

INSTITUTO FEDERAL DA PARAÍBA
COORDENAÇÃO DO CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA



CLAUDIO PEREIRA MEGO QUINTEROS

Monitor de Atividade Cardíaca Online

João Pessoa
2023

CLAUDIO PEREIRA MEGO QUINTEROS

Monitor de Atividade Cardíaca Online

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Cleumar da Silva Moreira

João Pessoa
2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Biblioteca Nilo Peçanha do IFPB, *campus* João Pessoa

Q3m	Quinteros, Claudio Pereira Mego. Monitor de atividade cardíaca <i>online</i> / Claudio Pereira Mego Quinteros. - 2023. 39 f. : il. TCC (Graduação - Curso Superior de Bacharelado em Engenharia Elétrica) - Instituto Federal de Educação da Paraíba / Unidade Acadêmica de Processos Industriais, 2023. Orientação : Prof ^o D.r Cleumar da Silva Moreira. 1. Eletrocardiograma (ECG). 2. Monitor de atividade car- díaca. 3. Frequência cardíaca. 4. Coração. I. Título. CDU 616.12-073.7(043)
-----	--

Lucrecia Camilo de Lima
Bibliotecária - CRB 15/132

CLAUDIO PEREIRA MEGO QUINTEROS

Monitor de Atividade Cardíaca Online

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

BANCA EXAMINADORA



CLEUMAR DA SILVA MOREIRA
Data: 16/03/2023 10:16:30-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Cleumar da Silva Moreira, Dr. – IFPB
Orientador



LINCOLN MACHADO DE ARAUJO
Data: 16/03/2023 18:37:22-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Lincoln Machado de Araújo Dr. – IFPB
Membro da Banca



CRISTOVAO MACIO DE OLIVEIRA LIMA FILHO
Data: 16/03/2023 17:35:44-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Cristóvão Macio de Oliveira Lima Filho
MSc. – IFPB
Membro da Banca

João Pessoa, 22 de fevereiro de 2023.

Agradecimentos

Agradeço a Deus, pelo amor e apoio incondicional durante toda a minha vida. Aos meus pais, Pilar e Cláudio, por fazer o impossível para nos proporcionar o caminho dos estudos. À minha irmã, Vitória, no apoio e confiança durante toda a caminhada. À minha amada Mylenna, pela presença e apoio constantes nos últimos dias de conclusão deste trabalho. Por fim, mas nunca menos importantes, aos meus amigos, Gabriel Daltro, Tiago Daltro, D'Angelles, Adriano (Duffzão), Nandén, Luana, Gutierrez, Hellem, Jeff (Consagra) e Dener, que embora atarefados, encontraram sempre um jeito de mandar apoio, seja distante ou presencialmente. Amo todos vocês.

RESUMO

No cenário mundial atual, o monitoramento de sinais vitais tornou-se uma ferramenta indispensável, sobretudo nos últimos anos, devido à pandemia de COVID-19, através dos dispositivos de acompanhamento em tempo real de algumas informações, como a Frequência Cardíaca (FC) e o Eletrocardiograma (ECG), que auxilia a identificar algumas patologias, a partir da sua interpretação. Com isso, este trabalho apresenta o processo de desenvolvimento de um monitor de atividade cardíaca, que permite a integração e exibição da frequência cardíaca e do eletrocardiograma, em um ambiente remoto, através do protocolo MQTT, que realizará a conexão do dispositivo com o ambiente virtual, além de poder ser acompanhado pelo médico e pelo paciente.

Palavras-chave: Monitoramento, Frequência Cardíaca, ECG, atividade cardíaca.

ABSTRACT

In the current world scenario, the monitoring of vital signs has become an indispensable tool, especially in recent years, due to the COVID-19 pandemic, through real-time monitoring devices for some information, such as Heart Rate (HR) and the Electrocardiogram (ECG), which helps to identify some pathologies, based on their interpretation. Therefore, this work presents the development process of a cardiac activity monitor, which allows the integration and display of heart rate and electrocardiogram, in a remote environment, through the MQTT protocol, which will connect the device with the virtual environment, in addition to being accompanied by the doctor and the patient.

Keywords: *Monitoring, ECG, heart activity, heart rate.*

LISTA DE SIGLAS

AMPOP	<i>Amplificador Operacional</i>
BPM	<i>Batimentos Por Minuto</i>
CC	<i>Corrente Contínua</i>
CMRR	<i>Common-Mode Rejection Ratio</i>
DCV	<i>Doenças Cardiovasculares</i>
ECG	<i>Eletrocardiograma</i>
FC	<i>Frequência Cardíaca</i>
HTTP	<i>Hypertext Transfer Protocol</i>
IA	<i>Instrumentation Amplifier</i>
IoT	<i>Internet of Things</i>
IP	<i>Internet Protocol</i>
LA	<i>Left Arm</i>
LL	<i>Left Leg</i>
M2M	<i>Machine to Machine</i>
MQTT	<i>Message Queue Telemetry Transport</i>
RA	<i>Right Arm</i>
RLD	<i>Right Leg Drive</i>
TCP	<i>Transmission Control Protocol</i>
UTI	<i>Unidade de Terapia Intensiva</i>
WiFi	<i>Wireless Fidelity</i>

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Triângulo de Einthoven.	14
Figura 2 – Eventos Principais de um ECG.	17
Figura 3 – Circuito Esquemático do Monitor Cardíaco.	20
Figura 4 – Fluxograma de operação do Monitor de Atividade Cardíaca.	21
Figura 5 – Local de instalação dos eletrodos.	22
Figura 6 – Amplificador Operacional Ideal.	24
Figura 7 – Diagrama de Blocos Funcional AD8232.	26
Figura 8 – Pinagem do NodeMCU ESP8266 V3.	28
Figura 9 – Fluxograma do MQTT (Publisher-Broker-Subscribers).	29
Figura 10 – Plataforma Ubidots com Broker e Clientes.	32
Figura 11 – ECG sem escala com ruído em testes iniciais, exibido no excel.	34
Figura 12 – ECG, sem escala com redução de ruído.	35
Figura 13 – Forma de onda final do ECG.	35
Figura 14 – Interface do monitor de atividade cardíaca no servidor da Ubidots.	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tabela de custos do Monitor de Atividade Cardíaca	19
Tabela 2 – MQTT vs HTTP	30

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	OBJETIVOS	13
3	EVOLUÇÃO DOS MECANISMOS NO SISTEMA DE SAÚDE	14
3.1	Aquisição de Sinais Biológicos	16
3.1.1	Eletrocardiograma - ECG	16
3.1.2	Frequência Cardíaca - FC	18
4	MATERIAIS E MÉTODOS	19
4.0.1	Eletrodos	22
4.0.2	Condicionamento de Sinal	24
4.0.2.1	Amplificador Operacional	24
4.0.3	AD8232	26
4.0.4	NodeMCU ESP8266 V3	28
4.0.5	MQTT	29
4.0.6	Ubidots	32
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	34
6	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	37
	REFERÊNCIAS	38

1 INTRODUÇÃO

Os sinais vitais nos permitem observar o estado das estruturas dinâmicas biológicas e fisiológicas do corpo humano.

O monitoramento da atividade e frequência cardíaca é uma ferramenta utilizada na prevenção do agravamento e tratamento de algumas patologias, como por exemplo arritmias, fibrilações e outros distúrbios de condução intraventricular.

As doenças cardiovasculares (DCVs) representam 32% das mortes em todo o mundo. Identificar as pessoas com maior risco de serem acometidas por estas doenças e garantir que elas recebam o tratamento adequado pode prevenir mortes prematuras (World Health Organization, 2022).

Para o diagnóstico inicial do estado do paciente que venha a procurar uma unidade de saúde, os sinais vitais são parâmetros importantes na determinação dos procedimentos que serão realizados dentro dessa unidade (CHRISOSTOMO; LEDEL; OLIVEIRA, 2019).

Existem procedimentos invasivos e não invasivos para monitorar um sinal vital. O eletrocardiograma (ECG), segundo Guerreiro (2017), é uma ferramenta de diagnóstico primário não invasiva utilizada para identificar as doenças cardiovasculares. Consiste em gravar a corrente elétrica gerada em forma de impulsos pelo coração e representá-las graficamente. Esses impulsos representam a atividade cardíaca do indivíduo monitorado.

