

## DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA IOT MÓVEL PARA AQUISIÇÃO, PROCESSAMENTO E COMPARTILHAMENTO DE SINAIS CARDIOLÓGICOS PARA FINS DE PESQUISA EM AMBIENTE COLABORATIVO

Adriel de O. Freitas<sup>1,\*</sup> e João P. do V. Madeiro<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Programa de Pós-Graduação em Energia e Ambiente, Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira, Redenção, CE, Brasil*

<sup>2</sup>*Departamento de Computação, Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, CE, Brasil*

**Palavras-chave:** Arquitetura IoT, Sinal de ECG, Monitoramento, Processamento de Sinais, Aplicação WEB.

**Resumo.** Nos últimos anos, a captura e monitorização de sinais de ECG têm sido amplamente empregadas no campo da medicina cardiológica. Os sinais de ECG são capazes de fornecer informações essenciais sobre a atividade cardíaca dos pacientes, possibilitando que sua análise seja utilizada como uma ferramenta auxiliar no diagnóstico médico. O presente estudo propõe o desenvolvimento e a implementação de um sistema móvel IoT de baixo custo, voltado para aquisição, processamento, armazenamento em nuvem e monitorização remota de sinais de ECG. Neste sistema, o sinal de ECG é captado e preparado por um biossensor conectado a um Arduíno UNO R3. Posteriormente, o sinal adquirido é transmitido para uma aplicação *web* desenvolvida e hospedada com o auxílio das ferramentas MATLAB *Designer*<sup>TM</sup> e MATLAB *Web App Server*<sup>TM</sup>. A interação entre a aplicação *web* e a parte *hardware* do sistema pode ser estabelecida de três maneiras diferentes: através de comunicação serial, *Bluetooth* ou *Wi-Fi*. Os testes de funcionamento de todos os componentes do sistema proposto foram conduzidos em pacientes do Hospital Universitário Walter Cantídio da Universidade Federal do Ceará (UFC). Foram adquiridos 50 registros de cinco minutos a uma taxa de amostragem de 256 Hz. Os resultados de desempenho da aplicação *web* foram satisfatórios, com um tempo médio de apenas 1,7830 s e um desvio padrão de 0,0737 s para realizar o cálculo da DFT, aplicar uma decomposição *wavelet* em múltiplos níveis a um *buffer* de 7 s, criar um novo sinal com base nas componentes de frequência desejadas e exibir os resultados graficamente. A monitorização remota e o armazenamento em nuvem dos registros cardiográficos foram concluídos com êxito.

---

E-mail addresses: [adrieloliveira@alu.ufc.br](mailto:adrieloliveira@alu.ufc.br)<sup>\*</sup>, [jpaulo.vale@dc.ufc.br](mailto:jpaulo.vale@dc.ufc.br).

## **DEVELOPMENT OF A MOBILE IOT PLATFORM FOR ACQUISITION, PROCESSING, AND SHARING OF CARDIOLOGICAL SIGNALS FOR RESEARCH PURPOSES IN A COLLABORATIVE ENVIRONMENT**

**Keywords:** IoT Architecture, ECG Signal, Monitoring, Signal Processing, Web Application.

**Abstract.** In recent years, the capture and monitoring of ECG signals have been widely employed in the field of cardiological medicine. ECG signals are capable of providing essential information about patients' cardiac activity, enabling their analysis to be used as an auxiliary tool in medical diagnosis. This study proposes the development and implementation of a low-cost mobile IoT system, focused on the acquisition, processing, cloud storage, and remote monitoring of ECG signals. In this system, the ECG signal is captured and prepared by a biosensor connected to an Arduino UNO R3. Subsequently, the acquired signal is transmitted to a web application developed and hosted with the aid of MATLAB Designer™ and MATLAB Web App Server™ tools. The interaction between the web application and the hardware part of the system can be established in three different ways: through serial communication, Bluetooth, or Wi-Fi. The operational tests of all components of the proposed system were conducted on patients at the Walter Cantídio University Hospital of the Federal University of Ceará (UFC). Fifty records of 5 (five) minutes each were acquired at a sampling rate of 256 Hz. The performance results of the web application were satisfactory, with an average time of only 1.7830 s and a standard deviation of 0.0737 s to perform the DFT calculation, apply a multi-level wavelet decomposition to a 7 (seven)-second buffer, create a new signal based on the desired frequency components, and display the results graphically. Remote monitoring and cloud storage of the cardiographic records were successfully completed.

## 1 INTRODUÇÃO

Com o avanço tecnológico na área da saúde, vários dispositivos integrados têm sido desenvolvidos com a finalidade de detectar e monitorizar sinais biológicos. Isso tem permitido que diversos fenômenos fisiológicos do corpo humano sejam representados por esses sinais [27]. Entre esses fenômenos, destaca-se a atividade elétrica cardíaca, que é frequentemente observada. Nesse contexto de monitorização, os sinais que refletem a atividade elétrica do coração são obtidos por meio de eletrodos em contato com a superfície da pele, gerando um gráfico conhecido como Eletrocardiograma (ECG) [15].

As doenças cardíacas têm se tornado uma preocupação séria, pois afetam pessoas de todas as idades [11]. De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), em 2019, as doenças cardiovasculares foram a principal causa de óbitos globalmente, contribuindo para 16% de todas as mortes [26]. Na área de diagnóstico dessas doenças, o ECG é um dos principais exames não invasivos utilizado por pesquisadores em engenharia biomédica, medicina cardiológica e outros profissionais da saúde [13]. No entanto, os equipamentos para captura de sinais de ECG são frequentemente caros [2]. Além disso, muitos dos dispositivos no mercado não são projetados para mobilidade, necessitando de uma fonte de alimentação contínua ou de conexão a um computador para funcionar [19].

De acordo com [20], a falta de coleta sem fio de sinais de ECG limita a monitorização de pacientes, já que sua capacidade de registro é limitada e, às vezes, insuficiente para detectar doenças esporádicas ou permitir diagnósticos em tempo real. Assim, é evidente a necessidade de arquiteturas móveis acessíveis que permitam a coleta e monitorização remota de sinais de ECG, sem a necessidade de conexão constante a uma fonte de energia ou a um computador.

A aplicação de algoritmos computacionais juntamente com técnicas clássicas e modernas de processamento digital possibilita a extração automática de informações sobre a morfologia e comportamento dos sinais de ECG analisados [13]. Essas informações auxiliam especialistas no diagnóstico de padrões de doenças cardiovasculares, bem como na avaliação do estado clínico de pacientes durante tratamentos e cirurgias [12].

Entretanto, os sinais de ECG coletados por dispositivos microcontrolados frequentemente sofrem com ruídos e artefatos, que podem afetar algoritmos de detecção de doenças, levando a diagnósticos incorretos, falsos alarmes e até a necessidade de coletar os registros cardiológicos novamente. Portanto, é necessário desenvolver ferramentas que auxiliem pesquisadores em engenharia biomédica, cardiologistas e outros profissionais da saúde no diagnóstico e detecção de padrões de doenças cardiovasculares, considerando a detecção de ruídos e proporcionando uma interface remota para visualização dos resultados após a aplicação de técnicas de processamento digital de sinais.

A colaboração em pesquisas é fundamental e altamente valorizada no campo científico. Equipes colaborativas eficazes podem alcançar resultados importantes que vão além do que seria possível por indivíduos trabalhando isoladamente. Essas equipes consistem em pesquisadores comprometidos com um propósito comum, abordagem compartilhada e metas de desempenho mútuo [4].

