



Universidade Federal  
do Rio de Janeiro  

---

Escola Politécnica

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE BAIXO CUSTO PARA  
MEDIÇÃO DE PARÂMETROS DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA COM  
APLICAÇÃO EM NEUROCIÊNCIA COMPORTAMENTAL HUMANA.

Bruno Gomes Reis

Projeto de Graduação apresentado ao Curso  
de Engenharia Eletrônica e de Computação  
da Escola Politécnica, Universidade Federal  
do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos  
necessários à obtenção do título de Engenheiro.

Orientadores: Carlos José Ribas D'Avila  
Tiago Arruda Sanchez

Rio de Janeiro  
Março de 2020

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE BAIXO CUSTO PARA  
MEDIÇÃO DE PARÂMETROS DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA COM  
APLICAÇÃO EM NEUROCIÊNCIA COMPORTAMENTAL HUMANA.

Bruno Gomes Reis

PROJETO DE GRADUAÇÃO SUBMETIDO AO CORPO DOCENTE DO  
CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA E DE COMPUTAÇÃO DA ESCOLA  
POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO  
PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU  
DE ENGENHEIRO ELETRÔNICO E DE COMPUTAÇÃO.

Examinado por:

---

Prof. Carlos José Ribas D'Avila, M.Sc.

---

Prof. Tiago Arruda Sanchez, Ph.D.

---

Prof. Carlos Julio Tierra Criollo, D.Sc.

---

Prof. Maurício Cagy, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2020

Reis, Bruno Gomes

Desenvolvimento de um sistema de baixo custo para medição de parâmetros da frequência respiratória com aplicação em neurociência comportamental humana./Bruno Gomes Reis. – Rio de Janeiro: UFRJ/ Escola Politécnica, 2020.

XVI, 55 p.: il.; 29,7cm.

Orientadores: Carlos José Ribas D'Avila

Tiago Arruda Sanchez

Projeto de Graduação – UFRJ/ Escola Politécnica/ Curso de Engenharia Eletrônica e de Computação, 2020.

Referências Bibliográficas: p. 49 – 50.

1. Behavioral Neuroscience. 2. Respiratory Frequency . 3. Engenharia Eletrônica e de Computação. I. D'Avila, Carlos José Ribas *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Escola Politécnica, Curso de Engenharia Eletrônica e de Computação. III. Título.

*Dedico este trabalho à ciência e  
à evolução da sociedade*

# Agradecimentos

Gostaria de agradecer, primeiramente, aos meus pais por todo o amor, apoio e por terem, muitas vezes, renunciado seu próprio conforto em face de me proporcionar o privilégio de ter acesso à educação superior de qualidade. Acima de qualquer coisa, essa vitória é de vocês e para vocês. Lívia, Miliane e Carlos Vitor, vocês me apoiaram tantas vezes, em tantas situações e com tanto amor que tenho a sensação que nenhuma palavra aqui dedicada seria suficiente para expressar minha gratidão. Eu amo muito cada um de vocês. Bruno Soares e Gustavo Lucena, seria impossível não tê-los aqui. Vocês vivenciaram a origem desta jornada, estiveram ao meu lado em um fundão onde não existia ponte do saber e nem tantos bandeijões, viveram comigo o dilema de mudança de curso e comemoraram minhas vitórias. Ainda que a vida não nos permita encontros com a que frequência gostaríamos, vocês estarão sempre em meu coração. Daniel Porto e Renan Emanuelli, sem vocês esse momento nem existiria. Obrigado por lutarem lado a lado as mesmas batalhas. Sem nossas longas jornadas de estudo, certamente esse dia não chegaria. César Reis, Leonardo Cardoso e Gabriel Lira, obrigado por toda a paciência e apoio nessa última etapa do trabalho. Aos meus orientadores Tiago Sanchez e Carlos José D'Avila, quero registrar que foi uma honra tê-los neste projeto. É um privilégio ter, em meu último trabalho da graduação, os nomes de dois dos melhores professores que eu tive o prazer de conhecer na UFRJ. Muito obrigado a todos os meus amigos que, em verdade, estiveram ao meu lado e, por fim, muito obrigado a toda sociedade brasileira por ter custeado minha educação superior, a vocês dedico esse trabalho e o meu desejo de retribuir todo o investimento trabalhando para construir um país melhor e menos desigual.

Resumo do Projeto de Graduação apresentado à Escola Politécnica/ UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Engenheiro Eletrônico e de Computação.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE BAIXO CUSTO PARA  
MEDIÇÃO DE PARÂMETROS DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA COM  
APLICAÇÃO EM NEUROCIÊNCIA COMPORTAMENTAL HUMANA.

Bruno Gomes Reis

Março/2020

Orientadores: Carlos José Ribas D'Avila  
Tiago Arruda Sanchez

Curso: Engenharia Eletrônica e de Computação

O corpo humano é um sistema complexo cujo funcionamento e interações com o meio ambiente vem sendo estudado pela ciência contemporânea em constante evolução. O processo respiratório é composto basicamente de quatro etapas, sendo elas ventilação pulmonar, trocas gasosas, transporte sanguíneo e respiração celular. Pode-se observar que o sistema respiratório está intimamente ligado ao cardiovascular, uma vez que esse é o responsável pela circulação de sangue nas veias, ou seja, alterações na respiração podem ocasionar variações em outros aspectos da fisiologia humana, como a frequência cardíaca. Estudos recentes demonstram correlações entre diversas patologias e alterações comportamentais com mudanças nos padrões amplitude e frequência de inspiração e expiração no processo de ventilação. Motivado por estudos de neurociência comportamental, realizados no Laboratório de Neuroimagem e Psicofisiologia, surgiu a necessidade deste trabalho. Trata-se em sua essência, do desenvolvimento de um sistema de baixo custo capaz de mensurar, processar, exibir e exportar as informações de alguns parâmetros da ventilação respiratória, para que pesquisadores possam realizar análises de seus padrões em diversos experimentos.

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema composto por um conjunto de hardware e software, utilizando um termistor como sensor de fluxo para detectar a passagem de ar por uma máscara, um sistema de controle para garantir o autoaquecimento do sensor, um retificador de tensão capaz de entregar energia suficiente ao sistema, um microcontrolador que realiza a medição do sensor,

a digitalização do resultado e a comunicação com o computador, um software de leitura e um sistema web capaz de realizar operações matemáticas, como análises no domínio da frequência e aplicação de filtros digitais passa-baixas, armazenamento de dados e exibição dos gráficos de forma interativa.

Abstract of Undergraduate Project presented to POLI/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Engineer.

LOW COST SYSTEM DESIGNED TO MEASURE RESPIRATORY  
FREQUENCY PARAMETERS APPLIED TO HUMAN BEHAVIORAL  
NEUROSCIENCE

Bruno Gomes Reis

March/2020

Advisors: Carlos José Ribas D'Avila  
Tiago Arruda Sanchez

Course: Electronic Engineering

The human body is a complex system whose operation and interactions with the environment have been studied by contemporary science in a constantly evolving mode. The respiratory process is basically composed of four stages, they are pulmonary ventilation, gas exchange, blood transport and cellular respiration. It is possible to observe that the respiratory system is closely linked to the cardiovascular, since this is responsible for the circulation of blood to the veins, in other words, changes in breathing can cause variations in other aspects of human physiology, like heart rate, for example. Recent studies demonstrate correlations between several pathologies and behavioral changes with changes in the patterns of amplitude and frequency of inspiration and expiration of the ventilation process. Motivated by studies of behavioral neuroscience conducted at the Laboratory of Neuroimaging and Psychophysiology, the need for this work arose. It is essentially the development of a low cost system capable of measuring, processing, displaying and exporting information on some parameters of respiratory ventilation in order to researchers perform pattern analysis in various experiments.

This work presents the development of a system composed of a hardware and software set, using a thermistor as a flow sensor to detect the air passage through a mask, a control system to ensure the sensor's self-heating, a voltage rectifier capable of delivering sufficient energy to the system, a microcontroller that performs sensor measurement, digitalization of results and communication with the computer, a reading software and a web system capable of performing mathematical operations,



such as frequency analysis and application of low-pass digital filters, data storage and interactive graphics display.

# Sumário

<b>Lista de Figuras</b>	<b>xii</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xiv</b>
<b>Lista de Símbolos</b>	<b>xv</b>
<b>Lista de Abreviaturas</b>	<b>xvi</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Tema . . . . .	1
1.2 Delimitação . . . . .	1
1.3 Justificativa . . . . .	2
1.4 Objetivos . . . . .	2
1.5 Métodos . . . . .	3
1.6 Organização do Trabalho . . . . .	4
<b>2 Motivação</b>	<b>5</b>
2.1 Fisiologia da Respiração . . . . .	5
2.2 Padrões Respiratórios . . . . .	6
2.3 Neuruciência comportamental e a respiração . . . . .	7
2.4 Aplicação do sistema . . . . .	7
<b>3 Desenvolvimento</b>	<b>9</b>
3.0.1 A escolha do sensor . . . . .	9
3.1 O funcionamento do termistor . . . . .	9
3.1.1 A equação de Steinhart–Hart . . . . .	10
3.1.2 O efeito de Autoaquecimento . . . . .	10
3.2 A evolução do circuito . . . . .	12
3.2.1 O divisor resistivo . . . . .	12
3.2.2 Lei de resfriamento de Newton . . . . .	13
3.2.3 Circuito utilizando o efeito do autoaquecimento . . . . .	13
3.2.4 Circuito regulador de corrente . . . . .	14

3.3	Resultados e medições do hardware . . . . .	17
3.3.1	Medição da variação do Termistor . . . . .	17
3.3.2	Fonte de tensão . . . . .	19
3.3.3	Máscara respiratória . . . . .	19
3.3.4	Teste do circuito com controle . . . . .	23
3.4	O Software . . . . .	25
3.4.1	Software de teste de conceitos . . . . .	25
3.4.2	Evolução do software para um sistema web . . . . .	32
<b>4</b>	<b>Conclusão</b>	<b>46</b>
4.1	Limitações . . . . .	46
4.1.1	Hardware . . . . .	46
4.1.2	Software . . . . .	46
4.2	Trabalhos futuros . . . . .	47
4.3	Considerações finais . . . . .	47
	<b>Referências Bibliográficas</b>	<b>49</b>
<b>A</b>	<b>Software teste de conceitos</b>	<b>51</b>

# Lista de Figuras

1.1	Representação completa do sistema . . . . .	4
3.1	Curva de resposta típica em termistores NTC de 10k $\Omega$ . . . . .	11
3.2	Divisor Resistivo . . . . .	12
3.3	Retificador de Tensão . . . . .	15
3.4	Circuito de Controle . . . . .	17
3.5	Variação da resistência do termistor em função da tensão . . . . .	18
3.6	Variação corrente no termistor em função da tensão . . . . .	18
3.7	Retificador de tensão . . . . .	19
3.8	Medição da tensão de saída do retificador . . . . .	19
3.9	Máscara respiratória . . . . .	20
3.10	Máscara respiratória . . . . .	21
3.11	Máscara respiratória . . . . .	22
3.12	Sinal de saída do circuito com controle no osciloscópio . . . . .	24
3.13	Leitor de porta USB . . . . .	26
3.14	Função simulada interpolada . . . . .	28
3.15	Relação entre $O(n^2)$ e $O(n \log(n))$ . . . . .	30
3.16	Resposta de um filtro Butterworth . . . . .	31
3.17	Resposta de um filtro Butterworth . . . . .	32
3.18	Resposta de uma janela de hamming . . . . .	33
3.19	Tabela Paciente banco relacional . . . . .	35
3.20	Dados exemplo da tabela paciente . . . . .	35
3.21	Relacionamento paciente x endereço . . . . .	35
3.22	Dados exemplo das tabelas paciente e endereço . . . . .	35
3.23	Relacionamento paciente x endereço . . . . .	36
3.24	Dados exemplo das tabelas paciente e endereço . . . . .	36
3.25	Coleção "Paciente"no banco de dados não relacional . . . . .	37
3.26	Coleção "Endereço"no banco de dados não relacional . . . . .	37
3.27	Tela de Cadastros . . . . .	38
3.28	Paciente Salvo . . . . .	38
3.29	Paciente Salvo no Banco de Dados . . . . .	39

3.30 Mensagem de Erro ao salvar Paciente . . . . .	39
3.31 Campo com CPF inválido . . . . .	39
3.32 Campo com CPF válido . . . . .	40
3.33 Tela de Experimento . . . . .	40
3.34 Lista de experimentos existentes no banco de dados . . . . .	40
3.35 Tela para upload de arquivo .csv . . . . .	41
3.36 Tela Principal . . . . .	42
3.37 Tela Principal . . . . .	42
3.38 Equação de diferenças . . . . .	43
3.39 Análise de Fourier . . . . .	43
3.40 Exibindo valor do ponto no gráfico . . . . .	44
3.41 Selecionando área do gráfico desejada . . . . .	44
3.42 zoom na área selecionada . . . . .	45

# Lista de Tabelas

# Lista de Símbolos

$\emptyset$	Conjunto vazio, p. 1
$\mathbb{R}$	Conjunto dos números reais, p. 1

# Lista de Abreviaturas

COPPE	Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia, p. 1
POLI-UFRJ	Escola Politécnica da Universidade Federal do Rio de Janeiro, p. 1



# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Tema

O tema do trabalho é o desenvolvimento de um sistema de medição da frequência respiratória dentro de uma faixa sensível para respostas psicofisiológicas. Este sistema inclui um software com uma interface digital para a exibição e um dispositivo de medida para a extração de dados que auxiliarão em estudos os quais correlacionam alguns parâmetros da frequência respiratória com funções psicofisiológicas, como aquelas observadas sob alterações cognitivas, emocionais, sob estresse e doenças mentais.

### 1.2 Delimitação

O objeto de estudo é um sistema capaz de mensurar comportamentos respiratórios tais quais a frequência e o período de inspiração e expiração, para, a partir desse, analisar a viabilidade de desenvolvimento de um sistema com baixo custo voltado ao uso científico. As medições terão como finalidade a obtenção de dados, referentes à frequência respiratória, a serem utilizados em experimentos que vinculem comportamentos saudáveis e suas variantes clínicas à respiração humana. O estudo limita-se à obtenção, processamento e exibição desses dados, não abrangendo, a priori, interpretações acerca das correlações obtidas em eventuais medições realizadas, além de possuir, em princípio, finalidade meramente científica, sem conter qualquer estudo sobre viabilidade comercial de produtos que venham a ser desenvolvidos. O dispositivo desenvolvido não é o objeto principal deste trabalho e apenas possui a finalidade de gerar dados reais. As limitações identificadas no circuito serão tratadas, mas não serão objeto de estudos ou melhorias.

## 1.3 Justificativa

Segundo Sebastião Gusmão [1], a medicina como ciência, baseada na interpretação natural da doença e não em magia e empirismo, como ocorria na medicina arcaica, tem sua origem no século V a.C com Hipócrates (c. 460-375 a.C). Desde então, análises e estudos sobre o funcionamento do corpo humano, bem como as interações deste com o meio ambiente, vêm sendo realizados em constante evolução. Hoje, sabe-se que o organismo humano é composto de diversas partes que, em conjunto, garantem o seu funcionamento adequado. O corpo é, portanto, um sistema complexo no qual atuam diversas variáveis. Sendo assim, grande parte dos estudos científicos atuais voltam seus métodos e análises ao estudo dos parâmetros que possuem influências para o bom ou mal funcionamento do organismo. Atualmente, sabe-se que diversas doenças psicofisiológicas produzem variações no funcionamento normal do corpo, como alterações na produção de determinados hormônios, no batimento cardíaco, na pressão arterial ou na concentração de  $CO_2$  no sangue.

Estudos recentes demonstram que é possível, por exemplo, induzir pânico em ratos apenas alterando a concentração de  $O_2$  ou de  $CO_2$  do ar por eles respirado [2] [3]. A respiração humana é, assim como nos ratos, o processo natural responsável pela troca do  $CO_2$  com o  $O_2$ .

Ao realizar uma análise de correspondência (correlação, regressão, inferência etc.) entre determinado comportamento biológico e algum quadro clínico específico, o pesquisador necessita realizar, de alguma maneira, a mensuração das variáveis que compõem o comportamento com acurácia e significado preditivo para a sensibilidade e a especificidade dos resultados. Nesse sentido, o desenvolvimento de um sistema de baixo custo capaz de coletar dados referentes ao comportamento respiratório torna-se parte essencial à evolução do estudo científico.

Munido dessa motivação, neste trabalho, apresentam-se estudos para viabilidade do desenvolvimento de uma tecnologia com baixo custo capaz de monitorar o comportamento do fluxo respiratório de pacientes, servindo, então, como base para estudos científicos nas áreas de psicofisiologia e neurociência comportamental.

