

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELETRÔNICA
CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA

EBERTON JOÃO DE MATIA

**MONITOR MULTIPARAMÉTRICO NÃO INVASIVO, COMPACTO E DE
CUSTO ACESSÍVEL**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CAMPO MOURÃO

2020

EBERTON JOÃO DE MATIA

**MONITOR MULTIPARAMÉTRICO NÃO INVASIVO, COMPACTO E DE
CUSTO ACESSÍVEL**

Noninvasive multiparameter monitor, compact and affordably

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação
apresentado como requisito para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia Eletrônica
da Universidade Tecnológica Federal do Paraná
(UTFPR).

Orientador : Prof. Dr. André Luiz Regis Mon-
teiro

CAMPO MOURÃO

2020



TERMO DE APROVAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO INTITULADO

Monitor Multiparamétrico não invasivo, compacto e de custo acessível

DO(A) DISCENTE

Eberton João de Matia

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado no dia 08 de Dezembro de 2020 ao Curso Superior de Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campus Campo Mourão. O(A) discente foi arguido(a) pela Comissão Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a comissão considerou o trabalho aprovado com alterações (aprovado, aprovado com alterações ou reprovado).

Prof. Dr. Marcio Rodrigues da Cunha
Avaliador(a) 1
UTFPR

Prof. Me. Lucas Ricken Garcia
Avaliador(a) 2
UTFPR

Prof. Dr. André Luiz Regis Monteiro
Orientador(a)
UTFPR

AGRADECIMENTOS

A Deus pela vida e sabedoria para lidar com as dificuldades.

Aos meus pais, Sergio e Ivone, pelo amor e apoio incondicional em toda a minha jornada até aqui. A Larissa, minha namorada, por toda compreensão, amor, conselhos e apoio.

A esta universidade e seu corpo docente, direção e administração, que me forneceu excelente estrutura e formação, além de apoio financeiro para este trabalho. Em especial ao meu orientador, Dr. André Luiz Regis Monteiro, que compartilhou seu conhecimento e experiência e agregou muito para o projeto.

A todos os amigos e colegas que colaboram de alguma forma para o desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

Este trabalho tem como finalidade o desenvolvimento de um monitor multiparamétrico compacto, capaz de monitorar de forma contínua e não invasiva os sinais vitais dos pacientes, apresentando um custo reduzido se comparado aos equipamentos semelhantes no mercado. O projeto se baseia na aquisição de temperatura, eletrocardiograma e fotopletismografia, através de módulos dedicados. E a análise e processamento digital de sinais em tempo real para tratamento dos dados e obtenção da pressão arterial e variação da impedância torácica, usando um microcontrolador de dois núcleos ESP32, programado em linguagem C/C++. Foi desenvolvido o *hardware* e *case* do protótipo de forma compacta, possuindo conexão VGA para comunicação com qualquer tipo de monitor que possua essa entrada de vídeo. Para tal, foi criada uma interface gráfica para mostrar ao usuário as informações dos sinais vitais do paciente, possuindo menus para configurações e calibração do protótipo por meio de quatro botões físicos no *case* do dispositivo. O monitor multiparamétrico atendeu as expectativas, sendo compacto e com custo acessível para sua implementação, sendo um possível auxílio para o profissional de saúde na execução de melhores diagnósticos, em situações onde um equipamento de uso intensivo não costuma ser empregado devido aos custos e a falta de portabilidade, ajudando a evitar erros na classificação dos sintomas e triagem do paciente.

Palavras-chave: Sinais vitais. Conexão VGA. Diagnóstico.

Abstract

This work aims to develop a compact multiparameter monitor, capable of monitoring patients' vital signs continuously and noninvasive, presenting a reduced cost when compared to similar equipment on the market. The project is based on the acquisition of temperature, electrocardiogram and photoplethysmography, through dedicated modules. And the analysis and digital processing of signals in real time for data processing and obtaining blood pressure and variation of thoracic impedance, using a two-core microcontroller ESP32, programmed in C/C++ language. The hardware prototype and box was compactly developed, with a VGA connection for communication with any type of monitor that has this video input. For such, a graphical interface was created to show the user the information on the patient's vital signs, with menus for configuring and calibrating the prototype using four physical buttons on the device box. The multiparameter monitor proved to be very efficient, with an affordable and compact, being a possible aid for the health professional in making better diagnoses, in situations where professional equipment is not usually used due to costs and lack of portability, helping to avoid errors in the classification of symptoms and patient screening.

Keywords: Vital signs. VGA connection. Diagnosis.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	8
1.1	Objetivos Gerais	8
1.1.1	Objetivos Específicos	9
1.2	Justificativa	9
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	11
2.1	Sistema circulatório	11
2.2	Noções de Eletrofisiologia	12
2.2.1	Potencial de ação	12
2.3	Monitor Multiparamétrico	13
2.3.1	Eletrocardiograma (ECG)	13
2.3.2	Oxímetro de Pulso	14
2.4	Filtro Passa-Baixas passivo RC	16
2.5	Conversor Analógico-Digital (A/D)	17
2.6	Protocolo de comunicação serial I2C	17
2.7	Protocolo de comunicação 1-Wire	18
2.8	Protocolo VGA	19
2.9	Filtro de Kalman	19
3	METODOLOGIA	21
3.1	Plataforma embarcada	21
3.1.1	Arduino IDE	22
3.2	Hardware ECG	22
3.3	Hardware FPG	24
3.4	Hardware Temperatura	26
3.5	Hardware Interativo	26
3.6	Interface VGA	27
3.7	Tratamento e análise do sinal de ECG	30
3.8	Tratamento e análise do sinal de FPG	33
3.9	Método para determinação de pressão sanguínea	33
3.10	Método para determinação de respiração	35
3.11	Desenvolvimento do protótipo	37
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	41
5	CONCLUSÃO	44

REFERÊNCIAS	45
------------------------------	----

APÊNDICE A – FORMAS GEOMÉTRICAS E EXEMPLO DE FUN- ÇÃO PARA IMPLEMENTAÇÃO NUMÉRICA	48
--	----

APÊNDICE B – LÓGICA PARA CRIAÇÃO DOS TRAÇOS DOS GRÁ- FICOS NA INTERFACE VGA	50
--	----

1 INTRODUÇÃO

O crescente número de tecnologias aplicadas à medicina tem promovido um aumento na expectativa de vida das pessoas, contudo, esses processos também têm se tornado mais complexos e caros. Uma das consequências dessa complexidade é a maior ocorrência de erros médicos que estão relacionados à internação e medicação indevida, causando agravamentos à saúde do paciente (ROSA; PERINI, 2003).

Os erros em ambientes hospitalares podem resultar e uma grande tragédia para o paciente e seus familiares, assim como um trauma para os profissionais da área médica envolvidos com a situação. Diante desses acontecimentos, os erros médicos têm ganhado importância, principalmente na mídia (CARVALHO; VIEIRA, 2002).

O estudo dos erros humanos ainda é recente, e trata-se de um campo multidisciplinar que abrange a psicologia cognitiva, sociologia, fatores humanos e também trabalhos em grupos. Os estudos nessa área sobre o sistema de saúde está atrasado e juntamente a isso, durante a formação dos profissionais de saúde a busca pela infalibilidade é imposta, dificultando para esses profissionais lidarem com o erro. Dessa forma, quando algum acidente ocorre, a tendência é a omissão pelos profissionais (ROSA; PERINI, 2003).

As pesquisas sobre erros adversos em bases nacionais e internacionais apontam incidência de 2,9 a 16,6 a cada 100 pacientes que passam por algum procedimento médico (MENDONÇA; CUSTÓDIO, 2016). Com base nesse cenário, o desafio de diminuir a quantidade desses erros tem cunho ético e moral, em prol da vida humana, e também financeiro, por gerir os gastos com um paciente de forma correta.

A proposta deste trabalho é desenvolver um dispositivo monitor multiparamétrico compacto e de custo acessível que possa auxiliar os profissionais da área médica a diagnosticar pacientes de forma rápida, em situações onde um equipamento de uso intensivo não costuma ser empregado devido aos custos e a falta de portabilidade, colaborando com as tomadas de decisões quanto ao quadro clínico, evitando possíveis erros dos profissionais, e conseqüentemente, podendo salvar vidas.

1.1 Objetivos Gerais

Desenvolver um monitor multiparamétrico compacto e de custo acessível para uso em Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS), visando o diagnóstico de pacientes e possibilitando aos profissionais da área médica rápida análise das condições e caracterização do quadro clínico de pacientes.

Tornar o dispositivo de fácil utilização, visando a agilidade de instalação e monitoramento do paciente. Dessa forma o dispositivo pode ser utilizado em diversos setores da unidade

hospitalar e também clínicas, possibilitando melhor caracterização de pacientes, agilizando o atendimento e evitando possíveis agravamentos por erros de triagem.

1.1.1 Objetivos Específicos

Para que se cumpram os objetivos gerais, são necessárias várias etapas, as quais são apresentadas a seguir:

- Desenvolver o *hardware* para aquisição dos sinais levando em consideração a imunidade ao ruído para auxiliar na filtragem, principalmente do sinal de eletrocardiograma (ECG).
- Criar um código que seja otimizado o bastante para conseguir filtrar e processar os sinais em tempo real. Permitindo criar relações e explorar outros dados corporais, como a pressão arterial e impedância torácica, de forma indireta e não invasiva.
- Desenvolver uma interface em VGA, para comunicações com monitores, que execute no próprio ESP32 e apresente resolução que permita boa distinção das informações, principalmente nos gráficos dos sinais.
- Criar um menu para calibração e configuração do dispositivo através da interface VGA, acessado pelos botões físicos do protótipo, que salve as alterações de forma permanente.
- Desenvolver o protótipo de forma compacta e resistente com um custo acessível, uma vez que equipamentos desse tipo no mercado custam mais de R\$12.000.

1.2 Justificativa

Em 2017, no Brasil, 54.076 pacientes vieram a óbito devido a erros cometidos em hospitais públicos e privados. Esses óbitos são relacionados com eventos adversos graves, onde ocorre um dano não intencional resultante de processo assistencial que ocasione monitoramento adicional, tratamento ou hospitalização, ou ainda que resulte na morte do paciente (COUTO *et al.*, 2018).

É possível que uma triagem equivocada possa ocasionar problemas, em virtude disso, um paciente pode acabar sendo impedido de receber o tratamento necessário, causando complicações, ou ainda, submetê-lo a um tratamento desnecessário, que também é prejudicial. No caso de tratamento em demasia outros fatores colaboram para o agravante da situação, como apontam Couto *et al.* (2018), o número de leitos-dia utilizados em excesso no ano de 2017 chega a 9.677.764 nos hospitais públicos e 4.587.648 nos hospitais privados. Dessa forma, haveria a "[...] oportunidade de mais 2.923.717 admissões com a prevenção do prolongamento da permanência hospitalar associada aos eventos adversos" (COUTO *et al.*, 2018, p.48).

Diante dos dados apresentados, fica evidente a necessidade de ações que possam contribuir para a diminuição dos erros adversos. Para tal, esse trabalho se propõe a contribuir para a solução destes problemas, com o desenvolvimento de um monitor multiparamétrico. O equipamento

proposto é compacto para monitoramento de pacientes e auxílio na triagem, que seja financeiramente acessível aos EAS, permitindo medições eficazes e que possa ser produzido em escala para facilitar sua aquisição.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

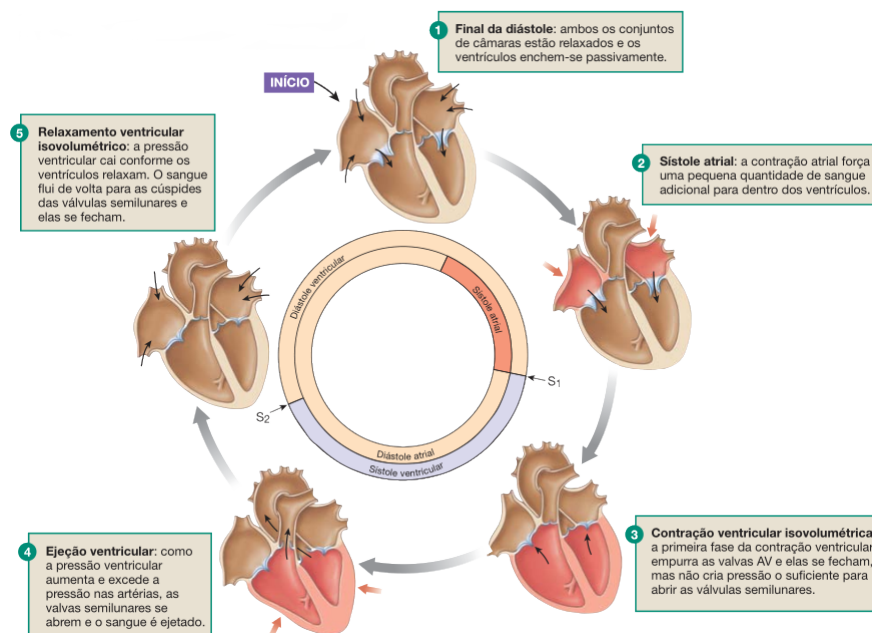
Neste capítulo são apresentados alguns dos elementos básicos e assuntos primordiais para o bom entendimento do trabalho. Sendo abordados conceitos sobre eletrofisiologia do coração, monitores multiparamétricos, filtros e protocolos utilizados no desenvolvimento do protótipo.

2.1 Sistema circulatório

O sistema circulatório é composto por vasos sanguíneos ligados ao coração, que age como uma bomba, fazendo com que o sangue circule continuamente pelo corpo humano, absorvendo oxigênio dos pulmões e nutrientes do intestino para suprir todas as células do corpo. Sendo responsável também pela remoção de resíduos celulares e defesa do organismo contra invasores (SILVERTHORN, 2017).

O ciclo cardíaco, mostrado na Figura 1 é composto por duas fases, sendo a primeira delas a diástole atrial e ventricular, que compreende o momento em que os átrios e ventrículos estão relaxados. Esse momento faz com que as válvulas entre os átrios e os ventrículos se abram, permitindo a passagem de sangue de uma câmara do coração para outra através da ação da gravidade. Posteriormente, ocorre a segunda fase do ciclo cardíaco, a sístole atrial, que é a contração do átrios, e faz com que o sangue flua de forma forçada para os ventrículos (SILVERTHORN, 2017).

Figura 1 – Sistema de condução do coração.



Fonte: Adaptado de Silverthorn (2017).

O bombeamento de sangue exercido pelo coração cria uma pressão nas paredes dos vasos sanguíneos, conhecida como pressão sanguínea. A circulação de sangue pelo sistema circulatório se dá devido a diferença de pressão nas várias partes do sistema cardiovascular, sendo que a pressão média do fluxo sanguíneo na aorta é de 100 milímetros de mercúrio (mm Hg), aproximadamente (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

2.2 Noções de Eletrofisiologia

As células do corpo humano têm a capacidade de gerar um potencial elétrico através de sua membrana, sendo que as células nervosas e musculares podem gerar uma propagação de impulsos eletroquímicos que alteram de forma muito rápida o estado de suas membranas (GUYTON; HALL, 2006).

A diferença de concentração iônica entre a parte interna e externa da membrana da célula gera o Potencial de Membrana. Na parte interna da membrana a concentração de potássio (K⁺), principal cátion, é maior. Já na parte externa o sódio (Na⁺) é mais abundante, sendo o principal cátion existente (SILVERTHORN, 2017).

Devido ao alto gradiente de concentração de potássio do meio intracelular para o extracelular, pode haver a difusão para fora da célula através da seletividade da membrana, ocasionando uma eletropositividade na parte externa da mesma. De forma análoga, em determinado instante a concentração de sódio pode aumentar na parte interna da célula, como esses íons também são positivos, a eletropositividade ocorre na parte interna da membrana (GUYTON; HALL, 2006).

2.2.1 Potencial de ação

O potencial de ação em uma célula é uma alteração de alta velocidade e propagação por toda membrana da fibra nervosa. O início de um potencial de ação se dá por uma alteração repentina do potencial de membrana de um valor de repouso negativo de -90 mV quando a membrana está polarizada, para um potencial de despolarização positivo, e em seguida retornando para o potencial de repouso (GUYTON; HALL, 2006).

No estágio de despolarização a membrana se torna muito permeável aos íons sódio, que são carregados com cargas positivas. Essa condução para o interior da membrana faz com que o potencial da mesma se torne positivo. Passados alguns milésimos de segundos, os canais que antes permitiam a grande passagem de íons sódio começam a se fechar e os canais que permitem a passagem dos íons potássio para a parte externa da membrana se abrem, dessa forma restabelecendo um potencial negativo na membrana (GUYTON; HALL, 2006).

