



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS, TECNOLOGIAS E SAÚDE DO CAMPUS ARARANGUÁ
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

Vinícius Rodrigues Zanon

**Dispositivo com Interface Wearable para a Aquisição, Processamento e
Transmissão do Sinal Cardíaco em Exame de Eletrocardiograma**

Araranguá
2020

Vinícius Rodrigues Zanon

**Dispositivo com Interface Wearable para a Aquisição, Processamento e
Transmissão do Sinal Cardíaco em Exame de Eletrocardiograma**

Trabalho de Conclusão de Curso do Curso de Graduação em Engenharia de Computação submetido ao Centro de Ciências, Tecnologias e Saúde do Campus Araranguá da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Computação.

Orientador: Prof. Fabrício De Oliveira Ourique, Dr.

Araranguá

2020

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Zanon, Vinícius Rodrigues

Dispositivo com Interface Wearable para a Aquisição,
Processamento e Transmissão do Sinal Cardíaco em Exame de
Eletrocardiograma / Vinícius Rodrigues Zanon ; orientador,
Fabrício De Oliveira Ourique, 2020.

45 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Campus Araranguá,
Graduação em Engenharia de Computação, Araranguá, 2020.

Inclui referências.

1. Engenharia de Computação. 2. Eletrocardiograma. 3.
Wearables. 4. Internet of Things. 5. Sistemas Embarcados.
I. Ourique, Fabrício De Oliveira. II. Universidade Federal
de Santa Catarina. Graduação em Engenharia de Computação.
III. Título.

Vinícius Rodrigues Zanon

Dispositivo com Interface Wearable para a Aquisição, Processamento e Transmissão do Sinal Cardíaco em Exame de Eletrocardiograma

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia de Computação e aprovado em sua forma final pelo Curso de Graduação em Engenharia de Computação.

Araranguá, 01 de Dezembro de 2020.

Prof. Fabrício De Oliveira Ourique, Dr.
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Fabrício De Oliveira Ourique, Dr.
Orientador

Profa. Analúcia Schiaffino Morales, Dra.
Avaliador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Ricardo A. Reinaldo de Moraes, Dr.
Avaliador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Fábio Rodrigues de la Rocha, Dr.
Avaliador Suplente
Universidade Federal de Santa Catarina

Dispositivo com Interface Wearable para a Aquisição, Processamento e Transmissão do Sinal Cardíaco em Exame de Eletrocardiograma

Vinicius Rodrigues Zanon* Fabrício de Oliveira Ourique†

2020, November

Resumo

A elevada quantidade de fios e o desconhecimento sobre a conexão correta dos eletrodos na prática clínica do exame de eletrocardiograma (ECG) são razões pelas quais este artigo visa o desenvolvimento de um dispositivo com interface vestível para a captação do sinal cardíaco. Para tanto são utilizadas tecnologias de baixo custo envolvendo os conceitos de Internet das Coisas, Dispositivos Vestíveis e Telemedicina, bem como, técnicas de modelagem, aquisição, condicionamento, filtragem, transmissão de dados sem fio e registro de sinais bioelétricos. Os resultados mostram que o sinal cardíaco foi captado, processado e transmitido com sucesso pelo módulo com interface vestível, sendo testado e validado em mais de um indivíduo. O colete ECG, proposto na interface de entrada, se mostrou eficaz na estratégia de uso como guia de referência na efetivação do exame de eletrocardiograma, apresentando conforto e comodidade ao paciente. A aplicação web desenvolvida contribui significativamente para o teleatendimento no cenário atual de pandemia por COVID-19, visto que apresenta a funcionalidade de exportar os dados do exame para futuras consultas no dispositivo de acesso bem como importá-los e enviá-los por email, via aplicação, para o médico cardiologista.

Palavras-chaves: ECG. Dispositivos Vestíveis. Saúde. Internet das Coisas. Sistemas Embarcados. Telemedicina.

*vinicius.zanon@grad.ufsc.br

†fabricio.ourique@ufsc.br

Wearable Device for Acquisition, Processing and Transmission of Cardiac Signals on Eletrocardiogram Exams

Vinícius Rodrigues Zanon* Fabrício de Oliveira Ourique†

2020, November

Abstract

The high number of wires connected to the central base of the electrocardiograph linked to the discomfort caused by the lack of amplitude and the methodological ignorance about the connection of the electrodes in the clinical practice of the electrocardiogram exam are the reasons why this article aims at the development of a device with a wearable interface for the acquisition, processing and transmission of the cardiac signal. For that, low cost technologies are used involving the concepts of IoT, wearables and telemedicine, in addition to modeling, acquisition, conditioning, filtering, wireless data transmission and bioelectric signal recording techniques. The results show that the cardiac signal was successfully captured, processed and transmitted by the module with a wearable interface, being tested and validated in more than one individual. The ECG vest, proposed at the entrance interface, has been shown to be effective in the strategy of use as a reference guide for conducting the electrocardiographic exam, comfort and convenience to the patient. The developed web application contributes to the service remote in the pandemic scenario by COVID-19, since it has a functionality for exporting the exam data for future consultations on the access device as well as importing and sending them by email, via the application, to the cardiologist.

Key-words: ECG. Wearables. Health. Smart Garment. IoT. Embedded Systems. Telemedicine.

1 Introdução

Segundo a Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC), doenças cardiovasculares são a principal causa de morte no mundo. Estima-se que até o final do ano de 2020, 400 mil pessoas morrerão com diagnóstico referente à enfermidades cardíacas, representando 30% do total de óbitos no Brasil (SBC, 2020). Dados mostram que o índice de mortalidade por

*vinicius.zanon@grad.ufsc.br

†fabricio.ourique@ufsc.br

cardiopatias aumentou em 31% em razão do cenário de pandemia por COVID-19 (ARPEN, 2020).

Como meio de prevenção aos riscos e avaliação de eventos cardiológicos, existe a monitorização de pacientes pelo exame de eletrocardiograma (ECG). O aparelho que auxilia no diagnóstico de cardiopatias, é o eletrocardiógrafo, sendo um equipamento de fundamental necessidade em unidades básicas de saúde, pronto atendimento e hospitais de atenção especializada. O exame de ECG pode ser realizado por três diferentes modalidades: (i) ECG de repouso (paciente deitado sobre uma maca hospitalar); (ii) ECG ergométrico (realizado em esteira/bicicleta ergométrica) e (iii) ECG via dispositivo Holter (monitoramento contínuo por 24h em dependência domiciliar).

Embora o aparelho de ECG seja um instrumento bem consolidado na área médica, métodos tecnológicos e paradigmas de desenvolvimento recentes estão sendo utilizados para ampliar o uso do equipamento. A maioria das tecnologias que se enquadram como alternativas promissoras de desenvolvimento estão inseridas no contexto da Internet das Coisas (*Internet of Things* – IoT). Entre elas, se destacam a Telemedicina e os Dispositivos Vestíveis (*Wearables*). Todas elas aplicadas ao conceito de monitoramento de pacientes, sugerem um avanço na medicina e, principalmente, no auxílio à investigação de doenças crônicas, sinais vitais e emissão de alertas.

Para que se sustente o desenvolvimento de novas tecnologias na área da saúde, o Decreto nº 9.854 instituído no ano de 2019 pelo Plano Nacional de Internet das Coisas, outorga que deve ser estimulada a criação de novas tecnologias com abordagem IoT. Elas têm como primazia melhorar a qualidade de vida das pessoas e promover ganhos de eficiência em serviços (Brasil, 2019).

Ainda, a ampliação do atendimento médico utilizando a Telemedicina é uma tendência que vem sendo fortemente empregada pelo fato da abordagem IoT fornecer arquiteturas flexíveis para a comunicação entre dispositivos conectados à Internet. A computação em nuvem, por exemplo, favorece a prestação de serviços à distância, como o monitoramento de pacientes e o atendimento virtual pelo médico. Além disso, auxilia no processo de acompanhamento em leitos hospitalares, sem que haja a necessidade de uma equipe médica vigiando o enfermo continuamente.

Entretanto, mesmo com incentivo governamental e o surgimento de novas tendências, desenvolver tecnologias IoT com atenção à saúde é um grande desafio, pois os dispositivos, uma vez conectados à Internet, podem sofrer riscos e sujeições à ataques pela interface de comunicação. Sendo assim, os desafios não se limitam apenas à implementação, há também objeções no contexto da prática clínica de execução do exame de eletrocardiograma que devem ser observadas.

As pesquisas de campo realizadas por Monteiro et al. (2018), Fernandes et al. (2015) mostram que o procedimento metodológico sobre a execução do exame, trazem um comprometimento significativo no diagnóstico clínico dos pacientes. O problema principal se dá pelo desconhecimento das posições corretas dos eletrodos no corpo do paciente realizado, em sua maioria, pelo profissional enfermeiro. No primeiro estudo 80% das conexões dos eletrodos foram postas no paciente de forma errônea e, no segundo, apenas 1% acertaram.

Embora a Sociedade Brasileira de Cardiologia confere somente ao médico o poder de interpretação e inferência clínica das circunstâncias cardiológicas do paciente, o enfermeiro se faz relevante em situações emergenciais caso haja a necessidade de rápidas intervenções e tomadas de decisões em caso de suporte clínico (Pastore et al., 2016). Para tanto, é

necessário que ambos os profissionais executem e entendam os procedimentos do exame de forma coesa ao que são descritos nas literaturas, diretrizes, regulamentações e normas hospitalares.

Outro aspecto inconveniente na prática clínica é sobre a quantidade de fios conectados a base central do eletrocardiógrafo presos ao corpo do paciente. A elevada presença de fios atrelada ao desconforto dado pela não amplitude de movimento pode influenciar no desenvolvimento da conhecida Síndrome do Jaleco Branco. A síndrome é causada pelo estresse sentido em uma consulta médica, provocando um aumento temporário da pressão arterial do paciente. Estudos revelam que pacientes diagnosticados com a síndrome possuem maior propensão a ataques cardíacos, derrames, entre outros (Cohen et al., 2019).

Sendo assim, esse artigo propõe um módulo com interface vestível para a aquisição do sinal cardíaco, utilizando tecnologias de baixo custo e conexão wireless para a exibição do gráfico cardíaco em um monitor via aplicação web. Pela aplicação é possível visualizar além do sinal, parâmetros como a frequência cardíaca, status de conexão, bateria e informação do tempo/hora atual do dispositivo. Além disso, para abranger o teleatendimento é disposto na aplicação a funcionalidade de exportar/importar os exames com os dados cardíacos instantâneos do paciente para enviá-los, por ventura, ao e-mail do médico cardiologista.

O módulo com interface vestível sem fio atua no auxílio da correta execução de conexão dos eletrodos ao corpo do paciente, bem como na prática clínica do exame de eletrocardiograma. O dispositivo também tem o propósito de eliminar a quantidade de fios conectados à base central do eletrocardiógrafo, minimizando os efeitos de acidentes técnicos presentes na realização do exame (a extensão dos fios ou soltura dos eletrodos) e diminuindo o número de diagnósticos equivocados. Além do mais, ao embarcar o dispositivo a um aparato vestível, o mesmo fornecerá confiança metodológica para o profissional de saúde na prática clínica do exame. Tal integração exime a preocupação de conectar corretamente os eletrodos, proporcionando conforto e comodidade ao paciente na realização do exame.

O artigo encontra-se organizado em seis seções. Na primeira seção (introdução) é descrito uma breve contextualização do problema, bem como as motivações e justificativas da proposta de intervenção. A segunda seção apresenta uma breve revisão de conceitos fundamentais para o entendimento sobre a eletrofisiologia cardíaca e o sinal de ECG e, na terceira, um estudo a cerca do estado da arte e evidências de mercado. Na quarta seção é retratado o desenvolvimento do artigo, condicionado a uma visão geral do módulo com interface vestível para a aquisição do sinal cardíaco, a qual contempla a descrição e modelagem do sistema. Ainda nessa seção é visto o sistema sob uma visão específica, detalhando a nível técnico, as interfaces de entrada, processamento e saída. Na quinta seção são expostos os resultados e discussões obtidos com o desenvolvimento do módulo. Por fim, na última seção, apresenta-se a conclusão e a proposta de trabalhos futuros, seguida das referências bibliográficas.

2 Fundamentação Teórica

2.1 Eletrofisiologia Cardíaca e o Sinal de ECG

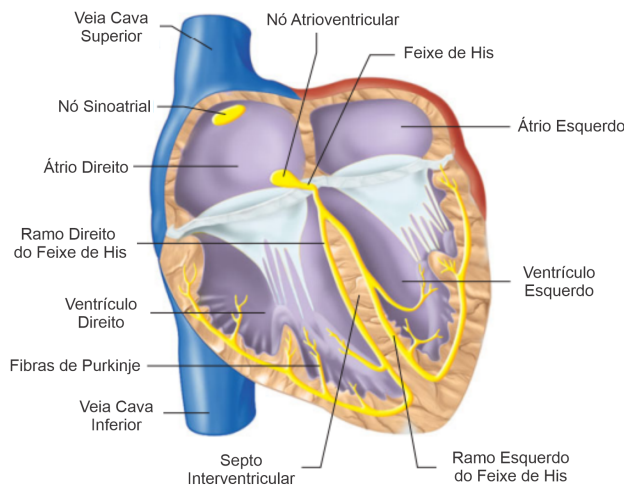
Para entender como se procede a geração do sinal elétrico cardíaco, é necessário o esclarecimento de conceitos eletrofisiológicos do sistema circulatório. Segundo Tortora e Nielsen (2013), o coração é um órgão muscular localizado entre os pulmões repousado sobre a face diafragmática, sendo responsável pelo bombeamento do sangue e subsequente

circulação corpórea.

Valendo-se de uma visão estrutural, o coração é constituído por quatro cavidades: átrio direito, átrio esquerdo (cavidades superiores), ventrículo direito e ventrículo esquerdo (cavidades inferiores). É composto, ainda, por válvulas (ou valva) que possuem papel fundamental no impedimento do refluxo sanguíneo, permitindo que o tecido hemático siga um fluxo unidirecional (Guyton; Hall, 2006).

O sistema elétrico cardíaco ou complexo estimulante do coração, presente na figura 1, é constituído por células auto-rítmicas. Elas possuem capacidade de gerar potenciais de ação de forma síncrona e repetitiva, a qual ajuda a determinar o ritmo para a contração de todo o coração (Tortora; Nielsen, 2013). Os potenciais de ação que são gerados por essas células se propagam pelo sistema elétrico cardíaco, formado pelos componentes: nós sinoatrial (SA) e atrioventricular (AV), Feixe de His, Ramos do Feixe de His (Direito e Esquerdo) e Fibras de Purkinje.

Figura 1 – Sistema Elétrico Cardíaco.



Fonte: Adaptado de Barrett et al. (2009)

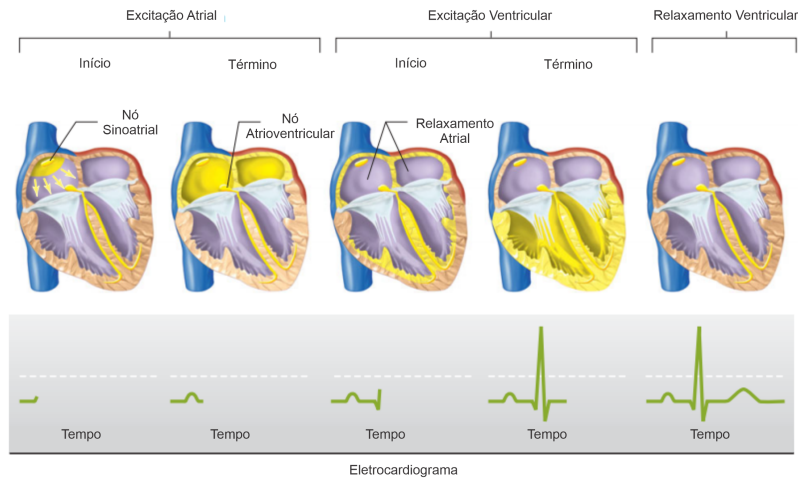
Segundo Berbari (2000), a propagação do impulso elétrico ocorre devido a alteração do gradiente de concentração iônica ao longo das membranas celulares. Essa alteração, por sua vez, resulta no estabelecimento de um potencial extracelular, que excita as células contráteis dos átrios e dos ventrículos.

Assim, fisiologicamente, o processo de condução dos biopotenciais se inicia pelo nó SA. Eles são propagados via células de condução para os átrios, fazendo-os se contraírem simultaneamente. Os potenciais de ação seguem em direção ao nó atrioventricular, aos quais se propagam lentamente, possibilitando a ejeção de sangue dos átrios para os ventrículos.

Dessa forma, o potencial é infiltrado no feixe de His, passando pelos ramos direito e esquerdo do feixe ao ápice do coração (extremidade do ventrículo esquerdo). Assim, em busca de finalizar o processo de condução, o potencial de ação perpassa pelas fibras de Purkinje, as quais transmitem o sinal de natureza bioelétrica para as células contráteis dos ventrículos. O sinal é propagado do ápice para a base do coração (formada pelos átrios).

Abaixo é possível visualizar como esse processo de condução dos potenciais de ação é difundido em função da formação do sinal cardíaco:

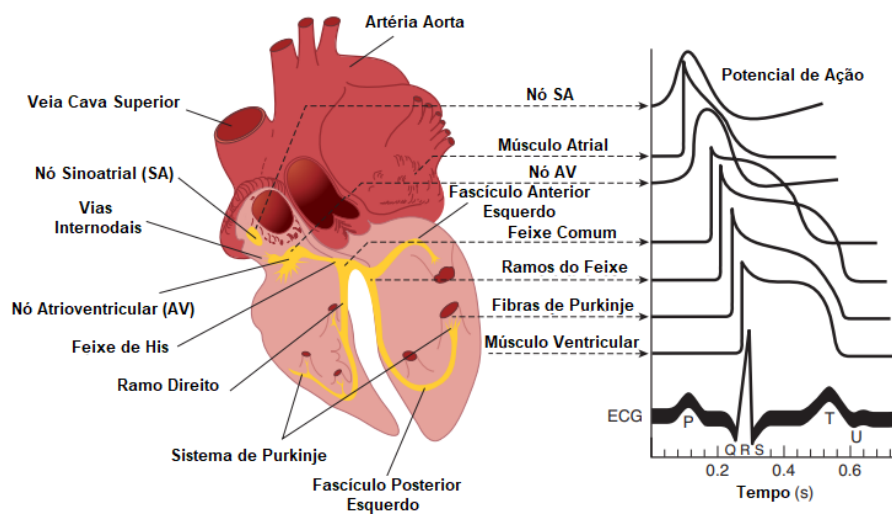
Figura 2 – Sistema de Condução Cardíaco.



