



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

NÁGILA VESCOVI PISSINATI

PROPOSTA DE DESENVOLVIMENTO DE MONITOR MULTIPARÂMETRO

UBERLÂNDIA
2023

NÁGILA VESCOVI PISSINATI

PROPOSTA DE DESENVOLVIMENTO DE MONITOR MULTIPARÂMETRO

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira

UBERLÂNDIA
2023

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

P678 2023	Pissinati, Nágila Vescovi, 1994- PROPOSTA DE DESENVOLVIMENTO DE MONITOR MULTIPARÂMETRO [recurso eletrônico] : Idealização de um protótipo / Nágila Vescovi Pissinati. - 2023. Orientador: Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira . Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade Federal de Uberlândia, Graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Inclui bibliografia. Inclui ilustrações. 1. Engenharia biomédica. I. , Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira,1967-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Graduação em Engenharia Biomédica. III. Título. CDU: 62:61
--------------	--

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

NÁGILA VESCOVI PISSINATI

PROPOSTA DE DESENVOLVIMENTO DE MONITOR MULTIPARÂMETRO

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia.

Uberlândia, 13 de novembro de 2023.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira

Prof. Dr. Gustavo Brito de Lima

Prof. Dr. Marcelo Barros de Almeida

Dedico este trabalho a minha mãe, pelo estímulo, carinho e compreensão. Sem a senhora, nada disso seria possível.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela vida, pelo conhecimento, pela oportunidade de estudar um curso tão enriquecedor como a Engenharia Biomédica e por toda a força até aqui.

À minha família, pela paciência e compreensão.

À minha mãe, por todo amor, suporte, aprendizado, principalmente por acreditar em mim desde o início e por todos os esforços feitos para eu estar aqui hoje. Definitivamente esse momento não teria chegado sem a senhora. Todo meu amor e admiração pela mulher incrível que você é.

À minha irmã, pelo amor, incentivo e suporte me dado durante toda a vida.

Agradeço aos muitos amigos conquistados ao longo dessa jornada, que sempre me incentivaram e me levaram para a frente.

Aos amigos de Uberlândia, por causa de vocês o *reino tão, tão distante* virou uma casa. Com vocês, dividi as melhores alegrias e as dores da graduação.

Ao *resenhas*, um grupo de amigos que se conectou pelo amor ao esporte, mas se transformou em uma família, vocês têm o meu amor e minha gratidão!

Aos amigos de Vitória que me acolheram de uma forma tão linda em um dos momentos mais difíceis que já enfrentei, muito obrigada.

Ao Prof. Dr. Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira, pelo incentivo, motivação e orientação neste trabalho e em tantos outros durante a graduação.

RESUMO

Para acompanhar em tempo real as condições das funções vitais do paciente o monitor multiparamétrico se mostra uma ferramenta excepcional, onde apenas um equipamento é capaz de captar e exibir diversos sinais fisiológicos, como temperatura, pressão arterial, frequência cardíaca, saturação de oxigênio no sangue e frequência respiratória simultaneamente, facilitando assim, a semiologia e possibilitando a análise do estado clínico de pacientes adultos, pediátricos, neonatos, existindo modelos até para uso veterinário. Assim sendo, esse trabalho tem como objetivo detalhar o processo de desenvolvimento de um monitor multiparamétrico, onde os sinais fisiológicos estudados e captados foram: pressão arterial (PA), eletrocardiograma (ECG), saturação de oxigênio no sangue (SpO₂), temperatura e frequência cardíaca. Para tal, conceitos de diversas áreas abordados durante a graduação foram detalhados nesse projeto.

Palavras-chave: monitor multiparamétrico; protótipo; clínica.

ABSTRACT

To monitor the conditions of the patient's vital functions in real time, the multiparametric monitor is an exceptional tool, where only one device is able to capture and display various physiological signals, such as temperature, blood pressure, heart rate, blood oxygen saturation and respiratory rate simultaneously, thus facilitating semiology and enabling the analysis of the clinical status of adult, pediatric, neonate patients, with models even for veterinary use. Therefore, this work aims to detail the development process of a multiparametric monitor, where the studied and captured physiological signals were: blood pressure (BP), electrocardiogram (ECG), blood oxygen saturation (SpO₂), temperature and frequency cardiac. To this end, concepts from different areas covered during graduation were detailed in this project.

Keywords: Multiparametric monitor; Prototype; Clinic.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 — Monitor multiparâmetros.	17
Figura 2 — Alterações da condutância de sódio e potássio durante o curso de potencial de ação.	20
Figura 3 — Propagação do potencial de ação.....	21
Figura 4 — Potencial de ação de Fibras de Purkinje.	21
Figura 5 — Anatomia do sistema excito condutor do coração.....	23
Figura 6 — Triângulo de Eithoven.	24
Figura 7 — Derivações DI DII DIII Triângulo de Eithoven.	25
Figura 8 — Derivações VR, VL e VF.	25
Figura 9 — Sistema de eixos a partir das seis variações.	26
Figura 10 — Sistema de eixos a partir das seis variações.	26
Figura 11 — Corte transversal do tórax.....	27
Figura 12 — Corte transversal do tórax.....	28
Figura 13 — Curva característica para a pressão arterial.	31
Figura 14 — Comportamento da Hemoglobina (Hb) com a incidência de luz.	33
Figura 15 — Esquemático Arduino Mega 2560.....	37
Figura 16 — Módulo Sensor de Pressão Diferencial MPS20N0040D-D.	38
Figura 17 — Microbomba de ar DC.....	39
Figura 18 — Manguito para aferir pressão com uma via.....	39
Figura 19 — Esquemático 4N25M.....	40
Figura 20 — Válvula solenoide.....	41
Figura 21 — Esquemático amplificador LM324A.....	42
Figura 22 — Circuito equivalente sistema Derme/Gel/Eletrodo.....	43
Figura 23 — Eletrodo descartável de cloreto de prata.	43
Figura 24 — Cabos de eletrodos.....	44
Figura 25 — Circuito esquemático INA333.	44
Figura 26 — Circuito esquemático MCP601.....	45
Figura 27 — Configuração pinos Sensor MAX30100.....	46
Figura 28 — Diagrama funcional Sensor MAX30100.....	46
Figura 29 — Sensor LM35 modelo TO-92.....	47
Figura 30 — Esquema eletrônico regulador de tensão.	48
Figura 31 — Diagrama de blocos ECG.	49

Figura 32 — Amplificador de instrumentação INA333 e filtro passa-alta passivo.....	50
Figura 33 — Amplificadores de ganho.	51
Figura 34 — Filtro passa-faixa.....	52
Figura 35 — Drive da perna direita.....	53
Figura 36 — Circuito completo ECG.	53
Figura 37 — Diagrama de blocos para aquisição da pressão arterial.	54
Figura 38 — Circuito de ativação da microbomba de ar.....	54
Figura 39 — Circuito controle da válvula solenoide.....	55
Figura 40 — Sensor de pressão.....	56
Figura 41 — Amplificador diferencial.....	56
Figura 42 — Filtro passa-alta.	57
Figura 43 — Filtro passa-baixa.....	58
Figura 44 — Circuito eletrônico completo para aferição de pressão.	59
Figura 45 — Fluxograma aferição de pressão arterial.....	60
Figura 46 — Diagrama de blocos oxímetro e termômetro.....	61
Figura 47 — Esquema eletrônico sensor MAX30100.....	62
Figura 48 — Fluxograma Oxímetro.	62
Figura 49 — Circuito eletrônico termômetro.....	63
Figura 50 — Fluxograma Termômetro.	64
Figura 51 — Fluxograma Alarme Sonoro.	65
Figura 52 — Esquema eletrônico alarme.	65
Figura 53 — Placa de circuito impresso desenvolvido para o projeto do monitor multiparamétrico.....	66
Figura 54 — Modelo 3D frontal da placa de circuito impresso.	67
Figura 55 — Modelo 3D traseiro da placa de circuito impresso.	67
Figura 56 — Vista superior da modelagem 3D do protótipo.....	68
Figura 57 — Vista frontal do modelo 3D do protótipo.....	68
Figura 58 — Vista frontal do modelo 3D do protótipo.....	69
Figura 58 — Vista frontal do modelo 3D do protótipo.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 — Dados técnicos do sensor MPS20N0040D-D.....	38
Tabela 2 — Especificações de microbomba de ar DC.....	38
Tabela 3 — Especificações válvula solenoide de 3V.....	40
Tabela 4 — Especificações Amplificador LM324A.....	42
Tabela 5 — Especificações Amplificador de instrumentação INA333.....	45
Tabela 6 — Especificações Amplificador Operacional MCP601.....	45
Tabela 7 — Especificações Sensor MAX30100.....	47
Tabela 8 — Especificações Sensor LM35.	48

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC	Corrente Alternada
ADC	Conversor Analógico Digital
Ag	Prata
AgCl	Cloreto de Prata
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
AV	Atrioventricular
C	Índice de Criticidade
CI	Circuito Integrado
DC	Corrente Contínua
EAS	Estabelecimento Assistencial de Saúde
ECG	Eletrocardiograma
EMA	Equipamento Médico Assistencial
GND	<i>Graduated Neutral Density Filter</i> [Filtro Graduado De Densidade Neutra/Terra]
Hb	Hemoglobina que não contém Oxigênio
HbO ₂	Hemoglobina que contém Oxigênio
Hz	Hertz
I ² C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
K	Potássio
kPa	Quilopascal
LED	<i>Light Emitting Diode</i> [Diodo Emissor de Luz]
MAP	Pressão Arterial Média
mV	Milivolts
Na	Sódio
NI ^{BP}	Pressão Arterial não Invasiva
nm	Nanômetro
PA	Pressão Arterial
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> [Modulação de Largura de Pulso]
RC	[Circuito] Resistor-capacitor
RDC	Resolução de Diretoria Colegiada
RLD	<i>Right Driver Leg</i>
SA	Sinoatrial

SaO2	Saturação Arterial do Oxigênio
SpO2	Saturação de Oxigênio no Sangue
SvO2	Saturação Venosa do Oxigênio
TS	Tecnologias em Saúde
uF	Microfarad
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
V	Volt
Vdc	<i>Voltage Direct Current</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO E OBJETIVOS	14
2	DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO.....	18
3.1	Revisão Bibliográfica	18
3.1.1	<i>Eletrocardiograma</i>	18
3.1.2	<i>Pressão arterial</i>	29
3.1.3	<i>Saturação de O2 no sangue.....</i>	31
3.1.4	<i>Temperatura</i>	34
3.2	Metodologia.....	36
3.2.1	<i>Materiais</i>	36
3.2.1.1	Arduino Mega 2560	36
3.2.1.2	Sensor de Pressão MPS20N0040D-D	37
3.2.1.3	Microbomba de ar DC	39
3.2.1.4	Manguito.....	39
3.2.1.5	Optoacopladores 4N25M.....	40
3.2.1.6	Válvula Solenoide.....	40
3.2.1.7	Amplificador LM324.....	41
3.2.1.8	Eletrodo de cloreto de prata e cabos conectores	42
3.2.1.9	Amplificador de instrumentação INA 333	44
3.2.1.10	Amplificador operacional MCP601	45
3.2.1.11	Sensor MAX30100	46
3.2.1.12	LM35 Sensor.....	47
3.2.2	<i>Métodos</i>	48
3.2.2.1	Divisor de tensão.....	48
3.2.2.2	Eletrocardiograma	49
3.2.2.3	Pressão arterial pelo método não invasivo oscilométrico	53
3.2.2.4	Oxímetro e termômetro	61
3.2.2.5	Alarme sonoro.....	64
4	RESULTADOS E APRESENTAÇÃO DO PROJETO	66
	CONSIDERAÇÕES FINAIS	72
	REFERÊNCIAS.....	73
	APÊNDICE A – CÓDIGO ARDUINO	78

1 INTRODUÇÃO E OBJETIVOS

As tecnologias usadas nos estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS) são aplicadas para a prevenção de riscos, a proteção de danos, o diagnóstico, o tratamento e a reabilitação da saúde dos pacientes [35], sendo consideradas tecnologias em saúde (TS) os medicamentos, equipamentos, procedimentos técnicos, sistemas organizacionais, informacionais, educacionais, de suporte, os programas e protocolos assistenciais, por meio dos quais a atenção e os cuidados com a saúde são prestados à população [34]. Já o conceito de equipamento médico assistencial (EMA), segundo a Resolução de Diretoria Colegiada (RDC) nº 02, de 25 de janeiro de 2010 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), é definido como:

equipamento ou sistema, inclusive seus acessórios e partes, de uso ou aplicação médica, odontológica ou laboratorial, utilizado direta ou indiretamente para diagnóstico, terapia e monitoração na assistência à saúde da população, e que não utiliza meio farmacológico, imunológico ou metabólico para realizar sua principal função em seres humanos, podendo, entretanto ser auxiliado em suas funções por tais meios [33].

Sendo assim, os equipamentos médicos assistenciais são indispensáveis no tratamento dos pacientes, fornecendo subsídio para o diagnóstico e prognóstico médico.

A ANVISA possui provavelmente a principal metodologia utilizada hoje no Brasil para a classificação de criticidade de EMA's, que foi apresentada pela RDC nº 185, de 22 de outubro de 2001. Nesta RDC, os equipamentos são avaliados conforme (i) sua aplicação, (ii) consequência em caso de uma possível falha, (iii) tipo de contato das partes do equipamento com o corpo do paciente, (iv) tempo de exposição e (v) tecnologia utilizada. Com isso, os equipamentos são classificados em 04 níveis de risco, começando com o Nível I – baixo risco, e chegando até o Nível IV – máximo risco.

Já a empresa Equipacare utiliza uma metodologia adaptada da RDC nº185/2001, onde a criticidade dos equipamentos é classificada de acordo com a (i) sua função, (ii) risco físico ao paciente ou ao operador e o (iii) grau de importância ABC, que por sua vez classifica os equipamentos de acordo com seu preço de aquisição, possibilidade de substituição do equipamento e o impacto causado na operação do EAS caso ocorra sua paralisação, segundo a equação:

$$C = F + RF + ABC \quad (1)$$

Onde equipamentos de baixa criticidade apresentam índice de criticidade (C) variando de 04 a 11; os equipamentos de mediana criticidade apresentam índice de criticidade variando entre 12 e 18; e os equipamentos de máxima criticidade apresentam índice de criticidade variando entre 19 e 27. O monitor multiparamétrico, por exemplo, apresenta sua criticidade definida:

- Função: diagnóstico (6)
- Risco físico: terapia ou diagnóstico falho (3)
- Risco ABC: risco B (5), equipamentos que possuem valor de aquisição intermediário e dispõem de equipamentos similares na instituição, sendo possível uma troca de forma mais rápida. Podem impactar diretamente no cuidado ao paciente, interrompendo o funcionamento de um leito ou até cancelando uma cirurgia.

$$C = 6 + 3 + 5 \quad (2)$$

Resultando em uma criticidade mediana para os monitores multiparamétrico [35]. Para acompanhar em tempo real as condições das funções vitais do paciente o monitor multiparamétrico se mostra uma ferramenta excepcional, onde apenas um equipamento é capaz de captar e exibir diversos sinais fisiológicos, como temperatura, pressão arterial, frequência cardíaca, saturação de oxigênio no sangue e frequência respiratória simultaneamente, facilitando assim, a semiologia e possibilitando a análise do estado clínico de pacientes adultos, pediátricos, neonatos, existindo modelos até para uso veterinário.

Dito isto, esse equipamento se mostra fundamental em diversas situações, como no transporte de pacientes, atendimentos básicos de triagem, blocos cirúrgicos, centros de terapia intensiva, salas de recuperação e outros; colocando o monitor multiparamétrico em um patamar de equipamento fundamental para clínicas e hospitais [4]. Para mais, outro aspecto importante do equipamento está na não necessidade de um profissional especializado operando-o de forma contínua, pois após a conexão dos sensores e eletrodos, o monitor irá exibir na tela de forma constante a atualização dos resultados.

Se faz importante também perceber a possível evolução das necessidades em termos de monitorização de pacientes, devido a isso apresentam-se dois modelos de monitor multiparamétrico, o compacto, que integra num único dispositivo a tela e o

módulo de medição e gravação, medindo um grupo fixo de parâmetros, e o modular, em que a tela é independente dos módulos de medição e gravação, possibilitando conectar diferentes módulo à tela, variando os parâmetros que podem ser medidos em cada situação.

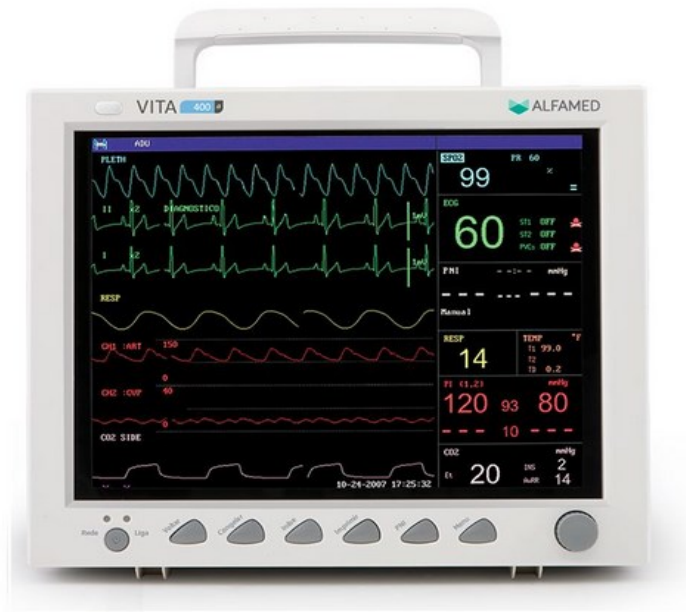
Outras características que podem variar de um modelo de monitor multiparamétrico para outro são:

- Possibilidade de transmissão de dados sem fio, sendo que o uso de um aparelho wireless apresenta várias vantagens, facilitando a monitorização ambulatorial em meio hospitalar, reduzindo o risco de propagação de infecções e evitando o risco de o aparelho desligar acidentalmente. Entretanto, como entrave para o uso dessa tecnologia, coloca-se a questão da segurança da rede e dos dados transmitidos, uma vez que estes sistemas são vulneráveis a ataques para furto de informações.
- Desfibrilador integrado, que é bastante útil para intervir de imediato caso o paciente sofra uma parada cardíaca. Os monitores com desfibrilador integrado são muito utilizados nos serviços de urgência.
- Alimentação a bateria, uma vez que os monitores a bateria são principalmente utilizados fora dos estabelecimentos de saúde, como em viaturas de emergência médica, ou enquanto equipamento de apoio em caso de corte de energia.

Destacam-se ainda os tipos de aparelhos projetados para contextos médicos específicos:

- Monitores materno-fetais destinam-se à medição dos sinais vitais da gestante e do feto. Permitem monitorizar a atividade uterina e fetal, nomeadamente a frequência cardíaca do feto.
- Monitores utilizados em anestesia são compatíveis com os analisadores de gases anestésicos. Além de medirem os sinais vitais, fornecem informações sobre a concentração dos gases administrados durante uma cirurgia [36].

Figura 1 — Monitor multiparâmetros.



Fonte: Produtos Hospitalares Online [40].

O presente trabalho de conclusão de curso tem como objetivo principal a elaboração de uma proposta de protótipo de monitor multiparamétrico. Nesse sentido, foram escolhidos parâmetros fisiológicos a serem investigados e captados, sejam eles: pressão arterial (PA), eletrocardiograma (ECG), saturação de oxigênio no sangue (SpO2), temperatura e frequência cardíaca.

A escolha deste projeto em específico decorre da ampla gama de áreas de conhecimento da engenharia biomédica que ele engloba, abrangendo conceitos relevantes em fisiologia, anatomia, eletrônica, instrumentação biomédica e engenharia clínica. A proposta visa contribuir para o avanço no monitoramento de parâmetros vitais, oferecendo uma ferramenta de maior robustez e abrangência que atenda às demandas da área de saúde.

A abordagem interdisciplinar adotada neste projeto permite a integração de conhecimentos teóricos e práticos. Assim, o desenvolvimento do protótipo de monitor multiparamétrico não apenas representa um avanço no campo tecnológico, mas também constitui uma contribuição significativa para a interseção entre a engenharia biomédica e a prática clínica. Essa integração visa fomentar inovações capazes de impactar positivamente a área de saúde, promovendo uma abordagem mais abrangente e eficaz no monitoramento de pacientes.

2 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

O presente capítulo aborda elementos cruciais para a compreensão da pesquisa desenvolvida neste Trabalho de Conclusão de Curso. Para tal, inicialmente será apresentada revisão bibliográfica das principais contribuições teóricas da literatura relacionada ao escopo do trabalho. Este momento é essencial para propiciar uma base sólida ao leitor, revisitando estudos e conceitos anteriores, assim como desmembramentos destes no campo em que se inserem. Na sequência, será apresentada a metodologia, processos e recursos empregados para o desenvolvimento do protótipo. Por fim, os resultados alcançados serão descritos, destacando as principais contribuições do protótipo, como também apresentados os próximos passos para a continuidade do projeto.

3.1 Revisão Bibliográfica

Esta seção apresenta a fundamentação teórica necessária para o desenvolvimento deste trabalho, detendo-se a conceitos externos ao campo da engenharia, porém essenciais para a compreensão da proposta, sejam eles biológicos ou técnicos.

3.1.1 Eletrocardiograma

Para compreender como se dá a captação e o sinal do eletrocardiograma, é necessária a familiaridade com outros conceitos fisiológicos. Começando pelo coração que, operando de maneira similar à uma bomba, é responsável por fazer o sangue oxigenado ir para a circulação sistêmica e o sangue desoxigenado ir para os pulmões, onde será reoxigenado. No entanto, para que esse processo ocorra de maneira harmônica, é necessária uma sequência perfeita de correntes elétricas, disparada por meio de uma estrutura celular especializada do coração, responsável por sua ritmicidade.

Assim como as trilhas em uma placa de circuito impresso, existe no coração uma rede de fibras e células responsável pela distribuição da eletricidade produzida intrinsecamente neste órgão. A corrente elétrica gerada é responsável por fazer o coração funcionar e o instrumento utilizado para registrar estes fenômenos elétricos é o eletrocardiograma (ECG). O ECG é um exame simples, de baixo custo, não invasivo,

sendo capaz de avaliar a condição cardíaca do indivíduo e podendo eventualmente identificar situações de risco de morte súbita.

A atividade cardíaca depende de três pressupostos para seu adequado funcionamento: automatismo do impulso elétrico, condução apropriada do estímulo elétrico e contratilidade miocárdica, sendo esta última resultante da transformação do impulso elétrico em um fenômeno mecânico. O mecanismo coordenado entre as câmaras cardíacas, em que a contração atrial antecede a contração ventricular no ciclo cardíaco normal, faz com que o fluxo sanguíneo seja unidirecional e otimizado na circulação pulmonar e sistêmica [41].

Assim, o ECG busca registrar a atividade cardíaca pela transcrição de ondas em um traçado compatível com os fenômenos anteriormente descritos. Dessa forma é possível inferir, por uma série de elementos, onde o estímulo cardíaco está se originando, se existe algum atraso na condução deste impulso para as estruturas e se estas estão se contraindo — e relaxando — de forma compatível com o normal, visto que a atividade de contração dos átrios e dos ventrículos é passível de ser captada na superfície corporal.