Para finalizar o processo de potencial de ação a célula precisa regular os gradientes de concentração de íons sódio e potássio no meio intracelular e extracelular. Para tal, faz uso da bomba sódio-potássio, que é um mecanismo de transporte ativo que conduz o sódio para o exterior da membrana ao mesmo tempo que o potássio é difundido para o interior. Dessa forma,

o potencial da membrana volta ao repouso pela diferença de potencial gerada pelos íons sódio na parte externa e íons potássio na parte interna da membrana (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

2.3 Monitor Multiparamétrico

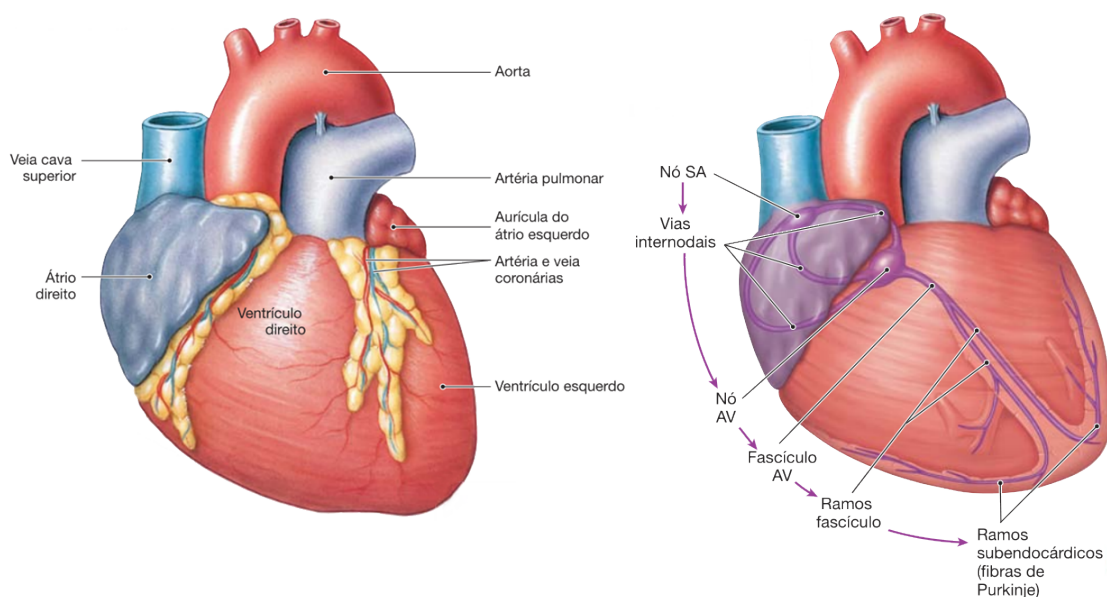
Trata-se do equipamento responsável pelo monitoramento contínuo de condições fisiológicas de um paciente, incluindo pressão arterial, eletrocardiograma, saturação de oxigênio, frequência cardíaca, respiração e temperatura. Os dados fisiológicos obtidos são apresentados ao mesmo tempo em uma tela, permitindo a visualização em tempo real da situação do paciente (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2014).

2.3.1 Eletrocardiograma (ECG)

O Eletrocardiograma (ECG) foi idealizado em 1902 por Willem Einthoven, e tem a finalidade de registrar as correntes elétricas geradas pelo coração, mostrado na Figura 2, durante os processos de despolarização e repolarização (FELDMAN; GOLDWASSER, 2004).

Ativação ou despolarização cardíaca, em condições normais, tem origem no nódulo sinusal (nódulo de Keith-Flack), região do marca-passo cardíaco, localizado no átrio direito, sendo esta a primeira área do coração a se despolarizar. O estímulo alcança, em seqüência, o átrio esquerdo, o nódulo atrioventricular (nódulo de Aschoff-Tawara), o feixe de His e seus ramos (esquerdo e direito), a rede de Purkinje, os ventrículos e, por fim, se extingue (FELDMAN; GOLDWASSER, 2004, p. 1).

Figura 2 – Sistema de condução do coração.

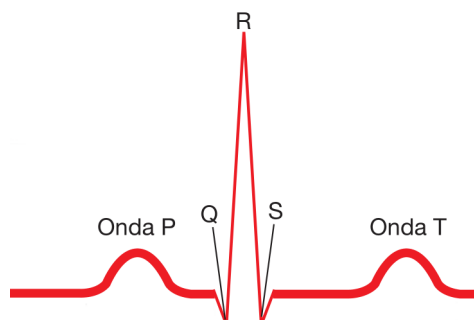


Fonte: Adaptado de Silverthorn (2017).

O processo de despolarização ou repolarização de uma célula tem uma direção determinada, dessa forma podendo ser analisados como vetores. Durante cada ciclo de estímulos

do coração pelo átrio, nódulo AV e ventrículos, vetores resultantes são gerados da soma das direções de todos os vetores individuais criados pela despolarização ou repolarização das células, originando a forma gráfica obtida no eletrocardiograma, exame obtido pelo eletrocardiograma, conhecida como ondas P, Q, R, S e T mostradas na Figura 3 (ASSUMPCÃO, 1973).

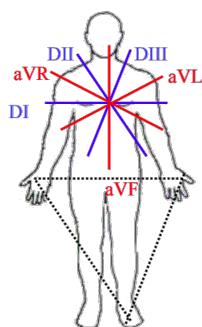
Figura 3 – Representação gráfica da atividade elétrica do ciclo cardíaco.



Fonte: Adaptado de Silverthorn (2017).

O eletrocardiograma pode trabalhar com diversas derivações para poder analisar o coração de vários ângulos diferentes, onde cada derivação é representada por um par de eletrodos. As derivações são definidas com o posicionamento dos eletrodos no plano frontal, mostrada na Figura 4, dando origem as derivações periféricas bipolares ou unipolares, e no plano horizontal formam as derivações precordiais unipolares (RAMOS; SOUSA, 2007).

Figura 4 – Derivações do plano frontal



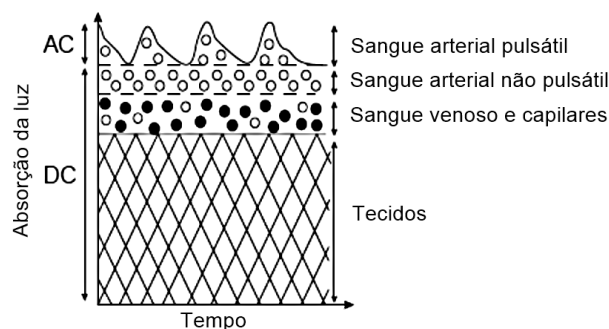
Fonte: Adaptado de Ramos & Sousa (2007).

2.3.2 Oxímetro de Pulso

O Oxímetro de Pulso é um equipamento baseado na Fotopletismografia (FPG), que mostra as leituras de saturação do sangue através do comportamento da absorção da oxiemoglobina e desoxiemoglobina relacionados com os comprimentos de onda da luz vermelha e da luz infravermelha. Para garantir um fornecimento ininterrupto das informações de oxigenação arterial, o Oxímetro de Pulso conta com dois componentes: o componente basal (CB), que apresenta uma transmitância constante com o decorrer do tempo, devido aos elementos não

pulsáteis, como os tecidos, sangue venoso, pele e capilares; o componente pulsátil (CP), que sofre influência do fluxo fásico de sangue arterial no leito tecidual, que tem sua intensidade alterada em relação ao tempo devido ao ciclo cardíaco, visto na Figura 5 (NUNES; TERZI, 1999).

Figura 5 – Fatores fisiológicos que influenciam na absorção de luz.



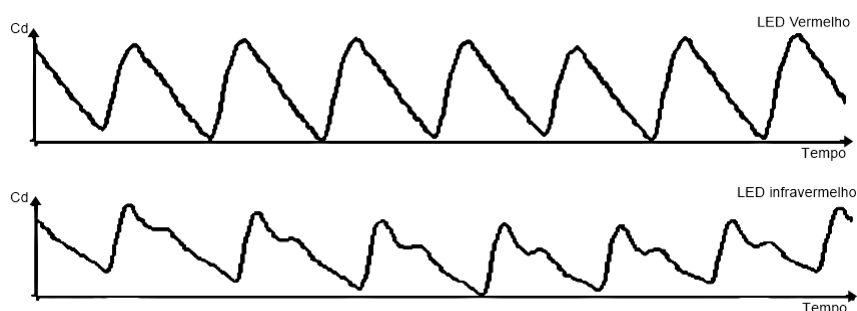
Fonte: Adaptado de Domingues (2009).

Para realizar o cálculo de porcentagem de saturação de oxigênio no sangue (PSO_2) é levada em consideração a variação de absorção da luz em função da pulsação baseada na razão (R), que é a transmitância da luz absorvida nos comprimentos de onda da luz vermelha e infravermelha (NUNES; TERZI, 1999).

[...] somente a absorbância do componente pulsátil entre a fonte e o fotodetector é considerada decorrente do sangue arterial. A absorbância dos dois componentes (CB e CP) nos dois comprimentos de onda estabelece uma razão empiricamente correlacionada com a saturação (NUNES; TERZI, 1999, p. 80).

Durante a sístole do ciclo cardíaco ocorre um aumento da pressão sanguínea, acarretando maior absorção da luz, em contrapartida a transmitância diminui. Já na diástole ocorre a diminuição da pressão sanguínea, e conseqüentemente menor volume de sangue, dessa forma a luz é transmitida com mais facilidade (BARKER; TREMPER, 1987).

Figura 6 – Sinal típico detectado pelo oxímetro do pulso.



Fonte: Adaptado de Domingues (2009).

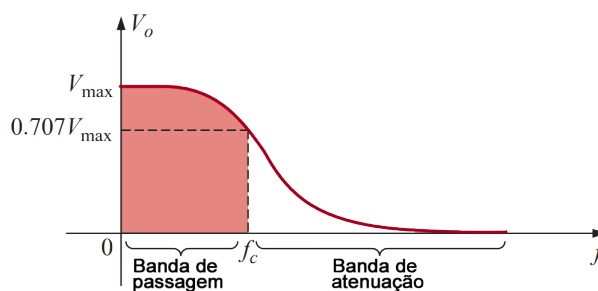
É possível que ocorram grandes variações dos padrões de sinais de uma pessoa para outra. Na representação da onda inferior da Figura 6 é possível notar um pico secundário em cada batimento cardíaco, conhecido como incisura dicrótica. Este fenômeno fisiológico é bastante comum, e se dá devido ao fechamento abrupto da válvula aórtica, provocando uma recuperação momentânea de pressão (DOMINGUES, 2009).

2.4 Filtro Passa-Baixas passivo RC

De acordo com Boylestad (2010), qualquer combinação de dispositivos passivos ou ativos com o objetivo de selecionar ou rejeitar frequências é denominado filtro. Os filtros tem a finalidade de deixar passar ou rejeitar determinadas faixas de frequências de sinais, e podem também serem utilizados para remover ou atenuar frequências indesejáveis, denominadas ruído.

Os filtros são determinados por suas características em relação às frequências críticas, que definem as bandas de passagem ou as de atenuação. De acordo com Boylestad (2010) a banda de passagem é delimitada por 70,7% da tensão de entrada, valor conhecido como frequência de corte e representa -3 dB abaixo do valor máximo na escala logarítmica. A Figura 7 mostra o gráfico de resposta de um Filtro Passa-Baixas (FPB) na escala de tensão pela frequência.

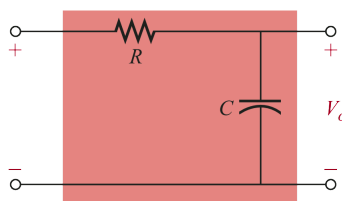
Figura 7 – Filtro Passa-Baixas.



Fonte: Adaptado de Boylestad (2010).

O FPB passivo RC, é caracterizado por usar apenas a combinação de resistores e capacitores, e seu circuito pode ser observado na Figura 8.

Figura 8 – FPB passivo RC.



Fonte: Adaptado de Boylestad (2010).

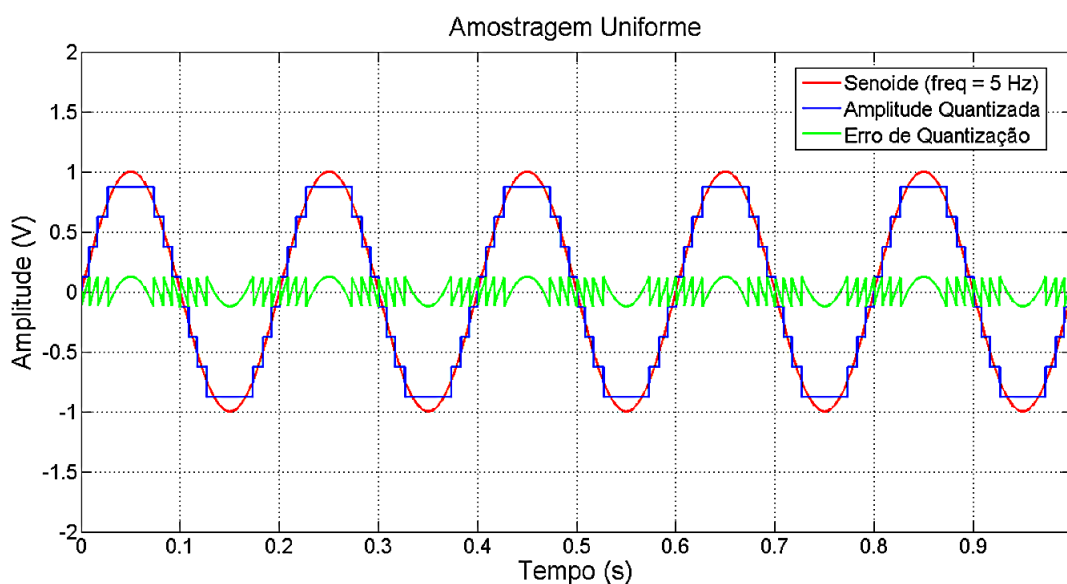
Para o circuito FPB passivo, mostrado na Figura 8, a frequência de corte, segundo Boylestad (2010), é dada pela Equação 2.1.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.1)$$

2.5 Conversor Analógico-Digital (A/D)

Os sistemas digitais trabalham de forma binária, dessa maneira, para que seja possível ler um sinal analógico e contínuo em um microcontrolador é preciso ter um dispositivo que realize a conversão deste sinal para o domínio digital. Esses conversores são chamados de Analógico-Digital (A/D), e mapeiam o sinal de entrada no domínio analógico, transformando-os para o domínio digital (AZAÏS *et al.*, 2001). A Figura 9 mostra: uma onda senoidal (em vermelho) representando o sinal analógico de entrada; o sinal no domínio digital quantizado com 3 bits de resolução é mostrado em azul e; o sinal em verde mostra o erro entre o sinal analógico de entrada e seu respectivo sinal quantizado. Assim, quanto maior o número de bits de resolução, menor o erro da conversão.

Figura 9 – Senoide quantizada com 3 bits de resolução.

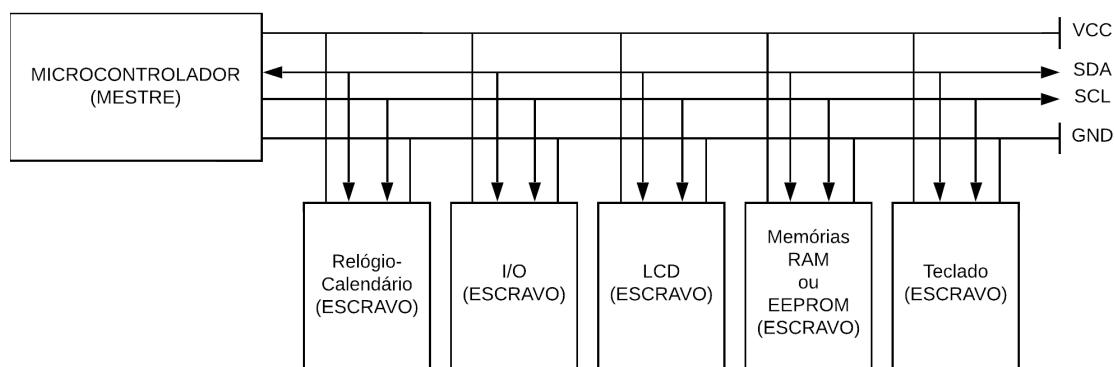


Fonte: Adaptado de Silva (2014).

