

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA – CÂMPUS DE SÃO JOÃO DA BOA VISTA
BACHARELADO EM ENGENHARIA ELETRÔNICA E DE TELECOMUNICAÇÕES

YAGO ANTONIO DO PRADO BERTAGNA

DESENVOLVIMENTO DE ECG DE BAIXO CUSTO: PROTOTIPAGEM,
CARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA E OTIMIZAÇÃO DE LAYOUT PARA FACILITAR A
MANUTENÇÃO

SÃO JOÃO DA BOA VISTA

2024

YAGO ANTONIO DO PRADO BERTAGNA

DESENVOLVIMENTO DE ECG DE BAIXO CUSTO: PROTOTIPAGEM,
CARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA E OTIMIZAÇÃO DE LAYOUT PARA FACILITAR A
MANUTENÇÃO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Universidade Estadual Paulista “Júlio de
Mesquita Filho” como requisito para obtenção
de título de Bacharel em Engenharia Eletrônica
e de Telecomunicações.

Orientador: Prof. Dra. Paula Ghedini Der
Agopian.

This work is licensed under the Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional License.
To view a copy of this license, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

SÃO JOÃO DA BOA VISTA

2024

B536d

Bertagna, Yago Antonio do Prado

Desenvolvimento de ECG de baixo custo: prototipagem, caracterização elétrica e otimização de layout para facilitar a manutenção / Yago Antonio do Prado Bertagna. -- São João da Boa Vista, 2024

54 p. : il., fotos

Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado - Engenharia de Telecomunicações) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Engenharia, São João da Boa Vista

Orientadora: Paula Ghedini Der Agopian

1. Eletrocardiografia. 2. Eletrônica. 3. Eletrônica médica. 4. Circuitos eletrônicos. I. Título.

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA - CÂMPUS DE SÃO JOÃO DA BOA VISTA
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELETRÔNICA E DE TELECOMUNICAÇÕES

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

DESENVOLVIMENTO DE ECG DE BAIXO CUSTO: PROTOTIPAGEM, CARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA E OTIMIZAÇÃO DE LAYOUT PARA FACILITAR A MANUTENÇÃO

Aluno: Yago Antonio do Prado Bertagna

Orientador: Prof.^a Dr.^a Paula Ghedini Der Agopian

Banca Examinadora:

- Paula Ghedini Der Agopian (Orientadora)
- José Augusto de Oliveira (Examinador)
- Marlon Rodrigues Garcia (Examinador)

Os formulários de avaliação e a ata da defesa, na qual consta a aprovação do trabalho, devidamente assinados pela banca encontram-se no prontuário eletrônico do aluno.

São João da Boa Vista, 28 de novembro de 2024

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela saúde, proteção e por todas as oportunidades que me foram concedidas ao longo desta caminhada.

Aos meus pais, Ailton e Luciana, por seu apoio incondicional, por acreditarem em mim em cada fase desta jornada e por serem minha maior fonte de força e inspiração.

À minha irmã, Livia, por seu carinho e apoio constantes, tornando a vida mais leve e cheia de momentos felizes e memórias inesquecíveis.

Aos meus avós maternos, Fernando e Maria, com os quais pude compreender o significado da palavra família, por sempre acreditarem em mim e nunca medirem esforços para contribuir com o meu crescimento.

À minha orientadora, Profa. Dra. Paula Ghedini, pelos valiosos ensinamentos, conselhos e orientações para o desenvolvimento deste trabalho.

A todos os professores com quem tive a felicidade de conviver e aprender, em especial a Genilson Julião do Carmo, cuja contribuição foi fundamental para a realização deste trabalho.

A todos os meus amigos e colegas de curso, agradeço pelos desafios que enfrentamos juntos, por todos os trabalhos, festas e momentos inesquecíveis que tornaram minha experiência na faculdade muito mais enriquecedora.

RESUMO

No Brasil, muitas pessoas enfrentam doenças crônicas que podem ser controladas se detectadas precocemente. O eletrocardiograma (ECG) é um exame cardiológico muito utilizado na medicina, pois com ele é possível verificar a saúde cardiovascular do paciente além de detectar possíveis problemas cardíacos. O exame registra as variações dos potenciais elétricos gerados pela atividade elétrica do coração, possibilitando diagnósticos com base nos picos de onda e nos intervalos de tempo dos sinais obtidos.

Uma vez que a atividade elétrica do corpo humano possui frequências na faixa de 0,01 a 200 Hz e uma amplitude pequena, em torno de 0,5 a 4 mV, é importante destacar que a frequência cardíaca humana média, varia entre 60 a 100 bpm (1 a 1,7 Hz). Com isso nota-se que a leitura dos resultados pode ser prejudicada devido a outras interferências (como a da própria rede elétrica que tem frequência de 60 Hz).

Para adquirir o sinal de ECG, é necessário usar um amplificador de alto ganho e filtros ativos para eliminar ruídos e interferências, garantindo um sinal mais limpo para análise. Portanto o circuito de aquisição de sinal ECG prototipado neste trabalho é composto por quatro estágios, sendo o primeiro deles um amplificador de instrumentação (INA121), com o objetivo de rejeitar o modo comum e amplificar o sinal cardíaco, de modo que um osciloscópio de bancada consiga detectá-lo. Considerando que o sinal cardíaco possui uma amplitude da ordem de alguns milivolts e que a tensão mínima lida por um osciloscópio comum é de 20 mV, esse ganho deve ser, no mínimo, de 40 V/V. Os estágios seguintes são compostos por um Filtro Notch em série com um filtro Passa-Alta e um Passa-Baixa, formando um filtro Passa-Faixa. Esses filtros foram projetados com a topologia Bessel de quarta ordem, que proporciona uma resposta em frequência suave. O Filtro Notch é responsável por atenuar a faixa de 60 Hz (faixa de frequência da rede elétrica), enquanto o filtro Passa-Faixa, limita a banda de monitoramento entre 0,5 e 40 Hz, garantindo a detecção eficiente dos sinais cardíacos desejados.

A utilização de softwares de simulação e prototipagem possibilitou a criação do circuito e a definição de um layout otimizado, com os estágios bem definidos, facilitando a identificação de falhas e a realização de manutenção. Além disso, a prototipagem contribuiu para a visualização de um sinal mais limpo, pois muitos dos ruídos gerados pelas conexões e pela própria protoboard foram eliminados.

Palavras-chave: Eletrocardiograma, Aquisição de Sinais, Prototipagem, *Layout* Otimizado

ABSTRACT

In Brazil, many people face chronic diseases that can be controlled if detected early. The electrocardiogram (ECG) is a cardiological test widely used in medicine, as it allows the cardiovascular health of the patient to be verified, as well as detecting possible heart problems. The test records variations in the electrical potentials generated by the electrical activity of the heart, enabling diagnoses based on the peaks of the wave and the time intervals of the obtained signals.

Since the electrical activity of the human body has frequencies in the range of 0.01 to 200 Hz and a small amplitude, around 0.5 to 4 mV, it is important to highlight that the average human heart rate varies between 60 to 100 bpm (1 to 1.7 Hz). Thus, it is noted that the reading of the results can be impaired due to other interferences (such as from the power grid itself, which has a frequency of 60 Hz).

To acquire the ECG signal, it is necessary to use a high-gain amplifier and active filters to eliminate noise and interference, ensuring a cleaner signal for analysis. Therefore, the ECG signal acquisition circuit prototyped in this work consists of four stages, the first of which is an instrumentation amplifier (INA121), with the goal of rejecting the common mode and amplifying the cardiac signal, so that a bench oscilloscope can detect it. Considering that the cardiac signal has an amplitude on the order of a few millivolts and that the minimum voltage read by a common oscilloscope is 20 mV, this gain must be at least 40 V/V. The following stages consist of a Notch Filter in series with a High-Pass filter and a Low-Pass filter, forming a Band-Pass filter. These filters were designed with the fourth-order Bessel topology, which provides a smooth frequency response. The Notch Filter is responsible for attenuating the 60 Hz range (power grid frequency), while the Band-Pass filter limits the monitoring band between 0.5 and 40 Hz, ensuring the efficient detection of the desired cardiac signals.

The use of simulation and prototyping software enabled the creation of the circuit and the definition of an optimized layout, with well-defined stages, facilitating fault identification and maintenance. In addition, prototyping contributed to the visualization of a cleaner signal, as many of the noises generated by the connections and the protoboard itself were eliminated.

Keywords: Electrocardiogram, Signal Acquisition, Prototyping, Optimized Layout

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – O eletrômetro de Lippman.....	2
Figura 2 – Registro obtido pelo eletrômetro capilar de Lippman (registro a cima), correção matemática realizada por Einthoven (registro intermediário) e registro através do galvanômetro de corda (registro abaixo).....	4
Figura 3 – Seção transversal do coração mostrando a direção normal do fluxo sanguíneo.....	5
Figura 4 – Sistema de condução intracardíaco.....	6
Figura 5 – Onda característica de um sinal ECG.....	7
Figura 6 – Triângulo de Einthoven.....	9
Figura 7 – Eletrodo descartável MediTrace.....	11
Figura 8 – Amplificador de Instrumentação.....	12
Figura 9 – Topologias de filtros.....	13
Figura 10 – Resposta em frequência de um filtro Passa-Baixa.....	14
Figura 11 – Filtro Passa-Baixa ativo.....	14
Figura 12 – Resposta em frequência de um filtro Passa-Alta.....	15
Figura 13 – Filtro Passa-Alta ativo.....	16
Figura 14 – Associação de filtros Passa-Alta e Passa-Baixa.....	17
Figura 15 – Filtro Passa-Faixa ativo de banda estreita.....	17
Figura 16 – Resposta em frequência de um filtro Rejeita-Faixa.....	18
Figura 17 – Disposição dos eletrodos.....	22
Figura 18 – Circuito interno do INA121.....	22
Figura 19 – Ganho x Frequência do INA121.....	23
Figura 20 – Rejeição de Modo Comum do INA121.....	23
Figura 21 – Resposta em frequência simulada do amplificador de instrumentação INA121.....	24
Figura 22 – Circuito Filtro Notch 60 Hz.....	24
Figura 23 – Resposta em frequência do Filtro Notch simulado.....	25
Figura 24 – Circuito filtro Passa-Alta.....	26
Figura 25 – Resposta em frequência do filtro Passa-Alta simulado.....	26
Figura 26 – Circuito filtro Passa-Baixa.....	27
Figura 27 – Resposta em frequência do filtro Passa-Baixa simulado.....	27
Figura 28 – Resposta em frequência do filtro Passa-Faixa simulado.....	28
Figura 29 – Circuito de aquisição de sinal ECG.....	28

Figura 30 – Resposta em frequência do circuito de aquisição de sinal ECG simulado.....	29
Figura 31 – <i>Layout</i> da placa do circuito (10x16 cm).....	30
Figura 32 – Parte de baixo da placa prototipada.....	31
Figura 33 – Placa do circuito de eletrocardiograma com os componentes soldados.....	31
Figura 34 – Caixa de proteção para o circuito de aquisição.....	32
Figura 35 – Caracterização do amplificador de instrumentação (INA121).....	33
Figura 36 – Sinal ECG utilizando o gerador de sinais.....	34
Figura 37 – Sinal ECG após o primeiro estágio.....	34
Figura 38 – Caracterização do Filtro Notch.....	35
Figura 39 – Sinal cardíaco real após o INA121.....	35
Figura 40 – Sinal cardíaco real na saída do Filtro Notch.....	36
Figura 41 – Caracterização do filtro Passa-Faixa.....	37
Figura 42 – Sinal cardíaco real com oscilação de linha de base.....	37
Figura 43 – Sinal cardíaco real sem oscilação de linha de base.....	38
Figura 44 – Caracterização do circuito de aquisição de sinal ECG.....	38
Figura 45 – Comparação entre o sinal cardíaco obtido e o ideal.....	39

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ECG	Eletrocardiograma
Bpm	Batimentos por minuto
AS	Nódulo sinoatrial ou sinusal
CMRR	Rejeição de Modo Comum
SUS	Sistema Único de Saúde
PCB	(Printed Circuit Board) Placa de Circuitos Impresso
INA	(Instrumentation Amplifier) Amplificador de Instrumentação
DC	(Direct Current) Corrente Contínua
CI	Circuito Integrado

LISTA DE SÍMBOLOS

V_I	Tensão na derivação I [mV]
V_{II}	Tensão na derivação II [mV]
V_{III}	Tensão na derivação III [mV]
V_L	Potencial no braço esquerdo [mV]
V_R	Potencial no braço direito [mV]
V_F	Potencial na perna [mV]
G	Ganho [V/V ou dB]
R	Resistência [Ω]
R_{gain}	Resistência de ganho [Ω]
V_{out}	Tensão na saída [V]
V_1	Tensão na entrada 1 [V]
V_2	Tensão na entrada 2 [V]
A_v	Ganho de tensão [V/V]
f_c	Frequência de corte [Hz]
C_1	Capacitância [pF]
f_1	Frequência de corte inferior [Hz]
f_2	Frequência de corte superior [Hz]
ω_n	Frequência a ser filtrada [Hz]
f_s	Frequência de amostragem [Hz]
r	Raio dos polos e zeros no domínio Z

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	12
2.1. HISTÓRIA DA ELETROCARDIOGRAFIA	12
2.2. FUNDAMENTOS DA CARDIOLOGIA.....	14
2.3. SINAL CARDÍACO.....	17
2.4. DERIVAÇÃO DE EINTHOVEN	19
2.5. AQUISIÇÃO DE SINAL	20
2.5.1. <i>ELETRODO</i>	20
2.5.2. <i>AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO</i>	21
2.5.3. <i>FILTROS</i>	22
2.5.3.1. <i>FILTROS PASSA-BAIXA</i>	24
2.5.3.2. <i>FILTROS PASSA-ALTA</i>	25
2.5.3.3. <i>FILTROS PASSA-FAIXA</i>	26
2.5.3.4. <i>FILTROS REJEITA-FAIXA</i>	27
2.6. ASPECTOS ECONÔMICOS	28
3. MATERIAIS E MÉTODOS	30
3.1. PROTOTIPAGEM E DESENVOLVIMENTO DE CIRCUITOS	30
3.2. MATERIAS, EQUIPAMENTOS E SOFTWARES UTILIZADOS	30
4. PROJETO, PROTOTIPAGEM E CARACTERIZAÇÃO DOS CIRCUITOS	32
4.1. PROJETO DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO	32
4.1.1. POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS.....	32
4.1.2. PRIMEIRO ESTÁGIO	32
4.1.3. SEGUNDO ESTÁGIO	34
4.1.4. TERCEIRO ESTÁGIO.....	36
4.1.5. QUARTO ESTÁGIO.....	37
4.2. PROTOTIPAGEM DA PLACA.....	38
4.3. CARACTERIZAÇÃO DO CIRCUITO	43
4.3.1. <i>CARACTERIZAÇÃO DO INA121</i>	43
4.3.2. <i>CARACTERIZAÇÃO DO FILTRO NOTCH</i>	45
4.3.3. <i>CARACTERIZAÇÃO DO FILTRO PASSA-FAIXA</i>	47
5. CONCLUSÕES.....	51
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	53

1. INTRODUÇÃO

A eletrocardiografia é uma técnica fundamental na medicina, utilizada para registrar e monitorar a atividade elétrica gerada pelo coração durante seu ciclo de batimentos. Para a realização deste exame, eletrodos são posicionados de forma estratégica na superfície da pele, possibilitando a captação dos impulsos elétricos, que refletem a atividade cardíaca do paciente. Essa técnica oferece uma representação gráfica que pode auxiliar no diagnóstico de diversas condições cardíacas, como arritmias, isquemias e infartos [1].

Dada a importância deste tipo de exame, é fundamental que sejam tomadas medidas para garantir a sua ampla disponibilidade, especialmente dadas as longas filas de espera que atualmente dificultam o acesso aos eletrocardiogramas (ECG), para a população que depende do atendimento público. A alta demanda por este teste no sistema de saúde, contribui para o aumento do tempo de espera, o que pode atrasar diagnósticos e tratamentos essenciais. O acesso a um eletrocardiograma de triagem/monitoramento pode ajudar a organizar essas filas, priorizando os pacientes de mais alto risco e assim também poderá contribuir significativamente para a detecção precoce de doenças cardíacas, aumentando as chances de recuperação dos pacientes [2].