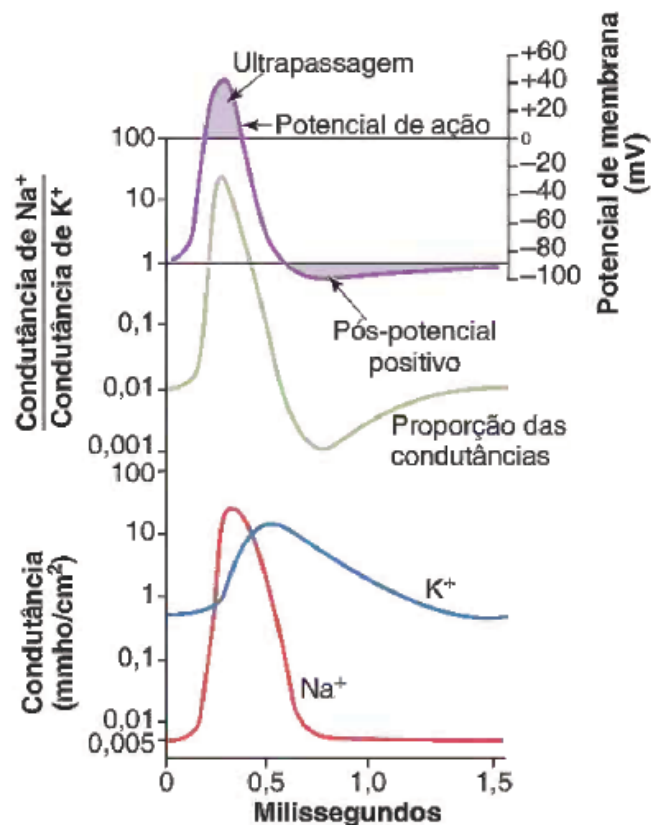
A princípio, em seu estado de repouso, as células encontram-se eletricamente negativas em seu meio interno e, em seu meio externo, positivas. Há maior concentração intracelular do íon potássio (K^+) e, no meio extracelular, do íon sódio (Na^+), devido a proteínas de membrana, as bombas de sódio e potássio que continuamente empurram 3 íons de sódio (Na^+) para o meio extracelular e 2 íons de potássio (K^+) para o meio intracelular, de forma ativa, contra o gradiente de concentração. Essa diferença de concentração leva a uma diferença de potencial entre o meio intracelular e o meio extracelular, que é equivalente a cerca de -90 mV , sendo esse o potencial de repouso.

Os potenciais de ação iniciam-se por alterações súbitas no potencial de membrana, normalmente negativo, para um estado positivo. Seu fim é caracterizado pelo retorno, quase tão rápido quanto a primeira alteração, para o potencial negativo, propagando-se ao longo da membrana celular com grande velocidade até sua extremidade final. Os estágios sucessivos do potencial de ação são:

- Estágio de repouso: é o potencial de repouso da membrana, antes do início do potencial de ação. Diz-se que a membrana está “polarizada” durante esse estágio, em razão do potencial de membrana de -90 mV existente;

- Estágio de despolarização: a esse tempo, a membrana fica subitamente muito permeável aos íons de sódio, permitindo que grande número de íons sódio, positivamente carregados, se difunda para o interior da célula. O estado normal de polarização de -90mV é, de imediato, neutralizado pelo influxo de sódio com cargas positivas, com o potencial aumentando rapidamente para valor positivo. Isso é referido como despolarização;
- Estágio de repolarização: em alguns décimos de milésimos de segundo após a membrana ter ficado muito permeável aos íons sódio, os canais começam a se fechar, e os canais de potássio se abrem mais que o normal. Então, a rápida difusão dos íons potássio para o exterior restabelece o potencial de repouso negativo da membrana. Sendo isso referido como repolarização da membrana.

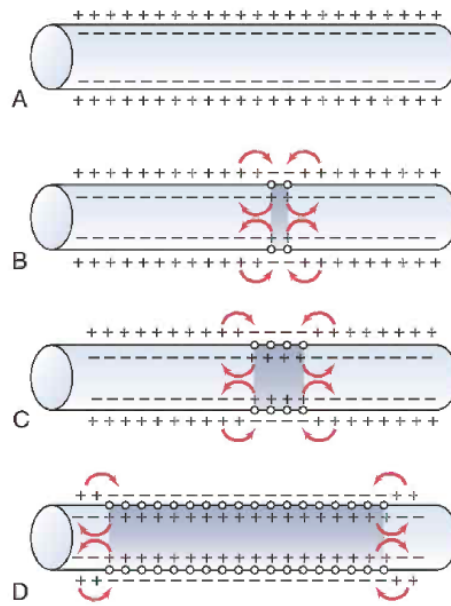
Figura 2 — Alterações da condutância de sódio e potássio durante o curso de potencial de ação.



Fonte: Guyton; Hall [6].

Um potencial de ação provocado em qualquer parte da membrana excitável em geral excita as porções adjacentes da membrana, resultando na propagação do potencial de ação por toda membrana, como demonstrado na Figura 3.

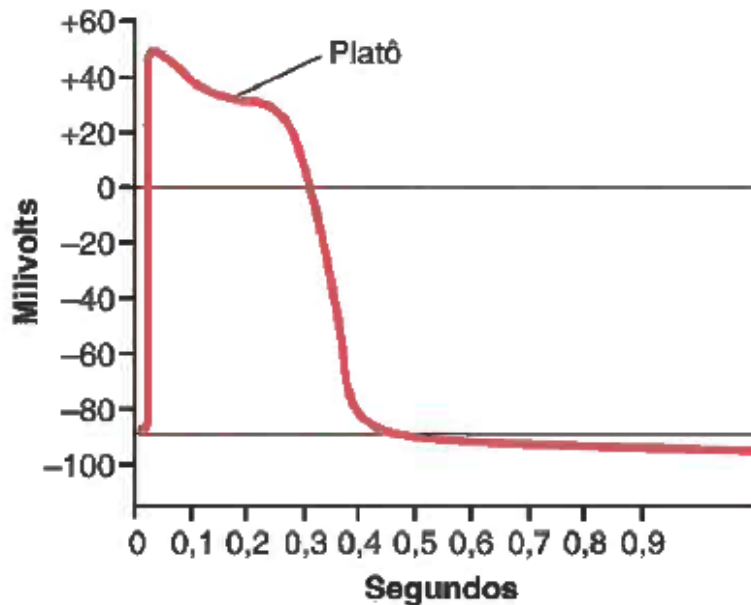
Figura 3 — Propagação do potencial de ação.



Fonte: Guyton; Hall [6].

Em alguns casos, a membrana estimulada não se repolariza imediatamente após a despolarização; pelo contrário, o potencial permanece como platô perto do pico do potencial em ponta por vários milissegundos e, somente então, é que se inicia a repolarização. Esse platô é mostrado na Figura 4, onde pode-se ver facilmente que o platô prolonga muito o período de despolarização. Esse tipo de potencial de ação ocorre nas fibras musculares do coração, onde o platô dura por período de 0,2 a 0,3 segundos e faz com que a contração do coração dure por esse mesmo período [6].

Figura 4 — Potencial de ação de Fibra de Purkinje.



Fonte: Guyton; Hall [6].

O potencial de ação necessário para que as células miocárdicas se contraíam pode ser dividido em cinco fases:

- Fase 0: fase de ascensão rápida do potencial de ação transmembrana para cerca de +20 mV, quando ocorre a despolarização decorrente da entrada rápida de sódio.
- Fase 1: ocorre principalmente fechamento dos canais de sódio e o potencial retorna rapidamente para 0 mV.
- Fase 2: fase de platô, na qual o potencial de ação relativamente se estabiliza na linha 0, em decorrência da entrada lenta de íons Ca^{2+} e saída de K^{+} .
- Fase 3: retorno do potencial de membrana para o valor de repouso (-90 mV), em decorrência do grande efluxo de íons K^{+} ; nesta fase, o perfil iônico encontra-se invertido.
- Fase 4: fase diastólica ou de repouso, em que ocorre restabelecimento do perfil iônico por meio da saída de íons Na^{+} e entrada de íons K^{+} , com gasto energético, e saída de íons Ca^{2+} .

Ao colocar eletrodos sobre a superfície corporal, podem-se identificar ondas representativas da atividade elétrica do coração. Quando uma onda de despolarização se aproxima de um eletrodo positivo, tem-se como resultado a formação de uma deflexão positiva (para cima) no ECG. Em contrapartida, quando a onda de despolarização se afasta do eletrodo é registrada uma deflexão negativa (para baixo).

Para que o coração funcione corretamente suas quatro câmaras devem bater de uma maneira organizada, sendo este batimento coordenado por impulsos elétricos que começam num pequeno feixe de células altamente especializadas localizadas no átrio direito — o nodo sinoatrial (nodo SA), que por sua vez dispara a uma frequência de 60 a 100 vezes por minuto, estimulando ambos os átrios a se contraírem, e esse estímulo elétrico passa para o átrio esquerdo através do feixe de Bachmann. É válido ressaltar que o átrio direito se contrai antes do átrio esquerdo em decorrência da própria localização do nó AS — que se encontra no átrio direito. Nesse momento, há um registro no ECG de uma deflexão, que é a onda P, representando a despolarização dos átrios.

Após a despolarização dos átrios, a corrente elétrica antes de chegar aos ventrículos faz uma pequena pausa em uma estrutura denominada nó atrioventricular

(AV). Essa pausa é importante, pois, favorece uma diferença entre o momento de despolarização dos átrios e dos ventrículos para que estes não se contraíam ao mesmo tempo. No ECG essa pausa é vista como o segmento PR, que vai do final da onda P até o início do complexo QRS.

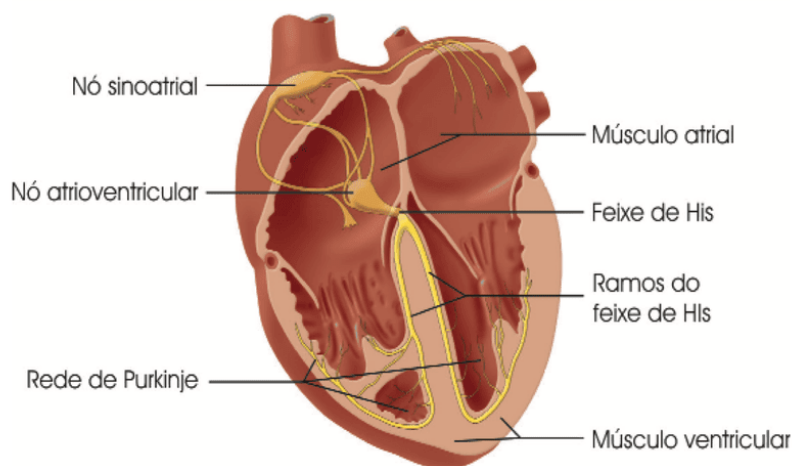
Depois de estimular os átrios, a corrente elétrica desce através do feixe de His, sistema responsável por levar o estímulo aos ventrículos. Logo em seguida, este feixe se divide em seus ramos direito e esquerdo.

Por último, as fibras terminam em estruturas chamadas de fibras de Purkinje, que fornecerão o estímulo elétrico para os ventrículos. Nesta fase, ocorre a despolarização ventricular e a consequente contração dos ventrículos, que é registrada no ECG como uma grande onda, chamada de complexo QRS (Figura 5).

Existe um período refratário no qual as células miocárdicas não respondem a nenhum outro estímulo elétrico; isso acontece logo após o final do complexo QRS e vai até o início da onda T, sendo denominado segmento ST.

Após o segmento ST, ocorre um período de repolarização do ventrículo, sendo registrada no ECG uma deflexão conhecida como onda T [41].

Figura 5 — Anatomia do sistema excito condutor do coração.



Fonte: Reis *et al* [15].

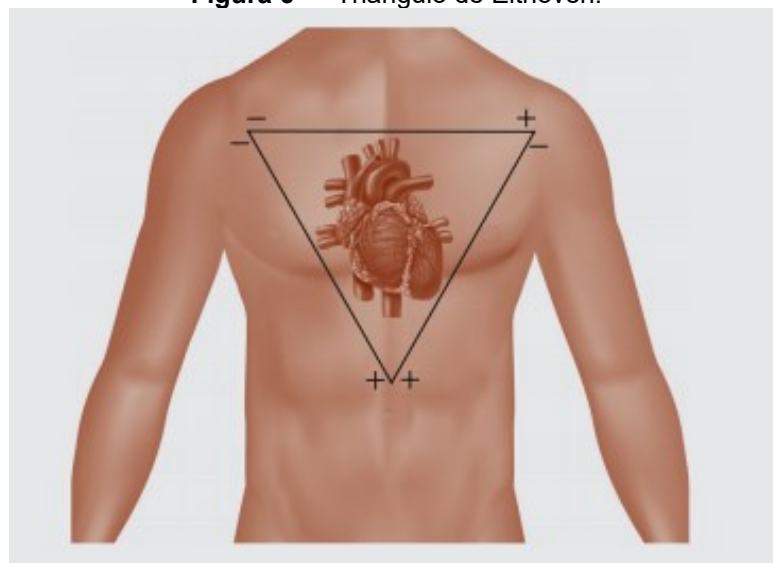
Descrito há cerca de cem anos por Willem Einthoven, o eletrocardiograma (ECG) se popularizou como exame de baixo custo, não invasivo, amplamente disponível, de rápida e fácil execução [6]. O ECG é o registro dos fenômenos elétricos que se originam durante a atividade cardíaca por meio de um aparelho denominado eletrocardiógrafo. Sendo o eletrocardiógrafo um galvanômetro (aparelho que mede a diferença de potencial entre dois pontos), instrumento de processamento da atividade

elétrica cardíaca que permite amplificar as correntes, de pequena amplitude, recolhidas a partir de dois eletrodos dispostos em determinados pontos do corpo humano [7].

Como visto anteriormente, existe uma ativação elétrica no coração que gera na superfície corporal uma diferença de potencial passível de registro, mensuração e análise. Por meio de fios e eletrodos é possível a construção de pontos de referência que permitem a captação das derivações. Tais derivações são divididas em dois grupos: horizontais e verticais, em que por convenção são registradas medidas positivas (quando o eletrodo explorador está orientado e captando regiões próximas da origem de vetores) e negativas (quando o eletrodo capta a extremidade de vetores). As somas dessas resultantes isoelétricas podem oferecer traçados ricos em informação dos efeitos de determinada patologia ou alteração sobre a atividade elétrica do coração.

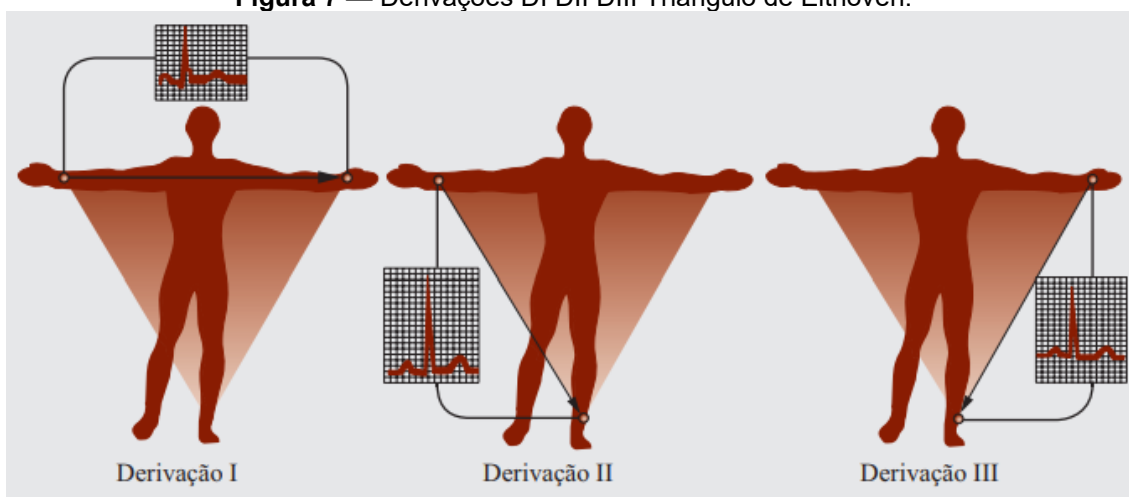
O corpo humano possui infinitas derivações em sua superfície, sendo necessário convencionar os resultados coletados destas para objeto de estudo e comparação. Dessa forma, Eithoven em 1913, por convenção e pragmatismo, estabeleceu três derivações bipolares (derivações que possuem dois polos: um negativo e um positivo), que representavam os lados de um triângulo, chamado “triângulo de Eithoven”, a saber: DI, DII e DIII (Figuras 15 e 16).

Figura 6 — Triângulo de Eithoven.



Fonte: Reis *et al* [15].

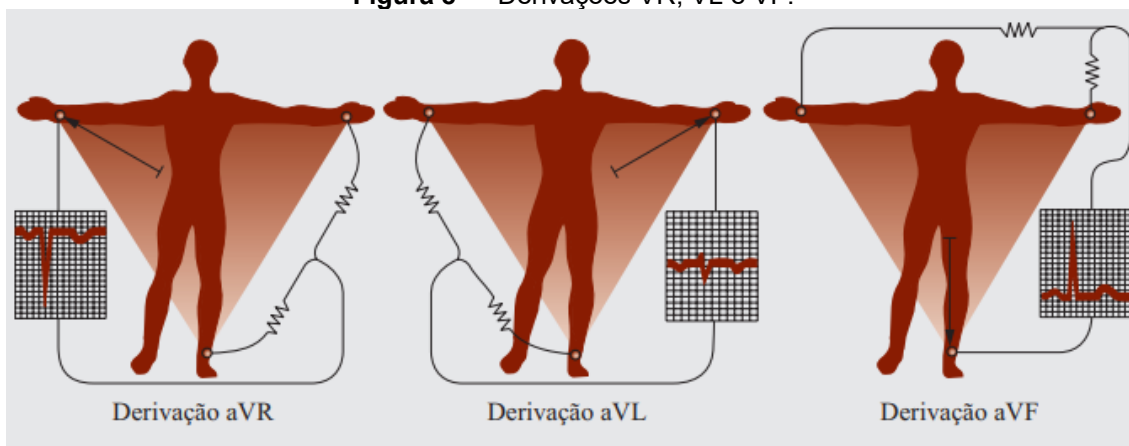
Figura 7 — Derivações DI DII DIII Triângulo de Eithoven.



Fonte: Reis *et al* [15].

Em 1933, Wilson e colaboradores perceberam que, quando se uniam as derivações clássicas de Eithoven pelo centro, adquire-se um potencial resultante muito próximo de zero. Nesse ponto de união, eles conectam o eletrodo explorador, definindo assim mais três derivações unipolares (o vetor é gerado no centro do coração e aponta para a área de mais positividade): aVR, aVL e aVF (Figura 8).

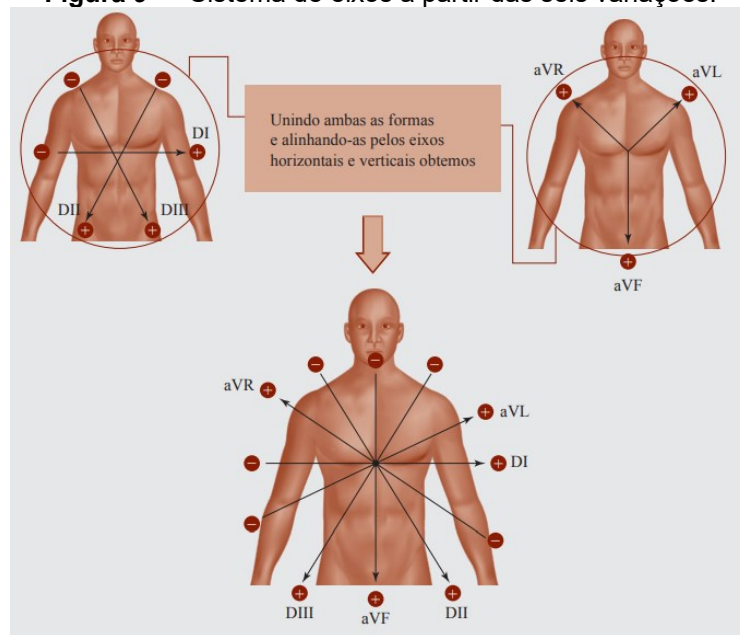
Figura 8 — Derivações VR, VL e VF.



Fonte: Reis *et al* [15].

O sistema de eixos, como o nome sugere, une as seis derivações do plano frontal (DI, DII, DIII, aVR, aVL e aVF) pelo eixo comum (Figura 9). Esse sistema de eixos oferece uma ferramenta com distância precisa entre cada vetor (30°) e a presença maior de vetores positivos abaixo do vetor transversal DI. Dessa forma, a graduação de cada vetor nessa região adota números positivos e, acima dela, o mesmo vetor transversal, pela maior quantidade de vetores negativos, adota uma quantificação negativa.

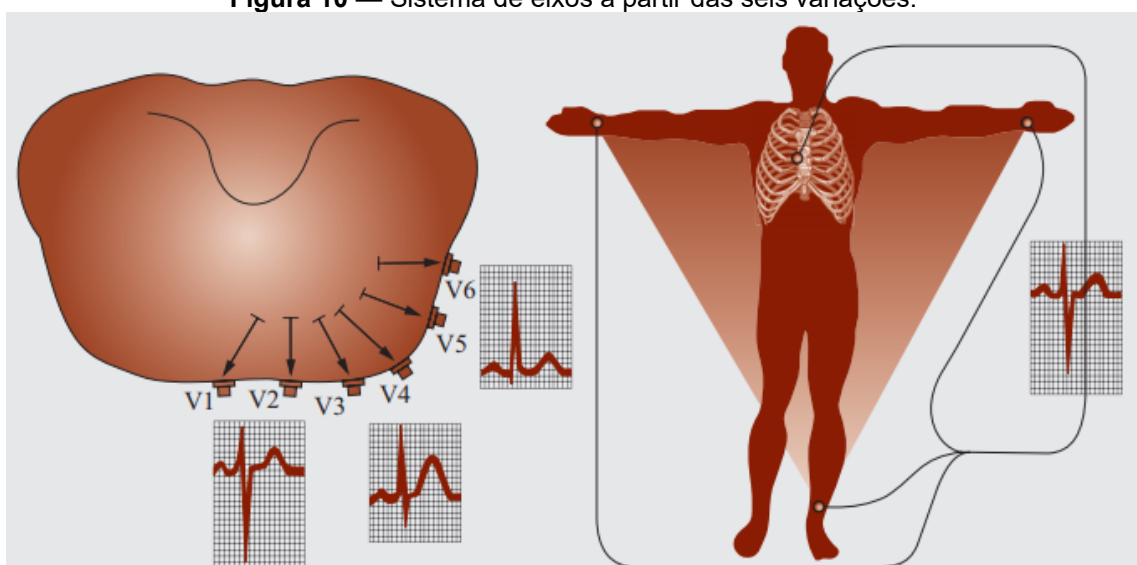
Figura 9 — Sistema de eixos a partir das seis variações.



Fonte: Reis *et al* [15].

O coração é um órgão tridimensional com vetores que assumem uma posição espacial. Em análise física, por definição, há a necessidade de dois planos perpendiculares para orientação espacial de um vetor (Figura 10), assim, como anteriormente foi apresentado o plano frontal e suas derivações, agora é apresentado o plano horizontal com mais seis derivações (V1, V2, V3, V4, V5 e V6) rotineiramente usadas.

Figura 10 — Sistema de eixos a partir das seis variações.



Fonte: Reis *et al* [15].