Segundo Aoyama, Paz e Gomes (2019), a frequência cardíaca (FC), é caracterizada pelo número de vezes que o coração contrai e relaxa, isto é, corresponde ao número de batimentos por minuto (*bpm*). A FC é uma informação importante acerca do estado de saúde de uma pessoa e um excelente indicador do nível de intensidade de trabalho do coração, principalmente quando se deseja avaliar diferentes parâmetros fisiológicos.

Durante o período de pandemia iniciado no Brasil dia 26 de fevereiro de 2020 e o aumento no número de casos de Covid-19 ao longo de dois anos e meio, se fez necessário o uso de aparelhos para monitoramento de sinais vitais, como frequência cardíaca, oximetria e pressão arterial, através de monitores multiparamétricos, encontrados em clínicas e hospitais e alguns em aparelhos móveis, como oxímetros de dedo, *smartwatches*, dentre outros monitores acessíveis à população.

Neste trabalho serão abordados os passos para o desenvolvimento do protótipo de um monitor de atividade cardíaca e de uma plataforma de visualização online das informações obtidas através do indivíduo analisado. Os parâmetros que poderão ser visualizados na plataforma serão o Eletrocardiograma (ECG) e a Frequência Cardíaca (FC).

É importante ressaltar que o dispositivo em desenvolvimento atuará como ferramenta de monitoramento básico e domiciliar do usuário, não servindo ao diagnóstico médico final realizado pelo cardiologista.

Este trabalho será organizado da seguinte forma:

- Introdução, que abordará a justificativa do trabalho, objetivo geral e específicos e aplicação da ferramenta desenvolvida;
- Fundamentação Teórica, pesquisa bibliográfica que abordará os assuntos relevantes e diretamente relacionados ao trabalho de uma forma geral;
- Materiais e Métodos, que tratará das abordagens, dispositivos e ferramentas utilizados ao longo do projeto, para obtenção do resultado final;
- Resultados e Discussão, que apresentará as dificuldades encontradas durante a elaboração do trabalho, bem como os resultados obtidos com as leituras e desenvolvimento do *software*;
- Conclusão e Trabalhos Futuros, finaliza o trabalho através de comentários acerca do conteúdo apresentado e indica pontos de possíveis melhorias, a fim de serem abordadas em futuros projetos.

2 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver um dispositivo que seja capaz de monitorar a atividade cardíaca básica de um paciente, através da exibição da frequência cardíaca e da curva característica de um eletrocardiograma.

Como objetivos específicos, são apresentados os seguintes itens:

- Montagem do circuito referente ao dispositivo de monitoramento cardíaco na *prototype board*, para testes e modificações, conforme as necessidades do protótipo;
- Desenvolvimento de um algoritmo que realize a leitura dos pulsos originários dos eletrodos instalados no corpo do usuário (paciente) e os envie via protocolo MQTT para um servidor *online*, que exibirá a frequência cardíaca e alertas, caso a frequência cardíaca esteja alterada. Sua versão completa e comentada poderá ser visualizada através do link <https://github.com/QuinterosC/TCC_MonitorCardiacoOnline>;
- Criação de um ambiente dentro do servidor para recebimento dos dados enviados pelo NodeMCU ESP8266;
- Comentar dados obtidos e abordar possíveis melhorias do protótipo e da ferramenta de visualização em trabalhos futuros.

3 Evolução dos Mecanismos no Sistema de Saúde

Ao longo dos anos, o processo de desenvolvimento das ciências médicas foi caracterizado por uma intensa multidisciplinaridade, que envolvia as principais áreas da ciência aplicada (química, física, engenharia, microbiologia, fisiologia e farmacologia), desenvolvendo aparelhos e técnicas para diagnóstico e tratamento das mais variadas doenças (BRONZINO, 2006).

O corpo humano possui características de um condutor elétrico. Dessa forma, é possível captar as variações de potencial do coração na superfície do corpo, em forma de sinais de ECG (Eletrocardiografia) (GUERREIRO, 2017).

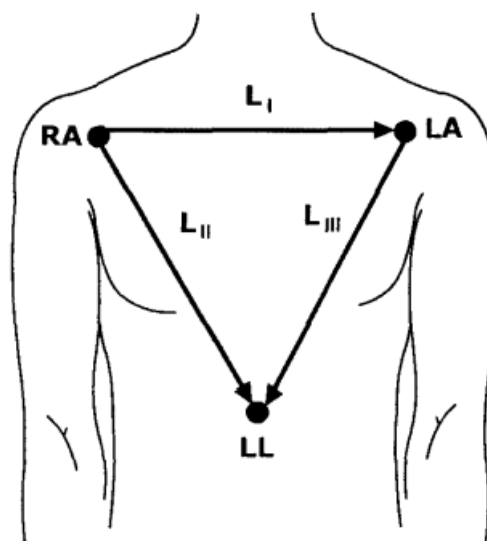
De acordo com o Bronzino (2006), o primeiro eletrocardiógrafo surgiu em 1903, com o fisiologista holandês Willem Einthoven, dando início a uma nova era, tanto na área da medicina cardiovascular, quanto nas técnicas de medição de parâmetros elétricos do corpo humano.

De acordo com o Ministério da Saúde (2002), em 1912 Einthoven descreveu um triângulo equilátero, representado pelas derivações I, II e III, com o objetivo de facilitar a padronização no momento do posicionamento dos eletrodos no corpo do indivíduo.

Os eletrodos correspondentes ao *Triângulo de Einthoven* são colocados sobre os pulsos do braço direito e esquerdo (RA e LA) e no tornozelo esquerdo (LL).

A Figura 1 representa o local de instalações dos eletrodos, formando o triângulo equilátero descrito por Einthoven.

Figura 1 – Triângulo de Einthoven.



Fonte: (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002, p.340)

A morfologia do ECG depende dos seguintes fatores: estado do gerador, sinal elétrico, meio condutor e distribuição e localização dos eletrodos de registro sobre a superfície do corpo (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002).

De acordo com o Ministério da Saúde (2002), o monitor cardíaco para monitoramento contínuo do ECG é utilizado em centros cirúrgicos e UTIs, juntamente com o monitoramento de temperatura, respiração e pressão sanguínea. Esse tipo de equipamento biomédico pode indicar outros parâmetros, como a Frequência Cardíaca e o *status* das conexões com os eletrodos.

Um dos desafios enfrentados pela engenharia biomédica está associado à aquisição dos sinais biológicos, pois eles são da ordem de mV e possuem uma quantidade significativa de ruído associado a eles. A Seção 3.1 apresenta formas de contornar e atenuar estes fatores, para que se possa ter uma leitura mais precisa da grandeza que se deseja monitorar.

3.1 Aquisição de Sinais Biológicos

Os sinais biológicos obtidos são naturalmente somados a uma quantidade significativa de ruído, inviabilizando a leitura e análise direta do sinal bruto. Para obter a informação com um nível de confiabilidade aceitável, é necessário processar o sinal bruto obtido através do corpo humano (BRONZINO, 2006).

Os parâmetros cardíacos monitorados neste trabalho serão o sinal de ECG e a Frequência Cardíaca, que serão apresentados nas próximas seções.

3.1.1 Eletrocardiograma - ECG

O Eletrocardiograma (ECG) é o exame que representa o registro da atividade elétrica do coração, a partir de eletrodos colocados sobre o corpo do paciente. Durante o ciclo cardíaco, a atividade elétrica caracteriza-se por cinco fases, que são as ondas e deflexões apresentadas ao longo do exame. As ondas registradas são designadas pelas letras P, Q, R, S e T (ARAUJO, 2019).

