

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

LETÍCIA M. DAL'CÓL VILELA

SISTEMA ELETRÔNICO DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE UM
ELETROCARDIOGRAMA

SÃO JOÃO DA BOA VISTA

2020

LETÍCIA M. DAL'CÓL VILELA

SISTEMA ELETRÔNICO DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE UM ELETROCARDIOGRAMA

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

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

Coorientadora: Prof^a. Dr^a. Maria Cláudia Ferrari de Castro.

SÃO JOÃO DA BOA VISTA

2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Vilela, Leticia Michele Dal'Cól

Sistema eletrônico de aquisição de sinais de um eletrocardiograma / Leticia Michele Dal'Cól Vilela -- São João da Boa Vista, 2020.

57 p. : il. color.

Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado - Engenharia Eletrônica e de Telecomunicações) – Universidade Estadual Paulista (Unesp), Câmpus Experimental de São João da Boa Vista, São João da Boa Vista.

Orientador: Profa. Dra. Paula Ghedini Der Agopian

Coorientadora: Profa. Dra. Maria Cláudia Ferrari de Castro

Bibliografia

1. Amplificadores eletrônicos 2. Eletrocardiografia 3. Engenharia biomédica 4. Filtros elétricos ativos

CDD 23. ed. – 621.382

Ficha catalográfica elaborada pela [Biblioteca-BJB](#)

Bibliotecário responsável: João Pedro Alves Cardoso – CRB-8/9717

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

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

SISTEMA ELETRÔNICO DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE UM
ELETROCARDIOGRAMA

Aluna: Letícia M. Dal'Cól Vilela

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

Coorientadora: Prof^a. Dr^a. Maria Cláudia Ferrari de Castro

Banca Examinadora:

- Prof^a. Dr^a. Paula Ghedini Der Agopian (Orientadora)
- Prof. Dr. André Alves Ferreira (Examinador)
- Prof. Dr. Jozué Vieira Filho (Examinador)

A ata da defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no
prontuário do aluno (Expediente nº 29/2019)

São João da Boa Vista, 15 de julho de 2020

Agradecimentos

Aos meus amados e queridos familiares, Telma, Ângelo e Aline.

Ao meu amigo e companheiro, Welder F. Perina.

Aos meus estimados amigos Aline Costa, Amanda Belchior, Ana Coradi, Bárbara Rosa, Débora Beatriz, Gabriela Prestes, Júlia Duarte, Leonardo Marques, Letícia Gôngora e Lucas Henrique.

Aos Professores do Programa de Graduação de Engenharia de Eletrônica e de Telecomunicações e aos funcionários da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (UNESP), sempre prontos para auxiliarem nos momentos de dificuldade, e que muito contribuíram para meu aprimoramento pessoal e profissional. Em especial, aos que tive oportunidade e alegria de conviver Paula Ghedini Der Agopian, Juliano Antônio de Oliveira, Rita de Cássia Domingos, João Pedro Alves Cardoso, Genilson Julião do Carmo e Silvana Monteiro.

Aos Professores André Alves Ferreira e Jozué Vieira Filho, ambos, componentes da banca examinadora, pelas valiosas e enriquecedoras observações, e pela delicadeza no apontamento das minhas inadequações.

Àqueles a quem em mim acreditaram, e, pacientemente suportaram minha ausência.

E às minhas orientadoras, Professoras Paula Ghedini Der Agopian e Maria Cláudia Ferrari de Castro, pela orientação na formulação e desenvolvimento de meu tema, pela paciência e fino trato no apontamento de minhas falhas, pelas valiosas observações, e confiança em mim depositada.

Resumo

A eletrocardiografia é um exame de saúde na área de cardiologia no qual é feito o registro da variação dos potenciais elétricos gerados pela atividade elétrica do coração, o eletrocardiograma (ECG). Para executar este exame, eletrodos - são colocados em pontos específicos do corpo para registrar a atividade elétrica causada pela variação na concentração sistólica de íons de cálcio, sódio e potássio. Posteriormente, o diagnóstico é realizado pelas informações de pico de ondas e intervalos de tempo dos sinais obtidos.

O ECG pode ser obtido de maneira não invasiva (externo ao corpo humano), segura e de baixo custo, e que tem como principal vantagem fornecer rápidas e precisas informações para análises e diagnósticos de anomalias cardiovasculares.

Uma vez que esta atividade elétrica resulta em ondas de pequena amplitude (de 0,5 a 4 mV) e baixa frequência (0,01 a 200 Hz), a simples leitura da mesma fica prejudicada, pois é afetada por diversas fontes de interferência.

Do ponto de vista técnico, a instrumentação necessária para a aquisição, amplificação e condicionamento do sinal de ECG constitui o exemplo prático clássico de um sistema de instrumentação. O sistema desenvolvido para a aquisição da atividade elétrica cardíaca consiste na utilização de eletrodos, que são conectados obedecendo o princípio das três derivações de Einthoven; do amplificador de instrumentação, INA 121; e por fim os filtros com topologia Bessel de quarta ordem, Notch e Passa faixa para a remoção de ruídos, visando a monitoração 0,5 Hz a 40 Hz. Nestes casos foi utilizado o amplificador operacional LM741.

O amplificador de instrumentação foi utilizado mantendo a elevada impedância de entrada, elevada rejeição a sinais de modo comum, além de um ganho diferencial ajustável, porém neste caso, o ganho adotado é 100 V/V.

O filtro Notch foi implementado para a remoção do ruído de 60 Hz proveniente da rede elétrica e o filtro passa-faixa para a remoção da oscilação da linha de base, além da interferência biológica.

Palavras-chave: Eletrocardiograma, Filtros Ativos, Amplificador de Instrumentação, Aquisição de Sinais

Abstract

Electrocardiography is a health examination in the area of cardiology in which it is recorded the variation of the electrical potentials generated by the electrical activity of the heart, the Electrocardiogram (ECG). To perform this examination, electrodes are placed at specific points on the body in order to record the electrical activity caused by the variation in the cytosolic concentration of calcium, sodium and potassium ions. Subsequently, the diagnosis is made by the information of peak of waves and intervals of time of the obtained signal.

The ECG can be obtained in a non-invasive way (external to the human body), with safe and low cost, and has as main advantage to provide quick and accurate information for analysis and diagnosis of cardiovascular anomalies.

Once this electrical activity results in small amplitude waves (from 0.5 to 4 mV) and low frequency (0.05 to 100 Hz), the signal reading becomes prejudiced, because it is affected by multiple interference source.

In the technical point of view, the instrumentation required for the acquisition, amplification and conditioning of the ECG signal consists in the classical practical example in a instrumentation system. The system developed for the cardiac electrical activity acquisition consists in the utilization of electrodes, that are connected obeying the principle of Einthoven's three derivations; instrumentation amplifier, INA 121; and finally the fourth Bessel topology, Notch and bandpass filters for noise removal, aiming the 0.5 Hz to 40 Hz monitoring. In these cases were utilized the operational amplifier LM 741.

The instrumentation amplifier was utilized maintaining the elevated impedance input, elevated rejection to common mode signals, in addition to an adjustable differential gain, however in this case, the adopted gain is 100 V/V.

The Notch filter was implemented for the removal of the 60 Hz noise from electric network and the bandpass filter for removal of the base line oscillation, in addition to biologic interference.

Keywords: Electrocardiogram, Active Filters, Instrumentation Amplifier, Signals Acquisition

Lista de ilustrações

Figura 1	Eletrocardiógrafo usado por Lewis, construído pela Cambridge Scientific Instrument of London, 1911	15
Figura 2	Coração	17
Figura 3	Sistema de Condução Intracardíaco	18
Figura 4	Sistema de Condução Intracardíaco	19
Figura 5	Triângulo de Einthoven	22
Figura 6	Locais de posicionamento dos eletrodos para obtenção das derivações precordiais	25
Figura 7	Eletrocardiogramas normais das derivações precordiais	25
Figura 8	Registros normais de eletrocardiograma das derivações aumentadas	26
Figura 9	Sistema de 12 Derivações	27
Figura 10	Esquemático típico de um amplificador de instrumentação	29
Figura 11	Filtros Passa-Baixas: a) Circuito RC de primeira ordem. b) Filtro Passa-Baixas ativo	32
Figura 12	Curva aproximada e curva próxima do real de um filtro Passa-Baixas	33
Figura 13	Filtros Passa-Altas: a) Circuito RC de primeira ordem. b) Filtro Passa-Altas ativo	33
Figura 14	Curva aproximada e curva próxima do real de um filtro Passa-Altas	34
Figura 15	Digrama de Blocos do Sistema Proposto	36
Figura 16	Eletrodo descartável MediTrace.	37
Figura 17	Disposição dos eletrodos	38
Figura 18	Amplificador de Instrumentação (INA 121)	39
Figura 19	Filtro Notch 60 Hz	40
Figura 20	Filtro Notch 60 Hz simulado	40
Figura 21	Circuito filtro Passa-Altas	41

Figura 22	Diagrama de Bode de um Filtro Passa-Altas simulado	41
Figura 23	Circuito Filtro Passa-Baixa	41
Figura 24	Diagrama de Bode de um Filtro Passa-Baixas simulado	42
Figura 25	Diagrama de Bode de um Filtro Passa-Faixa simulado	43
Figura 26	Layout do eletrocardiográfico	44
Figura 27	Caracterização em amplitude do INA 121	45
Figura 28	Caracterização em Frequência do Filtro Notch	46
Figura 29	Resposta em frequência do filtro Passa-Baixas	47
Figura 30	Amplificação do sinal cardíaco esperado.	48
Figura 31	Ampliação do sinal cardíaco	49
Figura 32	Sinal Cardíaco com e sem oscilação de linha de base	49
Figura 33	Sinal Cardíaco com e sem ruído muscular	49
Figura 34	Diagrama de blocos do sistema	50
Figura 35	Circuito eletrônico implementado	51
Figura 36	Comparação dos sinais de ECG	51

Lista de siglas e abreviações

AS – (Sinoatrial node) Nódulo sinoatrial ou sinusal
AV – (Atrioventricular node) Nódulo atrioventricular
avF – (*Augmented Vector Foot*) Derivação Aumentada Pé
avL – (*Augmented Vector Left*) Derivação Aumentada Esquerda
avR – (*Augmented Vector Right*) Derivação Aumentada Direita
CMRR – (*Common Mode Rejection Ratio*) Razão de Rejeição de Modo Comum
DC – (Direct Current) Corrente Continua
d.d.p – Diferença de Potencial
ECG – Eletrocardiograma
EDA – (Electrical Design Automation) Automação de Design Eletrônico
FPA – Filtro Passa-Altas
INA – (Instrumentation Amplifier) Amplificador de Instrumentação
LA – (Left Arm) Braço Esquerdo
LL – (Left Leg) Perna Esquerda
PCB – (Printed Circuit Board) Placa de Circuito Impresso
RA – (Right Arm) Braço Direito
RC – Resistor Capacitor

Lista de símbolos

f_s - Frequência de amostragem

K^+ - Potássio

Na^+ - Sódio

r - Raio dos polos e zeros do domínio Z

R_1 - Resistência 1

R_2 - Resistência 2

R_3 - Resistência 3

R_{gain} - Resistência de ganho

V1 - Quarto espaço intercostal, à direita do esterno;

V2 - Quarto espaço intercostal, à esquerda do esterno;

V3 - A meio caminho dos pontos V2 e V4;

V4 - Quinto espaço intercostal esquerdo, na linha clavicular média;

V5 - Quinto espaço intercostal esquerdo, na linha axilar anterior;

V6 - Quinto espaço intercostal esquerdo, na linha axilar média.

V_{1S} - Tensão de saída 1

V_{2S} - Tensão de saída 2

V_F - Derivação da perna esquerda

V_I - Tensão na derivação I

V_{II} - Tensão na derivação II

V_{III} - Tensão na derivação III

V_{in}^+ - Tensão de entrada positiva

V_{out} - Tensão de saída

V_L - Derivação no braço esquerdo

V_R - Derivação no braço direito

ϕ_{LA} - Potencial no braço esquerdo

ϕ_{LA} – Potencial no braço direito

ϕ_{LL} – Potencial na perna esquerda

ω_n - Frequência a ser filtrada;

Sumário

1. Introdução.....	13
2. Revisão Bibliográfica	14
2.1. Eletrocardiografia	14
2.1.1. Fisiologia Cardíaca	16
2.1.2. Morfologia do sinal eletrocardiográfico	19
2.1.3. Derivações.....	21
2.1.3.1. Sistema de Derivações de Einthoven.....	22
2.1.3.2. Terminal Central de Wilson	23
2.1.3.3. Sistema de Derivações Precordiais de Wilson	24
2.1.3.4. Sistema de Derivações de Goldberg	26
2.1.3.5. Sistema de 12 derivações.....	27
2.1.4. Interferências em sinal de ECG	28
2.1.5. Características típicas de um eletrocardiógrafo	28
2.2. Circuitos de Aquisição do Sinal.....	28
2.2.1 Amplificador de Instrumentação	29
2.2.2. Filtragem	31
2.2.2.1. Filtro Passa-Baixas	31
2.2.2.2. Filtro Passa-Altas.....	33
2.2.2.3. Filtro Notch	34
3. Projeto Proposto	36
3.1. Eletrodo.....	36
3.2. Captação de sinais.....	38
A. Amplificadores de Instrumentação	39
B. Filtro Notch.....	40
C. Filtro Passa Faixa.....	40

4. Resultados e Discussões	44
4.1 Montagem	44
4.2 Caracterização elétrica dos sinais.....	45
4.2.1. Sinal da saída INA 121	45
4.2.2. Filtro Notch	46
4.2.3. Filtro Passa Alta.....	47
4.2.4. Filtro Passa Baixa	47
4.3. Aplicação do ECG projetado utilizando o sinal biológico	48
5. Considerações Finais	52
6. Sugestão de Aprimoramento.....	53
Referências	54

1. Introdução

O coração, principal órgão do sistema cardiovascular, é constituído por tecido muscular (miocárdio) que lhe confere a característica de bomba propulsora da corrente sanguínea, capaz de impulsionar volumes variados de sangue, com mecanismos autônomos de controle, de acordo com as necessidades dos tecidos do organismo. O coração adulto, em média, contrai e relaxa 115.000 vezes por dia, impulsionando 7.500 litros de sangue pelo corpo.

O estímulo elétrico para a contração do miocárdio se origina em um pequeno agrupamento de células especiais chamado nódulo sinusal. Essas células possuem as características de automaticidade e ritmicidade, gerando o impulso elétrico que se propaga pela musculatura. O resultado dessa atividade elétrica é a contração da musculatura de maneira ordenada e coordenada, garantindo a manutenção dessa função vital.

O eletrocardiograma (ECG) é a representação gráfica das variações de potencial elétrico do coração, que pode ser obtido de maneira não invasiva (externa ao corpo humano), segura e com baixo custo, e que tem como principal vantagem fornecer rápidas e precisas informações para análises e diagnósticos de anomalias e/ou mau funcionamento cardíaco.

Uma vez que esta atividade elétrica resulta em ondas de pequena amplitude (de 0,5 mV a 4 mV), a simples leitura da mesma fica prejudicada pois é afetada por diversas fontes de interferência. Deste modo, é necessário um circuito eletrônico capaz de amplificar e filtrar estes sinais de tal forma que o sinal decorrente da atividade seja lido de maneira correta.

Do ponto de vista técnico, a instrumentação necessária para a aquisição, amplificação e condicionamento do sinal de ECG constitui o exemplo prático clássico de um sistema de instrumentação.

O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um sistema eletrônico para a aquisição da atividade elétrica do coração realizando o condicionamento do sinal implementado por meio de amplificadores, filtros e eletrodos afim de obter o eletrocardiograma de monitorização. A proposta do projeto é que este seja de baixo custo e de fácil manutenção e que futuramente possa se tornar um projeto de extensão para realizar uma triagem para a diminuição de filas no SUS.

2. Revisão Bibliográfica

2.1. Eletrocardiografia

O desenvolvimento da eletrocardiografia proporcionou grandes avanços na detecção de doenças coronarianas e são creditados a vários pesquisadores ao longo da história.