Neste contexto, o desenvolvimento de um circuito de aquisição de sinal de ECG de baixo custo torna-se uma solução promissora. A frequência cardíaca humana, que normalmente varia de 60 a 100 batimentos por minuto (bpm), gera sinais de baixa amplitude, muitas vezes abaixo de 4 mV e frequências abaixo de 200 Hz. Esses fatores requerem uma atenção especial no desenvolvimento do circuito, garantindo sua captura e minimizando possíveis interferências no sinal [3].

O desenvolvimento deste circuito de aquisição e a otimização modular de sua disposição visam não apenas garantir uma captação eficiente dos sinais elétricos do coração, mas também facilitar a identificação de falhas no circuito e a sua manutenção ao longo do tempo. Dessa forma, este circuito torna-se útil para a triagem de pacientes que aguardam o exame, permitindo que aqueles com casos mais urgentes sejam atendidos com prioridade.

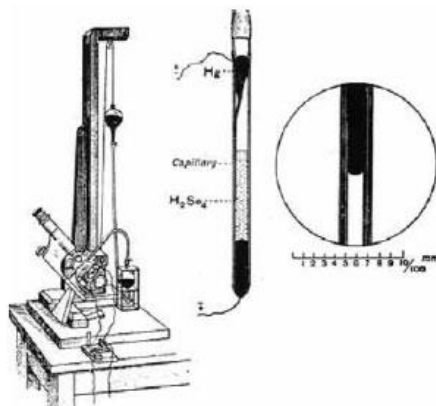
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. HISTÓRIA DA ELETROCARDIOGRAFIA

A eletrofisiologia, área que estuda as propriedades elétricas em células e tecidos, surgiu e desenvolveu-se ao longo do século XIX com a contribuição de diversos pesquisadores. Em 1871, o médico e físico italiano Luigi Galvani divulgou em um de seus trabalhos que era possível movimentar a perna de um sapo morto com estímulos elétricos. Já em 1820 o dinamarquês Hans Ørsted descobriu que era possível medir pequenas mudanças elétricas através do movimento de uma agulha, este dispositivo ficou conhecido como Galvanômetro, em homenagem a Galvani. Porém foi em 1842 quando o físico italiano Carlo Matteucci demonstrou que uma corrente elétrica acompanhava cada contração muscular [3].

Em 1870, o físico francês Gabriel Lippman desenvolveu o primeiro eletrômetro capilar (Figura 1). Este equipamento foi utilizado posteriormente por fisiologistas britânicos John Burder Sanderson e Frederick Page para demonstrar as duas fases do ciclo cardíaco (a despolarização e repolarização). Embora esta tenha sido uma descoberta fundamental, o primeiro eletrocardiograma humano foi registrado apenas em 1887, quando o fisiologista Augustus D. Waller, conectou eletrodos no tórax, anterior e posterior, e demonstrou que cada batimento cardíaco era acompanhado por uma oscilação elétrica e a atividade elétrica precedia a contração do coração, além disto Waller descobriu que era possível registrar os potenciais elétricos colocando os membros submersos em soluções salinas. Waller não acreditava que a eletrocardiografia poderia ser útil em aplicações clínicas devido as dificuldades técnicas para a sua realização, entretanto seus estudos foram fundamentais para o desenvolvimento da eletrocardiografia como conhecemos hoje [4].

Figura 1 - O eletrômetro de Lippman.



Fonte: [4].

Augustus D. Waller apresentou a sua técnica de registro dos potenciais elétricos cardíacos no Primeiro Congresso Internacional de Fisiologistas, realizado em Basel, Suíça, em 1889. Esta técnica despertou o interesse de muitos pesquisadores, incluindo o médico neerlandês Willem Einthoven (atualmente conhecido como o pai da eletrocardiografia), que começou a trabalhar com o eletrômetro capilar de Lippman, buscando aprimorá-lo. Einthoven notou que o dispositivo possuía uma limitação em frequência, porém utilizando cálculos matemáticos, ele conseguiu contornar estas limitações e obteve um resultado mais próximo à realidade. O principal problema do eletrômetro estava na inércia do mercúrio, que ficava em um tubo capilar em contato com ácido sulfúrico [4].

A solução para este problema foi encontrada pelo próprio Einthoven, que desenvolveu um galvanômetro de corda, um dispositivo que foi essencial para a consolidação da eletrocardiografia. Esta invenção só se tornou possível devido aos esforços de trabalhos anteriores como os do físico francês e D'Arsonval e do engenheiro francês Clement Ader que utilizaram, em trabalhos independentes, o galvanômetro em telégrafos [4].

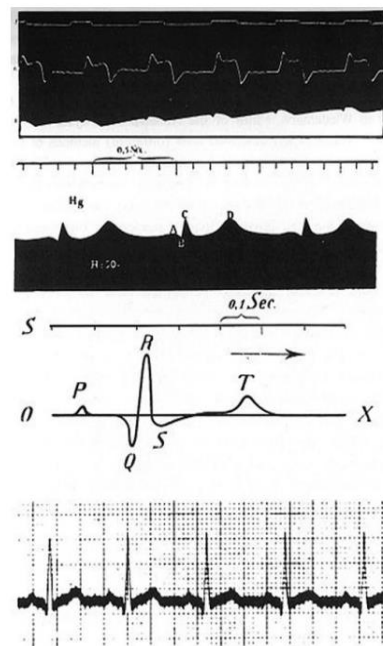
O disposto inventado por Einthoven consiste de um filamento de quartzo recoberto por prata num campo magnético criado por um eletroímã e os eletrodos consistiam em baldes com soluções salinas. Uma corrente elétrica fraca gerada pelo potencial cardíaco era capaz de mover o filamento, sendo que esta oscilação variava de acordo com a intensidade e a direção da corrente. As sombras do fio de quartzo eram projetadas em um filme fotográfico, que se movia a 25 mm/s, semelhante aos eletrocardiógrafos modernos. A amplitude do traçado em relação à voltagem era ajustada pela tensão aplicada ao filamento [4].

O dispositivo de Einthoven pesava cerca de 270 kg e para ser operado necessitava de cinco pessoas, o que trazia dificuldades para a realização de testes em pacientes, uma vez que o dispositivo estava localizado no laboratório da universidade de Leyden, à uma distância de praticamente uma milha do hospital universitário. Aceitando a sugestão de Johannes Bosscha, Einthoven conectou seu instrumento na rede telefônica para que os impulsos elétricos dos pacientes fossem transmitidos até seu laboratório. Com isso em março de 1905, foi realizado o primeiro tele-eletrocardiograma, além disto também foi realizado o primeiro telefonocardiograma, quando Einthoven conectou um microfone ao toráx do paciente [4].

Em 1924 quando ganhou o prêmio Nobel de Fisiologia e Medicina pelo desenvolvimento do galvanômetro de corda e suas aplicações, Einthoven declarou em seu discurso a satisfação em ver que seus cálculos de correção dos registros do eletrômetro capilar de Lippman estavam

corretos, além de destacar os ótimos resultados obtidos com galvanômetro de corda, como é possível observar na Figura 2 [4].

Figura 2 – Registro obtido pelo eletrômetro capilar de Lippman (registro a cima), correção matemática realizada por Einthoven (registro intermediário) e registro através do galvanômetro de corda (registro abaixo).



Fonte: [4].

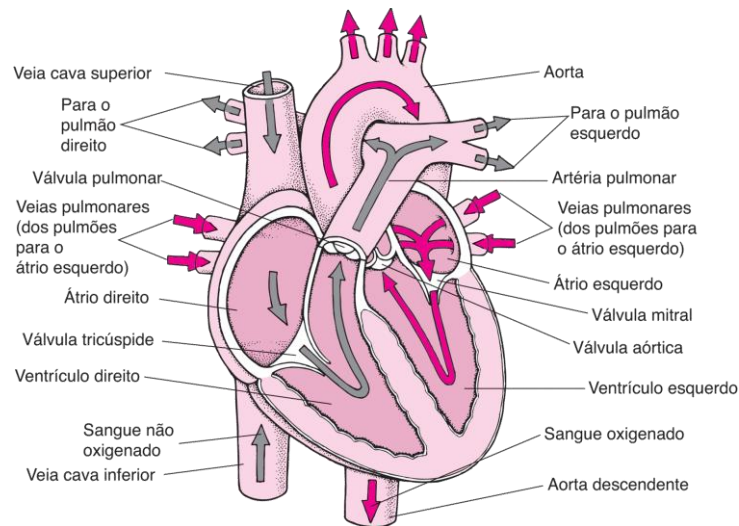
2.2. FUNDAMENTOS DA CARDIOLOGIA

O coração e os vasos sanguíneos constituem o sistema cardiovascular, também conhecido como sistema circulatório, que é responsável por garantir o transporte de sangue pelo corpo, permitindo assim que nossas células recebam nutrientes, oxigênio e eliminem resíduos metabólicos [5].

Neste sistema, o coração desempenha o papel fundamental de bombear sangue venoso (desoxigenado) para os pulmões, para que este seja oxigenado, e o sangue arterial (rico em oxigênio) para ser distribuído pelas células do corpo. O coração é um órgão muscular oco, envolto por um saco cheio de líquido chamado pericárdio, situado no centro do tórax, este órgão possui dois lados: o lado direito, responsável por bombear sangue para o pulmão, e o lado esquerdo, responsável por bombear sangue para o restante do corpo, ambos os lados possuem átrio (câmara superior que coleta sangue e o bombeia para câmara inferior) e ventrículo (câmara inferior, que bombeia sangue para fora do coração) [5].

Para que o sangue flua em apenas uma direção, os ventrículos possuem apenas uma válvula de entrada e outra de saída como é possível observar na Figura 3. No ventrículo esquerdo, a válvula de entrada é a válvula mitral e a de saída é a válvula aórtica. No ventrículo direito, a válvula de entrada é a tricúspide e a de saída é a válvula pulmonar.

Figura 3 – Seção transversal do coração mostrando a direção normal do fluxo sanguíneo.



Fonte: [5].

As vias de entrada do sangue no coração são a veia cava superior, responsável pelo fluxo proveniente da cabeça e membros superiores, e a veia cava inferior, que conduz o sangue vindo do abdômen e dos membros inferiores.

O ciclo cardíaco pode ser dividido em quatro etapas principais. Primeiro, o sangue venoso, pobre em oxigênio, retorna ao coração pelas veias cavas e entra no átrio direito, enquanto o sangue arterial, rico em oxigênio, chega ao átrio esquerdo vindo dos pulmões pelas veias pulmonares. Na segunda fase, ocorre a contração dos átrios (sístole atrial), que empurra o sangue para os ventrículos. No lado direito, o sangue passa do átrio direito para o ventrículo direito através da válvula tricúspide. No lado esquerdo, o sangue flui do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo por meio da válvula mitral. Na sequência as válvulas tricúspide e mitral se fecham para impedir que o sangue retorne aos átrios e ocorre a contração dos ventrículos (sístole ventricular). O ventrículo direito envia o sangue venoso para os pulmões pela válvula pulmonar e pela artéria pulmonar, onde ele será oxigenado. Ao mesmo tempo, o ventrículo esquerdo bombeia o sangue rico em oxigênio para o corpo através da válvula aórtica e da aorta [5].

Por fim, durante a fase de relaxamento (diástole), os ventrículos se expandem novamente, permitindo que mais sangue entre nos átrios e reinicie o ciclo. Enquanto isso, o sangue

oxigenado dos pulmões retorna ao átrio esquerdo, e o sangue venoso do corpo chega ao átrio direito.

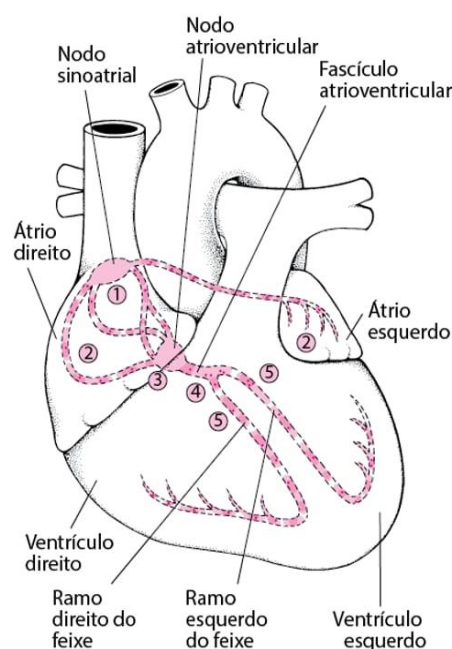
Porém para que ocorra este processo de contração e relaxamento muscular é necessária uma atividade elétrica, ou seja, a atividade mecânica do coração é obtida com a passagem de um sinal elétrico [6].

A atividade elétrica origina-se no nódulo sinoatrial (AS), localizado na parte superior do átrio direito, como é possível observar na Figura 4, denotado pelo número 1. O nódulo sinoatrial é responsável pela regulação da frequência cardíaca, apesar de funcionar de forma independente, ele é influenciado pelo sistema nervoso, que pode aumentar ou diminuir a frequência cardíaca [6].

Os impulsos gerados pelo nódulo sinoatrial alcançam os átrios direito e esquerdo, que são contraídos (ponto 2 na Figura 4). Quando o impulso alcança o nódulo atrioventricular (ponto 3 na Figura 4), ele sofre um pequeno retardo, permitindo que os ventrículos sejam completamente preenchidos de sangue.

O impulso então percorre o feixe de His (ponto 4 na Figura 4), onde se divide entre os ramos direito e esquerdo, atingindo os seus respectivos ventrículos (ponto 5 na Figura 4). Com esse processo os ventrículos se contraem, enviando o sangue arterial para o corpo (ventrículo esquerdo) e o sangue venoso para os pulmões (ventrículo direito), concluindo assim um ciclo cardíaco [6].

Figura 4 – Sistema de condução intracardíaco.



Fonte: [5].

frequência cardíaca de 72 bpm. Este período pode ser utilizado para determinar a gravidade de algumas doenças cardíacas como a febre reumática, ou diagnosticar condições como o bloqueio incompleto cardíaco de primeiro, segundo (quando há prolongamento do intervalo e ausência de alguns batimentos) e terceiro grau [3].

O complexo QRS corresponde à despolarização dos ventrículos, e a frequência fundamental, na superfície do corpo é de aproximadamente 10 Hz. Em decorrência de disfunções, o complexo QRS pode ficar modificado, como por exemplo no caso de bloqueio intraventricular incompleto, em que o complexo fica disforme e a contração ventricular prematura, ou seja, o complexo acaba se alongando e apresentando tensões a cima do normal [9].

Por outro lado, o intervalo QT representa a duração total da sístole ventricular, sua medição auxilia na detecção de algumas cardiopatias como a síndrome do QT curto e longo, além de pré-diagnosticar arritmias ventriculares graves e riscos de morte súbita (a depender do grau de dispersão) [3].

A onda T representa a repolarização dos ventrículos. A inversão de polaridade desta onda, associada a mudança de forma do complexo QRS são um indicativo de contração prematura dos ventrículos [3].

Já o início da onda U não é conhecido, porém atribui-se sua presença ao potencial de repolarização tardia de regiões do miocárdio ventricular [3]. A presença de ondas U anormais, podem, por exemplo ser observadas em casos de doença arterial coronária com isquemia miocárdica, hipertrofia ventricular, dentre outras condições, entretanto raramente é utilizada para diagnósticos [10].

O período ST inicia-se no final do complexo QRS e prossegue até o início da onda T (permanecendo no mesmo potencial do intervalo PR). Esse intervalo pode indicar infarto do miocárdio quando está elevado em relação à linha isoelétrica de repouso na fase de diástole entre os ciclos cardíacos. Por outro lado, se estiver inclinado ou deprimido, pode indicar casos de isquemia coronariana [9].

O sinal cardíaco apresenta uma amplitude de 2 mV, com frequências harmônicas significativas até 150 Hz, sendo as componentes de baixa frequência as mais relevantes para o diagnóstico. Em casos de bradicardia, onde a frequência cardíaca pode chegar a 30 bpm (cerca de 0,5 Hz), filtros nessa faixa podem causar distorções no sinal, especialmente nas ondas T e no segmento ST, devido a alterações na fase [3].