2.6 Protocolo de comunicação serial I2C

O barramento I^2C possui duas vias para comunicação, sendo elas, o relógio (*clock*) de comunicação, chamado SCL (*Serial Clock Line*), e a segunda, a via de comunicação bidirecional de informações, SDA (*Serial Data Line*). Nesse protocolo o *clock* é controlado pelo mestre, ocorrendo a troca de informações bidirecionais entre os dispositivos controlados, que são os escravos, e o microcontrolador (mestre). Dessa forma, o mestre pode executar uma leitura ou escrita de informações através da via SDA em algum dos escravos conectados ao barramento (SILVA; KASCHNY, 2012). A Figura 10 ilustra um barramento com dispositivos I^2C escravos conectados ao microcontrolador mestre.

Figura 10 – Barramento com dispositivos I^2C escravos conectados ao microcontrolador mestre.



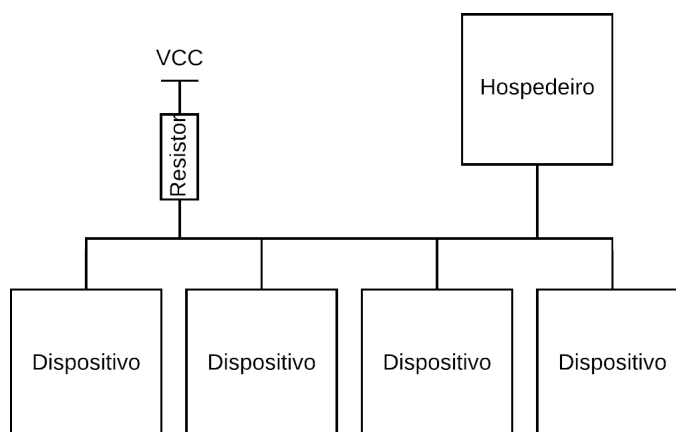
Fonte: Adaptado de [Silva & Kaschny \(2012\)](#).

2.7 Protocolo de comunicação 1-Wire

O *1-Wire* é um protocolo de comunicação similar ao I^2C , contudo, apenas com uma via para dados e alimentação simultaneamente. Sendo assim, se trata de uma comunicação com taxas de dados menores e curto alcance, entretanto, tem grande utilidade em aplicações onde a interconexão do sistema deve ser limitada ([AWTREY; SEMICONDUCTOR, 1997](#)).

Segundo [Awtrey & Semiconductor \(1997\)](#), uma rede de dispositivos *1-Wire* é chamada *MicroLan*, onde o microcontrolador é denominado hospedeiro, e fica a encargo dele gerenciar os demais componentes. Dessa forma, como afirma [Maxim Integrated \(2018a\)](#), cada dispositivo tem um endereço único e inalterável de 64 bits, que serve de diferenciação para os mesmos conectados à rede, permitindo assim que o hospedeiro faça uma leitura ou escrita no dispositivo via endereço. A Figura [11](#) mostra uma *MicroLan*, composta por dispositivos *1-Wire*.

Figura 11 – Barramento com dispositivos *1-Wire* formando uma *MicroLan*.

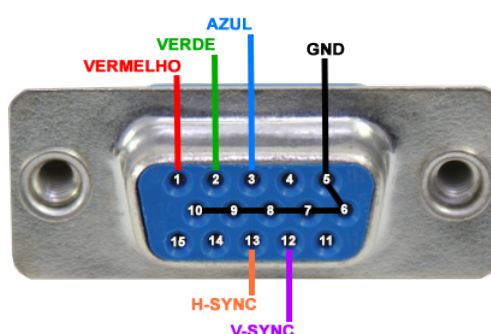


Fonte: Adaptado de [Maxim Integrated \(2018a\)](#).

2.8 Protocolo VGA

O termo VGA (*Video Graphics Array*), segundo Calliari (2014), é utilizado para denominar um protocolo padrão de vídeo criado para tornar possível e prática a transmissão de imagens de um computador para um monitor genérico. O protocolo VGA foi criado pela IBM em 1987 e foi escolhido como o formato padrão de visualização analógica em computadores segundo Machado (2010). O termo VGA também é designado para denominar o conector analógico para esse tipo de conexão mostrado na Figura 12, do tipo DB-15, que possui 15 pinos.

Figura 12 – Conector VGA.



Fonte: Autoria própria (2020).

A transmissão analógica das informações no protocolo VGA é feita através de cinco pinos de dados, sendo eles: H-SYNC (sincronização horizontal), V-SYNC (sincronização vertical), Vermelho, Verde e Azul (sinais de intensidade das cores). O sinal H-SYNC indica a troca de linha da tela, enquanto o sinal V-SYNC indica que um novo quadro será gerado.

2.9 Filtro de Kalman

O filtro de Kalman, desenvolvido em 1960 por Rudolf Emil Kalman, é um estimador para estados instantâneos de um sistema linear dinâmico alterado por um ruído Gaussiano branco, através de medições relacionadas linearmente aos estados e perturbadas pelo ruído, representando uma solução para a filtragem linear de dados discretos (KALMAN, 1960).

Segundo Welch & Bishop (1995), o filtro é regido pela equação diferencial estocástica linear, mostrada na Equação 2.2.

$$x_{k+1} = A_k x_k + B u_k + w_k \quad (2.2)$$

onde o mensurando $z \in \mathbb{R}^m$ é

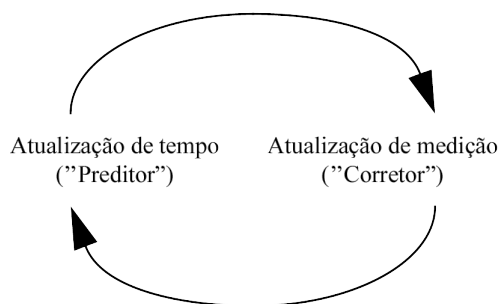
$$z_k = H_k x_k + B u_k + v_k \quad (2.3)$$

As variáveis aleatórias w_k e v_k são, respectivamente, a perturbação no processo e na medida, e são consideradas ruídos brancos independentes e com distribuição de probabilidade normal.

O filtro de Kalman se trata de um algoritmo linear, de variância mínima, não-polarizado e recursivo, útil para a predição de estados desconhecidos de um sistema dinâmico com base em medidas discretas perturbadas pelo ruído. Dessa forma, esse filtro permite encontrar os valores dos estados passados, presentes e futuros de um sistema (SOUZA, 2008).

Dessa forma, o filtro estima o processo com base em uma forma de controle de *feedback*, estimando o estado do processo em determinado instante e obtendo *feedback* das informações com ruídos. São duas as equações principais que definem o algoritmo do filtro, sendo a equação de atualização de tempo e a de atualização de medição. A equação de atualização de tempo tem o objetivo de encontrar as estimativas anteriores para a próxima etapa, através da projeção de estimativas atuais de covariância de estado e erro. Já a equação de atualização de medição é encarregada pelo *feedback*, para que uma nova medida seja integrada na estimativa anterior, para que seja possível melhorar a estimativa posterior (WELCH; BISHOP, 1995). O comportamento do algoritmo se assemelha a um sistema preditor-corretor, como mostrado na Figura 13.

Figura 13 – Representação do algoritmo do filtro de Kalman.

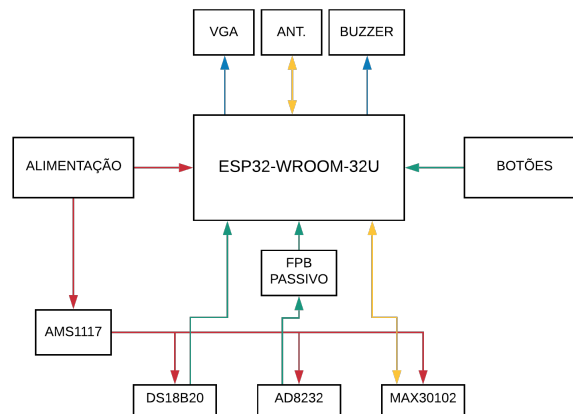


Fonte: Adaptado de Welch & Bishop (1995).

3 METODOLOGIA

No intuito de facilitar a compreensão das partes do projeto, o fluxograma da Figura 14 foi criado. O protótipo apresenta *hardware* não complexo. A utilização de módulos para aquisição dos sinais vitais se mostrou viável na medida em que reduz a quantidade de componentes, facilitando a implementação e diminuindo os efeitos de capacitâncias e indutâncias parasitas.

Figura 14 – Diagrama de blocos do protótipo.



Fonte: Autoria própria (2020).

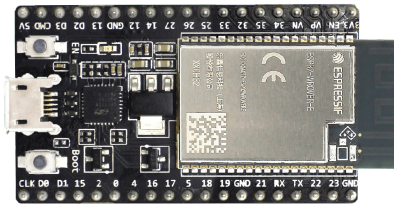
O protótipo é alimentado com 5 VDC através de uma fonte chaveada que pode ser ligada em uma tomada residencial ou hospitalar. Um regulador de tensão AMS1117 foi adicionado ao protótipo com objetivo de alimentar os módulos de aquisição de sinais vitais, evitando assim que toda corrente seja fornecida pelo microcontrolador.

O dispositivo é construído em uma pequena caixa de alumínio, formando assim uma Gaiola de Faraday através da carcaça, evitando que interferências eletromagnéticas externas causem alteração nos valores dos sinais elétricos obtidos.

3.1 Plataforma embarcada

O *Microcontroller Unit* (MCU) utilizado no protótipo foi o ESP32-WROOM-32U da Espressif® na plataforma embarcada *DevKitC*, que segundo a fabricante [Espressif Systems \(2020\)](#), possui dois microprocessadores LX6 de 32 bits Xtensa® com frequência de clock ajustável, variando de 80 MHz a 240 MHz e 4 MB de memória *Flash*. Dessa forma, apesar de compacto e com valor acessível, possui grande capacidade de processamento, possibilitando a manipulação e filtragem de sinais em tempo real. Além disso, a presença de dois núcleos permite integrar a interface VGA diretamente no ESP32, onde um núcleo tem a prioridade de geração e sincronização de imagem e o outro fica responsável por aquisição e processamento de sinais. A Figura 15 mostra a plataforma embarcada utilizada no protótipo.

Figura 15 – ESP32-DevKitC.



Fonte: Adaptado de [Espressif Systems](#) (2019).

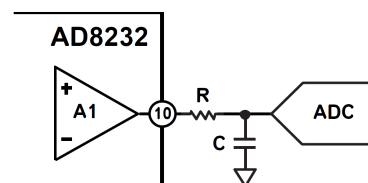
3.1.1 Arduino IDE

Uma das formas mais práticas para programar o ESP32 é utilizando o Arduino IDE. Um *software* de código aberto, junto com um utilitário baseado em *Python*, também de código aberto, chamado Esptool, que se comunica com o *bootloader* em chips Espressif ESP8266 e ESP32. Além das vantagens da estrutura de programação, a comunidade da plataforma Arduino é muito grande, oferecendo suporte *online* a diversos tipos de dúvidas e também contendo uma quantidade imensa de bibliotecas, que são subprogramas ou códigos auxiliares responsáveis por gerenciar a comunicação com módulos ou até mesmo com a própria plataforma embarcada.

3.2 Hardware ECG

O módulo AD8232 fornece uma saída analógica do sinal de biopotencial do coração, contudo, para uma boa leitura no conversor A/D do ESP32, é necessário utilizar um FPB passivo, mostrado na Figura [16](#), como sugere a folha de dados do dispositivo ([ANALOG DEVICES, 2020](#)), a fim de desacoplar os transientes do circuito e também auxiliar na filtragem de ruídos.

Figura 16 – FPB passivo para módulo AD8232.



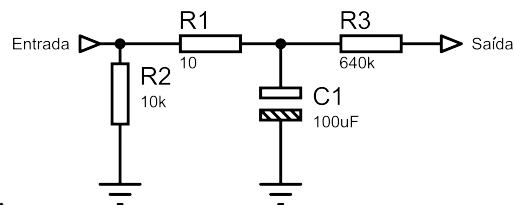
Fonte: Adaptado de [Analog Devices](#) (2020).

Segundo ([SCHWARZ, 2007](#)), a banda de frequência de operação de um eletrocardiograma deve ser entre 0,5 Hz e 150 Hz. Como os valores de R e C do filtro mostrado na Figura [16](#) não são especificados, utilizou-se os valores comerciais de componentes de 10 Ω para o resistor e 100 μF para o capacitor. Uma vez que, é mais fácil de encontrar comercialmente resistores de precisão do que capacitores desse tipo. Por conseguinte, a frequência de corte do filtro é mostrada através da Equação [2.1](#).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi(10\Omega)(100\mu\text{F})} = 159.15\text{Hz}$$

Como visto, com esses valores de componentes foi obtido uma frequência de corte de 159,15 Hz, que é bastante satisfatória para essa aplicação. Além disso, se for considerado um valor de erro de 5 % para o capacitor, tem-se que: caso esse valor de erro seja para cima do valor nominal, 105 μF , a frequência do filtro seria 151,58 Hz segundo a Equação 2.1, não atenuando assim frequências menores que o limite de banda recomendado. E caso esse valor seja abaixo da nominal, 95 μF , a frequência de corte seria mais alta. O filtro construído pode ser visto na Figura 17, representado por R1 e C1. Além disso, um resistor de *Pull-Down* (R2), foi adicionado a saída do módulo a fim de evitar flutuações em baixo nível de tensão e um resistor (R3) foi acrescentado com o objetivo de evitar possíveis picos de tensão na entrada do conversor A/D do ESP32.

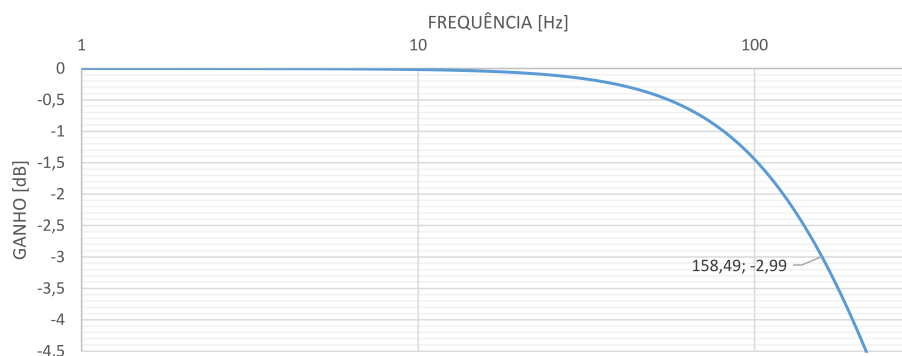
Figura 17 – Circuito adicionado na entrada do conversor A/D.



Fonte: Autoria própria (2020).

A resposta em frequência para o filtro pode ser vista na Figura 18, onde, na frequência de corte a resposta é de aproximadamente 159 Hz, comprovando o exposto anteriormente.

Figura 18 – Resposta em frequência do FPB passivo.

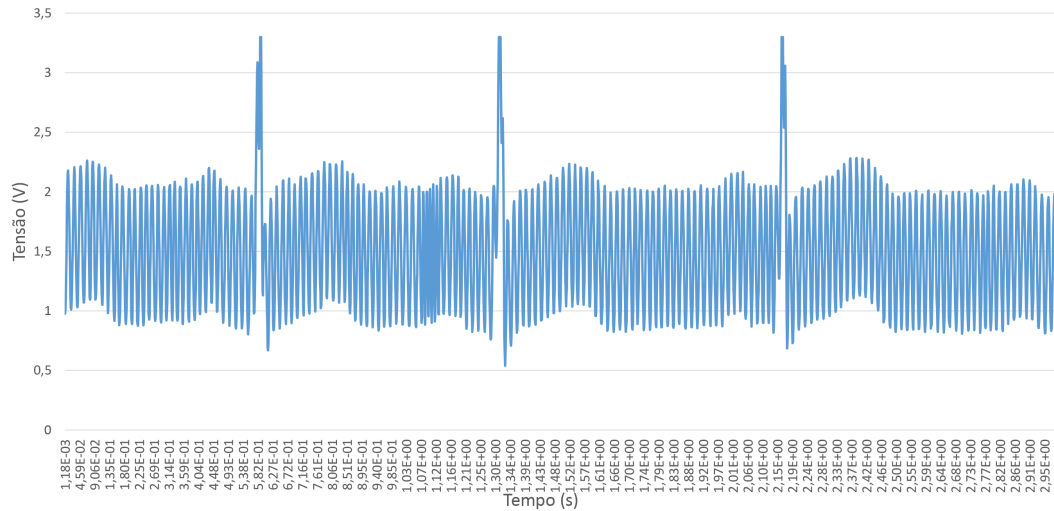


Fonte: Autoria própria (2020).