Sobre o eletrocardiograma, segundo o autor:

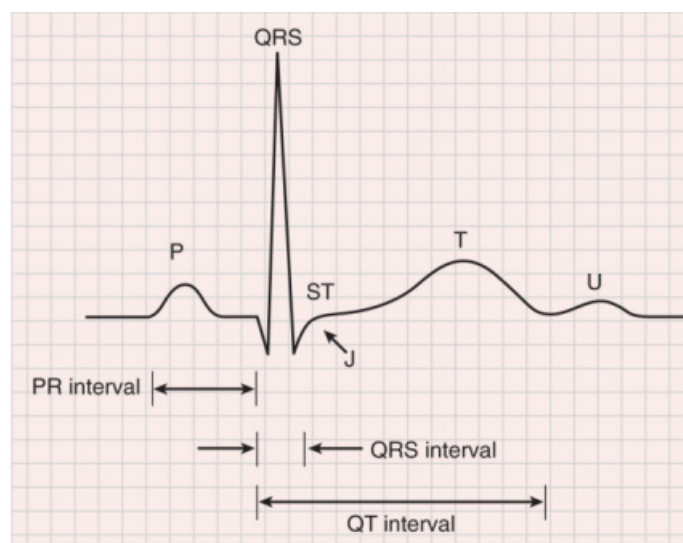
O ECG pode ser medido sobre qualquer ponto do corpo humano. A corrente iônica gerada pela frente de despolarização encontra um caminho de baixa resistência através do corpo, até os eletrodos de registro. O coração é o gerador elétrico e o tórax, considerado um volume condutor linear, pode ser representado como uma carga resistiva; o potencial elétrico medido sofre atenuação com a distância do gerador (sobre o tórax, a amplitude típica é de $5mV$ (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002, p.340).

A morfologia do ECG depende de fatores como o estado do gerador, sinal elétrico, meio condutor e da distribuição e localização dos eletrodos de registro sobre a superfície do corpo, as derivações (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002). A Figura 2 representa uma onda de ECG típica.

Cada elemento de onda que compõe o ECG típico representa uma característica do comportamento do coração:

- A onda P representa a contração atrial;
- O complexo QRS, a contração ventricular;
- A onda T indica a repolarização dos ventrículos;
- A onda U nem sempre aparece no traçado do ECG típico.

A ausência ou alteração de cada uma dessas ondas pode representar diversas patologias cardíacas, como fibrilações, isquemias ou ainda lesões no músculo cardíaco.

Figura 2 – Eventos Principais de um ECG.

Fonte: (FEUP, 2012)

Associada ao ECG está a Frequência Cardíaca que, conforme sua variação, serve como ferramenta de identificação para alguma patologia no músculo cardíaco, bem como de alerta para o médico.

3.1.2 Frequência Cardíaca - FC

A Frequência Cardíaca (FC) é a quantidade de contrações ou batimentos cardíacos por minuto. Ela é determinada pelo complexo QRS registrado no ECG. Uma pessoa em repouso possui entre 50 a 100 *bpm* (batimentos por minuto); em exercício, esse valor pode chegar a 200 *bpm* (ARAÚJO, 2019).

Segundo Araújo (2019), o músculo cardíaco é capaz de manter seu ritmo adequado, portanto, a Frequência Cardíaca (FC) é definida como um parâmetro que depende diretamente das condições fisiológicas existentes, como o estado de repouso, na prática de exercícios físicos, estado de vigília, estado de sono, condicionamento físico ou alguma patologia.

A frequência cardíaca é mensurada manualmente, através da palpação da artéria radial, acima do pulso, utilizando os dedos indicador e médio. Em ambientes como a UTI, esse parâmetro é verificado através de monitores multiparamétricos (ARAÚJO, 2019).

Para que ocorra o monitoramento dos sinais de ECG e de FC é necessário estabelecer a conexão entre o corpo humano e o sistema de condicionamento dos sinais bioelétricos, realizada através dos eletrodos, apresentados no Capítulo 4, onde serão apresentados os materiais e a metodologia adotada para desenvolvimento do monitor de atividade cardíaca.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Esta seção aborda os materiais e métodos utilizados, desde a aquisição dos sinais cardíacos até o envio destas informações via protocolo MQTT até o servidor da Ubidots, que por sua vez, será responsável pela criação do *broker* online e da variável que armazenará os valores que serão publicados.

Para a montagem do protótipo do monitor apresentado neste trabalho foram utilizados os seguintes materiais:

- Monitor de condicionamento de sinais cardíacos AD8232, que realiza a aquisição, condicionamento e filtragem dos sinais de ECG, dentre outros potenciais bioelétricos;
- Microcontrolador NodeMCU ESP8266, para processar os sinais e enviá-los através do protocolo MQTT para o *broker*;
- *Protoboard*, plataforma utilizada para montagem do protótipo, realização de testes e análises.

Para o desenvolvimento do monitor de atividade cardíaca de baixo custo, foi necessário realizar uma pesquisa de preço, a fim de encontrar dispositivos que fossem capaz de atender às exigências do projeto, tanto do ponto de vista financeiro, quanto pelo poder de processamento. A Tabela 1 apresenta os custos para o desenvolvimento do projeto.

Tabela 1 – Tabela de custos do Monitor de Atividade Cardíaca

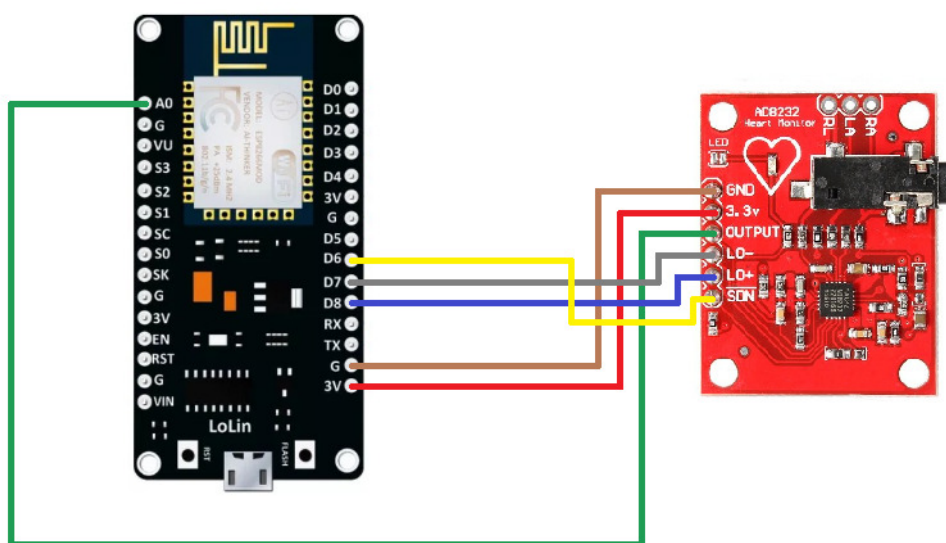
Item	Valor
Monitor de condicionamento de sinais AD8232	R\$ 65,00
Módulo NodeMCU ESP8266 V3	R\$ 55,50
Conjunto de eletrodos	R\$ 29,58
Frete	R\$ 55,00
TOTAL	R\$ 205,08

Fonte: Autoria Própria

Embora a Tabela 1 contenha os valores de cada item para implementação deste monitor, deve-se refazer a pesquisa de preço, de modo a estabelecer um comparativo quanto à variação de custo deste projeto.

A primeira etapa do desenvolvimento do monitor de atividade cardíaca foi realizar a montagem do circuito em uma *protoboard*, seguindo o modelo esquemático ilustrado na Figura 3.

Figura 3 – Circuito Esquemático do Monitor Cardíaco.