Em 1791, Luigi Galvani publicou em "*Commentarius*", a descoberta da existência de fenômenos elétricos em animais. Em seu experimento, era inserido um fio metálico no canal medular da metade inferior de uma rã com seus nervos e músculos expostos e ao aproximá-la de uma máquina eletrostática e tocando com seu escalpelo, observou-se a contração no nervo da coxa nas pernas da rã [1] .

Em 1842, o físico italiano Carlo Matteucci, utilizando as mesmas técnicas de Galvani sobre um coração pulsátil, observou que uma corrente elétrica acompanhava cada contração cardíaca. Assim, em 1843, o fisiologista alemão Emil DuBois-Reymond confirmou este experimento ao descrever o potencial de ação do coração [2].

Os fisiologistas Rudolph Von Koelliker e Heinrich Muller continuaram os estudos descritos por Matteucci e assim visualizaram a sístole e a diástole cardíacas e registraram o primeiro potencial de ação cardíaco em 1856 [2].

O físico francês Gabriel Lippman desenvolveu, em 1872, o eletrômetro capilar, que é um tubo com mercúrio imerso em ácido sulfúrico. Através da variação que o ácido sulfúrico provocava na superfície do mercúrio era possível registrar a diferença de potencial entre eles em papel fotográfico. O equipamento adquiria sinais elétricos do coração diretamente da superfície da pele, mas possuía uma limitante pois não apresentava um funcionamento adequado em altas frequências [1], lembrando que altas frequências para análise de sinais cardíacos está em torno de 200 Hz.

Em 1878, os fisiologistas britânicos John Burdon Sanderson e Frederick Page, através do eletrômetro capilar, descobriram as duas fases do ciclo cardíaco: a despolarização e a repolarização do coração [2].

Em 1887, o fisiologista Augustus D. Waller que trabalhava no *St. Mary's Hospital* em Londres, utilizando o eletrômetro capilar em seus experimentos, conectou eletrodos no tórax e realizou algumas observações. Cada batimento cardíaco era acompanhado por uma oscilação elétrica e a atividade elétrica precedia a contração

cardíaca e com os membros submersos em soluções salinas era possível registrar os potenciais elétricos [2]. Mesmo não acreditando que seus estudos tinham aplicação clínica, o primeiro eletrocardiograma humano foi registrado por Waller ao fixar o eletrômetro capilar a um projetor. O traçado do sinal elétrico era projetado numa máquina fotográfica movimentada por um trem de brinquedo [1]. Seu trabalho foi apresentado no Primeiro Congresso Internacional de Fisiologistas na Suíça, em 1889, trabalho este que levou Willem Einthoven a fazer pesquisas com o eletrômetro capilar desenvolvido por Lippman [2].

Para solucionar problemas na aquisição do eletrocardiograma, Einthoven desenvolveu o galvanômetro de corda que consolidou a eletrocardiografia, tendo sido de grande importância os trabalhos anteriores do físico francês Arsène D'Arsonval e do engenheiro francês Clement Ader que utilizavam o galvanômetro para telégrafos [2].

O equipamento de Einthoven, mostrado na Figura 1, era formado por um filamento de quartzo recoberto por prata pesando um milionésimo do grama, sendo capaz de responder à 10^{-12} ampere [A]. Este filamento era exposto ao campo magnético de um eletroímã e os eletrodos consistiam em baldes com soluções salinas. O equipamento pesava cerca de 270 kg e precisava ser operado por cinco pessoas. A corrente elétrica do potencial cardíaco era capaz de mover o filamento, variando com a magnitude e direção desta corrente. Este movimento era projetado num filme fotográfico rodando a uma velocidade de 25 mm/s [3].

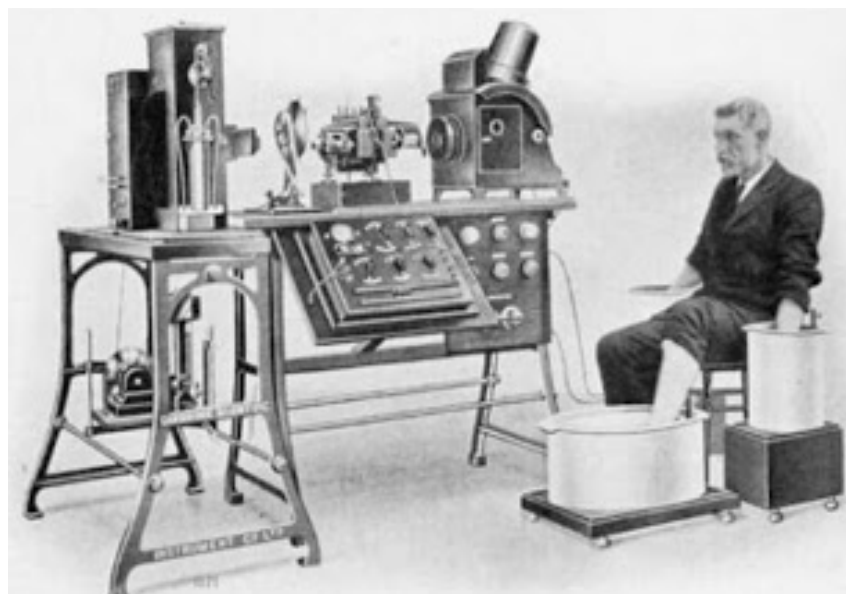


Figura 1 — Eletrocardiógrafo usado por Lewis, construído pela Cambridge Scientific Instrument of London, 1911. Fonte: [3]

No laboratório da Universidade de Leyden, em 1901, o trabalho de Einthoven foi apresentado pela primeira vez, e de forma mais aprofundada em 1903. Um colega de Einthoven, Johannes Bosscha, sugeriu que ele transmitisse os impulsos elétricos adquiridos no hospital até o laboratório. Em 1905, utilizando a linha telefônica, Einthoven realizou o primeiro tele-eletrocardiograma, que tinha como princípio de funcionamento um microfone conectado ao tórax do paciente. Era o início da telemedicina. Em 1913, Einthoven introduziu a vetocardiografia, na qual utilizava o conceito de vetor cardíaco na distinção entre hipertrofias e mudanças na posição do coração [2].

Por todos os seus trabalhos desenvolvidos com o galvanômetro de corda, Einthoven recebeu o prêmio Nobel de Fisiologia e Medicina em 1924, sendo considerado, atualmente, o pai da eletrocardiografia.

2.1.1. Fisiologia Cardíaca

O coração é um órgão muscular oco, envolto por um saco cheio de líquido chamado pericárdio e localizado no interior da cavidade torácica. Sua função é bombear o sangue oxigenado (arterial) proveniente dos pulmões para todo o corpo e direcionar o sangue desoxigenado (venoso), que retornou ao coração, até os pulmões, onde deve ser enriquecido com oxigênio novamente [4].

O coração é dividido em quatro câmaras. Sangue venoso e sangue arterial são separados por meio de um septo (membrana) vertical. A divisão horizontal é feita por válvulas atrioventriculares: a mitral divide o lado esquerdo em dois; a tricúspide, o lado direito. As câmaras superiores são chamadas de átrios (esquerdo ou direito), e as inferiores são conhecidas como ventrículos (esquerdo ou direito) [4].

Além dessas membranas que permitem o fluxo sanguíneo controlado por pequenos orifícios, o coração tem válvulas que se encontram na saída de cada ventrículo: a válvula aórtica, ligando o órgão à aorta (principal artéria do sistema circulatório), e a válvula do tronco pulmonar, permitindo o fluxo de sangue até os pulmões [5].

As portas de entrada do sangue no coração são conhecidas como veia cava superior, responsável pelo fluxo proveniente da cabeça e membros superiores, e veia cava inferior, que traz o sangue do abdômen e dos membros inferiores [5].

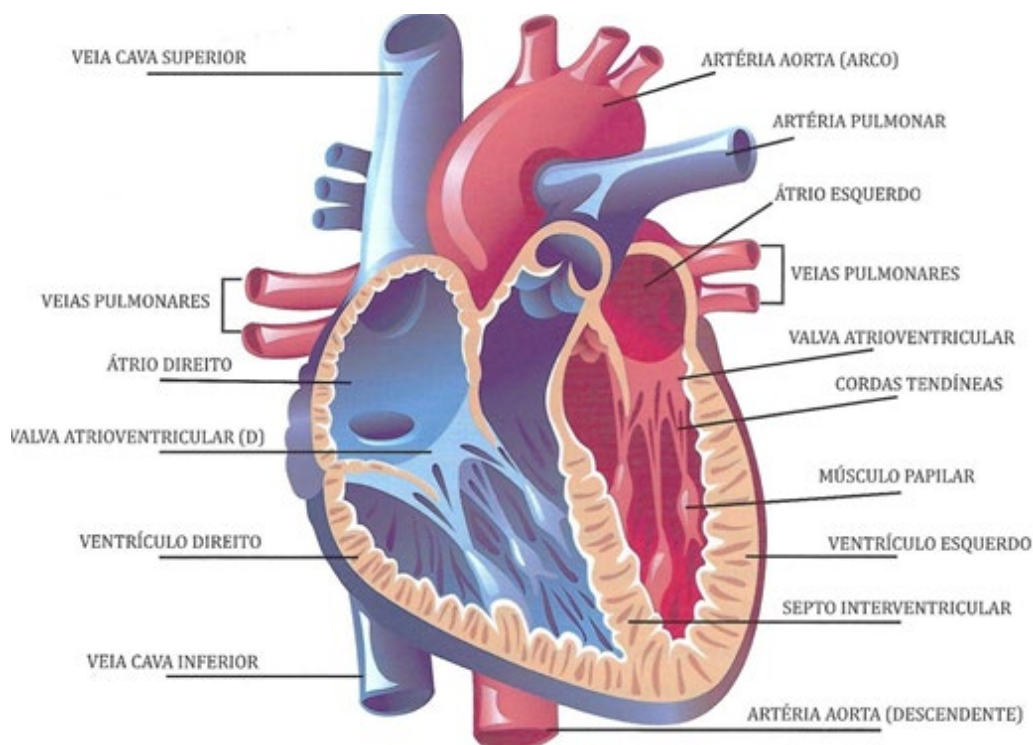


Figura 2 — Coração. Fonte: [4]

O sangue arterial é rico em oxigênio e pobre em gás carbônico e ao circular por todo o corpo origina o sangue venoso. O sangue venoso entra no átrio direito através das veias cavas e passa pela válvula tricúspide para o ventrículo direito. Do ventrículo direito, o sangue é bombeado para os pulmões. Nos pulmões, o sangue venoso é oxigenado e se transforma em sangue arterial, sendo direcionado pelas veias pulmonares para o átrio esquerdo. De lá, atravessa a válvula mitral, alcançando o ventrículo esquerdo. Através da artéria aorta é bombeado para o restante do corpo [6].

O ciclo cardíaco consiste em um período de contração, a sístole, e outro de relaxamento, a diástole. Com a cavidade ventricular cheia, os ventrículos contraem-se fechando as válvulas atrioventriculares e abrindo as válvulas da aorta e do tronco pulmonar. A pressão sanguínea sistólica representa a mais alta pressão durante esta fase. No fim deste período, as válvulas aórticas e pulmonares são fechadas e a pressão ventricular cai abaixo da pressão atrial. Então, as válvulas atrioventriculares são abertas e o sangue flui dos átrios para os ventrículos, ocorrendo assim, a diástole ventricular [7].

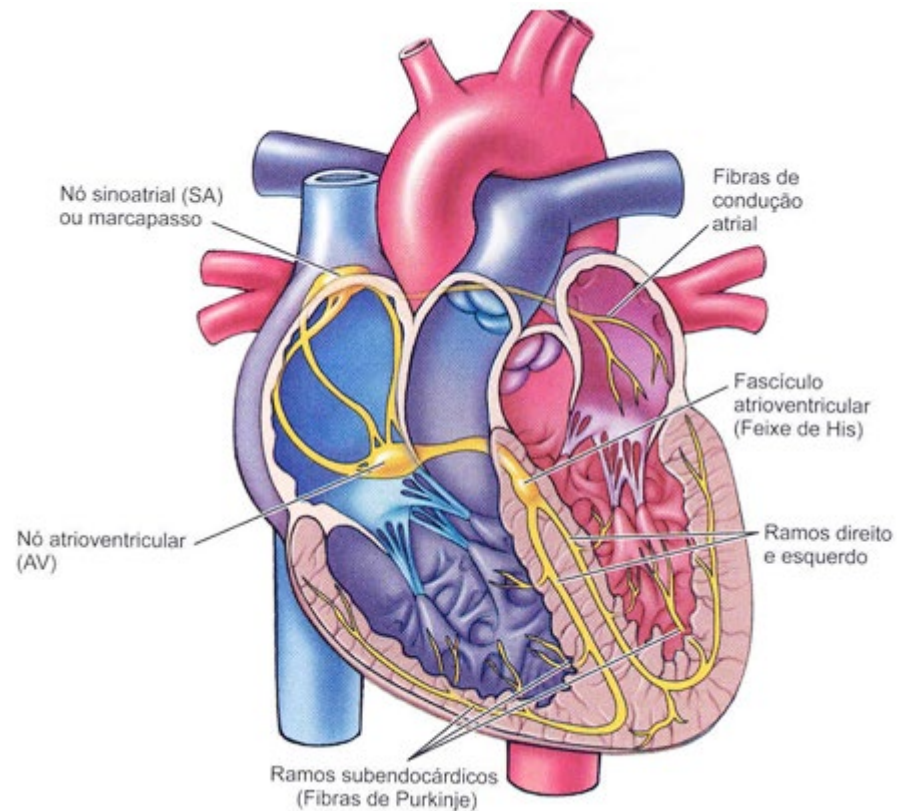


Figura 3 — Sistema de Condução Intracardíaco. Fonte: [7]

Mas para que esse processo mecânico de contração e relaxamento ocorra, e com isso a função de bombeamento, é necessário que seja precedido pela atividade elétrica. O sinal elétrico, ao se propagar pela musculatura, resultará na atividade mecânica.

O nódulo sinoatrial ou sinusal (SA) localizado no alto do átrio direito, junto da veia cava superior, Figura 3, é responsável pela regularização da atividade elétrica do coração; é ele quem determina a frequência cardíaca. O sistema nervoso estimula o nódulo SA para que haja aumento ou diminuição da frequência cardíaca [7].

Os impulsos gerados no nódulo SA passam através de vias atriais resultando na contração dos átrios e seguem para o nódulo atrioventricular (AV), tendo sua propagação atrasada e fazendo com que os ventrículos se encham de sangue. Em seguida, esta onda de despolarização segue para o feixe de His, que é dividido nos ramos direito e esquerdo, e através deles para o sistema de Purkinje chegando aos ventrículos [7].

Quando as células cardíacas não são estimuladas, tem-se o potencial de repouso, sendo aproximadamente de -90 mV com relação ao interior da célula. Em

decorrência do estímulo, pode-se originar o potencial de ação, através de uma rápida variação do potencial de repouso, passando do potencial negativo para o positivo [7]. No processo inicial do batimento cardíaco, os canais na membrana celular se abrem, assim liberando a entrada de íons Na^+ e mais lentamente a entrada de Ca^+ . Dessa forma, o potencial negativo torna-se positivo, ocasionando a despolarização. Em seguida, após um breve período, os canais da célula se abrem permitindo a saída do íon K^+ , assim o potencial volta a ser -90 mV , causando a repolarização. A passagem forçada de íons Na^+ e K^+ é conhecida como bomba de potássio e serve para restabelecer a distribuição iônica anterior [7].

2.1.2. Morfologia do sinal eletrocardiográfico

O eletrocardiograma (ECG) é o registro das variações do potencial elétrico durante a atividade cardíaca. O sinal de ECG é formado por ondas características, apresentadas na Figura 4.