Pode-se ver um sinal real de eletrocardiograma enviado pelo módulo AD8232 sem a aplicação do FPB passivo na Figura 19, onde observa-se grande quantidade de ruído em alta frequência. Segundo Schwarz (2007), sistemas de monitoração de sinais eletrocardiográficos devem ser capazes de adquirir frequências entre 0,5 Hz e 50 Hz. Contudo, se tratando de um aparelho com uma faixa de frequências de 0,5 Hz a 150 Hz, o sinal deveria ser amostrado no mínimo a 300 Hz, para que atenda o teorema de amostragem de Nyquist. Prezando pelo desempenho do restante do sistema, uma amostragem de 850 Hz foi utilizada para aquisição do

signal pelo ESP32. Esse valor foi obtido através da medição de tempo do ciclo de execução da aquisição do sinal de ECG por meio de um contador analógico interno presente no MCU.

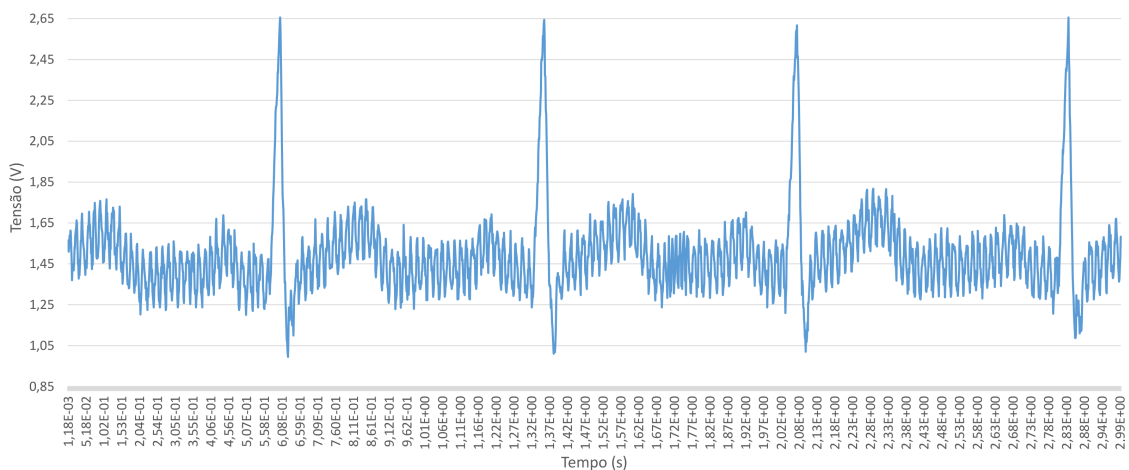
Figura 19 – Sinal de ECG do módulo AD8232 sem FPB passivo.



Fonte: Autoria própria (2020).

Em seguida, o sinal é novamente apresentado, mas agora com a aplicação do FPB passivo. Observa-se na Figura 20 que boa parte do ruído em alta frequência foi atenuado, tornando o sinal mais próximo do ideal, mostrado na Figura 3. Para que seja possível eliminar os ruídos de forma mais eficiente, filtros digitais serão aplicados posteriormente.

Figura 20 – Sinal de ECG do módulo AD8232 com FPB passivo.



Fonte: Autoria própria (2020).

3.3 Hardware FPG

O módulo MAX30102 funciona através de protocolo de comunicação I^2C , e tem uma biblioteca para Arduino com licença livre disponibilizada *online*. Essa biblioteca realiza todas

as pré-configurações do módulo e disponibiliza funções de chamadas simples para obtenção dos valores do *LED* receptor vermelho e o infravermelho. Além disso, há funções ainda que controlam a taxa de leitura, largura do pulso e intensidade dos *LED*'s do módulo (SPARKFUN, 2019). Entretanto, durante testes houve falha na comunicação *I²C*. Segundo a folha de dados, existem dois níveis de tensão de trabalho do módulo: 1,8 V para a comunicação e processamento dos dados e 3,3 V para alimentação dos *LED*'s (MAXIM INTEGRATED, 2018b). Dessa forma, o nível lógico alto no barramento seria 1,8 V, impossibilitando a comunicação com o ESP32, como mostra a Figura 21.

Figura 21 – Características DC ESP32 (3,3 V, 25 °C).

Symbol	Parameter	Min	Typ	Max	Unit
C_{IN}	Capacitância do pino	-	2	-	pF
V_{IH}	Tensão de entrada Nível Alto	0.75×VDD ¹	-	VDD ¹ +0.3	V
V_{IL}	Tensão de entrada Nível Baixo	-0.3	-	0.25×VDD ¹	V

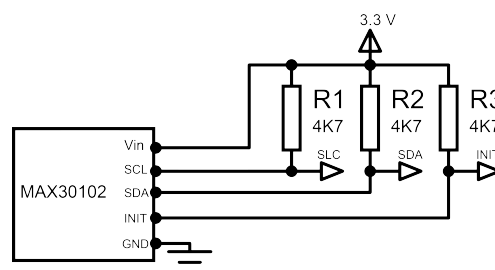
Fonte: Adaptado de Espressif Systems (2020).

Como o ESP32 possui alimentação de 3,3 V, observa-se que a tensão mínima necessária para ser reconhecida como nível lógico alto é dada pela Equação 3.1, com base nas informações mostradas na Figura 21.

$$V_{IH-MIN} = (0.75)(VDD) = (0.75)(3.3) = 2.475V \quad (3.1)$$

Assim, a tensão de nível lógico alto enviada pelo módulo MAX30102 não é suficiente para comunicação com o microcontrolador. Portanto, a solução mostrada na Figura 22 foi adotada.

Figura 22 – Resistores de Pull-Up adicionado ao módulo MAX30102.

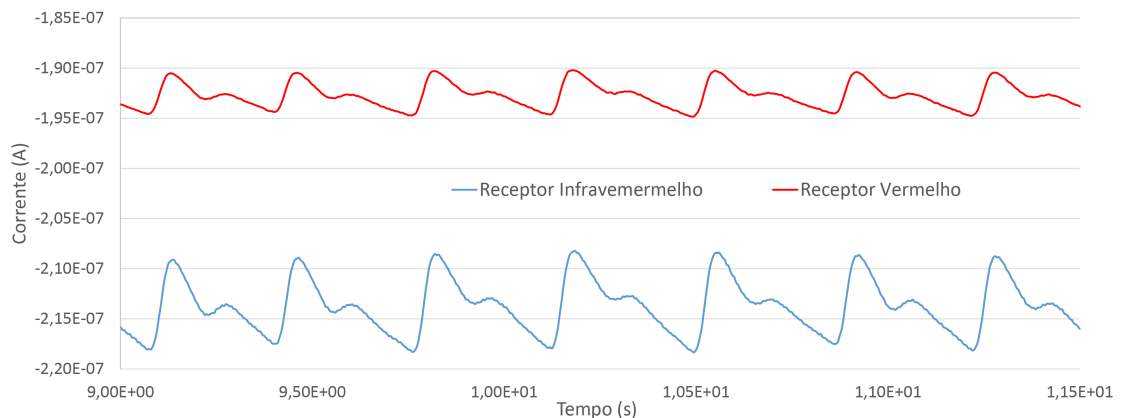


Fonte: Autoria própria (2020).

Os resistores de 4.7 kΩ na configuração de *Pull-Up* garantem uma tensão acima do valor mínimo mostrado na Equação 3.1, fazendo com que a comunicação entre o ESP32 e o módulo ocorra da forma correta.

Os sinais dos receptores vermelho e infravermelho do módulo podem ser vistos na Figura 23, correspondendo ao máximo de amostras disponíveis pelo módulo. É possível perceber que, mesmo sem tratamento de *software*, o sinal é limpo e adequado ao propósito.

Figura 23 – Sinais dos receptores vermelho e infravermelho do módulo MAX30102.

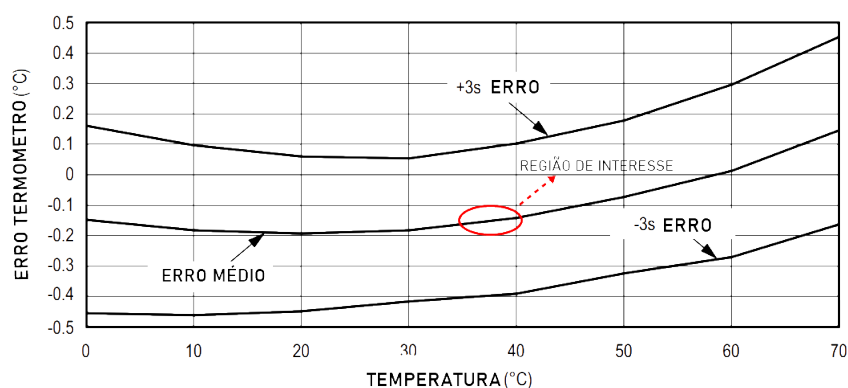


Fonte: Autoria própria (2020).

3.4 Hardware Temperatura

O sensor de temperatura DS18B20 por sua vez, comunica-se com o microcontrolador através de protocolo 1-Wire. Nesse caso também há uma biblioteca responsável por realizar a comunicação do sensor, configurando todos os parâmetros e disponibilizando funções de chamadas simples para obtenção dos valores de temperatura (MILES BURTON, 2020). Além do mais, o gráfico da Figura 24 mostra a curva de erro de temperatura típica do sensor. Na região de interesse circulada no gráfico, que seria a faixa de temperatura padrão do ser humano, nota-se que uma pequena calibração de $-0,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ deve ser aplicada ao valor final apresentado para que os dados de temperatura sejam mais precisos.

Figura 24 – Curva de erro de temperatura do DS18B20.



Fonte: Adaptado de Maxim Integrated (2019).

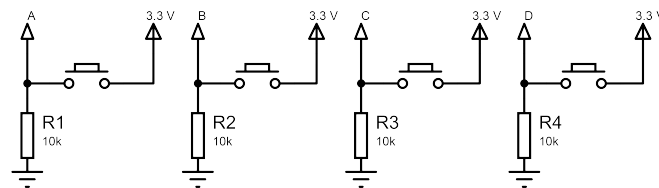
3.5 Hardware Interativo

O dispositivo conta também com um *buzzer* ligado diretamente a uma porta do ESP32, responsável por gerar o efeito sonoro indicando a onda R do sinal fisiológico do coração, fazendo

com que não seja necessário a visualização constante da tela para saber o estado dos batimentos cardíacos.

A seleção de parâmetros e ajustes no equipamento foi disponibilizada através de quatro botões táteis. Eles contemplam as funções de acesso ou saída do menu, opção de descer e subir e de confirmar. A Figura 25 mostra o circuito dos botões, onde cada um deles envia um sinal de nível lógico baixo quando soltos, e nível lógico alto, quando pressionados, ao microcontrolador.

Figura 25 – Acionamento dos botões.



Fonte: Autoria própria (2020).

3.6 Interface VGA

A interface é responsável por mostrar ao usuário todas as informações recebidas e processadas pelo dispositivo, sendo que, no caso do monitor multiparamétrico, as informações são basicamente gráficas e numéricas. Os gráficos mostram em tempo real ou muito próximo do real as informações referentes aos sinais fisiológicos do paciente, como eletrocardiograma, curva pletismográfica e respiração. Por sua vez, os dados numéricos apresentam médias e valores de cálculos que indicam um estado composto pela análise de uma sequência de amostras, como os batimentos por minuto, porcentagem de oxigênio no sangue, pressão, entre outros dados relevantes.

O protocolo VGA foi adotado devido a sua simplicidade e por se tratar de um sinal analógico. Os três sinais de cores: vermelho, verde e azul compreendem o espaço de cores primárias aditivas do sistema RGB (*Red, Green e Blue*, em inglês) e serão gerados em portas digitais do ESP32. Dessa forma, não será possível ter variações de intensidade das cores, mas sim a existência ou não delas. A mistura dessas cores em pares, entretanto, gera mais três cores secundárias: amarelo, magenta e ciano; a mistura de todas as cores corresponde a cor branca e; a ausência de todas as cores corresponde a cor preta. Essas cores são o suficiente para representar todos os dados da interface, facilitando a identificação e o entendimento de cada grupo de informações.

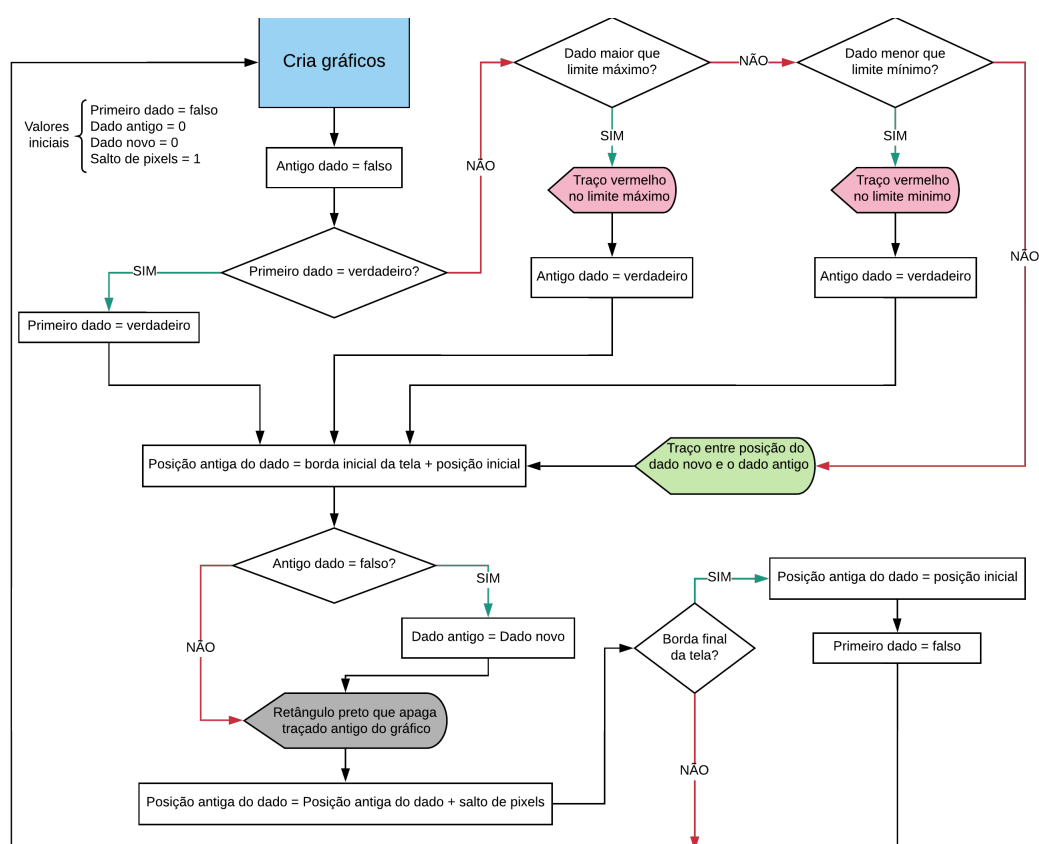
Há uma biblioteca específica de interface VGA para ESP32 disponibilizada gratuitamente na internet que permite a criação de desenhos geométricos simples e a escrita por meio de uma fonte com apenas dois tamanhos reduzidos disponíveis (BITLUNI, 2019). Devido ao tamanho das letras e números existentes, a representação numérica dos dados seria comprometida pela dificuldade para visualizar os valores apresentados na tela. A solução mais prática encontrada foi a criação de números a partir dos desenhos geométricos disponibilizados, criando uma

função para cada dígito e permitindo que o mesmo possa ser redimensionado. Tornando possível utilizar os números em qualquer lugar da tela, através de parâmetros de posição, tamanho e cores conforme espaço RGB. O Apêndice A mostra as formas geométricas disponíveis e um exemplo da função e criação de números seguindo esse método.

Em um monitor multiparamétrico os sinais fisiológicos são mostrados na tela, sendo assim, o próximo passo para a construção da interface foi o sistema de gráficos. Para tal, faz-se necessário converter os dados numéricos processados pelo dispositivo em traços contínuos na tela que mostram a tendência dos valores obtidos no decorrer do tempo. Quando o sinal chega ao fim da área útil de plotagem, retorna ao início e atualiza os gráficos em função do tempo, semelhante a um osciloscópio. O Apêndice B elucida a lógica para a criação dos traços dos gráficos na interface VGA.

Os gráficos gerados, tendo em vista a necessidade de apresentação de três sinais simultaneamente na tela, possuem um delimitador de área para sua apresentação. Isto fez-se necessário para garantir que um sinal não invadisse a área do outro. Pode-se dizer que cada área de apresentação seria um pseudo monitor. O diagrama de blocos da Figura 26 apresenta o processo de controle e determinação dessa região. Maiores detalhes são encontrados no Apêndice B.