## 1.4 Objetivos

O objetivo geral deste estudo é, então, construir um sistema (software e hardware) capaz de realizar a análise de dados mensurados, referentes à frequência respiratória em humanos, incluindo parâmetros que possam ser utilizados em pesquisas psicofisiológicas. Desta forma, tem-se como objetivos específicos: (1) Realizar a mensuração da frequência respiratória (2) desenvolver os métodos de medida da frequência respiratória para extrair suas variantes no domínio do tempo e da frequência; e (3)

Possibilitar a exportação dos dados para análises futuras.

## 1.5 Métodos

O sistema alvo deste trabalho foi projetado para ser constituído de duas partes:

- 1- Software capaz de receber os dados de entrada, realizar operações matemáticas, exibir e exportar dados.
- 2- Hardware capaz de realizar a aquisição do sinal respiratório, quantizar e se comunicar com o software.

O software é composto por um sistema capaz de realizar a leitura do hardware através de uma porta USB e por um sistema web programado em Python, utilizando o framework Flask, responsável por armazenar medições, bem como informações sobre pacientes e experimentos, em um banco de dados, realizar operações matemáticas, como análise de Fourier, e exibir os resultados em um gráfico interativo.

O hardware, por sua vez, foi projetado para ser o responsável pela aquisição do sinal respiratório, utilizando o termistor, que é um resistor variável com a temperatura, escolhido principalmente por suas propriedades de autoaquecimento e pela variação exponencial de sua resistência em relação à mudança na temperatura, diferente de grande parte dos demais sensores, que possuem uma relação linear entre essas variáveis. Trabalhar com um sensor cuja curva característica é exponencial facilita detecções de pequenas variações na temperatura, gerando grandes mudanças na resistência; em contrapartida, adiciona complexidade ao sistema, dado que trabalhar com relações lineares é, em geral, mais simples. A escolha do termistor é portanto perfeita porque sua contrapartida sequer implica complicações para o sistema deste trabalho, dado que, em princípio, não interessa uma medição precisa da temperatura, mas sim o registro dos eventos de inspiração e expiração.

Por derradeiro, o sistema completo, representado na figura 1.1, é composto de uma fonte capaz de entregar ao sensor corrente suficiente para que o termistor entre em estado de autoaquecimento e atinja uma temperatura alta o suficiente para se tornar sensível à variação provocada pelos fluxos de ar, um circuito de controle responsável por controlar a corrente de entrada no termistor, impedindo que esse queime ao aquecer indefinidamente, um microcontrolador que irá quantizar a leitura da tensão de entrada e enviar o sinal quantizado ao computador através de uma porta USB, um software responsável por realizar a leitura da porta USB e armazenar os dados em um arquivo .csv e um sistema web onde o pesquisador poderá acessar remotamente os resultados das medições, realizar operações matemática e análises gráficas.

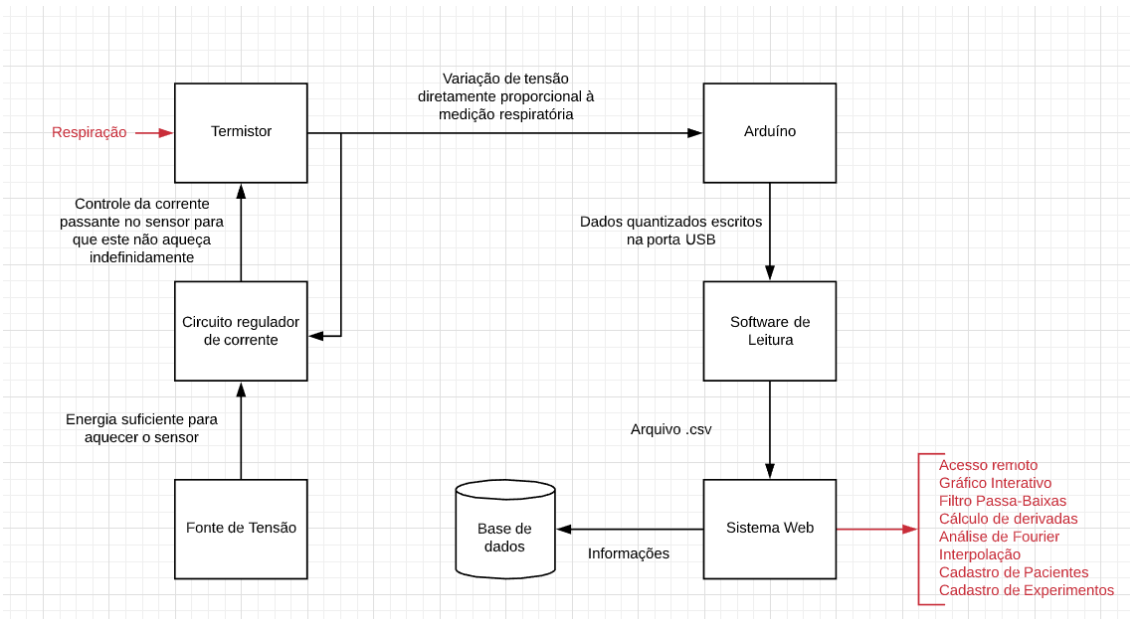


Figura 1.1: Representação completa do sistema

## 1.6 Organização do Trabalho

Nos próximos capítulos, serão apresentados em mais detalhes as aplicações, o desenvolvimento e os resultados obtidos com esse trabalho, organizados da seguinte forma:

O capítulo 2 apresentará a motivação para o desenvolvimento do sistema, as aplicações no campo da medicina e um resumo do funcionamento fisiológico da respiração humana.

O capítulo 3 tratará sobre desenvolvimento do sistema, hardware e software bem como o raciocínio por trás da arquitetura.

O capítulo 4 será destinado à conclusão desse projeto, com o protótipo construído no último ciclo de desenvolvimento, limitações encontradas ao longo das etapas e também possíveis melhorias para trabalhos futuros.

# Capítulo 2

## Motivação

### 2.1 Fisiologia da Respiração

A respiração possibilita trocas gasosas em vista da produção de energia no organismo pela absorção de oxigênio e eliminação do gás carbônico. Ela é, em resumo, um ato semiautomático no qual um controle involuntário é exercido por centros respiratórios no tronco encefálico e um controle voluntário é exercido por centros motores de músculos acessórios da respiração no córtex motor. O processo respiratório compreende quatro processos [4]; são eles:

- 1- Ventilação Pulmonar: Com o objetivo de levar o ar aos alvéolos, distribuindo-o adequadamente.
- 2- Trocas Gasosas: Devido a diferença de pressão parcial dos gases  $O_2$  e  $CO_2$  nos alvéolos e no sangue, ocorre a passagem dos mesmos através da membrana alveolocapilar.
- 3- Transporte Sanguíneo dos Gases: Tanto na etapa anterior quanto nesta etapa, é importante a interação dos processos respiratórios com o sistema circulatório. A circulação sistêmica promove a distribuição periférica do oxigênio e a extração de  $CO_2$ , havendo a captação de  $O_2$  pela hemoglobina.
- 4- Respiração Celular: Etapa terminal do processo e sua finalidade maior. Por meio da respiração celular, consubstancia-se a utilização celular do oxigênio por meio das cadeias enzimáticas mitocondriais.

A ventilação ocorre por meio da ação de músculos respiratórios, que se contraem de maneira coordenada aumentando e reduzindo o volume da cavidade torácica. A inspiração possui como músculo principal o diafragma [5], que se contrai, desce e expande a cavidade torácica, comprimindo então o conteúdo abdominal e empurrando para fora a parede abdominal. Concorrentemente, os músculos da caixa torácica

também expandem o tórax, em especial, os músculos escalenos, que percorrem das vértebras cervicais às duas primeiras costelas, e os músculos intercostais paraesternais, que possuem um trajeto desde o externo até as costelas. Na medida em que o tórax se expande, a pressão intratorácica diminui, deslocando o ar da árvore traqueobrônquica para os alvéolos, preenchendo os pulmões em expansão. O oxigênio é, então, difundido para os capilares pulmonares adjacentes, enquanto o dióxido de carbono sai do sangue para os alvéolos. A expiração ocorre de maneira passiva, em decorrência da retração elástica dos pulmões e pelo relaxamento dos músculos respiratórios.

Em estado normal, a respiração é tranquila, audível próximo à boca, sendo possível observar apenas os movimentos abdominais com facilidade. Contudo, durante a prática de atividade física, ou em decorrência de determinadas doenças, faz-se necessário um esforço respiratório adicional, recrutando músculos acessórios e demandando ainda mais esforço dos músculos abdominais, que passam a auxiliar também na expiração.

## 2.2 Padrões Respiratórios

A faixa de frequência padrão para adultos normais é de, aproximadamente, 14 a 20 incursões por minuto e até 44 em lactantes. Em sua normalidade, a inspiração e expiração possuem o mesmo tempo e amplitude, sendo intercalados por uma leve pausa. No momento em que uma dessas características é modificada, surgem os ritmos respiratórios anormais, tais como a respiração de Cheyne-Stokes, respiração de Biot, respiração de Kussmaul e respiração suspirosa.

Respiração de Cheyne-Stokes: Frequentemente causada por insuficiência cardíaca, hipertensão intracraniana, acidentes vasculares cerebrais e traumatismos cranioencefálicos. Caracteriza-se por uma fase de apneia seguida de incursões inspiratórias cada vez mais profundas até atingir um máximo e, em seguida, decrescer até uma nova pausa. Esse comportamento ocorre devido a variações da tensão de  $O_2$  e  $CO_2$  no sangue. O excesso de  $CO_2$  durante o período de apneia obriga os centros respiratórios a enviar estímulos mais intensos, resultando em um aumento da amplitude dos movimentos respiratórios, em consequência, haverá uma maior eliminação de  $CO_2$  fazendo com que a concentração deste no sangue decaia. Após essa queda, os centros respiratórios recebem o comando inverso, enviando estímulos menores e diminuindo a amplitude dos movimentos respiratórios até que aumente novamente a concentração de  $CO_2$  no sangue e o ciclo se repita.

Respiração de Biot (ou atáxica): As causas dessa respiração são similares às da respiração de Cheyne-Stokes, porém, no ritmo de Biot, a respiração possui duas etapas, uma de apneia seguida de outra com movimentos respiratórios anárquicos

quanto ao ritmo e à amplitude. Esse padrão respiratório quase sempre indica um grave comprometimento cerebral.

Respiração de Kussmaul: Costuma ser causada pela acidose (diminuição do PH sanguíneo para menos de 7,35[aumento de H<sup>+</sup>]), principalmente a diabética. O padrão respiratório é composto de quatro fases: Inspirações ruidosas, gradativamente mais amplas, alternadas com inspirações rápidas e de pequena amplitude; Apneia em inspiração; Expirações ruidosas, gradativamente mais profundas, alternadas com inspirações rápidas e de pequena amplitude; E apneia em expiração.

Respiração suspirosa: Normalmente, pode ser traduzida em tensão emocional e ansiedade. Seu padrão ocorre quando o paciente executa uma série de movimentos inspiratórios de amplitude crescente, seguidos de uma expiração breve e rápida.

Além desses padrões respiratórios, existem diversos outros padrões observados (como a Taqypneia, Bradpneia, Respiração obstrutiva e Hiperpneia) que possuem correlação com patologias ou alterações emocionais e, portanto, existe um vasto campo de estudo acerca desse tema.

## 2.3 Neuruciência comportamental e a respiração

Além de sua correlação com patologias, o padrão respiratório também é afetado em decorrência de alterações comportamentais e, por sua vez, o mecanismo sensório-motor relacionado à atividade respiratória exerce uma influência sistemática nos processos motores, perceptivos, emocionais e cognitivos [6]. Estudos apontam que, apesar do ritmo respiratório ser controlado pelo tronco cerebral, seu ritmo não é fixo. Uma variedade de estados emocionais e cognitivos, incluindo ansiedade e estresse, podem modificar a frequência e amplitude da respiração, assim como a respiração pode exercer impacto direto na emoção e cognição [7]. Em contrapartida à respiração bucal, o fato do sistema olfativo ser intimamente ligado às regiões cerebrais límbicas, mediando emoções, memória e comportamento sugere um caminho robusto pelo qual a respiração nasal pode moldar a atividade elétrica rítmica em áreas límbicas a jusante. Em outras palavras, para estudos de neurociência comportamental, a medição da respiração nasal possui um protagonismo em relação à bucal por estar mais intimamente ligado ao sistema límbico, responsável pelas emoções.

## 2.4 Aplicação do sistema

Esse trabalho é fruto da cooperação entre a Faculdade de Medicina e a Engenharia Eletrônica, representadas pelos professores Tiago Arruda Sanchez e Carlos José Ribas D'Avila respectivamente. O professor Tiago desenvolve estudos na área de

neurociência comportamental no laboratório de neuroimagem e psicofisiologia, situado no Hospital Universitário Clementino Fraga Filho. Com a principal finalidade de auxiliar em estudos nas áreas de interesse do laboratório, o desenvolvimento do sistema visa trazer mais insumos às análises realizadas nos diversos projetos existentes no laboratório. Conforme mencionado na sessão 2.2, existem diferentes padrões respiratórios já observados para os quais é possível obter uma correlação com patologias e alterações emocionais e comportamentais. Por derradeiro, a existência de um sistema capaz de obter dados referentes ao comportamento respiratório, processar e exibir seus dados transcreve-se em um ganho à neurociência comportamental pelo qual este projeto se justifica.



# Capítulo 3

## Desenvolvimento

### 3.0.1 A escolha do sensor

Existem diversas maneiras possíveis para a obtenção do sinal respiratório. Pensando na finalidade deste projeto, era desejável o desenvolvimento de um sistema de baixo custo (contrário aos equipamentos já existentes) e que fosse capaz de captar informações referentes ao período e à amplitude dos processos de inspiração, expiração e apneia, seja pela respiração nasal ou bucal. Existem diversos sensores possíveis de serem utilizados para esse tipo de medição. A utilização de uma cinta respiratória, fixada na altura da caixa torácica é, atualmente, a maneira mais frequentemente utilizada para obter esse tipo de medição, seu funcionamento é explicado pela expansão da caixa torácica no processo de inspiração. Contudo, apesar de sua larga utilização, a cinta torna-se imprecisa ao atingir determinado nível de expansão torácica e, para a medição em estudos de neurociência comportamental, o desconforto causado pelo equipamento pode comprometer a análise, uma vez que, quando as pessoas concentram a atenção ou realizam uma tarefa cognitivamente exigente, sua respiração muda; em alguns casos, a respiração tende a ser inibida, em outros, parece acelerar e / ou alterar seu volume [8]. Com base nesses limitantes, foi escolhida a utilização do termistor. Ainda que, em um primeiro momento, a utilização de uma máscara adaptada seja necessária, o tamanho e a natureza do sensor dão maior flexibilidade para, em um momento posterior, o desenvolvimento de um suporte menos invasivo.

### 3.1 O funcionamento do termistor

O termistor é um resistor variável com a temperatura, característica pela qual seu nome é inspirado (temperatura + resistor), geralmente composto por uma liga que contém cerâmica e outros polímeros. Suas aplicações mais habituais costumam acontecer em circuitos de monitoramento e controle de temperatura ou como limitador de corrente de partida. São separados, basicamente, em duas categorias:

- NTC (Negative Temperature Coefficient): São termistores que diminuem a sua resistência à medida em que a temperatura aumenta; E
- PTC (Positive Temperature Coefficient): Termistores que aumentam a sua resistência com o aumento da temperatura.

### 3.1.1 A equação de Steinhart–Hart

A curva de variação da resistência de um termistor em função de sua temperatura pode ser descrita pela equação de Steinhart–Hart<sup>3.1</sup> em sua forma inversa 3.2. A característica logarítmica da resposta na qual a resistência varia em função da variação de temperatura (figura 3.1) é, em grande parte das vezes, uma das principais vantagens do seu uso, visto que pequenas variações na temperatura provocam grandes alterações na resistência, fazendo com que o sensor seja mais suscetível a detectar pequenas mudanças na temperatura.

$$\frac{1}{T} = a + b \ln(R) + c(\ln(R))^3 \quad (3.1)$$

sendo:

- T: Temperatura em Kelvins;
- R: Resistência em ohms ( $\Omega$ );E
- a,b e c: Coeficientes de Steinhart–Hart, que são variáveis conforme o tipo de material e a construção do termistor.

$$\begin{aligned} R &= \exp\left(\sqrt[3]{\beta - \frac{\alpha}{2}} - \sqrt[3]{\beta + \frac{\alpha}{2}}\right), \\ \alpha &= \frac{1}{c}\left(a - \frac{1}{T}\right), \\ \beta &= \sqrt{\left(\frac{b}{3c}\right)^3 + \left(\frac{\alpha}{2}\right)^2} \end{aligned} \quad (3.2)$$

### 3.1.2 O efeito de Autoaquecimento

Como toda resistência, o termistor dissipa energia elétrica na forma de calor. Portanto, ao aplicar uma corrente no sensor, é induzido um efeito de autoaquecimento. A relação da potência elétrica dissipada é dada pela equação 3.3, e a relação entre potência e temperatura pode ser obtida através da equação 3.4. Fazendo  $P_E = P_T$ , é possível chegar à equação 3.5.