Fonte: Adaptado de Barrett et al. (2009)

O sinal cardíaco, material investigativo do exame de eletrocardiograma, pode ser entendido pela somatória de todos os potenciais de ação proeminentes da atividade elétrica que ocorreram a cada instante no complexo estimulante do coração (figura 3). Sendo caracterizado pelas ondas P, complexo QRS, ondas T e U. A primeira onda representa a difusão da despolarização do nó SA através dos dois átrios. A onda QRS pela difusão da despolarização através dos ventrículos. E por fim, as ondas T e U representam a repolarização ventricular.

Figura 3 – Complexo Estimulante do Coração e um Eletrocardiograma Normal.



Fonte: Adaptado de Barrett et al. (2009)

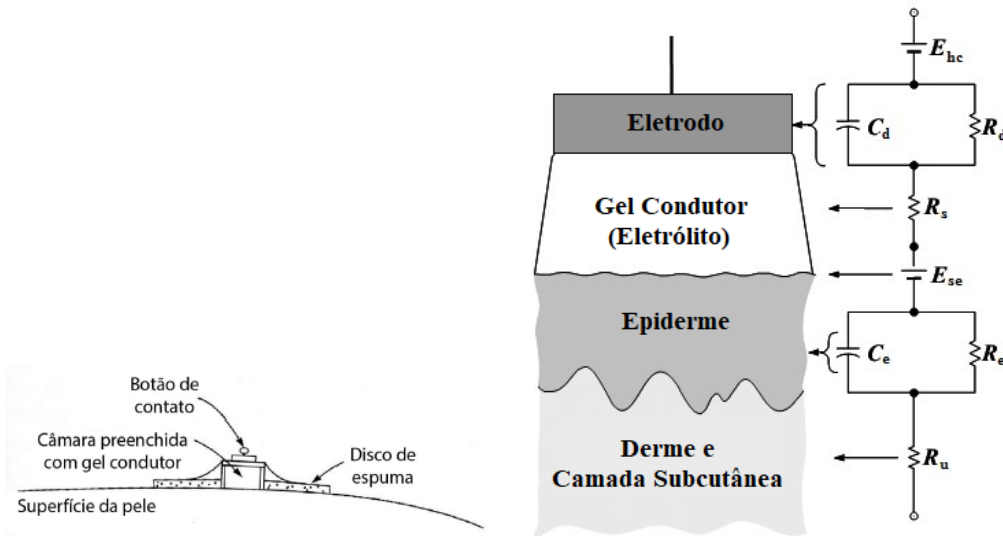
2.2 Eletrocardiógrafo, Sensor de Captação e Derivações Cardíacas

O eletrocardiógrafo é o aparelho que permite a captação e visualização do sinal de ECG por meio de gráficos que mostram ao longo do tempo, o potencial elétrico geral do coração durante o ciclo cardíaco. Segundo [Tortora e Nielsen \(2013\)](#), dado a existência das propriedades resistivas do corpo humano, os potenciais de ação possuem capacidade de atravessar o meio e atingir a superfície corpórea. Dando a possibilidade de aferição e registro via sensores de captação dos biopotenciais cardíacos, sendo mais conhecidos como eletrodos.

Os eletrodos têm como função principal interfacear o organismo humano ao sistema de medição eletrônica, sendo responsáveis pela transdução dos sinais com baixos níveis de ruídos. Para o exame de ECG, o eletrodo mais comum é o eletrodo de superfície (colocado em contato com a pele). O eletrodo é composto basicamente por uma superfície condutora de Cloreto de Prata (Ag/AgCl), superfície de contato adesiva e uma camada de gel (eletrólito) com propriedades condutivas. Analisando o circuito da figura 4 e levando em consideração a alta impedância da interface de contato entre a pele e o eletrodo, conclui-se que o mesmo pode ser caracterizado como uma fonte de tensão com alta impedância interna, por tal razão é interessante se atentar ao uso de amplificadores com alta impedância de entrada.

O ECG pode ser adquirido pela medição da diferença de potencial de um eletrodo, posicionado em um ponto da pele, até um potencial de referência (registro unipolar) ou por meio da diferença de potencial entre dois eletrodos (registro bipolar). Para [Barrett et al. \(2009\)](#), quando o sinal de despolarização se move em direção a um eletrodo, causa uma variação positiva no sinal deste eletrodo registrando uma deflexão crescente. Quando se move na direção oposta, causa uma variação negativa registrando uma deflexão decrescente.

Figura 4 – Modelo de circuito para eletrodo de superfície.

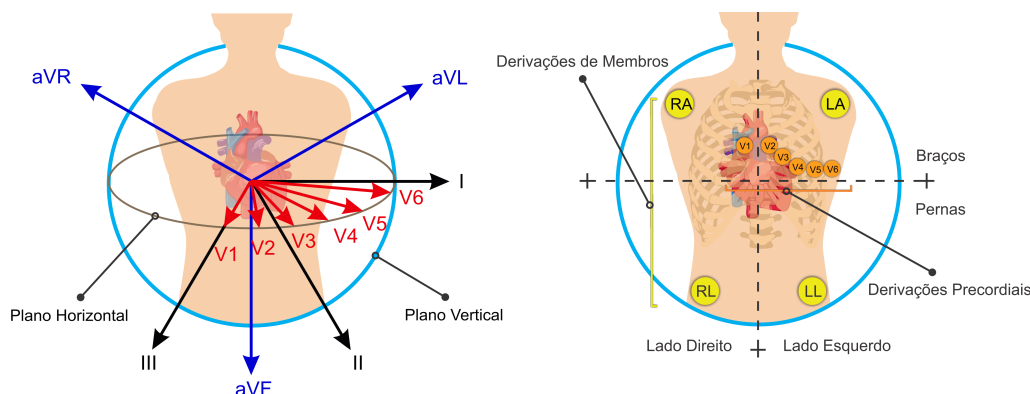


Fonte: Adaptado de [Webster e Clark \(2010\)](#), [Carr e Brown \(2000\)](#)

As derivações eletrocardiográficas podem ser entendidas como as visualizações elétricas do coração sob ângulos diferentes da mesma atividade cardíaca. Para o exame de

ECG costuma-se utilizar 12 derivações: 6 derivações de membros (I, II, III, aVR, aVL e aVF) para análise do plano vertical do coração e 6 derivações torácicas/precordiais (V1, V2, V3, V4, V5 e V6) para análise do plano horizontal (Figura 5). A convenção com doze derivações é adotada pois são as que mais apresentam alterações agudas e crônicas passíveis de reconhecimento, porém, existem mais outras 5 derivações (V3R, V4R, V7, V8 e V9), específicas para a análise da parede posterior do coração.

Figura 5 – Derivações Eletrocardiográficas.



Fonte: Próprio autor.

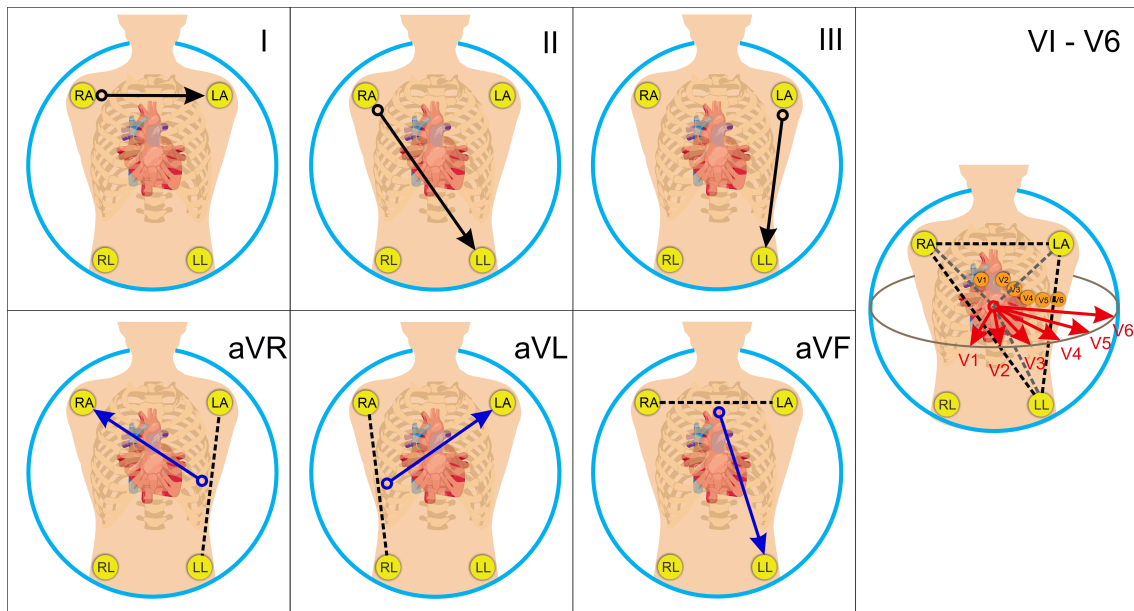
As derivações de membros contemplam as derivações bipolares I, II, III e as unipolares aVR, aVL e aVF, obtidas a partir de eletrodos fixados na ramificação do braço direito (RA), braço esquerdo (LA) e perna esquerda (LL), já as derivações precordiais V1 – V6 são dispostas anatomicamente no tórax. O eletrodo da ramificação da perna direita (RL) é um eletrodo de aterramento, útil na remoção de artefatos provenientes da rede elétrica. A fixação dos eletrodos ao corpo do paciente, para as doze derivações, podem ser consultadas pela tabela e figura apresentadas abaixo:

Tabela 1 – Derivações de Membros e Precordiais

Derivação	Eletrodo Positivo	Eletrodo Negativo
I	LA	RA
II	LL	RA
III	LL	LA
aVR	RA	$(LA + LL) / 2$
aVL	LA	$(RA + LL) / 2$
aVF	LL	$(LA + RA) / 2$
V1	V1	$(LA + RA + LL) / 3$
V2	V2	$(LA + RA + LL) / 3$
V3	V3	$(LA + RA + LL) / 3$
V4	V4	$(LA + RA + LL) / 3$
V5	V5	$(LA + RA + LL) / 3$
V6	V6	$(LA + RA + LL) / 3$

Fonte: Próprio Autor.

Figura 6 – Fixação dos Eletrodos conforme as Derivações de Membros e Precordiais.



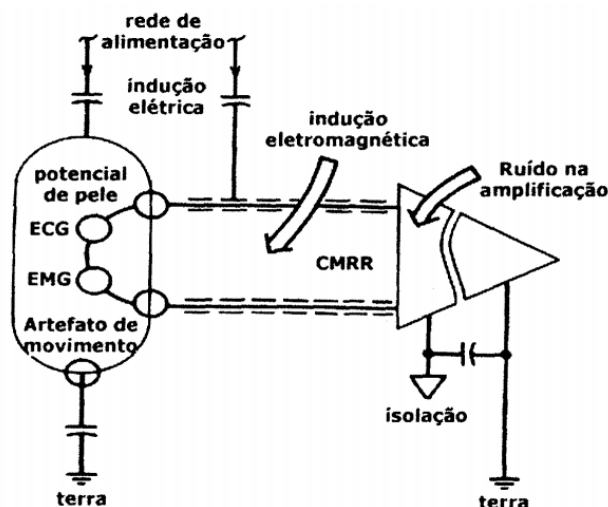
Fonte: Próprio autor.

Para o registro bipolar (I, II e III) são realizadas medições entre dois eletrodos, um positivo e o outro negativo. Já o unipolar, no contexto das derivações de membros ditas aumentadas (aVR, aVL e aVF), é usado apenas um eletrodo positivo, tomando como média das entradas os outros dois eletrodos como referência ou aterramento. Já para o registro unipolar das derivações precordiais, o eletrodo torácico correspondente (V1 - V6) é tido como positivo e o eletrodo negativo é resultado da média das entradas dos três eletrodos de membros (RA, RL, LL), também conectados a referência ou aterramento do circuito.

2.3 Interferências no Sinal ECG

Um dos grandes problemas no desenvolvimento de instrumentação biomédica são as interferências externas, que coagem não só na aquisição dos sinais, mas também em suas medições (Moraes, 2013). As principais fontes de ruídos que sobrepõem o sinal cardíaco, presentes na figura 7, provêm da rede elétrica de alimentação (frequência de 60 Hz e suas harmônicas). Além disso, as interferências podem se manifestar tanto da natureza biológica (corpo humano pelo potencial de pele, respiração, artefatos de movimento, mau contato dos eletrodos e ruídos eletromiográficos) quanto ambiental (equipamentos eletrônicos na emissão de ondas eletromagnéticas e eletrodos como antenas captadoras de ruído) (Ministério da Saúde Brasileira, 2002).

Figura 7 – Principais Fontes de Interferências no Sinal ECG.



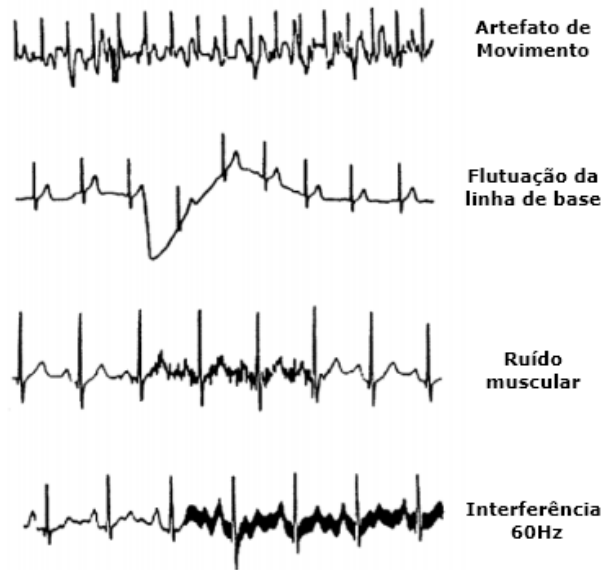
Fonte: Retirado de [Ministério da Saúde Brasileira \(2002\)](#)

Desse modo, as fontes de ruídos mais comuns presentes num sinal de ECG, segundo [Clifford \(2006\)](#), [Webster e Clark \(2010\)](#) são:

- **Artefatos de Movimento e Mau Contato dos Eletrodos:** Caracterizados pela variação de contato ou soltura dos eletrodos com a pele do paciente, ocasionando a modificação da linha de base e saturação do sinal.
- **Rede Elétrica:** Interferência tipicamente harmônica dada pela frequência de 60 Hz da rede, causando indução eletromagnética no sinal.
- **Fonte Eletromagnética:** Manifestada pela proximidade de dispositivos elétricos e eletrônicos ao eletrocardiógrafo em ambientes médicos. Ainda, os transdutores (eletrodos) podem atuar como antenas captadoras de ruído no processo de aquisição do sinal ECG.
- **Potenciais de Pele:** O eletrodo em contato com a pele do paciente pode acumular em seu gel (eletrólito), tensões potenciais de magnitude superior a 25 mV, ocasionando perturbações na visualização da grandeza bioelétrica.
- **Ruídos Eletromiográficos ou Musculares:** Provenientes da atividade elétrica resultante no processo de contração muscular, sendo caracterizada no sinal pelos potenciais de ação da musculatura esquelética.
- **Respiração:** Ruídos derivados da atividade de inspiração e expiração dos pulmões no processo de respiração. Sendo identificada no sinal, por uma oscilação senoidal em sua linha de base.

O efeito visual de algumas interferências ocorridas no sinal ECG pode ser averiguado na figura 8:

Figura 8 – Formas de Onda do ECG com Interferências.



Fonte: Retirado de [Ministério da Saúde Brasileira \(2002\)](#)

Desse modo, para o projeto de um módulo com interface vestível para a aquisição do sinal ECG, existem métodos de proteção que devem ser implementados para que não haja uma significativa influência ou comprometimento no processo de captação do sinal cardíaco, uma vez que a manifestação de ruídos é de caráter heterogêneo.

Os principais, segundo [Webster e Clark \(2010\)](#), incluem o projeto de filtros analógicos e digitais, blindagem de cabos, circuitos isoladores e protetores de tensão, eliminação de entradas de modo comum, circuitos de acoplamento à interferências de rádio-frequências, utilização do método plano-terra, circuito Right Leg Drive (RLD) e escolha adequada dos transdutores e seus cabamentos. Além disso, é preciso que haja a higienização do local de aplicação dos eletrodos no processo de aquisição do sinal cardíaco.

3 Estado da Arte

Alguns estudos têm sido realizados e dedicados ao desenvolvimento de dispositivos vestíveis para a captação de grandezas biológicas ([Acar et al., 2019](#)). Existem algumas maneiras de modelar a arquitetura de sistemas focados para a medição do sinal cardíaco. [Li, Xiong e Li \(2020\)](#) sugerem uma arquitetura composta por uma roupa inteligente, smartphone e terminal de PC. Arquiteturas de sistemas de telemetria com foco em cuidado a saúde vêm sendo também alvo de estudos, desenvolvidas com a proposta de interfacear o trabalho realizado por médicos e pacientes. No trabalho de [Chatzigiannakis et al. \(2015\)](#) é possível verificar a proposta de um dispositivo wearable ECG, baseado em computação em nuvem. É explorado no estudo a usabilidade do dispositivo em alguns cenários de monitoração (automonitoramento, consultório médico particular e hospitais/clínicas).

Com a proposta de manufacturar eletrodos que sejam de uso confortável, os autores [Acar, Ozturk e Yapici \(2018\)](#) descrevem a implementação de uma braçadeira capaz de

monitorar o sinal cardíaco. Os sensores embutidos ao dispositivo são fabricados com a aplicação de nanotêxteis de grafeno, apresentando excelente conformidade na aquisição do sinal. O trabalho de [Ribeiro \(2016\)](#) também propõe o desenvolvimento de eletrodos secos têxteis fabricados por filamentos condutivos de prata. A solução é suficiente para a aquisição do sinal, embora apresente mais ruídos causados pela impedância do que os eletrodos tradicionais.

