

BANCO DE DADOS APLICADOS A EXAMES CLÍNICOS

Sandro César Fernandes
Tecnólogo em Automação Industrial
Graduando em Banco de Dados
sandro.fernandes@fatec.sp.gov.br

Orientador: Alexandre Galvani
Doutor em Mídia e Tecnologia e Docente na Fatec Bauru
alexandre.galvani@fatec.sp.gov.br

1 RESUMO

O acompanhamento clínico de um paciente por seu médico de confiança é um fator essencial para a qualidade de vida de pessoas acometidas por problemas cardíacos. Visando mitigar possíveis diagnósticos tardios, foi desenvolvido um pequeno equipamento que se dedica a reduzir custos e tempo tanto para o médico quanto para o paciente. Ele é composto por um microcontrolador capaz de receber os dados provenientes de um CI que realiza a leitura periódica de sinais cardíacos, um aplicativo de celular que recebe os dados e os envia a um servidor FTP. Lá, os dados brutos podem ser tratados posteriormente com aplicativos tanto de celular quanto de desktop, emitindo alertas quando o paciente apresenta disfunções ou leituras fora dos padrões por meio de uma técnica de machine learning.

Palavras-chave: análises; eletrocardiogramas; *MySQL*; economia; estado clínico.

2 INTRODUÇÃO

Na atualidade, segundo a ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DE SAÚDE (2023), as doenças cardiovasculares despontam como a principal causa de mortes no mundo. Os exames de rotina são essenciais para a percepção de problemas cardíacos, sendo o mais comum o exame denominado Holter cardíaco. Nesse exame, o paciente permanece por 24 horas com o equipamento ligado ao seu corpo, realizando periodicamente leituras dos sinais elétricos provenientes da polarização e despolarização dos átrios e ventrículos do coração. No entanto, a eficiência desse equipamento ainda não atende à demanda. Ele realiza leituras em intervalos predeterminados, não garantindo que, naquele momento, os sinais elétricos apresentem algo a ser observado. Outro problema é o tempo de espera para obter o resultado, que atualmente é de 7 dias. Esse tempo de diagnóstico para um cardíaco pode ser a diferença entre a vida e a morte. Na tentativa de reduzir esse tempo, bem como aumentar a eficiência na leitura, foi desenvolvido um pequeno equipamento de baixo custo que deveria atender a algumas metas bem claras:

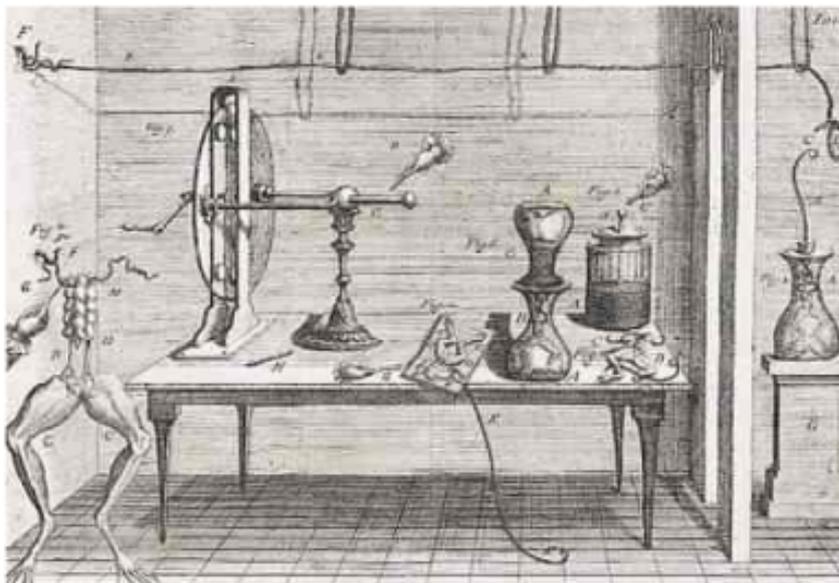
- a) Ter baixo custo;
- b) Ser portátil;
- c) Ser eficiente.

A ideia principal é que o paciente, em contato com seu médico cardiologista, receberá o equipamento e, em um aparelho de telefonia celular de sua propriedade, será instalado um aplicativo clínico que receberá a leitura dos sinais provenientes do equipamento nos momentos em que perceber qualquer alteração em seu ritmo cardíaco. Será entregue pelo médico um pequeno kit composto pelo equipamento em questão e com eletrodos suficientes para 10 verificações. A leitura realizada é prontamente enviada ao servidor, e uma mensagem sms é enviada ao médico avisando que o paciente realizou uma leitura. Sabendo que o momento da realização da leitura é o mesmo em que o paciente não está bem, o diagnóstico médico, além de ser mais preciso, tem um tempo de resposta praticamente imediato. Com posse dos dados, o médico poderá ainda fazer uso de ferramentas de machine learning para detectar anomalias nos sinais, agindo prontamente diante do distúrbio. O aplicativo terá acesso a todo histórico médico do paciente junto a clínica bem como será possível exportá-lo a outra clínica se assim o paciente solicitar. Os dados armazenados serão aplicados a um servidor de banco de dados MySQL.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Conforme Barrett *et al.* (2014), Luigi Galvani(1737-1798) foi um cientista italiano que ficou famoso por seu experimento em 1791, no qual ele investigou a relação entre eletricidade e movimento muscular em animais, especificamente em sapos (não rãs), através do uso de um preparado neuro-muscular. Nesse experimento, Galvani preparou o sistema neuromuscular de sapos, removendo a pele e expondo os nervos e músculos. Ele então suspendeu os sapos em ganchos metálicos de latão e observou que, quando os ganchos entravam em contato com um objeto de ferro, como uma

Figura 1: Experiência de Luigi Galvani.