---

<sup>1</sup>Fonte: <http://www.squids.com.br/arduino/index.php/projetos-arduino/projetos-squids/basico/159-projeto-42-comparando-sensores-de-temperatura-ntc-10k-dht11-e-lm35>

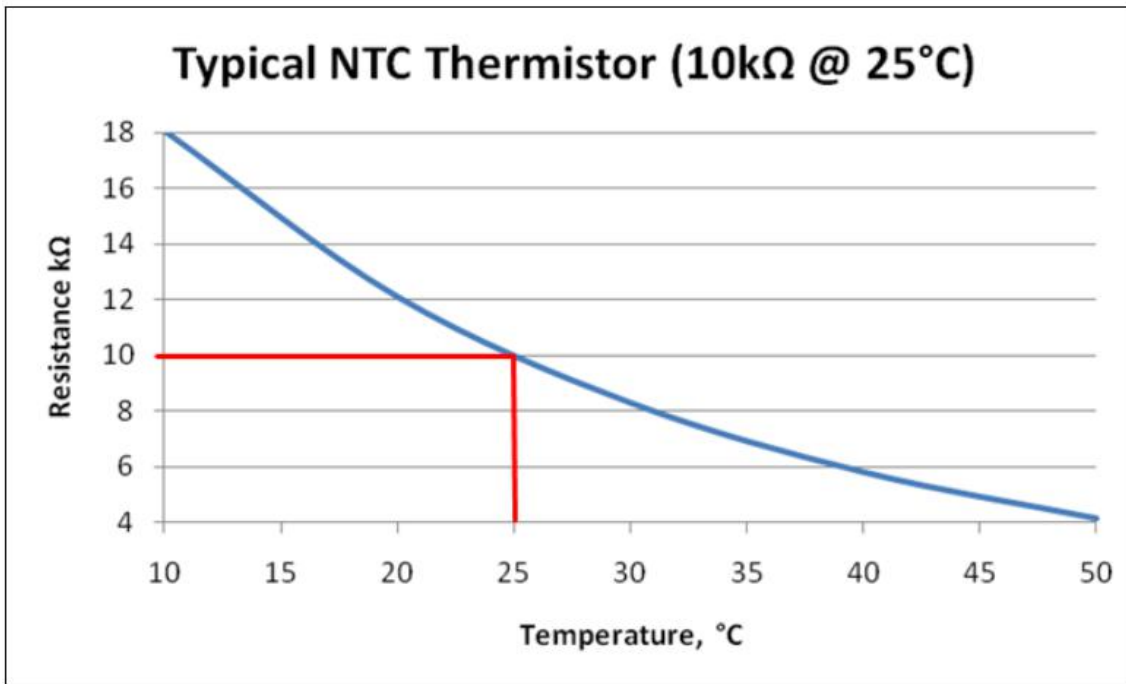


Figura 3.1: Curva de resposta típica em termistores NTC de  $10\text{k}\Omega^1$

$$P_E = I.V \quad (3.3)$$

sendo:

- $P_E$ : Potência elétrica dissipada;
- $I$ : Corrente elétrica;E
- $V$ : Tensão entre os terminais.

$$P_T = K(T_{(R)} - T_0) \quad (3.4)$$

sendo:

- $P_T$ : Potência;
- $K$ : Fator de dissipação do termistor;
- $T_{(R)}$ : Temperatura em função da resistência;E
- $T_0$ : Temperatura ao redor do termistor.

$$T_0 = T_{(R)} - \frac{V^2}{K.R} \quad (3.5)$$

## 3.2 A evolução do circuito

### 3.2.1 O divisor resistivo

A priori, a medição da frequência respiratória seria obtida indiretamente pela variação da temperatura do ar próximo à narina do paciente, uma vez que, em um ambiente controlado, o ar inalado possui uma temperatura inferior à do ar exalado. Valendo-se da propriedade logarítmica do termistor, uma pequena variação de temperatura ambiente ocasionada pelo processo de expiração ocasionaria uma mudança exponencial no valor da resistência. Por esse motivo, na origem do projeto, era esperada uma medição simples, obtida por meio da variação de tensão em um divisor resistivo composto por um termistor e uma resistência padrão (Figura: 3.2).

Foi construído o primeiro divisor resistivo apenas com base na informação de que o sensor adquirido tratava-se de um termistor NTC (do inglês Negative Temperature Coefficient) com resistência em temperatura ambiente de  $10K\Omega$ , sem acesso ao datasheet do componente. Foi utilizada uma fonte de alimentação comercial de  $12V$  e foram utilizados diversos valores entre  $10K\Omega$  e  $330\Omega$  para a resistência  $R_2$ ; contudo para nenhum valor de  $R_2$  era observada qualquer alteração de tensão na medida em que o ar era exalado próximo ao sensor, contrariando ao que era esperado, dado que a queda de tensão em cima do termistor deve ser variável junto à alteração na resistência. Contudo, em decorrência da Lei de resfriamento de Newton 3.2.2, devido à pequena alteração na temperatura, o sensor, apesar de sensível à variações nessa faixa, não era capaz de responder rápido o suficiente para captar a inspiração e expiração, adotando algo em torno de uma temperatura média entre esses dois estágios.

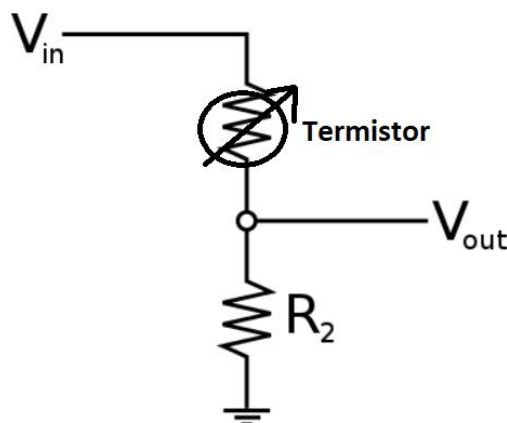


Figura 3.2: Divisor Resistivo

### 3.2.2 Lei de resfriamento de Newton

A lei de resfriamento de Newton (3.6) indica que a taxa com que um corpo perde calor é proporcional à diferença de temperatura entre o corpo e o meio no qual ele se encontra. Valendo-se desse princípio, nota-se que uma baixa diferença de temperatura resultaria em um maior tempo de resposta do sensor.

$$\frac{dQ}{dt} = h.A.(T(t) - T_{env}) = h.A\Delta T(t) \quad (3.6)$$

onde:

$Q$ : Energia térmica

$t$ : Tempo

$h$ : Coeficiente de transferência de calor

$A$ : Área de transferência de calor

$T$ : Temperatura do objeto

$T_{env}$ : Temperatura do ambiente

$$T_0 = T(R) - \frac{V^2}{KR} \quad (3.7)$$

onde:

$T_0$ : Temperatura do meio

$T(R)$ : Temperatura do termistor em função de sua resistência

$V$ : Diferença de potencial entre os terminais do termistor

$K$ : Fator de dissipação do termistor

$R$ : Resistência

### 3.2.3 Circuito utilizando o efeito do autoaquecimento

Em decorrência da lei de resfriamento de Newton 3.2.2 e considerando a baixa variação de temperatura para esse tipo de medição, seria inviável a realização da medida diretamente pela diferença de temperatura entre inspiração e expiração, dada a velocidade de resposta necessária para a obtenção dos dados de forma confiável e a utilização de equipamentos de baixo custo como requisito. Para contornar esse problema, foi utilizada a propriedade de autoaquecimento do termistor (3.7), que passou a ser utilizado como um sensor de fluxo. Ou seja, o sistema não mais tenta inferir a

frequência respiratória com base no aumento da temperatura ambiente ocasionada pela saída de ar quente do corpo humano. Ao contrário, o circuito aplica uma corrente muito alta no sensor forçando-o a atingir por conta própria uma temperatura ainda maior em seu estado permanente. No momento de seu encontro com qualquer fluxo de ar resultante da respiração humana, o sensor apresenta uma alta queda de temperatura, registrando, de forma mais nítida o momento da ação respiratória.

Ao aplicar uma alta corrente no sensor, é induzido então um aumento na temperatura deste. Em decorrência desse aumento, é possível observar uma maior variação de temperatura no sensor devido ao fluxo de ar e, por conseguinte, uma maior taxa para transferência de calor e um menor tempo de resposta por parte do termistor. Contudo, para atingir uma faixa de temperatura sensível, capaz de gerar uma resposta visível ao expor o sensor à respiração, o circuito necessita de uma tensão elevada, acima das entregues por fontes comerciais padrão, que costumam variar entre  $5V$  e  $12V$ , gerando a necessidade de projetar um retificador de tensão capaz de converter a tensão de corrente alternada entregue pela rede elétrica residencial em uma tensão contínua alta o suficiente para fornecer ao termistor a corrente demandada.

Realizando testes de bancada, com um gerador de tensão variando de  $0V$  à  $30V$  e uma resistência de  $330\Omega$  em série com o termistor, foi possível atingir uma temperatura sensível ao sopro. Entretanto, ao aplicar uma tensão em torno de  $22V$ , o sensor demorava um tempo considerável para aquecer novamente, tornando-o inviável para medir o comportamento respiratório dada a frequência do sopro em uma respiração normal. Aumentando a tensão para  $28V$ , já era possível observar uma atenuação considerável na queda da temperatura, dado que o termistor era capaz de se aquecer mais rápido. O problema gerado por esse aumento de tensão deve-se ao fato de que, quanto maior é a corrente, maior é o autoaquecimento e, quanto maior a temperatura, menor é a resistência, gerando um aumento ainda maior na corrente passante que, por sua vez, aumenta ainda mais a temperatura até que o sensor atingia um patamar no qual queimava, caso não houvesse nenhum sopro forçando a temperatura a diminuir.

Para suprir o fornecimento de tensão em corrente contínua em torno dos  $28V$  foi necessário construir um retificador de tensão, uma vez que as fontes padrão, encontradas no mercado, costumam fornecer tensão menor que a desejada. O circuito projetado para a fonte de corrente encontra-se na figura 3.3.

### 3.2.4 Circuito regulador de corrente

Se por um lado, o aumento da tensão era importante para que a temperatura não decaísse constantemente ao iniciar a medição respiratória, por outro, o sistema precisava ser protegido para que a corrente não atingisse um determinado patamar que

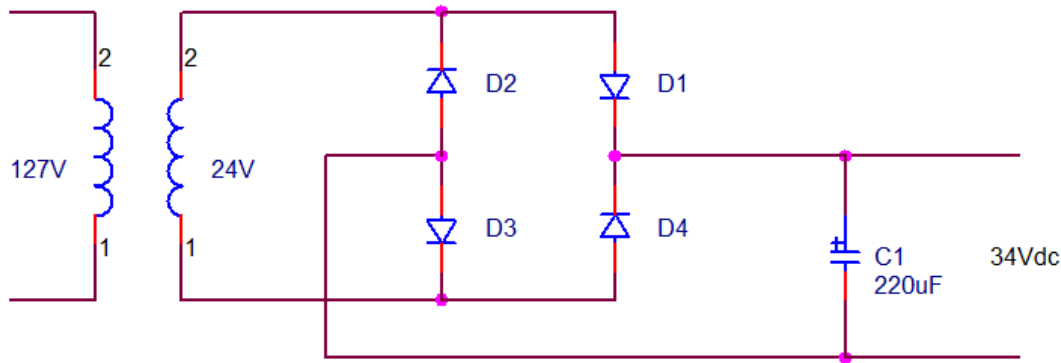


Figura 3.3: Retificador de Tensão

danificasse o componente. O ajuste mais simples para regular a corrente em um componente costuma ser adicionar uma resistência em série, diminuindo a corrente por uma mera consequência da lei de ohm (3.8). Contudo, por se tratar de uma resistência variável, a tensão necessária para o aquecimento do termistor em seu estado inicial era maior que a tensão necessária para mantê-lo abaixo de um patamar seguro após a diminuição de sua resistência pelo efeito do autoaquecimento. Foi desenvolvido então em um circuito não linear (Figura: 3.4), que, em teoria, forneceria uma alta tensão para o termistor até que sua resistência variasse e a corrente passante atingisse um patamar determinado. O comportamento esperado para o circuito seria o seguinte:

- 1- Quando o circuito é ligado, o amplificador operacional é levado à saturação pela relação de ganho da topologia, considerando a resistência do termistor na temperatura ambiente ( $10k\Omega$ ) e a resistência da entrada inv para a terra ( $330\Omega$ ). Esse valor é  $A = 1 + \frac{10}{0,33} \approx 31$ . O que, de fato, faz o amplificador operacional operar na região não-linear e conduz a saída à saturação, para o valor de  $5V$  na entrada não-inv.
- 2- Considerando que a saída do amplificador operacional sature a uma voltagem um pouco abaixo de  $30V$ , digamos,  $28,5V$ , então a voltagem no emissor de Q1 será, aproximadamente,  $V_e \approx 28V$ . Nessa situação, a corrente que circula pelo termistor é de  $I = \frac{28}{10,33} \approx 2,7mA$ . A voltagem na entrada inv do amplificador operacional será, então,  $V_{inv} = 330 * 2,7 \approx 890mV$ , o que mantém o amplificador operacional saturado.
- 3- Com a corrente de  $2,7mA$  circulando, o termistor começa a aquecer e diminui a

sua resistência. Nessa situação, a voltagem sobre o resistor de  $330\Omega$  aumenta, elevando a corrente sobre o termistor e diminuindo ainda mais a sua resistência.

- 4- O amplificador operacional sai da região de saturação e passa a operar na região linear, quando a resistência do termistor cair a um valor que produza  $5V$  sobre o resistor de  $330\Omega$  (entrada inv do amplificador operacional). Esse valor é dado, aproximadamente, por  $28 = 5(1 + \frac{R_{termistor}}{330}) \Rightarrow R_{termistor} \approx 1500\Omega$
- 5- É importante observar que o termistor seguirá aquecendo e reduzindo a sua resistência. Porém, a corrente sobre ele não irá aumentar. Isso ocorre porque o amplificador operacional, na região linear, força que as suas entradas sejam iguais, fixando o valor de  $5V$  sobre o resistor de  $330\Omega$ . Nessa condição, a corrente no termistor será fixada em  $I = \frac{5}{0,33} \approx 15mA$ .
- 6- O termistor segue aquecendo e reduzindo a sua resistência, até que seja atingido um ponto de equilíbrio térmico para a troca de calor com o ambiente. Esse equilíbrio térmico ocorre porque a potência dissipada no termistor reduz devido à diminuição da resistência, uma vez que a corrente permanece constante. Observe que, por desconhecermos as características do dispositivo utilizado, não temos como realizar uma previsão teórica para esse valor. Por isso, dependendo da temperatura máxima suportada pelo termistor, esse funcionamento pode levar à queima do componente, antes que a condição de equilíbrio seja alcançada. Como foi mostrado, o valor da corrente que circula pelo termistor é determinada pela voltagem de entrada e pelo resistor de  $330\Omega$ . Observe que na escolha desse valor de corrente há um compromisso entre o valor da temperatura a ser atingida, para que o efeito de auto-aquecimento produza uma resposta significativa às variações de fluxo, e a temperatura máxima suportada pelo dispositivo, para que não ocorra a queima.
- 7- Uma vez no equilíbrio, se o fluxo de ar ao redor do dispositivo variar, a troca de calor com o meio ambiente irá variar e fará a temperatura do dispositivo variar. Nessa situação, a resistência do termistor varia e a voltagem no emissor de Q1 irá variar na mesma proporção, permitindo obter um sinal correspondente ao fluxo de ar.