No contexto de desenvolvimento de sistema embarcados voltados para a aquisição do sinal cardíaco, [Peng et al. \(2020\)](#) propõe um sistema de monitoramento anexado em colchões de camas para a vigia durante o estado de repouso/dormência. O sistema é composto por um módulo de aquisição e transmissão do sinal cardíaco, sendo os eletrodos compostos por um tecido condutor de fibra de prata dispostos internamente ao colchão. O sistema apresentou-se eficaz na captura do sinal, tendo conformidade média dada pelo coeficiente de Poisson de 97% em comparação com um equipamento de ECG convencional.

No trabalho de [Manenti \(2018\)](#), é desenvolvido um sistema de monitoramento do sinal cardíaco para a detecção da fibrilação atrial. O módulo utilizado para a aquisição é o dispositivo eletrônico AD8232, projetado para interfacear com qualidade monitores cardíacos. O sistema é eficaz tanto no diagnóstico de fibrilação atrial quanto no registro da atividade elétrica do coração. Uma aplicação em servidor foi desenvolvida sendo possível dois modos de operação: (i) ONLINE: gráfico cardíaco adquirido em tempo real; (ii) OFFLINE: visualização de dados armazenados localmente. Em [Chaves \(2016\)](#), pela complexidade de se conseguir extrair os ruídos e artefatos de movimento no circuito de aquisição de potenciais cardíacos, houve a tentativa de desenvolvimento de três módulos, sendo que ao fim do trabalho, optou-se também pela utilização do circuito comercial AD8232 para a aquisição do sinal cardíaco. Também explorou conceitos pertinentes a respeito de filtragem digital.

Empresas famosas como a *Samsung*, *FitBit* e *Oura Ring* têm investido fortemente no desenvolvimento de dispositivos vestíveis, tais como, relógios e anéis capazes de rastrear digitalmente parâmetros fisiológicos cardíacos. A *Apple*, recentemente, lançou no mercado o primeiro smartwatch capaz de realizar o exame de eletrocardiograma com derivação única (Derivação I). Embora o relógio forneça informações sobre a frequência e ritmos cardíacos, permitindo a identificação de Fibrilação Arterial (FA), o mesmo não pode ser usado para identificar outras condições – como ataques cardíacos, pois necessitaria de um exame completo contendo as doze derivações. O dispositivo monitora o estado de instabilidade do ritmo cardíaco, fornecendo resultados como: ritmo sinusal (batimento regular), fibrilação arterial (ritmo irregular), taquicardia (aumento do ritmo cardíaco) e bradicardia (redução do ritmo cardíaco) ([Apple, 2020](#)).

Outras empresas como a *Heartwear*, fundada por cardiologistas da Universidade de Cambridge e MIT, anunciaram a cinta *Heartsense*, wearable projetado para ser usado em contato com o peito que monitora em tempo real o ritmo cardíaco contínuo, além de dispor informações sobre oximetria e temperatura corporal do paciente utilizando Inteligência Artificial para identificar as irregularidades dos parâmetros ([Heartwear, 2019](#)).

A empresa *GE Healthcare*, desenvolveu um sistema de medição sem fio capaz de aferir, de maneira não invasiva, as frequência cardíacas do feto e da gestante, bem como, a atividade uterina. A proposta reduz a quantidade de fios ligados ao eletrocardiógrafo, propõe conforto à gestante e otimiza o fluxo de trabalho em hospitais no monitoramento cardíaco materno/fetal. O sistema é essencial em trabalho de parto e durante o acompanhamento da gestante ([GE Healthcare, 2019](#)).

4 Desenvolvimento

Nesta seção, será apresentado o desenvolvimento do trabalho. De maneira geral, será abordado como o sistema se comporta, bem como as características e especificações de projeto do dispositivo.

4.1 Visão Geral: Modelagem do Dispositivo

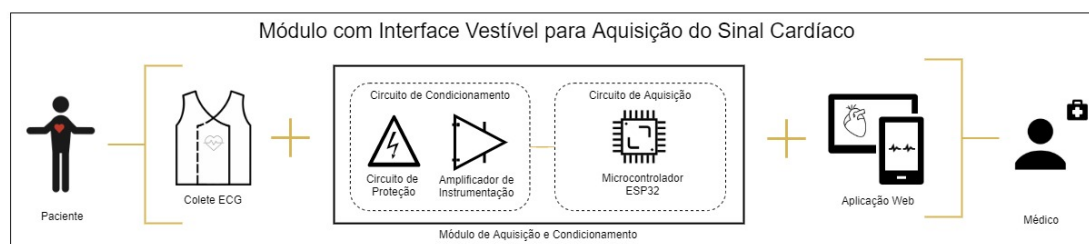
Módulo com Interface Wearable para a Aquisição, Processamento e Transmissão do Sinal Cardíaco

No desenvolvimento do módulo foi levada em consideração a premissa da construção de um Produto Mínimo Viável (MVP). Um MVP pode ser compreendido como uma versão simplificada e funcional do produto final idealizado, seguindo a proposta de resolução de problemas. Dessa forma, o MVP serve como fator indicativo para a validação e viabilidade do produto a ser inserido no mercado (Endeavor Brasil, 2000).

Logo, para haver um sólido planejamento do MVP, é necessário a compreensão do funcionamento do protótipo, sob uma perspectiva de abrangência de sistemas (figura 9). Um sistema pode ser definido como um conjunto de elementos teórico-práticos, que relacionados e coordenados entre si geram um todo que funciona organizadamente, possuindo em seu cerne uma estrutura (Alves, 2012). Além disso, pode ser constituído por outros sistemas, isto é, subsistemas, sendo determinados como partes integrantes e interdependentes do sistema, com operações e funções bem definidas (Bertalanffy, 1975).

Desse modo, o sistema “Módulo com Interface Wearable para Aquisição, Processamento e Transmissão do Sinal Cardíaco” é caracterizado pelos subsistemas: colete ECG, módulo de aquisição e condicionamento do sinal cardíaco e, por fim, aplicação web representada por um monitor de dados vitais acessado, remotamente, por dispositivos móveis.

Figura 9 – Abrangência do Sistema



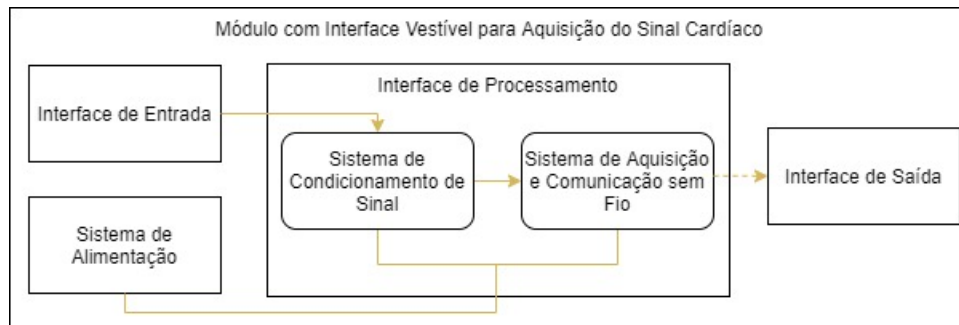
Fonte: Próprio autor.

Operacionalmente, observando a figura acima sobre a abrangência do sistema, é possível identificar que dispendo-se de sensores de captação ECG embutidos ao colete, eles fornecerão dados bioelétricos de natureza analógica para o eletrocardiógrafo (módulo de aquisição e condicionamento). O dispositivo, uma vez ligado a uma fonte de alimentação (bateria) e composto pelos circuitos de condicionamento, aquisição e comunicação sem fio, disponibiliza a captação do sinal cardíaco a uma aplicação web. O médico (agente externo), poderá analisar, consultar e inferir cardiopatias e parâmetros vitais referentes ao

sinal ECG fornecido pelo paciente no exame de eletrocardiograma. Já o agente externo (paciente) poderá, também, acompanhar em tempo real sua avaliação/exame, permitindo maior proximidade entre a execução e interpretação do exame feita pelo médico.

Para maior entendimento sobre o desenvolvimento do MVP, na figura 10 é apresentado um diagrama de blocos que, sistemicamente, retrata a interação dos blocos funcionais definidos para o projeto do sistema. Tais blocos foram nomeados de interface de entrada, interface de processamento, interface de saída e sistema de alimentação.

Figura 10 – Diagrama de Blocos do Sistema.



Fonte: Próprio autor.

A interface de entrada é constituída, basicamente, pelos sensores de captação ECG (eletrodos) embutidos a uma veste, aqui chamada de colete ECG. Desse modo, os eletrodos são dispostos ao corpo humano (via colete), utilizando as derivações clássicas de um eletrocardiograma (subseção 2.2), o qual registra a diferença de potencial entre eletrodos localizados em diferentes ramificações (derivações de membros ou precordiais).

O sistema de condicionamento do sinal cardíaco é formado por um circuito de proteção referente à isolação elétrica, fornecendo ao paciente baixo risco de choque elétrico provocado por possíveis impedâncias indesejadas. É, também, constituído pela amplificação do sinal ECG utilizando um amplificador de instrumentação com alta taxa de rejeição de modo-comum (*Common-Mode Rejection Ratio* – CMRR), para que o ruído, comum a ambas as entradas, seja eliminado de forma efetiva. As entradas são os sinais provenientes da ramificação direita e da ramificação esquerda, ambas referenciados ao eletrodo de referência ou terra (GND). Para que o circuito forneça uma saída de qualidade, é preciso, ainda, que haja maiores cuidados quanto aos ruídos provenientes de fontes parasitas. Para a sua redução, utiliza-se técnicas de filtragem para a eliminação de radiofrequências e sobretensões.

O sistema de aquisição e comunicação sem fio é responsável pelo processamento do sinal bioelétrico adquirido pelo circuito de condicionamento. O processamento é feito pelo microcontrolador ESP32, sendo constituído pela conversão do sinal analógico para digital (ADC), filtros digitais passa-baixa (150Hz), passa-alta (0.1Hz) e Notch (60Hz). Após a etapa de processamento, o sinal é disponibilizado, via periférico de comunicação sem fio WiFi provido pelo ESP32, a uma aplicação web a qual poderá ser acessada por qualquer dispositivo, remotamente, seja ele mobile, desktop e outros.

O módulo de saída tem como objetivo disponibilizar ao usuário ou agente externo, o gráfico cardíaco em tempo real disposto em uma aplicação acessada por um navegador

browser. Além disso, na aplicação, é possível realizar algumas interações com o gráfico cardíaco de modo a facilitar sua visualização e identificar parâmetros como os batimentos cardíacos, informações sobre o monitoramento da bateria, status de conexão e tempo instantâneo. Além da disposição de todas essas informações, a aplicação web fornece a possibilidade de exportar/importar o gráfico cardíaco em formato *.csv*, *.txt* e *.png*, para que seja armazenado em algum repositório presente no dispositivo de acesso.

Por fim, para o sistema de alimentação são utilizados como fonte de energia uma bateria de 9V e reguladores de tensão para fornecer as tensões de operações que a interface de processamento necessita. Para a alimentação do circuito de condicionamento fez-se o uso de um componente integrado, utilizando lógica complementar, de modo a fornecer tensões de +5V e -5V. A razão se dá pelo fato do circuito possuir amplificadores alimentados de forma simétrica. Já para o sistema de aquisição foi utilizada somente a carga regulada de 5V, para alimentar o microcontrolador ESP32.

4.2 Visão Técnica: Desenvolvimento do Dispositivo

4.2.1 Interface de Entrada

Para atender os requisitos de conforto e comodidade do paciente, na etapa de efetivação do exame de ECG, e ainda afirmar a resolução da premissa de desvínculo de conexão de fios à base central do eletrocardiógrafo, projetou-se uma interface vestível que pudesse embarcar o módulo de aquisição do sinal cardíaco construído.

No projeto da interface vestível, ou ainda, do colete ECG, foram precisos conhecimentos extras a cerca de métodos construtivos e desenhos técnicos representativos no meio da moda. As representações mais comuns englobam, em sua maioria, croquis e moldes, que podem ser entendidos como um desenho ou forma de expressão visual daquilo que se deseja construir. Ambos requerem habilidades e conceitos de desenho técnico, tais como simetrias, proporções, cotagem, projeções, entre outros (Takamura, 2012).

O desenho técnico possui um grau de importância relevante na construção de produtos, pois detalham a nível técnico as especificações e requisitos funcionais do mesmo. Ainda, apresenta papel fundamental na comunicação entre designer e modelista, servindo como um documento de denominações comuns para o entendimento do processo de construção e prototipagem do produto (Fulco; Silva, 2008).

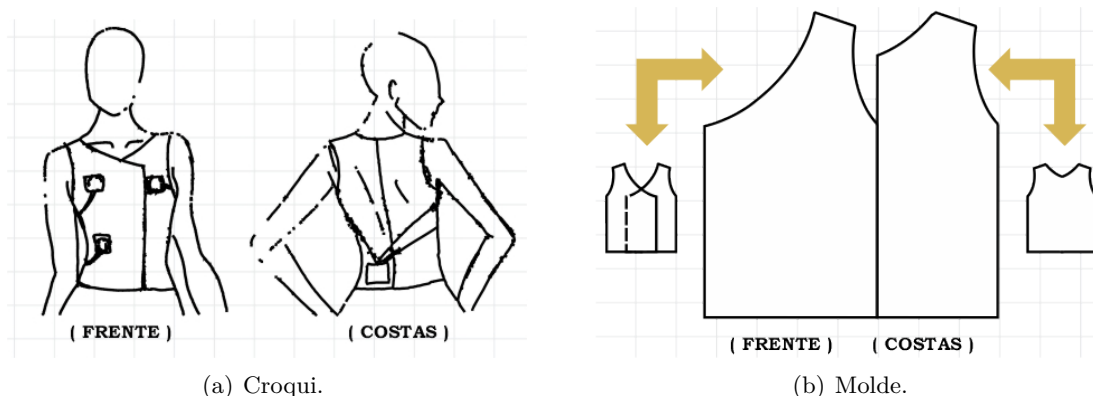
Segundo Regal (2003), o croqui pode ser entendido como a materialização da expressividade por meio de recursos estilísticos (traços, curvas ou formas) e artísticos (lápis, caneta ou pincel), que externalizam a impressão da imagem sensorial criada no subconsciente. O responsável pela construção e elaboração do croqui é o profissional estilista. O croqui da vestimenta idealizada pode ser visto na figura 11 (a).

Além disso, para que o traje seja executado por um profissional de costura, é de suma importância o planejamento e desenvolvimento de um molde para que o mesmo seja transpassado ao tecido e expresse de forma coesa o croqui idealizado pelo designer de moda. O processo de elaboração de um molde de roupa consiste em considerar fatores de ergonomia, antropometria, geometria e o corpo do usuário (Grave, 2004).

Assim, o molde pode ser definido como um diagrama feito em papel construído a partir de elementos geométricos e formas anatômicas do corpo humano. O processo de obtenção do objeto guia de costura (molde) é realizado por meio da modelagem plana ou bidimensional por profissionais conhecidos como modelistas. Eles são responsáveis pela

interpretação e projeção do desenho criado pelo estilista em papel ou plano cartesiano. O esboço referente ao molde do aparato vestível pode ser consultado na figura 11 (b).

Figura 11 – Projeto da Interface Vestível.



Fonte: Próprio autor.

O molde construído retrata de forma clara as faces da interface vestível: frente e costas. Para a face das costas o molde foi construído de forma simétrica, ou seja, veste igualmente os lados esquerdo e direito do corpo humano, sendo útil no processo de corte do tecido e favorecendo a simetria da peça. Para a face da frente, o molde segue a linha construtiva assimétrica – uma peça única que veste apenas um lado do corpo humano, seja ele o lado direito, esquerdo, costas ou frente.

Para concretizar a idealização expressa pelo croqui do colete ECG projetado é importante levar em consideração as preferências dos usuários no que tange a comodidade, as heterogêneas proporções da anatomia humana e a precificação da peça vestível. Desse modo, para atender essas predileções, foram utilizados recursos construtivos e escolhas de materiais para a confecção do colete.

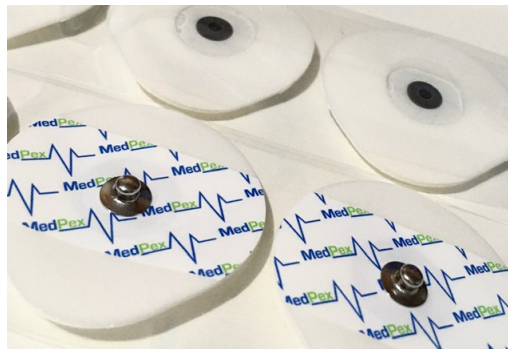
Pensando na maneira mais coerente de obter um bom contato entre os eletrodos e a pele seria viável criar eletrodos têxteis com material condutivo e aumentar a pressão da roupa no corpo, para evitar o deslizamento entre a pele e os eletrodos e minimizar os artefatos de movimento do sinal. Sendo assim, após um estudo a respeito de tecnologias têxteis utilizadas em coletes, evidenciando na busca requisitos de conforto e bem-estar, foi escolhido o tecido Neoprene¹ para a fabricação da peça. O material é um tecido emborrachado, composto por 95% de poliéster e 5% de elastano (Malharia Indaial, 1994). Além disso, apresenta propriedades técnicas relevantes como elasticidade (usado para diversas conformidades corporais), baixa deformação (não precisa passá-lo), propriedades isotérmicas (mantém a temperatura do corpo estável) e impermeabilidade (não absorve resíduos líquidos) (WebPic, 1992).

Ainda, pela existência das diversas proporções do corpo humano, foi definido que o aparato vestível contemplasse as numerações ou tamanhos pequeno, médio e grande. Para isso, ao invés do uso de zíperes, foi escolhida a utilização estratégica de tiras de velcro na parte frontal da peça, por conta do fácil ajuste.

