

INSTITUTO FEDERAL

Paraíba

Campus João Pessoa

CURSO SUPERIOR DE BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

YURI DA FONTOURA NASCIMENTO

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO PARA
CAPTAÇÃO DO SINAL DE PPG**

JOÃO PESSOA

2023

YURI DA FONTOURA NASCIMENTO

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO PARA CAPTAÇÃO DO SINAL DE PPG

Trabalho de conclusão de curso submetido à Coordenação do Curso Superior de Bacharelado em Engenharia Elétrica do Instituto Federal da Paraíba como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Cleumar da Silva Moreira, Dr.

JOÃO PESSOA-PB

2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Biblioteca Nilo Peçanha do IFPB, *campus* João Pessoa

N244d Nascimento, Yuri da Fontoura.

Desenvolvimento de um protótipo para captação do sinal de PPG / Yuri da Fontoura Nascimento. – 2023.

68 f. : il.

TCC (Graduação – Curso Superior de Bacharelado em Engenharia Elétrica) - Instituto Federal de Educação da Paraíba / Unidade Acadêmica de Processos Industriais, 2023.

Orientação : Prof^o. D.r Cleumar da Silva Moreira.

1. Cardiologia. 2. Fotoplestimografia. 3. Pressão arterial. 4. Freqüencímetro. 5. Variabilidade da frequência cardíaca. I. Título.

CDU 616.12:004.3(043)

YURI DA FONTOURA NASCIMENTO

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO PARA CAPTAÇÃO DO SINAL DE PPG

Trabalho de conclusão de curso submetido à Coordenação do Curso Superior de Bacharelado em Engenharia Elétrica do Instituto Federal da Paraíba, campus João Pessoa, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Trabalho aprovado em 08 de Agosto de 2023 pela banca examinadora:

Documento assinado digitalmente
 CRISTOVAO MACIO DE OLIVEIRA LIMA FILHO
Data: 30/08/2023 09:43:15-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Cristóvão Macio de Oliveira Lima Filho, Me.
Examinador I, IFPB

Documento assinado digitalmente
 HELDER ROLIM FLORENTINO
Data: 30/08/2023 18:56:34-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Helder Rolim Florentino, Dr.
Examinador II, IFPB

Documento assinado digitalmente
 CLEUMAR DA SILVA MOREIRA
Data: 30/08/2023 09:14:49-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Cleumar da Silva Moreira, Dr.
Orientador, IFPB

Dedico este trabalho com imenso carinho e gratidão aos meus pais, à minha querida avó, à minha amada irmã e ao meu dedicado tio, por todo o apoio e incentivo incondicional ao longo de todo o período do curso. Sem o amor e o suporte de vocês, nada disso seria possível.

AGRADECIMENTOS

A minha mãe a minha vó e ao meu tio, que são o meu porto seguro na terra, pois ninguém fez por mim o que vocês fizeram. Ao meu orientador, Prof. Dr. Cleomar..., que além das contribuições e correções, fornece encorajamento. Aos meus amigos de curso, Guilherme Leite, Pedro Soares, Rafael do Ramo, Sallatiel Fernandes e Jonas Saraiva, que viveram toda essa longa jornada comigo.

RESUMO

O presente trabalho de conclusão de curso tem como objetivo principal a simulação e desenvolvimento de um protótipo, que tem a capacidade de captar a variação do fluxosanguíneo no corpo humano por meio de veias e capilares localizados nas extremidades do corpo. Por meio desse protótipo, é possível obter informações fisiológicas cruciais, como a pressão arterial, frequência cardíaca e oximetria do sangue, de forma não invasiva e com maior comodidade para o paciente, pois não requer deslocamento até um centro de saúde ou hospital. O dispositivo foi projetado para a captação do sinal de PPG nas extremidades do corpo, como dedos das mãos, orelhas e pés, o que permite uma medição mais abrangente e representativa das variações do fluxo sanguíneo.

Por fim, destaca-se que o presente trabalho se mostrou eficiente no campo da captação não invasiva de parâmetros fisiológicos, oferecendo uma alternativa promissora e de baixo custo para a captação contínua da pressão arterial, frequência cardíaca e oximetria do sangue. A partir dessas informações, é possível criar um equipamento para processamento do sinal para que seja possível uma avaliação mais abrangente do estado de saúde do paciente, permitindo a detecção precoce de possíveis alterações e confiante para um acompanhamento médico mais eficiente e personalizado. Com base nesses resultados, o protótipo desenvolvido abre portas para futuras aplicações em monitorização clínica e acompanhamento de pacientes em diferentes contextos de saúde.

Palavras-chave: Fotoplestígrafia, Pressão arterial, Freqüencímetro, Cardiologia, Captação, Variabilidade da frequência cardíaca.

ABSTRACT

The main objective of this undergraduate thesis is to simulate and develop a prototype capable of capturing the variation of blood flow in the human body through veins and capillaries located in the extremities. Through this prototype, crucial physiological information such as blood pressure, heart rate, and blood oxygen saturation (oximetry) can be obtained non-invasively and with greater convenience for the patient, eliminating the need to travel to healthcare facilities or hospitals. The device is designed to capture the PPG signal at the extremities of the body, such as the fingers, ears, and toes, enabling comprehensive and representative measurement of blood flow variations.

The present work has proven efficient in the field of non-invasive capture of physiological parameters, offering a promising and cost-effective alternative for continuous monitoring of blood pressure, heart rate, and blood oxygen saturation. Based on this information, a signal processing system can be designed to enable a comprehensive evaluation of the patient's health status, allowing for early detection of potential health issues and providing confidence for more efficient and personalized medical follow-up. With these results, the developed prototype opens doors to future applications in clinical monitoring and patient care in various healthcare settings.

Keywords: Photoplethysmography, Blood pressure, Frequency meter, Cardiology, Uptake, Heart rate variability.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Controle de Temperatura da Pele.....	13	Figura
2 – Estrutura da pele.....	14	Figura 3 –
Vasos Sanguíneos.....	15	Figura 4 –
Penetração de diferentes comprimentos de onda.....	17	
Figura 5 – Estrutura cardiovascular.....	18	Figura
6 – Técnica para verificar Frequência cardíaca.....	19	
Figura 7 – Smartwatch.....	19	Figura
8 – Representação sinal de PPG.....	20	Figura 9 –
Método Invasivo para verificar pressão arterial.....	22	
Figura 10 – Método convencional.....	23	Figura
11 – Oscilometria Indireta.....	23	Figura 12 –
Variabilidade da frequência cardíaca.....	24	
Figura 13 – Sinal ECG.....	25	Figura
14 – Sinal PPG.....	27	Figura 15 –
Smartwatch mercado.....	28	Figura 16 –
Diferentes comprimentos de onda.....	28	
Figura 17 – Transformada de Fourier.....	29	Figura
18 – Microcontroladores.....	30	Figura 19 –
Osciloscópio Digital de Bancada Tektronix Série TBS1000.....	31	
Figura 20 – Multímetro Digital Icel MD-6390.....	32	
Figura 21 -Fotodiodo.....	33	Figura
22 - Diodos.....	33	Figura 23 –
TL082.....	34	Figura 24 –
Capacitores, resistores, LDR.....	35	Figura 25 -
Capacitores.....	35	Figura 26 - Jumpers
36 Figura 27 – Fonte de Bancada.....	36	
Figura 28 – Gerador de Sinais.....	37	Figura
29 – Prendedor de Roupa.....	37	Figura 32 -
Circuito passa Alta.....	38	Figura 33 –
Configuração fonte.....	39	Figura 34 – Teste
passa alta 1 Hz.....	39	Figura 35 - Teste passa
alta 0,1 Hz.....	40	Figura 36 – Circuito passa
baixa (10Hz).....	41	Figura 37 – Teste circuito passa
baixa 10 Hz.....	41	
Figura 38 - Teste circuito passa baixa 35 Hz.....	42	Figura
39 – Circuito passa alta e passa baixa.....	43	
Figura 40 – Teste 5 Hz.....	43	
Figura 41 - Teste 35 Hz.....	44	
Figura 42 – Teste 0,1 Hz.....	44	
Figura 43 – Fonte simétrica.....	49	
Figura 44 – Circuito de Transimpedância.....	50	
Figura 45 – Ruído.....	51	

Figura 46 – Gerador de sinais 10Hz	52
47 – Teste 10 Hz	53
Gerador 25 Hz	54
Osciloscópio 25 Hz	54
de sinais 30 Hz	55
10 Hz	56
60 Hz	56
57	58
Figura 54 – Gerador de sinais 5 Hz	58
Figura 55 - Osciloscópio 5 Hz	58
56 – Gerador 500 mHz	59
Osciloscópio 500mHz	59
de sinais 100mHz	60
100mHz	61
Trasimpedância	62
diodo e fotodiodo	63
Figura 62 – Resultado da captação do circuito	63

SUMÁRIO

1	Introdução	11
1.1	Motivação	11
1.2	Justificativa	12
1.3	Objetivos	12
1.3.1.	Geral	12
1.3.2.	Específico	12
2	Fundamentação Teórica	13
2.1	A pele	13
2.1.1.	Estrutura da pele	13
2.1.2.	Circulação cutânea	15
2.1.3.	Propriedades ópticas da pele	16
2.2	Coração	17
2.3	Sinal de PPG	20
2.4	Pressão Arterial	21
2.4.1.	Métodos de aferição de pressão arterial	22
2.5	Frequência cardíaca	24
2.5.1.	Variabilidade da frequência cardíaca	26
2.6	Fotopletismografia	26
2.7	Arduíno	29

3	MATERIAIS E MÉTODOS	30
3.1	Osciloscópio de bancada	31
3.2	Multímetro digital	31
3.3	Fotodiodo e Diodo	32
3.4	TL082	33
3.5	Resistores	34
3.6	Capacitores	34
3.7	Jumpers	35
3.8	Fonte de Bancada	36
3.9	Gerador de Sinais	36
3.10	Prendedor de Roupa	37
4	DISCUÇÃO E DESENVOLVIMENTO	37
4.1	Simulação	38
4.2	Sistema de aquisição e condicionamento do sinal	45
4.3	Filtragem	46
4.2.1	Passa Alta	47
4.2.2	Passa Baixa	47
4.4	Alimentação simétrica	48
4.5	Testes de bancada	49
4.4.1	Filtro passa baixa	51
4.4.1	Filtro passa alta	57
4.6	Acoplamento do circuito de transimpedância	61
5	CONCLUSÃO	64
6	Referências	66

1 Introdução

1.1 Motivação

As doenças cardíacas são a principal causa de morte em todo o mundo. De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), aproximadamente 17,9 milhões de pessoas morrem de doenças cardiovasculares a cada ano, o que equivale a 31% de todas as mortes globais.

Dentre as doenças cardíacas mais comuns estão a hipertensão, o infarto do miocárdio, a insuficiência cardíaca, derrame cerebral além de arritmias cardíacas. A hipertensão é uma doença que afeta mais de 1 bilhão de pessoas em todo o mundo e é uma das principais causas de infarto e derrame. O infarto do miocárdio, por sua vez, é uma das principais causas de morte prematura e incapacidade, enquanto a insuficiência cardíaca é uma condição debilitante que afeta milhões de pessoas em todo o mundo (European Society of Cardiology, 2023).

“As doenças cardiovasculares (DCVs) são a principal causa de morte no mundo, levando cerca de 17,9 milhões de vidas a cada ano. As DCVs são um grupo de distúrbios do coração e dos vasos sanguíneos e incluem doença cardíaca coronária, doença cerebrovascular, doença cardíaca reumática e outras condições. Mais de quatro em cada cinco mortes por DCV são devidas a ataques cardíacos e derrames, e um terço dessas mortes ocorre prematuramente em pessoas com menos de 70 anos de idade.” (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2023).

A prevenção dessas doenças é fundamental, e isso inclui mudanças no estilo de vida, como a prática regular de exercícios físicos, a adesão a uma dieta saudável e a redução do consumo de tabaco e álcool. Além disso, o diagnóstico precoce e o tratamento adequado são essenciais para controlar e prevenir as doenças cardiovasculares.

Arritmias são batimentos cardíacos anormais. O termo "arritmia" refere-se a qualquer alteração da sequência normal de impulsos elétricos. Algumas arritmias são tão breves (como uma pausa temporária ou batimento prematuro) que a frequência ou ritmo cardíaco geral não é muito afetado. Mas se as arritmias durarem mais, elas podem tornar a frequência cardíaca muito lenta, muito rápida ou errática, de modo que o coração bombeia com menos eficiência.

Um estudo publicado em 2017 no Journal of the American Medical Association, estimou que as arritmias cardíacas, em geral, são responsáveis por cerca de 15-20% das mortes por doenças cardíacas em todo o mundo. Esse estudo, juntamente com outros trabalhos científicos, contribuiu para a compreensão da importância da detecção precoce e do tratamento adequado das arritmias cardíacas.

Existem vários tipos de arritmias cardíacas, incluindo fibrilação atrial, taquicardia ventricular e bradicardia sinusal. Cada tipo apresenta diferentes sintomas e riscos associados. A fibrilação atrial é uma arritmia cardíaca caracterizada por pulsos cardíacos rápidos e irregulares que começam nas câmaras superiores do coração, a taquicardia caracteriza por uma frequência cardíaca acelerada (em adultos, mais de 100 batimentos por minuto); e a bradicardia se caracteriza por frequência cardíaca lenta (menos de 60 batimentos por minuto).

O uso de sistemas de monitoramento cardíaco, como a fotopletismografia, pode ser uma ferramenta valiosa na prevenção e no tratamento dessas doenças. Com a capacidade de monitorar a saúde cardíaca de forma não invasiva, os sistemas de fotopletismografia permitem uma avaliação precisa da função cardíaca, o que pode ajudar a identificar problemas precocemente e monitorar a resposta ao tratamento. Além disso, como são fáceis de usar e confortáveis para o paciente, podem ser usados para monitorar a saúde cardíaca de forma contínua, o que é especialmente importante para pacientes com doenças crônicas.

Vale ressaltar que as arritmias cardíacas podem ser detectadas pelo sistema de fotopletismografia, mas não podem ser usadas para diagnóstico. Para um diagnóstico preciso é necessário que seja feito um ECG (eletrocardiograma) por um profissional qualificado, onde é verificado os impulsos elétricos que estimulam os batimentos cardíacos do coração, assim detectando com precisão a variação do ritmo cardíaco.

1.2 Justificativa

O sistema proposto neste estudo tem como objetivo possibilitar o monitoramento da frequência cardíaca em tempo real de maneira eficaz e acessível. A técnica utilizada se baseia na propriedade da pele de ser permeável à luz, o que permite a captação do sinal de PPG (Photoplethysmography), que representa a variação do fluxo sanguíneo nos vasos sanguíneos e está diretamente relacionada às contrações cardíacas.

Essa abordagem apresenta uma alternativa prática e de baixo custo para a monitorização da frequência cardíaca, pois utiliza apenas um fotodiodo e um diodo emissor de luz posicionados na pele, eliminando a necessidade de equipamentos mais complexos e invasivos. O sinal captado pode ser processado em tempo real para fornecer informações sobre a frequência cardíaca do paciente.

Dessa forma, o sistema proposto tem o potencial de contribuir significativamente para o monitoramento da saúde cardíaca, permitindo a identificação precoce de alterações cardíacas, gerenciamento de doenças cardíacas, monitoramento de atividades físicas, detecção precoce de doenças cardíacas e facilitando o acompanhamento clínico.

1.3 Objetivos

1.3.1. Geral

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um hardware capaz de monitorar com precisão a frequência cardíaca por meio da variação do fluxo sanguíneo do corpo. Através do sistema proposto, é possível obter informações em tempo real sobre a atividade cardíaca de forma não invasiva, eficaz e acessível.

1.3.2. Específico

- Levantamento dos trabalhos já realizados na área e quais equipamentos e componentes foram usados nesses trabalhos.
- Dimensionar e adquirir os componentes para que o equipamento seja capaz de verificar com precisão a frequência cardíaca do paciente.
- Simular o circuito.
- Montar o monitor de frequência cardíaca.
- Realizar testes.

2 Fundamentação Teórica

No capítulo a seguir, será apresentada uma revisão bibliográfica abordando os conceitos relacionados à pressão arterial e os métodos utilizados para medir essa grandeza. Além disso, serão fornecidos mais detalhes sobre o sinal de PPG, métodos para aferir o sinal de PPG e como ele pode ser utilizado para aferir a frequência cardíaca utilizando componentes com um custo reduzido.

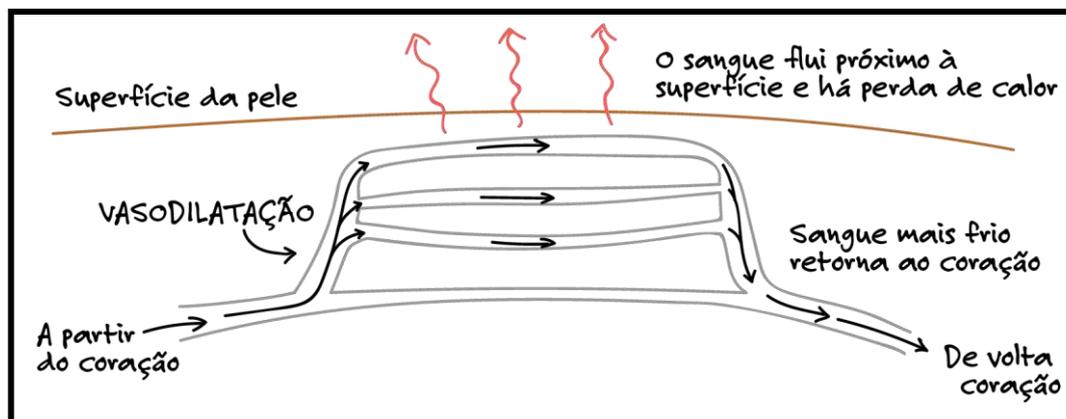
2.1 A pele

A pele é o maior órgão do corpo humano e sua principal função é proteger o organismo contra as agressões externas, como a radiação solar, micro-organismos e traumas mecânicos (Proksch et al., 2008). A pele desempenha outras funções além das mencionadas. Ela está envolvida na regulação da temperatura corporal, na sensação tátil e na produção de vitamina D quando exposta à luz solar. Além disso, a pele desempenha um papel importante na comunicação social, pois é um dos principais elementos da nossa aparência física.

A pele também desempenha um papel importante na regulação da temperatura corporal. Quando a temperatura do corpo aumenta, os vasos sanguíneos da derme se dilatam, permitindo que o sangue flua mais próximo da superfície da pele, dissipando o calor para o meio ambiente. Quando a temperatura do corpo diminui, os vasos sanguíneos da derme se contraem, conservando o calor do corpo (Proksch et al., 2008).

Além disso, a pele é um órgão sensorial, contendo vários tipos de receptores que detectam diferentes estímulos, como calor, frio, pressão, dor e vibração (Cengiz et al., 2018). Esses receptores enviam sinais elétricos para o cérebro, permitindo a percepção sensorial e a resposta adequada a estímulos externos.

Figura 1 – Controle de Temperatura da Pele



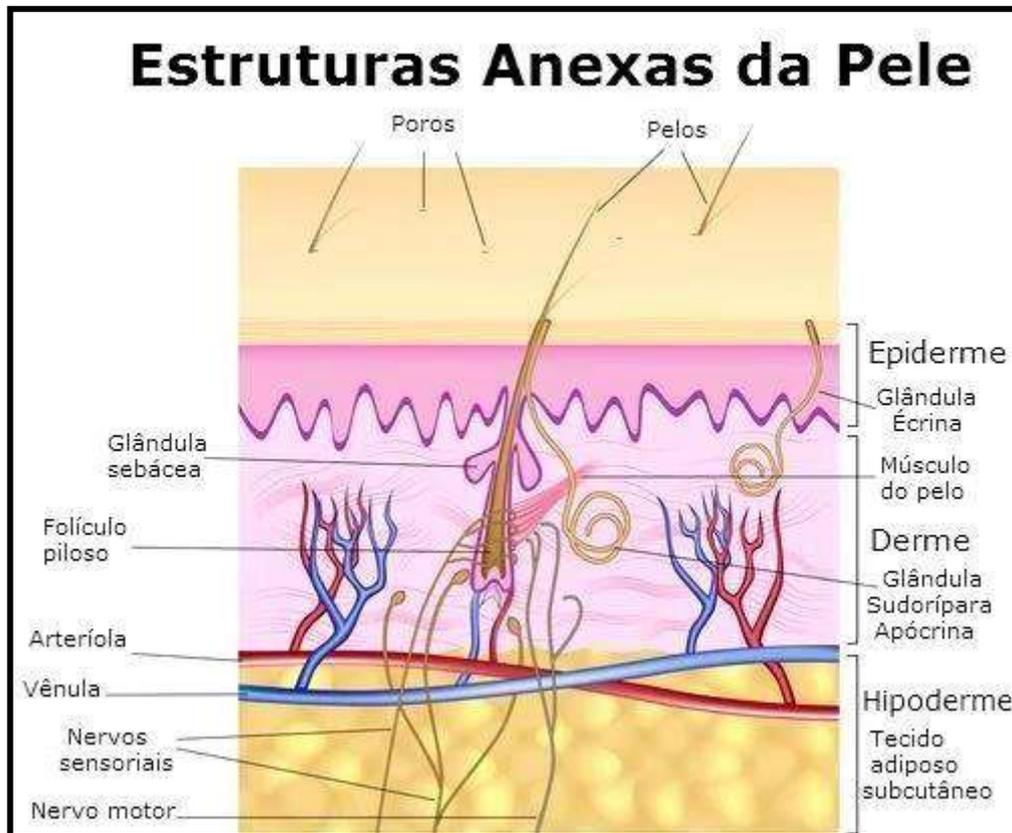
Fonte: khanacademy, 2023.

2.1.1. Estrutura da pele

A pele é composta por três camadas: epiderme, derme e hipoderme. A epiderme é a camada mais externa e é responsável pela proteção do corpo contra a perda de água e

substâncias químicas. A derme é a camada protetora e é composta por fibras de colágeno e elastina que conferem elasticidade à pele, além de vasos sanguíneos e terminações nervosas. A hipoderme é a camada mais interna e é composta por tecido adiposo e vasos sanguíneos (GONÇALVES et al., 2013).

Figura 2 – Estrutura da pele



Fonte: todamateria, 2023.

A pele é um órgão vascularizado, com uma rede complexa de vasos sanguíneos que fornecem nutrientes e oxigênio às células da pele. Os vasos sanguíneos que levam o sangue para a pele são chamados de artérias cutâneas, enquanto os que levam o sangue de volta ao coração são chamados de veias cutâneas (Serralvo et al., 2014).

Os capilares sanguíneos são vasos microscópicos que conectam as artérias e as veias. Eles são responsáveis pela troca de nutrientes, oxigênio e dióxido de carbono entre o sangue e as células da pele. Os capilares sanguíneos também desempenham um papel importante na regulação da temperatura corporal, permitindo que o corpo libere calor para o meio ambiente quando necessário. Além dos vasos sanguíneos, a pele também possui uma rede de capilares linfáticos, que são responsáveis pela drenagem dos fluidos da pele e do tecido subcutâneo.

As células mais abundantes na epiderme são os queratinócitos, responsáveis pela produção da proteína queratina, que forma a camada córnea da pele. A epiderme também possui melanócitos, responsáveis pela produção de melanina, que confere cor à pele. A derme é composta por células de fibroblastos, que causam colágeno e elastina, conferindo elasticidade e resistência à pele (SANTOS et al., 2018).