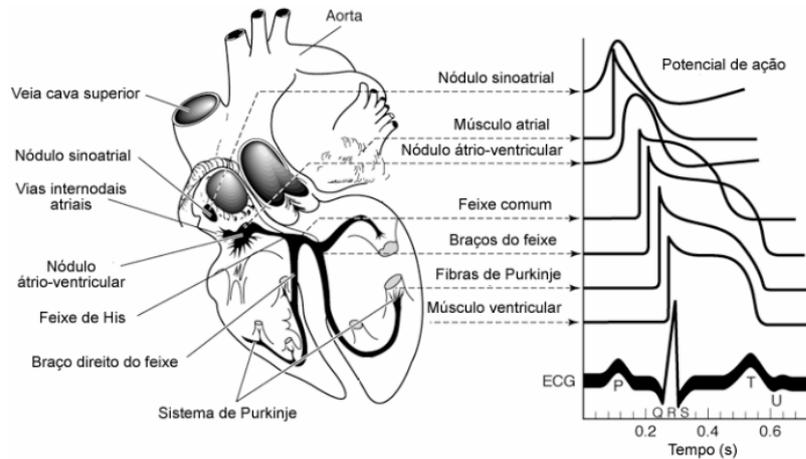
Fonte: Barrett *et al.* (2014)

grade de ferro ou uma mesa metálica, os músculos dos sapos se contraíam de maneira aparentemente espontânea. Ele também notou que os músculos se contraíam quando os nervos eram estimulados. Ainda de acordo com Barrett *et al.* (2014), Galvani erroneamente atribuiu essas contrações musculares à existência de uma “eletricidade animal” presente nos tecidos dos sapos. No entanto, sua pesquisa e descobertas sobre eletricidade animal foram fundamentais para o desenvolvimento posterior do campo da eletricidade e da eletrofisiologia, que explorou as bases elétricas das funções biológicas, incluindo a excitabilidade nervosa e muscular. Em 1800, o físico italiano Alessandro Volta contestou as ideias de Galvani, argumentando que as diferenças de potencial elétrico entre os metais utilizados no experimento de Galvani eram a causa das contrações musculares, e não uma “eletricidade animal”. Isso levou ao desenvolvimento da primeira bateria elétrica por Volta, chamada de pilha voltaica, que foi um avanço significativo na geração de eletricidade controlada. Portanto, o experimento de Luigi Galvani (figura 1) em 1791 desempenhou um papel importante no estudo inicial da eletricidade e da relação entre eletricidade e sistemas biológicos, mesmo que suas interpretações tenham sido posteriormente revisadas.

As componentes do coração normalmente funcionam em uma sequência organizada e coordenada. Primeiramente, ocorre a contração das câmaras superiores, conhecida como sístole atrial, seguida pela contração das câmaras inferiores, chamada de sístole ventricular. Durante o período de relaxamento conhecido como diástole, todas as quatro câmaras cardíacas permanecem em repouso. O sistema responsável pela condução do sinal elétrico no coração é composto pelo nódulo sinoatrial (SA), pelas vias atriais internodais, pelo nódulo atrioventricular (AV), pelo feixe de His e pelo sistema de Purkinje. O nódulo SA assume a função de marcapasso natural do coração, sendo responsável por determinar a frequência dos batimentos cardíacos. Os impulsos elétricos originados no nódulo SA percorrem as vias atriais em direção ao nódulo AV, posteriormente avançam para o feixe de His e, por meio dos ramos do feixe de His, alcançam o sistema de Purkinje, que os distribui de forma abrangente

pela musculatura ventricular. A trajetória do sinal elétrico no interior do coração e as características das ondas elétricas em cada ponto específico são ilustradas na Figura 2, conforme detalhado por Barrett *et al.* (2014).

Figura 2: Coração e suas derivações.



Fonte: Barrett *et al.* (2014)

Conforme Brito, Machado e Sousa (2019) as derivações periféricas do eletrocardiograma (ECG) são os posicionamentos dos eletrodos no corpo humano para registrar a atividade elétrica do coração a partir de diferentes perspectivas. Elas são usadas para obter informações sobre a atividade elétrica cardíaca a partir de diferentes ângulos e fornecer uma visão mais completa da função cardíaca. As principais derivações periféricas incluem:

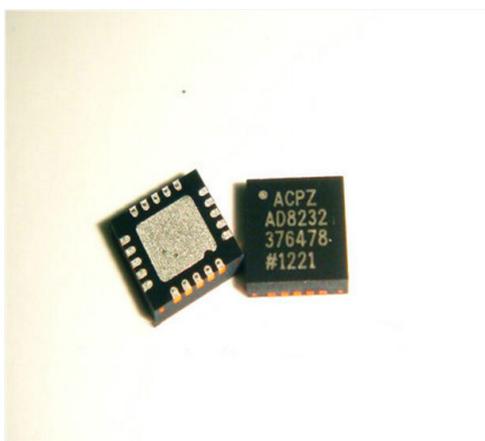
A) Derivações dos Membros (Derivações Bipolares):

- a) Derivação I: O eletrodo positivo é colocado no braço direito (RA), e o eletrodo negativo é colocado no braço esquerdo (LA);
- b) Derivação II: O eletrodo positivo é colocado no braço direito (RA), e o eletrodo negativo é colocado na perna esquerda (LL);
- c) Derivação III: O eletrodo positivo é colocado no braço esquerdo (LA), e o eletrodo negativo é colocado na perna esquerda (LL).

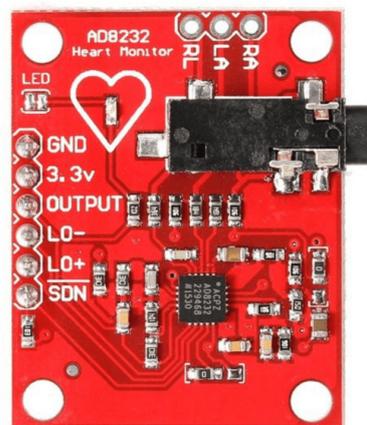
B) Derivações Precordiais (Derivações Unipolares):

- a) V1 a V6: Essas derivações são colocadas em locais específicos no peito (precórdio) e fornecem informações sobre a atividade elétrica cardíaca na região anterior do tórax.
- b) V1: Quarto espaço intercostal direito ao longo da linha esternal direita;
- c) V2: Quarto espaço intercostal esquerdo ao longo da linha esternal esquerda;
- d) V3: Entre as derivações V2 e V4;
- e) V4: Quinto espaço intercostal esquerdo na linha medioclavicular;
- f) V5: Na mesma linha axilar anterior à V4;
- g) V6: Na mesma linha axilar anterior à V5.