¹ Para mais informações a respeito desse tecido, consultar a referência (MORMAI, 1992)

Para embarcar os sensores de captação ECG ao colete, foram criadas pela derivação de membro I, ramificações em tiras de tecido (material em viés de algodão) que direcionassem de forma correta os cabos conectados aos eletrodos. Os sensores de captação do sinal cardíaco utilizados no acoplamento à interface vestível não são de caráter têxtil, pela falta de acesso a malharia de filamentos condutivos específicos para a aquisição. Assim, foram utilizados eletrodos de superfície convencionais de prata (Ag/AgCl), fabricados pela *MedPex - Electrodes*. Possuem a especificação técnica de ECG para adulto (MP43) constituídos de espuma de polietileno (43mm) e gel sólido na face de contato. Abaixo, é possível visualizar os eletrodos utilizados na interface de entrada:

Figura 12 – Eletrodo: Sensor de Captação do Sinal Cardíaco.

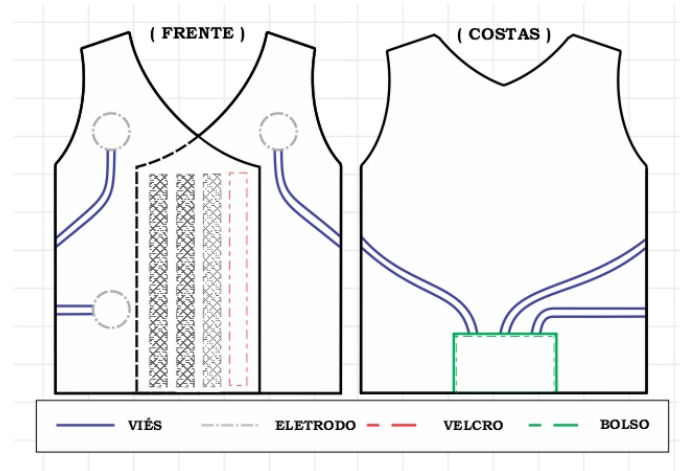


Fonte: Próprio autor.

Além disso, no processo de design e modelagem foi construído um bolso de entrada vertical posicionado, a princípio, na face das costas para acoplar o módulo de aquisição e condicionamento do sinal cardíaco. A posição do bolso varia com a modalidade do exame de eletrocardiograma. Se o exame contemplar o ECG de esforço, feito em esteira/bicicleta ergométrica, o bolso se mantém na posição das costas. Se for o exame de ECG de repouso o bolso passa a ser fixo na face frontal ou lateral esquerda da peça.

No quesito coloração, como padrão foi utilizado a cor preta para todos os materiais, escolhida por ter em grande quantidade e maior facilidade em comércios de vendas de tecidos e aviamentos. Na figura 13, pode ser visualizado o desenho estilizado da interface vestível projetada, evidenciando seus recursos construtivos e materiais utilizados.

Figura 13 – Frente e Costas: Interface Vestível para a Derivação I.



Fonte: Próprio autor.

4.2.2 Interface de Processamento

Sistema de Condicionamento do Sinal ECG

Como ilustrado no diagrama de blocos da arquitetura do sistema (figura 10), a Interface de Processamento é composta pelo circuito de condicionamento do sinal cardíaco e o circuito de aquisição e comunicação sem fio. O circuito de condicionamento baseia-se, principalmente, nos seguintes elementos: amplificador de instrumentação, filtros analógicos, circuitos de proteção e circuito de *offset*.

Como os sinais bioelétricos estão compreendidos na escala de mili a microvolts (sinal cardíaco 1 a 5mV) e, mais facilmente, sujeitos às interferências e ruídos de naturezas distintas (elucidadas na seção 2.3), é necessário o uso de um amplificador de instrumentação. Primeiramente, é preciso entender o que vem a ser um amplificador para depois introduzir o comportamento e uso do amplificador de instrumentação. Desse modo, sabendo que os biosinais captados pelos transdutores são caracterizados como sinais de baixa amplitude, para que haja uma posterior etapa de processamento do sinal, é preciso que o mesmo seja amplificado.

No contexto da microeletrônica, o responsável por fornecer o processo de amplificação é o componente eletrônico amplificador, o qual pode ser implementado como amplificador operacional (nas configurações inversora, não-inversora, diferencial, somador, comparador, diferenciador, integrador e buffer) e amplificador de instrumentação.

O amplificador operacional pode ser entendido como um amplificador multiestágio com entrada diferencial (entrada inversora e não-inversora). A saída é dada por um múltiplo da diferença da tensão de entrada (Wendling, 2010).

Considerando um amplificador operacional ideal, isto é, imune às interferências externas, ruídos, tensões parasitas e variações de temperatura, ele apresenta características relevantes para o seu entendimento. Tais atributos, como elevada impedância de entrada, baixa impedância de saída, ganho em malha aberta infinito, fluxo inexistente de corrente e, conseqüente, curto-circuito virtual nas entradas do amplificador, caracterizam-o como ideal

(Sedra; Smith, 2007). Sua representação e expressões do ganho G e da saída do amplificador podem ser vistas a seguir:

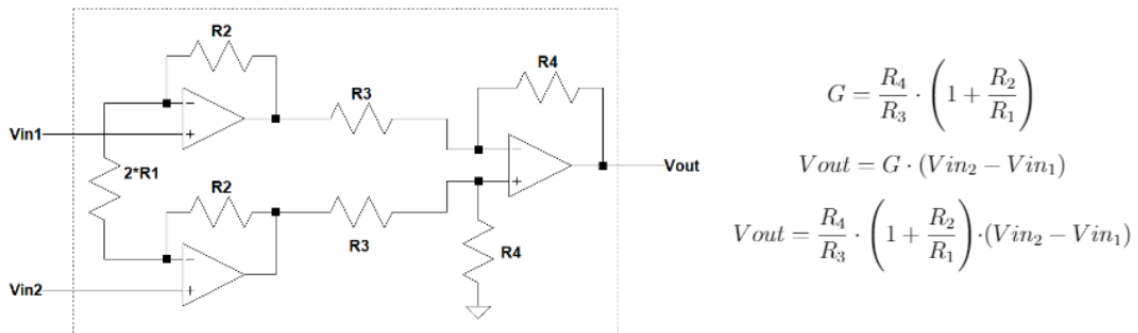
Figura 14 – Amplificador Operacional.



Fonte: Próprio autor.

O amplificador de instrumentação, ou comumente conhecido como INA, é um circuito integrado formado por dois ou três amplificadores operacionais em um conjunto de malha fechada com entrada diferencial. Na figura abaixo, além de visualizar as expressões do ganho diferencial e da saída do amplificador, é possível observar um dos modelos mais comuns de amplificadores de instrumentação, constituído por dois amplificadores não-inversores e um amplificador de diferença:

Figura 15 – Amplificador de Instrumentação.



Fonte: Próprio autor.

Algumas características importantes sobre os amplificadores de instrumentação são que possuem impedância de entrada extremamente alta e impedância de saída extremamente baixa. Mas, principalmente, se destacam pela sua taxa de rejeição de modo comum (CMRR), ou ainda, pela capacidade de eliminar sinais que sejam comuns à ambas as entradas, enquanto amplificam sinais diferenciais.

O amplificador de instrumentação adotado para o desenvolvimento do circuito de condicionamento do sinal ECG, é o AD620. Ele apresenta elevada impedância de entrada, baixa resistência de saída, alto CMRR (mínimo 100dB) e baixa tensão de *offset* na saída. A expressão do ganho, obtida conferindo o *datasheet* do amplificador disponibilizado pela

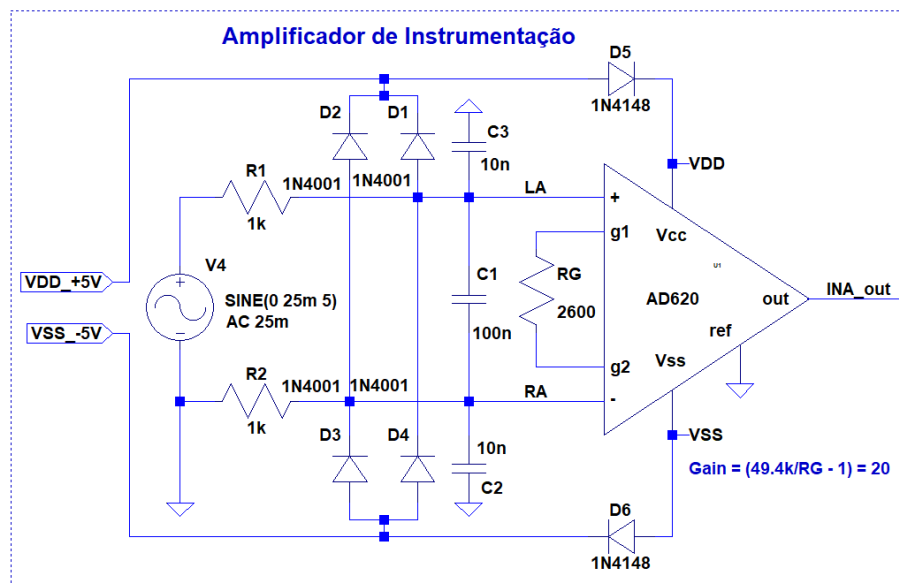
fabricante (Analog Devices, 2011), segue abaixo:

$$G = \left(\frac{48.4k\Omega}{R_G} + 1 \right) \quad (1)$$

O resistor R_G presente na expressão 1, possui equivalência ao representado por $2 \cdot R_1$ contido na figura 15. Nela, o ganho pode ser controlado por este resistor de ganho, sem que haja a modificação dos resistores R_2 , R_3 e R_4 . Usualmente, na prática é usado TRIMPOTS ou resistores variáveis para o ajuste manual do ganho. No circuito de condicionamento foram adicionados um para a manipulação do ganho do INA e o outro para o circuito de *offset* atuando no divisor de tensão.

Para minimizar efeitos de interferência RF (Rádio Frequência) foi implementado, em circuito, filtros RC's analógicos, próximos às entradas do amplificador de instrumentação para o sinal de modo comum e para o sinal diferencial, evidenciados pelo conjunto de resistores e capacitores (R_1 , R_2 , C_1 , C_2 e C_3), respectivamente, presente no circuito da figura 16. Todas essas características e denominações contribuem na redução de ruídos provenientes dos transdutores (eletrodos) no processo de captação do sinal cardíaco.

Figura 16 – Circuito de Amplificação.



Fonte: Próprio autor.

Para proteger o amplificador de instrumentação contra ruídos e oscilações provenientes da fonte de alimentação, foram utilizados capacitores eletrolíticos (C_5 e C_7) entre o terra e cada um dos terminais de alimentação do circuito (VDD e VSS) verificados na figura 20 do circuito de alimentação. Os capacitores possuem papel fundamental no processo, pois fornecem um caminho de passagem para as correntes parasitas de alta frequência que surgem ao longo dos condutores entre a fonte e o circuito.

Além disso, foi elaborado um circuito de proteção na entrada de alimentação do amplificador de instrumentação. Para tal correspondência, foram utilizados diodos 1N4148

(D5 e D6), pois caso a polaridade das tensões de alimentação, por baterias, fossem invertidas os componentes internos seriam polarizados incorretamente e isso provocaria danos ao circuito. Desse modo, com o uso de diodos é possível garantir a passagem de corrente caso a polaridade da tensão acompanhe o sentido de polarização do componente. Caso contrário, ele se comporta como circuito em chave aberta, parando de polarizar, e não permitindo a passagem de corrente.

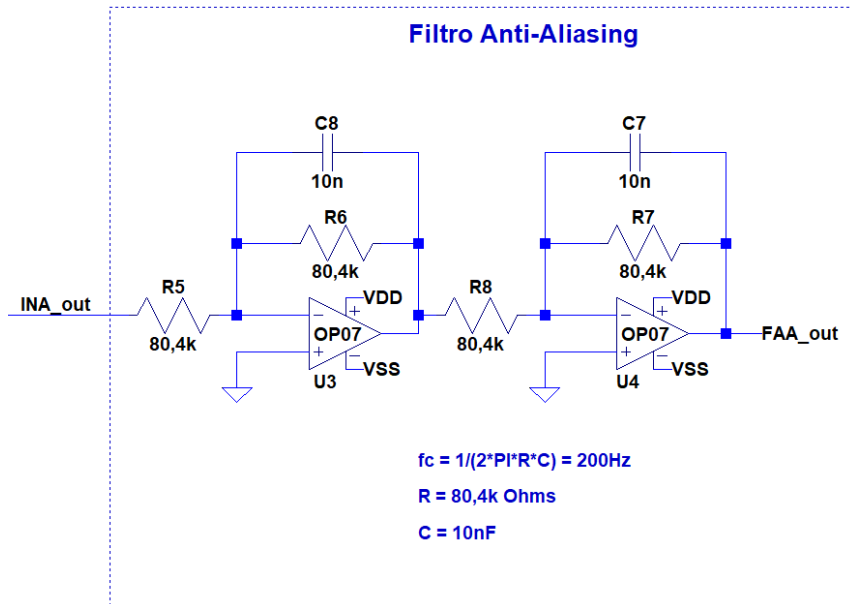
Outra técnica de proteção utilizada foi a preservação das entradas diferenciais (máximo de 25V), em casos onde o valor da máxima tensão diferencial de entrada fosse excedida (desfibrilador com pulsos de alta tensão em pacientes com marcapasso). Caso não houvesse esse circuito de proteção, o estágio diferencial poderia ser danificado. A ideia de proteção reflete o mesmo comportamento de resguardo feito para a alimentação do amplificador de instrumentação. Foram utilizados diodos 1N4001 (D1, D2, D3 e D4) para realizar tal função, pois eles suportam a menor tensão reversa da família 1N40XX (VRRM = 50V), sendo os mais sensíveis dos retificadores presentes desta série ([Fairchild Semiconductor Corporation, 2014](#)).

Foram necessários o projeto e implementação de um filtro ativo *anti-aliasing* passa-baixa de segunda ordem para remover os níveis DC indesejados (Figura 17). Em sistemas de aquisição de sinais, esses filtros normalmente são adicionados antes do ADC, para eliminar sinais e ruídos de altas frequências. Neste caso, o projeto foi instituído para atenuar frequências acima de 200Hz, preservando a banda de frequência que contempla o sinal cardíaco (0.1 - 150Hz). Em [Floyd \(2007\)](#), é dito que essa técnica também evita que haja sobreposição no espectro de frequência ou efeito *aliasing*, garantindo o teorema de *Nyquist*, o qual diz que a frequência de amostragem tem que ser no mínimo duas vezes maior que a frequência do sinal amostrado.

Além disso, como o microcontrolador não opera com tensões de entradas analógicas negativas, foi necessária a implementação de um circuito de *offset* (Figura 18) capaz de incluir um nível de tensão DC ao sinal cardíaco condicionado pelo AD620 (Amplificador de Instrumentação). Neste caso, foi utilizado um amplificador operacional (U2) configurado no modo somador inversor de tensão², tendo como referência o sinal de +5V fornecido pelo circuito de alimentação com fatores de ganho unitário para cada sinal (FAA_out e Offset) associado à entrada inversora do amplificador somador inversor.

² Para mais detalhes do modo de configuração, verificar a referência ([Wendling, 2010](#))

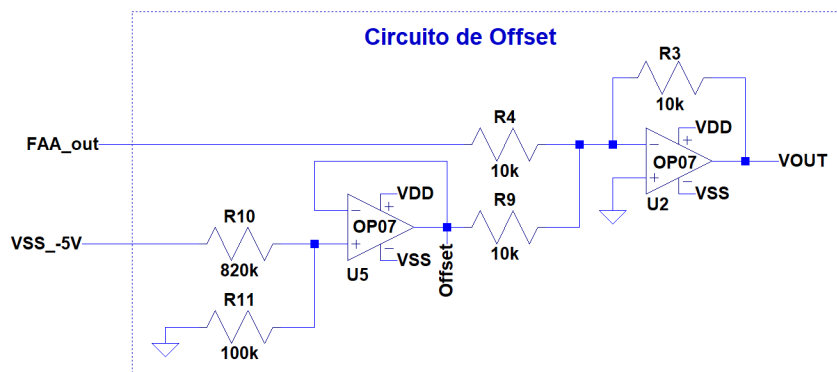
Figura 17 – Circuito de Filtro Anti-Aliasing.



Fonte: Próprio autor.

Como foi utilizada a topologia de um somador inversor, a saída do respectivo amplificador é invertida. Para que o sinal seja visualizado corretamente, existem duas técnicas possíveis de correção da inversão de polaridade da amplitude do sinal. A primeira, uma solução em hardware, faz o uso de um amplificador operacional configurado em modo inversor, cujo ganho seja unitário. A segunda, uma solução em hardware e software, não faz o uso do amplificador, porém é necessário tomar o sinal de referência em -5V (em hardware) e multiplicar o sinal por -1 (em software) no processo de aquisição e processamento. Nesse trabalho, optou-se pela economia de espaço em placa (redução de componentes) e foi adotada a segunda solução.

Figura 18 – Circuito de Offset.



Fonte: Próprio autor.

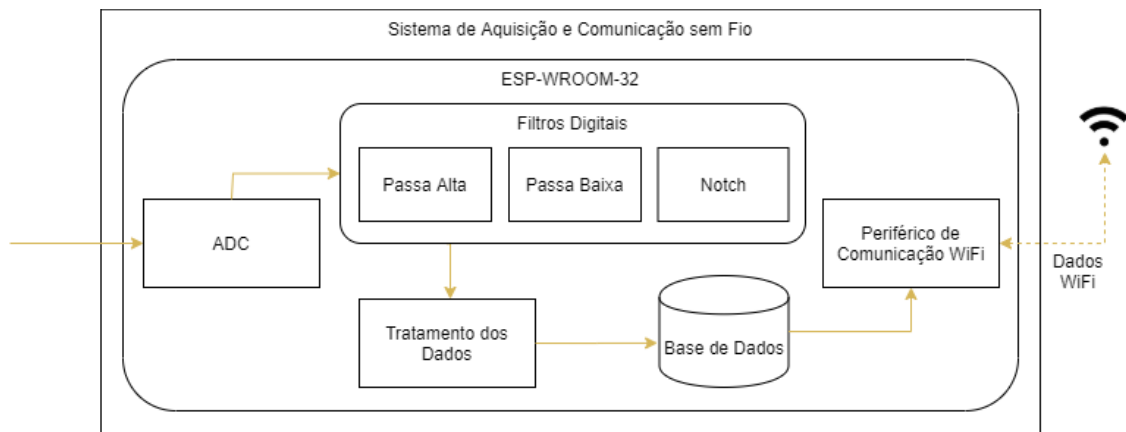
Ainda no circuito de *offset*, o incremento de tensão é dado por um divisor de tensão acompanhado de um *buffer* (U5) de ganho unitário do sinal de referência, de modo a incluir 0.5V ao sinal cardíaco capturado. Esse valor de tensão adicionado se dá, pois o mesmo oscila em torno da origem. Isto é, em 0V assumindo valores de amplitude positivos e negativos. O amplificador configurado como *buffer*, ou seguidor de tensão, fornece ao circuito um ganho unitário, sem inversão de polaridade ou fase do sinal. Atua geralmente como um isolador de estágios, além de ser um reforçador de correntes e casador de impedâncias (Wendling, 2010).