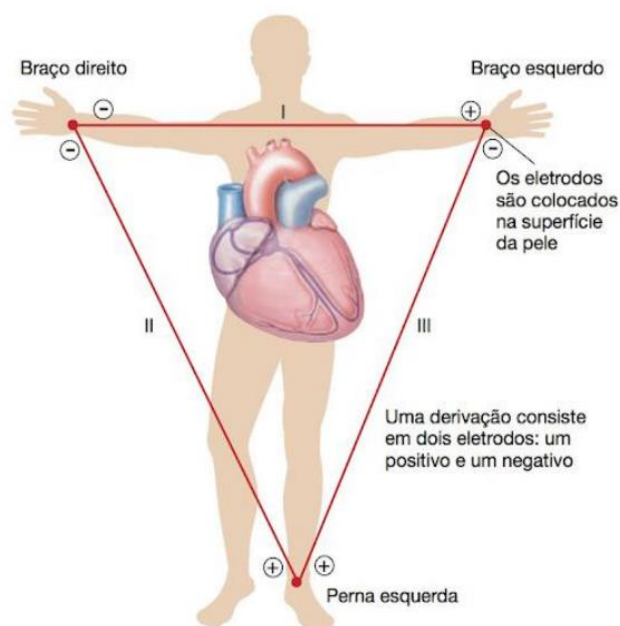
Na eletrocardiografia clínica, a faixa de frequências utilizada geralmente varia entre 0,05 Hz e 100 Hz. Já em situações de monitoramento, essa faixa é reduzida para 0,5 Hz a 50 Hz. Para medições focadas apenas na frequência cardíaca, costuma-se utilizar um filtro Passa-Faixa com frequência central de 17 Hz [3].

2.4. DERIVAÇÃO DE EINTHOVEN

O posicionamento dos eletrodos é crucial para a realização do eletrocardiograma. A principal montagem bipolar (eletrodos medem a diferença de potencial elétrico entre dois pontos) utilizada é o sistema de Einthoven, e as principais configurações unipolares (um único eletrodo registra a atividade elétrica em relação a um ponto de referência) são as de Goldberger e a de Wilson.

O sistema de derivações de Einthoven foi proposto em 1992, padronizando o posicionamento dos eletrodos de eletrocardiografia. Einthoven idealizou o coração no centro de um triângulo equilátero, no qual os vértices seriam representados pelo braço direito (R), braço esquerdo (L) e perna esquerda (F), onde seriam conectados os eletrodos como é possível observar na Figura 6. Neste modelo Einthoven identificava fisicamente a extensão entre dois membros (perna ou braço) como uma derivação, sendo assim este modelo possuía 3 derivações (denotados por I, II, III na Figura 6), e ficou conhecido como triângulo de Einthoven [11].

Figura 6 – Triângulo de Einthoven.



Fonte [9].

A tensão medida em cada uma das derivações em função dos potenciais elétricos do braço esquerdo, braço direito e perna esquerda são:

$$V_I = V_L - V_R \quad (1)$$

$$V_{II} = V_F - V_R \quad (2)$$

$$V_{III} = V_F - V_L \quad (3)$$

$$V_{II} = V_I - V_{III} \quad (4)$$

onde,

V_I = Tensão na derivação I

V_{II} = Tensão na derivação II

V_{III} = Tensão na derivação III

V_L = Potencial no braço esquerdo

V_R = Potencial no braço direito

V_F = Potencial na perna esquerdo

2.5. AQUISIÇÃO DE SINAL

O circuito responsável pela aquisição de um sinal de eletrocardiograma é influenciado por uma série de questões que devem ser levadas em consideração durante o seu projeto. Estes desafios abrangem desde o posicionamento dos eletrodos no corpo, até as características intrínseca do sinal cardíaco. Devido ao fato destes sinais possuírem amplitude e frequência muito baixas, eles se tornam suscetíveis a interferências e ruídos, que podem ser originados tanto do próprio corpo quanto do ambiente externo. Por essa razão, a utilização de filtros e amplificadores é fundamental para garantir a qualidade e a precisão na aquisição dos sinais.

2.5.1. ELETRODO

Os eletrodos (Figura 7) são essenciais para a captação da atividade elétrica do coração, são eles que realizam a conversão de biopotenciais em sinais elétricos, que serão utilizados nos estágios seguintes de amplificação e filtragem.

Esse processo ocorre na interface entre o tecido biológico e eletrodo metálico, onde reações de oxirredução geram uma diferença de potencial chamada potencial de meia-célula.

Uma das dificuldades enfrentadas na utilização destes eletrodos é garantir a sua aderência à pele, já que, em algumas situações, o eletrodo pode se mover prejudicando a qualidade do sinal. Para garantir uma captação precisa, é essencial que o contato entre o eletrodo e a pele permaneça estável [9].

Figura 7 – Eletrodo descartável MediTrace.



Fonte: [9].

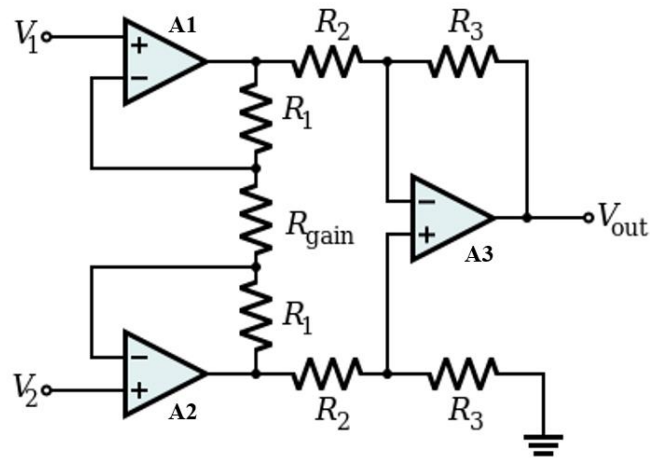
2.5.2. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO

O amplificador de instrumentação é um circuito eletrônico projetado com amplificadores operacionais, de modo que seja possível eliminar a necessidade de ajustar a impedância em relação a resistência de entrada. Isso se deve a uma das principais vantagens do amplificador de instrumentação, sua elevada impedância de entrada. Ademais isso também permite que sinais de menor amplitude sejam conectados sem comprometer a sua integridade.

Outra característica importante do amplificador de instrumentação é que seu ganho é controlado por uma única resistência, o que facilita sua configuração. Além disso, destaca-se pela sua alta Rejeição de Modo Comum (CMRR), o que ajuda a minimizar a influência de ruídos indesejados. Ademais, essa configuração proporciona uma simetria entre as entradas inversora e não-inversora, garantindo uma operação equilibrada e precisa [12].

Na Figura 8 é possível observar os dois primeiros estágios, que são responsáveis por fornecerem ganho de tensão ao sinal medido. O primeiro estágio é composto por dois amplificadores operacionais em configuração não inversora (A1 e A2) e o segundo por um amplificador diferencial (A3) [12].

Figura 8 – Amplificador de Instrumentação.



Fonte: [12].

O ganho do amplificador de diferenças é obtido através da Equação (5). Sendo que o primeiro estágio é responsável pelo ganho $\left(\frac{2R_1}{R_{gain}} + 1\right)$, enquanto que o amplificador de diferenças fornece um ganho de $\left(\frac{R_3}{R_2}\right)$.

$$G = \frac{V_{out}}{V_2 - V_1} = \left(\frac{R_3}{R_2}\right) \cdot \left(\frac{2R_1}{R_{gain}} + 1\right) \quad (5)$$

Em que:

$G \rightarrow$ Ganho

$V_{out} \rightarrow$ Tensão de saída

$V_1 \rightarrow$ Tensão na porta não inversora do primeiro amplificador operacional (A1)

$V_2 \rightarrow$ Tensão na porta não inversora do segundo amplificador operacional (A2)

$R_1 \rightarrow$ Resistência de realimentação do primeiro estágio

$R_3 \rightarrow$ Resistência de realimentação do segundo estágio

$R_{gain} \rightarrow$ Resistência de ganho

2.5.3. FILTROS

Filtros eletrônicos são circuitos responsáveis por permitir a passagem de sinais em determinadas frequências, enquanto rejeitam em outras. Eles têm a capacidade de separar os sinais desejados dos indesejados, bloquear interferências e até melhorar a qualidade do sinal.

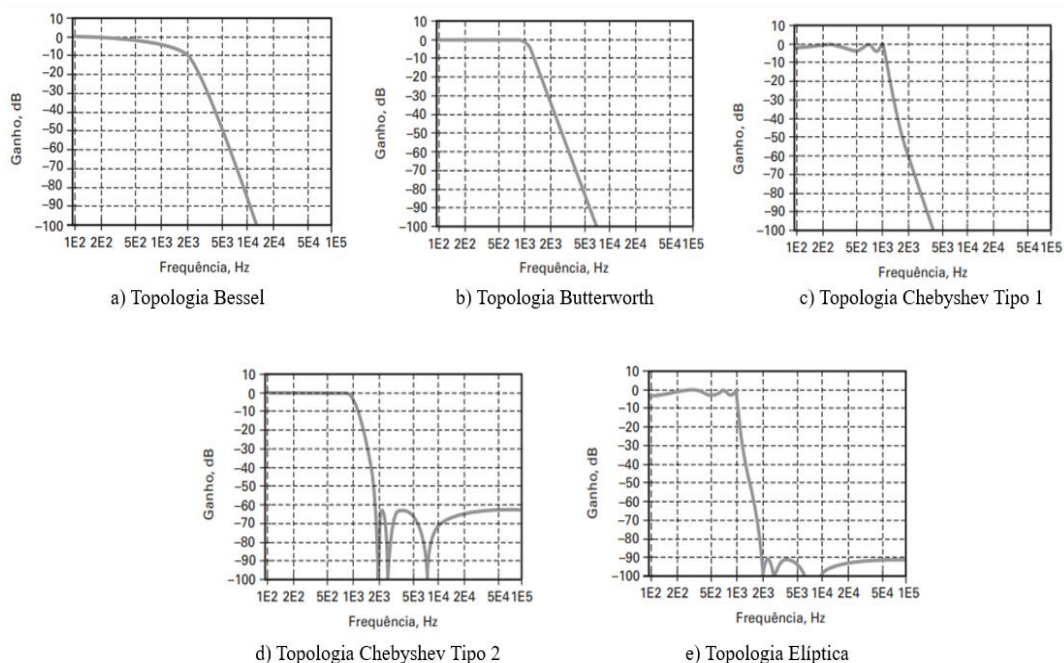
Dependendo dos componentes utilizados, os filtros podem ser classificados como passivos ou ativos.

Os filtros passivos são compostos apenas por componentes passivos, como resistores, indutores e capacitores. Geralmente são utilizados em frequências acima de 1 MHz, não têm ganho de tensão e são relativamente difíceis de serem projetados [13]. Já os filtros ativos, além de possuírem resistores, indutores, capacitores também possuem componentes ativos, como os amplificadores operacionais. Nesta configuração, os amplificadores irão possibilitar uma elevada amplificação nos sinais de entrada, além de serem de fácil sintetização [13].

Os filtros também podem ser caracterizados de acordo com o formato da resposta:

- Bessel: faixas de passagem e de rejeição planas, com uma transição suave (Figura 9a).
- Butterworth: faixas de passagem e de rejeição planas, com transição moderada (Figura 9b).
- Chebyshev Tipo 1: caracteriza-se por uma faixa de passagem com oscilações, transição moderada e faixa de rejeição plana (Figura 9c).
- Chebyshev Tipo 2: faixa de passagem plana, transição moderada e uma faixa de rejeição com oscilações (Figura 9d).
- Elíptico: apresenta oscilações na faixa de passagem de rejeição, com uma transição abrupta (Figura 9e).

Figura 9 – Topologias de filtros.



Fonte: [13].

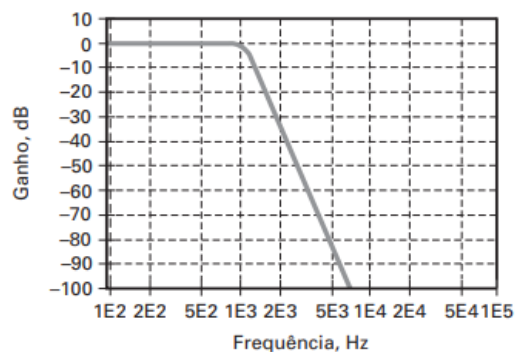
A classificação dos filtros também é feita de acordo com sua banda de operação, ou seja, a faixa de frequências que eles permitem passar. Nesse caso, os filtros podem ser classificados como Passa-Alta, Passa-Baixa, Rejeita-Faixa e Passa-Faixa.

2.5.3.1. FILTROS PASSA-BAIXA

Os filtros Passa-Baixa permitem a passagem de todas as frequências inferiores à frequência de corte, como pode ser observado na Figura 10. A faixa de zero até a frequência de corte é denominada banda de passagem, enquanto que as frequências a cima desta faixa pertencem a banda de corte. Além disto, existe uma faixa de decaimento gradual entre a banda de passagem e a banda de corte, denominada faixa de transição [13].

A frequência de corte de um filtro pode ser definida como sendo a frequência à qual a potência do sinal de saída é metade da potência do sinal de entrada, ou seja, é quando a tensão de saída tem uma atenuação de -3dB [9].

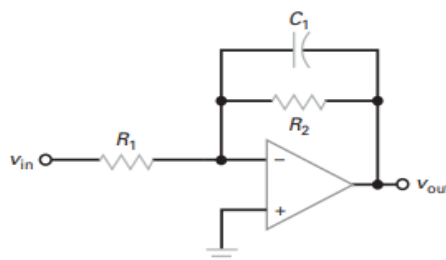
Figura 10 – Resposta em frequência de um filtro Passa-Baixa.



Fonte: [13].

Na Figura 11 é possível observar a configuração de um filtro Passa-Baixa ativo utilizando amplificadores operacionais.

Figura 11 – Filtro Passa-Baixa ativo.



Fonte: [13].

O ganho de tensão (A_v) do circuito da Figura 11, e a sua frequência de corte (f_c) são obtidas através das equações (6) e (7) [13].

$$A_v = \frac{-R_2}{R_1} \quad (6)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} \quad (7)$$

Em que

R_1 → Resistência de entrada

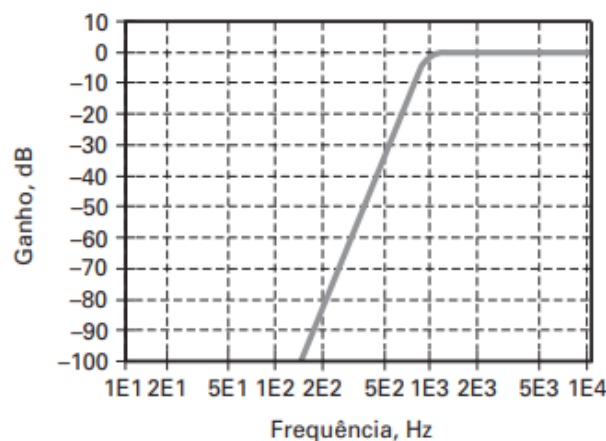
R_2 → Resistência de realimentação

C_1 → Capacitor de *feedback*

2.5.3.2. FILTROS PASSA-ALTA

Um filtro Passa-Alta, bloqueia as frequências inferiores à frequência de corte, permitindo a passagem apenas das frequências maiores. Nesse caso, a banda de corte compreende a faixa de frequências de zero até a frequência de corte, enquanto a banda de passagem é composta pelas frequências maiores do que a frequência de corte, como é possível observar na Figura 12. Assim como no filtro Passa-Baixa, a transição entre estas bandas é denominada faixa de transição [13].

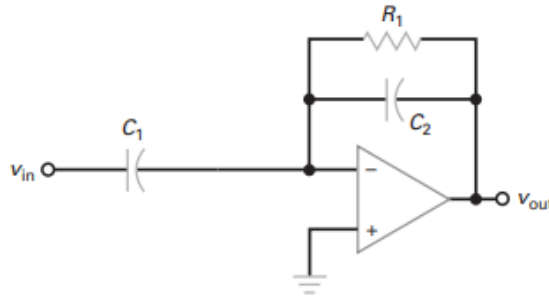
Figura 12 – Resposta em frequência de um filtro Passa-Alta.