Figura 3: AD8232 e suas variantes.



CI AD8232.



CI embarcado.

Fonte: <https://github.com/sparkfun/AD8232>.

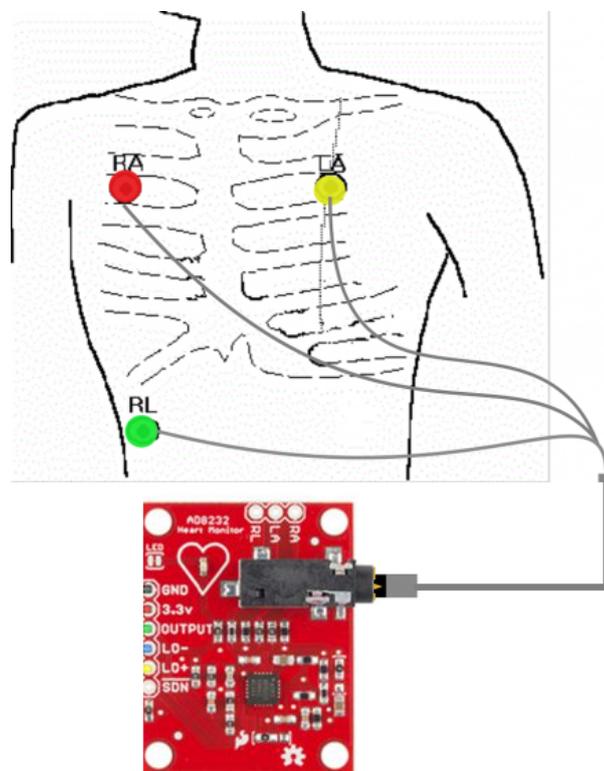
Essas derivações permitem que os médicos avaliem a atividade elétrica cardíaca a partir de diferentes ângulos e determinem se há anormalidades nas diversas regiões do coração. A interpretação do ECG baseia-se na análise das ondas e complexos presentes em cada derivação, o que ajuda a diagnosticar arritmias cardíacas, isquemia, infarto do miocárdio, entre outras condições cardíacas. Além dessas derivações padrão, podem ser usadas derivações adicionais em situações clínicas específicas para obter informações mais detalhadas sobre a atividade elétrica do coração. O equipamento utilizado para a leitura dos sinais elétricos provenientes do coração selecionado é o CI AD8232, normalmente embarcado com circuitos prontos e filtros aplicados, conforme figuras 3(a/b) e seus eletrodos dispostos conforme figura 4.

Características:

- a) Front-end de ECG de única via totalmente integrado Baixa corrente de alimentação: 170 μ A (típico);
- b) Taxa de rejeição de modo comum: 80 dB (dc a 60 Hz);
- c) Configurações de dois ou três eletrodos Alta amplificação de sinal ($G = 100$) com capacidades de bloqueio de dc;
- d) Filtro passa-alta ajustável de 2 polos Aceita até ± 300 mV de potencial de meia célula ;
- e) Recurso de restauração rápida melhora o ajuste do filtro Amplificador operacional não comprometido;
- f) Filtro passa-baixa ajustável de 3 polos com ganho ajustável;
- g) Detecção de desconexão de eletrodos: opções ac ou dc;
- h) Amplificador de condução do membro direito (RLD) integrado;

- i) Operação de única fonte de alimentação: 2,0 V a 3,5 V Buffer de referência integrado gera terra virtual;
- j) Saída rail-to-rail;
- k) Filtro interno contra RFI (Interferência Eletromagnética);
- l) Classificação de ESD HBM de 8 kV (Descarga Eletrostática);
- m) Pino de desligamento Invólucro de 20 pinos, 4 mm × 4 mm LFCSP e LFCSP_SS;
- n) Qualificado para aplicações automotivas.

Figura 4: Posição dos eletrodos.



Fonte: o autor.

3.1 Processamento e envio do sinal

Inicialmente tentando atender a primeira meta de custo, foi utilizado um *Raspberry Pico* (Figura 5), da *Raspberry Foundation*. Dotado de um *RP2040 ARM Cortex-M0+ Dual Core* e 3 canais ADC e programação em *Python* e *C++*, não atendeu a demanda por transmissão dos dados de forma eficiente, pois necessitava de um adaptador *bluetooth* acoplado a placa para, ficando assim como uma opção futura quando uma atualização da placa for lançada.

Uma segunda opção foi lançada, um *Arduino nano* (figura 6), dotado de um *ATmega328P*, single Core, esbarrava no mesmo problema da placa anterior, porém, no

Figura 5: Raspberry Pico



Fonte: o autor.

tramite do desenvolvimento, foi lançado no Brasil o *Arduino nano 33 BLE*, com conectividade *Bluetooth Low Energy*, porém, fugia da meta de baixo custo pelo seu alto valor.

Figura 6: Ardino Nano



Fonte: o autor.

Finalmente foi adotado um *ESP32*, inicialmente um *DEV KIT V1*. Seu baixo custo, pequeno porte e conectividade facilitaram a escolha. Apresentava também dois Core para distribuição das *Tasks* e canais ADC de 12 bits. O projeto então procurou seguir o padrão da figura 8.

EQUIPAMENTO: O projeto foi iniciado utilizando dois ESP32 sendo que um deles iria apenas realizar a leitura e conversão dos dados e enviar a outro ESP32 que seria responsável pelo envio ao servidor(Figura 9).