Figura 26 – Diagrama de blocos da função dos gráficos.



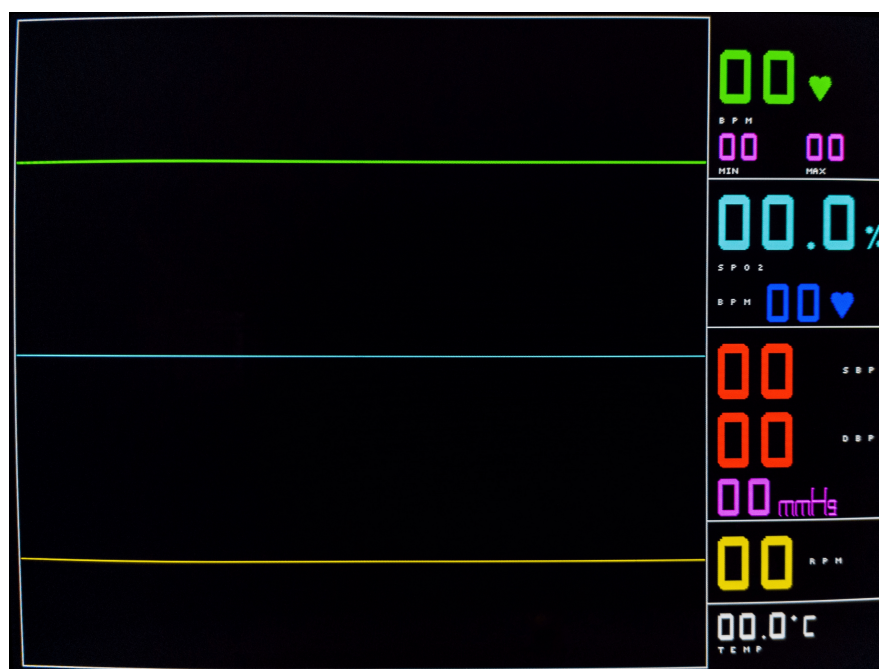
Fonte: Autoria própria (2020).

A função criada para a plotagem de gráficos na interface VGA pode ter uma taxa de

atualização da tela de até 1000 Hz, entretanto, quanto mais rápido é a taxa de atualização, menos densidade de informação é mostrada em uma mesma tela. Sendo assim, a frequência de atualização deve ser ajustada de forma a se obter melhor relação entre densidade de informação e qualidade do sinal apresentado, juntamente à variável que define quantos *pixels* (*picture elements*) serão pulados entre o dado antigo e o novo.

Por fim, é preciso adicionar os dados numéricos e gráficos na tela, a Figura 27 mostra a disposição final da interface a uma resolução de 800x600 *pixels*, máximo valor possível sem estouro de memória do ESP32. Há três traçados para os gráficos, representando, de cima para baixo na imagem: o ECG; a FPG e; a curva de impedância torácica. Os dados numéricos apresentados foram dispostos em cinco setores, separados por um traço branco na horizontal. O primeiro setor mostra em fonte maior os batimentos por minuto do paciente na cor verde, a mesma que o traçado do gráfico do ECG, auxiliando na rápida identificação das informações, além disso, um símbolo de coração também foi adicionado com o mesmo objetivo. As duas informações seguidas representam, na cor magenta, os valores máximos e mínimos atingidos pelos batimentos cardíacos do paciente; o segundo setor apresenta os dados respectivos a FPG, onde o dado em ciano que também é a cor do gráfico, apresenta a porcentagem de oxigênio no sangue, seguido pelo valor de batimentos por minuto em azul, obtido através da onda fotopletismografica; o terceiro setor indica a pressão sistólica e diastólica do paciente em cor vermelha e a média da pressão em magenta, seguida da unidade de medida de pressão (mmHg); o quarto setor apresenta a quantidade de respirações por minuto em amarelo, que também é a cor do traçado do gráfico respectivo; O quinto setor mostra a informação de temperatura em graus Celsius na cor branca.

Figura 27 – Interface VGA do dispositivo.

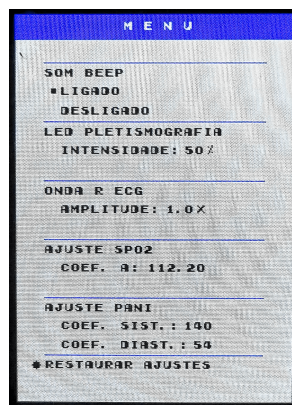


Fonte: Autoria própria (2020).

Para evitar travamentos do ESP32 e manter a fluidez na plotagem dos gráficos, os dados numéricos serão atualizados apenas no momento da transição entre o final e o início do traçado, uma vez que os cálculos e processamento dessas informações podem exigir maiores recursos do microcontrolador e resultar em perdas de amostras dos sinais mostrados graficamente. Em testes realizados, a taxa de atualização da tela foi ajustada para 94,5 Hz, dessa forma, como a largura da área de plotagem é de 630 *pixels* e os dados dos gráficos são plotados com salto unitário de *pixel*, tem-se que o traçado gráfico percorre a tela em 6,66 segundos. Sendo assim, esse é o tempo em que os dados numéricos serão atualizados na interface.

Um menu de configuração e calibração, mostrado na Figura 28, controlado pelos botões físicos do protótipo, foi criado com o objetivo de alterar valores de coeficientes de funções para maior precisão nos dados obtidos sem a necessidade de manipulações diretas em código, além disso, funções como ajuste da amplitude da onda R do ECG e a presença do som de *beep* a cada batida do coração foram adicionadas. Para que as alterações ficassem salvas para um próximo uso, mesmo desenergizando o dispositivo, os valores de cada função são armazenados na memória *Flash* do ESP32. Dessa maneira, toda vez que o protótipo é ligado, ocorre uma verificação das informações salvas e atualização das variáveis antes de prosseguir com a inicialização.

Figura 28 – Menu da interface VGA.



Fonte: Autoria própria (2020).

Com a interface finalizada e com todas as informações dispostas de maneira organizada e de fácil entendimento, as próximas etapas do desenvolvimento podem ser testadas diretamente no monitor VGA, facilitando o ajuste dos sinais na tela, de forma que resultem em uma melhor experiência visual.

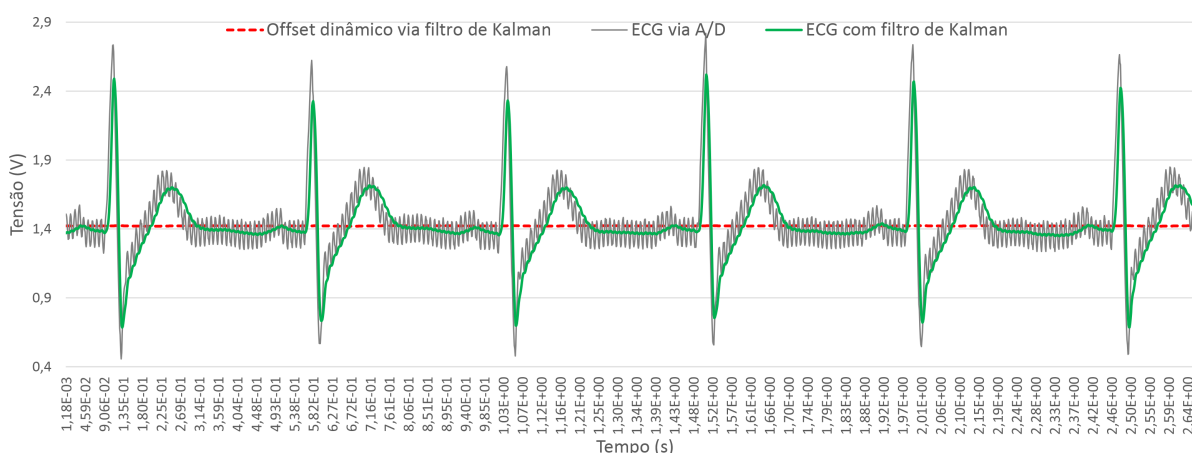
3.7 Tratamento e análise do sinal de ECG

O filtro de Kalman se mostrou uma solução prática no tratamento do sinal de ECG. O ruído de 60 Hz proveniente da rede elétrica, presente no sinal mostrado na Figura 20, pode ser facilmente filtrado sem grande custo computacional ao ESP32, através de uma biblioteca para Arduino que utiliza uma versão simplificada do algoritmo (DENYSSENE, 2019). O método

consiste na estimativa de valores unidimensionais com base em amostras anteriores perturbadas por ruído, para tal, a biblioteca utiliza três parâmetros empíricos para realizar a filtragem, como menciona Denyssene (2019). O primeiro parâmetro é a incerteza da medição, que corresponde ao valor esperado da variação da medida, seguido da incerteza de estimativa, que inicialmente pode ser o mesmo valor do parâmetro anterior, pois é ajustado no decorrer das medidas pelo filtro, e por fim, a variação do processo, que é o quão rápido a medição se move.

Além da filtragem de Kalman ser utilizada na atenuação de ruídos, o fato dela aplicar um deslocamento no sinal, característico de filtros desse tipo, permitiu criar metodologias de análise em tempo real do sinal. Entre elas um preciso sistema de localização da onda R e também o *offset* dinâmico. A Figura 29 mostra o sinal de ECG, proveniente da derivação DII, lido na porta A/D do ESP32 comparado com a aplicação do filtro de Kalman na remoção do ruído de 60 Hz, além disso, a linha tracejada representa o *offset* do sinal em tempo real, obtido através da aplicação de outro filtro de Kalman.

Figura 29 – Filtros Kalman aplicados ao ECG.



Fonte: Autoria própria (2020).

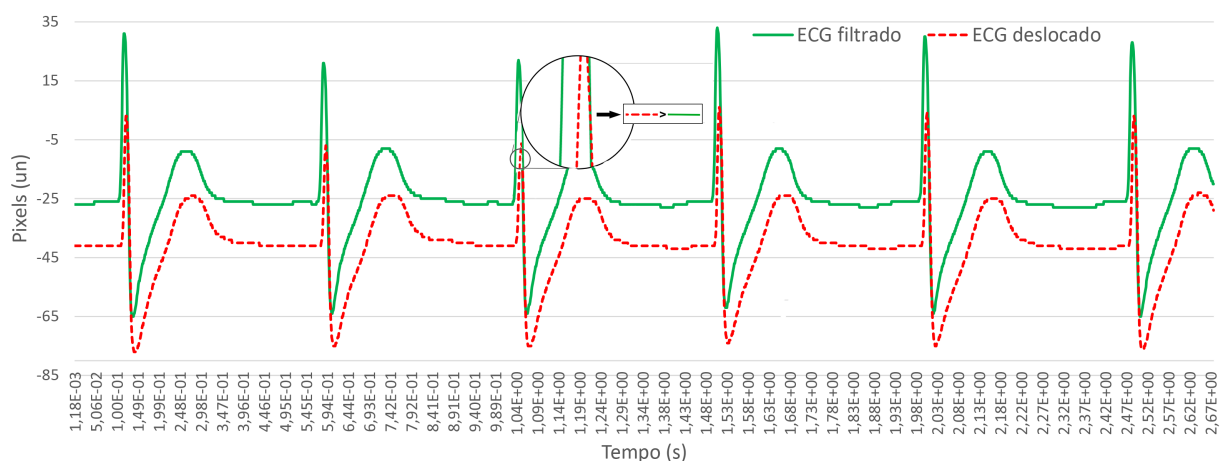
Todos os parâmetros aplicados nos filtros utilizados na Figura 29 foram determinados por meio empíricos. Para obter o sinal de *offset* dinâmico do ECG, foi necessário utilizar um alto valor de incerteza de medição e um baixo valor de variação do processo. Dessa forma, o filtro considera todas as atividades do coração presentes no sinal como ruído, e cria uma tendência que representa o deslocamento do sinal. Esse dado é importante, pois a interface tem uma faixa limitada de -75 a 75 pixels de altura a partir da posição do *pixel* zero definida em código, na qual os dados traçados são visíveis ao usuário. Sendo assim, identificar o deslocamento do sinal permite usar este valor como referencial para a interface, através da subtração do *offset* do sinal de ECG.

Com o objetivo de melhorar a filtragem, um novo filtro de Kalman foi aplicado ao sinal sem *offset* e posteriormente dividido, para que sua amplitude se enquadre na faixa de limitação do traçado. A Figura 30 mostra o sinal de ECG, após a filtragem, excursionando próximo ao valor de zero. É possível observar uma perda de resolução se comparado ao sinal da Figura 29. Isso

ocorre devido aos baixos valores de amplitude aplicados ao filtro de Kalman, contudo, o ruído de 60 Hz foi eliminado. É preciso ter em mente que, como já mencionado nas seções 3.2 e 3.6, a frequência de amostragem de leitura do sinal de ECG é de 850 Hz e a taxa de atualização da tela é de 94,5 Hz. Com base nisso, para cada dado mostrado no traçado na tela, aproximadamente 8 amostras do sinal são omitidas devido a limitações de resolução impostas pelo *hardware*. Dessa maneira, a perda de resolução do sinal devido a filtragem não interfere na qualidade do mesmo, pois a interface não seria capaz de reproduzir os dados graficamente com maior densidade.

A Figura 30 mostra também o ECG tracejado deslocado tanto para a direita, devido a aplicação de um novo filtro, quanto para baixo, pela subtração de um valor fixo definido em código. Esse sinal serve para identificar a onda R. Devido aos deslocamentos, o sinal sofre intersecção com o ECG poucos instantes após o pico real da onda R e, nesse momento o sinal deslocado passa a ter valores maiores que o sinal de ECG, podendo assim serem distinguidos em código. Os filtros aplicados têm parâmetros muito semelhantes, justamente para que o sinal deslocado acompanhe o ECG e identifique a onda R independente da variação do sinal.

Figura 30 – ECG filtrado e sinal para identificação da onda R.



Fonte: Autoria própria (2020).

Outra informação importante para um monitor multiparamétrico é a contagem de batimentos por minuto (BPM). É possível estimar esse valor em intervalos menores através do tempo entre duas ondas R do sinal de ECG. Para tal, após uma onda R ser encontrada um contador de tempo é disparado até o próximo pico; o intervalo R-R, em milissegundos, é então aplicado na Equação 3.2.

$$BPM = \frac{60000}{Intervalo_{R-R}} \quad (3.2)$$

Para melhorar os resultados, durante os 6,66 segundos em que o traçado gráfico é exposto na tela, os intervalos R-R são somados e divididos pelo número de intervalos encontrados, dessa forma é possível obter uma média e, conseqüentemente, maior precisão na estimativa do valor de BPM.

3.8 Tratamento e análise do sinal de FPG

Com o sinal de FPG pode-se determinar tanto a taxa de oxigenação do sangue quanto o número de batimentos cardíacos através dos picos da onda. Dessa forma, é possível ter outro parâmetro de indicação de BPM, permitindo a comparação entre eles.

Para mostrar graficamente o sinal na interface, a onda proveniente do receptor infravermelho foi escolhida por apresentar uma amplitude maior, como mostra a Figura 23. O método de *offset* dinâmico empregado no sinal de ECG, mostrado na seção 3.7, também foi utilizado, permitindo assim que o traçado da FPG se ajuste aos limites gráficos da tela. Além disso, um filtro kalman foi adicionado para suavizar pequenos picos do sinal.

