

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA SUL-RIO-
GRANDENSE
CAMPUS CHARQUEADAS
CURSO DE ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

Wellington dos Santos Leote

Sistema portátil de monitoramento e registro de ECG para diagnóstico de cardiopatias

Charqueadas

2021

Wellington dos Santos Leote

Sistema portátil de monitoramento e registro de ECG para diagnóstico de cardiopatias

Trabalho Conclusão do Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia Sul-Rio-Grandense como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Controle e Automação.
Orientador: Prof. Fábio Pires Itturiet, Dr.
Coorientador: Prof. André Luís Del Mestre Martins, Dr.

Charqueadas

2021

Ficha de identificação da obra

A ficha de identificação é elaborada pelo próprio autor.

Orientações em:

<http://portalbu.ufsc.br/ficha>

Wellington dos Santos Leote

Sistema portátil de monitoramento e registro de ECG para diagnóstico de cardiopatias

Este Trabalho foi julgado adequado para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia de Controle e Automação e aprovado em sua forma final pela banca examinadora.

Charqueadas, 02 de setembro de 2021.

Prof. Diego Lima, Msc.

Coordenador do Curso de Engenharia de Controle e Automação

Banca Examinadora:

Prof. Fábio Pires Itturriet, Dr.

Orientador

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia Sul-Rio-Grandense

Prof. André Luís Del Mestre Martins, Dr.

Coorientador

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia Sul-Rio-Grandense

Prof. Calebe Micael de Oliveira Conceição, Dr.

Avaliador

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia Sul-Rio-Grandense

Prof. Luciano Gonçalves Moreira, Dr.

Avaliador

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia Sul-Rio-Grandense

Este trabalho é dedicado aos meus colegas de classe e aos meus queridos pais.

AGRADECIMENTOS

RESUMO

Nos últimos anos, as doenças cardiovasculares (cardiopatias) têm se tornado a principal causa de mortes no mundo e por muitas vezes o motivo se dá por diagnósticos tardios dessas doenças. O principal exame realizado por especialistas da área é o eletrocardiograma (ECG), que consiste em uma representação gráfica dos batimentos cardíacos que podem ser impressos em papel ou mostrados em display de cristal líquido. Sua popularidade advém do fato de ser um exame não invasivo e de simples aplicação nos pacientes. Este trabalho visa o desenvolvimento de um sistema portátil de ECG, para monitoramento visual de batimentos cardíacos através de um display LCD e registro em cartão de memória. Para a montagem desse sistema é necessário a construção de uma placa eletrônica com circuitos de aquisição e condicionamento de sinais elétricos de ECG provenientes dos eletrodos. Além disso, necessita a implementação de um para uma plataforma de desenvolvimento que contenha um microcontrolador, conversor analógico-digital (AD) e um display LCD gráfico. O sistema será alocado dentro de um gabinete construído sob medida expondo o display LCD, os conectores para os eletrodos e o receptáculo para a inserção das baterias. Com esse dispositivo portátil, espera-se ampliar a acessibilidade desse exame levando-o até a casa dos pacientes com dificuldade de locomoção e que moram em localidades de difícil acesso. Além disso, espera-se reduzir o tráfego dentro de locais com alto risco de contaminação do COVID-19 como clínicas e hospitais.

Palavras-chave: Cardiopatias, Eletrocardiograma, ECG, Sinais elétricos, Sistema portátil, Display LCD, Acessibilidade.

ABSTRACT

In recent years, cardiovascular disease has become the leading cause of death worldwide and the reason is often due to late diagnoses of these diseases. The main examination performed by specialists in the field is the electrocardiogram (ECG), which consists of a graphical representation of the heartbeat that can be printed on paper or shown on a liquid crystal display. Its popularity stems from the fact that it is a non-invasive exam and is simple to apply to patients. This work aims at the development of a portable ECG system, for monitoring the heartbeat through an LCD display. For the assembly of this system, it is necessary to build an electronic board with acquisition and conditioning circuits of ECG electrical signals from the electrodes. In addition, it requires the implementation of firmware for a development platform that contains a microcontroller, analog-to-digital converter and a graphic LCD display. The system will be allocated within a custom-built cabinet exposing the LCD display, the connectors for the electrodes and the receptacle for inserting the batteries. With this portable device, it is expected to expand the accessibility of this exam by taking it to the homes of patients with limited mobility and who live in locations that are difficult to access. In addition, it is expected to reduce traffic within places with a high risk of COVID-19 contamination such as clinics and hospitals.

Keywords: Heart disease, Electrocardiogram, ECG, Electrical signals, Portable system, LCD display, Accessibility.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Formação do coração humano	24
Figura 2 – Camadas que compõem o coração	24
Figura 3 – Ciclo cardíaco representado no ECG	26
Figura 4 – Diagrama completo do complexo PQRST	27
Figura 5 – Equipamento de monitoramento <i>Holter</i>	29
Figura 6 – Inversão da onda T no ECG	30
Figura 7 – Elevação do segmento ST no ECG	30
Figura 8 – Diagrama de blocos do sistema de aquisição do ECG.....	33
Figura 9 – Eletrodo (a) descartável, (b) tipo clip e (c) tipo ventosa	33
Figura 10 – Circuito interno de um amplificador de instrumentação genérico.	34
Figura 11 – Esquemático simplificado do CI INA118	36
Figura 12 – Amplificador de ECG com o circuito DRL.	37
Figura 13 – Resposta do filtro passa-altas ideal	40
Figura 14 – Filtro passa-altas VCVS de segunda ordem.....	40
Figura 15 – Resposta ideal do filtro passa-baixas	41
Figura 16 – Filtro passa-baixas VCVS de segunda ordem.....	42
Figura 17 – Resposta ideal do filtro rejeita-faixa	42
Figura 18 – Filtro <i>Notch</i> VCVS de segunda ordem.....	43
Figura 19 – Circuito de amplificador somador não-inversor com ajuste de offset	44
Figura 20 - Somador não-inversor com ajuste de offset com $R_f = 0$	45
Figura 21 – Diagrama de blocos do sistema proposto.....	49
Figura 22 – Vista superior (esquerda) e inferior (direita) da plataforma STM32F769I.....	49
Figura 23 – Ambiente de desenvolvimento da plataforma STM32	50
Figura 24 – Vista superior da plataforma STM-32F769IDISCO conectada ao display LCD..	52
Figura 25 – Ambiente de programação da ferramenta <i>TouchGFX</i> versão 4.15	53
Figura 26 – Visão geral do circuito da unidade de alimentação e condicionamento de sinais.	54
Figura 27 – Circuito de alimentação.	55
Figura 28 – Bloco do amplificador de instrumentação INA118.	56
Figura 29 – Bloco do circuito DRL.	57
Figura 30 – Bloco do filtro passa-altas	58
Figura 31 – Diagrama de bode do filtro passa-altas	59

Figura 32 – Circuito do filtro passa-baixas	60
Figura 33 – Diagrama de bode filtro passa-baixas	61
Figura 34 – Circuito do filtro <i>Notch</i>	62
Figura 35 – Diagrama de bode do filtro <i>Notch</i>	63
Figura 36 – Circuito de ajuste de <i>Offset</i>	64
Figura 37 – Vista inferior da plataforma STM32F769 com conectores compatíveis com o Arduino Uno V3 em destaque (retângulos vermelhos).	66
Figura 38 – Conexão da plataforma ao conector compatível com o Arduino UNO V3.	67
Figura 39 – Conectores de alimentação da placa STM32F769	67
Figura 40 - Parte de cima da placa <i>shield</i> da unidade 1	68
Figura 41 - Parte de baixo da placa <i>shield</i> da unidade 1	69
Figura 42 - Visão 3D da placa <i>shield</i> da unidade 1	69
Figura 43 – Visão geral do gabinete	70
Figura 44 – Visão superior da tampa gabinete	71
Figura 45 – Visão superior do gabinete	72
Figura 46 – Visão posterior do gabinete.....	72
Figura 47 – Tela inicial projetada no ambiente TouchGFX	73
Figura 48 - Tela de instruções projetada no ambiente TouchGFX.....	74
Figura 49 - Tela de monitoramento projetada no ambiente TouchGFX	75
Figura 50 – Conexão do potenciômetro com a plataforma STM32F769	77
Figura 51 – Conexões utilizadas da plataforma ao conector compatível com o Arduino UNO V3	78
Figura 52 – Conexões internas dos LED1 e LED2	78
Figura 53 – Tela de seleção do modelo da plataforma no STM32Cube IDE.....	79
Figura 54 – Configuração conversor A/D no STM32Cube IDE	80
Figura 55 - Configuração da comunicação UART no STM32Cube IDE.....	80
Figura 56 - Configuração dos LEDs no STM32Cube IDE	81
Figura 57 – Declaração de variáveis.....	82
Figura 58 – Código de leitura do ADC e acionamento dos LEDs	82
Figura 59 - Resultado do experimento com valor do potenciômetro abaixo de 3V	83
Figura 60 – Resultado do experimento com valor do potenciômetro acima de 3V	84
Figura 61 – Criação do projeto no TouchGFX.....	85

Figura 62 – Construção do gráfico dinâmico 2D no TouchGFX	86
Figura 63 – Código de leitura do conversor A/D e filtro de médias	87
Figura 64 – Código de exibição no display LCD	88
Figura 65 – Resultado do experimento com variação do potenciômetro	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Classificação dos principais tipos de aparelhos de ECG.	20
Tabela 2 – Principais características elétricas do CI INA118.	35
Tabela 3 – Valores de ganho (G) para diferentes valores de resistores (R_G) do CI INA118. ..	37
Tabela 4 – Principais características do ADC da plataforma STM-32F769IDISCO	51
Tabela 5 – Distribuição dos ganhos entre os blocos da unidade de alimentação e condicionamento.....	64
Tabela 6 – Frequências de corte dos filtros da unidade I.	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC *Analog-to-digital converter*
BPM Batimentos por minuto
CIs Circuitos integrados
CMRR *Common Mode Rejection Ratio*
DIP *Dual In-line Package*
DRL *Driven right leg*
DSI *Display Serial Interface*
ECG Eletrocardiograma
FPGA *Field-Programmable Gate Array*
GND *Ground*
GUI *Graphical User Interface*
IDE *Integrated Development Environment*
LCD *Liquid crystal display*
LED *Light Emitting Diode*
LIPO *Lithium Polymer*
MFB *Multiple Feedback*
Msps *Mega samples per second*
OPAS Organização Pan-Americana de Saúde
PCB *Printed Circuit Board*
PDA *Personal Digital Assistant*
PETG *Polyethylene Ethylene Terephthalate Glycol*
RCA *Radio Corporation of America*
SOIC *Small outline integrated circuit*
SUS Sistema Único de Saúde
TFT *Thin film transistor*
UART *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*
USB *Universal Serial Bus*
VCVS *Voltage Controlled Voltage Source*

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	MOTIVAÇÃO	19
1.2	OBJETIVOS	21
1.2.1	Objetivo Geral.....	21
1.2.2	Objetivos Específicos	21
1.3	ORGANIZAÇÃO DO TEXTO	21
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	23
2.1	SISTEMA CARDIOVASCULAR	23
2.1.1	O coração.....	23
2.1.2	Ciclo cardíaco.....	25
2.2	ELETROCARDIOGRAMA.....	27
2.2.1	Tipos de eletrocardiograma	27
<i>2.2.1.1</i>	<i>ECG padrão ou de repouso</i>	<i>27</i>
<i>2.2.1.2</i>	<i>ECG de esforço.....</i>	<i>28</i>
<i>2.2.1.3</i>	<i>Monitoramento Holter.....</i>	<i>28</i>
2.3	DIAGNÓSTICO DE CARDIOPATIAS ATRAVÉS DO ECG.....	29
2.3.1	Isquemia cardíaca.....	29
2.3.2	Infarto agudo do miocárdio	30
2.4	FONTES DE INTERFERÊNCIAS EM SISTEMAS DE AQUISIÇÃO DE ECG	31
2.4.1	Oscilação da linha de base	31
2.4.2	Interferência da rede elétrica	31
2.4.3	Ruído muscular.....	32
2.4.4	Artefato de movimento de eletrodo.....	32
2.5	SISTEMAS DE AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO de SINAIS DE ECG.	32

2.5.1	Eletrodos.....	33
2.5.2	Amplificação.....	34
2.5.2.1	<i>Circuito Integrado INA118.....</i>	35
2.5.2.2	<i>Driven right leg (DRL)</i>	37
2.5.3	Filtragem	38
2.5.3.1	<i>Filtro passa-altas VCVS de componentes iguais.....</i>	39
2.5.3.2	<i>Filtro passa-baixas VCVS de componentes iguais.....</i>	41
2.5.3.3	<i>Filtro rejeita-faixas (Filtro Notch).....</i>	42
2.5.4	Amplificador somador não-inversor com ajuste de offset	43
2.6	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	45
3	MATERIAIS E MÉTODOS	48
3.1	SISTEMA EMBARCADO.....	49
3.1.1	Interface de visualização	51
3.2	UNIDADE DE ALIMENTAÇÃO E CONDICIONAMENTO DE SINAIS	53
3.2.1	Circuito de alimentação	55
3.2.2	Amplificador de Instrumentação INA118.....	55
3.2.3	Circuito DRL (<i>Driven Right Leg</i>)	56
3.2.4	Filtros.....	57
3.2.4.1	<i>Projeto do filtro passa-altas</i>	57
3.2.4.2	<i>Projeto do filtro passa-baixas</i>	59
3.2.4.3	<i>Projeto do filtro rejeita-faixa (Notch)</i>	61
3.2.5	Ajuste de Offset	63
3.2.6	Distribuição de ganhos e frequências de corte (<i>f_c</i>)	64
3.2.7	Projeto da PCB da Unidade de alimentação e condicionamento	65
3.2.7.1	<i>Layout da PCB.....</i>	68
3.2.8	Gabinete do sistema.....	70
3.2.9	Layouts display LCD.....	73

3.2.9.1	<i>Tela inicial</i>	73
3.2.9.2	<i>Tela de instruções</i>	74
3.2.9.3	<i>Tela de monitoramento</i>	74
4	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	76
4.1	EXPERIMENTO 01 - CONVERSOR A/D.....	76
4.1.1	Montagem e configurações	76
4.1.2	Resultados	83
4.2	EXPERIMENTO 02 – CONVERSOR A/D E DISPLAY LCD.....	84
4.2.1	Montagem e configurações	85
4.2.2	Resultados	88
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	90
	REFERÊNCIAS	93

1 INTRODUÇÃO

Segundo a Organização Pan-Americana de Saúde (OPAS), as doenças cardiovasculares, também denominadas de cardiopatias¹, são a principal causa de morte no mundo. Estima-se que 17,7 milhões de pessoas morreram em decorrência dessas doenças em 2015, representando 31% de todas as mortes em nível global (OPAS, 2017). Uma das cardiopatias mais comuns são as arritmias que se caracterizam pela aceleração dos batimentos cardíacos (taquicardia) ou pela redução de batimentos (bradicardia) (MOHRMAN; HELLER, 2018). Os sintomas de arritmias não são contínuos, podendo aparecer e desaparecer repentinamente. Podem afetar pessoas com o coração saudável ou aqueles que já possuem alguma doença cardíaca (cardiopatia). Os sintomas mais comuns são palpitações, angina, síncope, aceleração e desaceleração intermitente dos batimentos, pausas longas entre batimentos, tonturas e em casos extremos até a morte súbita (THALER, 2017).

O diagnóstico de cardiopatias é geralmente realizado por um médico cardiologista através de uma anamnese, que é uma consulta que o profissional faz com seu paciente e acompanhado de exames clínicos. Um dos exames mais solicitados é conhecido como eletrocardiograma (ECG ou EKG), um exame não invasivo utilizado por médicos em todo mundo (FYE, 1994). Ele permite o monitoramento da atividade elétrica proveniente da extensão do coração ao bombear fluido extracelular ao corpo humano. Essa atividade cardíaca pode ser medida com eletrodos conectados na pele do paciente e seus resultados apresentados de maneira impressa em papel ou através de um monitor de cristal líquido (BENAGIANO, 2001). Na prática, o eletrocardiograma (ECG) é um registro de como uma diferença de potencial entre dois pontos da superfície do corpo variam com o tempo decorrente aos eventos elétricos oriundos dos batimentos cardíacos.

O ECG é usualmente realizado em hospitais e clínicas especializadas, e assim, demanda que os pacientes se desloquem até esses locais para sua realização. Todavia, existem principalmente dois grupos de pessoas que apresentam dificuldades de acessar esses locais para a realização do exame, e por isso, dificuldade de detecção de cardiopatias e acompanhamento médico, que são:

¹ O termo “cardiopatia” é uma denominação comum às doenças do coração (“Cardiopatia | Michaelis On-line”, [S.d.]

- Pessoas com mobilidade reduzida: São as pessoas que precisam de ajuda de outras pessoas para se locomover até os locais de destino (PUC - CAMPINAS, 2013). Essa limitação se dá em geral em consequência da idade, de deficiência física (sensorial ou de locomoção) ou mental, necessitando de atenção especial ou adaptações nos ambientes.
- Pessoas residentes em áreas remotas ou de difícil acesso: São as pessoas que residem em áreas afastadas dos grandes centros como comunidades rurais, indígenas e ribeirinhas que muitas vezes não possuem energia elétrica.

Nesses casos, sistemas portáteis para realização de ECG, são de extrema importância pois permitem que o equipamento se desloque junto com o médico até o paciente em situação de vulnerabilidade. Dessa forma, o sinal de ECG do paciente é reproduzido no monitor do equipamento para que o médico possa fazer o diagnóstico localmente. Funciona como uma espécie de triagem permitindo que apenas aqueles pacientes que realmente necessitam de maiores cuidados sejam deslocados até o hospital. Isso se torna ainda mais importante na época atual da pandemia em que vivemos, onde se deve evitar ao máximo a circulação em hospitais. Essa prática seria capaz de reduzir custos, tempo de atendimento e risco de contaminação pelo COVID-19 de pacientes, e assim, melhorar a qualidade de vida da população.

1.1 MOTIVAÇÃO

Uma recente pesquisa apontou que quase 70% dos brasileiros não possuem plano de saúde particular, ou seja, dependem do Sistema Único de Saúde (SUS) para realizar consultas médicas e exames de rotina (BRASIL, 2018). Essa grande porcentagem de pessoas que utilizam o SUS, em torno de 145 milhões de pessoas, sobrecarregam o sistema resultando em grandes filas e demora nas consultas e exames que dependem, principalmente, de médicos especialistas.

Atualmente no Brasil, a principal causa de mortes é a isquemia cardíaca, que é a obstrução dos vasos que levam sangue para o coração, que além da morte súbita, podem causar infarto, arritmia e insuficiência cardíaca (“10 principais causas de morte no mundo - Brasil Escola”, [S.d.]). Uma das formas de diagnóstico precoce dessa cardiopatia é através do exame de ECG aplicado por um médico cardiologista (A. CARVALHO, 2001). O exame é geralmente aplicado em clínicas e hospitais que, além de estarem sobrecarregados, são ambientes com alto risco de contaminação da COVID-19. Outro agravante desse cenário se dá pelo fato de que as

cardiopatias são a comorbidade com a maior taxa de óbitos pelo COVID-19 (ELEZKURTAJ *et al.*, 2021).

As duas principais categorias de aparelhos atualmente comercializados para a realização do ECG são apresentadas na Tabela 1, assim como as principais funcionalidades envolvidas e estimativa de preço.

Tabela 1 – Classificação dos principais tipos de aparelhos de ECG.

Categoria	Descrição	Preço
Analógico	Modelo mais antigo que utiliza papel em tira de impressão e necessita um cardiologista para o diagnóstico.	De R\$2.000,00 à R\$6.000,00
Digital	Modelo mais usado nos dias de hoje, apresenta o ECG em uma tela e utiliza um computador para análise do exame e diagnóstico.	Mais de R\$6.000,00

Fonte: (MORSCH, 2019)

Podemos observar na Tabela 1 que os aparelhos analógicos apresentam em média menor preço, entretanto necessitam de papel para impressão dos resultados e de um médico para o diagnóstico. Por outro lado, os aparelhos de ECG digitais utilizam uma tela de cristal líquido para apresentar o sinal de ECG e algoritmos para detecção de anormalidades e geração de diagnóstico sem a interferência médica. Em contrapartida, possuem um preço em média que parte de R\$6.000,00 e podem chegar até dez vezes esse valor dependendo da marca e número de funcionalidades extras.

Uma alternativa de solução visando portabilidade, facilidade de uso e custo reduzido seria um equipamento híbrido que apresente o ECG em uma tela de cristal líquido ao médico especialista para visualização e interpretação dos resultados.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Desenvolver um sistema portátil de aquisição, processamento, registro e visualização de sinais de ECG para auxiliar profissionais médicos no diagnóstico de cardiopatias em indivíduos com mobilidade reduzida ou que residem em regiões de difícil acesso.

1.2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos são:

- Projetar uma placa de circuito impresso (PCB – do inglês *Printed Circuit Board*) contendo um circuito de aquisição e condicionamento de sinais de ECG proveniente dos eletrodos conectados ao paciente;
- Estudar a plataforma de desenvolvimento Discovery STM32F769 e seus principais periféricos envolvidos no projeto;
- Implementar um código em linguagem C para o microcontrolador STM32F769NIH6 cujo core é baseado no ARM Cortex-M7 para o controle dos periféricos;
- Desenvolver uma interface gráfica na tela da plataforma para visualização do sinal de ECG captado;
- Projetar um gabinete de fácil manuseio para acomodar a placa de aquisição, a plataforma de desenvolvimento e baterias para confecção em resina na impressora 3D do campus;
- Testar e validar o sistema completo através de experimentos.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TEXTO

O restante deste trabalho está organizado como segue. O Capítulo 2 apresenta os fundamentos para a compreensão do trabalho. Os conceitos são apresentados a partir da descrição do sistema cardíaco humano. Os principais circuitos utilizados na aquisição de sinais de ECG são brevemente apresentados, assim como um resumo sobre os diferentes tipos de eletrodos encontrados no mercado. Em sequência, no Capítulo 3, a metodologia aplicada e os materiais necessários para o desenvolvimento do trabalho são mostrados. No Capítulo 4 são

apresentados resultados experimentais de avaliação do sistema desenvolvido. No Capítulo 5, são apresentadas as conclusões do estudo aqui apresentado e as propostas de continuação do trabalho.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão apresentados sucintamente os conceitos biológicos ligados ao sistema cardíaco humano, assim como um resumo sobre os principais exames clínicos. Além disso, os circuitos eletrônicos utilizados para o desenvolvimento do trabalho são brevemente explicados. Por fim, alguns trabalhos presentes na literatura com temática relacionada com a proposta desse trabalho são mostrados.

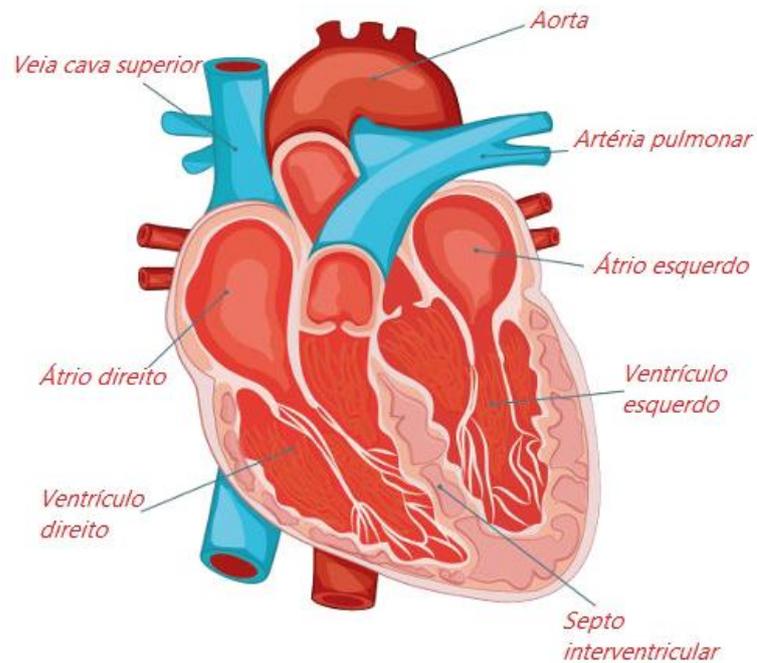
2.1 SISTEMA CARDIOVASCULAR

O sistema cardiovascular ou sistema circulatório humano é responsável pela circulação do sangue, de modo a transportar os nutrientes e o oxigênio por todo o corpo. O sistema cardiovascular é formado pelos vasos sanguíneos e coração.

2.1.1 O coração

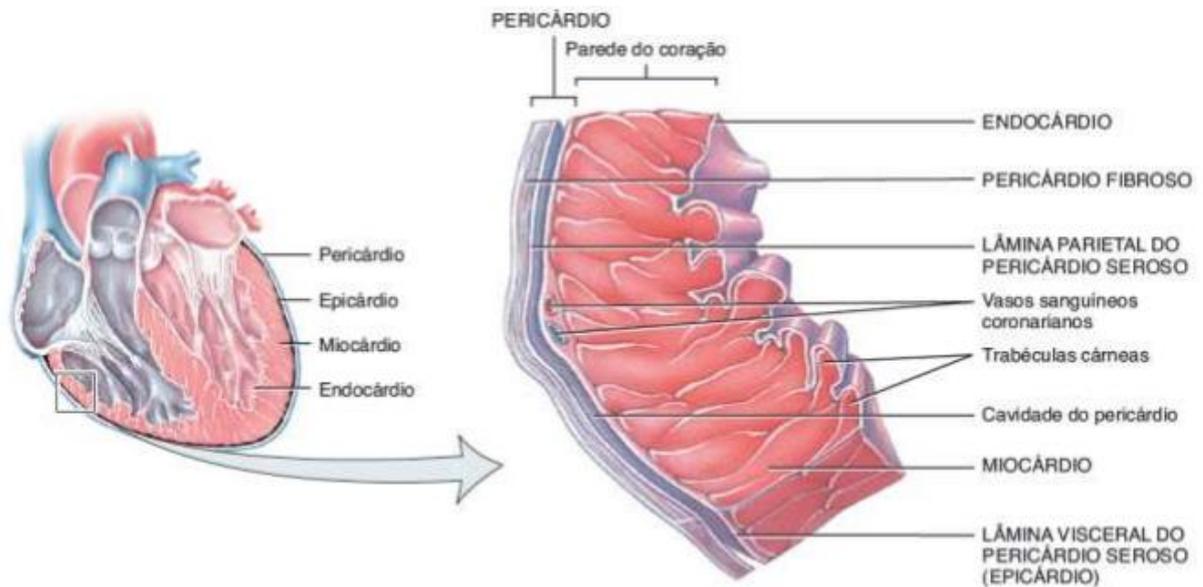
O coração é constituído por quatro câmaras ocas, dois átrios (câmaras de recepção superiores) e dois ventrículos (câmaras de bombeamento inferiores), conforme mostrado na Figura 1. As paredes do coração são formadas de fora para dentro por quatro camadas, o pericárdio, epicárdio, miocárdio e endocárdio, conforme mostrado na Figura 2. O pericárdio e o epicárdio são as camadas de tecido conjuntivo mais externas que protegem o coração. O miocárdio, por sua vez, é a camada intermediária formada por fibras musculares e tecido conjuntivo de sustentação que compõe praticamente 95% da parede do coração. É o principal responsável pela ação de bombeamento do sangue. Por fim, o endocárdio é o revestimento endotelial liso do interior do coração (BENAGIANO, 2001; TORTORA; DERRICKSON, 2014).