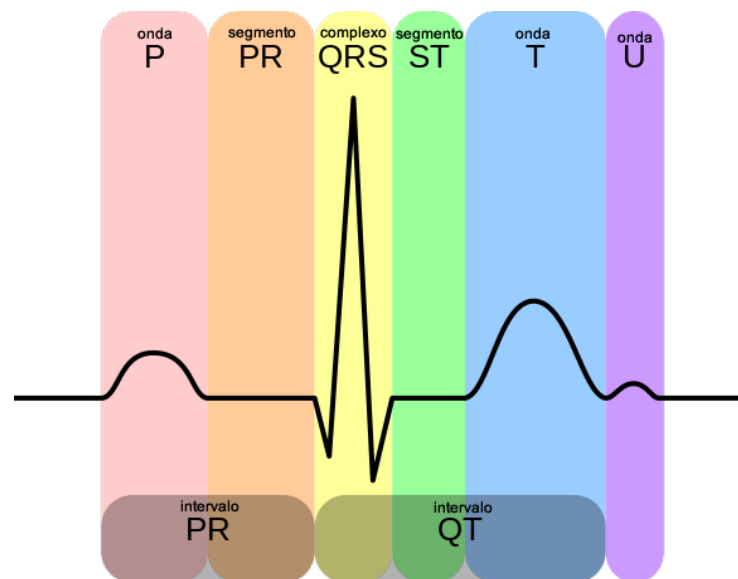


Figura 4 — Sistema de Condução Intracardíaco. Fonte: [8] (Adaptada)

As variações no potencial elétrico, consistem em somas algébricas dos potenciais de ação nas fibras do miocárdio e são adquiridas em qualquer parte do corpo, pois há boa condutividade elétrica dos fluidos corporais.

Normalmente, a frequência cardíaca de uma pessoa em repouso é de 60 a 100 batimentos por minuto. O intervalo de frequência do sinal varia de 0,01 a 200 Hz e a amplitude de 0,2 a 4 mV [9].

A grande maioria dos eletrocardiógrafos possibilita a aquisição de sinal de forma não-invasiva, através de eletrodos fixados à pele que não causam dor, risco de choques elétricos ou infecções [9].

A onda P é ocasionada pela propagação e despolarização atrial, isto é, há mudança do potencial de repouso negativo para o potencial de ação positivo. A primeira parte da onda corresponde à despolarização do átrio direito e a parte final à despolarização do átrio esquerdo [10]. A repolarização atrial é caracterizada pelo retorno ao potencial de repouso, acontece simultaneamente à despolarização ventricular e como esta última possui amplitude maior, a primeira não é percebida [10]. Problemas presentes nos átrios como a taquicardia paroxística atrial, anomalia esta que inverte a polaridade da onda P durante o batimento acelerado, bloqueio sinoatrial ou taquicardia paroxística nodal A-V podem ser detectadas através da onda P [10].

O intervalo PR corresponde ao período entre a ativação dos átrios até a ativação dos ventrículos e é utilizado para verificar o diagnóstico do bloqueio completo cardíaco de primeiro, segundo (quando há prolongamento do intervalo e ausência de alguns batimentos) e terceiro grau, contrações atriais prematuras e para determinar a gravidade de doenças como a febre reumática [11]. De um modo geral, a normalidade varia entre 0,12 s e 0,20 s ou 0,22 s [10].

O complexo QRS ocorre na despolarização dos ventrículos e a frequência fundamental, na superfície do corpo, é de aproximadamente 10 Hz. Na maioria das literaturas para diagnósticos se encontra abaixo de 100 Hz em adultos e em crianças possui componentes importantes de até 250 Hz [9]. O complexo QRS, permite a identificação de disfunções como o bloqueio intraventricular incompleto, em que o complexo fica disforme e a contração ventricular prematura. O complexo se prolonga e apresenta tensões acima do normal [9].

O intervalo QT corresponde à duração total da sístole ventricular e sua medição auxilia no diagnóstico da síndrome do QT longo e curto e a realização do pré-diagnóstico de arritmias ventriculares graves. A variabilidade do intervalo QT, analisando o valor de dispersão temporal do intervalo QT, é utilizado para diagnosticar risco de morte súbita [9].

A onda T ocorre durante a repolarização dos ventrículos e sua frequência é de aproximadamente 1 a 2 Hz [10]. Relacionada as mudanças na forma do complexo QRS, a inversão de polaridade indica contração prematura dos ventrículos [9]. Representa a repolarização ventricular com voltagem menor que a do QRS.

A onda U é uma deflexão pequena, seguindo a polaridade da onda T, seu início é desconhecido. Pressupõe-se que é o resultado da recuperação do sistema His-Purkinje ou do miocárdio em áreas sem rede de Purkinje [10].

O segmento ST, que começa no fim do complexo QRS e termina no início da onda T, é também conhecido como ponto J. É normalmente isoelétrico (0 mV) e sua duração geralmente não é determinada, pois é avaliado englobado ao intervalo QT. Este segmento é avaliado em termos de seu desnivelamento em relação à linha isoelétrica de repouso na fase de diástole entre os ciclos cardíacos. Este segmento pode indicar infarto do miocárdio, se elevado, e isquemia coronariana se inclinado ou caído [10].

No sinal cardíaco, componentes de menor frequência são as mais importantes para o diagnóstico, pois o sinal apresenta amplitude de 2 mV e frequências harmônicas de amplitude significativas até 150 Hz. Berson e Pipberger, em 1966, estabeleceram que a frequência de corte inferior do sistema de filtragem é em 0,05 Hz, valor geralmente usado em pesquisa e diagnósticos avançados. A banda de frequências utilizada na eletrocardiografia clínica é de 0,05 Hz a 100 Hz, enquanto na de monitorização a faixa é de 0,5 Hz a 50 Hz [10].

2.1.3. Derivações

O arranjo das posições dos eletrodos para aquisição do sinal de ECG são as de derivação, em que cada uma representa diferentes direções da propagação da atividade elétrica do coração e sua escolha é fundamental na identificação do desequilíbrio do músculo cardíaco.

O potencial elétrico gerado pela atividade cardíaca se propaga até a superfície do corpo e Einthoven escolheu as mãos e o pé esquerdo como pontos de contato com a pele para obtenção de sinais.

Os principais modos de posicionamento dos eletrodos para a aquisição do sinal de ECG são o sistema de Einthoven e as montagens unipolares de Goldberg e de Wilson [11].

2.1.3.1. Sistema de Derivações de Einthoven

O sistema de derivação de Einthoven, mostrado na Figura 5, foi apresentado em 1912 e representa o posicionamento de eletrodos no braço direito (RA), no braço esquerdo (LA) e na perna esquerda (LL), formando assim o triângulo de Einthoven, em cujo centro se situa idealmente o coração.

A derivação I é obtida quando o terminal negativo do eletrocardiógrafo é conectado ao braço direito e o terminal positivo ao braço esquerdo. Quando o ponto no qual o braço direito se liga ao tórax está eletronegativo em relação ao ponto onde o braço esquerdo se liga, o sinal é registrado positivo, em caso contrário, registra negativamente [12].

A derivação II, o terminal negativo do eletrocardiógrafo é conectado ao braço direito e o terminal positivo à perna esquerda. Quando o braço direito está negativo em relação à perna esquerda, o sinal é positivo [12].

E por fim, a derivação III, em que o terminal negativo do eletrocardiógrafo é conectado ao braço esquerdo e o terminal positivo à perna esquerda. Dessa forma, quando o braço esquerdo é negativo em relação à perna esquerda, o sinal registrado é positivo [12].

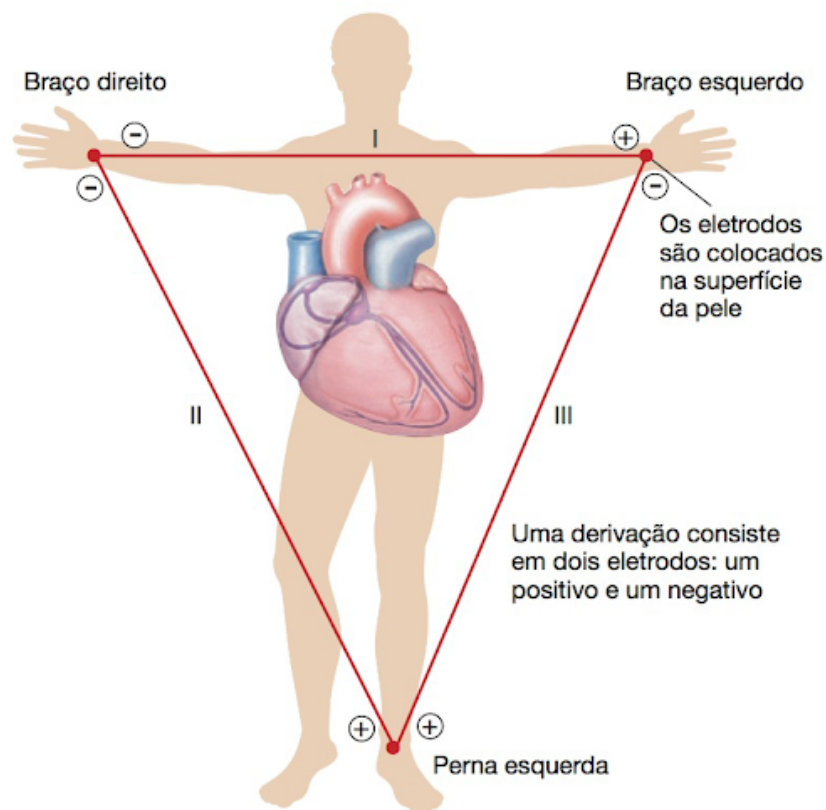


Figura 5 – Triângulo de Einthoven. Fonte: [3] (Adaptada)

A tensão medida em cada uma das derivações corresponde à projeção do coração. Os sinais registrados pelas derivações do Triângulo de Einthoven são:

$$V_I = \phi_{LA} - \phi_{RA} \quad (1)$$

$$V_{II} = \phi_{LL} - \phi_{RA} \quad (2)$$

$$V_{III} = \phi_{LL} - \phi_{LA} \quad (3)$$

Em que

V_I = Tensão na derivação I

V_{II} = Tensão na derivação II

V_{III} = Tensão na derivação III

ϕ_{LA} = Potencial no braço esquerdo

ϕ_{RA} = Potencial no braço direito

ϕ_{LL} = Potencial na perna esquerda

Essa configuração é baseada na Segunda Lei de Kirchhoff, em que afirma que num circuito fechado, a soma das diferenças de potencial é igual a zero. Assim, as tensões das derivações podem ser escritas como:

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

2.1.3.2. Terminal Central de Wilson

Frank Norman Wilson definiu os potenciais eletrocardiográficos unipolares, conectando os eletrodos dos mesmos terminais do triângulo de Einthoven a um terminal central através de resistores de 5 k Ω [13]. Somando-se as correntes que deixam o terminal central tem-se:

$$I_{RA} + I_{LA} + I_{LL} = \frac{\phi_{CT} - \phi_{RA}}{5000} + \frac{\phi_{CT} - \phi_{LA}}{5000} + \frac{\phi_{CT} - \phi_{LL}}{5000} = 0 \quad (5)$$

O potencial no terminal central é a média dos potenciais que o formam:

$$\phi_{CT} = \frac{\phi_{RA} + \phi_{LA} + \phi_{LL}}{3} \quad (6)$$

Em que o potencial ϕ_{CT} é o potencial no terminal central.

Assim, pode-se encontrar as derivações de Wilson:

$$V_F = \phi_{LL} - \phi_{CT} = \frac{2\phi_{LL} + \phi_{RA} - \phi_{LA}}{3} \quad (7)$$

$$V_R = \phi_{RA} - \phi_{CT} = \frac{2\phi_{RA} - \phi_{LA} - \phi_{LL}}{3} \quad (8)$$

$$V_L = \phi_{LA} - \phi_{CT} = \frac{2\phi_{LA} - \phi_{RA} - \phi_{LL}}{3} \quad (9)$$

Em que:

V_F = Derivação da perna esquerda

V_R = Derivação no braço direito

V_L = Derivação no braço esquerdo

2.1.3.3. Sistema de Derivações Precordiais de Wilson

Em 1930, a fim de obter um melhor sinal de ECG, Wilson realizou uma configuração de derivações unipolares a fim de obter um melhor sinal de ECG como mostrado na Figura 7. Neste sistema, há seis derivações precordiais, nomeadas de V1 a V6, que são obtidas ligando-se o eletrodo negativo ao terminal central de Wilson e o eletrodo positivo sucessivamente sobre as seis posições [13]:

- V1: quarto espaço intercostal, à direita do esterno;
- V2: quarto espaço intercostal, à esquerda do esterno;
- V3: a meio caminho dos pontos V2 e V4;
- V4: quinto espaço intercostal esquerdo, na linha claviclar média;
- V5: quinto espaço intercostal esquerdo, na linha axilar anterior;
- V6: quinto espaço intercostal esquerdo, na linha axilar média.

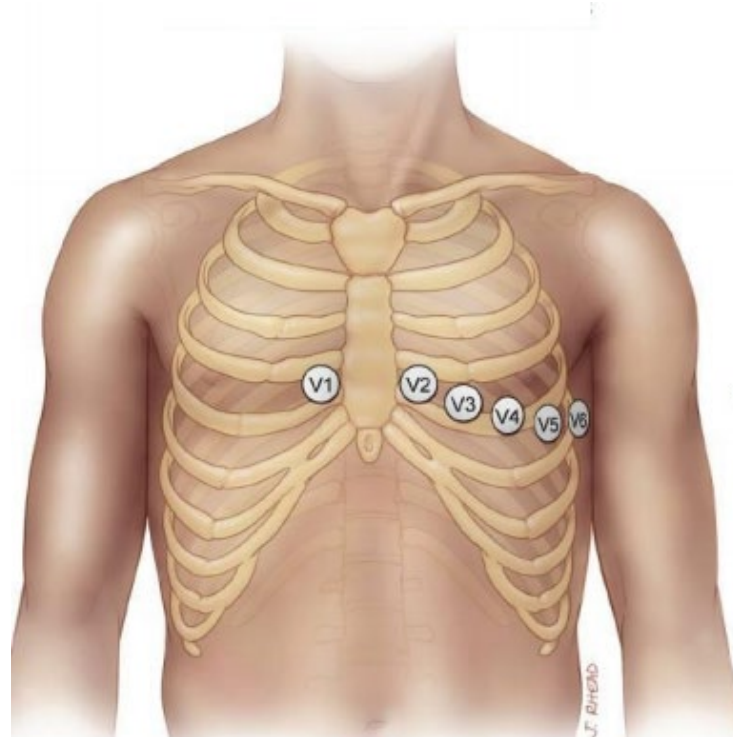


Figura 6 - Locais de posicionamento dos eletrodos para obtenção das derivações precordiais.

Fonte: [13] (Adaptado).

Essas derivações são capazes de registrar pequenas anormalidades dos ventrículos, principalmente em sua parede anterior. A Figura 7 mostra o resultado normal das seis derivações precordiais.

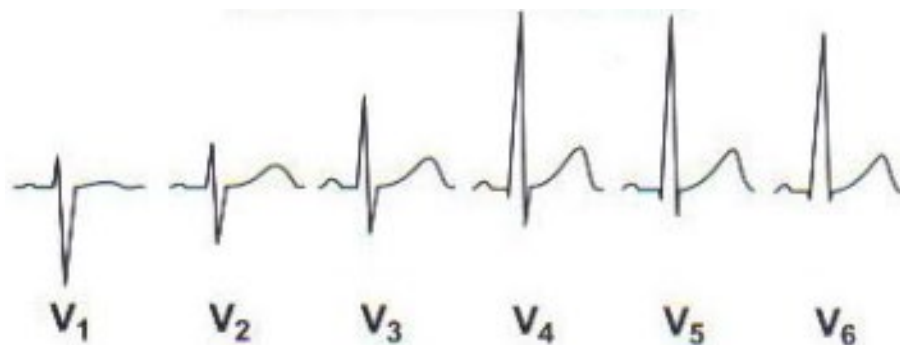


Figura 7 - Eletrocardiogramas normais das derivações precordiais. Fonte: [12].

A derivação precordial registra todos os eventos elétricos do ciclo cardíaco. Matematicamente, é possível registrar a atividade elétrica do coração em qualquer parte do corpo, valorizando a eletrocardiografia [13].