Fonte: [13].

Na Figura 13 é possível observar a configuração mais simples para projetar um filtro Passa-Alta ativo. O seu ganho e a sua frequência de corte podem ser obtidas através das equações (8) e (9).

Figura 13 – Filtro Passa-Alta ativo.



Fonte: [13].

$$A_v = \frac{-C_1}{C_2} \quad (8)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_2} \quad (9)$$

Em que

$C_1 \rightarrow$ Capacitor de entrada

$C_2 \rightarrow$ Capacitor de realimentação

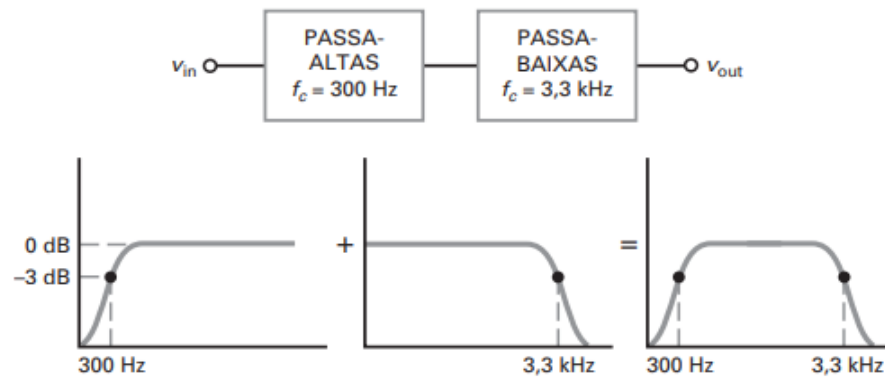
$R_1 \rightarrow$ Resistência de realimentação

2.5.3.3. FILTROS PASSA-FAIXA

Os filtros Passa-Faixa têm a características de permitir a passagem apenas de uma determinada faixa de frequência, para isto este deve possuir uma frequência de corte inferior (f_1) e uma superior (f_2).

A implementação de um filtro Passa-Faixa pode ser feita associando em série um filtro Passa-Alta com uma frequência de corte f_1 e um filtro Passa-Baixa com uma frequência de corte f_2 , sendo que $f_1 > f_2$. Entretanto para este filtro funcionar a sua banda de passagem deve ser suficientemente grande de modo que suas faixas de transição não se sobreponham, desta forma temos um filtro Passa-Faixa de banda larga. Na Figura 14 é possível observar um exemplo desta associação entre filtros Passa-Alta e Passa-Baixa [13].

Figura 14 – Associação de filtros Passa-Alta e Passa-Baixa.

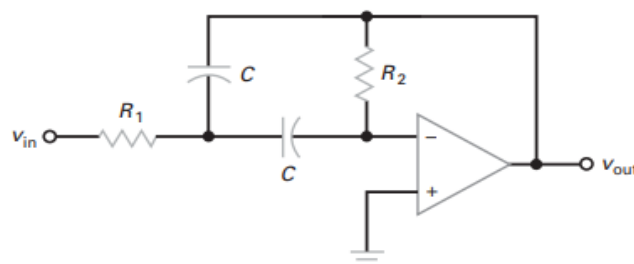


Fonte: [13].

Para saber se a banda de passagem do filtro é suficientemente grande deve calcular o fator Q utilizando a Equação (10), se Q for menor do que 1 significa que é possível utilizar os estágios Passa-Alta e Passa-Baixa, caso contrário, faz-se necessário a utilização de um filtro de banda estreita como o da Figura 15.

$$Q = \frac{\sqrt{f_1 f_2}}{f_2 - f_1} \quad (10)$$

Figura 15 – Filtro Passa-Faixa ativo de banda estreita.



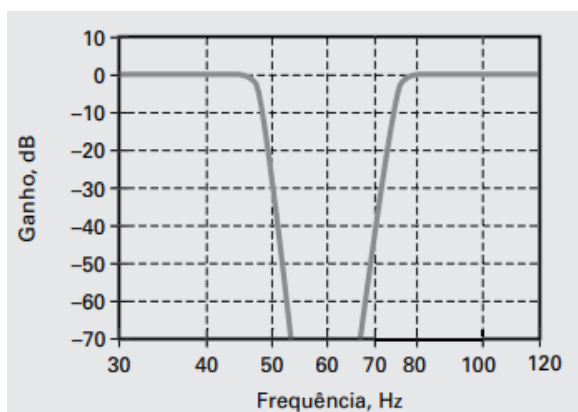
Fonte: [13].

2.5.3.4. FILTROS REJEITA-FAIXA

Os filtros Rejeita-Faixa têm como principal característica permitir a passagem de todas as frequências, exceto por uma faixa específica, geralmente estreita, delimitada por duas frequências de corte, superior (f_2) e inferior (f_1), como é possível observar na Figura 16.

Uma das variações mais utilizadas dos filtros Rejeita-Faixa é o Filtro Notch, este possui uma faixa de rejeição estreita, sendo muito útil para remover componentes específicas indesejadas de um sinal, sem comprometer o restante das frequências de interesse. Seu uso é muito comum para remover ruídos gerados pela rede elétrica, que opera em 50 ou 60 Hz.

Figura 16 – Resposta em frequência de um filtro Rejeita-Faixa.



Fonte: [13].

2.6. ASPECTOS ECONÔMICOS

Os circuitos de baixo custo são essenciais para democratizar o acesso aos equipamentos de saúde, especialmente no contexto brasileiro, onde desafios econômicos e sociais exigem soluções acessíveis. A crescente demanda por dispositivos médicos eficazes e acessíveis tem impulsionado a pesquisa e o desenvolvimento de circuito de baixo custo. A implementação e o uso destes dispositivos de baixo custo podem reduzir as disparidades no acesso à saúde, permitindo que mais pessoas se beneficiem de inovações tecnológicas.

Atualmente o mercado de dispositivos médicos enfrenta sérias dificuldades que elevam os preços e limitam o acesso a tecnologias de saúde essenciais. A presença de monopólios e oligopólios reduz a concorrência, o que mantém os preços desses dispositivos altos e inacessíveis para muitas pessoas. Além disso, a falta de transparência facilita práticas abusivas, como o aumento injustificado de preços [14].

Essas falhas de mercado, que mantêm os preços de dispositivos médicos excessivamente altos, não apenas dificultam o acesso a exames essenciais como também sobrecarregam o sistema público de saúde. A dificuldade de acesso a estes serviços especializados é um problema recorrente no sistema de saúde brasileiro. Fatores como a falta de uma estrutura hierarquizada e eficiente, escassez de recursos e investimentos insuficientes em hospitais, profissionais e

tecnologia (fatores de ordem econômica e de gestão) comprometem a oferta de um serviço de saúde de qualidade [15].

Esses problemas afetam diretamente a relação entre oferta e demanda de serviços de saúde, aumentando o tempo de espera por exames e procedimentos. Com o aumento dos custos dos dispositivos médicos, o Sistema Único de Saúde (SUS) enfrena ainda mais dificuldades em atender a alta demanda, contribuindo para filas extensa e absenteísmo em consultas e exames especializados. Esse cenário de fragmentação e desarticulação dos serviços compromete a capacidade do sistema público de oferecer diagnósticos e tratamentos em tempo hábil, impactando a eficiência e a qualidade do atendimento, especialmente para as populações mais vulneráveis [15].

Um dos principais fatores que contribuem para a redução de custos em circuitos de baixo custo é a escolha adequada dos componentes eletrônicos. Com o avanço da tecnologia, muitos componentes tornaram-se mais acessíveis, permitindo a criação de circuitos que mantêm alto desempenho a um custo reduzido. Além disso, o uso de técnicas de prototipagem rápida, como impressão 3D e placas de circuito impresso (PCBs), facilita a experimentação e o desenvolvimento de circuitos de maneira ágil e econômica. A prototipagem permite testes e validações rápidas de conceitos, resultando em um processo de design mais eficiente e com menor desperdício de recursos.

A análise de custo-benefício deve considerar não apenas o preço de fabricação, mas também o impacto social e econômico da implementação dessas tecnologias. Dispositivos que oferecem monitoramento contínuo da saúde podem contribuir para a redução dos custos hospitalares a longo prazo, pois, se todos tiverem acesso a exames pela rede pública de saúde, as internações por agravamentos ou outras complicações poderão ser evitadas, melhorando a qualidade de vida dos pacientes e evitando gastos adicionais.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. PROTOTIPAGEM E DESENVOLVIMENTO DE CIRCUITOS

A prototipagem é uma etapa essencial para o desenvolvimento de qualquer circuito eletrônico. A utilização de uma prototipadora para a realização deste processo facilita a fabricação rápida e precisa de placas de circuito impresso. O desenvolvimento começa com o projeto e a simulação em algum *software*, onde o comportamento do circuito é analisado virtualmente para identificar possíveis falhas, imprecisões e possíveis melhorias a serem realizadas.

Após a fase de projeto e simulações do circuito, é iniciada a etapa de *design* do *layout* da placa de circuito impresso, para isto utiliza-se software especializados como o Ultiboard, Eagle ou KiCad. Estes softwares permitem projetar a disposição dos componentes e das trilhas que farão as conexões elétricas. Com o *design* do *layout* finalizado, o arquivo é exportado no formato Gerber, que contém todas as informações necessárias para a fabricação da placa.

A prototipadora é preparada, carregando o arquivo Gerber e configurando a máquina. Durante o processo de fabricação, a prototipadora remove o excesso de material da placa de cobre, deixando apenas as trilhas projetadas no *layout*. Além disso, a perfuração é realizada nos locais onde os componentes eletrônicos serão inseridos.

Após a fresagem e perfuração, uma resina é aplicada à placa para que ela oxide, prologando a durabilidade do circuito. A próxima etapa é a montagem dos componentes eletrônicos, garantindo que todas as conexões estejam corretas. Por fim, a placa é testada para assegurar que o circuito está operando conforme o projetado.

3.2. MATERIAS, EQUIPAMENTOS E SOFTWARES UTILIZADOS

Na fase inicial do desenvolvimento do projeto do circuito de aquisição de sinais ECG, este foi modelado e simulado utilizando o software Multisim. Foram utilizados resistores, capacitores e indutores de diferentes valores, além de seis amplificadores operacionais (LM741) e um amplificador de instrumentação (INA121).

Após as simulações apresentarem as respostas desejadas, a etapa seguinte envolveu a montagem do circuito na *protoboard*, utilizando componentes eletrônicos e conectores (*jumpers*) para realizar as ligações necessárias. Após a montagem, utilizou-se o gerador de sinais de 20 MHz (AFG2021-BR), o osciloscópio de 4 canais de 200 MHz (TBS 2000B), ambos

os equipamentos da Tektronix, além de uma fonte de tensão DC POL-16E da Politerm para alimentar o circuito.

Para os testes, a fonte de tensão foi configurada em série, afim de fornecer uma tensão de $\pm 12V$ para os circuitos integrados. No gerador de sinais configurou-se um sinal de ECG com frequência de 1 Hz e amplitude de 100 mV. A saída positiva do gerador foi conectada à entrada inversora do amplificador operacional INA121, enquanto a saída negativa foi aterrada, conectando-se ao terra do circuito e à entrada não inversora. Esta configuração permitiu verificar se o comportamento do circuito estava semelhante ao simulado.

Confirmando que o circuito tenha comportamentos semelhantes tanto na simulação quanto na protoboard, passou-se para a etapa da prototipagem. Nessa fase utilizou-se o software Ultiboard para o desenvolvimento da placa, onde foram projetadas as trilhas e definidas as dimensões das furações. A prototipagem física foi realizada com a prototipadora PROTOMAT da LPKF, juntamente com o seu software CircuitPro.

Sendo realizada a prototipagem na placa de cobre, utilizou-se a estação de solda WES51 da Weller para realizar a soldagem de todos os componentes, com exceção dos circuitos integrados. Em vez de soldá-los diretamente na placa, optou-se por utilizar soquetes, facilitando a troca desses CI's, caso necessário. Além dos componentes principais do circuito, foram acrescentados conectores de alimentação e entrada do tipo KRE KF350 com três pinos. A testagem da placa seguiu o mesmo procedimento realizado de quando o circuito estava montado na protoboard.

Por fim, o projeto da caixa de proteção foi elaborado no software AutoCAD, e a sua fabricação foi feita na impressora 3D, Ender-3 V2 da Creality. No design da caixa, foram previstas aberturas para o encaixe de bornes fêmea compatíveis com pinos do tipo banana, facilitando as conexões do circuito. Além disso, uma tampa de acrílico foi utilizado para proteger o circuito, permitindo que seus componentes permaneçam visíveis.

4. PROJETO, PROTOTIPAGEM E CARACTERIZAÇÃO DOS CIRCUITOS

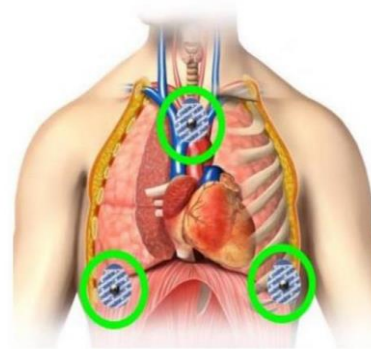
4.1. PROJETO DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO

O circuito de aquisição estudado para realizar a amplificação e filtragem de um sinal cardíaco é composto por quatro estágios. O primeiro estágio é composto por um amplificador de instrumentação, o segundo estágio possui um Filtro Notch, o terceiro estágio é um filtro Passa-Alta e por fim, no último estágio temos um filtro Passa-Baixa. Este capítulo é dedicado à descrição de cada um dos estágios desenvolvidos, assim como a simulação dos mesmos.

4.1.1. POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS

Para a aquisição do sinal, são utilizados três eletrodos descartáveis de prata/cloreto de prata, como os mostrados na Figura 7. Um eletrodo é posicionado na costela direita, outro na costela esquerda e o terceiro no manúbrio, conforme é mostrado na Figura 17. Essa disposição dos eletrodos ajuda a diminuir a resistência do corpo, pois quanto mais próximo os eletrodos estiverem do coração menor será a interferência. O eletrodo posicionado na costela esquerda é conectado a entrada positiva do amplificador de instrumentação, enquanto o do manúbrio é ligado à entrada negativa. Por fim o eletrodo da costela direita serve como referência de terra para o circuito, evitando interferências de corrente [9].

Figura 17 – Disposição dos eletrodos.



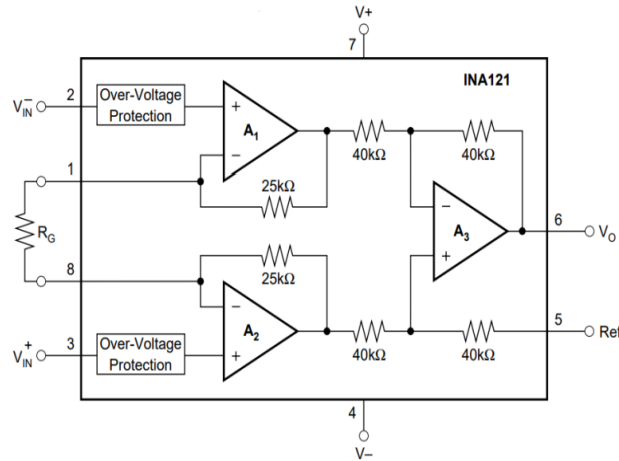
Fonte: [9].

4.1.2. PRIMEIRO ESTÁGIO

O primeiro estágio deste circuito de aquisição é composto por um amplificador de instrumentação, mais especificamente pelo INA121. Este amplificador é responsável por

fornecer o primeiro ganho para o sinal captado pelos eletrodos. Observando o circuito interno do INA121 (Figura 18), obtido através da sua ficha técnica (*datasheet*). Nota-se que o seu ganho (G) é ajustável de acordo com a resistência R_G , e a sua equação é dada em (10).

Figura 18 – Circuito interno do INA121.