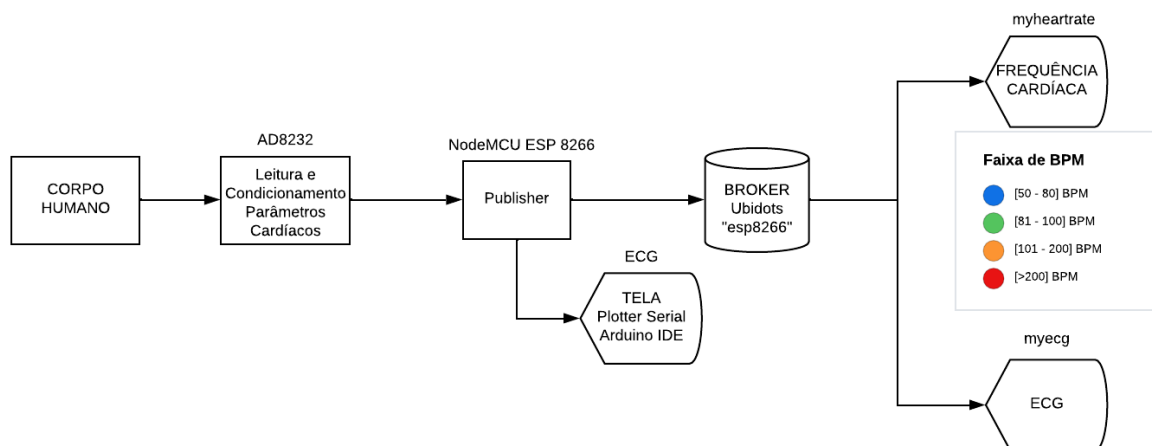


Fonte: Autoria Própria

De acordo com o modelo esquemático, devemos dar atenção aos pinos LO-, LO+, SDN e Output, do monitor de condicionamento AD8232, pois cada um possui uma função essencial para o funcionamento do sistema de monitoramento. Por exemplo, os pinos LO- e LO+ estão associados aos pinos D7 e D8 da ESP8266 e possuem a função descrita no algoritmo de gerenciar a conexão com os eletrodos. Já o pino SDN do AD8232, ligado ao pino D6 da ESP8266, representa de forma digital, a confirmação de identificação positiva ou negativa de uma onda R. Por fim, o pino Output, conectado à saída analógica da ESP8266 realiza a leitura do ECG que será filtrada e amplificada pelo AD8232.

Como citado no Capítulo 3, a faixa de frequência para monitoramento cardíaco é de 0,5 a 40Hz. O Teorema de Nyquist da amostragem, diz que a frequência de amostragem deverá ser, no mínimo, duas vezes maior do que o maior elemento da frequência de corte. Neste trabalho, a Frequência de Amostragem foi determinada em 200Hz.

O monitor de atividade cardíaca desenvolvido realiza uma sequência de passos até chegar à exibição do sinal de ECG apresentado na tela do computador. Esse processo é ilustrado resumidamente através do fluxograma apresentado na Figura 4.

Figura 4 – Fluxograma de operação do Monitor de Atividade Cardíaca.

Fonte: Autoria Própria

Para que a primeira etapa deste fluxograma seja realizada de maneira desejada e o sinal elétrico proveniente do corpo humano seja condicionado adequadamente, com a menor quantidade de ruído possível, é necessário que o eletrodo tenha uma boa conexão com o corpo do paciente e para tal, utilizam-se métodos e elementos de condução que serão apresentados na Seção 4.0.1.

4.0.1 Eletrodos

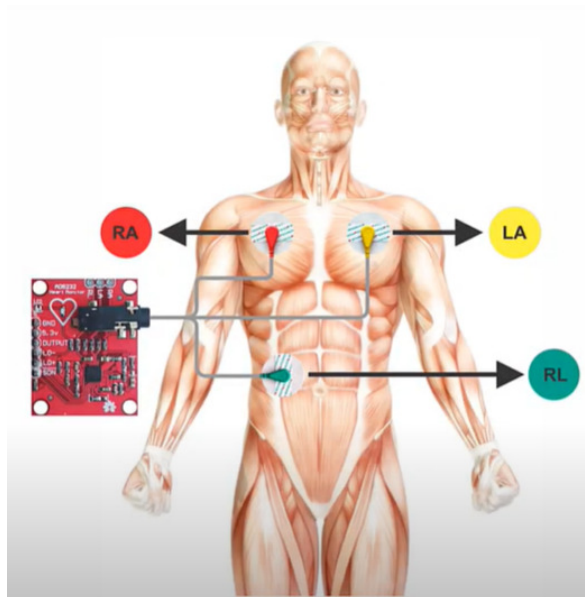
Um dos elementos principais deste trabalho são os eletrodos, pois eles serão responsáveis pelo contato inicial com o dado que será transportado e conduzido através dos estágios de filtragem do AD8232. Para que a aquisição do sinal seja feita de maneira eficiente, é necessário estabelecer uma conexão adequada do corpo do paciente com o eletrodo, utilizando um gel condutor.

De acordo com o Ministério da Saúde (2002), os eletrodos de ECG são constituídos normalmente de prata clorada, sendo o contato elétrico com a pele aumentado com o uso de um gel eletrolítico, feito à base de cloro. Existem diferentes tipos de eletrodos. Os mais comuns são os eletrodos de sucção, para contato diretamente no peito; placa, para contato nas extremidades e descartável ou adesivo, comumente utilizado em diagnóstico de esforço ou em situações de emergência, como monitoramento de longa duração, como os feitos em UTIs. Os eletrodos utilizados neste trabalho são os do tipo descartável, ou adesivo.

É importante ressaltar que antes da aplicação do gel condutor, juntamente com a fixação do eletrodo, deverá ser realizada a limpeza da área da pele onde será realizada a aplicação, retirando todos os pelos (se necessário), suor e gordura.

Neste trabalho, a instalação dos eletrodos no local correto, assim como ilustrado na Figura 5, seguindo todos os passos para tornar a aquisição dos sinais elétricos mais eficiente é essencial.

Figura 5 – Local de instalação dos eletrodos.



Fonte: Autoria Própria

A ideia do posicionamento dos eletrodos apresentados na Figura 5 é criar o Triângulo de Einthoven e assim obter o sinal de ECG desejado.

Os sinais captados do corpo humano através dos eletrodos são da ordem de mV , isto é, para que a análise deste sinal seja adequada, é necessário realizar o seu condicionamento, através da amplificação e filtragem deste sinal, como será apresentado na Seção 4.0.2.

4.0.2 Condicionamento de Sinal

A função primária de um sistema de aquisição de ECG passa inicialmente pela leitura realizada nos eletrodos, que conduzirão a corrente elétrica através do seu condutor até a placa onde o sinal será filtrado, o monitor AD8232.

Posteriormente, o sinal elétrico do coração é amplificado e o processo de rejeição de artefatos, ruídos biológicos e ambientais é iniciado utilizando o amplificador diferencial. Num estágio posterior da amplificação do sinal adquirido, a resposta em frequência é ajustada e o sinal registrado poderá ser visualizado, processado ou até mesmo transmitido para análise adequada (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002).

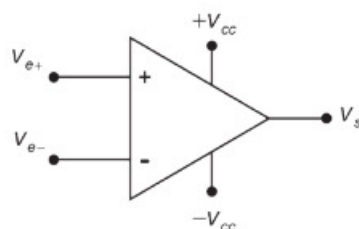
O amplificador operacional é um dispositivo versátil, utilizado neste trabalho no AD8232 para amplificar os sinais elétricos originários do corpo humano e atenuar os ruídos resultantes da interação do corpo humano com os eletrodos. Suas características elétricas e construtivas serão apresentadas na Seção 4.0.2.1.

4.0.2.1 Amplificador Operacional

O Amplificador Operacional, ou "Amp Op", é um componente eletrônico composto por resistências, transistores, capacitores, entre outros componentes embutidos em um mesmo encapsulamento. Na prática, é um amplificador com entrada diferencial e saída simples (TEIXEIRA, 2017).

Uma característica importante dos amplificadores operacionais, é que eles são dispositivos diretamente acoplados, isto é, um amplificador de corrente contínua (CC), que amplifica sinais cujas frequências são baixas ou até mesmo iguais a zero (SEDRA; SMITH, 2007). A Figura 6 representa um modelo de Amp Op ideal.

Figura 6 – Amplificador Operacional Ideal.



Fonte: (TEIXEIRA, 2017, p.79)

Este tipo de amplificador apresenta característica de diferença de sinal, ou seja, é um dispositivo projetado que opera como um sensor da diferença entre os sinais de tensão aplicados nos seus dois terminais de entrada, isto é, $(V_{e+} - V_{e-})$ (SEDRA; SMITH, 2007). O Amp Op responde apenas à diferença de sinal $(V_{e+} - V_{e-})$, portanto, ignora qualquer sinal comum a ambas as entradas, ou seja, se $(V_{e+} = V_{e-}) = 1V$, então, teoricamente $V_{out} = 0$.

Conclui-se a partir dessa afirmação, que o amplificador operacional rejeita o modo comum, ou equivalentemente, possui uma rejeição de modo comum infinita (SEDRA; SMITH, 2007). O Amp Op ideal apresenta algumas outras características específicas do modelo, como ganho infinito, impedância de entrada tendendo ao infinito e impedância de saída tendendo a zero (NISE, 2013).