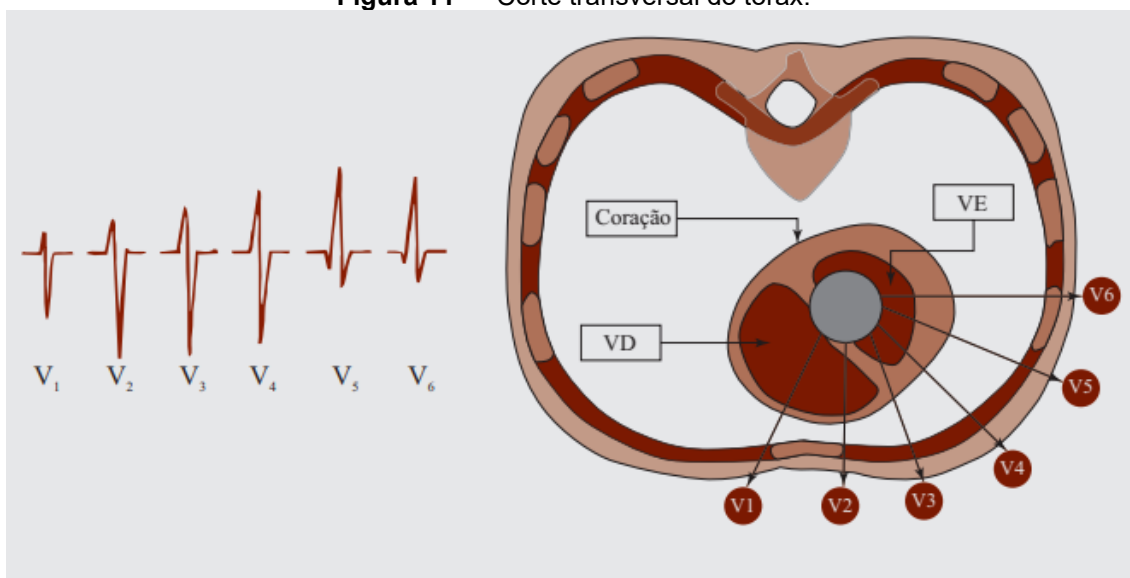
Essas derivações, denominadas “precordiais”, exploram a face anterior do tórax e têm pontos anatômicos específicos para seu posicionamento e análise, que devem

ser considerados conforme descrito na Figura 7, bem como é possível determinar sua correlação com as paredes do coração, visualizadas em corte transversal do tórax (Figura 8) [15].

As derivações precordiais unipolares permitem uma análise tridimensional da atividade elétrica cardíaca, uma vez que a localização específica de cada eletrodo permite a visualização de partes diferentes do coração. Ocorre o registro dos potenciais elétricos de uma pequena área subjacente ao eletrodo explorador, e todos os fenômenos elétricos do ciclo cardíaco são analisados desse ponto. Essas derivações são consideradas unipolares porque utilizam um eletrodo explorador no tórax em relação a um eletrodo indiferente, com potencial próximo a zero. Sendo assim, deve-se localizar a princípio V1, pois ele servirá de referência para o posicionamento das demais derivações. Os eletrodos são posicionados sucessivamente sobre a superfície do tórax:

- V1: 4º espaço intercostal, na linha paraesternal à direita.
- V2: 4º espaço intercostal na linha paraesternal à esquerda.
- V3: equidistante entre V2 e V4.
- V4: 5º espaço intercostal na linha hemiclavicular à esquerda.
- V5: 5º espaço intercostal na linha axilar anterior à esquerda.
- V6: 5º espaço intercostal na linha axilar média à esquerda.

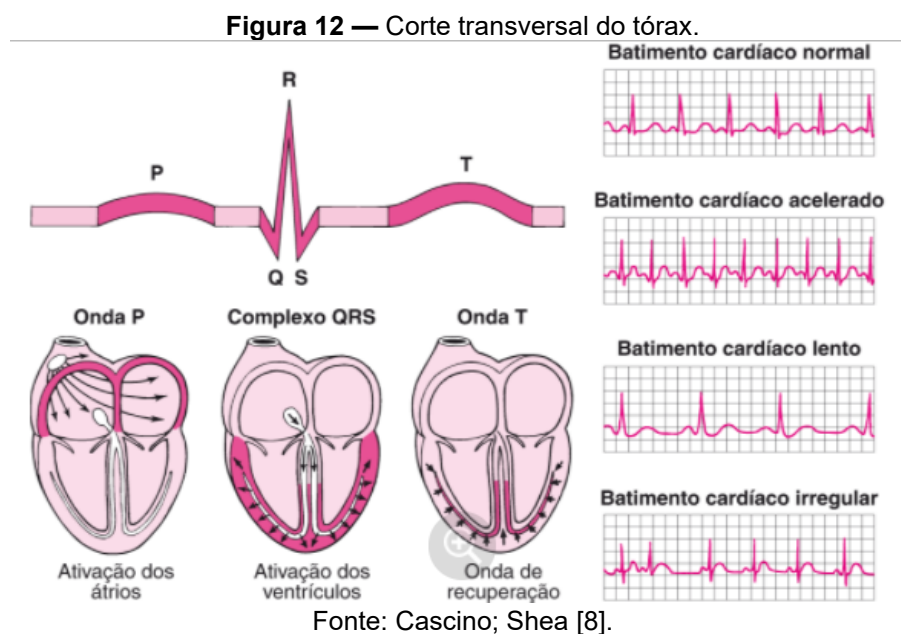
Figura 11 — Corte transversal do tórax.



Fonte: Reis *et al* [15].

Por fim, o traçado do eletrocardiograma é composto basicamente por 5 elementos: onda P, intervalo PR, complexo QRS, segmento ST e onda T, que podem ser traduzidos fisiologicamente com as etapas do batimento cardíaco. Dessa forma, o sinal se inicia com um impulso do marca-passo cardíaco (nó sinoatrial ou sinusal). Esse impulso ativa as câmaras superiores do coração (átrios). A onda P representa a ativação dos átrios. Em seguida, a corrente elétrica flui para as câmaras inferiores do coração (ventrículos). O complexo QRS representa a ativação dos ventrículos. A corrente elétrica, em seguida, espalha-se para trás, ao longo dos ventrículos no sentido oposto. Esta atividade é chamada onda de recuperação, representada pela onda T.

Muitos tipos de anormalidades podem ser vistos em um ECG. Entre elas estão episódios de ataque cardíaco (infarto do miocárdio), ritmo cardíaco anormal (arritmia), oferta insuficiente de sangue e oxigênio para o coração (isquemia) e espessamento excessivo (hipertrofia) das paredes musculares do coração [8].



O eletrocardiograma (ECG) é um exame de grande importância em qualquer avaliação cardiológica, seja ela de emergência ou não. Uma série de fatores técnicos podem alterar a qualidade e a acurácia do registro, como a posição do paciente na realização do exame, o ambiente e a preparação da pele para colocação dos eletrodos, bem como a calibração do eletrocardiógrafo. Logo, para obtenção de um traçado em condições técnicas satisfatórias, é necessário seguir determinadas regras:

- O posicionamento-padrão para a obtenção do registro eletrocardiográfico é o decúbito dorsal.

- O paciente não deve estar em contato com partes de metal da maca, permanecendo imóvel e em posição confortável, a fim de evitar tremores musculares. É preciso afastar do local aparelhos de ondas curtas, fios de alta tensão, motores e outros aparelhos elétricos, pois eles causam interferências no traçado.
- É adequado limpar, com álcool, benzina ou éter, o local onde serão posicionados os eletrodos. Após a limpeza da pele, recomenda-se a aplicação de, aproximadamente, 1 cm de pasta apropriada. Aplicada a pasta, convém friccionar a pele do local, em uma área não superior a 1 cm².
- É importante salientar que os eletrodos precisam ser posicionados na face interna dos antebraços e das pernas e devem ser evitadas proeminências dos ossos, considerando que no caso de membros amputados o indicado é fixar no braço ou na coxa [41].

3.1.2 Pressão arterial

A pressão arterial pode ser definida como a força que o sangue, impulsionado pelo coração, exerce contra as paredes das artérias por onde circula. O aparelho cardiovascular é um sistema fechado, através do qual o sangue circula de maneira praticamente constante graças à ação impulsionadora do coração. Em cada batimento o ventrículo esquerdo envia para a artéria aorta uma determinada quantidade de sangue que, através de múltiplas ramificações arteriais, chega até todos os tecidos do organismo. A pressão arterial não é uniforme, pois ao longo do ciclo cardíaco sofre certas oscilações — daí que, para se referir aos seus valores, são considerados dois parâmetros:

- À pressão arterial máxima ou sistólica que corresponde ao momento em que o ventrículo esquerdo bombeia o seu conteúdo para a aorta (sístole): a grande artéria acolhe subitamente uma considerável quantidade de sangue, o que faz com que a pressão no seu interior atinja o valor máximo, que em condições de repouso é de cerca de 120 a 140 mm Hg (milímetros de mercúrio).
- À pressão arterial mínima ou diastólica que corresponde ao momento em que o ventrículo esquerdo está a encher-se de sangue (diástole): a elasticidade das paredes da aorta faz com que a artéria impulsione o sangue para os vasos periféricos e, assim, a pressão no seu interior atinge o valor mínimo de aproximadamente 80 mm Hg [9].

A pressão arterial pode ser medida de diversas formas, tais como a técnica auscultatória com uso de esfigmomanômetro de coluna de mercúrio ou aneróide, ou ainda aparelhos semiautomáticos digitais. Atualmente, percebe-se mais frequentemente o uso de equipamentos aneróides e semiautomáticos.

Apesar de ser relativamente simples, antes de se realizar a medição da pressão arterial, deve ser feita uma avaliação de alguns critérios. Primeiramente, deve-se garantir que o paciente esteja calmo e em um ambiente com temperatura agradável. O recomendado é que ele fique em repouso por pelo menos cinco minutos. Deve-se verificar ainda se o paciente está com a bexiga vazia, não praticou exercícios nas últimas horas e não bebeu bebidas alcoólicas ou café. Além disso, ele não deve ter se alimentado ou fumado na última meia hora.

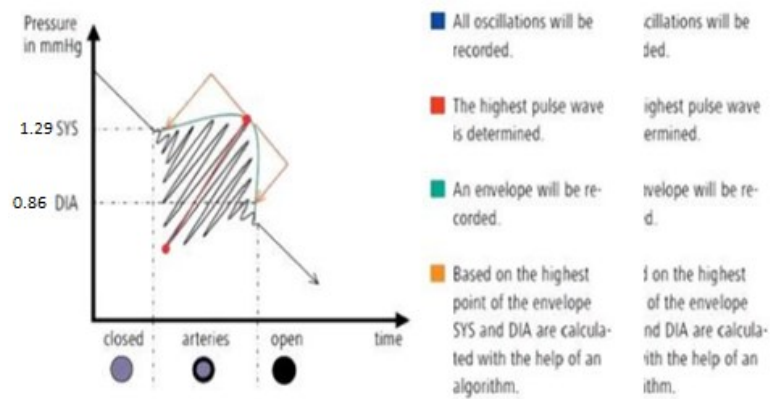
Para mais, é importante que o paciente esteja posicionado de maneira adequada. O ideal é que ele esteja sentado, com as pernas descruzadas, pés no chão e costas apoiadas no encosto da cadeira. O braço deve ser colocado na altura do coração, o cotovelo deve estar levemente flexionado e a palma da mão deve estar virada para cima [10].

Para o desenvolvimento desse projeto, optou-se pelo método não invasivo (NiBP) oscilométrico de aferição de pressão arterial. Nesse método, o manguito posicionado no braço do paciente será inflado até a pressão exercida por ele causar a oclusão da artéria, em seguida, será desinflado lentamente. A partir da desobstrução da artéria detectam-se as amplitudes das oscilações provocadas na braçadeira, causadas graças a pulsação de sangue pela sístole e pela diástole, através de um sensor de pressão, em que posteriormente os dados coletados serão processados no microcontrolador.

As oscilações seguem o padrão da Figura 13; inicialmente, quando o braço está muito pressionado pelo manguito, as oscilações acabam sendo praticamente imperceptíveis. Conforme o ar é expelido as oscilações aumentam de amplitude até atingir o valor máximo, que corresponde a pressão arterial média (MAP), e após isso a amplitude das oscilações começa a diminuir. A pressão MAP corresponde a pressão na coifa no momento que a maior oscilação ocorre, e com ela é possível estimar as pressões diastólica e sistólica.

Para o projeto foram utilizadas equações simples, com valores obtidos de maneira empírica, estimando pressão diastólica como sendo 0,86 multiplicado pelo MAP e pressão sistólica como 1,29 multiplicado MAP.

Figura 13 — Curva característica para a pressão arterial.



Fonte: Chandrasekha; Krishnan; Everett [14].

3.1.3 Saturação de O₂ no sangue

Uma oxigenação adequada dos tecidos humanos é necessária para a manutenção da vida. Portanto, seu monitoramento contínuo é fundamental em cirurgias ou em internações em unidades de terapia intensiva UTI [11]. A saturação do oxigênio mede a porcentagem de oxiemoglobina (hemoglobina carregando oxigênio) no sangue, e é representada como a saturação arterial do oxigênio (SaO₂) e a saturação venosa de oxigênio (SvO₂). Idealmente, mais de 89% das suas células vermelhas devem estar transportando oxigênio. Cada molécula da hemoglobina contém quatro grupos heme que podem prontamente ligar-se ao oxigênio molecular. Isto significa que uma molécula da hemoglobina pode ligar-se a quatro moléculas do oxigênio durante o transporte no sangue [12].

Cerca de 97% do oxigênio é transportado para os tecidos em combinação química com a hemoglobina, os 3% restantes de oxigênio são transportados para os tecidos dissolvidos no plasma. A hemoglobina se combina com grandes quantidades de oxigênio quando a PO₂ está alta e, em seguida, libera o oxigênio quando a PO₂ está baixa. A hemoglobina capta grandes quantidades de oxigênio quando o sangue passa através dos pulmões. Conforme o sangue passa pelos capilares teciduais, onde a PO₂ cai para cerca de 40 mmHg, grandes quantidades de oxigênio são liberadas da hemoglobina. O oxigênio livre então se difunde para as células dos tecidos.

A pressão parcial de oxigênio do sangue pulmonar aumenta para se igualar à do ar alveolar durante o primeiro terço do capilar pulmonar, em média, a pressão parcial de oxigênio (PO₂) atinge 104 mmHg no alvéolo, enquanto no sangue venoso que entra no capilar a média é de apenas 40 mmHg. Portanto, a diferença na pressão

parcial inicial faz com que o oxigênio se difunda para o capilar pulmonar. A PO₂ aumenta para se igualar à do ar alveolar [42].

A oximetria de pulso é um método não invasivo para monitorar a saturação de oxigênio no sangue, sendo que, os sensores de oximetria de pulso usam a luz para medir a saturação de oxigênio, já em relação ao posicionamento do sensor, é recomendado que seja feito em tecidos finos do corpo, como pontas dos dedos ou orelhas.

Para mais, a forma de funcionamento dessa ferramenta se dá comparando a intensidade da luz absorvida por um fotossensor após a emissão de feixes de luz vermelha (660 nm de comprimento de onda), de luz infravermelha (900 nm de comprimento de onda). Isso porque a hemoglobina oxigenada e a desoxigenada absorvem essas luzes de maneiras diferentes então, após a passagem desses feixes pelas pontas dos dedos, a interação com os glóbulos vermelhos, a absorção e a redução da intensidade da luz vermelha e infravermelha são comparadas e processadas para obter um valor percentual da saturação de oxigênio no sangue.

A saturação de oxigênio nas artérias é determinada como a relação entre a Hb e a HbO₂ total disponível nas artérias. A comparação pode ser vista na seguinte equação:

$$SpO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \quad (3)$$

Onde:

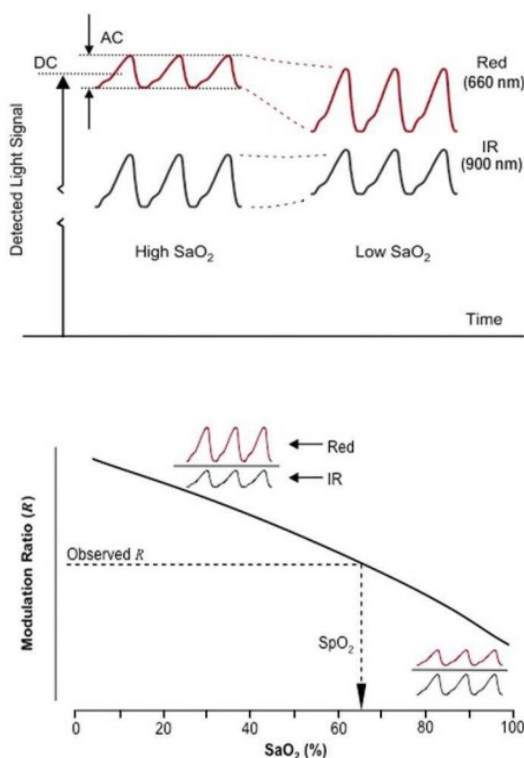
SpO₂ = Porcentagem de saturação de oxigênio;

HbO₂ = Hemoglobina contendo oxigênio;

Hb = Hemoglobina que não contém oxigênio.

A luz que atravessa a pontas dos dedos é atenuada, sendo esta atenuação causada pelo fluxo sanguíneo das veias, artérias e pelos tecidos. A redução da intensidade da luz pelo fluxo de sangue venoso e tecido produz um sinal relativamente estável, que é um sinal DC. Já a redução da intensidade da luz pelo fluxo sanguíneo arterial produz um sinal relativamente instável, que é um sinal AC. Assim, a absorção de luz vermelha sobre a luz infravermelha é uma indicação de baixa saturação de oxigênio e, inversamente, a absorção de luz infravermelha sobre a luz vermelha é uma indicação de alta saturação de oxigênio [4].

Figura 14 — Comportamento da Hemoglobina (Hb) com a incidência de luz.



Fonte: Adaptado pela autora com base em Oak; Aroul [13].

O valor da oximetria pode ser calculado encontrando o valor de R. R é uma comparação da absorção de luz vermelha e infravermelha que produz componentes AC e DC:

$$R = \frac{AC_{red} \overline{DC_{red}}}{AC_{ir} \overline{DC_{ir}}} \quad (4)$$

Onde:

R= A relação de tensão resulta da absorção de luz vermelha e infravermelha;

ACred= Valor da tensão CA de absorção da luz vermelha;

DCred= Valor da tensão DC da absorção da luz vermelha;

ACired= Valor da tensão CA da absorção de luz infravermelha;

DCired= Valor da tensão DC da absorção de luz infravermelha.

Depois que o valor R for conhecido, o valor de SpO2 pode ser determinado inserindo o valor R na seguinte equação linear, sendo este modelo frequentemente usado na literatura no contexto de dispositivos médicos [13].

$$\%SpO_2 = 110 - 25 * R \quad (5)$$

Existem dois tipos de arranjos ópticos para oxímetros, os transmissivos e reflexivos. No caso transmissivo, o fotodiodo e o LED são colocados em lados opostos da parte do corpo humano, com o fotodiodo coletando a luz residual após a absorção de vários componentes da parte do corpo. No caso reflexivo, o fotodiodo e o LED estão no mesmo lado e o fotodiodo coleta a luz refletida de várias profundidades sob a pele. Para este projeto optei pelo uso do sensor de batimento cardíaco e oxímetro MAX30100, que é um módulo composto por 2 LEDs, um fotodetector e circuitos que detectam batimentos cardíacos e medem indiretamente a quantidade de oxigênio no sangue.

3.1.4 Temperatura

A temperatura do corpo humano é controlada por uma área do cérebro chamada hipotálamo, que age como um termostato ajustado para manter os órgãos internos a 37°C. Esse objetivo é alcançado por meio do equilíbrio entre a perda de calor pelos órgãos periféricos (pele, vasos sanguíneos, glândulas sudoríparas) em contato com o ambiente e a produção de calor pelo processo metabólico dos tecidos internos [27]. A manutenção da normotermia nos animais homeotermos, como o homem, é uma função muito importante do sistema nervoso autônomo, pois com pequenas alterações da temperatura central, podem ocorrer alterações metabólicas e enzimáticas [25].

O prefixo “hipo” significa abaixo, já o prefixo “hiper” tem o significado de acima. Portanto, o estado de hipertermia é quando o corpo humano se encontra a uma temperatura muito acima do parâmetro ideal, enquanto hipotermia ela está muito abaixo. O estado de hipotermia é caracterizado quando a temperatura corporal está abaixo de 35 °C, isto é, quando a perda de calor corporal é maior que a sua própria capacidade de gerar calor. Na primeira fase do processo de perda de calor acontecem arrepios, alterações na respiração (taquicardia), dormência nas mãos e a pessoa começa a apresentar dificuldades em realizar tarefas básicas cotidianas. Na segunda fase, intensificam-se os arrepios, dificultando os movimentos e deixando as extremidades do corpo azuladas, a pessoa ainda não apresenta perda de consciência, entretanto, já é o suficiente para gerar certa confusão mental. Na terceira e última

fase, surgem sintomas de amnésia (perda de memória) e cessam os arrepios. A respiração e o pulso cardíaco caem consideravelmente, podendo levar a vítima a óbito devido à inatividade celular.

Em sua grande maioria, o que causa hipotermia é a permanência humana em locais onde a temperatura ambiente é muito baixa, mas existem ainda outras condições e doenças que causam hipotermia como doença no sistema circulatório, diabetes, lesões na medula espinhal, queimaduras, doença de Parkinson, desnutrição, tireoide apresentando baixa atividade (hipotireoidismo), excessivo consumo de bebidas alcoólicas. É preciso também ter muito cuidado com crianças pequenas, cujo organismo ainda não está preparado para regular a temperatura corporal, pois na intenção de combater a febre, muitos pais causam hipotermia em bebês ao darem banho em água muito fria ou em um período maior [26].

Já quando o organismo é agredido por substâncias tóxicas que afetam os centros termorreguladores, por tumores cerebrais, por desidratação, por um agente externo ou por uma doença dos órgãos internos, o hipotálamo pode elevar a temperatura dois ou três graus acima dos valores habituais, o que caracteriza a febre [27]. De fato, a febre não é uma doença; trata-se na verdade de reação do organismo contra alguma anomalia. Também não é necessariamente um mal, nas infecções por exemplo, ajuda o sistema de defesa a livrar-se do agente agressor.

No momento em que a febre se instala, começam os arrepios de frio que podem transformar-se em tremedeira, seguida de sensação de calor intenso e sudorese. Outros sintomas são dores musculares, nas juntas, dor de cabeça, fraqueza, apatia, irritabilidade, indisposição, perda de apetite, boca seca, desidratação. Especialmente nas crianças, febres que se aproximam dos 40°C ou ultrapassam tal limite podem provocar confusão mental, delírios e convulsões.

A única maneira de ter certeza de que uma pessoa está com febre ou hipotermia é medir sua temperatura com um termômetro, de preferência eletrônico. A maneira mais usual de aferi-la é colocar o bulbo do termômetro nas dobras das axilas, aguardar com o braço imóvel (sem “esfregar”) e só retirar depois de cinco minutos para fazer a leitura. A temperatura pode ser medida também no interior da boca ou do reto, parte do intestino grosso que termina no ânus, sendo que nessas áreas, ela costuma ser um grau mais alto do que a medida nas axilas [27].

3.2 Metodologia

No presente capítulo, exploraremos os materiais essenciais para a concepção e implementação de um monitor multiparamétrico voltado à captação de informações vitais descritos no capítulo anterior. A seleção cuidadosa desses componentes desempenha um papel crucial na qualidade e na confiabilidade do monitor, impactando diretamente a precisão das medições e a eficiência do dispositivo. Ao examinarmos detalhadamente cada elemento, desde sensores específicos até dispositivos de processamento e interface, teremos uma compreensão abrangente dos recursos e capacidades que contribuirão para a funcionalidade integral do monitor multiparamétrico.