Com base nesse contexto, este trabalho propõe o desenvolvimento e implementação de uma arquitetura de baixo custo e baixo consumo de energia para um sistema móvel IoT, visando a aquisição, processamento, armazenamento em nuvem e monitorização remota de sinais de ECG para fins de pesquisa colaborativa. Além disso, o trabalho busca desenvolver uma ferramenta que possibilite a análise do comportamento dos sinais de ECG no domínio do tempo e da frequência, auxiliando especialistas em processamento digital de sinais a detectar padrões de

doenças cardiovasculares com base em informações sobre a morfologia e o comportamento do sinal analisado.

## 2 ESTUDOS RELACIONADOS

Recentemente, foram propostos vários dispositivos programáveis para capturar sinais de ECG. Um trabalho realizado por [19] propõe uma arquitetura IoT para captura, armazenamento e visualização de sinais de ECG. A abordagem utiliza uma *shield* ECG-EMG para detetar o sinal eletrocardiográfico, convertendo-o em um sinal elétrico analógico. A representação digital do sinal analógico é obtida por meio de um conversor analógico-digital do microcontrolador ESP32, que posteriormente processa e envia o sinal para uma *Google Spreadsheet*. A programação do ESP32 é realizada utilizando a linguagem *MicroPython*.

Em um estudo elaborado por [3], foi proposta uma arquitetura baseada no microcontrolador Atmega32 para aquisição de sinais de ECG. A arquitetura inclui filtros digitais embutidos, como passa-baixa, *notch* e passa-banda. A aquisição das amostras do sinal de ECG é feita por meio de conexão com cabo entre o dispositivo e um computador.

Em outro trabalho [8], um sistema de baixo custo foi desenvolvido para aquisição, armazenamento e processamento de sinais de ECG. O *hardware* consiste em um microcontrolador, um amplificador de instrumentação, um conversor analógico-digital (ADC) e conversores de nível RS 232 com seus circuitos integrados periféricos. O *software* envolve uma interface gráfica de usuário (GUI) construída no *software* MATLAB. Nesse sistema, o sinal de ECG é amostrado a 1 kHz e, após digitalização, é transmitido por um microcontrolador como um fluxo serial formatado em RS232.

Em um estudo desenvolvido por [1], é proposto um protótipo de sistema para captura e processamento de sinais de ECG. O sistema inclui um amplificador *front-end*, um transceptor sem fio e uma interface para saída de exibição e filtros digitais para remoção de ruídos. O amplificador *front-end* detecta e condiciona os sinais de ECG, composto por eletrodos, amplificadores de *buffer* e unidade de ganho, circuitos de restauração DC, acionamento da perna direita, filtro ativo e fonte de alimentação. Um transceptor transmite os sinais coletados sem a necessidade de fios, enquanto a unidade receptora está conectada à porta de som de um computador por um conector compatível. Por meio de uma Interface Gráfica, o usuário pode visualizar os sinais coletados e os resultados dos filtros digitais FIR.

Um estudo desenvolvido por [5] propõe um sistema IoT para monitorização contínua de sinais de ECG. O sistema utiliza um computador *singleboard Raspberry Pi* para processar sinais provenientes de múltiplos biossensores. Se anomalias são detetadas nos sinais, o sistema envia uma mensagem ao médico por meio de um módulo GSM conectado à porta serial do Raspberry Pi. Os sinais capturados são transmitidos para um *dashboard* construído na plataforma de análise IoT *ThingSpeak*.

## 3 ELETROCARDIOGRAMA

O eletrocardiograma (ECG) é a representação gráfica da variação de potencial elétrico gerada pelas atividades de batimento cardíaco. Essas variações de potencial são capturadas e refletidas no sinal ECG [18].

A representação clássica do eletrocardiograma é composta por três componentes distintos (Figura 1): a Onda P, o Complexo QRS e a Onda T, cada um correspondendo a um evento específico [23].

A Onda P corresponde à despolarização dos átrios, o Complexo QRS corresponde à des-

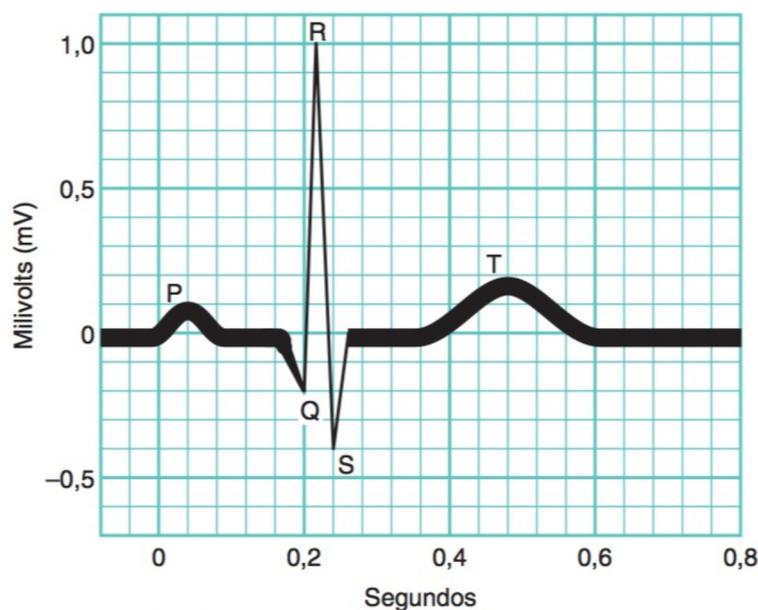


Figura 1: Eletrocardiograma (ECG) normal de um único batimento cardíaco [25]

polarização dos ventrículos e a Onda T corresponde à repolarização dos ventrículos. O sinal referente à repolarização dos átrios coincide com o Complexo QRS.

Dessa maneira, o traçado do ECG em situações normais corresponde a repetições regulares das cinco deflexões das ondas P, Q, R, S e T, onde cada uma das ondas representa um evento único durante o ciclo cardíaco. Em outras palavras, cada onda está intrinsecamente ligada a um evento específico, que pode ser tanto a despolarização quanto a repolarização do coração. Nesse contexto, é possível traçar uma associação direta entre cada onda e o evento que a originou, permitindo um rastreamento preciso da atividade cardíaca correspondente [21].

As oscilações dessas ondas são capturadas por eletrodos posicionados em áreas específicas do corpo. Em sistemas computadorizados, esses sinais são digitalizados, armazenados e avaliados conforme critérios predefinidos. Esse processo permite que o diagnóstico forneça uma interpretação do eletrocardiograma, seja por intervenção manual ou com o auxílio de sistemas computacionais [17].

### 3.1 Características Elétricas do Sinal Cardíaco

Os impulsos elétricos gerados pelas atividades cardíacas são capturados mediante o uso de eletrodos estrategicamente posicionados, conforme a técnica da eletrocardiografia [25]. As faixas de frequência registradas variam de acordo com a aplicação específica. Por exemplo, o ECG convencional de 12 derivações abrange faixas entre 0,05 Hz e 100 Hz, enquanto o ECG dinâmico abrange uma variação de 0,5 Hz a 50 Hz. Na Figura 2, é possível visualizar as diferentes faixas de frequência utilizadas para distintas finalidades no sinal do ECG, as quais abrangem três categorias: frequência cardíaca, monitoramento e aspectos clínicos [24].