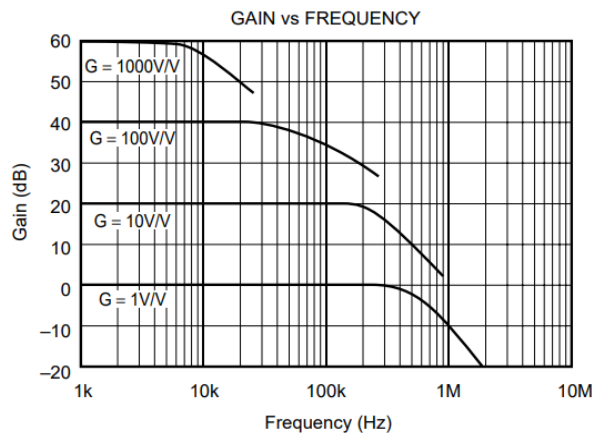
Fonte: [16].

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (10)$$

Para a sua utilização em teste de laboratório foi utilizado uma resistência R_G de $1 \text{ k}\Omega$, ou seja, através do primeiro estágio temos um ganho de aproximadamente 51 V/V . Já para testes em voluntários saudáveis foi utilizado uma resistência R_G de 100Ω , de forma que o ganho seja mais elevado, em torno de 501 V/V [9].

Analisando o gráfico de ganho fornecido pelo *datasheet* do dispositivo (Figura 19), nota-se que quando maior o ganho menor a banda em que ele consegue manter este ganho, porém como o sinal cardíaco é de baixa frequência esta não será uma preocupação.

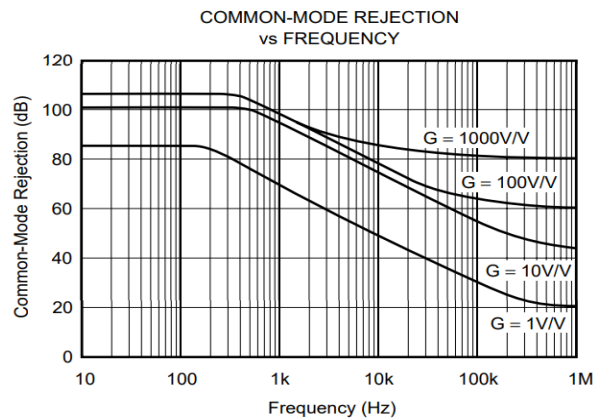
Figura 19 – Ganho x Frequência do INA121.



Fonte: [16].

Outra característica muito importante observada em seu *datasheet* foi a sua rejeição de modo comum, que está representada na Figura 20. Esta característica como já foi discutido anteriormente, é fundamental para a eliminação de interferências e ruídos indesejados gerados pelo ambiente ou pelo próprio corpo humano.

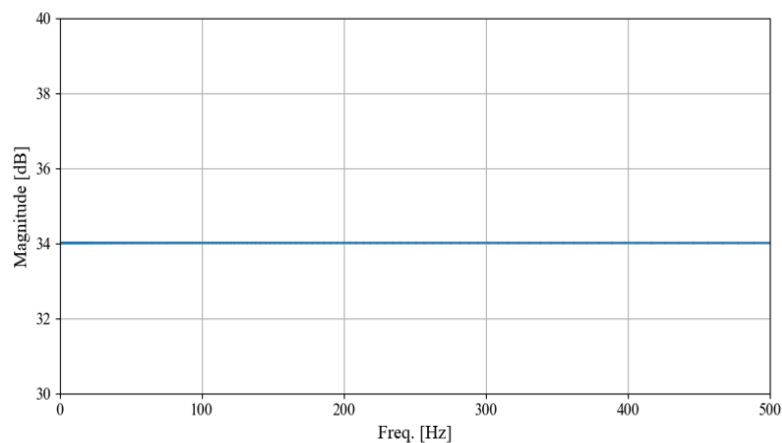
Figura 20 – Rejeição de Modo Comum do INA121.



Fonte: [16].

Utilizando o *software* Multisim para simular a resposta e frequência do amplificador de instrumentação da Figura 18 obtivemos, um ganho de 34 dB constante de 0 a 500Hz, conforme pode ser observado na Figura 21.

Figura 21 – Resposta em frequência simulada do amplificador de instrumentação INA121.



Fonte: elaborada pelo autor.

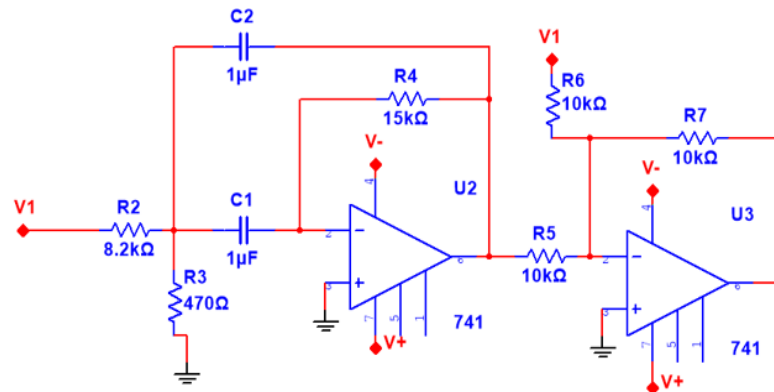
4.1.3. SEGUNDO ESTÁGIO

O segundo estágio deste circuito de aquisição é composto por um Filtro Notch, este tem como principal característica possuir uma banda de rejeição estreita, o que possibilita a remoção

de componentes de frequência específicas de um sinal sem comprometer as demais componentes de interesse [13].

Neste circuito o Filtro Notch foi projetado com o intuito de remover a frequência da rede elétrica em 60 Hz. A configuração escolhida para o presente projeto foi a topologia Bessel de segunda ordem, conforme é possível observar na Figura 22 [9].

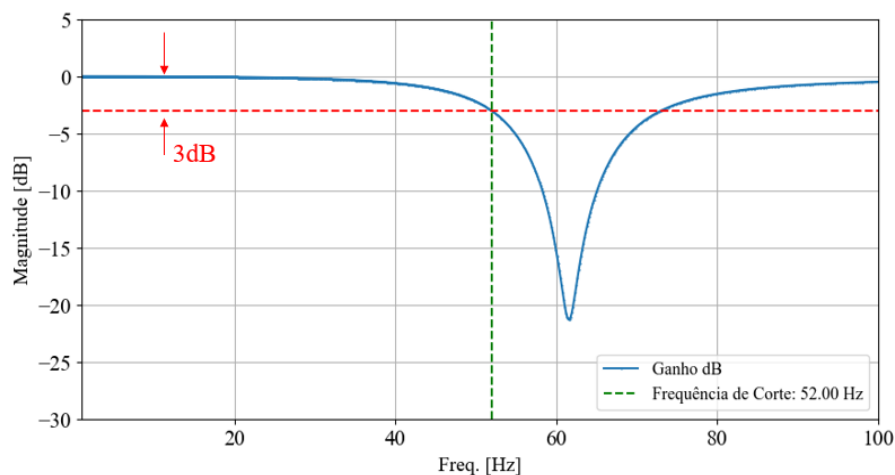
Figura 22 – Circuito Filtro Notch 60 Hz.



Fonte: elaborada pelo autor.

Simulando o Filtro Notch, obtivemos o gráfico da Figura 23. Analisando o resultado obtido com a simulação, percebe-se que o filtro atenua em aproximadamente 22 dB as frequências próximas de 60 Hz. No entanto para alcançar esse desempenho, sua frequência de corte situa-se em torno de 52 Hz. Essa diferença é considerada aceitável para a aplicação em questão.

Figura 23 – Resposta em frequência do Filtro Notch simulado.



Fonte: elaborada pelo autor.

A sua função de transferência $H(Z)$ é dada pela seguinte equação:

$$H(Z) = \frac{1 - \cos\left(\frac{2\pi\omega_n}{f_s}\right)Z^{-1} + Z^{-2}}{1 - 2r\cos\left(\frac{2\pi\omega_n}{f_s}\right)Z^{-1} + r^2Z^{-2}} \quad (11)$$

Onde,

$\omega_n \rightarrow$ Frequência a ser filtrada;

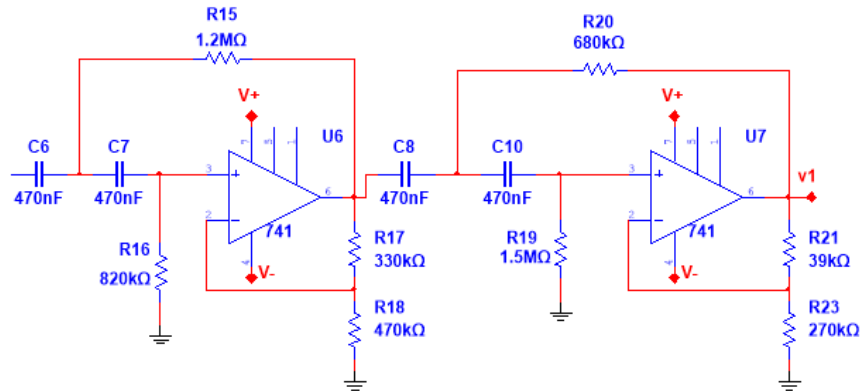
$f_s \rightarrow$ Frequência de amostragem;

$r \rightarrow$ Raio dos polos e zeros no domínio Z .

4.1.4. TERCEIRO ESTÁGIO

O terceiro estágio do circuito é composto por um filtro Passa-Alta ativo de segunda ordem com topologia Bessel, conforme é mostrado na Figura 24. Este filtro Passa-Alta foi projetado com uma frequência de corte de 0,5 Hz e um ganho de 2 V/V, com o objetivo de remover o nível DC e remover a oscilação da linha base [9].

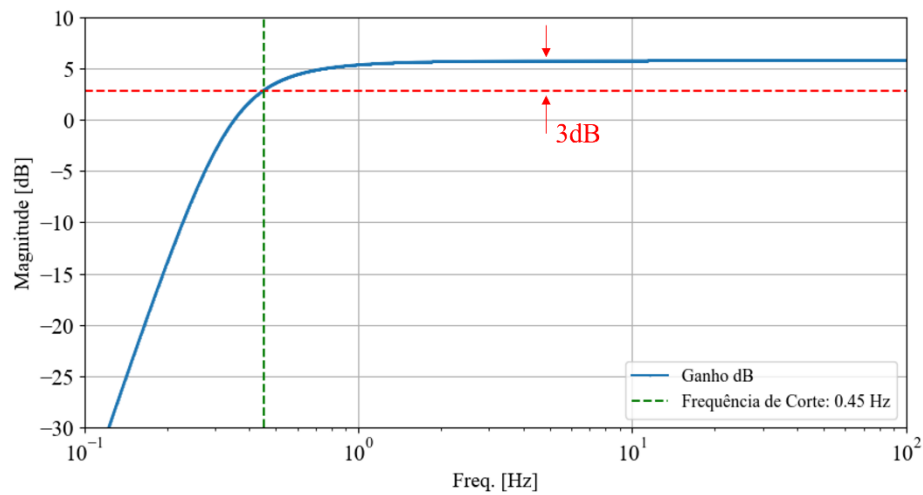
Figura 24 – Circuito Filtro Passa-Alta.



Fonte: elaborada pelo autor.

Utilizando o *software* Multisim para simular o filtro Passa-Alta, obteve-se a resposta em frequência da Figura 25. Nesta figura é possível notar que ele está atenuando frequências abaixo de 0,5 Hz e fornecendo um ganho de 6dB aproximadamente, o que é equivalente aos 2 V/V que foram projetados inicialmente.

Figura 25 – Resposta em frequência do filtro Passa-Alta simulado.

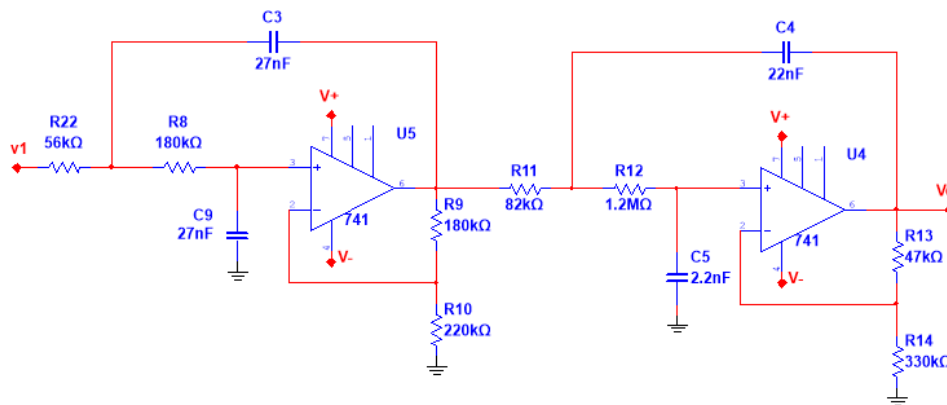


Fonte: elaborada pelo autor.

4.1.5. QUARTO ESTÁGIO

Por fim o último estágio é composto por um filtro Passa-Baixa ativo de segunda ordem com topologia Bessel, conforme é mostrado na Figura 26. Este filtro possui uma frequência de corte em 40 Hz e um ganho de 2 V/V, com o objetivo de remover ruídos musculares [9].

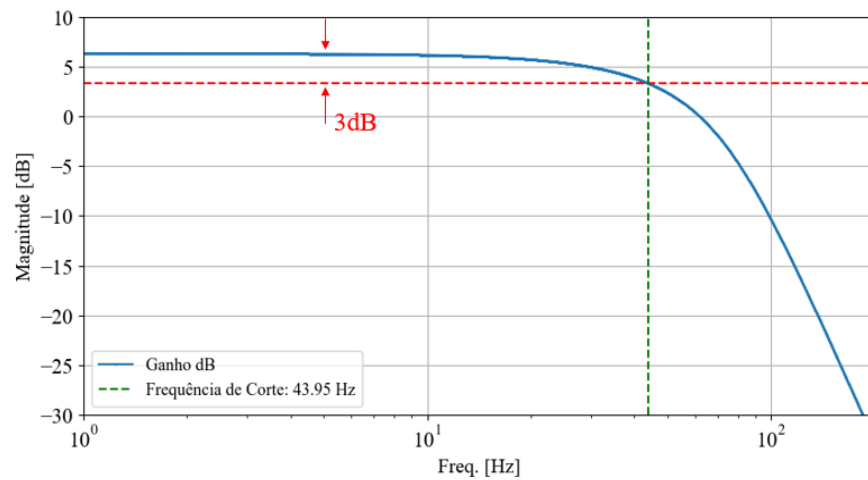
Figura 26 – Circuito Filtro Passa-Baixa.



Fonte: elaborada pelo autor.

Na Figura 27, temos a resposta e frequência do filtro Passa-Baixa simulado. É possível notar que este circuito está proporcionando um ganho de aproximadamente 6dB e que a sua frequência de corte está em aproximadamente 44 Hz, ou seja, a partir deste ponto sua atenuação é maior do que 3dB.

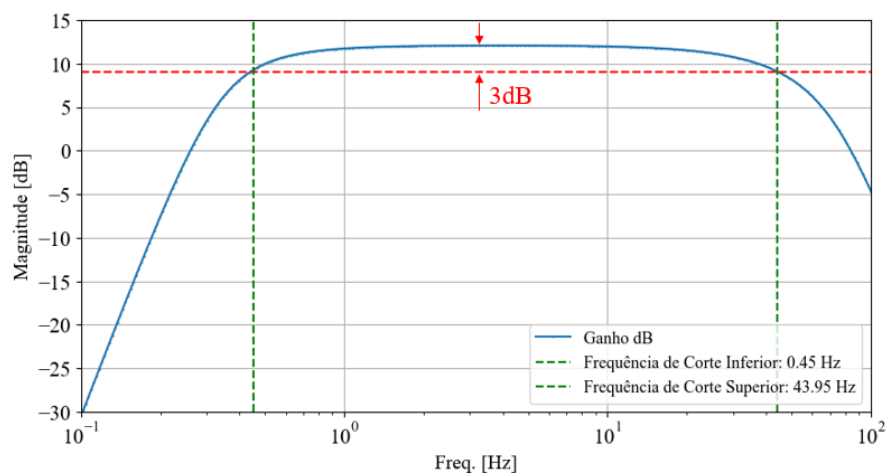
Figura 27 – Resposta em frequência do filtro Passa-Baixa simulado.



Fonte: elaborada pelo autor.