3.2.1 Materiais

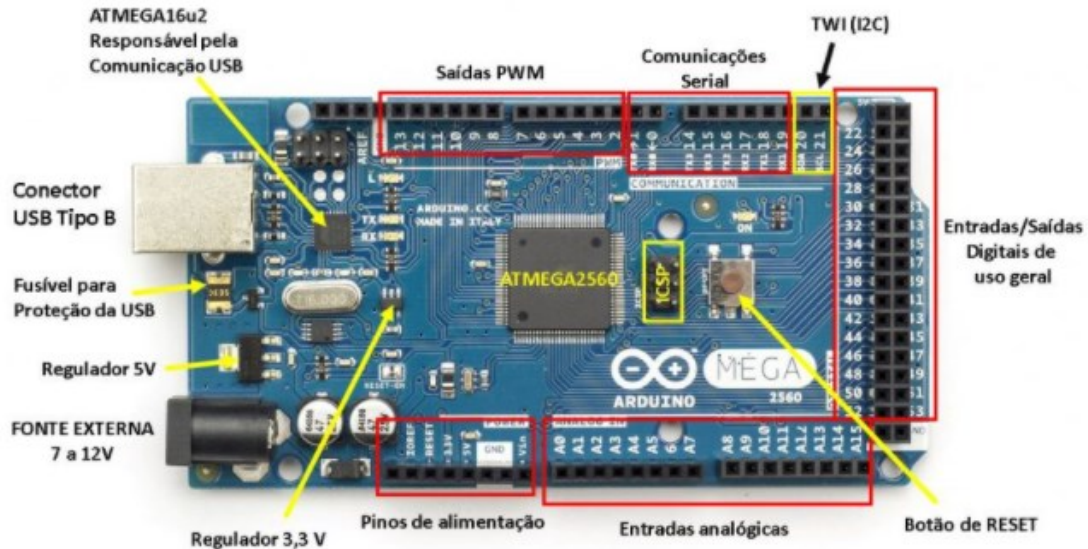
O momento tecnológico atual permite que uma ampla gama de materiais esteja disponível no mercado. No entanto, entende-se que o desenvolvimento de uma pesquisa acadêmica deva ser pautado na realidade material. Assim, a possibilidade de implementação clínica do protótipo aqui projetado deve estar em afinidade com as limitações do sistema de saúde brasileiro, com destaque ao público. Assim, tem-se como parâmetro principal o custo-benefício dos componentes escolhidos, uma vez que garantida a compatibilidade entre estes. Esta subseção apresentará as informações técnicas e detalhamento dos componentes selecionados para elaboração do protótipo.

3.2.1.1 *Arduino Mega 2560*

A placa Arduino Mega 2560 é mais uma placa da plataforma Arduino que possui recursos bem interessantes para prototipagem e projetos mais elaborados. Baseada no microcontrolador ATmega2560, possui 54 pinos de entradas e saídas digitais onde 15 destes podem ser utilizados como saídas PWM, 16 entradas analógicas (pinos A0 a A15), onde pode ser feita a conversão do sinal analógico para digital com uma resolução de 10 bits, ou seja, o valor analógico será convertido um valor digital entre 0 e 1023, 4 portas de comunicação serial. Além da grande quantidade de pinos, ela conta com maior quantidade de memória que placas anteriores, sendo uma ótima opção para projetos que necessitem de muitos pinos de entradas e saídas além de memória de programa com maior capacidade.

A alimentação da placa Arduino Mega pode ser feita tanto pela USB, como por uma alimentação externa. Essa alimentação externa é feita através do conector Jack com positivo no centro, onde o valor de tensão da fonte externa deve estar entre os limites 5V a 20V, entretanto, quando alimentada com tensão acima de 12V pode ficar instável, isso porque o regulador de tensão da placa pode sobreaquecer e danificá-la. Sendo assim, é recomendado para tensões de fonte externa valores de 7V a 12V [16].

Figura 15 — Esquemático Arduino Mega 2560.



Fonte: Portal Embarcados [16].

3.2.1.2 Sensor de Pressão MPS20N0040D-D

O Módulo Sensor de Pressão MPS20N0040D-D é um componente eletrônico muito compacto e tecnológico, que pode atuar em conjunto com diversas plataformas de prototipagem, entre elas a Arduino.

O sensor MPS20N0040D-D opera com base no princípio da deformação de um diafragma de silício. Quando a pressão é aplicada ao diafragma, ele se deforma, causando uma mudança na resistência elétrica. Isso, por sua vez, é convertido em um sinal de tensão, que é proporcional à pressão aplicada. Esse sinal de tensão pode ser lido e processado por um microcontrolador ou outro dispositivo eletrônico.

O principal diferencial desse conjunto deve-se ao fato de já ser pronto para ligação com o microcontrolador, isso porque, apresenta em seu circuito um conversor analógico-digital (ADC) tipo HX710B patentado pela Avia Semiconductor, cuja precisão é de 24 bits.

Ele possui ampla área de aplicação, podendo ser empregado para aferição de pressão dos pneus, bombas de ar, sensor MAP, equipamentos de diagnóstico, além de instrumentação médica e monitoramento [17].

Tabela 1 — Dados técnicos do sensor MPS20N0040D-D.

Modelo	MPS20N0040D-D
Faixa de medição da pressão	0 a 40KPa
Tensão de trabalho	3.3v - 5 VDC
Temperatura de operação	-40 a 85°
Temperatura de armazenamento	-40 a 125°C
Tensão de polarização	± 25 mV
Tensão de saída em grande escala	50 a 100 mV
Linearidade	± 0,3% F.S
Coeficiente de temperatura	± 0,08% do F.S. /°C
Coeficiente de temperatura da sensibilidade	-0,21% FS //°C
Dimensões (CxLxA)	18,8x18,2x11mm
Peso	1,2g

Fonte: Elaborada pela autora com base em USINAINFO [18].

Figura 16 — Módulo Sensor de Pressão Diferencial MPS20N0040D-D.



Fonte: USINAINFO [17].

Tabela 2 — Especificações de microbomba de ar DC.

Tensão recomendada	3 V
Range de operação	2 V ~ 3.2 V
Corrente nominal	< 150 mA
Tempo para inflar	< 8s (de 0 a 300 mmHg)
Fluido aplicado	Ar
Fluxo de ar	> 70 ml/min
Pressão máxima	> 360 mmHg
Dispersão	Max 0.6 mmHg/ 15 seg a partir de 300 mmHg
Tensão para religar	2V
Ruído	62 dB (30 cm de distância)
Vida útil	30000 vezes

Fonte: Elaborado pela autora com base em Amazon [19].

3.2.1.3 *Microbomba de ar DC*

A minibomba de ar DC é um dispositivo compacto e eficiente para o projeto. Com seu motor de corrente contínua, a bomba oferece um desempenho confiável, garantindo uma inflação rápida e controlada do manguito. Sua construção compacta torna-a uma solução portátil e conveniente.

Figura 17 — Microbomba de ar DC.



Fonte: USINAINFO [17].

3.2.1.4 *Manguito*

O manguito escolhido para integrar-se a ao projeto necessita de qualidade e design funcional, sendo fabricado com materiais duráveis e confortáveis, o manguito deverá oferecer um ajuste preciso ao braço do usuário, garantindo leituras de pressão arterial precisas e consistentes.

Figura 18 — Manguito para aferir pressão com uma via.

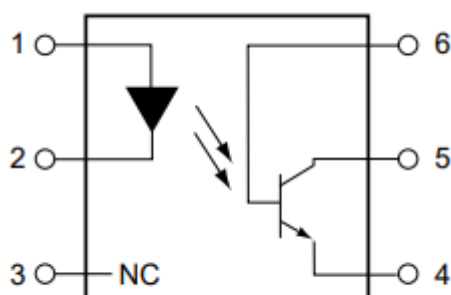


Fonte: AliExpress [39].

3.2.1.5 Optoacopladores 4N25M

Os optoacopladores de uso geral consistem em um diodo emissor de infravermelho de arsenieto de gálio acionando um fototransistor de silício em um pacote duplo em linha de 6 pinos, estando o 4N25M incluso nesta categoria. [20] Esses componentes eletrônicos são capazes de realizar o isolamento de partes específicas de um circuito garantindo maior segurança e qualidade para os projetos.

Figura 19 — Esquemático 4N25M.



Fonte: Fairchild Semiconductor [20].

Onde:

1. Anodo;
2. Catodo;
3. Sem conexão;
4. Emissor;
5. Coletor;
6. Base.

3.2.1.6 Válvula Solenoide

Tabela 3 — Especificações válvula solenoide de 3V.

Tensão nominal	3 V
Corrente nominal	75 mA
Resistência DC	40 ohms
Potência nominal	0.225 W
Velocidade de exaustão 300mmHg – 15 mmH	< 3 s
Vazão	< 3 mmHg/min

Tensão mínima de operação	< 2,3 V
Tipo	Normalmente aberta

Fonte: Elaborado pela autora com base em AliExpress [21].

Uma válvula solenóide é composta por um solenóide que envolve uma haste metálica, geralmente de material ferroso, que é chamada de núcleo. Quando uma corrente elétrica é aplicada à bobina, ela gera um campo magnético, o que atrai o núcleo metálico para o centro da bobina. Esse movimento do núcleo é conhecido como deslocamento ou acionamento.

Quando o núcleo é acionado, ele pode abrir ou fechar o orifício de passagem de fluido em uma válvula, dependendo do tipo de válvula solenóide. Esse processo é altamente controlável e ocorre rapidamente, permitindo a regulação precisa do fluxo.

Figura 20 — Válvula solenoide.



Fonte: Ali Express [21].

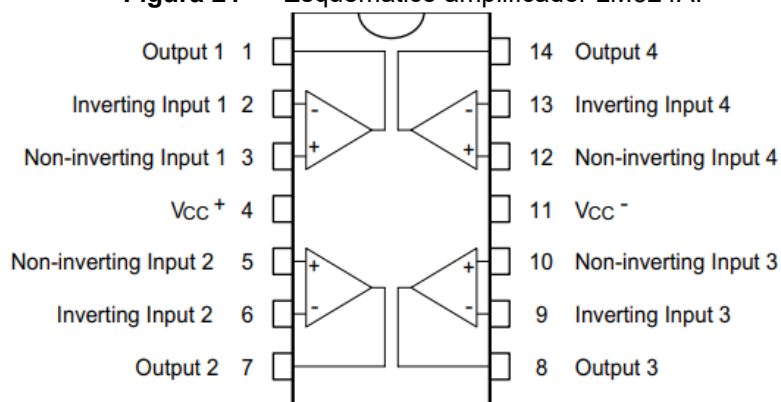
3.2.1.7 Amplificador LM324

O LM324 é um amplificador operacional (op-amp) que faz parte da família de circuitos integrados amplificadores operacionais, que oferece uma ampla faixa de aplicações em eletrônica, desde amplificação de sinais até controle e processamento de sinais.

Esses circuitos consistem em quatro amplificadores operacionais independentes, de alto ganho e compensados internamente por frequência. Eles operam com uma única fonte de alimentação em uma ampla gama de tensões. A operação de fontes de alimentação divididas também é possível e o baixo dreno de

corrente da fonte de alimentação é independente da magnitude da tensão da fonte de alimentação [22].

Figura 21 — Esquemático amplificador LM324A.



Fonte: ST Microelectronics [22].

Tabela 4 — Especificações Amplificador LM324A.

Tensão nominal	3 V
Corrente nominal	75 mA
Resistência DC	40 ohms
Potência nominal	0.225 W
Velocidade de exaustão 300mmHg – 15 mmH	< 3 s
Vazão	< 3 mmHg/min
Tensão mínima de operação	< 2,3 V
Tipo	Normalmente aberta

Fonte: Elaborado pela autora com base em ST Microelectronics [22].

3.2.1.8 Eletrodo de cloreto de prata e cabos conectores

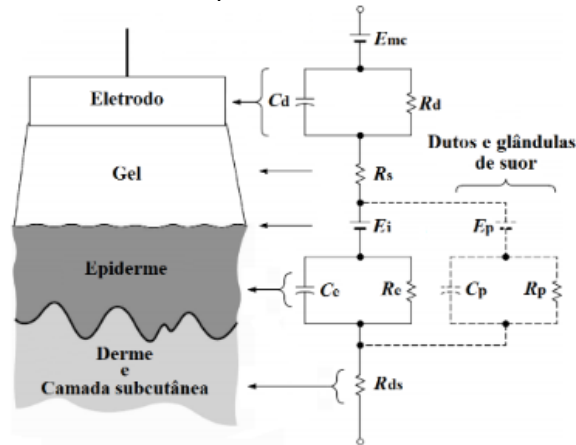
Com o objetivo de adquirir potenciais elétricos gerados pelo organismo, se faz necessário algum tipo de interface entre o corpo e o sistema eletrônico de medida. Para isso, os eletrodos de biopotencial são utilizados para desempenhar essa função de interface.

Potenciais de junção são causados pela interface de duas superfícies eletroliticamente diferentes e são causadores de distorções de medidas na movimentação do eletrodos. Como os eletrodos de cloreto de prata são os que possuem os mais baixos e estáveis potenciais de junção, apresentando baixo potencial de meia célula e ótima condutividade elétrica, esse modelo de eletrodo é bastante utilizado para obtenção de eletrocardiogramas, sendo composto por um disco com superfície de prata e banhado com uma camada do composto iônico cloreto de prata [23]. Possuindo também um gel aderente (hidrogel), que otimiza a adesão e

o contato elétrico com a pele, diminuindo assim a presença dos ruídos. Além disso, para minimizar ainda mais os ruídos deve-se realizar a abrasão do local onde o eletrodo descartável será inserido, além de realizar a tricotomia, já que os pelos também podem interferir no sinal.

Os cabos de eletrodos apresentam baixa resistência elétrica, minimizando assim, as perdas de tensão ao promoverem a condução do sinal dos eletrodos descartáveis ao circuito amplificador.

Figura 22 — Circuito equivalente sistema Derme/Gel/Eletrodo.



Fonte: Teixeira [22].

Figura 23 — Eletrodo descartável de cloreto de prata.



Fonte: LF Equipamentos [24].

Figura 24 — Cabos de eletrodos.



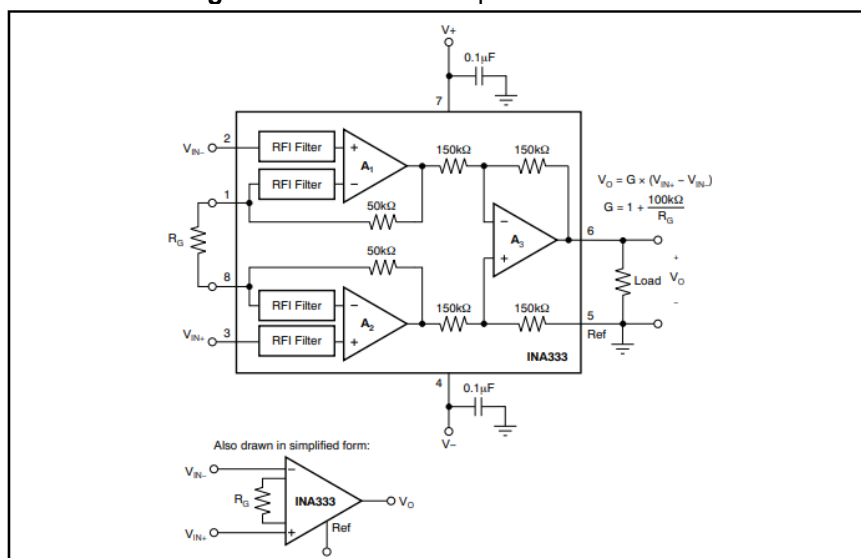
Fonte: Ali Baba [38].

3.2.1.9 Amplificador de instrumentação INA 333

O INA333 é um amplificador operacional de instrumentação, projetado para amplificar sinais de pequena amplitude enquanto rejeita ruídos comuns. Seu princípio de funcionamento é baseado na medição da diferença de tensão entre dois terminais de entrada (diferencial) e na rejeição de sinais comuns presentes em ambos os terminais (modo comum).

O INA 333 é um amplificador de instrumentação diferencial com altíssima impedância de entrada e alta taxa de razão de rejeição de modo comum (RRMC), onde, o amplificador subtrai os sinais de entrada (V_{in+} e V_{in-}) para obter um terceiro sinal (V_O), além de poder gerar um ganho, G , obtido a partir da fórmula apresentada na Figura 25.

Figura 25 — Circuito esquemático INA333.



Fonte: Texas Instruments Incorporated [28].

Tabela 5 — Especificações Amplificador de instrumentação INA333.

Tensão de alimentação	7V
Tensão do sinal de entrada	(V -) - 0,3 a (V +) + 0,3 V
Corrente do sinal de entrada	10mA
Curto-circuito de saída	Contínuo
Temperatura operacional	-40 a +150 ° C
Temperatura de armazenamento	-65 a +150 ° C

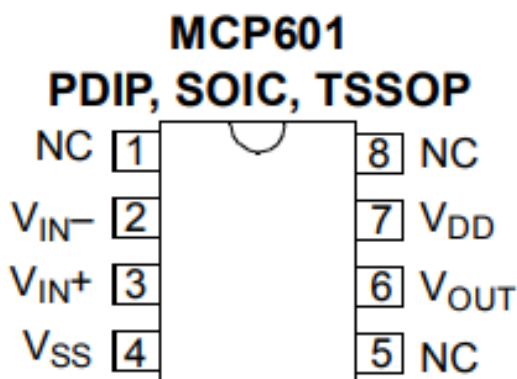
Fonte: Elaborado pela autora com base em Texas Instruments Incorporated [28].

3.2.1.10 Amplificador operacional MCP601

O amplificador operacional MCP601 de baixa potência utiliza uma tecnologia CMOS avançada que fornece baixa corrente de polarização, operação em alta velocidade, alto ganho de malha aberta e oscilação de saída de trilho para trilho, operando com tensão de alimentação de 2,7V a 7V, enquanto consome 230 μ A de corrente por amplificador.

Esses dispositivos são apropriados para circuitos de baixa potência operados por bateria devido à baixa corrente, para amplificadores de driver de conversão A / D por causa de sua ampla largura de banda [29].

Figura 26 — Circuito esquemático MCP601.



Fonte: Microchip Technology Inc. [29].

Tabela 6 — Especificações Amplificador Operacional MCP601.

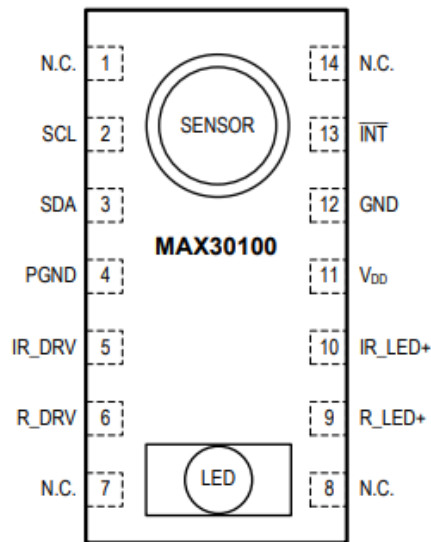
Todas as entradas e saídas	VSS - 0,3 V a VDD + 0,3 V
Tensão de alimentação	7V
Temperatura De armazenamento	- 65 ° C a + 150 ° C
Corrente nos pinos de saída e alimentação	\pm 30 mA
Corrente no pino de entrada	+2mA

Fonte: Elaborado pela autora com base em Microchip Technology Inc. [29].

3.2.1.11 Sensor MAX30100

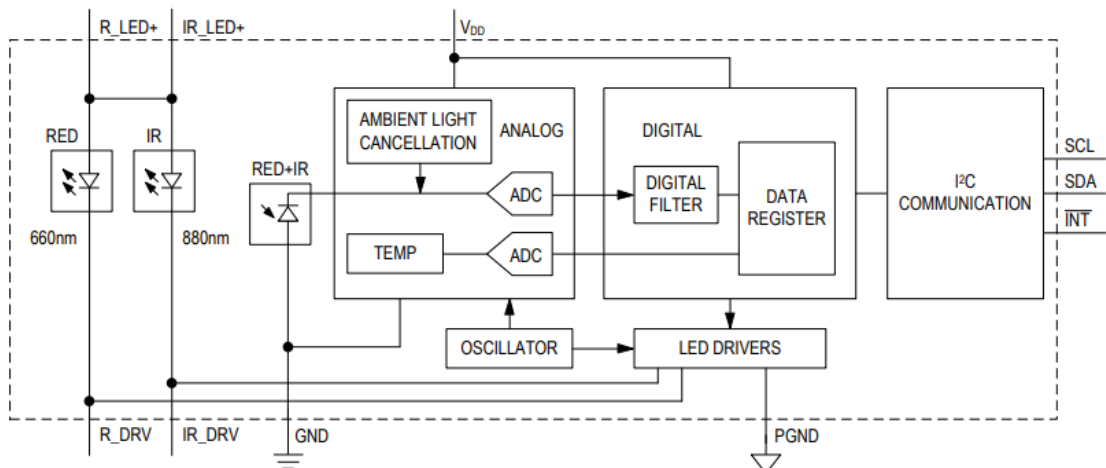
O Sensor de Batimento Cardíaco e Oxímetro MAX30100 é um módulo composto por 2 LEDs, um fotodetector e circuitos que detectam batimentos cardíacos e medem indiretamente a quantidade de oxigênio no sangue. O módulo utiliza comunicação I2C e opera na faixa de tensão entre 1.8 e 2.2VDC com um baixíssimo consumo de corrente em modo de espera, permitindo que se mantenha conectado à fonte de energia (como baterias) por longos períodos [30].

Figura 27 — Configuração pinos Sensor MAX30100.



Fonte: MAXIM Integrated. [30].

Figura 28 — Diagrama funcional Sensor MAX30100.



Fonte: MAXIM Integrated. [30].

Tabela 7 — Especificações Sensor MAX30100.

VDD para GND	0,3 V a + 2,2 V
GND para PGND	0,3 V a + 0,3 V
Todos os outros pinos para GND	0,3V A + 6,0 V
Corrente de entrada	± 20mA
Faixa de temperatura operacional	-40 ° C a + 85 ° C
Faixa de temperatura de armazenamento	-40 ° C a + 105 ° C

Fonte: Elaborado pela autora com base em MAXIM Integrated. [30].

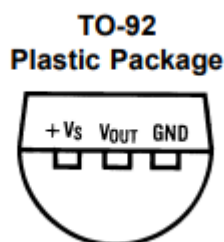
3.2.1.12 LM35 Sensor

O Sensor de Temperatura LM35 é um sensor de precisão, que apresenta uma saída de tensão linear relativa à temperatura em que ele se encontrar no momento em que for alimentado por uma tensão de 4-20Vdc e GND, tendo em sua saída um sinal de 10mV para cada Grau Celsius de temperatura, sendo assim, apresenta uma boa vantagem com relação aos demais sensores de temperatura calibrados em “KELVIN”, não necessitando nenhuma subtração de variáveis para que se obtenha uma escala de temperatura em Graus Celsius.

Este sensor poderá ser alimentado com alimentação simples ou simétrica, dependendo do que se desejar como sinal de saída, mas independentemente disso, a saída continuará sendo de 10mV/°C. Ele drena apenas 60µA para estas alimentações, sendo assim seu auto aquecimento é de aproximadamente 0.1°C ao ar livre.

O Sensor LM 35 é apresentado com vários tipos de encapsulamentos, sendo o mais comum o TO-92, que mais se parece com um transistor, e oferece ótima relação custo-benefício, por ser o mais barato dos modelos e propiciar a mesma precisão dos demais [31].

Figura 29 — Sensor LM35 modelo TO-92.



Fonte: Texas Instruments Incorporated [31].

Tabela 8 — Especificações Sensor LM35.

