



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
CAMPUS DE QUIXADÁ
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

PEDRO ODILLON FELICIO MARQUES MENDONÇA FIGUEIREDO

**MODELAGEM E SIMULAÇÃO DE UM ELETROCARDÍOGRAFO DE 3
DERIVAÇÕES**

QUIXADÁ

2023

PEDRO ODILLON FELICIO MARQUES MENDONÇA FIGUEIREDO

MODELAGEM E SIMULAÇÃO DE UM ELETROCARDIOGRAMA DE 3 DERIVAÇÕES

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia De Computação do Campus de Quixadá da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de bacharel em Engenharia De Computação.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Armando Cavalcante Aguiar.

QUIXADÁ

2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Universidade Federal do Ceará
Sistema de Bibliotecas
Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

F492m Figueiredo, Pedro Odillon Felicio Marques Mendonça.
Modelagem e simulação de um eletrocardiograma de 3 derivações / Pedro Odillon Felicio Marques Mendonça Figueiredo. – 2023.
62 f. : il. color.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Federal do Ceará, Campus de Quixadá,
Curso de Ciência da Computação, Quixadá, 2023.
Orientação: Prof. Dr. Paulo Armando Cavalcante Aguilar.

1. Eletocardiograma (ECG). 2. Eletrocardiograma. 3. Modelagem. 4. Simulação. I. Título.

CDD 004

PEDRO ODILLON FELICIO MARQUES MENDONÇA FIGUEIREDO

MODELAGEM E SIMULAÇÃO DE UM ELETROCARDIÓGRAFO DE 3 DERIVAÇÕES

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia De Computação do Campus de Quixadá da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de bacharel em Engenharia De Computação.

Aprovada em: 12 de Julho de 2023

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Paulo Armando Cavalcante
Aguilar (Orientador)
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Prof. Dr. Thiago Werlley Bandeira da Silva
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Me. Abdul Hamid Matos Moreira
Universidade Federal do Ceará (UFC)

À minha família, por sua capacidade de acreditar em mim e investir em mim. Mãe, seu cuidado e dedicação foi que deram, em alguns momentos, a esperança para seguir. Ilana, sua presença significou segurança e certeza de que não estou sozinho nessa caminhada.

AGRADECIMENTOS

A Deus em primeiro lugar, sem ele nada disso teria sido possível.

A minha mãe Danielle, seus esforços para me manter estudando renderam frutos.

Aos meus avós José Wilson e Naylé, que fizeram eu me tornar o homem que sou hoje.

A minha namorada Ilana, seu apoio, companheirismo, carinho e paciência foram fundamentais para que concluísse essa jornada.

Ao meu grande amigo Mateus Sousa, por me ajudar nos mais diversos assuntos.

Ao meu Orientador Prof. Dr. Paulo Armando Cavalcante Aguiar por me orientar no desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus colegas de Eletrônica Fundamental II, César, Samuel, Erick, Anderson, Gabriel, os momentos das aulas e de laboratórios fizeram com que a caminhada se tornasse mais leve.

A Universidade Federal do Ceará, por ter me proporcionado auxílio financeiro durante todo este tempo.

"Em algum lugar, algo incrível está esperando
para ser descoberto." (Carl Sagan)

RESUMO

O eletrocardiógrafo é o instrumento utilizado para registrar a atividade elétrica do coração, por meio da colocação de dois ou mais eletrodos não invasivos no corpo do paciente. Esse dispositivo pode ser descrito como um conjunto de blocos funcionais que interagem entre si, com o objetivo de adquirir, amplificar, filtrar e gerar um registro gráfico da atividade elétrica cardíaca. Este trabalho apresenta a modelagem e simulação, utilizando o software LTspice, dos blocos funcionais de um eletrocardiógrafo capaz de coletar as derivações I, II e III do exame de ECG. Para validar o modelo, são utilizadas amostras de sinais cardíacos de um banco de dados de eletrocardiograma de 12 derivações, utilizado para o estudo de arritmias. São discutidos os principais conceitos relacionados ao exame de ECG, bem como detalhes sobre os blocos funcionais e seus circuitos eletrônicos internos. Na modelagem, é definida a arquitetura em termos de blocos funcionais para a coleta de cada uma das derivações, e são apresentadas e definidas as topologias e valores dos componentes eletrônicos de seus circuitos internos. Além disso, é apresentada a opção de utilização de um circuito somador para obter a derivação II. Na simulação, as amostras de sinais cardíacos do banco de dados são inseridas no bloco de aquisição do modelo, obtendo-se o sinal pré-amplificado, filtrado e amplificado para cada uma das derivações. Esse sinal é então comparado com amostras processadas e filtradas, também obtidas do banco de dados, utilizando as métricas $RMSE_{Base}$ e $RMSE_{Circuito}$. Os resultados mostram que o sinal gerado se aproxima do sinal processado e filtrado da base de dados, preservando o formato e o padrão das ondas P, Q, R, S e T do sinal de ECG. Isso demonstra a viabilidade de utilizar o modelo como uma primeira abordagem no desenvolvimento de um eletrocardiógrafo comercial capaz de coletar três derivações.

Palavras-chave: Eletrocardiograma (ECG); Eletrocardiografo; Modelagem; Simulação;

ABSTRACT

The electrocardiograph is the instrument used to record the electrical activity of the heart, through the use of two or more non-invasive electrodes fixed on the body of the patient. This device can be characterized as a set of functional blocks that interaction with each other, in order to acquire, amplify, filter and generate the graphic record of the electrical activity of the heart. This work presents the modeling and simulation, through the LTspice software, the functional blocks of an electrocardiograph, with the ability to leads I, II and III of the Electrocardiogram (ECG) were collected. For validation of model, samples of cardiac signals from the electrocardiogram database are used of 12 large-scale leads, for the study of arrhythmias. The main ones are presented concepts related to the ECG exam, as well as details about the healthy blocks and its internal electronic circuits. In modeling, architecture is defined at the block level. functional for the collection of each of the derivations as well as they are developed and defined as topologies and values of electronic components of their internal circuits is finally presented an alternative of using an adder circuit to obtain derivation II. In the simulation, cardiac signal samples from the database are inserted into the acquisition block of the model, and the pre-amplified, filtered and amplified signal is obtained for each of the leads. This signal will be analyzed by comparing it with processed and filtered samples, which are also database transients, using the RMSEBase and RMSECircuit metrics. You obtained results show that the generated signal approaches the processed and filtered signal of the base, preserving the shape and pattern of the P, Q, R, S and T waves of the ECG signal, thus demonstrating the possibility of using the model as a first approach in the development of a commercial electrocardiograph with the ability to collect three leads. Keywords: Electrocardiogram (ECG); Electrocardiograph; Modeling; Simulation;

Keywords: Electrocardiogram; Electrocardiograph; Modeling; Simulation;

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Módulos da Arquitetura	18
Figura 2 – Blocos Funcionais	19
Figura 3 – Interface Gráfica	20
Figura 4 – Módulos Internos do ADS1298	20
Figura 5 – Traçado de Eletrocardiograma (ECG)	23
Figura 6 – Espectro das Ondas do ECG	23
Figura 7 – Ruídos Mais Comuns Presentes no Sinal de ECG	24
Figura 8 – Posições de Fixação dos Eletrodos das Derivações I, II e III e Triângulo de Einthoven	25
Figura 9 – Exemplo de Eletrocardiógrafo Comercial	27
Figura 10 – Blocos Funcionais de Um Eletrocardiógrafo	27
Figura 11 – Eletrodo de Ag/AgCl	29
Figura 12 – Modelo de Interferência da Rede Elétrica	29
Figura 13 – Amplificador de Instrumentação	30
Figura 14 – Ganho Diferencial do Amplificador de Instrumentação	31
Figura 15 – Driver da Perna Direita	32
Figura 16 – Filtro Passa-Altas	34
Figura 17 – Filtro Passa-Baixas	35
Figura 18 – Filtro Notch	35
Figura 19 – Amplificador Não Inversor	36
Figura 20 – Arquitetura a Nível de Blocos Funcionais do Eletrocardiógrafo Proposto	37
Figura 21 – Modelagem: Eletrodos das Derivações I e III	38
Figura 22 – Modelagem: Amplificadores de Instrumentação das Derivações I e III	39
Figura 23 – Modelagem: Driver da Perna Direita	40
Figura 24 – Modelagem: Filtros Passa-Alta das Derivações I e III	41
Figura 25 – Modelagem: Filtros Notch das Derivações I e III	42
Figura 26 – Modelagem: Amplificadores das Derivações I e III	42
Figura 27 – Modelagem: Amplificador Somador Para a Derivação II	43
Figura 28 – Simulação: Eletrodos da Derivação I Com e Sem Adição de Offset	44
Figura 29 – Simulação: Eletrodos da Derivação III Com e Sem Adição de Offset	45

Figura 30 – Simulação: Valores de Tensão do Sinal de Modo Comum e do Eletrodo da Perna Direita	46
Figura 31 – Simulação: Uso do Driver da Perna Direita	47
Figura 32 – Simulação: Pré-Amplificação da Derivação I	48
Figura 33 – Simulação: Pré-Amplificação da Derivação III	49
Figura 34 – Simulação: Etapa de Filtragem da Derivação I	50
Figura 35 – Simulação: Etapa de Filtragem da Derivação III	51
Figura 36 – Simulação: Etapa de Amplificação da Derivação I	52
Figura 37 – Simulação: Etapa de Amplificação da Derivação III	53
Figura 38 – Simulação: Sinal de ECG da Derivação III	54
Figura 39 – Resultados: Sinais de ECG das Derivações I, II e III	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Raíz do Erro Médio Quadrático Entre o Sinal Filtrado e o Sinal Bruto do Banco de Dados	57
Tabela 2 – Raíz do Erro Médio Quadrático Entre o Sinal Bruto do Banco de Dados e o Sinal de Saída da Simulação	57

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Análise Comparativa dos Trabalhos Relacionados Com o Trabalho Proposto 21

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ECG Eletrocardiograma

RLD Driver da Perna Direta

LISTA DE SÍMBOLOS

$RMSE_{Base}$	Raíz do Erro Médio Quadrático da Base
$RMSE_{Circuito}$	Raíz do Erro Médio Quadrático do Circuito

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	Justificativa	16
1.2	Objetivos	17
1.2.1	<i>Objetivo Geral</i>	17
1.2.2	<i>Objetivos Específicos</i>	17
2	TRABALHOS RELACIONADOS	18
2.1	An IoT-Cloud Based Wearable ECG Monitoring System for Smart Healthcare	18
2.2	Design of ECG signal Acquisition and Processing System	19
2.3	12-Lead ECG Data Acquisition System Based on ADS1298	20
2.4	Análise Comparativa das Funcionalidades	21
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	22
3.1	Eletrocardiograma (ECG)	22
3.1.1	<i>Ondas</i>	22
3.1.2	<i>Ruídos, Interferências e Artefatos</i>	23
3.1.3	<i>Derivações</i>	25
3.2	Eletrocardiógrafo	26
3.2.1	<i>Aquisição</i>	28
3.2.2	<i>Pré-Amplificação</i>	29
3.2.2.1	<i>Amplificador de Instrumentação</i>	29
3.2.2.2	<i>Driver da Perna Direta (RLD)</i>	32
3.2.3	<i>Filtragem</i>	33
3.2.3.1	<i>Filtro Passa-Banda</i>	34
3.2.3.2	<i>Filtro Rejeita-Banda</i>	35
3.2.4	<i>Amplificacao</i>	36
4	METODOLOGIA	37
4.1	Modelagem	37
4.1.1	<i>Aquisição</i>	38
4.1.2	<i>Pré-Amplificação</i>	39
4.1.2.1	<i>Amplificador de Instrumentação</i>	39

4.1.2.2	<i>Driver da Perna Direita</i>	40
4.1.3	Filtragem	41
4.1.3.1	<i>Filtro Passa-Banda</i>	41
4.1.3.2	<i>Filtro Notch</i>	41
4.1.4	Amplificação	42
4.1.5	Derivação II	43
4.2	Simulacao	44
4.2.1	<i>Aquisição</i>	44
4.2.2	<i>Pré-Amplificação</i>	46
4.2.3	Filtragem	49
4.2.4	Amplificação	52
4.2.5	Derivação II	54
5	RESULTADOS	55
6	CONCLUSÕES	58
	REFERÊNCIAS	59

1 INTRODUÇÃO

De acordo com dados da OMS (2021), as doenças cardiovasculares são a principal causa de morte em todo o mundo, afetando aproximadamente 17,9 milhões de pessoas anualmente (JÚNIOR, 2022). Um exame amplamente utilizado para diagnosticar essas doenças é o ECG, que registra a atividade elétrica do coração. Esse exame é simples, acessível e não invasivo, apresentando praticamente nenhum risco à integridade do paciente.

O eletrocardiógrafo é o dispositivo responsável por coletar e registrar as atividades elétricas geradas pelo coração, permitindo a obtenção do ECG. Esse exame é essencial para a detecção de doenças como arritmias e diversas outras doenças cardiovasculares (WEBSTER, 2009; HALL, 2021).

É fundamental na medicina a capacidade de obter um diagnóstico precoce e antecipado de alterações na atividade cardíaca e no sistema cardiovascular, a fim de reduzir a taxa de mortalidade por doenças cardiovasculares (BARRETTO; PILEGGI, 1996). Portanto, é essencial ter um conhecimento detalhado da estrutura interna e do funcionamento de um eletrocardiógrafo, a fim de possibilitar o desenvolvimento de versões aprimoradas do dispositivo.

Considerando isso, o objetivo deste trabalho é apresentar a modelagem e simulação de um eletrocardiógrafo capaz de coletar três derivações do exame de ECG. Cada bloco funcional do dispositivo foi modelado e simulado, sendo validado por meio da comparação com um sinal proveniente de uma base de dados de sinais biológicos ¹.

1.1 Justificativa

Considerando a importância dos eletrocardiógrafos na geração de sinais de ECG para a identificação de doenças cardiovasculares, é crucial compreender o funcionamento de sua estrutura interna e realizar a modelagem de seus blocos funcionais em nível de hardware.

Existe uma grande quantidade de material acadêmico que aborda o desenvolvimento interno dos eletrocardiógrafos, porém a grande maioria demonstra apenas eletrocardiógrafos de uma derivação. Portanto, este trabalho realiza a modelagem e simulação de um protótipo com a capacidade de coletar três derivações.

¹ <https://physionet.org/content/ecg-arrhythmia/1.0.0/>

1.2 Objetivos

Nesta seção, são apresentados o objetivo geral e os objetivos específicos esperados para o desenvolvimento deste trabalho.

1.2.1 *Objetivo Geral*

Modelagem e simulação de um eletrocardiógrafo com a capacidade de coletar as derivações I, II e III do exame de ECG, utilizando para simulação e validação do dispositivo, amostras de sinais cardíacos do banco de dados de eletrocardiograma de 12 derivações em grande escala para estudo de arritmias (ZHENG *et al.*, 2022; ZHENG *et al.*, 2020; PHYSIOBANK, 2000)².

1.2.2 *Objetivos Específicos*

- Modelar a estrutura interna e descrever o funcionamento dos blocos funcionais de aquisição, pré-amplificação, filtragem e amplificação de um eletrocardiógrafo com capacidade de coleta das derivações I, II e III.
- Simular os blocos funcionais do eletrocardiógrafo proposto utilizando o software LTspice e obter o sinal cardíaco pré-amplificado, filtrado e amplificado para cada uma das derivações.
- Avaliar a qualidade dos sinais obtidos por meio da simulação utilizando as métricas $RMSE_{Base}$ e $RMSE_{Circuito}$.

² <https://physionet.org/content/ecg-arrhythmia/1.0.0/>

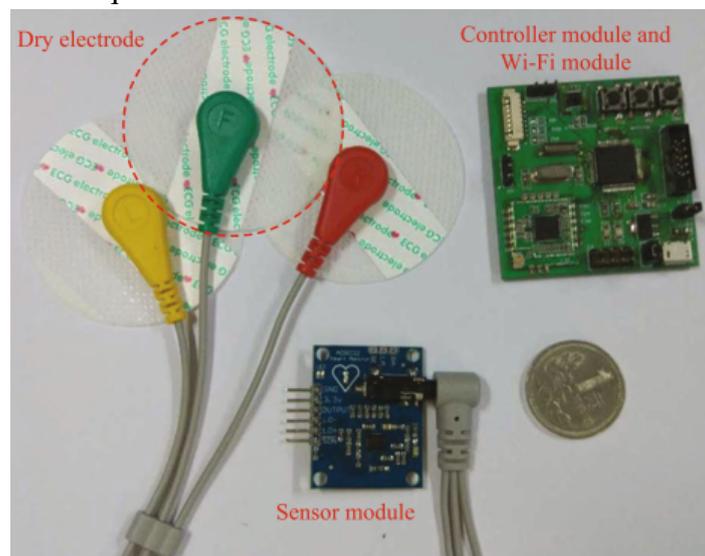
2 TRABALHOS RELACIONADOS

Nessa seção, serão apresentados os trabalhos relacionados que serviram de base para a modelagem e simulação de um eletrocardiógrafo com capacidade de coletar três derivações. Serão discutidos os aspectos positivos e negativos desses trabalhos, levando em consideração os objetivos do presente estudo.

2.1 An IoT-Cloud Based Wearable ECG Monitoring System for Smart Healthcare

No trabalho de Yang *et al.* (2016) é apresentada uma arquitetura de monitoramento em tempo real de sinais de ECG, que combina IoT e Computação em Nuvem para aplicações na área da saúde. Essa arquitetura é composta por três principais módulos: captação do sinal ECG, processamento e transmissão sem fio, e armazenamento e exibição em nuvem dos dados. A Figura 1 apresenta os módulos dessa arquitetura.

Figura 1 – Módulos da Arquitetura



Fonte: Retirado de Yang *et al.* (2016)

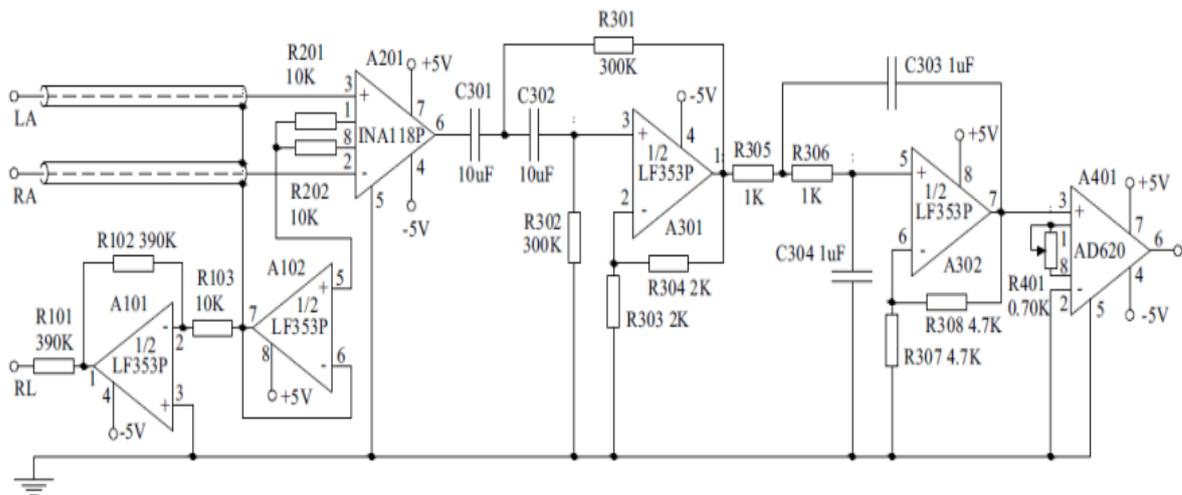
O módulo de captação do sinal é composto pelos eletrodos e pelo sensor de captação do sinal cardíaco, que utiliza o circuito integrado AD8232, e tem como principal função obter diretamente do corpo o sinal. O módulo de controle e transmissão, por sua vez, é responsável pelo processamento e empacotamento dos dados para a transmissão sem fio, sendo composto por um microcontrolador e um módulo de transmissão Wi-Fi. O módulo de armazenamento e exibição é composto por um servidor de armazenamento e pelos protocolos de transferência de dados HTTP e MQTT, permitindo a visualização em tempo real do sinal e o armazenamento

para futuras análises. O sistema apresentado tem como ponto positivo a transmissão direta do sinal para a nuvem, sem a necessidade de dispositivos intermediários como smartphones, além de fornecer uma abordagem em relação aos protocolos de transmissão de dados.