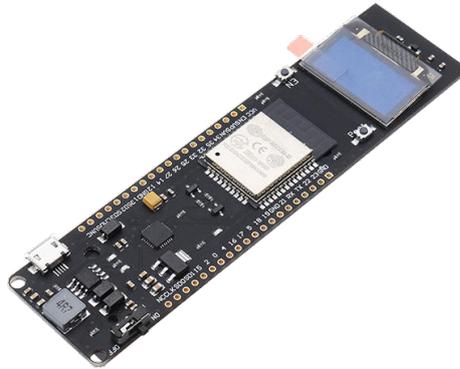
ESP32 DEVKIT V1– tarefas:

- Leitura do pino 36 ADC;
- Mapeamento de dados;
- Envio via Bluetooth(Já embarcado).

ESP32 WROOM E – tarefas:

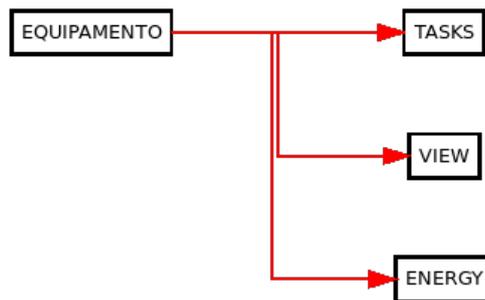
- Recepção dos dados Via Bluetooth;
- Envio dos dados ao servidor via comandos AT.

Figura 7: ESP32 - LILYGO



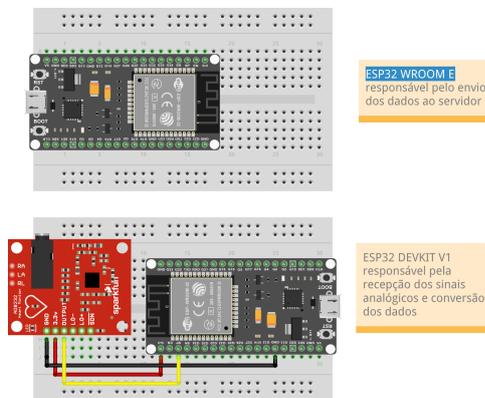
Fonte: o autor.

Figura 8: Padrão adotado



Fonte: o autor.

Figura 9: Montagem 1



Fonte: o autor.

A conversão analógica para digital (ADC) é um componente essencial em microcontroladores como o ESP32 e o Arduino. Ela permite que esses dispositivos leiam e processem sinais analógicos do mundo real, como tensão, luz, temperatura, entre outros. A conversão ADC envolve a medição de uma tensão ou sinal analógico e sua representação como um valor digital, geralmente uma sequência de números binários.

A resolução é um dos parâmetros mais críticos de um conversor ADC e é expressa em bits. Microcontroladores como o ESP32 e o Arduino frequentemente possuem ADCs com diferentes resoluções, como 8, 10, 12 ou 16 bits, que afetam a precisão da conversão.

Para realizar a medição, um conversor ADC precisa de uma referência, que pode ser interna ou externa. A referência interna é fornecida pelo próprio microcontrolador, enquanto a referência externa pode ser mais precisa em algumas situações.

A taxa de amostragem determina com que frequência o conversor ADC realiza medições. Ela depende das capacidades do hardware e das configurações do microcontrolador.

Para ler valores analógicos, é necessário escrever código que inicie a conversão e leia o valor digitalizado. A leitura é geralmente realizada por meio de funções ou métodos específicos no código do microcontrolador.

Os conversores ADC são amplamente utilizados em aplicações que envolvem medição de sensores, permitindo que microcontroladores tomem decisões com base nessas leituras. A configuração e o uso do ADC podem variar de acordo com o modelo específico do microcontrolador, sendo essencial consultar a documentação e os recursos disponíveis para o dispositivo em uso.

O ENVIO:

Os comandos *Hayes*, comumente conhecidos como comandos AT, são conjunto de instruções compreende uma sequência de breves cadeias de texto que podem ser amalgamadas para gerar comandos destinados a operações como discagem, desligamento e ajuste dos parâmetros da conexão. Em sua grande maioria, os modems de discagem utilizam o conjunto de comandos *Hayes*, manifestando-se em diversas variantes. Essa coleção de *comandos* abrange unicamente as operações respaldadas pelos modems iniciais de 300 bits/s. À medida que novos comandos se tornaram imperativos para regular funcionalidades adicionais nos modems de alta velocidade, distintos padrões emergiram de cada um dos principais fornecedores. Embora tenham continuado a compartilhar a estrutura e a sintaxe fundamental dos comandos, acrescentaram diversas novas instruções empregando algum tipo de caractere prefixo - como o "&" para os modems *Hayes* e *USR*, e para os Microcom, por exemplo.

Muitos desses comandos foram posteriormente normalizados nas extensões Hayes após a implementação do *SupraFAXModem* 14400 e a subsequente consolidação do mercado. Porém um problema foi detectado durante a elaboração: o AD8232 em conjunto com o ESP32 obtinha informações a cada 25µs e o ESP32 responsável pelo envio, que possuía acoplado a ele um chip M2M da VIVO, conseguia enviar via comandos AT as informações um a cada 0.5s. Perdia-se muitas informações importantes dos sinais cardíacos, a impressão ficava irreconhecível.

Então uma reformulação era necessária pois uma das metas havia se perdido, a eficiência. Perder dados essenciais não era uma opção e os dados estavam chegando íntegros ao serem enviados de um ESP32 ao outro. Foi adotado então o envio via

HTTP, utilizando o modem como suporte. Assim foi aumentada a quantidade de dados enviada mas ainda sim, a uma taxa de envio de 1bit/0,2s perdia-se dados e o servidor entendia como um ataque pelo número de requisições simultâneas. Mais uma vez o impasse de envio de dados travava o desenvolvimento. Em uma noite durante novas tentativas a lembrança dos ensinamentos sobre o framework *Kodular*, curso ministrado pelo orientador Prof. Dr. Alexandre Galvani, abriu uma nova opção para o envio dos dados ao servidor. O *Kodular* deu a possibilidade de envio de um arquivo no formato *csv*(*Comma-separated values*) ao servidor. O ESP32 que realizava a recepção e envio ao servidor foi deixado de lado e agregado um aplicativo de celular(**Android**) o que beneficiaria as metas de baixo custo e portabilidade pois, o paciente teria instalado em seu celular o *app* fornecido pelo médico, criando um vínculo médico-paciente onde, os exames realizados estariam armazenados para futuras comparações.