O monitor AD8232 tem integrado à sua placa um circuito de rejeição de modo comum CMRR, com o intuito de atenuar alguns sinais indesejados, que poluiriam a leitura final do ECG.

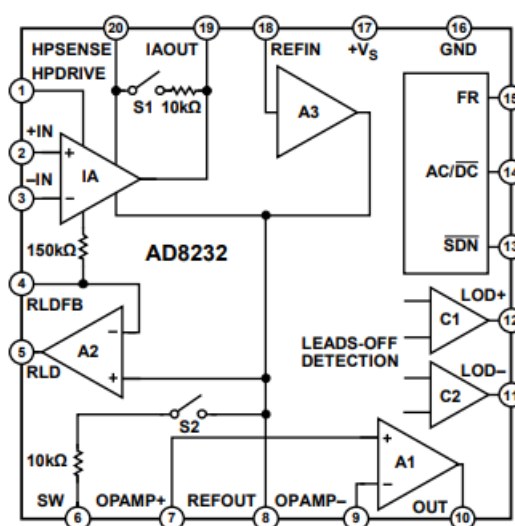
O processo de leitura e condicionamento (filtragem e amplificação) do sinal de ECG obtido é realizado pelo dispositivo integrado AD8232, apresentado na Seção 4.0.3.

4.0.3 AD8232

O AD8232 é um monitor integrado de condicionamento de sinais bioelétricos, dentre os quais estão o ECG e a Frequência Cardíaca (FC). Este dispositivo foi projetado para extrair, amplificar e filtrar pequenos potenciais bioelétricos na presença de ruídos causados movimento ou local de inserção dos eletrodos (ANALOG DEVICES, 2020).

Constituído por um amplificador de instrumentação (IA), um amplificador operacional (A1), além de um amplificador RLD (*Red Leg Drive*) (A2) e um buffer de referência (A3), que permite a recuperação do sinal obtido mesmo após uma reconexão dos eletrodos (ANALOG DEVICES, 2020). O diagrama de blocos funcional do AD8232 é representado pela Figura 7.

Figura 7 – Diagrama de Blocos Funcional AD8232.



Fonte: (ANALOG DEVICES, 2020)

O princípio de funcionamento consiste em um amplificador operacional não inversor e um filtro passa baixas de três pólos na entrada do AD8232, para amplificar o sinal e remover ruídos intrínsecos a ele, como por exemplo, os ruídos provenientes de movimentos do corpo humano (ANALOG DEVICES, 2020). Esse filtro está limitado à frequência de operação do sinal do ECG, que situa-se na faixa de $0,5 - 40\text{Hz}$, citada no Capítulo 3.

O AD8232 está conectado ao NodeMCU ESP8266, que de acordo com o fluxograma da Figura 4 é responsável por exibir localmente o sinal do ECG, através do *Plotter Serial* da IDE do Arduino e enviar o sinal de frequência cardíaca lidas naquele instante de tempo e associá-las a uma cor definida pela plataforma da Ubidots, apresentada na Seção 4.0.6.

O cálculo da FC tem como base a identificação da onda R do complexo QRS. Esta identificação é realizada através de um limiar estabelecido no algoritmo. A partir daí, é realizada a contagem das ondas R em um período de 10 segundos e o cálculo é obtido através da Equação 4.1.

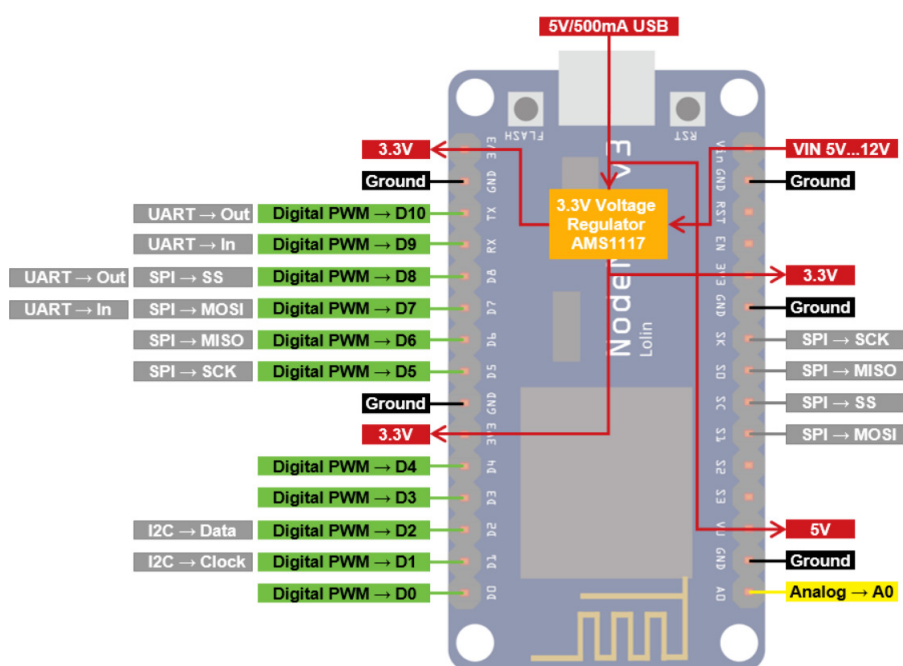
$$FC = RR_{10segundos} * 6 \quad (4.1)$$

Onde $RR_{10segundos}$ representa o número de ondas R. No algoritmo final, este número é armazenado por uma variável acumuladora.

4.0.4 NodeMCU ESP8266 V3

O NodeMCU8266 V3 utilizado neste trabalho é baseado no microcontrolador ESP8266, desenvolvido pela Espressif Systems, localizada em Xangai, na China. Possui conexão sem fio com a Internet, padrão IEEE 802.11 b/g/n, resolução de 10 bits, 11 pinos de entrada e saída digital, 1 entrada analógica (DIYIOT, 2021). A Figura 8 apresenta a disposição dos pinos no NodeMCU ESP8266.

Figura 8 – Pinagem do NodeMCU ESP8266 V3.



Fonte: (DIYIOT, 2021)

Esse dispositivo é o responsável por enviar o sinal condicionado pelo AD8232 através da conexão local de WiFi, utilizando o protocolo TCP/IP, para o servidor da Ubidots, que utilizará o protocolo de MQTT apresentado na Seção 4.0.5, para conectar os dispositivos de *hardware* com o ambiente virtual.

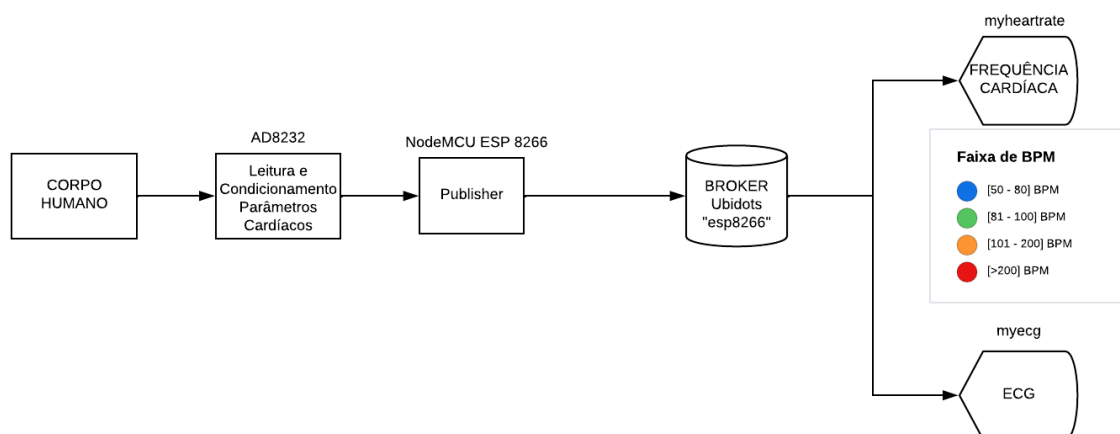
4.0.5 MQTT

Projetado em 1999 pelos engenheiros Andy Stanford-Clark e Arlen Nipper, tinha o objetivo de conectar sistemas de telemetria de oleodutos monitorados por satélites. Até o ano de 2010 era um protocolo privado, contudo, o seu uso foi liberado em royalties e, por fim, em 2014 tornou-se padrão OASIS (HI TECNOLOGIA, 2021).