Figura 1 – Formação do coração humano



Fonte: (SANTOS, 2016)

Figura 2 – Camadas que compõem o coração

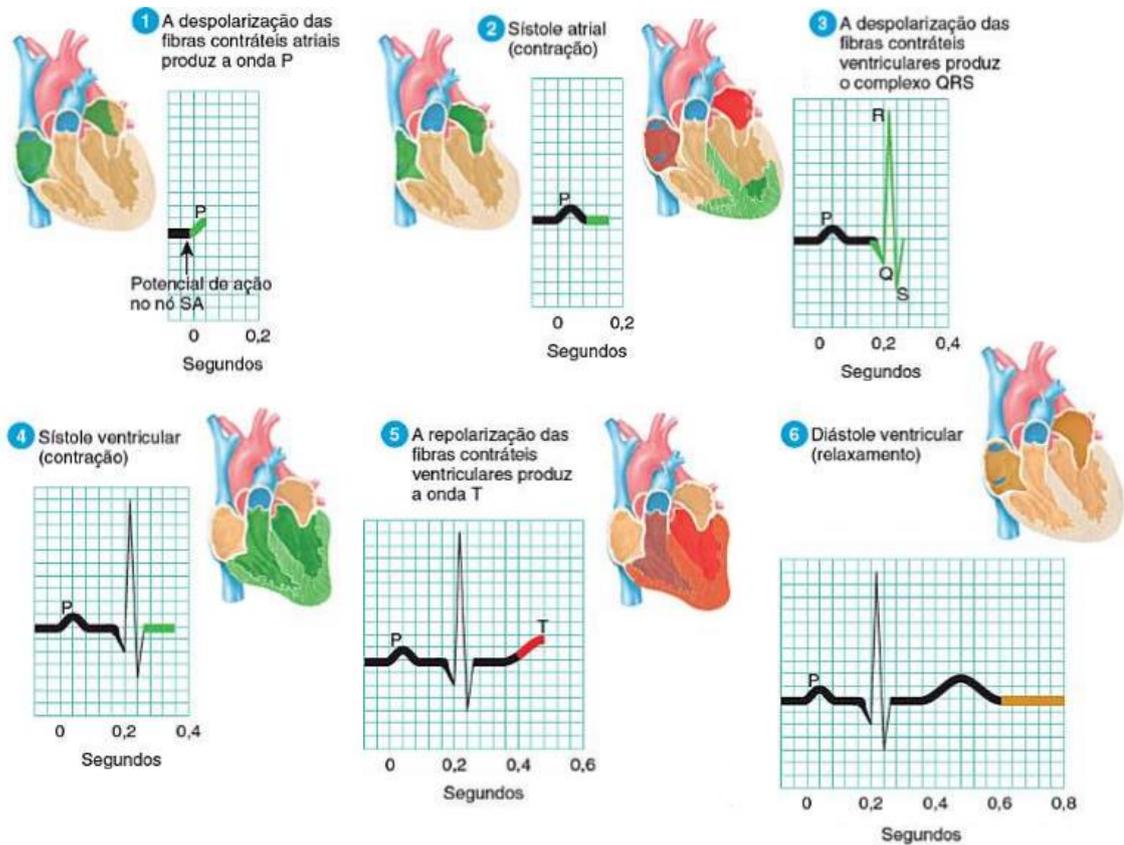


Fonte: (TORTORA; DERRICKSON, 2014)

2.1.2 Ciclo cardíaco

O ciclo cardíaco é composto por uma cadeia de movimentos oriundos de batimentos cardíacos. Os movimentos de contração (sístole) e relaxamento (diástole) de átrios e ventrículos correspondem a entrada e saída de sangue do coração. A despolarização é o fenômeno elétrico que precede a sístole, enquanto que a repolarização é o efeito que precede a diástole das fibras contráteis (TORTORA; DERRICKSON, 2014). O ciclo foi dividido em seis etapas e suas respectivas formas de onda são indicadas sequencialmente na Figura 3. As etapas 1 e 2, também conhecidas como onda P, indicam a despolarização atrial seguido da sístole atrial. Um aumento ou uma redução da onda P pode indicar problemas na concentração de íons de potássio no corpo, que por sua vez alteram a atividade normal dos nervos. A falta da onda P no ECG pode indicar problemas como fibrilação atrial ou arritmia cardíaca. O complexo QRS é mostrado nas etapas 3 e 4 e refere-se à combinação das ondas Q, R e S. Indica a despolarização e sístole ventricular. Anormalidades nesse complexo podem indicar hipertrofia cardíaca ou infarto no miocárdio. Por fim, a onda T representada nas etapas 5 e 6 é oriunda da repolarização ventricular seguida da diástole. Formas de ondas ECG com segmentos ST elevados podem indicar infartos, assim como segmentos ST reduzidos são indícios de doenças arteriais coronarianas.

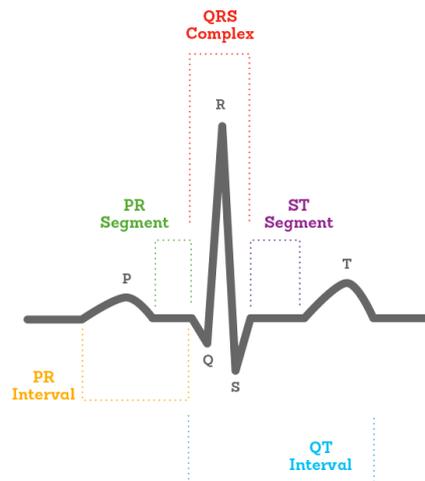
Figura 3 – Ciclo cardíaco representado no ECG



Fonte: Editado de (TORTORA; DERRICKSON, 2014)

Na Figura 4 é apresentado um diagrama de um ciclo cardíaco completo, também conhecido como complexo PQRST, de um sinal de ECG considerado normal com suas respectivas ondas indicadas.

Figura 4 – Diagrama completo do complexo PQRST



Fonte: (ALIVECOR, [S.d.])

2.2 ELETROCARDIOGRAMA

O exame de ECG descrito por *Williem Einthoven* há mais de cem anos, é uma representação gráfica da atividade cardíaca do coração durante seu funcionamento natural (REIS, 2013). É captado por eletrodos conectados à superfície do corpo. Essa atividade cardíaca resultante pode ser mostrada através de um papel milimetrado ou um display de cristal líquido. O registro desse exame é a diferença de potencial elétrico entre os eletrodos. Esse exame se tornou popular por ser um exame não invasivo, de baixo custo, de rápida e fácil aplicação em pacientes (REIS, 2013).

2.2.1 Tipos de eletrocardiograma

Segundo Medicmais (2019), TEB (2015) e Bustamante (2019), os três tipos de eletrocardiogramas são o ECG padrão ou de repouso, ECG de esforço e o monitoramento *Holter*. Mais detalhes sobre cada um deles serão apresentados nas subseções a seguir.

2.2.1.1 ECG padrão ou de repouso

Deve ser realizado em repouso com o paciente deitado em uma maca. Os eletrodos são conectados na região do tórax, punhos e tornozelos com o auxílio de um gel condutor para evitar interferências no exame. Tem duração de aproximadamente 5 minutos, é indolor e é a

forma mais simples de realizar o exame. Os dados adquiridos podem levar a identificação de vários tipos de doenças cardíacas, alterações estruturais, distúrbios elétricos do coração e patologias de órgãos adjacentes.

2.2.1.2 *ECG de esforço*

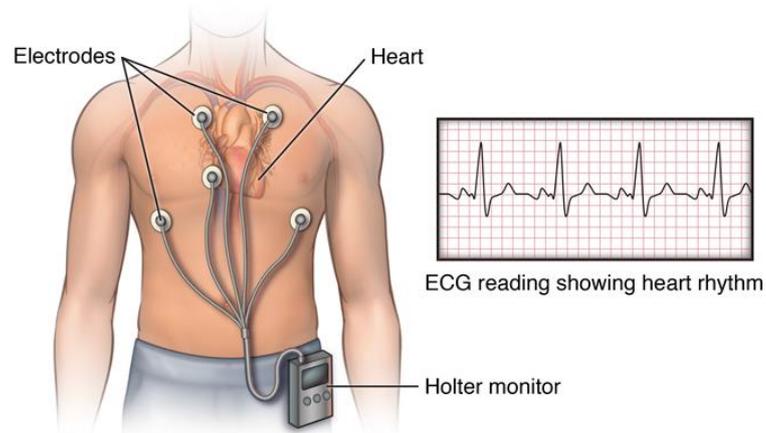
Também conhecido como teste ergométrico, o exame tem duração em média de 20 minutos e monitora os batimentos cardíacos durante a realização de algum exercício físico, geralmente esteira ou bicicleta. Os exercícios começam de forma lenta e se intensificam ao longo do tempo.

Segundo Catarino (2019), a partir desse exame é possível diagnosticar doenças coronárias resultantes da falta de nutrientes e oxigênio nas células do corpo humano. Uma das possíveis causas dessa insuficiência são: alimentação desequilibrada, obesidade, tabagismo e sedentarismo.

2.2.1.3 *Monitoramento Holter*

Esse exame também conhecido como monitorização de ECG ambulatorial, funciona com um dispositivo chamado *Holter*, nome dado em homenagem ao seu criador. Ele funciona com baterias e com eletrodos conectados ao corpo conforme ilustrado na Figura 5, que registram a atividade elétrica do coração do paciente durante 24 horas. O dispositivo pode ser posto no bolso ou usado em um cinto. O indivíduo precisa registrar em um diário as atividades e os sintomas sentidos durante o exame. Ao final das 24 horas, um cardiologista irá examinar o diário juntamente com as gravações elétricas para realizar um diagnóstico.

Figura 5 – Equipamento de monitoramento *Holter*



Fonte: (ICOR, 2021)

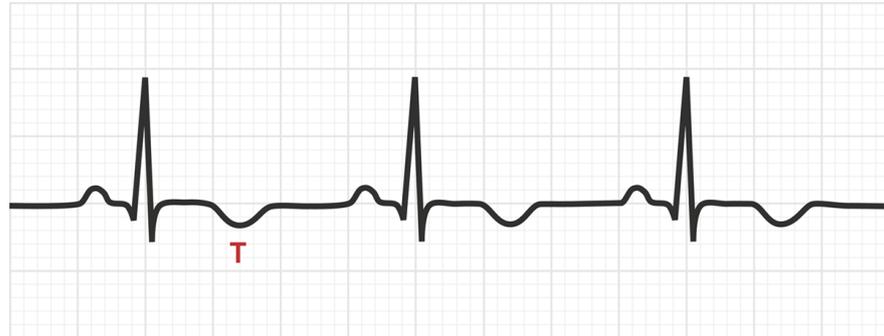
2.3 DIAGNÓSTICO DE CARDIOPATIAS ATRAVÉS DO ECG

Algumas cardiopatias alteram o funcionamento normal do coração, e por conseguinte, a forma de onda do ECG. Isso faz com que seja muito importante a visualização desse sinal elétrico em um monitor para auxiliar o diagnóstico médico. Para ilustrar essas manifestações, serão apresentados alguns exemplos de alterações no ECG em pacientes com duas conhecidas cardiopatias, a isquemia cardíaca e o infarto agudo do miocárdio.

2.3.1 Isquemia cardíaca

É uma doença caracterizada pela redução da passagem de sangue pelas artérias coronárias, que são os vasos que levam o sangue ao coração. Uma das principais alterações no ECG de pessoas com isquemia cardíaca é conhecida como inversão da onda T. Se compararmos a onda T previamente apresentada na Figura 4 com a mesma onda na Figura 6, é possível verificar que o pico positivo da onda T se torna negativo nesse tipo de cardiopatia.

Figura 6 – Inversão da onda T no ECG

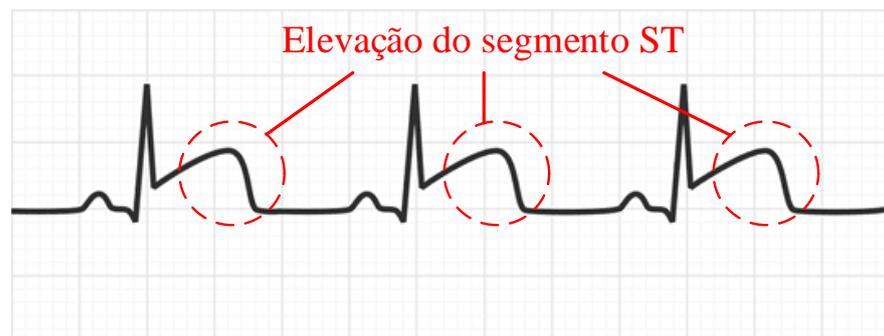


Fonte:(MEDSCHOOL, 2020)

2.3.2 Infarto agudo do miocárdio

Outra cardiopatia comum é o infarto agudo do miocárdio que consiste em uma obstrução aguda de uma artéria coronária. Os principais sintomas incluem desconforto torácico, dificuldade de respirar, náusea, entre outros. O principal diagnóstico é realizado pelo médico baseado na análise de ECG. Nessa cardiopatia, uma das principais alterações é uma elevação do segmento ST, conforme mostrado na Figura 7. Esse tipo de manifestação requer uma intervenção coronária imediata.

Figura 7 – Elevação do segmento ST no ECG



Fonte: Adaptado de (MEDSCHOOL, 2020)

2.4 FONTES DE INTERFERÊNCIAS EM SISTEMAS DE AQUISIÇÃO DE ECG

Sinais bioelétricos como o ECG podem ser contaminados por uma série de interferências que deturpam os sinais captados. Essas interferências, também chamadas de ruídos, possuem as mais variadas naturezas e origens e são conhecidas na literatura como artefatos (YELSHYNA; COSTA, 2015). Em Morsch (2018) foi apontado que os artefatos no sinais de ECG implicam principalmente em erros de diagnósticos médicos, que por sua vez, geram tratamentos de doenças inexistentes ou até mesmo mascaramento de doenças reais. Os quatro principais tipos de artefatos encontrados em sinais de ECG são apresentados a seguir.

2.4.1 Oscilação da linha de base

Também conhecido na literatura como *Baseline Drift*, é um efeito em que o eixo base do ECG (eixo x) move-se para cima e para baixo ao invés de permanecer estático (LUO *et al.*, 2013). As principais causas desse efeito são a utilização inadequada dos eletrodos (má preparação da pele), movimentos do paciente durante o exame e a respiração. A frequência dessa interferência vai até 0,5Hz, porém aumentado a movimentação do corpo do paciente ou stress durante o exame podem aumentar ligeiramente esse valor. Como o sinal de oscilação é um sinal de baixa frequência, uma prática comum é utilizar filtros passa-altas para eliminação dessa fonte de interferências.

2.4.2 Interferência da rede elétrica

Campos eletromagnéticos causados pela rede elétrica representam uma fonte comum de interferências nos ECGs. Esse ruído é caracterizado por interferência senoidal de 50Hz ou 60Hz (dependendo do sistema elétrico do país) possivelmente acompanhada de harmônicas. Esse ruído de banda estreita dificulta a interpretação de ECGs pelo aparecimento de sinais espúrios que corrompem principalmente os segmentos de baixas frequências como ondas P e T do ECG. Para a remoção desse tipo de ruído, são utilizados filtros do tipo *Notch* com frequência de corte sintonizada com a frequência da rede elétrica (HOTA, 2019).

2.4.3 Ruído muscular

Consiste na principal fonte de ruído em exames de ECGs de esforço. Ao contrário da oscilação da linha de base e da interferência da rede elétrica que podem ser removidos com filtros seletores de frequência, ele demanda técnicas de filtragem mais elaboradas. Entretanto esse problema pode ser melhor controlado nos ECGs padrão, orientando o paciente a ficar em repouso absoluto durante a realização do exame.

2.4.4 Artefato de movimento de eletrodo

São artefatos principalmente gerados quando a pele do paciente é esticada implicando na alteração da impedância da pele em volta do eletrodo. Embora apresente características semelhantes ao ruído da oscilação da linha de base, são mais problemáticos devido a sobreposição espectral dessa interferência com o complexo PQRST na banda entre 1 e 10 Hz. Esses artefatos aparecem no ECG como formas de onda de amplitude elevada e muitas vezes são confundidos com o complexo QRS. Sua aparição confunde os algoritmos que calculam o número de batimentos cardíacos baseado na forma de onda gerando erros indesejados. As principais técnicas encontradas na literatura para a remoção desse tipo de artefato são baseadas em filtragem adaptativa. Esse tópico não será abordado nesse trabalho devido sua complexidade de implementação.

2.5 SISTEMAS DE AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DE SINAIS DE ECG

O sinal do eletrocardiograma (ECG) é um sinal de baixa amplitude com baixa frequência e alta impedância e necessita ser tratado antes de estar apto a ser mostrado em um monitor de cristal líquido e registrado. A estrutura dos sistemas clássicos de aquisição consiste em um circuito de detecção (eletrodos), filtragem, amplificação e ajuste de *offset* do sinal de ECG para a conversão analógico-digital conforme apresentado na Figura 8.

Figura 8 – Diagrama de blocos do sistema de aquisição do ECG



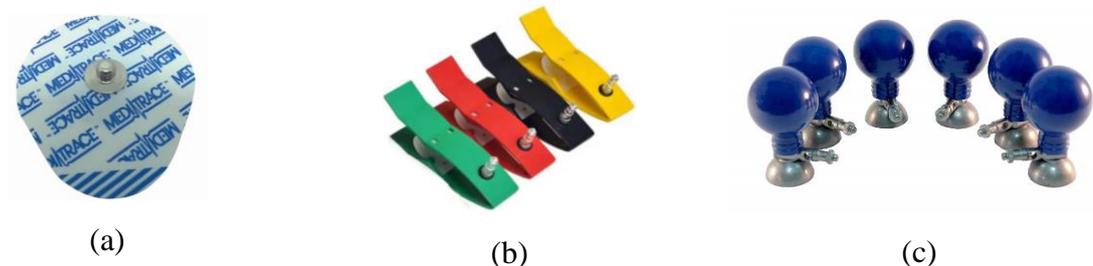
Fonte: Autoria própria (2020)

2.5.1 Eletrodos

Os eletrodos são responsáveis pela conexão entre a pele do paciente e o sistema de aquisição do ECG. A qualidade do ECG depende muito da qualidade dos eletrodos e cabos utilizados que devem ser periodicamente substituídos. Além disso, a pele deve ser preparada de maneira adequada antes da colocação dos eletrodos. Caso existam pelos excessivos nos locais de colocação dos eletrodos, é recomendável apará-los para melhorar a aderência dos eletrodos com a pele. Ademais, a pele deve ser previamente limpa com álcool isopropílico e seca antes da colocação dos eletrodos. Por fim, é aconselhado o uso de um gel condutor para ECG, que reduz a impedância da pele e evita interferências durante o exame (EINSTEIN, 2020). O gel é inodoro e translúcido, desenvolvido para garantir uma boa condutividade elétrica entre a pele do paciente e o eletrodo (GENERALMED, 2020).

O principal modelo de eletrodo encontrado no mercado, e de menor custo, é o descartável mostrado na Figura 9 (a). Os eletrodos de clip Figura 9 (b) e de ventosa Figura 9 (c) apresentam um custo superior em relação aos descartáveis, porém demandam higienização prévia constante (TECNOCLIN, 2019).

Figura 9 – Eletrodo (a) descartável, (b) tipo clip e (c) tipo ventosa

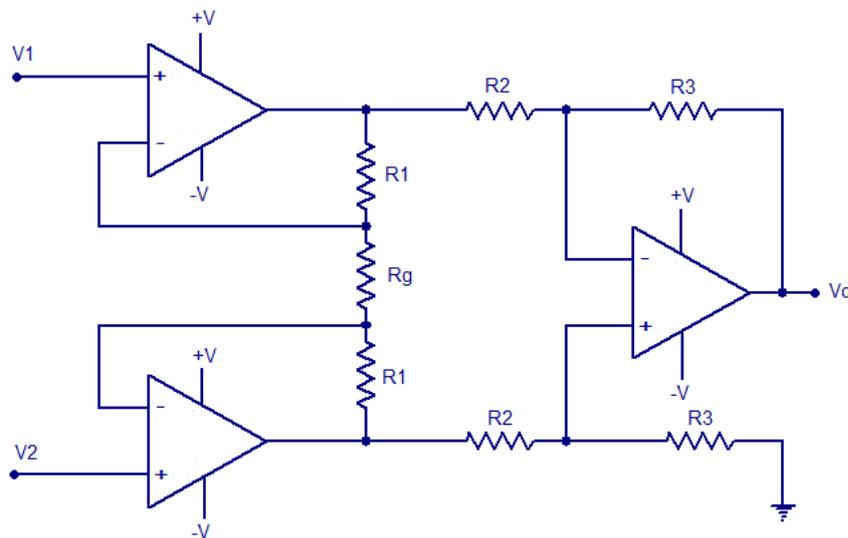


Fonte: (HOSPINET, 2019)

2.5.2 Amplificação

A etapa de amplificação é fundamental no processo de aquisição de sinais de ECG, haja vista a baixa amplitude desses sinais captados pelos eletrodos. Para sinais dessa natureza, os amplificadores de instrumentação são amplamente utilizados, devido sua capacidade de amplificar pequenas diferenças de sinais. São utilizados em diversas aplicações que vão desde controle de motores, aquisição de dados e área automotiva. Apresentam características importantes como alta impedância de entrada, baixa impedância de saída, alta taxa de rejeição em modo-comum (CMRR), tipicamente superior a 100 dB, baixa variação de *offset* e *drift* de temperatura (MALVINO; BATES, 2015). A estrutura interna de um amplificador de instrumentação genérico é composta por três amplificadores operacionais, conforme mostrado na Figura 10. Dois desses amplificadores formam as entradas V_1 e V_2 do amplificador de instrumentação enquanto que o terceiro amplificador atua como um subtrator (MALVINO; BATES, 2015). As tensões $+V$ e $-V$ representam as tensões de alimentação positiva e negativa respectivamente do amplificador de instrumentação.

Figura 10 – Circuito interno de um amplificador de instrumentação genérico.



Fonte: (CIRCUITS TODAY, 2017)

O fato de que existem dois resistores R_1 , dois resistores R_2 e dois R_3 , simplifica a análise do circuito fazendo com que a equação da tensão de saída V_O do amplificador de instrumentação mostrado na Figura 10 seja a mostrada na equação (1).

$$V_O = \left[\left(1 + \frac{2R_1}{R_g} \right) \cdot \left(\frac{R_3}{R_2} \right) \right] \cdot (V_2 - V_1) \quad (1)$$

Os amplificadores de instrumentação podem ser montados com circuitos integrados (CIs) de amplificadores operacionais genéricos (LM741, LM358, etc) ou podem ser encontrados comercialmente encapsulados, como por exemplo, os CIs INA118 da fabricante *Texas Instruments* ou o AD620 da fabricante *Analog Devices*.

2.5.2.1 Circuito Integrado INA118

O CI INA118 é um amplificador de instrumentação de precisão, com baixo consumo de potência e excelente precisão. Está disponível comercialmente em encapsulamentos plásticos de 8 pinos DIP (do inglês – *Dual In-line Package*) ou SOIC (do inglês – *Small outline integrated circuit*). Um resumo de suas principais características extraídas do *datasheet* (TEXAS INSTRUMENTS, 2016) é apresentado na Tabela 2.

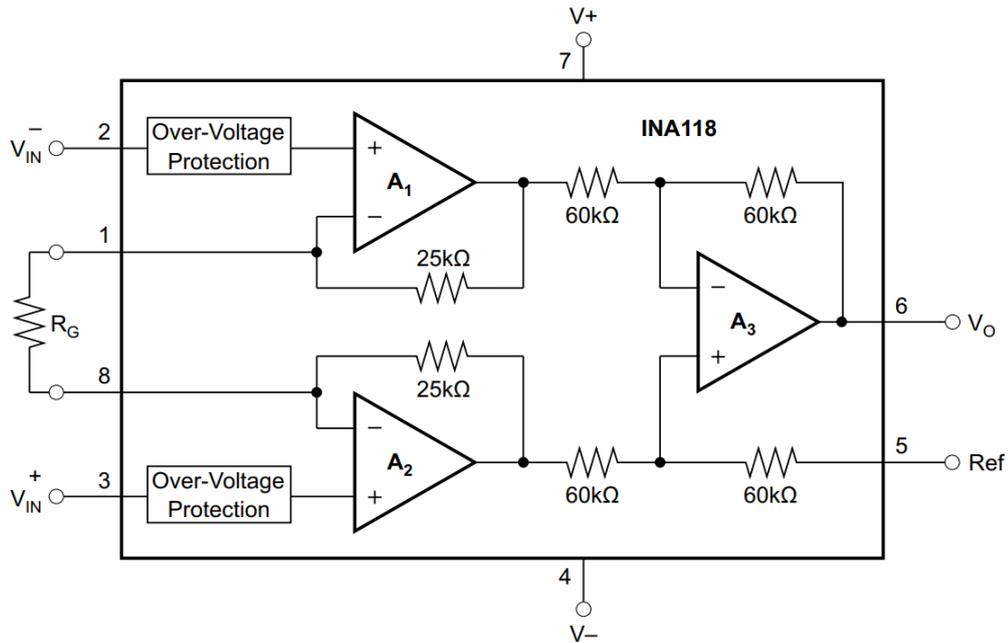
Tabela 2 – Principais características elétricas do CI INA118.

