UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Dayalla Marques de Paiva Almeida

MONITORAMENTO CIRÚRGICO PARA ROEDORES UTILIZANDO SENSORES DE BAIXO CUSTO

Natal/RN

2023

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

MONITORAMENTO CIRÚRGICO PARA ROEDORES UTILIZANDO SENSORES DE BAIXO CUSTO

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio Grande do Norte para obtenção do título de Graduado em Engenharia Biomédica.

Graduanda: Dayalla Marques de Paiva Almeida

Orientador: Prof. Dr. Vincent Patrick Marie Bourguet

Co-orientadora: Profa. Dra. Beatriz Stransky Ferreira

Natal/RN

2023

Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN
Sistema de Bibliotecas - SISBI
Catalogação de Publicação na Fonte. UFRN - Biblioteca Central Zila Mamede

Almeida, Dayalla Marques de Paiva.
Monitoramento cirúrgico para roedores utilizando sensores de baixo custo / Dayalla Marques de Paiva Almeida. - 2023.
32 f.: il.

Monografia (graduação) - Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Centro de Tecnologia, Curso de Engenharia Biomédica, Natal, RN, 2023.
Orientador: Prof. Dr. Vincent Patrick Marie Bourguet.
Coorientadora: Profa. Dra. Beatriz Stransky Ferreira.

1. Modelos animais - Monografia. 2. Arduino - Monografia. 3. Eletrônica - Monografia. 4. Sinais vitais - Monografia. I. Bourguet, Vincent Patrick Marie. II. Ferreira, Beatriz Stransky. III. Título.

RN/UF/BCZM CDU 621.38

Elaborado por Ana Cristina Cavalcanti Tinoco - CRB-15/262

MONITORAMENTO CIRÚRGICO PARA ROEDORES UTILIZANDO SENSORES DE BAIXO CUSTO

Banca Examinadora do Trabalho de Conclusão de Curso:

Prof. Dr. _____

UFRN - Orientador

Prof. Dr. _____

UFRN – Avaliador Interno

Dra. _____

UFRN – Avaliadora Externa

Natal/RN

2023

AGRADECIMENTOS

À família, pela presença e dedicação de sempre: Joana D'arc, Otoni, Dayse, Francisca, Ana Luiza, Sebastian, Julia, Maria das Graças, Maria José e Conceição.

Às pessoas queridas, que contribuem para tornar os meus dias ainda mais leves: Camila Renata, Sayonara Magalhães, Rayssa Venâncio, Andressa Raniely, Renata Sammara, Ana Beatriz, Sarah Thais, Letícia Melo e Leandro.

Ao professor Vincent Patrick Marie Bourguet e à professora Beatriz Stransky Ferreira, pela disponibilidade e carinho.

Por fim, agradeço, em especial, ao professor George Carlos do Nascimento (*in memoriam*), que além de um orientador dedicado foi um amigo muito querido. Guardarei sempre boas lembranças.

SUMÁRIO

1 Introdução 9

1.1 Objetivos 10

1.1.1 Objetivos gerais 10

1.1.2 Objetivos específicos 11

1.2 Estado da arte 11

2 Metodologia 12

2.1 Escolha das ferramentas 14

2.2 Sensor piezoelétrico para medição de frequência respiratória 15

2.3 Sensor de temperatura 17

2.4 Sensor de frequência cardíaca 19

2.5 Montagem do hardware 20

2.6 Filtros utilizados 23

2.6.1 Filtro passa-baixas 23

3 Resultados e discussão 24

3.1 Sensor de temperatura 24

3.2 Sensor de frequência cardíaca 25

3.3 Sensor de respiração 29

4 Conclusões 30

5 Trabalhos futuros 31

Referências 31

1 INTRODUÇÃO

Ao longo da história, a diversidade de cenários que vinculam as necessidades humanas ao uso de modelos animais em pesquisa fomentou reflexões éticas, bioéticas, filosóficas e religiosas. Nesse contexto, destacaram-se Aristóteles (384-322 a.C.), Galeno (131-201), Francis Bacon (1561-1626), William Harvey (1578-1657) e Claude Bernard (1813-1878). Entretanto, somente por ocasião da segunda guerra mundial, em face dos experimentos *in anima nobile*, ocorreu uma conscientização mundial para ações concretas capazes de preservar a vida humana (FAGUNDES *et al.,* 2004).

A utilização de modelos animais consegue proporcionar informações relevantes acerca do entendimento básico da fisiologia e anatomia do organismo humano. Assim, mecanismos fisiopatológicos podem ser também melhor compreendidos a partir da similaridade entre as espécies (animais modelos e humanos). Todavia, os cuidados necessários para que a utilização animal em investigações pré-clínicas seja feita de maneira correta é um motivo de preocupação na comunidade científica (ROBINSON *et al.,* 2019).

A manutenção do bem-estar animal dentro dos laboratórios de pesquisa deve ser primordial. Isso inclui parâmetros como: o número de indivíduos utilizados (ROBINSON *et al.,* 2019) e um ambiente cuidadosamente controlado (DIFAZIO *et al.,* 2022*).* Segundo a Resolução Normativa nº 52/2021 do CONCEA é necessário que se fundamente, através de cálculos estatísticos, a quantidade de animais utilizados em determinada pesquisa. É configurado como maus-tratos o uso de animais acima ou abaixo do número necessário, seja para justificar a atividade ou para utilizar os animais em resultados questionáveis, respectivamente.

Ainda, o fato de um experimento ser realizado mantendo-se um controle do ambiente faz com que se tenha uma resposta mais livre de variáveis externas, as quais podem levar à imprecisão dos resultados finais, impactando também no número de indivíduos utilizados. Um exemplo disso é o estudo de patologias psiquiátricas (Transtorno Depressivo Maior e Transtorno de Estresse Pós-Traumático) utilizando roedores (ratos e camundongos). Nesse tipo de estudo,

os sujeitos devem ser cuidadosamente controlados, livres de experiências anteriores para que se tenha amostras mais homogêneas e resultados mais precisos (DIFAZIO *et al.,* 2022*).*

As regras estabelecidas para um devido manejo e uma utilização necessária dos modelos animais devem seguir as normas do CONCEA. Todos os procedimentos aos quais os sujeitos são submetidos devem obedecer a essas normas. Além disso, todas as etapas do experimento devem ser cuidadosamente avaliadas e monitoradas, principalmente etapas que envolvem procedimentos cirúrgicos.

Em SCHANAIDER A, *et al.,* (2004) é visto que há algumas décadas a pesquisa cirúrgica em modelos animais vinha se expandindo. Esse fato se deu em decorrência do melhor suporte anestésico, bem como da sofisticação das tecnologias para monitorização contínua durante as cirurgias. Tudo isso permitiu o aprimoramento do conhecimento em relação aos mecanismos fisiopatológicos de doenças, a aplicação de ensaios terapêuticos com novos fármacos, o estudo de marcadores biológicos e a avaliação de novas técnicas com perspectivas de aplicabilidade na espécie humana.

De acordo com o panorama supracitado, faz-se necessário cada vez mais que se utilize as tecnologias necessárias para dar suporte a pesquisa envolvendo os animais modelos, evitando perdas e o uso desnecessário.