### 3.2 Eletrocardiografia Dinâmica

A eletrocardiografia dinâmica, também conhecida como Monitoramento de Holter, baseia-se no registro de uma ou duas derivações das 12 do eletrocardiograma clínico padrão para monitoramento, com o objetivo de analisar ocorrências de distúrbios [24]. Esses registros são normalmente feitos ao longo de um período de 24 ou 48 horas [9].

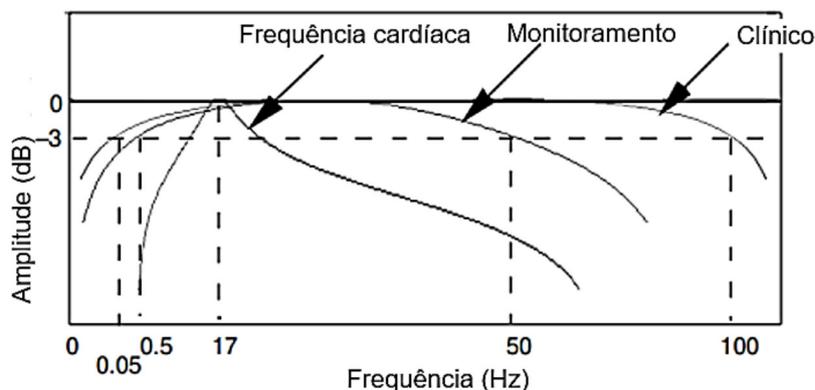


Figura 2: Banda utilizada do sinal de ECG para diferentes aplicações [24]

Assim, a eletrocardiografia dinâmica tem sido cada vez mais empregada nas últimas duas décadas, especialmente no diagnóstico de arritmias cardíacas. Isso ocorre devido às limitações do ECG convencional em detectar esse tipo de doença, já que ela pode ocorrer a qualquer momento do dia. Portanto, a eletrocardiografia dinâmica tem se mostrado útil no diagnóstico de distúrbios cardíacos, frequência ou condução em pacientes com queixas cardiovasculares, como palpitações, dor torácica, sensação de falta de ar e até mesmo em distúrbios transitórios, como tonturas e desmaios [7].

O primeiro dispositivo portátil de gravação de ECG ficou conhecido como Monitor Holter, em homenagem ao seu criador, Dr. Norman Holter. O dispositivo foi desenvolvido em 1957 e usava fitas magnéticas para armazenar o ECG, sendo utilizado por vários anos devido ao seu baixo custo. No entanto, o uso de fitas magnéticas causava distorções de fase e frequência no sinal do ECG armazenado em alguns dispositivos, devido às limitações de modulação e à complexidade mecânica empregada no dispositivo [6].

O Monitor de Holter convencional é frequentemente desconfortável, pois é pesado (com vários eletrodos conectados ao tórax, o que dificulta o deslocamento do paciente e exige que o paciente esteja disponível no hospital para o monitoramento). Além disso, o aparelho tem um alto custo e não é sofisticado, considerando a tecnologia moderna [14].

Devido aos avanços tecnológicos, os equipamentos de ECG agora utilizam gravações de estado sólido. Isso permite que as gravações passem diretamente do sinal ECG em formato digital, evitando as distorções anteriormente registradas pelas fitas magnéticas usadas pelo Monitor de Holter. No entanto, as tecnologias digitais requerem uma grande capacidade de memória para a gravação dos dados, embora permitam uma análise mais rápida do ECG [6].

No entanto, o advento da internet, do Wi-Fi, da transmissão de banda larga e dos smartphones, aliado a essa nova capacidade digital, levou ao desenvolvimento de tecnologias mais eficientes e de menor custo para o Monitor de Holter. Um exemplo é a criação de aplicativos Holter para smartphones, que podem se tornar instrumentos móveis para diagnóstico fisiológico, prognóstico, terapêutico e de vigilância com arquivamento [10].

#### 4 ARQUITETURA DO SISTEMA

Neste trabalho, propomos um sistema IoT para aquisição, monitoramento, processamento, armazenamento em nuvem e visualização de sinais de ECG. A arquitetura proposta inclui algo-

ritmos para a detecção não supervisionada dos principais ruídos que podem corromper os sinais de ECG, além de uma aplicação web para facilitar a interação entre o usuário e o sistema de aquisição. A Figura 3 apresenta um esquema detalhado do sistema proposto.



Figura 3: Arquitetura do sistema proposto

A arquitetura do sistema apresentada na Figura 3 é composta por: um biossensor ECG-EMG Olimex, um Arduino UNO R3, um módulo *WI-FI* ESP8266, um módulo *bluetooth* HC-05, uma unidade central de processamento (CPU) e uma aplicação *WEB* que pode ser hospedada em um servidor de uma máquina local ou em um servidor de uma máquina virtual de um serviço de computação em nuvem. O biossensor é utilizado para detetar o sinal eletrocardiográfico e, em seguida, condicioná-lo em um sinal elétrico analógico. O Arduino UNO R3 gera uma representação digital do sinal analógico proveniente do biossensor e a envia para uma aplicação *WEB* hospedada em uma máquina local ou em um serviço de computação em nuvem.

A comunicação entre o Arduino UNO e a aplicação *WEB* pode ocorrer de três formas: via comunicação serial, *bluetooth* ou *Wi-Fi*. A aplicação *WEB* inclui algoritmos responsáveis por processar, monitorar e armazenar os sinais de ECG coletados. Além disso, a aplicação *WEB* contém algoritmos para detecção não supervisionada dos principais ruídos que podem corromper os sinais de ECG.

#### 4.1 Prototipagem do Hardware para aquisição dos sinais de ECG

O dispositivo usado para a aquisição dos sinais de ECG consiste em uma placa microcontroladora Arduino UNO R3, um módulo *Wi-Fi* ESP8266, um módulo *bluetooth* HC-05 e um biossensor ECG-EMG Olimex. A escolha dos componentes levou em consideração critérios como baixo consumo de energia, custo reduzido, licença de *hardware* livre e facilidade de prototipagem.

Dentre os diversos microcontroladores de *hardware* livre e com baixo consumo de energia, o Arduino UNO R3 foi selecionado devido à sua construção mecânica e elétrica adequada para a integração com o biossensor OLIMEX ECG-EMG, por meio de encaixe. Para estabelecer a comunicação entre o dispositivo de aquisição e a aplicação *WEB*, módulos adicionais foram empregados, visando a baixo consumo de energia e custo reduzido. O sistema proposto utiliza

um módulo para conexão à internet, permitindo coletas *wireless* em tempo real, e um módulo *bluetooth*, possibilitando coletas *wireless* para posterior análise. Os módulos HC-05 e ESP8266 atendem aos critérios estabelecidos e podem ser configurados e programados de maneira conveniente, por meio da IDE (do inglês: Integrated Development Environment) do Arduino.

Nas subseções seguintes, serão introduzidos conceitos gerais sobre os componentes usados no *hardware* do dispositivo de aquisição e detalhado o processo de montagem do *hardware*.

#### 4.1.1 Montagem do Hardware

A *shield* ECG-EMG Olimex possui uma padronização elétrica e mecânica que permite a interligação com um Arduino UNO R3 por meio de encaixe. Logo, o primeiro passo da montagem do *hardware* envolve a conexão entre a *shield* ECG-EMG Olimex e o Arduino UNO R3.