Descrição do fabricante	LM35
Tensão de Alimentação	4 - 30V DC
Escala de medição	°C - (Centígrados)
Fator de escala	10mV / °C
Range de resposta	-55°C à 150°C
Precisão	0,5°C
Consumo de corrente máximo	60uA

Fonte: Elaborado pela autora com base em Texas Instruments Incorporated [31].

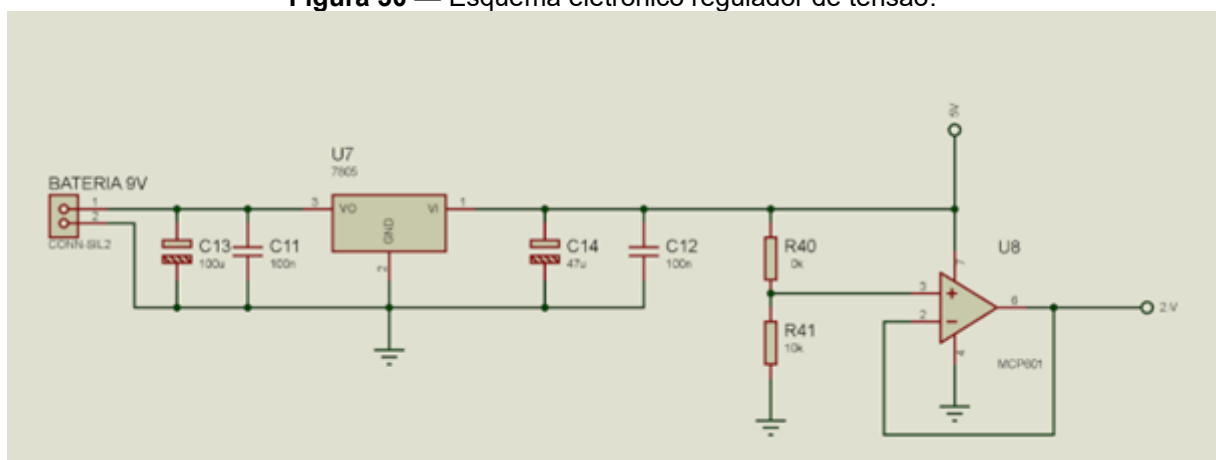
3.2.2 Métodos

Este capítulo apresenta detalhadamente os métodos empregados no desenvolvimento do monitor multiparamétrico, abordando cada fase do processo. Desde a aquisição dos sinais vitais por meio de sensores especializados, passando pelo processamento e interpretação desses dados, até a apresentação intuitiva na interface do usuário, cada etapa será detalhada no capítulo subsequente.

3.2.2.1 Divisor de tensão

O circuito de alimentação do projeto será composto por uma bateria de 9V como fonte e um regulador de tensão, fornecendo uma tensão de 5V que alimenta os circuitos. Além do regulador LM7805, a fonte conta ainda com um amplificador operacional MCP601, usado para auxiliar no ajuste da tensão de referência do circuito, no valor de 2V, com um resistor de 10k hons e um de 6k hons.

Figura 30 — Esquema eletrônico regulador de tensão.

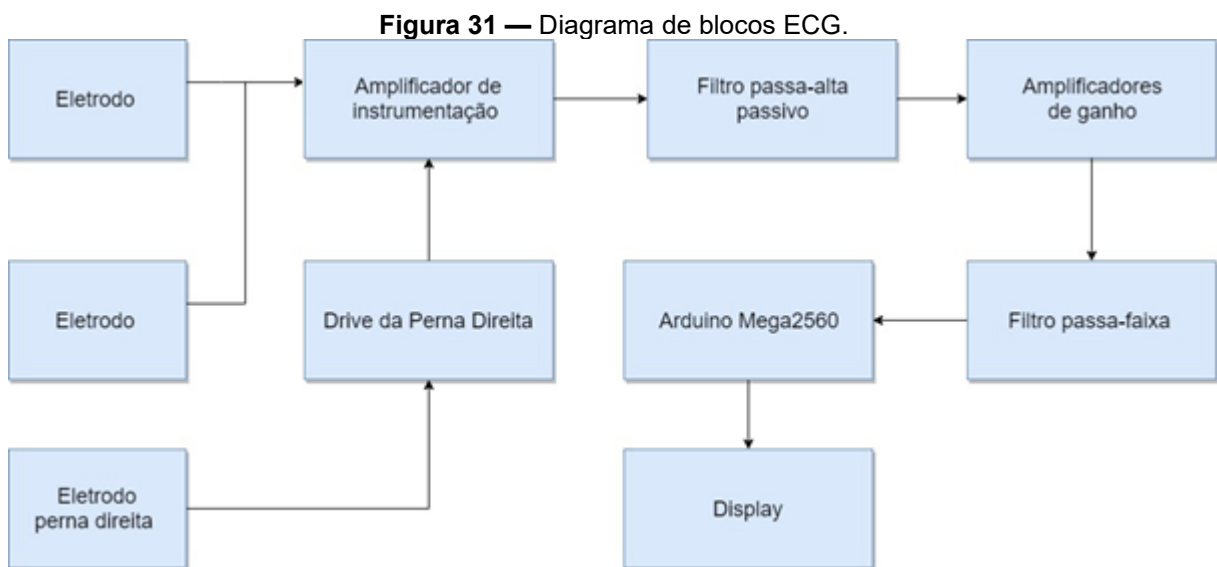


Fonte: Autoria própria.

A alimentação via bateria faz-se necessária a fim de eliminar os ruídos de 60Hz presentes na rede elétrica. Para mais, o regulador de tensão tem como função manter estável a tensão de saída, mesmo que ocorram alterações na tensão de entrada ou na corrente de saída.

3.2.2.2 Eletrocardiograma

Do próprio processo fisiológico ao sinal de ECG digitalizado, diferentes etapas são envolvidas, para entender o processo esquematicamente, acompanhe o diagrama de blocos da Figura 31.



Fonte: Autoria própria.

O circuito do ECG desenvolvido é projetado a partir de três eletrodos, um no braço direito, um no braço esquerdo e outro na perna direita. Na entrada do circuito optou-se pelo uso do amplificador de instrumentação INA333, que possui altíssima impedância de entrada e alta taxa de rejeição de modo comum, características recomendadas para aquisições de pequenos sinais como o do ECG. Para mais, o amplificador INA333 apresenta um ganho a partir da fórmula:

$$G = 1 + \frac{100K}{RG} \quad (6)$$

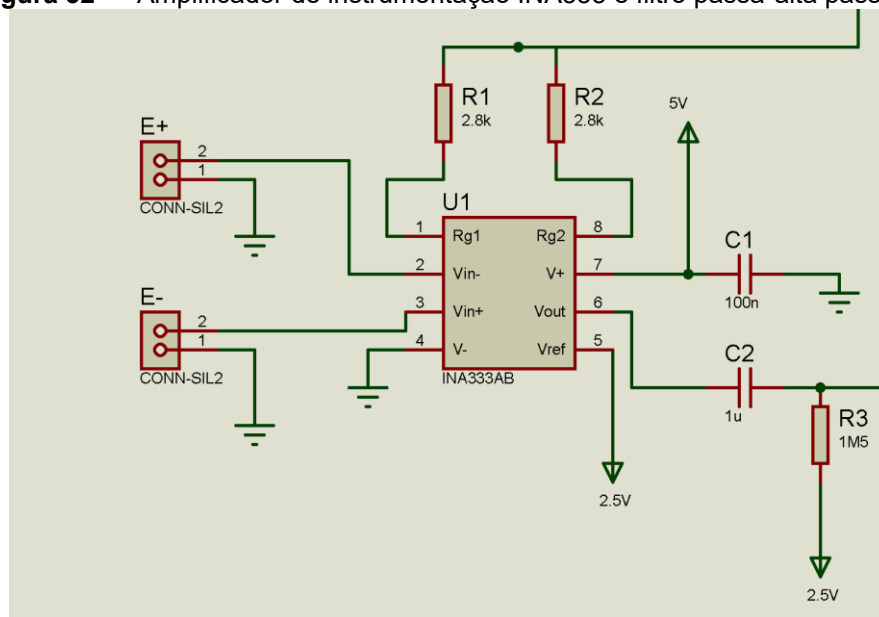
Obteve-se na saída, a partir da configuração montada e observada na Figura 32, um ganho de 10 vezes o valor da tensão de entrada. Essa taxa de ganho não tão alta foi estabelecida pois o amplificador apresenta uma alta razão de rejeição de modo

comum, entretanto, nem todo potencial de polarização dos eletrodos será eliminado, podendo assim, saturar o circuito caso ele fosse amplificado em razões muito maiores.

Para eliminar o nível DC proveniente da polarização dos eletrodos que não foi totalmente retirado e a tensão offset proveniente do amplificador, é necessário a utilização de um filtro passa alta passivo do tipo RC com frequência de corte de 0.1Hz, eliminando assim o sinal DC sem prejudicar o sinal do ECG. A frequência de corte foi determinada pela fórmula a seguir:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (7)$$

Figura 32 — Amplificador de instrumentação INA333 e filtro passa-alta passivo.

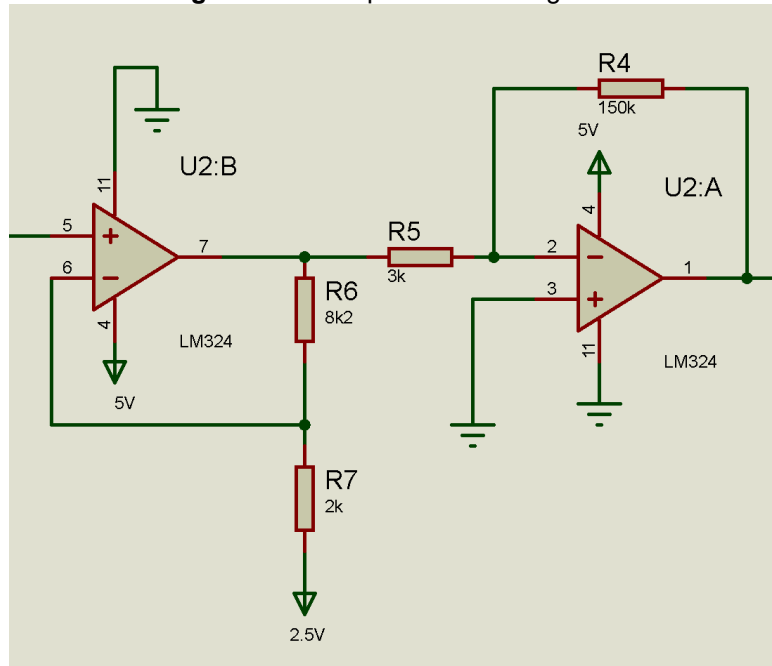


Fonte: Autoria própria.

O estágio seguinte é responsável por amplificar o sinal a fim de dimensioná-lo de forma adequada aos circuitos posteriores e ocupar a maior faixa possível do fundo de escala do conversor A/D. Para isso, optou-se pelo uso do CI LM324, usando dois amplificadores, primeiro um não inversor e depois um inversor, com ganhos respectivos de 4 vezes e 50 vezes, calculados a partir das fórmulas:

$$G = \frac{R6}{R7} \quad G = \frac{R4}{R5} \quad (8)$$

Figura 33 — Amplificadores de ganho.



Fonte: Autoria própria.

No bloco seguinte encontra-se a filtragem, processo que deve ser muito cuidadoso, uma vez que a detecção de ECG pode ser afetada por *cross-talk* de outros músculos, energia AC e interferência de radiofrequência, que podem mascarar o sinal de interesse. Para tal, um filtro passa-faixa, implementado usando o amplificador LM324, composto por um filtro passa alta e um filtro passa baixa, que irão delimitar as frequências mínimas e máximas do sinal, eliminando assim frequências acima e abaixo do esperado.

O filtro passa alta tem a função de eliminar frequências abaixo do esperado e os níveis DC dos estágios anteriores. Assim, a frequência de corte será mantida em 0.1Hz, o capacitor fixo em 1uF e a resistência calculada a partir da equação:

$$R = \frac{1}{2\pi C F_c} \quad (9)$$

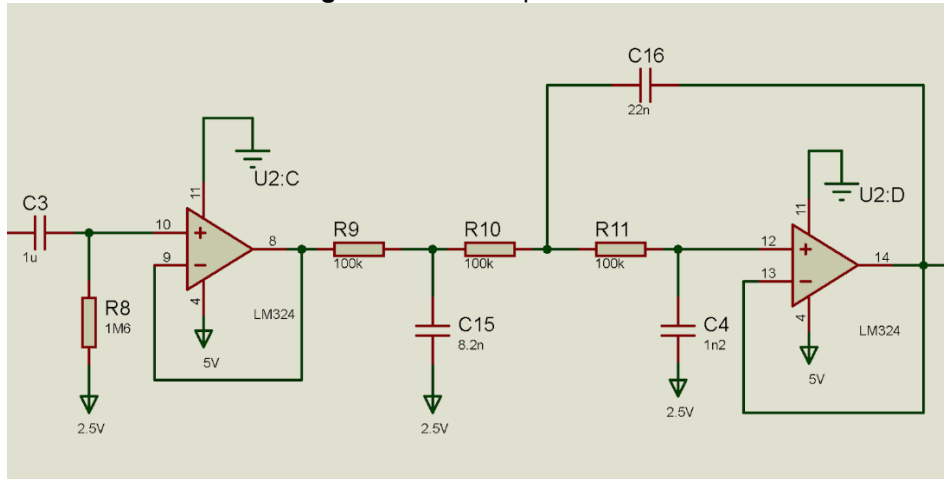
Já o filtro passa baixa determina a frequência máxima de corte do sinal, fixada em 250Hz. O filtro escolhido é ativo e tem resposta *Butterworth*, foi escolhida devido a sua resposta plana na banda de passagem em amplitude, e conterà 3 polos que não causarão distorções de fase muito significativas. Para projetar o filtro, fixei os valores das resistências em 100kΩ e o cálculo dos valores dos 3 capacitores se deram pelas seguintes equações:

$$C1 = \frac{0,5500395}{F_c R} \quad (10)$$

$$C2 = \frac{0,22154368}{FcR} \quad (11)$$

$$C3 = \frac{0,032149299}{FcR} \quad (12)$$

Figura 34 — Filtro passa-faixa.

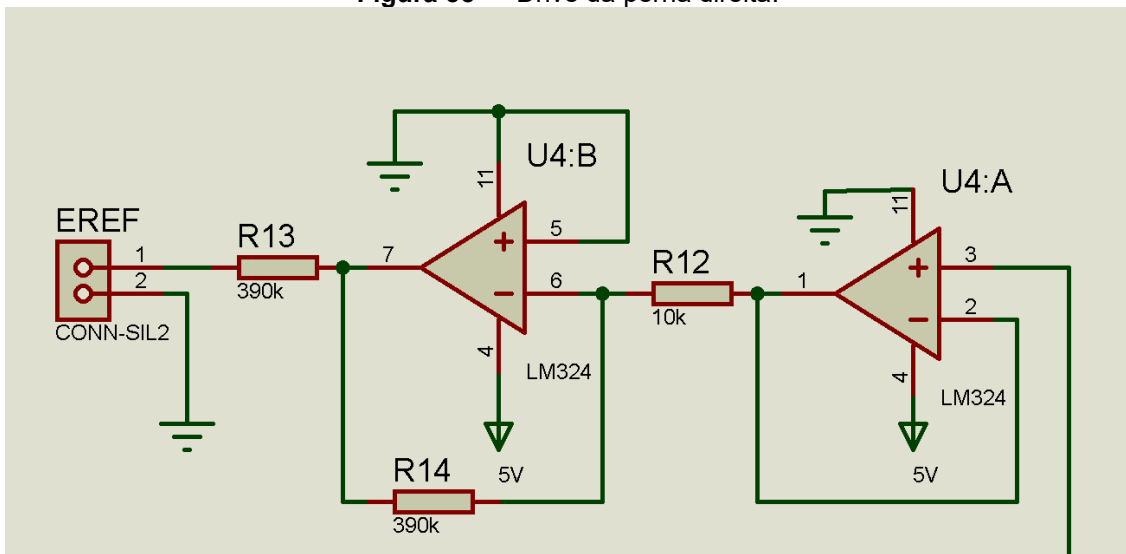


Fonte: Autoria própria.

Uma das técnicas que auxilia na diminuição das interferências é a utilização do Driver da Perna Direita (do inglês *Right Driver Leg* - RLD) que envolve a aplicação de um estímulo elétrico de baixa amplitude à perna direita do paciente. Ele possui esta denominação devido ao modo como foi concebido, porém, a técnica da realimentação sobre o próprio corpo humano pode ser realizada sobre qualquer outro grupo muscular que não participe da medição [32]. Dessa forma, aplicando-o a um sistema de medição de sinais biológicos, atenua-se os níveis de ruído, ajudando assim a reduzir a interferência muscular nos eletrodos dos pulsos.

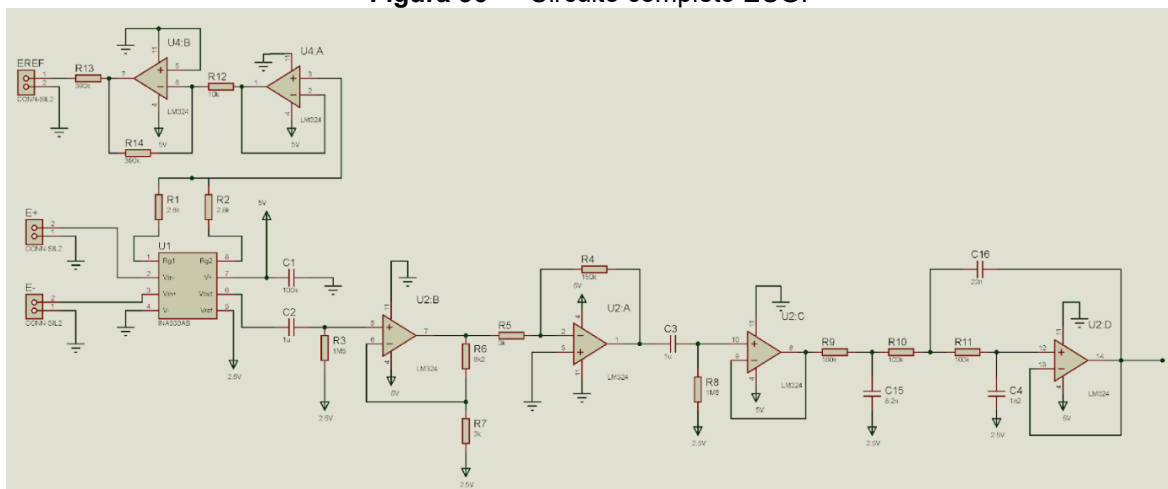
Então, a fim de reduzir ainda mais o modo comum no corpo humano e aterrar o paciente, foi utilizada a técnica de acionamento RLD, onde o sinal de tensão do modo comum do paciente é amplificado e invertido antes de ser novamente injetado no paciente usando um eletrodo.

Figura 35 — Drive da perna direita.



Fonte: Autoria própria.

Figura 36 — Circuito completo ECG.

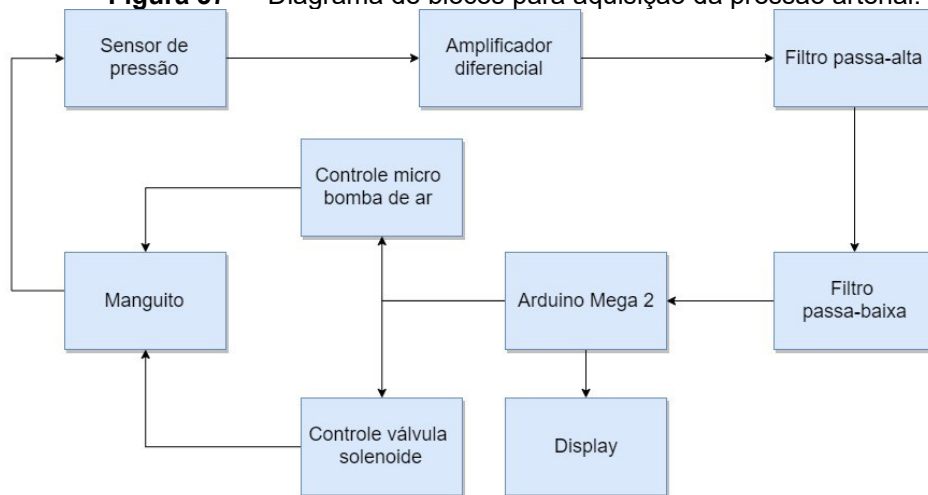


Fonte: Autoria própria.

3.2.2.3 *Pressão arterial pelo método não invasivo oscilométrico*

Para a aquisição e condicionamento dos sinais fisiológicos várias etapas se fazem necessárias. Este processo é esquematicamente representado abaixo no diagrama de blocos (Figura 37).

Figura 37 — Diagrama de blocos para aquisição da pressão arterial.

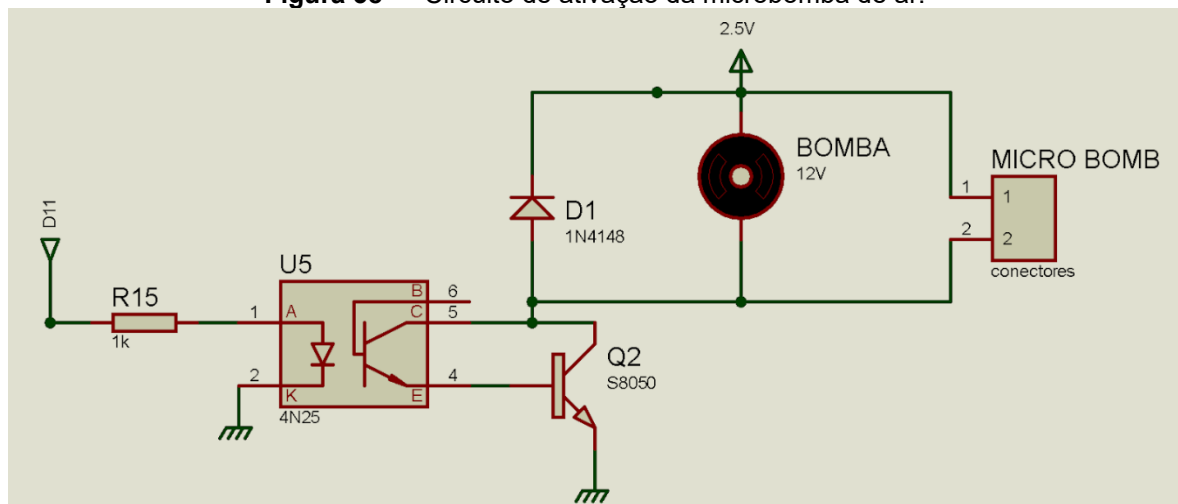


Fonte: Autoria própria.

Para poder inflar o manguito de forma automática será usada uma microbomba de ar DC, que opera com tensão DC de 3V e corrente máxima de 150mA. Para mais, sabendo que os pinos I/O do Arduino Mega 2560 operam em 5V com corrente máxima de 40 mA e que a corrente máxima no pino de 3,3V é 50mA, faz-se necessária a implementação de um circuito de controle para a ativação da bomba (Figura 38).

O circuito implementado será composto por um CI optoacoplador 4N25M, que funciona através de um par LED/fototransistor. Quando o pino digital D11 do arduino é setado em um valor alto (5V), o fluxo de corrente elétrica passa pelo LED do CI, iluminando assim o fototransistor e permitindo também que a corrente flua entre o coletor e o emissor, que finalmente ligará a bomba. O terminal positivo do motor será conectado ao regulador de tensão de 2.5V.

Figura 38 — Circuito de ativação da microbomba de ar.



Fonte: Autoria própria.