3.2 Banco de dados

O Mysql é um servidor e gerenciador de banco de dados(SGBD) relacional, de licença dupla(sendo uma delas de software livre), projetado inicialmente para trabalhar com aplicações de pequeno e médio portes, mas hoje atendendo aplicações de grande porte e com mais vantagens que seus concorrentes Milani (2007). Abaixo vemos a linha do tempo do desenvolvimento do *MySQL*: Década de 1970: A história do *MySQL* começa com o trabalho de dois engenheiros suecos, David Axmark e Michael "Monty" Widenius, que começaram a desenvolver um sistema de gerenciamento de banco de dados relacional enquanto trabalhavam na Suécia. Esse projeto inicial era conhecido como "UNIREG"(abreviação de *UNified RELational language*) e foi desenvolvido para uso interno em sua empresa.

- a) Década de 1980: O sistema UNIREG foi gradualmente aprimorado e renomeado como *MySQL* e foi lançado em 1995 como uma base de dados relacional de código aberto.
- b) Década de 1990: O *MySQL* ganhou popularidade rapidamente devido à sua simplicidade, desempenho e licença de código aberto (GNU GPL). Ele começou a ser usado em uma variedade de aplicativos e sites da web. A empresa *MySQL AB* foi fundada em 1995 para oferecer suporte comercial ao *MySQL*.
- c) Década de 2000: O *MySQL* continuou a crescer em popularidade, tornando-se um dos sistemas de gerenciamento de banco de dados mais usados em todo o mundo. Em 2008, a Sun Microsystems adquiriu a *MySQL AB* por US\$ 1 bilhão. No entanto, aquisições subsequentes, como a aquisição da *Sun Microsystems* pela *Oracle Corporation*, levantaram preocupações sobre o futuro do *MySQL* como um projeto de código aberto.
- d) Década de 2010: Devido a preocupações antitruste, a *Oracle Corporation* se comprometeu a manter o *MySQL* como um projeto de código aberto. O desenvolvimento continuou com uma comunidade de código aberto ativa e várias bifurcações, como o *MariaDB*, criado por Monty Widenius, co-fundador do *MySQL*.
- e) Década de 2020: O *MySQL* continua a ser uma das opções mais populares para sistemas de gerenciamento de banco de dados relacionais em todo o mundo. O

MySQL 8.0, lançado em 2018, trouxe várias melhorias significativas em desempenho e segurança.

4 DESENVOLVIMENTO

Após a resolução das pendências do equipamento, ou seja, as *tasks* estavam implementadas, tinha a visualização dos dados e o fornecimento de energia estava garantido. O fornecimento de energia resolveu um problema que permanecia que era o aparecimento das harmônicas da rede no sinal lido pelo AD8232. Era bastante claro o sinal e deixava o registro com a forma senoidal, além de resolver o aterramento que ocorria cada vez que o paciente encostasse partes do corpo em locais aterrados, pois zerava o sinal.

Já com o equipamento alinhado, foi inserido no pequeno *display Oled*(figura 10) embarcado na solução a leitura para que o paciente tenha uma noção se o equipamento está enviando os dados de uma forma conveniente.

Figura 10: Display Oled



Fonte: o autor.

Apos a definição de toda a montagem, com o apoio de uma impressora 3D foi desenvolvido uma pequena caixa(figura 11) que comportou tanto o ESP32 quanto o AD8232. A ideia inicial é a inserção de um elástico ou algo similar para que, o paciente se assim desejar, tenha o equipamento acoplado junto a altura da cintura no momento da realização da leitura.

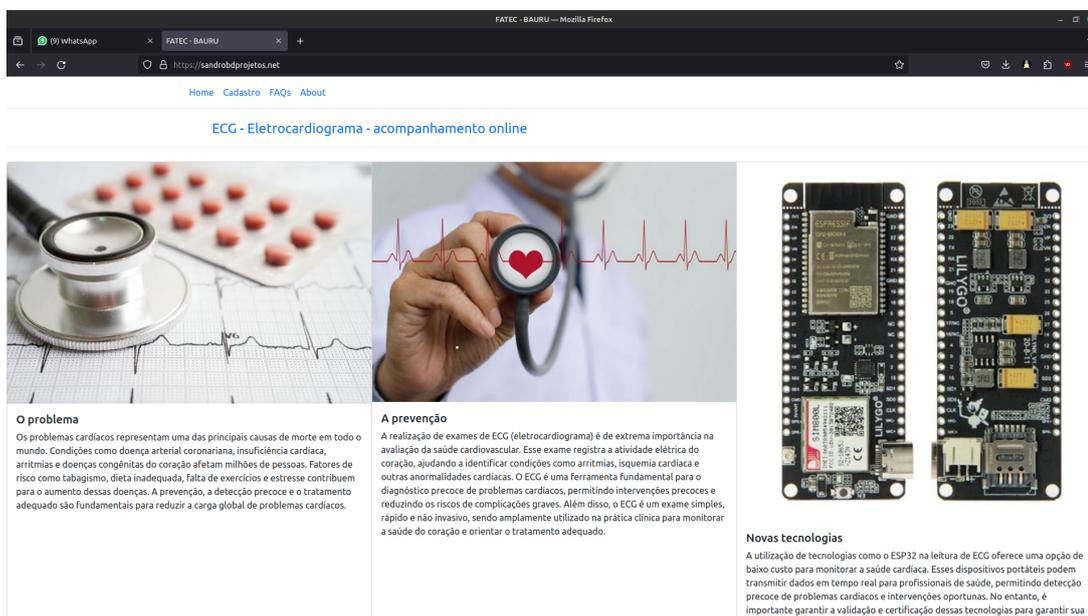
Os dados referentes ao paciente foram inseridos em uma tabela do banco de dados MySQL no servidor. Para inserção um site foi organizado onde a clínica pode realizar o agendamento e o cadastro dos pacientes(figura 0).

Figura 11: Receptáculo



Fonte: o autor.