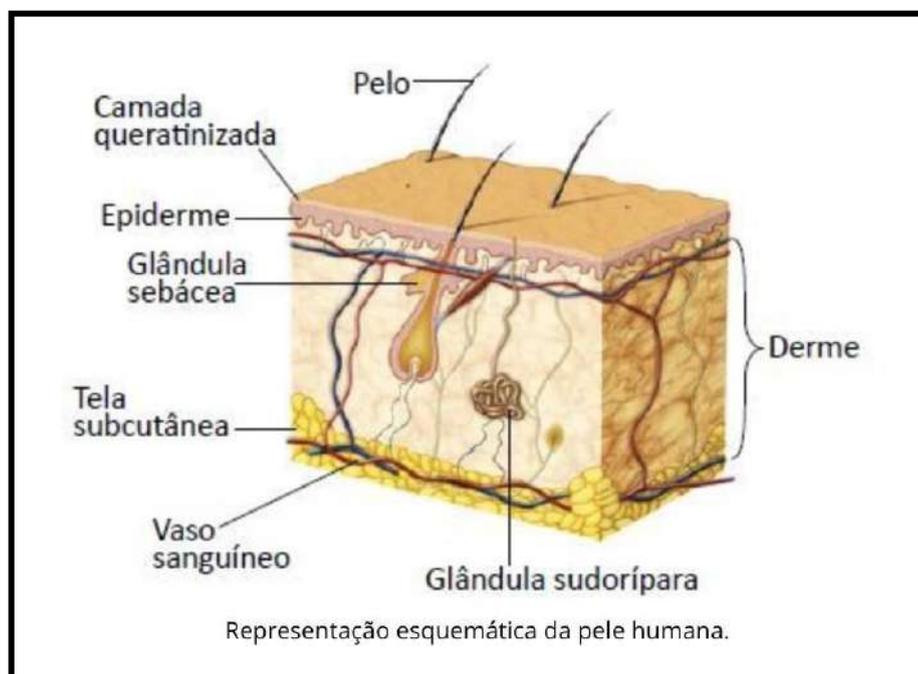
A hipoderme é rica em tecido adiposo e serve como reserva energética do corpo, além de promover isolamento térmico e proteção contra traumas (GONÇALVES et al., 2013). Os vasos sanguíneos e capilares se encontram na derme, a camada intermediária da pele, logo abaixo da epiderme. Esses vasos sanguíneos são importantes para fornecer nutrientes e oxigênio para as células da pele e para ajudar a regular a temperatura do corpo através da vasodilatação ou vasoconstrição. Os capilares são os menores vasos sanguíneos e são responsáveis pela troca de nutrientes, gases e resíduos entre o sangue e as células da pele.

2.1.2. Circulação cutânea

A circulação sanguínea é responsável por transportar o sangue pelo corpo, levando oxigênio e nutrientes para as células e removendo produtos metabólicos. De acordo com Tortora e Derrickson (2017), o sistema circulatório humano é composto por três partes principais: o coração, os vasos sanguíneos e o sangue.

Os vasos sanguíneos são estruturas tubulares que transportam o sangue pelo corpo, sendo divididos em três tipos principais: artérias, veias e capilares. Segundo Guyton e Hall (2016), as artérias são responsáveis por transportar o sangue do coração para os tecidos do corpo, enquanto as veias transportam o sangue dos tecidos para o coração. Os capilares, por sua vez, são vasos sanguíneos extremamente finos, responsáveis por permitir a troca de gases e nutrientes entre o sangue e as células do corpo.

Figura 3 – Vasos Sanguíneos



Fonte: unifal-mg, 2023.

A circulação sanguínea é dividida em dois circuitos principais: o circuito pulmonar e o circuito sistêmico. O circuito pulmonar é responsável por transportar o sangue do coração para os pulmões, onde ocorre a troca de gases (oxigênio e dióxido de carbono). Já o circuito sistêmico é responsável por transportar o sangue do coração para o restante do corpo. Durante

a circulação sanguínea, o coração realiza contrações rítmicas, conhecidas como batimentos cardíacos, que impulsionam o sangue através dos vasos sanguíneos. A frequência cardíaca, ou número de batimentos cardíacos por minuto, varia de acordo com a idade, sexo, nível de atividade física e outras condições fisiológicas (Serralvo et al., 2014).

2.1.3. Propriedades ópticas da pele

A pele humana é composta por três camadas: epiderme, derme e hipoderme. A epiderme é a camada mais externa da pele, e é composta principalmente por células mortas. A derme é a camada intermediária, e é composta por fibras de colágeno e elastina, vasos sanguíneos e terminações nervosas. A hipoderme é a camada mais interna da pele, e é composta principalmente por tecido adiposo.

As propriedades ópticas da pele são afetadas pelas características dessas camadas, como a espessura, a quantidade de melanina e o teor de água. A absorção, espalhamento e reflexão da luz na pele são determinados pela concentração de melanina, oxiemoglobina e desoxi-hemoglobina na epiderme e derme. A pele apresenta um coeficiente de absorção maior para luz verde e vermelha, e menor para luz azul e verde azulada. O espalhamento da luz ocorre devido a variações nas densidades de índice de refração dos tecidos, enquanto a reflexão depende da superfície da pele e do comprimento de onda da luz (Bhandari et al., 2014)

A utilização da espectroscopia óptica para medição de propriedades da pele é amplamente estudada e aplicada em áreas como dermatologia, cosmetologia e medicina. A técnica permite a caracterização da composição e estrutura da pele, bem como a detecção de anomalias ou doenças. **O processo de estimar a pressão arterial por meio de sensores de fotopletismografia (PPG) em relógios inteligentes envolve a captação de informações a partir das mudanças na luz refletida pela pele, que por sua vez reflete o fluxo sanguíneo arterial.**

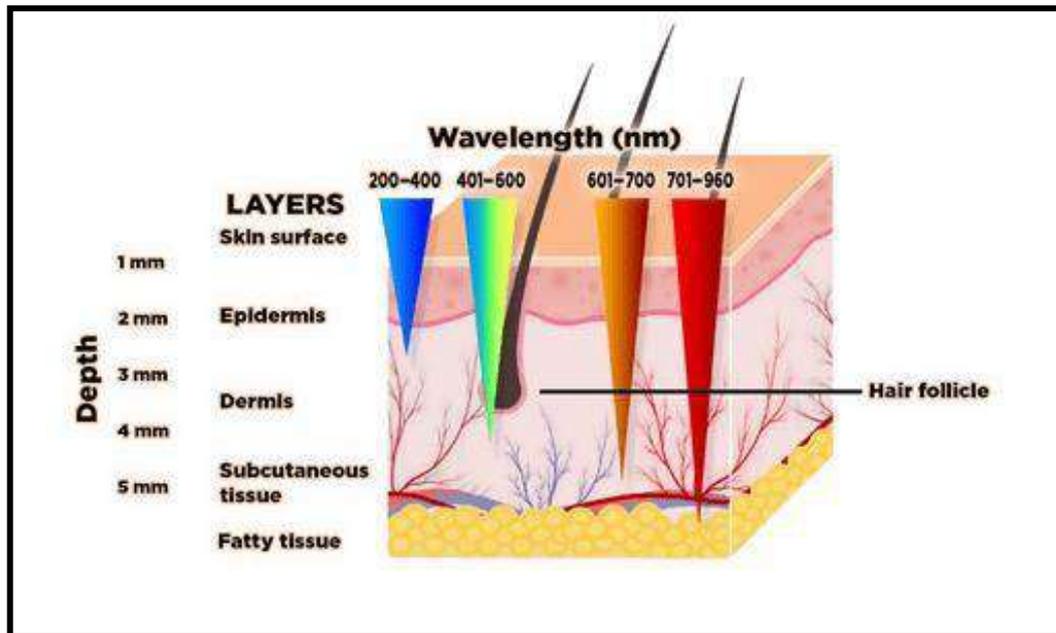
Conforme explica Riva et al. (2019), a técnica de PPG utiliza um sensor de luz para medir as variações no volume de sangue na microvasculatura. Quando o coração bombeia o sangue para as artérias, o volume arterial aumenta, o que leva a um aumento no volume sanguíneo nas pequenas artérias e arteríolas da pele. Isso gera uma mudança na absorção de luz na pele, que é captada pelo sensor.

Segundo Wang et al. (2018), os sensores de fotopletismografia emitem uma luz verde ou vermelha, que penetra na pele e é absorvida pela hemoglobina no sangue. A luz absorvida é então refletida e capturada pelo sensor, que mede as variações de luz de acordo com o fluxo sanguíneo.

Para estimar a pressão arterial, os algoritmos utilizados analisam as variações na frequência cardíaca, que são detectadas a partir das mudanças na luz refletida pela pele. Conforme destaca Zhang et al. (2021), os sensores de PPG medem as variações de luz a cada batimento cardíaco, o que permite estimar a frequência cardíaca.

A partir daí, o algoritmo utiliza a frequência cardíaca e outras informações, como idade, sexo, altura e peso, para estimar a pressão arterial, conforme mencionado anteriormente. Além das estimativas feitas pelo algoritmo, alguns softwares pedem uma pré calibração para que a assertividade seja maior, ou seja, a pressão arterial é verificada de forma tradicional e os dados são inseridos no algoritmo para que ocorra a calibração. Assim é possível que o algoritmo tenha uma maior assertividade.

Figura 4 – Penetração de diferentes comprimentos de onda



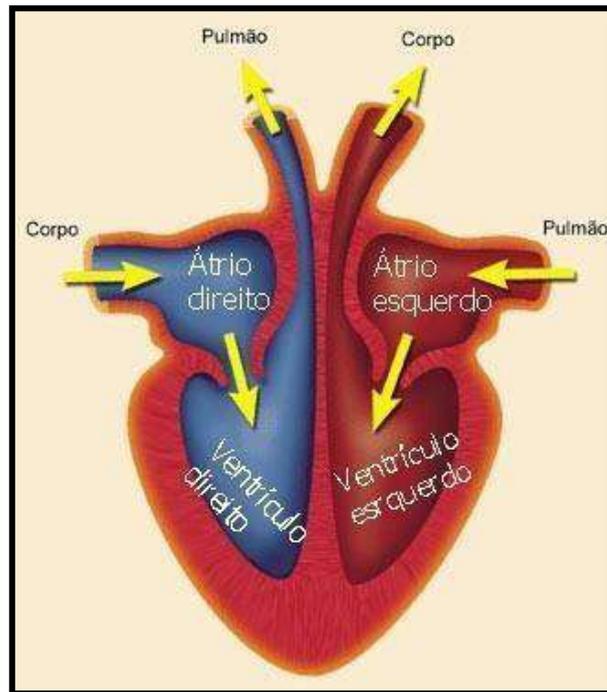
Fonte: researchgate, 2023.

Os vasos sanguíneos principais e as artérias com pulsação intensa estão localizados principalmente na derme da pele ou no tecido subcutâneo. Desse modo, a luz vermelha, com comprimento de onda de 640–660 nm, e a luz infravermelha, com comprimento de onda de 880–940 nm, são utilizadas principalmente na medição do PPG (Jones, 1987). A obtenção do PPG é frequentemente realizada nas extremidades do corpo humano, como dedos das mãos e dos pés e lóbulos das orelhas, pois essas regiões são vantajosas para a detecção de alterações no volume sanguíneo, devido à sua vascularização superficial e difusa (Stern, 1974; Allen e Murray, 2002; Millasseau et al., 2006). O PPG também pode ser obtido na testa, esôfago e nariz (Barnes et al., 1977; Kyriacou et al., 2002; Choi et al., 2018).

2.2 Coração

A função do coração no sistema cardiovascular é essencial para garantir a circulação sanguínea adequada em todo o corpo. O coração é um órgão muscular oco composto por quatro câmaras: dois átrios e dois ventrículos. Os átrios são responsáveis por receber o sangue que retorna ao coração, enquanto os ventrículos são responsáveis por bombear o sangue para fora do coração e para a circulação sistêmica.

Figura 5 – Estrutura cardiovascular



Fonte: infoenem, 2023.

O músculo cardíaco é chamado de miocárdio e é altamente especializado. Ele possui seu próprio sistema elétrico interno, conhecido como sistema de condução cardíaca, que gera e transmite sinais elétricos responsáveis pela contração rítmica e coordenada do coração (GUYTON;HALL,2006) . A contração e o relaxamento das câmaras cardíacas são controlados por impulsos elétricos que percorrem o sistema de condução do coração. Durante a contração, chamada de sístole, o sangue é impulsionado para a circulação. Já durante o relaxamento, chamado de diástole, as câmaras cardíacas se enchem novamente de sangue para o próximo ciclo.

A frequência cardíaca refere-se à quantidade de vezes que o coração se contrai em um determinado período de tempo, geralmente expressa em batimentos por minuto (bpm). A frequência cardíaca normal em repouso varia de pessoa para pessoa, mas geralmente situa-se entre 60 e 100 bpm (Mayoclinic, 2023). Existem diversas técnicas para medir a frequência cardíaca. Uma abordagem comum é a palpação dos pulsos arteriais, em que o pulsar do fluxo sanguíneo pode ser sentido em locais como o pulso radial ou carotídeo. Contar o número de pulsos em um intervalo de tempo determinado permite calcular a frequência cardíaca.

Figura 6 – Técnica para verificar Frequência cardíaca



Fonte: slideplayer, 2023

Além disso, avanços tecnológicos têm possibilitado o uso de dispositivos eletrônicos para medir a frequência cardíaca de forma mais precisa. Monitores de frequência cardíaca, por exemplo, utilizam sensores como fotopletismografia (PPG) ou eletrocardiografia (ECG) para registrar os sinais elétricos ou ópticos gerados pelas contrações cardíacas. Esses sinais são processados e convertidos em informações sobre a frequência cardíaca, que são exibidas nos dispositivos.

Figura 7 – Smartwatch



Fonte: pplware, 2023

A fotopletismografia (PPG) é uma técnica não invasiva que utiliza um emissor de luz e um fotodetector para medir as variações no volume sanguíneo. Quando o coração se contrai, há um aumento no volume de sangue na área em que o sensor é aplicado, resultando em maior absorção de luz. Por outro lado, durante o relaxamento cardíaco, o volume sanguíneo diminui

e ocorre menor absorção de luz. Essas mudanças na absorção de luz são registradas pelo fotodiodo e utilizadas para estimar a frequência cardíaca.

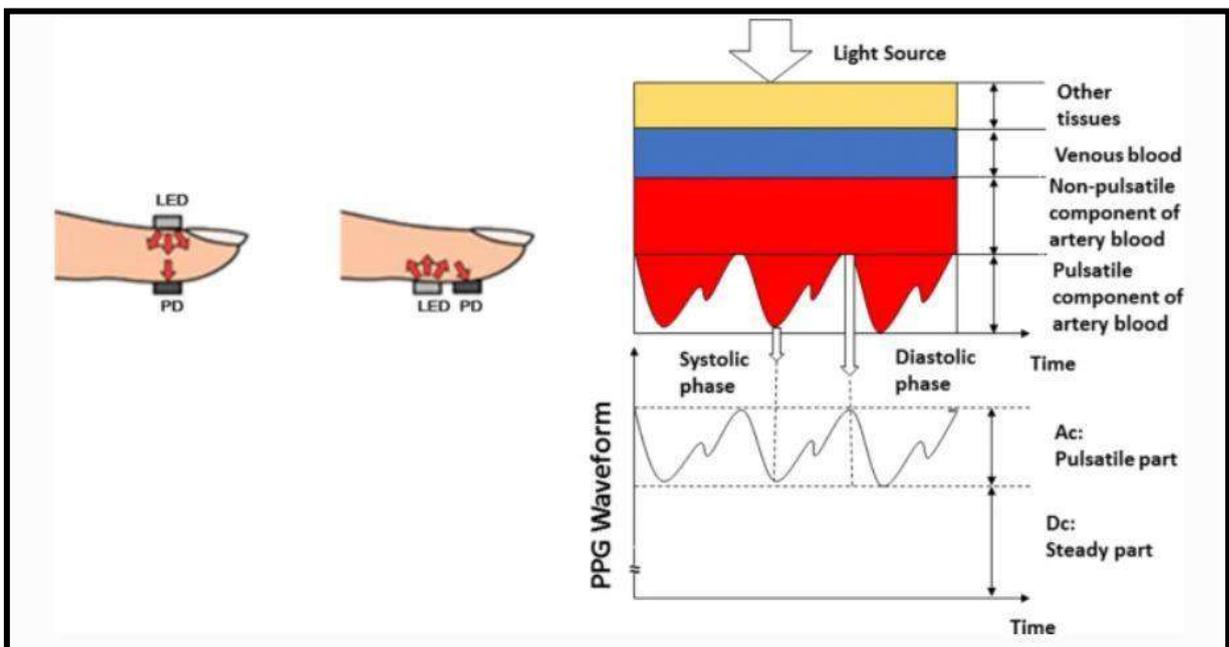
2.3 Sinal de PPG

A fotopletismografia (PPG) é um método não invasivo utilizado para quantificar as modificações no volume sanguíneo em uma rede microvascular cutânea, por meio da análise de propriedades ópticas, tais como absorção, dispersão e transmissão da composição corporal humana em resposta a um comprimento de onda de luz específico (Challoner, 1979).

A fotopletismografia (PPG) pode ser registrada utilizando-se fontes de luz com diferentes comprimentos de onda. Em geral, observa-se que, à medida que o comprimento de onda da luz aumenta, ocorre um aumento na profundidade de penetração (Spigulis et al., 2007a, b; Ruggiero et al., 2016). Por exemplo, estudos indicam que comprimentos de onda de 470, 570 e 660 nm ou superiores podem atingir a epiderme com capilares, a derme com arteríolas e as artérias presentes em tecidos subcutâneos, respectivamente (Liu et al., 2015, 2016a, 2016b, 2018).

O sinal de PPG é composto por mais de um tipo de sinal, existe a parte CC e a parte CA. A parte CC representa o volume sanguíneo médio ou constante venoso ou arterial da localidade onde está presente o sensor; a parte CA representa a variação do fluxo sanguíneo, retratando bem a sístole e diástole do coração. As alterações no volume sanguíneo podem ser usadas para calcular a frequência cardíaca média (FC), que é uma das principais aplicações do PPG, entre outras mencionadas acima. No entanto, o PPG tem uma vantagem distinta sobre outras modalidades de cálculo de FC como fonocardiografia (PCG), eletrocardiografia (ECG), etc., pois não requer nenhuma técnica específica para conectar sensores em posições pré-definidas no corpo (Ismael et al., 2021).

Figura 8 – Representação sinal de PPG



Fonte: eurasipjournals, 2023.

Existem dois métodos comumente usados para calcular a frequência cardíaca a partir do sinal de PPG. O primeiro método, amplamente utilizado, é baseado na identificação dos picos

de amplitude máxima no sinal de PPG, que correspondem à sístole do coração. Esses picos representam como contrações cardíacas e são identificados por meio de algoritmos de detecção de picos, que mudam abruptas ou pontos de inflexão no sinal. O segundo método, menos utilizado devido ao seu maior processamento computacional, envolve a identificação de cada ciclo do sinal de PPG e a contagem do número de ciclos que se repetem em um determinado período de tempo. Esse método requer uma análise mais detalhada do sinal para identificar os inícios e as aletas de cada ciclo cardíaco (Ismael et al., 2021).

2.4 Pressão Arterial

A pressão sanguínea, assim como a pressão da água nas tubulações, é a força exercida pelo sangue nas paredes dos vasos sanguíneos. Essa pressão é essencial para o transporte do sangue do coração para todas as partes do corpo por meio dos vasos sanguíneos. A pressão arterial é a força imposta pelo sangue aos vasos sanguíneos durante o processo de bombeamento (ORGANIZATION et al., 2013).

O processo de contração e relaxamento do coração é chamado de ciclo cardíaco e envolve uma série de eventos elétricos e mecânicos. Segundo Tortora e Derrickson (2017), durante a sístole ventricular, as fibras musculares cardíacas se contraem, impulsionando o sangue para fora dos ventrículos para a aorta e artéria pulmonar. Durante a diástole ventricular, as fibras musculares relaxam e as câmaras cardíacas se enchem novamente de sangue.

A pressão arterial é influenciada por diversos fatores, incluindo o débito cardíaco, a resistência vascular periférica e a viscosidade do sangue. De acordo com Silverthorn (2019), o débito cardíaco é o volume de sangue que é bombeado pelo coração por minuto e é determinado pela frequência cardíaca e pelo volume sistólico. A resistência vascular periférica é a resistência oferecida pelos vasos sanguíneos ao fluxo sanguíneo e é influenciada pela atividade do sistema nervoso simpático e pela liberação de substâncias vasoconstritoras. A viscosidade do sangue é a espessura do sangue e é influenciada pelo número e tamanho das células sanguíneas.

Em resumo, a pressão arterial é uma medida importante da saúde cardiovascular e é regulada pelo sistema nervoso autônomo e pelo sistema renina-angiotensina-aldosterona. O coração é o principal responsável por manter a pressão arterial, por meio de um complexo processo de contração e relaxamento. A pressão arterial é influenciada por diversos fatores, incluindo o débito cardíaco, a resistência vascular periférica e a viscosidade do sangue.

Basicamente existe uma zona de pressão em que o corpo trabalha, esta pressão acompanha a diástole e a sístole, movimentos padrões do coração, além de serem influenciados pelos parâmetros supramencionados. Quando o coração se contrai, ele gera uma pressão máxima, chamada de pressão sistólica, que é o valor mais alto registrado na leitura da pressão arterial. Já quando o coração relaxa, entre as contrações, a pressão arterial diminui, alcançando um valor mínimo, chamado de pressão diastólica, que é o valor mais baixo registrado na leitura da pressão arterial.