Característica	Valor típico
Tensão de alimentação	$\pm 1,35V$ a $\pm 18V$
Tensão de <i>offset</i>	Máximo $50\mu V$
Corrente de <i>offset</i>	$1nA$ (máximo $10nA$)
<i>Drift</i>	Máximo $0,5\mu V/^\circ C$
CMRR	$110dB$
Banda de passagem (Ganho unitário)	$800kHz$
Temperatura de operação	$- 40^\circ C$ a $+ 85^\circ C$
Impedância de entrada	$10^{10}\Omega$

Fonte: (TEXAS INSTRUMENTS, 2016)

O diagrama contendo o esquemático simplificado é mostrado na Figura 11. Pode-se observar nessa figura que apenas o resistor R_G é conectado externamente ao CI entre os pinos 1 e 8, simplificando assim sua utilização. Esse resistor tem como função definir o ganho total (G) do amplificador.

Figura 11 – Esquemático simplificado do CI INA118



Fonte: (TEXAS INSTRUMENTS, 2016)

O ganho (G) do amplificador de instrumentação INA118 é definido através da equação (2).

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (2)$$

Visando facilitar os projetos envolvendo o CI INA118, a fabricante disponibiliza em (TEXAS INSTRUMENTS, 2016) uma tabela com valores previamente calculados de ganhos (G) e seus respectivos resistores (R_G). A sigla NC mostrada na tabela corresponde a não conectado.

Tabela 3 – Valores de ganho (G) para diferentes valores de resistores (R_G) do CI INA118.

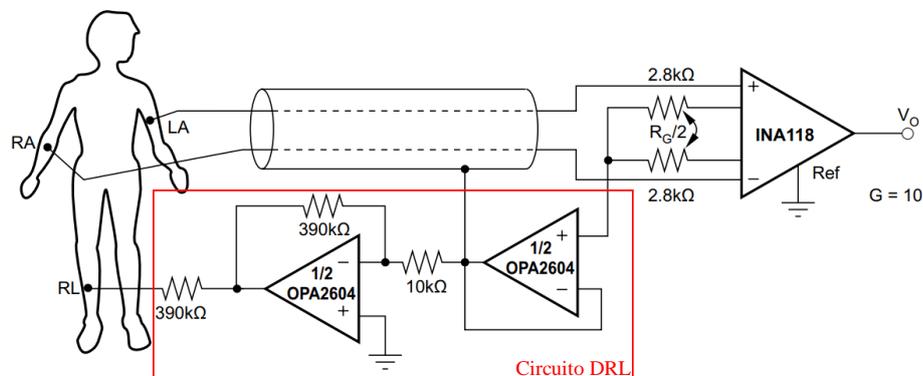
DESIRED GAIN	R_G (Ω)	NEAREST 1% R_G (Ω)
1	NC	NC
2	50.00k	49.9k
5	12.50k	12.4k
10	5.556k	5.62k
20	2.632k	2.61k
50	1.02k	1.02k
100	505.1	511
200	251.3	249
500	100.2	100
1000	50.05	49.9
2000	25.01	24.9
5000	10.00	10
10000	5.001	4.99

Fonte: (TEXAS INSTRUMENTS, 2016)

2.5.2.2 Driven right leg (DRL)

O circuito elétrico conhecido como DRL, é um circuito auxiliar frequentemente adicionado em amplificadores de sinais biológicos para redução da interferência de modo comum. Circuitos amplificadores de ECG operam com sinais elétricos de baixa magnitude, geralmente da ordem de mili/micro volts. Mesmo com o alto CMRR presente nos amplificadores de instrumentação, muitas vezes não é possível amplificar apenas tensões diferenciais dessa ordem de grandeza. A Figura 12 apresenta um diagrama de um esquema de aquisição de sinais de ECG de 3 canais com o circuito DRL em destaque.

Figura 12 – Amplificador de ECG com o circuito DRL.



Fonte: Editado de (TEXAS INSTRUMENTS, 2016)

Como se observa na Figura 12, são conectados três eletrodos ao paciente, um no braço esquerdo (LA), um no braço direito (RA) e outro na perna direita (RL), que justifica o nome dado ao circuito. Infelizmente, o corpo dos pacientes, cabos e eletrodos podem se comportar como antenas captando interferências eletromagnéticas, especialmente ruídos de 50/60 Hz provenientes rede elétrica (WINTER; WEBSTER, 1983). No eletrodo conectado à perna do paciente, existe uma tensão de modo comum, que é a relação entre a tensão do corpo do paciente e a tensão comum do amplificador. Caso esse eletrodo for conectado diretamente ao amplificador, podem ocorrer dois problemas indesejáveis:

1. Se o circuito não tiver as correntes isoladas, elas podem fluir para o corpo do paciente através do eletrodo conectado à perna colocando o paciente em risco;
2. Um contato inadequado do eletrodo, pode apresentar até $100\text{k}\Omega$ de resistência entre o paciente e o terminal comum do amplificador.

Por esses motivos, o circuito DRL é inserido entre o amplificador e o eletrodo RL. O circuito lida com os dois problemas listados acima. Reduz a resistência efetiva do eletrodo em várias ordens de magnitude e permite que apenas uma quantidade segura de corrente flua através do eletrodo. Além disso, o circuito DRL monitora a tensão de modo comum do corpo e a realimenta de volta para o eletrodo RL. Essa realimentação negativa leva a tensão de modo comum para valores muito menores quando comparados com a solução sem o circuito DRL.

2.5.3 Filtragem

Os filtros seletores de frequências são sistemas responsáveis por permitir ou rejeitar a passagem de determinadas faixas de frequências presentes nos sinais elétricos. Sua principal função no sistema de aquisição de sinais é remover os artefatos indesejados provenientes dos eletrodos conectados na pele do paciente. Em Pertence (2003), os filtros foram classificados principalmente segundo dois aspectos:

- Tecnologia empregada: Passivo, Ativo e Digital.
- Função executada: Passa-baixas, Passas Altas, Rejeita-faixa e Passa Faixa.

Os filtros podem ser digitais ou analógicos de acordo com a necessidade do projeto. Os filtros digitais são equações matemáticas descritas no domínio discreto e traduzidas em

algoritmos para serem executadas por sistemas embarcados. Os filtros analógicos utilizam circuitos eletrônicos para eliminação de frequências no domínio contínuo e podem ser divididos em passivos ou ativos. Os passivos são construídos apenas com resistores, capacitores e indutores e são indicados para operar em frequências acima de 1 MHz. Esses filtros não tem ganho potencial e são difíceis de serem sintonizados nas frequências desejadas. Os ativos, por sua vez, são filtros também construídos com resistores, capacitores e indutores acoplados em elementos ativos como transistores ou amplificadores operacionais. Sua utilização é mais indicada abaixo das frequências da ordem de MHz. Apresentam ganho potencial e uma sintonização mais fácil que os passivos (MALVINO; BATES, 2015). A ordem dos filtros ativos depende do número de circuitos RC (denominados polos), ou de maneira mais simples, é determinada pelo número de capacitores contidos no circuito.

Os filtros utilizados no presente trabalho são do tipo ativo devido à possibilidade de se obter grande amplificação, necessária em sinais biológicos com baixas amplitudes. O fato de que os sinais elétricos emitidos pelo coração são de frequências inferiores a 1MHz, também influenciaram para a escolha de tais filtros. Outro atrativo desse tipo desse filtro é a eliminação de indutores, que em baixas frequências são volumosos, pesados e caros (MALVINO; BATES, 2015).

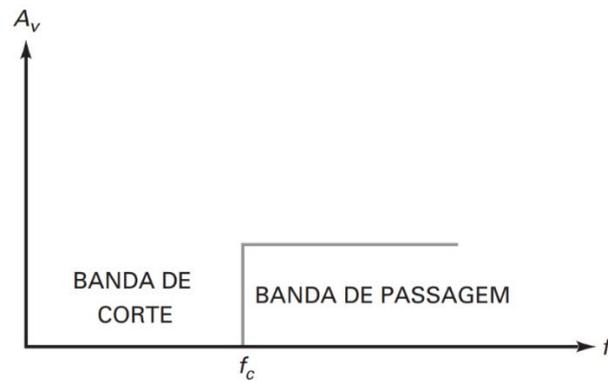
Existem diversas estruturas de implementação de filtros ativos. As mais utilizadas devido a boa estabilidade são: Estrutura de realimentação múltipla – MFB (do inglês – *Multiple-feedback*) e Estrutura de fonte de tensão controlada por tensão – VCVS (do inglês – *Voltage Controlled Voltage Source*). Na estrutura VCVS, também conhecida como *Sallen e Key*, o amplificador operacional opera como um amplificador de tensão, cuja a saída é função do ganho do circuito e da tensão de entrada (PERTENCE, 2003). Para as aplicações dos filtros ativos desse trabalho, optou-se pela escolha da estrutura de implementação VCVS por dois principais motivos, o primeiro motivo é o uso de poucos componentes externos para sua construção e o segundo por ser uma estrutura que nos permite um fácil ajuste de ganho, desejável para amplificação de sinais bioelétricos da ordem dos micro volts (μV).

2.5.3.1 Filtro passa-altas VCVS de componentes iguais

O filtro passa-altas ideal bloqueia a passagem de frequências desde zero até a frequência de corte (f_c) e permite a passagem de todas as frequências acima da frequência de corte. A resposta em frequência ideal de um filtro passa-altas é apresentada na Figura 13. Um

filtro passa-altas ideal tem atenuação infinita na banda de corte, uma atenuação nula na banda de passagem e transição vertical entre ambas as bandas.

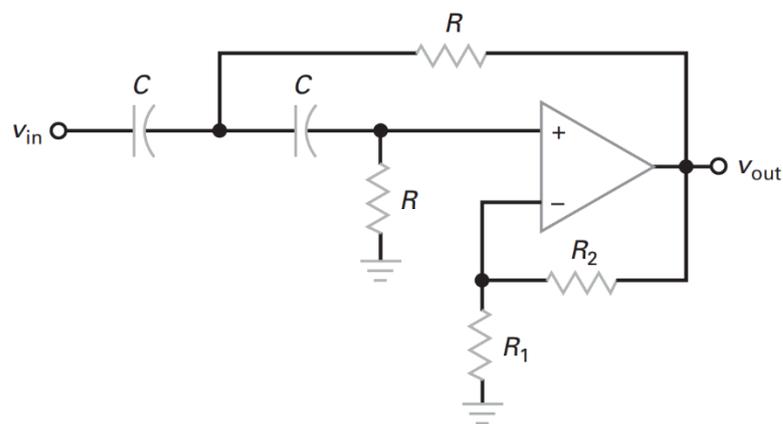
Figura 13 – Resposta do filtro passa-altas ideal



Fonte: (LIMA; MINAS, 2017)

Como definido anteriormente, utilizaremos o filtro passa-altas com a estrutura VCVS de segunda ordem (dois capacitores) conforme ilustrado na Figura 14. Para facilitar o projeto dos componentes, utilizam-se capacitores (C) e resistores (R) de mesmo valor.

Figura 14 – Filtro passa-altas VCVS de segunda ordem



Fonte: (MALVINO; BATES, 2015)

O ganho do filtro depende apenas dos resistores R_1 e R_2 e pode ser calculado como mostra a equação (3)

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (3)$$

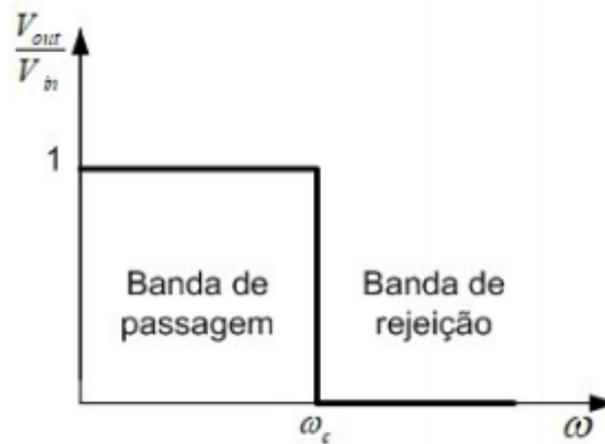
e a frequência de corte do filtro f_c calculada como mostrado na equação (4)

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot C} \quad (4)$$

2.5.3.2 Filtro passa-baixas VCVS de componentes iguais

O filtro passa-baixas é aquele que permite a passagem da banda até uma frequência de corte (f_c) projetada, conforme mostra a Figura 15.

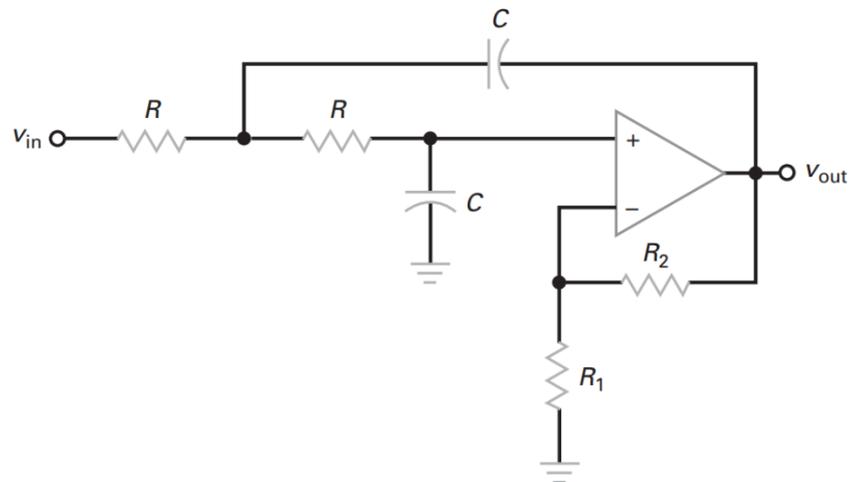
Figura 15 – Resposta ideal do filtro passa-baixas



Fonte: (LIMA; MINAS, 2017)

Para a construção deste filtro, primeiramente é escolhido a ordem do filtro e depois o tipo de estrutura a ser usada, conforme a Figura 16, utilizando o processo explicado nos tópicos anteriores.

Figura 16 – Filtro passa-baixas VCVS de segunda ordem



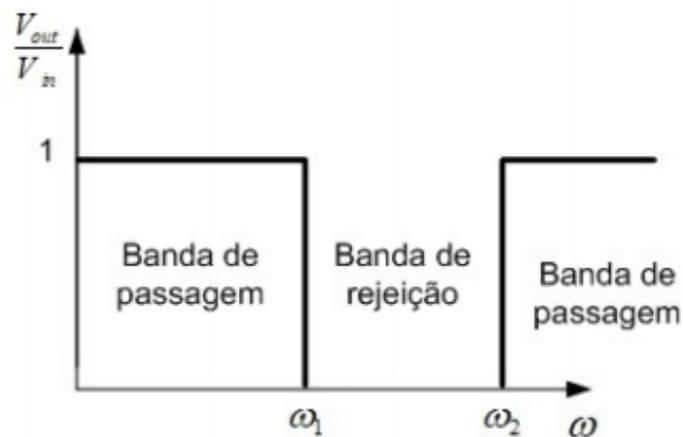
Fonte: (MALVINO; BATES, 2015)

Para o cálculo de ganho deste circuito é também usada a equação (3). Para encontrar os componentes que definem a frequência de corte, usa-se novamente a equação (4).

2.5.3.3 Filtro rejeita-faixas (Filtro Notch)

O filtro rejeita-faixa, também chamado de *Notch*, é aquele que rejeita a passagem da banda em uma frequência de corte (f_c), conforme mostra a Figura 17.

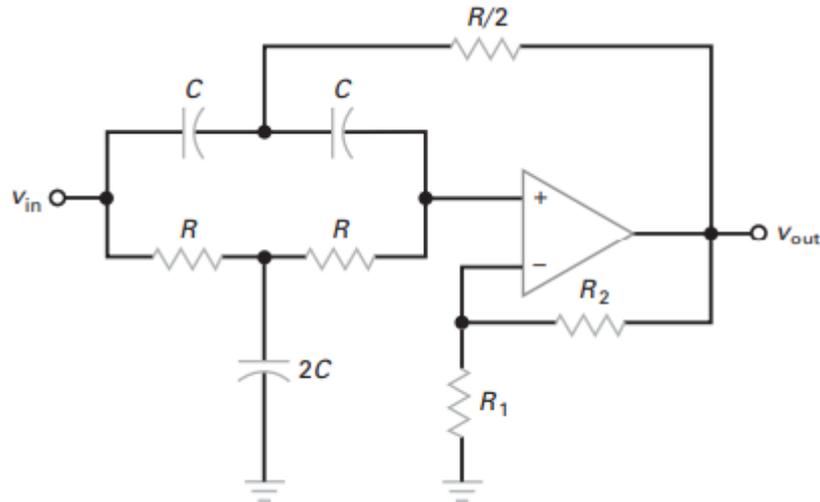
Figura 17 – Resposta ideal do filtro rejeita-faixa



Fonte: (LIMA; MINAS, 2017)

Assim como nos outros filtros, primeiramente escolhemos a ordem do filtro que desejamos e após a sua estrutura, ambos explicados anteriormente.

Figura 18 – Filtro *Notch* VCVS de segunda ordem



Fonte: (MALVINO; BATES, 2015)

Para o cálculo dos valores de resistores e capacitores deste filtro, assim como os outros, depende do seu tipo de aproximação. O ganho desse filtro não pode ser superior a 2, para evitar oscilações, no caso de um ganho unitário, não é preciso o uso dos resistores R_1 e R_2 presentes na Figura 18, sendo realizada somente a realimentação negativa. (MALVINO; BATES, 2015)

E para encontrar o valor dos componentes a partir de uma frequência de corte, usa-se a equação (4).

2.5.4 Amplificador somador não-inversor com ajuste de offset

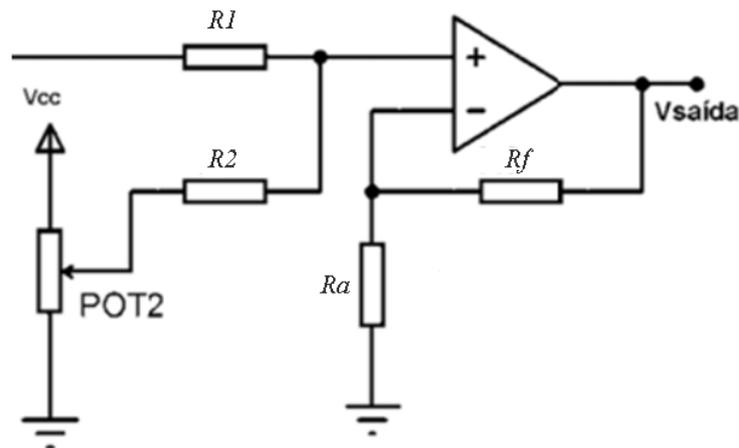
O amplificador somador é uma escolha natural quando devemos combinar duas ou mais entradas em uma única saída. Esse circuito além de somar as entradas, pode também dar um ganho, podendo ser diferente para cada entrada do circuito, essa relação é dada pela razão entre a resistência de alimentação e a resistência de entrada.

$$V_{out} = \left(\frac{R_f}{R_1} \cdot V_1 + \frac{R_f}{R_2} \cdot V_2 \right) \quad (5)$$

Fonte: (MALVINO; BATES, 2015)

O ajuste de offset em amplificadores operacionais se dá porque internamente esses circuitos integrados tem dois lados muito parecidos, mas não idênticos, as resistências do coletor podem ter valores diferentes e por esse motivo aparece uma tensão de erro na saída. Assim se explica o uso de um potenciômetro na entrada, que permite a variação da resistência, compensando essa diferença interna (MALVINO; BATES, 2015).

Figura 19 – Circuito de amplificador somador não-inversor com ajuste de offset



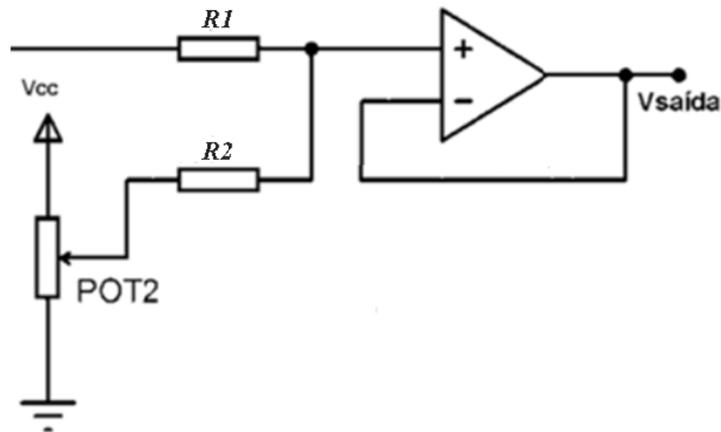
Fonte: Adaptado de (FRUETT, 2020)

No caso particular de o valor de $R_f = 0$, o valor de saída é a média aritmética das tensões aplicadas.

$$V_{out} = \frac{(V_1 + V_2)}{2} \quad (6)$$

Fonte: (PERTENCE, 2003)

Figura 20 - Somador não-inversor com ajuste de offset com $R_f = 0$



Fonte: Adaptado de (FRUETT, 2020)

2.6 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O trabalho de Barbosa (2008) propõe o uso de duas plataformas de hardware para monitorar a saúde de pacientes. O sistema utiliza uma interface de *hardware* para realizar a comunicação com o paciente, sendo um computador de mão, o PDA (*Personal Digital Assistant*) e/ou um *smartphone*. O sistema conta com um módulo de monitoramento contínuo do ECG, que no caso de detecção de queda da pressão arterial e o módulo de monitoramento de sintomas apresentar tontura e turvação visual (captados por meio de comandos de voz do paciente), o sistema integra as informações e conclui que o paciente pode estar sofrendo de uma arritmia cardíaca. Nesse caso, o sistema comunica familiares e o serviço de emergência.

No trabalho publicado por Dias; Junior; Lima (2017), a proposta foi baseada num sistema utilizando um FPGA (*Field-Programmable Gate Array*) para analisar batimentos cardíacos. Com base no batimento, o sistema detecta se o indivíduo apresenta algum tipo de arritmia. Baseia-se na captação do som das contrações do coração, obtido por um estetoscópio e posteriormente amplificado. Esse sistema de aquisição utiliza o monitor de um computador para mostrar as formas de onda dos batimentos cardíacos.

O trabalho de Carvalho (2011) propôs um sistema de monitoramento Holter, cujo objetivo está na gravação ininterrupta do sinal ECG durante um período de 24 horas. Durante esse período de observação, o sistema registra e processa o eletrocardiograma recolhido através de uma cinta cardíaca. Os resultados da gravação são processados posteriormente, através de

um computador que analisa o ECG, separando os artefatos indesejados e eventuais arritmias cardíacas difíceis de identificar num período de tempo curto.

O trabalho desenvolvido por Ramos; Campos; Romão (2016) apresenta um protótipo de um circuito de aquisição e processamento de sinais cardíacos capaz de medir e mostrar o número de batimentos cardíacos por minuto em um *display* LCD. Além disso, o sistema detecta diferentes tipos de arritmias cardíacas. Nesses casos emergenciais, o sistema acessa a localização do indivíduo através do *smartphone*. É utilizado um microcontrolador para realizar o processamento e controle dos dispositivos periféricos como *display* e módulo de localização.

No trabalho de Wilbert (2016) é proposto um sistema portátil capaz de realizar a medição dos batimentos cardíacos e enviá-los, via internet, para algum médico especialista. A captação do sinal cardíaco é dado pelo uso de eletrodos conectados ao corpo do paciente. O projeto conta com um *display* de cristal líquido para mostrar os sinais de ECG. Esses sinais são enviados à um microcontrolador e analisados através da transformada *Wavelet*.

Em seu trabalho, Fernandes (2017) apresenta um sistema de aquisição de ECG com amplificador de instrumentação desenvolvido com três amplificadores operacionais com ganho ajustável. Esse sinal é enviado ao software LabVIEW por meio de uma placa de aquisição de dados comercial modelo USB6009 da fabricante National. O sinal filtrado é enviado via internet pelo módulo ESP8266 para um servidor online para posterior análise.

Em Cavagnoli (2019) foi apresentado um sistema portátil para detecção de bradicardias e taquicardias associado com um detector de quedas baseado em um sensor inercial. Os batimentos cardíacos dos sinais captados são apenas medidos e não são mostrados graficamente ou enviados pela internet. Quando um três dos eventos ocorre, uma mensagem de celular é enviada para um número de telefone previamente cadastrado.

O sistema apresentado em Verma; Mhetre (2019) tem uma proposta mais parecida com o presente trabalho. O sinal de ECG capturado é enviado em tempo real pela internet para análise médica remota. Em contrapartida, os resultados não são apresentados localmente. Além disso, toda a aquisição do sinal de ECG é baseada no circuito integrado AD8232, o que restringe a exploração de diferentes técnicas de filtragem e de ganho da estrutura.