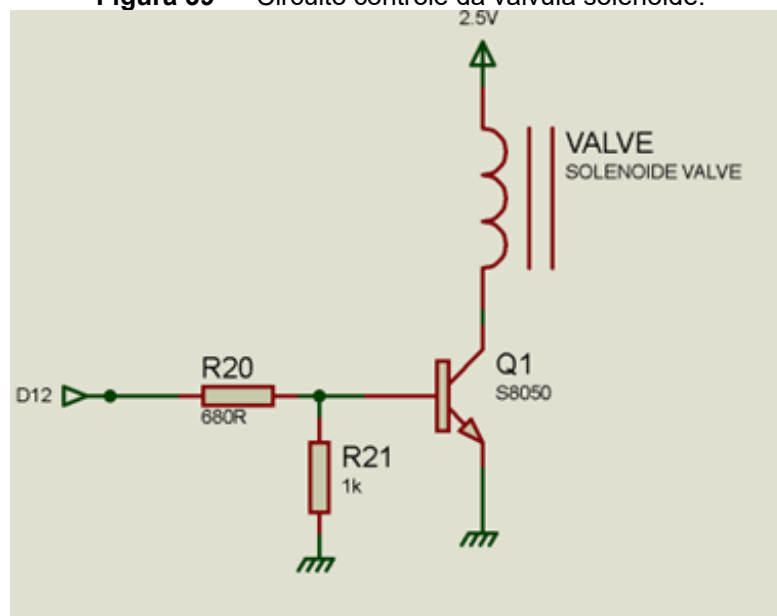
Para esvaziar o manguito de forma controlada, será necessário o uso de uma válvula solenoide, podendo assim, a pressão ser analisada conforme o ar saia lentamente.

O acionamento da válvula será feito pela saída digital D12 do Arduino.

A válvula está aberta em seu estado normal, desse modo, quando D12 for setado como HIGH (valor alto, 5 V), a base do transistor será polarizada, possibilitando a passagem de corrente que percorre a válvula solenóide, finalmente travando-a e impedindo a saída de ar.

Por conseguinte, o controle do fluxo de ar será feito com uma modulação de pulso (PWM), que abre e fecha a válvula, assim esvaziando aos poucos o manguito.

Figura 39 — Circuito controle da válvula solenoide.

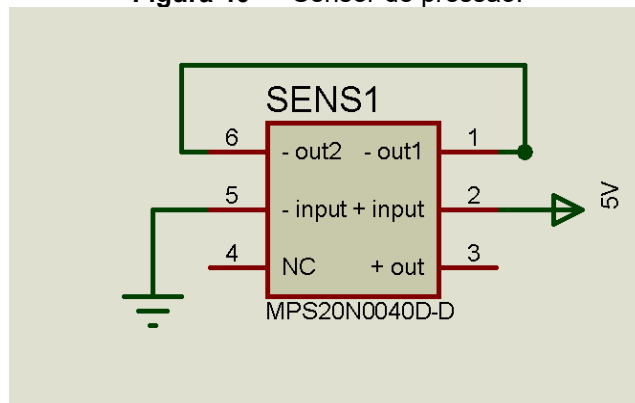


Fonte: Autoria própria.

Para a medição da pressão interna na coifa foi escolhido o sensor de pressão diferencial MPS20N0040D-D. Este possui duas entradas, uma externa para estimar a pressão ambiente, e uma outra que foi conectada ao manguito. Esse sensor atua como uma ponte, formada por quatro resistores de 5 kOhms, onde um desses resistores varia sua resistência de acordo com a diferença de pressão entre as entradas de ar, resultando assim em uma variação da resistência em função da pressão de forma linear.

Para mais, o sensor será alimentado com 5V obtendo uma tensão diferencial $V_2 - V_1$ (Figura 40), sendo assim possível calibrar o sensor e estipular uma fórmula para a pressão em relação à tensão nas saídas do sensor.

Figura 40 — Sensor de pressão.

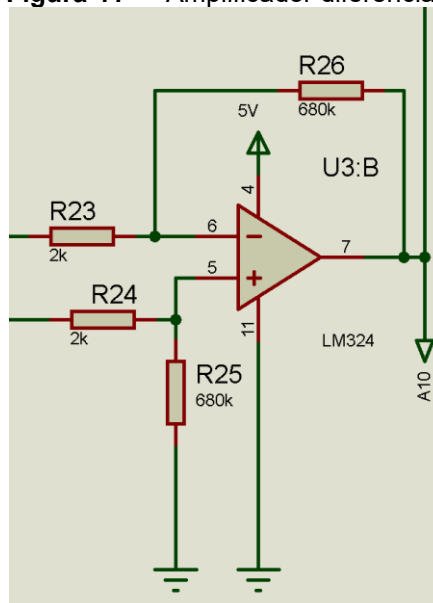


Fonte: Autoria própria.

A tensão diferencial ($V_2 - V_1$) nas saídas do sensor apresentará valores muito baixos (entre 0~14 mV), impossibilitando sua direta conexão ao microprocessador, portanto, faz-se necessário realizar uma etapa de amplificação do sinal, onde será implementado um amplificador diferencial (Figura 41), com ganho de 340, em que para $R_{23} = R_{24}$ e $R_{25} = R_{26}$, temos:

$$V_0 = \frac{R_{25}}{R_{23}} * (V_2 - V_1) \quad (13)$$

Figura 41 — Amplificador diferencial.



Fonte: Autoria própria.

A saída do amplificador diferencial será conectada ao restante do circuito e também ao pino A10 do arduino, para que a pressão do manguito seja monitorada enquanto o mesmo está sendo inflado, também sendo útil para que a válvula seja aberta ou fechada de acordo com a necessidade do sistema.

Na saída do amplificador diferencial de ganho o sinal varia de forma linear em função da pressão de 0V a 5V, as oscilações relacionadas aos movimentos cardíacos têm variações máximas de 10mV em torno da função linear. Portanto, no bloco seguinte, será necessário o uso de um filtro ativo passa-alta, com ganho relativamente pequeno para retirar a componente DC do sinal, resultando em uma melhor resolução das oscilações sem saturação do sinal.

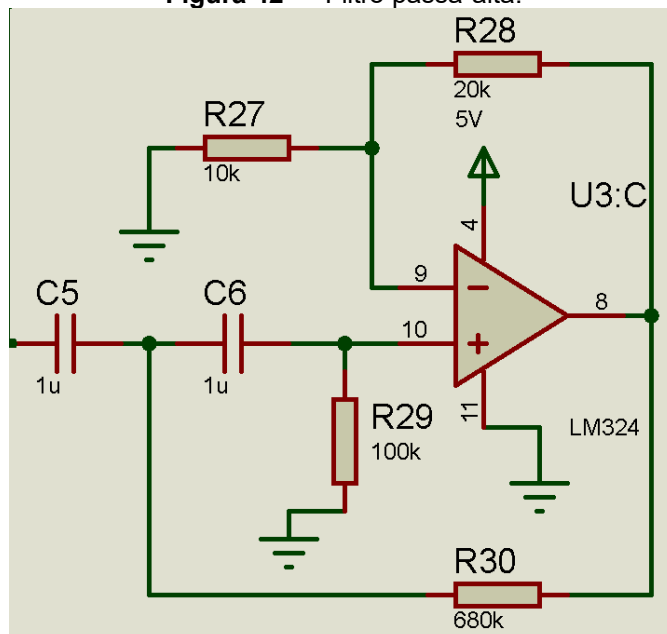
Destarte, um filtro Sallen-Key foi implementado com frequência de corte de 0.61 Hz e ganho teórico de 3, como demonstrado a seguir:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{Gs^2}{s^2 + s\frac{1}{C_1R_2} + s\frac{1}{C_2R_2} + s\frac{1}{C_1R_1}(1-G) + \frac{1}{C_1C_2R_1R_2}} \quad (14)$$

$$G = \frac{R_{27} + R_{28}}{R_{27}} = 3 \quad (15)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_5C_6R_{29}R_{30}}} = 0.61\text{Hz} \quad (16)$$

Figura 42 — Filtro passa-alta.



Fonte: Autoria própria.

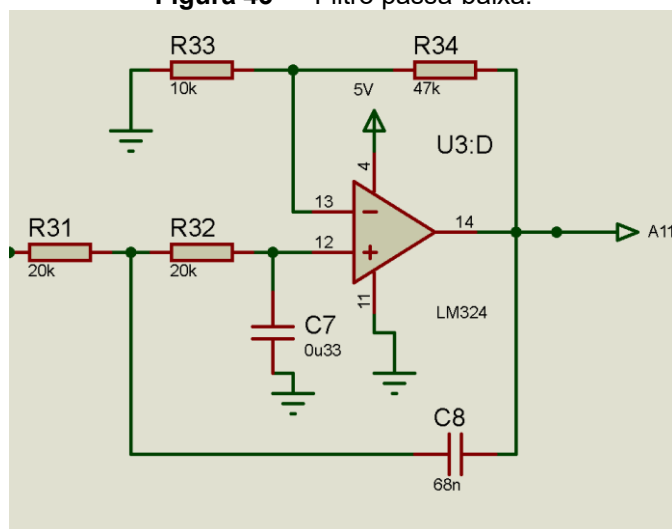
Ademais, a fim de eliminar a influência de ruídos da rede, no bloco seguinte, será implementado um filtro ativo passa-baixa Sallen-Key, com frequência de corte de 53,12 Hz e ganho de 5,7, como demonstrado a seguir.

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{\frac{G}{C_1 C_2 R_1 R_2}}{s^2 + s \frac{1}{C_1 R_2} + s \frac{1}{C_2 R_2} + s \frac{1}{C_1 R_1} (1 - G) + \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (17)$$

$$G = \frac{R_{33} + R_{34}}{R_{33}} = 5.7 \quad (18)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{C_7 C_8 R_{31} R_{32}}} = 53.12 \text{Hz} \quad (19)$$

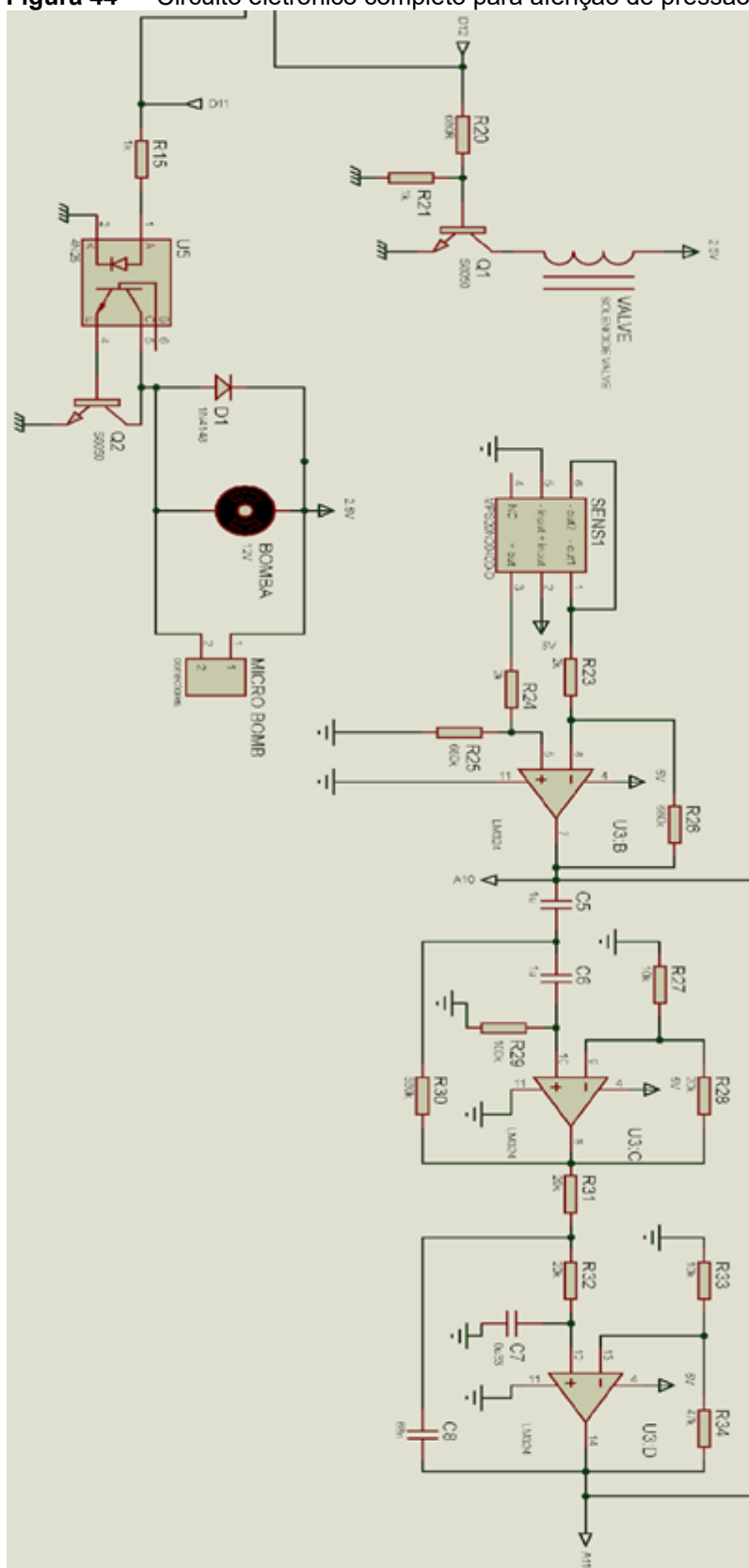
Figura 43 — Filtro passa-baixa.



Fonte: Autoria própria.

Desse modo, será possível chegar ao circuito completo da Figura 44 para o desenvolvimento do aferidor de pressão.

Figura 44 — Circuito eletrônico completo para aferição de pressão.



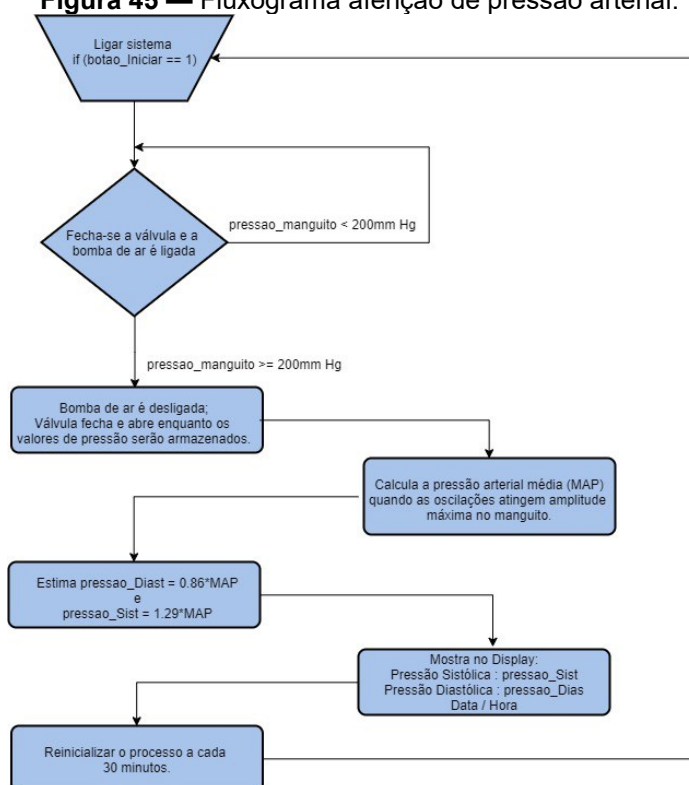
Fonte: Autoria própria.

A última etapa para a aquisição do sinal é realizada pelo microprocessador, onde finalmente os dados serão processados e preparados para serem apresentados. Assim que o profissional da saúde pressionar o botão “iniciar”, os pinos D11 e D12 serão setados com valor alto (5V), então a bomba começará a funcionar e a válvula se fechará, enchendo o manguito.

A partir da entrada A10 é feita a coleta de dados, a fim de saber se o manguito já atingiu a pressão máxima desejada. Quando a pressão desejada é atingida, a bomba de ar interrompe seu funcionamento e a válvula solenóide, controlada por uma modulação PWM, permite o escoamento lento do ar. Concomitantemente, as aquisições dos sinais nas portas analógicas A10 e A11 são feitas, objetivando saber se a pressão na coifa corresponde à maior oscilação.

Destarte, com os dados coletados e após o esvaziamento do manguito, é possível então obter a pressão média (MAP) correspondente a maior amplitude da oscilação detectada e assim estimar a pressão sistólica e diastólica, a partir de equações simples com valores obtidos de maneira empírica, observados na literatura, estimando pressão diastólica como sendo $0,86 * \text{pressão média}$ e pressão sistólica como $1,29 * \text{pressão média}$. Assim, os dados são enviados ao monitor, e o processo irá se repetir a cada 30 minutos.

Figura 45 — Fluxograma aferição de pressão arterial.

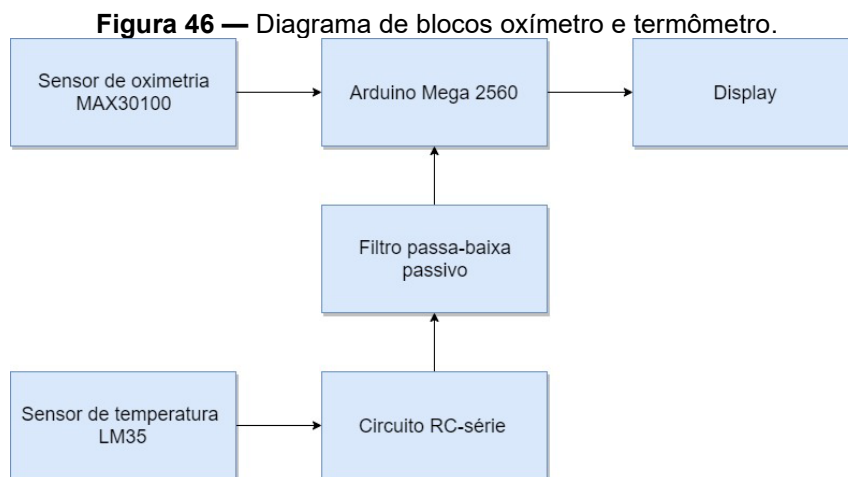


Fonte: Autoria própria.

3.2.2.4 Oxímetro e termômetro

Para essa etapa do estudo foi utilizado o sensor MAX30100 para monitorar a saturação de oxigênio no sangue e o sensor LM35 para monitorar a temperatura corporal, além da placa Arduino Mega2560, que será usada para processar os dados lidos pelos sensores.

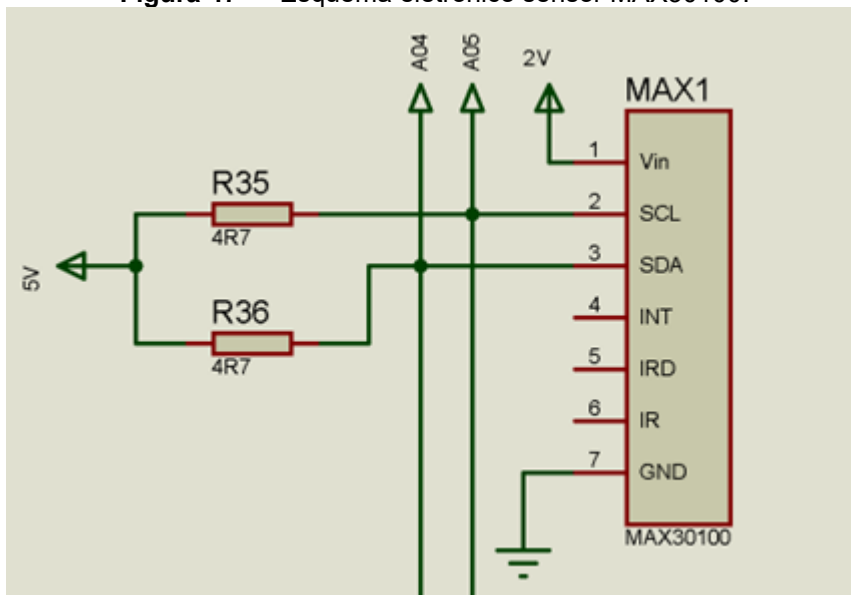
Como transdutores serão usados o sensor MAX30100, colocado no dedo para medição da saturação de oxigênio no sangue, e o sensor LM35 seguido de um circuito condicionador do sinal para medição da temperatura corporal. Em seguida, as saídas dos dois circuitos serão ligadas ao Arduino Mega 2560, onde os dados serão processados e enviados para exibição no monitor.



Fonte: Autoria própria.

O sensor MAX30100 terá seu pino 7 conectado ao terra, a saída SCL conectada a entrada A5 e saída SDA a entrada A4 da placa Arduino Mega 2560, porém, antes disso, cada saída receberá um resistor pull up de 4.7k ohms, além de ser alimentado com 3.3V no pino 1.

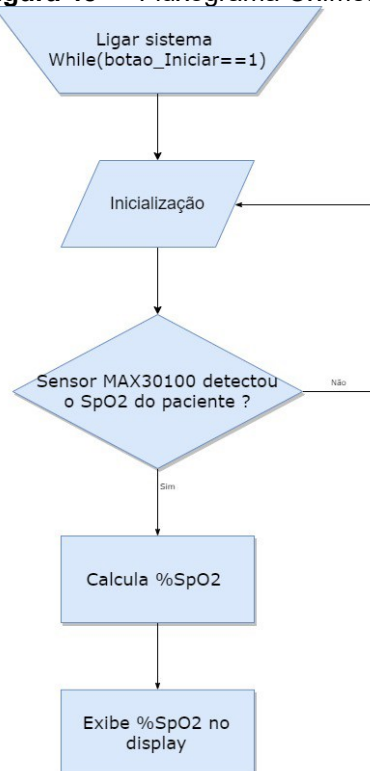
Figura 47 — Esquema eletrônico sensor MAX30100.



Fonte: Autoria própria.

O fluxograma do método proposto é mostrado a seguir:

Figura 48 — Fluxograma Oxímetro.



Fonte: Autoria própria.

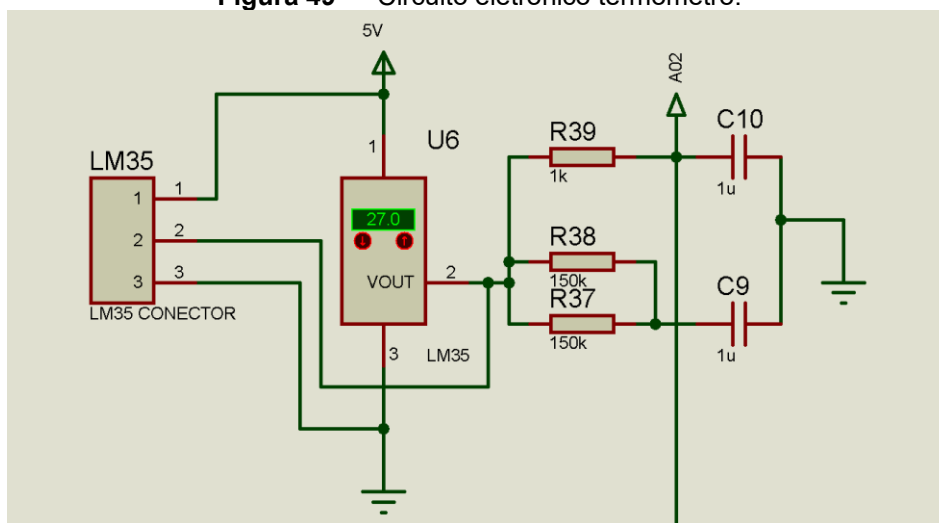
O comando inicial irá inicializar a sessão. Após colocar o dedo indicador no sensor e concluir o processo de inicialização, o sensor MAX30100 lê a saturação de

oxigênio no sangue e a passa para o microcontrolador Arduino Mega2560 para processamento e em seguida sua exibição no monitor.