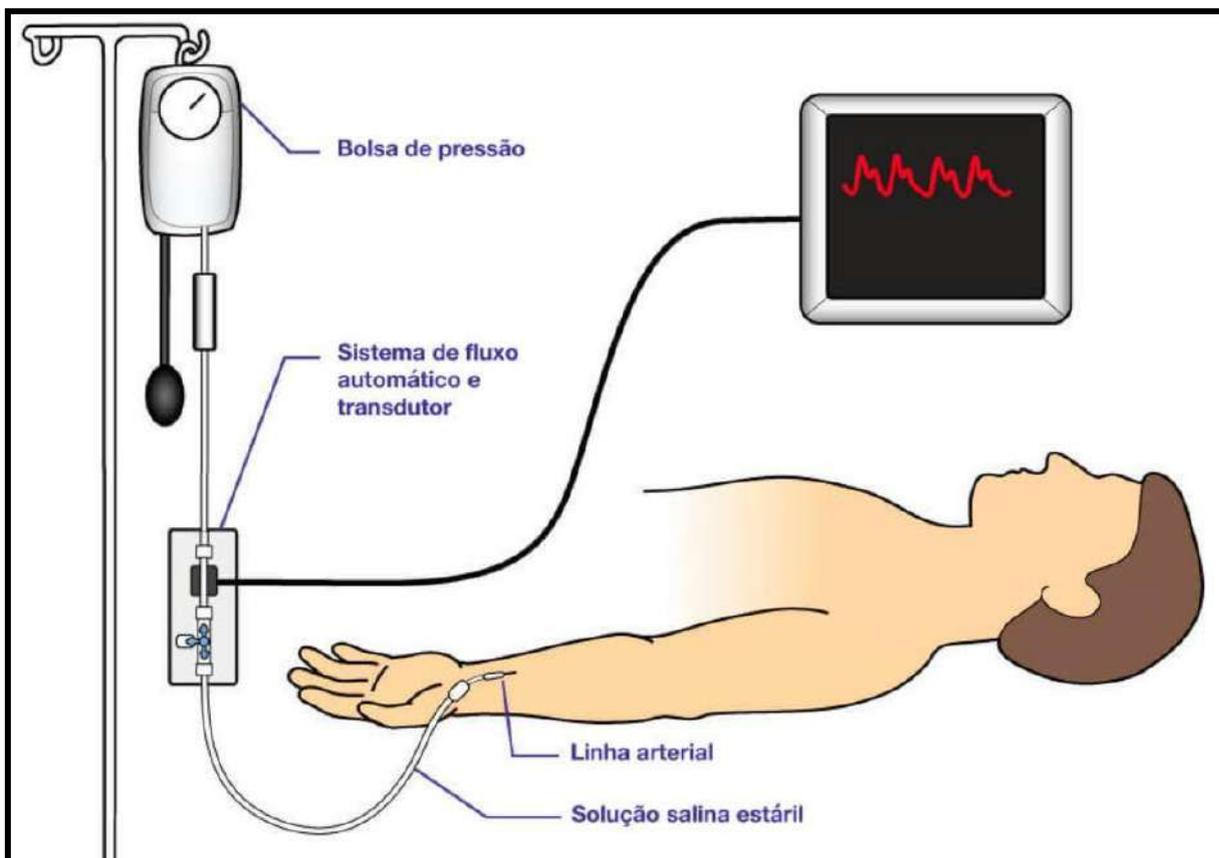
Essas duas pressões são importantes para avaliar a saúde do coração e do sistema circulatório como um todo. De acordo com a American Heart Association, a pressão sistólica é um indicativo da força do coração para bombear o sangue para as artérias, enquanto a pressão diastólica indica a resistência das artérias ao fluxo sanguíneo. Vale salientar que existe recomendação de pressão arterial de acordo com a idade, sexo e histórico médico. Mas, segundo a OMS (Organização mundial da Saúde) a pressão ideal não deve ultrapassar a máxima de

120mmHg e a mínima 80mmHg, essa recomendação é baseada em evidências científicas e estudos epidemiológicos que mostram que níveis de pressão arterial acima dessa recomendação aumentam a chance de ataque cardíaco, AVC (Acidente Vascular Cerebral) e doenças cardiovasculares.

2.4.1. Métodos de aferição de pressão arterial.

Existem diferentes métodos para a verificação da pressão arterial, sendo os mais comuns a medida direta invasiva, medida indireta auscultatória e medida indireta oscilométrica. A medida invasiva é realizada com um cateter inserido em uma artéria, sendo considerado o padrão-ouro para a medição da pressão arterial. No entanto, é um método invasivo e que oferece riscos ao paciente. Como ilustrado na figura 9 o cateter é inserido diretamente na artéria, onde a solução salina entra em ressonância com a pressão sanguínea, ou seja, a pressão sanguínea está refletida na solução salina. Assim, o transdutor conseguirá transformar a pressão arterial em pulsos elétricos. A bolsa de pressão serve como um ponto de referência e ficará estática em 300mmHg. Vale ressaltar que esse método é invasivo e apresenta complicações, como infecções, hemorragias e lesões nas artérias. Por isso, é utilizado somente em situações em que é necessário um monitoramento mais preciso da pressão arterial.

Figura 9 – Método Invasivo para verificar pressão arterial

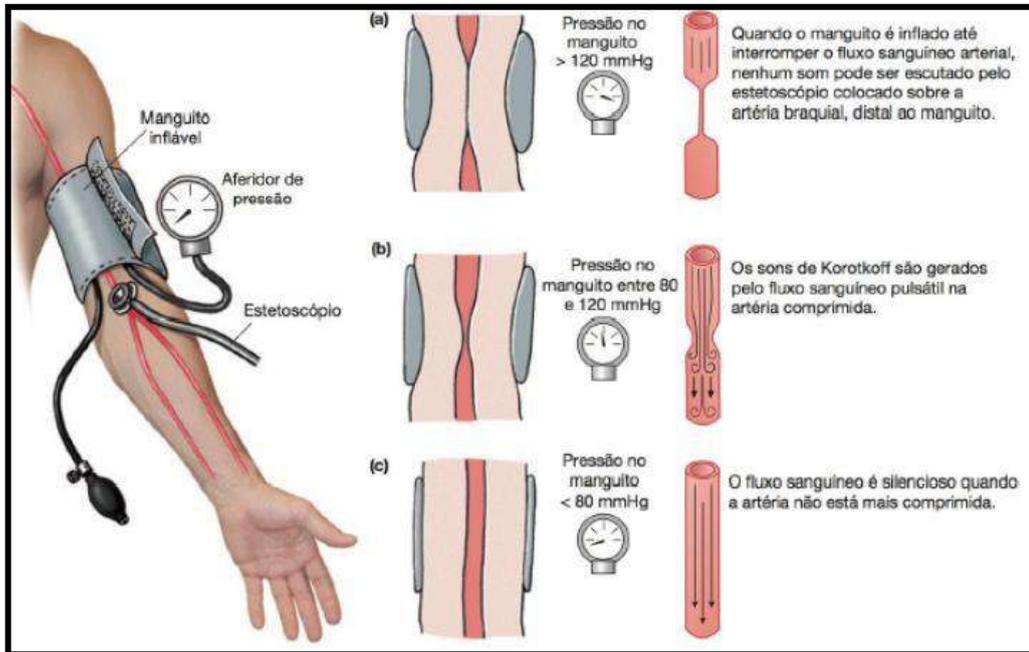


Fonte: Trammit, 2023.

A medida auscultatória indireta é realizada com um esfigmomanômetro e um estetoscópio, onde o manguito é inflado até comprimir a artéria e, em seguida, a pressão é

liberada lentamente enquanto se ausculta o som do fluxo sanguíneo. Este método é considerado o mais confiável para a medição da pressão arterial em ambulatório e familiares médicos. Basicamente o método consiste em escutar a passagem do sangue pela artéria, mas só é possível ouvir quando o vaso está sofrendo uma certa compressão. Segue a imagem autoexplicativa.

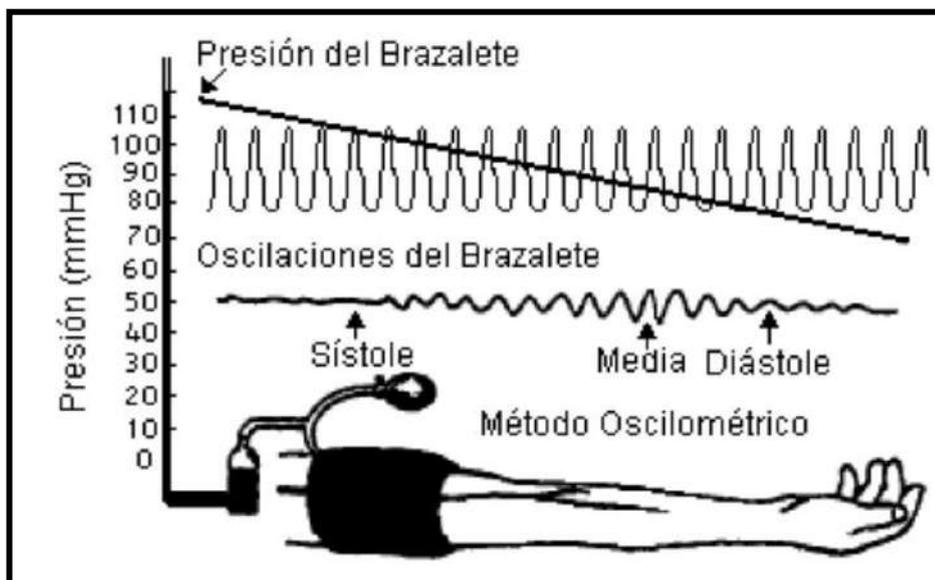
Figura 10 – Método convencional



Fonte: Sanarmed, 2023.

Já a medida oscilométrica indireta é realizada com o uso de um equipamento automático que utiliza sensores para medir as oscilações no manguito gerados pelo fluxo sanguíneo. Este método é amplamente utilizado em dispositivos de monitoramento de pressão arterial em casa.

Figura 11 – Oscilometria Indireta



Fonte: Researchgate, 2023.

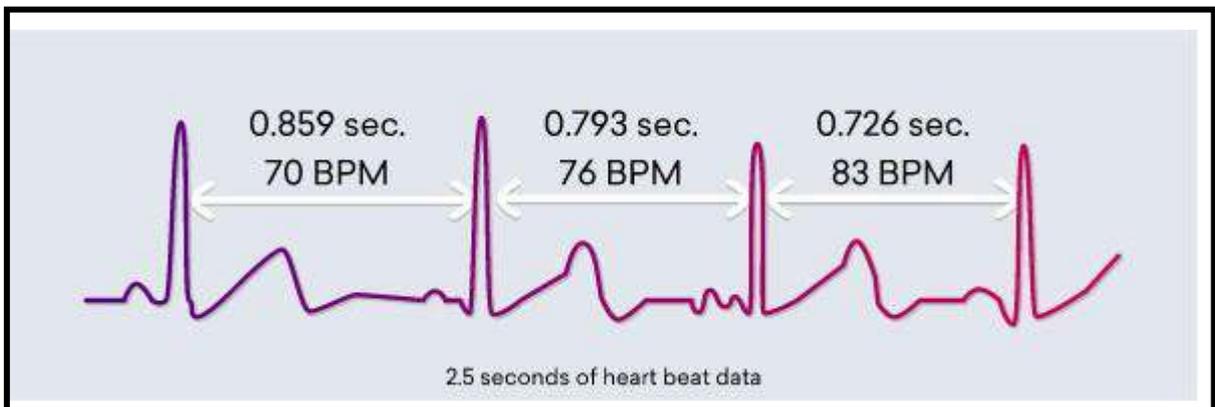
O funcionamento é o mesmo do método auscultatório, a mudança está apenas na captação da oscilação causada pela turbulência sanguínea, nesse caso é usado um transdutor para verificar as oscilações causadas. Assim o sinal é enviado para uma placa de processamento onde é determinado onde ocorreu a sístole e a diástole, com isso estipulando a pressão arterial mínima e máxima.

De acordo com a American Heart Association (AHA), a medida indireta auscultatória é o método mais recomendado para a medição da pressão arterial em ambientes clínicos, enquanto a medida indireta oscilométrica é uma opção para o monitoramento da pressão arterial em casa. A medida direta invasiva é considerada como método de referência para estudos de pesquisa e casos clínicos específicos (AHA, 2021).

2.5 Frequência cardíaca

A frequência cardíaca (FC) é o número de vezes que o coração se contrai em um minuto, indicando a atividade do músculo cardíaco e o circulatório sanguíneo. O FC é influenciado por diversos fatores, como idade, sexo, atividade física, estresse, ansiedade, entre outros. O FC é regulado pelo sistema nervoso autônomo, que é composto por duas partes: o sistema simpático e o sistema parassimpático. O sistema simpático é responsável por aumentar a FC, enquanto o sistema parassimpático a diminuir. O equilíbrio entre esses dois sistemas é essencial para manter a FC em um nível adequado para cada indivíduo.

Figura 12 – Variabilidade da frequência cardíaca



Fonte: psicologacarla, 2023.

O sistema nervoso simpático é ativado durante estresse do corpo, estresse emocional e atividade física. Com isso é liberado norepinefrina, o que aumenta a frequência cardíaca e a contração muscular ocasionando uma elevação da pressão arterial. Já o sistema nervoso parassimpático faz a função inversa, esse sistema é ativado em momentos de calma e relaxamento, ele libera acetilcolina que diminui a frequência cardíaca e a pressão arterial e aumenta a atividade do sistema digestivo. De acordo com o professor de medicina Dr. Michael J. Joyner, "o sistema nervoso simpático é considerado um acelerador, enquanto o sistema nervoso parassimpático é considerado um freio" (Joyner, 2009).

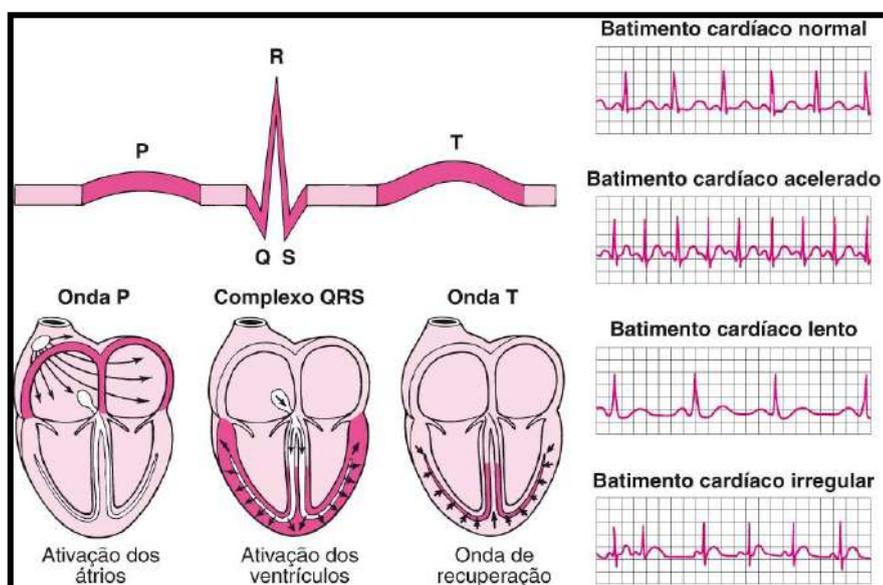
A medida da FC pode ser realizada de diversas formas, como através do exame clínico, uso de equipamentos como monitores cardíacos, ou até mesmo através de métodos não invasivos, como a fotopleletismografia. O valor normal da FC em repouso varia entre 60 e 100 minutos, podendo variar de acordo com a idade e a condição física do indivíduo. A frequência cardíaca é um importante indicador da saúde do coração e pode ser utilizado para o diagnóstico e monitoramento de diversas doenças cardiovasculares, como a hipertensão arterial, a cardiopatia cardíaca, entre outras. Além disso, a monitorização da FC é importante em atividades físicas e esportivas, para avaliar a intensidade do exercício e evitar sobrecargas ao sistema cardiovascular.

A atividade elétrica do coração é gerada pelo sistema de condução elétrica presente no tecido cardíaco. Esse sistema é responsável por coordenar as contrações das diferentes partes do coração, garantindo um bombeamento eficiente de sangue pelo corpo.

De acordo com a American Heart Association, "o sinal de ECG mostra a atividade elétrica do coração em três momentos principais: a despolarização atrial, a despolarização ventricular e a repolarização ventricular" (AHA, 2022). Durante a despolarização atrial, os ventrículos se contraem para bombear o sangue para os ventrículos. Em seguida, ocorre uma despolarização ventricular, que leva à contração dos ventrículos e à ejeção do sangue para a circulação. Finalmente, durante a repolarização ventricular, os ventrículos relaxam e se preparam para a próxima contração.

O sinal de ECG é composto por diferentes ondas e complexas que representam as diferentes fases da atividade elétrica do coração. Por exemplo, a onda P representa a despolarização atrial, o complexo QRS representa a despolarização ventricular e a onda T representa a repolarização ventricular. A análise dessas ondas e complexas pode fornecer informações importantes sobre a saúde do coração, como a presença de arritmias ou outras alterações na atividade elétrica (brent et al, 2023).

Figura 13 – Sinal ECG



Fonte: msdmanuals, 2023.

O ECG é um gráfico que representa a atividade elétrica do coração em relação ao tempo, e é composto por várias ondas e intervalos que refletem a sequência de eventos que ocorrem durante o ciclo cardíaco. Onda P: representa a despolarização atrial, que é a contração dos passageiros do coração. Segundo Guyton e Hall, "a despolarização atrial começa pouco antes do final da diástole ventricular e continua durante a contração atrial" (Guyton & Hall, 2016). Complexo QRS: representa a despolarização ventricular, que é a contração dos ventrículos do coração. Segundo Dubin, "o complexo QRS representa a ativação elétrica que se move para baixo através do sistema de condução ventricular e estimula a contração dos ventrículos" (Dubin, 2000). Onda T: representa a repolarização ventricular, que é a recuperação dos ventrículos após a contração. Segundo Lilly, "a onda T representa a recuperação da polar."

2.5.1. Variabilidade da frequência cardíaca

A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é a medida da variação dos intervalos RR no ECG que reflete as alterações nas atividades autonômicas do coração. É uma medida da flutuação na frequência cardíaca que ocorre ao longo do tempo. A VFC é influenciada por uma variedade de fatores, como atividade física, estresse, sono e doenças.

A VFC é comumente avaliada por meio de análise espectral, que separa a variabilidade em diferentes frequências. Segundo a literatura, "as frequências mais baixas (0,04 a 0,15 Hz) refletem a modulação vagal do coração, enquanto as frequências mais altas (0,15 a 0,4 Hz) refletem a modulação simpática" (Sztajzel, 2004).

A análise da VFC tem sido utilizada como uma ferramenta não invasiva para avaliar a atividade autonômica do coração e está associada a diversas condições clínicas, como doenças cardiovasculares, diabetes, doença renal crônica e outras. Além disso, o VFC tem sido treinado como uma ferramenta para avaliar a resposta a diferentes terapias, como exercício físico, terapia com drogas e terapias psicológicas (Billman, 2013).

Os sinais elétricos do coração são gerados pelo nó sinoatrial (SA), também conhecido como marcapasso natural do coração, e se propagam pelos sinais cardíacos, estimulando a contração dessas câmaras cardíacas. Em seguida, os sinais elétricos são controlados pelo nó atrioventricular (AV) e seus ramos para os ventrículos, estimulando a contração dessas câmaras e a ejeção de sangue para o corpo.

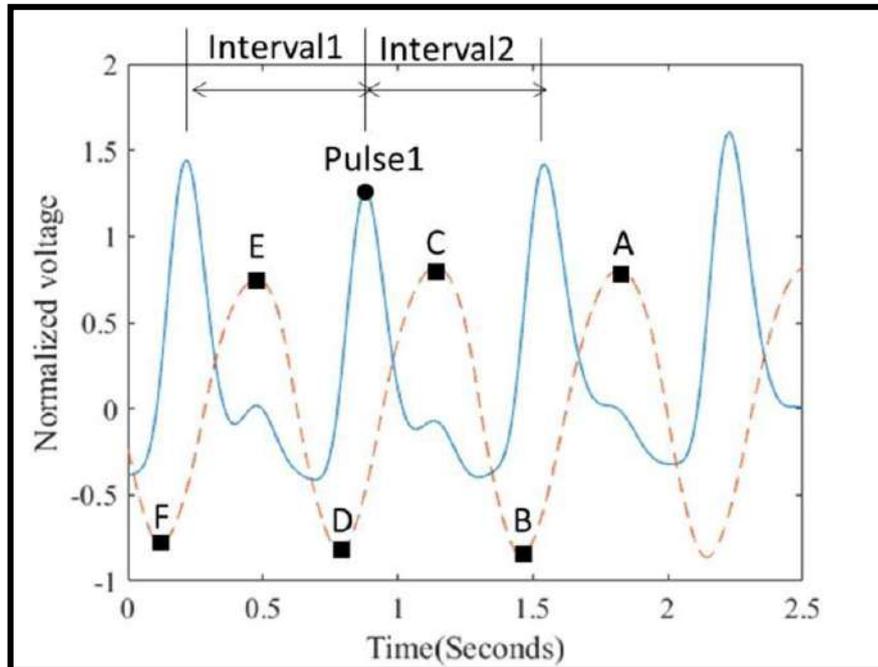
Para que o coração esteja em um bom estado, é importante que os sinais elétricos estejam sincronizados e em um ritmo regular, permitindo uma boa contração do coração e uma circulação sanguínea adequada. A variação da frequência cardíaca pode ser um indicador da saúde do coração e de sua capacidade de adaptação a diferentes situações.

2.6 Fotopletismografia

A fotopletismografia (PPG - Photoplethysmography) é uma técnica não invasiva que mede a variação do volume sanguíneo em um tecido. Segundo Wang e cols. (2016), a PPG utiliza um emissor de luz para iluminar um tecido (por exemplo, a ponta do dedo) e um sensor para medir a quantidade de luz que é sentida ou refletida. Essa quantidade de luz varia conforme o volume sanguíneo nesse tecido, que por sua vez está relacionado às contrações cardíacas e ao fluxo sanguíneo.

Um PPG pode ser usado para medir a frequência cardíaca (FC) e outras informações cardiovasculares. Segundo Pugliese et al. (2021), a FC é uma medida importante para avaliar a saúde do coração e a condição física do indivíduo. Além disso, um PPG pode ser utilizado para medir outros parâmetros fisiológicos, como a taxa de treinamento e a saturação de oxigênio.

Figura 14 – Sinal PPG



Fonte: researchgate, 2023.

De acordo com Gargiulo et al. (2016), o PPG tem diversas aplicações na área médica, incluindo o monitoramento da FC em tempo real, a detecção de arritmias cardíacas e a monitorização de pacientes em terapia intensiva. O PPG também é utilizado em dispositivos de monitoramento de atividade física e em tecnologias vestíveis (wearables), como smartwatches e pulseiras fitness.

Em resumo, a fotopletismografia é uma técnica não invasiva que utiliza um emissor de luz e um sensor para medir a variação do volume sanguíneo em um tecido. Um PPG pode ser utilizado para medir a frequência cardíaca e outros parâmetros fisiológicos, tendo diversas aplicações na área médica e em dispositivos de monitoramento.

De acordo com a literatura, a frequência luminosa utilizada na PPG é geralmente na faixa de 0,5 Hz a 5 kHz (1). A escolha da frequência luminosa depende da profundidade em que a luz penetra na pele e na capacidade de absorção do sangue nessa região. Em geral, quanto maior a frequência luminosa, menor é a profundidade de penetração da luz na pele, o que pode ser adequado para medições em vasos sanguíneos superficiais.

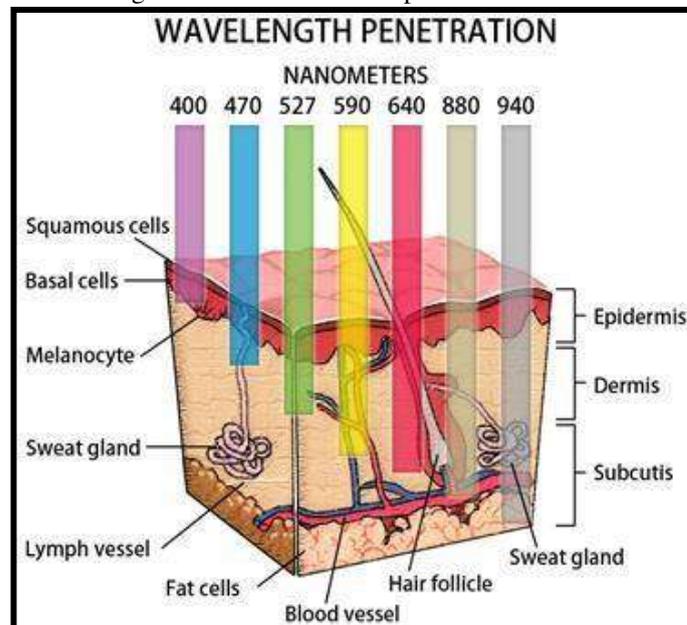
Figura 15 – Smartwatch mercado



Fonte: pcdiga, 2023

Os LEDs utilizados na fotopletismografia geralmente emitem luz vermelha ou infravermelha, pois essas faixas de comprimento de onda possuem uma alta absorção de hemoglobina, o que facilita a detecção das mudanças no volume sanguíneo. Além disso, a luz verde também pode ser utilizada, mas com menor eficiência na detecção.