Figura 12: Site



Fonte: o autor.

4.1 Apresentação

O envio dos dados terá como finalidade o endereço: www.sandrobdprojetos.net, um servidor seguro e confiável, onde serão armazenados de forma organizada em um diretório específico, e cada paciente terá um arquivo dedicado com seu nome como identificador. No interior desses arquivos, foram meticulosamente incluídos os seguintes metadados:

- Nome do Paciente: Para garantir uma identificação precisa e personalizada.
- Data de Nascimento: Essencial para determinar a idade do paciente e ajudar na análise clínica.
- Médico Responsável: O profissional de saúde encarregado do tratamento do paciente.
- Contato: Informações de contato para comunicação direta, se necessário.
- Exame: A descrição detalhada do exame realizado.

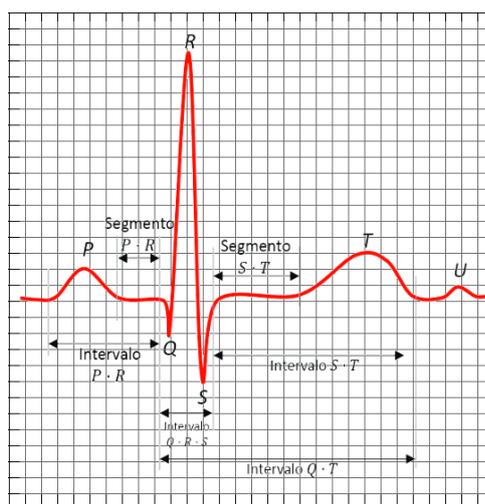
Esses dados acima mencionados desempenham um papel fundamental na orientação do médico em relação ao paciente. Eles fornecem informações valiosas que podem afetar o diagnóstico e o tratamento. A precisão e a acessibilidade desses dados são cruciais para a eficácia dos cuidados médicos prestados. Os dados enviados podem ser acessados de forma rápida e conveniente no equipamento de leitura por meio do *display OLED* boa resolução, permitindo uma visualização do registro da derivação DII. Esse equipamento é alimentado por baterias recarregáveis do tipo 18650, com uma capacidade impressionante de 5600mAh, o que garante que ele possa funcionar de forma ininterrupta por até 1 hora, possibilitando a leitura de múltiplos pacientes em uma única carga. O tempo de leitura necessário varia entre 2 a 5 minutos, dependendo da complexidade do exame, sendo importante que o paciente esteja sentado e em repouso por, pelo menos, 2 minutos para garantir a estabilidade dos resultados.

É importante destacar o que já foi descrito anteriormente que o momento da leitura é determinado pelo próprio paciente, uma abordagem que valoriza sua participação ativa no processo de diagnóstico. A leitura ocorrerá exatamente nos momentos em que o paciente apresentar o problema que o levou a procurar atendimento médico, tornando-a ainda mais relevante e oportuna. Os dados coletados são registrados e armazenados em um arquivo no formato .csv, um padrão amplamente reconhecido e compatível com diversas ferramentas de análise e interpretação de dados. Esse formato facilita a posterior análise clínica e a geração de relatórios, proporcionando uma base sólida para o tratamento e acompanhamento do paciente.

Tempo em milissegundos	Leitura da derivação
Ex: 11245355536	50

O registro do batimento cardíaco tem a característica da imagem abaixo:

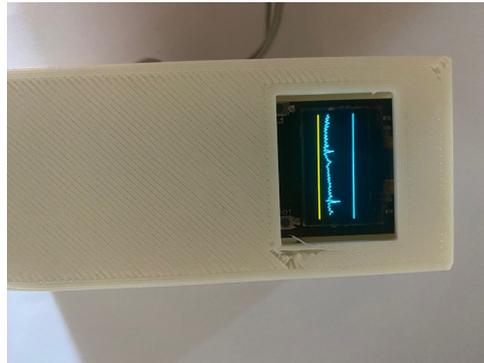
Figura 13: Sinal cardíaco normalizado



Fonte- o autor.

A impressão no *display Oled* foi mapeada para não distorcer no momento da leitura. Os valores nela impressa apenas indicam que o equipamento está em funcionamento e enviando os dados.

Figura 14: Leitura real



Fonte- o autor.

O registro em milissegundos (μs) auxilia no cálculo com a seguinte equação:

$$BPM = \frac{6000}{tempo_{final}(\mu s) - tempo_{inicial}(\mu s)} \quad (1)$$

Os dados são coletados em um aplicativo desenvolvido para o sistema *Android* com recursos e capacidade para realizar uma requisição ao site com os dados coletados, bem como os metadados relativos ao paciente. O desenvolvimento do aplicativo se deu na plataforma *Kodular*, disponível no sítio www.kodular.com.

A coleta de dados do sinal da derivação DII de um Eletrocardiograma (ECG) acompanhada de informações de tempo em milissegundos pode ser uma base sólida para a análise preditiva e prevenção de enfermidades coronarianas. Inicialmente, os dados do ECG precisam ser pré-processados, o que envolve a segmentação do sinal em batimentos cardíacos individuais e a remoção de ruídos e artefatos indesejados, com os valores de tempo em milissegundos auxiliando na organização das segmentações. A análise do ECG geralmente envolve a extração de características específicas do sinal, como a duração do complexo QRS, intervalo QT, inclinação do segmento ST e amplitude. Essas características podem conter informações diagnósticas valiosas e servir como entradas para modelos de análise preditiva.

Com as características extraídas, é possível construir modelos de aprendizado de máquina para realizar a análise preditiva. Modelos como regressão logística, redes neurais ou algoritmos de árvore de decisão podem ser usados para prever eventos cardíacos adversos, como arritmias ou enfartes. Para treinar modelos de aprendizado de máquina, é necessário ter um conjunto de dados que inclua não apenas os ECGs e seus tempos correspondentes, mas também rótulos ou anotações que indiquem se um evento cardíaco adverso ocorreu ou não. Esses rótulos são fundamentais para treinar e avaliar modelos.