Segundo o autor, MQTT (Message Queue Telemetry Transport) é um protocolo de transporte de dados, tendo como base a comunicação *publish/subscribe* (publicação/inscrição). A troca de mensagens entre os dispositivos ocorre através do *publisher* (servidor), que publica a informação em um local, que atuará como mediador entre o cliente e o servidor, o *broker*, que por sua vez, enviará a mensagem a todos os clientes que estiverem inscritos (*subscribers*) no tópico anunciado (HIVEMQ, 2022).

Este protocolo tem como característica principal sua fácil implementação e leveza, pois consome pouca banda da rede utilizada, enviando apenas os dados e informações solicitadas pelos clientes. Estas características o faz ideal para uso em diversos ambientes e aplicações, como Machine to Machine (M2M) e Internet das Coisas (IoT) (HIVEMQ, 2022). O fluxograma ilustrado pela Figura 9 representa o princípio de funcionamento do protocolo MQTT neste trabalho.

Figura 9 – Fluxograma do MQTT (Publisher-Broker-Subscribers).



Fonte: Autoria Própria

A operação de comunicação do monitor de atividade cardíaca tem início com a publicação das informações através do *publisher*, o NodeMCU ESP8266 V3, no *broker* chamado **esp8266**, localizado no servidor da Ubidots.

Para visualização das informações pelo usuário, foi desenvolvida uma interface na plataforma da Ubidots, que consiste em um indicador, que exibe quando está recebendo dados do *publisher*; um outro indicador, que varia sua cor, conforme a faixa da FC, indicada na Figura 9; e por fim, uma janela de gráfico que exibe o ECG a partir de valores recebidos.

Foi utilizado neste trabalho, a nível de comparação, a monografia de Sarah Yasmini Costa da Silva (2017), que realizou a comunicação de um monitor cardíaco com o servidor *online* através do protocolo HTTP, que também segue a mesma proposta do MQTT, cliente-servidor e utiliza o protocolo TCP para transmissão das informações. Contudo, este outro método de comunicação apresenta algumas diferenças em relação ao protocolo MQTT utilizado neste trabalho, sendo portanto listadas a seguir na Tabela 2.

Tabela 2 – MQTT vs HTTP

MQTT	HTTP
Projetado para aplicação em Internet das Coisas (IoT)	Criado para disponibilizar documentos online
Solicitações trabalhadas ao mesmo tempo	Solicitações trabalhadas uma de cada vez
Fluxo de mensagens bidirecional (cliente-servidor, servidor-cliente)	Fluxo de mensagens unidirecional (cliente-servidor)
Cabeçalho fixo de 2 bytes	Cabeçalho fixo de 8 bytes

Fonte: (HIVEMQ, 2022)

Além do que já foi mencionado na Tabela 2, no quesito **segurança e proteção de dados** o protocolo MQTT também leva vantagem, pois trabalha com certificados SSL, que segundo o site da Kaspersky (2023), este tipo de certificado digital autentica a identidade de um site e cria um link criptografado para transporte de informações entre um servidor Web e um navegador, por exemplo. Também é utilizado por empresas e organizações para proteger transações *online*. O processo é conhecido como um "aperto de mão SSL" e dura milissegundos

Seu princípio de funcionamento consiste em:

1. Um navegador ou servidor tenta se conectar a um site.
2. O navegador ou servidor solicita que esse servidor Web se identifique.
3. Como resposta, o servidor Web envia uma cópia do seu certificado SSL para o navegador ou servidor.
4. O navegador ou servidor verifica se o certificado SSL é de confiança. Se for, ele sinaliza isso ao servidor Web.
5. O servidor Web retorna então uma confirmação assinada digitalmente para dar início a uma sessão criptografada por SSL.
6. Os dados criptografados são compartilhados entre o navegador ou servidor e o servidor Web (KASPERSKY, 2023).

Com isto, conclui-se que o protocolo MQTT possui algumas vantagens em relação ao protocolo HTTP utilizado no trabalho comparado, tornando-o ideal para este tipo de aplicação, pois funciona sob condições significativamente limitadas, tanto por *hardware*, quanto por *software*, além de não ter sua eficiência comprometida, quando a aplicação é utilizada em uma conexão lenta com a internet.

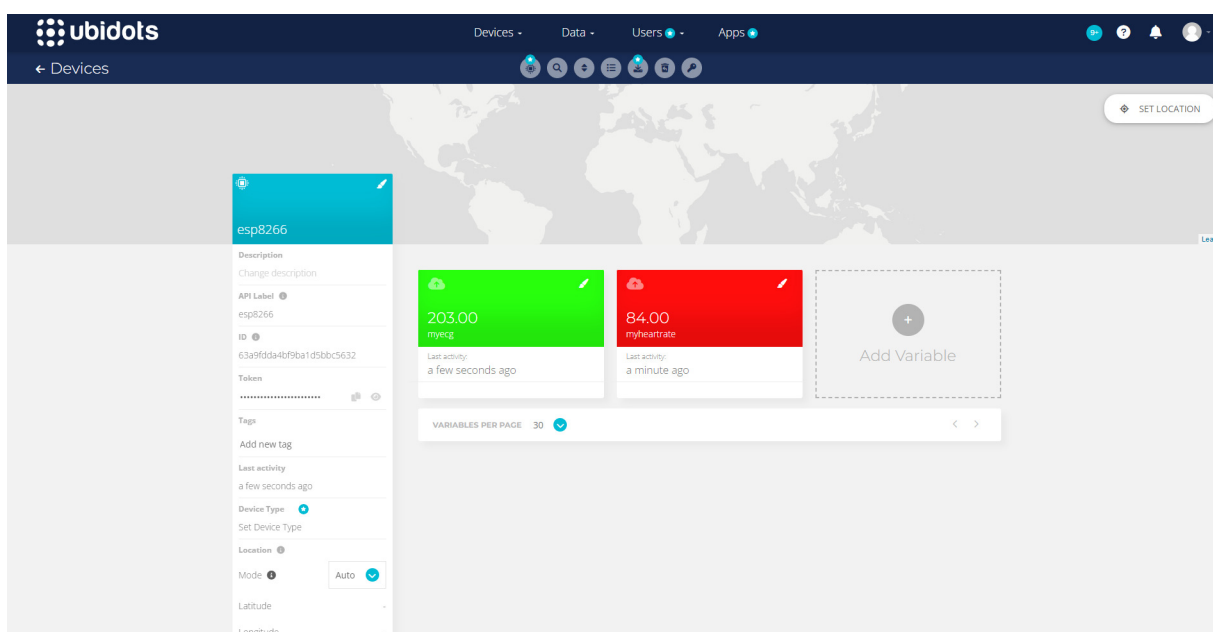
Através do protocolo MQTT, as informações contendo o sinal de ECG, bem como o valor resultante do cálculo da frequência cardíaca, juntamente com uma mensagem de alerta serão enviados para a plataforma do Ubidots, apresentada na Seção 4.0.6, onde se localiza o broker e o ambiente para visualização dos parâmetros medidos com o AD8232.

4.0.6 Ubidots

Ubidots é uma plataforma de desenvolvimento industrial para aplicações em IoT. Tem o objetivo de facilitar a exibição de parâmetros e promover a interatividade do usuário com seus serviços, tanto no ambiente industrial, quanto no ambiente virtual. Possui mais de 20 tipos de *widgets*¹ para auxiliar na construção de aplicações, como por exemplo o monitoramento de condicionamento físico, ambiental, gerenciamento de energia, nível, entre outros (UBIDOTS, 2023).

A seguir, a Figura 10 apresenta a plataforma Ubidots dentro da seção "Devices", onde estão localizados o *broker* criado, o **esp8266** e os *clients*, **myecg** e **myheartrate**, respectivamente.

Figura 10 – Plataforma Ubidots com Broker e Clientes.