Figura 16 – Diferentes comprimentos de onda



Fonte: blogfisioterapia

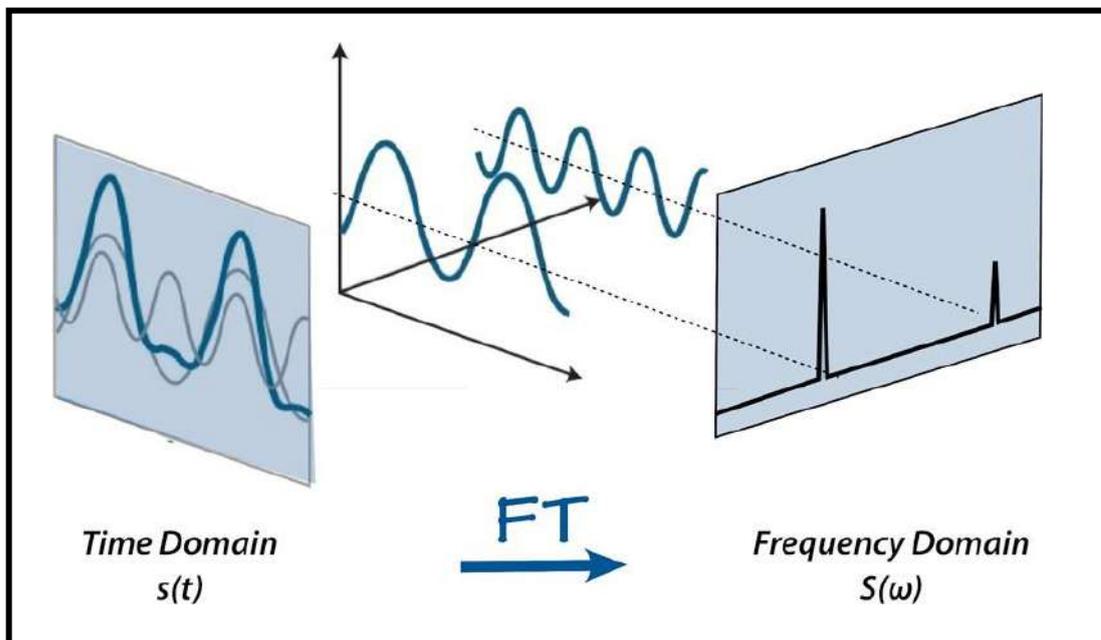
Além disso, a frequência luminosa também pode afetar a resolução temporal e a relação sinal-ruído do sinal de PPG. Por exemplo, frequências mais altas podem fornecer uma resolução temporal melhor, mas podem ser mais sensíveis ao ruído do movimento. Por outro lado, frequências mais baixas podem ter menos ruído do movimento, mas uma resolução temporal

mais baixa. Portanto, a escolha da frequência luminosa deve ser feita de acordo com a aplicação específica da PPG e das limitações do equipamento disponível.

O domínio da frequência é uma representação matemática do sinal em termos de sua frequência ou frequências constituintes. Ele é amplamente utilizado em análise de sinais para entender melhor as características do sinal em diferentes frequências e pode ajudar a identificar informações importantes no sinal.

A transformada de Fourier é uma técnica comumente usada para transformar um sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência. Isso permite que as componentes de frequência do sinal sejam analisadas separadamente. A magnitude da transformada de Fourier representa a magnitude de cada componente de frequência, enquanto a fase representa a fase de cada componente.

Figura 17 – Transformada de Fourier



Fonte: Ensus, 2023.

De acordo com Oppenheim e Schaffer (2010), a transformada de Fourier é uma ferramenta poderosa para análise de sinais porque permite que um sinal seja analisado em termos de suas componentes de frequência. Isso pode ser usado para entender melhor as características de um sinal, como suas principais frequências ou a presença de ruído em frequências específicas.

Além da transformada de Fourier, existem outras técnicas de análise de frequência, como a análise de ondaletas, que também podem ser usadas para analisar sinais em termos de suas componentes de frequência. Em resumo, o domínio da frequência é uma ferramenta útil para analisar sinais e pode ser utilizado para identificar informações importantes em diferentes frequências.

2.7 Arduíno

O Arduino nasceu no Ivrea Interaction Design Institute como uma ferramenta fácil de prototipagem rápida, voltada para estudantes sem formação em eletrônica e programação. Assim que chegou a uma comunidade mais ampla, a placa Arduino começou a mudar para se adaptar a novas necessidades e desafios, diferenciando sua oferta de placas simples de 8 bits para produtos para aplicações IoT, wearable, impressão 3D e ambientes embarcados (Arduíno, 2023).

É uma plataforma eletrônica de código aberto baseada em hardware e software fáceis de usar. As placas Arduino são capazes de ler entradas - luz em um sensor, um dedo em um botão ou uma mensagem do Twitter - e transformá-la em uma saída - ativando um motor, ligando um LED, publicando algo online. Você pode dizer à sua placa o que fazer enviando um conjunto de instruções para o microcontrolador na placa. Para isso você utiliza a linguagem de programação Arduino (baseada em Fiação) e o Software Arduino (IDE), baseado em Processamento (Arduíno, 2023).

O Arduino nasceu no Ivrea Interaction Design Institute como uma ferramenta fácil de prototipagem rápida, voltada para estudantes sem formação em eletrônica e programação. Assim que chegou a uma comunidade mais ampla, a placa Arduino começou a mudar para se adaptar a novas necessidades e desafios, diferenciando sua oferta de placas simples de 8 bits para produtos para aplicações IoT, wearable, impressão 3D e ambientes embarcados. Além da placa Arduino em si, existe também uma interface de módulos e sensores disponíveis que podem ser facilmente conectados à placa por meio de pinos de entrada/saída. Isso facilita a interação com o ambiente externo, permitindo que os projetos Arduino capturem dados do mundo real e controlem dispositivos externos (Arduíno, 2023).

No mercado, existem diversos tipos de hardware disponíveis para a plataforma Arduino, variando desde placas com capacidade de processamento limitada até aquelas com maior poder de processamento. Além do processamento, outros fatores são igualmente importantes, como a capacidade de memória interna e a quantidade de memória RAM. Projetos que incentivam uma programação mais detalhada podem requerer um Arduino com maior capacidade nessas áreas.

Figura 18 – Microcontroladores



Fonte: arduino, 2023.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento do protótipo envolveu tanto o dimensionamento dos equipamentos e dos materiais de baixo custo e fácil acesso, como também a própria construção do protótipo. Tais equipamentos utilizados foram disponibilizados pela própria instituição tecnológica.

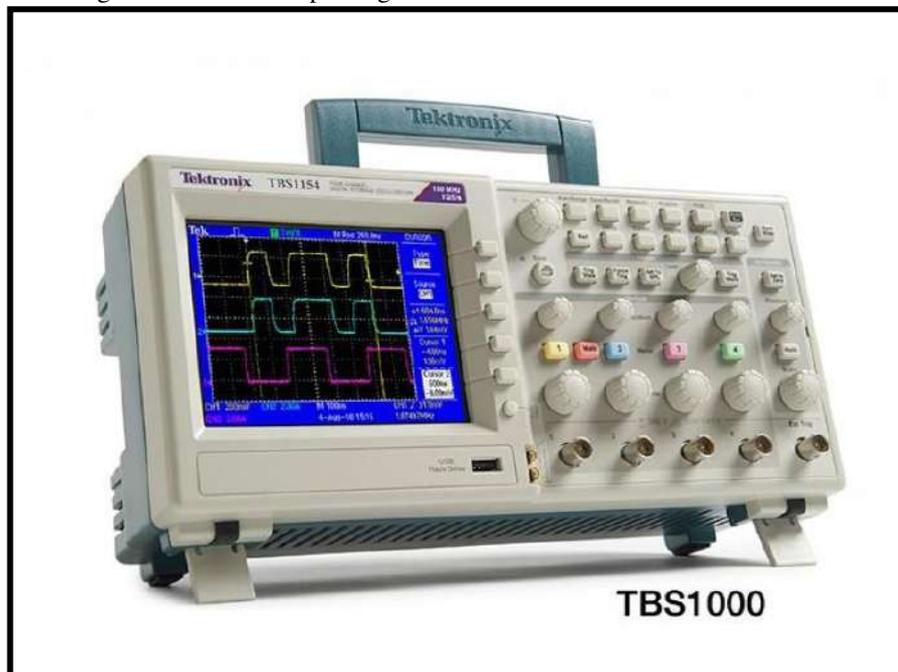
3.1 Osciloscópio de bancada

Os osciloscópios de bancada são usados quando a maioria dos osciloscópios portáteis simplesmente não oferece a funcionalidade necessária para trabalhos de depuração com sinais mistos complexos. Eles são usados com mais frequência para projetos ou tarefas complexas de análise de sistemas, requerendo várias configurações de acionamento e recursos avançados de navegação e sobre a forma da onda.

Atualmente, grande parte dos osciloscópios de laboratório possuem armazenamento digital (DSO), o que garante um melhor e mais organizado armazenamento. Além das configurações avançadas de disparo e recursos aprimorados de medição e exibição, possuem ampla faixa de frequência de resposta, dependendo do modelo e da aplicação. Isso permite a visualização e análise de uma ampla variedade de sinais elétricos, desde sinais de baixa frequência, como sinais de áudio, até sinais de alta frequência, como os usados em comunicações sem fio ou em circuitos digitais de alta velocidade.

Esses instrumentos são essenciais para engenheiros, técnicos e cientistas que trabalham com eletrônica, pois fornecem uma visão detalhada do comportamento dos sinais elétricos, permitindo a identificação de problemas, a caracterização de circuitos e a verificação de desempenho.

Figura 19 – Osciloscópio Digital de Bancada Tektronix Série TBS1000



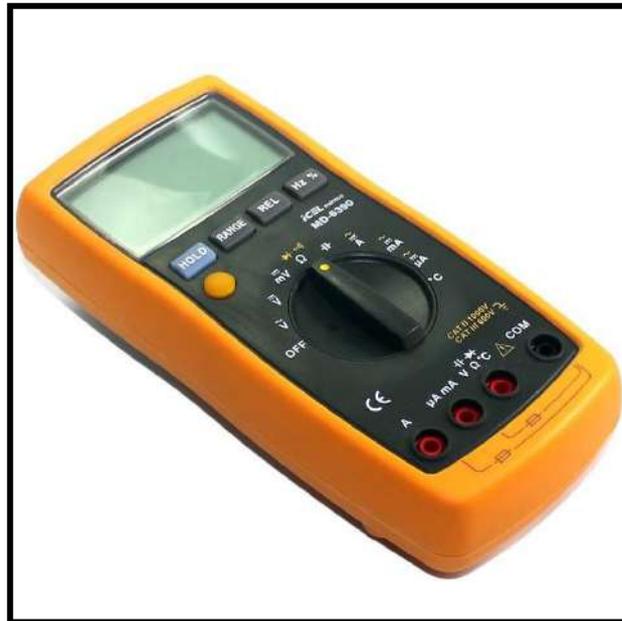
Fonte: Datasonic, 2023.

3.2 Multímetro digital

O multímetro digital é uma ferramenta fundamental para a medição e diagnóstico de sistemas elétricos e eletrônicos. Ele combina diversas funções em um único dispositivo compacto, proporcionando ao usuário a capacidade de medir, com precisão, as grandezas elétricas como tensão, corrente e resistência.

A precisão das medições é outra característica importante dos multímetros digitais. Eles utilizam circuitos internos, incluindo conversores analógico-digitais (ADCs), para converter os sinais elétricos em valores digitais. Esses circuitos são projetados para oferecer alta precisão e resolução, permitindo a obtenção de medições confiáveis e precisas.

Figura 20 – Multímetro Digital Icel MD-6390



Fonte: Eletropecas, 2023.

3.3 Fotodiodo e Diodo

Um fotodiodo é um tipo de dispositivo semicondutor usado para detectar a luz e convertê-la em corrente elétrica. Ele foi projetado para aproveitar o efeito fotoelétrico. O fotodiodo consiste em uma junção PN, semelhante a um diodo semicondutor convencional. A região P (positiva) do diodo contém átomos com deficiência de elétrons, enquanto a região N (negativa) possui excesso de elétrons. Quando a luz incide sobre o fotodiodo, os fótons com energia suficiente podem excitar elétrons na região N, permitindo que eles se movam para a região P. Isso cria uma corrente elétrica proporcional à intensidade da luz incidente.

Já o diodo emissor de luz, comumente conhecido como LED (Light Emitting Diode), é um dispositivo eletrônico que emite luz quando uma corrente elétrica passa por ele. Os LEDs são constituídos por um material semicondutor chamado de diodo, que é projetado para emitir luz visível ou infravermelha quando polarizado corretamente.

Ao contrário das lâmpadas incandescentes ou fluorescentes, os LEDs convertem a maior parte da energia elétrica em luz, em vez de calor. Isso os torna mais eficientes em termos

energéticos e duráveis. Além disso, os LEDs têm um tempo de resposta muito rápido e podem ser encontrados em uma ampla gama de cores.

Figura 21 -Fotodiodo



Fonte: Huinfinito, 2023.

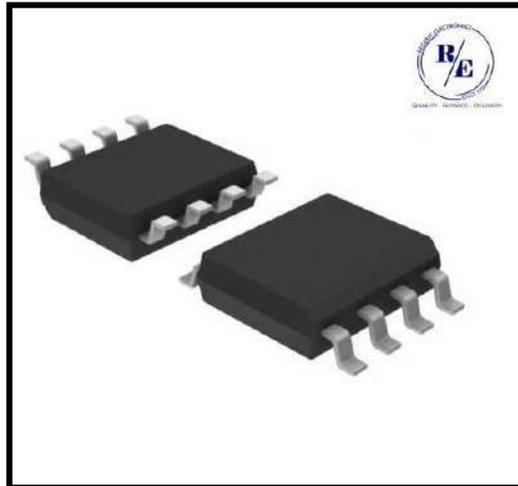
Figura 22 - Diodos



Fonte: Mundodaeletrica, 2023.

O TL082 é um amplificador operacional (op-amps) fabricado pela Texas Instruments. Ele faz parte da série TL08x de amplificadores operacionais, comumente utilizado em vários circuitos eletrônicos. Contém dois amplificadores operacionais independentes em um único pacote, com cada um possuindo duas entradas (inversora e não inversora) e uma saída. O TL082 é caracterizado pela baixa tensão de deslocamento de entrada, baixa polarização de entrada e correntes de deslocamento e alta impedância de entrada. É normalmente utilizado em pré-amplificadores de áudio, filtros ativos e amplificadores de instrumentação.

Figura 23 – TL082



Fonte: Indiamart, 2023.

3.5 Resistores

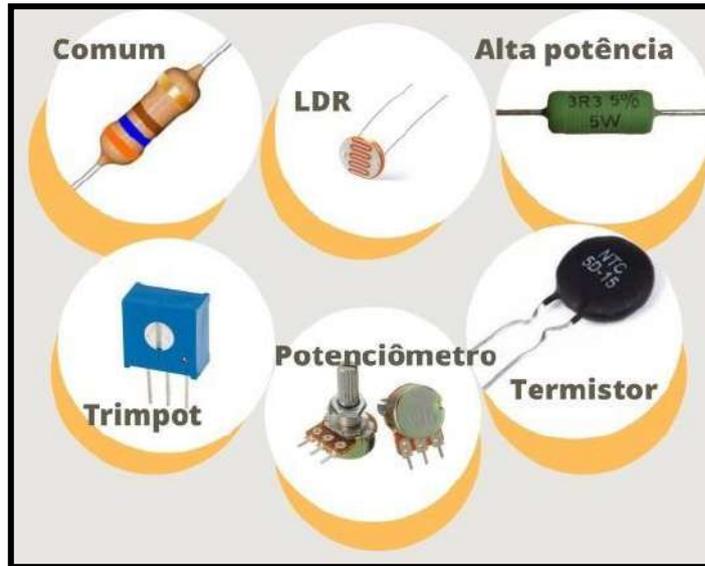
Os resistores são componentes eletrônicos passivos usados para limitar ou controlar a corrente elétrica em um circuito. Sua resistência elétrica é medida em ohms (Ω) e determina a oposição ao fluxo de corrente elétrica. Eles são amplamente utilizados na eletrônica e estão disponíveis em uma variedade de tipos e valores de resistência. Existem os resistores fixos e variáveis, que permite ajustar o valor da resistência. A Figura 24 apresenta alguns modelos.

3.6 Capacitores

Capacitores, também conhecidos como condensadores, são dispositivos eletrônicos passivos usados para armazenar e liberar energia elétrica. Eles são compostos por duas placas condutoras separadas por um material dielétrico que isola eletricamente as placas. O dielétrico pode ser o ar, papel, cerâmica ou outros materiais não condutores.

Quando uma diferença de potencial (tensão) é aplicada nas placas do capacitor, ocorre um acúmulo de carga nas placas. Esse acúmulo de carga cria um campo elétrico entre as placas e o capacitor armazena energia na forma de um campo elétrico. A capacidade de um capacitor, medida em farads (F), determina a quantidade de carga que ele pode armazenar por unidade de tensão. A Figura 25 apresenta alguns modelos.

Figura 24 – Capacitores, resistores, LDR.



Fonte: Curto-circuito, 2023.

Figura 25 - Capacitores



Fonte: Hobaricentrodamente, 2023.

3.7 Jumpers

Um "jumper" é um termo comumente utilizado na eletrônica para se referir a uma conexão temporária entre dois pontos em um circuito elétrico ou eletrônico. No contexto deste trabalho, Jumper é um pequeno dispositivo elétrico usado para fechar ou abrir parte de um circuito eletrônico. Essa conexão é geralmente feita usando um fio condutor. Ele pode ser usado como uma alternativa a um switch DIP (pacote em linha duplo).

Figura 26 - Jumpers



Fonte: Baudaeletronica

3.8 Fonte de Bancada

Uma fonte de bancada é um equipamento utilizado em laboratórios de eletrônica para fornecer energia controlada e estável a componentes eletrônicos durante testes, desenvolvimento e reparo. Essas fontes geralmente possuem controles ajustáveis para tensão e corrente, bem como recursos de proteção para evitar danos aos dispositivos conectados. Cada marca e modelo oferece uma gama de variedades de faixa de tensão, corrente, precisão, recursos adicionais e preço. É importante considerar as necessidades específicas para determinado projeto antes de escolher uma fonte de bancada.

Figura 27 – Fonte de Bancada



Fonte: datasonic, 2023.

3.9 Gerador de Sinais

Em testes de projetos de circuitos elétricos é usado um gerador de sinal para criar sinais eletrônicos e enviá-los para um dispositivo sob teste (DUT). Há vários tipos diferentes de geradores de sinal, incluindo geradores de sinal de RF, geradores de função, geradores de forma de onda arbitrária e geradores de sinal vetorial.

Um gerador de sinal cria formas de onda de tensão em uma frequência desejada e as aplica a um dispositivo em teste (DUT). Usando o painel frontal do instrumento, o operador pode definir e ajustar facilmente os parâmetros mais importantes de uma forma de onda, como a velocidade de reprodução, a amplitude e o deslocamento ou adicionar distorção ou modulação básica.

Existem vários tipos de geradores de sinal disponíveis, incluindo geradores de sinal analógico, geradores de sinal digital e geradores de sinal baseados em software. Os geradores de sinal analógico usam circuitos eletrônicos para gerar sinais, enquanto os geradores de sinal digital utilizam conversores digital para analógico (DACs) para produzir sinais. Os geradores de sinal baseados em software dependem de software de computador e placas de som para gerar sinais.

Figura 28 – Gerador de Sinais



Fonte: itest, 2023.

3.10 Prendedor de Roupa

Um prendedor de roupa é um objeto comumente utilizado para fixar roupas em varais ou linhas de secagem. Também conhecido como "pregador de roupa" ou "prendedor de roupa", ele é geralmente feito de madeira ou plástico e possui uma mola que mantém a roupa presa.

Figura 29 – Prendedor de Roupa



Fonte: itest, 2023.

4 DISCUÇÃO E DESENVOLVIMENTO

4.1 Simulação

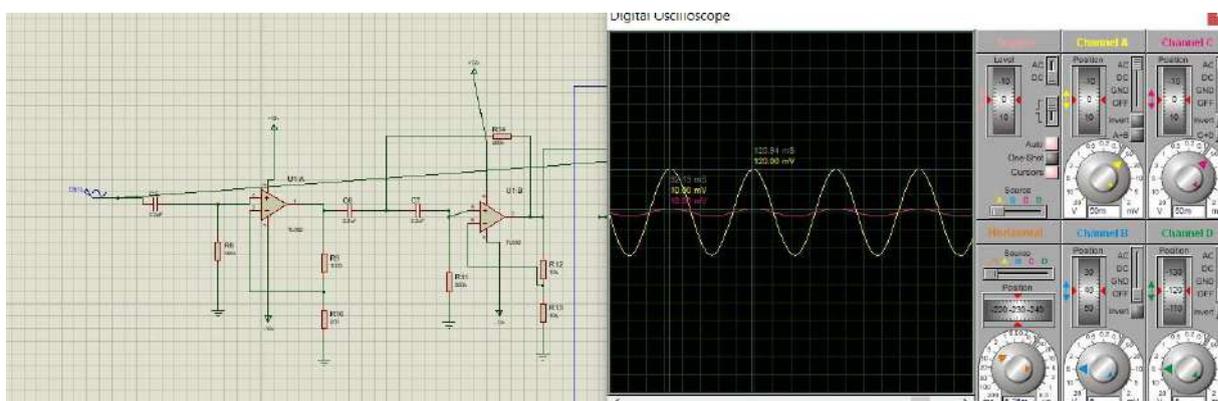
Para iniciar a construção do protótipo, foi realizada inicialmente a simulação dos circuitos passa alta e passa baixa no software Protheus. Essa etapa foi essencial para verificar a viabilidade do circuito e antecipar possíveis problemas antes de montá-lo e testá-lo na prática. Com a simulação foi possível analisar o comportamento dos filtros em diferentes condições e ajustar os parâmetros do circuito para obter o desempenho desejado. Também foi possível observar as características de atenuação, resposta em frequência e outras propriedades importantes do circuito.

Inicialmente, optou-se por testar os filtros individuais. A sequência da testes partiu do filtro passa alta, depois filtro passa baixa, e finalizando com os dois filtros em série. No teste do filtro passa alta foi verificado o bom funcionamento do circuito e frequências de corte correspondentes ao calculado. Foi observado que o filtro atenuava as frequências abaixo da frequência de corte, enquanto permitia a passagem das frequências acima dessa faixa. Isso mostrou o funcionamento correto do filtro e sua capacidade de rejeitar as frequências abaixo de 0,18Hz. As frequências a partir de 0,18Hz o sinal começou a ser atenuado.

O filtro provou um desempenho adequado, permitindo que frequências acima da frequência de corte passassem sem sofrer atenuações. Isso indica que o filtro foi eficaz em rejeitar as frequências abaixo da frequência de corte, conforme o esperado. Ao aplicar sinais de entrada com frequências superiores à frequência de corte, observando-se que o filtro não afetava essas frequências, permitindo que elas passassem com pouca ou nenhuma atenuação. Isso é um indicativo de que o filtro estava cumprindo seu propósito de selecionar as frequências desejadas e atenuar as indesejadas. Segue as ilustrações para melhor observação.