Com base nas informações acima citadas, este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de uma sistema portátil para monitoramento cirúrgico (em ambiente laboratorial) utilizando sensores de baixo custo voltado à roedores.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

- Implementação de um sistema portátil de baixo custo, destinado à pesquisas científicas envolvendo procedimentos cirúrgicos em roedores (ratos e camundongos), para monitoramento de sinais vitais. O sistema é capaz de monitorar os sinais vitais e mostrá-los em um monitor disponível próximo ao pesquisador.

1.1.2 Objetivos Específicos:

- Levantar os principais sinais vitais para monitoramento de animais submetidos à cirurgias, visando a praticidade e a melhoria dos procedimentos cirúrgicos em roedores;
- Utilizar equipamentos de baixo custo para a construção de um sistema portátil e eficiente de monitoramento cirúrgico destinado a modelos animais;
- Avaliar o desempenho da ferramenta proposta/utilizada;
- Diminuição da quantidade, bem como do tamanho de aparatos necessários para o monitoramento cirúrgico;
- Monitoramento dos animais utilizados em cirurgia, diminuindo o número de óbitos, bem como de infecções dentro dos centros cirúrgicos.

1.3 Estado da arte

Existem diversas propostas de monitoramento de sinais vitais na literatura. COTUR *et al.,* (2022) cita que apesar da importância clínica do monitoramento da taxa de respiração, tanto em humanos quanto em animais, medições contínuas dos padrões e frequências respiratórias raramente são realizadas dentro ou fora das clínicas. O motivo principal disso é que os sensores convencionais possuem inconveniências, no que tange à imprecisão (no caso de sensores vestíveis) e/ou um alto valor monetário.

COTUR *et al.,* (2022) propõe um transdutor composto de ar-silicone bio-inspirado (ASiT), o qual é colocado na região toráxica e é capaz de medir a atividade respiratória. Essa atividade é mensurada continuamente por meio da força aplicada a um canal de ar embutido dentro de um material elastomérico à base de silicone. Dessa forma, a força aplicada na superfície do transdutor durante a

respiração altera a pressão do ar no interior do canal. A pressão é medida usando um sensor de pressão comercial e eletrônica sem fio de sinal misto.

CHURKIN *et al.,* (2015) apresenta um tipo de sensor para monitoramento de sinais vitais, cujas principais vantagens são a capacidade de operar remotamente e através de qualquer roupa ou pele. Esse sensor funciona com base nos princípios de radares de onda milimétricas, com comprimento da onda portadora sendo cerca de 3 mm, aproximadamente. Devido a esse comprimento de onda, é possível alcançar imunidade a ruídos, boa sensibilidade e precisão, sendo possível monitorar a mecânica dos batimentos cardíacos e da respiração.

LÓPEZ, *et al* (2018) propõe um monitor cardiorespiratório para ambiente pré-clínico. O dispositivo foi construído utilizando um microcontrolador Arduino MEGA 2560, um sensor ECG-FE, um sensor de pressão conectado a um transdutor de pressão para detecção de sinal respiratório e um módulo sensor de temperatura retal. O dispositivo construído apresenta baixo custo para implementação.

Os sistemas de monitoramento apresentam uma tendência à praticidade, visando o bem-estar animal e facilitando o trabalho dos pesquisadores. Além disso, o auxílio de tecnologias sem fio reduz as chances de infecção. Vale salientar também que, assim como a proposta deste trabalho, muitos são os estudos envolvendo tecnologias de baixo custo (em comparação aos dispositivos que são encontrados no mercado, os quais possuem valores monetários elevados) e isso contribui diretamente para a pesquisa básica envolvendo animais.

2 METODOLOGIA

Inicialmente, foi realizada uma revisão bibliográfica acerca dos aparatos cirúrgicos para monitoramento de sinais vitais existentes em laboratório destinados à roedores, destacando as principais tecnologias utilizadas atualmente. Em seguida foram escolhidas as ferramentas, feitas as montagens dos sensores e a integração dos mesmos ao sistema. Por fim, ocorreu a etapa de teste, na qual um animal (rato

Wistar adulto, saudável, 3 meses de idade) foi submetido à verificação de sinais vitais.

As etapas descritas acima estão esquematizadas na figura 1.

Figura 1 - Fluxograma sequência metodológica

Fonte: Produzido pela autora (2023).

De acordo com a literatura, foi visto que os dispositivos nela apresentados tem formato, tamanho e custo maiores do que o equipamento desenvolvido neste trabalho. Nesse panorama, foi dado início a etapa de planejamento do projeto, na qual foram escolhidas as ferramentas que foram utilizadas. O objetivo foi obter uma tecnologia de baixo custo, compacta, eficiente e que integra um conjunto de acessórios dentro de um só dispositivo.

Em seguida, foi realizada passo a passo a montagem dos sensores. Nessa etapa, cada sensor foi testado separadamente, facilitando, posteriormente, a montagem do dispositivo como um todo. Dessa forma, foi possível avaliar requisitos funcionais e não funcionais presentes em cada um dos sensores de forma isolada, assim como verificar ruídos e interferências causados quando os componentes são colocados para trabalhar em conjunto.

Os testes realizados coletaram dados de roedores saudáveis e esses dados foram tratados e analisados.

2.1 Escolha das ferramentas

Foram realizadas visitas a centros cirúrgicos destinados a pesquisas científicas utilizando animais. Foram pontuadas as funcionalidades necessárias, junto aos pesquisadores, para a montagem do sistema de monitoramento. As informações indispensáveis ao monitoramento cirúrgico do animal foram colhidas através desses profissionais e estabelecidas como objetivos principais para a realização deste trabalho.

Nesta sessão é apresentada a metodologia proposta para a implementação do dispositivo cirúrgico de monitoramento de sinais vitais aplicado à pesquisa científica utilizando roedores (ratos e camundongos). O dispositivo foi implementado utilizando um microcontrolador Arduino UNO, um sensor de temperatura LM35 (encapsulamento TO-92), um dispositivo piezoelétrico para monitoramento de respiração, um sensor infravermelho para medição de frequência cardíaca (Pulse Sensor - Arduino) e um display gráfico OLED.

A programação do sistema para leitura dos sensores foi feita dentro da própria IDE do arduino, utilizando a linguagem de programação *C/C#*. Os dados foram armazenados e posteriormente analisados utilizando a linguagem de programação python.

2.2 Sensor piezoelétrico para medição de frequência respiratória

A aquisição de sinais para medição de frequência respiratória foi realizada utilizando materiais piezoelétricos. Esses materiais geram sinal elétrico oscilatório quando há perturbação mecânica em sua estrutura (CURIE, 1880). O período da oscilação do sinal elétrico serve como base para medidas precisas de tempo de uma determinada variável que se deseja medir

Neste trabalho foi utilizado um transdutor piezoelétrico de 15 mm de diâmetro (figura 1), colocado na região torácica do animal. À medida em que ocorrem os movimentos respiratórios, o cristal piezoelétrico é deformado, gerando um sinal elétrico oscilatório. A frequência respiratória pode, então, ser medida através do período de tempo da oscilação do sinal.