O segundo passo da montagem do *hardware* consiste na ligação elétrica do módulo *bluetooth* HC-05 com a porta de entrada/saída digital do Arduino UNO. Já o terceiro e último passo da montagem do *hardware* envolve a integração do módulo *Wi-Fi* ESP8266. Nessa integração, foram adicionados dois resistores: um de 1 k $\Omega$  e outro de 2 k $\Omega$ , como mostrado no esquemático da Figura 4. Esses dois resistores foram inseridos como um divisor de tensão, substituindo o conversor de nível bidirecional.

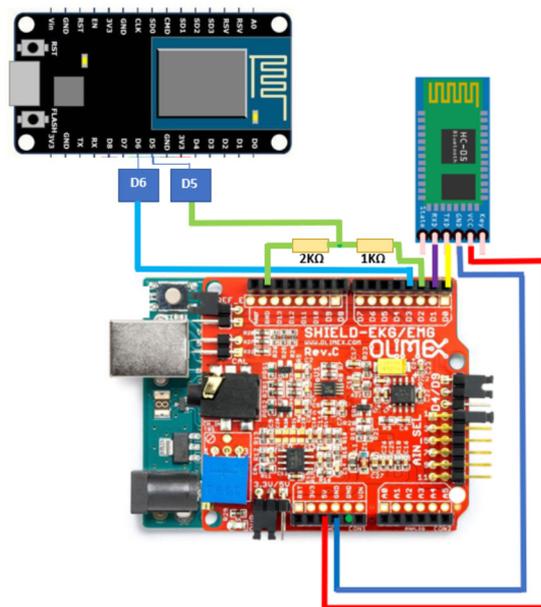


Figura 4: Conexão entre a *shield* ECG-EMG Olimex, Arduino UNO R3, módulo *bluetooth* HC-05 e módulo *Wi-Fi* ESP8266

A Figura 5 apresenta uma imagem do *hardware* do dispositivo após a montagem do esquemático apresentado na Figura 4.

#### 4.2 Desenvolvimento da Aplicação WEB

Conforme evidenciado na Figura 5, foram adicionados uma case para proteção do biossensor, além de uma placa de expansão para a conexão do módulo ESP8266 e a alimentação dos componentes do *hardware*.



Figura 5: *Hardware* do dispositivo IoT após a montagem

A arquitetura do sistema proposto inclui uma aplicação *WEB* desenvolvida utilizando o ambiente de desenvolvimento *MATLAB App Designer*, que é capaz de criar aplicativos executáveis e *WEB* [16]. Este ambiente permite criar interfaces gráficas de alta qualidade ao arrastar e soltar componentes visuais para definir o design da interface do usuário (GUI) e programar seu comportamento [16].

A escolha dessa ferramenta se deu pela disponibilidade de ferramentas para implementar técnicas de processamento digital de sinais, comunicação serial, *bluetooth* e MQTT, bem como pela experiência do autor com o uso do MATLAB. A aplicação *WEB* desenvolvida incorpora algoritmos e protocolos de comunicação para coleta, armazenamento em nuvem, processamento e monitoramento dos sinais de ECG e sua transformada de Fourier rápida (FFT).

#### 4.2.1 Desenvolvimento da Interface Gráfica e Programação

A aplicação *WEB* foi desenvolvida com o auxílio do *MATLAB App Designer*, criando interfaces gráficas para interação com os usuários. Cada bloco na interface possui programação para oferecer funcionalidades específicas, como seleção de porta de comunicação, início e interrupção da aquisição, filtros, visualização do sinal em tempo real, armazenamento dos dados, etc. A programação foi escrita em C e C++ com o auxílio do *MATLAB Coder*. Diversas funcionalidades foram implementadas, incluindo a detecção de diferentes tipos de ruídos nos sinais de ECG, utilizando uma metodologia de detecção e identificação não supervisionada [22].

Cada conjunto de blocos na interface gráfica (conforme Figura 6) possui programação específica para fornecer diferentes funcionalidades na aplicação *WEB*. Abaixo está o detalhamento das funcionalidades proporcionadas pela programação implementada em cada conjunto de blocos enumerados na Figura 6:

1. conjunto de blocos que permite ao usuário implementar, em tempo real, um filtro passa-alta, filtro passa-baixa ou comparar os resultados de um filtro passa-alta com um filtro passa-baixa, utilizando um filtro *Daubechies wavelet*;
2. conjunto de blocos que permite ao usuário selecionar manualmente ou automaticamente a porta de comunicação serial à qual o dispositivo móvel está conectado; e

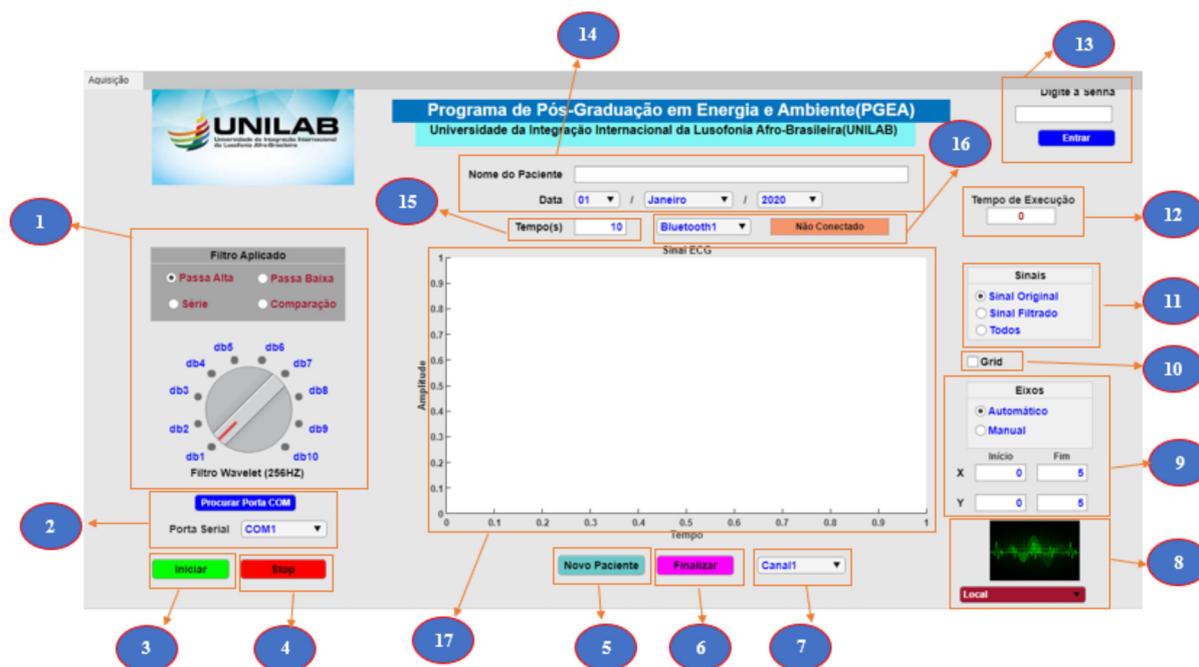


Figura 6: Interface gráfica da tela inicial da aplicação WEB

3. botão para iniciar o processo de aquisição de sinais de ECG após a conexão com o *hardware* do dispositivo móvel de aquisição.