2.1.3.4. Sistema de Derivações de Goldberg

Em 1942, Emanuel Goldberger realizou a configuração de um sistema de derivações unipolares que substituíam as derivações de Wilson pelas derivações aumentadas: aV_R , aV_L e aV_F . Os sinais das derivações eram ampliados eliminando a resistência e ligava o terminal central de Wilson ao terminal medido [10]. A derivação aV_R é obtida quando se liga o eletrodo positivo ao braço direito. De forma semelhante, para as derivações aV_L e aV_F deve-se ligar o eletrodo positivo no braço esquerdo e na perna esquerda respectivamente [14]. A Figura 9 mostra o registro normal dessas derivações.

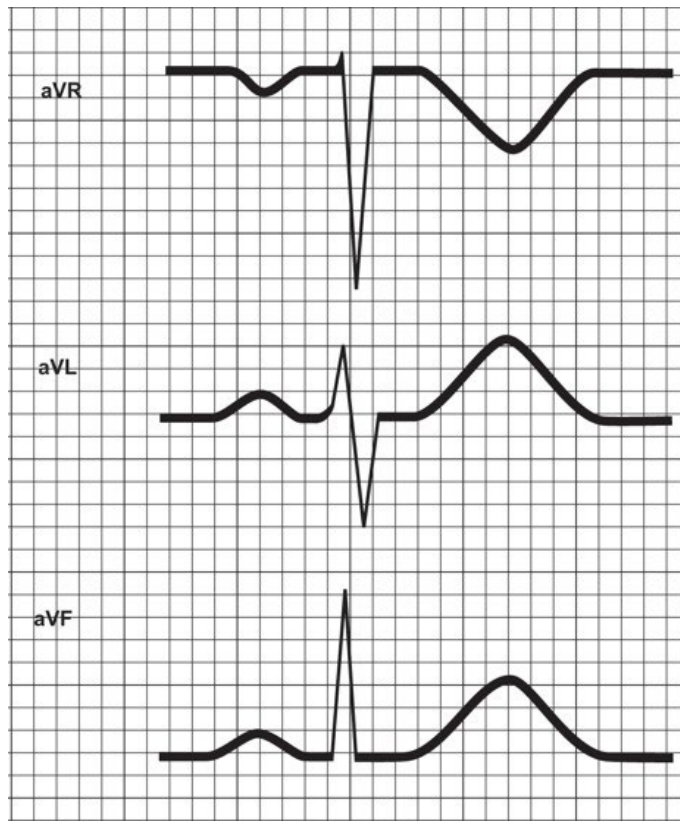


Figura 8 - Registros normais de eletrocardiograma das derivações aumentadas. Fonte: [14].

A equação da tensão da derivação aumentada aV_R , é dada por:

$$V_{aVR} = \phi_{RA} - \phi_{CT(aVR)} = \phi_{RA} - \frac{\phi_{LA} + \phi_{LL}}{2} = \frac{2\phi_{RA} - \phi_{LA} - \phi_{LL}}{2} \quad (10)$$

Em que:

$\phi_{CT(aVR)}$ = Potencial do terminal central para a derivação aumentada aV_R .

Da mesma forma:

$$V_{aVL} = \phi_{LA} - \phi_{CT(aVR)} = \phi_{LA} - \frac{\phi_{RA} + \phi_{LL}}{2} = \frac{2\phi_{LA} - \phi_{RA} - \phi_{LL}}{2} \quad (11)$$

$$V_{aVF} = \phi_{LL} - \phi_{CT(aVR)} = \phi_{LL} - \frac{\phi_{LA} + \phi_{RA}}{2} = \frac{2\phi_{LL} - \phi_{LA} - \phi_{ra}}{2} \quad (12)$$

Em que:

$\phi_{C(aVL)}$ = Potencial do terminal central para a derivação aumentada aV_L .

$\phi_{CT(aVF)}$ = Potencial do terminal central para a derivação aumentada aV_F

A amplitude dessas derivações pode ser até 50% maior que as precordiais [1].

2.1.3.5. Sistema de 12 derivações

Clinicamente, o sistema de 12 derivações é o mais utilizado, pois é formado pelas derivações I, II, III (Derivações de Einthoven), aVR, aVL, aVF (Derivações de Goldberger), V1, V2, V3, V4, V5 e V6 (Derivações Precordiais) como mostrado na Figura 9. Este conjunto permite a obtenção de uma representação tridimensional da atividade elétrica cardíaca [15].

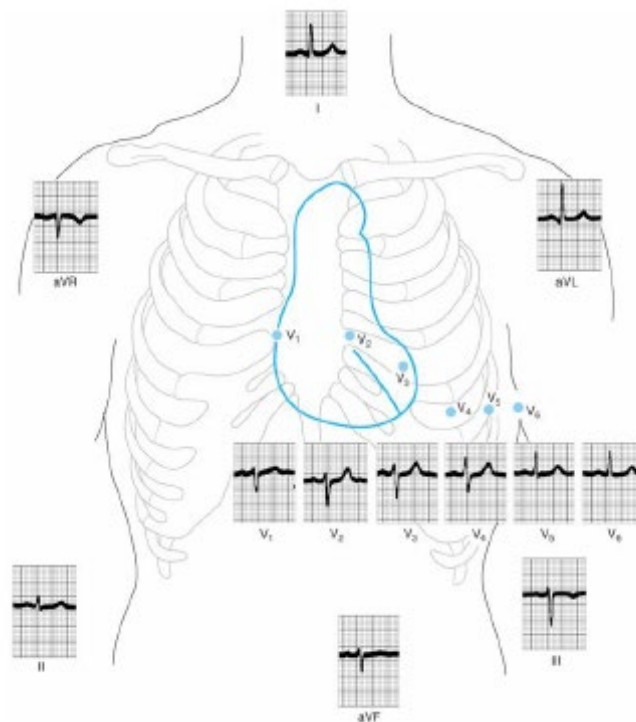


Figura 9 - Sistema de 12 Derivações. Fonte: [15] (Adaptado).

2.1.4. Interferências em sinal de ECG

O sinal de ECG possui duas características muito importantes a baixíssima amplitude e a alta sensibilidade às interferências. As interferências são provenientes de diferentes fontes, como as provenientes do ambiente em que está inserido até a gerada pelo próprio corpo do próprio paciente. Algumas dessas fontes já foram abordadas previamente, mas as principais são [16]:

- Ruído eletromagnético proveniente da rede elétrica de 50 Hz ou 60 Hz, de acordo com a localidade.
- Interferência de equipamentos eletrônicos próximos, pois os eletrodos funcionam como antenas captadoras.
- O eletrodo com o gel pode acumular potenciais por volta de 20 mV a 25 mV com a pele.
- Ruídos provenientes das contrações musculares, mesmo com o paciente em repouso.
- Potencial de meia célula, responsável pelo deslocamento da linha de base do sinal.

2.1.5. Características típicas de um eletrocardiógrafo

O eletrocardiógrafo amplifica, elimina ruídos e exibe o sinal elétrico do coração sem alteração de sua forma de onda. Devido ao baixo potencial elétrico e frequência do sinal, o eletrocardiógrafo deve obedecer à uma faixa de frequências específica para impedir a distorção do sinal, ter alta impedância de entrada, maior que 10 M Ω e amplificadores diferenciais com alta razão de rejeição de modo comum (CMRR – *Common Mode Rejection Ratio*) [17].

2.2. Circuitos de Aquisição do Sinal

Devido à baixa amplitude do sinal cardíaco e a grande quantidade de ruído inserida durante a aquisição do sinal de ECG, circuitos de condicionamento do sinal são necessários para amplificação e filtragem do sinal adquirido sem alterar a sua morfologia da onda original. O circuito de aquisição de sinal proposto é portanto constituído por um circuito amplificador de instrumentação, filtros Notch (60Hz) e filtro passa faixa (0,5 Hz a 40 Hz).

2.2.1 Amplificador de Instrumentação

O amplificador de instrumentação é um circuito eletrônico que é composto por amplificadores operacionais e resistores de modo que se crie um sistema que elimine a necessidade de um casamento de impedância com a resistência de entrada e possui as seguintes características:

- Elevada impedância de entrada;
- Controle de ganho através de uma única resistência;
- Elevada Rejeição de Modo Comum, ou CMRR;
- Simetria entre as entradas inversora e não-inversora.

Os circuitos amplificam a diferença entre as tensões. Na Figura 10, é possível identificar os dois estágios. O primeiro consiste em dois amplificadores em uma configuração não inversora e o segundo um amplificador diferencial [18].

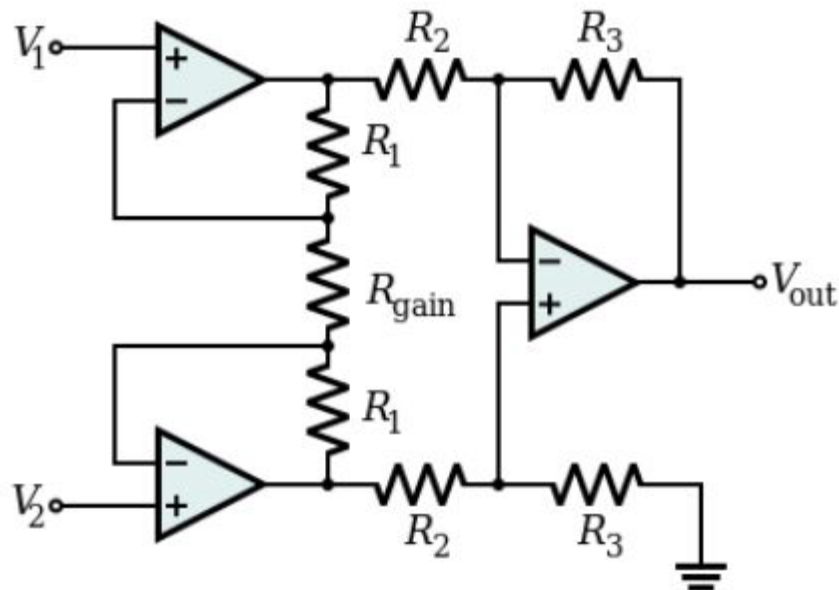


Figura 10 - Esquemático típico de um amplificador de instrumentação. Fonte: [18].

A equação característica do amplificador é dada por:

$$\frac{V_{2S} - V_{in}^+}{R_2} = \frac{V_{in}^+}{R_3}$$

$$V_{2S} = V_{in}^+ \left(\frac{R_2}{R_3} + 1 \right)$$

$$\begin{aligned}
V_{in}^+ &= V_{2S} \left(\frac{R_3}{R_2 + R_3} \right) \\
V_{in}^+ &= V_{2S} \left(\frac{R_3}{R_2 + R_3} \right) \\
\frac{V_{1S} + V_{in}^+}{R_2} + \frac{V_{out} - V_{in}^+}{R_3} &= 0 \\
-V_{1S} \left(\frac{R_3}{R_2} \right) + V_{2S} \left(\frac{R_3}{R_2} \right) &= V_{out} \\
V_{out} &= \left(\frac{R_3}{R_2} \right) (V_{2S} - V_{1S})
\end{aligned} \tag{13}$$

Para o primeiro estágio:

$$\begin{aligned}
\frac{V_{1S} - V_1}{R_1} &= \frac{V_1 - V_2}{R_{gain}} \\
V_{1S} &= \left(\frac{R_1}{R_{gain}} \right) (V_1 - V_2) + V_1 \\
\frac{V_{2S} - V_2}{R_1} &= \frac{V_2 - V_1}{R_{gain}} \\
V_{2S} &= \left(\frac{R_1}{R_{gain}} \right) (V_2 - V_1) + V_2 \\
(V_{2S} - V_{1S}) &= (V_2 - V_1) \left(\frac{2R_1}{R_{gain}} + 1 \right)
\end{aligned} \tag{14}$$

Substituindo a equação (14) em (13), temos como equação de saída:

$$V_{out} = \left(\frac{R_3}{R_2} \right) (V_2 - V_1) \left(\frac{2R_1}{R_{gain}} + 1 \right) \tag{15}$$

Devido aos dois amplificadores operacionais, o primeiro estágio possui altas impedâncias casadas. Ao aplicar um sinal de entrada no amplificador de instrumentação essa tensão é aplicada sobre uma resistência R_{gain} , passando para o segundo estágio com o ganho dado pelo fator $\left(\frac{2R_1}{R_{gain}} + 1 \right)$. Para sinais aplicados de modo comum nas duas entradas farão com que não tenha corrente fluindo pelo resistor R_{gain} resultando em um ganho unitário no segundo estágio. Esse é encarregado pela rejeição desse sinal, tendo como saída apenas o sinal diferencial.

2.2.2. Filtragem

Filtros eletrônicos são circuitos que executam funções de processamento de sinal, especificamente para atenuar características nas frequências indesejadas e ressaltar os elementos desejados. Filtros eletrônicos podem ser passivos ou ativos [18].

Filtros passivos tem o intuito de filtrar uma determinada frequência de sistema eletrônico (através da associação de resistores, capacitores e Indutores). Além de ser um circuito atenuador, ou seja, tem o módulo da relação entre os sinais de saída e de entrada, denominado ganho, menor que 1.

Filtros ativos utilizam amplificadores operacionais combinados com resistores e capacitores, possibilitando uma alta amplificação do sinal de entrada, sobretudo um sinal de nível muito baixo. O cascadeamento é comum para este tipo de filtro, ligando os filtros de primeira e de segunda ordem para se obter filtros de ordens mais altas. A impedância de saída do filtro ativo é muito baixa, possibilitando a ligação em cascata, porém o amplificador operacional limita a operação em altas frequências.

O formato da resposta dos filtros são classificados em [18] [19] :

- Bessel: faixa de passagem e de rejeição planas; região de transição suave;
- Butterworth: faixa de passagem e de rejeição planas; região de transição moderada;
- Chebyshev 1: faixa de passagem com oscilação; região de transição moderada; faixa de rejeição plana;
- Chebyshev 2: faixa de passagem plana; região de transição moderada; faixa de rejeição com oscilação;
- Eliptico: faixa de passagem e rejeição com oscilações; região de transição abrupta.

2.2.2.1. Filtro Passa-Baixas

Filtros Passa-Baixas, ou FPB, são arranjos capazes de retirar ou atenuar componentes espectrais de frequências superiores ou iguais à determinada frequência de corte. Uma de suas aplicações muito utilizada no processamento de sinais se encontra a de filtro *anti-aliasing*. Esse tipo de procedimento, realizado principalmente em processamento de sinais e sistemas de comunicação, é

responsável por retirar componentes do espectro que possam causar distorção ao se sobrepor ao sinal de interesse na reconstrução do sinal [18].

Existem diversas configurações e arranjos possíveis para a implementação de um filtro Passa-Baixas, como filtros passivos e filtros ativos que utilizam amplificadores operacionais e circuitos RC, ambos de filtragem analógica. A Figura 11 mostra os esquemas básicos dessas duas topologias [16].

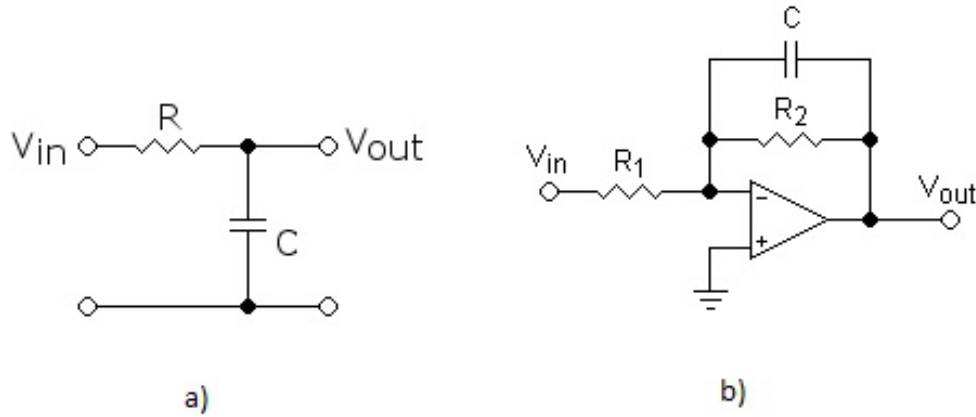


Figura 11 - Filtros Passa-Baixas: a) Circuito RC de primeira ordem. b) Filtro Passa-Baixas ativo. Fonte: [18].