2.2 Design of ECG signal Acquisition and Processing System

Em Gao *et al.* (2012), é apresentada uma arquitetura de um eletrocardiógrafo para a coleta e exibição de uma derivação do sinal de ECG. Os blocos funcionais da arquitetura são modelados sem a utilização de circuitos integrados específicos para a coleta de sinais cardíacos, conforme ilustrado na Figura 2.

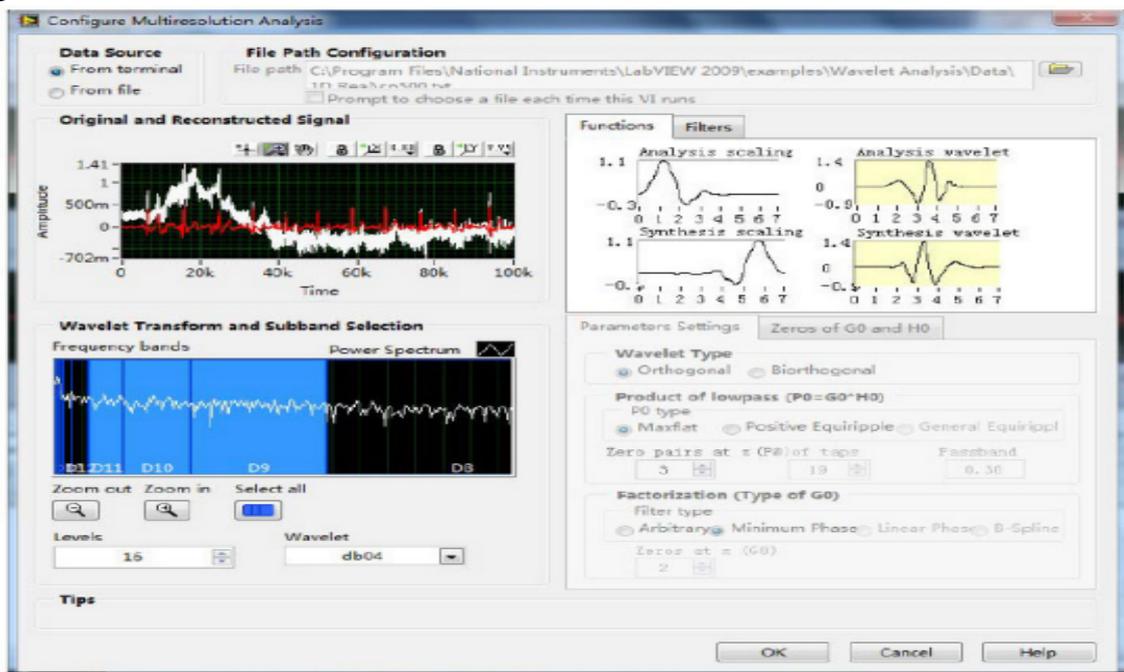
Figura 2 – Blocos Funcionais



Fonte: Retirado de Gao *et al.* (2012)

No circuito, tem-se o bloco de aquisição, composto pelos cabos dos eletrodos, cuja função é captar e transmitir os sinais elétricos cardíacos para o bloco funcional de pré-amplificação. Esse bloco é composto pelo driver da perna direita, responsável por atenuar o ruído de modo comum, e pelo amplificador de instrumentação, responsável por obter o sinal diferencial através de dois eletrodos e fornecer um primeiro ganho a esse sinal. No bloco de filtragem, tem-se um filtro passa-banda cuja finalidade é eliminar os principais ruídos presentes no sinal. Por fim, no bloco de amplificação, a função é fornecer o ganho necessário para que o sinal coletado possua um valor de tensão suficiente para ser amostrado por um conversor analógico-digital. É utilizada a placa de aquisição USB-6008 da Texas Instruments para realizar a conversão A/D do sinal obtido. Essa placa recebe o sinal e o exibe por meio do software LabVIEW, conforme apresentado na Figura 3.

Figura 3 – Interface Gráfica



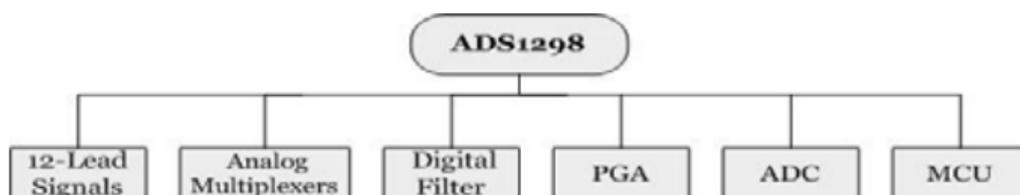
Fonte: Retirado de Gao *et al.* (2012)

Ainda que o resultado proposto por Gao *et al.* (2012) ocorrer a modelagem e a implementação dos blocos funcionais sem a utilização de um circuito integrado dedicado, utilizando amplificadores para a coleta e filtragem do sinal, ainda é realizada a coleta de apenas uma derivação do sinal de eletrocardiograma.

2.3 12-Lead ECG Data Acquisition System Based on ADS1298

No trabalho de Zhang *et al.* (2012), é modelado e implementado um eletrocardiógrafo baseado no circuito integrado dedicado ADS1298 da Texas Instruments. O ADS1298 é um Analog Front End de 16 canais que inclui conversores A/D de alta resolução de 24 bits. Ele utiliza modulação delta-sigma para realizar a coleta dos sinais. Com isso, é possível realizar a coleta do sinal de ECG de 12 derivações. A Figura 4 ilustra os módulos internos do ADS1298.

Figura 4 – Módulos Internos do ADS1298



Fonte: Retirado de Zhang *et al.* (2012)

Esse circuito integrado dedicado possui internamente todos os blocos funcionais necessários para a coleta de um sinal de ECG de 12 derivações. Ele implementa filtros digitais para realizar a filtragem do sinal coletado de cada uma das derivações, além de um amplificador de ganho programável através do protocolo SPI e conversores A/D internos de alta resolução. O trabalho de Zhang *et al.* (2012) também implementa uma arquitetura que permite a transmissão sem fio do sinal coletado, utilizando o dispositivo nRF24LE1 em conjunto com um microcontrolador de núcleo Cortex-M0 para o processamento.

Embora o estudo realizado por Zhang *et al.* (2012) ter em comum com este trabalho a possibilidade de coletar sinais de ECG de mais de uma derivação, ele utiliza um circuito integrado dedicado que já possui internamente todos os blocos construídos, sendo apenas programáveis para atender a cada necessidade. Isso difere do projeto proposto neste trabalho, pois aqui o objetivo é a modelagem e o desenvolvimento de um sistema de aquisição sem a utilização de circuitos integrados pré-fabricados com todos os blocos funcionais encapsulados.

2.4 Análise Comparativa das Funcionalidades

Através da comparação dos trabalhos relacionados e de suas funcionalidades, conforme apresentado no Quadro 1, o objetivo deste projeto é modelar e simular um eletrocardiograma com blocos funcionais para a coleta de três derivações, sem a utilização de um circuito integrado dedicado para esse fim. Isso difere dos trabalhos de Yang *et al.* (2016) e Zhang *et al.* (2012), mas é semelhante ao trabalho de Gao *et al.* (2012).

Quadro 1 – Análise Comparativa dos Trabalhos Relacionados Com o Trabalho Proposto

Funcionalidades	Projetos Desenvolvidos			
	Yang <i>et al.</i> (2016)	Gao <i>et al.</i> (2012)	Zhang <i>et al.</i> (2012)	Trabalho Proposto
Topologia	AD8232	MODELADA	ADS1298	MODELADA
Derivações	1	1	12	3
Visualização	Web	PC	PC	Simulação

Fonte: Elaborado pelo autor.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

No capítulo a seguir, são apresentados os conceitos-chave para um melhor entendimento da modelagem e simulação do eletrocardiograma proposto. A Seção 3.1 aborda os conceitos principais relacionados ao exame de ECG, enquanto a Seção 3.2 fornece detalhes sobre os blocos funcionais e circuitos eletrônicos internos de um eletrocardiograma.

3.1 Eletrocardiograma (ECG)

O eletrocardiograma é um exame médico que registra graficamente a atividade elétrica de diferentes partes do músculo cardíaco. Durante o procedimento, o coração gera impulsos elétricos que são captados por eletrodos fixados na pele do paciente e enviados para o eletrocardiograma. No eletrocardiograma, esses sinais são amplificados, filtrados, registrados e exibidos, permitindo a visualização gráfica da atividade cardíaca ao longo do tempo (HALL, 2021; WEBSTER, 2009; KUSUMOTO, 2020).

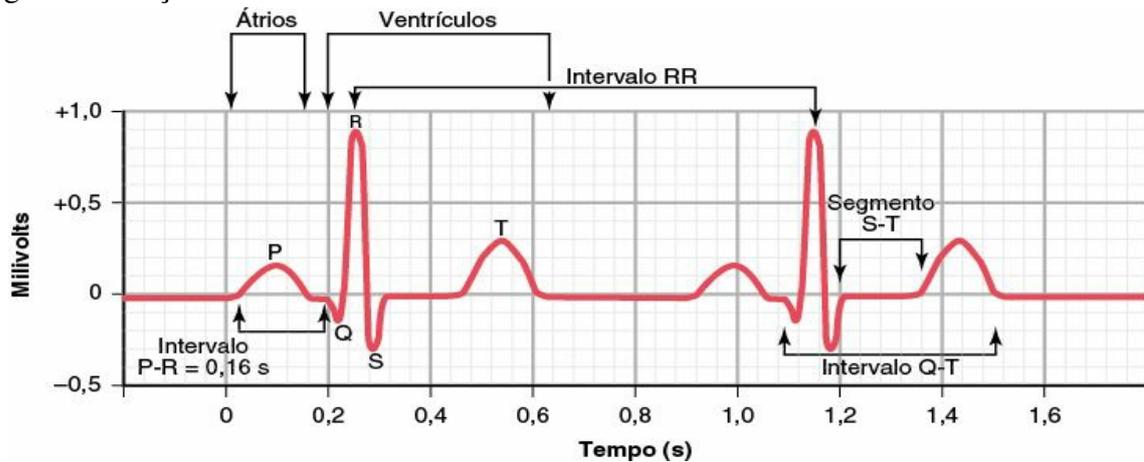
Este exame é amplamente utilizado em diferentes contextos médicos, como avaliação de rotina, diagnóstico de doenças cardíacas, monitoramento do tratamento cardíaco e investigação de sintomas cardíacos, como dor no peito, palpitações, desmaios e falta de ar. Trata-se de um exame seguro, não invasivo e relativamente rápido, fornecendo informações valiosas aos médicos para a avaliação da saúde cardíaca do paciente (HALL, 2021).

3.1.1 Ondas

O gráfico resultante é conhecido como traçado eletrocardiográfico, também chamado de traçado de ECG ou simplesmente eletrocardiograma. A Figura 5 ilustra as ondas, segmentos e intervalos que representam as diferentes fases do ciclo cardíaco. O traçado é composto por diversas ondas distintas, incluindo a onda P, o complexo QRS e a onda T, que correspondem a eventos específicos do ciclo cardíaco. A amplitude de cada uma dessas ondas varia de acordo com a derivação utilizada para a medição, uma vez que a distância dos eletrodos até o coração influencia nessa medida (HALL, 2021; KOSSMANN, 1953).

Como ilustrado na Figura 6, a onda P apresenta valores de amplitude entre 0.1 e 0.3mV, com um comportamento espectral de baixa frequência na faixa de 10 a 15Hz. O complexo QRS, composto pelas ondas Q, R e S, normalmente possui uma amplitude dentro da faixa de 1.0 a 1.5mV, do pico da onda R até o vale da onda S, com uma resposta espectral na faixa

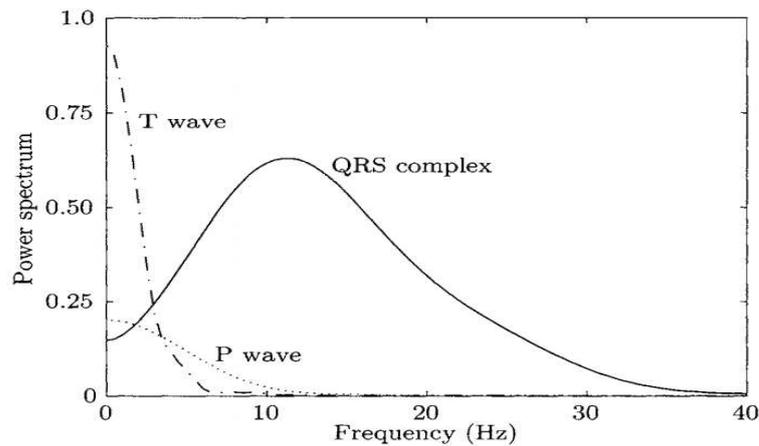
Figura 5 – Traçado de ECG



Fonte: Retirado de Hall (2021)

de 3 a 50Hz. A onda T possui uma amplitude entre 0.1 e 0.6mV e está situada espectralmente na faixa de 0 a 10Hz (HALL, 2021; JÚNIOR, 2016).

Figura 6 – Espectro das Ondas do ECG



Fonte: Retirado de JÚNIOR (2016)

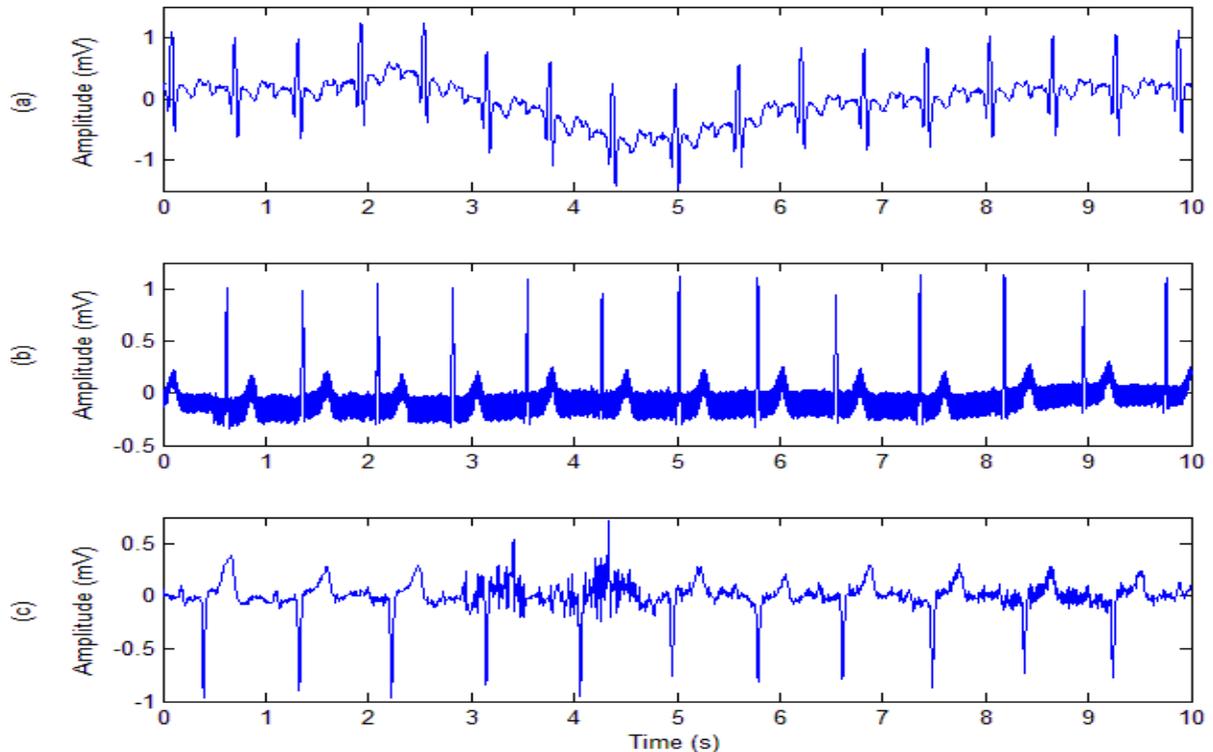
De acordo com Webster (2009), o sinal total a ser medido possui uma banda de frequência entre 0.1 e 200Hz, com amplitudes variando de 70μ a 4mV. Por outro lado, Saritha *et al.* (2008) afirma que esse sinal apresenta uma banda de frequência entre 0.05 e 100Hz, com amplitudes que variam de 1 a 10mV.

3.1.2 Ruídos, Interferências e Artefatos

Devido à baixa amplitude, o sinal gerado pelo exame pode ser contaminado por ruídos provenientes de fontes externas e internas ao corpo. Isso pode comprometer a estrutura original do sinal, levando a uma análise equivocada e possíveis erros no diagnóstico de patologias

no músculo cardíaco (JÚNIOR, 2016; WEBSTER, 2009; WEBB, 2018; CLIFFORD *et al.*, 2006; KOSSMANN, 1953).

Figura 7 – Ruídos Mais Comuns Presentes no Sinal de ECG



Fonte: Retirado de Maggio *et al.* (2012)

O desvio da linha de base, ilustrado na Figura 7a, ocorre devido à respiração do paciente ou a presença de um mau contato entre o eletrodo e a pele. Esse desvio possui uma amplitude de aproximadamente 15% da amplitude do sinal de ECG e uma frequência entre 0.15Hz e 0.3Hz (JÚNIOR, 2016; WEBB, 2018; CLIFFORD *et al.*, 2006).

O ruído causado pela interferência da rede elétrica, ilustrado na Figura 7b, ocorre devido à conexão do eletrocardiógrafo à rede elétrica ou por meio de indução eletromagnética. Isso ocorre porque o corpo do paciente e os cabos dos eletrodos atuam como antenas. Essa interferência se manifesta aumentando a amplitude do sinal de ECG em cerca de 50% (JÚNIOR, 2016; WEBSTER, 2009; WEBB, 2018; ??).

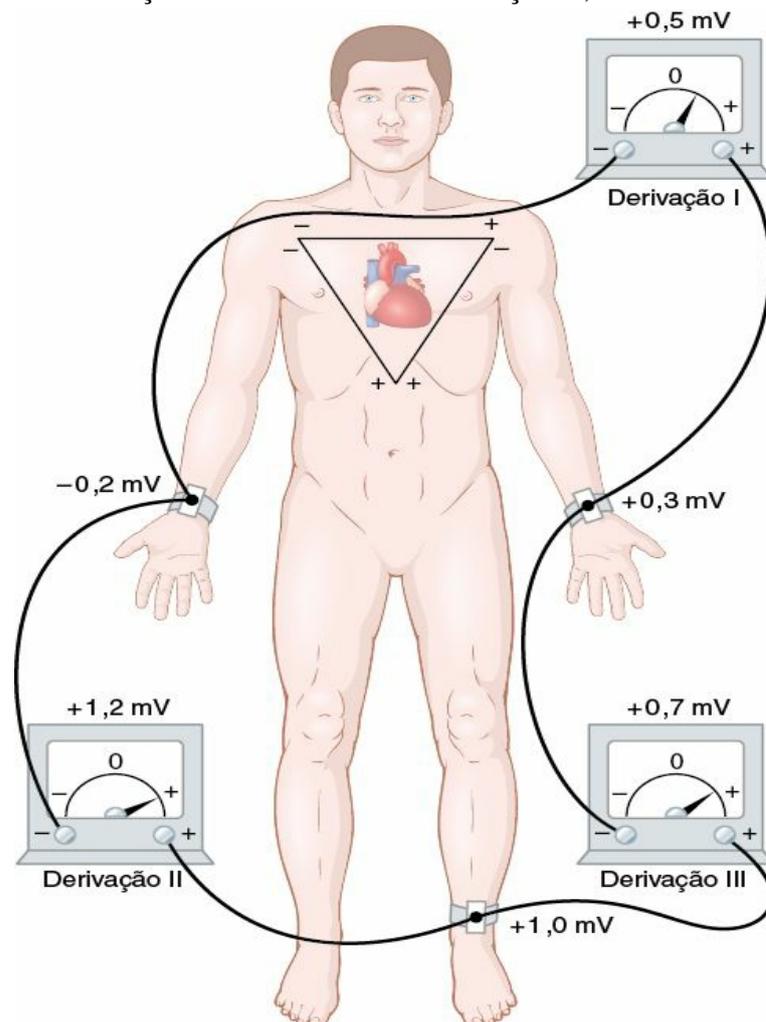
O ruídos eletromiográfico, ilustrado na Figura 7c são causados por contrações musculares, resultando em pequenas alterações na linha de base do sinal em microvolts. No entanto, esses ruídos podem atingir valores de cerca de 10% do valor pico a pico do sinal de ECG e possuem uma frequência entre 20 e 100kHz , podendo afetar todo o sinal de ECG (JÚNIOR, 2016; FRØLICH; DOWDING, 2018).