Para que tenhamos medidas mais precisas, regiões de interesse no corpo do roedor foram mapeadas, de forma a excluir aquelas onde possam haver movimentos, sejam eles voluntários ou involuntários, que não estejam relacionados com a respiração do animal e que possam interferir nos resultados. O tamanho da pastilha piezoelétrica foi relacionado proporcionalmente ao diâmetro imaginário traçado da região torácica do roedor, cobrindo toda a região de interesse, como mostrado nas figuras 2 e 3.

Figura 2: Pastilha piezoelétrica utilizada para captação de sinais respiratórios.

Fonte: Produzido pela autora (2023)

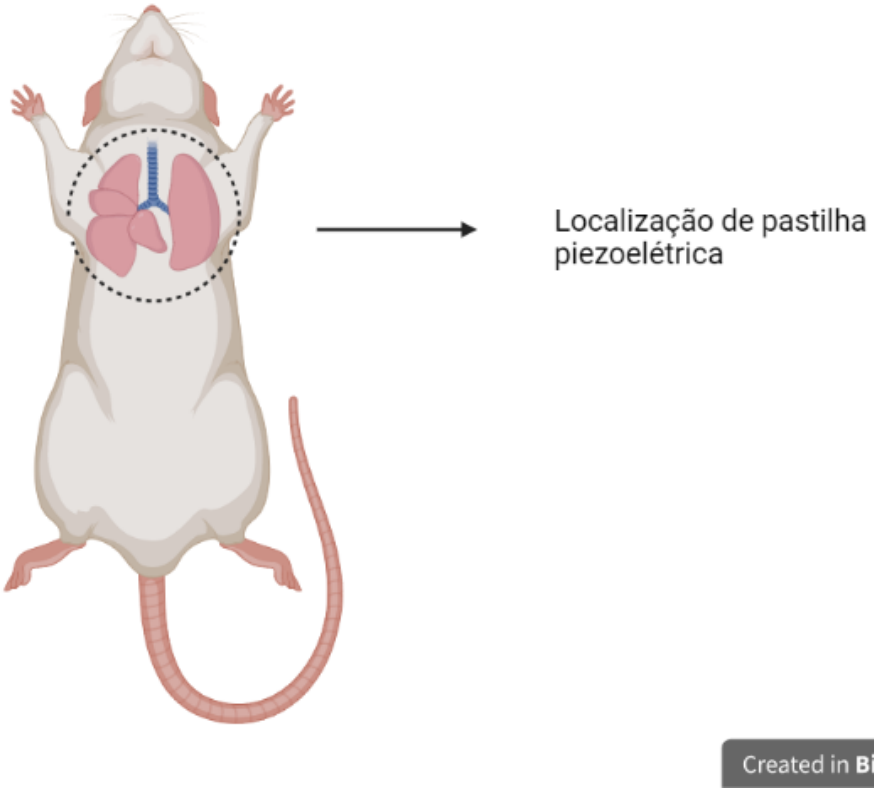

Figura 3: Região de interesse para colocação de pastilha piezoelétrica. Fonte: Produzido pela autora (2023)

2.3 Sensor de temperatura

Para medir parâmetros de temperatura corporal foi utilizado um sensor de temperatura LM35 (figura 3). Esse componente apresenta uma saída de tensão linear relativa à temperatura em que ele se encontrar quando alimentado por uma tensão de valores entre 4 e 20Vdc e GND. A saída apresenta um sinal de 10 mV para cada grau Celsius de temperatura, independente da alimentação (que pode ser simples ou simétrica). Ele drena apenas 60μA para estas alimentações, sendo assim seu auto-aquecimento é de aproximadamente 0.1ºC em meio ambiente (HADI *et al.,* 2022).

Uma vantagem de se usar esse tipo de sensor é que ele não apresenta calibração em escala Kelvin, sendo possível obter a temperatura em escala de graus Celsius de forma direta. Além disso, o LM35 não necessita de qualquer calibração externa para fornecer com exatidão valores de temperatura com variações de 0,25ºC (ou 0,75ºC) dentro de uma faixa de temperatura de –55ºC à 150ºC. Ainda, esse sensor apresenta baixa impedância de saída, tensão linear e calibração inerente precisa, fazendo com que haja facilidade no interfaceamento de leitura e tornando o custo da utilização desse componente em um determinado projeto significantemente baixo (HADI *et al.,* 2022).

O encapsulamento do LM35 utilizado neste trabalho foi o TO-92, como mostrado na figura 4.

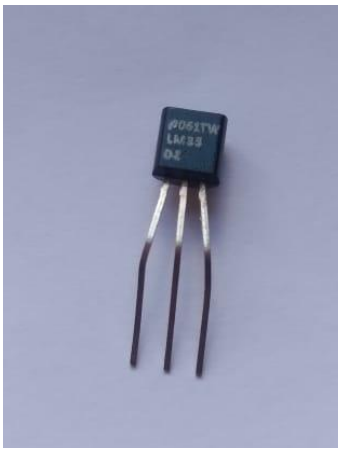

Figura 4: Sensor LM35 utilizado para medir temperatura corporal do animal. Fonte: Produzido pela autora (2023).

Para medir a temperatura corporal do animal, foram traçados pontos onde o animal teria contato direto e contínuo com o sensor, abrangendo toda a extensão do mesmo. No experimento em questão, foi traçada uma linha imaginária na região

abdominal do roedor, determinando-se a localização do LM35.

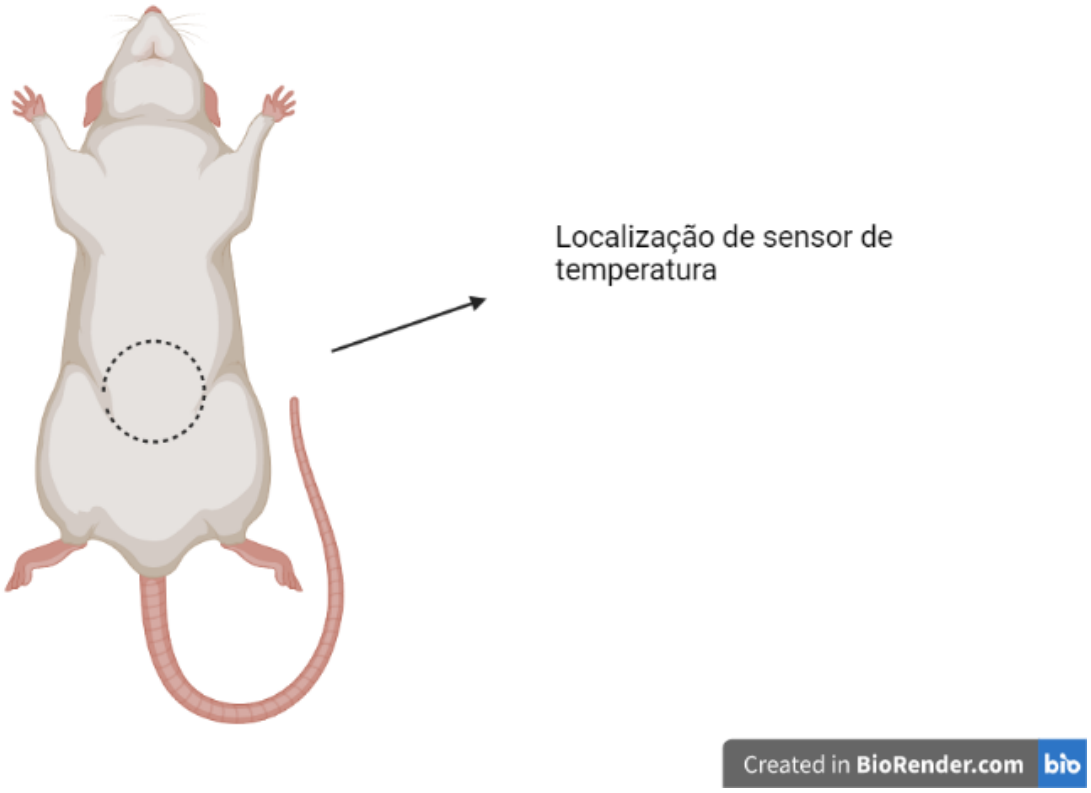

Figura 5: Localização do sensor LM35 no corpo do animal. Fonte: Produzido pela autora (2023)