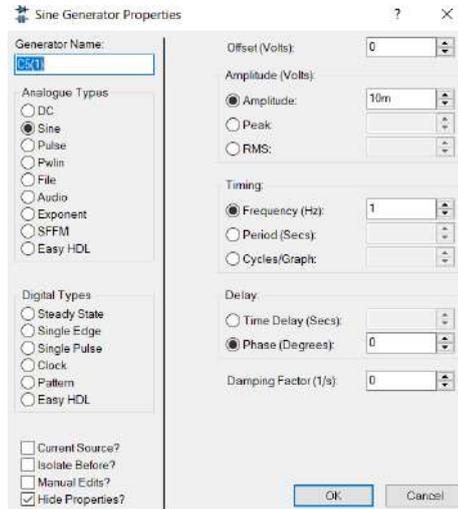
Observe que o ganho obtido na simulação foi de 11,7 vezes, enquanto o valor calculado é de 12 vezes, gerado em uma variação de 0,3 vezes. Essa divergência pode ser justificada pelo uso de componentes genéricos e por não configurar o simulador de forma ideal para representar o circuito de maneira mais precisa. No entanto, é importante destacar que o ganho não é um parâmetro crítico que impactará significativamente o funcionamento do circuito. Ele pode ser facilmente ajustado durante a montagem para alcançar a tensão de saída desejada. Essa flexibilidade permite que o circuito seja adaptado às necessidades específicas do projeto.

Figura 30 -Circuito passa Alta



Fonte: Própria autoria.

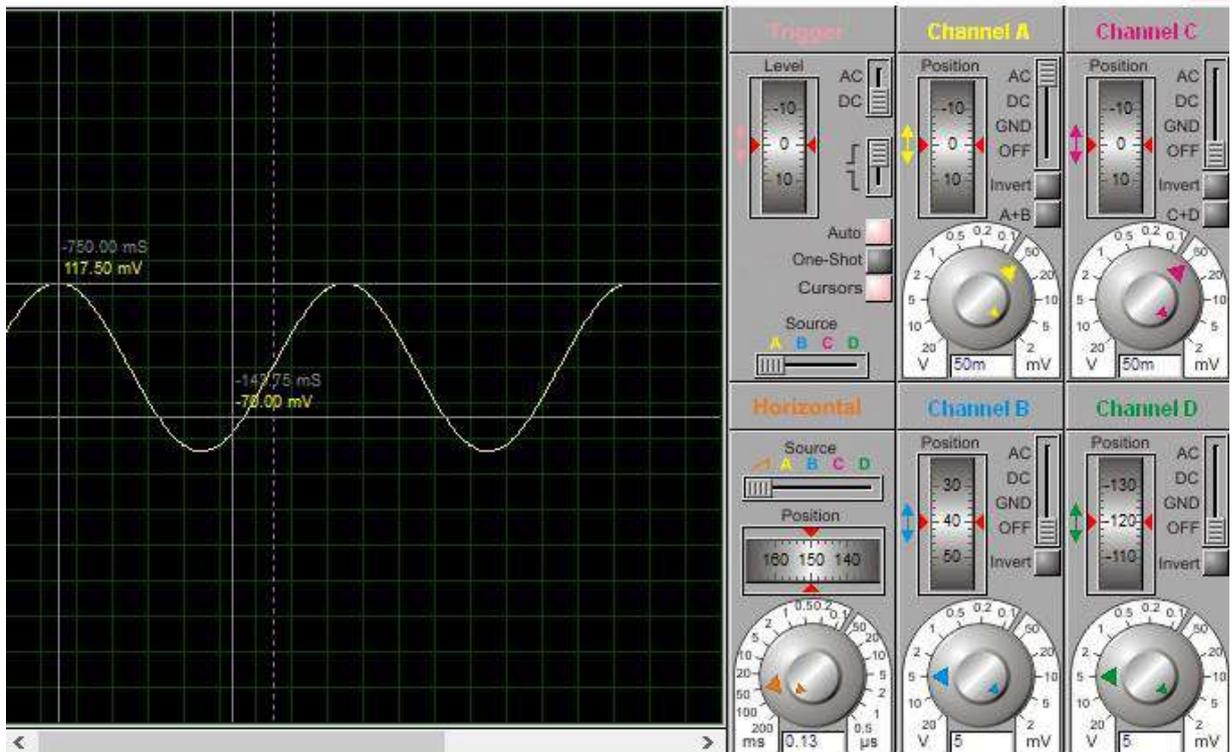
Figura 31 – Configuração fonte



Fonte: Própria autoria.

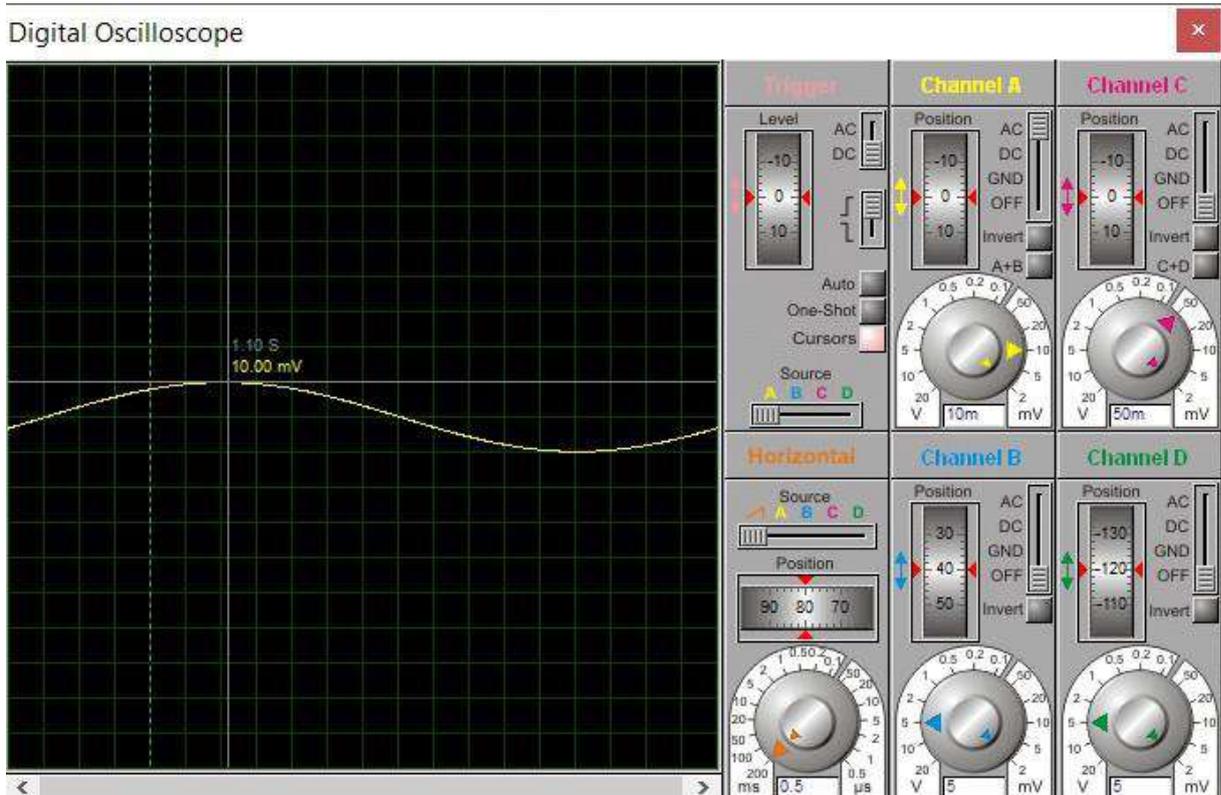
Figura 32 – Teste passa alta 1 Hz

Digital Oscilloscope



Fonte: Própria autoria.

Figura 33 - Teste passa alta 0,1 Hz



Fonte: Própria autoria.

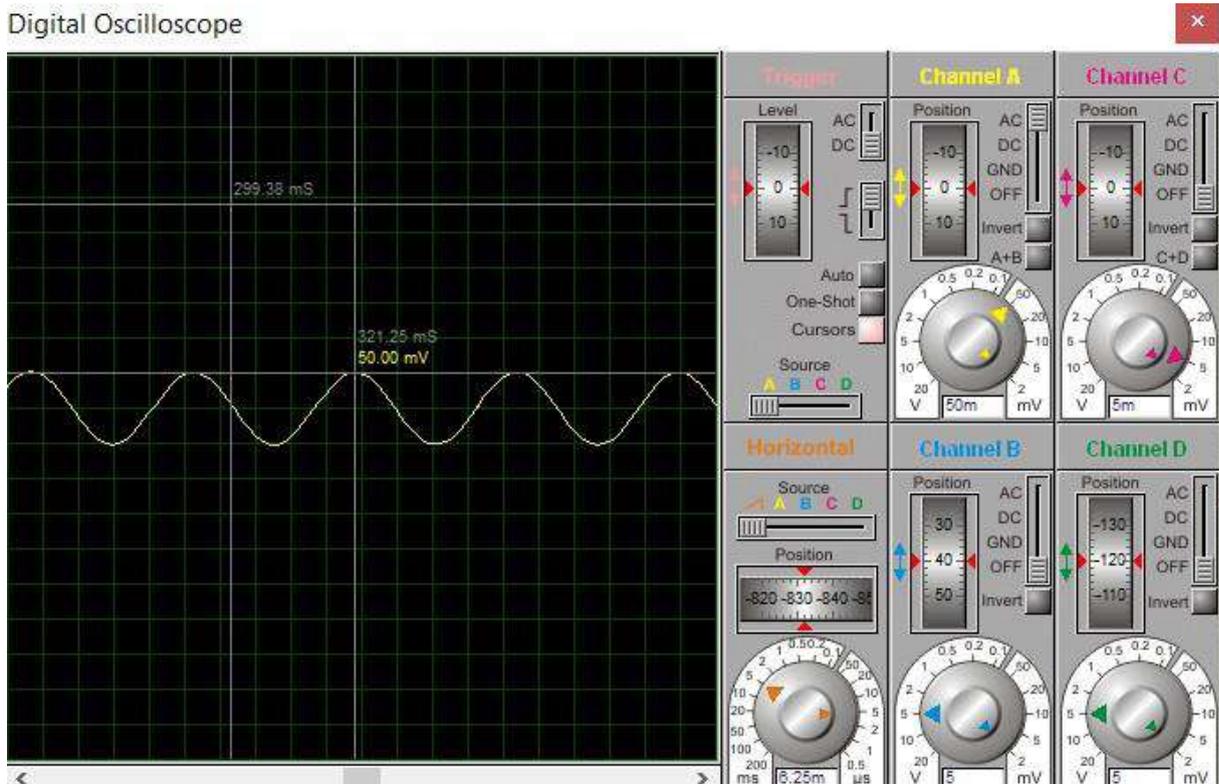
4.1.1 Passa baixa

Durante o teste, o comportamento do filtro passa baixa foi observado. Foi possível constatar que o filtro atenuava conforme as frequências acima da frequência de corte, enquanto permitia a passagem das frequências abaixo desse valor. Essa característica é fundamental para filtrar as frequências altas e reter as mais baixas. Através da análise dos resultados, a frequência de corte do filtro passa baixa é de 25Hz a qual será demonstrada mais adiante quais os parâmetros foram usados para chegar a essa frequência de corte.

Com a verificação da resposta do circuito no teste do filtro passa baixa, obteve-se uma validação inicial do funcionamento adequado do filtro. Esses resultados fornecem informações importantes para avaliar o desempenho do filtro e confirmar que ele atende aos objetivos do projeto. Foram realizados testes em diversas frequências de operação, incluindo as frequências de corte, conforme ilustrado nas imagens abaixo. Notavelmente, na frequência de 10Hz, foi observado o bom funcionamento da faixa operacional, com um ganho de 15,4 vezes, o que diverge do valor calculado de aproximadamente 15,5vezes. Essa divergência pequena é aceitável tendo em vista o uso de componentes genéricos, além da configuração do ambiente de simulação. Segue as imagens para melhor ilustrar.

No entanto, é importante destacar que o ganho não é um parâmetro crítico que impactará significativamente o funcionamento do circuito. Ele pode ser facilmente ajustado durante a

Figura 36 - Teste circuito passa baixa 35 Hz



Fonte: Própria autoria.

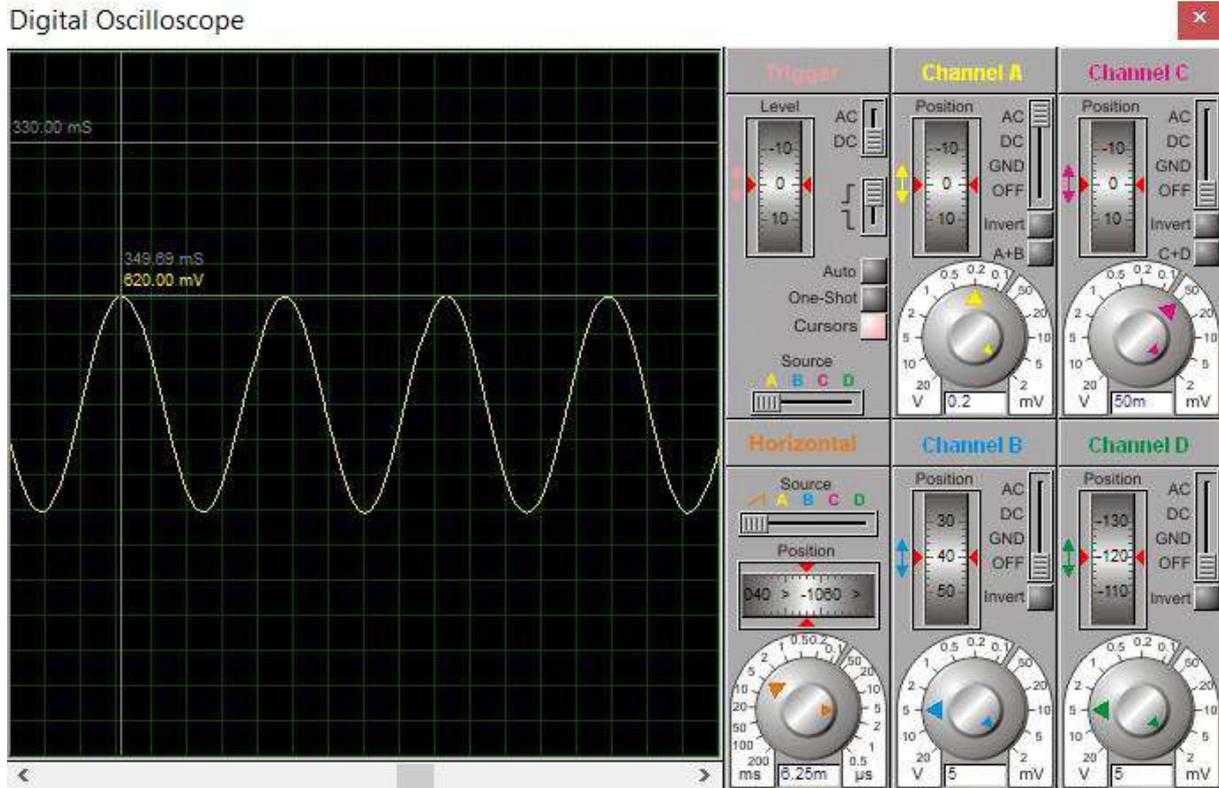
4.1.2 Passa alta e passa baixa

Após a verificação individual dos filtros, avançamos para a terceira etapa da simulação, na qual os dois circuitos foram acoplados para verificar o comportamento dos filtros integrados e como eles se comportam na faixa de frequência estipulada. Essa etapa é essencial para avaliar o funcionamento do conjunto dos filtros e garantir que eles atendam aos requisitos do projeto em termos de atenuação e resposta em frequência.

Conforme o previsto, o circuito se comportou de maneira consistente com os testes realizados individualmente. A faixa de frequência de 0,18 a 25 Hz foi testada, e os resultados foram considerados satisfatório. Essa congruência nos resultados é um indicativo positivo de que os filtros passa alta e passa baixa estão integrados de forma adequada, mantendo suas características individuais na faixa de frequência especificada. Essa confirmação é fundamental para garantir o funcionamento correto do protótipo e a precisão das análises futuras pretendidas no sinal de PPG obtido.

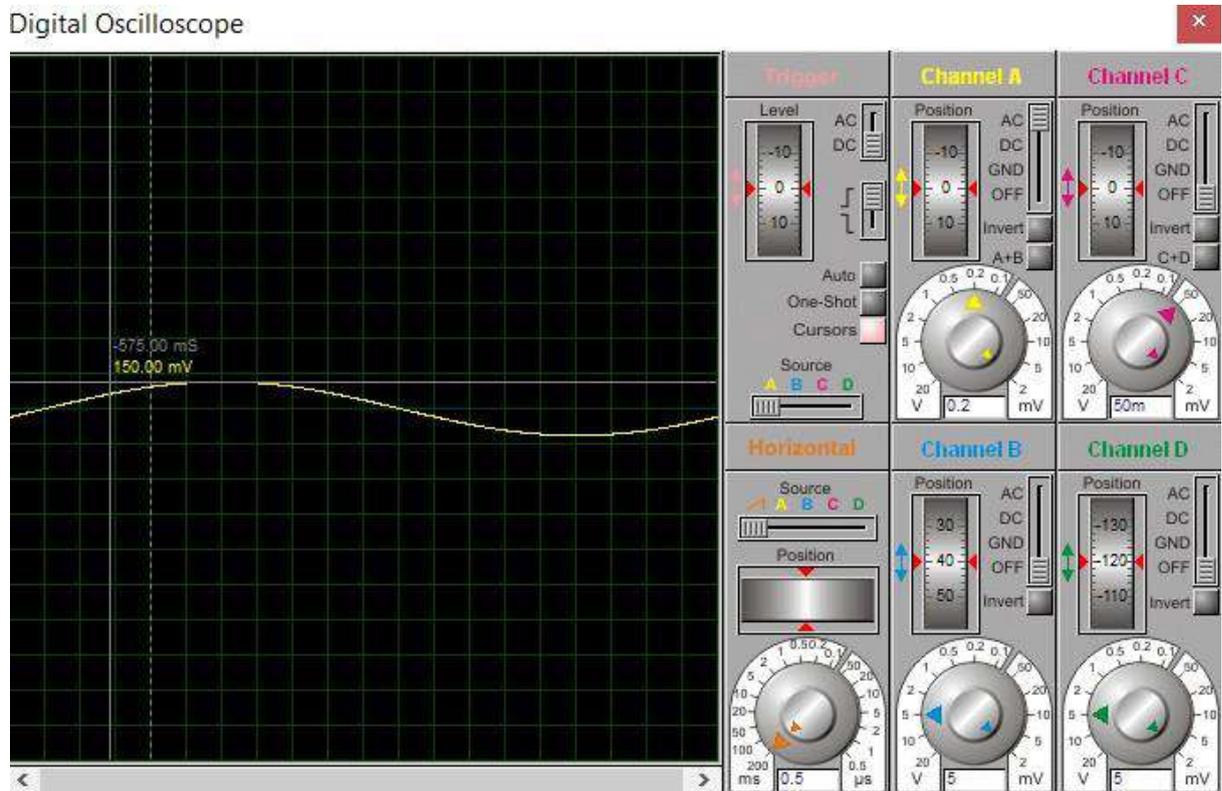
O ganho do circuito foi determinado pela soma dos ganhos dos filtros passa alta e passa baixa, que, na realidade, corresponde à multiplicação dos ganhos individuais. Entretanto, como mencionado anteriormente, o ganho não é um parâmetro crucial para o sucesso do projeto, uma vez que pode ser facilmente ajustado na prática. Essa flexibilidade permite que a tensão de saída seja adaptada conforme necessário, proporcionando a versatilidade necessária para diferentes aplicações e necessidades específicas do projeto. Dessa forma, podemos focar na avaliação dos

Figura 39 - Teste 35 Hz



Fonte: Própria autoria.

Figura 40 – Teste 0,1 Hz



Fonte: Própria autoria.

O sistema de monitoramento proposto tem como objetivo registrar em tempo real o sinal de PPG, que é uma representação das variações do fluxo sanguíneo nas artérias, veias e capilares. Esse sinal será enviado para um osciloscópio, onde será plotado e verificado seus parâmetros. O Osciloscópio desempenha um papel crucial ao receber e plotar o sinal de PPG, permitindo a análise e interpretação das informações relacionadas ao fluxo sanguíneo. Dessa forma, é possível verificar se os filtros e o sistema estão funcionando de forma correta.

O projeto teve início na disciplina de Aquisição de Sinais Biológicos, com o objetivo inicial de verificar a pressão arterial por meio da fotopletismografia. No entanto, devido à complexidade do projeto, optou-se por construir um protótipo de frequencímetro por fotopletismografia. Embora a captação do sinal seja semelhante para ambos os casos, a medição da pressão arterial é mais desafiadora e requer mais etapas de processamento, devido à necessidade de estimar tanto o valor máximo quanto o mínimo da pressão arterial com base no sinal captado. Esse processo envolve análises mais complexas e algoritmos específicos para obter uma estimativa confiável dos parâmetros relacionados à pressão arterial.

4.2 Sistema de aquisição e condicionamento do sinal

Inicialmente o sinal estava sendo captado apenas com o diodo e o fotodiodo sem a necessidade de circuito específico para aquisição do sinal, mas durante testes foi observado uma alta sensibilidade da captação do sinal, o que não proporcionava visualizar o sinal de PPG com a precisão adequada para analisá-lo. Além de necessitar de equipamentos específicos para conversão de corrente em tensão.

Após pesquisas e análises de circuitos disponíveis, optou-se por utilizar um circuito de transimpedância. Esse circuito desempenha a função de conversor de uma corrente de entrada pequena, captada pelo fotodiodo, em uma tensão de saída, facilitando a análise do sinal. Essa abordagem elimina a necessidade de dispositivos adicionais de conversão de corrente para tensão, simplificando o processo de aquisição e tornando a análise do sinal mais acessível.

O dimensionamento dos elementos do circuito foi cuidadosamente realizado para garantir o desempenho adequado. Considere fatores como a sensibilidade do fotodiodo, a faixa de frequência do sinal de interesse e os requisitos de amplificação e filtragem. Por meio desse dimensionamento preciso, foi possível obter uma resposta eficiente e confiável do circuito de transimpedância, permitindo uma captura mais estável e uma análise mais detalhada do sinal de PPG.

Essa escolha estratégica do circuito de transimpedância, juntamente com o dimensionamento adequado dos elementos, contribuiu para melhorar a qualidade e a confiabilidade da aquisição do sinal de PPG, simplificando o processo de análise e eliminando a necessidade de dispositivos extras para a conversão de corrente para tensão.

Para calcular o resistor do circuito de transimpedância, foi necessário levar em consideração a corrente de polarização do fotodiodo e a faixa de frequência do sinal de interesse. A corrente de polarização é geralmente fornecida nas especificações do fotodiodo e determina a corrente máxima que o fotodiodo pode gerar. Com base nessa corrente, foi usada a Lei de Ohm ($V = IR$) para determinar o valor adequado do resistor. O resistor deve ser selecionado de modo a garantir que a corrente gerada pelo fotodiodo esteja dentro da faixa ideal de operação do circuito.