Além dos ruídos e interferências mencionados, existem dois tipos de sinais que afetam diretamente o deslocamento vertical do sinal de ECG. O primeiro é o sinal de modo comum, gerado devido à interferência da rede elétrica, o qual resulta em um deslocamento de aproximadamente $1.5V$ na entrada do eletrocardiógrafo. O segundo tipo de ruído é causado pelo potencial de meia célula dos eletrodos, levando a um deslocamento de $300mV$ no sinal de entrada (WEBSTER, 2009; JÚNIOR, 2016; WEBB, 2018).

3.1.3 Derivações

Uma derivação consiste na combinação de dois fios e seus eletrodos posicionados em pontos específicos da superfície corporal. O objetivo dessa combinação é formar um circuito completo entre o corpo e o eletrocardiógrafo, permitindo a obtenção do sinal de ECG (WEBB, 2018; WEBSTER, 2009; HALL, 2021).

Figura 8 – Posições de Fixação dos Eletrodos das Derivações I, II e III e Triângulo de Einthoven



Fonte: Retirado de Hall (2021)

O sistema de derivações de Einthoven é composto por três derivações: Derivação I, Derivação II e Derivação III, conhecidas como derivações bipolares. Cada derivação consiste em dois eletrodos fixados ao corpo do paciente em lados diferentes do coração. Essas três derivações formam o chamado triângulo de Einthoven (EINTHOVEN *et al.*, 1950). Esse arranjo permite que o valor de uma derivação seja obtido com base nos valores das outras duas derivações, levando em consideração suas polaridades (HALL, 2021; WEBSTER, 2009; WEBB, 2018).

$$V_{(Derivacao_I)} = V_{(BracoEsquerdo)} - V_{(BracoDireito)} \quad (3.1)$$

$$V_{(Derivacao_II)} = V_{(PernaEsquerda)} - V_{(BracoDireito)} \quad (3.2)$$

$$V_{(Derivacao_III)} = V_{(PernaEsquerda)} - V_{(BracoEsquerdo)} \quad (3.3)$$

Como ilustrado na Figura 8 e demonstrado através das Equações 3.1, 3.2 e 3.3 o valor da tensão para cada uma das derivações é obtido a partir da diferença de potencial entre o par de eletrodos que compõem aquela derivação. A Derivação I é obtida conectando o terminal positivo no braço esquerdo e o terminal negativo no braço direito. A Derivação II é obtida conectando o terminal positivo na perna esquerda e o terminal negativo no braço direito. Por fim, a Derivação III é obtida conectando o terminal positivo na perna esquerda e o terminal negativo no braço esquerdo (HALL, 2021; WEBB, 2018; WEBSTER, 2009).

$$Derivacao_{(II)} = Derivacao_{(I)} + Derivacao_{(III)} \quad (3.4)$$

Utilizando o triângulo de Einthoven (EINTHOVEN *et al.*, 1950), é possível obter o valor de tensão para a Derivação II somando os valores de tensão das Derivações I e III, conforme demonstrado na Equação 3.4.

3.2 Eletrocardiógrafo

O eletrocardiógrafo é o instrumento utilizado para registrar a atividade elétrica do coração por meio da utilização de dois ou mais eletrodos não invasivos fixados ao corpo do paciente (WEBSTER, 2009; WEBB, 2018; HALL, 2021).

De forma geral, o eletrocardiógrafo pode ser caracterizado como um conjunto de blocos funcionais que interagem entre si com a finalidade de adquirir, amplificar, filtrar e gerar o exame de ECG (WEBB, 2018; WEBSTER, 2009). A Figura 9 ilustra um exemplo de eletrocardiógrafo comercial para coleta de doze derivações em conjunto com seus cabos e eletrodos.

Figura 9 – Exemplo de Eletrocardiógrafo Comercial



Fonte: Retirado de Webster (2009)

Esse conjunto composto pelos blocos de aquisição, pré-amplificação, filtragem e amplificação (WEBSTER, 2009; ??; WEBB, 2018) como ilustrado na Figura 10 deve ter a capacidade de medir sinais na faixa de $0.05 - 10mV$, ter uma largura de banda de medição entre $0.1 - 150Hz$ e ter uma taxa de rejeição de modo comum (CMRR) muito alta, em valores maiores que $80dB$ (WEBSTER, 2009; WEBB, 2018; MASON *et al.*, 2007).

Figura 10 – Blocos Funcionais de Um Eletrocardiógrafo



Fonte: Elaborado pelo autor

O bloco de aquisição tem a função de captar os sinais elétricos gerados pelo coração, utilizando eletrodos posicionados na superfície do corpo. Esses eletrodos detectam as variações de potencial elétrico que ocorrem durante as contrações e relaxamentos do músculo cardíaco (WEBB, 2018; HALL, 2021; JÚNIOR, 2016; WEBSTER, 2009).

Após a captação dos sinais, eles passam pelo bloco de pré-amplificação, onde parte dos ruídos e interferências é eliminada através do uso do Driver da Perna Direta (RLD) e amplificadores de instrumentação são utilizados para aumentar a amplitude dos sinais. Isso garante uma melhor qualidade na detecção e registro das atividades elétricas do coração (WEBB, 2018; HALL, 2021; JÚNIOR, 2016; WEBSTER, 2009; ??).

Em seguida, os sinais são encaminhados para o bloco de filtragem, que tem como objetivo eliminar interferências indesejadas e ruídos de baixa e alta frequência. Essa etapa é fundamental para assegurar a precisão e a qualidade dos sinais captados (WEBB, 2018; HALL, 2021; JÚNIOR, 2016; WEBSTER, 2009; ??).

Dessa forma os sinais percorrem o bloco de amplificação, que aumentando sua amplitude, tornando-os adequados para a visualização e análise posterior. A amplificação é ajustada de acordo com as necessidades específicas do paciente e do exame em questão (WEBB, 2018; HALL, 2021; JÚNIOR, 2016; WEBSTER, 2009; ??).

Assim, esses blocos funcionais trabalham em conjunto para assegurar a correta captação, processamento e amplificação dos sinais cardíacos, viabilizando uma análise precisa e detalhada da atividade elétrica do coração.

3.2.1 Aquisição

Os sensores desempenham um papel fundamental como interface entre a grandeza a ser medida e o sistema de medição. Em um eletrocardiograma, essa função é realizada pelos eletrodos. Eles são responsáveis por captar o sinal elétrico gerado pela atividade elétrica do coração e irradiado na superfície do corpo (WEBSTER, 2009; JÚNIOR, 2016).

O eletrodo ilustrado na Figura 11 é o mais comumente utilizado para a captação do eletrocardiograma. Ele possui uma estrutura simples composta por prata (Ag) e cloreto de prata (AgCl), sendo uma opção de baixo custo em comparação com outros tipos de eletrodos disponíveis (JÚNIOR, 2016; WEBSTER, 2009; WEBB, 2018).

Figura 11 – Eletrodo de Ag/AgCl



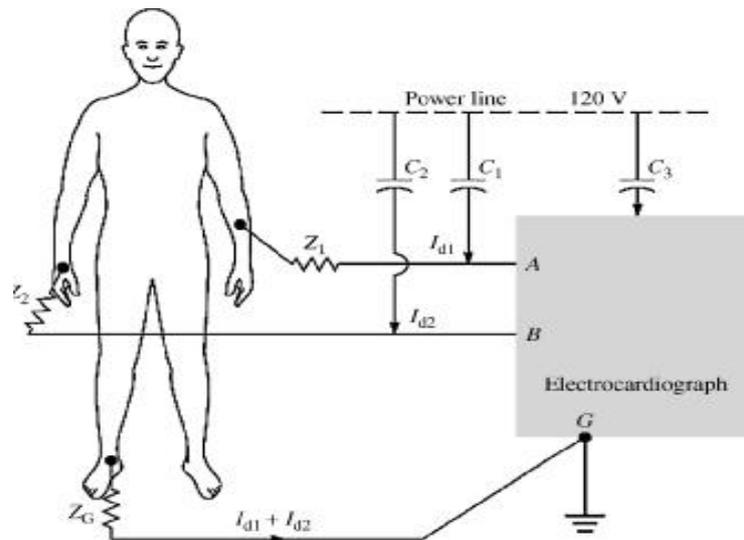
Fonte: Retirado de JÚNIOR (2016)

3.2.2 Pré-Amplificação

3.2.2.1 Amplificador de Instrumentação

Para determinar o valor de tensão de uma derivação, é necessário calcular a diferença de potencial entre os dois eletrodos utilizados na medida. É importante destacar que o sinal de ECG possui uma amplitude baixa, o que demanda o uso de amplificadores para assegurar que o sinal captado atenda aos requisitos de tensão necessários para a amostragem pelos conversores analógico-digitais (WEBSTER, 2009; WEBB, 2018).

Figura 12 – Modelo de Interferência da Rede Elétrica



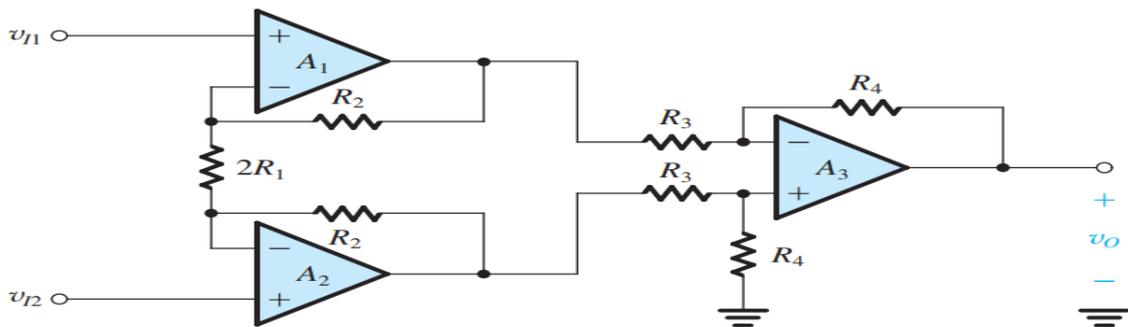
Fonte: Retirada de ??)

Quando conectado ao eletrocardiógrafo por meio dos eletrodos, o corpo humano funciona como uma antena, o que resulta em uma diferença de potencial entre o corpo e a terra devido à energia emitida pelo campo eletromagnético gerado pela rede elétrica. Essa diferença de potencial, conhecida como tensão de modo comum ou sinal de modo comum V_{cm} , estará presente nas entradas inversora e não inversora do amplificador de instrumentação (WEBB, 2018; WEBSTER, 2009; ??).

$$V_A - V_B = V_{cm} \cdot \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_{in}} \right) \quad (3.5)$$

Como ilustrado na Figura 12, esse sinal pode ser representado por um capacitor entre o paciente e a rede elétrica. Através do acoplamento capacitivo, uma corrente elétrica i_{db} flui da rede elétrica em direção ao corpo. A Equação 3.5 descreve a tensão na entrada do eletrocardiógrafo com base nas impedâncias Z_1, Z_2 e Z_{in} mostradas na Figura 12, bem como a tensão de modo comum V_{cm} . A partir dessa equação, é possível deduzir que quanto maior o valor da impedância de entrada do eletrocardiógrafo, menor será a interferência no sinal de ECG. Portanto, valores de impedância de entrada Z_{in} na ordem de $G\Omega$ são recomendados (WEBSTER, 2009; ??).

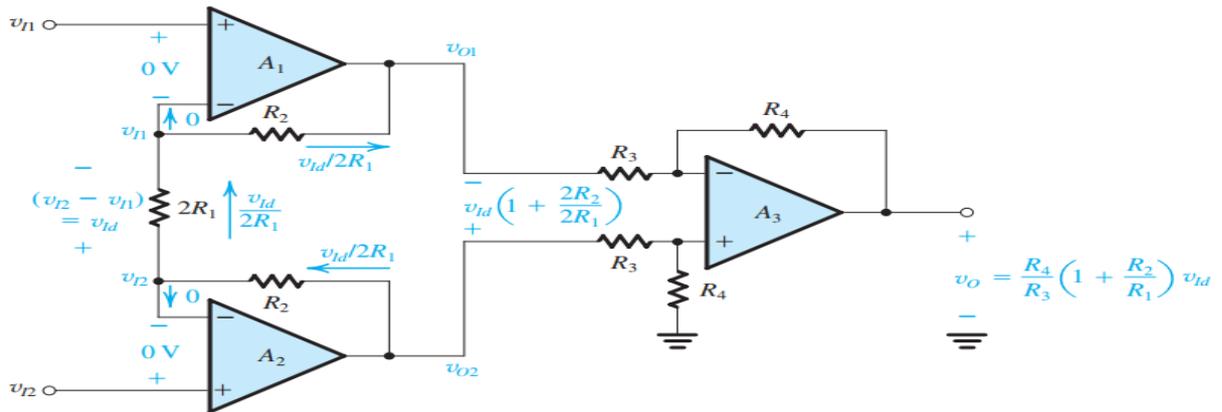
Figura 13 – Amplificador de Instrumentação



Fonte: Retirado de Sedra *et al.* (2004)

O amplificador de instrumentação é um dispositivo eletrônico composto por dois terminais de entrada, V_{I1} e V_{I2} . Ele é projetado para funcionar como um sensor de diferença entre as tensões aplicadas a esses terminais, fornecendo a diferença multiplicada por um ganho A em seu terminal de saída V_o , ou seja, $V_o = A(V_{I2} - V_{I1})$. Internamente, o amplificador de instrumentação é constituído por dois amplificadores operacionais configurados como não inversores (A_1 e A_2), cujas saídas estão conectadas a cada uma das entradas de um terceiro amplificador operacional configurado como diferencial (A_3). A Figura 13 ilustra essa configuração (SEDRA *et al.*, 2004).

Figura 14 – Ganho Diferencial do Amplificador de Instrumentação



Fonte: Retirado de Sedra *et al.* (2004)

Idealmente, o amplificador de instrumentação amplifica o sinal diferencial e rejeita ou atenua completamente o sinal de modo comum. No entanto, na prática, o valor de V_o é influenciado pelo ganho diferencial A_d e pelo ganho de modo comum A_{cm} , como ilustrado na Equação 3.6.

$$V_o = (A_d \cdot V_{Id}) + (A_{cm} \cdot V_{Icm}) \quad (3.6)$$

O ganho diferencial A_d , conforme demonstrado na Equação 3.7, é determinado pelo acoplamento do estágio de entrada, composto pelos amplificadores operacionais na configuração não inversora e seus resistores, com o estágio de saída, formado pelo amplificador operacional na configuração diferencial. Por sua vez, o ganho de modo comum A_{cm} é anulado pelo amplificador diferencial no segundo estágio, que recebe o sinal do primeiro estágio e elimina o componente de modo comum. Portanto, podemos afirmar, como mostrado na Equação 3.8, que $V_o = A_d$.

$$A_d = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot (V_{I2} - V_{I1}) \quad (3.7)$$

$$V_o = \frac{R_4}{R_3} \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot (V_{Id}) \quad (3.8)$$

A eficácia em rejeitar sinais de modo comum em relação aos sinais diferenciais determina a qualidade do amplificador de instrumentação e é mensurada em decibéis (dB) por meio de uma relação conhecida como Razão de Rejeição de Modo Comum (CMRR), conforme demonstrado na Equação 3.9. O valor do CMRR é influenciado pela frequência do sinal diferencial presente nas entradas V_{Id} e pelo ganho diferencial A_d do amplificador (SEDRA *et al.*, 2004).

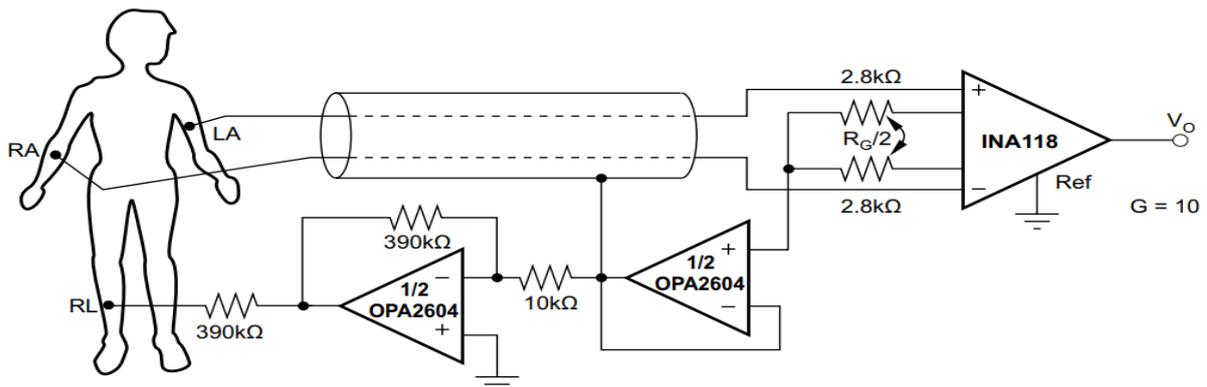
$$CMRR = 20 \log \frac{|A_d|}{|A_{cm}|} \quad (3.9)$$

Na prática, os amplificadores de instrumentação são encontrados como circuitos integrados com uma pinagem específica. O resistor $2R_1$ é dividido em dois resistores de igual valor, conhecidos como R_G , que são externos ao circuito ilustrado nas Figuras 13 e 14. Esses amplificadores possuem uma altíssima impedância de entrada, chegando a valores de até $10G\Omega$, e uma baixa impedância de saída, na faixa de miliohms. Além disso, apresentam uma relação de rejeição de modo comum (CMRR) entre $80dB$ e $120dB$, possuem facilidade de ajuste de ganho e oferecem uma boa largura de banda de operação. Por essas características, são frequentemente utilizados em áreas como medicina, instrumentação, automação industrial, aquisição de dados, controle de processos e aplicações de sensoriamento, especialmente quando é necessário extrair e medir sinais de baixa amplitude e com alto nível de ruído (SEDRA *et al.*, 2004; JR, 2015; MALVINO; BATES, 2011).

3.2.2.2 Driver da Perna Direta (RLD)

O driver da perna direita (RLD) é um circuito incorporado no bloco de pré-amplificação, conforme apresentado por Winter e Webster (1983). Sua função é auxiliar o amplificador de instrumentação na eliminação do sinal de modo comum presente nas suas entradas.

Figura 15 – Driver da Perna Direita



Fonte: Retirado de ??)

Como ilustrado na Figura 15, a topologia do driver da perna direita envolve a obtenção da tensão de modo comum nas entradas do amplificador de instrumentação por meio do ponto central entre os resistores R_G , conforme apresentado na Subsubseção 3.2.2.1. Esse

o sinal é então direcionado para a entrada de um buffer, que realiza o casamento de impedâncias, e posteriormente é inserido em um amplificador inversor com um ganho G , conforme demonstrado na Equação 3.10.

$$G = -\frac{R_f}{R_1} \quad (3.10)$$

A saída do amplificador inversor é conectada a um eletrodo fixado na perna direita do paciente, de modo que o sinal invertido seja injetado em seu corpo, criando uma referência para todos os outros eletrodos e ajudando a reduzir o sinal de modo comum. É inserido um resistor entre o eletrodo e o amplificador para fornecer proteção ao paciente caso haja mau funcionamento dos amplificadores. Também é possível utilizar cabos blindados para a conexão com os eletrodos, a fim de evitar interferências eletromagnéticas. É recomendado conectar a malha de metal à entrada inversora do buffer para aterrar a estrutura metálica (WEBSTER, 2009; WINTER; WEBSTER, 1983; ??).

3.2.3 Filtragem

Como apresentado na Subseção 3.1.2, devido à baixa amplitude do sinal de ECG, ele é facilmente contaminado por ruídos e artefatos provenientes de diversas fontes externas. Essas interferências podem alterar completamente a estrutura morfológica do sinal. Portanto, é necessário utilizar etapas de filtragem para atenuar essas interferências, garantindo a qualidade do sinal e possibilitando a identificação dos padrões das ondas P, Q, R, S e T (WEBSTER, 2009; ??; JÚNIOR, 2016; WEBB, 2018).

