



Universidade Federal
do Rio de Janeiro

Escola Politécnica

DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO 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
Agosto de 2019

DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO 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. Nome do Primeiro Examinador Sobrenome, D.Sc.

Prof. Nome do Segundo Examinador Sobrenome, Ph.D.

Prof. Nome do Terceiro Examinador Sobrenome, D.Sc.

Prof. Nome do Quarto Examinador Sobrenome, Ph.D.

Prof. Nome do Quinto Examinador Sobrenome, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

AGOSTO DE 2019

Reis, Bruno Gomes

Desenvolvimento de um equipamento 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, 2019.

XIII, 21 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, 2019.

Referências Bibliográficas: p. 20 – 20.

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 às minhas
famílias de sangue e coração.*

Agradecimentos

Gostaria de agradecer a todos.

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

Bruno Gomes Reis

Agosto/2019

Orientadores: Carlos José Ribas D'Avila
Tiago Arruda Sanchez

Curso: Engenharia Eletrônica e de Computação

O RESUMO SERÁ ESCRITO AQUI

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

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

Bruno Gomes Reis

August/2019

Advisors: Carlos José Ribas D'Avila
Tiago Arruda Sanchez

Course: Electronic Engineering

In this work, we present ...

Sumário

Lista de Figuras	x
Lista de Tabelas	xi
Lista de Símbolos	xii
Lista de Abreviaturas	xiii
1 Introdução	1
1.1 Tema	1
1.2 Delimitação	1
1.3 Justificativa	1
1.4 Objetivos	2
1.5 Metodologia	3
1.6 Organização do Trabalho	4
2 Motivação	5
2.1 Fisiologia da Respiração	5
2.2 Padrões Respiratórios	6
2.3 Aplicação do equipamento	7
3 Desenvolvimento	8
3.1 O funcionamento do termistor	8
3.1.1 A equação de Steinhart–Hart	8
3.1.2 O efeito de Autoaquecimento	9
3.2 A evolução do circuito	10
3.3 O Software	15
3.3.1 Polinômio de Lagrange	17
4 Conclusão	19
4.1 Contribuições	19
4.2 Limitações	19
4.3 Trabalhos futuros	19

4.4	Considerações finais	19
	Referências Bibliográficas	20
A	Algumas Demonstrações	21

Lista de Figuras

3.1	Curva de resposta típica em termistores NTC de $10k\Omega$	9
3.2	Divisor Resistivo	11
3.3	Circuito de Controle	13
3.4	Resposta em curto prazo circuito realimentado (Tempo no eixo horizontal e valor de tensão quantizado no eixo vertical)	14
3.5	Resposta de longo prazo circuito realimentado (Tempo no eixo horizontal e valor de tensão quantizado no eixo vertical)	15
3.6	Gráfico da aquisição original de um sinal aleatório	16
3.7	Gráfico interpolado da aquisição original de um sinal aleatório	17

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 dispositivo que realize a medição da frequência respiratória dentro de uma faixa sensível para respostas psicofisiológicas. Este dispositivo deve possibilitar o monitoramento e 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 doenças mentais.

1.2 Delimitação

O objeto de estudo é o desenvolvimento de um protótipo capaz de mensurar comportamentos respiratórios tais quais a frequência de inspiração e expiração, para, a partir desse, analisar a viabilidade de desenvolvimento de um equipamento com baixo custo voltado ao uso científico. As medições terão como finalidade a obtenção de dados, referentes à frequência respiratória do paciente, a serem utilizados em experimentos que vinculem comportamentos saudáveis e suas variantes clínicas à respiração humana. O estudo, limita-se à obtenção 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.

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 equipamento 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, desenvolver um protótipo de equipamento capaz de realizar a aquisição de dados 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 Metodologia

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. Contudo, considerando a baixa variação de temperatura para esse tipo de medição, seria inviável a realização da medida diretamente, 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, 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, ele aplica uma corrente muito alta no sensor forçando-o a atingir por conta própria uma temperatura ainda maior em seu estado permanente e, no momento de seu encontro com qualquer fluxo de ar resultante da respiração humana, o sensor registra uma alta queda de temperatura, registrando, de forma mais nítida o momento da ação respiratória.

O termistor é um resistor variável à temperatura, escolhido principalmente por suas propriedades de autoaquecimento e pela variação exponencial de sua resistência em relação à mudança na temperatura, contrário a grande parte dos demais sensores que possuem uma relação linear entre essas variáveis. Trabalhar com um sensor de 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 em 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.

O sistema é composto de uma fonte capaz de entregar ao sensor corrente suficiente para que este 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 regulador responsável por filtrar sinais indesejados e controlar a corrente de entrada no termistor, um microcontrolador que irá realizar as medições e um software capaz de exportar os dados para que esses possam ser tratados e estudados em suas aplicações.

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 equipamento, 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 apresentará a lista de materiais utilizados no projeto

O capítulo 5 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 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.

A inspiração possui como músculo principal o diafragma, 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.

Quando ocorre a expiração, a parede torácica bem como os pulmões retraem-se, o diafragma relaxa, elevando-se passivamente, enquanto o ar flui para fora do corpo.

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 passa a auxiliar também na expiração.

2.2 Padrões Respiratórios

A faixa de frequência padrão para adultos normais é de, aproximadamente, 14 à 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 quais 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^+]), principalmente a diabética. O padrão respiratório é composto de quatro fases: Inspirações ruidosas, gradativamente mais amplas, alternada 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 Taquipneia, Bradipneia, 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 Aplicação do equipamento

Motivado pela parceria com o "Laboratório de Neuroimagem e Psicofisiologia", situado no Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, ocorre o desenvolvimento deste projeto. Orientado principalmente a estudos nas áreas de psicofisiologia e neurociência comportamental, o desenvolvimento do equipamento 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 entre os quais se é possível obter uma relação de correlação com patologias e alterações emocionais e comportamentais. Por derradeiro, a existência de um equipamento capaz de obter dados referentes ao comportamento respiratório transcreve-se em um ganho à neurociência comportamental pelo qual este projeto se justifica.