Para calcular o valor do resistor necessário, foi considerada uma tensão de saída de 35mV e uma corrente máxima do fotodiodo de 25µA. Esses valores foram inseridos na fórmula para encontrar o resistor ideal. $R = \frac{V}{I}$, $R = \frac{35 \cdot 10^{-3}}{25 \cdot 10^{-6}}$, $R = 1400$, No entanto, não foi possível encontrar um resistor com um valor exato correspondente. Portanto, optou-se por utilizar um resistor comercialmente mais comum e próximo ao valor de 1350Ω, que é mais facilmente encontrado no mercado. Essa abordagem permite obter um valor próximo do ideal, mesmo que não seja exatamente o valor calculado.

O capacitor, por sua vez, desempenha um papel importante na filtragem do sinal e na estabilização do circuito. O valor do capacitor é determinado pela frequência de corte desejada. A frequência de corte é a frequência a partir da qual ocorre uma atenuação significativa do sinal. Pode-se utilizar fórmulas ou calculadoras específicas para determinar o valor adequado do capacitor com base na frequência de corte desejada.

O valor do capacitor não foi calculado especificamente para este caso. Embora existam fórmulas disponíveis para determinar o valor do capacitor, foram realizados testes com vários capacitores disponíveis para encontrar a opção mais adequada ao circuito. Após esses testes, comprovou-se que o menor capacitor disponível foi o que melhor se adaptou ao circuito. Portanto, foi utilizado um capacitor de 10 nF. É importante ressaltar que a escolha do capacitor pode depender de vários fatores, como a resposta na frequência desejada, a impedância de entrada do circuito e outros requisitos específicos. Nesse caso, a escolha do capacitor de 10 nF foi baseada nos resultados práticos obtidos nos testes realizados.

4.3 Filtragem

Para os circuitos de filtragem do protótipo foi utilizado filtros de segunda ordem, tanto para o filtro passa alta como o passa baixa, os filtros de segunda ordem fornecem uma resposta de frequência mais precisa e seletiva em comparação aos filtros de primeira ordem. Eles têm uma curva de resposta mais inclinada e podem atenuar com mais eficiência as frequências indesejadas, permitindo uma melhor separação entre o sinal desejado e o ruído.

Devido a características do coração humano, onde há uma variação dependendo da idade, quantidade de exercício praticado pelo indivíduo, doenças hereditárias entre outras fatores foi levado em consideração que a frequência cardíaca humana varia entre 30 e 240 BPM. Assim, foi levado em consideração uma frequência de corte de 0,18Hz batimentos para o filtro passa alta e uma frequência de corte de 25Hz para o filtro passa baixa.

Para determinar a frequência de corte de um filtro passa-baixa é necessário saber quais componentes do filtro, o filtro a ser utilizado é um filtro RC, formado apenas por resistores, capacitores e amplificador operacional. Para circuito RC é utilizado a fórmula básica continua:

$$FC = 1 / (2\pi RC)$$

onde:

FC: é a frequência de corte em hertz (Hz)

π : é uma matemática constante aproximadamente igual a 3,14159

R: é a resistência em ohms (Ω)

C: é a capacitância em farads (F)

4.3.1 Passa Alta

No circuito de passa-alta, foi utilizado um CI TL082, que possui dois amplificadores operacionais. Após o dimensionamento do filtro de segunda ordem, optou-se por adicionar um ganho ao final de cada amplificador. Essa escolha permite amplificar o sinal de saída do filtro, fornecendo uma resposta mais adequada às necessidades do projeto. O uso dos amplificadores operacionais do CI TL082 oferece uma solução conveniente e eficiente para implementar o filtro passa-alta com ganho desejado.

Para o calculado do filtro passa alta, foi considerada uma frequência de corte de 0,18 Hz, que é cerca de 10 vezes menor do que a frequência de 1 Hz ou 60 batimentos por minuto, que é uma média comum para a maioria das pessoas. Com base nessa frequência de corte, foi necessário calcular os componentes adequados.

Para simplificar o analisador, utilizou-se um valor fixo para o capacitor disponível no momento, que foi de 2,2 μF . Com esse valor definido, foi possível determinar com mais facilidade o resistor necessário para o filtro. $f_c = \frac{1}{2*\pi*R*C}$, assim temos. $R = \frac{1}{2*\pi*2,2*10^{-6}*0,1}$,

$R = 401906,42\text{ohm}$. Foi utilizado resistor de 390kohm pois é o resistor comerciável mais próximo.

É importante ressaltar que a escolha do valor do capacitor de 2,2 μF e da frequência de corte de 0,18 Hz foi baseada em uma configuração específica do filtro passa alta para as necessidades do projeto em questão. Esses valores podem variar dependendo das especificações do filtro e das características do sinal de entrada.

Para o ganho no primeiro estágio, foi estipulado um valor de 5 vezes, na saída do filtro de primeira ordem foram usados resistores de 200 Ω e 1000 Ω . Já no estágio final, foi considerado um ganho de 2, utilizando um resistor de 10k Ω e um de 10k Ω . Dessa forma, o ganho total no filtro passa alta foi de 12 vezes.

Essas escolhas de valores para os resistores foram feitas para atender aos requisitos específicos do circuito e às características do sinal de entrada. É importante considerar que o ganho total do circuito é determinado pela combinação dos ganhos individuais de cada estágio.

Ao calcular o ganho total, lembre-se de levar em conta a configuração dos ganhos e a relação entre os valores dos resistores. É recomendável verificar se o ganho total atende aos requisitos desejados e se está de acordo com as especificações do projeto.

Caso seja necessário ajustar o ganho total, é possível modificar os valores dos resistores ou utilizar amplificadores operacionais com ganhos diferentes em cada estágio, sempre considerando as limitações e características do circuito.

4.3.2 Passa Baixa

No circuito de passa-baixa, foi utilizado um CI TL082, que possui dois amplificadores operacionais. Após o dimensionamento do filtro de segunda ordem, optou-se por adicionar um ganho ao final de cada amplificador. Essa escolha permite amplificar o sinal de saída do filtro, fornecendo uma resposta mais adequada às necessidades do projeto. O uso dos amplificadores

operacionais do CI TL082 oferece uma solução conveniente e eficiente para implementar o filtro passa-baixa com ganho desejado.

Para o calculado do filtro passa baixa, foi considerada uma frequência de corte de 25 Hz, que é cerca de 8 vezes maior do que a frequência de 3 Hz ou 180 batimentos por minuto, que é uma média comum para a maioria das pessoas que estão praticando atividade física. Com base nessa frequência de corte, foi necessário calcular os componentes adequados.

Para simplificar o analisador, utilizou-se um valor fixo para o capacitor disponível no momento, que foi de 4,7 μF . Com esse valor definido, foi possível determinar com mais facilidade o resistor necessário para o filtro. $Fc = \frac{1}{2*\pi*R*C}$, assim temos. $R = \frac{1}{2*\pi*4,7*10^{-6}*25}$,

$R = 1354,51\text{ohm}$. Foi utilizado resistor de 1350ohm pois é o resistor comerciável mais próximo.

É importante ressaltar que a escolha do valor do capacitor de 4,7 μF e da frequência de corte de 25 Hz foi baseada em uma configuração específica do filtro passa baixa para as necessidades do projeto em questão. Esses valores podem variar dependendo das especificações do filtro e das características do sinal de entrada.

Para o ganho no primeiro estágio, foi estipulado um valor de 7,75 vezes, enquanto no filtro de primeira ordem foram usados resistores de 200 Ω e 1350 Ω . Já no estágio final, foi considerado um ganho de 2, utilizando um resistor de 10k Ω e um de 10k Ω . Dessa forma, o ganho total no filtro passa alta foi de 15,5vezes.

Essas escolhas de valores para os resistores foram feitas para atender aos requisitos específicos do circuito e às características do sinal de entrada. É importante considerar que o ganho total do circuito é determinado pela combinação dos ganhos individuais de cada estágio. Ao calcular o ganho total, lembre-se de levar em conta a configuração dos ganhos e a relação entre os valores dos resistores. É recomendável verificar se o ganho total atende aos requisitos desejados e se está de acordo com as especificações do projeto.

Caso seja necessário ajustar o ganho total, é possível modificar os valores dos resistores ou utilizar amplificadores operacionais com ganhos diferentes em cada estágio, sempre considerando as limitações e características do circuito.

4.4 Alimentação simétrica

Os amplificadores operacionais amplamente utilizados no mercado geralmente requerem alimentação simétrica para funcionar corretamente. Embora existam amplificadores operacionais que possam funcionar com alimentação assimétrica, no protótipo em questão é necessário usar alimentação simétrica. Essa escolha foi feita devido à sua maior tolerância a ruídos, tornando-os mais adequados para o projeto em termos de desempenho e qualidade do sinal amplificado. A alimentação simétrica proporciona um ambiente balanceado, ajudando a minimizar a interferência de ruídos externos e garantindo um desempenho mais estável.

Para a alimentação foi utilizado uma fonte de bancada Agilent U8031A triple output DC power Suply, a escolha se deu devido a disponibilidade da fonte e a sua precisão. Com as seguintes especificações técnicas:

- Fornece potência total de 375 W para três saídas
- Capacidade de sequenciamento de saída

- Excelente regulação de carga e linha (CV: < 0,01% + 2 mV; CC: < 0,02% + 2 mA) garante saída estável
- Fornece saída limpa com ruído ≤ 1 mVrms (0,5 mVrms típico)
- Resposta transitória rápida < 50 μ s para testes estáveis
- A exibição dupla mostra a leitura de tensão e corrente
- Proteção contra sobretensão e sobrecorrente
- Recursos de segurança: bloqueio do teclado e mecanismo de bloqueio físico

Figura 41 – Fonte simétrica



Fonte: powertronics, 2023.

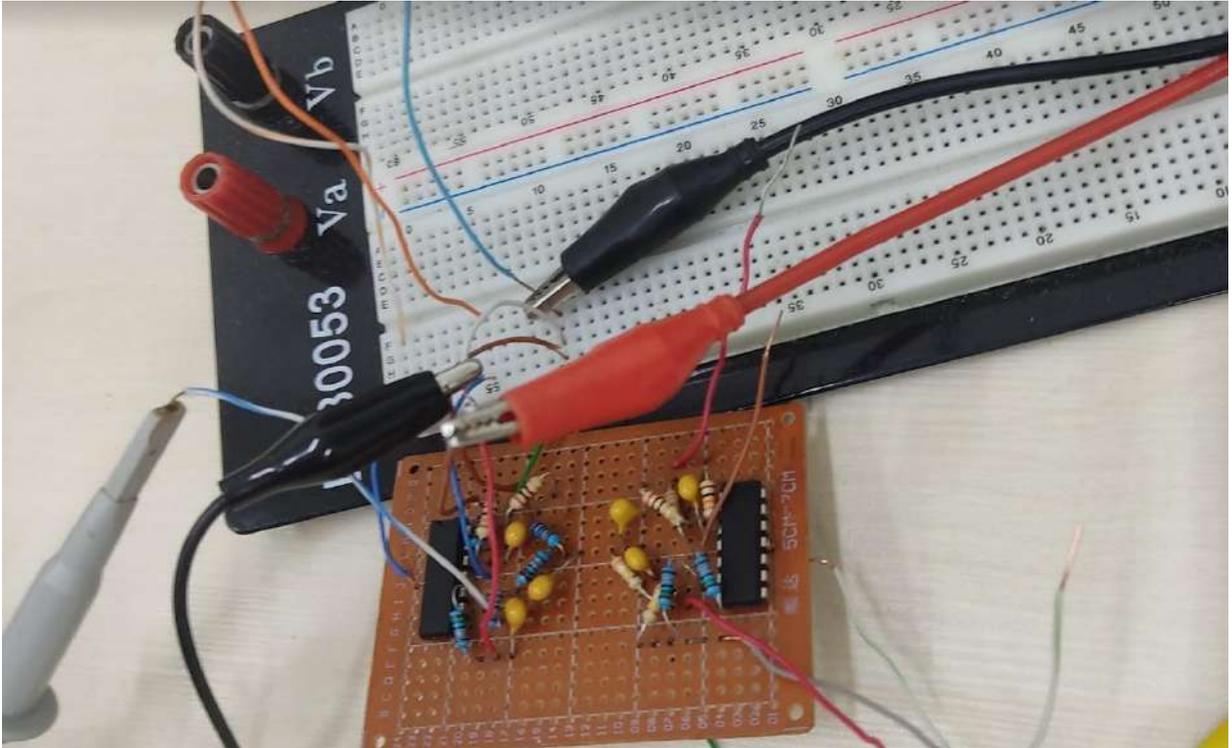
4.5 Testes de bancada

Para início dos testes optou-se por construir o circuito do filtro passa alta e do passa baixa em uma placa de fenolite pois proporciona mais confiança no sinal e não sofre interferência externa como uma protoboard

Para iniciar os testes, optou-se por construir os circuitos do filtro passa alta e passa baixa em uma placa de fenolite. Essa escolha foi feita devido à sua maior confiabilidade na transmissão do sinal e à redução da suscetibilidade a interferências externas, em comparação com uma protoboard.

Ao utilizar uma placa de fenolite, é possível obter uma conexão mais estável e robusta dos componentes eletrônicos, minimizando problemas de mau contato e interferências. Isso é especialmente importante ao lidar com sinais sensíveis, como os presentes nos filtros, onde a integridade do sinal é crucial para um desempenho adequado.

Figura 42 – Circuito de Transimpedância



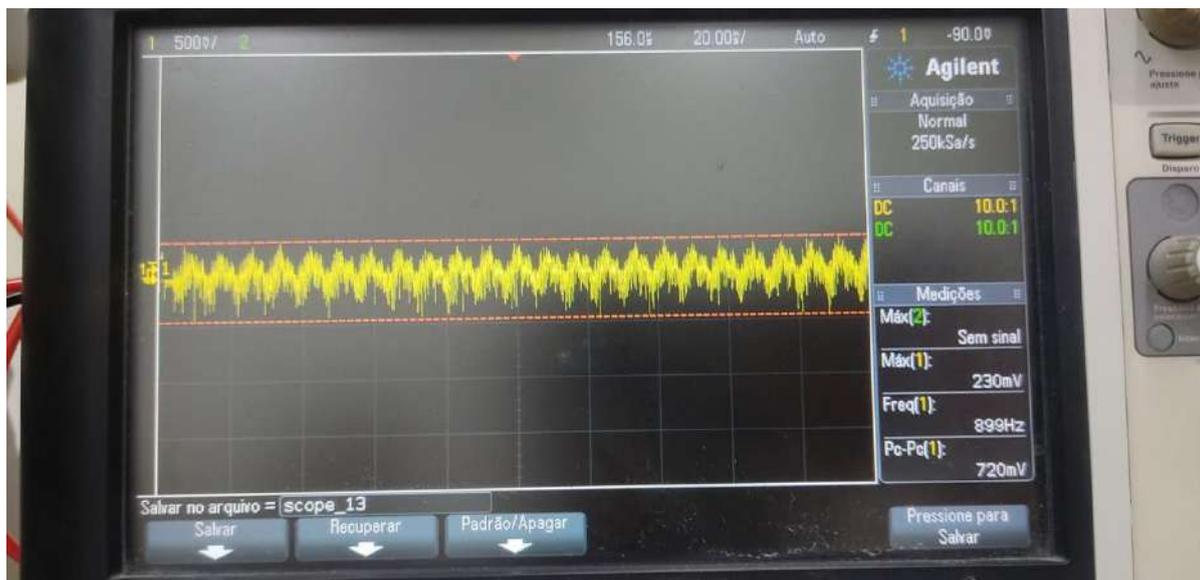
Fonte: Própria autoria.

Além disso, a construção em uma placa de fenolite oferece a vantagem de possibilitar um layout mais organizado e permanente, o que facilita a análise e a depuração do circuito. Também permite uma melhor proteção dos componentes contra danos mecânicos ou movimentos acidentais que possam ocorrer em um protoboard.

Portanto, a escolha de utilizar uma placa de fenolite para a construção dos circuitos do filtro passa alta e passa baixa é uma medida que visa garantir a estabilidade, a confiabilidade e a integridade do sinal, evitando interferências externas e fornecendo uma plataforma mais adequada para os testes iniciais.

Para verificar o funcionamento do circuito, foram realizados testes utilizando um gerador de sinais, osciloscópio, multímetro e fonte de bancada. Esses equipamentos foram utilizados para monitorar e avaliar o desempenho do circuito padrão. No entanto, infelizmente, os testes não obtiveram sucesso, causados em um sinal de saída composto apenas por ruído indesejado.

Figura 43 – Ruído



Fonte: Própria autoria.

Devido à dificuldade de retrabalhar a placa de fenolite, removendo as soldas e substituindo os componentes de maneira eficiente, foi tomada a decisão de utilizar uma protoboard para dar continuidade à construção do protótipo. Uma protoboard oferece maior flexibilidade para realizar alterações e correções no circuito de forma mais rápida e conveniente.

Embora a placa de fenolite seja uma opção mais confiável em termos de integridade do sinal e proteção contra interferências, o uso da protoboard neste estágio do projeto permitirá a realização de transformações e ajustes necessários para superar os desafios encontrados nos testes iniciais.

A transição para o protoboard permitirá uma abordagem mais iterativa no desenvolvimento do circuito, facilitando a implementação de melhorias e ajustes conforme necessários. Essa escolha visa garantir a continuidade dos experimentos e aprimorar o desempenho do protótipo, visando a obtenção de resultados seguidos.

4.5.1 Filtro passa baixa

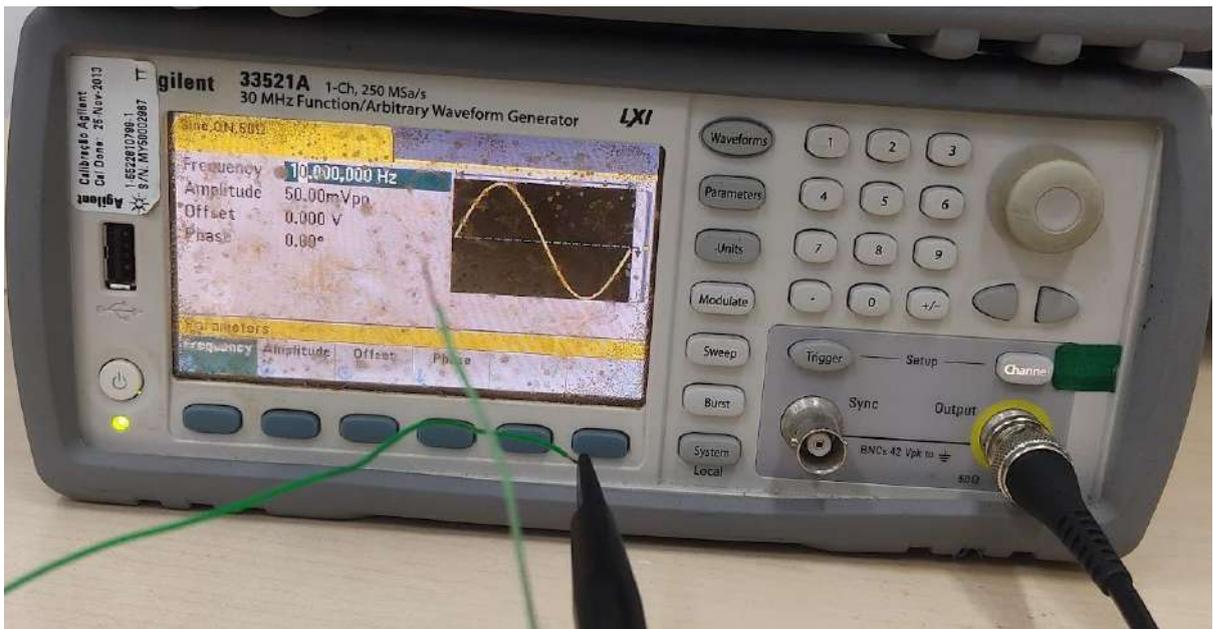
Os componentes foram transferidos para um protoboard, dando início aos testes para verificar a confiabilidade do circuito. Inicialmente, foram realizados testes no circuito passa baixa, que possui uma frequência de corte aproximada de 25 Hz.

Os testes foram controlados iniciando em 10 Hz e progredindo até a frequência de corte, a fim de observar o comportamento do circuito em frequências diferentes. O objetivo desses testes foi verificar se o circuito seria capaz de atenuar as frequências acima da frequência de corte, mantendo uma resposta satisfatória na faixa desejada.

Durante os testes, foram monitorados os sinais de entrada e saída do circuito utilizando equipamentos como osciloscópio e multímetro. Isso permitindo a análise das características de resposta do circuito, como atenuação e amplitude do sinal, em diferentes frequências.

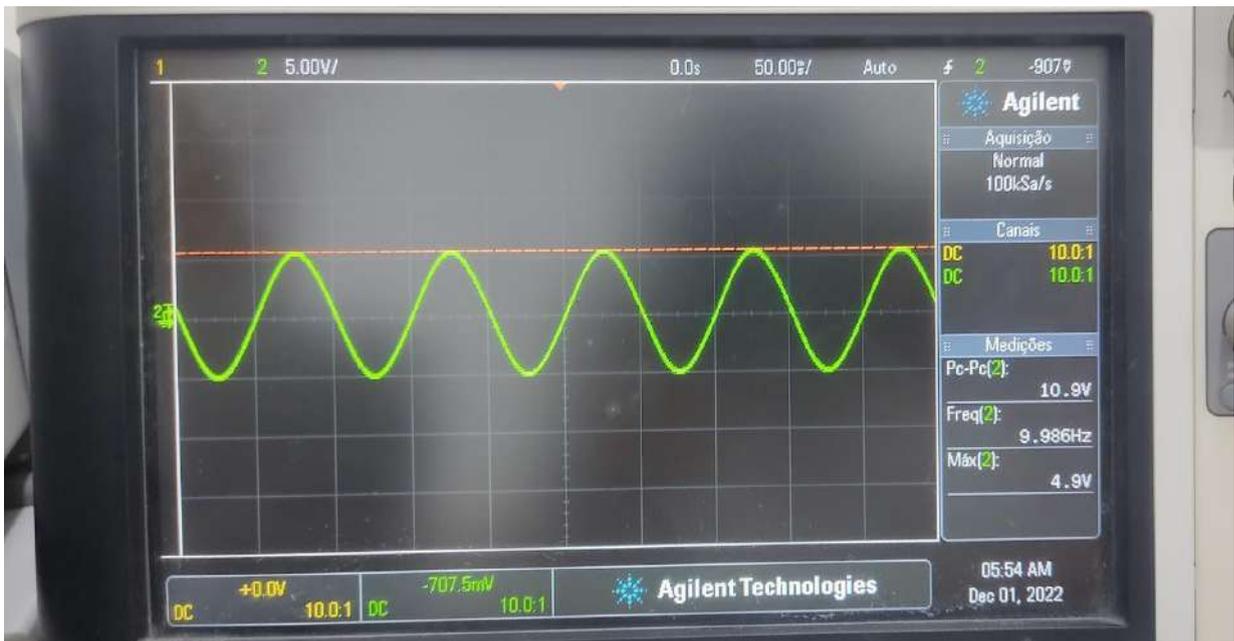
Esses testes são essenciais para validar o desempenho do circuito passa baixa e verificar se ele está operando conforme o esperado, garantindo que a frequência de corte esteja ajustada corretamente e que o circuito esteja cumprindo seu propósito de filtrar.