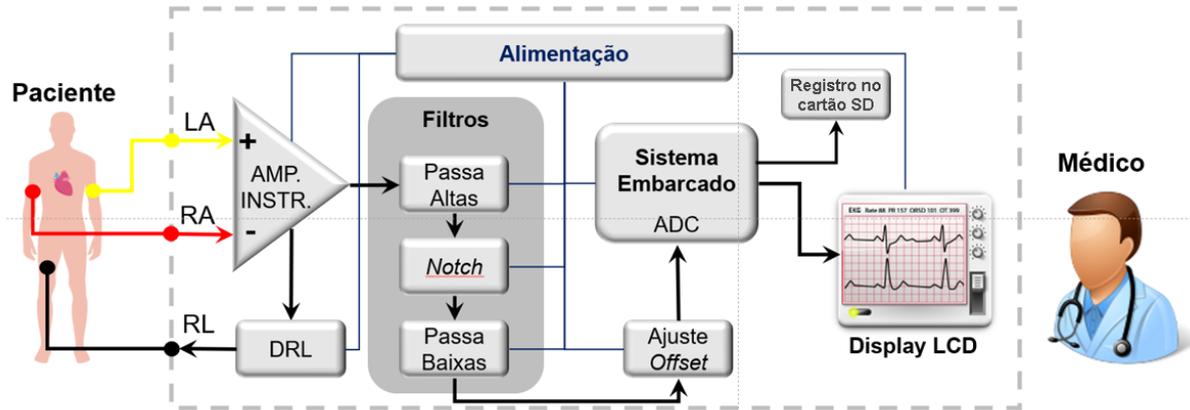
Comparando a proposta deste trabalho com os demais, vemos que o diferencial está na utilização de uma ferramenta moderna, que é a plataforma de desenvolvimento da *STMicroelectronics*, que nos permite a exibição do sinal de ECG em uma tela LCD, em tempo real. Outro ponto diferente da maioria das propostas, é que esse sistema se trata de um equipamento portátil, visando uma maior acessibilidade. É presente em todos os trabalhos a aquisição e condicionamento dos sinais de formas parecidas, utilizando-se de amplificadores de instrumentação e de filtros ativos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

No capítulo anterior foram apresentados diversos conceitos relacionados ao sistema cardiovascular, desde a anatomia do coração até a relação entre o ciclo cardíaco e o sinal do ECG. Ademais, foram apresentados alguns exemplos de como cardiopatias se manifestam graficamente no complexo PQRST. Os principais artefatos encontrados nos ECGs também foram sucintamente apresentados. Além disso, foram mostrados alguns circuitos eletrônicos usualmente utilizados para amplificação e filtragem para redução de interferências em sinais de ECG. Por fim, foram apresentados resumos de alguns trabalhos acadêmicos com temática relacionada.

Nesse capítulo, o principal objetivo está em apresentar a estratégia proposta para a resolução do problema de pesquisa descrita no Capítulo 1. Para facilitar o entendimento, foi elaborado um diagrama em blocos do sistema completo mostrado na Figura 21. Nesse diagrama, três eletrodos são conectados ao braço esquerdo (LA), braço direito (RA) e perna direita (RL) do paciente e conectados ao dispositivo proposto. As setas pretas indicam o fluxo do sinal elétrico dentro do sistema, enquanto que as conexões em azul-marinho indicam as linhas de alimentação dos circuitos. O sinal de ECG é condicionado com o auxílio de circuitos de amplificação e filtragem para posterior digitalização com o auxílio do conversor A/D (ADC) contido no sistema embarcado. As amostras convertidas são enviadas pelo sistema embarcado para visualização em um display LCD. Isso permite que o médico visualize o sinal de ECG e realize diagnósticos e possíveis encaminhamentos.

Figura 21 – Diagrama de blocos do sistema proposto



Fonte: Autoria própria (2020).

3.1 SISTEMA EMBARCADO

Sistemas embarcados são sistemas eletrônicos contendo um ou mais microcontroladores configurados para executar aplicações dedicadas específicas (VALVANO, 2012). O sistema embarcado escolhido para o desenvolvimento do trabalho foi a plataforma STM-32F769IDISCO desenvolvida pela empresa *STMicroelectronics* (ST, 2020). Ela conta com um microcontrolador de última geração Arm® Cortex®-M7 de 32 bits e uma ampla gama de funcionalidades e periféricos como entradas e saídas analógicas e digitais, conversor A/D (ADC), painel LCD multitoque capacitivo, microfone digital, entrada e saída de áudio estéreo, conexão USB, entrada para cartão de memória e conexão para Arduino UNO V3 (STMICROELECTRONICS, 2018). As vistas superior e inferior da plataforma são apresentadas na Figura 22.

Figura 22 – Vista superior (esquerda) e inferior (direita) da plataforma STM32F769I



Tabela 4 – Principais características do ADC da plataforma STM-32F769IDISCO

Símbolo	Parâmetros	Condição	Valor típico	Unidade
V_{DDA}	Tensão de alimentação	$V_{DDA} - V_{REF+} < 1.2 \text{ V}$	1.7 – 3.6	V
f_{ADC}	Frequência de clock ADC	$V_{DDA} = 1.7 \text{ a } 2.4 \text{ V}$	15	MHz
		$V_{DDA} = 2.4 \text{ a } 3.6 \text{ V}$	36	MHz
f_{TRIG}	Frequência de trigger	$f_{ADC} = 30 \text{ MHz}$, 12-bit de resolução	1764	kHz
R_{AIN}	Impedância de entrada		50	$k\Omega$
f_s	Taxa de amostragem	12-bit de resolução ADC simples	2.4	Msp/s
		12-bit de resolução ADC duplo	4.5	Msp/s
		12-bit de resolução ADC triplo	7.2	Msp/s

Fonte: (STMICROELECTRONICS, 2018)

3.1.1 Interface de visualização

Como mencionado anteriormente, a plataforma de desenvolvimento STM-32F769IDISCO (*motherboard*) vem acompanhada de outra placa (*daughterboard*) modelo B-LCD40-DS11 (STMICROELECTRONICS, 2016) contendo um display LCD com as seguintes características:

- LCD colorido TFT de 4 polegadas;
- Resolução de 480 (RGB) × 800 pixels;
- Display com 16,7 milhões de cores;
- Painel *touch* capacitivo que suporta toque em único ponto ou toque em dois pontos simultaneamente (multitoque).

A comunicação entre a plataforma e o display é feita através dos conectores CN1 e CN2 da plataforma utilizando uma interface DSI (do inglês – *Display Serial Interface*), que consiste em um barramento serial de alta velocidade que visa reduzir o custo de comunicação entre microcontrolador e display LCD (STMICROELECTRONICS, [S.d.]). Os sinais de controle da interface de *touch* entre as placas utilizam o conector CN3 e protocolo de comunicação I²C. A Figura 24 apresenta uma imagem da plataforma com o display conectado

rodando um exemplo de fábrica de uma GUI (do inglês – *Graphical User Interface*) contendo aplicativos para teste de várias funcionalidades da plataforma. A GUI é uma interface criada para fazer a interação do usuário com algum dispositivo eletrônico, essa representação é feita por meio de indicadores visuais (OMNISCI, 2021).

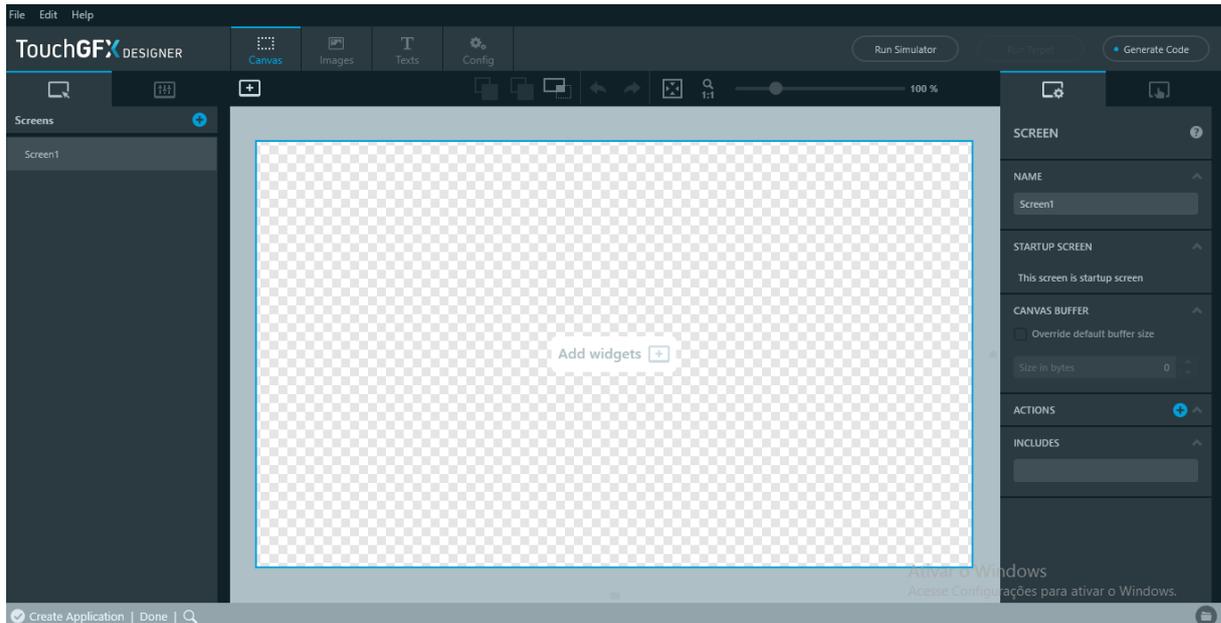
Figura 24 – Vista superior da plataforma STM-32F769IDISCO conectada ao display LCD



Fonte: (STMICROELECTRONICS, 2018)

A criação personalizada de GUIs para essa plataforma depende de programas específicos. Os dois mais utilizados e indicados para plataformas da família STM32 são o *TouchGFX* (TOUCHGFX, 2018) e o *Embedded Wizard* (STMICROELECTRONICS, 2019). A primeira opção foi escolhida pela facilidade de uso e existência de um grande número de exemplos de GUIs disponíveis no programa e na internet. Na Figura 25, o ambiente de programação da ferramenta *TouchGFX Designer* é mostrado.

Figura 25 – Ambiente de programação da ferramenta *TouchGFX* versão 4.15

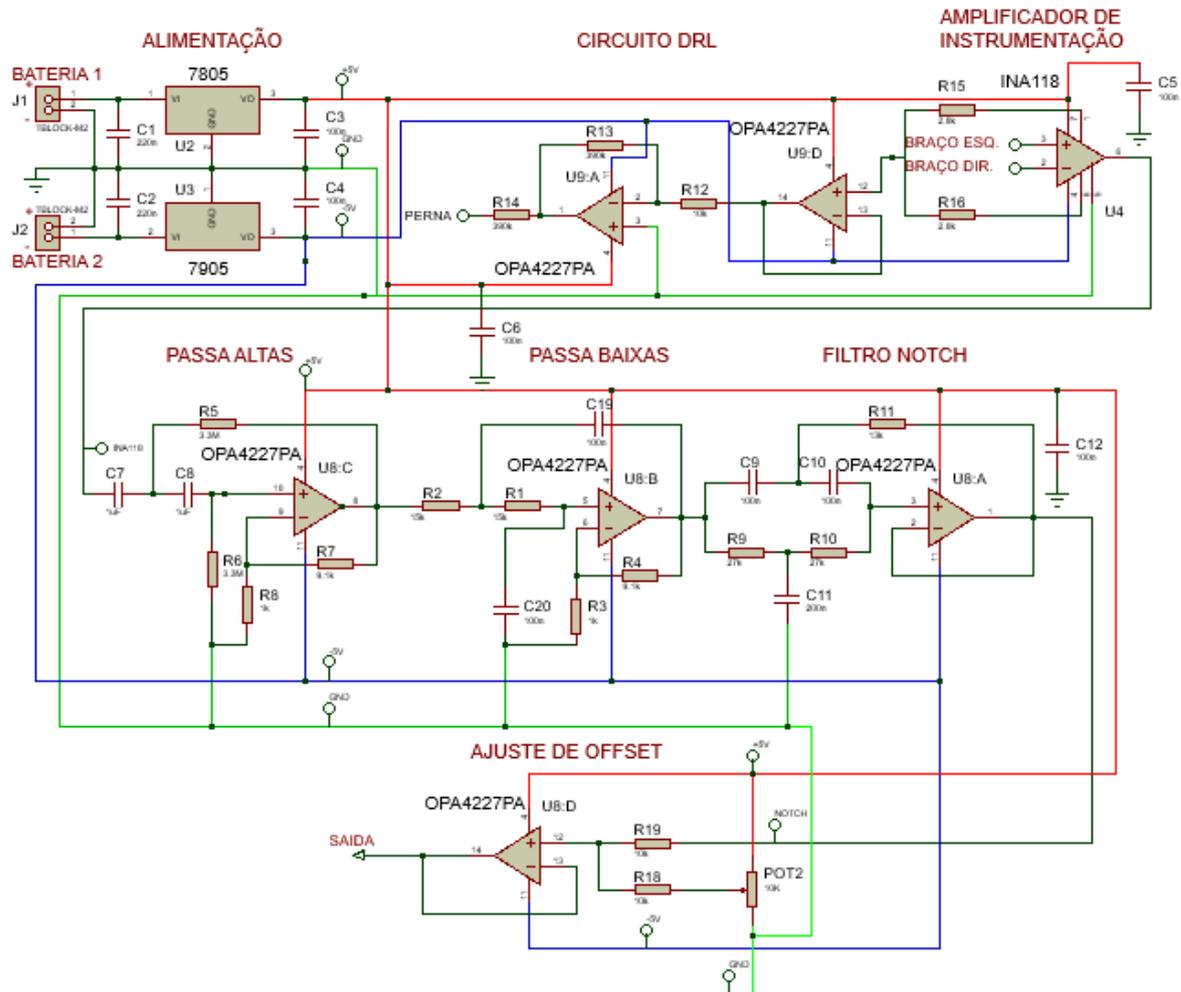


Fonte: Autoria própria (2020)

3.2 UNIDADE DE ALIMENTAÇÃO E CONDICIONAMENTO DE SINAIS

Esta unidade é formada pelo circuito de alimentação, circuito DRL, amplificador de instrumentação, filtros e ajuste de *offset*. É responsável por receber os sinais oriundos dos eletrodos conectados ao corpo do paciente e realizar seu condicionamento antes de enviar ao sistema embarcado. O esquema elétrico da unidade é apresentado na Figura 26 e foi desenvolvido no *software* Proteus 8 Professional (LABCENTER, 2020). Um dos principais atrativos desse *software* está na integração das ferramentas de geração de esquemático elétrico, simulação dos circuitos e projeto de PCBs.

Figura 26 – Visão geral do circuito da unidade de alimentação e condicionamento de sinais.



Fonte: Autoria própria (2020)

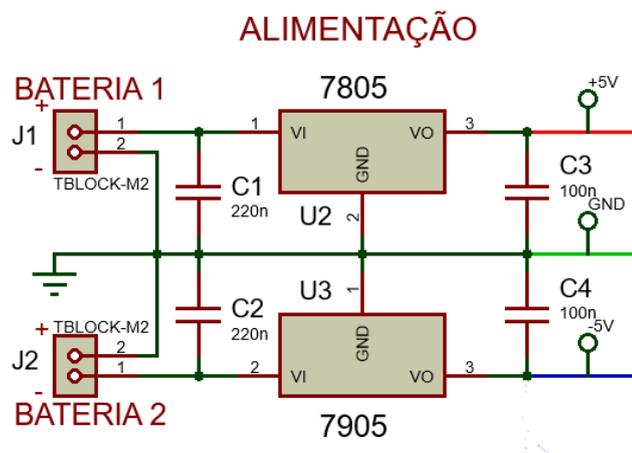
Os sinais de ECG apresentam amplitudes de 1 mV quando capturados pelos eletrodos na superfície do corpo humano com faixa de frequências entre 0,05 Hz e 100 Hz. Por isso o sinal deve ser amplificado em torno de 1000 vezes para que se tenha aproximadamente 1V na entrada do conversor A/D para cada 1mV gerado pelo músculo cardíaco.

A seguir, cada circuito dessa unidade será explicado separadamente com os detalhes das frequências de corte e ganhos escolhidos, assim como também sua implementação.

3.2.1 Circuito de alimentação

Como mostrado anteriormente na Figura 26, o circuito eletrônico da unidade de aquisição e condicionamento de sinais é composto por diversos amplificadores operacionais com diferentes propósitos. Em comum, eles apresentam a necessidade de alimentação positiva de +5V e negativa -5V para funcionar de maneira desejada. Por esse motivo, optou-se pela utilização de duas baterias de Polímero de Lítio (Lipo) de três células cada (11,1V) conectadas em série e ligadas aos conectores (J1 e J2) conforme mostrado na Figura 27. Além disso, foram colocados os reguladores 7805 e 7905 para ajuste das tensões positiva (+5V) e negativa (-5V) respectivamente. Os capacitores C1 e C2 colocados nas entrada dos reguladores (VI) são indicados pelo fabricante no manual (TEXAS INSTRUMENTS, 2003) (NATIONALSEMICONDUCTOR, 2001). Os capacitores cerâmicos de 100nF (C3 e C4), por sua vez, foram colocados nas saídas dos reguladores (VO) para atuar como filtros visando reduzir a propagação de eventuais ruídos na alimentação dos demais circuitos.

Figura 27 – Circuito de alimentação.



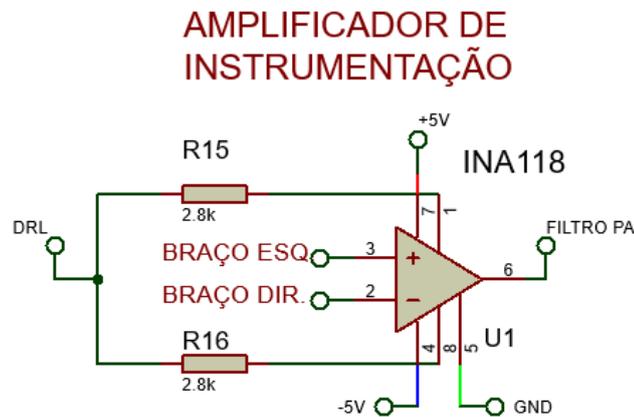
Fonte: Autoria própria (2020)

3.2.2 Amplificador de Instrumentação INA118

As entradas inversora e não-inversora do amplificador INA118 são conectadas ao braço direito e esquerdo do paciente conforme mostrado na Figura 28. A alta taxa de rejeição em modo-comum (CMRR) do INA118, em torno de 110dB, o torna um dos amplificadores de instrumentação mais utilizados em projetos que envolvam sinais bioelétricos. Por essa razão

apresenta uma grande sensibilidade para identificar e amplificar apenas as pequenas diferenças de potencial provenientes dos batimentos cardíacos.

Figura 28 – Bloco do amplificador de instrumentação INA118.



Fonte: Autoria própria (2020)

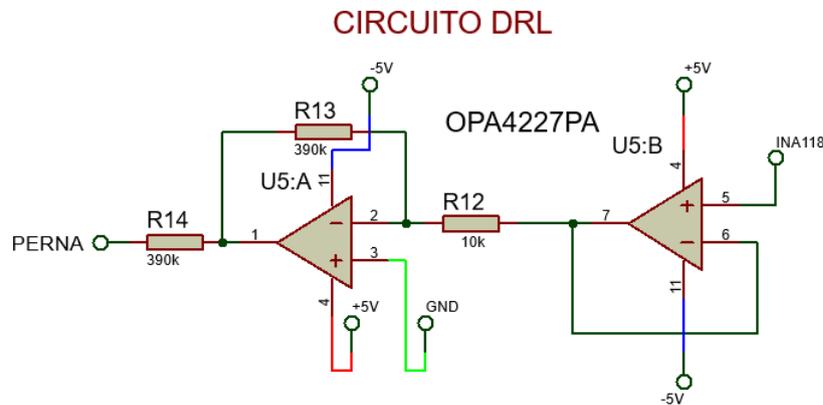
Para o estágio do INA118 foi definido um ganho linear de 10 vezes ($G_{AI} = 10$) conforme mostrado na Tabela 5. De acordo com a Tabela 3, esse ganho pode ser obtido através da escolha do resistor $R_G = 5,556k\Omega$. No *datasheet* do componente (TEXAS INSTRUMENTS, 2016) é aconselhado dividir esse valor colocando dois resistores em série ($R_G/2 = 2,778k\Omega$) para facilitar a conexão ao circuito DRL que será explicado a seguir. Os resistores R_{15} e R_{16} foram escolhidos como $2,8k\Omega$ por ser o valor comercial mais próximo disponível.

3.2.3 Circuito DRL (*Driven Right Leg*)

O circuito DRL mostrado na Figura 29 é conectado na perna direita do paciente através de um dos eletrodos. O terminal entre os resistores de ganho do INA118 é ligado a um buffer que serve para isolar a entrada do amplificador inversor com ganho de -39 . O resistor de $390k\Omega$ na saída do amplificador serve para proteção do paciente evitando que alguma corrente retorne pelo eletrodo. Na prática, circuitos DRL são utilizados pela sua capacidade de reduzir o ruído de modo comum captados pelo sistema através dos eletrodos e evitando que o mesmo seja amplificado. Essas interferências são prejudiciais no processo de aquisição medição de sinais

cardíacos. A configuração do circuito DRL apresentada na Figura 29 foi obtida no *datasheet* do CI INA118 (TEXAS INSTRUMENTS, 2016), assim como os valores dos componentes.

Figura 29 – Bloco do circuito DRL.



Fonte: Autoria própria (2020)

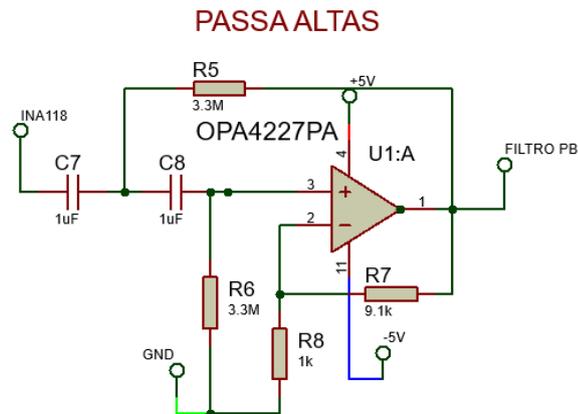
3.2.4 Filtros

Após o ECG passar pelo amplificador de instrumentação configurado com ganho G_{AI} igual a 10, ele deve passar ainda por uma série de três filtros seletores de frequência. O projeto de cada filtro será apresentado a seguir.

3.2.4.1 Projeto do filtro passa-altas

Esse filtro é utilizado para retirar frequências abaixo de 0,05 Hz (frequência de corte - f_c), usualmente causadas por artefatos de oscilação da linha de base. Foi escolhida a topologia *Sallen-Key* de segunda ordem que exige o cálculo de dois resistores e dois capacitores conforme mostrado na Figura 30.

Figura 30 – Bloco do filtro passa-altas



Fonte: Autoria própria (2020)

Uma estratégia para facilitar o projeto de filtros nessa topologia consiste na escolha de dois capacitores de mesmo valor, permitindo assim o cálculo de dois resistores também de mesmo valor conforme mostrado na equação (4). Nesse projeto foram escolhidos capacitores de $1\mu\text{F}/63\text{V}$ de poliéster (C_7 e C_8) devido sua estabilidade e alta resistência de isolamento.

$$R_{5,6} = \frac{1}{2\pi f_c C_{7,8}} = \frac{1}{2\pi \cdot 0,05\text{Hz} \cdot 1\mu\text{F}} = 3.184.713,38\Omega \quad (7)$$

O valor comercial mais próximo disponível do valor calculado na equação (7) é de $3,3\text{M}\Omega$ (R_5 e R_6). O ganho dessa etapa foi previamente definido como $G_{PA} = 10$ e pode ser calculado através da equação (3). Uma estratégia é escolher o valor de um dos resistores ($R_8 = 1\text{k}\Omega$) e calcular o valor do outro (R_7).

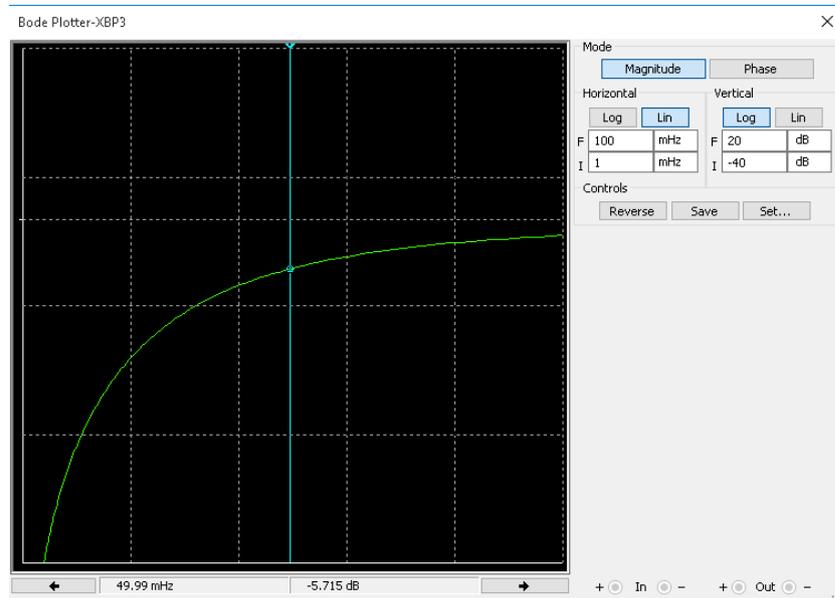
$$G_{PA} = 1 + \frac{R_7}{R_8} \quad (8)$$

$$10 = 1 + \frac{R_7}{1\text{k}\Omega} \rightarrow R_7 = 9\text{k}\Omega$$

O valor comercial disponível mais próximo do valor calculado é de $R_7 = 9,1\text{k}\Omega$.

A funcionalidade do filtro foi testada através de simulações na ferramenta *MultiSim*. O diagrama de bode do filtro é apresentado na Figura 31 mostrando uma atenuação de aproximadamente 5,71 dB na frequência de corte de 0,05 Hz.

Figura 31 – Diagrama de bode do filtro passa-altas

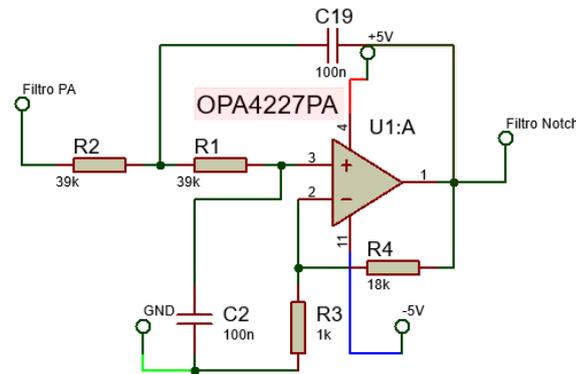


Fonte: Autoria própria (2020)

3.2.4.2 Projeto do filtro passa-baixas

Esse filtro tem como principal objetivo limitar a banda do sinal de ECG amostrado e evitar o efeito de *aliasing* inerente aos sistemas amostrados (DRIEMEIER, [S.d.]). O projeto desse filtro também segue a topologia *Sallen-Key* de segunda ordem e demanda o cálculo de dois resistores (R_1 e R_2) e dois capacitores (C_2 e C_{19}) conforme mostrado na Figura 37.