#### 4.2.2 Desenvolvimento dos Algoritmos para Detecção Não Supervisionada dos Principais Ruídos que Corrompem Sinais de ECG

O sistema proposto incorpora algoritmos de processamento de sinais para a detecção e identificação não supervisionada de ruídos nos sinais de ECG coletados. Esses algoritmos utilizam a metodologia de detecção e identificação não supervisionada de ruídos apresentada em [22]. Os tipos de ruídos que podem ser detectados e identificados não supervisionadamente incluem FL (*Flat Line*), TVN (*Time-Varying Noise or Pause*), BW (*Baseline Wander*), AB (*Abrupt Change*), MA (*Muscle Artifacts*), PLI (*Power Line Interference*) e AWGN (*Additive White Gaussian Noise*).

Os algoritmos detectam ruídos de curta e longa duração sem a necessidade de detecção do complexo QRS, e não requerem fases de aprendizado antes de sua utilização. A Figura 7 apresenta o fluxograma do método utilizado para a detecção de ruídos nos sinais de ECG.

O método de detecção de ruídos apresentado na Figura 7 foi implementado em três etapas: Decomposição *wavelet* multinível, reconstrução simultânea do sinal e do ruído de ECG e detecção de ruídos com base na extração de características das componentes de detalhe e de aproximação do sinal decomposto.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

O desempenho dos códigos desenvolvidos no MATLAB é medido utilizando um conjunto de *benchmarks*, que abrange operações unitárias e aplicativos completos representativos de fluxos de trabalho reais dos usuários. Isso possibilita verificar quais partes do programa consomem mais tempo de execução e identificar os gargalos que afetam o desempenho dos códigos implementados.

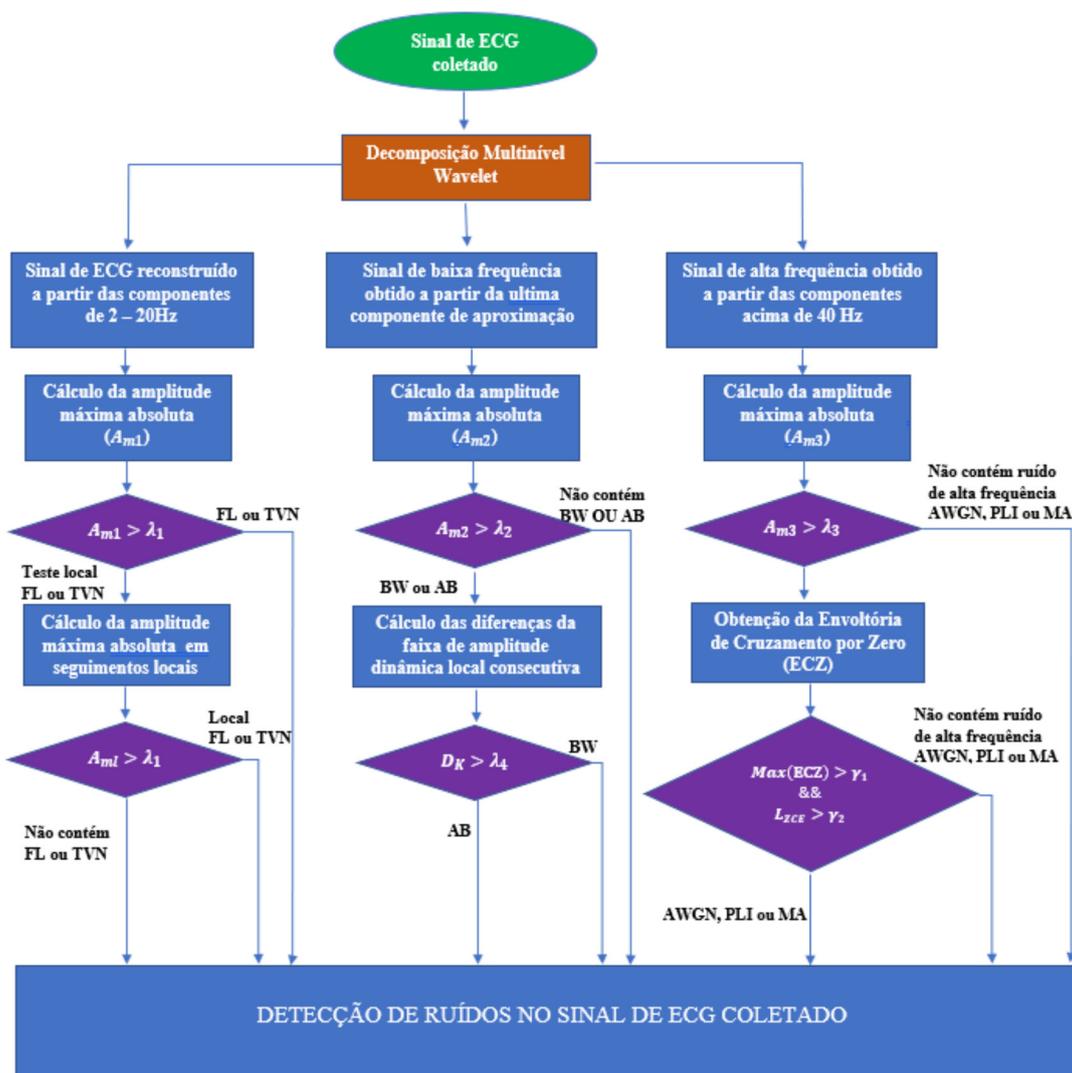


Figura 7: Fluxograma do método de detecção de ruídos

Na análise de desempenho dos códigos implementados na aplicação *WEB*, foi utilizado o *MATLAB profile*. Essa ferramenta permitiu identificar quais funções consomem mais tempo e determinar quais linhas de código não são executadas. Com isso, melhorias de desempenho foram aplicadas nos códigos implementados. A análise de desempenho dos códigos da aplicação *WEB* foi conduzida em paralelo com a utilização do sistema proposto. Isso foi possível através da combinação dos recursos do *MATLAB profile* com o *Parallel Computing Toolbox*. O resultado da análise de desempenho foi um relatório gerado pelo *MATLAB profile*, que contém o nome de todas as funções utilizadas nos códigos, o número de vezes que cada função foi executada durante a utilização da aplicação *WEB*, bem como o tempo gasto em cada uma delas. Ao clicar em cada função no relatório, é possível visualizar o tempo gasto em cada linha de código e quantas vezes cada linha foi executada.

Para a análise de desempenho da aplicação *WEB*, foram realizados 30 ensaios. Em cada ensaio, a aplicação *WEB* foi submetida à introdução de uma decomposição multinível *wavelet*, ao cálculo da DFT, à plotagem do sinal coletado, à plotagem da comparação entre o sinal coletado e um sinal reconstruído a partir das componentes de 0 a 90 Hz do sinal original, e à plotagem das componentes de detalhe e aproximação de uma decomposição de nove níveis em um *buffer*

de 7 s. As ferramentas MATLAB *profile* com o *Parallel Computing Toolbox* foram executadas em paralelo com a utilização da aplicação *WEB*. A Figura 8 apresenta uma captura de tela do relatório de desempenho da aplicação *WEB* gerado durante um dos ensaios.