Após treinar o modelo, é importante realizar testes de validação para avaliar sua precisão e desempenho. A validação cruzada e métricas como sensibilidade, especificidade e valor preditivo positivo são essenciais. Além dos dados do ECG, a análise preditiva pode se beneficiar da integração de informações clínicas adicionais, como idade, histórico médico, exames de sangue e outros fatores de risco. Esses dados complementares podem melhorar a precisão das previsões. Para a prevenção de enfermidades coronarianas, é importante considerar o monitoramento contínuo dos

Figura 15: Apresentação no sistema Android.



(a) Tela principal.



(b) Tela de leitura.

Fonte: o autor.

pacientes em risco. Isso pode ser feito usando dispositivos vestíveis ou sistemas de telessaúde que registram e analisam continuamente os dados do ECG.

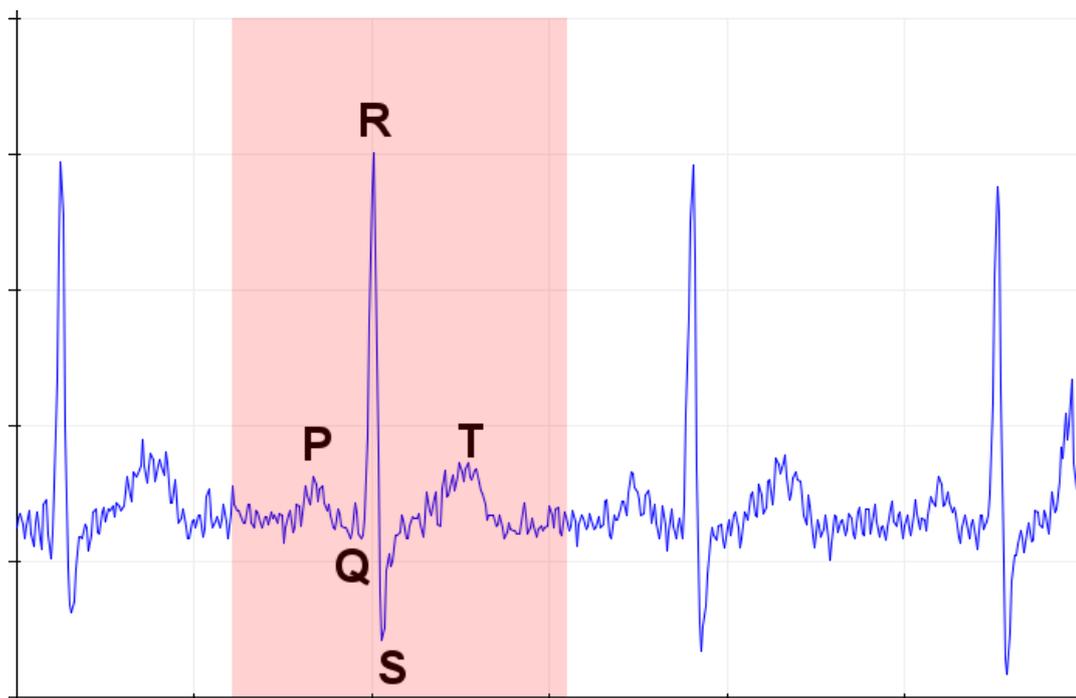
A análise preditiva deve ser usada como uma ferramenta para auxiliar os médicos e profissionais de saúde na tomada de decisões. Os resultados dos modelos preditivos devem ser interpretados em um contexto clínico, levando em consideração a história do paciente e outros fatores.

5 RESULTADOS

Foram superados diversos desafios iniciais durante o desenvolvimento do projeto, notadamente aqueles relacionados à transmissão de dados para o site através do dispositivo ESP32. Uma das dificuldades enfrentadas consistia na impossibilidade de encerramento da transmissão pelo site devido ao elevado número de requisições geradas pelos dados sequenciais. A proposta inicial de empregar um chip M2M foi substituída pela alternativa de enviar um vetor contendo os dados no formato chave-valor. Contudo, surgiu uma problemática significativa relacionada à perda de dados durante a transmissão, resultante de breves interrupções que causavam distúrbios na integridade dos dados.

A impressão dos dados via *software desktop* (Figura 15) se tornou uma ferramenta

Figura 16: Impressão



Fonte: o autor.

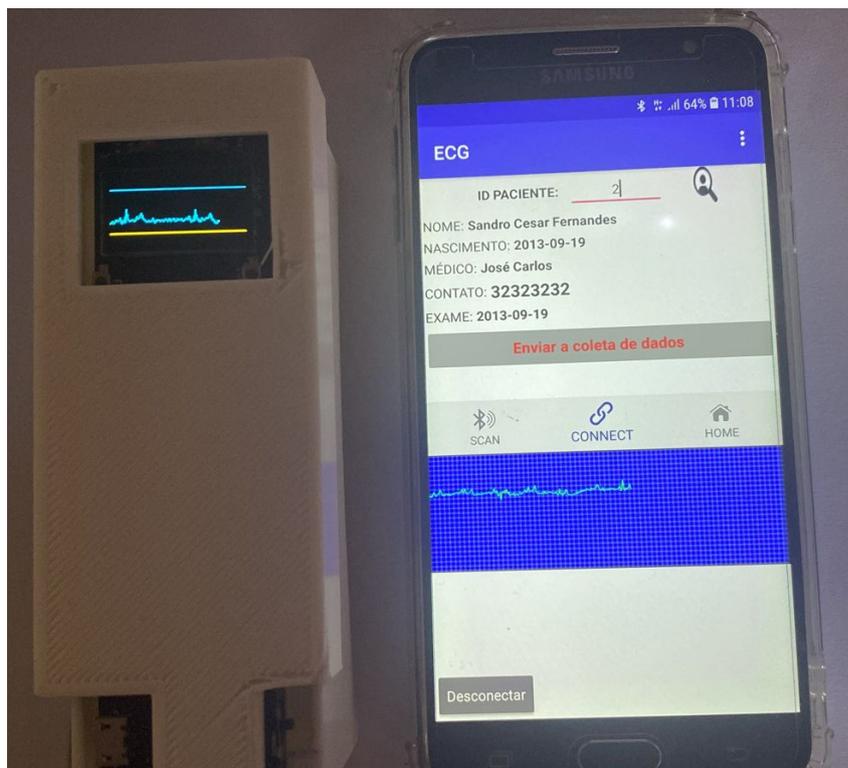
importante na conferência dos resultados. Os dados lidos pelo AD8232 tornam-se mais eloquentes quando tratados em sua integridade, sem o mapeamento feito, conforme figura 16.