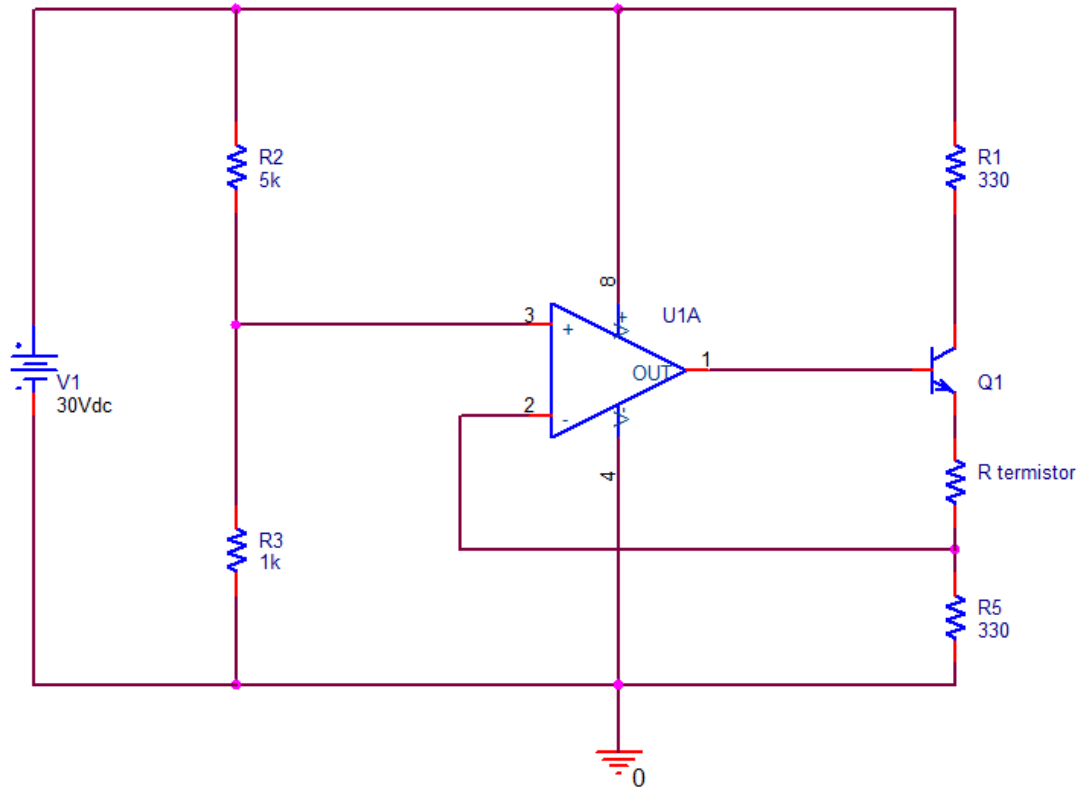


Figura 3.4: Circuito de Controle

$$V = R.I \quad (3.8)$$

Onde:

$V$ : Tensão

$R$ : Resistência

$I$ : Corrente

### 3.3 Resultados e medições do hardware

#### 3.3.1 Medição da variação do Termistor

Para entender melhor o comportamento do termistor e a forma com que ele variava sua resistência devido o efeito do autoaquecimento, sem acesso ao datasheet do mesmo, foram realizadas medições utilizando o divisor resistivo, colocando o termistor em série com um resistor fixo de  $330\Omega$  e uma fonte de bancada com fornecimento

de tensão variável entre 0V e 30V. A curva de variação pode ser observada no gráfico das figuras 3.5 e 3.6.

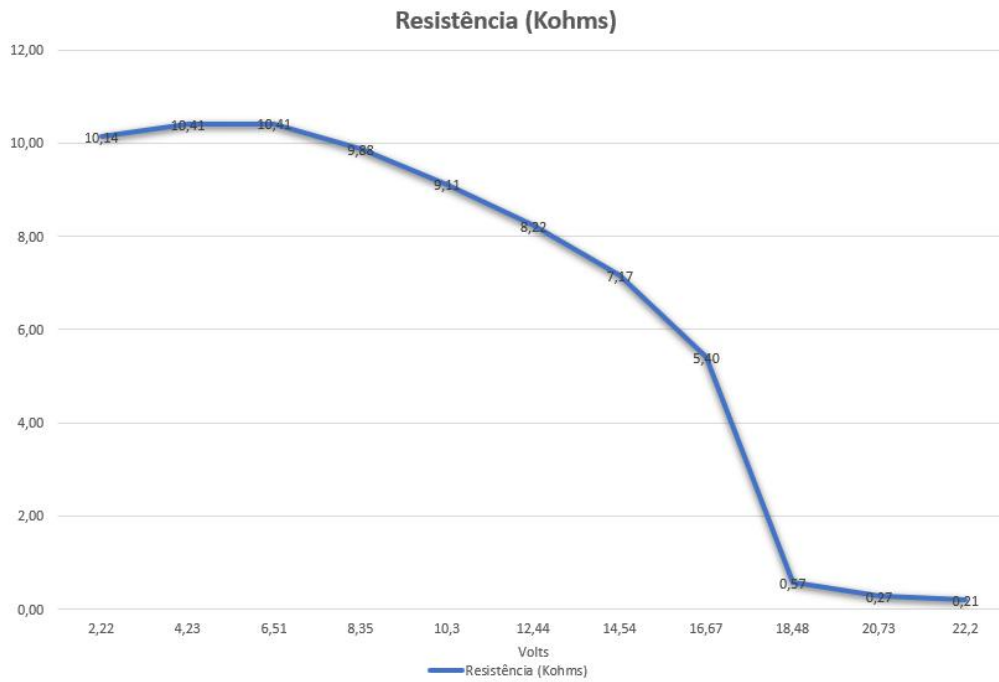


Figura 3.5: Variação da resistência do termistor em função da tensão

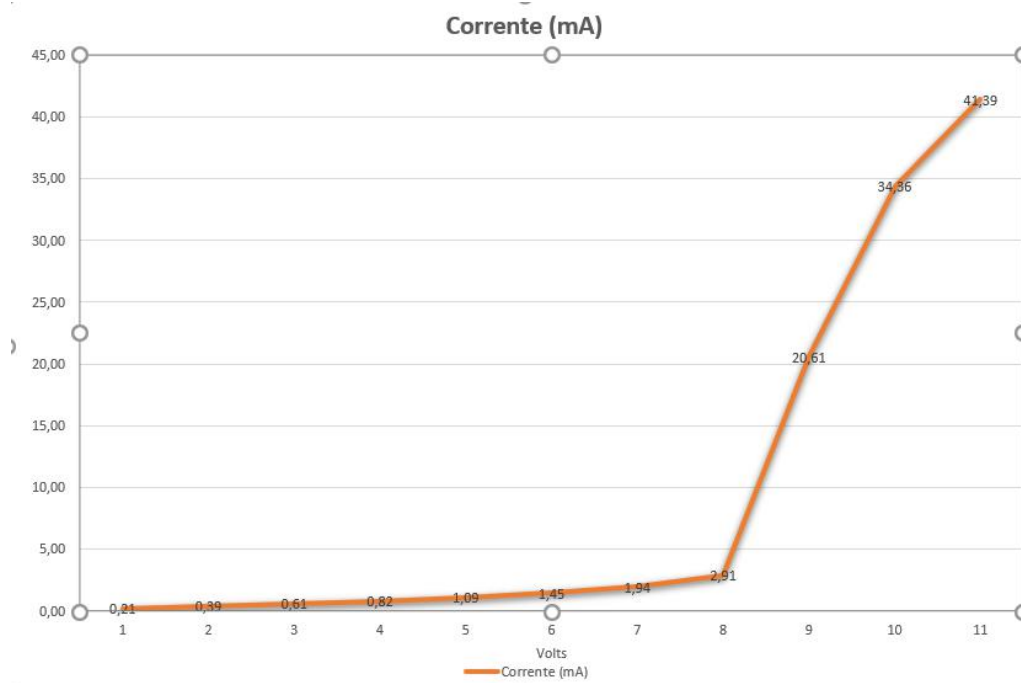


Figura 3.6: Variação corrente no termistor em função da tensão

### 3.3.2 Fonte de tensão

Para entregar a tensão necessária ao circuito foi construído o retificador da figura 3.7, capaz de entregar uma tensão de saída na ordem de 34V conforme a medida da figura 3.8

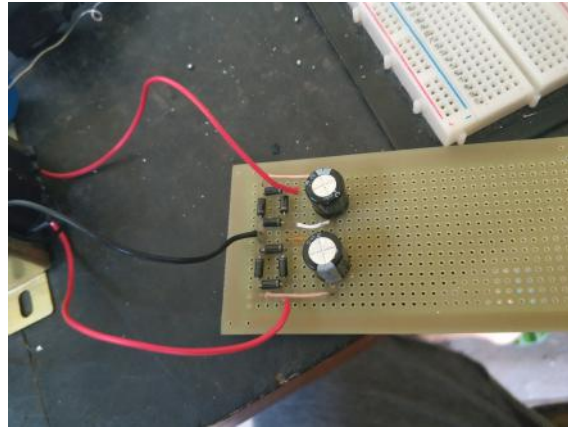


Figura 3.7: Retificador de tensão



Figura 3.8: Medição da tensão de saída do retificador

### 3.3.3 Máscara respiratória

Para acomodar o sensor e forçar o contato do fluxo de ar, tanto da expiração quanto da inspiração, em sua superfície, foi adaptada uma máscara de nebulização. A saída de ar foi vedada com fita isolante, o sensor alocado em sua parte inferior e pequenos furos foram realizados por onde ocorrerá a troca de ar com o meio externo. O protótipo pode ser observado nas figuras 3.9, 3.10 e 3.11.



Figura 3.9: Máscara respiratória



Figura 3.10: Máscara respiratória



Figura 3.11: Máscara respiratória

### **3.3.4 Teste do circuito com controle**

Após realizar uma medição respiratória de teste, foi obtido o sinal da figura 3.12, no qual aparece nítida a resposta do sistema ao submeter o sensor ao fluxo de ar da respiração. Entretanto, ao expor o sensor a um período prolongado, foi possível observar que o efeito do resfriamento contínuo continuava a ser reproduzido.



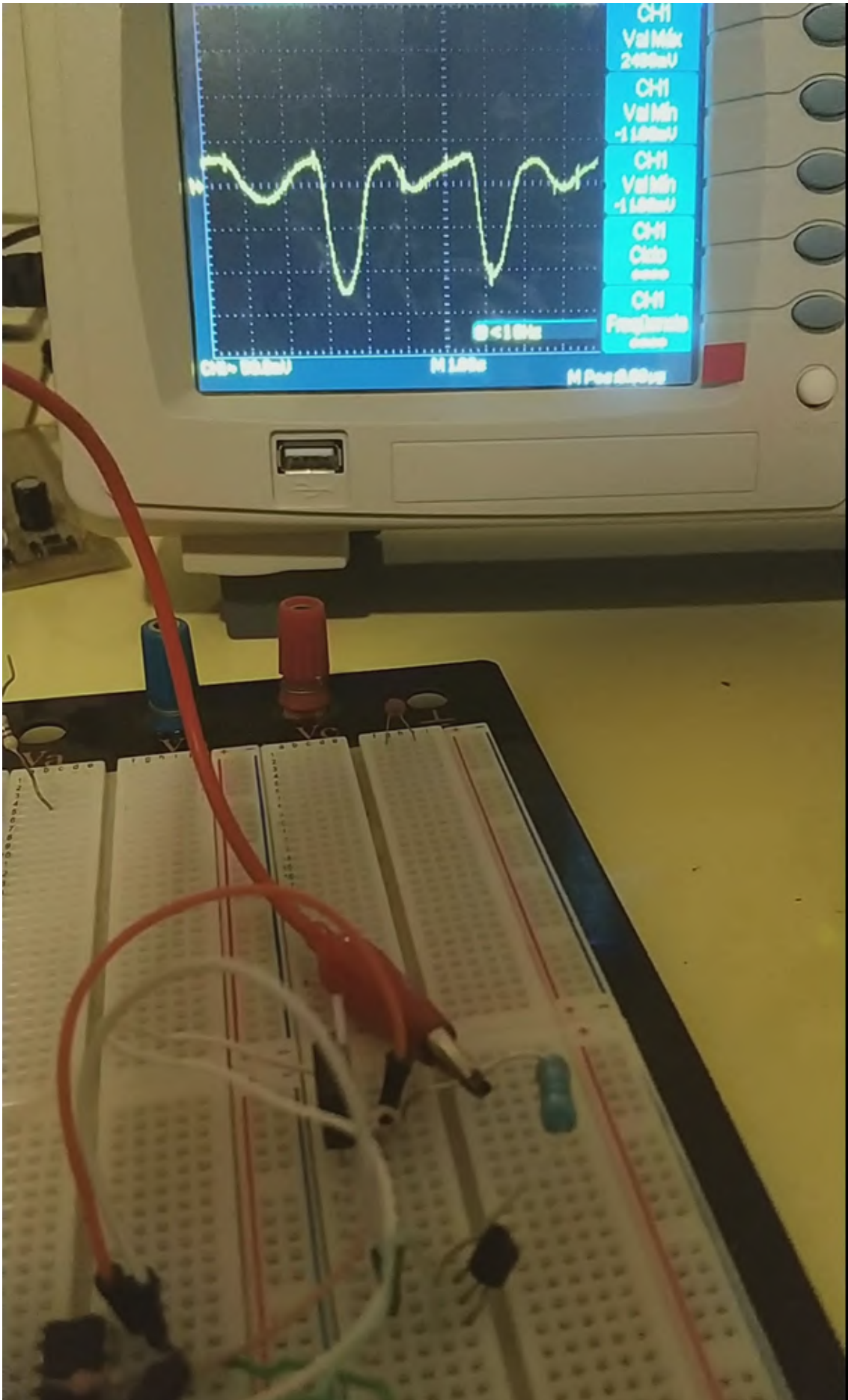


Figura 3.12: Sinal de saída do circuito com controle no osciloscópio



## 3.4 O Software

Em paralelo ao desenvolvimento do hardware, foi desenvolvido um software capaz de obter os dados de um microcontrolador através de uma porta serial no computador. Dada a escolha do Arduíno para o desenvolvimento do protótipo de baixo custo, era possível abstrair o desenvolvimento do hardware pressupondo, de antemão, que o circuito deveria ser projetado para entregar à entrada analógica do Arduíno um sinal de tensão variante entre  $0V$  e  $5V$ . Para interpretar esse sinal, o microcontrolador existente no Arduíno (ATmega328) converte o sinal analógico em digital. A resolução do sinal convertido é dada pela equação 3.9. Sendo o valor da tensão de referência igual a  $5V$  e a quantidade de bits disponível para conversão igual a  $10bits$ , chegamos a uma resolução de  $4,48mV$ . Em outras palavras, abstraindo do hardware, o software deveria ser programado para ser capaz de receber uma entrada pela porta serial e ler sinais inteiros variando entre 0 e 1024 (Equivalente a  $10bits$ ) onde cada variação inteira representa  $4,48mV$  do sinal de entrada do Arduíno.

$$Resolucao = \frac{V_{ref}}{2^n} \quad (3.9)$$

Onde:

$V_{ref}$ : Tensão de referência

$n$ : Número de bits do conversor

A linguagem de programação escolhida para o desenvolvimento do software foi o Python dada a sua notória ascensão e eficiência para a realização de operações matemáticas e tratamento de dados científicos, além de ser referência em áreas como inteligência artificial (o que viabilizaria estudos futuros nessa área).