Figura 44 – Gerador de sinais 10Hz



Fonte: Própria autoria.

Figura 45 – Teste 10 Hz

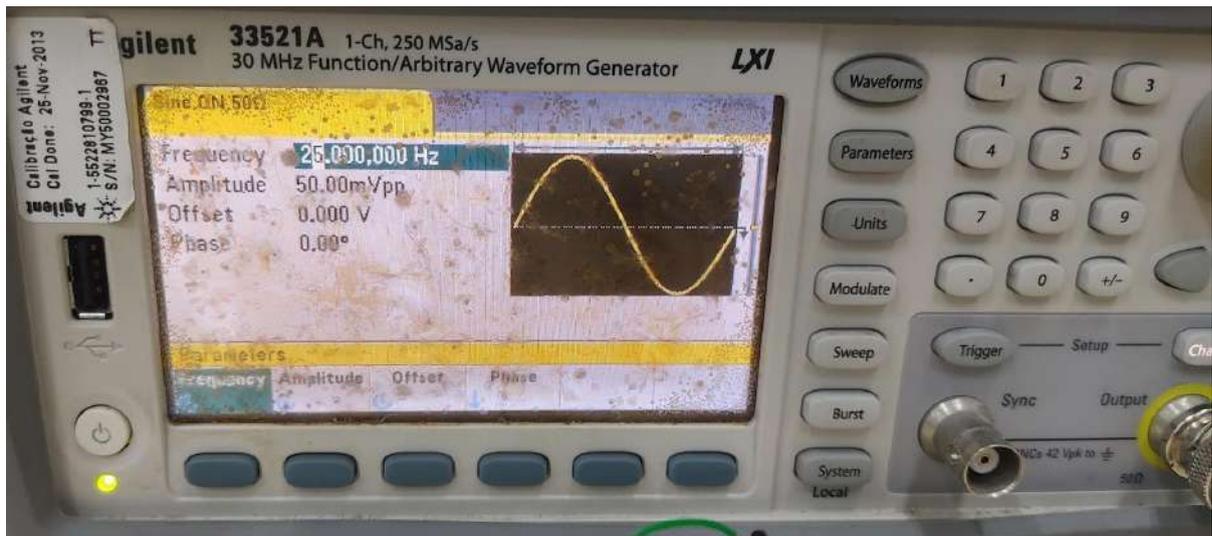


Fonte: Própria autoria.

Como pode ser observado no gráfico abaixo, quando a frequência atinge o ponto de corte do circuito, ocorre uma atenuação significativa. A tensão de pico a pico apresenta uma queda de aproximadamente 2 volts, indicando que o filtro está funcionando dentro do propósito para o que foi projetado. A atenuação do sinal na frequência de corte é uma característica esperada e desejada em um filtro passa baixa. Ela demonstra que o circuito está filtrando efetivamente as frequências mais altas, permitindo que apenas as frequências abaixo da frequência de corte passem com menos atenuação.

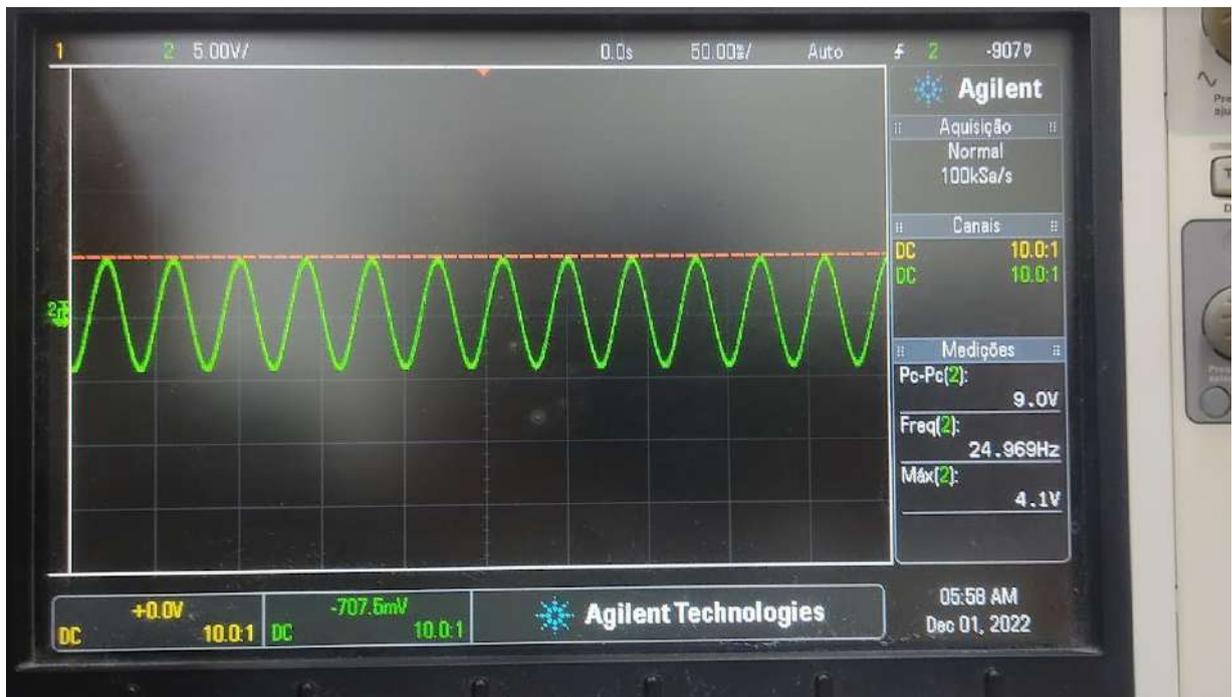
Esses resultados comprovam que o filtro passa baixa está cumprindo seu objetivo de filtragem, atenuando as frequências acima da frequência de corte e permitindo a passagem das frequências desejadas. Essa confirmação experimental reforça a confiabilidade do circuito e as configurações escolhidas para o filtro passa baixa. Com base nesses resultados, é possível para os próximos ganhos de testes e otimizações, visando melhorar ainda mais o desempenho do circuito e atingir os objetivos específicos do projeto.

Figura 46 – Gerador 25 Hz



Fonte: Própria autoria.

Figura 47 – Osciloscópio 25 Hz



Fonte: Própria autoria.

Para finalizar os testes e verificar o correto funcionamento do filtro passa baixa, foram adicionadas mais duas frequências de teste: 30 Hz e 60 Hz. Ao analisar os resultados, pode-se observar a atenuação ocorrida em ambos os casos, o que confirma o desempenho adequado do filtro.

No caso da frequência de 30 Hz, foi constatada uma atenuação de 4,1 volts pico a pico. Esse resultado indica que o filtro está efetivamente atenuando as frequências acima da frequência de corte, permitindo que apenas as frequências mais baixas passem com menor atenuação. Essa atenuação comprova o correto funcionamento do filtro e sua capacidade de filtrar as frequências indesejadas.

Já na frequência de 60 Hz, é notória a considerável atenuação observada, alcançando cerca de 9,5 volts pico a pico. Esse resultado evidencia mais uma vez a eficácia do circuito, pois a frequência de 60 Hz é uma frequência comum em redes elétricas, que muitas vezes pode ser indesejada em certos tipos de aplicações. A atenuação demonstra que o filtro está filtrando efetivamente essa frequência e mantendo-a em níveis aceitáveis.

Esses resultados são importantes para verificar o correto funcionamento do filtro passa baixa em diferentes frequências e confirmar sua capacidade de filtrar as frequências indesejadas. Com base nesses testes, pode-se concluir que o filtro passa baixa está atendendo às especificações e desempenhando sua função de forma adequada. Essa validação experimental proporciona confiabilidade ao circuito e permite prosseguir para as próximas etapas do projeto, como a otimização do desempenho, se necessário, e a integração com outros componentes ou estágios do sistema.

Figura 48 – Gerador de sinais 30 Hz



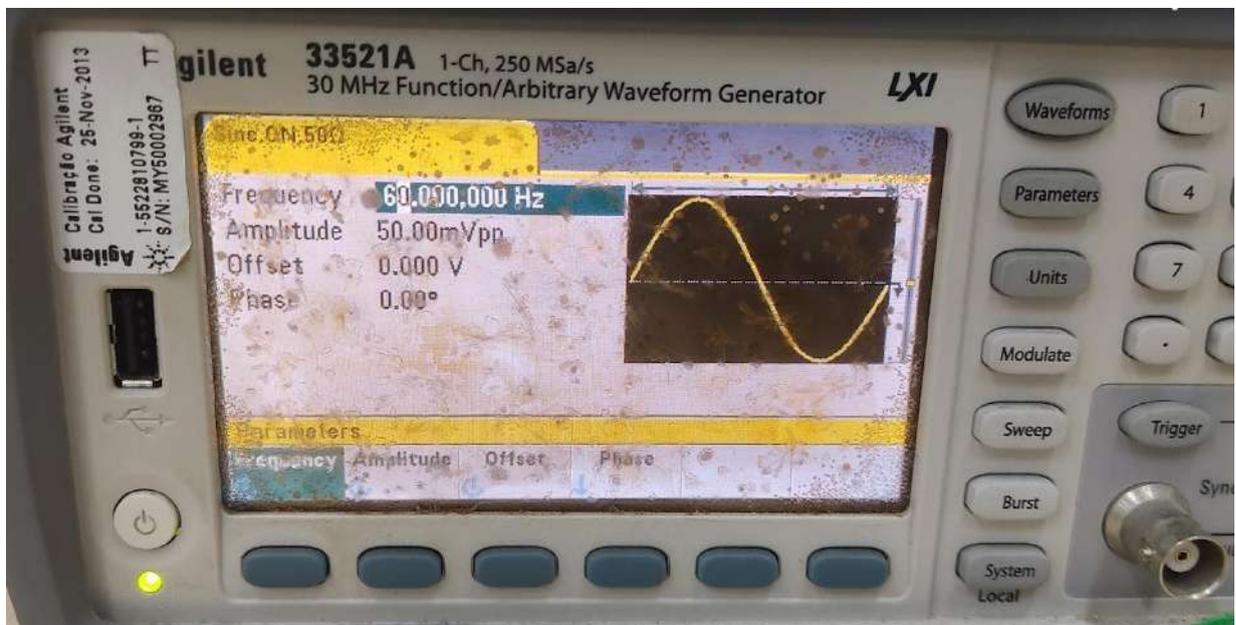
Fonte: Própria autoria.

Figura 49 – Osciloscópio 10 Hz



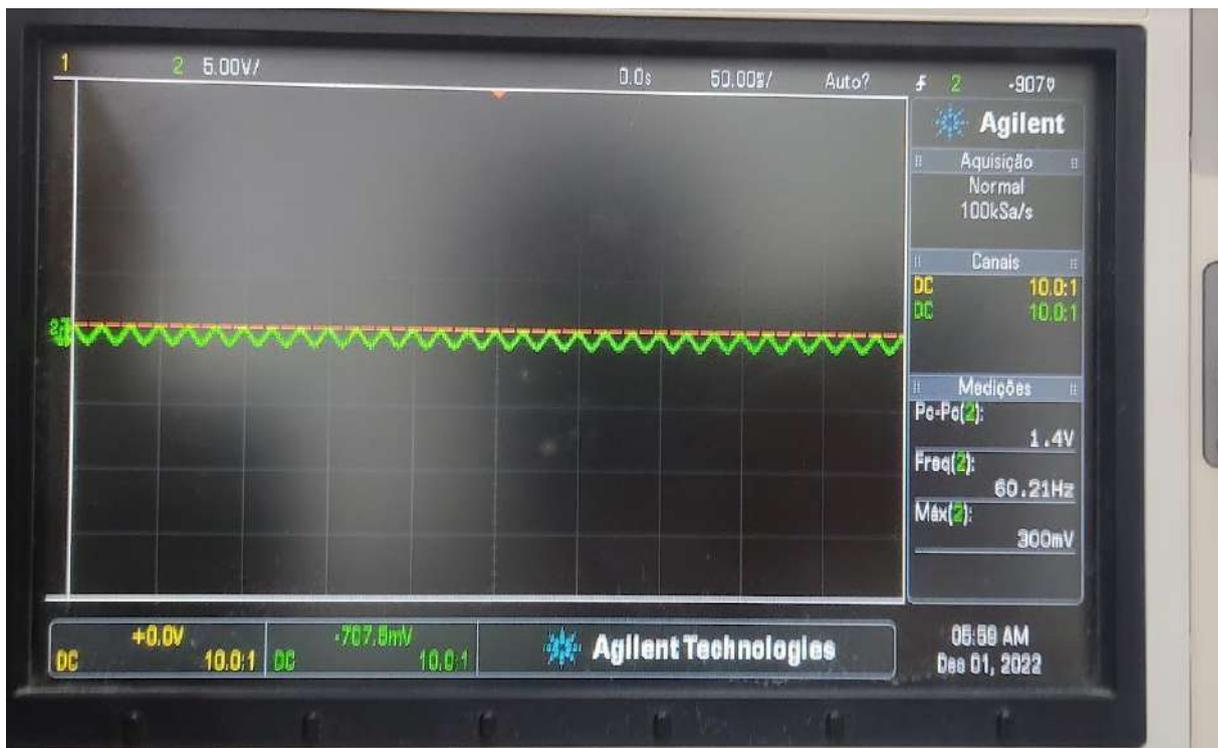
Fonte: Própria autoria.

Figura 50 – Gerador de sinais 60 Hz



Fonte: Própria autoria.

Figura 51 – Osciloscópio 60 Hz



Fonte: Própria autoria.

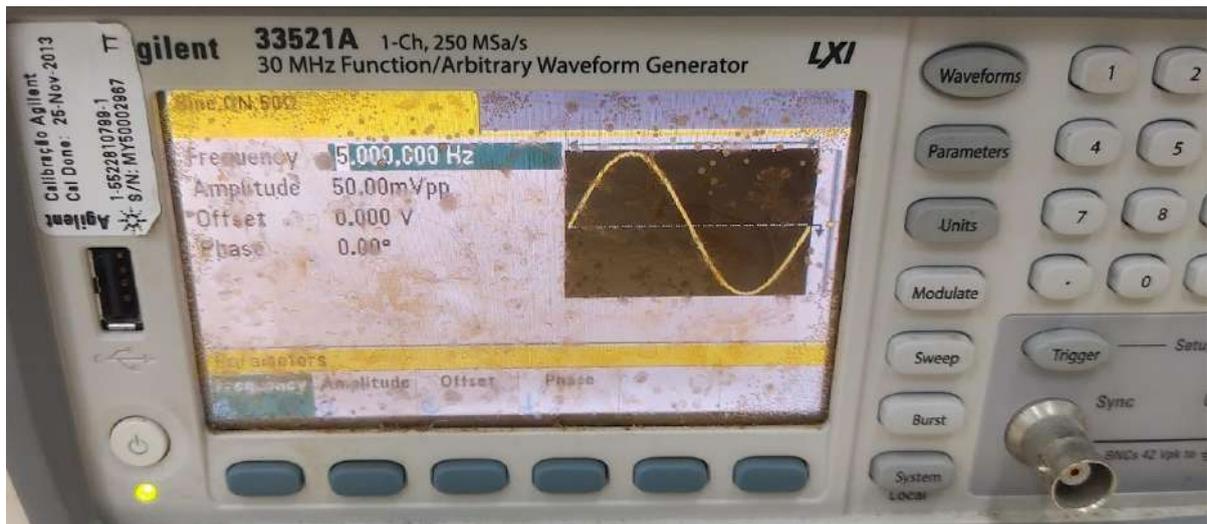
4.4.1 Filtro passa alta

Para o filtro passa alta, foram realizados testes similares aos do filtro passa baixa. Inicialmente, foram aplicadas frequências nas quais o filtro não deveria atuar. Conforme ilustrado na imagem, quando as frequências de 5 Hz e 0,5 Hz foram aplicadas, praticamente não houve atenuação do sinal pelo filtro passa alta. Essa atenuação insignificante pode ser desconsiderada, indicando que o filtro está permitindo a passagem adequada das frequências acima da frequência de corte desejada.

Por outro lado, quando uma frequência de 0,05 Hz foi aplicada, houve uma pequena atenuação de 0,4 volts. Esse resultado confirma o correto funcionamento do filtro passa alta, pois ele está atenuando as frequências abaixo da frequência de corte, como esperado. Esses resultados comprovam que o filtro passa alta está desempenhando sua função corretamente, atenuando as frequências indesejadas abaixo da frequência de corte e permitindo a passagem das frequências desejadas. É importante destacar que, para frequências acima da frequência de corte, é esperado que o filtro não cause uma atenuação significativa.

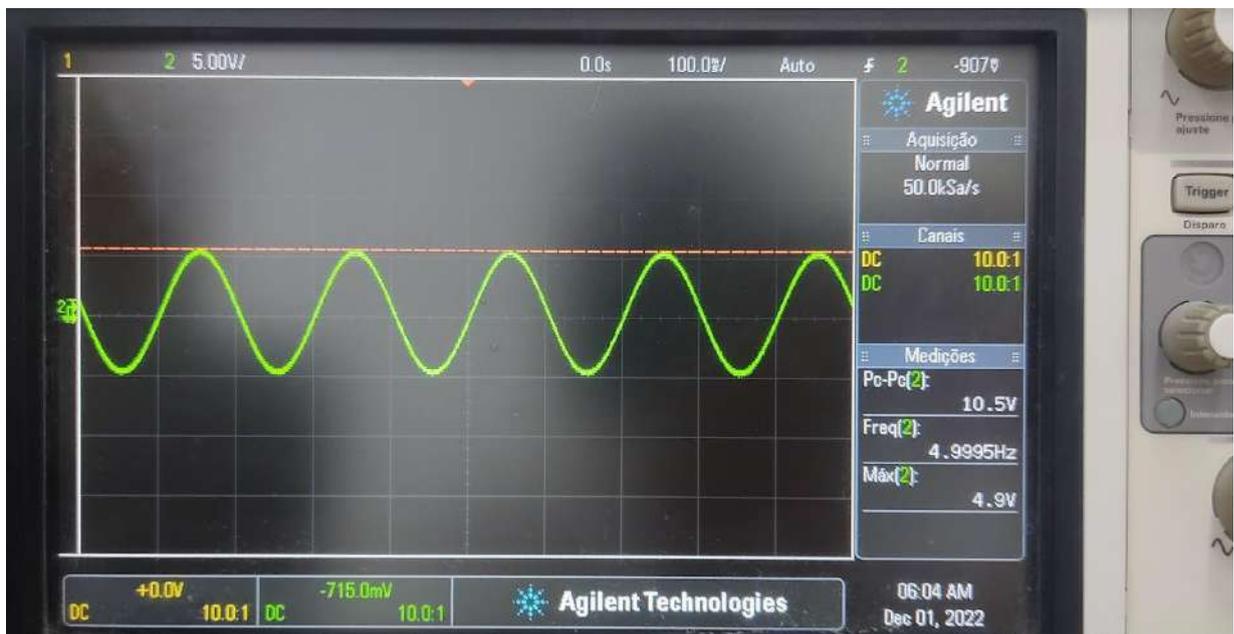
Com base nessas observações, podemos concluir que o filtro passa alta está em conformidade com as especificações e atende ao seu propósito de filtragem. Essa validação experimental nos dá confiança no desempenho do circuito e nos permite avançar para as próximas etapas do projeto com a certeza de que o filtro passa alta está funcionando adequadamente.

Figura 52 – Gerador de sinais 5 Hz



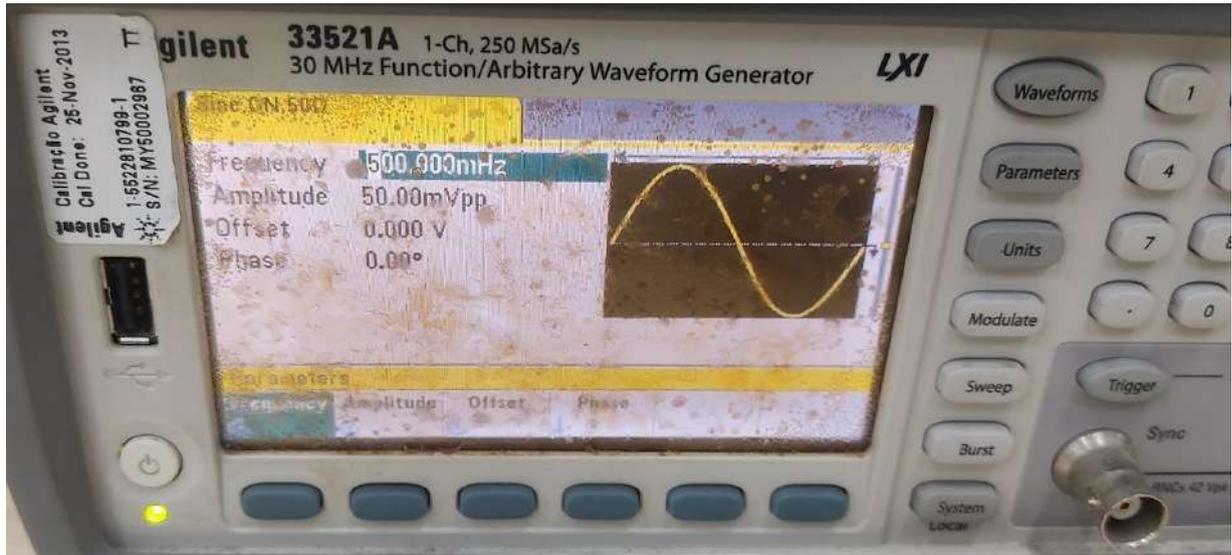
Fonte: Própria autoria.

Figura 53 - Osciloscópio 5 Hz



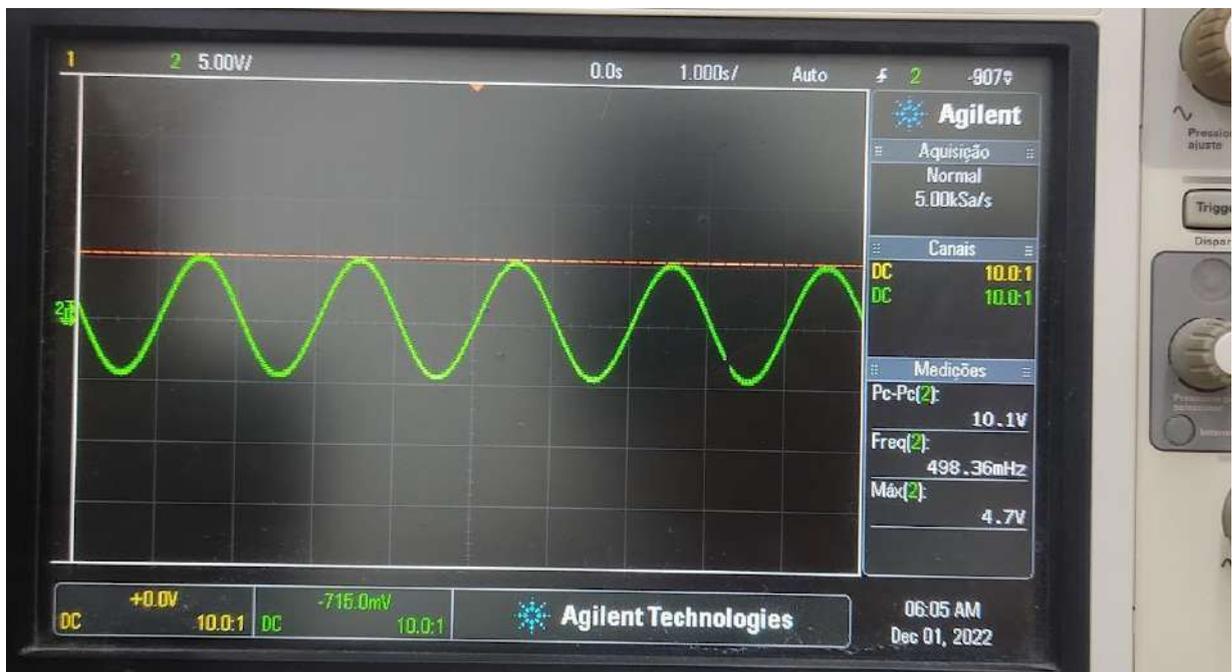
Fonte: Própria autoria.