Assim, com uso do AD620 e o circuito de *offset* o sinal cardíaco foi limitado a um intervalo positivo compreendido entre [0 - 1.1V] (tensão máxima de entrada analógica suportada pelo ADC do microcontrolador ESP32 na configuração de 0dB de atenuação), sem que haja degradação das portas analógicas do dispositivo.

Sistema de Aquisição e Comunicação sem Fio do Sinal ECG

Uma vez adquirido o sinal cardíaco pelo circuito de condicionamento, descrito anteriormente, faz-se necessário que o mesmo seja processado, armazenado e disposto a uma interface de saída para que sejam realizadas posteriores análises por profissionais de saúde na identificação de riscos e agravamentos de enfermidades cardíacas. Para tal, o sistema de aquisição e comunicação sem fio possui papel fundamental nesse alicerce de processamento, sendo compreendido, essencialmente, pelos seguintes elementos: Conversor Analógico-Digital (*Analog Digital Converter* – ADC), Filtros Digitais (Passa-Baixa, Passa-Alta e Notch), Periférico de Comunicação WiFi, todos embarcados ao microcontrolador ESP-WROOM-32. O diagrama de blocos que representa esse sistema pode ser visualizado na figura 19.

Figura 19 – Sistema de Aquisição e Comunicação sem Fio.



Fonte: Próprio autor.

Operacionalmente, analisando o diagrama de blocos acima, o sinal cardíaco é convertido do domínio analógico para o digital, sendo repassado a um conjunto de filtros digitais, essenciais ao processamento do sinal ECG. Após a etapa de filtragem o sinal é tratado, registrado e o periférico de comunicação WiFi do microcontrolador o transmitirá para a aplicação web contemplada pela interface de saída.

Nessa etapa do projeto foi utilizada a placa de desenvolvimento ESP32 DEVKIT DOIT, contendo o chip ESP-WROOM-32, fabricado pela *Espressif Systems*³. A placa apresenta recursos de hardware úteis para o projeto, entre eles se destacam a arquitetura de 32bits, memória RAM de 512KB, memória flash integrada de 16MB, 30 pinos de I/O e periféricos ADCs, DACs, UART, SPI, I2C, entre outros.

Além disso, apresenta características de operações pertinentes para o projeto de um dispositivo de caráter *wearable*. Como a proposta é desenvolver um módulo de aquisição de sinal sem fio, ele apresenta periférico de comunicação WiFi integrado, não necessitando do uso de um *shield Ethernet* externo. Ainda, como diferencial, além do baixo custo, o microcontrolador apresenta processamento *dual-core*, o que garante processamento *multithread* e maior desempenho quanto ao tempo de resposta. A decisão de implementar filtros digitais no sistema de aquisição e comunicação sem fio se justifica pela rápida capacidade de processamento, robustez e facilidade de implementação. Além da redução de espaço, em placa do protótipo, dos componentes que fariam a composição dos filtros.

Outro fator determinante na escolha da implementação de filtros digitais é que eles são menos suscetíveis a variações de fatores bióticos como a temperatura, umidade, exposição solar, entre outros. Não variam com o passar do tempo e não dependem de características intrínsecas de componentes, caso fossem implementados de forma analógica. Um exemplo, é a variação de seus valores nominais em razão dos distintos métodos de fabricação.

Salienta-se, ainda, que pelo fato da arquitetura do microcontrolador permitir um processamento *dual-core*, foi possível modelar o *firmware* da seguinte maneira: (i) um núcleo dedicado para a tarefa de processamento digital do sinal cardíaco (leitura do ADC e conjunto de filtros digitais); (ii) um núcleo específico para a tarefa de comunicação e criação da interface de saída para a visualização do sinal cardíaco.

Assim, sob um olhar técnico, para traduzir os sinais bioelétricos (sinal cardíaco) de caráter analógico em sinais digitais existem os conversores A/D, ou comumente conhecido ADC, que realizam tal função. Sinais analógicos representam fenômenos do mundo real e assumem valores ao longo do tempo. Já os sinais digitais representam estados no tempo, ou ainda, discretos em domínio computacional.

Segundo [Oppenheim e Schaffer \(1999\)](#), a palavra “sinal” pode ser definida como uma entidade que profere informações que, por sua vez, podem expressar o estado ou o comportamento de um sistema físico sendo representadas por funções matemáticas de uma ou mais variáveis. Desse modo, com a possibilidade de modelar matematicamente a entidade, é possível sintetizar informações e repassá-las para processadores computacionais capazes de extrair informações úteis no processo de aquisição e processamento de sinais.

O microcontrolador ESP32, utilizado na construção do sistema de aquisição do sinal cardíaco, apresenta dois conversores A/D do tipo SAR (*Successive Approximation Register*), com 18 canais de medições (oito canais para o ADC1 e dez canais para o ADC2). Apresenta, também, uma resolução configurável de 9 a 12 bits, na escala de 0 a 3.3V, o que resulta em valores dentro de uma escala digital de 0 a 4095 ([Espressif Systems - ADC, 2008](#)).

A implementação consiste na abordagem de leitura do ADC pelo evento de interrupção do microcontrolador, sendo coletado o valor da entrada analógica a cada 2ms. Desse modo, o sinal cardíaco foi amostrado a uma frequência de 500Hz, levando em consideração

³ Para mais detalhes a cerca do microcontrolador ESP32 verificar referência ([Espressif Systems, 2008](#))

o teorema de amostragem de *Nyquist*, já discutido em seções anteriores. Para efeitos de redução de erros obtidos na leitura de tensão analógica, ocasionada pela tensão de referência variável entre chips, foi utilizada uma biblioteca/API de calibração disponibilizada pela *Espressif* para ler, corrigir e refinar o valor lido pelo ADC interno do ESP32, e também, em placa, foram conectados capacitores de 0.1uF nas entradas analógicas do ADC em uso.

Entendidas as características e técnicas adotadas para o procedimento do uso do ADC, é necessário o entendimento do processo de filtragem do sinal cardíaco. Em processamento digital de sinais, de forma geral, são adotados métodos de filtrações os quais têm por característica selecionar porção do sinal de interesse, bem como eliminar componentes indesejadas do espectro de frequência. Essas técnicas podem ser realizadas tanto em domínio analógico quanto digital.

No domínio analógico, os filtros são construídos e projetados pelo rearranjo de componentes eletrônicos passivos e/ou ativos, sendo os mais comuns: resistores, capacitores, indutores e amplificadores. Já no domínio digital, os filtros são representados por meio de equações e métodos da área matemática-computacional, ou ainda, métodos numéricos para computação, voltados para a eletrônica.

Para o sinal cardíaco, o espectro de frequência está compreendido entre 0.1 a 150Hz. Desse modo, foi necessária a implementação de um filtro digital passa-alta para remover frequências abaixo de 0.1Hz e um filtro digital passa-baixa para atenuar frequências acima de 150Hz. Além disso, a fim de retirar o ruído proveniente da rede elétrica e interferências eletromagnéticas (60Hz e suas harmônicas) foi projetado um filtro digital do tipo Notch.

Segundo [Ynoguti \(2013\)](#), os filtros digitais podem ser representados de três formas diferentes, cada qual com características específicas, sob circunstâncias de respostas diferentes, sendo elas: resposta ao impulso, resposta ao degrau e resposta em frequência. Sendo assim, os filtros digitais mais conhecidos são os filtros de topologia FIR e IIR. O filtro FIR (*Finite Impulse Response*) pode ser entendido como uma topologia de filtros digitais, a qual implica em uma filtragem com resposta ao impulso de duração finita. Sua implementação é não recursiva e se dá pelo método de convolução, onde cada amostra da saída é uma combinação linear⁴ de amostras do sinal de entrada. Além disso, apresenta memória finita, estabilidade e linearidade de fase ([Oppenheim; Schafer, 1999](#); [Tretter, 2008](#)).

Já o filtro IIR (*Infinite Impulse Response*) denota uma filtragem com resposta ao impulso de duração infinita. Ele é implementado de forma recursiva, isto é, a saída é obtida tanto como uma combinação linear de amostras do sinal de entrada quanto de amostras do sinal das últimas saídas, ou ainda, saídas passadas. Além disso, por apresentar uma realimentação do sinal de saída, possui o diferencial de obter excelente resolução no processo de filtragem com número reduzido de coeficientes e, conseqüentemente, maior velocidade de processamento. Em contrapartida, diferente do filtro FIR, o filtro IIR pode apresentar instabilidade em decorrência da redução da ordem do filtro ([Oppenheim; Schafer, 1999](#); [Tretter, 2008](#)). Abaixo, é possível verificar as equações e os termos que regem os filtros FIR (eq. 2a) e IIR (eq. 2b), respectivamente.

⁴ Para [Pellegrini \(2015\)](#), a combinação linear pode ser entendida como sendo um conjunto de termos finitos multiplicados por escalares na forma: $u = \lambda_1 \cdot u_1 + \lambda_2 \cdot u_2 + \dots + \lambda_s \cdot u_s$, onde $\lambda_1, \dots, \lambda_s \in R$.

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} h[k] \cdot x[n - k] \quad (2a)$$

$$y[n] = \sum_{k=0}^N b_k \cdot x[n - k] - \sum_{k=1}^M a_k \cdot y[n - k] \quad (2b)$$

Compreendidas as topologias dos filtros digitais, é necessário o entendimento das propostas de cada filtro implementado no contexto de aquisição e processamento do sinal cardíaco. O filtro passa-alta, atua na remoção de frequências abaixo de 0.1Hz, frequências essas geradas pelos potenciais de pele inseridas no contato do eletrodo. Atuam, ainda, para minimizar os efeitos de artefatos de movimentos. Já o filtro passa-baixa, atenua frequências acima de 150Hz, ou seja, componentes de alta frequência presentes acima do espectro do sinal cardíaco. O filtro Notch, por sua vez, tem a função de rejeitar componentes de uma frequência específica. Neste caso, utilizou-se para remover ruídos provenientes da fonte de alimentação, tais como o ruído da rede elétrica em 60Hz, suas harmônicas e demais fontes de ruídos de caráter eletromagnético ([Webster; Clark, 2010](#); [Proakis; Manolakis, 1996](#); [Clifford, 2006](#)).

Desse modo, entendidos os limitantes do projeto de filtros digitais, eles foram projetados e desenvolvidos, em primeira instância, nos ambientes *GNU Octave/Matlab*, utilizando a biblioteca de processamento de sinais nativa, para validar o comportamento e o projeto de filtros digitais, para posteriormente serem implementados em *firmware* no microcontrolador ESP32. Na seção de resultados, presente nesse artigo, é possível verificar o comportamento comparativo correspondente ao projeto e uso dos filtros digitais implementados nesses ambientes e no microcontrolador ESP32.

A implementação dos filtros, realizada no microcontrolador, utiliza como base principal o elemento *buffer* circular: estrutura de dados eficiente no processo de programação orientada à fluxo. Para [Heath \(2003\)](#), *buffers* circulares são um tipo especial de estrutura matricial em que os dados circulam em torno dele mesmo. Desse modo, a cada instância de processamento, o algoritmo precisa de um subconjunto de fluxo de dados que forma uma janela de fluxo que, por sua vez, desliza com o tempo (a cada iteração), apontando para o local (endereço) em que a próxima amostra será guardada. Sendo assim, a cada adição de uma amostra é sobrescrita a amostra mais antiga. No entanto, quando o ponteiro chega ao final da estrutura ele retorna para o início e restaura seu comportamento de forma cíclica ([Wolf, 2008](#)).

A seguir, considerando as equações 2a e 2b, é possível visualizar abaixo propostas de pseudocódigos que implementam os filtros digitais FIR e IIR, utilizando a estrutura de dados *buffer* circular, implementados no microcontrolador ESP32.

Algoritmo 1 : *Finite Impulse Response*

```
1: procedure FIR(newSample, b, N)
2:   var: i, result;                                ▷ Declaração de Variáveis
3:   pos = ((pos >= N - 1) ? 0 : (pos+1));           ▷ Verifica Posição do Buffer Circular
4:   buffer[pos] = newSample;                          ▷ Atribui Amostra ao Buffer Circular
5:   for i = 0, 1, ..., (N - 1) do
6:     result += b[i] * buffer[mod((pos-i), N)];    ▷ Implementação da Eq. 2a
7:   end for
8:   return result;                                    ▷ Amostra Filtrada
9: end procedure
```

Algoritmo 2 : *Infinite Impulse Response*

```
1: procedure IIR(newSample, a, b, N)
2:   var: i, result, aside, bside;                ▷ Declaração de Variáveis
3:   for i = 0, 1, ..., (N - 1) do
4:     aside += -a[i+1] * buffer[mod((pos - i), N)];    ▷ Numerador
5:   end for
6:   for i = 0, 1, ..., (N - 1) do
7:     bside += b[i+1] * buffer[mod((pos - i), N)];    ▷ Denominador
8:   end for
9:   result = b[0]*(newSample + aside) + bside;        ▷ Implementação da Eq. 2b
10:  pos = ((pos >= N - 1) ? 0 : (pos + 1));           ▷ Verifica Posição do Buffer Circular
11:  buffer[pos] = (newSample + aside);                 ▷ Atribui Amostra ao Buffer Circular
12:  return result;                                    ▷ Amostra Filtrada
13: end procedure
```

Fonte: Próprio autor.

Tendo em vista a métrica de um dispositivo de caráter *IoT* e o paradigma de processamento do sinal cardíaco (leitura ADC e filtros digitais), atenta-se em compreender como esses sinais são armazenados e transmitidos de forma digital. No entanto, é factível a preocupação com métodos que viabilizam tecnologicamente o armazenamento e a transmissão desses sinais. Conceitualmente, existem mecanismos, em domínio digital, para tratar o dado biológico que reduzem, significativamente, a quantidade de bits necessária para representar o sinal – entre eles se destaca o recurso de compressão dos dados.

Segundo [Salomon e Motta \(2010\)](#), [Anton e Rorres \(2012\)](#), o processo de compressão de dados pode ser definido como a conversão de dados originais de entrada em outro conjunto de dados de saída que é menor em tamanho, isto é, apresentam quantidades representativas menores de bits. Desse modo, além de reduzir o espaço de memória armazenado, detectam e eliminam as redundâncias de informação contidas nos sinais.

Os métodos de compressão podem ser sumarizados em compressão com perdas e compressão sem perdas. De maneira geral, a compressão sem perdas significa que após a compressão o sinal reconstruído é idêntico ao sinal original, ou seja, não envolve perdas de informações. Para a compressão com perdas ocorre o contrário – é permitido uma quantidade controlada de distorção na reconstrução do sinal, havendo de fato perdas de informações ([Sayood, 2006](#)).

Em termos de eficiência, a compressão com perdas apresenta maior ganho de

compressão do que a sem perdas. Isso é justificado pela redução de informações que o sinal reconstruído carrega. Em [Kim, Yoo e Lee \(2006\)](#), [Huffman \(1952\)](#), [Pohlmann \(2011\)](#), [Gersho e Gray \(1992\)](#) são definidas técnicas de compressão mais utilizadas em sinais biomédicos. Em destaque, a transformada *Wavelet*, a codificação por entropia, *Run-Length*, Código de *Huffman* e a codificação Delta. Cada uma delas são aplicadas a um contexto específico, condizentes às características morfológicas do conjunto de dados que serão comprimidos.

Nessa etapa, foi proposto o método de compressão de dados SVD (*Singular Value Decomposition*). Basicamente, a técnica consiste em representar o conjunto dos dados (sinal cardíaco) A em uma decomposição de três matrizes $A = \{U, \Sigma, V\}$. Sendo a primeira e a terceira matrizes ortogonais e a segunda uma matriz diagonalizável simétrica positiva⁵. A compressão SVD é representada pela seguinte expressão:

$$A_{(m \times n)} = U_{(m \times m)} \cdot \Sigma_{(m \times n)} \cdot V_{(n \times n)}^T \quad (3)$$

O resultado da compressão do dado cardíaco utilizado nesse artigo pode ser consultado na seção 5. Neste artigo, foi apenas simulado em ferramenta GNU Octave/Matlab, o método de compressão SVD para viabilizar numericamente o processo de armazenamento. Por essa razão, a implementação do método não foi incluída no projeto pois fugiria do escopo do trabalho.

4.2.3 Sistema de Alimentação

Para que o sistema funcione de forma integral, é necessário o planejamento de um circuito de alimentação capaz de fornecer energia suficiente aos subsistemas contidos na interface de processamento, apresentados no diagrama de blocos da figura 10.

Como o requisito é acoplar o módulo a um aparato vestível, sem que haja conexões direta com a rede elétrica, a solução para fornecer energia ao sistema é a utilização de baterias. Segundo [Linden e Reddy \(2001\)](#), baterias são componentes que convertem energia química em energia elétrica, valendo-se de reações eletroquímicas de oxirredução entre os reagentes internos que compõem a bateria.

São morfológicamente estruturadas por três partes fundamentais: cátodo, ânodo e eletrólito. O cátodo e o ânodo são terminais condutores (eletrodos), sendo o primeiro polarizado de forma positiva e o segundo de forma negativa. Já o eletrólito é uma substância que reage quimicamente transportando íons entre esses terminais. Sabe-se, também, que para evitar curto-circuito, os terminais são isolados por um separador de material poroso. Os mais utilizados são: filmes de algodão, nylon, poliéster, papelão, polímeros sintéticos, entre outros ([Hymel, 2016](#)).