**Profile Summary**  
Generated 22-Aug-2022 13:28:58 using performance time.

Function Name	Calls	Total Time	Self Time*	Total Time Plot (dark band = self time)
<a href="#">...ucer.convertStructToEventData(event))</a>	1	1.698 s	0.000 s	
<a href="#">...andlePeerEventFromClient(varargin{:})</a>	1	1.698 s	0.000 s	
<a href="#">...deProxyView.handlePeerEventFromClient</a>	1	1.698 s	0.000 s	
<a href="#">...ProxyView&gt;AbstractProxyView.notify</a>	1	1.698 s	0.000 s	
<a href="#">...f)handleProxyViewEvent(obj.src.event)</a>	1	1.698 s	0.000 s	
<a href="#">...stractController.handleProxyViewEvent</a>	1	1.698 s	0.000 s	
<a href="#">...r&gt;PushButtonController.handleEvent</a>	1	1.698 s	0.000 s	
<a href="#">...onentController.handleUserInteraction</a>	1	1.698 s	0.000 s	
<a href="#">...mponentController.executeUserCallback</a>	1	1.698 s	0.000 s	
<a href="#">...app.callback.requiresEventData,event)</a>	1	1.698 s	0.000 s	
<a href="#">...e&gt;AppManagementService.tryCallback</a>	1	1.698 s	0.000 s	
<a href="#">...l_waveletMATLAB_IniciarButton_2Pushed</a>	1	1.698 s	0.240 s	
<a href="#">...gt;WebComponentController.setProperty</a>	1	0.237 s	0.003 s	
<a href="#">...triggerUpdateOnDependentViewProperty</a>	1	0.233 s	0.003 s	
<a href="#">...(varargin)obj.updateData(varargin{:})</a>	1	0.219 s	0.001 s	
<a href="#">...er&gt;WebMWTableController.updateData</a>	1	0.218 s	0.009 s	
<a href="#">Legend.doMethod</a>	14	0.206 s	0.007 s	

Figura 8: Relatório de desempenho gerado com o auxílio das ferramentas MATLAB *profile* e *Parallel Computing Toolbox*

Conforme apresentado na Figura 8, o relatório de desempenho fornece o nome das funções utilizadas, número de chamadas e tempo gasto em cada uma destas funções durante a utilização da aplicação *WEB*. Ao clicar no nome de cada função, é possível verificar o número de chamadas e o tempo gasto em cada linha de código.

Após a realização dos 30 ensaios, foi verificado que a aplicação *WEB* apresentou um tempo médio de 1,783 s com um desvio padrão de 0,0737 s. A Tabela 1 mostra um resumo dos resultados obtidos nos ensaios realizados.

Os resultados apresentados na Tabela 1 foram obtidos com a aplicação *WEB* hospedada em uma instância do MATLAB *Web App Server* executada em uma CPU com as seguintes especificações: Processador Intel Core I7 de 10ª Geração, 8GB RAM, 256GB SSD e sistema operacional *Windows 10*.

## 5.1 Testes de operação do sistema

Esta seção mostra a operação de todos os elementos do sistema IoT para aquisição, monitoramento, processamento, armazenamento em nuvem e visualização de sinais de ECG como um todo. Os ensaios experimentais foram realizados com os eletrodos do *hardware* do sistema IoT conectados ao braço direito, braço esquerdo e perna direita do paciente

Com o auxílio do *hardware* do sistema IoT proposto, o sinal que caracteriza a atividade elétrica do coração do paciente foi detectado, condicionado e representado em uma forma digital

Tabela 1: Resultados obtidos na análise de desempenho da aplicação *WEB*

Ensaio Experimentais	Tempo Total (s)	Ensaio Experimentais	Tempo Total (s)
Ensaio 01	1,9190	Ensaio 16	1,7210
Ensaio 02	1,6160	Ensaio 17	1,7650
Ensaio 03	1,7560	Ensaio 18	1,7180
Ensaio 04	1,8760	Ensaio 19	1,7820
Ensaio 05	1,7120	Ensaio 20	1,7060
Ensaio 06	1,7650	Ensaio 21	1,7630
Ensaio 07	1,8330	Ensaio 22	1,8190
Ensaio 08	1,8760	Ensaio 23	1,7770
Ensaio 09	1,7400	Ensaio 24	1,7140
Ensaio 10	1,7200	Ensaio 25	1,7820
Ensaio 11	1,8180	Ensaio 26	1,8730
Ensaio 12	1,8400	Ensaio 27	1,9370
Ensaio 13	1,8820	Ensaio 28	1,8240
Ensaio 14	1,7320	Ensaio 29	1,7240
Ensaio 15	1,7130	Ensaio 30	1,7870

(discreta no tempo). Em seguida, este sinal foi enviado para uma aplicação *WEB* de três formas: Serial, *bluetooth* e *Wi-Fi*. Com o auxílio da aplicação *WEB*, foi possível inserir os seguintes dados: Nome do paciente, data de aquisição e tempo de aquisição.

Para estabelecer uma comunicação serial entre o *hardware* e o *software*, é necessário que a aplicação *WEB* esteja hospedada em uma CPU local. Esta CPU deve estar conectada fisicamente com o *hardware* do sistema por meio de um cabo USB. A Figura 9 apresenta uma foto da interface da aplicação *WEB* durante o processo de aquisição de um sinal de ECG via comunicação serial-UART (do inglês: *Universal asynchronous receiver/transmitter*).

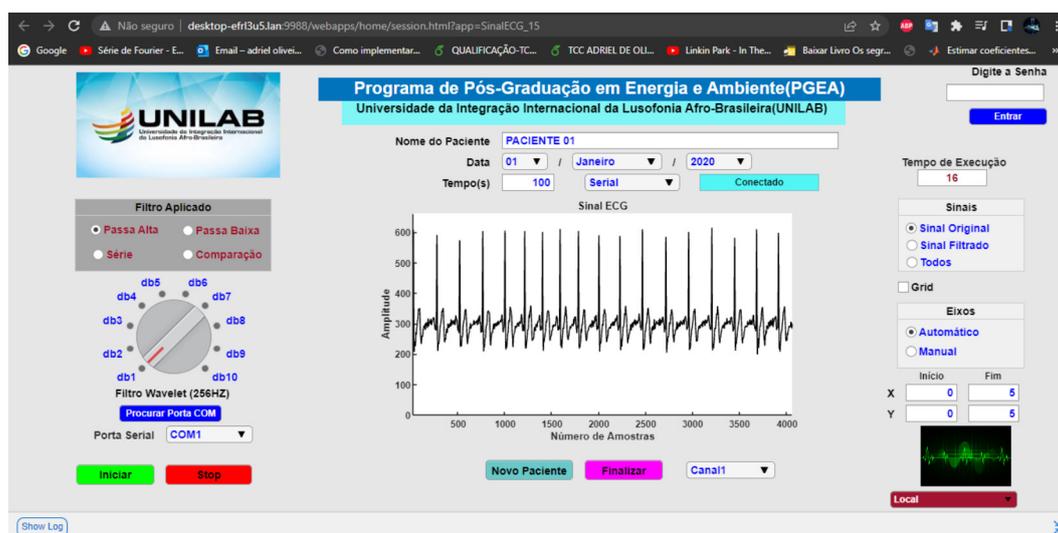


Figura 9: Interface da aplicação *WEB* durante o procedimento de coleta de um sinal de ECG via comunicação serial

Ao selecionar a opção "Canal2" na interface da aplicação *WEB*, é ativado o algoritmo que calcula a DFT (do inglês: *Discrete Fourier Transform*) do sinal coletado. A Figura 10 apresenta uma foto da interface *WEB* com a representação no domínio da frequência do sinal coletado

após o cálculo e plotagem da DFT em tempo real.