Figura 54 – Gerador 500 mHz



Fonte: Própria autoria.

Figura 55 – Osciloscópio 500mHz



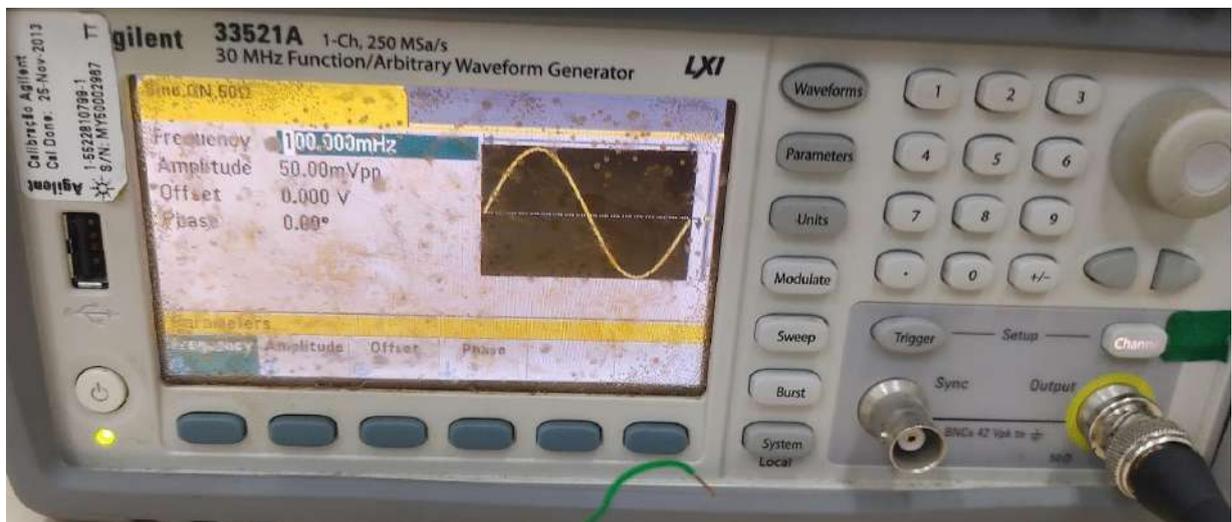
Fonte: Própria autoria.

Para verificar a frequência de corte do filtro passa alta, foi realizado um procedimento semelhante ao utilizado no filtro passa baixa. Uma frequência próxima à frequência de corte calculada, de 0,1 mHz, foi aplicada ao circuito. Como resultado, observou-se uma atenuação considerável, com uma queda de 9,1 volts pico a pico.

Essa atenuação demonstra que o filtro passa alta está cumprindo seu objetivo de rejeitar a frequência DC injetada no fotodiodo através do diodo. A frequência DC é indesejada no sinal devido a possíveis variações ou interferências no ambiente. Ao apresentar uma atenuação significativa para essa frequência próxima à frequência de corte, o filtro passa alta está efetivamente filtrando as frequências abaixo da frequência de corte, permitindo que apenas as frequências mais altas passem com menor atenuação.

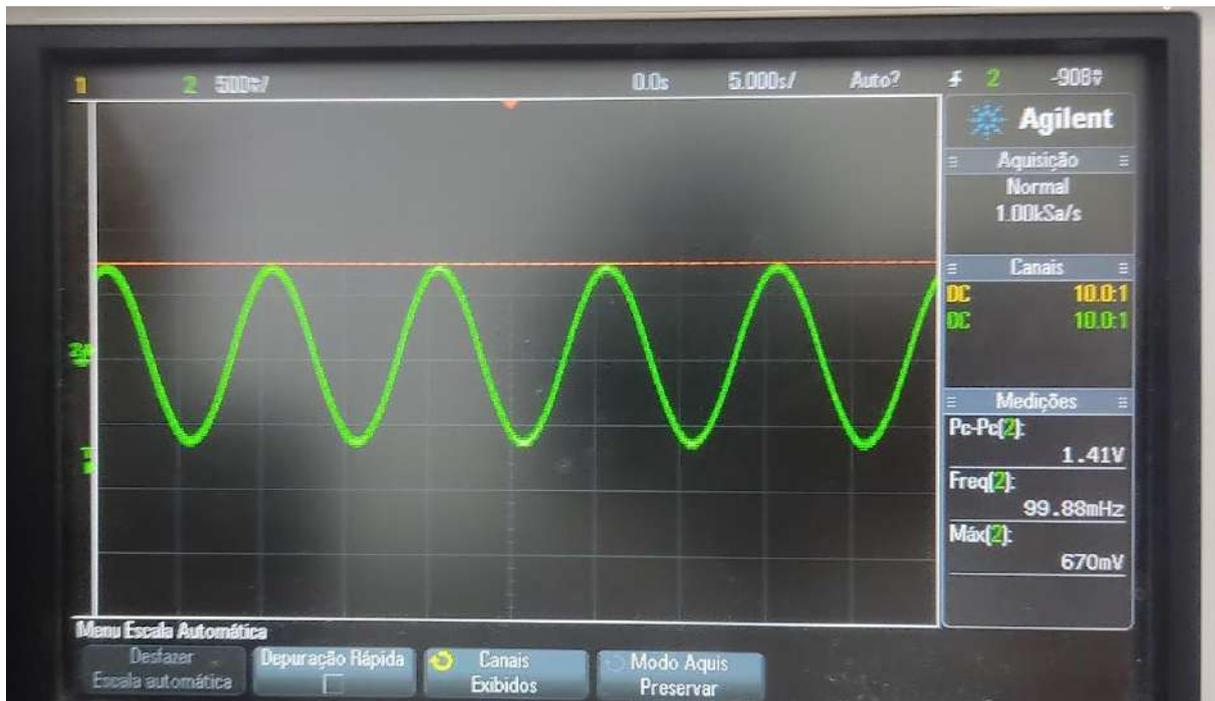
Esses resultados validam a funcionalidade e a eficácia do filtro passa alta, demonstrando sua capacidade de rejeitar a frequência DC e permitir a passagem das frequências desejadas. Com base nessas observações, é possível concluir que o filtro passa alta está adequado às especificações e está desempenhando seu papel de forma satisfatória. Essa validação experimental nos proporciona confiança no desempenho do circuito e nos permite prosseguir para as próximas etapas do projeto com a certeza de que o filtro passa alta está funcionando corretamente.

Figura 56 – Gerador de sinais 100mHz



Fonte: Própria autoria.

Figura 57 – Osciloscópio 100mHz



Fonte: Própria autoria.

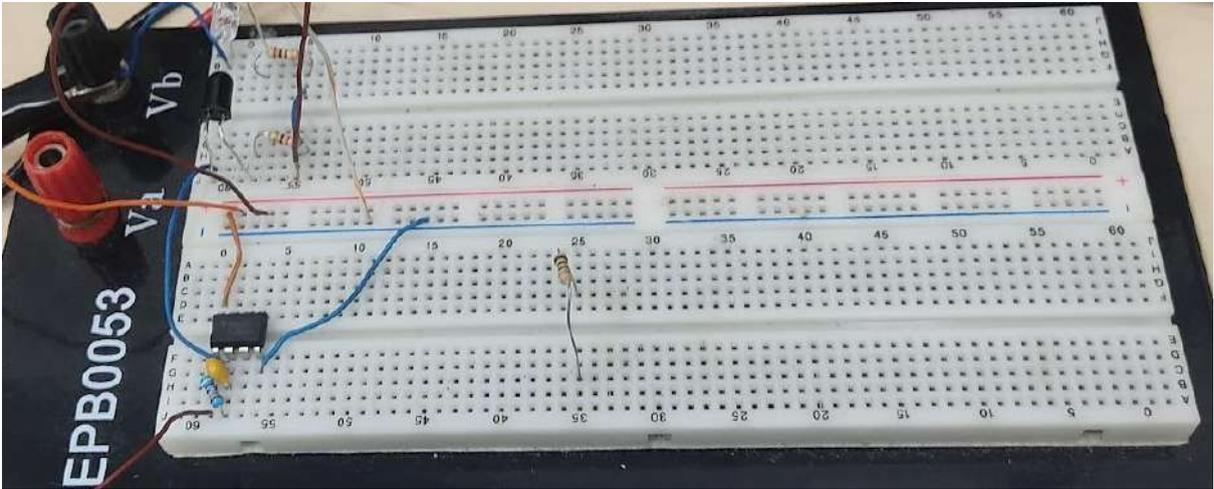
Para avaliar o desempenho real do sensor e do circuito de transimpedância, eles foram alimentados e a variação do sinal foi observada no osciloscópio. Devido ao alto nível de ruído presente no sinal, foi difícil realizar uma análise detalhada do mesmo. No entanto, foi possível verificar se o circuito estava detectando a diferença de luminosidade ou não. Inicialmente, o circuito não estava captando o sinal adequadamente. No entanto, após alguns ajustes realizados, foi possível observar a variação do sinal no osciloscópio, indicando que o circuito estava respondendo à mudança de luminosidade conforme o esperado. Embora não tenha sido possível analisar a qualidade do sinal devido ao ruído presente, essa observação inicial é encorajadora, pois indica que o circuito de transimpedância está de fato respondendo à variação de luminosidade e sendo sensível às mudanças no fotodiodo.

Esses ajustes iniciais são parte integrante do processo de otimização do circuito e permitem identificar e corrigir eventuais problemas ou ajustar os parâmetros para obter um desempenho mais consistente. Com base nessa verificação preliminar, podemos concluir que o circuito de transimpedância está no caminho certo e que ajustes adicionais podem ser realizados para melhorar a qualidade do sinal captado. Essa etapa é essencial para garantir a correta detecção e conversão do sinal de corrente em um sinal de tensão adequado para análise e processamento posterior.

4.6 Acoplamento do circuito de transimpedância

Após exaurir os testes com os filtros separadamente foi feito o teste no circuito de transimpedância, o teste consistiu em verificar se o fotodiodo estava conseguindo captar a variação da luminosidade. Basicamente o circuito foi alimentado e passado um objeto da frente do diodo e do fotodiodo para verificar o real funcionamento. Detectada a variação o circuito foi acoplado nos filtros já existentes.

Figura 58 – Circuito de Transimpedância



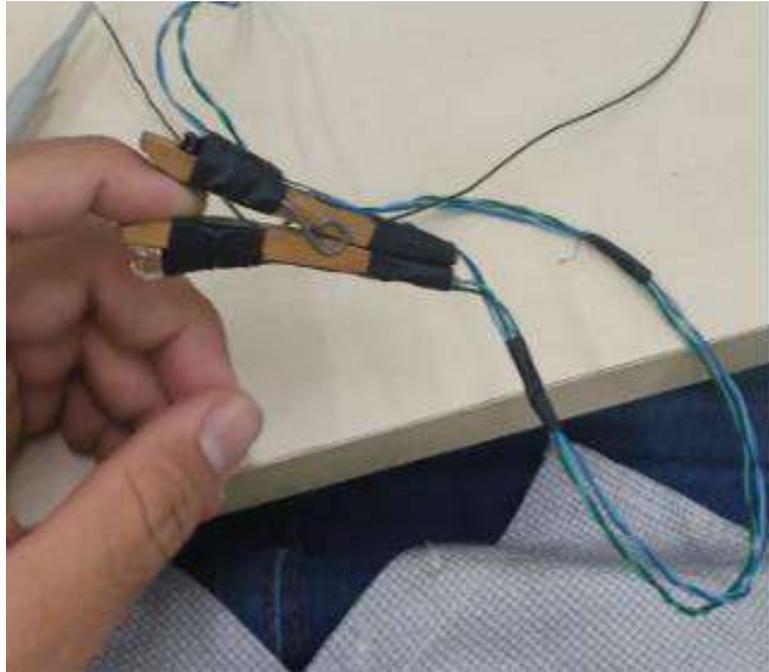
Fonte: Própria autoria.

Após a verificação do funcionamento adequado tanto dos filtros quanto do circuito de transimpedância, os circuitos foram interconectados para observar o resultado final do protótipo. Foram iniciados os testes finais a fim de avaliar o desempenho do projeto. Inicialmente, foram encontradas algumas inconsistências no circuito devido a problemas de mau contato. No entanto, essas questões foram rapidamente resolvidas para garantir o funcionamento adequado do projeto como um todo.

Como pode ser observado na imagem, o sinal de PPG apresentou uma resolução satisfatória, tornando-o adequado para ser processado posteriormente. Esse sinal pode ser utilizado para análise da frequência cardíaca, oximetria do sangue e até mesmo para uma aproximação da pressão arterial, por meio da observação da variação do fluxo sanguíneo. Esses resultados são promissores e indicam que o protótipo está cumprindo seu objetivo de captar e filtrar o sinal de PPG de forma eficiente. Isso abre possibilidades para a utilização do dispositivo em aplicações práticas, como monitoramento da saúde cardiovascular em tempo real.

Os testes finais têm um papel fundamental para verificar o desempenho do protótipo em condições mais próximas do cenário real. Com base nesses resultados, será possível fazer ajustes e otimizações necessárias para aprimorar ainda mais o dispositivo e garantir sua precisão e confiabilidade. Esses avanços representam um importante passo em direção ao desenvolvimento de um sistema de monitoramento não invasivo e eficiente, que pode contribuir para o diagnóstico e tratamento de doenças cardiovasculares de forma mais acessível e prática.

Figura 59 – Adaptação para diodo e fotodiodo



Fonte: Própria autoria.

Figura 60 – Resultado da captação do circuito



Fonte: Própria autoria.

Após a implementação do circuito de transimpedância os testes começaram a ter resultados satisfatórios, mas ainda não o ideal. Como se pode ver na imagem o sinal ainda sai sem uma

boa definição para analisá-lo com qualidade. Os testes iniciais foram conduzidos sem a inclusão do circuito de transimpedância, conforme mencionado anteriormente. No entanto, observou-se que não era possível adquirir o sinal de forma adequada apenas verificando a corrente do diodo. Além de ser muito pequena, era necessária uma ponta de prova adicional para converter o sinal de corrente em tensão. Os resultados desses primeiros testes levaram à conclusão de que um circuito de transimpedância era necessário para melhorar a captação do sinal. Na imagem, podemos observar a relação entre a frequência cardíaca e a frequência do sinal de PPG, visto que ambas são fornecidas. Com base nessa proporção, é possível constatar que a frequência cardíaca representada pelo sinal é de aproximadamente 82 sinais por minuto. Essa análise é fundamental para interpretar os resultados obtidos e extrair informações relevantes sobre o ritmo cardíaco do indivíduo em questão.

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho, o objetivo foi desenvolver um hardware capaz de captar as variações do fluxo sanguíneo por meio dos vasos e capilares das extremidades do corpo. Dessa forma, foi possível obter o sinal de PPG (Photoplethysmograph ou Fotoplestígrafia, em português) que fornece informações importantes sobre a perfusão sanguínea e o ritmo cardíaco. Através desse dispositivo, tornou-se viável realizar medições não invasivas e acompanhar parâmetros fisiológicos relevantes relacionados à circulação sanguínea em áreas como dedos das mãos e pés, lóbulos das orelhas e outras regiões do corpo.

Apesar da presença clara de ruídos no sinal e uma pequena parcela de sinal de offset, é notável a qualidade significativa do sinal, permitindo a detectar as fases de sístole e diástole do coração, com a visualização de seus respectivos picos. Essa capacidade de identificar as principais características do sinal de PPG é essencial para analisar a frequência cardíaca e outras informações fisiológicas importantes, mesmo diante de interferências e imperfeições do sinal captado. Segue imagens para melhor ilustrar um sinal ideal de PPG.

Ao comparar o sinal fornecido com a Figura 14, que representa o sinal ideal de PPG, podemos perceber que o sinal captado apresenta uma qualidade satisfatória, tornando-o adequado para a verificação de diversos parâmetros e informações fisiológicas, tais como cardíaca, pressão arterial e oximetria do sangue. Contudo, é importante destacar que, para calcular a pressão arterial e a oximetria do sangue com maior precisão, é necessário remover o sinal de offset do circuito. No entanto, para a medição da frequência cardíaca, o sinal pode ser utilizado sem maiores preocupações, proporcionando resultados e relevantes para o monitoramento da saúde cardiovascular do indivíduo.

Para aprimorar o projeto, é recomendável substituir o fotodiodo atual por um mais específico e de melhor qualidade, garantindo uma captação mais precisa do sinal de PPG. Além disso, aumentar a ordem dos filtros passa alta e passa baixa contribuirá para uma atenuação mais precisa e exponencial das frequências indesejadas, melhorando ainda mais a qualidade do sinal.

Uma melhoria importante é a construção do circuito em uma PCB (placa de circuito impresso) em vez do protoboard utilizado. A PCB fornecerá uma conexão mais estável dos componentes, atendendo significativamente o ruído causado pelos contatos na protoboard, o que contribuirá para um sinal mais limpo e confiável. Além dessas melhorias, é essencial realizar testes adicionais para validar o funcionamento e a precisão do dispositivo em diversas

condições e cenários. Com essas modificações e ajustes, o projeto terá potencial para se tornar uma ferramenta ainda mais eficaz e confiável no monitoramento de parâmetros fisiológicos e diagnósticos clínicos.

6 Referências

AARTS, L. et al. **Non-contact heart rate monitoring utilizing camera photoplethysmography in the neonatal intensive care unit** – A pilot study. *Journal Early Human Development*, v. 89, n. 12, p. 943-948, 2013.

ALLEN, J. **Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement***, v. 28, n. 3, p. R1–39, 2007.

CENTERMEDICAL. **Importância do oxímetro de dedo**. Disponível em:
<<https://www.centermedical.com.br/artigos/importancia-do-oximetro-de-dedo>>.
Acesso em: 20 de Maio de 2023.

CHALLONER, A. V. J. (1979) **Photoelectric plethysmography for estimating cutaneous blood flow. In Non-invasive physiological measurements: 1**. ROLFE, P. (Ed.), Academia Press, London, 125–151.

GNATKOVSKI, Victor H. C. **Projeto De Um Oxímetro Com Sensor De Orelha Utilizando O Método Reflexivo. Universidade Tecnológica Federal Do Paraná.** Campo Mourão. 2021. Disponível:
<https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/26706/1/oximetroorelhametodoreflexivo.pdf>. Acesso em: 25 de Abril de 2023.

IBTEHAZ, N.; RAHMAN, M. S. Ppg2abp: **Translating photoplethysmogram (ppg) signals to arterial blood pressure (abp) waveforms using fully convolutional neural networks**. arXiv preprint arXiv:2005.01669, 2020. Disponível em: <https://arxiv.org/abs/2005.01669>. Acesso em: 20 de jun. de 2023.

JÚNIOR, Francisco A. A. C., GALVÃO, Renata F., FILHO, Francisco A. B. **Sistema para Monitoramento Nao-Invasivo da Frequencia Cardíaca e Oximetria de Pulso por Fotopletismografia.** Universidade Federal Rural do Semi-Árido – RN. 2021. Disponível em:
<<https://periodicos.ufersa.edu.br/ecop/article/view/11167>>. Acesso em: 25 de

Abril de 2023.

KHALID, S. G. et al. **Cuffless blood pressure estimation using single channel photoplethysmography**: A two-step method. *IEEE Access*, IEEE, v. 8, p. 58146–58154, 2020. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9042315>. Acesso em: 20 de jun. de 2023.

LEAL, Juan Fernando U. **Desenvolvimento de um protótipo de monitoramento de pressão arterial sistêmica baseado em fotopletismografia**. Universidade Federal do Espírito Santo. Vitória, ES. 2019. Disponível em: <<https://repositorio.ufes.br/handle/10/11142>>. Acesso em: 25 de Março de 2023.

MILLASSEAU, S. C. et al. **Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis**. *Clinical science*, Portland Press Ltd., v. 103, n. 4, p. 371–377, 2002. Disponível em: <https://portlandpress.com/clinsci/article/103/4/371/67379>. Acesso em: 20 de jun. de 2023.

Organização Pan-Americana da Saúde. **Doenças Cardiovasculares**.

Disponível em: <Doenças cardiovasculares - OPAS/OMS | Organização PanAmericana da Saúde (paho.org)>. Acesso em: 17 de Abril de 2023

RACHED, Heron. **Quais são as doenças cardiovasculares silenciosas?**.

Hospital Leforte. 2022. Disponível em: <<https://leforte.com.br/blog/quais-sao-asdoencas-cardiovasculares-silenciosas/>>. Acesso em: 16 de Maio de 2023

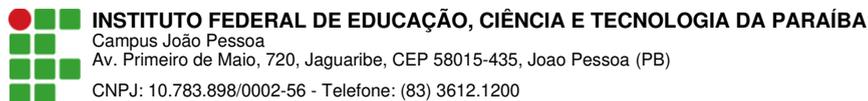
SEDRA, S.; SMITH, K. **Microeletrônica**. 4ª. Edição, Pearson Makron Books, São Paulo, Brasil, 2005.

VIOLA, P.; JONES M. **Rapid object detection using a boosted cascade of simple features.** IEEE Conference in Computer Vision Pattern Recognition, 2001.

ZHANG, K.; CHAN, L. **Relating Higher-Order Statistics to Second-Order Moments. International Conference on Independent Component Analysis and Blind Signal Separation. Lecture Notes in Computer Science**, v. 3889, p. 311-318, Springer, Berlin, 2006.

SOUZA, Raquel P. **Medidas Óptica Não Invasivas de Tempo de Resposta da Perfusão Sanguínea.** Universidade de São Paulo, FFCLRP - Departamento de Física. Ribeirão Preto - SP. 2020. Disponível em:
<<https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/59/59135/tde-22072020-165223/en.php>>. Acesso em: 14 de Fevereiro de 2023.

European Society of Cardiology. 2021 ESC Guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice. <https://www.escardio.org/Guidelines/Clinical-Practice-Guidelines/2021-ESC-Guidelines-on-cardiovascular-disease-prevention-in-clinical-practice>. Acesso em 20 de abr. 2023.



Documento Digitalizado Ostensivo (Público)

Trabalho de Conclusão de Curso

Assunto: Trabalho de Conclusão de Curso
Assinado por: Yuri Nascimento
Tipo do Documento: Relatório
Situação: Finalizado
Nível de Acesso: Ostensivo (Público)
Tipo do Conferência: Cópia Simples

Documento assinado eletronicamente por:

- Yuri da Fontoura Nascimento, ALUNO (20172610006) DE BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA - JOÃO PESSOA, em 30/08/2023 22:56:28.

Este documento foi armazenado no SUAP em 30/08/2023. Para comprovar sua integridade, faça a leitura do QRCode ao lado ou acesse <https://suap.ifpb.edu.br/verificar-documento-externo/> e forneça os dados abaixo:

Código Verificador: 928217
Código de Autenticação: 9f4f8dc331