A determinação da porcentagem de oxigênio depende dos valores de pico e vale das ondas dos receptores vermelho e infravermelho. Assim, para que dados precisos sejam obtidos, um vetor de 170 amostras é extraído de cada sinal durante a plotagem do mesmo na tela. Esses vetores são processados no momento de atualização dos dados numéricos, e os valores de pico e vale de cada um são inseridos na Equação 3.3, baseada no trabalho de Matviyenko (2010).

$$R = \frac{\frac{Picov - Valev}{Valev}}{\frac{PicoIV - ValeR}{ValeIV}} \quad (3.3)$$

Onde V significa a componente vermelha e IV a componente infravermelha. O Valor resultante R é a razão do pulso em diferentes comprimentos de onda, sendo possível relacioná-lo com a quantidade oxigênio no sangue, segundo Matviyenko (2010), através da Equação 3.4, sendo que A e B são coeficientes de calibração aplicados ao oxímetro de pulso.

$$PSO_2 = A - B * R \quad (3.4)$$

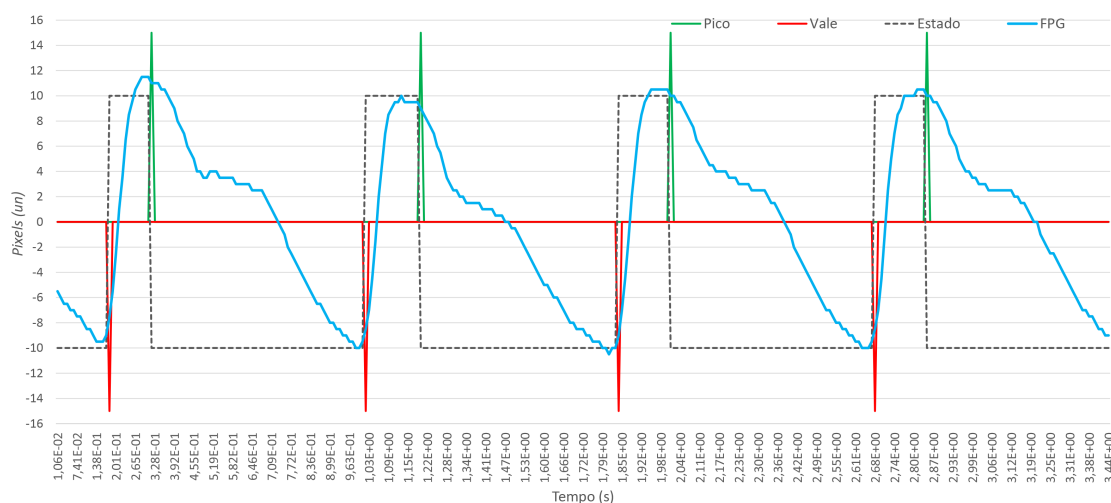
Para a determinação do BPM pela onda FPG, é preciso identificar os picos em tempo real, de forma semelhante ao método utilizado com o ECG, por meio do deslocamento do sinal através de filtros Kalman. Entretanto, foi preciso tratar também o pico de pressão momentânea, chamado de incisura dicrótica, como explana a Figura 6, para que ele não seja identificado como um pico da onda. A Figura 31 mostra o sinal de FPG sendo analisado em tempo real, onde a linha tracejada indica o estado da onda, crescente quando atinge o valor de amplitude 10 e decrescente quando seu valor é de -10.

Além disso, há marcadores de picos e vales que servem para auxiliar no processamento do sinal. Para se obter o BPM através da FPG, basta contar o tempo entre dois picos, semelhante ao processo empregado no sinal de ECG, e aplicar o valor na Equação 3.2, substituindo o intervalo R-R pelo intervalo entre as máximas amplitudes da onda fotopleletismográfica.

3.9 Método para determinação de pressão sanguínea

Para a estimação da pressão sanguínea não invasiva (PANI), foi utilizado o método de Pressão por Transiente de Tempo (PTT) que é definido por vários autores, entre eles Fung et

Figura 31 – Onda FPG analisada em tempo real.



Fonte: Autoria própria (2020).

[al. \(2004\)](#), [Theodor et al. \(2013\)](#) e [Gesche et al. \(2012\)](#), como sendo o tempo entre a ejeção do sangue na onda R do coração e a chegada desse sangue até um determinado ponto de interesse, nesse caso o dedo indicador da mão esquerda. Segundo [Fung et al. \(2004\)](#), esse modelo assume um fluxo sanguíneo laminar entre as regiões de interesse através da artéria, que é considerado um tubo rígido por seu baixo fator de expansão.

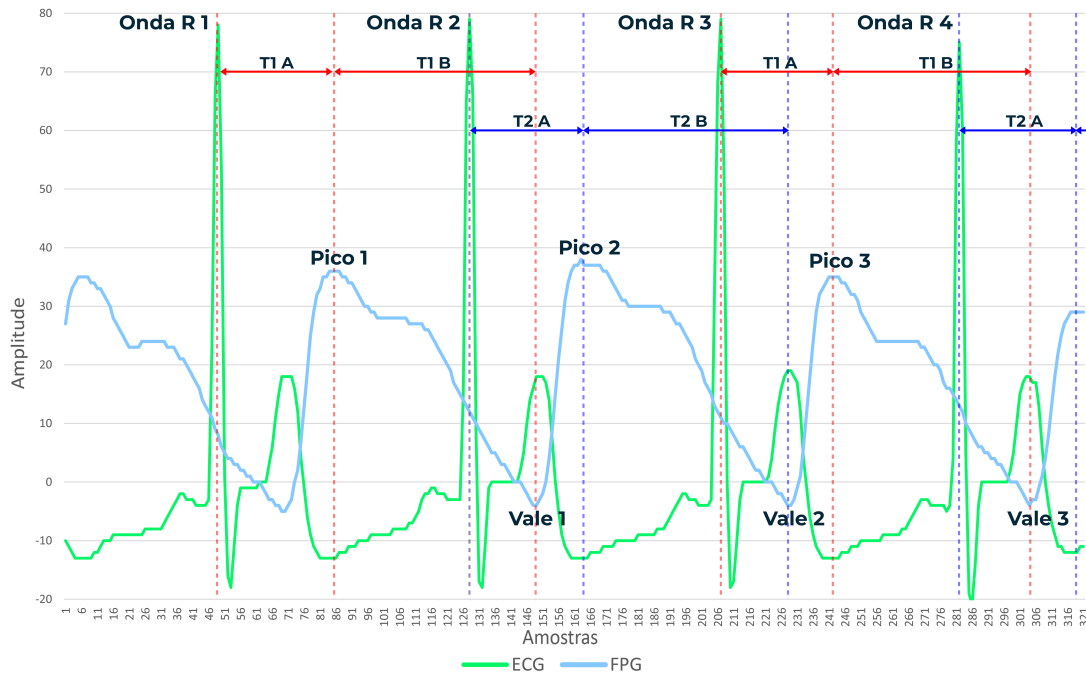
É possível identificar a chegada da onda sanguínea no dedo através do sinal de FPG, onde o pico da onda representa a nossa principal região de interesse. Dessa forma o método consiste em avaliar a pressão sanguínea com base na velocidade em que o sangue demora para percorrer o caminho entre o coração e o dedo, sendo que, quanto menor esse tempo, maior a pressão sistólica, visto que esta representa o momento de contração cardíaca, como afirma [Theodor et al. \(2013\)](#). Seguindo esta lógica, podemos definir a pressão diastólica como sendo o tempo entre a onda R do coração e o vale no sinal de FPG.

Na Figura [32](#) tem-se uma amostra de sinal de ECG e de FPG alinhados. Pode-se observar que logo após a Onda R1 do ECG ocorre um Pico 1 no sinal de FPG. O intervalo entre esses dois eventos, representado por T1A, é o tempo de interesse que está relacionado à pressão sistólica. De forma análoga, o T1B representa o tempo entre o Pico 1 e o Vale 1 da onda FPG, sendo assim, o tempo relacionado à pressão diastólica é a soma de T1A com T1B.

Como visto ainda na Figura [32](#), o Vale 1 da onda FPG ocorre depois da Onda R2, sendo assim não é possível habilitar a contagem de T1A para a Onda R2. A solução foi trabalhar em código com dois contadores de forma alternada podendo, com isso, analisar vários picos dos sinais e obter médias dentro dos 6.66 segundos de atualização do traçado dos gráficos na tela.

De acordo com [Fung et al. \(2004\)](#), o trabalho realizado pela onda do pulso sanguíneo pode ser expresso em termos da energia cinética da onda e da energia potencial gravitacional. A queda de pressão no lado arterial da circulação é responsável por cerca de 70% da queda total

Figura 32 – Onda de ECG e FPG alinhadas.



Fonte: Autoria própria (2020).

de pressão no corpo, portanto, a pressão arterial (PA) geral do paciente pode ser descrita pela Equação 3.5.

$$PA = \frac{1}{0.7} \left(\frac{1}{2} \rho \frac{d^2}{PTT^2} + \rho gh \right) = \frac{A}{PTT^2} + B \quad (3.5)$$

Onde d é a distância entre o coração e o ponto de medição de FPG. PTT é o transiente do pulso em segundos. E a densidade média do sangue ρ é 1060 kg/m^3 de acordo com Silverthorn (2017). Já o valor de A pode ser obtido segundo a Equação 3.6 e representa a junção e aproximação dos fatores de energia cinética e potencial em função da altura do paciente e densidade sanguínea. E B é um fator de calibração empírico aplicado na equação.

$$A = (0.6 \times altura)^2 \frac{\rho}{1.4} \quad (3.6)$$

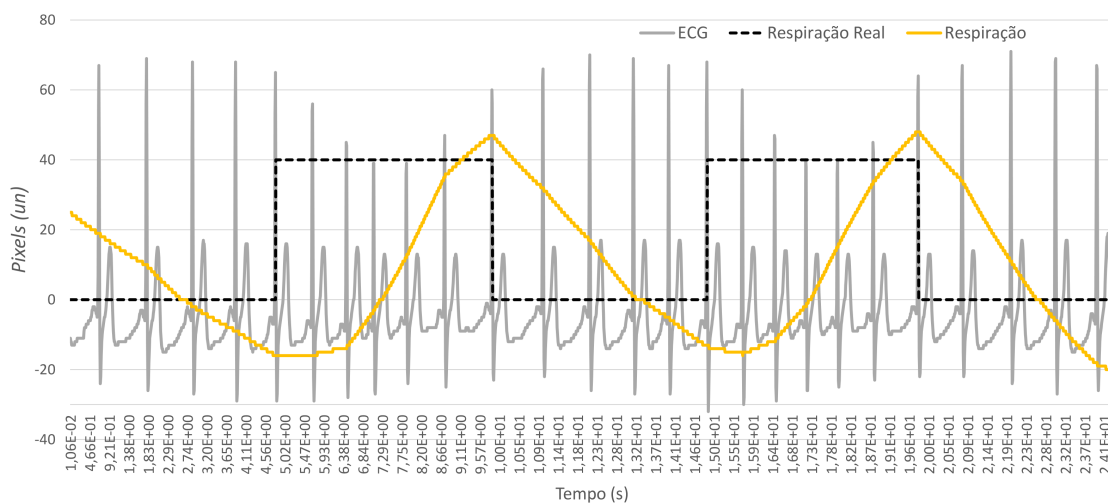
3.10 Método para determinação de respiração

Para a determinação da curva e taxa de Respirações Por Minuto (RPM), de forma não invasiva, o método escolhido é derivado da leitura do sinal de ECG. De acordo com Yi & Park (2002), a impedância da cavidade torácica durante a respiração é alterada devido a expansão pulmonar, e isso influencia diretamente as leituras do sinal de ECG medidos através de eletrodos fixados na superfície do corpo.

Essa interferência é mais significativa quando o dispositivo de captura de sinais de ECG não possui filtragem de baixas frequências tão efetivas, que não é o caso do módulo AD8232. Como descreve a fabricante [Analog Devices \(2020\)](#), o módulo possui uma Relação de Rejeição em Modo Comum (RRMC) de 80 dB em corrente contínua e em 60 Hz. Dessa forma, só é possível identificar a interferência da respiração no sinal de ECG através da amplitude da onda R.

O método então consiste em capturar o pico da onda R do ECG e traçar uma curva por meio deles. Entretanto, a amostragem resultante da captura dos picos é muito baixa para ser representada diretamente. Para solucionar este problema, foram adicionados filtros Kalman em cascata, a fim de preencher os valores entre os dados da amostra seguindo a tendência da curva em tempo real. Além disso, para facilitar a visualização no *display* e suavizar a curva, o tempo de plotagem foi alterado na área da tela responsável pela respiração, sendo assim, o sinal é mostrado sete vezes mais lento que os demais. A Figura 33 mostra a aplicação do método.

Figura 33 – Curva de respiração com reconstituição através de filtros Kalman.



Fonte: Autoria própria (2020).

Para fins de demonstração e análise, a linha tracejada representa a respiração real sincronizada com os demais sinais, capturada através de um botão que foi pressionado toda vez que o ar era inspirado. É possível observar a relação direta entre a amplitude da onda R e a respiração, onde toda vez que a cavidade torácica se expande, a impedância entre os eletrodos aumenta, fazendo com que a tensão captada pelos eletrodos seja menor.

Por fim, a linha contínua mais grossa em amarelo representa a curva de respiração reconstituída através dos filtros de Kalman. É possível observar o deslocamento aplicado pela filtragem, contudo a resposta é bem precisa em relação ao momento de inspiração e expiração do ar.

Para o cálculo de RPM a Equação 3.2 foi novamente utilizada, mas agora considerando os intervalos entre os picos da curva de respiração. Além disso, para garantir melhor precisão no

valor apresentado, uma média de sete valores é feita antes da atualização do dado na tela.

3.11 Desenvolvimento do protótipo

Para o desenvolvimento do protótipo foi necessário utilizar uma caixa de alumínio extrudado para comportar os circuitos e também os conectores dos periféricos como entrada de sensores, alimentação e saída VGA. O material escolhido também tem a função de oferecer maior imunidade a ruídos eletromagnéticos. Dessa forma, por questões funcionais e estéticas a caixa escolhida foi de dimensões 100x76x35mm, havendo a necessidade de trabalho de fresadora para recorte do material. A Figura 34 mostra a caixa escolhida.

Figura 34 – Caixa de alumínio extrudado.



Fonte: Autoria própria (2020).

Devido ao tamanho reduzido da caixa, foi necessário realizar um projeto minucioso de criação 3D seguindo as medidas exatas para que fosse possível alocar todos os conectores, botões e o circuito em si. Dessa forma, com a caixa modelada 3D foi possível testar as melhores posições para todos os elementos e também ter a medida e modelo exato para a placa de circuito impresso. A Figura 35 mostra o modelo 3D da caixa já com todos os conectores e demais elementos posicionados.

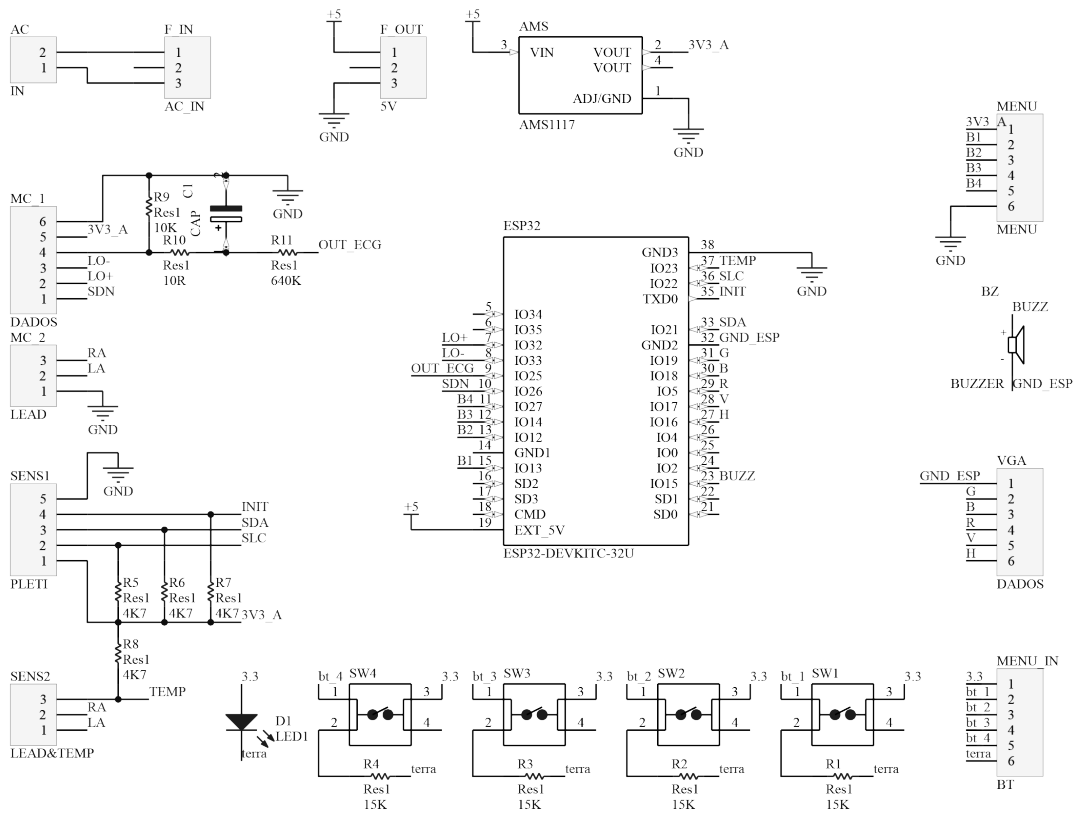
Figura 35 – Projeto da caixa em 3D.



Fonte: Autoria própria (2020).

O passo seguinte foi a criação do diagrama elétrico final do protótipo, mostrado na Figura 36, feito com base no circuito testado e montado na protoboard. Optou-se pela inclusão de conectores do tipo KK que possuem travas para evitar desconexões.