### 3.4.1 Software de teste de conceitos

#### 3.4.1.1 Leitura do sinal de entrada

Antes de gerar um sinal simulado para iniciar o efetivamente o desenvolvimento do software, foi desenvolvido um pequeno protótipo para garantir que seria possível a comunicação entre um sinal gerado pelo Arduíno e o software desenvolvido em Python. Basicamente, existem dois softwares atuando simultaneamente para realizar essa leitura. Um, desenvolvido na linguagem de programação C, que fica instalado diretamente no Arduíno e é responsável por realizar a medição periódica e crua do sinal digital, logo após a sua quantização, e escrever um par valor x tempo na porta USB. O segundo é, de fato, o programa escrito em Python que, dentre outras funções realiza a leitura do sinal escrito pelo programa anterior na porta USB e salva os dados

em um arquivo .csv, que poderá ser lido futuramente para a realização das operações matemáticas. A frequência de escrita do sinal foi escolhida de forma a respeitar a taxa de Nyquist. Conforme descrito na seção 2.2, a frequência da respiração varia, em média, em torno de 14 à 44 ciclos por minuto, ou seja, uma ocorrência a cada 1,4 segundos. Para que a taxa de Nyquist seja satisfeita, a taxa de amostragem precisa ser, no mínimo, duas vezes maior do que a maior frequência do sinal. Em nosso experimento, foi utilizada a taxa de 10 ms, que, em teoria, é suficiente para evitar problemas de aliasing.

```
Teste Comunicação Serial.py > ...
1  import serial
2  import time
3  import csv
4  import matplotlib
5  matplotlib.use("tkAgg")
6  import matplotlib.pyplot as plt
7  import numpy as np
8
9  ser = serial.Serial('COM6', 9600)
10 ser.flushInput()
11
12 plot_window = 20
13 y_var = np.array(np.zeros([plot_window]))
14
15 plt.ion()
16 fig, ax = plt.subplots()
17 line, = ax.plot(y_var)
18
19 while True:
20     try:
21         ser_bytes = ser.readline()
22         try:
23             decoded_bytes = float(ser_bytes[0:len(ser_bytes)-2].decode("utf-8"))
24             print(decoded_bytes)
25             tempo = time.asctime( time.localtime(time.time()) )
26         except:
27             continue
28         with open("test_data.csv", "a") as f:
29             writer = csv.writer(f, delimiter=",")
30             writer.writerow([time.time_ns(), decoded_bytes])
31         y_var = np.append(y_var, decoded_bytes)
32         y_var = y_var[1:plot_window+1]
33         line.set_ydata(y_var)
34         ax.relim()
35         ax.autoscale_view()
36         fig.canvas.draw()
37         fig.canvas.flush_events()
38     except:
39         print("Keyboard Interrupt")
40         break
```

Figura 3.13: Leitor de porta USB

### 3.4.1.2 Simulação do sinal de entrada

Durante os experimentos com o hardware, foi possível observar um padrão na resposta do sinal analógico quando medido pelo osciloscópio que, em todas as versões do circuito, possuía um comportamento muito similar (imagem 3.12). A forma desse sinal pode ser explicada observando o princípio de funcionamento escolhido para que

o sensor de temperatura seja capaz de medir a respiração. Em um cenário ideal, espera-se que o sensor esteja aquecido até que encontre uma temperatura de equilíbrio de operação. Em contato com um fluxo de ar da inspiração ou expiração, essa temperatura irá diminuir, aumentando a resistência do sensor e, em consequência, exibindo, no osciloscópio, uma diminuição da tensão. Quando acaba o fluxo de ar (tempo entre a expiração e inspiração), o circuito tentará esquentar novamente o sensor até que ele retorne à temperatura de equilíbrio. É possível, também, observar que possuímos duas faixas distintas de amplitude na queda de tensão, isso nos faz concluir que o sensor não apresenta uma resposta indiferente ao tipo de fluxo de ar (inspiração ou expiração), seja pelo fato de que a temperatura do ar na expiração é levemente maior, ou seja devido à construção que pode privilegiar o contato do fluxo do ar com o sensor em um sentido mais que no outro. Nos casos experimentados até então, por exemplo, a queda de tensão decorrente da inspiração era consideravelmente maior que a da expiração.

Considerando o comportamento dos sinais analógicos obtidos nas versões de circuito anteriores e o caráter cíclico natural do comportamento respiratório, o sinal de entrada foi simulado como um somatório de senoides com diferentes amplitudes e frequências. A frequência escolhida para o sinal principal foi a de 18 ciclos por minuto, que é a faixa superior da frequência considerada confortável para um adulto normal em repouso. Uma nova senoide com a metade da frequência foi gerada e posta defasada, de modo a atenuar os picos referentes à expiração e agravar os relacionados à inspiração e, para a simulação do ruído, foi adicionada mais uma senoide com frequência mais elevada. O sinal simulado pode ser descrito conforme a equação 3.10 e produz o resultado apresentado no gráfico da figura 3.14.

$$F(t) = \sin(0.15 * 2\pi t) + 0.8 \sin\left(\frac{\pi}{2} + 0.3 * 2\pi t\right) + 0.1 \sin\left(\frac{\pi}{2} + 30 * 2\pi t\right) \quad (3.10)$$

### 3.4.1.3 Operações Realizadas

A primeira versão do software foi projetada para ser capaz de realizar as seguintes operações:

- 1- Ler os dados de uma porta serial via usb que serão enviados por um arduíno (trecho do código descrito na subseção 3.4.1.1)
- 2- Criar pastas com o nome e horário das medições para o armazenamento dos arquivos
- 3- Salvar os dados em um arquivo .csv

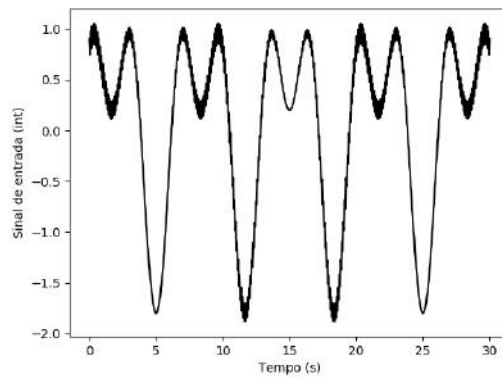


Figura 3.14: Função simulada interpolada

- 4- Ler os dados do arquivo csv e realizar as seguintes operações:
  - 4.1- Plotar diretamente
  - 4.2- Plotar uma interpolação
  - 4.3- Calcular a derivada primeira e segunda e plotar
  - 4.4- Calcular a FFT e plotar
  
- 5- Ler o arquivo csv, passar por um filtro IIR passa baixas, salvar um novo csv e realizar as seguintes operações:
  - 5.1- Plotar diretamente
  - 5.2- Plotar uma interpolação
  - 5.3- Calcular a derivada primeira e segunda e plotar
  - 5.4- Calcular a FFT e plotar
  
- 6- Ler o arquivo csv, passar por um filtro IIR passa baixas, salvar um novo csv e realizar as seguintes operações:
  - 6.1- Plotar diretamente
  - 6.2- Plotar uma interpolação
  - 6.3- Calcular a derivada primeira e segunda e plotar
  - 6.4- Calcular a FFT e plotar

#### 3.4.1.4 Cálculo das derivadas

Para obter a derivada do sinal de entrada utilizamos o método das diferenças finitas 3.11, uma vez que, ao ser processado pelo programa, o sinal encontra-se discretizado e com uma boa quantidade de pontos devido a alta taxa de amostragem em relação

à frequência de variação da tensão provocada pela respiração. O sinal discretizado é armazenado em dois vetores de mesmo tamanho, onde um armazena o valor da tensão e outro o valor do tempo de medição. Ao realizar o somatório da equação 3.11 em todos os pontos dos vetores, conseguimos plotar o gráfico da derivada. Foi criada uma função no programa em Python que recebia como parâmetro os vetores  $x$  e  $y$  e retornava o resultado operação supracitada, permitindo assim o reuso do método para o cálculo da derivada segunda.

$$f'(x) = \sum_{x_0}^{x_n} \frac{f(x + \Delta x) - f(x)}{\Delta x} \quad (3.11)$$

Onde:

$f'(x)$ : Derivada da tensão no ponto  $x$

$X_0$ : Primeiro valor do vetor de tempo

$X_n$ : Último valor do vetor de tempo

$f(x)$ : Valor da tensão no ponto  $x$

### 3.4.1.5 Fast Fourier Transform (FFT)

Para obter informações referentes à frequência do sinal respiratório, o sistema calcula e plota um gráfico realizando uma análise de Fourier, convertendo o sinal original, no domínio do tempo, em uma representação no domínio da frequência. Contudo, realizar o cálculo da transformada de Fourier diretamente de sua definição 3.12 implica em operações aritméticas de complexidade  $O(n^2)$ . Entretanto, em meados da década de 1960, foi apresentado o algoritmo conhecido como transformada rápida de Fourier, ou FFT (Fast Fourier Transform), que pode ser encontrado nas anotações de Gauss [9]. Esse algoritmo mostrou-se perfeitamente adequado para uma eficiente implementação digital reduzindo em algumas ordens de grandeza o tempo necessário para calcular as transformadas [10]. Em outras palavras, é possível obter o mesmo resultado da DTFT utilizando a FFT com uma complexidade de apenas  $O(n \log(n))$ , aumentando assim a performance do software.

$$\mathcal{F}\{f(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (3.12)$$

### 3.4.1.6 Complexidade de algoritmo

A complexidade de um algoritmo é determinada através da relação entre o tempo e memória gastos para realizar a operação de acordo com o tamanho da entrada. Ou seja, em termos práticos, é a complexidade do algoritmo, aliada à capacidade de

processamento do computador, quem determinará a velocidade de funcionamento do sistema na medida em que se aumenta a quantidade de dados na entrada. Reduzir a complexidade de um algoritmo significa diminuir o tempo de execução do sistema.

A forma mais popular de representar a complexidade de tempo na análise de algoritmos é a **complexidade assintótica**, que ignora fatores constantes e os termos que crescem mais lentamente. Por exemplo, em uma relação onde o tempo de execução  $T(N)$  em função da entrada de dados  $N$  é de  $T(N) = 27N^2 + 45N + 12$ , na medida em que  $N$  aumenta, a função pode ser simplificada por  $T(N) = 24N^2$ . Simplificando ainda mais a análise, para prever o quão rápido será o crescimento do tempo de execução em relação ao aumento da entrada, podemos desconsiderar a constante que multiplica o termo de maior grau, uma vez que, tanto para  $T(N) = 100000N^2$  quanto para  $T(N) = 10N^2$ , dobrar a entrada  $N$  implicará em quadruplicar o tempo  $T(N)$ . Representamos  $O(g)$  como sendo o limite superior para o tempo gasto por um algoritmo, em outras palavras,  $O(g)$  representa a classe de funções que crescem, no máximo, tão rápidas quanto a função  $g$ . Ou seja, reduzir o cálculo da FFT de complexidade  $O(n^2)$  para  $O(n \log(n))$  representa diminuir o tempo de execução, antes limitado pela função em vermelho, para a função em azul no gráfico da figura 3.15.

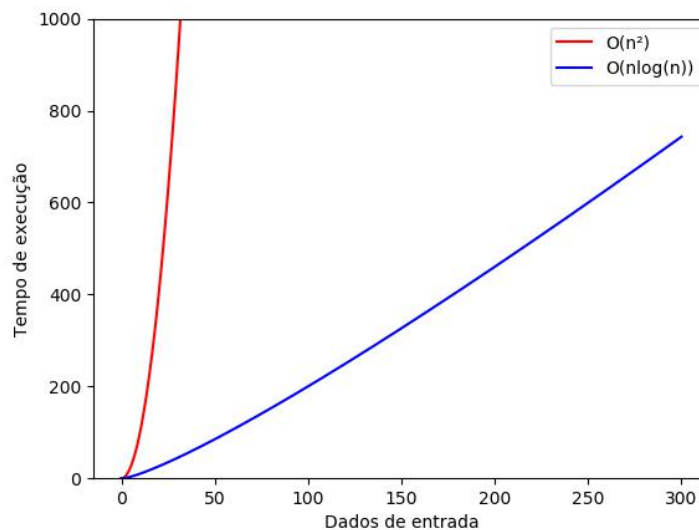


Figura 3.15: Relação entre  $O(n^2)$  e  $O(n \log(n))$ .

#### 3.4.1.7 Filtro passa-baixas

Com a finalidade de eliminar eventuais ruídos, o sistema é capaz de aplicar filtros passa-baixas digitais, eliminando altas frequências ruidosas e preservando as variações que ocorrem em uma faixa de frequência compatível com a respiração humana

(abaixo de 70 ciclos por minuto em atletas). Os filtros digitais usam computação para implementar a ação de filtragem. Em comparação, existem duas classes de filtro digital [11], dependendo da sua resposta ao impulso (FIR e IIR) e, para maior liberdade do pesquisador, o sistema oferece as duas opções de filtragem.

### 3.4.1.8 IIR (Infinite Impulse Response)

Os filtros IIR são mais rápidos que os FIR. Para esse programa, foi escolhido o filtro de Butterworth, que possui resposta na frequência conforme a figura 3.16. Na medida em que aumentamos a ordem do filtro, conseguimos obter uma atenuação mais íngreme na filtragem 3.17, contudo, adicionamos mais complexidade ao cálculo. Para o experimento, foi escolhida, empiricamente, o filtro de ordem 3. Chamamos de frequência de corte a frequência na qual o sinal possui atenuação de  $-3dB$ , para este trabalho, a frequência de corte escolhida foi de  $30Hz$ .

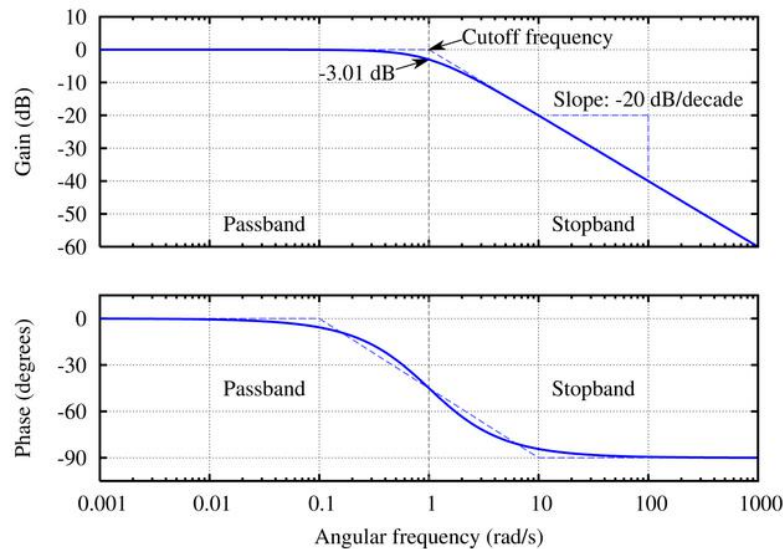


Figura 3.16: Resposta de um filtro Butterworth

### 3.4.1.9 FIR Finite Impulse Response

A implementação do filtro FIR foi realizada utilizando o método de janelas. Nessa primeira fase do projeto, foi utilizada a janela de Hamming, que é definida pela equação 3.13 e possui resposta em frequência conforme a figura 3.18, utilizando a frequência de corte de  $30Hz$ .

$$w(n) = 0,54 - 0,46 \cos\left(\frac{2\pi n}{M-1}\right) \quad 0 \leq n \leq M-1 \quad (3.13)$$

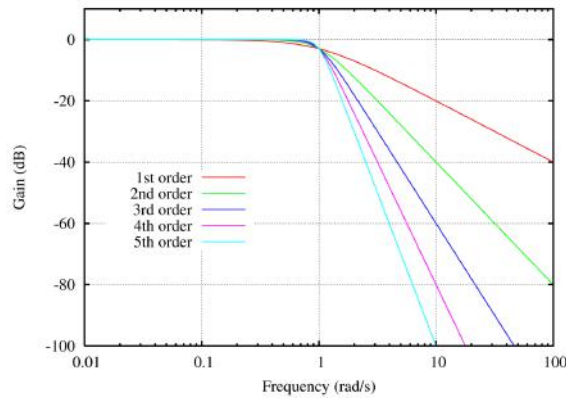


Figura 3.17: Resposta de um filtro Butterworth

### 3.4.2 Evolução do software para um sistema web

Após validado o teste de conceitos, ou seja, após a certeza de que seria factível o desenvolvimento de uma aplicação capaz de ler os dados enviados pelo hardware através de uma porta usb, salvar em um arquivo .csv e realizar as operações matemáticas desejadas para a análise do sinal, foi desenvolvida uma aplicação web. Essa evolução gerou uma interface mais intuitiva e completa, capaz de armazenar dados referentes aos experimentos realizados, ao cadastro dos pacientes, bem como as medições em um sistema de banco de dados, além de exibir os resultados em um gráfico interativo, com diversas funcionalidades, como aproximar, exportar, deslocar e etc. Essa interface possui a finalidade de simplificar o uso da ferramenta, armazenar os dados de forma mais confiável e dar ao pesquisador uma melhor visualização dos dados e a possibilidade de exportar gráficos com melhor representação para ser usado em artigos científicos. O sistema é dividido em três telas, são elas: Tela principal (3.4.2.5), Tela de cadastro de pacientes (3.4.2.3) e Tela de cadastro de experimentos (3.4.2.4).

#### 3.4.2.1 Flask

Desde o princípio do desenvolvimento do software, a linguagem escolhida para o processamento dos sinais foi o Python, por estar listada entre as melhores linguagens para o desenvolvimento de aplicações com inteligência artificial [12], sendo esse um campo em potencial para estudos futuros. Para o desenvolvimento de uma aplicação web utilizando o Python, foi escolhido o Flask [13] como framework, por aparentar ser um framework relativamente simples, suficiente para atender aos requisitos do sistema e com potencial escalável para desenvolvimentos futuros.