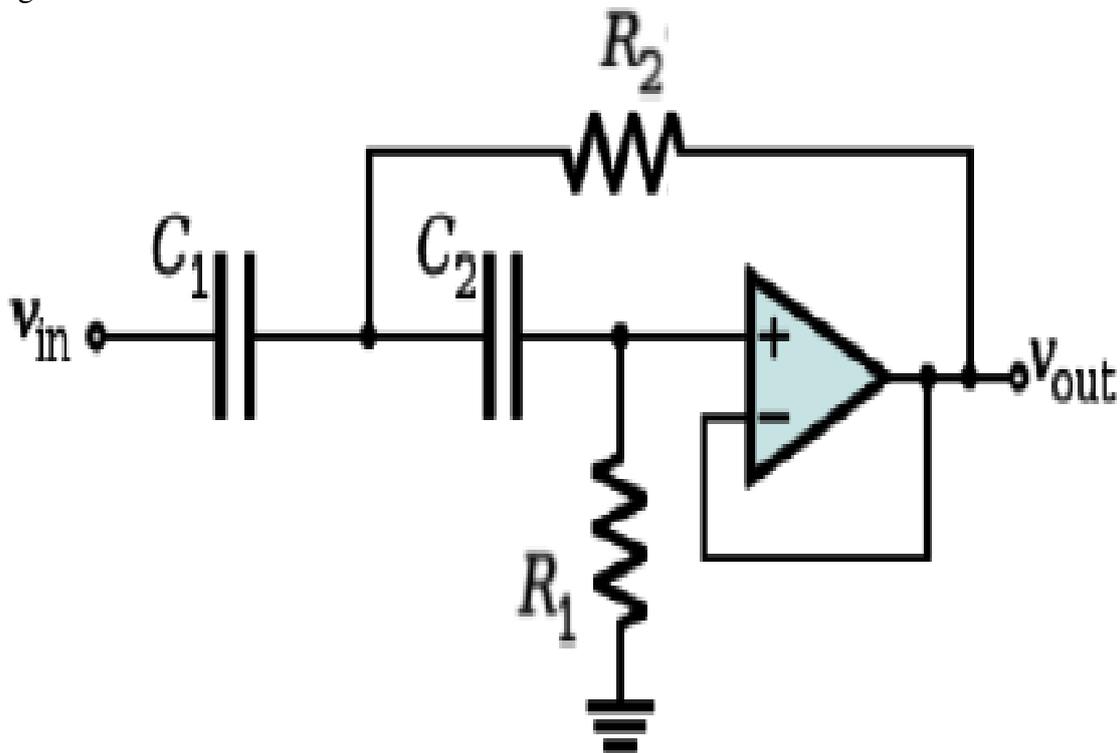
Para eliminar os componentes causados por ruídos de baixa frequência, como o desvio da linha de base, é possível utilizar filtros passa-alta com uma frequência de corte de até $0.67Hz$. Esses filtros não causarão alterações significativas no sinal de ECG (NAYAK *et al.*, 2012; LUO; JOHNSTON, 2010; CLIFFORD *et al.*, 2006).

Para eliminar os componentes de ruído de alta frequência, como interferências de equipamentos externos e contrações musculares, é recomendado o uso de um filtro passa-baixas com frequência de corte de $150Hz$. Além disso, para eliminar os ruídos causados pela interferência da rede elétrica, pode-se utilizar um filtro rejeita-faixas com frequência de corte de $50/60Hz$, dependendo da frequência da rede elétrica local (NAYAK *et al.*, 2012; LUO; JOHNSTON, 2010; CLIFFORD *et al.*, 2006).

3.2.3.1 Filtro Passa-Banda

O filtro passa-banda é um tipo de filtro elétrico que seletivamente permite a passagem de uma faixa específica de frequências, enquanto atenua completamente as demais. Ele é caracterizado por uma faixa de passagem e duas faixas de rejeição, as quais são delimitadas por uma frequência de corte inferior f_L e uma frequência de corte superior f_H (JR, 2015; MACHADO, 2016; FERREIRA, 2019).

Figura 16 – Filtro Passa-Altas

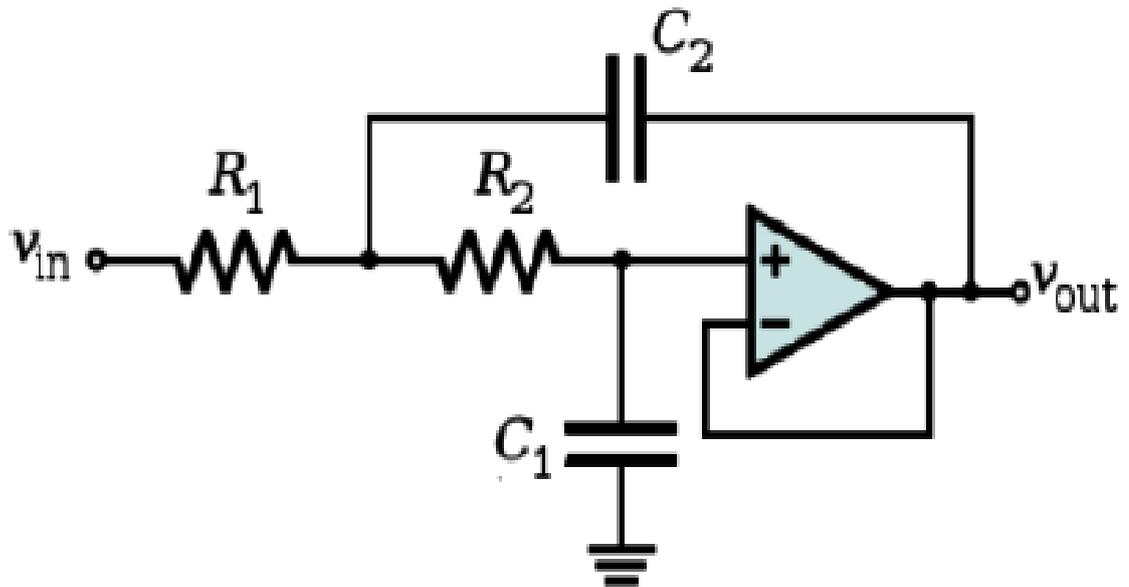


Fonte: Retirado de MACHADO (2016)

Esse tipo de filtro pode ser construído utilizando a topologia Sallen-Key, que consiste em acoplar um filtro passa-baixas, Figura 17 à saída de um filtro passa-altas, Figura 16. Suas frequências de corte inferior f_L e superior f_H são definidas pelas frequências de corte dos filtros passa-altas e passa-baixas, respectivamente, como demonstra a Equação 3.11 (MALVINO; BATES, 2011; FERREIRA, 2019; JR, 2015).

$$f_L = f_H = \frac{1}{\sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \quad (3.11)$$

Figura 17 – Filtro Passa-Baixas

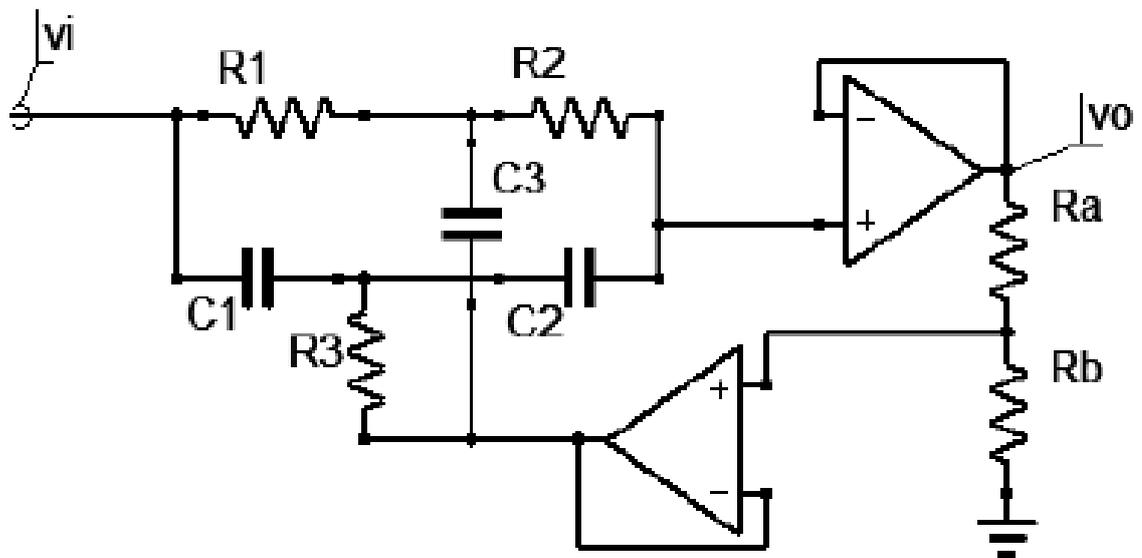


Fonte: Retirado de MACHADO (2016)

3.2.3.2 Filtro Rejeita-Banda

O filtro rejeita-banda é um tipo de filtro elétrico que possui um comportamento oposto ao filtro passa-banda. Ele é caracterizado por duas faixas de passagem e uma faixa de rejeição. Idealmente, ele rejeita completamente as frequências dentro da faixa de rejeição e permite a passagem das frequências dentro da faixa de passagem (JR, 2015; MACHADO, 2016; FERREIRA, 2019).

Figura 18 – Filtro Notch



Fonte: Retirado de MACHADO (2016)

O Filtro Notch, como ilustrado na Figura 18, é um tipo especial de filtro rejeita-banda que consegue atenuar fortemente um valor de frequência f_C específico dentro dos valores de frequência da faixa de rejeição (MACHADO, 2016; SEDRA *et al.*, 2004; ??; FERREIRA, 2019).

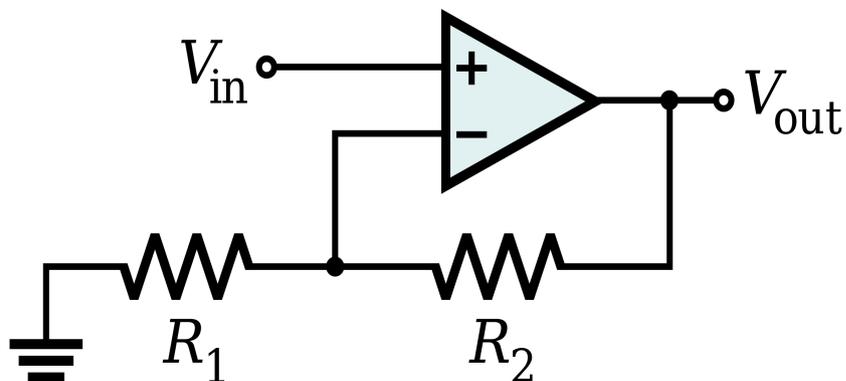
$$f_C = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot C} \quad (3.12)$$

Assumindo $R_1 = R_2 = R$, $R_3 = \frac{R}{2}$, $C_1 = C_2 = C$ e $C_3 = 2C$, o valor da frequência de corte f_C é demonstrado na Equação 3.12.

3.2.4 Amplificacao

Como não é indicado que a etapa de pré-amplificação tenha um alto valor de ganho, a fim de evitar amplificar ainda mais os ruídos presentes no sinal de ECG, é necessário utilizar uma etapa de amplificação com um ganho adequado. Essa etapa é responsável por elevar a tensão do sinal de ECG a um nível que possa ser adequadamente amostrado pelos conversores analógico-digitais (WEBSTER, 2009; WEBB, 2018; ??).

Figura 19 – Amplificador Não Inversor



Fonte: Retirado de Sedra *et al.* (2004)

Essa etapa pode ser construída utilizando um amplificador não inversor, conforme ilustrado na Figura 19. O ganho desse amplificador, representado por G , é determinado pela Equação 3.13 (WEBSTER, 2009; SEDRA *et al.*, 2004).

$$G = 1 + \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \quad (3.13)$$

4 METODOLOGIA

De acordo com os objetivos estabelecidos para este trabalho, conforme apresentado na Seção 1.2, a metodologia adotada compreende duas etapas principais: modelagem e simulação, utilizando o software LTspice.

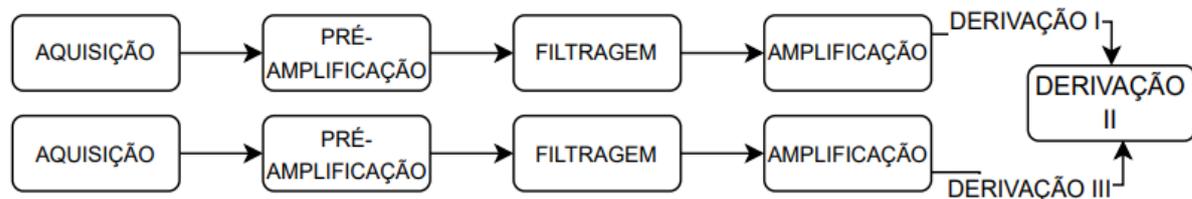
Na etapa de modelagem, é realizada a definição da arquitetura do eletrocardiógrafo, detalhando os blocos funcionais responsáveis pela coleta de cada uma das derivações. Em seguida, são apresentados os circuitos internos de cada bloco, incluindo suas características e componentes específicos.

Posteriormente, na segunda etapa, os blocos funcionais são simulados no software LTspice. Para isso, são inseridas amostras de sinais ruidosos das derivações I e III da base de dados nas entradas dos blocos funcionais de aquisição correspondentes. O objetivo é obter os sinais de saída gerados por cada bloco funcional.

4.1 Modelagem

A Figura 20 ilustra a arquitetura em nível de blocos funcionais do eletrocardiógrafo proposto neste trabalho. Os blocos funcionais responsáveis pela coleta das derivações I e III são idênticos, possuindo a mesma estrutura interna em termos de circuitos. Já para a coleta da derivação II, optou-se por utilizar um amplificador somador das derivações I e III, conforme descrito pela Equação 3.4.

Figura 20 – Arquitetura a Nível de Blocos Funcionais do Eletrocardiógrafo Proposto



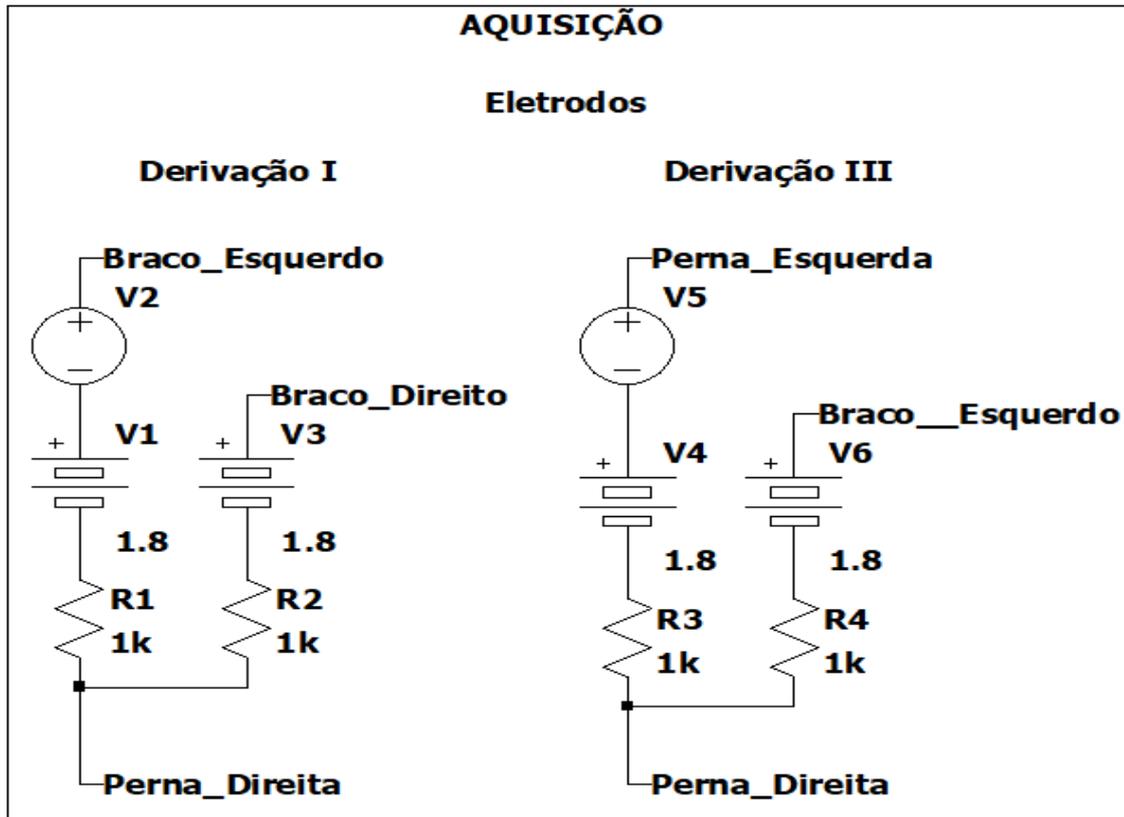
Fonte: Elaborado pelo Autor

A nível de circuitos internos, o bloco de AQUISIÇÃO é composto pelos circuitos ilustrados na Figura 21, o bloco de PRÉ-AMPLIFICAÇÃO pelos circuitos ilustrados nas Figuras 22 e 23, assim como o bloco de FILTRAGEM pelos circuitos ilustrados nas Figuras 24 e 25. A Figura 26 ilustra os circuitos internos da etapa de amplificação e, por fim, na Figura 27, é ilustrado o circuito para obtenção da Derivação II.

4.1.1 Aquisição

Para a modelagem dos sinais de ECG de cada uma das derivações, foram utilizadas amostras de sinais provenientes das derivações I e III do banco de dados¹. Cada amostra possui uma duração de 3 segundos.

Figura 21 – Modelagem: Eletrodos das Derivações I e III



Fonte: Elaborado pelo Autor

Através do componente de tensão do LTspice, foram carregados os sinais das amostras utilizando a opção PWL, que consiste em um par de valores (tempo x tensão). Conforme ilustrado na Figura 21, a amostra de sinal para a derivação I está contida no componente V_2 , enquanto a amostra de sinal para a derivação III está contida no componente V_5 , correspondendo, respectivamente, aos eletrodos do Braço Direito e da Perna Esquerda.

De forma semelhante à abordagem utilizada por (??), foram adicionadas aos sinais das derivações I e III as tensões de offset provocadas pelo potencial de meia célula dos eletrodos e o ruído de modo comum, respectivamente $300mV$ e $1.5V$, que somadas resultam em $1.8V$.

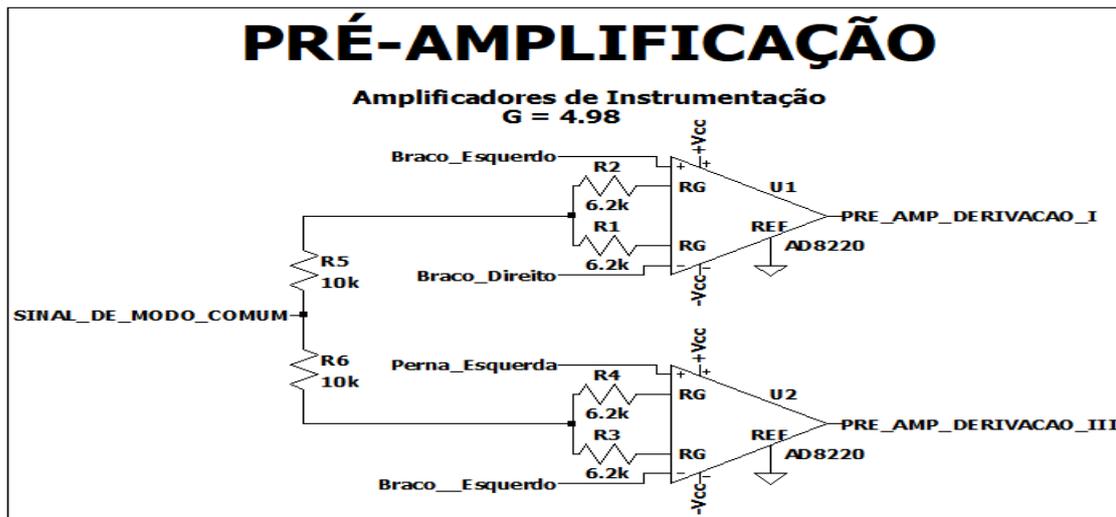
¹ <https://physionet.org/content/ecg-arrhythmia/1.0.0/>

4.1.2 Pré-Amplificação

4.1.2.1 Amplificador de Instrumentação

Os amplificadores de instrumentação utilizados foram modelados a partir do componente AD8220, que incorpora um amplificador de instrumentação rail-to-rail da Analog Devices. Esse amplificador possui uma alta impedância de entrada de $10G\Omega$, um CMRR mínimo de $100dB$ para um ganho de 10, uma largura de banda de $1.5MHz$, uma corrente quiescente máxima de $750\mu A$ e uma faixa de alimentação simétrica que varia de $\pm 2.5V$ a $\pm 18V$ (DEVICES, 2019a). Essas características fazem do AD8220 um circuito integrado que atende aos requisitos necessários para um amplificador de instrumentação utilizado na aquisição de sinais de ECG (WEBSTER, 2009; WEBB, 2018).