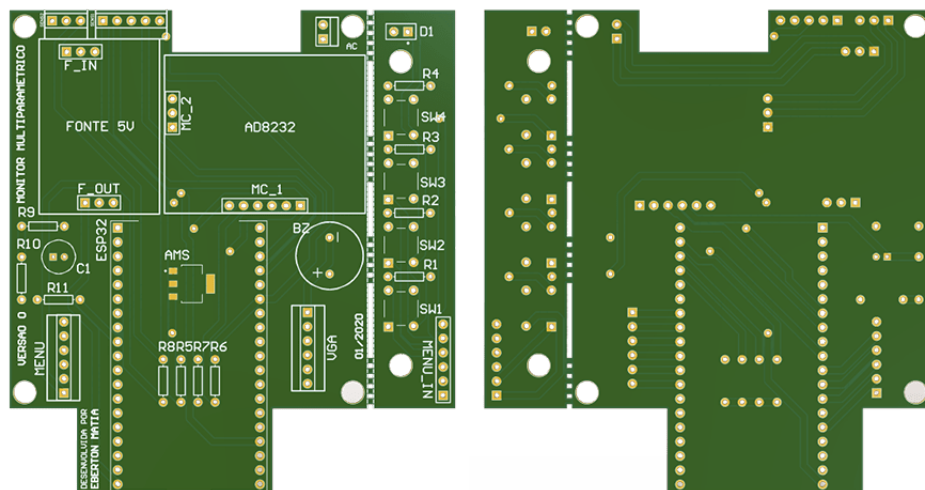
Figura 36 – Diagrama elétrico do protótipo.



Fonte: Autoria própria (2020).

Com base no esquema e no dimensionamento possível, a placa em dupla face foi criada, como mostra a Figura 37, onde os recortes foram necessários para que fosse possível encaixar os conectores da caixa. Além disso, a parte de botões da placa foi feita de forma destacável, uma vez que no projeto ela se encontra acima da placa principal, fixada na caixa.

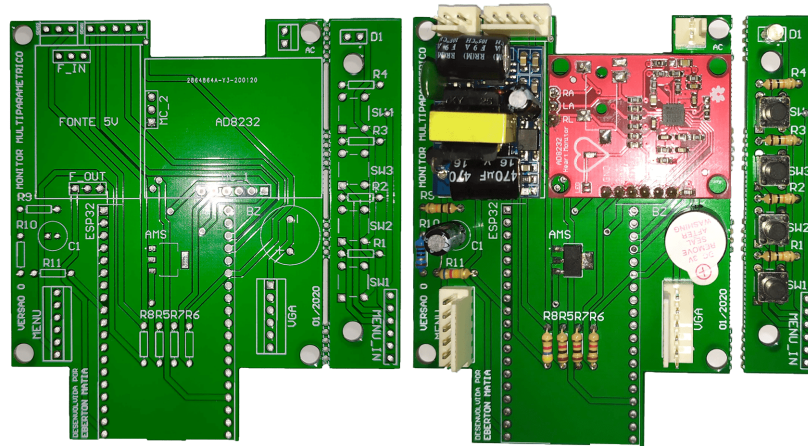
Figura 37 – Projeto da placa de circuito impresso do protótipo.



Fonte: Autoria própria (2020).

Devido a complexidade de recortes e as duas faces de trilhas, optou-se pela manufatura em indústria chinesa, garantindo a qualidade e minimizando custos. A Figura 38 mostra, a esquerda, a placa finalizada, e a direita a placa com os componentes, exceto o microcontrolador, montados.

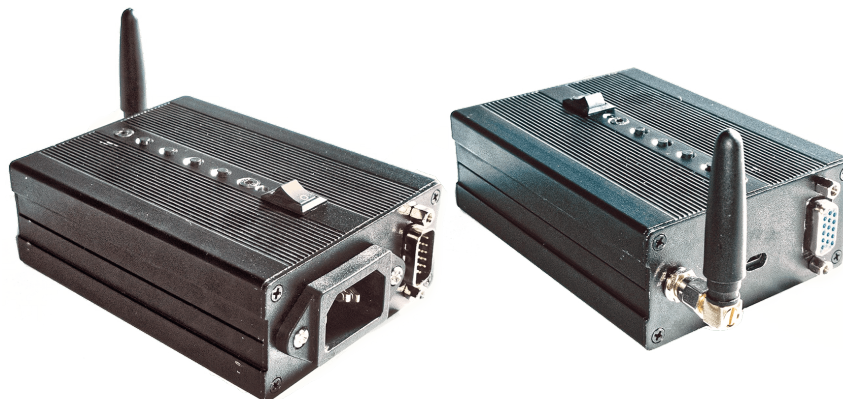
Figura 38 – Placa manufaturada.



Fonte: Autoria própria (2020).

Por fim, tendo o projeto 3D da caixa e a placa montada, foi possível realizar os recortes e furos necessários no alumínio para a montagem com o auxílio de uma fresadora. A Figura 39 mostra o resultado final da caixa do protótipo.

Figura 39 – Caixa do protótipo finalizada.



Fonte: Autoria própria (2020).

O protótipo montado é visto na Figura 40. Uma blindagem eletromagnética foi adicionada sobre o módulo AD8232 para evitar ruído excessivo de 60 HZ, uma vez que a única posição possível para o módulo era ao lado da entrada de alimentação da caixa. Tanto a placa principal, quanto a dos botões foram fixadas com espaçadores metálicos e parafusos, e além disso, a caixa possui conexão de aterramento com o terceiro pino da tomada.

O chicote dos sensores, mostrado na Figura 41, foi construído com um conector DB-15, o mesmo do padrão VGA, contudo fêmea, para que não haja a possibilidade de troca das entradas.

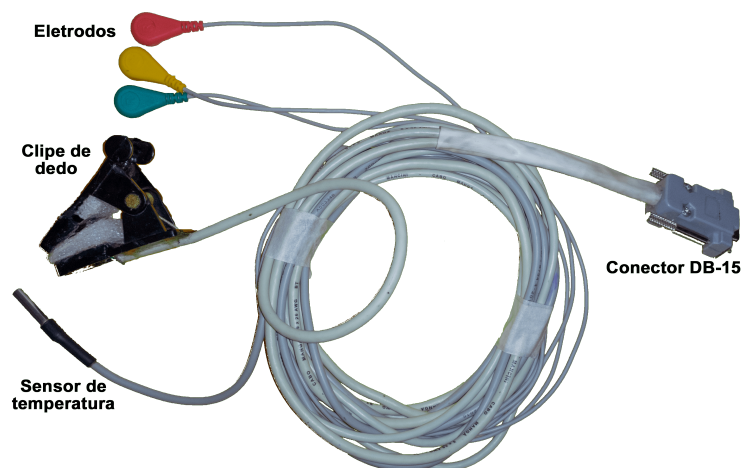
Figura 40 – Montagem interna do protótipo.



Fonte: Autoria própria (2020).

Os cabos utilizados foram do tipo multivias blindados, sendo um de três vias para os eletrodos; um de cinco vias para o módulo MAX30102 no clipe de dedo; e um de três vias para o sensor de temperatura DS18B20.

Figura 41 – Chicote dos sensores.



Fonte: Autoria própria (2020).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Por se tratar de um equipamento médico multiparamétrico, seriam necessários equipamentos de calibração e testes específicos para comprovar, de forma eficiente, a eficácia do protótipo desenvolvido neste trabalho. Como tais dispositivos não são de fácil acesso e possuem custos elevados, a solução foi a utilização de uma pulseira inteligente, da marca Wearfit modelo F1, mostrada na Figura 42, que é capaz de monitorar batimentos cardíacos, oxigenação sanguínea e pressão arterial. Vale ressaltar que a pulseira possui apenas um sensor para leitura de FPG na região do punho, dessa forma, determina todas as medidas com base apenas nessa informação. Isso dificulta a precisão da medição de pressão, uma vez que o único parâmetro possível para relacionar esses fatores é a amplitude da onda fotopletismográfica, que pode ser influenciada por diversos fatores, entre eles a posição do dispositivo em relação a artéria e também interferências de componentes não pulsáteis.

Figura 42 – Pulseira Wearfit F1.



Fonte: Autoria própria (2020).

Para a realização dos testes, tanto a pulseira quanto o clipe de dedo do protótipo foram deixados no nível do coração, e então a coleta das amostras foi realizada. A taxa de amostragem da pulseira é de um valor a cada 60 segundos, já o protótipo é capaz de fornecer 9 amostras dos sinais nesse mesmo tempo. Dessa forma, para fins de comparação, foi feito a média dos valores do protótipo.

O primeiro ponto avaliado, mostrado na Tabela 1, foi a contagem BPM. Como já apresentado, o protótipo indica esse dado tanto pela contagem do sinal de ECG, quanto pelo sinal de FPG. Essa é, também, uma forma de garantir a veracidade dos dados obtidos, já que a diferença entre os valores não pode ser grande, mesmo sendo medidos de formas diferentes.

Como observado na Tabela 1, os resultados obtiveram boa precisão em relação a pulseira e também entre a contagem do ECG e FPG do protótipo.

O segundo dado a ser comparado foi a saturação de oxigênio no sangue. Novamente,

Tabela 1 – Resultados da aquisição de BPM

ECG Protótipo	FPG Protótipo	Pulseira	ERRO (ECG x Puls.)
66,56	66,67	67	0,65 %
69,44	69,33	70	0,80 %
70,11	69,89	71	1,25 %
71,78	72,22	71	1,09 %

Fonte: Aatoria própria (2020).

fez-se a média das amostras obtidas pelo protótipo e sua comparação com os valores da pulseira. A Tabela 2 mostra os resultados.

Tabela 2 – Resultados da aquisição de PSO_2

PSO_2 Protótipo	PSO_2 Pulseira	ERRO
96,90	97	0,10 %
96,11	96	0,11 %
98,23	98	0,23 %
96,04	97	0,98 %

Fonte: Aatoria própria (2020).

Novamente, como apresenta a Tabela 2, os resultados são bastante satisfatórios, apresentando erro inferior a 1 %.

Na comparação da medição de PANI, foram adotadas três posições para as medidas: pulso abaixo do nível do coração; pulso no nível do coração e; pulso acima do nível do coração. Essas posições tiveram o intuito de causar uma variação na pressão e permitir melhor avaliar as respostas obtidas. Em cada posição foram feitas três medidas, dessa forma, foram coletadas 9 amostras de pressão da pulseira, e 81 amostras do protótipo. A Tabela 3 mostra a comparação das médias obtidas por cada dispositivos nas três posições distintas.

Tabela 3 – Resultados da aquisição de PANI

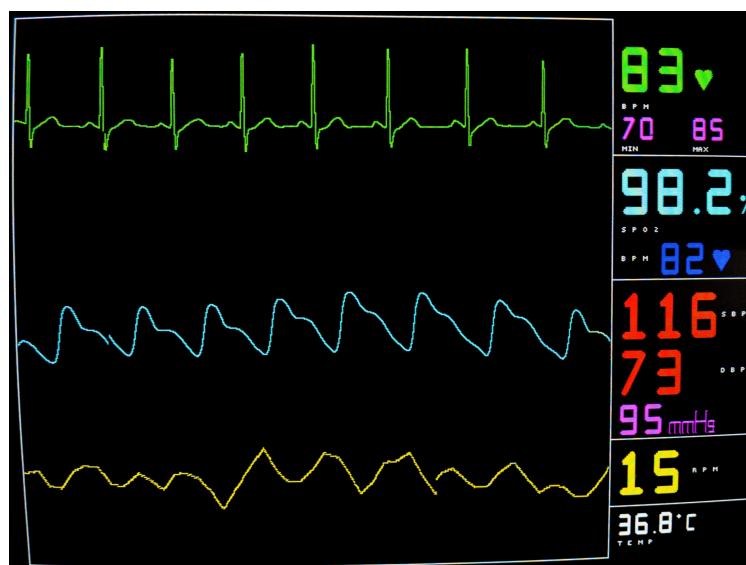
	Pressão Protótipo (Sis./Dia.)	Pressão Pulseira (Sis./Dia.)	ERRO (%) (Sis./Dia.)
Abaixo do nível do coração	119/75	117/74	1,70/1,35
No nível do coração	121/75	117/74	3,42/1,35
Acima do nível do coração	113/78	121/75	6,61/4,00

Fonte: Aatoria própria (2020).

Nota-se na Tabela 3 que os valores não apresentaram alto índice de erro, contudo, na posição do pulso acima do nível do coração é possível observar uma maior variação entre o protótipo e a pulseira. Nessa condição, a pressão sanguínea sofre menos interferência da gravidade, sendo natural valores mais baixos, principalmente na fase de sístole, como afirma a Equação 3.5. Conclui-se, dessa forma, que o protótipo possui um desempenho melhor que a pulseira, mas não que, necessariamente, esteja calibrado de forma correta, sendo necessário dispositivos mais precisos para tal.

A validação dos gráficos gerados e a interface construída, mostrada na Figura 43, foi de forma visual, com base nos sinais obtidos através das bibliografias estudadas na seção 2. É notório a qualidade de filtragem e formas obtidas nos sinais plotados, e também a fluidez do conjunto.

Figura 43 – Interface final com os sinais vitais.



Fonte: Autoria própria (2020).

O método para determinação de RPM se mostrou visualmente efetivo na variação da impedância torácica e também nos valores obtidos. Infelizmente, não foi possível comparar os resultados com outro dispositivo semelhante.

Para a composição dos custos foram levados em consideração apenas os gastos com componentes e produção do protótipo, uma vez que a precificação do *firmware* é difícil de ser avaliada sem perspectiva de produção em série e custos com certificação dependem exclusivamente de uma empresa constituída. Dessa forma, o dispêndio com a aquisição dos componentes que compõe a versão final do protótipo, juntamente com os fretes, foi de aproximadamente R\$ 210,00. Além disso, no projeto, entraram despesas de peças de reposição, demais componentes e ferramentas para auxílio na prototipação, totalizando um custo de projeto muito próximo aos R\$ 1.000,00, mesmo valor fornecido via edital de subvenção para apoio a projetos de TCC 2 pela UTFPR.

5 CONCLUSÃO

O trabalho, de forma geral, apresentou bons resultados. Foi possível observar que o protótipo é uma boa alternativa de equipamento multiparamétrico para distribuição aos locais com maior dificuldade de compra, permitindo assim, que mais pessoas possam ser beneficiadas com esse tipo de tecnologia e, conseqüentemente, possa haver uma redução nos erros de triagem dos pacientes.

Conforme previsto nos objetivos, o *hardware* desenvolvido conseguiu exercer bem seu papel na aquisição dos sinais, com boa imunidade ao ruído, e tamanho reduzido. O código foi otimizado o bastante para garantir todas as funcionalidades e fluidez do sistema, sobretudo nos tratamentos e processamentos dos sinais em tempo real. Foi possível relacionar e obter, com resultados satisfatórios, a PANI com os sinais de ECG e FPG, e também a variação da impedância torácica com a onda R do ECG. Obtendo dados fisiológicos importantes de forma não invasiva.

A interface do dispositivo teve excelente visibilidade e disposição dos dados, sendo possível distinguir e identificar as informações de forma fácil. As configurações e ajustes por meio do menu de opções se mostram práticas e funcionais, salvando as alterações de forma permanente na memória do protótipo, e sendo possível restaurá-las a qualquer momento.

O protótipo cumpriu com o objetivo de ser compacto e resistente, devido sua caixa em alumínio. Além disso, seu custo foi baixo, mostrando que uma versão final do dispositivo pode ser muito acessível financeiramente, principalmente em produção em larga escala, reduzindo ainda mais o custo de manufatura e diluindo os custos de propriedade intelectual e validações junto a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA).

O projeto ainda tem vários pontos a serem melhorados, que ficam como trabalhos futuros. Sugere-se que sejam implementadas novas tecnologias de vídeo, como o High-Definition Multimedia Interface (HDMI), com dispositivos de interface integrada, o que permitirá melhor qualidade gráfica e mais recursos de vídeo sem comprometer o desempenho do processamento dos sinais. É interessante também a ideia de transmissão dos sinais via *Wi-Fi*, possibilitando que as informações sejam acessadas por dispositivos móveis. E por fim, para garantir ainda mais mobilidade ao dispositivo, inserir baterias e sistema de carregamento.