Figura 32 – Circuito do filtro passa-baixas

PASSA BAIXAS

Fonte: Autoria própria (2020)

Visando facilitar o projeto desse filtro, optou-se pela escolha de dois resistores e dois capacitores de mesmo valor. A frequência de corte (f_c) desejada é de 100Hz e os capacitores escolhidos são de poliéster e valor 100nF. Utilizando a equação (4) é possível encontrar os valores dos resistores R_1 e R_2 conforme mostrado na equação (9).

$$R_{1,2} = \frac{1}{2\pi f_c C_{2,19}} = \frac{1}{2\pi \cdot 100\text{Hz} \cdot 100\text{nF}} = 15.916\Omega \quad (9)$$

O valor comercial mais próximo do valor calculado na equação (9) é de 15kΩ (R_1 e R_2). O ganho dessa etapa foi previamente definido como $G_{PB} = 20$ e pode ser calculado através da equação(3).

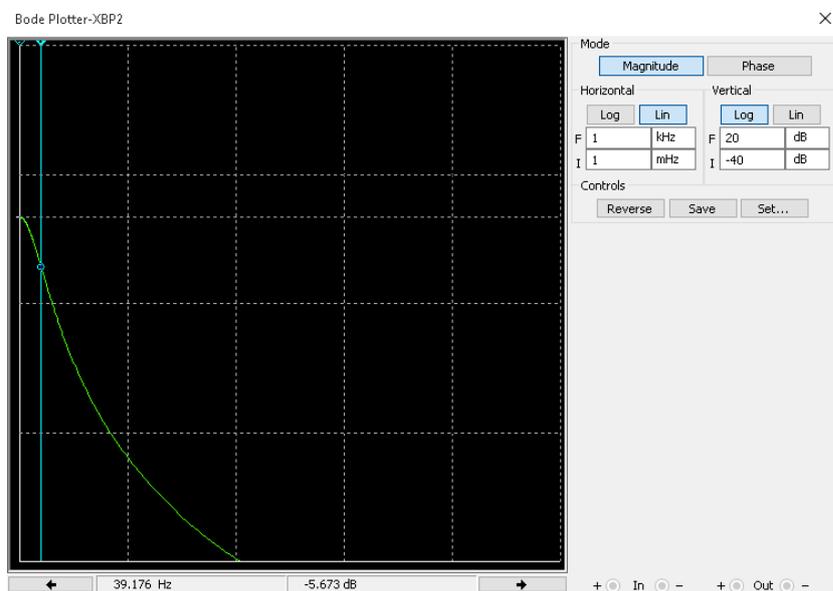
$$G_{PB} = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (10)$$

$$20 = 1 + \frac{R_4}{1k\Omega} \rightarrow R_4 = 19k\Omega$$

O valor de R_3 foi arbitrado como 1kΩ e o valor de R_4 calculado com a equação (10). O valor comercial mais próximo disponível do calculado é de $R_4 = 18k\Omega$.

O filtro foi testado e simulado na ferramenta *MultiSim*, resultando em um diagrama de bode apresentado na Figura 33 mostrando uma atenuação de aproximadamente 5,67 dB na frequência de corte de 100 Hz.

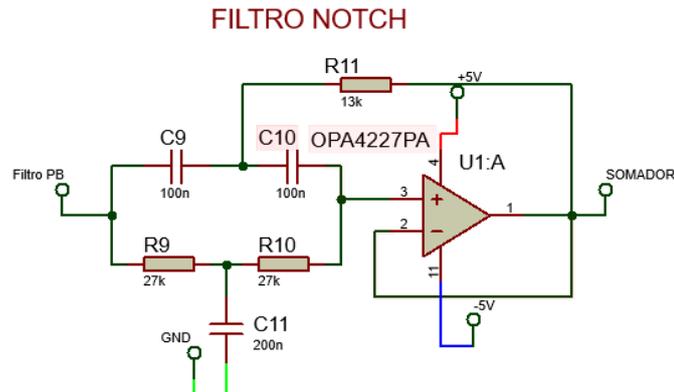
Figura 33 – Diagrama de bode filtro passa-baixas



Fonte: Autoria própria (2020)

3.2.4.3 Projeto do filtro rejeita-faixa (Notch)

Esse filtro é utilizado para a remover apenas a frequência fundamental da rede elétrica presente nos sinais bioelétricos. Para a construção do filtro *Notch* foi utilizada, assim como nos outros projetos de filtros, dois resistores e dois capacitores de mesmo valor na topologia *Sallen-Key* conforme apresentado na Figura 34. A frequência de corte (f_c) utilizada é de 60 Hz, devido à frequência fundamental do sistema elétrico nacional. Esse tipo de filtro é utilizado mesmo em sistemas alimentados por bateria devido as interferências eletromagnéticas captadas pelo ar.

Figura 34 – Circuito do filtro *Notch*

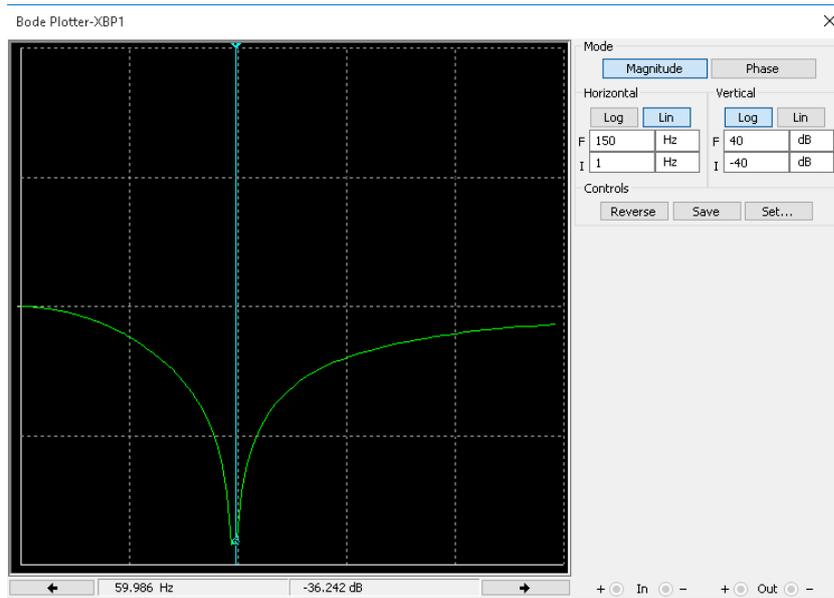
Fonte: Autoria própria (2020)

A equação (4) é utilizada para o cálculo dos resistores R_9 e R_{10} e capacitores C_9 e C_{10} do filtro. Os capacitores também foram escolhidos com um valor comercial e de fácil obtenção, $C = 100\text{nF}$.

$$R_{9,10} = \frac{1}{2\pi f_c C_{9,10}} = \frac{1}{2\pi \cdot 60\text{Hz} \cdot 100\text{nF}} = 26.526\Omega \quad (11)$$

O valor comercial mais próximo do valor calculado é $27\text{k}\Omega$, logo $R_9=R_{10}=27\text{k}\Omega$. O valor de R_{11} é a metade do valor dos resistores R_9 e R_{10} , usando o valor comercial mais próximo, $R_{11} = 13\text{k}\Omega$. Já C_{11} é o dobro do valor dos capacitores C_9 e C_{10} , usando dois capacitores de 100nF em paralelo, $C_{11} = 200\text{nF}$.

O filtro projetado foi testado e simulado na ferramenta *MultiSim* e seu desempenho avaliado através do diagrama de bode apresentado na Figura 35. Nessa figura é possível observar uma atenuação de aproximadamente $36,24\text{ dB}$ na frequência desejada de 60 Hz .

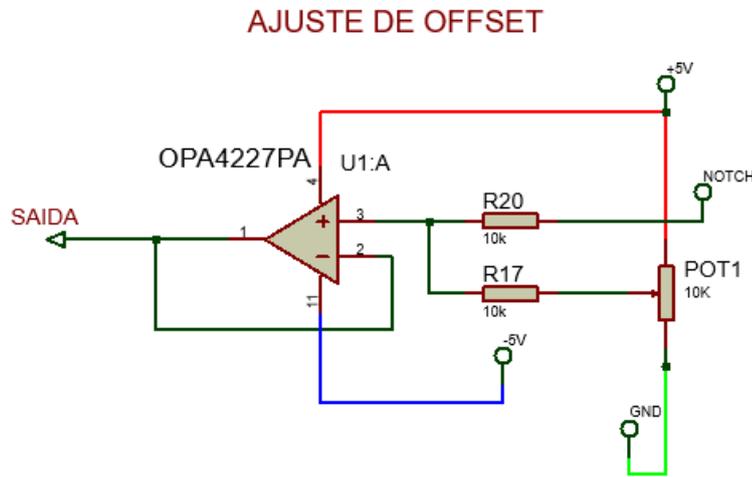
Figura 35 – Diagrama de bode do filtro *Notch*

Fonte: Aatoria própria (2020)

3.2.5 Ajuste de *Offset*

De acordo com diagrama apresentado na Figura 26, a saída do filtro *Notch* é um sinal com amplitudes máximas entre -5V e 5 V, devido às tensões de alimentação dos circuitos, que está conectado ao ADC da plataforma.

Então foi usado um amp-op na configuração somador não-inversor com ajuste de offset para fazer este sinal fique totalmente de amplitude positiva, para que seja possível usar o ADC da plataforma e assim seja feito a leitura e o sinal seja exibido na tela gráfica.

Figura 36 – Circuito de ajuste de *Offset*

Fonte: Autoria própria (2020)

De acordo com a equação (6), foi usado o resistor $R_f = 0$, assim o resultado é a média aritmética da soma das entradas, resultando em um ganho de 0,5, conforme a Tabela 5. O potenciômetro como explicado anteriormente vai ajudar no ajuste fino da tensão de saída, evitando ao máximo a tensão de erro proveniente da diferença nas configurações internas do amp-op. As duas entradas em questão são os 5V provenientes da alimentação do circuito e o sinal de saída dos filtros (entre -5V e 5V). Assim o sinal final será um valor variável entre 0 e +5V.

3.2.6 Distribuição de ganhos e frequências de corte (f_c)

A distribuição dos ganhos de cada bloco apresentado na Figura 26 é mostrada na Tabela 5.

Tabela 5 – Distribuição dos ganhos entre os blocos da unidade de alimentação e condicionamento.

Bloco	Ganho
Amplificador de Instrumentação (G_{AI})	10

Filtro Passa-Altas (G_{PA})	10
Filtro Passa-Baixas (G_{PB})	20
Filtro Notch (G_{FN})	1
Ajuste de <i>Offset</i> (G_{AO})	0,5

O ganho total da unidade (G_{TOTAL}) é calculado como o produto dos ganhos de todos os blocos como mostrado na equação (12).

$$\begin{aligned}
 G_{TOTAL} &= G_{AI} \cdot G_{PA} \cdot G_{PB} \cdot G_{FN} \cdot G_{AO} \\
 &= 10 \cdot 10 \cdot 20 \cdot 1 \cdot 0,5 \\
 &= 1000
 \end{aligned}
 \tag{12}$$

Os filtros, por sua vez, são projetados com as frequências de corte mostradas na

Tabela 6.

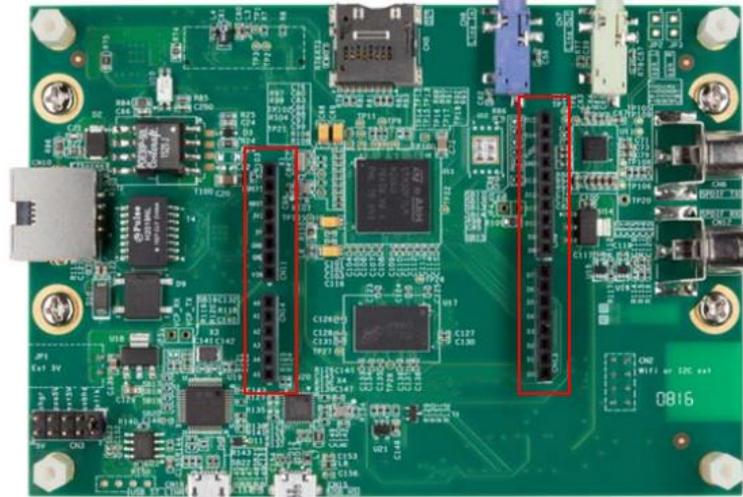
Tabela 6 – Frequências de corte dos filtros da unidade I.

Filtro	Frequência de Corte (f_c – Hz)
Passa-altas (PA)	0,05
Passa-baixas (PB)	100
<i>Notch</i>	60

3.2.7 Projeto da PCB da Unidade de alimentação e condicionamento

Após a apresentação do esquema elétrico e explicação de cada um dos blocos que formam a unidade de alimentação e condicionamento, será mostrado o projeto e confecção da PCB desse circuito. Inicialmente, foi verificado que a plataforma STM32F769 conta com conectores compatíveis com o Arduino Uno V3 conforme mostrado na Figura 37. Por esse motivo, o leiaute da PCB proposta utilizará esses conectores para facilitar a conexão mecânica e elétrica entre PCB e plataforma.

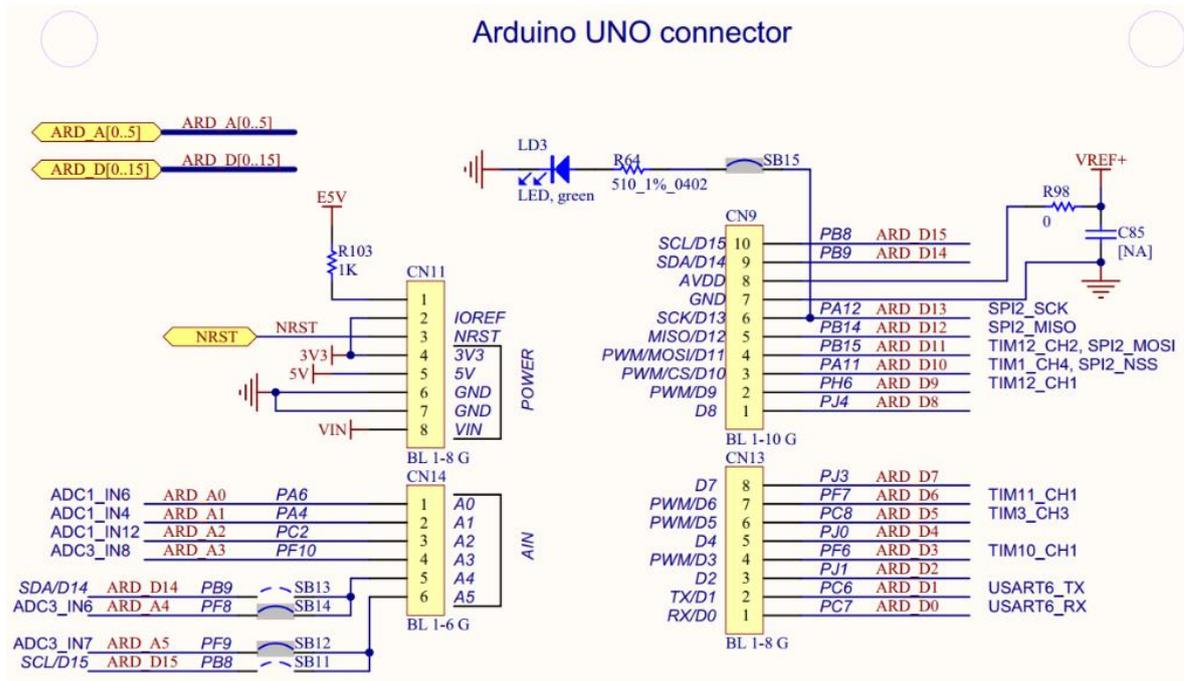
Figura 37 – Vista inferior da plataforma STM32F769 com conectores compatíveis com o Arduino Uno V3 em destaque (retângulos vermelhos).



Fonte: (STMICROELECTRONICS, 2018)

A saída do circuito de unidade de alimentação e condicionamento será conectada na plataforma através de um dos pinos que tenham ligação com o conversor A/D. O pino escolhido foi o A0 (pino 1) do conector CN14 (AIN) ligado ao pino PA6 (ADC1_IN6) do microcontrolador da plataforma conforme apresentado na Figura 38.

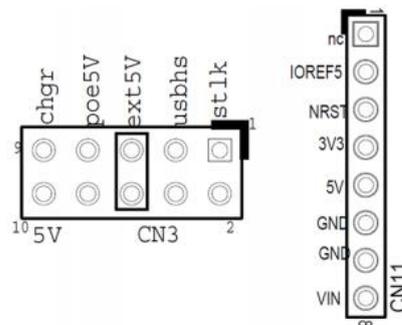
Figura 38 – Conexão da plataforma ao conector compatível com o Arduino UNO V3.



Fonte: (STMICROELECTRONICS, 2018)

O circuito de alimentação da Figura 27 também será usado para a alimentação da plataforma de desenvolvimento STM32F769. Para tal, a tensão da bateria 1 de 11,1V será ligada diretamente ao pino VIN do conector CN11 da plataforma. Esse pino está conectado ao regulador modelo LD1117 que suporta tensões de entrada entre 7V e 12V e corrente máxima de 800mA. O conector CN3 da plataforma deve estar com o jumper selecionando a opção “ext5V” conforme mostrado na Figura 39.

Figura 39 – Conectores de alimentação da placa STM32F769

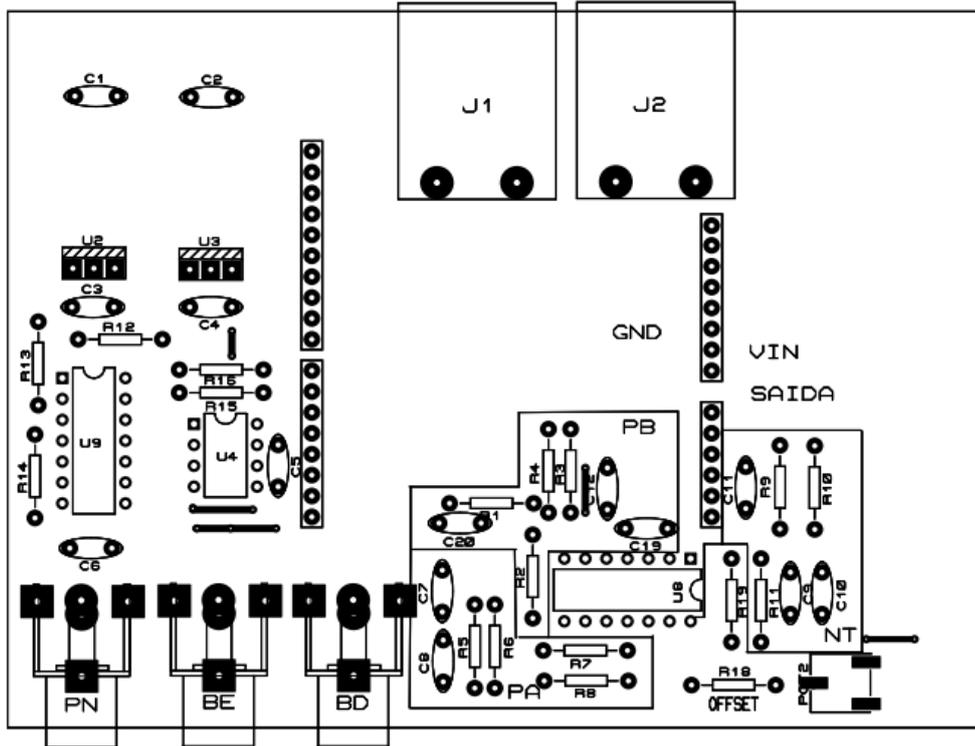


Fonte: (STMICROELECTRONICS, 2018)

3.2.7.1 Layout da PCB

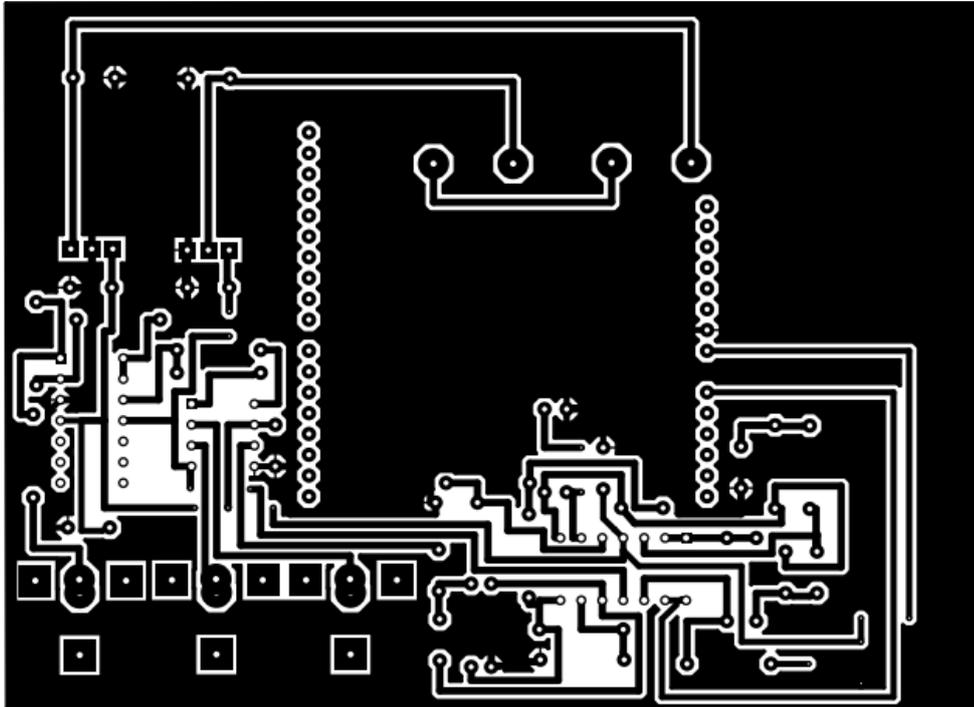
O layout foi desenvolvido no Proteus 8 a partir do esquemático apresentado na Figura 26. A vista superior da PCB com a disposição dos componentes é mostrada na Figura 40. Na Figura 41 é apresentado o leiaute das trilhas

Figura 40 - Parte de cima da placa *shield* da unidade 1



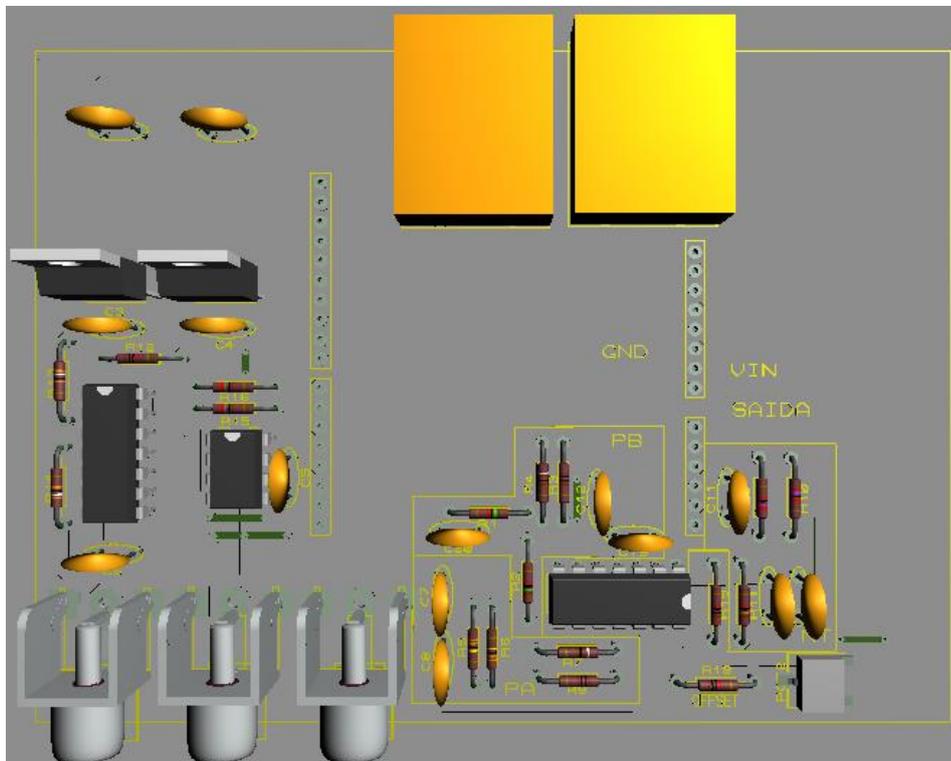
Fonte: Autoria própria (2020)

Figura 41 - Parte de baixo da placa *shield* da unidade 1



Fonte: Autoria própria (2020)

Figura 42 - Visão 3D da placa *shield* da unidade 1



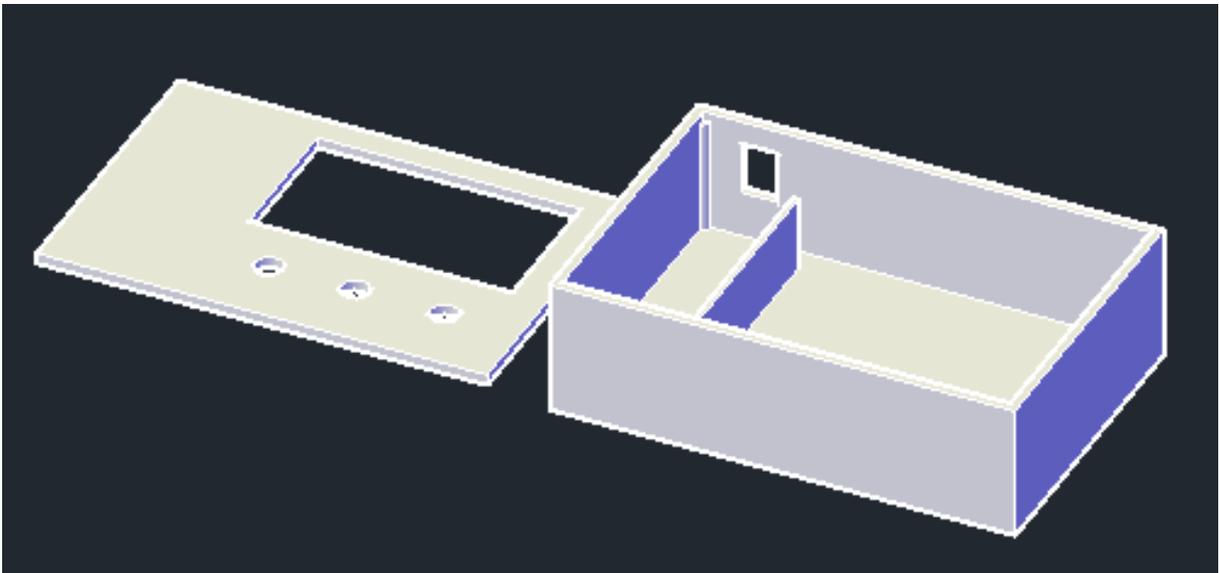
Fonte: Autoria própria (2020)

Como pode ser visto na Figura 42, foi utilizado conectores RCA fêmea para receber os sinais dos eletrodos conectados ao corpo dos pacientes. Já os conectores de alimentação, não tem componente disponível no programa e foram desenhados no programa com as mesmas dimensões dos conectores físicos, os conectores utilizados para a alimentação são do tipo XT60PW, conectores para baterias.