Figura 22 – Modelagem: Amplificadores de Instrumentação das Derivações I e III



Fonte: Elaborado pelo Autor

O Ganho G do AD8220 é dado pela combinação dos valores dos resistores R_1 e R_2 através da Equação 4.1. Para os amplificadores de instrumentação das derivações I e III, foi escolhido um ganho $G = 4.98$, de forma que os valores de $(R_1 + R_2) = 12.4K\Omega$, sendo assim $R_1 = R_2 = 6.2K\Omega$, como ilustrado na Figura 22.

$$G = 1 + \frac{49.4K\Omega}{(R_1 + R_2)} \quad (4.1)$$

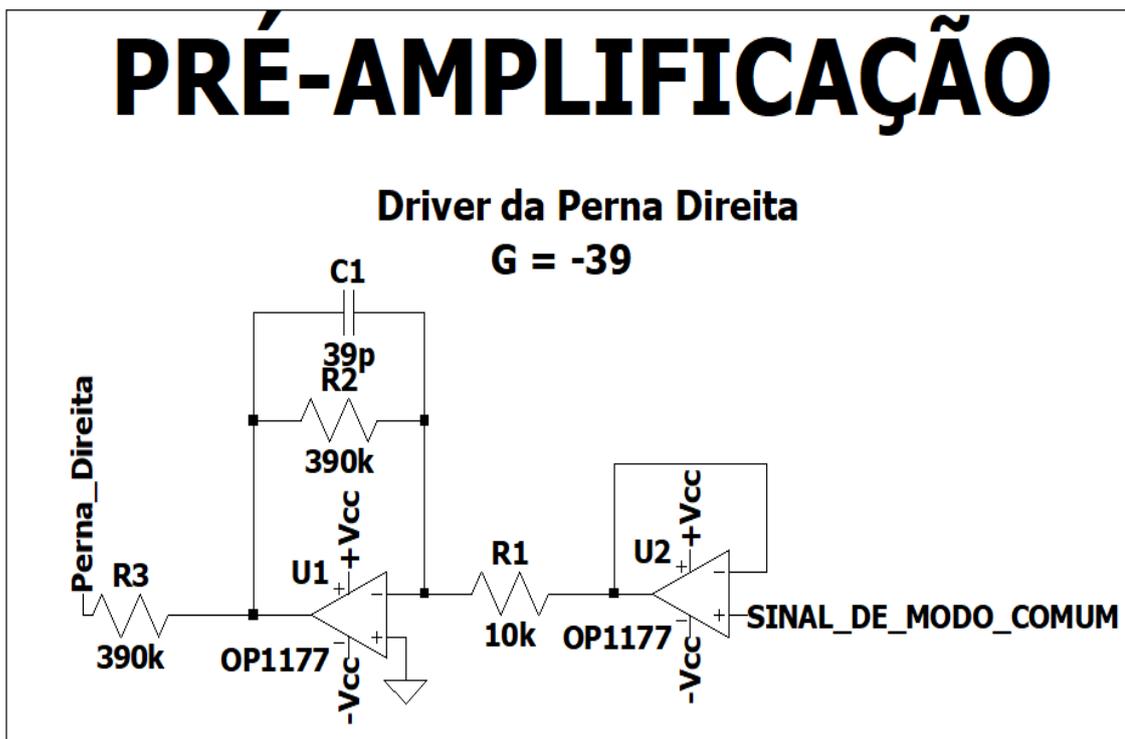
Os sinais de entrada Braço Esquerdo, Braço Direito e Perna Esquerda, apresentados na Figura 22, correspondem aos sinais com offsets provenientes dos eletrodos. Os sinais de

saída PRE_AMP_DERIVACAO_I e PRE_AMP_DERIVACAO_III correspondem aos sinais pré-amplificados que serão inseridos na etapa de filtragem, e o SINAL DE MODO COMUM corresponde ao valor médio dos sinais de modo comum de cada um dos amplificadores de instrumentação, que serão inseridos na entrada do buffer do RLD.

4.1.2.2 Driver da Perna Direita

O driver da perna direita foi modelado em sua topologia padrão com a utilização de um buffer, cuja saída será ligada a um amplificador inversor, conforme ilustra a Figura 23. Para a construção do buffer e do amplificador inversor, foi utilizado o componente OP1177 (DEVICES, 2019b), que contém internamente um amplificador operacional de precisão, baixo ruído e baixo consumo da Analog Devices, indicado para instrumentação e filtros de precisão (WINTER; WEBSTER, 1983).

Figura 23 – Modelagem: Driver da Perna Direita



Fonte: Elaborado pelo Autor

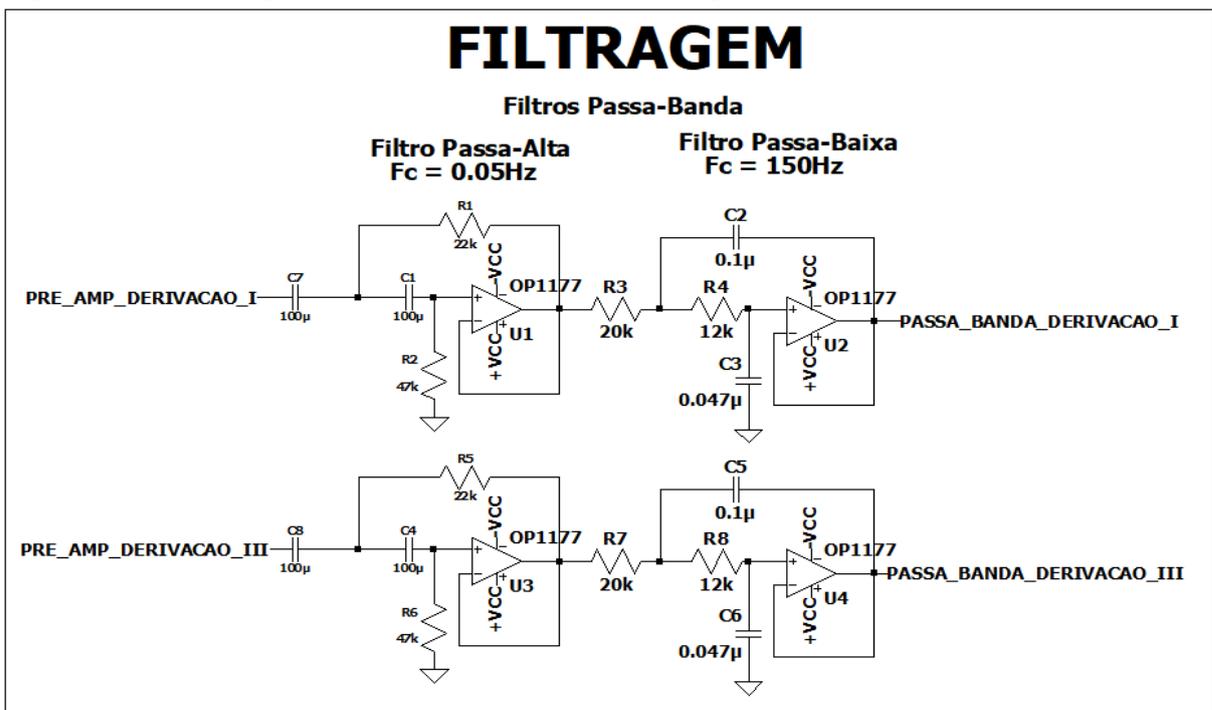
O sinal de entrada, chamado de SINAL DE MODO COMUM, será conectado à entrada do buffer e, em seguida, direcionado à entrada do amplificador inversor. Nessa etapa, ele será amplificado pelo ganho $G = -39$. Conforme especificado na Equação 3.10, os valores dos resistores serão definidos como $R_2 = 390K\Omega$ e $R_1 = 10K\Omega$.

4.1.3 Filtragem

4.1.3.1 Filtro Passa-Banda

O Filtro Passa-Banda ilustrado na Figura 24 foi modelado através do acoplamento de um filtro Passa-Alta de $f_c = 0.05Hz$ com um filtro Passa-Baixa de $f_c = 150Hz$, utilizando-se a topologia Sallen-Key e construídos utilizando o componente OP1177. O cálculo dos valores dos componentes foi realizado através da ferramenta online OKAWA Electric Design². Assim, para o Filtro Passa-Alta $C1 = C2 = 100\mu F$, $R1 = 22K\Omega$, $R2 = 47K\Omega$. Para o Filtro Passa-Baixas $C1 = 0.1\mu F$, $C2 = 0.047\mu F$, $R1 = 20K\Omega$, $R2 = 12K\Omega$.

Figura 24 – Modelagem: Filtros Passa-Alta das Derivações I e III



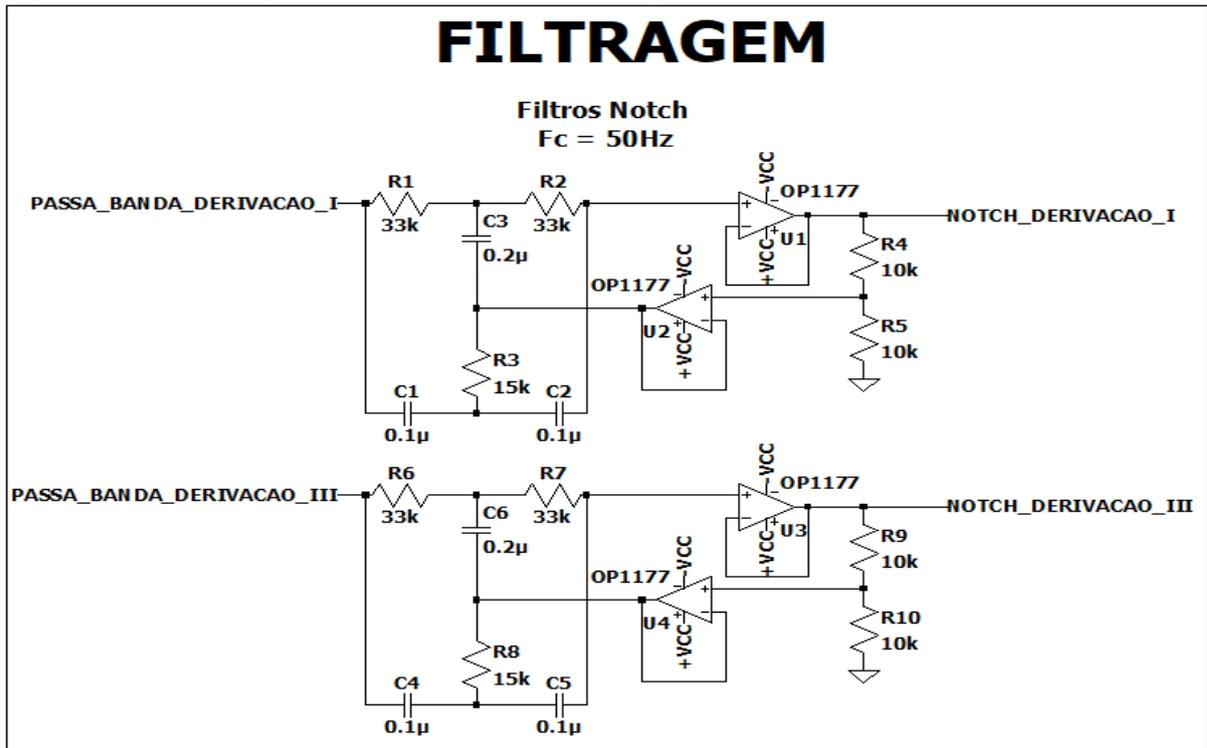
Fonte: Elaborado pelo Autor

4.1.3.2 Filtro Notch

O Filtro Notch ilustrado na Figura 25 foi modelado utilizando-se a topologia Active Twin T Notch com um valor de frequência de corte $f_c = 50Hz$, utilizando o componente OP1177. Dessa maneira, de acordo com a equação 3.12, os valores dos componentes foram definidos como $R1 = R2 = R = 33K\Omega$, $R3 = R/2 \approx 15K\Omega$, $R4 = R5 = 10K\Omega$ e $C1 = C2 = C = 0.1\mu F$, $C3 = 2C = 0.2\mu F$.

² <http://sim.okawa-denshi.jp/en/Fkeisan.htm>

Figura 25 – Modelagem: Filtros Notch das Derivações I e III

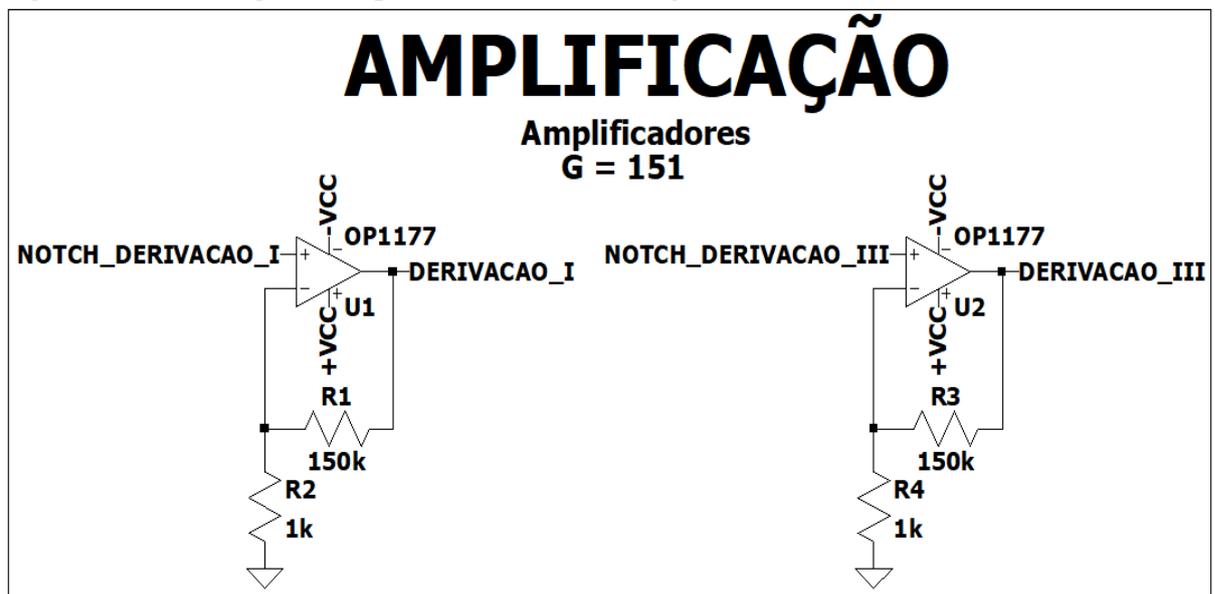


Fonte: Elaborado pelo Autor

4.1.4 Amplificação

Os amplificadores foram construídos utilizando o componente OP1177, conforme ilustrado na Figura 26, com um ganho $G = 151$, conforme demonstrado pela Equação 3.13. Dessa forma, os valores dos resistores foram definidos como $R_f = 150\text{K}\Omega$ e $R_1 = 1\text{K}\Omega$.

Figura 26 – Modelagem: Amplificadores das Derivações I e III

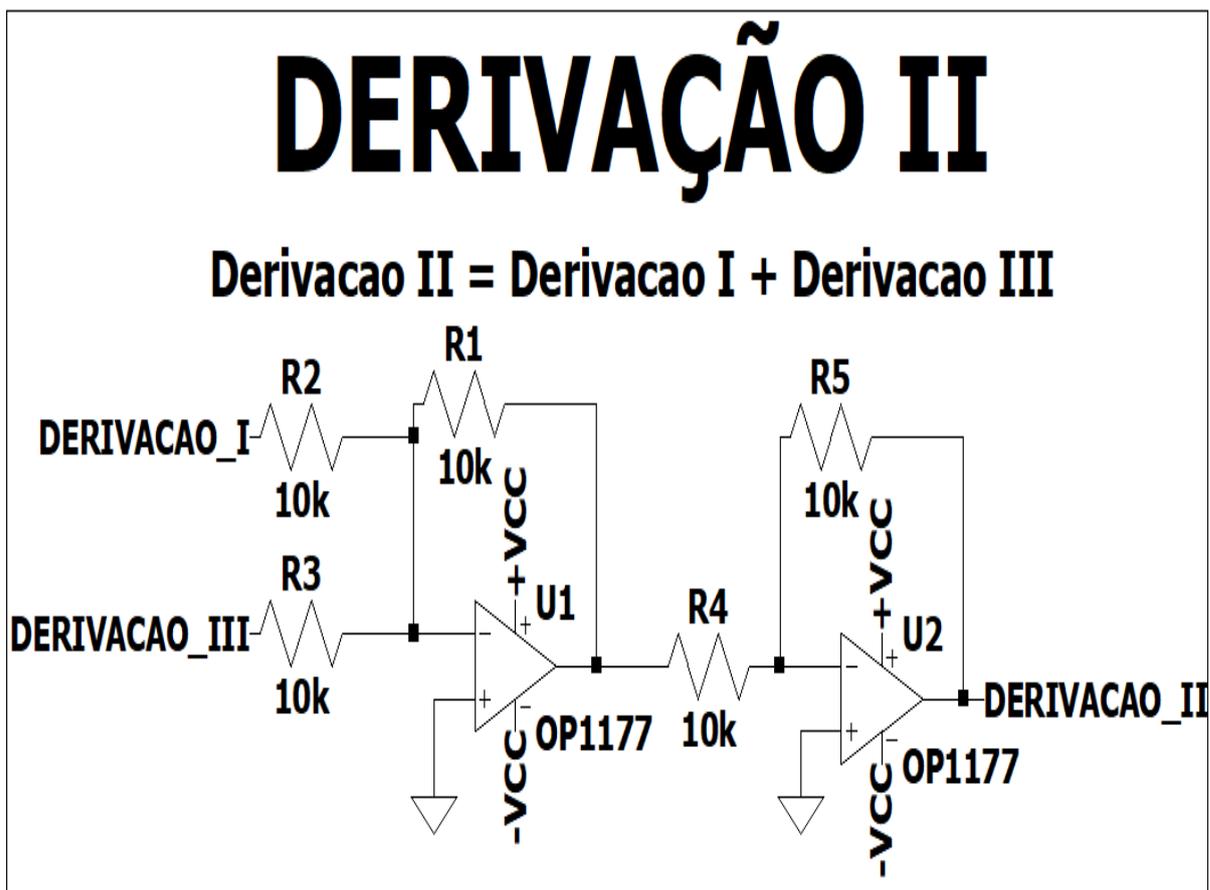


Fonte: Elaborado pelo Autor

4.1.5 Derivação II

A Figura 27 ilustra o esquemático do circuito para obtenção do sinal da Derivação II. Como é possível obter o valor da Derivação II através da equação 3.4, foi implementado um amplificador somador de ganho unitário $G = 1$, conforme descrito pela equação 4.2, que recebe os valores das derivações I e III já amplificadas. Como esse amplificador é um inversor, é necessário o acoplamento de outro amplificador não inversor de ganho unitário $G = 1$. Portanto, o valor da Derivação II é dado pela equação 4.3.