Para o circuito Passa-Baixas RC e ativo as funções de transferência são dadas, respectivamente, pelas seguintes equações:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{\sqrt{1+(2\pi fRC)^2}} \quad (16)$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R_2}{R_1} \frac{1}{(1+j2\pi R_2 C)} \quad (17)$$

A frequência de corte de um filtro é definida como a frequência à qual a potência do sinal de saída é metade da potência do sinal de entrada. A tensão de saída tem uma redução que corresponde a uma atenuação de -3dB. Sua frequência de corte é dada por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} \quad (18)$$

O filtro Passa-Baixas deixa passar apenas os sinais que se encontram abaixo da frequência de corte do filtro, após esta frequência há uma atenuação do sinal como representado na Figura 12.

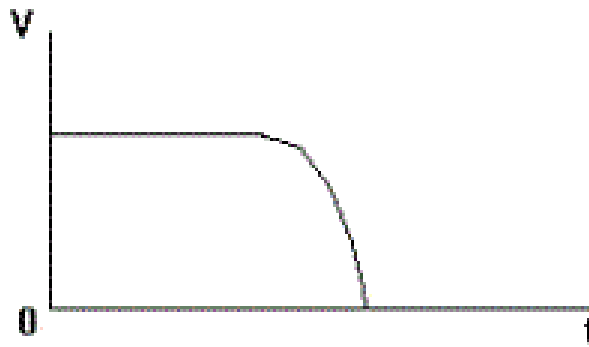


Figura 12 - Curva esquemática teórica de um filtro Passa-Baixas. Fonte: [16]

Na Figura 12 tem-se a resposta genérica de um filtro ativo Passa-Baixas a partir do circuito integrador quando avaliada em função da frequência.

2.2.2.2. Filtro Passa-Altas

De forma similar, filtros Passa-Altas (FPA) são topologias capazes de atenuar o sinal para frequências abaixo de sua frequência de corte, permitindo a passagem apenas de componentes espectrais de maior valor. A Figura 13 mostra as duas topologias mais simples de filtros FPA analógicos [18] [19].

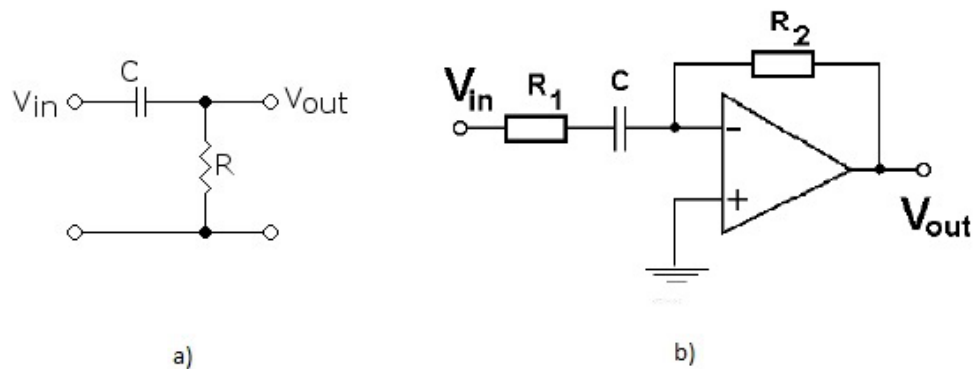


Figura 13 – Filtros Passa-Altas: a) Circuito RC de primeira ordem. b) Filtro Passa-Altas ativo. Fonte: [18].

Para o circuito Passa-Baixas RC e ativo as funções de transferência são dadas, respectivamente, pelas seguintes equações:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R_2}{R_1} \frac{2\pi R_1 C}{1 + j2\pi f R_1 C} \quad (19)$$

A frequência de corte deste filtro Passa-Altas ativo de primeira ordem é dada por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (20)$$

A banda de corte é definida a partir de um valor mínimo de atenuação garantido pelo filtro a uma dada frequência. A Figura 14 apresenta a curva esquemática de um filtro Passa-Altas.

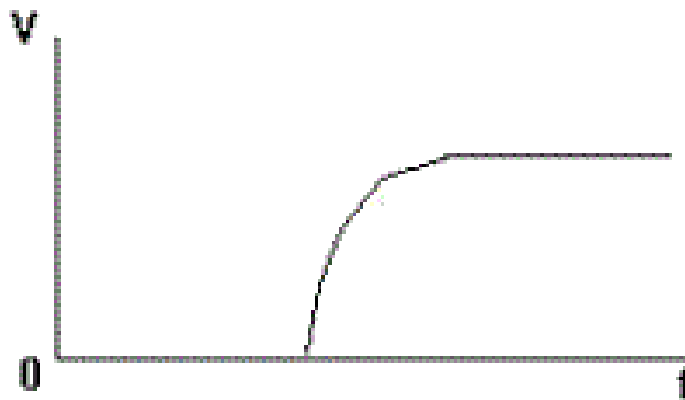


Figura 14 - Curva esquemática teórica de um filtro Passa-Altas. Fonte: [16]

2.2.2.3. Filtro Notch

O Filtro Notch é uma derivação dos filtros rejeita-faixas que têm como principal finalidade a remoção de componentes de frequência específica de um sinal. Circuitos Rejeita-Faixas são projetados como uma associação entre o filtro Passa-Baixas e o filtro Passa-Altas, pois sua faixa de rejeição é delimitada inferiormente pela frequência de corte ω_1 do FPB e superiormente pela frequência de corte ω_2 do FPA. O filtro Notch é projetado para que que essa faixa de frequência seja tão estreita a ponto de se eliminar apenas uma componente espectral específica [19].

Sua aplicação mais utilizada é na remoção de ruídos provenientes da rede elétrica, seja de 50 Hz ou 60 Hz, fonte de interferência bastante impactante para sinais médicos de baixa amplitude. Sua função de transferência $H(Z)$ é dada pela seguinte equação:

$$H(Z) = \frac{1 - \cos\left(\frac{2\pi\omega_n}{f_s}\right)Z^{-1} + Z^{-2}}{1 - 2r\cos\left(\frac{2\pi\omega_n}{f_s}\right)Z^{-1} + r^2Z^{-2}} \quad (21)$$

Em que:

ω_n é a frequência a ser filtrada;

f_s é a frequência de amostragem;

r é o raio dos polos e zeros do domínio Z .

3. Projeto Proposto

O circuito inicialmente montado em *protoboard* foi testado e adaptado diversas vezes até que se chegasse à configuração final. O sistema consiste em um circuito para aquisição do sinal elétrico do coração de acordo com diagrama de blocos da Figura 15.

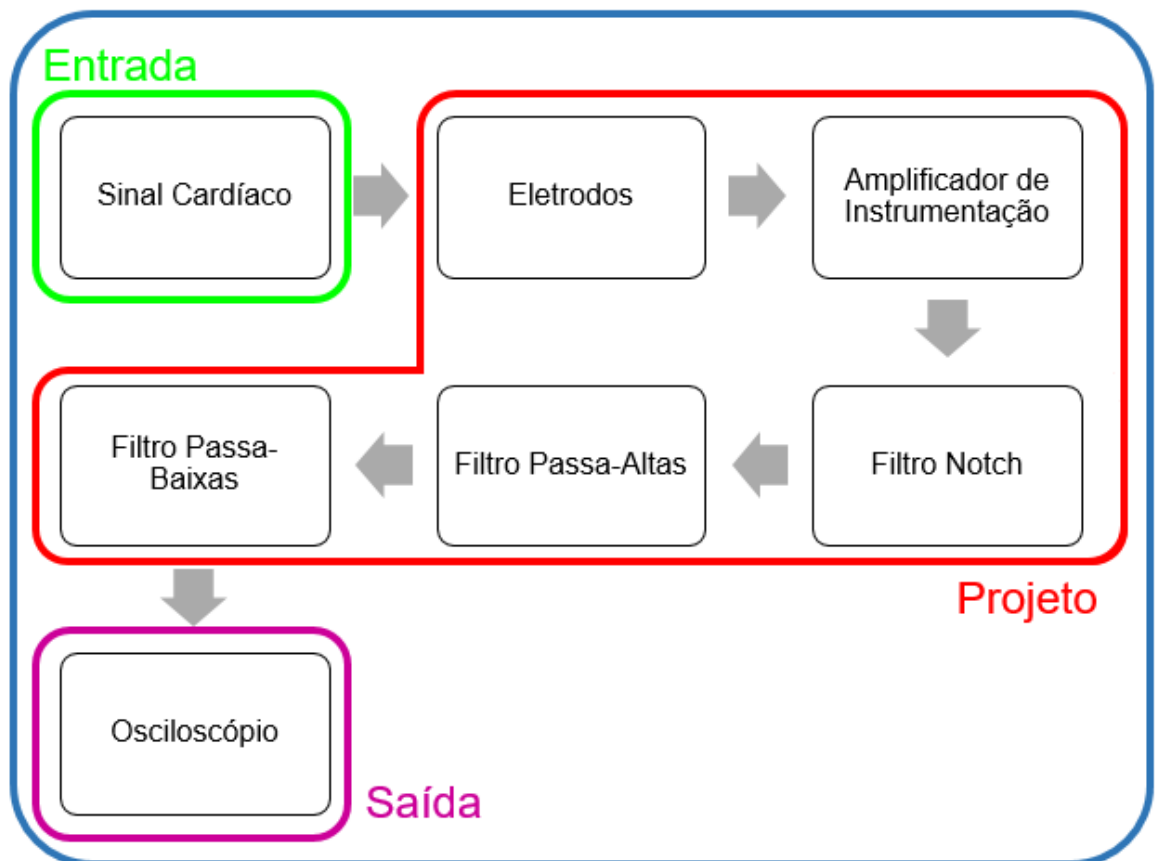


Figura 15 - Diagrama de Blocos do Sistema Proposto. Fonte: Autor

3.1. Eletrodo

Os eletrodos proporcionam uma transferência de corrente iônica para corrente eletrônica (onde os portadores de carga são os elétrons livres, como nos condutores metálicos), tornando possível a conversão de biopotenciais em potenciais elétricos captados e processados por circuito eletrônicos. Os processos que ocorrem na interface entre o tecido biológico e o eletrodo metálico são complexos, mas de um modo geral podemos dizer que para eletrodos metálicos que alcançam o chamado equilíbrio termodinâmico, reações de oxirredução na superfície dos eletrodos são responsáveis pela conversão iônica-eletrônica, dando ainda origem ao aparecimento

de uma diferença de potencial d.d.p. entre o tecido e o eletrodo, conhecida como potencial de meia-célula. Tais potenciais podem levar a efeitos indesejáveis na captação dos biopotenciais. Um dos problemas comumente causados pelos potenciais de meia-célula é aquele decorrente da movimentação relativa do eletrodo em relação ao tecido biológico. Esta movimentação causa alterações no potencial de meia-célula, dando origem a sinais indesejáveis conhecidos como artefatos de movimentos. Logo, para que haja melhor obtenção do biopotencial de interesse, é desejável que o contato eletrodo-pele seja estável e apresente o mínimo de movimento relativo possível.

Outro problema associado à boa qualidade do biopotencial captado é a eliminação da camada de células mortas existentes na superfície da pele e que se denomina estrato córneo. Tal camada, por apresentar células com modificação celular em relação às células mais profundas, funciona como atenuador para os biopotenciais. Deste modo, antes da captação de biopotenciais é sempre recomendado um procedimento padrão para limpar a região da pele onde será fixado o eletrodo, que é realizado esfregando a pele com uma gaze embebida em álcool e, se necessário, a tricotomia (a retirada de pelos da área de contato).

Mesmo com a extração do estrato córneo, é comum utilizar-se um gel condutivo no eletrodo, que além de ajudar a fixar, melhora a interface eletroquímica eletrodo-pele. As raras contraindicações ou complicações existentes com o uso de eletrodos estão relacionadas com reações alérgicas leves às substâncias como álcool, o metal de contato ou o gel condutor.



Figura 16 - Eletrodo descartável MediTrace.

Para aquisição do sinal, são utilizados 3 eletrodos de prata / cloreto de prata, do tipo descartáveis e autocolantes (Figura 16) dispostos um na altura da costela direita, outro na da esquerda e outro no manúbrio, como pode ser visto na Figura 17. Essa configuração foi escolhida para a diminuição da resistência do corpo, pois quanto

menor a distância dos eletrodos ao coração, menor será a interferência e perda no sinal. O sinal da costela esquerda (representando a perda esquerda LL) é ligado à entrada positiva de um amplificador de instrumentação (INA121, cujo funcionamento será melhor descrito posteriormente) e o do manúbrio (representando o braço direito RA) à entrada negativa. O da costela direita é ligada ao mesmo referencial de terra do circuito para evitar interferências de corrente e servir como potencial de referência. Dessa forma, obtemos a derivação II do sistema idealizado por Einthoven.

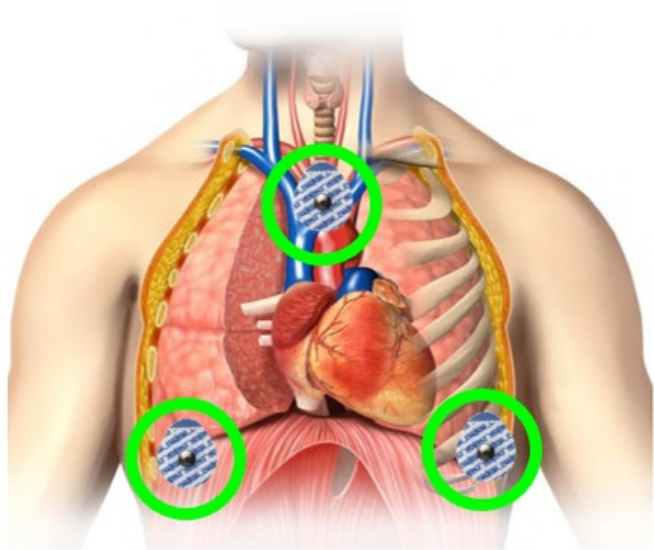


Figura 17 - Disposição dos eletrodos. Fonte: [3] (Adaptada)

3.2. Captação de sinais

Um ponto importante a ser considerado quanto à aquisição do sinal de ECG e seu processamento é o ruído. Diferentes tipos de ruído podem comprometer o sinal. Alguns exemplos são a interferência da rede elétrica, ruído de contato do eletrodo, movimento, contração muscular, deriva de base e modulação de amplitude por respiração, ruído de instrumentação e ruído eletro-cirúrgico.

Para a aquisição do sinal de eletrocardiograma foi construído circuitos de aquisição, que consiste das seguintes partes:

- Amplificador de Instrumentação;
- Filtro Notch com frequência de corte de 60Hz;
- Filtro Passa-Alta com frequência de corte de 0,5 Hz;
- Filtro Passa-Baixa com frequência de corte de 40 Hz.

A. Amplificadores de Instrumentação

O amplificador de instrumentação é responsável por fornecer o primeiro ganho ao sinal de ECG proveniente dos eletrodos que tem em torno de 1 mV de amplitude. Para esta configuração, foi utilizado o amplificador de instrumentação INA121 da Texas Instruments, que possui características ideais para amplificar sinais de baixa amplitude, alta precisão, impedância de entrada e a rejeição de modo comum [20]. O *layout* do INA 121 utilizado é mostrado na Figura 18.