Fonte: (UBIDOTS, 2023)

Os parâmetros a serem publicados na plataforma serão os valores para a impressão de um gráfico de ECG e a frequência cardíaca, através de um indicador que varia sua coloração, conforme a faixa de valores exibidos no monitor e que serão descritos a seguir:

- **[50 - 80]bpm:** FC de Repouso, sinalizada pela cor azul;
- **[81 - 100]bpm:** FC Normal, sinalizada pela cor verde;
- **[101 - 200]bpm:** FC Elevada (Indica Esforço Físico), sinalizada pela cor laranja;
- **[>200]bpm:** FC de Alerta (Procure um Médico), sinalizada pela cor vermelha.

¹ widget: Atalho constituído de interface gráfica, com recurso com o objetivo de facilitar a visualização e utilização de parâmetros e ferramentas por parte do usuário.

Para finalizar a parte prática do trabalho, serão apresentados os resultados no Capítulo 5, identificando as dificuldades comentando sobre as etapas realizadas.

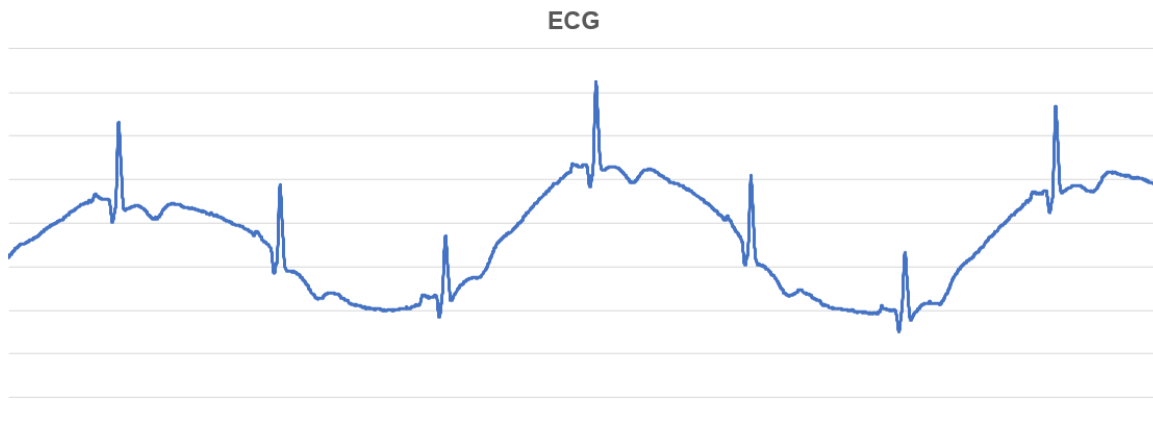
5 Resultados e Discussão

Durante o processo de elaboração do projeto do monitor de parâmetros cardíacos, o desafio era solucionar a presença de ruído, em decorrência de movimentos realizados em torno dos eletrodos, sejam para ajustes ou até mesmo em decorrência de movimentos involuntários.

Além disso, estabelecer o contato eficiente dos eletrodos com o corpo humano, tornou-se essencial para que o trabalho alcançasse êxito nos seus objetivos. Portanto, fatores que dificultavam a aquisição dos sinais cardíacos, como oleosidade, presença de pelos corporais e degradação do gel eletrolítico, tiveram de ser contornados, para que seus efeitos fossem atenuados.

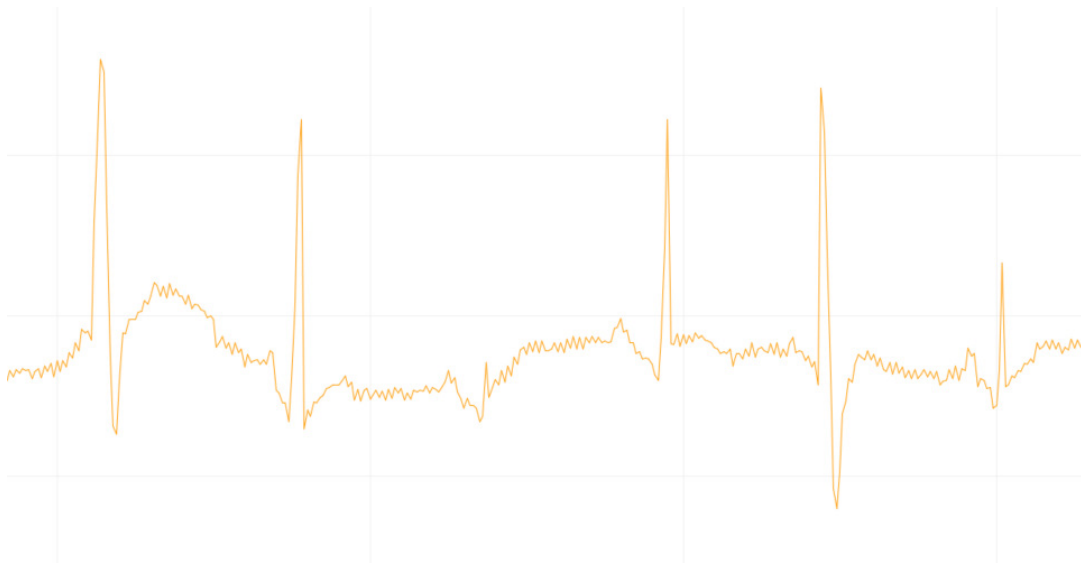
Os resultados iniciais, apresentados e ilustrado na Figura 11, indicam a presença de um sinal senoidal indesejado somado à forma de onda do ECG.

Figura 11 – ECG sem escala com ruído em testes iniciais, exibido no excel.



Fonte: Autoria Própria

Inicialmente, acreditava-se que este ruído estava relacionado à falta de atuação dos filtros do AD8232. Contudo, a localização dos testes foi alterada, que causou a atenuação do sinal, removendo praticamente todo o ruído senoidal, como ilustrado pela Figura 12. Após mais alguns testes, foi concluído que parte do ruído era proveniente da rede elétrica onde o dispositivo estava sendo testado.

Figura 12 – ECG, sem escala com redução de ruído.

Fonte: Autoria Própria

A próxima etapa consistia em substituir o conjunto de eletrodos e realizar novos testes. Realizada a substituição, foi obtida uma forma de onda semelhante à Figura 13, que descartou a hipótese da ausência de atuação do circuito de filtragem do AD8232.

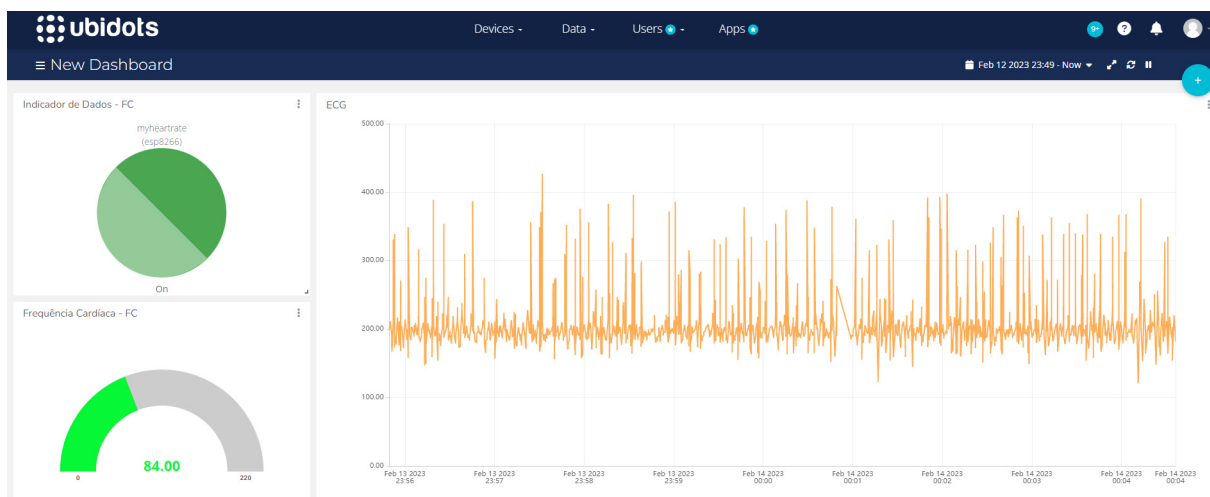
Para a visualização final do monitor, foram realizadas algumas otimizações na forma de exibição do gráfico de ECG. A principal delas foi a escolha mais adequada de inserção dos eletrodos e a medição dos parâmetros de forma inerte e com movimentação controlada, para perceber as variações na FC para além da faixa cardíaca de repouso. A forma final da onda de ECG é apresentada na Figura 13.