O terceiro e quarto estágio, são conectados em série de forma que funcionem como um filtro Passa-Faixa, limitando a banda de passagem de 0,5 a 40 Hz., que é a banda utilizada para monitoração, conforme é ilustrado na Figura 28. Caso desejasse utilizar este circuito para a eletrocardiografia clínica os estágios três e quatro deveriam ser projetados novamente para que a banda limitada fosse de 0,05 Hz a 100 Hz, provavelmente seria necessário a utilização de filtros de ordem maior para obter mais precisão.

Figura 28 – Resposta em frequência do filtro Passa-Faixa simulado.



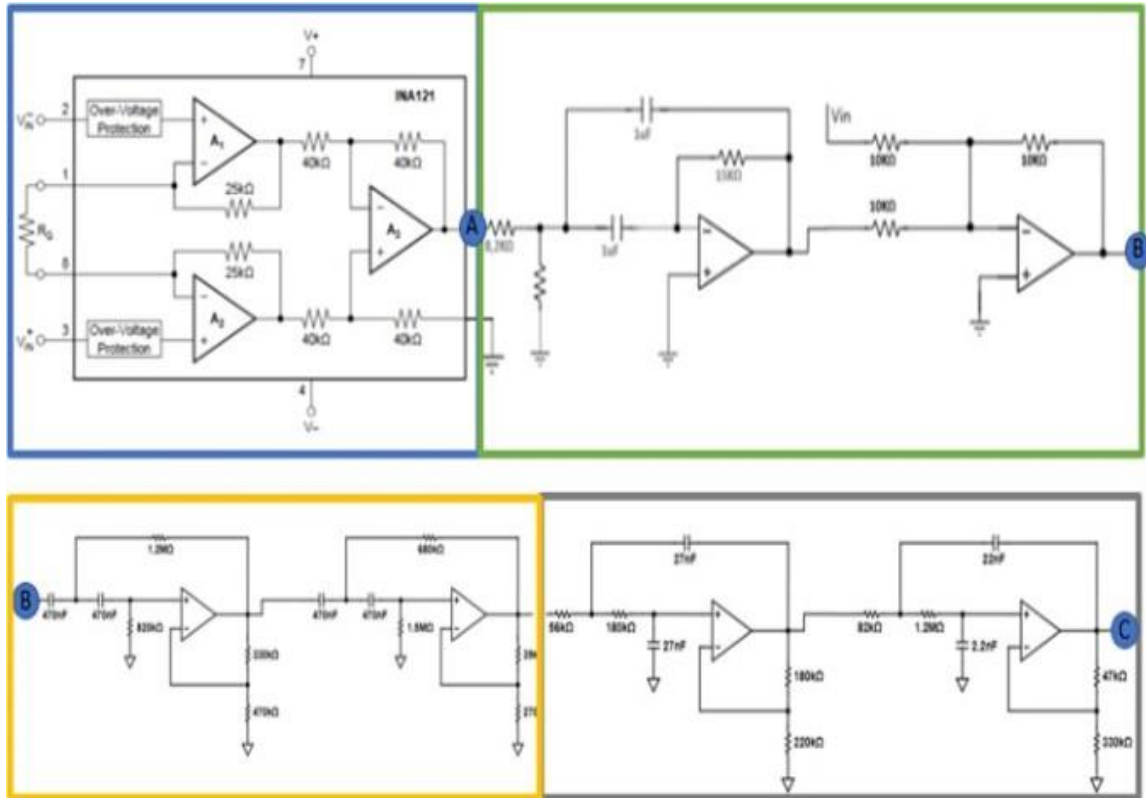
Fonte: elaborada pelo autor.

4.2. PROTOTIPAGEM DA PLACA

Tendo compreendido, o funcionamento de cada um dos estágios, podemos considerar o circuito de aquisição de sinal de ECG, como sendo o circuito mostrada na Figura 29. Nesta

figura é possível notar cada um de seus estágios, o amplificador de instrumentação (em azul), o Filtro Notch (em verde), o filtro Passa-Alta (em amarelo) e por fim o filtro Passa-Baixa (em cinza).

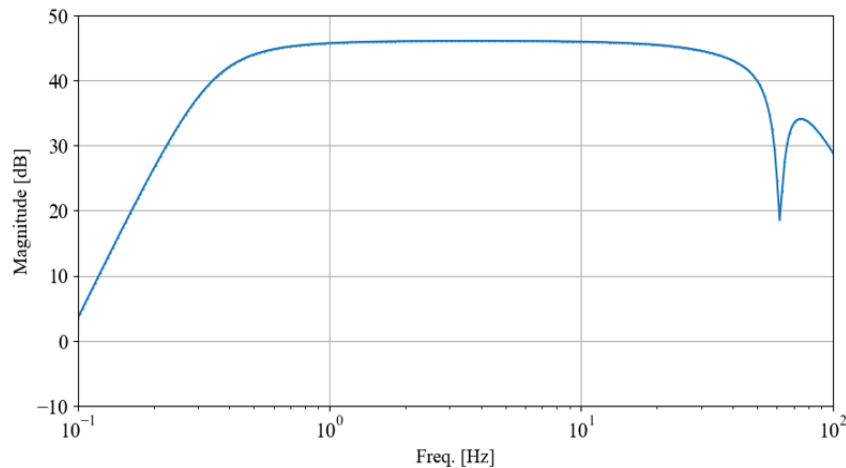
Figura 29 – Circuito de aquisição de sinal ECG.



Fonte: adaptado de [9].

A Figura 30 apresenta a resposta em frequência obtida na simulação do circuito de aquisição de sinal ECG. Neste gráfico é possível notar que temos um ganho de aproximadamente 46 dB, sendo 34 dB proporcionados pelo amplificador de instrumentação (INA121), e os 12dB restantes pelo filtro Passa-Faixa, que limita a banda de frequência entre aproximadamente 0,5 e 40 Hz. Nota-se que em torno de 60 Hz há uma atenuação mais acentuada, causada pelos efeitos do Filtro Notch. Este filtro, por ser de rejeição de faixa estreita, atenua somente as componentes próximas da sua frequência de corte, que neste caso é 60Hz, resultando em uma região não linear no gráfico.

Figura 30 – Resposta em frequência circuito de aquisição de sinal ECG simulado.



Fonte: elaborada pelo autor.

Tendo concluído as simulações do circuito, utilizou-se o software de prototipagem Ultiboard para a realização do *layout* da placa PCB. Esse software possibilitou o posicionamento dos componentes, a definição das trilhas e o dimensionamento de todas as furações necessárias.

Inicialmente, todos os componentes foram dispostos de forma a evitar sobreposições, garantindo que suas conexões ficassem o mais próximas possível e minimizando o número de cruzamentos nas ligações. Outro aspecto importante na prototipagem, foi garantir que toda a placa compartilhasse um único plano de terra, sem regiões isoladas, isto é fundamental, pois diferentes planos podem resultar em respostas indesejadas e comprometer o funcionamento do circuito.

Após esta etapa, todas as trilhas foram desenhadas na parte inferior da placa, cuidando para que estas não ficassem muito próximos, nem muito finais. Considerando as limitações da prototipadora, a espessura das trilhas foi padronizada em 0,8 mm, afim de evitar conexões indesejadas ou curtos-circuitos.

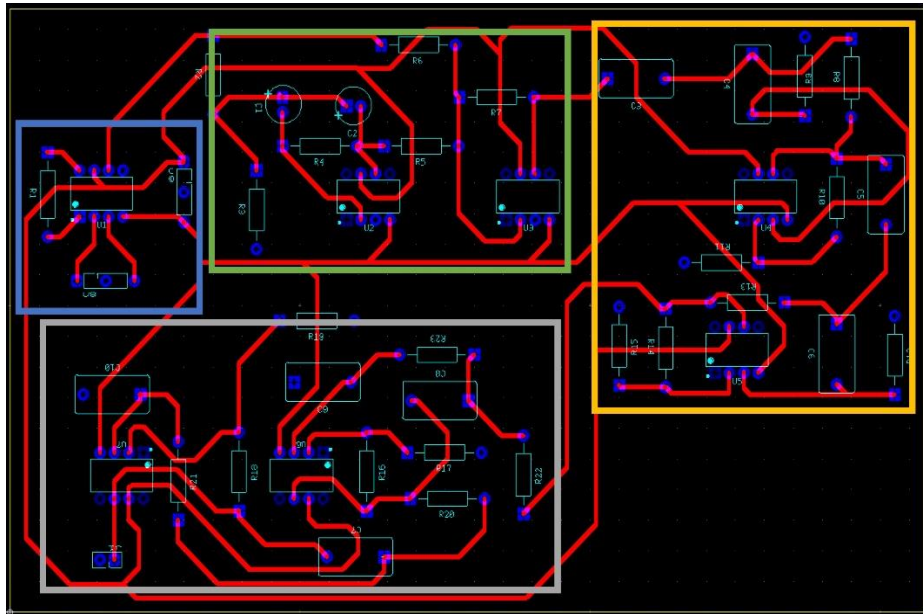
Além disso, durante o desenho das trilhas, foram evitados ângulos de 90°, uma vez que estes ângulos poderiam dificultar o processo de prototipagem e comprometer a integridade do sinal. Portanto optou-se por ângulos mais suaves, como 45°, que não apenas melhoram o desempenho elétrico, mas também conferem um aspecto visual mais agradável ao *layout* da placa.

Os pontos de solda (*pads*), foram definidos com um diâmetro de 2 mm, essa dimensão foi escolhida afim de facilitar a soldagem dos componentes. Já o diâmetro das furações desses

pontos de solda foram projetados de acordo com as dimensões padrão de cada componente (*footprint*), variando de 0,8 a 1 mm, dependendo do componente.

Com isso, o *layout* escolhido para esta placa está representado na Figura 31, com as dimensões de 10x16 cm. Nesta figura é possível notar que cada um dos estágios foram separados, utilizando as mesmas cores da Figura 29.

Figura 31 – *Layout* da placa do circuito (10x16 cm).

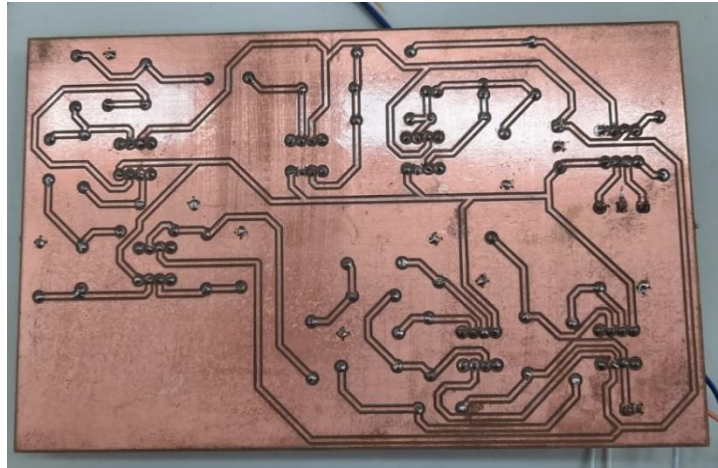


Fonte: elaborada pelo autor.

Essa disposição dos componentes foi escolhida, com o intuito de que cada um dos estágios do circuito ficassem bem definidos, facilitando os testes em cada uma das etapas, além de permitir uma identificação de falhas mais eficiente e a realização da manutenção de forma mais simples, permitindo desta forma que o circuito tenha uma durabilidade maior.

Utilizando a prototipadora PROTOMAT da LPKF e o seu software Circuit Pro, a placa foi prototipada de acordo com layout da Figura 31. Ao testar a conectividade da placa representada na Figura 32, constatou-se que todas as conexões estavam corretas e que havia apenas um único plano de terra.

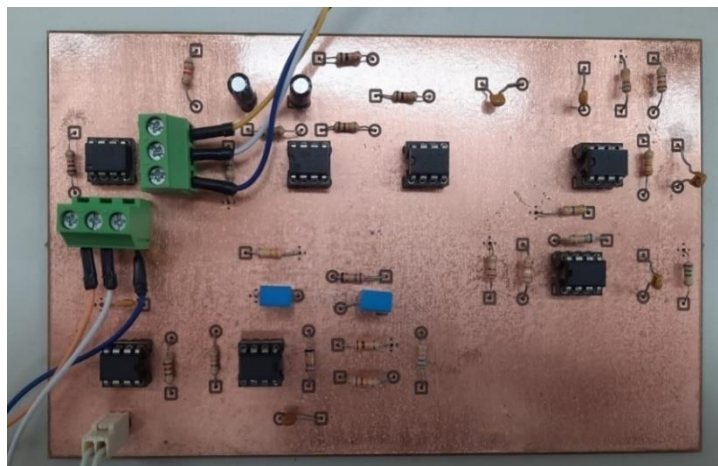
Figura 32 – Parte de baixo da placa prototipada.



Fonte: elaborada pelo autor.

Assim como foi descrito na metodologia, em vez de soldar os CI's diretamente na placa, preferiu-se utilizar soquetes conforme é mostrado na Figura 33. Além disso, utilizou-se os conectores KRE KF350 com três pinos para realizar a alimentação dos CI's e colocar os sinais de entrada.

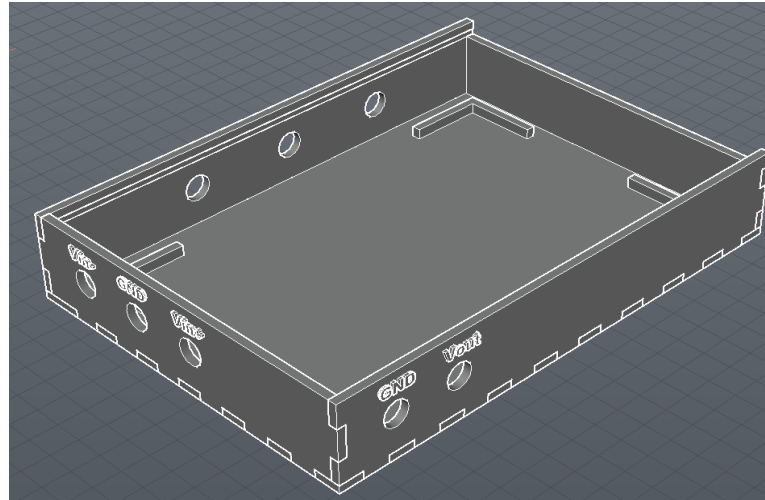
Figura 33 – Placa do circuito de eletrocardiograma com os componentes soldados.



Fonte: elaborada pelo autor.

Utilizando o AutoCAD, projetou-se uma caixa de proteção com dimensões de 13,5 cm x 19 cm e altura de 3,3 cm, conforme representado na Figura 34. No projeto desta caixa, nota-se que foram deixadas aberturas, com o intuito de encaixar bornes fêmea compatíveis com conectores do tipo banana. Estes bornes permitiram a conexão dos sinais de entrada, saída e alimentação do circuito.

Figura 34 – Caixa de proteção para o circuito de aquisição.



Fonte: elaborada pelo autor.

4.3. CARACTERIZAÇÃO DO CIRCUITO

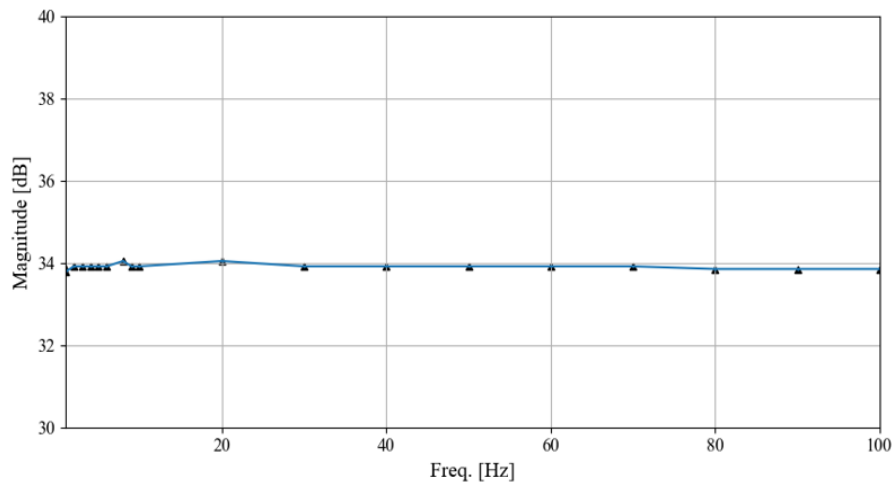
Conforme descrito na Seção 3.2, para caracterizar cada um dos estágios do circuito de aquisição utilizou-se o osciloscópio TBS 2000B com 4 canais e frequência máxima de 200 MHz e o gerador de sinais de 20 MHz AFG2021-BR, ambos equipamentos da Tektronix.