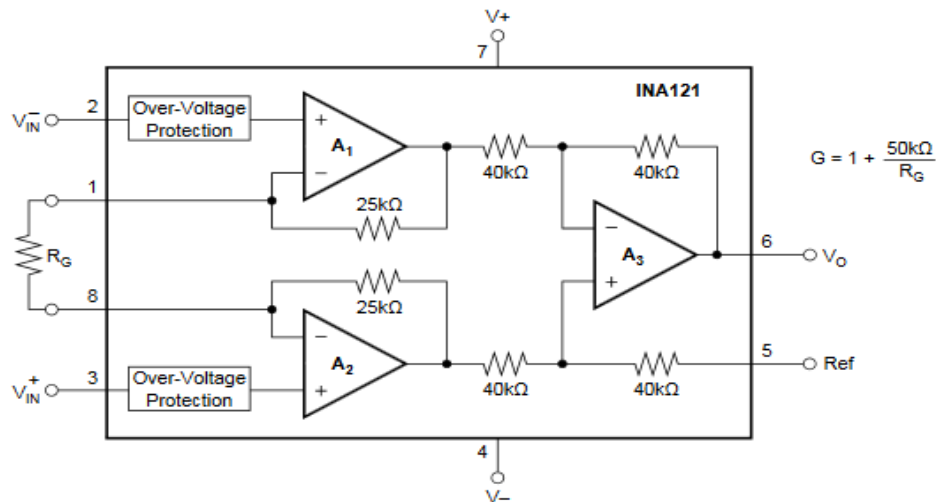


Figura 18– Amplificador de Instrumentação (INA 121). Fonte: [17]

O amplificador operacional INA 121 foi alimentado com uma tensão simétrica de no mínimo 5 V, projetado com uma resistência variável de 0 a 1 kΩ para se obter diferentes ganhos para operação em pacientes e de modo didático (gerador de sinais).

O ganho G dado pelo INA121, de acordo com o seu datasheet [20], é obtido através da variação do resistor externo R_G , como pode ser visto na equação a seguir:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (22)$$

Neste circuito, foram utilizados dois resistores de 100Ω para pacientes e de 1 KΩ para o uso em modo didático.

B. Filtro Notch

Para diminuir a interferência de 60 Hz da rede elétrica, foi implementado um circuito que consiste em um filtro rejeita-faixa, conhecido como Notch, que idealmente permite a passagem somente de uma frequência específica. A Figura 19 apresenta o circuito do filtro Notch que possui topologia Bessel de segunda ordem.

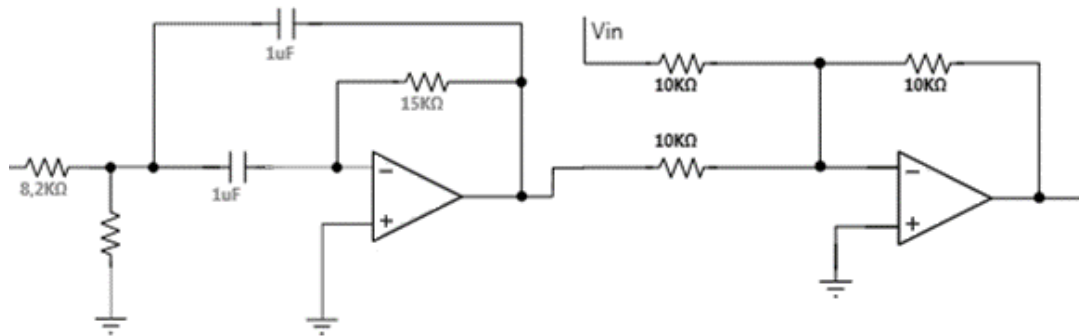


Figura 19 – Filtro Notch 60 Hz.

A Figura 20 apresenta a simulação do filtro Notch, em que foi obtido um filtro rejeita faixa, que atenua o sinal em torno de 20dB em 60 Hz.

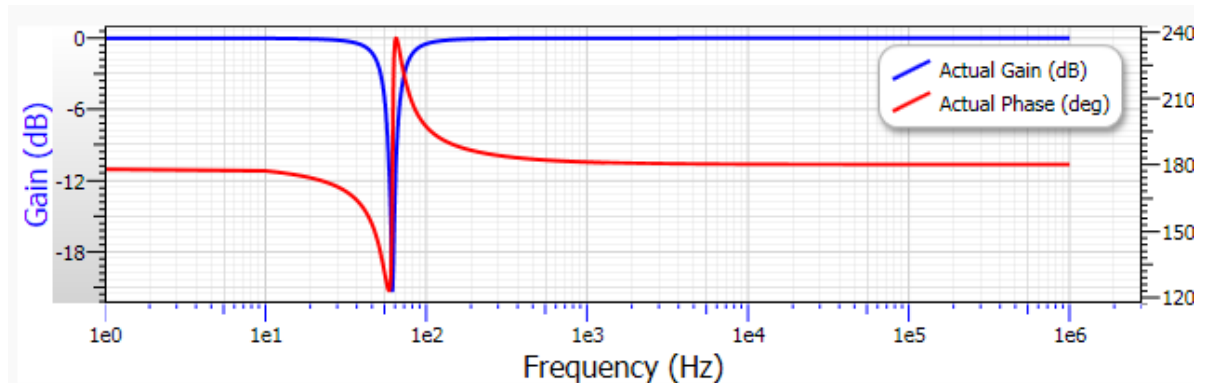


Figura 20 – Filtro Notch 60 Hz simulado.

C. Filtro Passa Faixa

Para o filtro passa-faixa, utilizou-se o amplificador operacional LM741, considerado um dos circuitos integrados mais populares em eletrônica devido ao seu baixo custo e simplicidade de manuseio. O LM741 possui um alto ganho e impedância de entrada [18] [19].

O filtro passa-faixa utilizado é formado pela combinação de um filtro Passa-Altas e um filtro Passa-Baixas.

O filtro Passa-Altas foi projetado para uma frequência de corte de 0,5 Hz, com ganho de 2 V/V de segunda ordem com topologia Bessel, Figura 21, com o objetivo de bloquear o sinal DC e retirar a oscilação da linha base. A simulação do filtro apresentou um ganho de 6,02 dB na banda passante (acima de 0,5 Hz) e uma atenuação de 40 dB na região de rejeição (menor que 0,1 Hz), como apresentado na Figura 22.

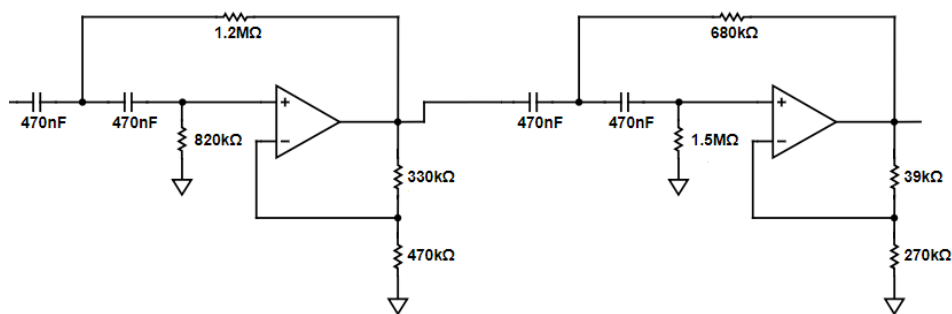


Figura 21 – Circuito filtro Passa-Altas.

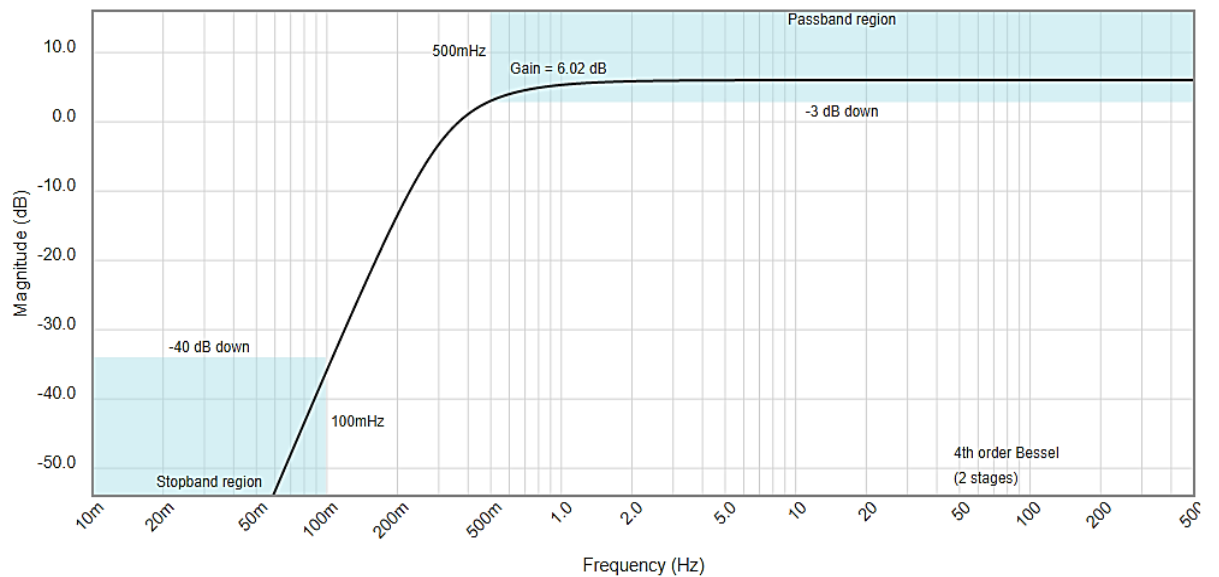


Figura 22 – Diagrama de Bode de um Filtro Passa-Altas simulado.

O filtro Passa-Baixas foi projetado para uma frequência de corte de 40 Hz, ganho de 2 V/V de segunda ordem e topologia Bessel com o objetivo de filtrar ruídos musculares.

O circuito correspondente ao filtro Passa-Baixas é apresentado na Figura 23.

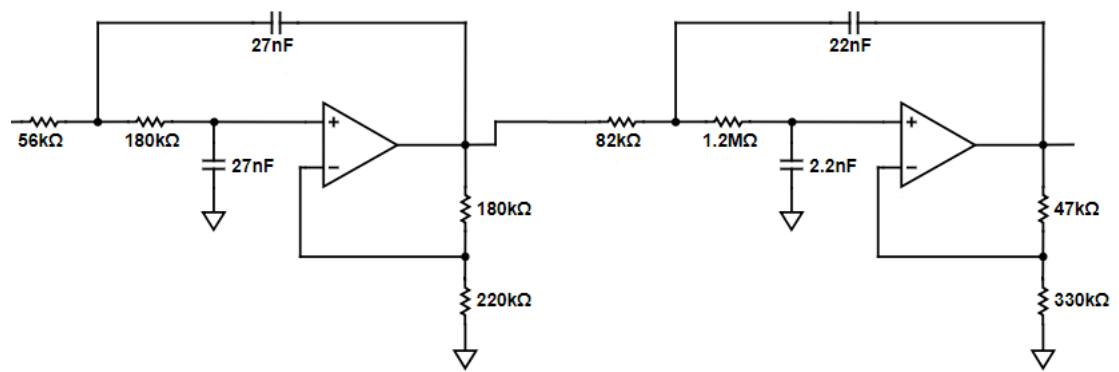


Figura 23 – Circuito Filtro Passa-Baixa.

A simulação do filtro Passa-Baixa é apresentada na Figura 24. Uma magnitude de 6,02 dB para a frequência de corte de 40 Hz foi obtida e uma rejeição de 40 dB à partir de 200 Hz.

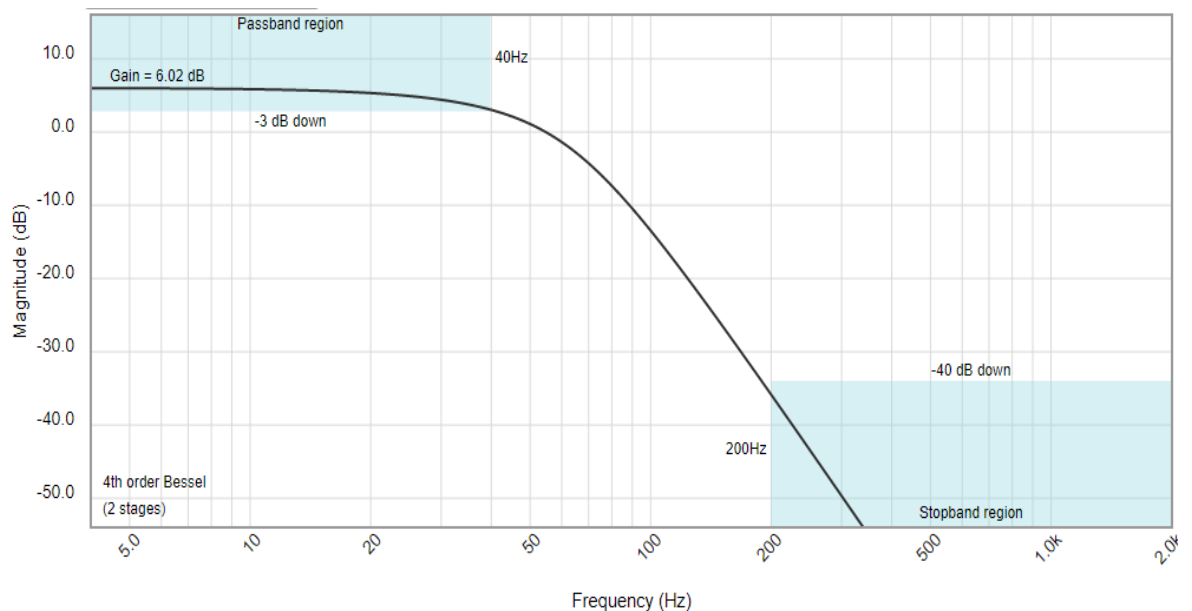


Figura 24 – Diagrama de Bode de um Filtro Passa-Baixas simulado.

A Figura 25 apresenta a resposta do filtro Passa-Faixa simulado, obtido a partir da união dos filtros Passa-Altas e Passa-Baixas. É possível observar a banda de passagem entre 0.5 Hz e 40 Hz com – 40 dB nas faixas de transição.

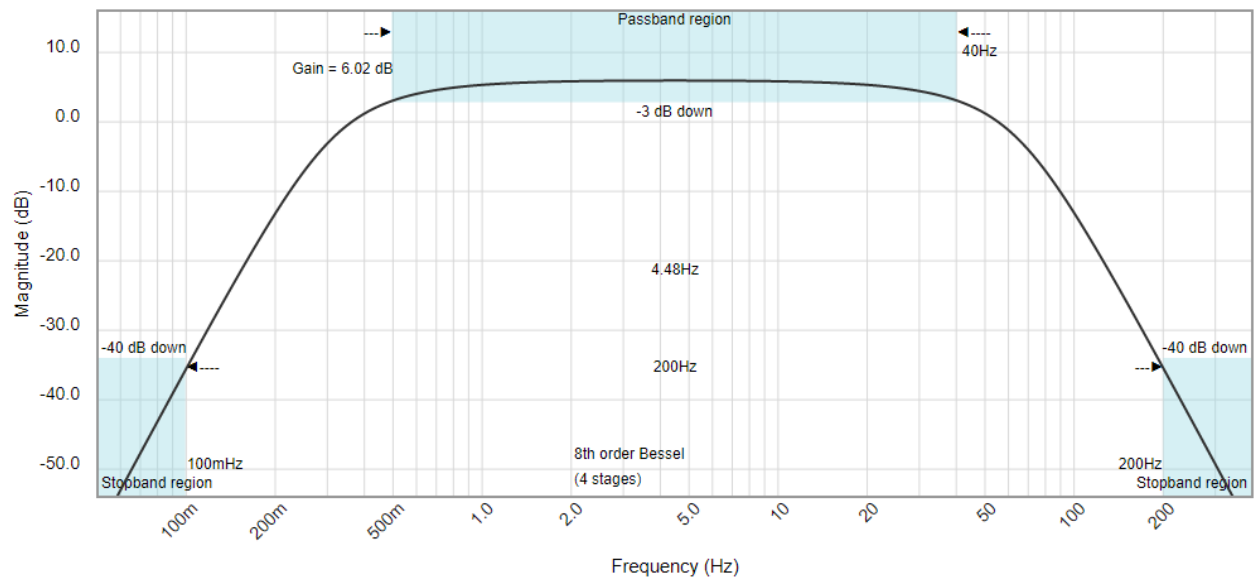


Figura 25 – Diagrama de Bode de um Filtro Passa-Faixa simulado.

4. Resultados e Discussões

4.1 Montagem

Após a realização da confecção e testes em *protoboard*, o projeto de *layout* da placa de circuito impresso (PCB) para o protótipo, mostrado na Figura 26, foi desenvolvido no aplicativo EAGLE de automação de design eletrônico (EDA) . Uma preocupação durante o seu desenvolvimento foi não deixar as trilhas estreitas para que não houvesse problemas futuros na utilização contínua da placa em laboratório.