Figura 27 – Modelagem: Amplificador Somador Para a Derivação II



Fonte: Elaborado pelo Autor

$$V_{DerivacaoII} = -R_1 \cdot \left(\frac{V_{DerivacaoI}}{R_2} + \frac{V_{DerivacaoIII}}{R_3} \right) \quad (4.2)$$

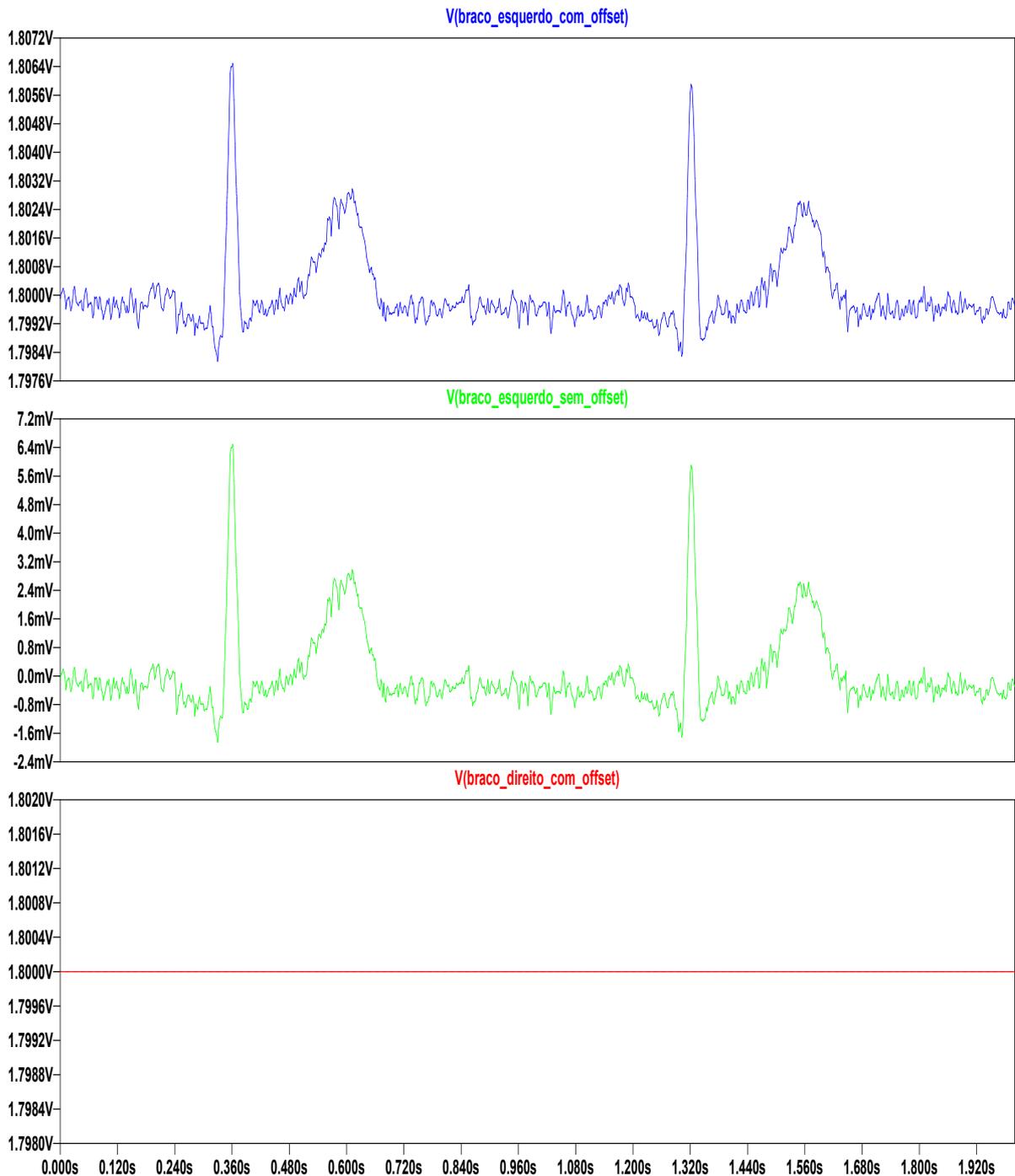
$$V_{DerivacaoII} = \frac{R_5}{R_4} \cdot \left(-R_1 \cdot \left(\frac{V_{DerivacaoI}}{R_2} + \frac{V_{DerivacaoIII}}{R_3} \right) \right) \quad (4.3)$$

4.2 Simulação

4.2.1 Aquisição

A Figura 28 ilustra a amostra da Derivação I com e sem a adição dos offsets como abordado na Subseção 4.1.1 através da simulação com o software LTspice.

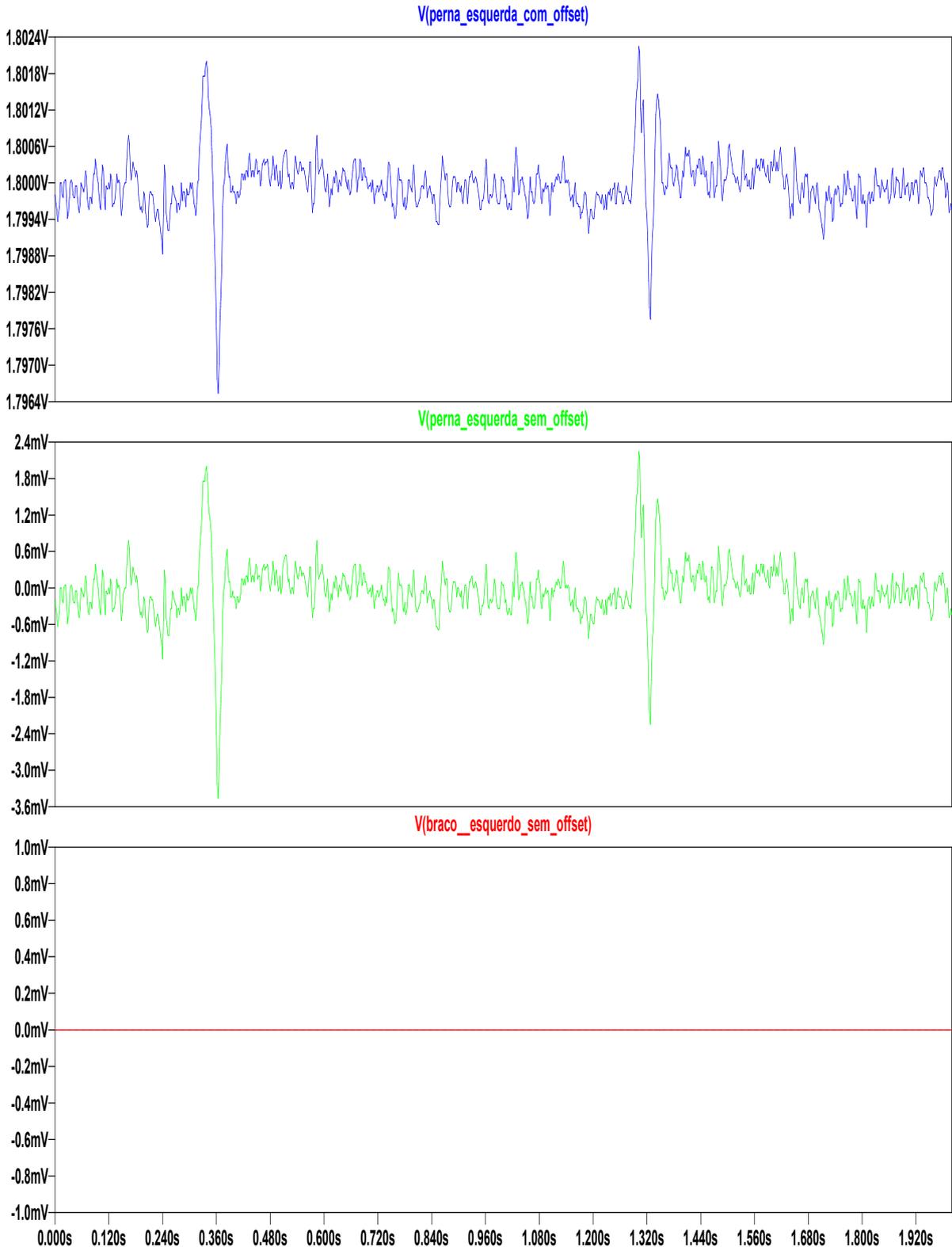
Figura 28 – Simulação: Eletrodos da Derivação I Com e Sem Adição de Offset



Fonte: Elaborado pelo Autor

A Figura 29 ilustra a amostra da Derivação III com e sem a adição dos offsets, conforme discutido na Subseção 4.1.1, por meio da simulação utilizando o software LTspice.

Figura 29 – Simulação: Eletrodos da Derivação III Com e Sem Adição de Offset

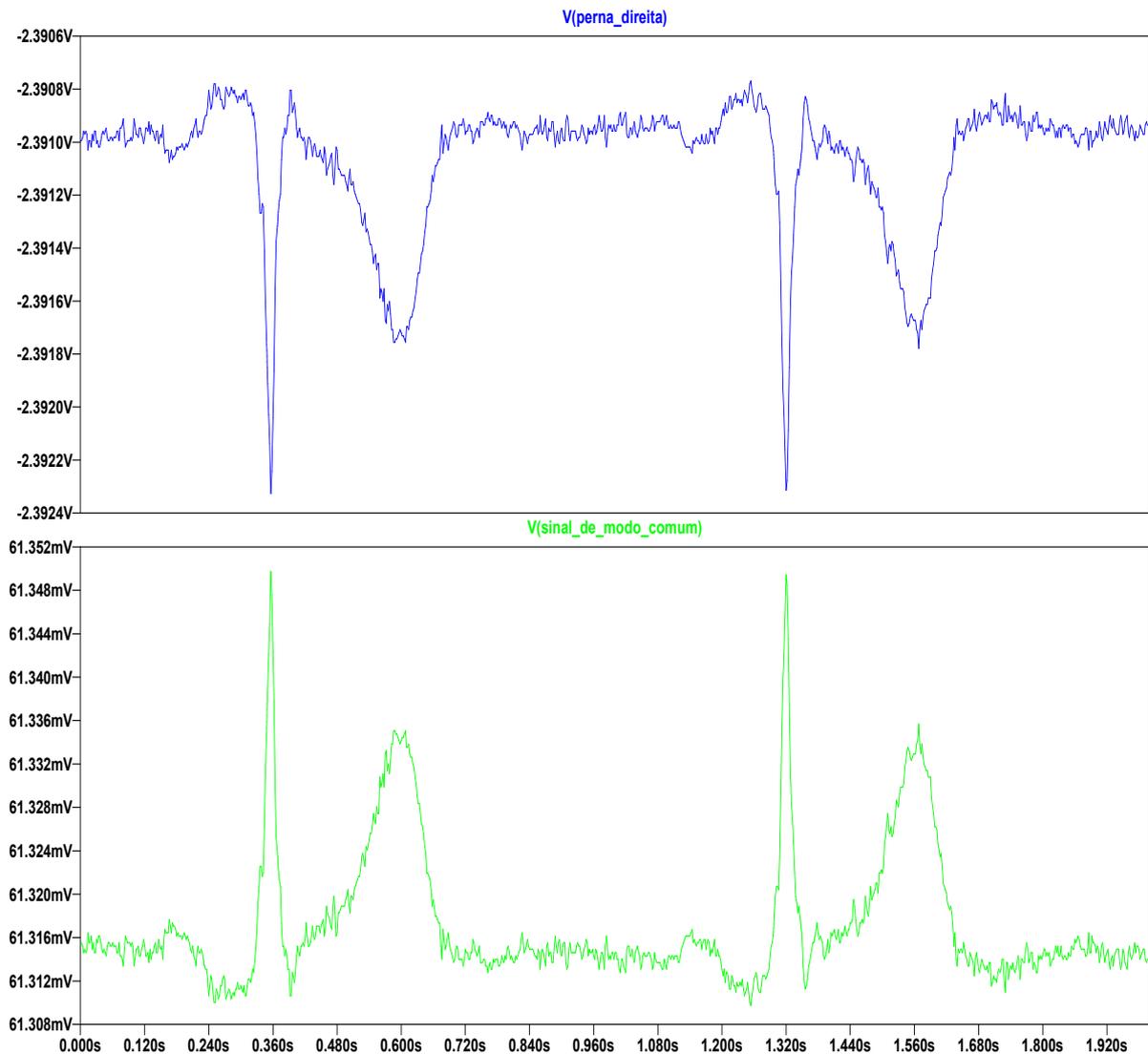


Fonte: Elaborado pelo Autor

4.2.2 Pré-Amplificação

Como ilustra a Figura 30, a tensão do sinal de modo comum é aproximadamente 61mV e a tensão do eletrodo da perna direita é aproximadamente -2.39V , o que corresponde a um ganho $G = -39$, como modelado na Subsubseção 4.1.2.2, para eliminar o sinal de modo comum.

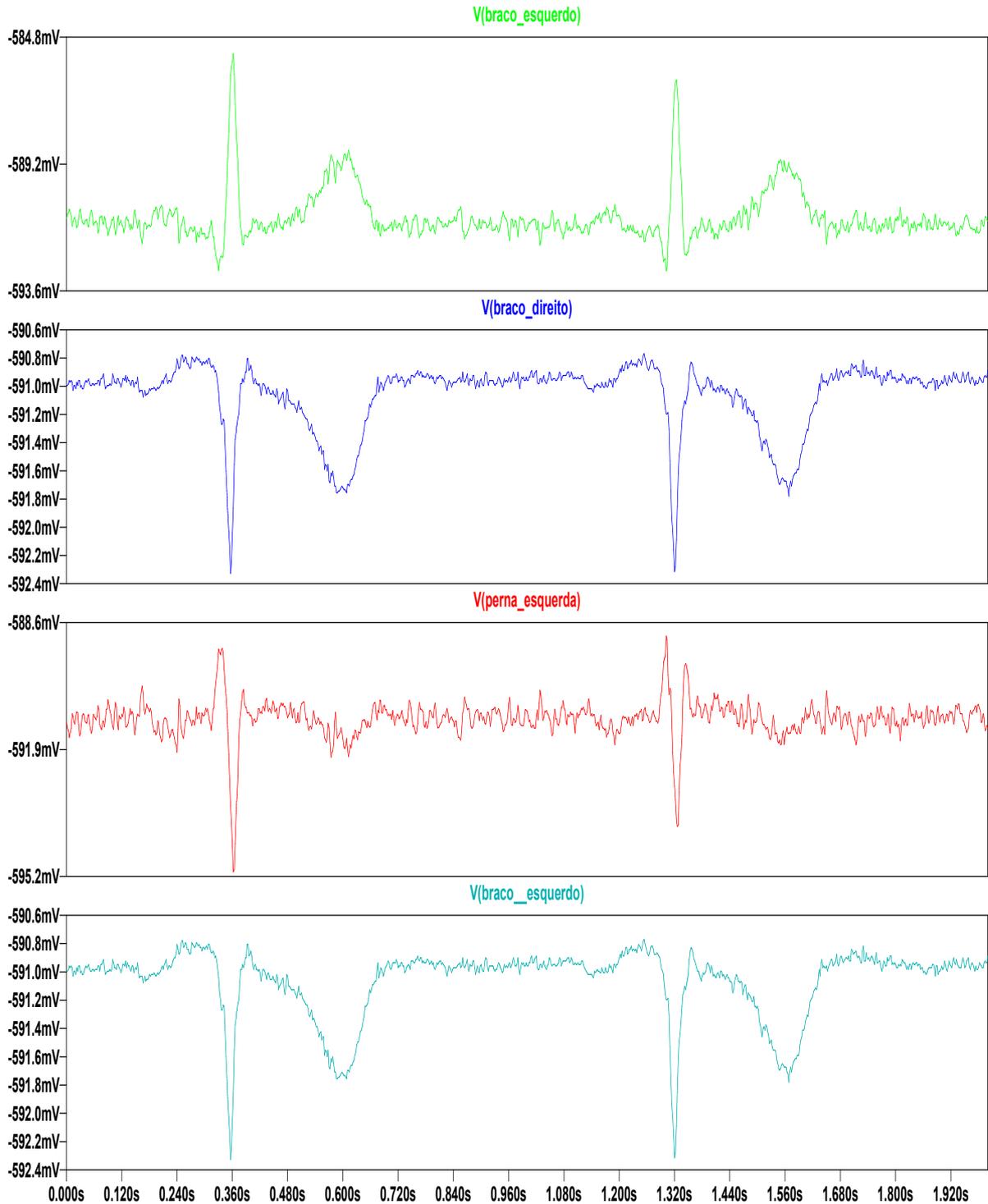
Figura 30 – Simulação: Valores de Tensão do Sinal de Modo Comum e do Eletrodo da Perna Direita



Fonte: Elaborado pelo Autor

Como ilustra a Figura 31, o valor de -2.39V do eletrodo da perna direita é subtraído de todos os eletrodos das derivações I e III com offset de 1.8V , conforme ilustrado nas Figuras 28 e 29. Isso demonstra a eficácia do uso do driver da perna direita para eliminar parte do sinal de modo comum, como apresentado na Subsubseção 3.2.2.2.

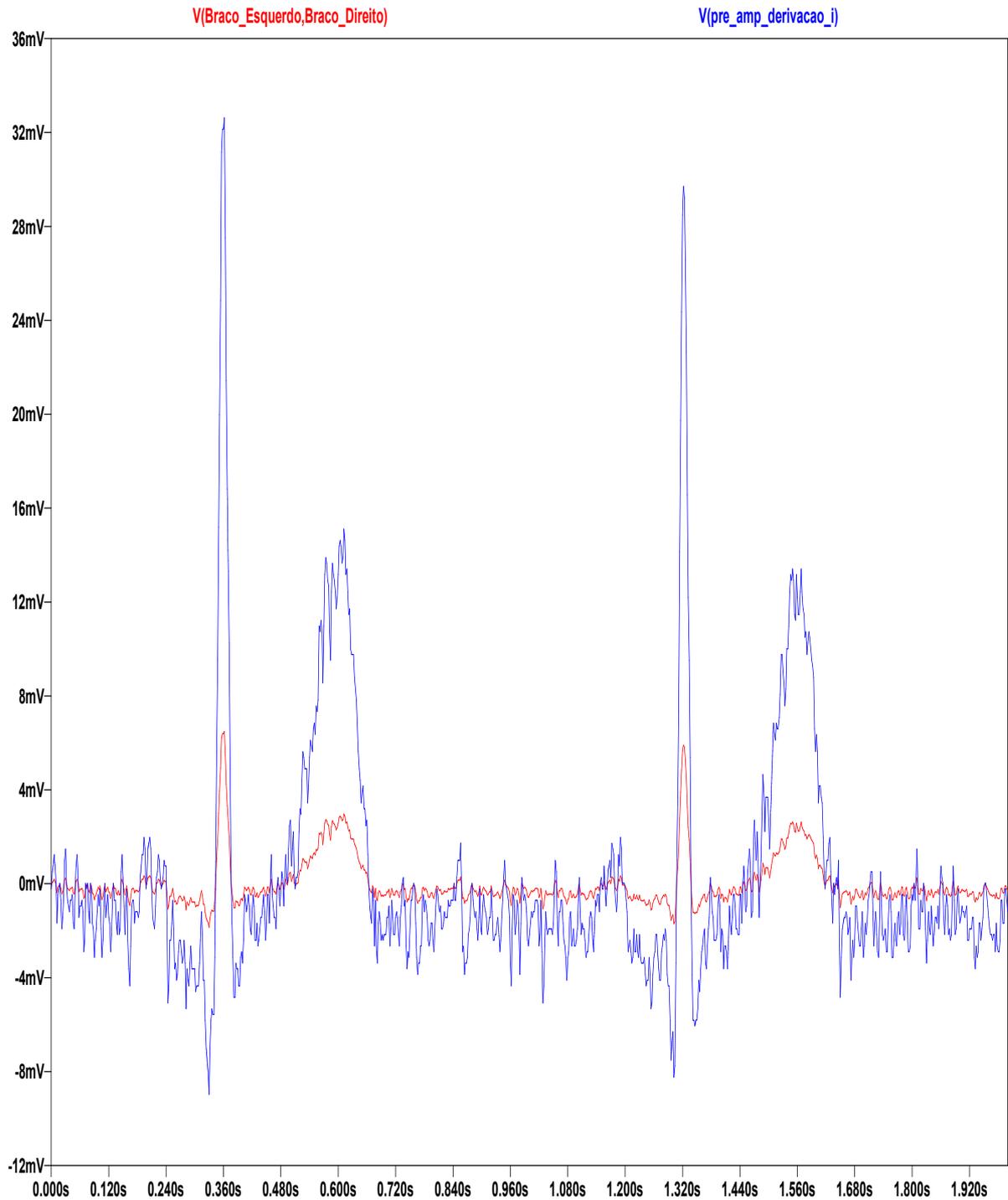
Figura 31 – Simulação: Uso do Driver da Perna Direita



Fonte: Elaborado pelo Autor

Ilustrado na Figura 32 por meio da simulação com o LTspice, o sinal de entrada $V(\text{Braço_Esquerdo}, \text{Braço_Direito})$ possui um valor de aproximadamente 6.39mV , enquanto o sinal de saída tem um valor de aproximadamente 32mV , correspondendo a um ganho $G = 5.07$. Esse ganho está próximo ao ganho $G = 4.98$ modelado na Subsubseção 4.1.2.1 para essa etapa.