Para o subsistema de condicionamento do sinal cardíaco, composto pelo circuito de amplificação, filtros analógicos, circuitos de proteção e o circuito de *offset*, tem como requisito base tensões de operações de +5V e -5V. Isso se justifica pelo fato do amplificador AD620 possuir entradas de alimentação simétricas com $VSS = -5V$ e $VDD = +5V$. Já para o subsistema referente à aquisição e comunicação sem fio, é necessário apenas o uso de uma tensão de +5V para fornecer energia ao microcontrolador ESP32.

Compreendidas as tensões de operações do sistema, foi adotado uma bateria de +9V para o sistema de alimentação por ser um elemento de fácil aquisição, disponibilidade e

⁵ Para mais detalhes consultar artigo de [Wei et al. \(2001\)](#)

manuseio. Assim, para garantir o nível de tensão dos componentes do circuito estável e com baixos ruídos, foram usados reguladores lineares de tensões. Um regulador linear de tensão é um componente que tem como objetivo fornecer uma tensão constante, independente das variações que se tenha na entrada do circuito conectado a ele, bem como na carga de saída.

No projeto do sistema de alimentação (figura 20) foi utilizado o regulador linear de tensão AMS1117-5.0⁶, a qual regula a tensão de +9V procedente da bateria para uma tensão de +5V. Esse regulador apresenta a propriedade de prover uma saída de baixa queda de tensão, assim, mesmo quando a tensão de saída está muito próxima da tensão de entrada o regulador se comporta de forma satisfatória, sendo então caracterizado como *Low Dropout* (LDO). É comum, ainda, conectar capacitores de tântalo⁷ na entrada e saída do regulador, a fim de manter um melhor desempenho transitório, sem a interferência de ruídos oriundos da fonte de alimentação e transientes da carga de saída.

Uma vez garantidos os níveis de tensões requeridos pelo microcontrolador e alimentação positiva (VDD) do amplificador de instrumentação, é necessário obter a alimentação negativa (VSS) para satisfazer a alimentação simétrica do componente. Para isso, foi evitada a duplicidade do elemento bateria, justamente em prol do conceito de minimizar custos, leveza do dispositivo e otimizar redundâncias do sistema.

Dessa forma, a estratégia definida foi a de utilizar um componente que realizasse o comportamento de inversão da tensão, já que o valor positivo (+5V) já tinha sido adquirido. Para tanto, o responsável que reproduz esse efeito é o componente integrado ICL7660S⁸. O inversor de tensão utilizado converte valores positivos de tensões em seus complementares compreendidos no intervalo de 1.5V a 12V, e pode ser configurado como dobrador, multiplicador e divisor de tensão. Para que ele funcione como inversor de tensão e forneça a tensão de -5V, são necessários apenas dois capacitores eletrolíticos externos, ambos de 10uF (sugeridos pelo datasheet), e como entrada do componente a tensão regulada de +5V dada pelo AMS1117-5.0.

Chegando ao fim do projeto do circuito de alimentação, foi contemplada, ainda, a funcionalidade de fornecer o real valor da tensão da bateria para que seja feito um simples monitoramento do status da bateria do módulo. Logo, para dimensionar a tensão para a entrada analógica do microcontrolador, foi feito o uso da técnica de divisor de tensão, para obter uma tensão de saída de, aproximadamente, 1V (tensão máxima suportada na configuração adotada para a leitura ADC do sinal cardíaco). A expressão para tal método pode ser vista abaixo, sendo V_{in} a tensão da bateria (+9V) e os respectivos valores de resistores $R1 = 820k\Omega$ e $R2 = 100k\Omega$.

$$V_{out} = V_{in} \cdot \left(\frac{R2}{R1 + R2} \right) \Rightarrow V_{out} = 9V \cdot \left(\frac{100k\Omega}{820k\Omega + 100k\Omega} \right) = 0.97826V \approx 1V \quad (4)$$

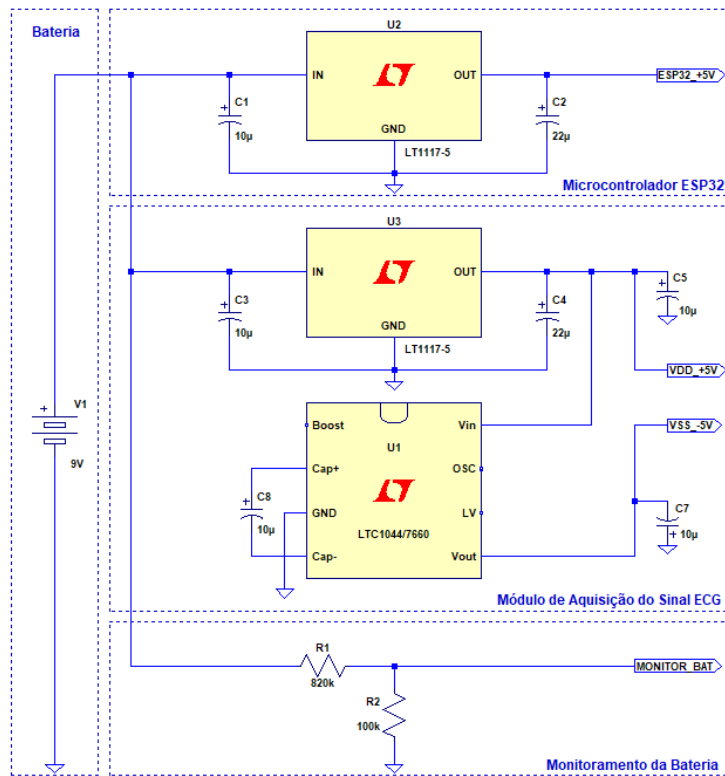
A seguir, na figura 20, é possível visualizar o circuito completo de alimentação do sistema descrito, projetado e desenvolvido nessa seção para a interface de processamento.

⁶ Para mais detalhes a cerca do componente, consultar: ([Advanced Monolithic Systems, 2007](#)).

⁷ Os valores sugeridos para a inserção dos capacitores de tântalo podem ser consultados na folha de dados do componente, variante de cada fabricante. Os capacitores utilizados no circuito foram de 10uF para a entrada e 22uF para a saída do regulador AMS1117-5.0.

⁸ Para mais detalhes a cerca do inversor de tensão, consultar: ([Renesas Eletronics Corporation, 2017](#))

Figura 20 – Circuito Completo do Sistema de Alimentação.



Fonte: Próprio autor.

Importante ressaltar que o objetivo do circuito de alimentação projetado é unicamente fornecer as tensões corretas de operações que os constituintes da interface de processamento necessitam. Desse modo, não se preocupou em implementar técnicas robustas que satisfazem a premissa de economia de energia em dispositivos portáteis aos quais se fazem o uso de baterias.

Tais medidas como: (i) característica de chip-enable presente nos componentes do circuito para favorecer o acionamento controlado somente em situações de requisição; (ii) configuração do microcontrolador para operar em modo *deep sleep*; (iii) uso do coprocessador *Ultra Low Power* (ULP) presente no ESP32; (iv) uso de baterias recarregáveis com interface USB de carregamento; se enquadram em medidas eficazes quando se tratam da premissa de economia de energia em dispositivos alimentados por baterias.

4.2.4 Interface de Saída

Tendo em vista o comportamento da interface de entrada, interface de processamento e sistema de alimentação, é necessário que as informações coletadas e condicionadas sejam aparentemente expostas ao usuário final em um Monitor ECG. Para tanto, foi elaborada uma aplicação web que dispõe os dados de forma instantânea, permitindo que o agente externo tenha acesso e consiga manipulá-los conforme a necessidade.

Em função da expansão da IoT, principalmente na área médica (IoMT – *Internet of Medical Things*), e ao desconhecimento de interfaces de comunicações que melhor se

adequam a esse contexto, foi adotado a tecnologia de rede WiFi como interface de comunicação por se tratar da mais utilizada em cenários de desenvolvimento de novas tecnologias. Segundo Steger (2020), o termo IoMT pode ser entendido sob uma perspectiva de um conjunto de dispositivos, sensores e aplicativos médicos que podem se conectar a serviços de saúde usando tecnologias de rede. A característica de integração dos equipamentos tem se tornado mais útil e favorável aos profissionais de saúde, fornecendo dados reais – antes de se tornarem críticos – via monitoramento remoto.

Sendo assim, para que o acesso à página web seja possível, o modo de operação do chip WiFi do microcontrolador ESP32 foi configurado como modo estação. Logo, o dispositivo passa a funcionar como um cliente *wireless*, conectado à rede local em que se encontra o módulo. O acesso é feito por qualquer dispositivo (smartphone ou computador) com capacidade de conexão sem fio. Para realizar a troca de dados entre dispositivo e aplicação, é utilizado o conceito de comunicação baseado no protocolo HTTP (*Hypertext Transfer Protocol*), utilizando seus principais métodos de rotas GET e POST.

O ESP32 apresenta a capacidade de criar e gerir um sistema de arquivos em memória flash, denominado SPIFFS (*SPI Flash File System*). Desse modo, é possível realizar a manipulação de arquivos contemplando a listagem de diretórios, leitura e escrita em arquivos, bem como adicionar, renomear, excluir e verificar o tamanho deles. Tais operações são utilizadas para a gerência e armazenamento dos dados cardíacos em arquivos de texto, servindo como base para futuros relatórios de uma consulta.

Além disso, o sistema de arquivo é utilizado com a proposta de guardar informações do dispositivo, entre elas se destacam o SSID e senha da rede WiFi, status de eventos do microcontrolador, endereço MAC, entre outras. No contexto da aplicação, os arquivos que compõem a página web (de extensões HTML, CSS, JS) e a biblioteca gráfica (Chart.js) são armazenadas, também, no sistema de arquivos SPIFFS.

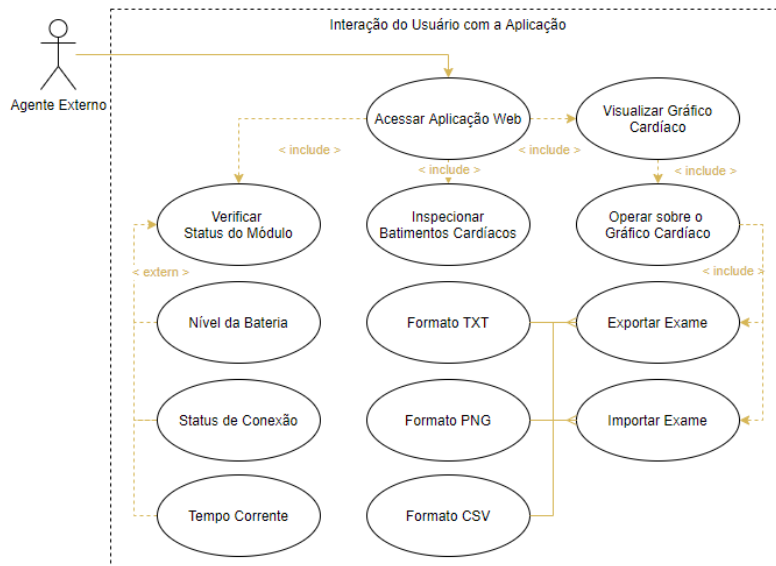
Para a visualização em tempo real do sinal cardíaco via aplicação web, o sinal adquirido pelo sistema de condicionamento é repassado ao microcontrolador. O microcontrolador, é configurado para coletar amostras do sinal pelo evento de interrupção a cada 2ms (500Hz - frequência definida pelo critério de Nyquist com base no espectro de frequência do sinal cardíaco: 0.1 a 150Hz). No corpo da interrupção o sinal é tratado (conversões e calibrações do ADC), processado (filtros digitais - Passa Alta, Passa Baixa e Notch) e armazenado em um buffer de tamanho fixo (pacote) de no máximo 2500 amostras. Antes do envio, é realizado um filtro média móvel de 5 pontos para efeito de suavização do sinal. O valor definido para o tamanho do pacote é suficiente para se ter uma janela deslizante de 5s configurável no gráfico. Ao pacote também é incluso a informação do tempo atual para a sincronização dos dados, implementada por uma requisição ao servidor NTP (*Network Time Protocol*).

A aplicação realiza a requisição de um novo pacote ao microcontrolador a cada 1s. Para surtir o efeito de tempo real no gráfico, foi necessário implementar o processo deslizante com base em conceitos de teoria de filas FIFO (*First In First Out*). Sendo assim, em um buffer (janela de visualização) são armazenados os dados contidos no pacote recebidos da requisição referente ao sinal cardíaco (eixo y do gráfico) e em outro buffer é salvo a informação de tempo (eixo x do gráfico). Sempre que possuir um pacote disponível (de no máximo 2500 amostras) ambos os dados são exibidos na tela. Para acionar um efeito de transição automática na janela deslizante de visualização foi definido um contador limite de valor configurável. Ao incrementar o contador, enquanto não for atingido o valor estipulado, o gráfico permanece estático sendo então adicionado o novo dado ao fim da

janela de visualização. Porém, quando ultrapassa este valor, o primeiro dado da janela é removido e incluso um novo dado ao fim da janela de visualização.

Como chance de visualizar as possíveis interações que o usuário final terá sobre a aplicação, foi elaborado um diagrama de caso de uso (figura 21) que representa os possíveis eventos de manuseio do agente externo com a aplicação web.

Figura 21 – Diagrama de Caso de Uso da Aplicação Web - Monitor ECG.



Fonte: Próprio autor.

Analisando o diagrama acima, o agente externo (médico ou profissional da saúde) acessa a aplicação via navegador *browser*. Logo, o gráfico cardíaco é disposto, em tempo real, em sua área de visualização, sendo possível realizar algumas interações de modo a facilitar sua visualização e identificar parâmetros importantes para a execução do exame de eletrocardiograma, tais como os batimentos cardíacos. Por fim, a aplicação oferece, também, informações sobre o dispositivo elucidando o monitoramento da bateria, status de conexão, tempo atual e a possibilidade de gerar relatórios do gráfico cardíaco para que seja armazenado em algum repositório presente no dispositivo de acesso.

5 Resultados e Discussões

Com o término do desenvolvimento do projeto, tendo em vista todas as partes constituintes do módulo com interface vestível para a aquisição, processamento e transmissão do sinal cardíaco, foi possível passar para a etapa de testes e análises contundentes a fim de verificar os resultados alcançados. Cada etapa consiste em métodos de validações diferentes. A interface de entrada é certificada pela construção efetiva do colete ECG. Já a interface de processamento e circuito de alimentação são utilizados métodos de comparação, valendo-se de ferramentas de simulação e testes em bancadas de laboratório. Para a interface de saída, como se trata do desenvolvimento de uma aplicação web, foi exposto a tela da aplicação contemplando suas funcionalidades.

Sendo assim, sobre a interface de entrada, na figura abaixo é possível visualizar o aparato vestível projetado com as características condizentes às relatadas na seção 4.2.1, contemplando, requisitos de conforto, comodidade, bem como sua proposta de eliminação de conexões dos fios na base central de medição do eletrocardiógrafo.

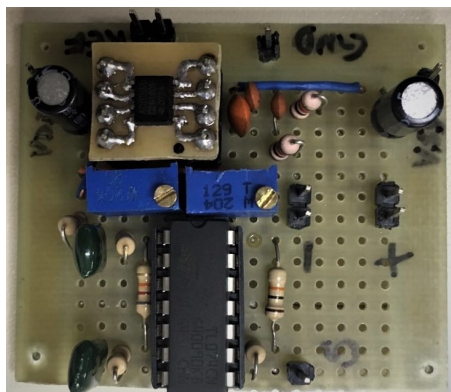
Figura 22 – Interface Vestível para a Derivação I.



Fonte: Próprio autor.

Sabendo do projeto e comportamento do circuito de condicionamento do sinal cardíaco, foi realizada a prototipação do circuito em placa de fenolite (figura 23). Para a sua confecção, foram tomados alguns cuidados no que diz respeito à sua produção, tais como a inserção dos componentes capacitivos do circuito de filtro de radio-frequência o mais próximo possível do amplificador de instrumentação, a fim de evitar a propagação de ruídos. Além disso, foram inseridos os componentes de modo a minimizar o espaço entre eles, deixando a placa com tamanho mínimo possível. Os diodos de proteção estão dispostos na face inferior da placa.

Figura 23 – Protótipo do Módulo de Aquisição de Sinal ECG.

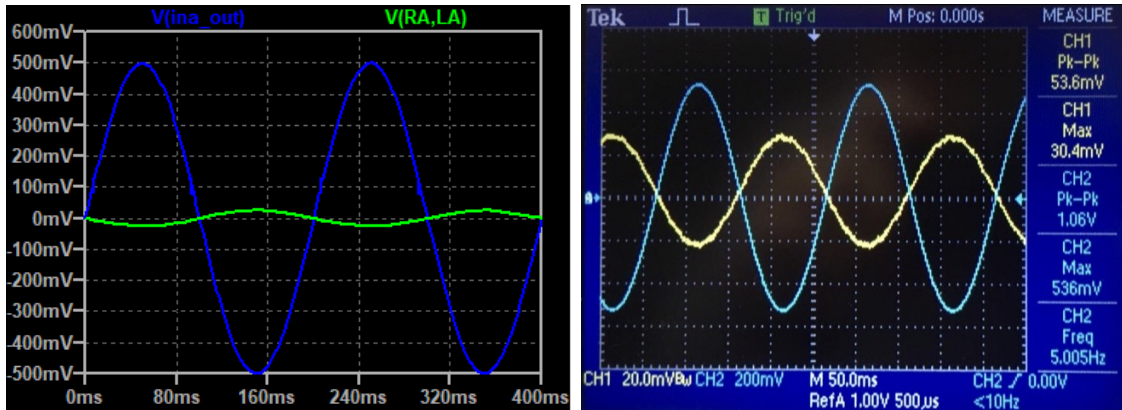


Fonte: Próprio autor.

Para efeito de validação do processo de amplificação com o AD620, foi realizado

uma simulação elétrica, em software *LtSpice*, e o teste em bancada de laboratório, definindo como entrada do circuito uma onda senoidal de amplitude $50mV_{pp}$ e frequência $5Hz$ (características semelhantes ao sinal cardíaco⁹). Ainda, o resistor de ganho conectado ao amplificador de instrumentação AD620, representado pelo trimpot de $200k\Omega$, foi ajustado de maneira a obter resistência de $R_G = 2.6k\Omega$. Os resultados para a simulação (à esquerda) e em *pront-o-board* (à direita), podem ser observados na figura abaixo:

Figura 24 – Saída do AD620 com Entrada Senoidal de $50mV_{pp}$ e Frequência $5Hz$.