Figura 13 – Forma de onda final do ECG.

Fonte: Autoria Própria

Esta forma de onda foi obtida utilizando o *Plotter Serial* da plataforma Arduino CC, que permite a visualização do gráfico de maneira fidedigna ao sinal de ECG típico. Os valores utilizados para a obtenção deste gráfico foram enviados para o *broker* no servidor da Ubidots, juntamente com os valores de FC, como pode ser visualizado na Figura 14.

Figura 14 – Interface do monitor de atividade cardíaca no servidor da Ubidots.



Fonte: (UBIDOTS, 2023)

É possível observar na Figura 14 que a forma de onda do ECG está diferente da visualizada no *Plotter Serial* do Arduino. Isto ocorre devido ao gráfico disponível ser um gráfico de linha, tornando inviável sua visualização através da plataforma de forma gratuita.

O protótipo apresenta *design* compacto em relação ao *hardware*, quando comparado a trabalhos anteriores. Além disso, o *software* mostrou-se mais eficiente na transmissão de dados em relação aos trabalhos que utilizam o protocolo HTTP, pois, como já apresentado pela Tabela 2, o protocolo MQTT apresenta tempo de atualização de dados inferior, pois possibilita o envio apenas dos dados solicitados pelo *broker*, economizando a banda de rede e proporcionando ao usuário o acompanhamento em tempo real.

6 Conclusão e Trabalhos Futuros

Este trabalho apresentou conceitos fundamentais para a construção de um dispositivo de leitura de parâmetros cardíacos, para uso doméstico, de baixo custo, pois fornece uma ferramenta eficaz aos pacientes que apresentam necessidade de monitoramento cardíaco constante.

Com o auxílio do NodeMCU8266 V3 associado à placa de monitoramento de sinais cardíacos, a AD8232 e interligados através do protocolo MQTT ao servidor da Ubidots, que tem como finalidade a realização de projetos que abordam IoT, foi possível construir uma aplicação para monitoramento cardíaco online, capaz de fornecer medições em tempo real de qualquer paciente dentro da sua própria residência. Para alcançar tal objetivo, foi necessário criar dentro da plataforma Ubidots as ferramentas necessárias para uma conexão via protocolo MQTT bem sucedida: Um *broker*, para atuar como intermediador das informações; o tópico, que por sua vez, permite a visualização da informação solicitada através dos clientes inscritos nele; e por fim, realizar de forma assertiva a interligação de todas as ferramentas, para que os processos de publicação (*publish*) e inscrição (*subscribe*) fossem concluídos.

O circuito atual tem a capacidade de incorporar ao produto final maiores funcionalidades. Como trabalhos futuros, é possível apontar como aperfeiçoamento, a implantação das medições da frequência respiratória e oximetria, transformando o sistema de monitoramento cardíaco básico, em um dispositivo com maior nível de complexidade.

Assim como no *hardware*, pode-se apontar no *software*, o aperfeiçoamento da visualização do gráfico do ECG online, que atualmente encontra-se com limitações, através da criação de um servidor dedicado apenas para a realização do monitoramento da atividade cardíaca.

Por fim, realizar o desenvolvimento final do dispositivo, que inclui a integração definitiva do NodeMCU ESP8266 V3 ao AD8232, além da instalação de uma fonte de alimentação recarregável, para aumentar a autonomia do monitor e de um monitor, para a visualização local do usuário.

REFERÊNCIAS

- ANALOG DEVICES. *Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End AD8232*. [S.l.: s.n.], 2020. v. 1.
- AOYAMA, E. de A.; PAZ, V. R. F. da S.; GOMES, M. M. F. Avaliação da resposta da frequência cardíaca de adultos durante teste cardiopulmonar. *A Produção do Conhecimento na Engenharia Biomédica*, 2019.
- ARAÚJO, E. R. Implantação de monitor multiparamétrico com acesso remoto em leito de UTI para cirurgia cardíaca. *Universidade Estadual da Paraíba. Campina Grande-PB*, 2019.
- BRONZINO, J. D. *The Biomedical Engineering Handbook*. [S.l.]: CRC Press, 2006. v. 3 ed.
- CHRISOSTOMO, B. M. de M.; LEDEL, L.; OLIVEIRA, R. F. de. Monitor multiparâmetro de sinais vitais utilizando hardware de baixo custo. *Instituto Federal de São Paulo - IFSP*, 2019.
- DIYIOT. *ESP8266 NodeMCU Tutorial*. 2021.
Disponível em: <<https://diyi0t.com/esp8266-nodemcu-tutorial/>>.
Acesso em: 14.08.2022.
- FEUP. *O Eletrocardiograma*. 2012.
Disponível em: <<https://paginas.fe.up.pt/~ee07135/ecg.html>>.
- GUERREIRO, A. V. Protótipo de um monitor multiparâmetro para eletrocardiograma e temperatura corporal. *Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia-MG*, 2017.
- HI TECNOLOGIA. *O que é o protocolo MQTT?* 2021.
Disponível em: <<https://www.hitecnologia.com.br/blog/o-que-e-protocolo-mqtt/>>.
Acesso em: 06.08.2022.
- HIVEMQ. *O que é o protocolo MQTT?* 2022.
Disponível em: <<https://www.hivemq.com/blog/mqtt-essentials-part-1-introducing-mqtt/>>.
Acesso em: 06.08.2022.
- KASPERSKY. *O que é certificado SSL - definição e explicação*. 2023.
Disponível em: <<https://www.kaspersky.com.br/resource-center/definitions/what-is-a-ssl-certificate>>.
Acesso em: 23.02.2023.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção*. [S.l.]: Ministério da Saúde, 2002. Brasília-DF, 2002. v. 1 ed.
- NISE, N. S. *Engenharia de Sistemas de Controle*. [S.l.]: LTC, 2013. v. 6 ed. Rio de Janeiro-RJ.
- SEDRA, A.; SMITH, K. C. *Microeletrônica*. [S.l.]: Pearson, 2007. v. 5 ed. São Paulo.

SILVA, S. Y. C. da. Monitor cardíaco com transmissão de dados via web. *Instituto Federal da Paraíba-IFPB*, IFPB, v. 1, p. 40, 2017.

TEIXEIRA, H. T. *Instrumentação Eletroeletrônica*. [S.l.]: Educacional S.A., 2017. v. 1 ed. Londrina-PR.

UBIDOTS. *Powerful, but simple Industrial IoT: Custom, beautiful visualizations*. 2023.

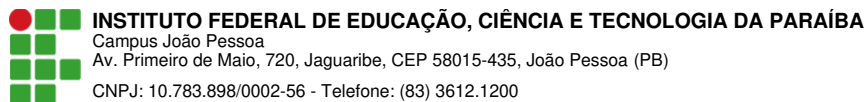
Disponível em: <<https://ubidots.com/>>.

Acesso em: 21.01.2023.

World Health Organization. *Cardiovascular Diseases*. 2022.

Disponível em: <https://www.who.int/health-topics/cardiovascular-diseases#tab=tab_1>.

Acesso em: 08.05.2022.



Documento Digitalizado Ostensivo (Público)

TCC

Assunto: TCC
Assinado por: Claudio Quinteros
Tipo do Documento: Relatório
Situação: Finalizado
Nível de Acesso: Ostensivo (Público)
Tipo do Conferência: Cópia Simples

Documento assinado eletronicamente por:

- **Claudio Pereira Mego Quinteros**, ALUNO (20141610497) DE BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA - JOÃO PESSOA, em 17/03/2023 09:10:22.

Este documento foi armazenado no SUAP em 17/03/2023. Para comprovar sua integridade, faça a leitura do QRCode ao lado ou acesse <https://suap.ifpb.edu.br/verificar-documento-externo/> e forneça os dados abaixo:

Código Verificador: 781562
Código de Autenticação: 22e4692d39