2.4 Sensor de frequência cardíaca

Para a medição da frequência cardíaca foi utilizado um sensor óptico (Pulse Sensor), como ilustrado na figura 5. Esses sensores baseiam-se em fotopletismografia, ou seja, usa diodos infravermelhos emissores e receptores de luz para medir as variações no tamanho dos vasos sanguíneos à medida em que o coração bombeia o sangue para o corpo. Dessa forma, há uma transformação dessas medidas em leituras de frequência cardíaca (MORAES FILHO *et al.,* 2022).

A medição da frequência cardíaca do animal foi realizada através da colocação do sensor na pata dianteira (figura 5). Como a pata dianteira do roedor possui dimensões significativamente menores do que o diâmetro do sensor, existia a possibilidade de medição de sinais que não correspondessem a frequência cardíaca do animal. Assim, o tamanho do dispositivo teve que ser adaptado (figura 5).

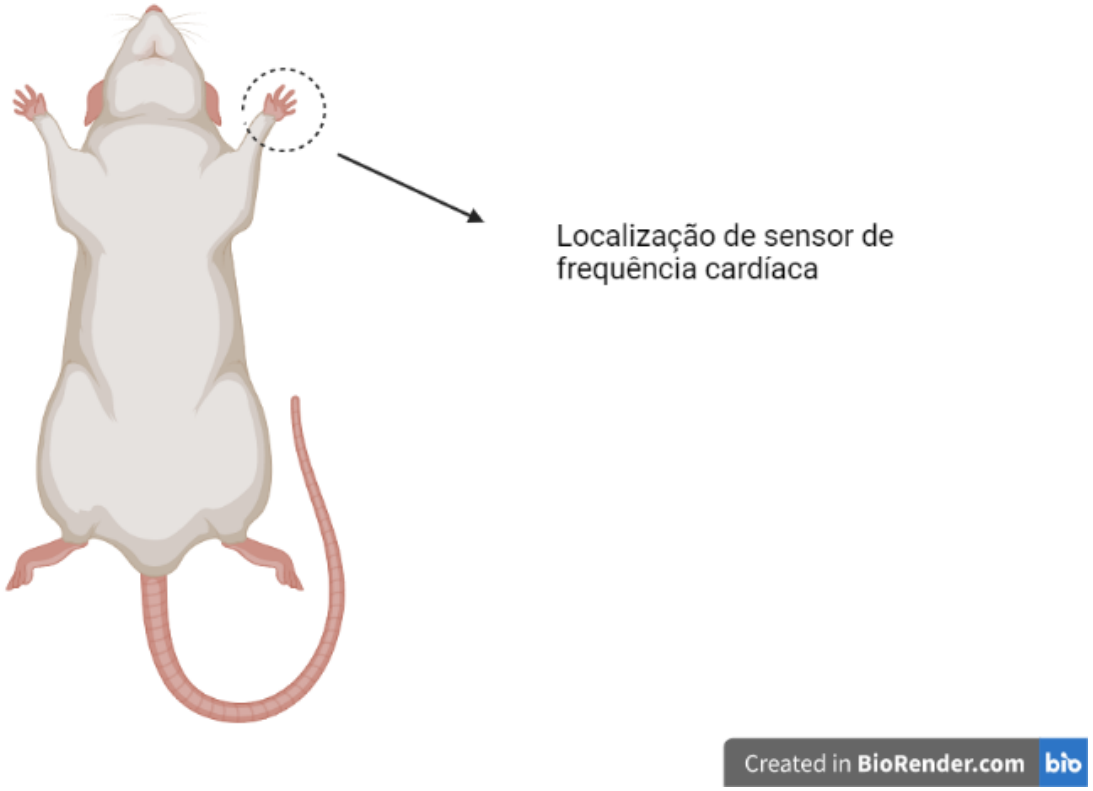

Figura 6: Localização do sensor de frequência cardíaca no corpo do animal. Fonte: Produzido pela autora (2023).

2.5 Montagem do hardware

O protótipo foi montado em protoboard seguindo uma configuração eletrônica e um código de programação para cada sensor. Inicialmente, cada circuito foi montado e testado separadamente, a fim de se observar possíveis interferências elétricas. Além disso, a montagem e o teste individual de cada sensor possibilitou

identificar se os sensores utilizados eram eficazes para a aplicação desejada e, ademais, alcançar uma busca por maior precisão dos resultados através de projetos de filtros.

As figuras abaixo mostram um Arduino UNO (figura 7) e um esquemático da ligação dos sensores no Arduino UNO (figura 8). Apenas a fim de ilustração os sensores de temperatura e de batimentos cardíacos estão representados como potenciômetros e o monitor como um LCD 16x2.

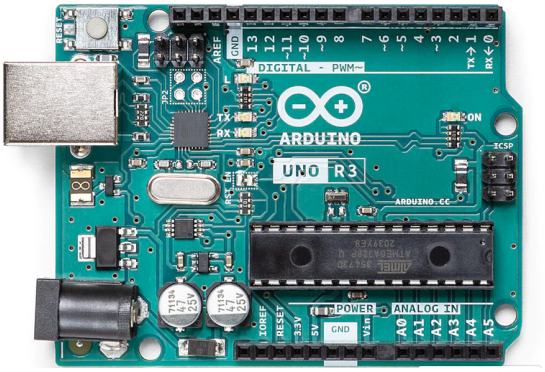

Figura 7 - Microcontrolador Arduino UNO. Fonte: Arduino (2023).