Fonte: Próprio autor.

O ganho do amplificador de instrumentação pode ser calculado pela expressão 1, conforme segue a especificação da folha de dados do AD620 ou pela análise da razão do sinal de saída (sinal em azul) pelo sinal de entrada diferencial (sinal em amarelo). Desse modo, o valor do resistor de ganho R_G é suficiente para obter o sinal de saída dentro do intervalo de amplitude $[0 - 1.1V]$ que se deseja trabalhar com o microcontrolador, considerando uma entrada de $50mV_{pp}$.

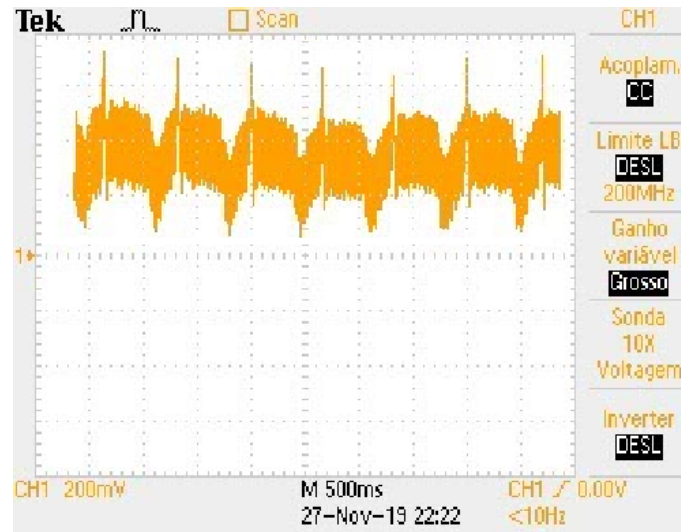
$$G = \left(\frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \right) \Rightarrow \left(\frac{49.4k\Omega}{2.6k\Omega} + 1 \right) = 20V/V$$

$$G = \frac{V_{out}}{(V_{in2} - V_{in1})} \Rightarrow V_{out} = G \cdot (V_{in2} - V_{in1}) = 20 \cdot (50mV_{pp}) = 1V_{pp}$$

Após a simulação para uma onda senoidal, o circuito foi submetido à entrada de um dado bioelétrico real (Indivíduo 1). Os eletrodos foram conectados ao corpo, formando a derivação de membro bipolar I, configurando o eletrodo positivo na ramificação do peito esquerdo, o eletrodo negativo na ramificação do peito direito e o eletrodo de referência na parte inferior abdominal à direita. O resultado adquirido da saída total do circuito de aquisição do sinal cardíaco, após a etapa do filtro *anti-aliasing* e circuito de *offset*, é mostrado na figura abaixo:

⁹ O gerador de funções fornece um sinal com amplitude mínima de $20mV_{pp}$. Para que a simulação seja equivalente ao sinal cardíaco é necessário realizar um divisor de tensão de modo a obter $5mV_{pp}$. Além disso, não há a inversão do sinal de saída apenas a amplificação do sinal de entrada, no osciloscópio e simulação foram apresentados o sinal de entrada referenciado de modo invertido

Figura 25 – Saída do circuito para Dado Bioelétrico Real.



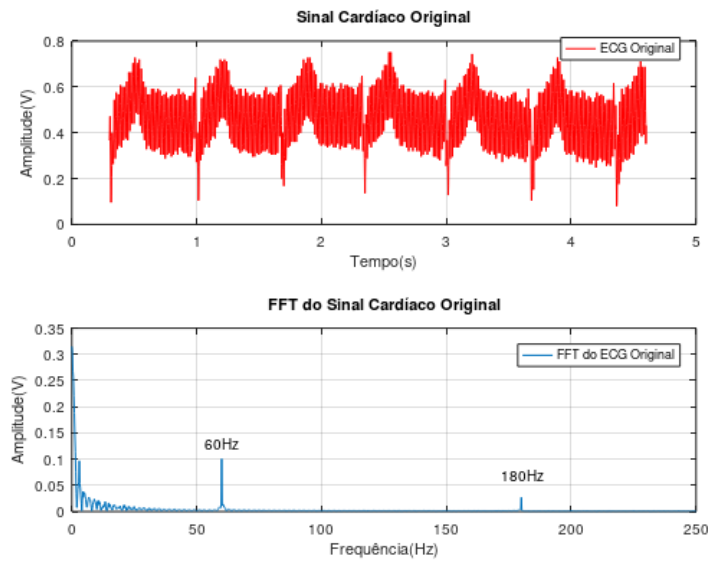
Fonte: Próprio autor.

Com isso, foi possível verificar que o projeto e teste do circuito de condicionamento do sinal ECG satisfazem como o esperado, se comportando de maneira efetiva com o planejado. O amplificador de instrumentação, pelo seu elevado CMRR, rejeitou as tensões de modo comum fornecendo uma saída amplificada do sinal cardíaco. Vale lembrar que, como o sinal cardíaco varia de uma amplitude de 1 a 5mV, foi ajustado o resistor de ganho R_G (TRIMPOT) de forma a obter uma amplificação próxima do sinal com amplitude de 1.1V, ou seja, R_G de 220 Ω .

Além disso, foi possível verificar que o circuito de *offset* funciona como o pretendido (nível médio do sinal em, aproximadamente, 0.5V). A ideia principal é que a tensão de saída do circuito de condicionamento opere dentro do intervalo positivo da tensão de entrada do ADC do microcontrolador. Observa-se, também, que o sinal encontra-se invertido, pela ausência do amplificador operacional configurado em modo inversor no último estágio do circuito de condicionamento do sinal cardíaco, pois foi adotado além da referência negativa em -5V, a solução em software de inverter a polaridade do sinal.

Para a validação do circuito de aquisição e comunicação sem fio, no que diz respeito o projeto de filtros digitais, foi analisado pela Transformada Rápida de Fourier (FFT) o sinal adquirido anteriormente e feito a alteração em software para inverter o sinal. A partir disso, foi possível identificar o espectro de frequência do sinal cardíaco compreendido no intervalo de [0.1 - 150Hz] e picos de maior magnitude em frequências localizadas em 60Hz e em sua harmônica 180Hz, provenientes do ruído da rede elétrica, como segue a figura abaixo:

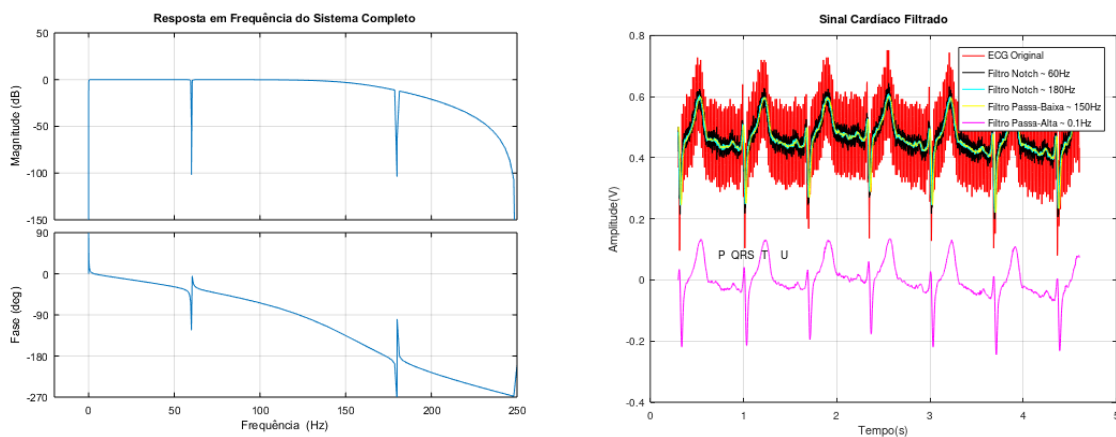
Figura 26 – Sinal Cardíaco Original e Análise do Espectro de Frequência (FFT)



Fonte: Próprio autor.

Implementando os filtros digitais passa-baixa, passa-alta e Notch, em *GNU Octave/Matlab*, conforme as especificações das frequências identificadas, foi obtido o gráfico cardíaco, com excelente resolução de filtragem. Pela figura 27, é possível detectar, além da resposta em frequência dos três filtros implementados, o claro reconhecimento da onda P, do complexo QRS e das ondas T e U, características iminentes do sinal ECG - mostrando que o projeto dos filtros digitais se fez eficaz na remoção de frequências e ruídos indesejados, mantendo a fidelidade do sinal de interesse.

Figura 27 – Filtros Implementados em Matlab/GNU Octave.



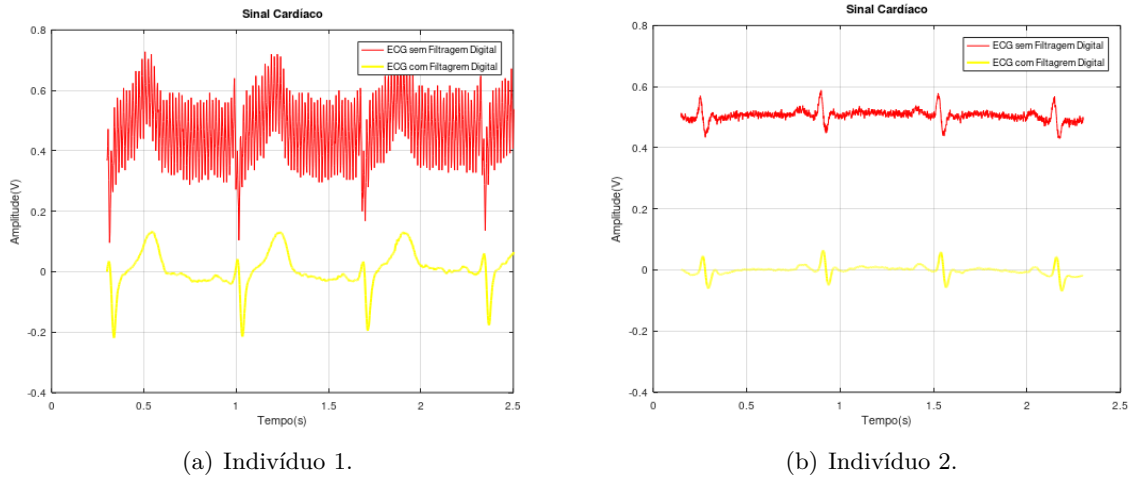
(a) Diagrama de Bode.

(b) Sinal Cardíaco Filtrado.

Fonte: Próprio autor.

Com os filtros validados pelas ferramentas, para implementá-los no microcontrolador ESP32, conforme proposto nos pseudocódigos (*Algoritmo 1* e *Algoritmo 2*), foram necessários os coeficientes respectivos de cada filtro. Para isso, foi utilizado a ferramenta *fdatool* do *Matlab* para projetar e capturar os coeficientes dos filtros conforme as especificações desejadas. Abaixo, na figura 28, é possível verificar o resultado da implementação dos filtros digitais realizados no ESP32, no processo de aquisição do sinal cardíaco de dois indivíduos.

Figura 28 – Sinais Cardíacos Filtrados pelo microcontrolador ESP32.



(a) Indivíduo 1.

(b) Indivíduo 2.

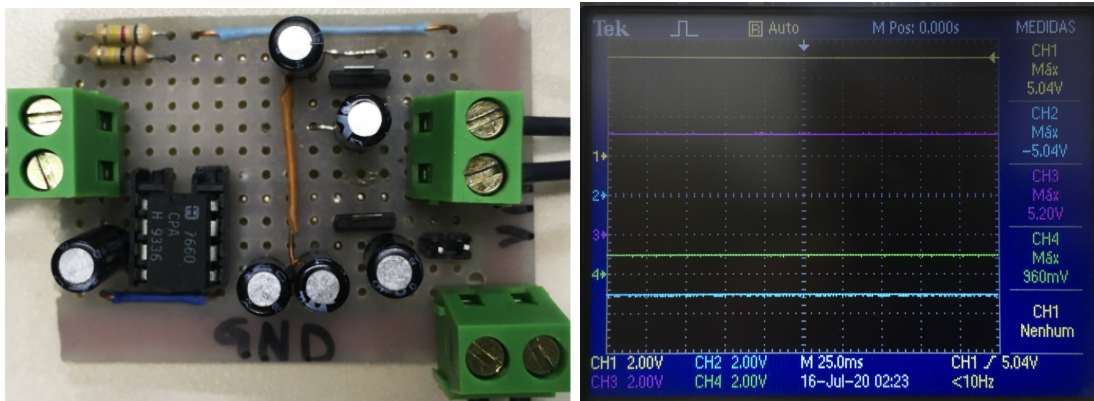
Fonte: Próprio autor.

Observando a figura acima, o sinal do Indivíduo I apresenta mais ruídos do que o Indivíduo II, justificado pela variante impedância da pele no contato pele-eletrodo, pelo ganho do amplificador ou ainda pela conformidade corpórea. Independente das características de cada indivíduo, os filtros se validam pela remoção do nível DC e artefatos provindos da rede elétrica.

Ainda, é possível notar que ambos os indivíduos apresentam ritmos cardíacos regulares, embora o indivíduo I apresente uma anomalia cardíaca, conhecida na cardiologia como Repolarização Precoce Ventricular (RP). Segundo [Aizawa e Kawamura \(2019\)](#), a definição padrão de RP é caracterizada por um entalhe no final do complexo QRS, fazendo com que o final não coincida com a linha de base (média do sinal), gerando um segmento ST de concavidade elevada. A repolarização é comumente observada em jovens atletas que normalmente praticam atividades físicas, sendo não letal à saúde, porém qualquer razão de desconfiança deve-se procurar um médico cardiologista, principalmente se o sinal cardíaco apresentar RP ou inversão da onda T.

Reconhecido o comportamento da interface de processamento, abaixo, constam os resultados do circuito de alimentação implementados, também, em placa de fenolite. É possível observar que os sinais de saída do circuito, são eficazes e garantem as tensões de alimentação da interface de processamento, como o planejado na seção 4.2.3.

Figura 29 – Sinais de Saída do Circuito de Alimentação - i) Protótipo do Circuito; ii) Tensões de Operações fornecidas à Interface de Processamento.



Fonte: Próprio autor.

A fim de validar o sistema como um todo, cabe elucidar a funcionalidade da interface de saída. A página web projetada e implementada, conforme o caso de uso apresentado na figura 21, pode ser visualizada abaixo. É possível perceber, além da página, que os parâmetros, inferidos sobre o sinal e o dispositivo, são satisfatórios e condizentes, apresentando caráter validativo para a interface de saída.

Figura 30 – Interface de Saída - Aplicação Web do Monitor ECG.

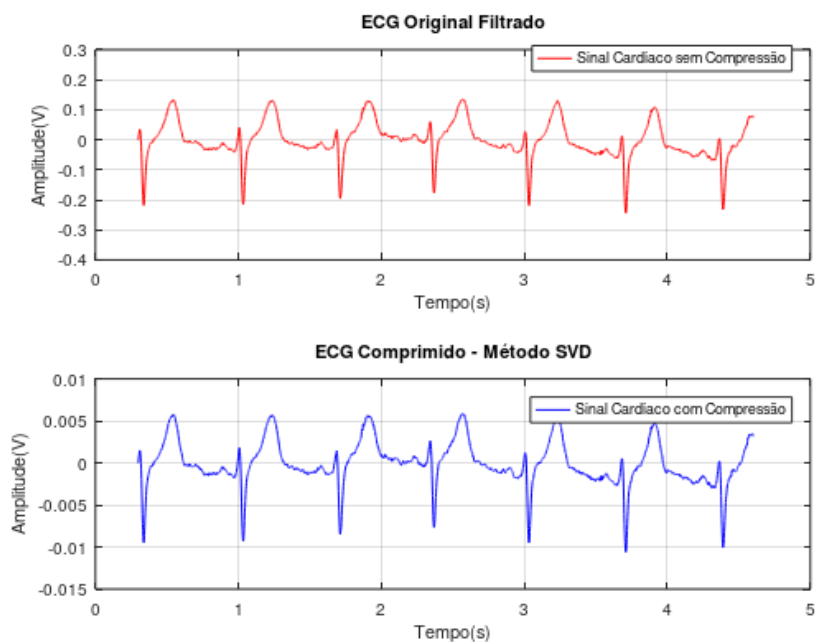


Fonte: Próprio autor.

Com o sinal cardíaco sendo plotado na aplicação web, vale ressaltar que a biblioteca gráfica utilizada oferece algumas operações já implementadas sobre o gráfico cardíaco, como zoom, deslizamento, identificação de pontos, entre outras manipulações. No que diz respeito à eficiência do método de compressão SVD, idealizada no processo de geração de relatório para futuras consultas, foi suficiente para a proposta. Analisando a figura 31, fica evidente que o método condensa o sinal do gráfico cardíaco com valor menor de amplitude e conseqüente redução no número de bits para representá-lo.

O fator de compressão, resultado dado pelo autovalor associado à diagonal principal da matriz ortogonal V ou, ainda, pela razão respectiva do sinal sem compressão pelo sinal com compressão, é de aproximadamente 20. Isso significa que o sinal cardíaco comprimido é armazenado com apenas 20% da memória que seria utilizada no armazenamento do dado ECG filtrado original. Cabe reafirmar que a compressão por decomposição de valores singulares é realizada apenas em domínio de simulação, com o intuito extra de validar o conceito da proposta de compressão, pois fugiria do escopo a implementação desse método na aplicação web (função de exportar) e no microcontrolador (função de *backlog* no sistema de arquivos SPIFFS).

Figura 31 – Eficiência do Método de Compressão SVD.



Fonte: Próprio autor.

O método de compressão é notoriamente visível e numericamente eficaz. Considerando o tempo de duração do exame ECG de repouso padrão, em torno de dez minutos, sendo cinco minutos o processo de monitoramento do sinal cardíaco e os outros cinco minutos incluindo a anamnese e o pró-diagnóstico. Seriam cinco minutos (ou 300s) armazenando dados com uma frequência de amostragem a 500Hz (ou ainda a cada 2ms), o equivalente à 150 mil amostras. Logo, ao fim do exame, é evidente que o método corresponde às expectativas, pois apresenta uma economia em memória de, aproximadamente, 3MB por exame. Para as outras modalidades do exame de ECG, como o de esforço, com duração

média de 30 minutos, há uma taxa de redução de 18MB e para o monitoramento contínuo (24 horas) é economizado cerca de 865MB.