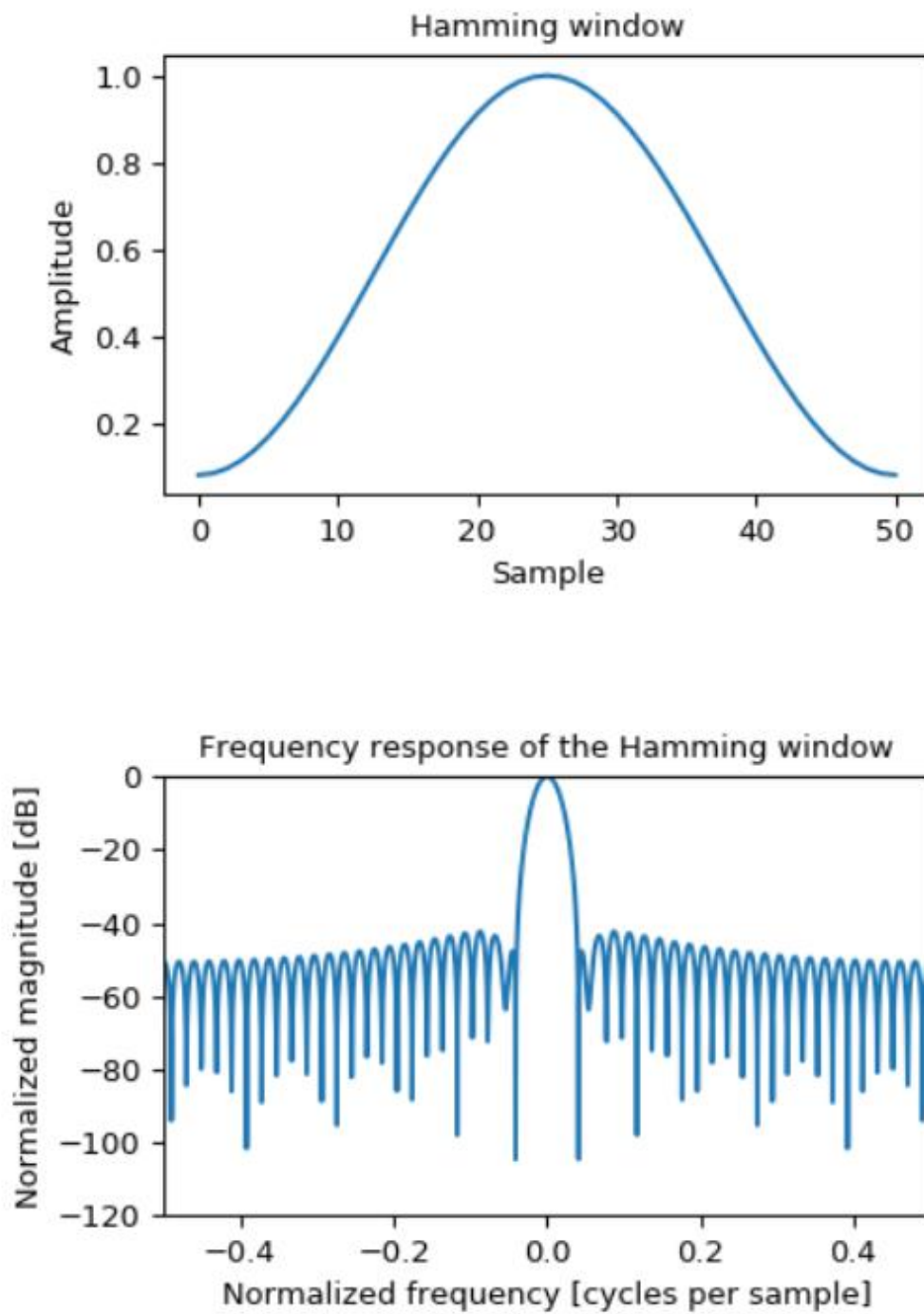


Figura 3.18: Resposta de uma janela de hamming

### 3.4.2.2 MongoDB

Atualmente, os bancos de dados são divididos em duas categorias. São elas:

- Banco de dados Relacionais.

- Banco de dados não Relacionais.

Nos bancos de dados relacionais, os dados são armazenados em estruturas denominadas tabelas, onde cada tabela é composta por diversas colunas (atributos) e linhas (dados). Sua linguagem é o SQL (Structured Query Language). Essa categoria de banco de dados fornece uma estrutura consistente, porém rígida, onde cada entidade possui uma tabela e o relacionamento entre as entidades é realizado através de chaves primárias e chaves estrangeiras. Por exemplo, em uma aplicação onde são armazenadas informações na tabela "Paciente" conforme a figura 3.19, os dados armazenados se apresentariam conforme o exemplo da figura 3.20. Se o sistema que estiver utilizando esse modelo de dados precisar evoluir para uma estrutura que armazene as informações sobre endereço de forma mais detalhada, seria necessário criar uma nova tabela "Endereço" com novas colunas e alterar o tipo da coluna "endereço" da tabela "Paciente" para que esta não seja mais uma coluna que armazena o endereço, mas sim que armazene uma chave estrangeira apontando para a chave primária do endereço desejado, conforme as figuras 3.21 e 3.22. Logo, nota-se que, em um cenário onde o sistema já possui muitos pacientes com seus respectivos endereços cadastrados, seria necessário que cada endereço já existente fosse desmembrado e inserido nas colunas da tabela endereço, adicionando uma complexidade considerável na tentativa de evolução do sistema. Mais ainda, supomos que, em determinado momento, o sistema precise evoluir de maneira que um paciente possa cadastrar mais de um endereço. Em um banco relacional, seguindo a boa prática de modelagem de banco, seria necessário remover a coluna "endereço" da tabela "Paciente" e criar uma terceira tabela chamada "relPacienteEndereço", por exemplo, onde cada linha é responsável por relacionar pacientes e endereços (figuras 3.23 e 3.24).

Portanto, para projetar um sistema que fosse maleável o suficiente e permitisse uma evolução fluida em projetos futuros, não era desejada a rigidez de um banco de dados relacional, sendo utilizado o banco não relacional. Nessa categoria, as informações são separadas em coleções e não possuem rigidez para seus atributos. Com o sistema construído com esse modelo de dados, se fosse necessário o mesmo processo evolutivo que descrevemos como exemplo para o banco de dados relacional, poderíamos, por exemplo manter os dados de endereço que já foram cadastrados na coleção paciente em um primeiro momento e, para os novos pacientes cadastrados na mesma coleção, armazenar um ou mais ids que apontam para a coleção Endereço (Conforme as figuras 3.25 e 3.26).

Após a escolha do Flask como framework e do MongoDB (Banco de dados não relacional) como base de dados, foi desenvolvido o sistema web. Em seu menu superior é possível acessar 3 telas, são elas:

- Home



Figura 3.19: Tabela Paciente banco relacional

Id	Nome	CPF	Email	Endereço
1	Bruno	123.324.223-28	bruno@poli.ufrj.br	Rua teste 1, centro - Rio de janeiro
2	Tiago	223.544.223-24	tiago@hu.ufrj.br	Rua teste 5, tijuca- Rio de janeiro
3	Carlos	333.544.333-34	carlos@eel.ufrj.br	Rua teste 2, centro - Rio de janeiro
4	Gabriel	443.544.443-44	gabriel@cht.br	Rua teste 2, botafogo - Rio de janeiro

Figura 3.20: Dados exemplo da tabela paciente



Figura 3.21: Relacionamento paciente x endereço

Paciente				
Id	Nome	CPF	Email	Endereço
1	Bruno	123.324.223-28	bruno@poli.ufrj.br	3
2	Tiago	223.544.223-24	tiago@hu.ufrj.br	2
3	Carlos	333.544.333-34	carlos@eel.ufrj.br	1
4	Gabriel	443.544.443-44	gabriel@cht.br	4

Endereço				
IdEndereço	Rua	Bairro	Número	Cidade
1	Rua teste	Centro		2 Rio de Janeiro
2	Rua teste	Tijuca		5 Rio de Janeiro
3	Rua teste	Centro		1 Rio de Janeiro
4	Rua teste	Botafogo		2 Rio de Janeiro

Figura 3.22: Dados exemplo das tabelas paciente e endereço

- Cadastro
- Experimento



Figura 3.23: Relacionamento paciente x endereço

Paciente			
Id	Nome	CPF	Email
1	Bruno	123.324.223-28	bruno@poli.ufrj.br
2	Tiago	223.544.223-24	tiago@hu.ufrj.br
3	Carlos	333.544.333-34	carlos@eel.ufrj.br
4	Gabriel	443.544.443-44	gabriel@cht.br

Endereço				
IdEndereço	Rua	Bairro	Número	Cidade
1	Rua teste	Centro	2	Rio de Janeiro
2	Rua teste	Tijuca	5	Rio de Janeiro
3	Rua teste	Centro	1	Rio de Janeiro
4	Rua teste	Botafogo	2	Rio de Janeiro
5	Rua teste	Fundão	30	Rio de Janeiro

relPacienteEndereço	
IdPaciente	IdEndereço
1	3
1	5
2	2
3	1
4	4

Figura 3.24: Dados exemplo das tabelas paciente e endereço

### 3.4.2.3 Tela de cadastro de Pacientes

Ao selecionar a opção "Cadastro" no menu superior, o usuário é capaz de registrar um paciente, inserindo as informações "nome", "CPF", "E-mail" e "Data de Nascimento" (Figura 3.27). Após preenchidas, se CPF inserido for um CPF válido, as informações são armazenadas no banco de dados (Figuras 3.28 e 3.29). Caso contrário, o sistema exibe uma mensagem informando que trata-se de um CPF inválido (Figura 3.30). Para facilitar que o usuário observe a invalidade do CPF, o campo altera de cor dinamicamente, ficando verde caso o CPF seja válido e vermelho caso não seja (Figuras 3.31 e 3.32).

Para validar se trata-se de um CPF válido, o sistema foi desenvolvido utilizando um algoritmo fornecido pelo próprio ministério da fazenda, que consiste, basicamente, em operações utilizando os 9 primeiros dígitos e comparando o resultado dessas operações com os 2 últimos dígitos.

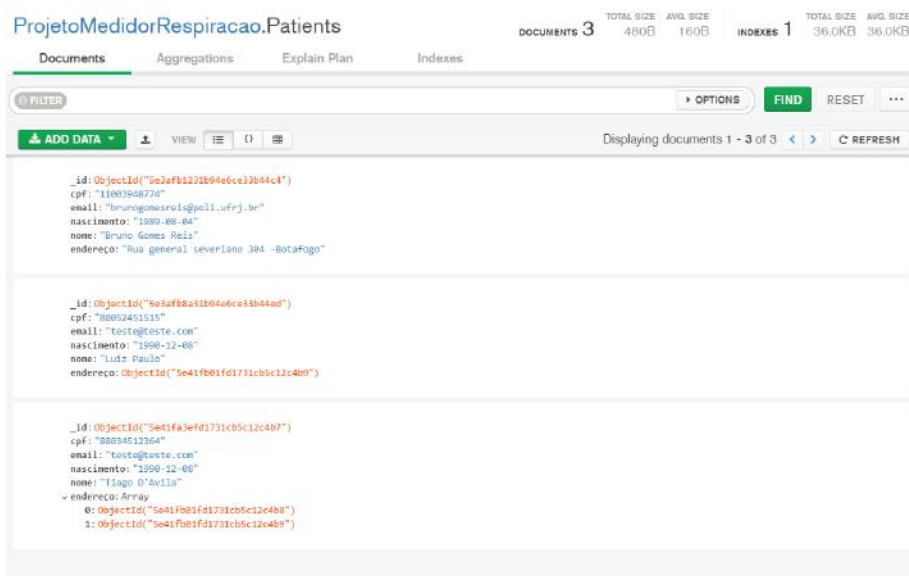


Figura 3.25: Coleção "Paciente" no banco de dados não relacional

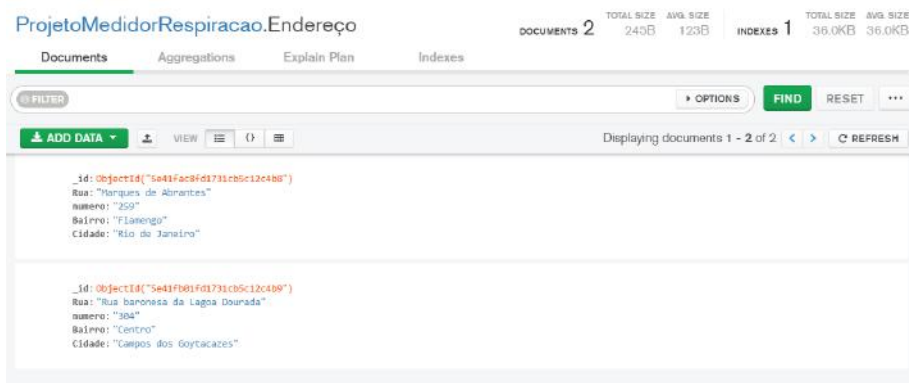


Figura 3.26: Coleção "Endereço" no banco de dados não relacional

Utilizando, como exemplo, o CPF fictício 023.549.477-12

Validação do primeiro dígito:

Para validar o primeiro dígito, o sistema precisa multiplicar os 9 primeiros dígitos por uma sequência decrescente de 10 à 2. No nosso caso exemplo, teremos  $0 * 10 + 2 * 9 + 3 * 8 + 5 * 7 + 4 * 6 + 9 * 5 + 4 * 4 + 7 * 3 + 7 * 2 = 197$  após realizada essa operação, o resultado deve ser multiplicado por  $\frac{10}{11}$  e o resto dessa operação deve ser

igual ao primeiro dígito da validação. No nosso caso  $197 * \frac{10}{11} = \begin{cases} 179, & \text{Quociente} \\ 1, & \text{Resto} \end{cases}$ , portanto, o resto está igual ao primeiro dígito dos últimos 2 dígitos de validação.

Validação do segundo dígito:

Passada a validação do primeiro dígito, para que o cpf seja válido, é necessário validar o segundo dígito. Para isso, o sistema precisa utilizar os 9 primeiros dígitos

e o primeiro dígito da validação em uma operação similar à realizada na primeira verificação. Todos os números são multiplicados por uma escala que vai de 11 à 2 de acordo com sua posição. Sendo assim, para o nosso exemplo, teremos  $0*11+2*10+3*9+5*8+4*7+9*6+4*5+7*4+7*3+1*2 = 240$  e  $240 * \frac{10}{11} = \begin{cases} 218, & \text{Quociente} \\ 2, & \text{Resto} \end{cases}$ . Sendo o resto igual ao último dígito de validação, o CPF está eleito para ser um CPF válido.

Números inválidos conhecidos

Além das operações de validação dos primeiro e segundo dígito, o algoritmo elimina alguns casos de CPFs inválidos conhecidos que podem furar as regras de validação, como é o caso dos CPFs com números repetidos (Ex: 111.111.111-11).