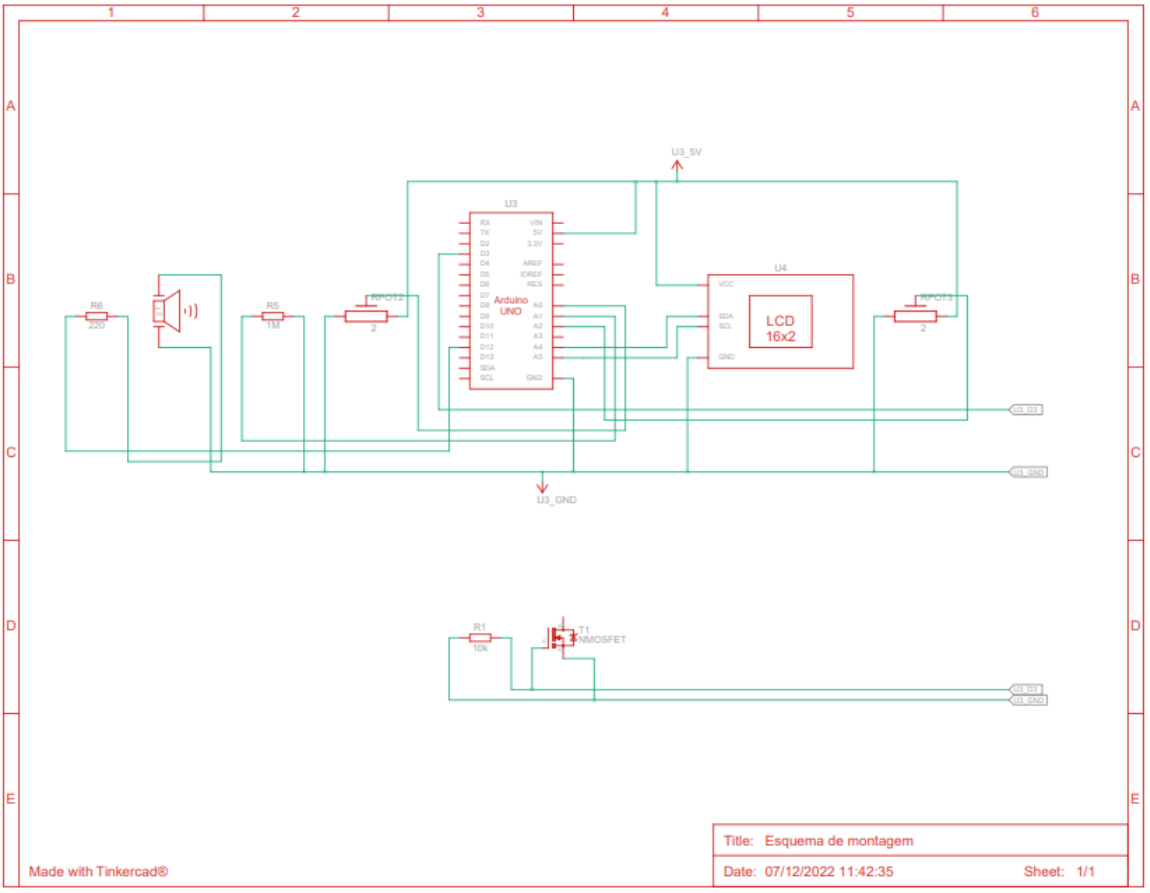

Figura 8 - Esquema de montagem de sensores e microcontrolador Arduino.

Fonte: Produzido pela autora (2023).

Na figura 9, é apresentado um diagrama de blocos do funcionamento geral do dispositivo. Pode-se observar o sentido de envio de informações entre os sensores, o Arduino UNO e o display. As informações são apresentadas no display OLED, mostrando as informações em tempo real. Além disso, os dados são salvos no computador para posterior análise, fazendo com que o pesquisador responsável pelo procedimento cirúrgico tenha acesso às informações dos animais cirurgiados. A alimentação do sistema é realizada através de cabo serial ligado a uma bateria de saída de 5V.

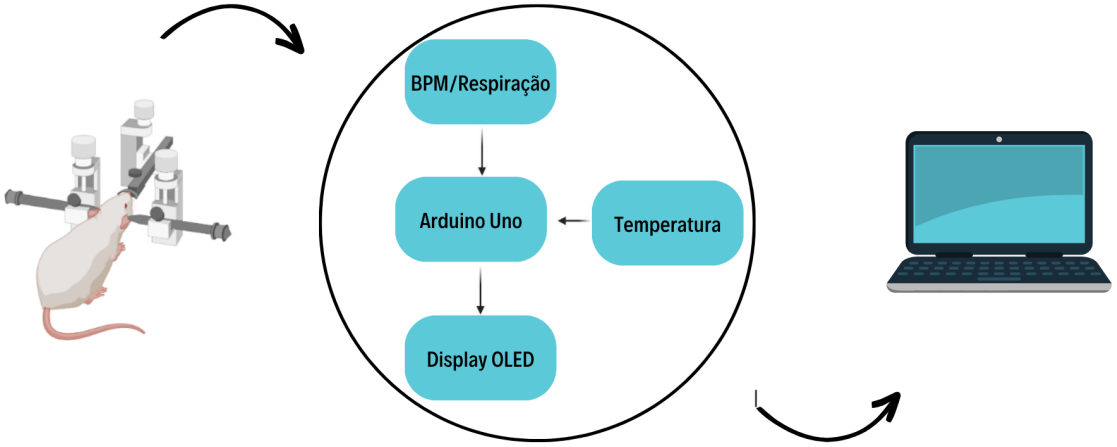

Figura 9 - Diagrama do funcionamento geral do dispositivo.

Fonte: Produzido pela autora (2023).

Em cada sensor foram instalados alarmes (dispositivos de efeitos sonoros) com o propósito de alertar as faixas anormais de cada sinal vital medido durante o procedimento. Isso se faz necessário devido a esses parâmetros terem a capacidade de mudar rapidamente, dependendo do estado em que se encontra o animal (mais ou menos estável) durante a cirurgia. Dessa forma, existe uma melhor forma de controle e manutenção da estabilidade.

2.6 Filtros utilizados

2.6.1 Filtro passa-baixas

É denominado filtro passa-baixas um circuito eletrônico que permite a passagem de baixas frequências sem dificuldades e reduz a amplitude das frequências maiores que a frequência de corte. As atenuações para cada frequência

varia de acordo com as configurações adotadas no projeto do filtro. Existem muitos tipos diferentes de circuitos de filtros e, consequentemente, diferentes respostas às mudança de frequências. Essas respostas podem ser observadas graficamente (PONCE, 2022).

A utilização de um resistor em série com um capacitor em paralelo com a carga configura um circuito eletrônico simples que funciona como um filtro passa-baixas. Nesse circuito, o capacitor demonstra reatância, bloqueando os sinais de baixa frequência. Esse fenômeno faz com que esses sinais passem pela carga. A frequências mais altas são reduzidas e conduzidas facilmente através do capacitor (HART, 2016). Dessa forma, a determinação da frequência de corte é feita calculando-se valores da resistência e da capacitância que serão usadas no circuito:

- $f_c = 1/2\pi RC$

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 Sensor de temperatura

A análise do sensor de temperatura foi feita através da coleta de 100 amostras durante um intervalo de tempo pré-determinado. O sensor apresentou boa sensibilidade imediatamente ao tocar a pele do animal, aumentando ou diminuindo a temperatura quando colocado ou retirado da pele, respectivamente. Porém a temperatura máxima atingida foi de 35,19°C.

A maior parte das amostras coletadas apresentaram valores de temperatura correspondentes a 34,70°C e 35,19°C (figura 7) e a temperatura do animal medida por outros equipamentos foi equivalente a 36,0°C. Uma vez que a temperatura corpórea de um roedor varia entre 36,0°C e 38,5°C dentro de uma ampla faixa de temperatura externa, de acordo com SCHMIDT-NIELSEN (2002), pode-se concluir que o resultado medido neste trabalho ainda não foi satisfatório. Existiu um erro de aproximadamente 0,81°C em relação às amostras de maior valor de temperatura.