3.2.8 Gabinete do sistema

Para agrupar todos os componentes do sistema no mesmo local, foi projetado e desenhado no *software* AutoCad um gabinete sob medida para ser construído em uma impressora 3D. O gabinete como mostra a Figura 43 contém espaço destinado para as baterias e para a placa de alimentação e condicionamento de sinais construída, que estará conectada na plataforma de desenvolvimento da *STMicroelectronics*, também há espaço para botão ON/OFF, conectores RCA e para o display LCD.

Figura 43 – Visão geral do gabinete

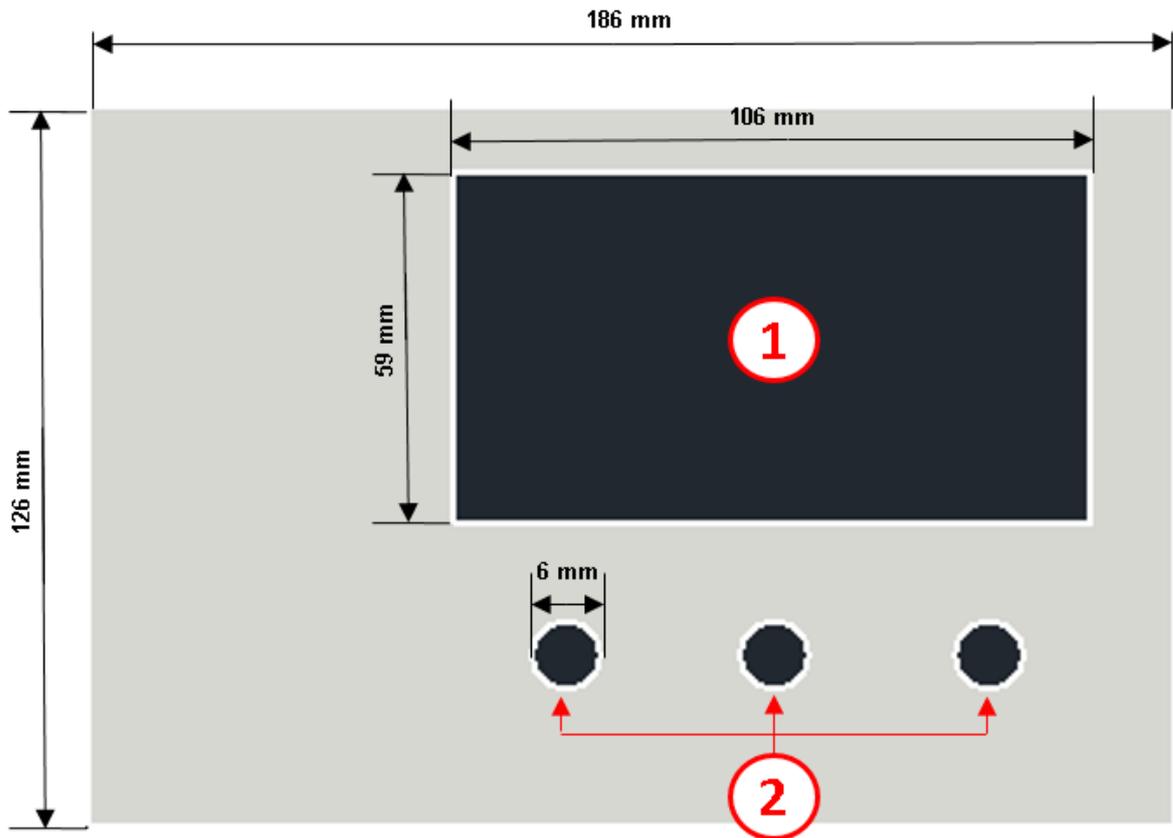


Fonte: Autoria própria (2020)

Na Figura 44 temos a visão superior da tampa do gabinete, o item “1” identifica o local do display LCD da plataforma e o item “2” os locais para os conectores das entradas RCA, onde

são conectados os eletrodos vindos do paciente. Dentro do gabinete ainda tem outra conexão entre os conectores RCA da placa de alimentação e condicionamento de sinais até os conectores RCA do gabinete.

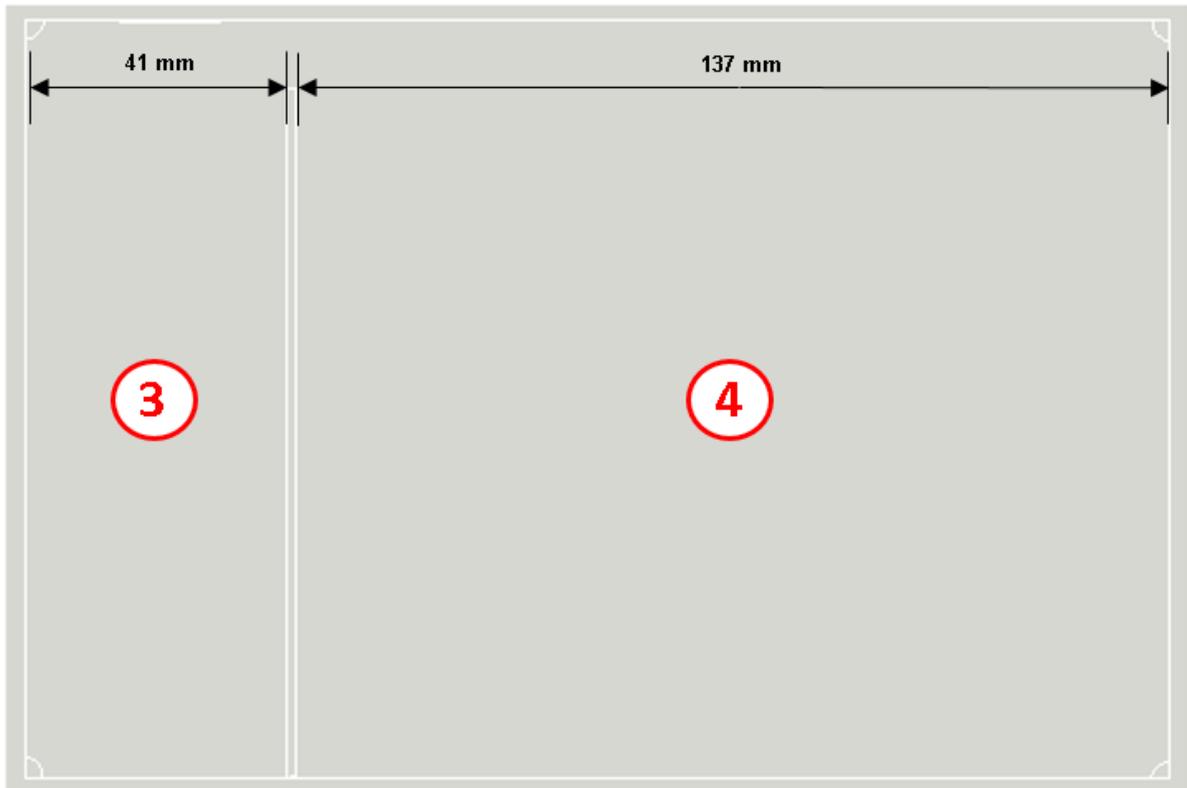
Figura 44 – Visão superior da tampa gabinete



Fonte: Autoria própria (2020)

Na Figura 45 temos identificado pelo item "3" o espaço destinado para as baterias do sistema e no item "4" o espaço para a placa construída e a plataforma.

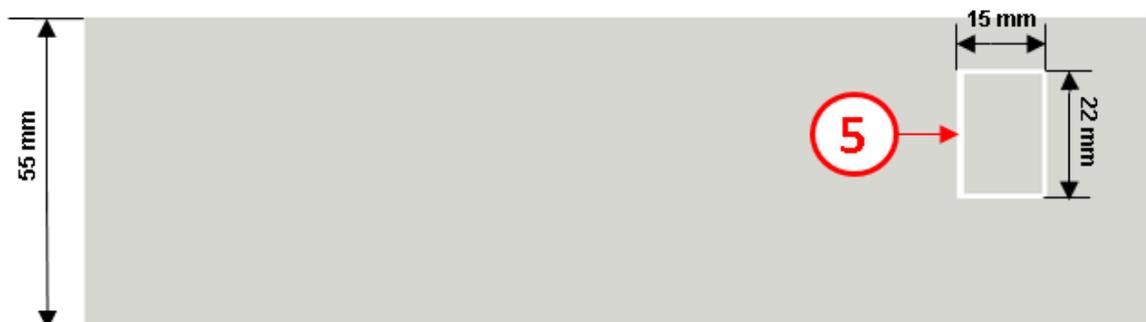
Figura 45 – Visão superior do gabinete



Fonte: Autoria própria (2020)

Na Figura 46 temos no item “5” o local para a colocação de um botão ON/OFF, posicionado na parte traseira do gabinete.

Figura 46 – Visão posterior do gabinete



Fonte: Autoria própria (2020)

Para a construção deste gabinete em uma impressora 3D, foi escolhido o uso da resina de Polietileno Tereftalato de Etileno Glicol (PETG – do inglês *Polyethylene Ethylene Terephthalate Glycol*), se justifica a escolha desta resina pela sua alta resistência, pois o gabinete toda vez antes de usar deve ser higienizado, assim com o uso desta resina, apresentará uma maior durabilidade.

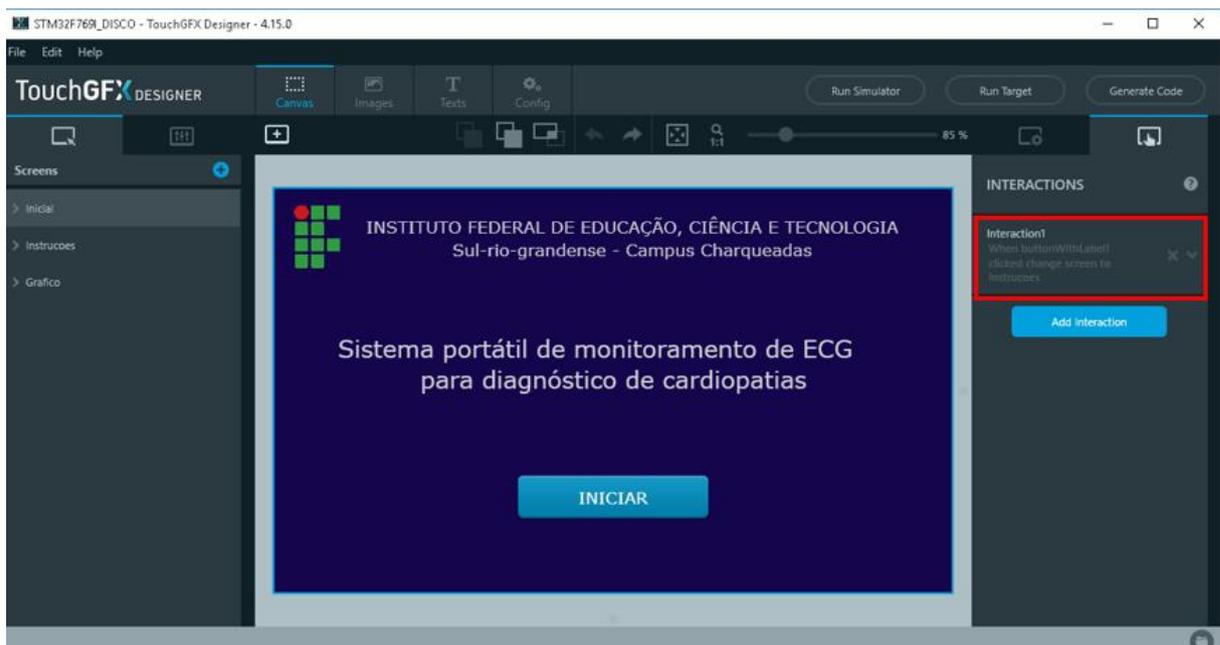
3.2.9 Layouts display LCD

No desenvolvimento deste projeto foram criadas três telas personalizadas no ambiente *TouchGFX* visando atender as principais funções do projeto proposto. Além disso tendo a possibilidade de incluir muitas outras ferramentas disponíveis no software, como a interação com o usuário.

3.2.9.1 Tela inicial

Ilustrado na Figura 47, temos o layout da tela de início do dispositivo proposto, contendo o nome da instituição, nome do projeto e um botão de iniciar. Destacado em vermelho, temos a interação criada ao clicar no botão, fazendo que passe para a próxima tela.

Figura 47 – Tela inicial projetada no ambiente TouchGFX

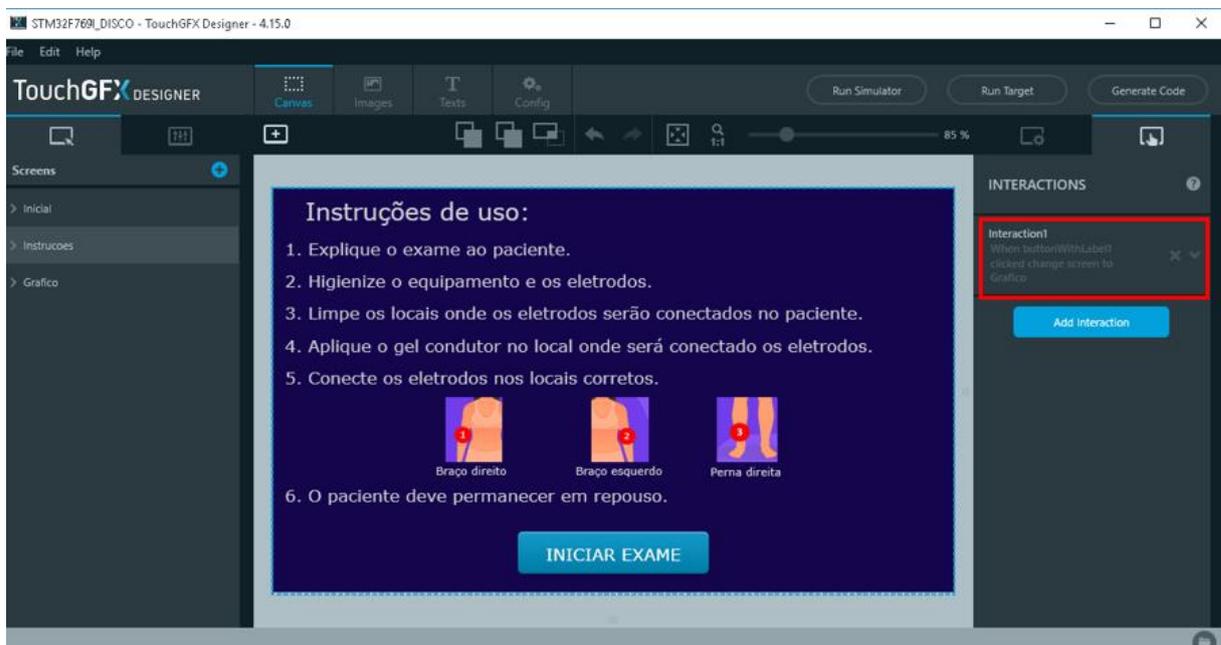


Fonte: Autoria própria (2021)

3.2.9.2 Tela de instruções

Na Figura 48 temos a tela de instruções, criada para auxiliar quem estiver operando o equipamento, reforçando principalmente os pontos de higienização e onde devem ser conectados os eletrodos. Como na tela anterior, destacado no retângulo vermelho, temos a interação criada para a mudança de tela ao clicar no botão.

Figura 48 - Tela de instruções projetada no ambiente TouchGFX

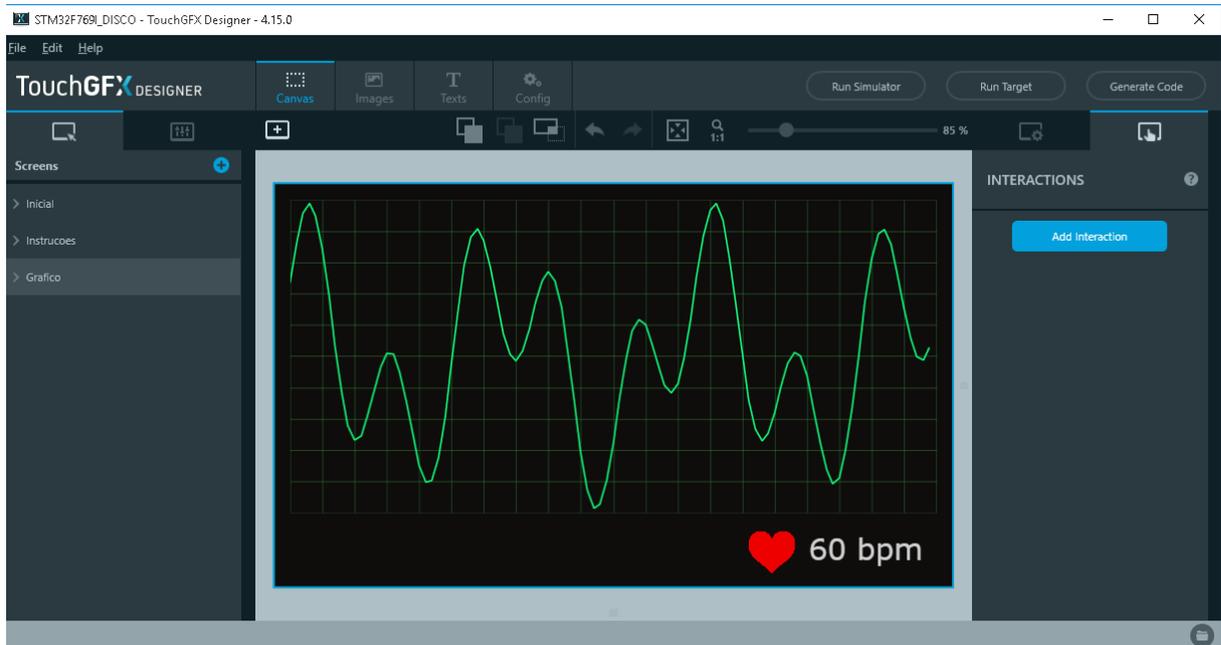


Fonte: Autoria própria (2021)

3.2.9.3 Tela de monitoramento

Na terceira e última, temos a tela de monitoramento do ECG, onde o sinal elétrico do coração será exibido em um gráfico 2D, o *grid* é de 0,1mV por divisão no eixo X e 0.04s por divisão no eixo Y. Foi inserido também na tela um contador de batimentos cardíacos.

Figura 49 - Tela de monitoramento projetada no ambiente TouchGFX



Fonte: Autoria própria (2021)

Os valores presentes no gráfico 2D, são valores aleatórios gerados para teste pela própria ferramenta TouchGFX. No contador de batimentos cardíacos, foi inserido um valor simbólico de 60 batimentos por minuto (bpm) para demonstração do componente gráfico. Na prática, ambos os componentes serão alimentados por dados provenientes da plataforma de desenvolvimento.

4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

O cenário atual da pandemia inviabilizou o acesso ao campus, e conseqüentemente, aos laboratórios da instituição. Por isso, não foi possível a construção da PCB do circuito de alimentação e aquisição dos sinais de ECG. Além disso, o gabinete projetado também não foi construído, dada a necessidade do uso da impressora 3D presente apenas no campus. Dadas as limitações supracitadas, foram projetados alguns experimentos visando explorar individualmente os principais periféricos da plataforma de desenvolvimento relacionados com as necessidades do trabalho.

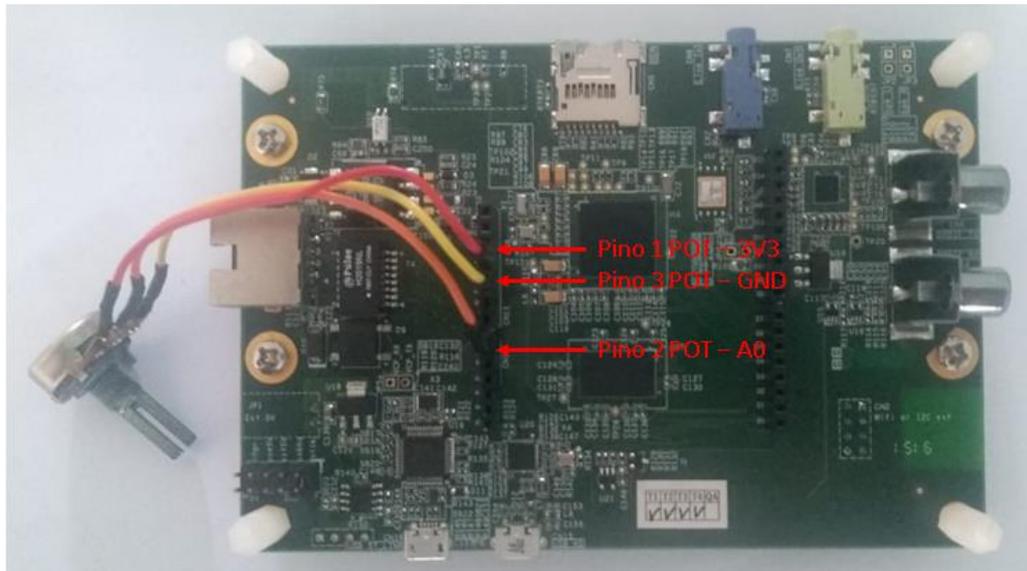
4.1 EXPERIMENTO 01 - CONVERSOR A/D

Esse experimento visa explorar o funcionamento do conversor A/D da plataforma de desenvolvimento, a porta de entrada do sinal de ECG para o microcontrolador. Para simular uma entrada analógica, foi utilizado um potenciômetro conectado na entrada do conversor. Os valores de tensão variam entre 0 e 3,3V de acordo com a posição do potenciômetro. Esse valor é lido por uma entrada analógica da plataforma STM32F769 e convertido para um valor digital de 12 bits (entre 0 e 4095). Para a verificação de funcionamento do processo de conversão, as amostras obtidas são enviadas através do periférico de comunicação serial para o computador para serem visualizadas em um terminal serial. Além disso, visando explorar e testar ainda mais a plataforma, foram usados dois leds da plataforma para indicar (ligando) leituras de tensão acima de 3V.

4.1.1 Montagem e configurações

Começamos pelas configurações externas da placa, conectando os pinos do potenciômetro na plataforma, conforme ilustrado na Figura 50. Foram utilizadas as entradas compatíveis com o Arduino Uno V3.

Figura 50 – Conexão do potenciômetro com a plataforma STM32F769

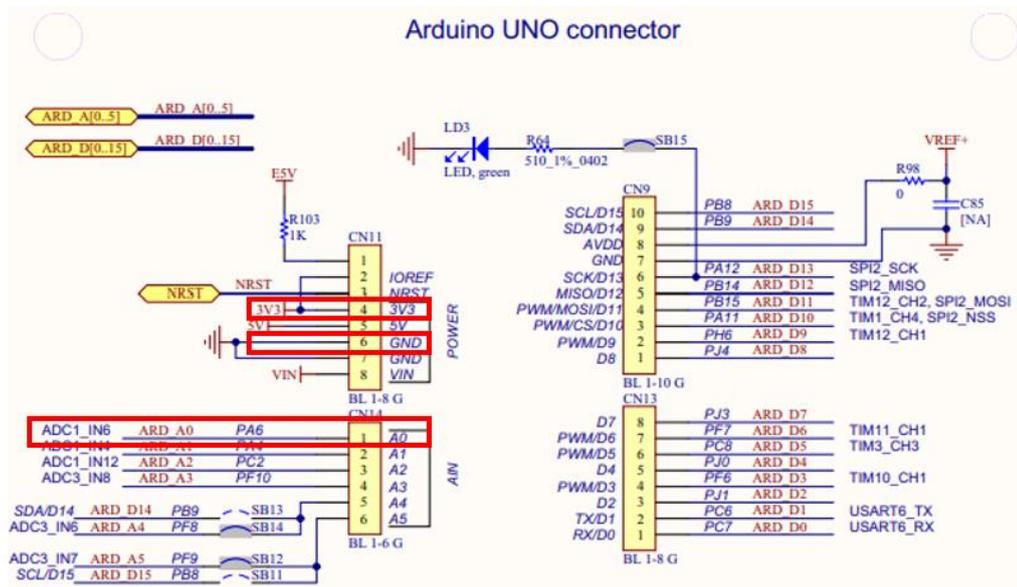


Fonte: Autoria própria (2021)

Conforme mostrado na Figura 51, os pinos 1 e 3 do potenciômetro estão conectados nos pinos de alimentação (retângulos vermelhos) de 3,3V e o GND acessados através do pino 4 (3V3) e pino 6 (GND) do conector CN11. O pino 2 do potenciômetro (pino central) está conectado na entrada A0, pino 1 do conector CN14. Essa entrada está ligada internamente ao conversor A/D da plataforma, pelo canal ADC1_IN6 e deve ser configurada posteriormente no programa.

Figura 51 – Conexões utilizadas da plataforma ao conector compatível com o Arduino UNO

V3



Fonte: Editado de (STMICROELECTRONICS, 2018)

Os LEDs utilizados no experimento estão ligados no microcontrolador da plataforma, através dos pinos PJ13 (LED1) e PJ5 (LED2), conforme destacado na Figura 52 (retângulos vermelhos).