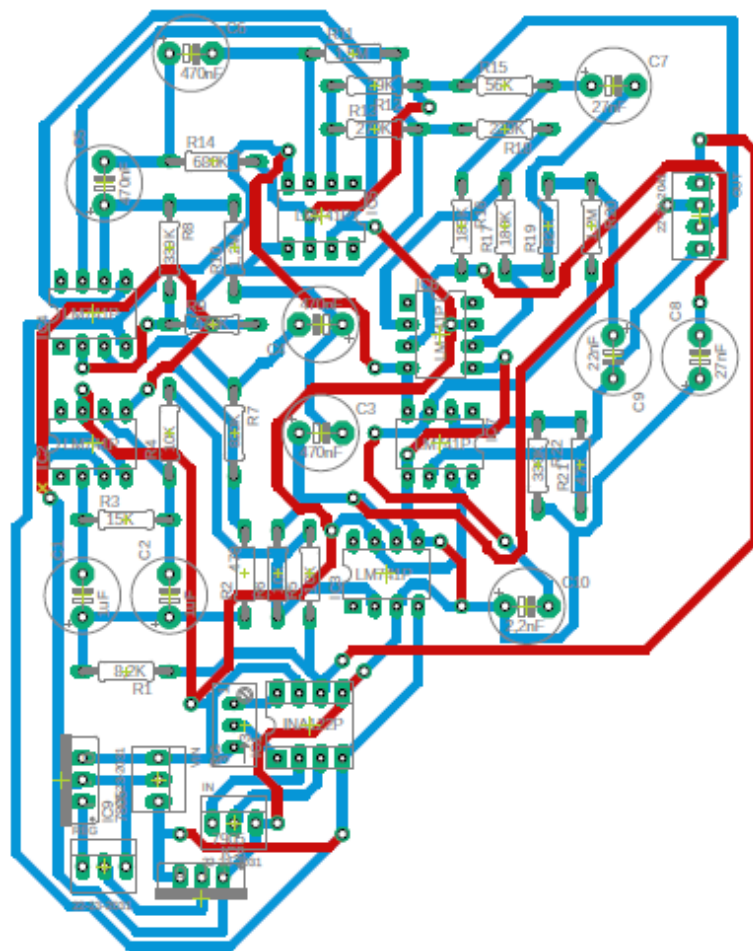


Figura 26 - Layout do eletrocardiográfico

Os resultados do sinal e a caracterização em amplitude e frequência de cada uma das saídas foram obtidos através do osciloscópio.

4.2 Caracterização elétrica dos sinais

Os sinais utilizados para a realização da caracterização elétrica experimental foram programados em um Gerador de função de 20 MHz AFG 2021 com as seguintes especificações: sinal senoidal com valor médio 0, amplitude variando de 20 mV a 200 mV e frequência variando de 10 Hz a 80 Hz. Apesar do sinal biológico trabalhar em baixas amplitudes e frequências a limitação por nós enfrentadas foi a limitação de medida do Osciloscópio Digital TBS 1052B 2 Canais 50 MHz (Amplitude mínima de 20 mV e frequência mínima de 10 Hz).

4.2.1. Sinal da saída INA 121

A caracterização em amplitude do amplificador de instrumentação é dada pela Figura 27. Para esta análise usou-se sinal sintético (sinal proveniente do gerador de sinais) de amplitude de cerca de 100mV para não lidarmos com problemas de precisão do equipamento.

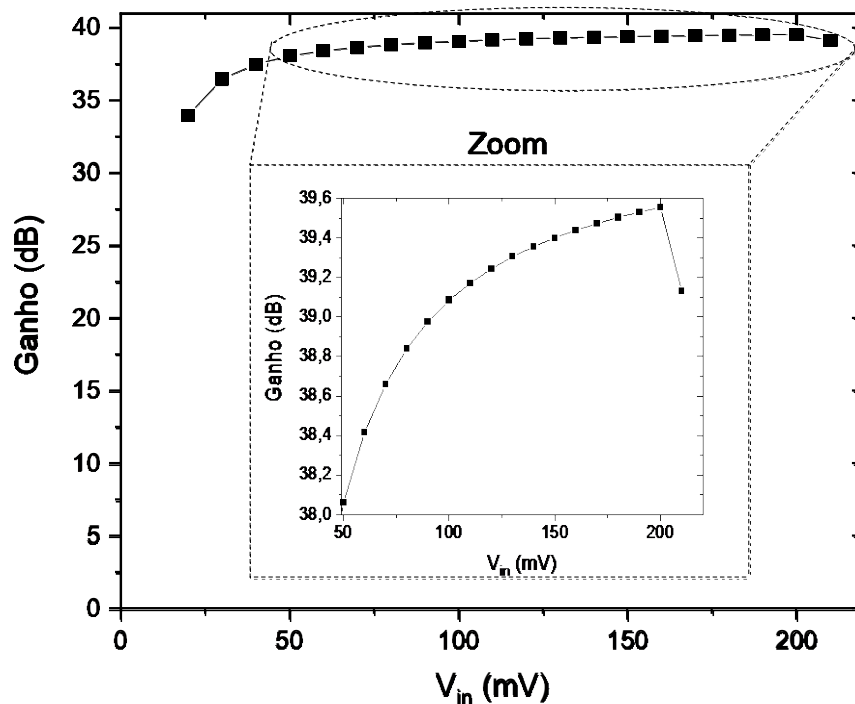


Figura 27 –Caracterização em amplitude do INA 121

Verifica-se que o ganho de tensão fica muito próximo dos 40dB inicialmente projetado e que a variação do ganho com a redução da tensão de entrada é bastante pequena (pouca mais de 1dB). Para os valores de ganho apresentados para $V_{IN} \leq 50$ mV não é possível afirmar uma redução ainda mais acentuada pois para tensões abaixo de 50mV estamos muito perto do limite do equipamento de medida disponível.

4.2.2. Filtro Notch

A Figura 28 apresenta a caracterização experimental em frequência do filtro Notch, com amplitude fixada em 100 mV. É possível observar uma grande redução do ganho, atingindo valores negativos o que mostra uma grande redução dos sinais a 60Hz.

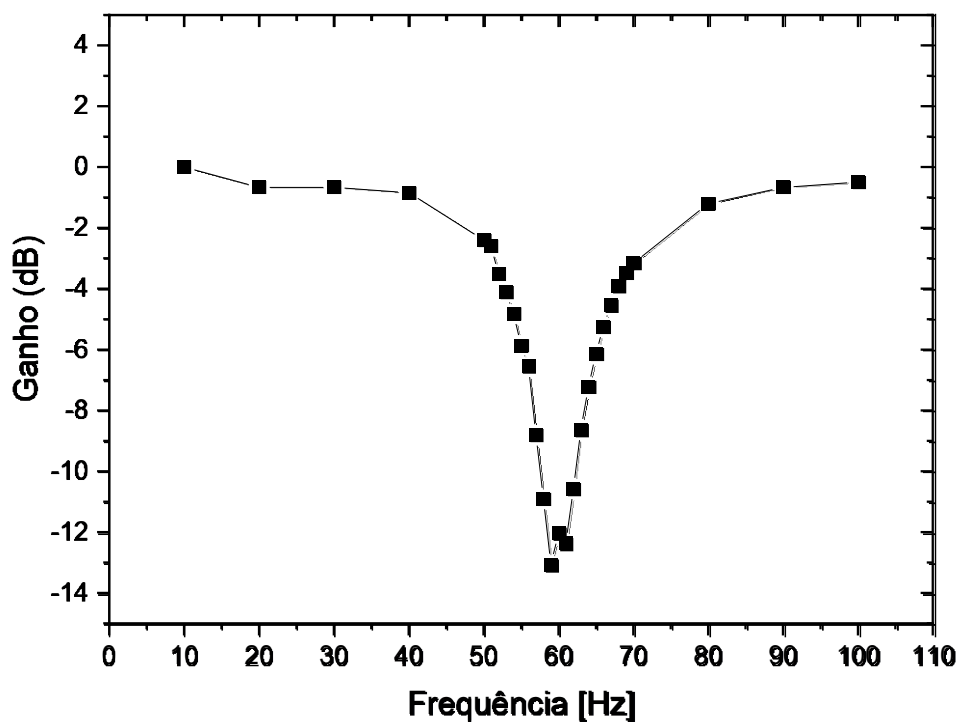


Figura 28 – Caracterização em Frequência do Filtro Notch

Verifica-se que para frequências que se distanciam de 60 Hz o ganho é próximo ou igual a 1, pois o ganho está próximo de 0 dB, entretanto há uma queda acentuada no ganho, caracterizando a rejeição com pico máximo de 60 Hz. Essa queda acentuada a faixa de rejeição é muito pequena, caracterizando um Notch.

4.2.3. Filtro Passa Alta

Uma vez que o filtro Passa-Altas respondeu ao sinal biológico eliminando a oscilação de linha de base em todos os testes realizados, consideramos que apresentou um comportamento adequado. A caracterização do seu funcionamento em função da frequência não foi possível, pois como o osciloscópio só mede acima de 10 Hz e a frequência de corte do filtro é de 0,5 Hz, o ganho do sinal ficou constante para frequências acima de 10Hz conforme esperado.

4.2.4. Filtro Passa Baixa

Na Figura 29 é apresentada a caracterização elétrica experimental do filtro passa baixas. Podemos notar que, experimentalmente, ocorre a filtragem com queda de 3 dB na frequência de corte (40Hz), e comparando com o filtro projetado (Figura 24), podemos afirmar que o circuito obteve um excelente desempenho, mesmo com a presença do ruído muscular.

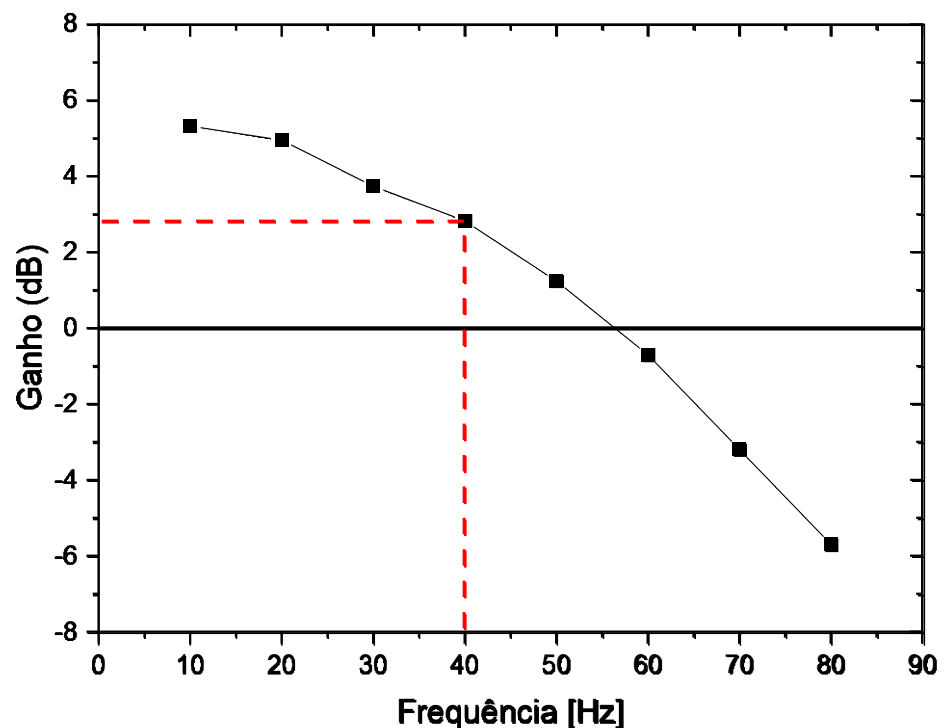


Figura 29 – Resposta em frequência do filtro Passa-Baixas

4.3. Aplicação do ECG projetado utilizando o sinal biológico

Os sinais de acondicionamento do sinal biológico (experimentais) utilizados na caracterização em amplitude e frequência são sintetizados pelo gerador de sinais, Gerador de função de 20 MHz AFG 2021, e exibido pelo Osciloscópio Digital TBS 1052B 2 Canais 50 MHz, ambos equipamentos da Tektronix.

O sinal biológico possui amplitude na faixa de 0,2 mV a 4 mV com faixa de frequência de 0,01 Hz a 200 Hz, entretanto o osciloscópio só é capaz de realizar a leitura com precisão de sinais com amplitude de pelo menos 20 mV e frequências acima de 10 Hz, comprometendo o teste de caracterização em amplitude e frequência para sinais de amplitude ou frequências muito baixas.

Na Figura 30 temos a saída do sinal biológico após o amplificador de instrumentação INA 121. O sinal apresenta grande quantidade de ruído, impossibilitando a detecção, com clareza, da onda P e S, assim necessitando dos filtros ativos.

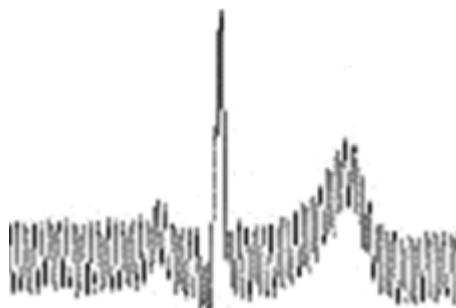


Figura 30 - Amplificação do sinal cardíaco esperado.

A Figura 31, mostra de maneira comparativa o sinal biológico antes e depois do circuito do filtro Notch. Pela característica do sinal de saída, nota-se que grande parte do ruído verificado no sinal de saída do INA (Figura 31-a) é proveniente de indução da frequência da rede.

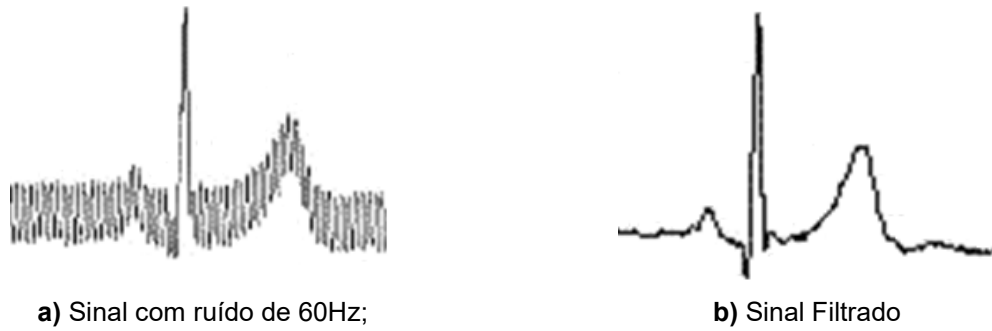


Figura 31 - Ampliação do sinal cardíaco

O sinal cardíaco antes e após o bloco do filtro Passa-Altas é apresentado na Figura 32. Neste caso, nota-se o efeito do filtro na eliminação da oscilação da linha base.