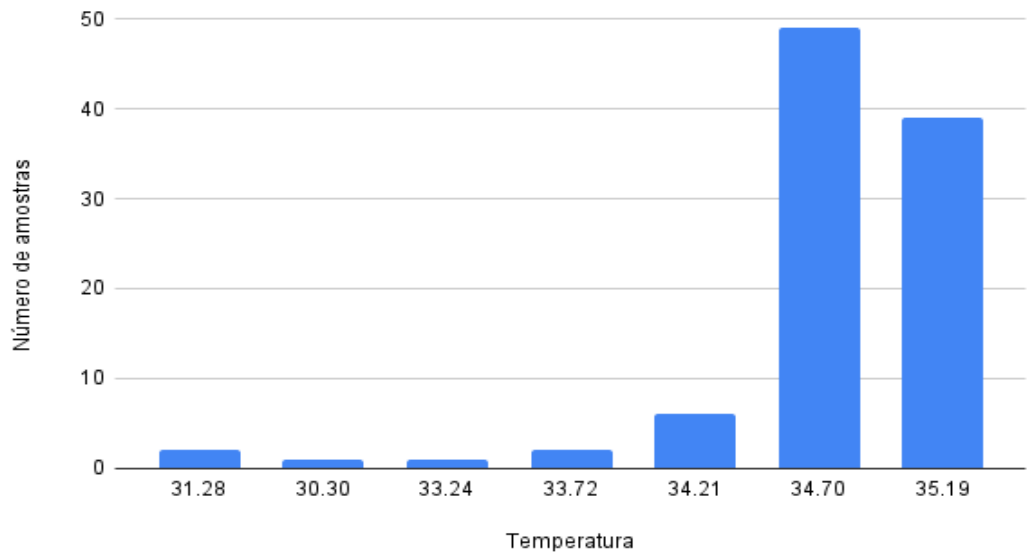

Figura 10 – Número de amostras versus temperatura. Fonte: Produzido pela autora (2023).

3.2 Sensor de frequência cardíaca

Foram analisados dois sinais do banco de dados que obtivemos. Para observar a faixa de frequência almejada, houve a atenuação de frequências muito elevadas e também das frequências muito baixas, uma vez que é sabido previamente os valores de referência da frequência cardíaca normal. Foi utilizado um filtro analógico passa-baixas RC para atenuar as altas frequências. Assim, obtivemos os gráficos das figuras 14 e 16. Foi observado também que nos dois sinais existem picos semelhantes nas baixas frequências (figura 13), como é o caso do pico entre 10 Hz e 20 Hz.

A figura 13 mostra que os dois sinais apresentam picos em 60 Hz. Para evitar interferências provenientes da rede elétrica (60 Hz, 120 Hz e 180 Hz) foi usado um filtro digital (Filtro Notch). Os resultados finais obtidos para os dois sinais podem ser observados nas figuras 15 e 17.

Dessa maneira, os resultados alcançados através do sensor óptico não obteve os resultados esperados, já que não foi possível identificar com precisão os batimentos cardíacos através de análise visual. Algumas questões podem ser discutidas, tais como: a interferência proveniente do meio externo, até mesmo vinda do próprio equipamento (do sensor ou das portas análogicas do arduino); o tipo de filtro utilizado; o modo como o sinal foi amostrado (taxa de amostragem 128 Hz); e a taxa de comunicação (baud rate de 115200).

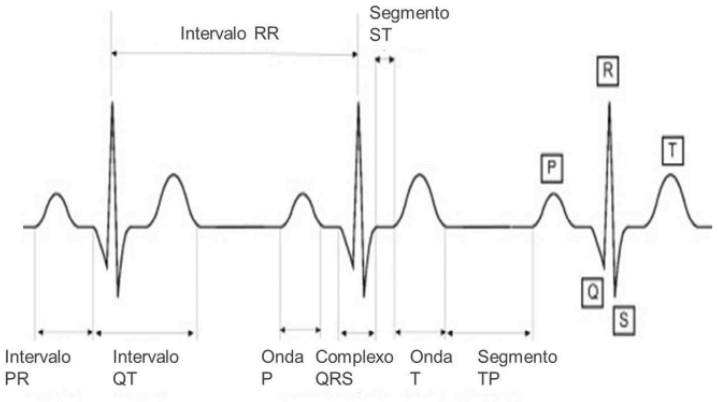

Figura 11 - Traçado de um ECG normal com três batimentos cardíacos consecutivos. É observado as ondas P, complexo QRS, onda T e intervalo R-R (intervalo entre duas pulsações). Fonte: SINGH, 2015.

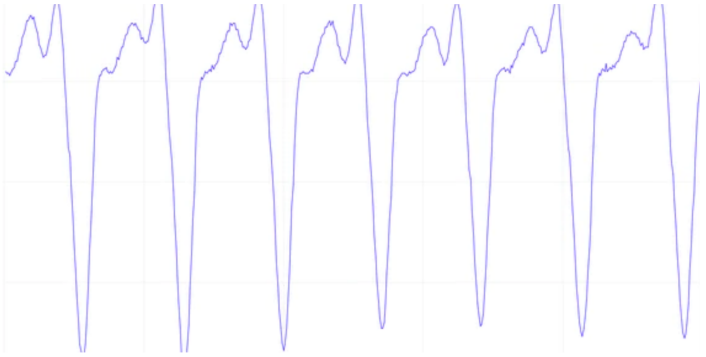

Figura 12 - Sinal esperado após coleta através do sensor infravermelho.
Fonte: Retirado de Arduino (2023).

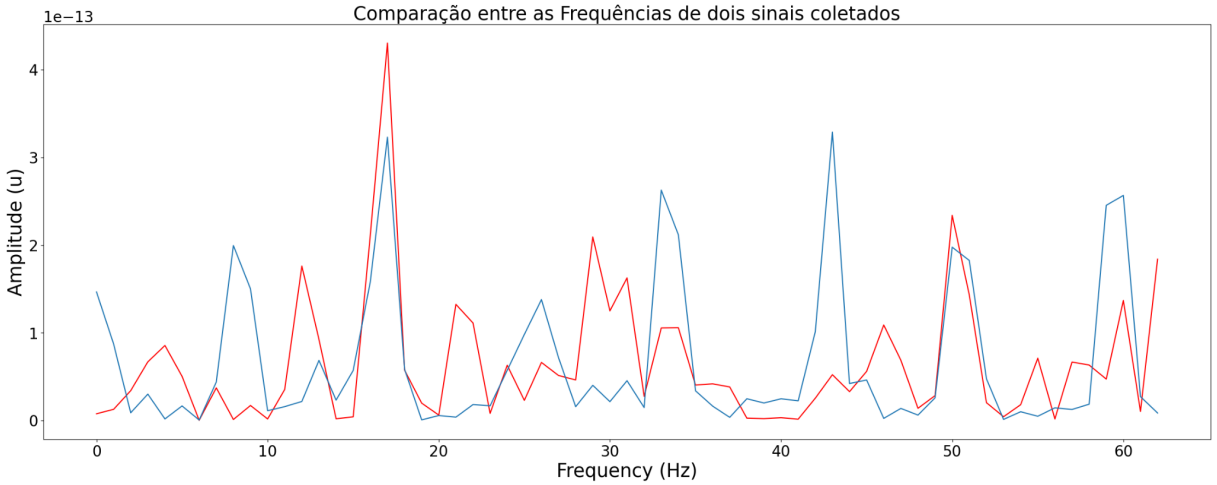

Figura 13 – Comparativo entre as frequências de dois sinais (Sinais 1 e 2) cardíacos antes de passarem por processo de filtragem.
Fonte: Produzido pela autora (2023).