Figura 3.27: Tela de Cadastros

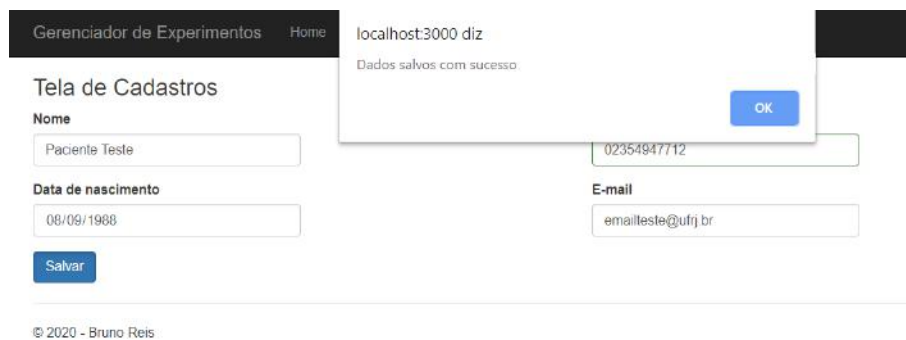


Figura 3.28: Paciente Salvo

#### 3.4.2.4 Tela de Experimentos

Ao acionar a opção "Experimento" no menu superior, o usuário é capaz de ser direcionado para uma tela (Figura 3.33) em que pode escolher um experimento já cadastrado (Figura 3.34) ou cadastrar um novo experimento, além de associar pacientes já cadastrados e fazer o upload de arquivos .csv, que podem conter os dados obtidos pelo hardware 3.4.1.1 ou dados de qualquer outra origem, desde que estejam divididos

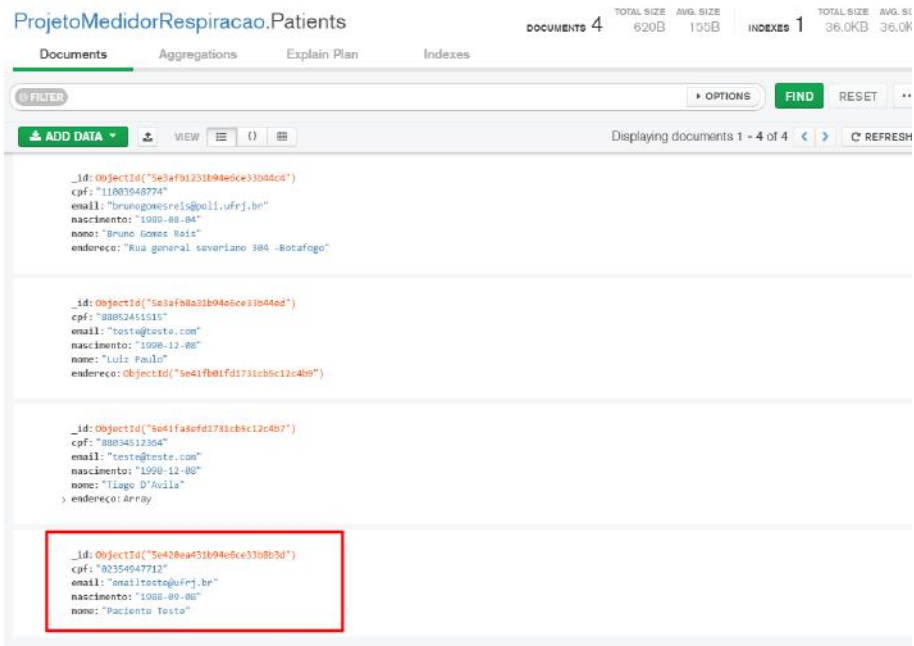


Figura 3.29: Paciente Salvo no Banco de Dados



Figura 3.30: Mensagem de Erro ao salvar Paciente

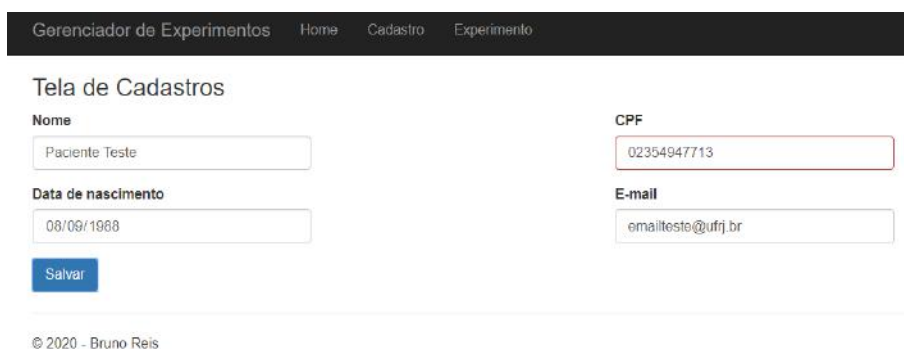


Figura 3.31: Campo com CPF inválido

com o eixo x na primeira coluna e o eixo y na segunda coluna, ambas com cabeça-

Figura 3.32: Campo com CPF válido

lho e começando a inserção dos dados na linha 2. Ao acionar o botão de upload, o sistema abre uma janela para que o usuário procure e adicione o arquivo .csv armazenado em seu computador local (Figura 3.35).

Figura 3.33: Tela de Experimento

Figura 3.34: Lista de experimentos existentes no banco de dados

### 3.4.2.5 Tela Principal

Ao acessar a página principal, ou ao selecionar a opção "Home" no menu principal, o sistema irá exibir a tela da figura 3.36. Nessa tela, será exibido um gráfico aleatório



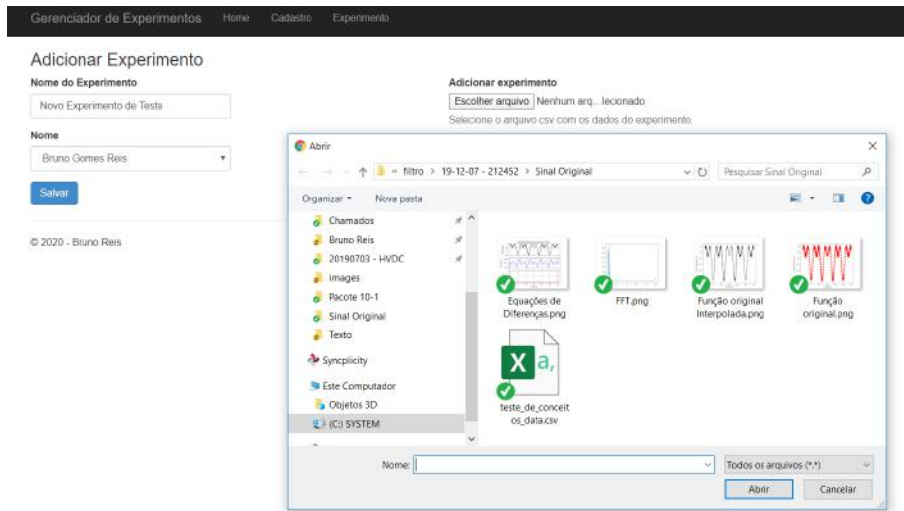


Figura 3.35: Tela para upload de arquivo .csv

e os campos "Experimento" e "Paciente" não estarão preenchidos. Ao apertar em algum desses campos, será exibido um modal 3.37 com a lista de experimentos ou pacientes cadastrados para que o usuário possa selecionar qual medição ele deseja analisar. Ao escolher o experimento e o paciente desejado, o usuário pode utilizar qualquer um dos 4 botões localizados na parte inferior da tela para escolher qual análise quer exibir. As opções são:

- - Sinal quantizado
- - Sinal interpolado
- - Análise de Fourier
- - Equação de diferenças

Ao posicionar o mouse em cima dos botões "Equação de Diferenças" e "Análise de Fourier" é exibido um aviso com as respectivas formulas (Figuras 3.38 e 3.39)

É possível também encontrar no canto superior direito uma lista contendo os filtros possíveis de serem utilizados:

- Filtro Original
- Filtro IIR
- Filtro FIR

Todas as operações matemáticas realizadas foram descritas na seção 3.4.1.

Para facilitar a visualização dos dados, o sistema exibe o valor dos eixos ao posicionar o mouse em cima do local desejado no gráfico (3.40) e, caso necessário,

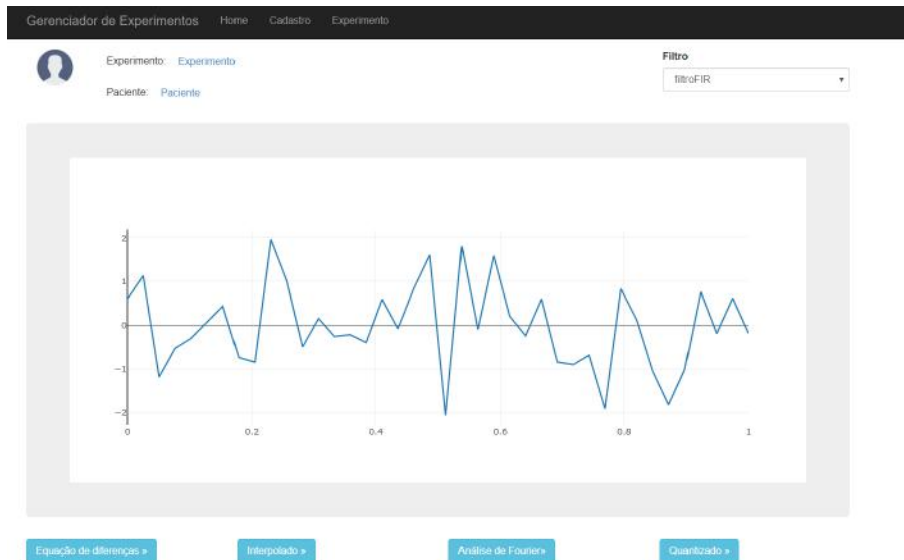


Figura 3.36: Tela Principal

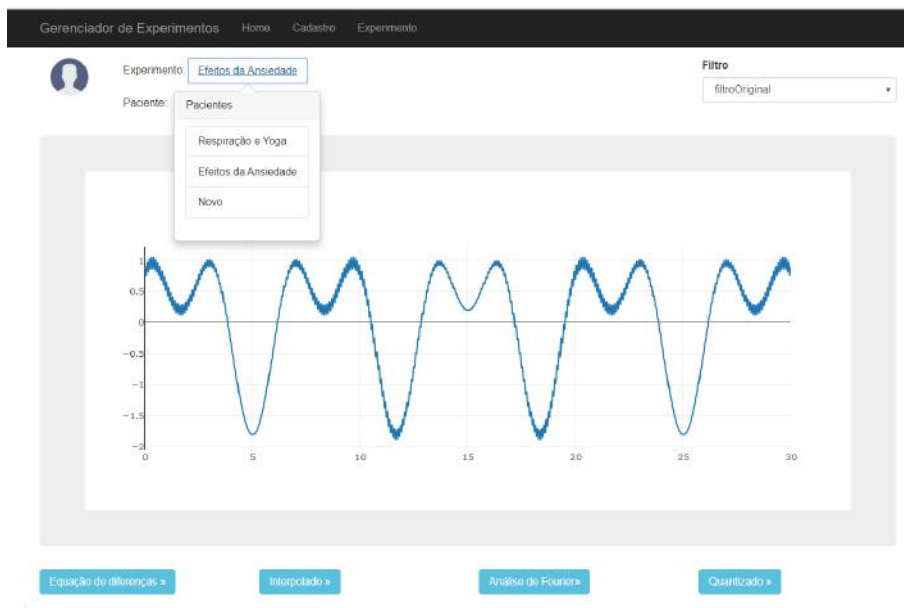


Figura 3.37: Tela Principal

o usuário pode arrastar a tela com o mouse dando um zoom na região desejada (Figuras 3.41 e 3.42).

Por fim, existem algumas funcionalidades úteis no canto superior direito do gráfico, que permitem ao usuário dar zoom in, zoom out, fazer download do gráfico, deslocar o gráfico para esquerda ou direita, exibir linhas no eixo x e y e retornar a escala para o valor original.

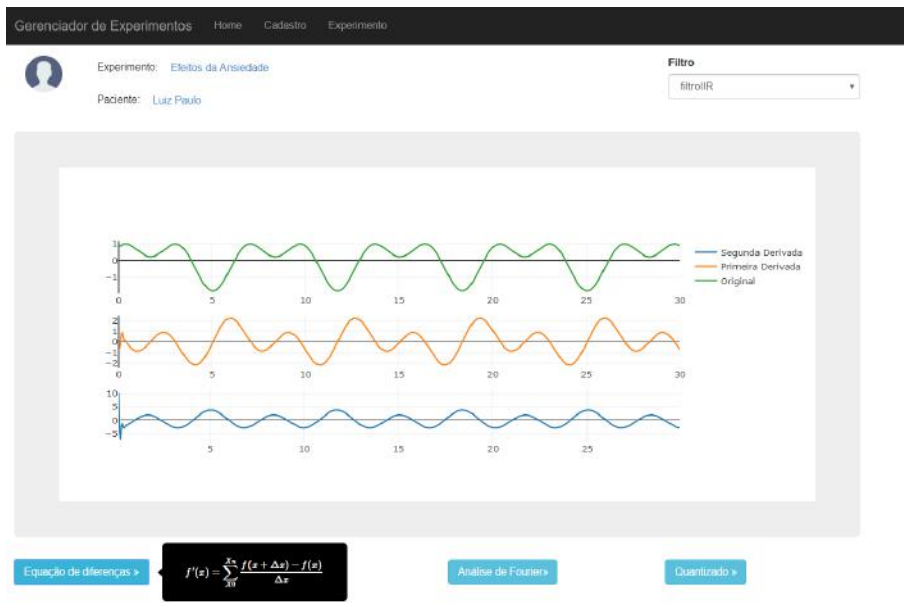


Figura 3.38: Equação de diferenças

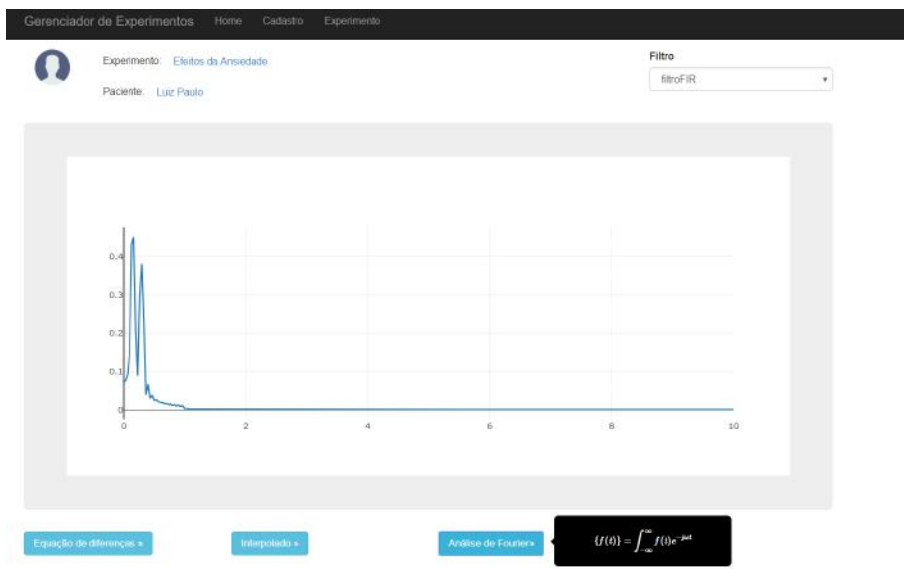


Figura 3.39: Análise de Fourier

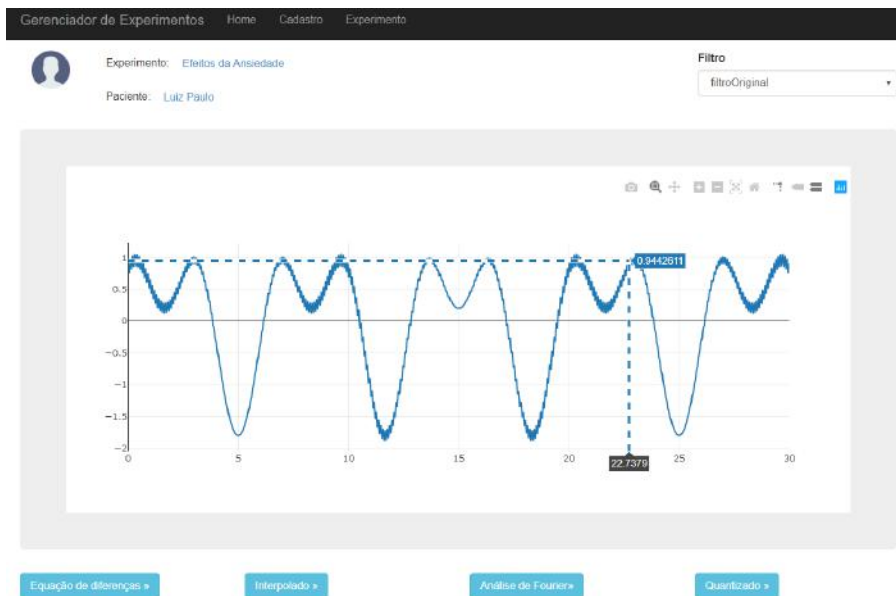


Figura 3.40: Exibindo valor do ponto no gráfico



Figura 3.41: Selecionando área do gráfico desejada

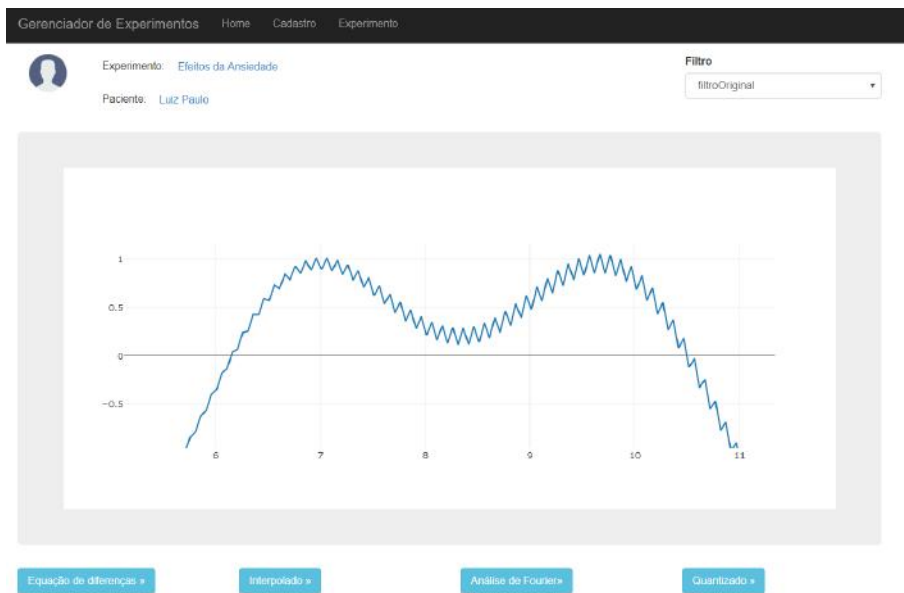


Figura 3.42: zoom na área selecionada

# Capítulo 4

## Conclusão

### 4.1 Limitações

As principais limitações deste trabalho são:

#### 4.1.1 Hardware

Uma grande dificuldade para o desenvolvimento do projeto deve-se à complicação na aquisição dos componentes eletrônicos que, quando comprados via internet, necessitavam de um tempo para entrega relativamente alto e, para a compra realizada diretamente na loja física, existe uma limitação na variedade de lojas especializadas na cidade do Rio de Janeiro. Outra complicação relevante é referente à ausência de datasheet, que não é informado no momento da compra e torna-se impossível inferir qual é o correto apenas observando o componente, que é muito pequeno, sem qualquer informação sobre o fabricante ou o modelo.