Já para finalizar o processo de medição, o botão liga / desliga deve ser pressionado para a posição desligada, e então o processo de medição será encerrado, do contrário, a exibição da saturação no monitor permanece contínua.

No circuito do termômetro a saída do LM35 irá para dois resistores em paralelo de 150K ohms, alimentados com um capacitor de 1uF, formando um circuito RC-Serie, recomendado no datasheet do LM35. Enquanto o resistor de 1k e o capacitor de 1nF formam um circuito de filtro passa-baixa passivo com uma frequência de 1 kHz. Dessa forma, ficando a tensão muito mais estável do que antes, conseqüentemente, a exatidão e a precisão das medições sendo melhoradas também. Em seguida, os dados serão enviados ao Arduino Mega2560 através da entrada analógica A2 para serem convertidos e processados.

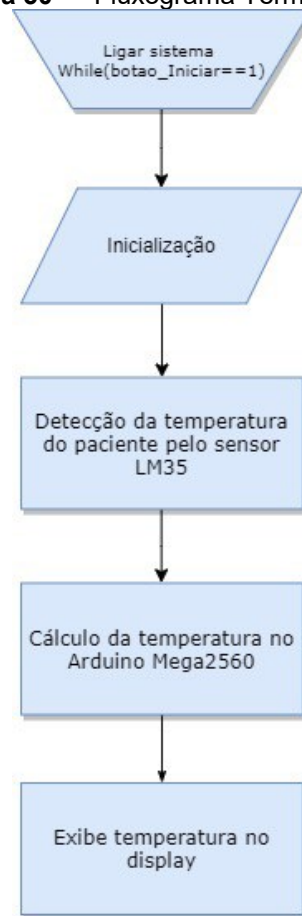
Figura 49 — Circuito eletrônico termômetro.



Fonte: Autoria própria.

O fluxograma do método proposto é apresentado a seguir. O comando inicial irá inicializar o sensor LM35, que colocado no ponto axilar do corpo passa a ler o valor da temperatura do paciente e então encaminha para o microcontrolador, pela entrada A2, os dados para processamento e posterior exibição no monitor.

Figura 50 — Fluxograma Termômetro.



Fonte: Autoria própria.

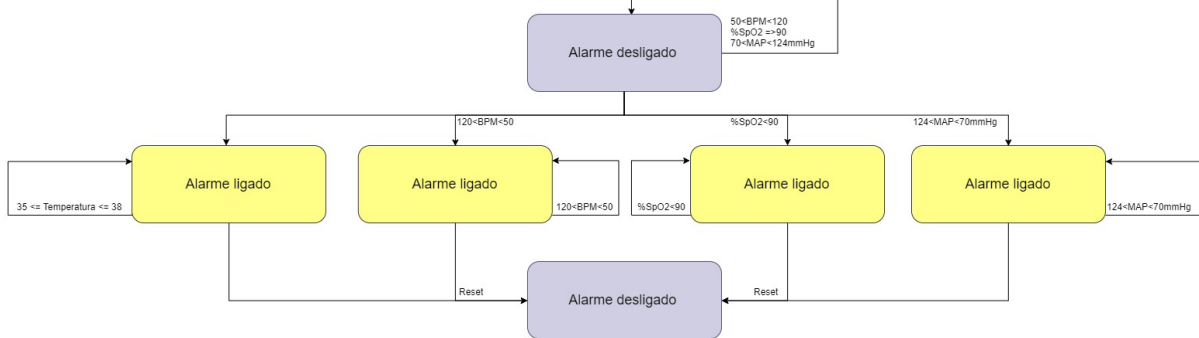
3.2.2.5 *Alarme sonoro*

Uma importante função presente no monitor multiparamétrico é o alarme sonoro, sendo esse disparado no caso de algum parâmetro exceder os valores limites pré-determinados, a fim de comunicar aos profissionais, responsáveis pelo paciente monitorado, que algo está fora da normalidade.

Dessa forma, no caso da temperatura corporal do paciente estar abaixo de 35°C ou acima de 38°C, os batimentos cardíacos estarem abaixo de 50 BPM ou acima de 120 BPM, a saturação de oxigênio no sangue cair abaixo da taxa de 90% ou a pressão arterial média (MAP) estar abaixo de 70mmHg ou acima de 124mmHg o alarme será disparado e só retornará ao modo desligado no caso de todos os parâmetros voltarem aos limites determinados como normais ou no caso do profissional responsável resetar o alarme na tela do monitor.

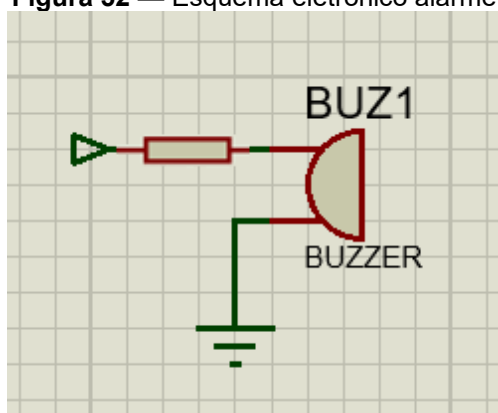
A ligação será feita a partir do pino 10 do Arduino, com resistor de 220 ohms para limitar a corrente.

Figura 51 — Fluxograma Alarme Sonoro.



Fonte: Autoria própria.

Figura 52 — Esquema eletrônico alarme.



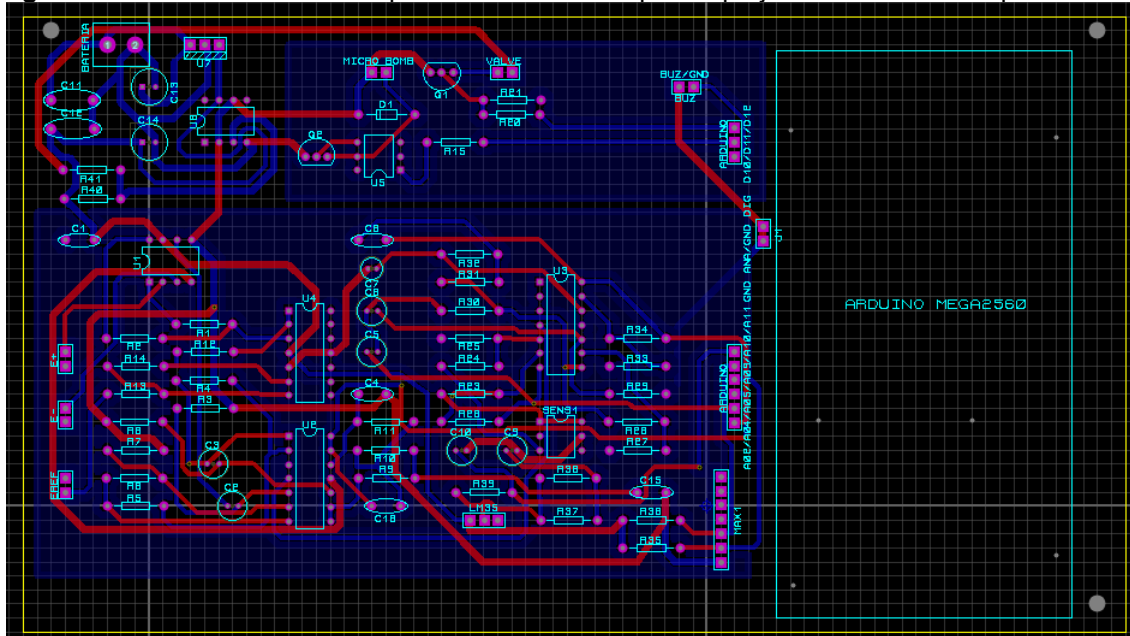
Fonte: Autoria própria.

4 RESULTADOS E APRESENTAÇÃO DO PROJETO

No presente capítulo serão apresentados os resultados obtidos ao longo do desenvolvimento deste trabalho, em que pesem os métodos e componentes apresentados, tendo como recorte temporal o que fora implementado até presente estágio do projeto. As análises e conclusões provenientes destes resultados desempenharão um papel crucial na avaliação do progresso atingido durante a execução do presente projeto. Essa avaliação proporcionará uma compreensão mais aprofundada do alcance e da eficácia das etapas desenvolvidas, enfatizando a contribuição para os objetivos preestabelecidos.

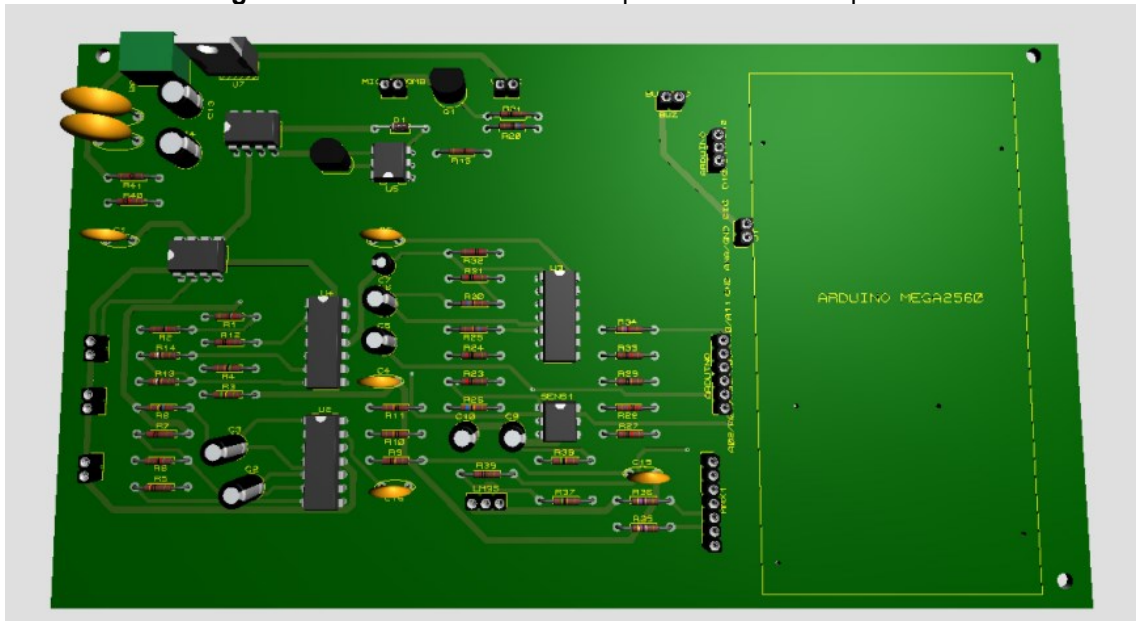
A partir dos esquemas eletrônicos feitos no software Proteus 8, similarmente foi desenvolvido o esquema da placa de circuito impresso, já contendo esta espaço delimitado para fixação da placa Arduino Mega2560 (Figura 53), sendo possível visualizar o modelo 3D da referida placa nas Figuras 54 e 55.

Figura 53 — Placa de circuito impresso desenvolvido para o projeto do monitor multiparamétrico.



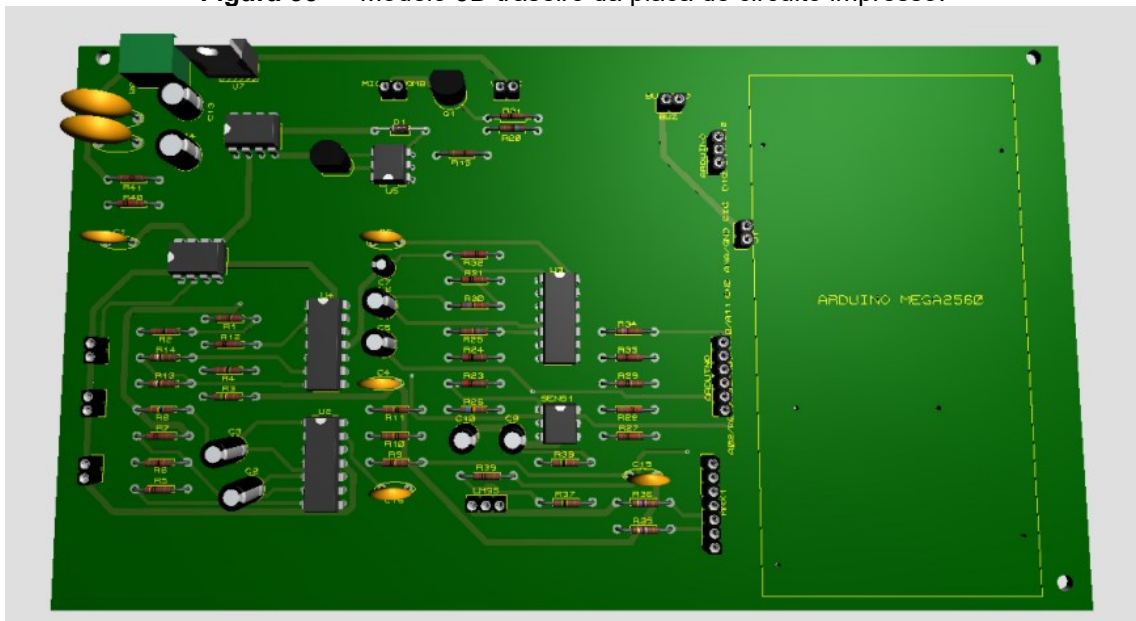
Fonte: Autoria própria.

Figura 54 — Modelo 3D frontal da placa de circuito impresso.



Fonte: Autoria própria.

Figura 55 — Modelo 3D traseiro da placa de circuito impresso.

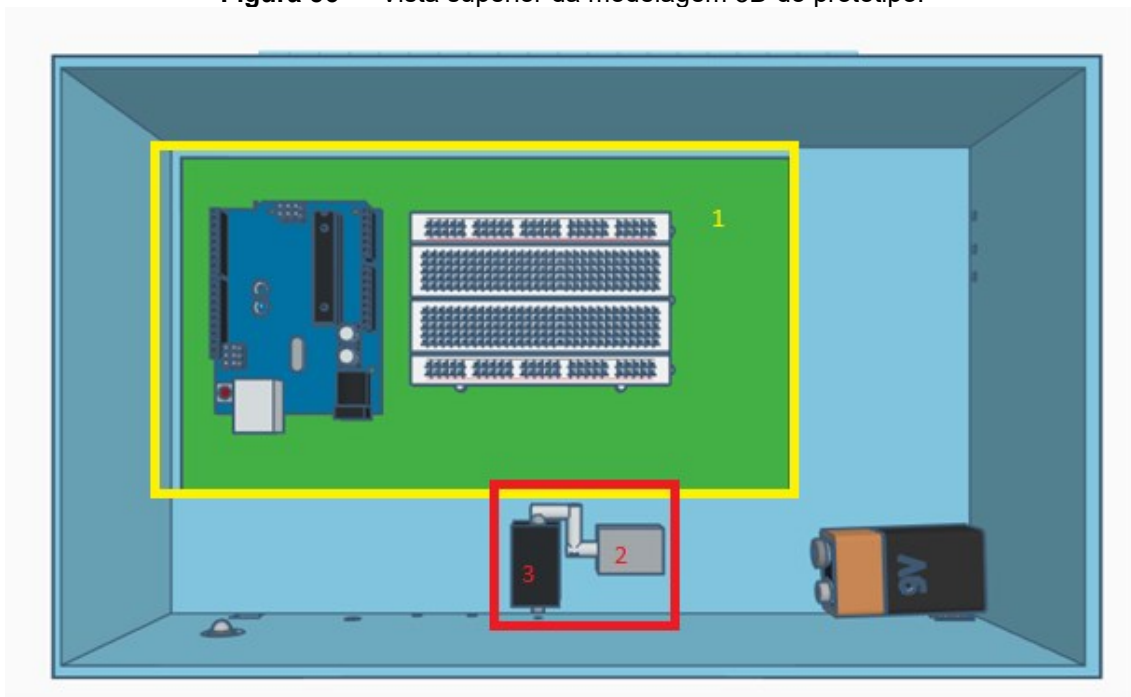


Fonte: Autoria própria.

Para a modelagem 3D da estrutura que irá acomodar todo o circuito do projeto foi utilizado o Tinkercad, programa online e gratuito. A escolha se justifica visto a acessibilidade e possibilidade de uso intuitivo do mesmo, já que possui interface amigável ao usuário. Tem-se como resultado um paralelepípedo de 27cm de comprimento, 16cm de largura e 8cm de altura, onde serão acomodados a (1) placa de circuito impresso, em tamanho proporcional, junto ao Arduino (modelo ilustrativo

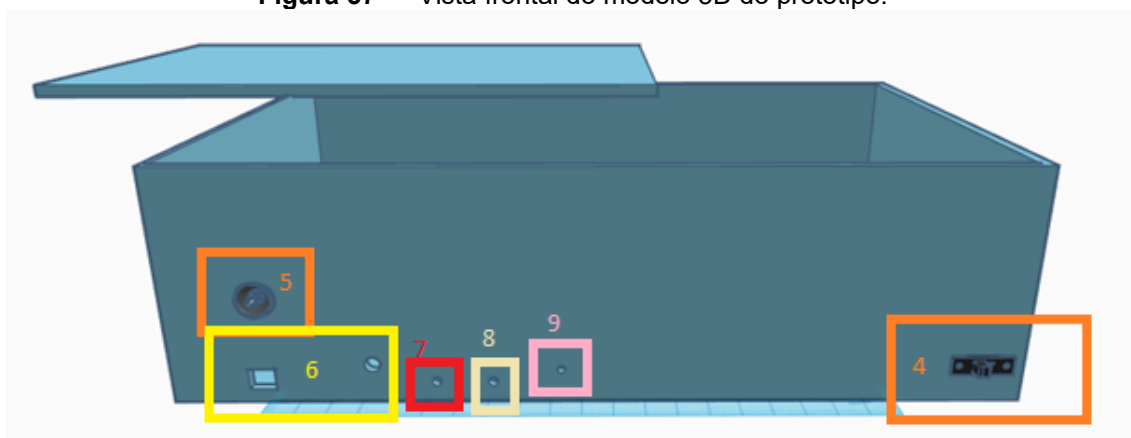
na Figura 56, não será o usado no projeto), (2) uma bateria, a micro bomba de ar e a (3) válvula solenoide. Ainda, na parte frontal estará localizado o (4) botão *on/off*, o (5) *buzzer* do alarme, (6) duas entradas para conexão do arduino, (7) uma entrada para o sensor do termômetro, (8) uma entrada para o oxímetro, (9) uma entrada para a saída da válvula solenoide e (10) três saídas para os eletrodos na lateral, conforme possível visualizar nas Figuras 56, 57 e 58.

Figura 56 — Vista superior da modelagem 3D do protótipo.



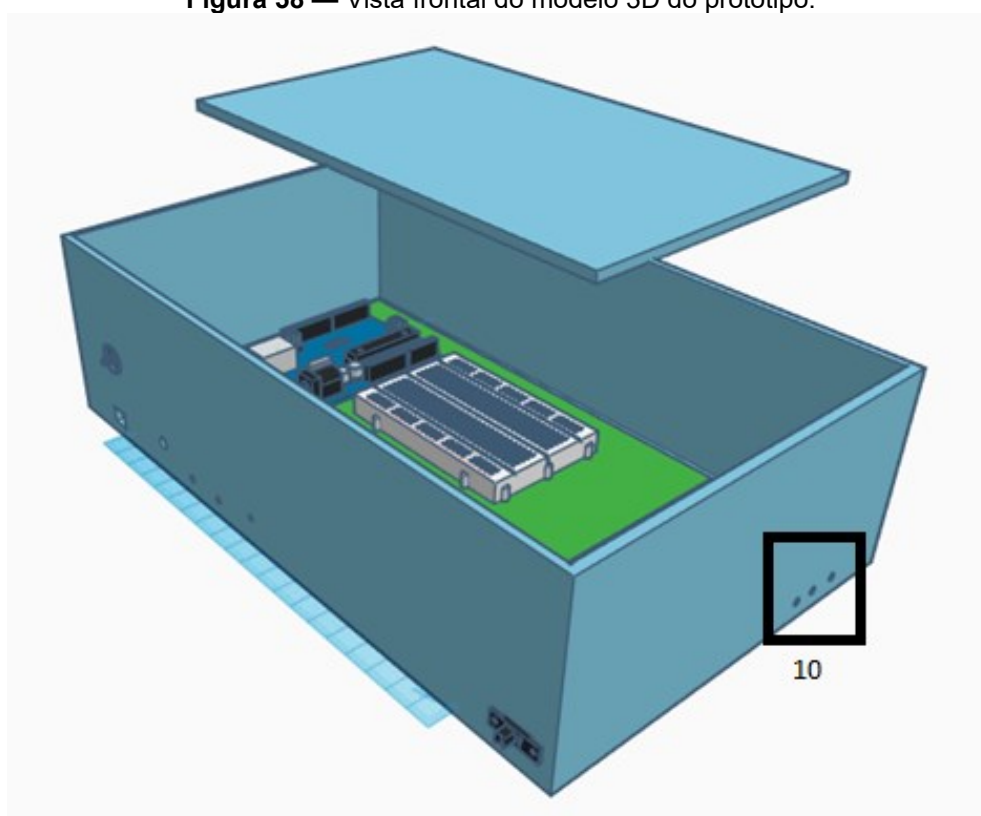
Fonte: Autoria própria.

Figura 57 — Vista frontal do modelo 3D do protótipo.



Fonte: Autoria própria.

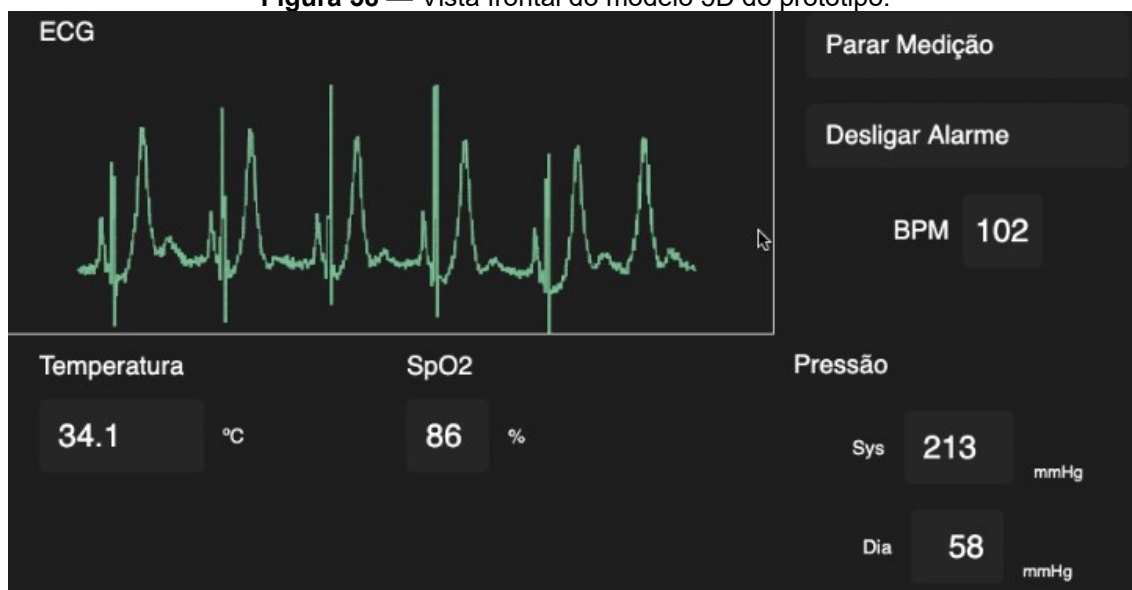
Figura 58 — Vista frontal do modelo 3D do protótipo.