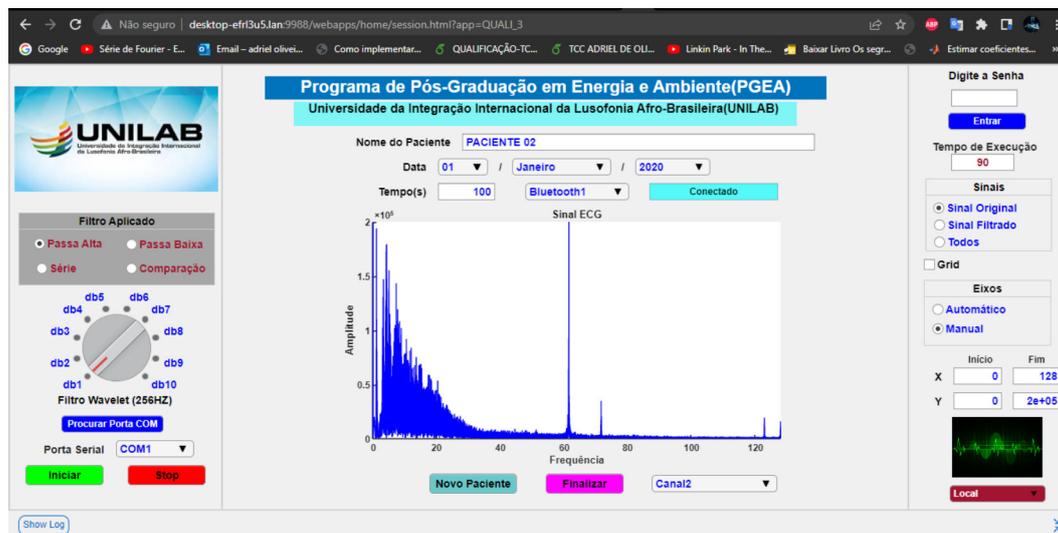


Figura 10: Cálculo e plotagem da representação no domínio da frequência do sinal coletado

Em colaboração com o projeto de pesquisa "Caracterização do Perfil da Variabilidade da Frequência Cardíaca em Indivíduos com Covid-19 e Associação com Variáveis Inflamatórias e Prognóstico Clínico", o sistema proposto foi utilizado no Hospital Universitário Walter Cantídio da Universidade Federal do Ceará (HUWC-UFC). Foram coletados registros eletrocardiográficos de 50 pacientes hospitalizados na fase ativa da doença Covid-19.

Cada registro coletado possui uma duração de 5 minutos, e juntos eles formam um banco de dados para estudos colaborativos com o objetivo de identificar a existência de padrões de alteração na variabilidade da frequência cardíaca. Para a utilização do sistema em pacientes do hospital universitário, obteve-se a aprovação do Comitê de Ética, com o número de Certificado de Apresentação de Apreciação Ética (CAAE) N° 47229221.9.0000.5045.

## 5.2 Parâmetros e Orçamento do Sistema

O orçamento do sistema proposto é apresentado na Tabela 2, considerando os custos em reais (BRL) e em dólares americanos (USD). Devido à utilização de um serviço de computação em nuvem para estudantes, o custo do serviço de máquina virtual e rede em nuvem para hospedar as aplicações *WEB* não foi considerado. Além disso, para usar a funcionalidade de coleta de sinais via *WI-FI*, foi necessária a contratação de um serviço de computação e armazenamento em nuvem.

Tabela 2: Resultados obtidos na análise de desempenho da aplicação *WEB*

Componente	Custo (BRL)	Custo (USD)
ESP8266+ Placa de Expansão	R\$ 42,14	US\$ 8,20
Shild ECG-EMG Olimex com eletrodos	R\$ 162,86	US\$ 31,68
Arduíno UNO R3	R\$ 45,30	US\$ 8,81
Módulo HC-05	R\$ 10,31	US\$ 2,00
Power bank 10000mAH	R\$ 49,40	US\$ 9,61
Custo Total	R\$ 310,01	US\$ 60,31

Os valores apresentados na Tabela 2 foram considerados com base nos preços de mercado dos componentes em fevereiro de 2023. Para a conversão de moeda, foi considerada a taxa de câmbio de 1 USD = 5,14 BRL. Além disso, os custos foram calculados levando em consideração as características de hardware necessárias para a coleta de sinais via comunicação serial, *bluetooth* e *Wi-Fi*.

## 6 CONCLUSÃO

Neste trabalho, foi demonstrado com sucesso o desenvolvimento e a implementação da arquitetura de um sistema IoT móvel para aquisição, processamento, armazenamento em nuvem e monitoramento remoto de sinais de ECG, com o objetivo de pesquisa em ambientes colaborativos. Os testes de operação de todos os elementos do sistema foram realizados em pacientes do Hospital Universitário Walter Cantídio da Universidade Federal do Ceará (HUWC-UFC). Para a utilização do sistema em pacientes, obteve-se a aprovação do Comitê de Ética, com o Certificado de Apresentação de Apreciação Ética (CAAE) Nº 47229221.9.0000.5045. Foram coletados registros eletrocardiográficos de 50 pacientes hospitalizados na fase ativa da doença Covid-19. Cada registro coletado possui uma duração de 5 minutos e uma frequência de amostragem de 256 Hz. Esses registros formam um banco de dados para estudos colaborativos, com o objetivo de identificar padrões de alteração na variabilidade da frequência cardíaca. Os testes de desempenho da aplicação *WEB* foram realizados utilizando ferramentas como *MATLAB profile* e *Parallel Computing Toolbox*, permitindo a identificação das funções que consomem mais tempo e das linhas de código não executadas. Isso possibilitou melhorias no desempenho dos códigos. Os resultados de desempenho da aplicação *WEB* foram satisfatórios, apresentando um tempo médio de 1,783 s, com desvio padrão de 0,0737 s para calcular a DFT, aplicar uma decomposição *wavelet* multinível em um *buffer* de 7 s, gerar um novo sinal a partir das componentes de frequência desejadas e plotar os resultados. Em relação ao consumo de energia, o *hardware* do sistema apresentou um consumo médio de 180 mA durante a operação. Considerando a média de tensão e corrente, o consumo de energia estimado do dispositivo móvel foi de 0,90 W·h. Com um *power bank* de 10000 mA·h conectado ao *hardware* do sistema proposto, é possível realizar coletas por aproximadamente 55 horas. A aplicação *WEB* foi hospedada em CPUs locais, bem como em máquinas virtuais nos serviços de computação em nuvem AWS e AZURE. Para acessar a aplicação *WEB*, foram utilizados navegadores de *smartphone*, *tablet* e *notebook*. O monitoramento remoto e o armazenamento em nuvem dos registros cardiográficos foram realizados com sucesso. Comparado a diferentes arquiteturas de IoT para a coleta de registros cardiográficos, o sistema proposto se destacou por oferecer diversas funcionalidades, como comunicação *bluetooth*, serial e *Wi-Fi*, processamento em tempo real dos registros coletados e comunicação direta com serviços de armazenamento em nuvem. Além disso, o *hardware* do sistema foi prototipado com componentes de baixo custo e baixo consumo de energia, tornando-o uma tecnologia móvel acessível capaz de enriquecer bases de dados colaborativas.

### *Agradecimentos*

Este trabalho foi realizado durante um projeto de pesquisa de mestrado na Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira (UNILAB). Recebeu apoio financeiro do Programa de Bolsa de Desenvolvimento Institucional (PIBDIN-UNILAB).