Em relação ao hardware do projeto, a principal limitação encontrada é referente ao resfriamento do sensor na utilização de longo prazo. A última versão desenvolvida do circuito neste trabalho ainda não possui um sistema de controle eficaz para contornar esse problema. Não foram realizados testes suficientes para superar as limitações e propor uma implementação prática do equipamento para o uso em medições respiratórias de pacientes em estudos científicos.

#### 4.1.2 Software

A não conclusão de um hardware funcional acarretou em uma limitação por parte do software, que foi desenvolvido a partir de um sinal simulado, sem entrada integrada com o equipamento. Muito embora neste trabalho tenha sido desenvolvido também um software capaz de ler o sinal de entrada e armazenar em um arquivo .csv, o sistema não opera de forma integrada, sendo necessário que o usuário execute um

programa para gerar o arquivo .csv e, em seguida, fazer o upload desse arquivo no software responsável pela realização das operações matemáticas.

## 4.2 Trabalhos futuros

Como sugestão para trabalhos futuros, é recomendado evoluir o circuito para contornar o problema do resfriamento. Ao utilizar o termistor como medidor de fluxo, podem-se adotar diferentes modos de operação, dentre os quais os mais utilizados são "Corrente constante", "Tensão constante" e "Temperatura constante". O circuito utilizado neste projeto foi desenvolvido utilizando um conceito similar ao de corrente constante, onde a corrente é mantida "fixa" e obtemos a medida com base na variação de tensão, em consequência da variação na resistência, do termistor. Outros circuitos podem ser encontrados na literatura [14, 15], contudo, as demais topologias não foram testadas ou implementadas neste trabalho, assim como a utilização de outros sensores, como o tubo de pitot (medindo o fluxo através da variação de pressão) ou outros sensores de temperatura, como termopares, e permanecem como recomendação para trabalhos futuros.

## 4.3 Considerações finais

O desenvolvimento de um equipamento de baixo custo, capaz de monitorar o comportamento respiratório de pacientes para estudos científicos resulta em uma contribuição significativa para o desenvolvimento da sociedade, uma vez que diversos estudos científicos poderiam se beneficiar de tal artefato. Em especial, o laboratório de neuroimagem e psicofisiologia, que realiza diversos estudos sobre o comportamento humano, incluindo estudos com análise e medições de dados respiratórios, beneficiaria-se com o desenvolvimento de um equipamento capaz de realizar tais medições por um baixo custo. Muito embora a última versão do hardware desenvolvida não tenha sido satisfatória para o uso prático, este trabalho contribui para o desenvolvimento futuro indicando diversos problemas encontrados, bem como as soluções utilizadas para contorná-los, além de traçar um caminho bem definido para a continuação de seu desenvolvimento. Como entrega concreta e funcional, o trabalho culminou em um software capaz de realizar operações matemáticas de forma fácil e gerar gráficos que poderão ser utilizados pelos pesquisadores em suas análises. A resposta à pergunta fundamental deste trabalho, referente à viabilidade do desenvolvimento de um equipamento de baixo custo capaz de realizar uma medição respiratória confiável, apesar de, por hora, ainda inconclusiva, uma vez que o equipamento não foi, de fato, construído de maneira funcional, tende a ser positiva, avaliando os problemas e análises encontrados neste trabalho, bem como a sua

projeção para trabalhos futuros.



# Referências Bibliográficas

- [1] GUSMÃO, S. “História da Medicina”, *JBNC-JORNAL BRASILEIRO DE NEUROCIROURGIA*, v. 15, n. 1, pp. 5–10, 2004.
- [2] SPIACCI JR, A., DE OLIVEIRA SERGIO, T., DA SILVA, G., et al. “Serotonin in the dorsal periaqueductal gray inhibits panic-like defensive behaviors in rats exposed to acute hypoxia”, *Neuroscience*, v. 307, pp. 191–198, 2015.
- [3] SPIACCI JR, A., VILELA-COSTA, H. H., SANT’ANA, A. B., et al. “Panic-like escape response elicited in mice by exposure to CO<sub>2</sub>, but not hypoxia”, *Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry*, v. 81, pp. 178–186, 2018.
- [4] PORTO, C. C., PORTO, A. L. *Semiologia Médica*. 7. ed. Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan Ltda., 2014. ISBN: 978-85-277-2329-9.
- [5] BICKLEY, L. S., SZILAGYL, P. G. *Bates Propedêutica Médica*. 11. ed. Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan Ltda., 2015. ISBN: 978-85-277-2589-7.
- [6] VARGA, S., HECK, D. H. “Rhythms of the body, rhythms of the brain: respiration, neural oscillations, and embodied cognition”, *Consciousness and cognition*, v. 56, pp. 77–90, 2017.
- [7] ZELANO, C., JIANG, H., ZHOU, G., et al. “Nasal respiration entrains human limbic oscillations and modulates cognitive function”, *Journal of Neuroscience*, v. 36, n. 49, pp. 12448–12467, 2016.
- [8] GRASSMANN, M., VLEMINCX, E., VON LEUPOLDT, A., et al. “Respiratory changes in response to cognitive load: A systematic review”, *Neural plasticity*, v. 2016, 2016.
- [9] HEIDEMAN, M. T., JOHNSON, D. H., BURRUS, C. S. “Gauss and the history of the fast Fourier transform”, *Archive for history of exact sciences*, pp. 265–277, 1985.

- [10] OPPENHEIM, A. V., WILLSKY, A. S. *Sinais e Sistemas*. 2. ed. São Paulo, Pearson Education do Brasil Ltda., 2010. ISBN: 978-85-7605-504-4.
- [11] HAYKIN, S., VEEN, B. V. *Sinais e Sistemas*. Porto Alegre, Bookman, 2001. ISBN: 85-7307-741-7.
- [12] “5 Best Programming Languages for Artificial Intelligence in 2020”. Disponível em: [https://dev.to/saikrishna\\_iam/top-5-best-programming-languages-for-artificial-intelligence-in-2020-5ghj](https://dev.to/saikrishna_iam/top-5-best-programming-languages-for-artificial-intelligence-in-2020-5ghj)
- [13] “Flask”. Disponível em: <https://www.palletsprojects.com/p/flask/>.
- [14] MOORE, J. P. *A Thermistor Based Sensor for Flow Measurement in Water*. Tese de Mestrado, School of Physical Sciences Dublin City University, 2003.
- [15] *NTC THERMISTORS FOR GAS FLOW MEASUREMENTS*. TE CONNECTIVITY, 2 2018.

# Apêndice A

## Software teste de conceitos

```

1 # Esse programa deverá percorrer as seguintes etapas:
2 # 1- Ler os dados de uma porta serial via usb que serão enviados por um arduino
3 # 2- Criar uma pastas com o nome e horário das medições para o armazenamento dos
  arquivos
4 # 3- Salvar os dados em um arquivo .csv
5 # 4- Ler os dados do arquivo csv e realizar as seguintes operações:
6 # 4.1- Plotar diretamente
7 # 4.2- Plotar uma interpolação
8 # 4.3- Calcular a derivada primeira e segunda e plotar
9 # 4.4- Fazer uma FFT e plotar
10 # 5- Ler o arquivo csv, passar por um filtro IIR passa baixas, salvar um novo
  csv e realizar as seguintes operações:
11 # 5.1- Plotar diretamente
12 # 5.2- Plotar uma interpolação
13 # 5.3- Calcular a derivada primeira e segunda e plotar
14 # 5.4- Fazer uma FFT e plotar
15 # 6- Ler o arquivo csv, passar por um filtro IIR passa baixas, salvar um novo
  csv e realizar as seguintes operações:
16 # 6.1- Plotar diretamente
17 # 6.2- Plotar uma interpolação
18 # 6.3- Calcular a derivada primeira e segunda e plotar
19 # 6.4- Fazer uma FFT e plotar
20
21 import numpy as np
22 import matplotlib.pyplot as plt
23 import csv
24 import os
25 import datetime
26 from scipy.fftpack import fft
27 from scipy import signal
28
29 #Funções
30 def gerarCsv(x,y,endereco):
31     with open(endereco + "\\teste_de_conceitos_data.csv", mode='w') as csv_file:
32         fieldnames = ['time', 'value']
33         writer = csv.DictWriter(csv_file, fieldnames=fieldnames)
34         writer.writeheader()
35         for time in range(0,len(x),1):
36             writer.writerow({'time': x[time], 'value': y[time]})
37
38 def GerarGráficosDeEquacaoDeDiferencas(x,y,df,df2,xlim,paciente,nomeDoArquivo):
39
40     titulo = 'Medição Respiratória Paciente: ' + paciente
41     plt.figure()
42
43     ax1 = plt.subplot(311)
44     plt.title(titulo)
45     plt.ylabel('Interpolação')
46     plt.grid(True)
47     plt.plot(x,y,color='black')
48     plt.setp(ax1.get_xticklabels(), visible=False)
49
50     ax2 = plt.subplot(312, sharex=ax1)
51     plt.grid(True)
52     plt.ylabel('Derivada 1')
53     plt.plot(x,df, color='blue')
54     plt.setp(ax2.get_xticklabels(), visible=False)
55
56     ax3 = plt.subplot(313, sharex=ax1)
57     plt.ylabel('Derivada 2')
58     plt.xlabel('Tempo (s)')

```

```

59     plt.grid(True)
60     plt.plot(x,df2, color='red')
61     plt.setp(ax3.get_xticklabels())
62
63     plt.savefig(nomeDoArquivo)
64
65 def GeraEquacaoDeDiferencas(x,y):
66     df = np.zeros_like(x)      # df/dx
67     dx = x[1] - x[0]
68     # Internal mesh points
69     for i in range(1, len(x) - 1):
70         df[i] = (y[i+1] - y[i-1])/(2*dx)
71     # End points
72     df[0] = (y[1] - y[0]) /dx
73     df[-1] = (y[-1] - y[-2])/dx
74     return df
75
76 # Simulando a etapa 1
77 #Gerando um sinal padrão para testes
78 N = 600          #Numero de pontos
79 T = 0.05        #Taxa de amostragem
80 x = np.linspace(0.0, N*T, N)
81 y = np.sin(0.15 * 2.0*np.pi*x) + 0.8*np.sin(np.pi/2 + 0.3 * 2.0*np.pi*x) +
82     0.1*np.sin(np.pi/2 + 30 * 2.0*np.pi*x)
83 y2 = np.sin(0.15 * 2.0*np.pi*x)
84 y3 = 0.8*np.sin(np.pi/2 + 0.3 * 2.0*np.pi*x)
85
86 #Etapa 2
87 def CriarNovoDiretorio(path):
88     try:
89         os.makedirs(path)
90     except OSError:
91         print ("Creation of the directory %s failed" % path)
92     else:
93         print ("Successfully created the directory %s " % path)
94
95 print('Digite o nome do Paciente:')
96 paciente = input()
97 subpasta = os.getcwd() + "\\\" + "Medições" + "\\\" + paciente + "\\\" +
98     datetime.datetime.now().strftime("%y-%m-%d - %H%M%S") + "\\\"
99 pastaOriginal = "Sinal Original\\"
100 pastaIIR = "Sinal Filtrado IIR\\"
101 pastaFIR = "Sinal Filtrado FIR\\"
102 print(subpasta)
103 if not os.path.exists(subpasta):
104     CriarNovoDiretorio(subpasta)
105     CriarNovoDiretorio(subpasta + pastaOriginal)
106     CriarNovoDiretorio(subpasta + pastaIIR)
107     CriarNovoDiretorio(subpasta + pastaFIR)
108
109 #Etapa 3
110 gerarCsv(x,y,subpasta + pastaOriginal)
111
112 #Etapa 4
113 #4.1
114 plt.figure()
115 plt.plot(x,y, 'ro')
116 plt.xlabel('Tempo (s)')
117 plt.ylabel('Sinal de entrada (int)')

```

```
118 plt.savefig(subpasta + pastaOriginal + 'Função original')
119
120 #4.2
121 plt.figure()
122 plt.plot(x,y,color='black')
123
124 plt.xlabel('Tempo (s)')
125 plt.ylabel('Sinal de entrada (int)')
126 plt.savefig(subpasta + pastaOriginal + 'Função original Interpolada')
127
128 #4.3
129 #derivando por equação de diferenças
130 df = GeraEquacaoDeDiferencas(x,y)
131 df2 = GeraEquacaoDeDiferencas(x,df)
132 GerarGráficosDeEquacaoDeDiferencas(x,y,df,df2,N*T,paciente,subpasta + pastaOriginal
+ 'Equações de Diferenças')
133
134 #4.4
135 yf = fft(y)
136 xf = np.linspace(0.0, 1.0/(2.0*T), N//2)
137
138 plt.figure()
139 plt.plot(xf, 2.0/N * np.abs(yf[0:N//2]))
140 plt.savefig(subpasta + pastaOriginal + 'FFT')
141
142
143 #5
144 b, a = signal.butter(3, 0.5)
145 zi = signal.lfilter_zi(b,a)
146 y_filtrado, _ = signal.lfilter(b,a, y, zi=zi*y[0])
147 gerarCsv(x,y_filtrado,subpasta + pastaIIR )
148
149
150 #5.1
151 plt.figure()
152 plt.plot(x,y_filtrado,'ro')
153 plt.xlabel('Tempo (s)')
154 plt.ylabel('Sinal de entrada (int)')
155 plt.savefig(subpasta + pastaIIR + 'Função original')
156
157 #5.2
158 plt.figure()
159 plt.plot(x,y_filtrado,color='black')
160 plt.xlabel('Tempo (s)')
161 plt.ylabel('Sinal de entrada (int)')
162 plt.savefig(subpasta + pastaIIR + 'Função original Interpolada')
163
164 #5.3
165 df = GeraEquacaoDeDiferencas(x,y_filtrado)
166 df2 = GeraEquacaoDeDiferencas(x,df)
167 GerarGráficosDeEquacaoDeDiferencas(x,y_filtrado,df,df2,N*T,paciente,subpasta +
pastaIIR + 'Equações de Diferenças')
168
169 #5.4
170 yf2 = fft(y_filtrado)
171 plt.figure()
172 plt.plot(xf, 2.0/N * np.abs(yf2[0:N//2]), 'r')
173 plt.savefig(subpasta + pastaIIR + 'FFT')
174
175
176
```

```
177 #6
178 c = signal.firwin(N, 0.1)
179 y_filtrado2 = signal.lfilter(c,[1.0], y)
180 gerarCsv(x,y_filtrado2,subpasta + pastaFIR )
181
182 #6.1
183 plt.figure()
184 plt.plot(x,y_filtrado2,'ro')
185 plt.xlabel('Tempo (s)')
186 plt.ylabel('Sinal de entrada (int)')
187 plt.savefig(subpasta + pastaFIR + 'Função original')
188
189 #6.2
190 plt.figure()
191 plt.plot(x,y_filtrado2,color='black')
192 plt.xlabel('Tempo (s)')
193 plt.ylabel('Sinal de entrada (int)')
194 plt.savefig(subpasta + pastaFIR + 'Função original Interpolada')
195
196 #6.3
197 df = GeraEquacaoDeDiferencas(x,y_filtrado2)
198 df2 = GeraEquacaoDeDiferencas(x,df)
199 GerarGráficosDeEquacaoDeDiferencas(x,y_filtrado2,df,df2,N*T,paciente,subpasta +
pastaFIR + 'Equações de Diferenças')
200
201 #6.4
202 yf3 = fft(y_filtrado2)
203
204 plt.figure()
205 plt.plot(xf, 2.0/N * np.abs(yf3[0:N//2]), 'r')
206 plt.savefig(subpasta + pastaFIR + 'FFT')
```