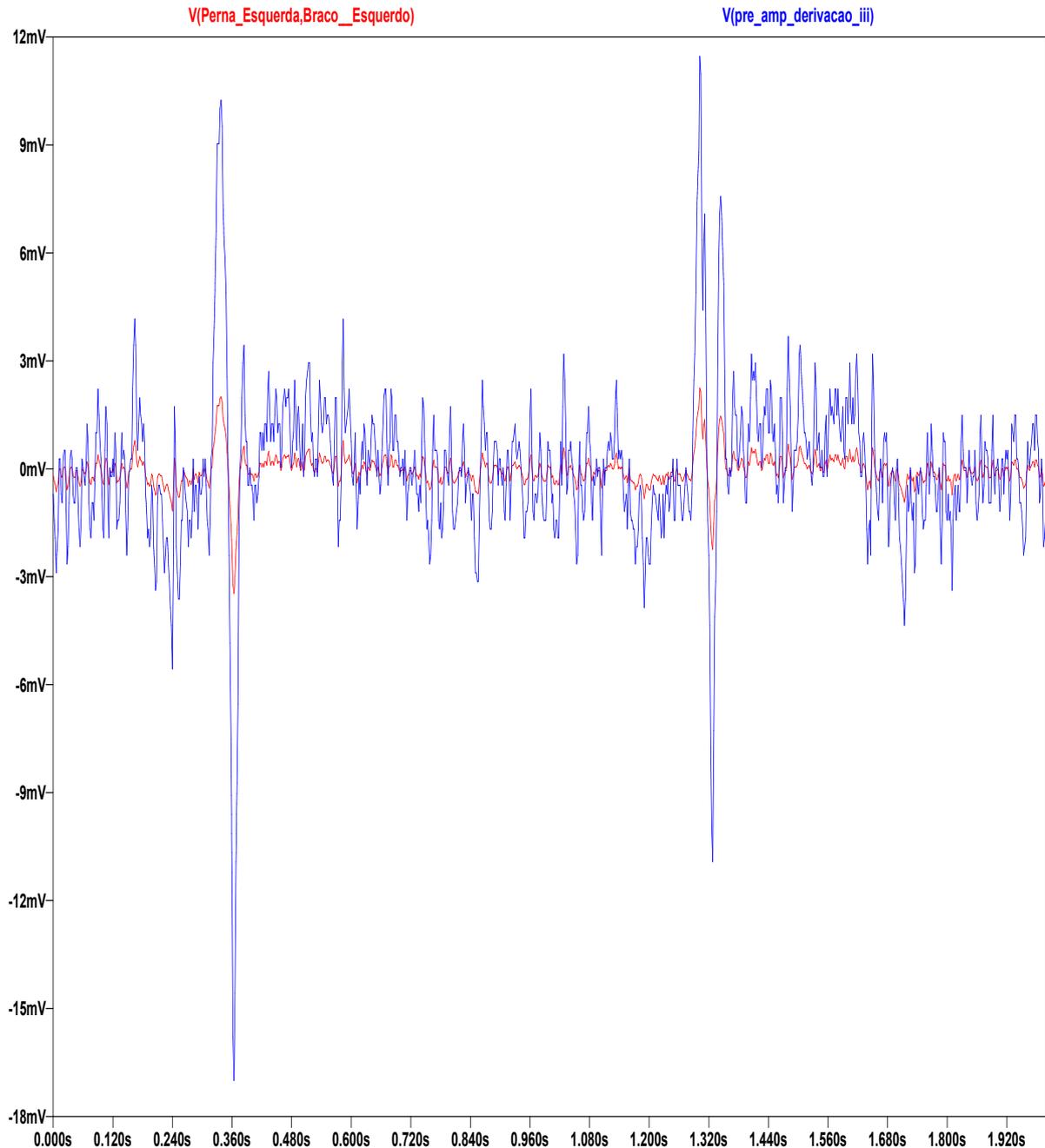
Figura 32 – Simulação: Pré-Amplificação da Derivação I



Fonte: Elaborado pelo Autor

O mesmo ocorre para o sinal de entrada $V(\text{Perna_Esquerda}, \text{Braço_Esquerdo})$ da Derivação III, conforme ilustrado na Figura 33. Esse sinal possui um valor de aproximadamente 1.99mV , enquanto o sinal de saída tem um valor de aproximadamente 10mV , correspondendo a um ganho $G = 5.10$. Esse ganho está próximo ao ganho $G = 4.98$ modelado na Subsubseção 4.1.2.1 para essa etapa.

Figura 33 – Simulação: Pré-Amplificação da Derivação III

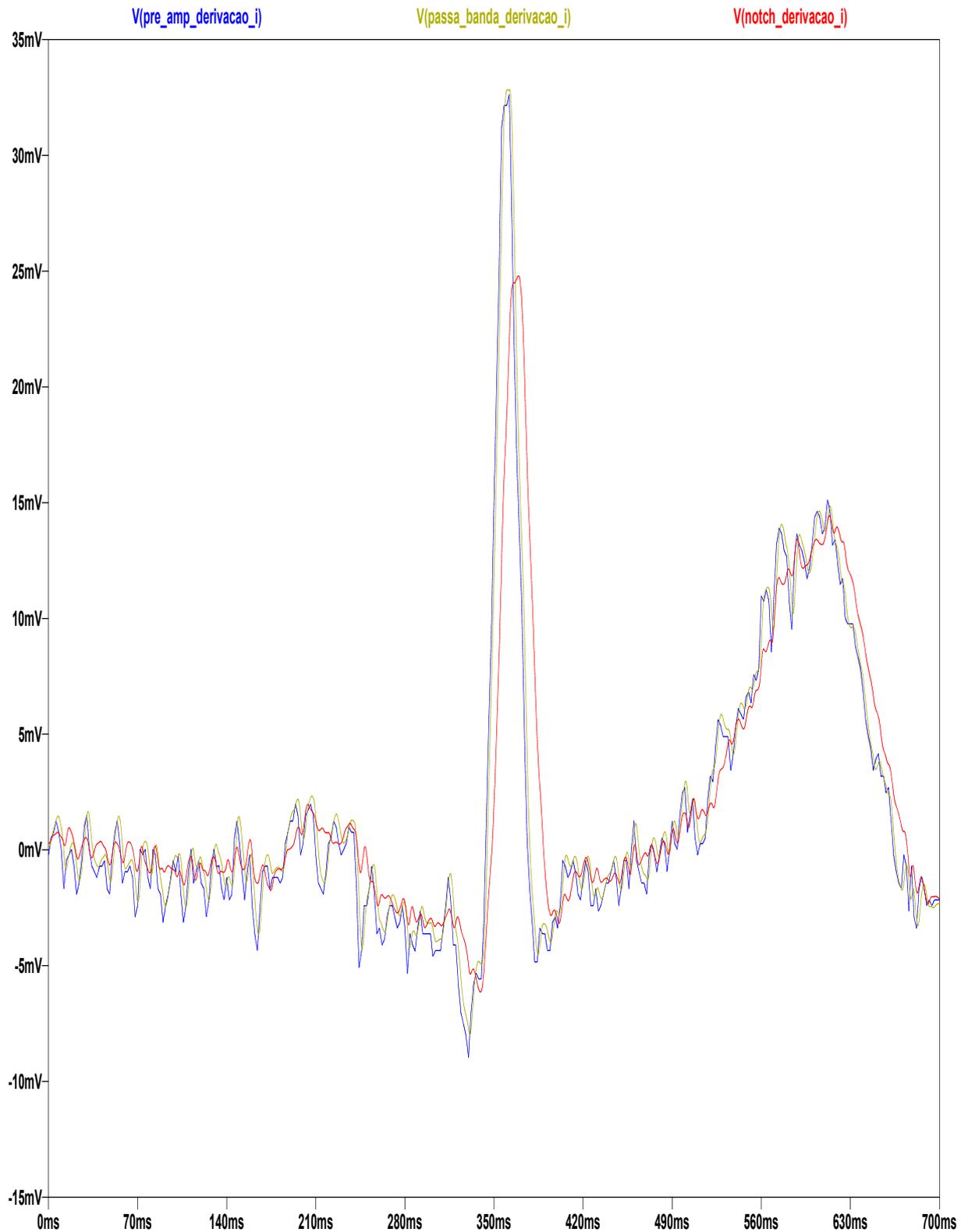


Fonte: Elaborado pelo Autor

4.2.3 Filtragem

Ilustrado pela Figura 34, o sinal de entrada da etapa de filtragem para a Derivação I é ruidoso. Após passar pelo filtro passa-banda, esses ruídos começam a ser atenuados e, em seguida, pelo filtro notch, o sinal se torna mais suave, embora ainda ruidoso. No entanto, é possível uma boa visualização dos padrões das ondas P, Q, R, S e T do sinal de ECG, conforme ilustrado na Figura 5.

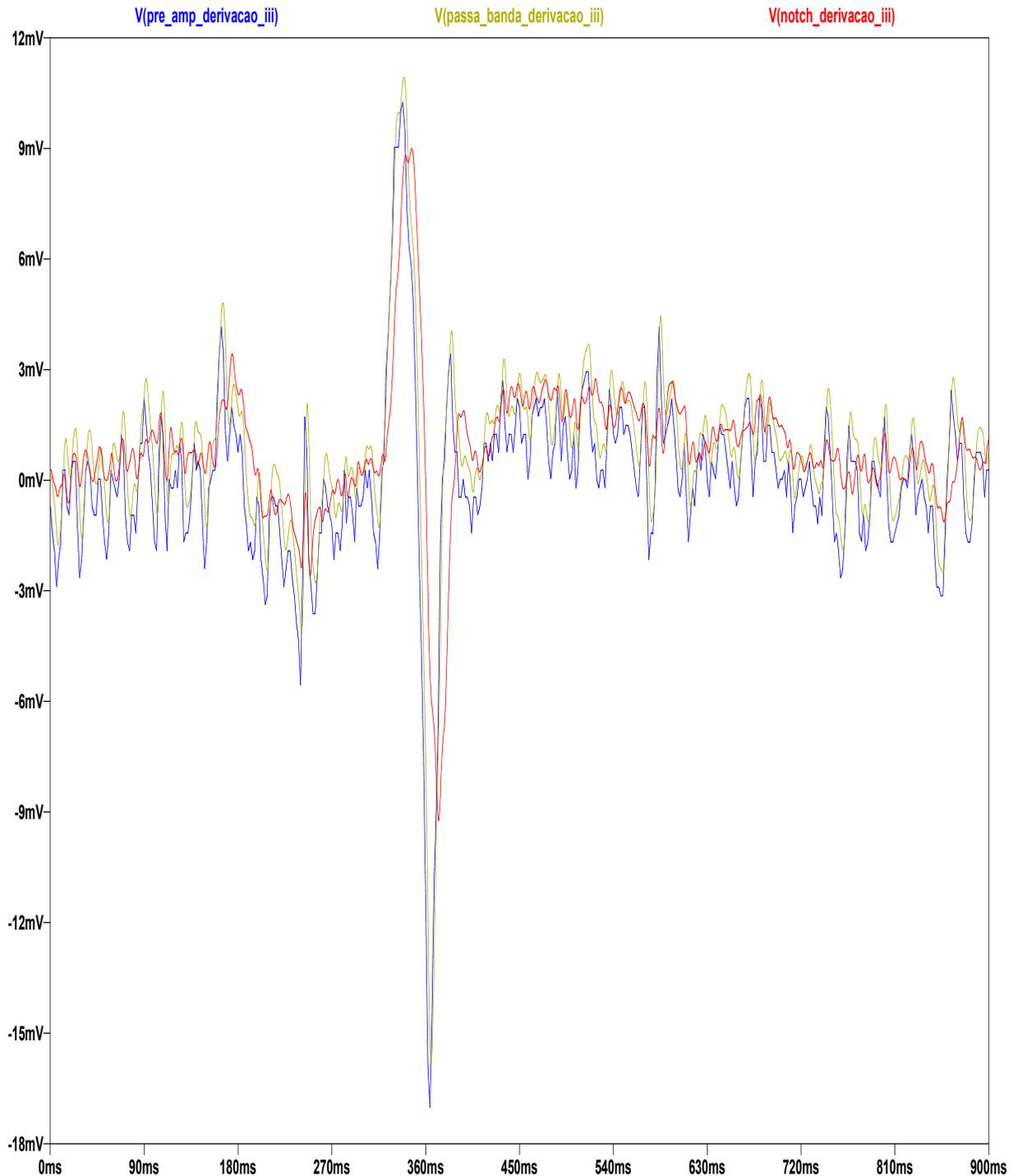
Figura 34 – Simulação: Etapa de Filtragem da Derivação I



Fonte: Elaborado pelo Autor

O mesmo ocorre para a etapa de filtragem da Derivação III, conforme ilustrado pela Figura 35.

Figura 35 – Simulação: Etapa de Filtragem da Derivação III



Fonte: Elaborado pelo Autor

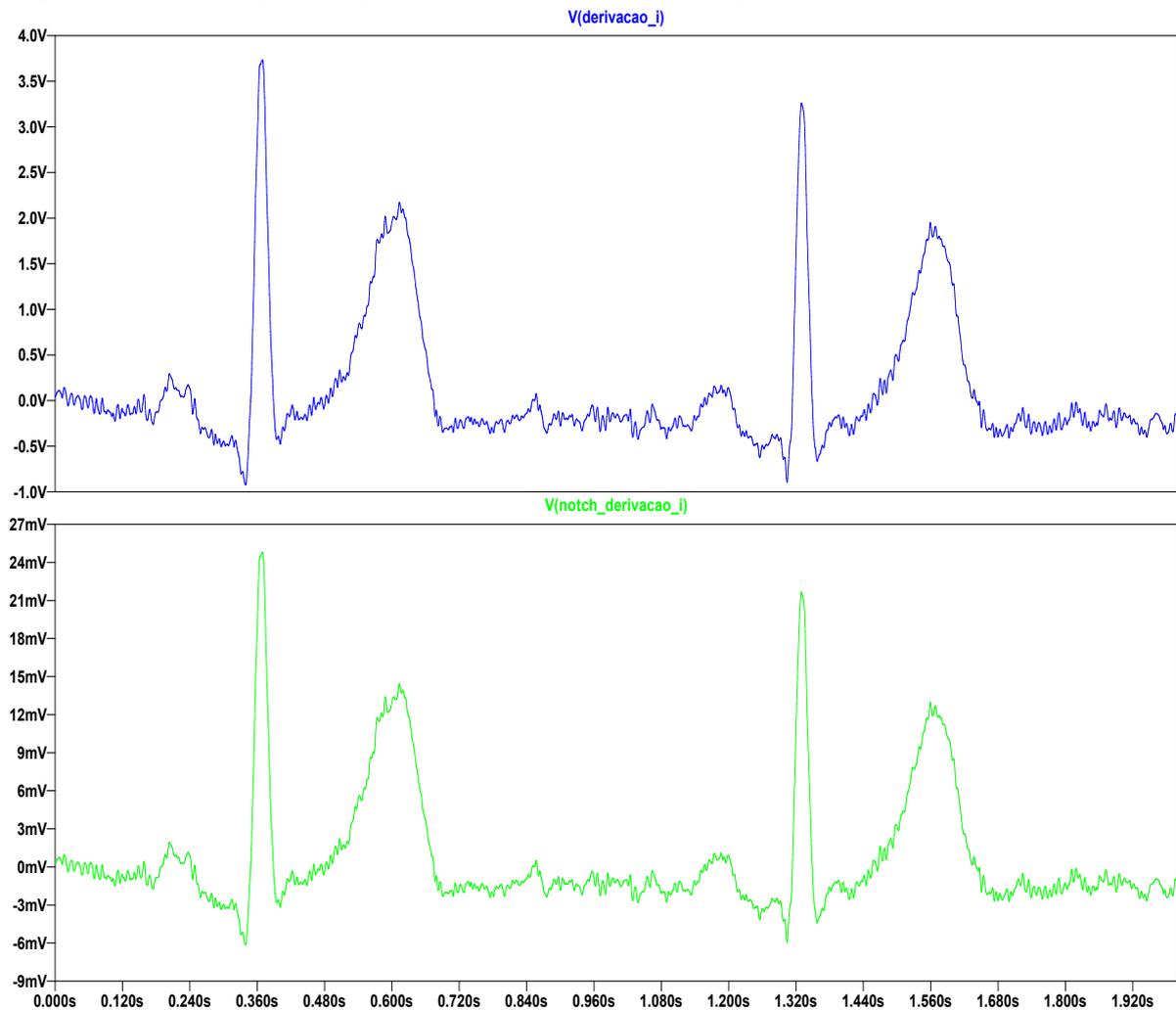
É possível perceber também através das Figuras 34 e 35 que ocorre uma pequena atenuação de aproximadamente 1.42. Isso se deve ao fato de não ter sido modelado nenhum ganho no filtro passa-banda e o filtro notch também atenua frequências do sinal de ECG próximas à sua frequência de corte. No entanto, ainda é possível identificar claramente as ondas P, Q, R, S e T do sinal de ECG.

Ainda observando os sinais ilustrados nas Figuras 34 e 35, nota-se um atraso de aproximadamente $8ms$ entre os picos dos sinais de entrada e saída dos filtros passa-baixa e notch. Entretanto, esse atraso não é problemático, pois na prática o sinal é coletado em tempo real sem nenhum sinal de referência. O ponto mais importante é a visualização do padrão das formas de onda P, Q, R, S e T, que não é afetado pelo atraso.

4.2.4 Amplificação

Ilustrado na Figura 36, o sinal de entrada filtrado da etapa de amplificação para a Derivação I é de aproximadamente $24.742mV$, e o sinal de saída é de aproximadamente $3.725V$. Dessa forma, é obtido um ganho $G = 150.5$, valor próximo ao ganho $G = 151$ modelado para esta etapa, conforme apresentado na Subseção 4.1.4.

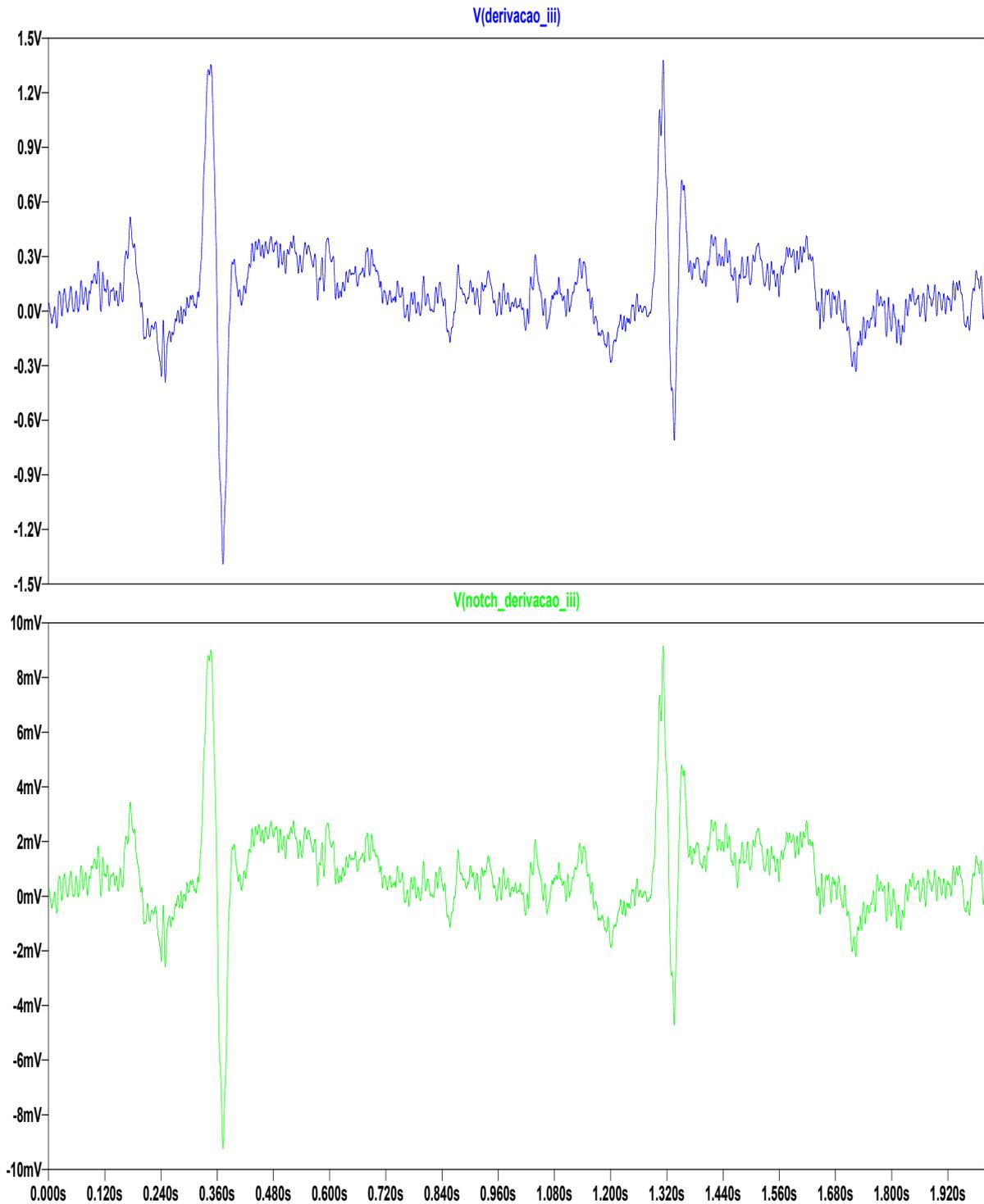
Figura 36 – Simulação: Etapa de Amplificação da Derivação I



Fonte: Elaborado pelo Autor

Para a Derivação III, como ilustrado na Figura 37, o sinal de entrada possui um valor aproximado de 8.996mV , e o sinal de saída é de aproximadamente 1.345V , resultando em um ganho de $G = 150.5$. Esse valor está próximo ao ganho de $G = 151$ modelado para esta etapa, conforme apresentado na Subseção 4.1.4.