Referências

- ANALOG DEVICES. **Data Sheet: AD8232**: Single-lead, heart rate monitor front end. C. [S. l.], 2020. 32 p. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>. Acesso em: 20 abr. 2020.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 60601 2-49**: Equipamento eletromédico parte 2-49: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial de equipamentos multifuncionais de monitoração de pacientes. Rio de Janeiro, 2014. 47 p.
- ASSUMPÇÃO, C. Noções sobre eletrocardiografia. **Revista Brasileira de Enfermagem**, SciELO Brasil, v. 26, n. 1-2, p. 7–16, 1973.
- AWTREY, D.; SEMICONDUCTOR, D. Transmitting data and power over a one-wire bus. **Sensors-The Journal of Applied Sensing Technology**, [Peterborough, NH: North American Technology, Inc.], c1984-c2006., v. 14, n. 2, p. 48–51, 1997.
- AZAÏS, F. *et al.* Implementation of a linear histogram bist for adcs. *In*: IEEE. **Proceedings Design, Automation and Test in Europe. Conference and Exhibition 2001**. [S. l.], 2001. p. 590–595.
- BARKER, S. J.; TREMPER, K. K. Pulse oximetry: applications and limitations. **International anesthesiology clinics**, v. 25, n. 3, p. 155–175, 1987.
- BITLUNI. **bitluni's ESP32 VGA**. 2019. Disponível em: <https://github.com/bitluni/ESP32VGA>. Acesso em: 20 abr. 2020.
- BOYLESTAD, R. L. **Introductory circuit analysis**. [S. l.]: Pearson Education, 2010.
- CALLIARI, F. **Desenvolvimento de interface gráfica para análise do estado de polarização da luz através de plataforma FPGA**. Rio de Janeiro, Brasil: [s. n.], 2014.
- CARVALHO, M. de; VIEIRA, A. A. Erro médico em pacientes hospitalizados. **Jornal de Pediatria**, v. 78, n. 4, p. 261–268, 2002.
- COUTO, R. C. *et al.* II Anuário da segurança assistencial hospitalar no brasil. **Instituto de Estudos de Saúde Suplementar**, Belo Horizonte, 2018.
- DENYSSENE. **Simple Kalman Filter Library**. 2019. Disponível em: <https://github.com/denysse/SimpleKalmanFilter>. Acesso em: 13 mai. 2020.
- DOMINGUES, Ana Rita Carvalho. **Development of a stand-alone pulse oximeter**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) — Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra, Coimbra, 2009.
- ESPRESSIF SYSTEMS. **Espressif**. 2019. Disponível em: <https://www.espressif.com/en/products/devkits/esp32-devkitc>. Acesso em: 19 set. 2020.
- _____. **Data Sheet: ESP32 Series**: Specifications of esp32 family of chips. 3.3. ed. [S. l.], 2020. 62 p. Disponível em: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf. Acesso em: 20 abr. 2020.

FELDMAN, J.; GOLDWASSER, G. P. Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação. **Revista da SOCERJ**, v. 17, n. 4, p. 251–256, 2004.

FUNG, P. *et al.* Continuous noninvasive blood pressure measurement by pulse transit time. *In: IEEE. The 26th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*. [S.l.], 2004. v. 1, p. 738–741.

GESCHE, H. *et al.* Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. **European journal of applied physiology**, Springer, v. 112, n. 1, p. 309–315, 2012.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2006.

KALMAN, R. E. A new approach to linear filtering and prediction problems. **Transactions of the ASME – Journal of Basic Engineering**, v. 83, n. 1, p. 35–45, 1960.

MACHADO, Ricardo Jorge dos Santos. **Biblioteca de módulos Verilog para interface de FPGAs com periféricos I/O**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Eletrotécnica) — Mestrado integrado em Engenharia Electrotecnica e de Computadores Major Telecomunicações, Faculdade de Engenharia da Universidade de Porto, Porto, Portugal, 2010.

MATVIYENKO, S. An2313 pulse oximeter-standard. **Cypress Perform**, 2010.

MAXIM INTEGRATED. **1-Wire**. 2018a. Disponível em: <https://www.maximintegrated.com/en/products/ibutton-one-wire/one-wire.html#popupmodal>. Acesso em: 27 abr. 2020.

_____. **Data Sheet: MAX30102**: High-sensitivity pulse oximeter and heart-rate sensor for wearable health. 1. ed. [S. l.], 2018b. 32 p. Disponível em: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>. Acesso em: 20 abr. 2020.

_____. **Data Sheet: DS18B20**: Programmable resolution 1-wire digital thermometer. 6. ed. [S. l.], 2019. 20 p. Disponível em: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS18B20.pdf>. Acesso em: 20 abr. 2020.

MENDONÇA, V. S.; CUSTÓDIO, E. M. Nuances e desafios do erro médico no brasil: as vítimas e seus olhares. **Revista Bioética**, v. 24, n. 1, 2016.

MILES BURTON. **Arduino Library for Maxim Temperature Integrated Circuits**. 2020. Disponível em: <https://github.com/milesburton/Arduino-Temperature-Control-Library>. Acesso em: 20 abr. 2020.

NUNES, W. A.; TERZI, R. G. G. Oximetria de pulso na avaliação do transporte de oxigênio em pacientes críticos. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, SciELO Brasil, 1999.

RAMOS, Â. P.; SOUSA, B. S. Eletrocardiograma: princípios, conceitos e aplicações. **Centro de Estudos de Fisiologia do Exercício**, 2007.

ROSA, M. B.; PERINI, E. Erros de medicação: Quem foi? **Revista Assoc Med Bras**, v. 49, n. 3, p. 335–340, 2003.

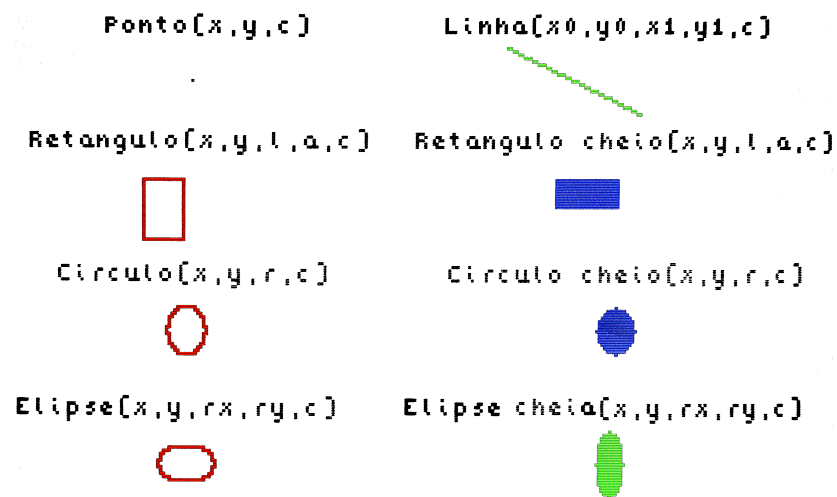
SCHWARZ, Leandro. **Proposta de um sistema telemétrico para aquisição de sinais fisiológicos**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) — Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2007.

- SILVA, I. S. L. e; KASCHNY, J. R. de A. Aplicações do protocolo i2c em sistemas microcontrolados. *In: VII CONNEPI-Congresso Norte Nordeste de Pesquisa e Inovação*. [S. l.: s. n.], 2012.
- SILVA, Verônica Maria Lima. **Conversor A/D com amostragem não-uniforme e passo de quantização adaptativo**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) — Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - PPGEE, Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa, 2014.
- SILVERTHORN, D. U. **Fisiologia humana: uma abordagem integrada**. 7. ed. Porto Alegre: Artmed, 2017.
- SOUZA, Rodrigo Clemente Thom. **Previsão de séries temporais utilizando rede neural treinada por filtro de Kalman e evolução diferencial**. Tese (Doutorado em Engenharia de Produção e Sistemas) — Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2008.
- SPARKFUN. **SparkFun MAX301x Particle Sensor Library**. 2019. Disponível em: https://github.com/sparkfun/SparkFun_MAX3010x_Sensor_Library. Acesso em: 20 abr. 2020.
- THEODOR, M. *et al.* Subcutaneous blood pressure monitoring with an implantable optical sensor. **Biomedical microdevices**, Springer, v. 15, n. 5, p. 811–820, 2013.
- TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Corpo Humano: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia**. 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2016.
- WELCH, G.; BISHOP, G. An introduction to the kalman filter. Citeseer, 1995.
- YI, W.; PARK, K. Derivation of respiration from ecg measured without subject's awareness using wavelet transform. *In: IEEE. Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society*. [S. l.], 2002. v. 1, p. 130–131.

APÊNDICE A – FORMAS GEOMÉTRICAS E EXEMPLO DE FUNÇÃO PARA IMPLEMENTAÇÃO NUMÉRICA

A Figura 44 apresenta algumas funções mostradas no monitor VGA em uma resolução de 320x200 *pixels* criadas através da biblioteca VGA.

Figura 44 – Desenhos geométricos.



Fonte: Autoria própria (2020).

Através dessas formas, é possível criar funções que implementam os números, de forma que seja possível manipulá-los conforme a necessidade, o código a seguir é um exemplo de criação do número seis:

```

1 void seis(int X, int Y, float Escala, int Vermelho, int Verde, int
   Azul) {
2   vga.CirculoCheio(X + 2 * Escala, Y + 22 * Escala, 1.5 * Escala,
   vga.RGB(Vermelho, Verde, Azul));
3   vga.CirculoCheio(X + 12 * Escala, Y + 22 * Escala, 1.5 * Escala,
   vga.RGB(Vermelho, Verde, Azul));
4   vga.CirculoCheio(X + 2 * Escala, Y + 42 * Escala, 1.5 * Escala,
   vga.RGB(Vermelho, Verde, Azul));
5   vga.CirculoCheio(X + 12 * Escala, Y + 42 * Escala, 1.5 * Escala,
   vga.RGB(Vermelho, Verde, Azul));
6   vga.RetanguloCheio(X + 2 * Escala, Y + 20 * Escala, 10.3 * Escala,
   4 * Escala, vga.RGB(Vermelho, Verde, Azul));
7   vga.RetanguloCheio(X + 2 * Escala, Y + 40.4 * Escala, 10.3 *
   Escala, 4 * Escala, vga.RGB(Vermelho, Verde, Azul));
8   vga.CirculoCheio(X + 2 * Escala, Y + 32 * Escala, 1.5 * Escala,
   vga.RGB(Vermelho, Verde, Azul));

```

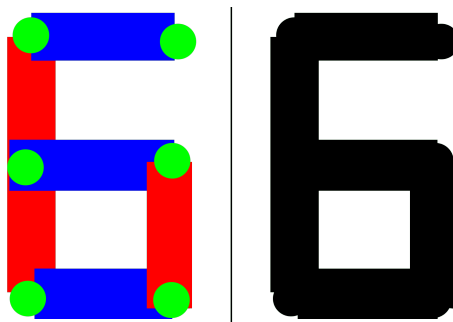
```

9   vga.CirculoCheio(X + 12 * Escala, Y + 32 * Escala, 1.5 * Escala,
    vga.RGB(Vermelho, Verde, Azul));
10  vga.RetanguloCheio(X + 2 * Escala, Y + 30 * Escala, 10.3 * Escala,
    4 * Escala, vga.RGB(Vermelho, Verde, Azul));
11  vga.RetanguloCheio(X + 0.4 * Escala, Y + 22 * Escala, 3 * Escala,
    20.3 * Escala, vga.RGB(Vermelho, Verde, Azul));
12  vga.RetanguloCheio(X + 11 * Escala, Y + 32 * Escala, 3 * Escala,
    10.3 * Escala, vga.RGB(Vermelho, Verde, Azul));
13  }

```

O número criado é mostrado na Figura 45, onde na esquerda tem-se o aspecto de criação a partir de retângulos e círculos, e na direita a representação do número como ele seria visto na tela.

Figura 45 – Criação do número seis.



Fonte: Autoria própria (2020).

APÊNDICE B – LÓGICA PARA CRIAÇÃO DOS TRAÇOS DOS GRÁFICOS NA INTERFACE VGA

Para criar os traços, a função Linha disponibilizada pela biblioteca da interface VGA foi utilizada, uma vez que é possível passar por parâmetro a posição vertical e horizontal, tanto final quanto inicial da linha, e a função cria o traço entre os dois pontos. Dessa forma, pode-se criar uma linha entre o valor vertical do dado, representando por sua intensidade, no tempo x e o valor vertical do dado no tempo $x + 1$, criando um gráfico que mostra sua tendência no tempo.

Sendo assim, a função que cria os gráficos precisa sempre guardar o estado anterior do dado, exceto no primeiro ciclo onde não existe o dado antigo, para poder criar o traço na direção do novo dado. É preciso ainda escolher quantos *pixels* serão pulados entre o dado antigo e o novo, servindo de ajuste de resolução do traçado e também tempo de plotagem, quanto mais pixels são pulados, mais rápido o gráfico preenche a tela. A Figura 46 representa a criação do traço do gráfico, com um pulo de dois pixels contando a partir do dado antigo.

Figura 46 – Criação da curva dos gráficos na tela.



Fonte: Autoria própria (2020).

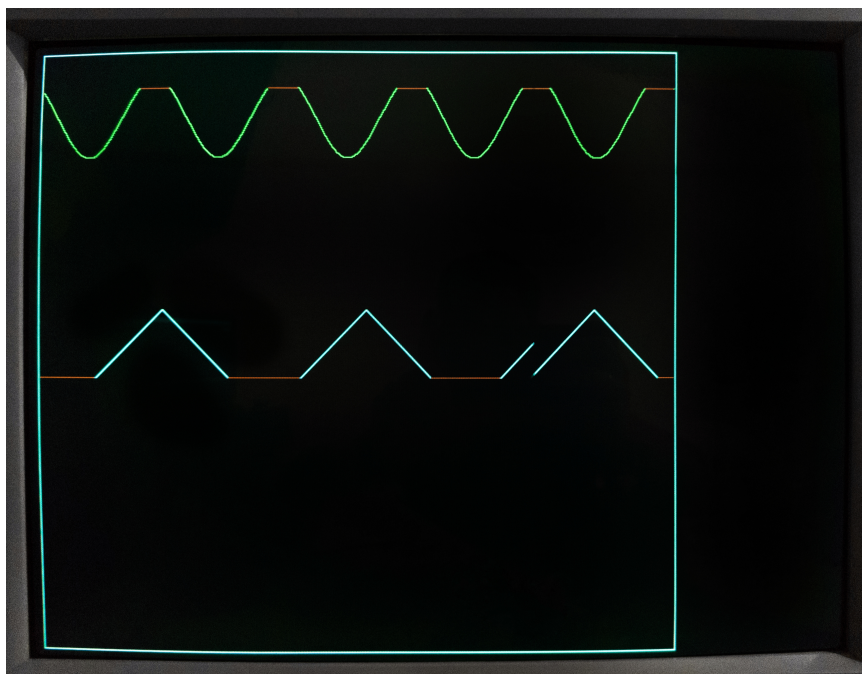
A última tela, da esquerda para a direita e de cima para baixo, da Figura 46 mostra um traço de um sinal qualquer em um antigo monitor de tubo de raios catódicos, através de uma foto com 10x de zoom óptico. A representação do traçado apresenta alguns pixels de largura devido ao fato de que a resolução do monitor é maior que a resolução enviada pelo dispositivo.

Além disso, é preciso utilizar um retângulo vertical na cor do fundo da tela (preto nesse

caso), que transita na tela a frente do gráfico que está sendo plotado e é responsável por apagar os antigos dados traçados, uma vez que não é possível remover esses dados de outra forma a não ser cobrindo-os na cor de fundo da tela. Esse fino retângulo além de criar o efeito de transição entre o antigo gráfico e o novo, é utilizado também para identificar o final da tela e resetar a plotagem do sinal.

Outro ponto importante na geração do gráfico é criar limitadores de amplitude, a fim de manter o sinal dentro de uma determinada região e indicar caso ultrapasse esses limites. Se o sinal puder ser plotado fora dos limites indicados, o mesmo pode cobrir áreas da tela que não são atualizadas ou apagadas, e assim prejudicar a interface ou seu entendimento. Com base nisso, um limitador de amplitude foi desenvolvido, no qual um traço vermelho é criado na tela no limite mínimo ou máximo determinado em código quando a amplitude do sinal extrapola um desses valores. A Figura 47 mostra dois sinais sendo plotados em um monitor com VGA: o de cima uma senoide sendo limitada em sua extremidade superior e; no sinal de baixo tem-se uma onda triangular ultrapassando os limites mínimos definidos e também sendo limitada, como indica o traço vermelho. O retângulo no qual os gráficos estão contidos é o limitador da área gráfica com dimensões de 630x580 *pixels*, no restante da tela, a direita, serão inseridas as informações numéricas dos sinais vitais.

Figura 47 – Demonstração da plotagem de gráficos na interface VGA.



Fonte: Autoria própria (2020).