Como o sinal de eletrocardiograma possui uma frequência muito baixa, não foi possível realizar a caracterização do circuito de forma direta, com isso a caracterização foi feita de forma experimental, medindo os valores de tensão para diferentes frequências.

4.3.1. CARACTERIZAÇÃO DO INA121

Caracterizando o primeiro estágio de forma experimental obteve-se a resposta em frequência dada pela Figura 35. Neste gráfico é possível notar que o ganho de tensão do amplificador é de 34dB (aproximadamente 51 V/V), o que garante a leitura de maneira simples para sinais cardíacos da ordem de milivolts. É também possível notar na Figura 35 que o resultado do projeto proposto (simulado) foi obtido na prática após sua implementação.

Figura 35 – Caracterização do amplificador de instrumentação (INA121).



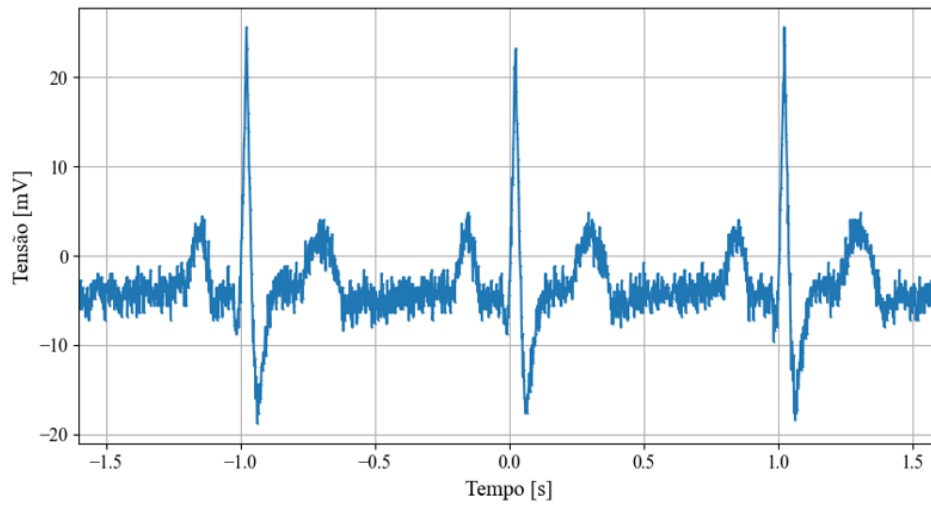
Fonte: elaborada pelo autor.

Para fins de obtenção do ganho de tensão (V_{out}/V_{in}) do amplificador, foi utilizado o gerador de sinais para gerar um sinal simulado com uma amplitude de pico de aproximadamente 25 mV e uma frequência de 1 Hz, conforme é mostrado na Figura 36, uma vez que o osciloscópio lê com precisão sinais acima de 20mV de amplitude. Como a amplitude e a frequência do sinal cardíaco real (tensão de entrada do amplificador) é inferior a 20 mV e inferior a 10 Hz, foi necessário o uso do gerador de sinais.

Conforme ilustrado na Figura 36, é possível notar que o sinal ECG gerado pelo gerador de sinais, devido à sua baixa amplitude, é suscetível a diversos tipos de interferência, comprometendo a leitura e interpretação de seus picos e períodos, como ocorre com a onda U, que se torna difícil de identificar. Sabendo-se que o amplificador de instrumentação INA121 possui uma alta capacidade de rejeição ao modo comum, este deve ser eficiente na filtragem desses ruídos, melhorando a visualização do sinal e permitindo uma análise mais precisa.

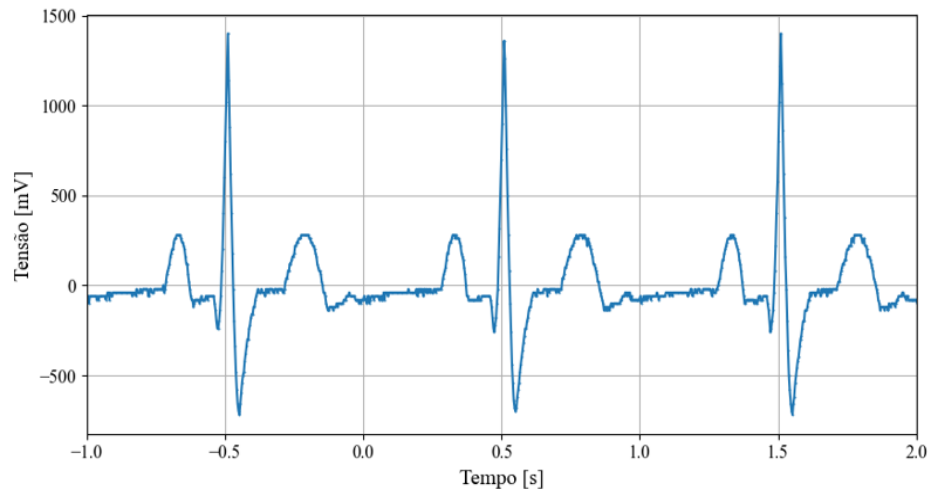
Na Figura 37 temos uma ilustração do sinal ECG na saída do primeiro estágio, nota-se que neste caso grande parte das interferências foram filtradas, resultando em um sinal mais limpo e fácil de ser interpretado. Inclusive a onda U, que antes não era identificada, tornou-se perceptível, o que proporciona diagnósticos mais confiáveis.

Figura 36 – Sinal ECG utilizando o gerador de sinais.



Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 37 – Sinal ECG após o primeiro estágio.

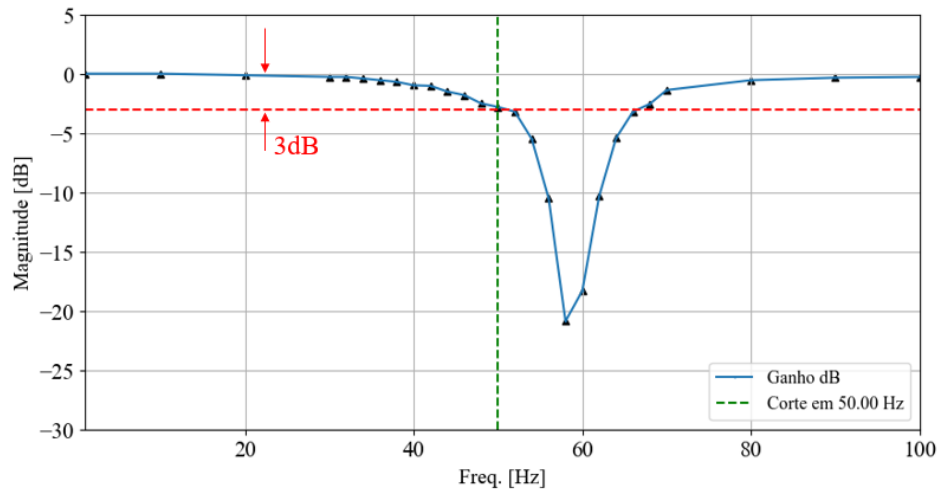


Fonte: elaborada pelo autor.

4.3.2. CARACTERIZAÇÃO DO FILTRO NOTCH

Caracterizando o Filtro Notch, obtivemos a resposta em frequência expressa na Figura 38, conforme é possível observar a frequência de corte ficou em 50 Hz, diferente do que havia sido proposto. Entretanto em 60 Hz que é a frequência da rede elétrica o sinal é atenuado em aproximadamente em 21 dB como era o esperado.

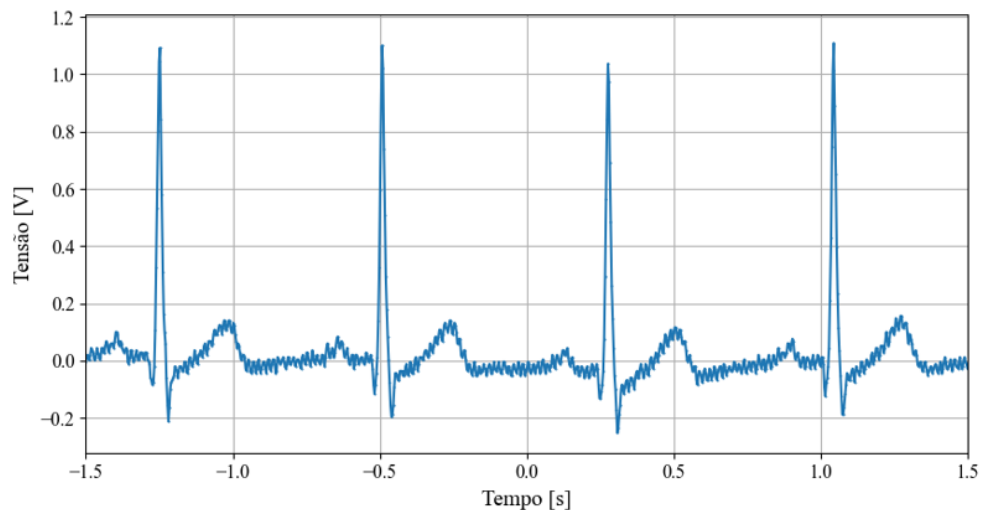
Figura 38 – Caracterização do Filtro Notch (60Hz).



Fonte: elaborada pelo autor.

Com o objetivo de testar a influência deste estágio em um sinal cardíaco real, alterou-se a resistência R_G do amplificador de instrumentação INA121 para de $100\ \Omega$, conforme mencionado anteriormente como sendo o ideal para testes em pacientes. Este ajuste proporcionou um ganho mais elevado, mais especificamente de $501\ \text{V/V}$. A Figura 39 mostra o comportamento do sinal cardíaco após a passagem pelo primeiro estágio, onde é possível observar uma quantidade maior de oscilações em comparação com o sinal simulado, especialmente nas regiões com amplitudes menores. Este efeito já era previsto, dado que um sinal cardíaco real está suscetível a diversas interferências externas que não ocorrem em um sinal simulado.

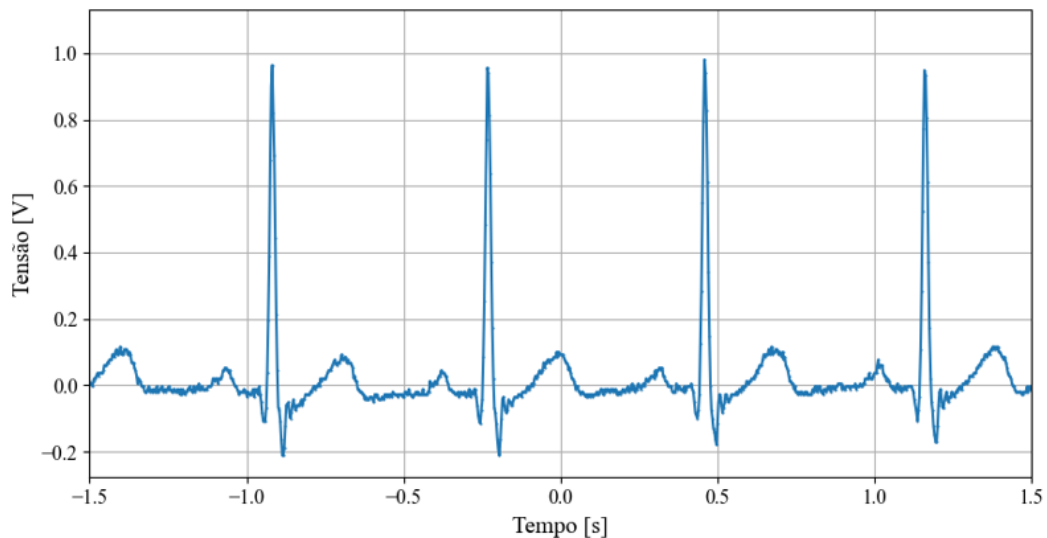
Figura 39 – Sinal cardíaco real após o INA121.



Fonte: elaborada pelo autor.

Na Figura 40, é apresentado o sinal cardíaco real após a filtragem aplicada pelo segundo estágio. Observa-se uma melhora significativa na qualidade do sinal, com a atenuação das oscilações nas regiões de baixas amplitudes. Esse processo de filtragem resultou em um sinal mais limpo e estável, permitindo que as características do ECG, como o pico R e as ondas P e T, fiquem mais definidas, o que é essencial para interpretações clínicas e diagnósticos mais eficazes.

Figura 40 – Sinal cardíaco real na saída do Filtro Notch.



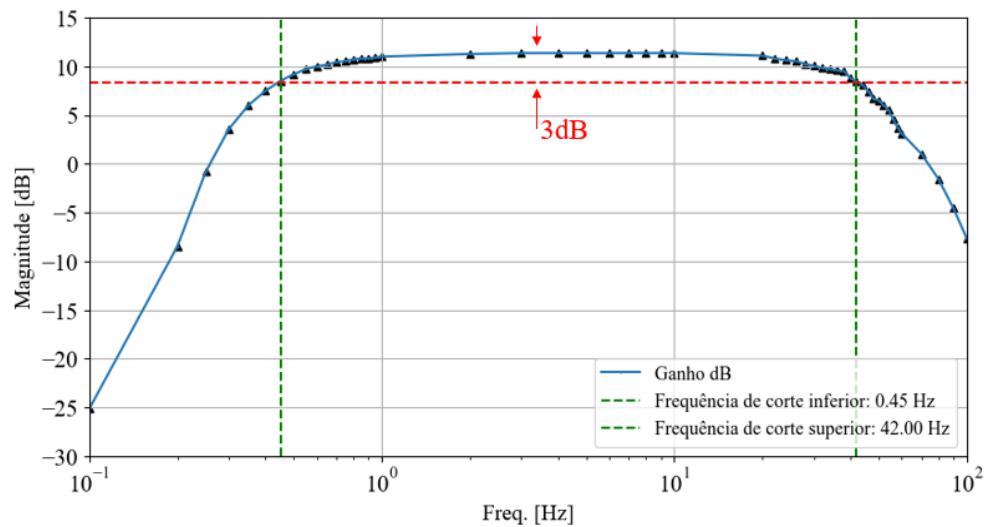
Fonte: elaborada pelo autor.

4.3.3. CARACTERIZAÇÃO DO FILTRO PASSA-FAIXA

Na Figura 41 temos a resposta em frequência do Filtro Passa-Faixa (Passa-Alta em série com o Passa-Baixa), como é possível observar na legenda do gráfico, as frequências de corte ficam em 0,45 Hz e em 42 Hz, muito próximas da qual foram projetadas (0,5 Hz e 40 Hz), esta pequena diferença pode ser devido a tolerância dos componentes ou as limitações durante sua caracterização. Além disso o ganho fornecido pelos dois estágios juntos fica em torno de 11 dB, também muito próximo dos 12 dB projetados inicialmente.

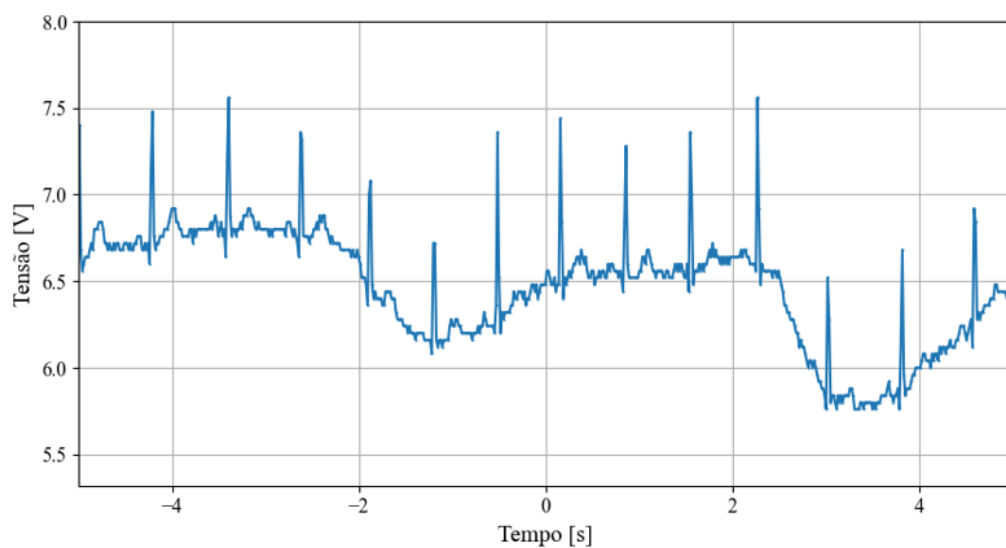
Uma das interferências que podem comprometer a leitura de um sinal cardíaco é a oscilação de linha de base. Este tipo de interferência faz com que o sinal oscile, dificultando a análise das características essenciais do ECG, conforme é representado na Figura 42, neste caso o sinal oscila entre aproximadamente 5,7 e 6,8 V.