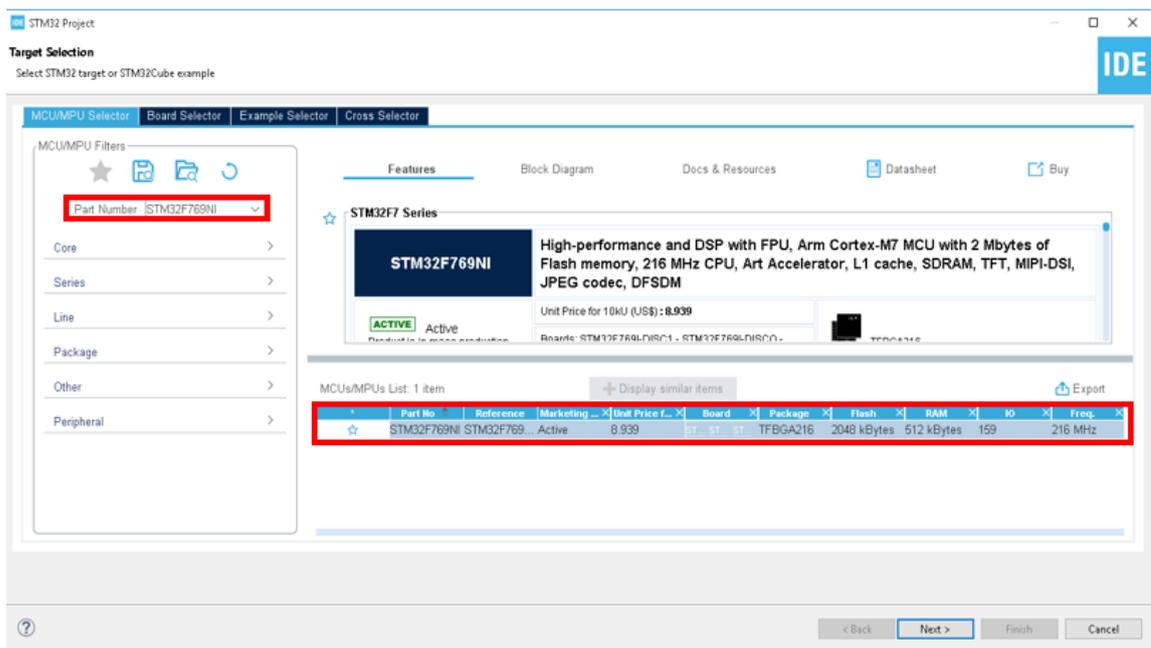
Figura 52 – Conexões internas dos LED1 e LED2

B USER	PA0	N3	PA0-WKUP	PC0	M2	PC0	ULPI STP
RMII REF CLK	PA1	N2	PA1	PC1	M3	PC1	RMII MDC
RMII MDIO	PA2	P2	PA2	PC2	M4	PC2	ARD A2
ULPI D0	PA3	R2	PA3	PC3	L4	PC3	DFSDM_DATIN1
ARD A1	PA4	N4	PA4	PC4	N5	PC4	RMII RXD0
ULPI CK	PA5	P4	PA5	PC5	P5	PC5	RMII RXD1
ARD A0	PA6	P3	PA6	PC6	H15	PC6	ARD D1
RMII CRS DV	PA7	R3	PA7	PC7	G15	PC7	ARD D0
CEC CLK	PA8	F15	PA8	PC8	G14	PC8	ARD D5
VCP TX	PA9	E15	PA9	PC9	F14	PC9	QSPI D0
VCP RX	PA10	D15	PA10	PC10	B14	PC10	QSPI D1
ARD D10	PA11	C15	PA11	PC11	B13	PC11	DFSDM_DATINS
ARD D13	PA12	B15	PA12	PC12	A12	PC12	WIFI RX
SWDIO	PA13	A15	PA13	PC13-ANTI_TAMP	D1	PC13	NC6
SWCLK	PA14	A14	PA14				
CEC	PA15	A13	PA15				
ULPI D1	PB0	R5	PB0	PJ0	R6	PJ0	ARD D4
ULPI D2	PB1	R4	PB1	PJ1	R7	PJ1	ARD D2
QSPI CLK	PB2	M5	PB2	PJ2	P7	PJ2	DSI TE
uSD D3	PB3	A10	PB3	PJ3	N8	PJ3	ARD D7
ULPI D7	PB4	A9	PB4	PJ4	M9	PJ4	ARD D8
QSPI NCS	PB5	A8	PB5	PJ5	M14	PJ5	LD USER2
AUDIO SDA	PB6	B6	PB6	PJ12	B10	PJ12	Audio IN1
ARD D15	PB7	B5	PB7	PJ13	B9	PJ13	LD USER1
ARD D14	PB8	A7	PB8	PJ14	C9	PJ14	WIFI RST
ULPI D3	PB9	B4	PB9	PJ15	D10	PJ15	DSI RESET
ULPI D4	PB10	P12	PB10				
ULPI D5	PB11	R13	PB11	PK3	D8	PK3	NC7
ULPI D6	PB12	L13	PB12	PK4	D7	PK4	NC8
ARD D12	PB13	K14	PB13	PK5	C6	PK5	NC1
ARD D11	PB14	R14	PB14	PK6	C5	PK6	NC2
	PB15	R15	PB15	PK7	C4	PK7	NC3

Fonte: Editado de (STMICROELECTRONICS, 2018)

Após as entradas identificadas e o potenciômetro conectado, a programação do microcontrolador e configuração dos periféricos é realizada na ferramenta STM32Cube IDE. Na Figura 53, é apresentada a tela inicial da IDE destacando a criação do projeto para a realização do experimento 01. Nessa etapa, é necessário informar o modelo da plataforma utilizada, que no caso, é a STM32F769NI.

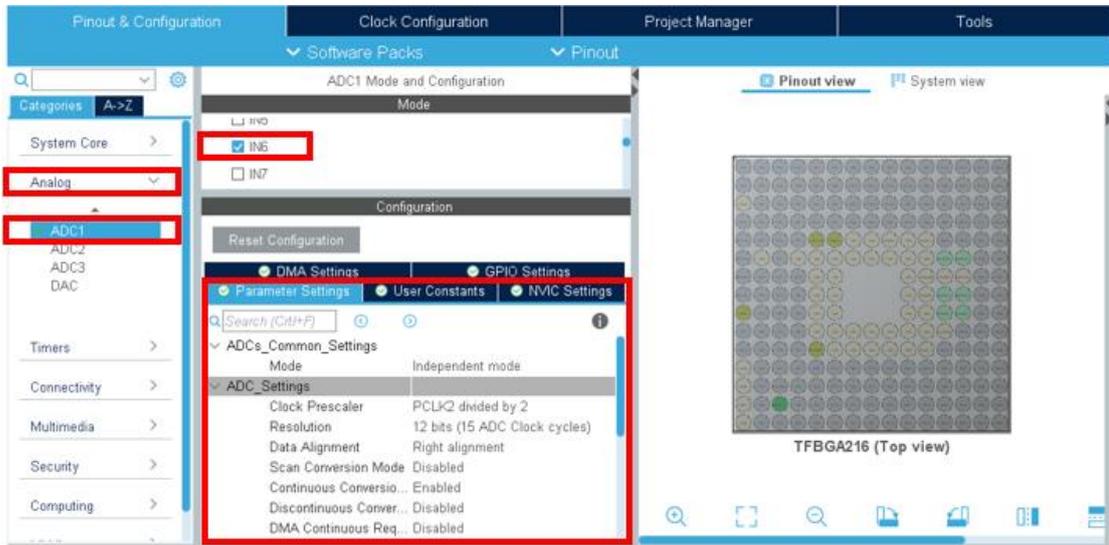
Figura 53 – Tela de seleção do modelo da plataforma no STM32Cube IDE



Fonte: Autoria própria (2021)

Após selecionar o modelo, o Cube IDE carrega todas as configurações particulares da plataforma ao projeto e cria todas pastas e arquivos no diretório escolhido. Mas antes de programar é preciso realizar algumas configurações. Primeiro o conversor A/D, conforme mostrado na Figura 54, selecionamos na tela inicial do projeto, na categoria *Analog*, o canal ADC conectado ao potenciômetro, aonde vimos anteriormente, ADC1_IN6. Como podemos ver nos parâmetros do canal ADC1_IN6, podemos selecionar a resolução do canal e outras configurações disponíveis, neste caso, deixaremos nas configurações padrões, nelas é determinado uma frequência de amostragem igual a frequência de *clock* dividida por 2, que resulta em 58MHz.

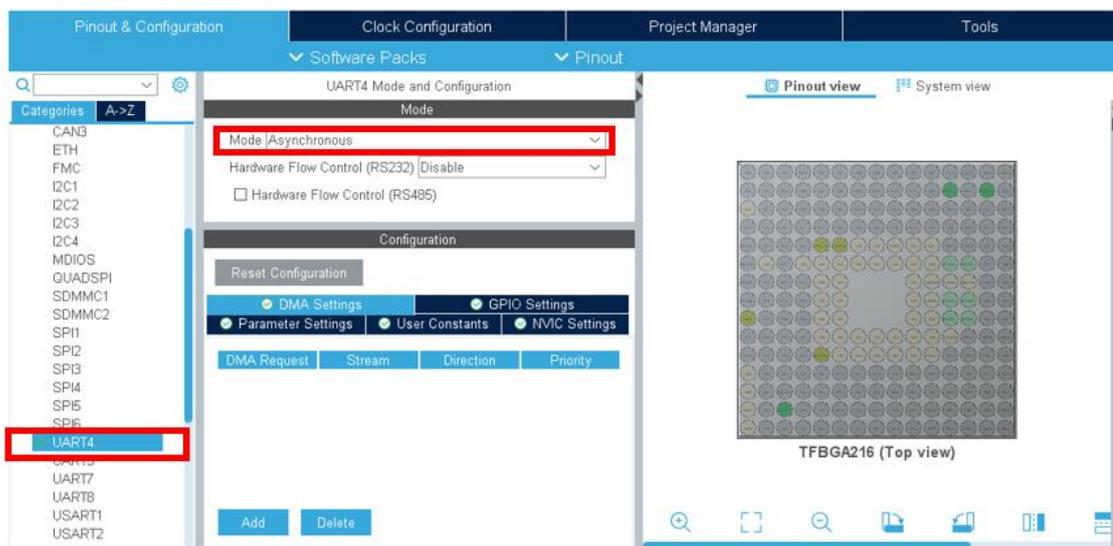
Figura 54 – Configuração conversor A/D no STM32Cube IDE



Fonte: Autoria própria (2021)

O segundo passo é configurar a porta UART (do inglês *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) da plataforma, que é responsável pela comunicação entre a placa e o computador, através da porta USB. Conforme a Figura 55, na categoria *Connectivity*, usaremos a porta UART4, no modo assíncrono, já que iremos somente receber os valores da entrada analógica ADC1_IN6.

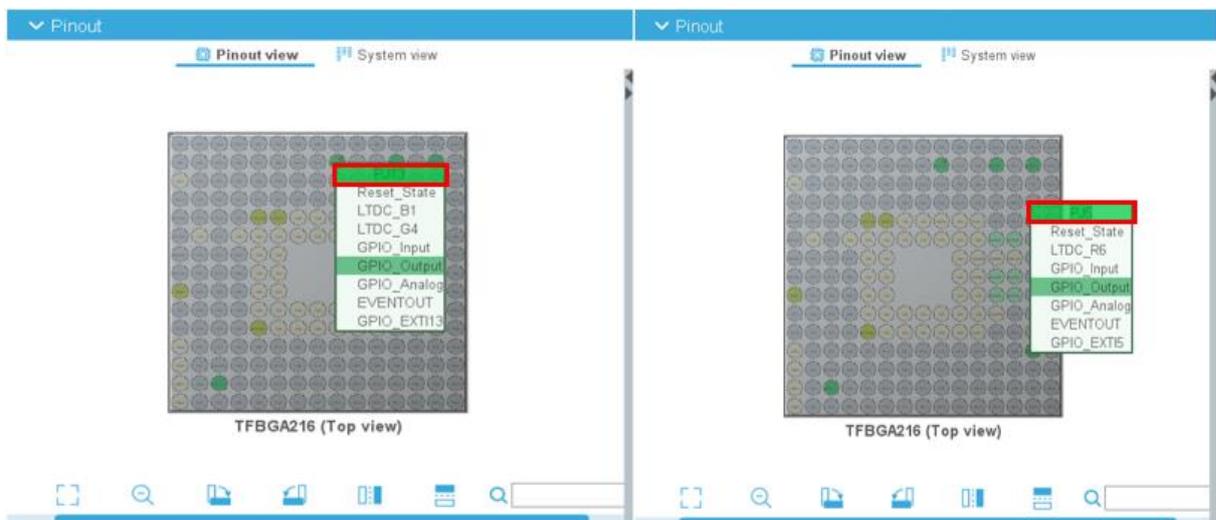
Figura 55 - Configuração da comunicação UART no STM32Cube IDE



Fonte: Autoria própria (2021)

Por fim, a configuração dos LEDs, o programa STM32Cube IDE nos traz uma imagem com todas as entradas e saídas disponíveis na plataforma, neste caso conforme ilustrado na Figura 56, selecionamos as saídas referentes aos LED1 e LED2, conforme mostrado na Figura 52. Assim após encontradas as portas PJ5 e PJ13 da plataforma, selecionamos as duas na opção GPIO_Output.

Figura 56 - Configuração dos LEDs no STM32Cube IDE



Fonte: Autoria própria (2021)

Após a configuração dos itens necessários para o experimento, o próximo passo é a programação. Os arquivos e seus códigos já são alterados automaticamente após as configurações feitas anteriormente. Neste experimento é preciso modificar somente o arquivo “main.c”, que é encontrado no diretório do projeto em “Core/Scr/main.c”.

Com o arquivo “main.c” aberto, primeiro é feita a declaração da variável que será utilizada na leitura do potenciômetro (variável do tipo inteiro *ValorADC*) e a definição de valores na leitura do conversor A/D, destacadas na Figura 57. Além disso, a resolução do conversor foi configurada para 12bits, fazendo com que os valores estejam dentro de uma escala de valores entre 0 e 4095. Assim, quando a leitura do potenciômetro for 3,3V, terá o seu valor máximo de leitura de 4095. Foi definido o valor de 3V no experimento para que os LEDs sejam acessos, assim conforme a equação (13), o valor definido como 3V é de 3722.

$$ADC_3V_VALUE = \frac{3 \cdot 4095}{3.3} = 3722 \quad (13)$$

Figura 57 – Declaração de variáveis do conversor A/D

```

44
45 UART_HandleTypeDef huart4;
46
47 /* USER CODE BEGIN PV */
48 uint16_t ValorADC;
49 /* USER CODE END PV */
50
51 /* Private function prototypes -----*/
52 void SystemClock_Config(void);
53 static void MX_GPIO_Init(void);
54 static void MX_ADC1_Init(void);
55 static void MX_UART4_Init(void);
56 /* USER CODE BEGIN PFP */
57
58 /* USER CODE END PFP */
59
60 /* Private user code -----*/
61 /* USER CODE BEGIN 0 */
62 #define ADC_0V_VALUE 0
63 #define ADC_3V_VALUE 3722
64 /* USER CODE END 0 */
65
66 /**
67  * @brief The application entry point.
68  * @retval int
69  */

```

Fonte: Autoria própria (2021)

A seguir, são inseridas as funções de leitura do conversor A/D conforme ilustrado na Figura 58 (retângulo vermelho 1) e armazenado na variável *ValorADC*. Abaixo, na mesma figura (retângulo vermelho 2), é inserida a lógica para ligar os LEDs quando a valor no potenciômetro for maior que 3V.

Figura 58 – Código de leitura do ADC e acionamento dos LEDs

```

101 /* USER CODE BEGIN WHILE */
102 while (1)
103 {
104 /* USER CODE END WHILE */
105 HAL_ADC_Start ( & hadc1 );
106 HAL_ADC_PollForConversion ( & hadc1, 100 );
107 ValorADC = HAL_ADC_GetValue ( & hadc1 );
108
109
110
111 if (( ValorADC >= ADC_0V_VALUE ) && ( ValorADC < ADC_3V_VALUE ))
112 {
113 HAL_GPIO_WritePin ( GPIOJ, GPIO_PIN_13, GPIO_PIN_SET );
114 HAL_GPIO_WritePin ( GPIOJ, GPIO_PIN_5, GPIO_PIN_SET );
115 }
116
117 if ( ValorADC >= ADC_3V_VALUE )
118 {
119 HAL_GPIO_WritePin ( GPIOJ, GPIO_PIN_13, GPIO_PIN_RESET );
120 HAL_GPIO_WritePin ( GPIOJ, GPIO_PIN_5, GPIO_PIN_RESET );
121 }
122 /* USER CODE BEGIN 3 */
123 /* USER CODE END 3 */
124 }

```

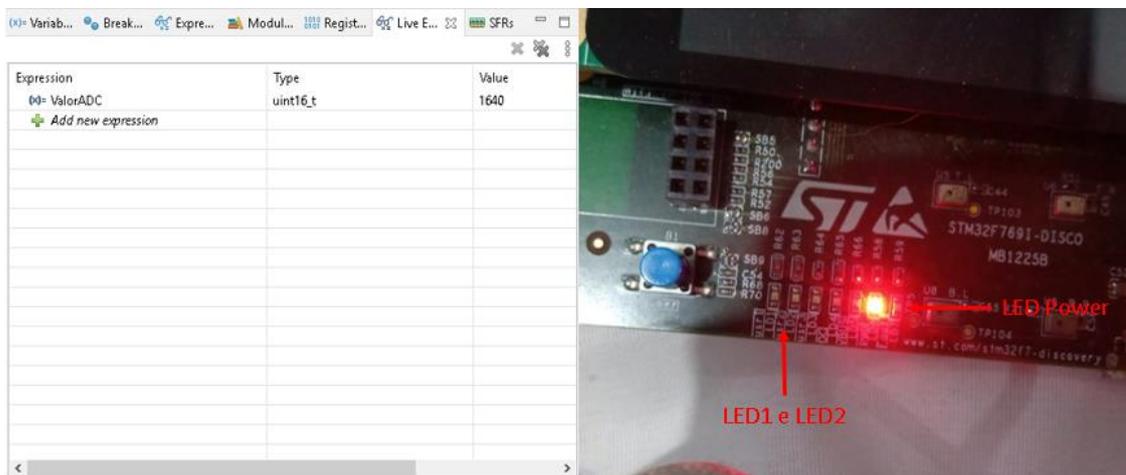
Fonte: Autoria própria (2021)

Concluído essa etapa, a plataforma é conectada no computador, o código é compilado e enviado ao microcontrolador com a ferramenta ST-Link da própria fabricante para fazer a comunicação via USB entre a plataforma e o *software* STM32Cube IDE.

4.1.2 Resultados

Os resultados experimentais serão mostrados no ambiente de depuração do STM32Cube IDE que permite a visualização do conteúdo das variáveis usadas no programa. Na Figura 59, foi feita uma montagem da imagem desse ambiente (esquerda) e da plataforma (direita). Como é possível observar nessa figura, o valor da variável *ValorADC* ao medir o potenciômetro é igual a 1640. Ao converter esse valor para *Volts*, temos um valor de tensão de aproximadamente 1,32V, assim mantendo o LED1 e LED2 desligados.

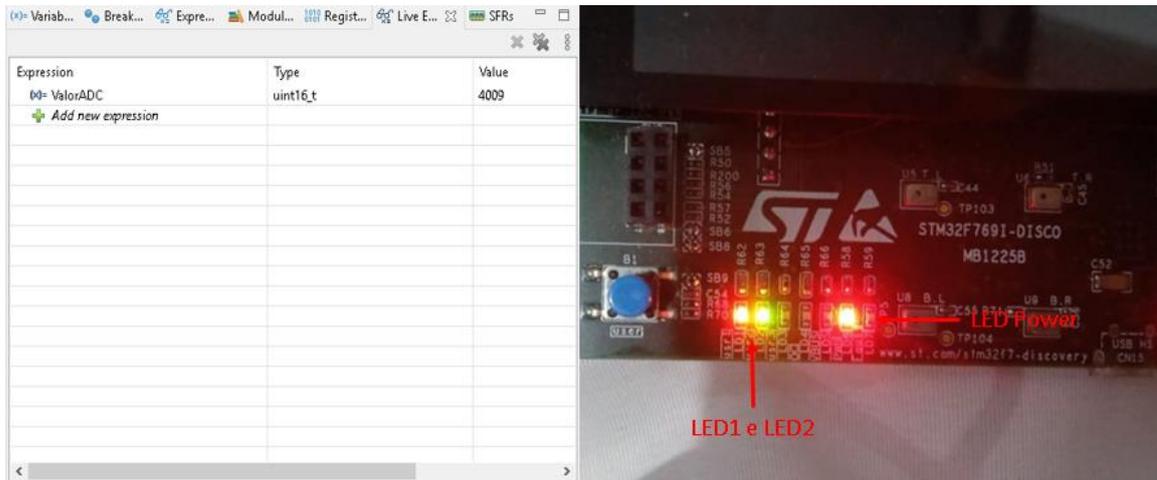
Figura 59 - Resultado do experimento com valor do potenciômetro abaixo de 3V



Fonte: Autoria própria (2021)

Na Figura 60, temos ao lado esquerdo o valor da variável *ValorADC* ao medir o potenciômetro, 4009. Ao converter esse valor para *Volts*, temos um valor de tensão de aproximadamente 3,23V, assim ligando o LED1 e LED2.

Figura 60 – Resultado do experimento com valor do potenciômetro acima de 3V



Fonte: Autoria própria (2021)

4.2 EXPERIMENTO 02 – CONVERSOR A/D E DISPLAY LCD

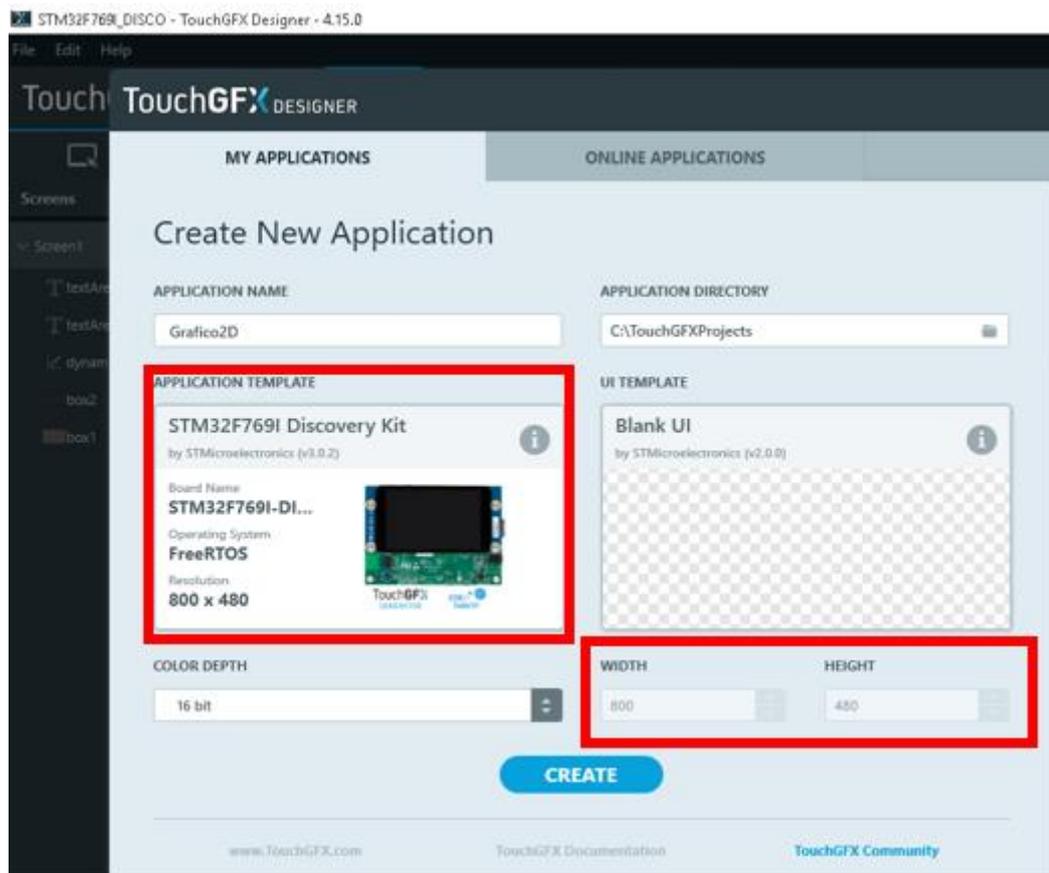
Neste experimento será utilizado novamente o potenciômetro como sinal analógico de entrada para o conversor A/D. A principal diferença do experimento anterior está na forma de apresentação dos valores convertidos, que ao invés de um terminal serial, serão mostrados no próprio display LCD da plataforma. Além disso, o potenciômetro do experimento anterior foi substituído por um potenciômetro de precisão, devido ao ruído apresentado nas conversões que prejudicam a apresentação dos resultados no display.

Para esse experimento foi preciso a interação entre dois *softwares*, STM32Cube IDE e TouchGFX. Em outras palavras, o microcontrolador precisa enviar os dados convertidos para serem mostrados na tela criada. A tela é desenvolvida previamente no TouchGFX, usando um componente chamado gráfico dinâmico 2D. Foi criada uma tela utilizando somente a ferramenta de gráfico 2D, pois para o experimento foi melhor utilizar o mínimo de informações possíveis na tela, para tornar o programa mais leve e mais rápido de compilar. Após a criação do projeto e gerado o código da tela, o projeto já cria um arquivo para ser aberto no ambiente do STM32Cube IDE.

4.2.1 Montagem e configurações

As primeiras configurações são feitas no *software* TouchGFX, ao criar um novo projeto, selecionamos a plataforma que está sendo utilizada, conforme a Figura 61, para que as configurações e particularidades do modelo selecionado já sejam usadas na construção como, por exemplo, o tamanho da tela.