O arquivo é enviado após a desconexão do BLE em botão indicado no canto inferior esquerdo do aplicativo e o clique no campo "Enviar a coleta de dados". O profissional responsável pela recepção dos dados recebe um SMS contendo o nome do paciente, conforme figura 17.

Nossos achados sugerem que, apesar do desafio apresentado pelo ruído nas conexões dos cabos, o equipamento e o aplicativo em desenvolvimento têm grande potencial em aplicações de saúde, especialmente na monitorização de sinais cardíacos. Para melhorar a qualidade das medições, será necessário:

- a) Isolamento de Ruído: Implementar técnicas de isolamento de ruído, como o uso de cabos blindados e filtros de interferência, a fim de minimizar as interferências nas leituras.
- b) Calibração Regular: Realizar calibrações periódicas para compensar qualquer variação causada pelo ruído e manter a precisão do sistema.
- c) Instruções aos Pacientes: Orientar os pacientes sobre a importância de permanecer o mais imóvel possível durante as leituras, a fim de reduzir a interferência.
- d) Filtros Digitais: Utilizar filtros digitais no software de processamento de sinais para reduzir ainda mais o ruído e melhorar a qualidade das medições.
- e) Testes em Ambientes Controlados: Realizar testes em ambientes controlados para identificar e mitigar qualquer fonte adicional de interferência.

Figura 17: Funcionamento



Fonte: o autor.

Figura 18: SMS recebido

Paciente: Sandro Cesar
Fernandes
Enviou exame realizado em:
14/12/2023 11:08:17 AM

Fonte: o autor.

- f) *Feedback* dos Usuários: Coletar *feedback* dos usuários para aprimorar continuamente o equipamento e o aplicativo com base em experiências reais.

Os dados coletados, expressos no formato de tempo em milissegundos e intensidade, contribuem para a determinação de parâmetros cruciais previamente mencionados, tais como os segmentos PR e ST, assim como o intervalo ST. Esses elementos são essenciais para a identificação de possíveis anomalias coronarianas. O AD8232 pode ser empregado em conjunto com um segundo circuito integrado (CI) para a verificação de outros pontos nas derivações. Uma perspectiva futura para aprimorar a ferramenta consiste na substituição do ESP32 pelo *ESP32-S3-1-N16R8*, incorporado em um *Sipped m1s* que já conta com o *TensorFlow Lite* pré-instalado e suporte a inteligência artificial.

Resumindo, esta pesquisa contribui para o campo da saúde digital, oferecendo uma visão abrangente da qualidade da coleta de sinais cardíacos em um contexto não inva-

sivo com um baixo valor final. Os custos relativos ao equipamento produzido ficaram ainda sim, menores que o custo de uma consulta médica e aplicação das recomendações acima mencionadas pode resultar em um sistema mais robusto e confiável, com aplicações promissoras em telemedicina, monitoramento domiciliar e pesquisa clínica. Este trabalho destaca a importância de abordar desafios técnicos para garantir que a coleta de sinais cardíacos seja precisa e confiável, beneficiando pacientes e profissionais da saúde.

6 CONCLUSÃO

Em conclusão, a integração do ESP32 com o AD8232 para monitoramento de sinais coronarianos oferece uma solução promissora e inovadora para o acompanhamento remoto da saúde cardíaca dos pacientes. A capacidade do ESP32 de coletar e transmitir dados de forma eficiente, aliada à precisão do AD8232 na aquisição de sinais cardíacos, proporciona uma base sólida para a monitorização contínua e em tempo real.

A implementação de um sistema de armazenamento de dados em servidores adiciona uma dimensão crucial à aplicação, permitindo que informações essenciais sejam centralizadas e acessíveis a profissionais de saúde autorizados. Esse método de armazenamento em nuvem não apenas facilita o acesso rápido aos dados do paciente, mas também assegura a segurança e a integridade das informações, contribuindo para uma gestão eficaz do histórico médico.

Além disso, a utilização desses dados para análises preditivas representa um avanço significativo no campo da saúde digital. Algoritmos avançados podem ser aplicados para identificar padrões, tendências e potenciais anomalias nos sinais coronarianos, possibilitando a detecção precoce de problemas cardíacos e a personalização de estratégias de tratamento.

No entanto, é fundamental abordar questões relacionadas à privacidade e segurança dos dados, garantindo que medidas robustas estejam em vigor para proteger as informações sensíveis dos pacientes. Além disso, a validação clínica desses sistemas é crucial para garantir a precisão e confiabilidade das análises preditivas, antes de sua implementação generalizada.

Em resumo, a combinação do ESP32, AD8232 e armazenamento em servidores para análises preditivas dos sinais coronarianos representa uma abordagem inovadora e promissora no monitoramento remoto da saúde cardíaca, com potencial para melhorar significativamente o diagnóstico precoce e a gestão de condições cardíacas.

Referências

BARRETT, K. E. *et al.* **Fisiologia médica de Ganong**. [S.l.]: AMGH Editora, 2014.

BRITO, C.; MACHADO, A.; SOUSA, A. L. Electrocardiogram beat-classification based on a resnet network. In: **MedInfo**. [S.l.: s.n.], 2019. p. 55–59.

MILANI, A. **MySQL-guia do programador**. [S.l.]: Novatec Editora, 2007.

ORGANIZAÇÃO PANAMERICANA DE SAÚDE. **Doenças Cardiovasculares**. 2023. Disponível em: <<https://www.paho.org/pt/topicos/doencas-cardiovasculares>> . Acesso em 02 Jan 2023.

OTT, H. W. **Electromagnetic compatibility engineering**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2011.