Figura 41 – Caracterização do filtro Passa-Faixa.



Fonte: elaborada pelo autor.

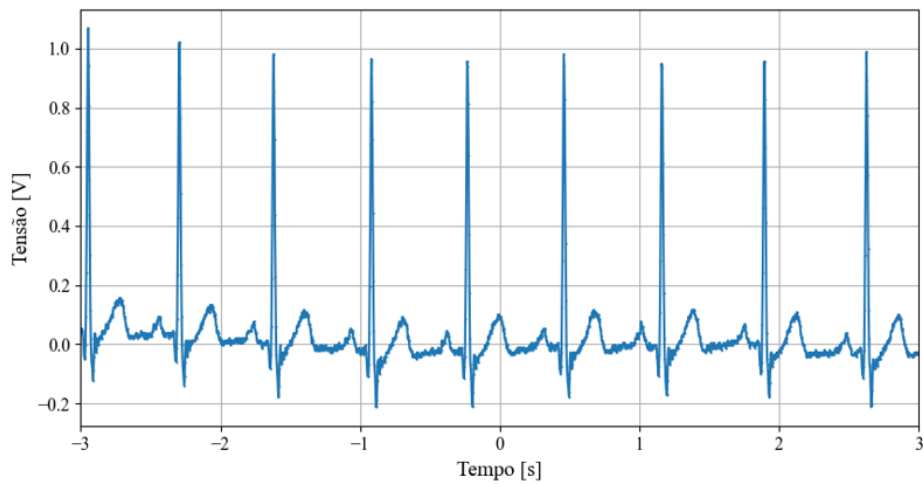
Figura 42 – Sinal cardíaco real com oscilação de linha de base.



Fonte: elaborada pelo autor.

Para reduzir essa interferência, uma das principais funções do filtro Passa-Alta neste circuito é reduzir a oscilação de linha de base, permitindo que o sinal cardíaco se estabilize em torno uma única linha de base, tornando os diagnósticos mais fáceis e precisos. Na Figura 43, é possível observar que o sinal, que anteriormente oscilava entre tensões negativas agora apresenta um comportamento mais constante em torno da linha de 0 V.

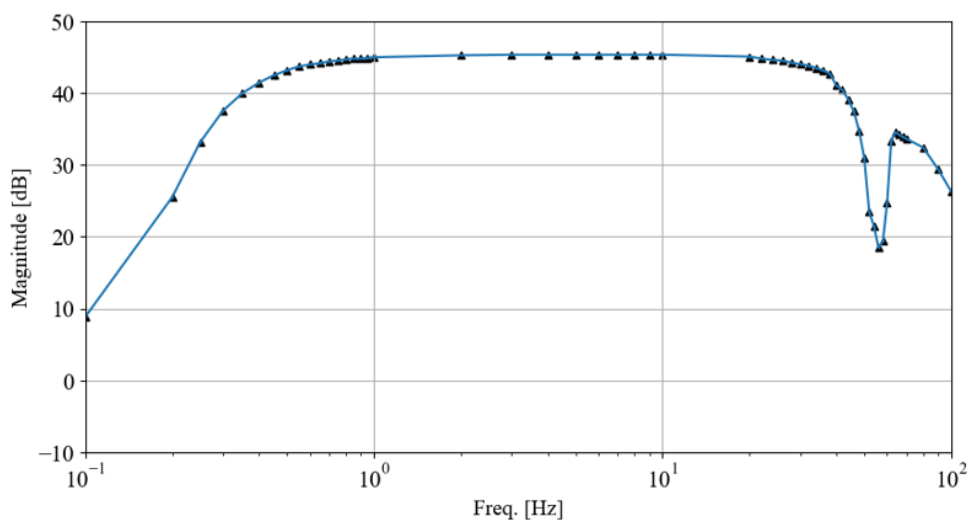
Figura 43 – Sinal cardíaco real sem oscilação de linha de base.



Fonte: elaborada pelo autor.

Dessa forma, é possível determinar a resposta em frequência do circuito completo, conforme ilustrado na Figura 44, onde é possível identificar as respostas de cada um dos estágios. Observa-se que na faixa de frequência de interesse (entre 0,5 e 40 Hz) o ganho foi de aproximadamente 45 dB, valor muito próximo ao obtido nas simulações. Além disso, observa-se um comportamento semelhante ao da simulação na região de 60 Hz, com uma queda abrupta nas componentes próximas a essa frequência. Essa atenuação, causada pelo Filtro Notch, afeta a linearidade da resposta, porém já era algo observado desde as simulações.

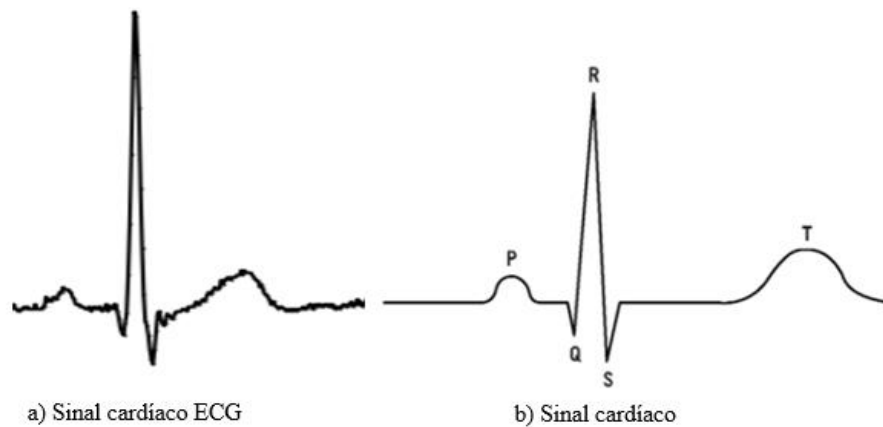
Figura 44 – Caracterização do circuito de aquisição de sinal ECG.



Fonte: elaborada pelo autor.

Por fim, ao comparar o sinal cardíaco real, obtido após a passagem por todos os estágios do circuito, com um sinal ideal, conforme ilustrado na Figura 45, é possível observar que os picos P, R e T ficaram bem definidos, permitindo uma medição precisa de suas amplitudes. Além disso, o complexo QRS, assim como os períodos PR e RT, também se tornaram visíveis, facilitando o seu uso em diagnósticos. Uma das principais vantagens deste circuito de aquisição é a sua eficiência na filtragem de ruídos e interferências, especialmente nas regiões de baixa amplitude, onde estas têm maior impacto. O circuito conseguiu atenuá-las, fornecendo um sinal mais limpo, sem oscilações e próximo ao ideal.

Figura 45 – Comparação entre o sinal cardíaco obtido e o ideal.



Fonte: elaborada pelo autor.

5. CONCLUSÕES

Este trabalho teve como objetivo dar continuidade ao desenvolvimento de um eletrocardiograma de triagem de baixo custo, focando nas etapas de prototipagem, caracterização elétrica e otimização de *layout* para facilitar a manutenção. O circuito foi projetado com base nas especificações de um monitor cardíaco, limitando a banda de operação entre 0,5 e 40 Hz. Para a amplificação do sinal utilizou-se diferentes valores de resistência R_G no amplificador de instrumentação: 100 Ω para os testes com sinal cardíaco real, resultando em um ganho de 501 V/V, e 1 k Ω para os testes realizados com um sinal gerado pelo gerador de sinais, proporcionando um ganho de 51 V/V.

A caracterização elétrica do primeiro estágio, do amplificador de instrumentação INA121 demonstrou um ganho de tensão elevado, muito próximo dos 34 dB que foram projetados inicialmente, utilizando a resistência R_G de 1 k Ω . Isso garantiu que o sinal cardíaco fosse amplificado de forma que sua visualização fosse possível mesmo em um osciloscópio de bancada, que apresenta limitações de leitura da ordem de 20 mV de amplitude. Além disso, observou-se neste estágio uma remoção eficiente de ruídos e interferências que afetavam de modo comum o sinal nas entradas deste amplificador, resultando em um sinal mais limpo e de fácil interpretação.

O segundo estágio, composto por um Filtro Notch, tem a função de filtrar as interferências geradas pela rede elétrica (60 Hz), este apresentou uma resposta em frequência muito próxima da projetada inicialmente. Sua frequência de corte ficou em 50 Hz, no entanto, na componente de interesse de 60 Hz, obteve-se uma atenuação de aproximadamente 18 dB. Ao utilizar um sinal cardíaco real, foi possível notar que este estágio removeu as oscilações presentes, especialmente nas regiões com amplitudes mais baixas, facilitando a leitura e interpretação dos períodos, consequentemente tornando os diagnósticos mais precisos.

O filtro Passa-Faixa, composto pelo terceiro e quarto estágio em série, foi projetado para limitar a banda de operação entre 0,5 e 40 Hz. Durante a caracterização do circuito, observou-se que a banda de passagem real variou ligeiramente de 0,45 a 42 Hz, valores próximos aos projetados. Essa pequena diferença pode ser atribuída às tolerâncias dos componentes ou as limitações do método de caracterização utilizados. Caso necessário, seria possível utilizar componentes com tolerâncias mais rigorosas ou aumentar a ordem do filtro. No entanto, os testes realizados demonstraram que, mesmo com essas mínimas variações, o desempenho do filtro atende adequadamente aos objetivos do circuito. O ganho neste estágio, fundamental para

uma melhor visualização dos sinais cardíacos, ficou em torno de 11 dB, próximo ao valor projetado.

Utilizando um sinal cardíaco real, verificou-se que, antes de chegar ao terceiro estágio, o filtro Passa-Alta, o sinal apresentava um nível DC e oscilações de linha de base, o que dificultava a sua leitura e diagnóstico. Com a filtragem realizada no terceiro estágio, houve uma melhora significativa na qualidade do sinal, pois tanto o nível DC, quanto as oscilações de linha de base foram eliminadas, resultando em um sinal mais estável, facilitando a análise de picos e períodos e contribuindo para diagnósticos mais fáceis e precisos. Por fim, observou-se que o sinal obtido ao final do circuito é muito próximo do ideal, evidenciando que as etapas de filtragem e amplificação foram realizadas de forma eficiente. Isso demonstra que, mesmo utilizando componentes de baixo custo, é possível desenvolver um circuito de aquisição de sinal ECG que atende aos requisitos básicos para a realização do exame.

A prototipagem do circuito foi uma etapa fundamental na melhora da qualidade do sinal cardíaco obtido. A montagem inicial na *protoboard*, utilizando *jumpers*, tornava o circuito suscetível a falhas, como mau contato, muitas vezes difíceis de serem detectadas, prejudicando a qualidade do sinal. Com a prototipagem da placa, foi possível obter um sinal visualmente melhor, uma vez que a única preocupação passou a ser as interferências já conhecidas, que deveriam ser filtradas pelo próprio circuito. Além disso, o *layout*, com os estágios definidos, facilitou tanto os testes individuais quanto a identificação de falhas, tornando o circuito ideal não apenas para aplicações médicas, mas também para fins didáticos, ao permitir a fácil compreensão de cada uma das etapas do processo.

A caixa de proteção desenvolvida para o circuito mostrou-se fundamental para garantir a integridade e segurança do circuito. Com um *design* que facilita o acesso aos componentes internos, a estrutura protege o circuito de possíveis danos mecânicos e interferências externas que poderiam comprometer a qualidade do sinal obtido. Além disso, proporciona uma maior durabilidade ao protótipo, tornando-o adequado para ambientes didáticos e de pesquisa, onde o manuseio constante é uma realidade. Com isso o projeto não apenas proporciona uma alternativa viável em termos econômicos, mas também abre caminho para futuras melhorias.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] HAMMAD, M.; MAHER, A.; WANG, K.; JIANG, F.; AMRANI, M. Detection of abnormal heart conditions based on characteristics of ECG signals. *Measurement*, CIDADE v. 125, p. 634-644, 2018. ISSN 0263-2241. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2018.05.033>. Acesso em: 29 nov. 2024.
- [2] CRUZ, F.; RIBEIRO, J. P.; AIOLFE, F. Fila de exames na rede pública de saúde de SP cresce 52% em 2023; cidade tem agora 445 mil à espera de atendimento. *S. I*, 22 jan. 2024. Disponível em: <https://g1.globo.com/sp/sao-paulo/noticia/2024/01/22/fila-de-exames-na-rede-publica-de-saude-de-sp-cresce-52percent-em-2023-cidade-tem-agora-445-mil-a-espera-de-atendimento.ghtml>. Acesso em: 29 nov. 2024.
- [3] SCHWARZ, L. Eletrocardiograma. *Revista Ilha Digital*, 2009.
- [4] GIFFONI, R. T. Breve história da eletrocardiografia. nº 1º, pp. 2, 3, 2010.
- [5] GUPTA, J. I.; SHEA, M. J. *Biologia do coração*. Michigan, 2022. Disponível em: <https://www.msmanuals.com/pt/casa/distúrbios-do-coracao-e-dos-vasos-sanguineos/biologia-do-coracao-e-dos-vasos-sanguineos/biologia-do-coracao>. Acesso em: 25 set. 2024.
- [6] SILVA, M. C. *Sistema para avaliação de conformidade de eletrocardiógrafos*. 2008. Dissertação (Mestrado em Metrologia para a Qualidade e Inovação) – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2008.
- [7] MARINHO, L. B. *Segmentação de batimentos cardíacos em eletrocardiograma e identificação de arritmia cardíaca em um único lote de processamento por aprendizado profundo usando uma abordagem de regressão em uma rede neural convolucional*. 2021. Tese (Doutorado em Engenharia de Teleinformática) – Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, 2021.
- [8] FONSECA, A. Princípios de aquisição de sinais bioelétrico. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica), 2003.
- [9] VILELA, L. M. D. C. *Sistema eletrônico de aquisição de sinais de um eletrocardiograma*. São João da Boa Vista, 2020.
- [10] KIHILGREN, M.; ALMQVIST, C.; AMANKHANI, F.; JONASSON, L.; NORMAN, C.; PEREZ, M.; EBRAHIMI, A.; GOTTFRIDSSON, C. The U-wave: a remaining enigma of the electrocardiogram. *Journal of Electrocardiology*, v. 79, p. 13-20, jul./ago. 2023. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2023.03.001. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36907158>. Acesso em: 2 out. 2024.

- [11] CUNHA, P. C. N. *Um modelo de eletrocardiógrafo portátil de baixo consumo*. 2012. Dissertação (Mestrado em Modelagem Computacional de Conhecimento). Universidade Federal de Alagoas. Instituto de Computação, Maceió, 2012.
- [12] SEDRA A.; SMITH K. *Microeletrônica*. 4º ed. São Paulo: Makron Books, 2004.
- [13] MALVINO, A.; BATES, D. J. *Eletrônica*. 8. ed. Porto Alegre: AMGH, 2016.
- [14] SEILER, T.; LOPES, T. T. V.; MACHADO, F. G.; GONDINHO, B. V. C.; BULGARELI, J. V. Desafios do mercado brasileiro de dispositivos médicos e sua relação com o aumento de gastos de saúde no país. 2020. *J Management Primary Health Care*. Disponível em: <https://www.jmphc.com.br/jmphc/article/view/973>. Acesso em: 4 out. 2024.
- [15] SIQUEIRA, Ú. B. G. *Análise do impacto da fila de espera na probabilidade de absenteísmo em exames e consultas*. 2018. Trabalho de Conclusão de Curso.
- [16] TEXAS INSTRUMENTS. *INA121 FET-Input, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIER*. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina121.pdf>. Acesso em: 8 out. 2024.