## REFERÊNCIAS

- [1] A computer based wireless system for online acquisition, monitoring and digital processing of ecg waveforms. *Computers in Biology and Medicine*, 39(4):361–367, 2009. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2009.01.013>.
- [2] M. A. Ahamed, M. K. Hasan e M. S. Alam. Design and implementation of low cost ECG monitoring system for the patient using smartphone. In *2015 International Conference on Electrical & Electronic Engineering (ICEEE)*. 2015. <https://doi.org/10.1109/ICEEE.2015.7428272>.
- [3] A. M. Al-Busaidi e L. Khriji. Digitally filtered ECG signal using low-cost microcontroller. In *2013 International Conference on Control, Decision and Information Technologies (CoDIT)*. 2013. <https://doi.org/10.1109/CoDIT.2013.6689554>.
- [4] K. S. Cheruvellil, P. A. Soranno, K. C. Weathers, P. C. Hanson, S. J. Goring, C. T. Filstrup e E. K. Read. Creating and maintaining high-performing collaborative research teams: the importance of diversity and interpersonal skills. *Frontiers in Ecology and the Environment*, 12(1):31–38, 2014. <https://doi.org/10.1890/130001>.
- [5] M. C. J. Christ, A. L. Narayanan e J. Selvaraj. Low cost internet of things based remote monitoring system and ECG analysis. *Journal of Computational and Theoretical Nanoscience*, 17(4):1863–1866, 2020. <https://doi.org/10.1166/jctn.2020.8455>.
- [6] M. H. Crawford, S. J. Bernstein, P. C. Deedwania, J. P. DiMarco, K. J. Ferrick, A. Garson, L. A. Green, H. Greene, M. J. Silka, P. H. Stone, C. M. Tracy, R. J. Gibbons, J. S. Alpert, K. A. Eagle, T. J. Gardner, A. Garson, G. Gregoratos, R. O. Russell, T. J. Ryan, e S. C. Smith. ACC/AHA guidelines for ambulatory electrocardiography. *Journal of the American College of Cardiology*, 34(3):912–948, 1999. [https://doi.org/10.1016/S0735-1097\(99\)00354-X](https://doi.org/10.1016/S0735-1097(99)00354-X).
- [7] D. Fiev, A. Vinarov, D. Tsarichenko, P. Kopylov, Y. Demidko, A. Syrkin, L. Rapoport, Y. Alyaev e P. Glybochko. Holter monitoring (24-hour ECG) parameter dynamics in patients with ischemic heart disease and lower urinary tract symptoms due to benign prostatic hyperplasia. *Advances in Therapy*, 36:2072–2085, 2019. <http://doi.org/10.1007/s12325-019-00977-8>.
- [8] R. Gupta, J. Bera e M. Mitra. Development of an embedded system and Matlab-based GUI for online acquisition and analysis of ECG signal. *Measurement*, 43(9):1119–1126, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2010.05.003>.
- [9] A. H. Kadish, A. E. Buxton, H. L. Kennedy, B. P. Knight, J. W. Mason, C. D. Schuger, C. M. Tracy, W. L. Winters, A. W. Boone, M. Elnicki, J. W. Hirshfeld, B. H. Lorell, G. P. Rodgers, C. M. Tracy, e H. H. Weitz. ACC/AHA clinical competence statement on electrocardiography and ambulatory electrocardiography. *Journal of the American College of Cardiology*, 38(7):2091–2100, 2001. [https://doi.org/10.1016/S0735-1097\(01\)01680-1](https://doi.org/10.1016/S0735-1097(01)01680-1).
- [10] H. L. Kennedy. The evolution of ambulatory ECG monitoring. *Progress in cardiovascular diseases*, 56(2):127–132, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.pcad.2013.08.005>.
- [11] A. Kumar, S. Kumar, V. Dutt, A. K. Dubey e V. García-Díaz. IoT-based ECG monitoring for arrhythmia classification using coyote grey wolf optimization-based deep learning CNN classifier. *Biomedical Signal Processing and Control*, 76:103638, 2022. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2022.103638>.
- [12] J. Li, G. Deng, W. Wei, H. Wang e Z. Ming. Design of a real-time ecg filter for portable mobile medical systems. *IEEE Access*, 5:696–704, 2017. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2016.2612222>.

- [13] M. A. Lima. *Sistema remoto para análise automática de ECGs nos padrões HL7 AECG e DICOM-ECG*. Dissertação de Mestrado em Engenharia de Teleinformática, Centro de Tecnologia, Programa de PósGraduação em Engenharia de Teleinformática, Universidade Federal do Ceará, Fortaleza – CE, Brasil, 2017.
- [14] L. N. Mahdy, K. A. Ezzat e Q. Tan. Smart ECG holter monitoring system using smartphone. In *2018 IEEE International Conference on Internet of Things and Intelligence System (IOTAIS)*. 2018. <https://doi.org/10.1109/IOTAIS.2018.8600891>.
- [15] D. H. Martincoski. *Sistema para telemetria de eletrocardiograma utilizando tecnologia bluetooth*. 2003. 112 f. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Centro de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis – SC, Brasil, 2003.
- [16] MathWorks. Matlab app designer. Disponível em <<https://www.mathworks.com/products/matlab/app-designer.html>>. Acessado em janeiro de 2023.
- [17] D. M. Mirvis e A. L. Goldberger. *Heart disease*, capítulo Electrocardiography. W. B. Saunders, 2001.
- [18] B. A. Oganisyan, T. N. Oganisyan e A. O. Makaryan. Time-frequency analysis of electric cardiograms. *Journal of Contemporary Physics (Armenian Academy of Sciences)*, 55(4):371–375, 2020. <https://doi.org/10.3103/S1068337220040155>.
- [19] M. B. Pereira, J. P. V. Madeiro, A. O. Freitas e D. G. Gomes. An IoT-cloud enabled real time and energy efficient ECG reader architecture. In *XXVII Brazilian Congress on Biomedical Engineering*. Springer International Publishing, Cham, 2022.
- [20] V. Randazzo, J. Ferretti e E. Pasero. Anytime ECG monitoring through the use of a low-cost, user-friendly, wearable device. *Sensors*, 21(18):6036, 2021. <https://doi.org/10.3390/s21186036>.
- [21] J. Ribeiro Pinto, J. S. Cardoso e A. Lourenço. Evolution, current challenges, and future possibilities in ECG biometrics. *IEEE Access*, 6:34746–34776, 2018. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2849870>.
- [22] U. Satija, B. Ramkumar e M. S. Manikandan. An automated ECG signal quality assessment method for unsupervised diagnostic systems. 38(1):54–70, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2017.10.002>.
- [23] V. C. Scanlon e T. Sanders. *Essentials of anatomy and physiology*. F. A. Davis, 2018.
- [24] W. J. Tompkins. *Biomedical digital signal processing*. Prentice Hall, 2000.
- [25] G. J. Tortora e B. H. Derrickson. Introduction to the human body. In *Introduction to the human body: The essentials of anatomy and physiology*. Wiley, 2014.
- [26] World Health Organization (WHO). The top 10 causes of death. Disponível em <<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>>. Acessado em dezembro de 2020.
- [27] H. M. J. Zacarias, J. A. L. Marques, P. C. Cortez, J. P. V. Madeiro e C. C. Cavalcante. Detrended fluctuation analysis como ferramenta para avaliação do comportamento da frequência cardíaca fetal em exames cardiocardiográficos. In *Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. Uberlândia – MG, Brasil, 2014.