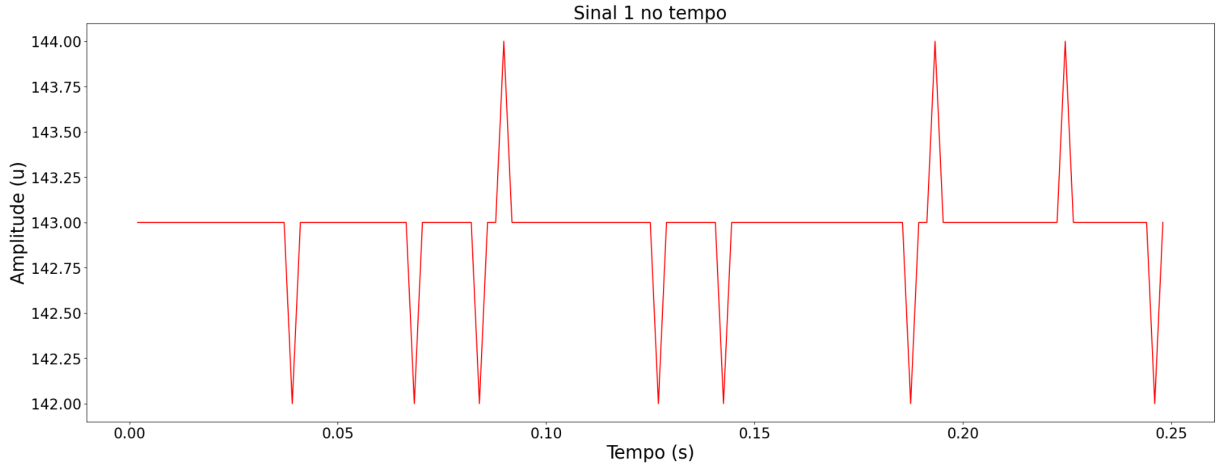

Figura 14 - Sinal 1 bruto.

Fonte: Produzido pela autora (2023).

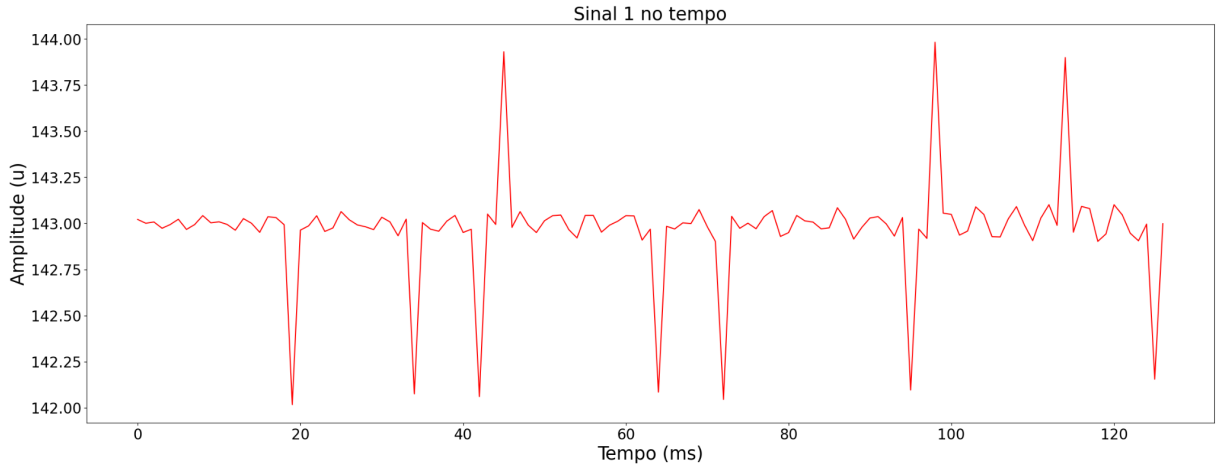

Figura 15 - Sinal 1 depois de passar por processo de filtragem.

Fonte: Produzido pela autora (2023).

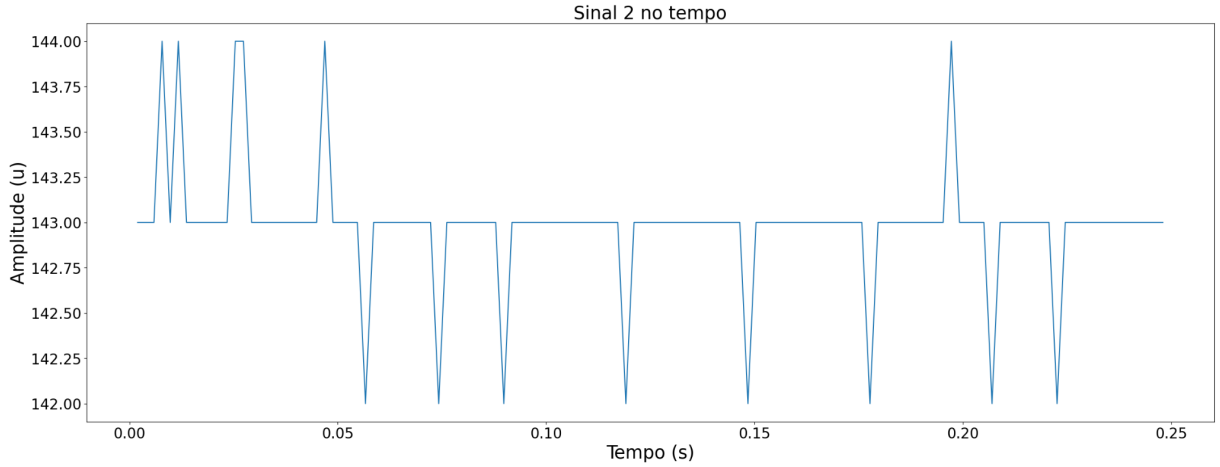

Figura 16 - Sinal 2 bruto.

Fonte: Produzido pela autora (2023).