Figura 37 – Simulação: Etapa de Amplificação da Derivação III

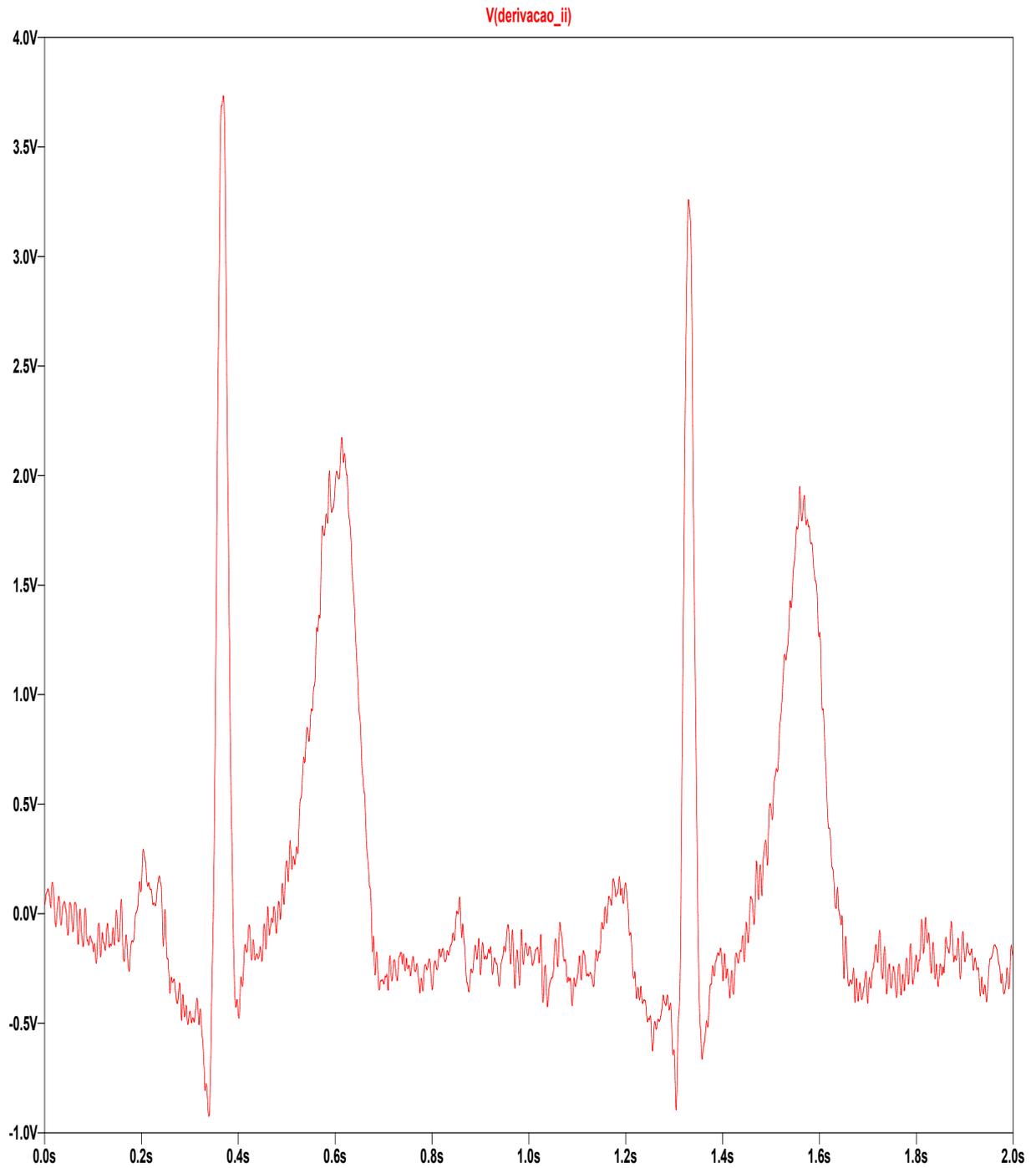


Fonte: Elaborado pelo Autor

4.2.5 Derivação II

Ao obter os sinais de ECG pré-amplificados, filtrados e amplificados para as Derivações I e III, o sinal da Derivação II é obtido através do amplificador somador, conforme ilustrado na Figura 38.

Figura 38 – Simulação: Sinal de ECG da Derivação III



Fonte: Elaborado pelo Autor

5 RESULTADOS

O banco de dados também fornece as versões filtradas e processadas para cada uma das amostras. A validação ocorre por meio da comparação dos valores de tensão V_i em um mesmo instante de tempo n , calculando-se a raiz do erro médio quadrático para as derivações I, II e III. Primeiramente, será calculada a raiz do erro médio quadrático $RMSE_{Base}$ entre o sinal filtrado e o sinal bruto da base de sinais, conforme mostra a Equação 5.1. Em seguida, será calculada a raiz do erro médio quadrático do circuito ($RMSE_{Circuito}$) entre o sinal obtido através da simulação e o sinal bruto da base para cada uma das derivações, como demonstra a Equação 5.2.

$$RMSE_{Base} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (V_{iFiltrado} - V_{iBruto})^2} \quad (5.1)$$

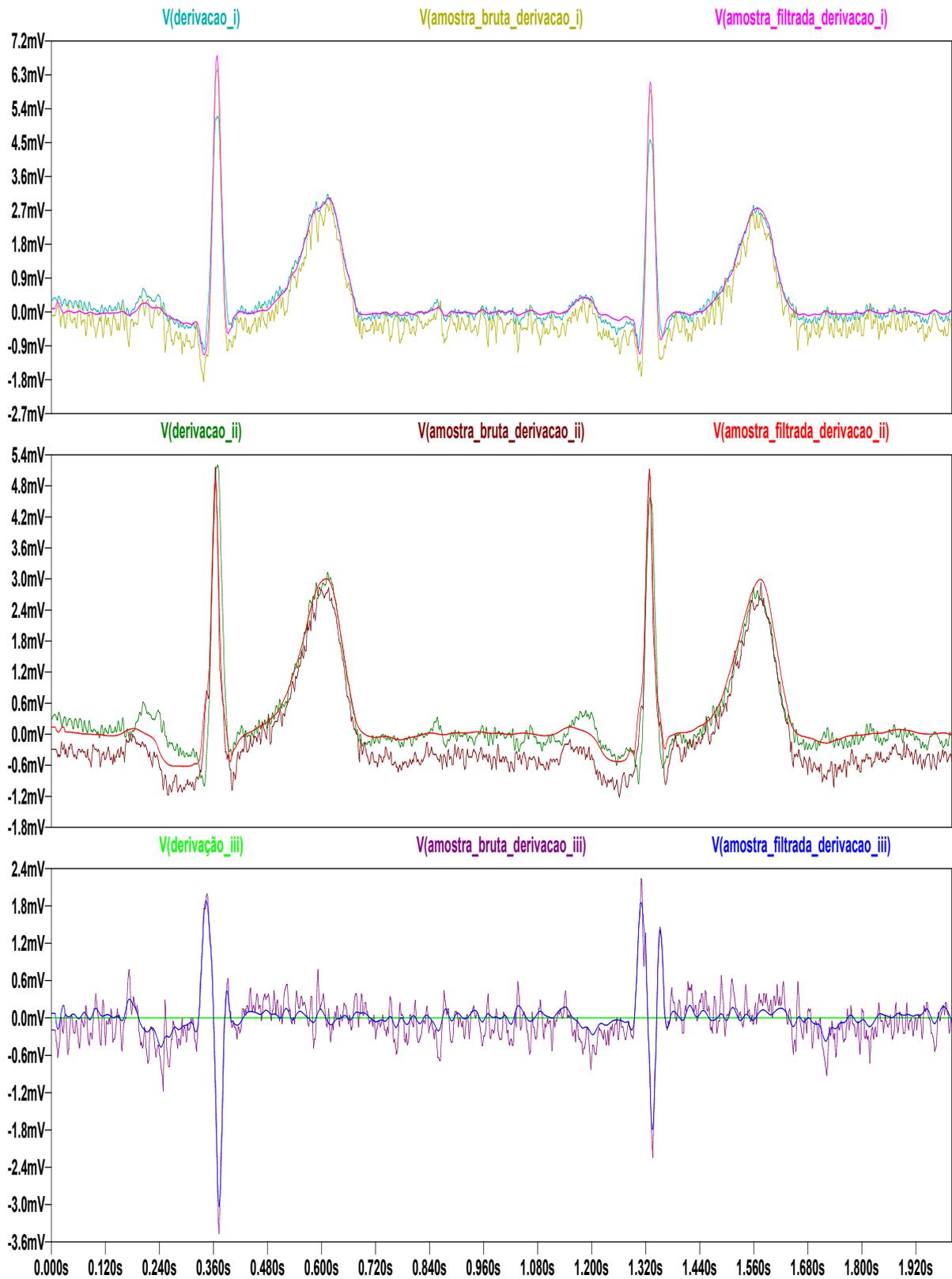
O sinal de saída é amplificado por um ganho total de $G = 526$, resultante da multiplicação do ganho de $G = 4.98$ da etapa de pré-amplificação pelo ganho de $G = 150.5$ da etapa de amplificação, resultando no sinal de saída. É importante ressaltar que esse sinal sofre uma atenuação de 1.5 devido à presença do filtro notch.

$$RMSE_{Circuito} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (V_{iBruto} - V_{iCircuito})^2} \quad (5.2)$$

Para realizar o cálculo do $RMSE_{Circuito}$, conforme mostrado na Equação 5.2, o ganho de $G = 526$ foi desconsiderado, conforme ilustrado na Figura 39. É importante destacar que o valor do ganho pode ser controlado utilizando potenciômetros no lugar de resistores, visto que o ganho total do circuito deve ser ajustado de acordo com as necessidades específicas do paciente e do exame em questão. Em termos práticos, a aquisição dos sinais ocorre em tempo real, sem a necessidade de um sinal de referência para comparação direta. O foco principal está na análise do formato e padrão das ondas P, Q, R, S e T do sinal de ECG.

A Figura 39 ilustra os gráficos dos sinais de ECG obtidos através da simulação no software LTspice para os sinais das Derivações I, II e III para um primeiro conjunto de amostras de sinais. Nesses gráficos, é possível visualizar o sinal de saída do circuito, bem como o sinal bruto e também o sinal filtrado da base para cada uma das derivações. Nesta imagem, é possível perceber que o padrão das ondas P, Q, R, S e T se mantém da mesma forma que no sinal filtrado

Figura 39 – Resultados: Sinais de ECG das Derivações I, II e III



Fonte: Elaborado pelo Autor

da base, demonstrando assim que o circuito consegue captar e filtrar com qualidade o sinal de ECG.

Os mesmos passos realizados na Seção 4.2 foram realizados para mais dois conjuntos de amostras, que correspondem a sinais cardíacos de outras duas pessoas do banco de dados, para que seja validada a modelagem e a simulação através da métrica da raiz do erro quadrático médio.

A tabela 1 apresenta os valores de $RMSE_{Base}$ para as derivações I, II e III, e a tabela 2 apresenta os valores de $RMSE_{Circuito}$ para todos os três conjuntos de amostras de sinais de ECG de pacientes do banco de dados.

Tabela 1 – Raíz do Erro Médio Quadrático Entre o Sinal Filtrado e o Sinal Bruto do Banco de Dados

Identificação dos Pacientes	Derivação I	Derivação II	Derivação III
Paciente 00	0.000388	0.000419	0.000203
Paciente 01	0.000357	0.000571	0.000330
Paciente 02	0.000540	0.000926	0.001128

Fonte: elaborada pelo autor.

Tabela 2 – Raíz do Erro Médio Quadrático Entre o Sinal Bruto do Banco de Dados e o Sinal de Saída da Simulação

Identificação dos Pacientes	Derivação I	Derivação II	Derivação III
Paciente 00	0.000414	0.000788	0.000483
Paciente 01	0.000418	0.000975	0.000631
Paciente 02	0.000641	0.001587	0.001039

Fonte: Elaborada pelo autor.

Como demonstrado nas tabelas 1 e 2, os valores de $RMSE_{Base}$ e $RMSE_{Circuito}$ são bem próximos, demonstrando que o circuito modelado e simulado para as derivações I, II e III tem um bom ganho na pré-amplificação, uma boa atenuação de ruídos através dos filtros passa-banda e notch na etapa de filtragem, como ilustra a Figura 39, e um bom ganho na etapa de amplificação.

Além disso, a abordagem de utilização de um amplificador somador para obter o valor do sinal da derivação II a partir dos sinais das derivações I e III se mostra eficiente, visto que para essa derivação também os erros médios $RMSE_{Base}$ e $RMSE_{Circuito}$ se mantêm próximos. Como ilustrado na Figura 39, graficamente o sinal obtido se assemelha ao sinal filtrado do banco de dados, permitindo a visualização do padrão das suas ondas P, Q, R, S e T.

6 CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou a modelagem e simulação, através do software LTspice, de todos os blocos funcionais de um eletrocardiógrafo para aquisição de sinais de ECG de três derivações. Foram apresentados, modelados e simulados os blocos funcionais de aquisição, pré-amplificação, filtragem e amplificação.

Através da comparação de amostras brutas de sinais de ECG com as amostras obtidas através dos blocos funcionais, utilizando a métrica da raiz do erro médio quadrático (RMSE) da base, o circuito foi validado e demonstrou capacidade de aquisição, pré-amplificação, filtragem e amplificação de sinais das derivações I, II e III, uma vez que os valores dos erros encontrados foram muito próximos.

Além disso, através da observação dos gráficos apresentados, o sinal de saída do circuito apresentou-se com maior qualidade do que o sinal de entrada, uma vez que ficou menos ruidoso, tendendo a se aproximar do sinal filtrado da base.

Assim, o circuito modelado e simulado pode ser utilizado como uma primeira abordagem para o desenvolvimento de eletrocardiógrafos com capacidade de coleta de múltiplas derivações.

Dessa forma, sugerem-se as seguintes propostas de continuidade em trabalhos posteriores:

1. A construção de um bloco funcional com a utilização de conversores analógico-digitais e de microcontroladores ou microprocessadores para posterior análise e visualização digital do sinal.
2. A utilização de filtros digitais para eliminação dos ruídos.
3. Desenvolvimento de uma placa de circuito impresso (PCI) com todos os blocos funcionais.

REFERÊNCIAS

- BARRETTO, A. C. P.; PILEGGI, F. Disfunção ventricular. a importância do diagnóstico precoce. **Arq Bras Cardiol**, v. 67, n. 5, p. 313–315, 1996.
- CLIFFORD, G. D.; AZUAJE, F.; MCSHARRY, P. Ecg statistics, noise, artifacts, and missing data. **Advanced methods and tools for ECG data analysis**, Artech House London, UK, v. 6, n. 1, p. 18, 2006.
- DEVICES, A. **JFET Input Instrumentation Amplifier with Rail-to-Rail Output in MSOP Package: data sheet AD8220**. [S. l.: s. n.], 2019.
- DEVICES, A. **Precision Low Noise, Low Input Bias Current Operational Amplifiers: data sheet OP1177**. [S. l.: s. n.], 2019.
- EINTHOVEN, W.; FAHR, G.; WAART, A. D. On the direction and manifest size of the variations of potential in the human heart and on the influence of the position of the heart on the form of the electrocardiogram. **American heart journal**, v. 40, n. 2, p. 163–211, 1950.
- FERREIRA, I. R. **Filtros analógicos ativos para sinais ECG**. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso - Monografia) – Centro de Engenharia Elétrica e Informática, Campina Grande - PB, Brasil, 2019. 54f. Disponível em: <http://dSPACE.sti.ufcg.edu.br:8080/jspui/handle/riufcg/19034>.
- FRØLICH, L.; DOWDING, I. Removal of muscular artifacts in eeg signals: a comparison of linear decomposition methods. **Brain informatics**, Springer, v. 5, n. 1, p. 13–22, 2018.
- GAO, Z.; WU, J.; ZHOU, J.; JIANG, W.; FENG, L. Design of ecg signal acquisition and processing system. In: IEEE. **2012 international conference on biomedical engineering and biotechnology**. [S. l.], 2012. p. 762–764.
- HALL, J. E. **Guyton & Hall. Tratado de fisiología médica**. [S. l.]: Elsevier Health Sciences, 2021.
- JR, A. P. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos-8**. [S. l.]: Bookman Editora, 2015.
- JÚNIOR, E. A. **Sistema de análise de sinal cardíaco para aplicação em telecardiologia**. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica e de Computação) – Centro de Tecnologia, Natal, RN, Brasil, 2016. 40 f.
- JÚNIOR, L. C. F. L. **Modelagem, Condicionamento e Validação Computacional de um Eletrocardiógrafo Digital de um Canal**. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso - Monografia) – Centro de Tecnologia, Fortaleza - CE, Brasil, 2022. 86 f.
- KOSSMANN, C. E. The normal electrocardiogram. **Circulation**, Am Heart Assoc, v. 8, n. 6, p. 920–936, 1953.
- KUSUMOTO, F. **ECG interpretation:: from pathophysiology to clinical application**. [S. l.]: Springer Nature, 2020.
- LUO, S.; JOHNSTON, P. A review of electrocardiogram filtering. **Journal of electrocardiology**, Elsevier, v. 43, n. 6, p. 486–496, 2010.

MACHADO, P. L. **Projeto e construção de um hardware para condicionamento e aquisição de sinais ecg**. Monografia (TCC (Graduação)) – Departamento de Engenharia Elétrica, Belo Horizonte, MG, Brasil, 2016. 83f.

MAGGIO, A.; BONOMINI, M.; LACIAR, E.; ARINI, P. Quantification of ventricular repolarization dispersion using digital processing of the surface ecg. In: _____. [S. l.: s. n.], 2012. ISBN 978-953-307-923-3.

MALVINO, A. P.; BATES, D. J. **Eletrônica**. [S. l.]: AMGH, 2011.

MASON, J. W.; HANCOCK, E. W.; GETTES, L. S. Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: part ii: Electrocardiography diagnostic statement list: a scientific statement from the american heart association electrocardiography and arrhythmias committee, council on clinical cardiology; the american college of cardiology foundation; and the heart rhythm society: endorsed by the international society for computerized electrocardiology. **Circulation**, Am Heart Assoc, v. 115, n. 10, p. 1325–1332, 2007.

NAYAK, S.; SONI, M.; BANSAL, D. *et al.* Filtering techniques for ecg signal processing. **International Journal of Research in Engineering & Applied Sciences**, Citeseer, v. 2, n. 2, p. 671–679, 2012.

PHYSIOBANK, P. Physionet: components of a new research resource for complex physiologic signals. **Circulation**, v. 101, n. 23, p. e215–e220, 2000.

SARITHA, C.; SUKANYA, V.; MURTHY, Y. N. Ecg signal analysis using wavelet transforms. **Bulg. J. Phys**, v. 35, n. 1, p. 68–77, 2008.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C.; CARUSONE, T. C.; GAUDET, V. **Microelectronic circuits**. [S. l.]: Oxford university press New York, 2004. v. 4.

WEBB, A. G. **Principles of biomedical instrumentation**. [S. l.]: Cambridge University Press, 2018.

WEBSTER, J. G. **Medical instrumentation: application and design**. [S. l.]: John Wiley & Sons, 2009.

WINTER, B. B.; WEBSTER, J. G. Driven-right-leg circuit design. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, BME-30, n. 1, p. 62–66, 1983.

YANG, Z.; ZHOU, Q.; LEI, L.; ZHENG, K.; XIANG, W. An iot-cloud based wearable ecg monitoring system for smart healthcare. **Journal of medical systems**, Springer, v. 40, n. 12, p. 1–11, 2016.

ZHANG, Y.; SUN, G.; YANG, Y. 12-lead ecg data acquisition system based on ads1298. **Procedia engineering**, Elsevier, v. 29, p. 2103–2108, 2012.

ZHENG, J.; CHU, H.; STRUPPA, D.; ZHANG, J.; YACOUB, S. M.; EL-ASKARY, H.; CHANG, A.; EHWERHEMUEPHA, L.; ABUDAYYEH, I.; BARRETT, A. *et al.* Optimal multi-stage arrhythmia classification approach. **Scientific reports**, Nature Publishing Group UK London, v. 10, n. 1, p. 2898, 2020.

ZHENG, J.; GUO, H.; CHU, H. A large scale 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia study (version 1.0. 0). **PhysioNet 2022** Available online: <http://physionet.org/content/ecg-arrhythmia/1.0.0/> (accessed on 23 November 2022), 2022.