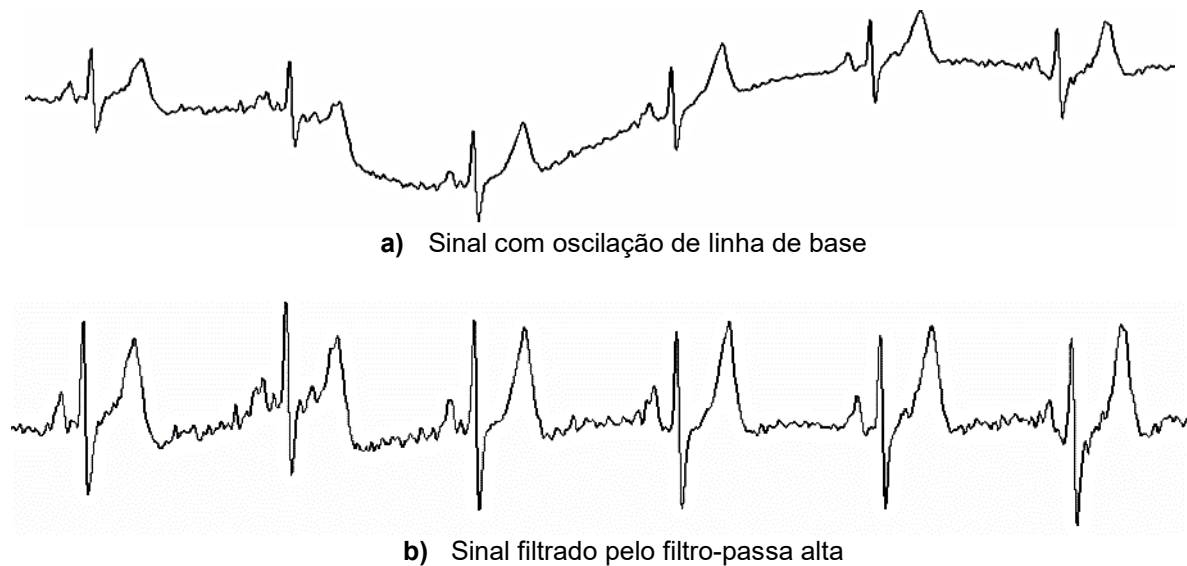


Figura 32 – Sinal Cardíaco com e sem oscilação de linha de base

Sinal cardíaco após o bloco do filtro Passa-Altas é apresentado na Figura 33, mostrando atenuação de ruído muscular.

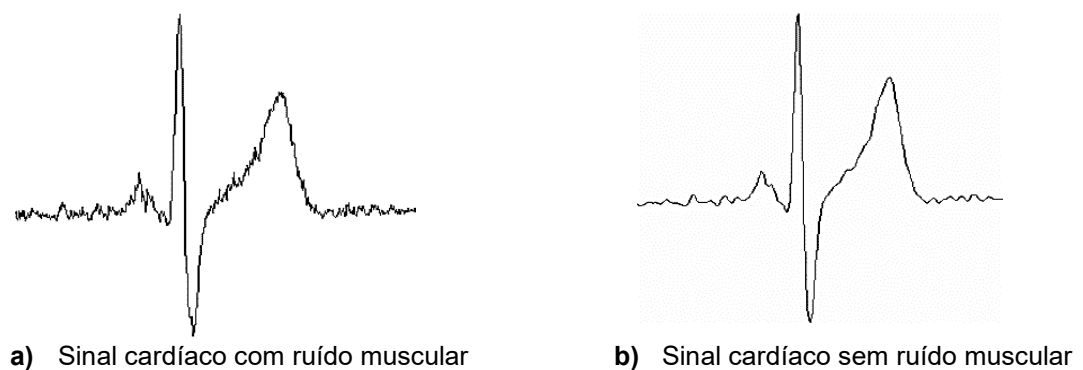


Figura 33 – Sinal Cardíaco com e sem ruído muscular

Podemos afirmar que o circuito obteve um excelente desempenho, mesmo com a presença do ruído muscular.

A partir das análises dos resultados dos blocos do eletrocardiograma é possível monitorar o sinal cardíaco obtido experimentalmente, utilizando o sistema da Figura 34 que engloba os blocos dos circuitos da Figura 35. Como já dito anteriormente, este sistema é mais adequado para a monitoração, já que um sistema de banda passante mais ampla é necessário para realizar diagnósticos. A Figura 36 apresenta a análise comparativa entre os resultados experimentais do sinal biológico com o teórico. Nesta análise pode-se observar as diferenças entre um eletrocardiograma experimental com e sem ruído e o sinal teórico esperado apontando seus pontos característicos.

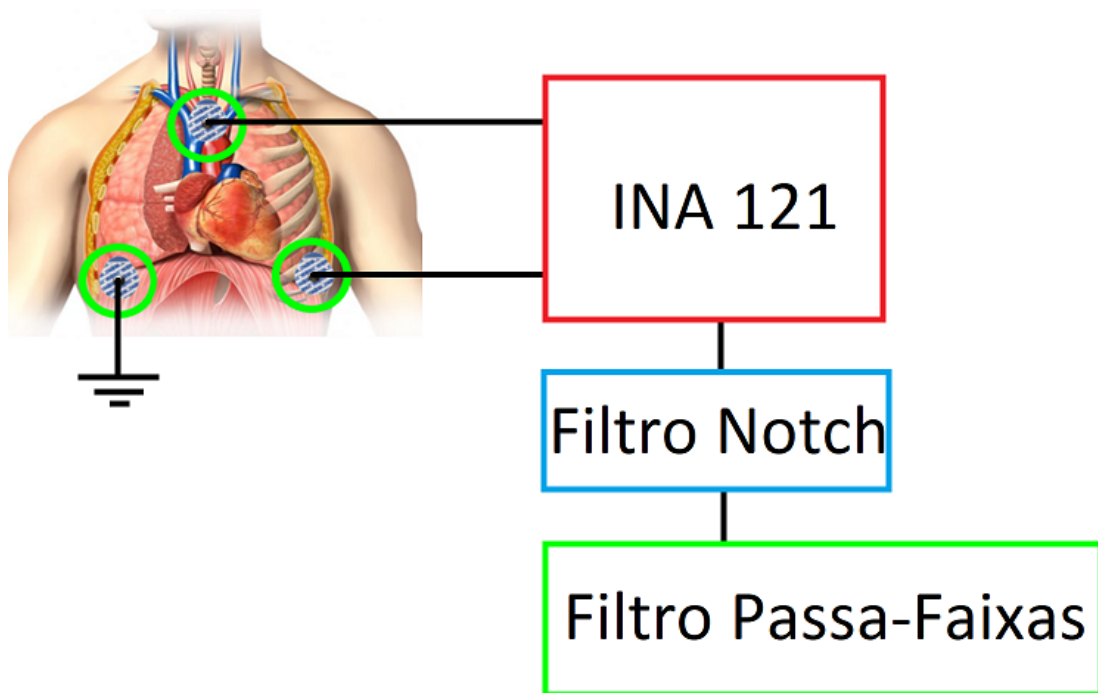


Figura 34 - Diagrama de blocos do sistema.

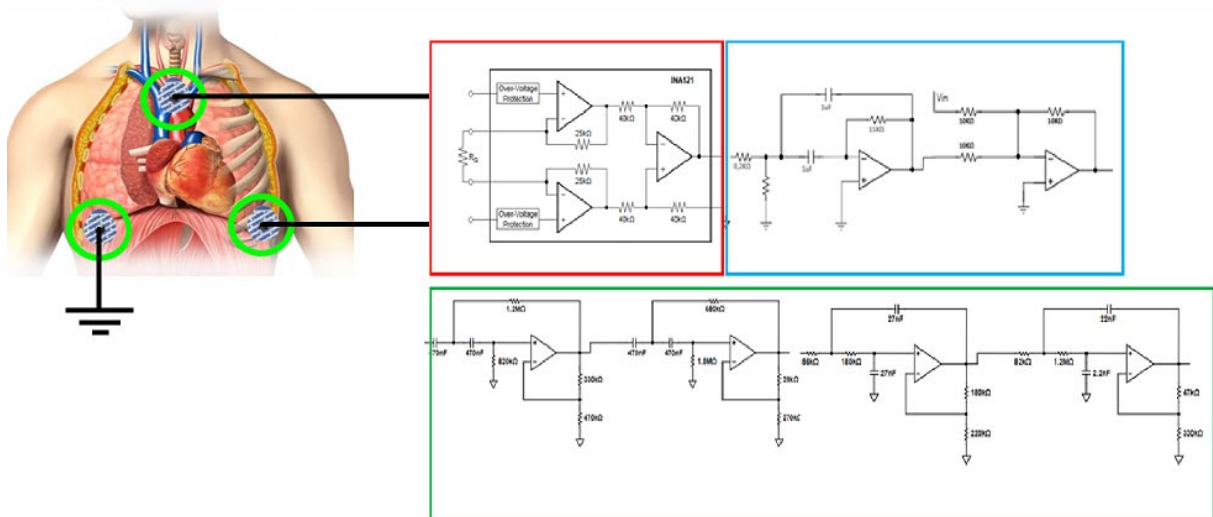


Figura 35 - Circuito eletrônico implementado

O sinal capturado do corpo com o uso de eletrodos de superfície, apresenta baixo nível de ruído na saída do sistema proposto do ECG (figura 36B), sendo possível visualizar corretamente as ondas P e T e o complexo QRS mostrando que este sistema pode ser utilizado para monitoração cardíaca de maneira eficiente.

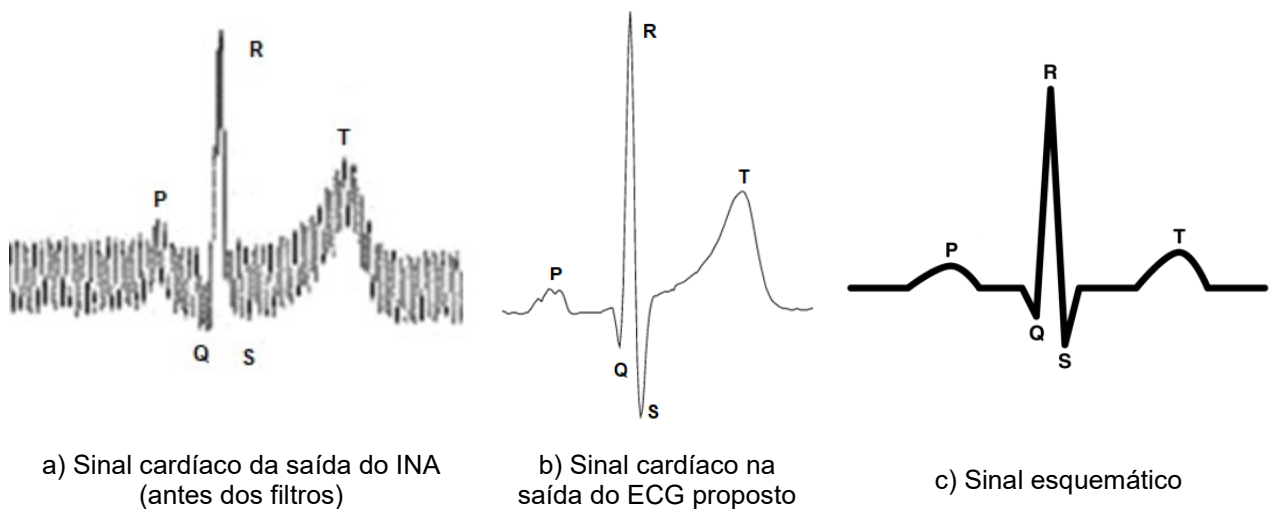


Figura 36 – Comparação dos sinais de ECG

5. Considerações Finais

Neste trabalho foi realizado o projeto elétrico e o desenvolvimento da placa do circuito impresso para a aquisição de sinais de um eletrocardiograma. A montagem e os testes do sistema de ECG foram feitos em protoboard.

O circuito analógico projetado proposto adotou especificação definida para um monitor cardíaco. Nos testes em *protoboard* o sinal se apresentou contaminado com ruído em baixa amplitude, muito provavelmente devido à grande influência dos cabos que conectam os eletrodos ao *protoboard*.

O amplificador de instrumentação forneceu ganho suficiente para amplificar o sinal sem ocorrência de saturação. As topologias de Bessel foram escolhidas devido à preservação da morfologia do sinal.

O filtro Passa-Altas é configurado para uma frequência de corte de 0,5 Hz a fim de bloquear o sinal DC, evitando assim a oscilação da linha de base. No filtro Passa-Baixas, a frequência de corte estava muito próxima dos 40 Hz conforme projetados.

O filtro Notch, por exigir componentes de alta precisão, teve sua frequência de corte ligeiramente deslocada acima de 58 Hz. Ainda assim, resultou em boa filtragem de ruído na mesma frequência. O sinal capturado do corpo apresentou com um baixo nível de ruído após o processo de filtragem, que possibilitou a visualização correta das ondas P e T e o complexo QRS.

O projeto resultou em um circuito eficiente, de baixo custo e baixa complexidade, adequado para a monitoração do sinal cardíaco, podendo assim ser utilizado em processos de triagem. Durante o processo de monitoração, caso o sinal adquirido apresente anomalias é necessário que aquele paciente seja encaminhado para a realização de um eletrocardiograma que tenha a finalidade de diagnóstico, ou seja, possui ampla banda passante.

6. Sugestão de Aprimoramento

Como sugestões de trabalhos futuros, foram levantados os seguintes pontos a serem aprimorados:

- Utilização de blindagem nos cabos que estão ligados aos eletrodos, para que os cabos não atuem como antenas captando os ruídos indesejáveis. Assim, é possível diminuir a área entre eles, reduzindo o efeito capacitivo.
- Realização de um estudo sobre os ruídos que causam interferência no sinal de ECG e um estudo mais aprimorado sobre filtros para sua eliminação. Podendo ser desenvolvidos filtros de ordens superiores ou até mesmo a utilização de filtros digitais a fim de se realizar uma filtragem de sinais mais eficiente.
- Aumentar o número de derivações, ou seja, a possibilidade interna do sistema fazer a composição automática dos eletrodos. Assim, quando tiver um cabo com 5 eletrodos, o equipamento, internamente, permite a escolha de qual derivação pegar com a combinação correta dos eletrodos para aquela posição. Assim, temos um seletor de derivação;
- A utilização de um Arduino ou Raspberry Pi para realizar o tratamento e transmissão para um celular.

Referências

- [1] L. SCHWARZ, “Eletrocardiograma,” *Revista Ilha Digital*, vol. 1, 2009.
- [2] R. T. GIFFONI, “Breve História da Eletrocardiografia.,” nº 1º, pp. 2, 3, 2010.
- [3] T. GIFFONI e R. TORRES, “Breve história da eletrocardiografia,” *Revista Médica de Minas Gerais*, vol. 20, 2 Abril/Junho 2010.
- [4] E. BRAUNWALD, Tratado de medicina cardiovascular, 6º ed., São Paulo: Roca, 2006.
- [5] A. C. GUYTON, “Tratado de Fisiologia Médica,” *Saunders Elsevier*, nº 11º, pp. 5, 9, 10, 12, 14, 17, 2006.
- [6] C. B. SOUZA, “ Segmentação de sinais de ECG,” Vitória, 2007.
- [7] A. J. VANDER, Human Physiology: The Mechanisms of Body Function., McGraw-Hill Education, 2003.
- [8] J. G. WEBSTER, Medical Instrumentation – Application Design, 1998, pp. 89-329.
- [9] A. S. CARDOSO, *Instrumentação e Metodologias de Medição de Biopotenciais.*, Universidade Federal de Minas Gerais, 2010.
- [10] J. J. & B. J. M. CARR, Introduction to Biomedical Equipment Technology, 4º ed., Prentice Hall, 2001, pp. 10-232.
- [11] A. FONSECA, “Princípios de Aquisição de Sinais Bioelétrico,” *Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica)*, 2003.
- [12] A. ROSSOW, “Um Sistema para Aquisição de Eletrocardiograma,” Vitória, 2007.
- [13] D. DUBIN, “Interpretação Rápida do ECG,” *Cover Publishing*, nº 3º.
- [14] G. GONÇALVES, R. ARAUJO e L. DUQUE, “Eletrocardiograma,” *Anuário da Produção de Iniciação Científica Discente*, vol. 13, pp. 367-373, Junho 2011.

- [15] P. CHAVES e A. MOREIRA, *Eletrocardiografia*, Notas de Aula., 2001.
- [16] W. H. VENEZIANO e E. S. SANTOS, “Estudo da Gestão de Tecnologia Envolvendo Eletrocardiógrafos em Hospitais e Clínicas no Distrito Federal,” *HEALTH CARE EXCHANGES (PAHCE)*, PAN AMERICAN, 2011.
- [17] A. F. GARCIA, “Avaliação de Amplificadores de Instrumentação para Sistemas de Aquisição de Sinais Bioelétricos.,” *Instituto Nacional de Telecomunicações*, p. 17, 2010.
- [18] A. SEDRA e K. SMITH, *Microeletrônica*, 4º ed., São Paulo: Makron Books, 2004, p. 1270.
- [19] A. P. MALVINO, *Eletrônica*, Makron Books, 1995.
- [20] BURR-BROWN, *FET-Input, Low Power - INSTRUMENTATION AMPLIFIER*.