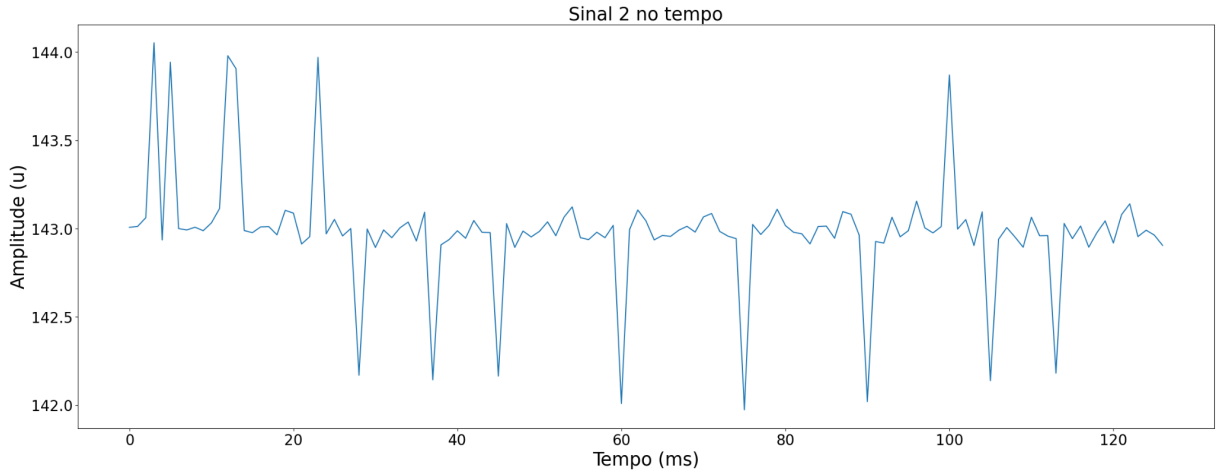

Figura 17 - Sinal 2 depois de passar por processo de filtragem.

Fonte: Produzido pela autora (2023).

3.3 Sensor de respiração

O sensor de respiração obteve um resultado satisfatório, o qual foi preciso e alinhado com o tempo, como é visto no gráfico da figura 13. De acordo com SCHMIDT-NIELSEN, Knut (2002), um roedor tem uma frequência respiratória de

cerca de 60 a 140 respirações por minuto em condições de repouso. A figura 18 mostra um intervalo de tempo entre 0 e 7,5 segundos, no qual a frequência respiratória aparece constante.

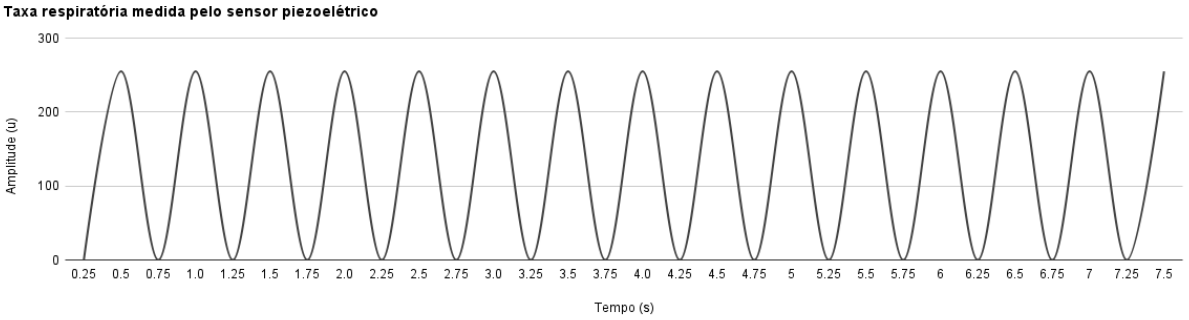

Figura 18 - Sinal respiratório no tempo.

Fonte: Produzido pela autora (2023).

4 CONCLUSÃO

O sensor de temperatura apresentou uma diferença de 0,81°C em relação ao valor mínimo esperado (36°C), levando em consideração que conseguiu atingir 35,19°C. Dessa forma, será necessário identificar e corrigir o que for necessário para que seja alcançada a temperatura ideal.

O sensor óptico de frequência cardíaca precisará ser melhor adaptado para ser utilizado em roedores, já que não alcançou os resultados esperados. Foi observado que sem o filtro analógico passa-baixas, altas frequências (fora da faixa de frequência cardíaca do animal) foram detectadas. Após a aplicação do filtro mencionado, foi observado que frequências baixas também interferiram na coleta de sinal. Sendo assim, é importante questionar de onde são os ruídos, os quais podem ser tanto do próprio equipamento (do sensor ou das portas analógicas do arduino), e estudar maneiras de atenuá-los. Ademais, é importante reamostrar novamente e testar essa reamostragem com os valores de taxa de comunicação (baud rate) do arduino para fazer comparações e como forma de excluir quaisquer outras interferências.

O sensor piezoelétrico apresentou resultados bastante satisfatórios, uma vez que conseguiu detectar os movimentos respiratórios em tempo real e com precisão. Além disso, o posicionamento do sensor no tórax do animal foi adequado para a identificação dos movimentos torácicos. Dessa maneira, o sensor piezoelétrico se torna uma boa opção de baixo custo e pronto para implementação.

4 TRABALHOS FUTUROS

- Adaptação do sensor LM35 ao rato Wistar para que seja possível alcançar a faixa de temperatura ideal. Deve ser levado e consideração a posição do sensor em relação ao corpo do animal.
- Adaptações do sensor óptico para que o mesmo possa captar o sinal cardíaco de uma melhor forma.

REFERÊNCIAS

FAGUNDES, Djalma José; TAHA, Murched Omar. Animal disease model: choice´ s criteria and current animals specimens. **Acta Cirurgica Brasileira**, v. 19, p. 59-65, 2004.

ROBINSON, N. Bryce et al. The current state of animal models in research: A review. **International Journal of Surgery**, v. 72, p. 9-13, 2019.

STRÖMBOM, Daniel et al. Bistability and switching behavior in moving animal groups. **Northeast Journal of Complex Systems (NEJCS)**, v. 4, n. 1, p. 1, 2022.

SCHANAIDER, Alberto; SILVA, Paulo Cesar. The use of animals in experimental surgery. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 19, p. 441-447, 2004.

COTUR, Yasin et al. Bioinspired Stretchable Transducer for Wearable Continuous Monitoring of Respiratory Patterns in Humans and Animals. **Advanced Materials**, v. 34, n. 33, p. 2203310, 2022.

CHURKIN, Sergei; ANISHCHENKO, Lesya. Millimeter-wave radar for vital signs monitoring. In: **2015 IEEE International Conference on Microwaves, Communications, Antennas and Electronic Systems (COMCAS)**. IEEE, 2015. p. 1-4.

RANCE LÓPEZ, Sarah. **Cardio-respiratory monitor with synchronization capabilities**. 2018. Trabalho de Conclusão de Curso.

CURIE, Jacques; CURIE, Pierre. Développement par compression de l'électricité polaire dans les cristaux hémièdres à faces inclinées. **Bulletin de minéralogie**, v. 3, n. 4, p. 90-93, 1880.

HADI, Sirojul; LABIB, Radimas Putra Muhammad Davi; WIDAYAKA, Parama Diptya. Perbandingan Akurasi Pengukuran Sensor LM35 dan Sensor DHT11 untuk Monitoring Suhu Berbasis Internet of Things. **STRING (Satuan Tulisan Riset dan Inovasi Teknologi)**, v. 6, n. 3, p. 269-278, 2022.

MORAES FILHO, Ayalon Angelo de et al. Análise de métodos para inferência da taxa de respiração utilizando o sinal de fotopletismografia. 2022.

PONCE, BRUNO LOURENÇO DOS SANTOS. FILTROS PARA SINAIS DE ELETROCARDIOGRAMA, 2022.

HART, Daniel W. **Eletrônica de potência: análise e projetos de circuitos**. McGraw Hill Brasil, 2016.

SCHMIDT-NIELSEN, K. Fisiologia animal: Adaptação e ambiente. **São Paulo**, v. 1, 2002.