Entendida a eficiência que o método de compressão SVD proporciona, cabe, finalmente, analisar se o protótipo do módulo com interface vestível para a aquisição do sinal cardíaco é viável em termos de custo e aquisição. No entanto, o valor prescrito para a venda do protótipo (1 unidade) aproxima-se de R\$2500, levando em consideração a mão-de-obra do trabalho de engenharia, consultores de moda no processo de designer, estilismo, costura, e questões fabris no que diz respeito ao transporte e frete para a aquisição de componentes eletrônicos. Assim, avaliando o custo final, o protótipo é passível de aquisição e implantação em sistemas de monitoramento cardíaco, presentes em unidades básicas de saúde, leitos hospitalares, unidades de tratamentos intensivos e clínicas médico-esportivas.

6 Conclusão e Trabalhos Futuros

Com este trabalho foi possível compreender as variáveis que contemplavam o projeto, bem como o desenvolvimento de um módulo com interface wearable para a aquisição do sinal cardíaco em exames de eletrocardiograma. Com o protótipo elaborado foram alcançados, de forma satisfatória, a captação, o processamento e a exibição do biopotencial cardíaco pela aplicação web com qualidade excelente de visualização.

O módulo possui características condizentes na resolução da problemática de eliminação de fios com a base central do eletrocardiógrafo padrão, dado pelo fomento do uso da tecnologia de comunicação sem fio WiFi. Também atua de forma satisfatória no propósito de ser um instrumento de guia metodológico para a execução do exame de eletrocardiograma, reduzindo os efeitos que poderiam ser causados no diagnóstico equivocado dado pelo desconhecimento das conexões dos eletrodos. Apresenta potencial capacidade de ser incluso à prática clínica de exames de ECG ergométricos, por ser um produto portátil, vestível e confortável.

Com vista no desenvolvimento de futuros trabalhos, o protótipo pode vir a ser melhorado, agregando novas implementações de circuitos que garantam mais robustez ao aparelho de instrumentação médica, no que diz respeito à eliminação de ruídos e eventos externos. Uma das melhorias sugeridas, seria o desenvolvimento de um circuito analógico seletor de derivação, com capacidade de monitorar ou diagnosticar os doze tipos de derivações existentes. Ainda, nesse contexto, um circuito capaz de detectar a falha de derivação resultante do descolamento dos eletrodos conectados à pele.

Uma outra possibilidade seria a implementação de melhores circuitos de proteção com o uso de opto-acopladores para altas tensões, caso haja a necessidade do uso de um desfibrilador em pacientes, por exemplo, portadores de marca-passo. O protótipo atual não possui capacidade de identificar tensões características de um desfibrilador com pulsos de alta tensão, nem prevê a possibilidade de condicionar esse sinal ao paciente.

Além disso, pelo fato do dispositivo estar inserido no contexto IoT, deve-se portanto, se atentar em trabalhos futuros a questão da segurança de dados e privacidade de informações dos pacientes. Com o advento da telemedicina, poderia ser incluso também, requisitos na aplicação web a fim de gerar prontuários eletrônicos assinados digitalmente pelo médico cardiologista.

Devido a carência de recursos financeiros, laboratoriais e o conseguinte inaccessível às dependências da universidade dada pelo evento de distanciamento da pandemia, não foi

possível implementar na interface de entrada a confecção de eletrodos têxteis. A fabricação consistiria numa malha composta por filamentos de carbono (material condutivo) para a captação do sinal cardíaco sendo possível apenas a validação do módulo com eletrodos comuns de cloreto de prata. Porém, é válido ressaltar que a qualidade da aquisição pela substituição dos eletrodos não comprometeu os resultados.

O módulo com interface vestível para a aquisição do sinal cardíaco em exame de eletrocardiograma é um MVP com proposta de baixo custo. Após uma sequência de testes laboratoriais (análise termográfica, ensaio de estresse, entre outros) e avaliação por principais órgãos certificadores de instrumentação médica (ANVISA e Inmetro), seria possível incluí-lo no processo de produção em larga escala, para unidades e centros de saúde no auxílio de novos leitos construídos no cenário atual de pandemia do COVID-19.

Também pode atuar no controle da assistência cardiovascular remota para as pessoas serem assistidas em domicílio. Além disso, o módulo apresenta potencial propensão no que diz respeito ao seu uso como material pedagógico no ensino de cardiologia a distância (EAD), método vigente de ensino em situação de distanciamento social, realizado por universidades e centros educacionais, uma vez que o protótipo apresenta custo reduzido e uma considerável resolução de qualidade nos resultados coletados.

Referências

- Acar, G.; Ozturk, O.; Yapici, M. K. Wearable Graphene Nanotextile Embedded Smart Armband for Cardiac Monitoring. In: *2018 IEEE SENSORS*. New Delhi: IEEE, 2018. p. 1–4. Citado na página [11].
- Acar, G. et al. Wearable and Flexible Textile Electrodes for Biopotential Signal Monitoring: A review. In: *2019 Electronics*. New Delhi: Electronics, 2019. p. 1–25. Citado na página [11].
- Advanced Monolithic Systems. *AMS1117 - 1A Low Dropout Voltage Regulator*. 2007. Disponível em: <<http://www.advanced-monolithic.com/pdf/ds1117.pdf>>. Acesso em: 19 jun. 2020. Citado na página [29].
- Aizawa, Y.; Kawamura, A. Early repolarization in athletes. *Journal of Arrhythmia*, v. 35, n. 6, p. 868–869, 2019. Citado na página [37].
- Alves, J. B. da M. *Teoria Geral de Sistemas: em busca da interdisciplinaridade*. Florianópolis: Instituto Stela, 2012. Citado na página [13].
- Analog Devices. *Low Cost Low Power - Instrumentation Amplifier AD620*. 2011. Disponível em: <<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>>. Acesso em: 20 set. 2019. Citado na página [20].
- Anton, H.; Rorres, C. *Álgebra linear com aplicações*. 10. ed. Porto Alegre: Bookman, 2012. Citado na página [27].
- Apple. *App ECG e notificação de ritmo cardíaco irregular chegam ao Apple Watch*. 2020. Disponível em: <<https://www.apple.com/br/newsroom/2020/07/ecg-app-and-irregular-heart-rhythm-notification-coming-to-apple-watch/>>. Acesso em: 18 out. 2020. Citado na página [12].

ARPEN. *Em meio à pandemia, cartórios registram aumento de 31% em mortes por doenças cardiovasculares*: Associação Nacional dos Registradores de Pessoas Naturais. 2020. Disponível em: <<http://www.arpenbrasil.org.br/noticias/10148>>. Acesso em: 13 out. 2020. Citado na página [3].

Barrett, K. E. et al. *Ganong's Review of Medical Physiology*. 23. ed. New York: McGraw-Hill, 2009. 800 p. ISBN 9780071605687. Citado (3) vezes nas páginas [5, 6 e 7].

Berberi, E. J. *Principles of Electrocardiography, the Biomedical Engineering Handbook*. 2. ed. Bosa Roca: Taylor & Francis Inc, 2000. Citado na página [5].

Bertalanffy, L. V. *Teoria Geral dos Sistemas*. Petrópolis: Vozes LTDA, 1975. Citado na página [13].

Brasil. *Decreto nº 9.854, de 25 de junho de 2019*. 2019. Institui o Plano Nacional de Internet das Coisas e dispõe sobre a Câmara de Gestão e Acompanhamento do Desenvolvimento de Sistemas de Comunicação Máquina a Máquina e Internet das Coisas. Disponível em: <https://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2019-2022/2019/decreto/D9854.htm>. Acesso em: 7 out. 2019. Citado na página [3].

Carr, J. J.; Brown, J. M. *Introduction to Biomedical Equipment Technology*. 4. ed. New York: Pearson, 2000. Citado na página [7].

Chatzigiannakis, I. et al. Advanced observation and telemetry heart system utilizing wearable ECG device and a Cloud platform. In: *2015 IEEE Symposium on Computers and Communication (ISCC)*. Larnaca: IEEE, 2015. P.25–30. Citado na página [11].

Chaves, L. A. *Desenvolvimento de um sistema embarcado para aquisição de potenciais cardíacos*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná — UTFPR, Pato Branco, 2016. Citado na página [12].

Clifford, G. D. *ECG Statistics, Noise, Artifacts and Missing Data*. London: Artech House, 2006. Citado (2) vezes nas páginas [10 e 26].

Cohen, J. B. et al. Cardiovascular Events and Mortality in White Coat Hypertension. *Annals of Internal Medicine*, v. 170, n. 12, p. 853–862, 2019. Disponível em: <<https://www.acpjournals.org/doi/abs/10.7326/M19-0223>>. Citado na página [4].

Endeavor Brasil. *Organização Global sem Fins Lucrativos*. 2000. Disponível em: <<https://endeavor.org.br/>>. Acesso em: 13 mai. 2020. Citado na página [13].

Espressif Systems. *Empresa Multinacional Pública de Semicondutores*. 2008. Disponível em: <<https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32/overview>>. Acesso em: 24 mai. 2020. Citado na página [24].

Espressif Systems - ADC. *Analog Digital Converter*. 2008. Disponível em: <<https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/esp32/api-reference/peripherals/adc.html#adc-calibration>>. Acesso em: 25 mai. 2020. Citado na página [24].

Fairchild Semiconductor Corporation. *General Purposes Rectifiers - 1N4001 - 1N4007*. 2014. Disponível em: <<https://www.mouser.com/datasheet/2/149/1N4007-888322.pdf>>. Acesso em: 20 mai. 2020. Citado na página [21].

- Fernandes, L. S. et al. Conhecimento Teórico-Prático de Enfermeiras sobre Eletrocardiograma. *Revista Baiana de Enfermagem*, v. 29, n. 2, 2015. P.98–105. Citado na página [3].
- Floyd, T. L. *Sistemas Digitais: fundamentos e aplicações*. 9. ed. Porto Alegre: Bookman, 2007. Citado na página [21].
- Fulco, P. de T.; Silva, R. L. de A. *Modelagem plana feminina*. Distrito Federal: Senac Nacional, 2008. Citado na página [15].
- GE Healthcare. *Sistema de patches sem fio Novii*. 2019. Disponível em: <<https://www.gehealthcare.com.br/products/maternal-infant-care/fetal-monitors/novii-wireless-patch-system>>. Acesso em: 18 out. 2020. Citado na página [12].
- Gersho, A.; Gray, R. M. *Vector Quantization and Signal Compression*. 1. ed. Boston: Springer, 1992. Citado na página [28].
- Grave, M. de F. *A modelagem sob a ótica da ergonomia*. São Paulo: Zennex, 2004. Citado na página [15].
- Guyton, A. C.; Hall, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2006. 1264 p. ISBN 9788535216417. Citado na página [5].
- Heartwear. *Monitor Cardíaco Vestível com Inteligência Artificial*. 2019. Disponível em: <<https://www.cambridgeheartwear.co.uk/>>. Acesso em: 27 sep. 2020. Citado na página [12].
- Heath, S. *Embedded Systems Design*. 2. ed. Oxford: Newnes, 2003. Citado na página [26].
- Huffman, D. A. A method for the construction of minimum-redundancy codes. *Proceedings of the IRE*, v. 40, n. 9, 1952. P.1098–1101. Citado na página [28].
- Hymel, S. *What is a Battery?* 2016. Disponível em: <<https://learn.sparkfun.com/tutorials/what-is-a-battery>>. Acesso em: 17 jun. 2020. Citado na página [28].
- Kim, B. S.; Yoo, S. K.; Lee, M. H. Wavelet-based low-delay ECG compression algorithm for continuous ECG transmission. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, v. 10, n. 1, 2006. P.77–83. Citado na página [28].
- Li, M.; Xiong, W.; Li, Y. Wearable Measurement of ECG Signals Based on Smart Clothing. *International Journal of Telemedicine and Applications*, n. 9, 2020. Citado na página [11].
- Linden, D.; Reddy, T. B. *Handbook Of Batteries*. 3. ed. New York: McGraw-Hill, 2001. Citado na página [28].
- Malharia Indaial. *Empresa de Soluções em Tecidos de Malhas*. 1994. Disponível em: <<https://www.malhariaindaial.com/neoprene/>>. Acesso em: 15 mai. 2020. Citado na página [16].
- Manenti, M. T. *Desenvolvimento de um protótipo de monitoramento do sinal elétrico cardíaco e diagnóstico de fibrilação atrial*. 90 p. Monografia (Graduação) — Universidade Federal de Santa Catarina — UFSC, Santa Catarina, 2018. Citado na página [12].

Ministério da Saúde Brasileira. *Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: Capacitação a Distância - Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde - Projeto REFORSUS*. Brasília: Ministério da Saúde, 2002. 709 p. Citado (3) vezes nas páginas [9, 10 e 11].

Monteiro, N. O. et al. Habilidades dos Enfermeiros na Realização e Interpretação do Eletrocardiograma em Pronto Atendimento. *Revista Científica Univiçosa*, v. 10, n. 1, 2018. P.1122–1126. Citado na página [3].

Moraes, F. B. de. *Avaliação das emissões conduzidas e radiadas geradas por unidade eletro-cirúrgica e sistema de iluminação com lâmpadas fluorescentes em equipamentos médicos*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná — UTFPR, Curitiba, 2013. Citado na página [9].

MORMAI. *Sistema de Gestão de Qualidade*. 1992. Disponível em: <<https://www.lojaisoprene.com.br/o-que-e-neoprene-t19/>>. Acesso em: 15 mai. 2020. Citado na página [16].

Oppenheim, A. V.; Schafer, R. W. *Discrete-Time Signal Processing*. 2. ed. New Jersey: Prentice Hall, 1999. Citado (2) vezes nas páginas [24 e 25].

Pastore, C. A. et al. III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Análise e Emissão de Laudos Eletrocardiográficos. *Arq Bras Cardiol*, v. 106, n. 4, 2016. P.1–23. Citado na página [3].

Pellegrini, J. C. *Algebra Linear - Notas de Aulas*. 130. ed. São Paulo: UFABC, 2015. Citado na página [25].

Peng, S. et al. Flexible electrodes based smart mattress for non-contact cardiac signals measurement. In: *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society (EMBC)*. Shenzhen: Wiley, 2020. p. 4059–4062. Citado na página [12].

Pohlmann, K. *Principles of Digital Audio*. 6. ed. New York: McGraw-Hill, 2011. Citado na página [28].

Proakis, J. G.; Manolakis, D. G. *Digital Signal Processing - Principles, Algorithms, and Applications*. 3. ed. New Jersey: Prentice Hall, 1996. Citado na página [26].

Regal, P. H. A prática gráfica do croqui e a criatividade. *Revista Educação*, n. 7, 2003. P.19–32. Citado na página [15].

Renesas Electronics Corporation. *ICL7660S, ICL7660A - Super Voltage Converters*. 2017. Disponível em: <<http://www.advanced-monolithic.com/pdf/ds1117.pdf>>. Acesso em: 19 jun. 2020. Citado na página [29].

Ribeiro, L. P. *Sistema de Monitoramento de eletrocardiograma (ECG) utilizando eletrodos secos têxteis*. 47 p. Monografia (Graduação) — Universidade Federal do Rio de Janeiro — UFRJ, Rio de Janeiro, 2016. Citado na página [12].

Salomon, D.; Motta, G. *Handbook of Data Compression*. 5. ed. London: Springer, 2010. Citado na página [27].

Sayood, K. *Introduction to Data Compression*. 3. ed. San Francisco: Morgan Kaufmann Publishers/Elsevier, 2006. Citado na página [27].

SBC. *Cardiômetro – Mortes por Doenças Cardiovasculares no Brasil*: Sociedade Brasileira de Cardiologia. 2020. Disponível em: <<http://www.cardiometro.com.br/>>. Acesso em: 13 out. 2020. Citado na página [2].

Sedra, A. S.; Smith, K. C. *Microeletrônica*. 5. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2007. Citado na página [19].

Steger, A. *How the Internet of Medical Things Is Impacting Healthcare - Health-Tech Magazine*. 2020. Disponível em: <<https://healthtechmagazine.net/article/2020/01/how-internet-medical-things-impacting-healthcare-perfcon>>. Acesso em: 20 jun. 2020. Citado na página [31].

Takamura, Z. *Fashion Illustration Techniques: A Super Reference Book for Beginners*. Massachusetts: Rockport Publishers, 2012. Citado na página [15].

Tortora, G. J.; Nielsen, M. T. *Princípios de Anatomia Humana*. 12. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013. Citado (3) vezes nas páginas [4, 5 e 7].

Tretter, S. A. *Communication System Design Using DSP Algorithms: With Laboratory Experiments for the TMS320C6713 DSK*. 1. ed. New York: Springer, 2008. Citado na página [25].

WebPic. *Sistemas projetados para a Indústria de Confecção*. 1992. Disponível em: <<https://industweb.com.br/blog/o-que-saber-sobre-tecido-neoprene/>>. Acesso em: 15 mai. 2020. Citado na página [16].

Webster, J. G.; Clark, J. W. *Medical Instrumentation - Application and Design*. 4. ed. Danvers: Willey, 2010. Citado (4) vezes nas páginas [7, 10, 11 e 26].

Wei, J. J. et al. ECG data compression using truncated singular value decomposition. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, v. 5, n. 4, 2001. P.290–299. Citado na página [28].

Wendling, M. *Amplificadores Operacionais*. 2. ed. São Paulo: UNESP, 2010. Citado (3) vezes nas páginas [18, 21 e 23].

Wolf, W. H. *Computers as Components: principles of embedded computing system design*. 2. ed. Burlington: Morgan Kaufmann - Elsevier, 2008. Citado na página [26].

Ynoguti, C. A. *PDS - Introdução aos Filtros Digitais*. 2013. Disponível em: <<https://www.inatel.br/docentes/ynoguti/graduacao-sp-2113502489/dsp>>. Acesso em: 5 jun. 2020. Citado na página [25].