Fonte: Autoria própria.

Para o desenvolvimento da interface do monitor, foi adotado o Visual Studio Code, um editor de código-fonte da Microsoft compatível com Windows, Linux e MacOS. No processo, a linguagem de programação JavaScript foi empregada, com foco na biblioteca React.js para a criação da interface gráfica e simulação de valores. Além disso, para estabelecer a comunicação entre o Arduino e o Visual Studio Code, foi implementada a integração através da porta serial. Isso permitiu que o código escrito no ambiente Arduino IDE, disponibilizado em apêndice (Apêndice A) deste trabalho, fosse carregado diretamente para o microcontrolador, enquanto o Visual Studio Code era utilizado para o desenvolvimento e aprimoramento da interface gráfica do monitor. Essa abordagem proporcionou uma integração eficaz entre o controle físico do Arduino e a interface visual, simplificando o processo de desenvolvimento e testes.

Figura 58 — Vista frontal do modelo 3D do protótipo.



Fonte: Autoria própria.

Até o presente estágio da pesquisa foram alcançados avanços significativos no desenvolvimento do protótipo do monitor multiparamétrico. O embasamento teórico sólido, os cálculos detalhados e simulações dos circuitos, bem como a interface para apresentação de resultados, formam uma base robusta para o projeto. No entanto, é importante destacar que a materialização prática do protótipo enfrentou obstáculos significativos. A pandemia impôs restrições substanciais à capacidade de avançar com a confecção da placa de circuito impresso e a impressão da modelagem 3D para a estrutura externa do dispositivo, uma vez que a maior parte do projeto foi pensada e desenvolvida no ano de 2020 e desde então, não houve possibilidade de retorno ao *campus* da universidade. A falta de acesso a recursos e instalações da faculdade durante esse período dificultou a concretização dessas etapas. No entanto, essa situação não diminui o valor do trabalho realizado até o presente momento, demonstrando na verdade a resiliência e adaptabilidade essenciais na pesquisa e desenvolvimento, sobretudo considerando o contexto histórico que pesquisadores e pesquisadoras vivem, assim como a natureza dinâmica do processo de graduação.

Para efetivar o projeto do protótipo de monitor multiparamétrico, os próximos passos consistem na impressão da placa de circuito impresso (PCI) e na concretização da estrutura externa do dispositivo. Primeiramente, a fabricação da placa deve ser realizada com precisão para garantir a funcionalidade e a confiabilidade do circuito, sendo a soldagem dos componentes eletrônicos na PCI uma etapa subsequente crucial, requerendo habilidades específicas de montagem

eletrônica. Posteriormente, testes minuciosos deverão ser realizados para calibrar e validar cada circuito do projeto, assegurando assim a precisão e confiabilidade dos dados coletados. Além disso, a impressão da modelagem 3D da estrutura externa do protótipo será essencial para abrigar os componentes eletrônicos de forma segura e ergonômica.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A conclusão desse trabalho, iniciado em 2020 e por diversas razões concluído somente agora, representa um marco importante na jornada de estudo da autora ao longo da graduação. A proposta de tema escolhido, além de possível de ser desenvolvida remotamente durante o isolamento da Covid no contexto pandêmico, foi primorosa pela intersecção de conhecimentos abordados, com muitos conceitos tangenciados durante o curso se mostrando indispensáveis na elaboração do trabalho. Este perpassa e intersecciona diversas cadeiras da graduação, tais quais eletrônica, engenharia de software, instrumentação biomédica, engenharia clínica *etc.* Assim, obtém-se como resultado uma proposta para desenvolvimento de monitor multiparamétrico que seja capaz de captar o ECG, a pressão arterial, a temperatura, a taxa de oxigenação do sangue e a frequência cardíaca do paciente.

As etapas de planejamento, design e simulação resultaram em um conceito promissor para um monitor multiparamétrico, capaz de captar e apresentar informações críticas em tempo real. A integração de ECG, temperatura, PA e SpO2 em um único dispositivo tem o potencial de simplificar a monitorização do paciente, permitindo diagnósticos mais rápidos e intervenções oportunas.

No entanto, é importante ressaltar que, embora esteja delineado um projeto teórico sólido, a jornada do desenvolvimento prático e da implementação clínica é complexa e desafiadora. Para mais, como passos futuros no desenvolvimento do projeto, faz-se necessário a implementação dos circuitos eletrônicos, primeiramente para testes, simulações, validações para posteriormente realizar a confecção da placa de circuito impresso, além da impressão 3D da caixa que irá acomodar os circuitos. Com a intenção de contribuir com a pesquisa e produção de tal equipamento, assim como facilitar o trajeto de outros e outras pessoas que tenham em comum esse, foi disponibilizado em apêndice (Apêndice A) deste trabalho o código em linguagem Arduino Sketch referente ao Monitor Multiparâmetros desenvolvido ao longo do trabalho.

REFERÊNCIAS

- [1] MCDONALD, C.J.; BARNETT, G. O. Medical-Record Systems. *In*: SHORTLIFFE, E.H., PERREAULT, L.E. (eds). **Medical Informatics: Computer Applications in Health Care**. New York: Addison-Wesley Publishing, 1990. p.181-218.
- [2] VAN GINNEKEN, A.M., MOORMAN, P.W. *The Patient Record*. *In*: VAN BEMMEL, J.H., MUSEN, M.A. (eds.). **Handbook of Medical Informatics**. Houten, the Netherlands: Bohn Stafleu Van Loghum, 1997.
- [3] SITTIG, D.F. Advantages of computer-based medical records. **Informatics Review**, [S.l.], jan. 1999. Disponível em: https://www.academia.edu/4015599/Advantages_of_computer_based_medical_records. Acesso em: 27 set. 2020.
- [4] RIBEIRO, L. O.; PIRES, S. R. Monitorização de sinal vital por meio de um monitor cardíaco. *In*: CONFERÊNCIA DE ESTUDOS EM ENGENHARIA ELÉTRICA, 11., 2013, Uberlândia. **Anais [...]**. Uberlândia: UFU, 2013. Disponível em: https://peteletricaufu.com.br/static/ceel/doc/artigos/artigos2013/ceel2013_051.pdf. Acesso em: 27 set. 2020.
- [5] KREUTZ, L. S. **Sistema de Ensino de Fisiologia Cardíaca: Coração**. Disponível em: <http://www.inf.ufsc.br/~j.barreto/Projetos/Luciana/aplicativo/principal.html>. Acesso em: 01 jan. 2023.
- [6] GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica**. Rio de Janeiro: Editora Elsevier, 2017.
- [7] RAMOS, A.P.; SOUSA, B.S. **Eletrocardiograma: princípios, conceitos e aplicações**. São Paulo: Centro de Estudos da Fisiologia do Exercício - CEFÉ, 2007. Disponível em: <https://document.onl/documents/eletrocardiograma-principios-conceitos-e-aplicaco-ventricular-ectopico.html?page=14>. Acesso em: 27 set. 2020.
- [8] CASCINO, T.; SHEA, M. J. **Teste eletrofisiológico**. 2021. Disponível em: <https://www.msmanuals.com/pt-pt/casa/dist%C3%BArbios-do-cora%C3%A7%C3%A3o-e-dos-vasos-sangu%C3%ADneos/diagn%C3%B3stico-de-dist%C3%BArbios-do-cora%C3%A7%C3%A3o-e-dos-vasos-sangu%C3%ADneos/teste-eletrofisiol%C3%B3gico>. Acesso em: 27 set. 2020.
- [9] MEDIPÉDIA. **Fisiologia do sistema cardiocirculatório**. 2012. Disponível em: <https://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=126>. Acesso em: 27 set. 2020.
- [10] SANTOS, V. **Pressão Arterial**. Brasil Escola. Disponível em: <https://www.biologianet.com/anatomia-fisiologia-animal/pressao-arterial.htm>. Acesso em: 27 set. 2020.
- [11] NITZAN, M.; TAITELBAUM, H. *The measurement of oxygen saturation in arterial and venous blood*. **IEEE Instrumentation & Measurement Magazine**, [S.l.], v. 11, n.

3, p. 9-15, jun. 2008. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4534373>. Acesso em: 27 set. 2020. <https://doi.org/10.1109/MIM.2008.4534373>

[12] NEWS MEDICAL. **O que é saturação do oxigênio?** [S.d.]. Disponível em: [https://www.news-medical.net/health/What-is-Oxygen-Saturation-\(Portuguese\).aspx](https://www.news-medical.net/health/What-is-Oxygen-Saturation-(Portuguese).aspx) – Acesso em: 27 set. 2020.

[13] OAK, S.S.; AROUL, P. A. *How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO₂) and Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the AFE4403. Texas Instruments – Application Report*, Texas, p. 1-7, 2015. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/an/slaa655/slaa655.pdf>. Acesso em: 30 set. 2020.

[14] CHANDRASEKHA, S.; KRISHNAN, K.; EVERETT, M. **Blood Pressure Measurement in Low-Resource Settings**. 2014. Disponível em: https://nanopdf.com/download/file-blood-pressure-measurement-technologies-in-low_pdf#. Acesso em: 30 set. 2020.

[15] REIS, H.J.L., GUIMARÃES, H.P., ZAZULA, A.D., VASQUES, R.G., LOPES, R.D. **ECG - Manual Prático de Eletrocardiograma**. Rio de Janeiro: Atheneu, 2013.

[16] PORTAL EMBARCADOS. **Arduino MEGA 2560**. Disponível em: <https://www.embarcados.com.br/arduino-mega-2560/>. Acesso em: 30 set. 2020.

[17] USINAINFO – ELETROÔNICA E ROBÓTICA. **Módulo Sensor de Pressão Diferencial MPS20N0040D-D com Conversor Integrado**. Disponível em: <https://www.usinainfo.com.br/sensor-de-pressao-arduino/modulo-sensor-de-pressao-diferencial-mps20n0040d-d-com-conversor-integrado-5452.html>. Acesso em: 30 set. 2020.

[18] USINAINFO – ELETROÔNICA E ROBÓTICA. **Datasheet Pressure Sensor MPS20N0040D-S**. Disponível em: https://www.usinainfo.com.br/index.php?controller=attachment&id_attachment=369. Acesso em: 30 set. 2020.

[19] AMAZON. **Micro 3V DC 031 Motor Pump**. Disponível em: <https://www.amazon.com/Micro-motor-pump-micro-sphygmomanometer/dp/B01BBLNDRI>. Acesso em: 30 set. 2020.

[20] FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. **4N25M General Purpose 6-Pin Phototransistor Optocouplers**. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/174526/FAIRCHILD/4N25M.html>. Acesso em: 30 set. 2020.

[21] ALIEXPRESS. **Válvula solenoide eletrônica de pressão arterial DC 3v**. Disponível em: <https://pt.aliexpress.com/item/32666626398.html>. Acesso em: 30 set. 2020.

[22] STMICROELECTRONICS. **LM324A Datasheet**. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/22753/STMICROELECTRONICS/LM324A.html>. Acesso em: 30 set. 2020.

[23] TEIXEIRA, C. E. **Uma Comparação entre Topologias de Amplificadores de Biopotencial para Eletrodos Secos Ativos baseados em PCI**. 2015. 71 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Itajubá, Itajubá, 2015. Disponível em: https://docplayer.com.br/50181980-Uma-comparacao-entre-topologias-de-amplificadores-de-biopotencial-para-eletrodos-secos-ativos-baseados-em-pci.html#show_full_text. Acesso em: 30 set. 2020.

[24] LF EQUIPAMENTOS. Eletrodo Descartável para Monitorização de ECG. Disponível em: http://www.lfequipamentos.com.br/produtos_detalhes.aspx?ProdutoID=166&CategoriaID=5. Acesso em: 30 set. 2020.

[25] BRAZ, J. R. C. Fisiologia da termorregulação normal. **Revista Neurociências**, [S. l.], v. 13, p. 12-17, 2005. Disponível em: <https://periodicos.unifesp.br/index.php/neurociencias/article/view/8799>. Acesso em: 30 set. 2020. <https://doi.org/10.34024/rnc.2005.v13.8799>

[26] STOODI ENSINO E TREINAMENTO À DISTÂNCIA S.A. **Hipotermia: prevenção, causas, sintomas e tratamento**. 2021. Disponível em: <https://blog.stoodi.com.br/blog/biologia/hipotermia/>. Acesso em: 23 nov. 2020.

[27] DRAUZIO VARELLA [PORTAL]. **Febre**. 2012 [2023]. Disponível em: <https://drauziovarella.uol.com.br/doencas-e-sintomas/febree/#:~:text=Agentes%20infecciosos%20ou%20doen%C3%A7as%20podem,Saiba%20quando>. Acesso em: 30 set. 2020.

[28] TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. Micro-Power (50 μ A), Zero-Drift, Rail-to-Rail Out Instrumentation Amplifier. **Texas Instruments**. Texas, p. 1-25, 2008. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/465601/TI1/INA333.html>. Acesso em: 30 set. 2020.

[29] MICROCHIP TECHNOLOGY INC. MCP601/2/3/4 Datasheet. **Microchip Technology**, Arizona, p. 1-28, 2004. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/177261/MICROCHIP/MCP601.html>. Acesso em: 30 set. 2020.

[30] MAXIM INTEGRATED. MAX30100 Datasheet. Maxim Integrated, Massachusetts, p. 1-29, 2014. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/879178/MAXIM/MAX30100.html>. Acesso em: 30 set. 2020.

[31] TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. LM35 Datasheet. **Texas Instruments**. Texas, p. 1-15, 2000. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/517588/TI1/LM35.html>. Acesso em: 30 set. 2020.

[32] WINTER, B. B.; WEBSTER, J. G. *Driven-right-leg circuit design*. **IEEE Instrumentation & Measurement Magazine**, [S.l.], v. BME-30, n. 1, p. 62-66, jan.

1983. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4121504>. Acesso em: 27 set. 2020. <https://doi.org/10.1109/TBME.1983.325168>

[33] BRASIL. Ministério da Saúde. Resolução da Diretoria Colegiada – RDC nº 2, de 25 de janeiro de 2010. **Diário Oficial da União**: seção 1, Brasília, DF, p. 79, 2010. Disponível em: https://www.saude.mg.gov.br/images/documentos/RDC-%20ANVISA%20%202_250110.pdf. Acesso em: 27 set. 2020.

[34] BRASIL. Decreto nº 7.646, de 21 de dezembro de 2011. Dispõe sobre a Comissão Nacional de Incorporação de Tecnologias no Sistema Único de Saúde e sobre o processo administrativo para incorporação, exclusão e alteração de tecnologias em saúde pelo Sistema Único de Saúde. **Diário Oficial da União**: seção 1, Brasília, DF, p. 7, 2011. Disponível em: https://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2011-2014/2011/decreto/d7646.htm. Acesso em: 27 set. 2020.

[35] SAÚDE ONLINE. Como priorizar a manutenção de equipamentos médicos pelo método criticidade. Disponível em: <https://saudeonline.grupomidia.com/blog/como-priorizar-a-manutencao-de-equipamentos-medicos-pelo-metodo-criticidade/>. Acesso em: 23 nov. 2020.

[36] MEDICALEXPO. Que monitor multiparamétrico escolher? Disponível em: <http://guide.medicaexpo.com/pt/que-monitor-multiparametrico-escolher/>. Acesso em: 23 nov. 2020.

[37] FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. **LM78XX/LM78XXA 3-Terminal 1A Positive Voltage Regulator**. Disponível em: <https://datasheet.octopart.com/LM7805CT-Fairchild-datasheet-492463.pdf>. Acesso em: 01 out. 2020.

[38] ALIBABA. **Medical cable 5 snap electrode lead wire**. Disponível em: <https://portuguese.alibaba.com/product-detail/medical-cable-5-snap-electrode-lead-wire-for-ecg-equipment-ecg-conductive-electrode-cable-60430453674.html>. Acesso em: 10 dez. 2020.

[39] ALIEXPRESS. **Monitor de Pressão Arterial Adulto**. 2020. Disponível em: https://pt.aliexpress.com/item/32876946763.html?src=google&albch=shopping&acnt=494-037-6276&isdl=y&slnk=&plac=&mtctp=&albbt=Gploogle_7_shopping&aff_atform=google&aff_short_key=UneMJZVf&&albagn=888888&albcpr=7303158455&albag=86143156931&trgt=883147841259&crea=pt32876946763&netw=u&device=c&albpg=883147841259&albpdr=pt32876946763&gclid=CjwKCAiAlNf-BRB_EiwA2osbx7ccC-KokfexHnYTT2xnDOVnWnnZAKCN5dpjoFt7YgIKFJUagteQBoCB8EQAvD_BwE&gclid=aw.ds. Acesso em: 10 dez. 2020.

[40] PRODUTOS HOSPITALARES ONLINE. **Monitor Multiparâmetro Vita**. Disponível em: <https://www.produtoshospitalaresonline.com.br/monitor-multiparametro-vita-400a-basico--ecg-3-7-deriv--resp---spo2--pni--temp-----alfamed/p>. Acesso em: 10 dez. 2020.

[41] FEITOSA FILHO, G. S. **ECG Simples, fácil e prático**. Barueri: manole, 2020.

APÊNDICE A – CÓDIGO ARDUINO

```
#include <CircularBuffer.h>
#include <MAX30100.h>
#include <MAX30100_BeatDetector.h>
#include <MAX30100_Filters.h>
#include <MAX30100_PulseOximeter.h>
#include <MAX30100_Registers.h>
#include <MAX30100_SpO2Calculator.h>
#include <Arduino.h>
#include <math.h>
#include <Wire.h>

//Armazena o estado do botão
volatile bool valor_botao1=0;// ON OFF
volatile bool valor_botao2=0;// DESLIGA ALARME
volatile bool valor_botao3=0;// DESLIGA ALARME

int y1;
int valores[7];
int yn[]={0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0};
long int tempo = 0;
int MAP;

#define TEMPO_LEITURA_OX 1000
#define TEMPO_LEITURA_PA 1800000

PulseOximeter pox;

void setup(){
  Serial.begin(115200);

  pinMode(A2, INPUT); //SENSOR TEMPERATURA
  pinMode(A4, INPUT); //SDA MAX30100
```

```

pinMode(A5, INPUT); //SCL MAX30100
pinMode(A9, INPUT); //ECG
pinMode(A10, INPUT); //SENSOR COIFA
pinMode(A11, INPUT); //SENSOR PRESSAO
pinMode(1, INPUT); // ON/OFF
pinMode(2, INPUT); //DESLIGA ALARME
pinMode(5, INPUT); //SENSOR OXIMETRIA
pinMode(11, OUTPUT); //BOMBA
pinMode(12, OUTPUT); //VALVULA
pinMode(10,OUTPUT); //BUZZER

digitalWrite(11,LOW);
digitalWrite(12,LOW);

//Oximetria
Serial.print("Inicializando o oximetro...");

//Inicializa o Sensor MAX30100
if(!pox.begin()){
  Serial.println("Falha na Inicialização do Sensor");
  for(;;);
}else{
  Serial.println("Comunicação realizada com sucesso!");
}
pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_30_6MA);
pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}

void loop(){
  valor_botao1 = digitalRead(1);
  if(valor_botao1==1){ //Botão on/off ligado

  //Oximetria
  pox.update();

```



```

if(millis() - tempo > TEMPO_LEITURA_OX){

    Serial.print("Frequencia Cardíaca:");
    Serial.print(pox.getHeartRate());
    Serial.print(" BPM");
    Serial.println("SpO2:");
    Serial.print(pox.getSpO2());
    Serial.print("%");

    tempo = millis();
}
termometro();
pressao();
ecg();
alarme();
}
}

//Oximetria MAX30100
void onBeatDetected(){
    Serial.println("Beat!");
}

//Termômetro
float temperatura = 0;
float temperaturafinal = 0;
float temperaturatotal = 0;
int contador;

void termometro(){
    contador = contador + 1 ;
    temperatura = analogRead(A2);
    temperatura = temperatura*2.56;
    temperatura = temperatura/10.23;
}

```



```

int j;

for(j=0; j<60; j=j+1){
    analogWrite(12,140);
    delay(300);
    analogWrite(12, 153);
    delay(250);
    x[j]=analogRead(A11); //ondas
    y[j]=analogRead(A10); //coifa
    delay(100);
    delay(200);
}

int pcoifa=0;
int maxo=0;
int f;
for(f=20; f<58; f=f+1){
    if(abs(x[f]-x[f+2]>maxo)){
        maxo=abs(x[f]-x[f+2]);
        pcoifa=y[f+1]; // pressão da coifa entre duas medidas
    }
}

int MAP= 186.18 - 0.236*pcoifa;
int SYS= 1.29*MAP;
int DIA= 0.86*MAP;
valores[2]=SYS;
valores[3]=DIA;

digitalWrite(12,LOW);

Serial.print("Pressão Sistólica: ");
Serial.print(SYS);
Serial.print("Pressão Diastólica: ");

```

```

Serial.print(DIA);
Serial.print("Pressão média (MAP: ");
Serial.print(MAP);

tempo = millis();
}
}

//ECG
void ecg(){
for(int i=0; i<20; i=i+1){
int sensorValue = analogRead(A9);
yn[i]=255-44*(sensorValue*(5.0/1023.0));
}

y1=(yn[0]+yn[1]+yn[2]+yn[3]+yn[4]+yn[5]+yn[6]+yn[7]+yn[8]+yn[9]+yn[10]+yn[11]+yn[
12]+yn[13]+yn[14]+yn[15]+yn[16]+yn[17]+yn[18]+yn[19])/20;

Serial.print("ECG : ");
Serial.print(y1);
}

void alarme(){

digitalWrite(10, LOW); // Desliga buzzer
valor_botao2 = digitalRead(2);

while(pox.getHeartRate())<50){
digitalWrite(10, HIGH);
valor_botao3 = digitalRead(2);
if(valor_botao3!=valor_botao2){
digitalWrite(10, LOW);
}
}

```

```
}
```

```
valor_botao2 = digitalRead(2);
```

```
while(pox.getHeartRate())>120){  
  digitalWrite(10, HIGH);  
  valor_botao3 = digitalRead(2);  
  if(valor_botao3!=valor_botao2){  
    digitalWrite(10, LOW);  
  }  
}
```

```
//ALARME SPO2
```

```
valor_botao2 = digitalRead(2);
```

```
if (pox.getSpO2())<90){  
  digitalWrite(10, HIGH);  
  valor_botao3 = digitalRead(2);  
  if(valor_botao3!=valor_botao2){  
    digitalWrite(10, LOW);  
  }  
}
```

```
//ALARME PRESSÃO
```

```
pressao();
```

```
valor_botao2 = digitalRead(2);
```

```
while(MAP<70){  
  digitalWrite(10, HIGH);  
  valor_botao3 = digitalRead(2);  
  if(valor_botao3!=valor_botao2){  
    digitalWrite(10, LOW);  
  }  
}
```

```
valor_botao2 = digitalRead(2);  
pressao();
```

```
while(MAP>124){  
    digitalWrite(10, HIGH);  
    valor_botao3 = digitalRead(2);  
    if(valor_botao3!=valor_botao2){  
        digitalWrite(10, LOW);  
    }  
}
```

```
//ALARME TERMOMETRO
```

```
termometro();  
valor_botao2 = digitalRead(2);
```

```
while(temperaturafinal<35){  
    digitalWrite(10, HIGH);  
    valor_botao3 = digitalRead(2);  
    if(valor_botao3!=valor_botao2){  
        digitalWrite(10, LOW);  
    }  
}
```

```
valor_botao2 = digitalRead(2);
```

```
while(temperaturafinal>=38){  
    digitalWrite(10, HIGH);  
    valor_botao3 = digitalRead(2);  
    if(valor_botao3!=valor_botao2){  
        digitalWrite(10, LOW);  
    }  
}  
}
```