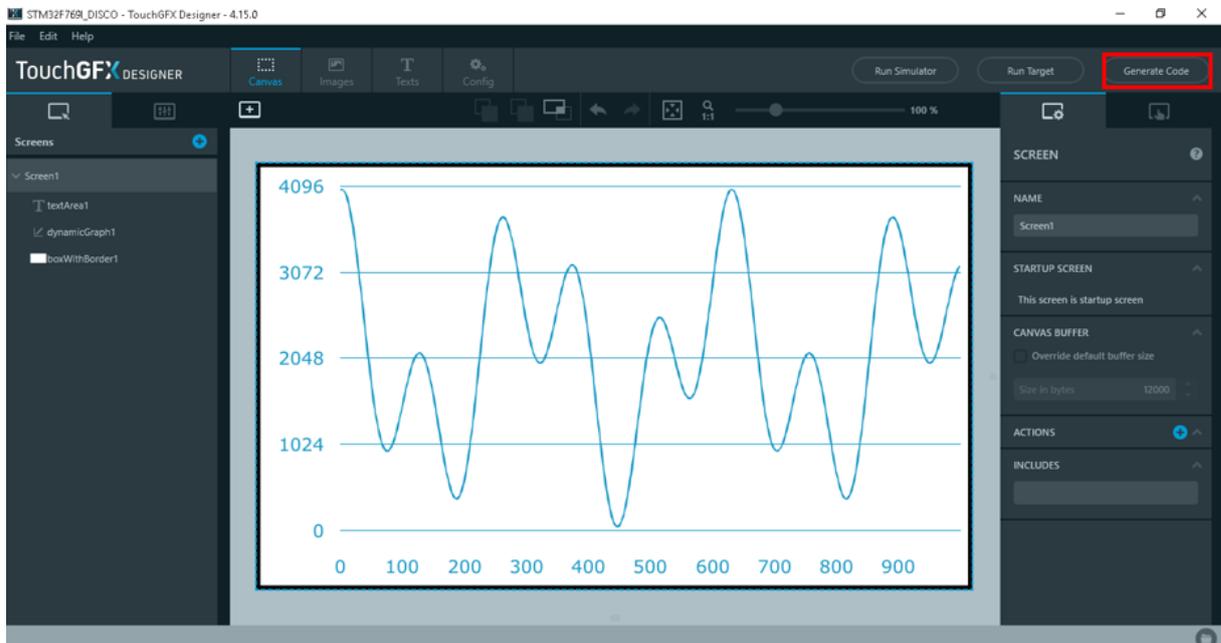
Figura 61 – Criação do projeto no TouchGFX



Fonte: Autoria própria (2021)

Dentro do ambiente de construção da tela, o gráfico dinâmico 2D nos *widgets* disponíveis deve ser selecionado. Editamos as escalas do eixo X e do eixo Y do gráfico, para se enquadrar nos valores que serão exibidos na tela. Após a construção da tela, conforme a Figura 62, clicamos em *Generate Code*, para criar a pasta, os arquivos e gerar os códigos da tela construída. O programa gera valores randômicos no gráfico 2D por padrão, mas no experimento eles não são utilizados.

Figura 62 – Construção do gráfico dinâmico 2D no TouchGFX



Fonte: Autoria própria (2021)

Dentro da pasta do projeto criado no TouchGFX, contém uma pasta com o nome STM32Cube IDE, onde dentro consta o arquivo do projeto da tela para abrir no ambiente de configuração e programação do STM32Cube IDE.

Nas configurações deste experimento, dentro do ambiente do STM32Cube IDE, não usaremos as configurações de comunicação UART e dos LEDs, como no experimento 1, iremos utilizar somente as mesmas configurações do conversor A/D, conforme a Figura 54.

Após as configurações feitas, iremos editar os seguintes arquivos gerados automaticamente pelo projeto no TouchGFX:

- Application/User/main.c
- Application/User/Gui/Model.cpp
- Application/User/Gui/ScreenView1.cpp

Destes arquivos, serão apresentados os principais pontos da programação, não sendo exposto itens como declarações de classes e variáveis.

Primeiramente, conforme ilustrado na Figura 63, no retângulo vermelho 1, temos o código de leitura do conversor A/D, no retângulo vermelho 2, temos o código de um filtro de médias. O motivo do uso do filtro, é para reduzir o ruído no sinal que acaba sendo exibido na tela LCD, como o potenciômetro, mesmo sendo de precisão, acaba tendo ruídos na sua leitura.

Figura 63 – Código de leitura do conversor A/D e filtro de médias

```

854
855 uint32_t ValorADC_GetValue(void)
856 {
857
858 1  HAL_ADC_Start(&hadc1);
859   HAL_ADC_PollForConversion(&hadc1, 100);
860
861
862 2  for(i = 1; i <=10001; i++){
863     uint32_t Valor = HAL_ADC_GetValue (& hadc1);
864     Soma = Soma + Valor;
865   }
866
867   uint32_t ValorADC = (Soma/10000);
868   Soma = 0;
869
870   return ValorADC;
871 }
872

```

Fonte: Autoria própria (2021)

Após editarmos o arquivo “main.c”, já temos o valor de leitura do potenciômetro, assim o próximo passo é ler essa variável no decorrer do tempo e exibi-la no display LCD. Na Figura 64, temos 3 etapas principais do código, na caixa número 1, temos a exportação da variável do arquivo “main.c”, para o arquivo de código da tela, “model.cpp”. Na caixa de número 2, temos um contador, que enviará uma quantidade de amostras relativa à formula de condição *if*, que neste caso usamos quando o resto de uma divisão por 2 for igual a 0, isso nos dá a metade do total de amostras. E por último na caixa número 3, enviamos o valor para a função de inserção de dados do gráfico 2D.

Figura 64 – Código de exibição no display LCD

1

```

37
38 extern "C" {
39     extern uint32_t ValorADC_GetValue(void);
40 }
41 }
42
43 int Model::getValueADC()
44 {
45
46     return ValorADC_GetValue();
47 }
48

```

2

```

9 void Model::tick()
10 {
11     tickCounter++;
12     if ((tickCounter % 2) == 0)
13     {
14         if (modellistener != 0)
15         {
16             modellistener->newJunctionValue(getValueADC());
17         }
18     }
19 }

```

3

```

16
17 void Screen1View::setJunctionValue(int value)
18 {
19
20     dynamicGraph1.addDataPoint(value); // = 3.3/4096
21
22 }
23

```

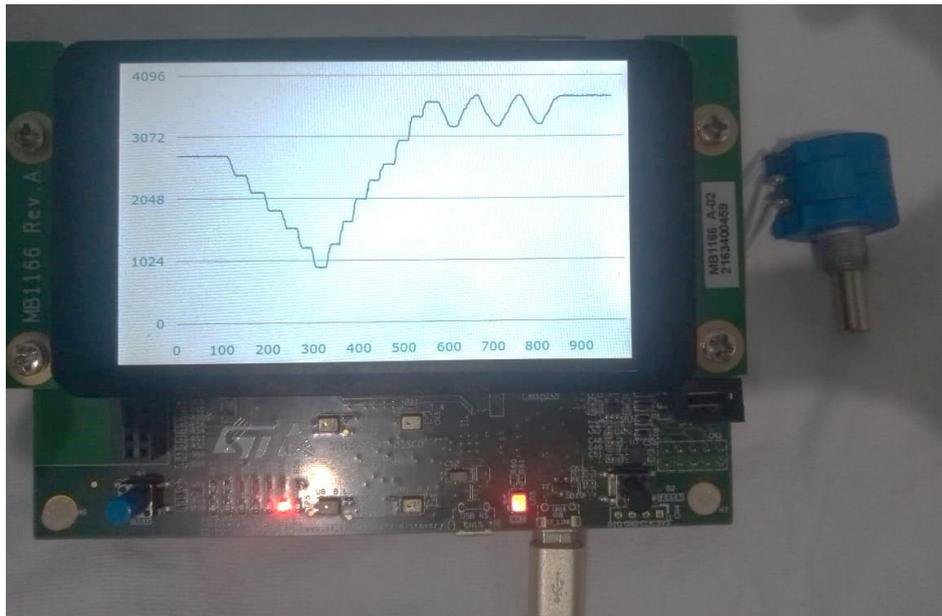
Fonte: Autoria própria (2021)

Após finalizado o código e salvo todas as alterações, conectamos a plataforma no computador via USB, compilamos e enviamos o código para o microcontrolador, com auxílio da ferramenta ST-Link, igualmente ao experimento 1.

4.2.2 Resultados

O resultado deste experimento conforme ilustrado na Figura 65, mostra a variação do potenciômetro ao longo do tempo, variando entre 0 e 4095 (12 bits), a resolução do conversor A/D. Também com a inclusão de um filtro de média móvel, conseguimos retirar grande parte do ruído e ter um sinal com menos interferências na tela.

Figura 65 – Resultado do experimento com variação do potenciômetro



Fonte: Autoria própria (2021)

A variação e exibição dos dados que foi feita, mostra uma simulação dos valores que seriam recebidos pela placa projetada de alimentação de condicionamento de sinais, evidenciando que conseguiríamos ver um sinal de eletrocardiograma no display LCD.

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho apresentou o projeto de um sistema de monitoramento e registro de ECG portátil visando auxiliar no diagnóstico de cardiopatias em pessoas com mobilidade reduzida e residentes em áreas de difícil acesso. Para tal, foram aplicados uma ampla gama de conhecimentos desenvolvidos durante o curso de engenharia de controle e automação que vão desde projetos de circuitos eletrônicos, esquemáticos elétricos, placa de circuito impresso (PCB), programação de microcontroladores, interface gráfica e até mesmo o projeto de um gabinete sob medida para acomodação de todos os módulos do sistema. Cada projeto demandou o estudo de diferentes ferramentas de software que agregaram ainda mais conhecimento no processo de formação oferecido durante o curso.

Em função da pandemia que atinge o mundo, não foi possível acessarmos as dependências do campus, impactando na execução dos projetos supracitados como a PCB de aquisição do sinal de ECG e o gabinete projetados. A partir dessa dificuldade enfrentada, o caminho escolhido para dar continuidade ao trabalho foi o uso de ferramentas de simulação para validação do protótipo proposto. Outro desafio enfrentado nesse cenário, foi com relação a orientação dos professores que teve que ser através de reuniões virtuais para discussões e acompanhamento do trabalho.

Os circuitos de alimentação e condicionamento de sinais contidos na PCB proposta foram validados com a ferramenta *MultiSim* da *National Instruments*. Essa ferramenta permitiu gerar um diagrama de bode dos circuitos editados e, por isso, foi escolhida para teste e validação dos filtros analógicos. As respostas em frequência foram coerentes com os filtros projetados validando a solução proposta.

O projeto do esquemático elétrico e leiaute da PCB foram realizados com a ferramenta *Proteus*. O leiaute do circuito foi projetado para ser compatível com o barramento de pinos do Arduino Uno, também presente na plataforma de desenvolvimento. Além disso, os conectores usados para ligar os eletrodos, foram posicionados em local de fácil acesso. O modelo dos conectores usados para ligar as baterias lipo na PCB (XT-60), não foram encontrados nas bibliotecas padrão do *Proteus* e tiveram que ser desenhados. O *footprint* do conector projetado foi validado com o auxílio de um paquímetro.

Um dos maiores aprendizados foi desenvolver um firmware para um microcontrolador de 32 bits da família ARM presente na plataforma STM32F769I-DISCO da *STMicroelectronics*. Este microcontrolador conta com um ambiente de programação particular, o *STM32Cube IDE*, onde foi necessário dedicar horas de estudo para entendimento e desenvolvimento das ideias propostas no trabalho. Juntamente com esse ambiente de programação, a fabricante também fornece outra ferramenta para a construção de GUIs, o *TouchGFX*. Esse programa ainda não possui muita documentação, especialmente em português, para auxiliar os desenvolvedores e acabou se tornando um dos principais desafios tanto na criação das telas para o display LCD quanto sua interação com o microcontrolador da plataforma.

Com a plataforma de desenvolvimento foi realizado alguns experimentos propostos, já que a construção da placa de alimentação e condicionamento de sinais não pode ser feita para integrar com a plataforma. Para simular o sinal na entrada do conversor A/D da plataforma STM32F769I-DISCO, que receberia um sinal proveniente da placa projetada, a solução foi simular um sinal analógico. Para tal, foi usado um potenciômetro, assim sendo possível realizar todas as configurações e programação na plataforma, simulando um sinal de eletrocardiograma. A partir da leitura deste sinal, foi possível realizar testes também com o display LCD, obtendo sucesso na plotagem do valor de tensão do potenciômetro na tela.

O gabinete, por sua vez, foi projetado para alocar as baterias, a placa projetada e a plataforma de desenvolvimento na ferramenta *AutoCad*. O desenho proposto prevê as entradas dos fios dos eletrodos, o botão de ON/OFF e o espaço para a tela LCD, tudo isso feito sob medida. Esse projeto de gabinete tinha como objetivo ser desenvolvido na impressora 3D disponibilizada pelo instituto, que também não pode ser feito pelas restrições geradas pela pandemia. Assim, foi proposto também pela situação que vivemos atualmente, a necessidade de um material que seja resistente a constante higienização com álcool gel desse aparelho, então foi estudado os tipos de resinas e suas características, sendo escolhido o uso da resina PETG para esse trabalho.

Uma das propostas do trabalho era o registro do sinal de ECG em um cartão de memória, recurso disponibilizado pela plataforma da *STMicroelectronics*. Porém, com as dificuldades enfrentadas na realização de um trabalho totalmente remoto e sem muito material disponível sobre o tema, não foi possível realizar esse experimento no presente trabalho.

Os principais trabalhos futuros vislumbrados para a continuidade deste trabalho são os seguintes:

1. Realizar a construção completa do protótipo proposto no trabalho e realizar testes com os ECGs gerados pelo corpo humano.
2. Desenvolver a gravação destes sinais em um cartão de memória, deixando um registro do exame.
3. A partir da construção deste protótipo, como ele conta com um microcontrolador integrado, é possível a partir da leitura em tempo real dos dados, identificar variações nos batimentos cardíacos, enviando um alerta no display LCD em caso de taquicardias e bradicardias.
4. Sabendo que a plataforma conta com um módulo WiFi, em caso de alterações no sinal cardíaco, uma mensagem pode ser enviada via Internet para algum contato próximo ou para o médico do paciente.
5. Utilizando também o módulo WiFi, pode-se realizar-se telemedicina, onde o sinal do eletrocardiograma possa ser enviado em tempo real para um médico especialista realizar o diagnóstico remoto.

REFERÊNCIAS

10 principais causas de morte no mundo - Brasil Escola. Disponível em: <<https://brasilecola.uol.com.br/biologia/10-principais-causas-morte-no-mundo.htm>>. Acesso em: 5 abr. 2020.

A. CARVALHO, J. S. Cardiopatia isquêmica. *Rev Bras Hipertens*, v. 8, n. 3, p. 297–305, 2001.

ALIVECOR. *What is an ECG?* Disponível em: <<https://www.alivecor.com/education/ecg.html>>. Acesso em: 1 dez. 2020.

BARBOSA, T. M. G. DE A. Uma arquitetura de redes de sensores do corpo humano. p. 188, 2008. Disponível em: <http://repositorio.unb.br/bitstream/10482/1752/1/Tese_TallesMarceloGABarbosa.pdf>.

BENAGIANO, G. Cardiologia no Internato. *Lancet (London, England)*, v. 342, n. 8875, p. 867, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8104294>>.

BRASIL, A. *Pesquisa mostra que quase 70% dos brasileiros não têm plano de saúde particular* / Agência Brasil. Disponível em: <<http://agenciabrasil.ebc.com.br/geral/noticia/2018-02/pesquisa-mostra-que-quase-70-dos-brasileiros-nao-tem-plano-de-saude-particular>>. Acesso em: 25 fev. 2020.

BUSTAMANTE, M. A. *QUAIS SÃO OS TIPOS DE ECG E COMO SÃO REALIZADOS?*

Cardiopatia | Michaelis On-line.

CARVALHO, G. J. N. Sistema Holter de Aquisição e Processamento contínuo do Eletrocardiograma através de telefone celular Guilherme José Nunes Carvalho Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores. 2011.

CATARINO, C. *A Doença Coronária - Fundação Portuguesa Cardiologia.* Disponível em: <<http://www.fpcardiologia.pt/a-doenca-coronaria/>>. Acesso em: 26 mar. 2020.

CAVAGNOLLI, M. *Sistema para Monitoramento de Bradicardias , Taquicardias e Quedas de Indivíduos via Mensagens de Celular*. 2019. 125 f. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2019.

CIRCUITS TODAY. *Instrumentation Amplifier using Opamp, Circuit Diagram, Working, Construction*. Disponível em: <<http://www.circuitstoday.com/instrumentation-amplifier>>. Acesso em: 5 abr. 2020.

DIAS, J. V. A.; JUNIOR, E. A.; LIMA, N. C. D. A. Sistema de Aquisição do Batimento Cardíaco. p. 44–51, 2017.

DRIEMEIER, L. Amostragem. [S.d.].

EINSTEIN. *Eletrocardiograma em Repouso*. Disponível em: <<https://www.einstein.br/especialidades/cardiologia/exames-tratamento/eletrocardiograma-em-reposo>>. Acesso em: 30 abr. 2020.

ELEZKURTAJ, S. *et al.* Causes of death and comorbidities in hospitalized patients with COVID-19. *Scientific Reports*, v. 11, n. 1, p. 1–9, 2021. Disponível em: <<https://doi.org/10.1038/s41598-021-82862-5>>.

EMBARCADOS. *STM32CubeIDE: Primeiros passos e CMSIS Core com GPIO*. Disponível em: <<https://www.embarcados.com.br/stm32cubeide-primeiros-passos-e-cmsis-core-com-gpio/>>. Acesso em: 4 dez. 2020.

FERNANDES, A. C. *et al.* Sistema de aquisição de sinais ECG processado pelo LabVIEW com comunicação wi-fi por meio do módulo ESP8266. *Revista Principia - Divulgação Científica e Tecnológica do IFPB*, v. 1, n. 34, p. 62, 2017.

FRUETT, P. F. Eletrônica Básica I Características do amp . op . real em realimentação negativa. 2020.

FYE, W. B. A History of the origin, evolution, and impact of electrocardiography. *The American Journal of Cardiology*, 1994.

GENERALMED. *Gel Condutor Para Eletrocardiograma*. Disponível em: <<http://www.generalmed.com.br/gel-condutor-para-eletrocardiograma-pr-1278-371454.htm>>. Acesso em: 30 abr. 2020.

HOSPINET. *Eletrodo Cardioclip Colorido Adulto - Hospinet*. Disponível em: <<https://www.hospinet.com.br/eletrodo-cardioclip-colorido-adulto/p>>. Acesso em: 30 abr. 2020.

HOTA, S. S. R. J. M. K. Removal of Powerline Interference from ECG Signal using FIR, IIR, DWT and NLMS Adaptive Filter. 2019.

ICOR. *Holter 24 Horas: O que é? Como se realiza? Para que serve?* / ICOR - Instituto do Coração de Santa Maria. Disponível em: <<https://www.icor.com.br/exames-cardiologicos/holter-24-horas-o-que-e-como-se-realiza-para-que-serve/>>. Acesso em: 18 mar. 2021.

LABCENTER. *Download Proteus - Try Proteus EDA Software - Labcenter Electronics*. Disponível em: <<https://www.labcenter.com/downloads/>>. Acesso em: 3 dez. 2020.

LIMA, F. D. E. O.; MINAS, P. D. E. DESENVOLVIMENTO DE FILTROS DE SINAIS DE MICRO-ONDAS UTILIZANDO LINHAS DE MICROFITA NA BANDA L. 2017.

LUO, Y. *et al.* A hierarchical method for removal of baseline drift from biomedical signals: Application in ECG analysis. *The Scientific World Journal*, v. 2013, 2013.

MALVINO, A.; BATES, D. *Eletrônica*. [S.l.]: McGraw-Hill Education, 2015. v. II.

MEDICMAIS. *Os 3 tipos de eletrocardiograma e cuidados necessários na véspera do exame*. - *MedicMais*. Disponível em: <<https://medicmais.com.br/noticias/os-3-tipos-de-eletrocardiograma-e-cuidados-necessarios-na-vespera-do-exame>>. Acesso em: 21 dez. 2019.

MEDSCHOOL. *ECG Disease Patterns - MedSchool*. Disponível em: <<https://medschool.co/tests/ecg-disease-patterns>>. Acesso em: 3 dez. 2020.

MOHRMAN, D.; HELLER, L. J. *Cardiovascular Physiology*. 9th. ed. [S.l.]: McGraw-Hill Education / Medical, 2018.

MORSCH. *Aparelho de eletrocardiograma: tipos, modelos, como funciona e comodato*. Disponível em: <<https://telemedicinamorsch.com.br/blog/aparelho-de-eletrocardiograma>>. Acesso em: 19 nov. 2019.

MORSCH, J. A. *Como os artefatos técnicos podem influenciar o exame de ECG?* Disponível em: <<https://telemedicinamorsch.com.br/blog/artefatos-tecnicos-no-exame-de-ecg>>. Acesso em: 26 mar. 2020.

NATIONALSEMICONDUCTOR. LM79XX Series 3-Terminal Negative Regulators LM79XX Series 3-Terminal Negative Regulators. n. November 1994, p. 1–10, 2001.

OMNISCI. *O que é uma interface gráfica do usuário? Definição e perguntas frequentes* / *OmniSci*. Disponível em: <<https://www.omnisci.com/technical-glossary/graphical-user-interface>>. Acesso em: 15 ago. 2021.

OPAS. *OPAS/OMS Brasil - Doenças cardiovasculares*. Disponível em: <https://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5253:doencas-cardiovasculares&Itemid=1096>. Acesso em: 11 nov. 2019.

PERTENCE, A. J. *Eletrônica Analógica - Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos*. [S.l: s.n.], 2003.

PUC - CAMPINAS. *Informações para pessoas com deficiências e/ou mobilidade reduzida*. . Campinas: [s.n.], 2013.

RAMOS, G. E. O.; CAMPOS, V. C. DA S.; ROMÃO, M. W. Desenvolvimento de um Protótipo para Aquisição e Processamento de Sinais Cardíacos. p. 76, 2016. Disponível em: <http://www.monografias.ufop.br/bitstream/35400000/293/1/MONOGRAFIA_DesenvolvimentoProtótipoAquisição.pdf>.

REIS, H. J. L. *ECG Manual prático do eletrocardiograma*. [S.l: s.n.], 2013. v. 53.

SANTOS, V. S. *Coração humano*. Disponível em: <<https://brasilecola.uol.com.br/biologia/10-principais-causas-morte-no-mundo.htm>>. Acesso em: 25 fev. 2020.

ST. *ST*. Disponível em: <https://www.st.com/content/st_com/en.html>. Acesso em: 4 dez. 2020.

STMICROELECTRONICS. DSI Host. [S.d.].

STMICROELECTRONICS. *Embedded Wizard Graphic Development SW - Graphic development software and tools enabling smartphone-line graphical user interfaces on embedded devices*. - *STMicroelectronics*. Disponível em: <<https://www.st.com/en/embedded-software/embedded-wizard-graphic-development-sw.html>>. Acesso em: 11 jul. 2020.

STMICROELECTRONICS. *STM32CubeIDE - Integrated Development Environment for STM32* - *STMicroelectronics*. Disponível em: <<https://www.st.com/en/development-tools/stm32cubeide.html>>. Acesso em: 3 dez. 2020.

STMICROELECTRONICS. UM2033 - Discovery kit with STM32F769NI MCU. n. April, 2018.

STMICROELECTRONICS. *UM2104 User manual - 4-inch WVGA TFT LCD board with MIPI® DSI interface and capacitive touch screen*. . [S.l: s.n.], 2016.

TEB. *Diferentes tipos de ECG*. - *Eletrocardiologia*. Disponível em: <<http://blog.teb.com.br/eletrocardiografia/diferentes-tipos-de-ecg/>>. Acesso em: 26 mar. 2020.

TECNOCLIN. *Qualidade dos eletrodos no exame de eletrocardiograma : Tecnoclin Campinas/SP*. Disponível em: <<https://www.tecnoclin.com.br/blog/post/qualidade-dos-eletrodos-no-exame-de-eletrocardiograma>>. Acesso em: 29 mar. 2020.

TEXAS INSTRUMENTS. INA118 Precision, Low Power Instrumentation Amplifier - Data Sheet. *Texas Instruments*, p. 16, 2016.

TEXAS INSTRUMENTS. Lm7805. *Voltage Regulator and Function*, n. May, p. 12, 2003.

THALER, M. S. *The Only EKG BOOK You'll Ever Need*. [S.l: s.n.], 2017.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. *Princípios de Anatomia e Fisiologia*. 2014.

TOUCHGFX. *TouchGFX - Your Free Graphical UI Tool in the STM32 Ecosystem – TouchGFX*.

VALVANO, J. W. . *EMBEDDED SYSTEMS : REAL-TIME INTERFACING TO ARM ® CORTEX T M -M MICROCONTROLLERS Volume 2 Fourth Edition , July 2014 JJonathan W . Valvanoonathan W . Valvano Fourth edition 2 nd Printing July 2014*. [S.l: s.n.], 2012.

VERMA, A. S.; MHETRE, M. R. ECG Monitoring System Based on Internet of Things Technology. 2019, [S.l: s.n.], 2019. p. 1241–1249.

WILBERT, J. K. W. *et al.* SISTEMA PORTÁTIL PARA DIAGNÓSTICO E PROCESSAMENTO DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA BASEADA NAS TRANSFORMADAS DE WAVELET E COM ENVIO DOS RESULTADOS VIA INTERNET. *Journal of Knowledge Management*, v. 2, n. 2, p. 1–18, 2016. Disponível em: <<http://www.waset.org/publications/11070%0Ahttp://btd.egc.ufsc.br/%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.jdmm.2015.12.005%0Ahttps://portal.aenormas.aenor.com/revista/pdf/abr16/10abr16.pdf%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.sbspro.2014.07.296%0Ahttps://pdfs.semanticscho>>.

WINTER, N.-76B ; B. B.; WEBSTER, J. G. Driven-Right-Leg Circuit Desing. *Neonatal Heart Rate Module Service Manual, Med. Elec-tron. Div*, v. 78213, n. 1, p. 62–66, 1983.

YELSHYNA, D.; COSTA, E. Aquisição e Processamento Digital de Eletrocardiograma. p. 1–23, 2015. Disponível em: <http://www.academia.edu/8956110/Aquisiçã_o_e_Processamento_Digital_de_Eletrocardiograma>.