Capítulo 3

Desenvolvimento

3.1 O funcionamento do termistor

O termistor é um resistor variável à temperatura, característica pela qual seu nome é inspirado (temperatura + resistor), geralmente compostos 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 diretamente 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^{3.1} em sua forma inversa ^{3.2}. A característica logarítmica da resposta com que 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 (Ω);E

- a, b e c: Coeficientes de Steinhart–Hart, que são variáveis conforme o tipo de material e a construção do termistor.

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

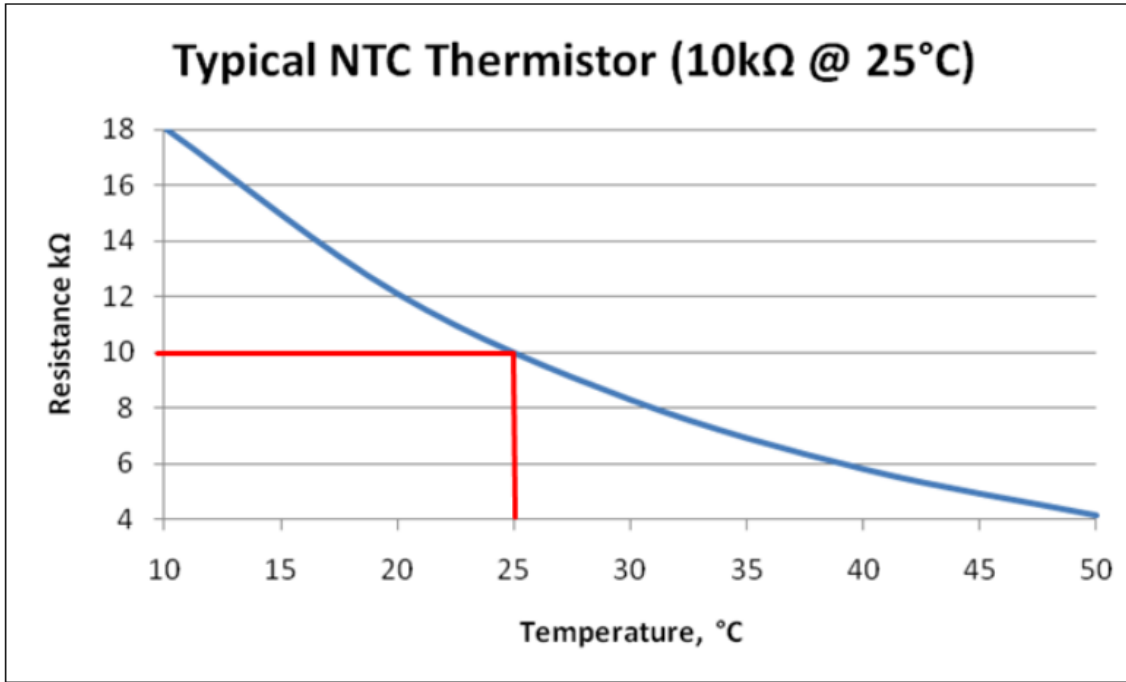


Figura 3.1: Curva de resposta típica em termistores NTC de 10kΩ¹

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.

$$P_E = I.V \tag{3.3}$$

sendo:

¹Fonte: <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>

- 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

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 através da variação de tensão em um divisor resistivo composto por um termistor e uma resistência padrão(Figura: 3.2). Contudo, devido alguns contratempos práticos, diversas mudanças fizeram-se necessárias.

Uma das principais limitações para o desenvolvimento do projeto deve-se à dificuldade 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 datasheet correto apenas observando o componente, que é muito pequeno, sem qualquer informação sobre o fabricante ou o modelo. Dadas essas condições iniciais, 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 $10K\Omega$. Foi utilizada uma fonte de alimentação comercial de $12V$ e utilizado diversos

valores entre $10K\Omega$ e 330Ω 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.

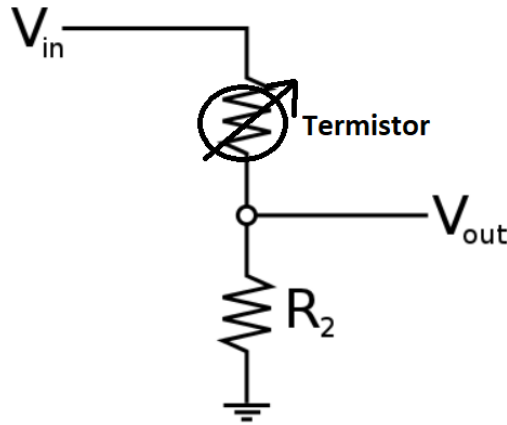


Figura 3.2: Divisor Resistivo

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. Portanto, para contornar o problema obtido, o circuito foi ajustado para utilizar a propriedade de autoaquecimento do termistor (3.7).

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

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

Ao aplicar uma alta corrente no sensor, é induzido então um aumento na temperatura deste. Em decorrência desse aumento, é possível observar uma maior diferença de temperatura entre o sensor e o 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 330Ω 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 constante 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.

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 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 pensado então em um circuito de controle não linear (Figura: 3.3), que, em teoria, forneceria uma alta tensão para o termistor até que sua resistência variasse e a corrente passante atingisse um patamar determinado.

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

Onde:

V : Tensão

R : Resistência

I : Corrente

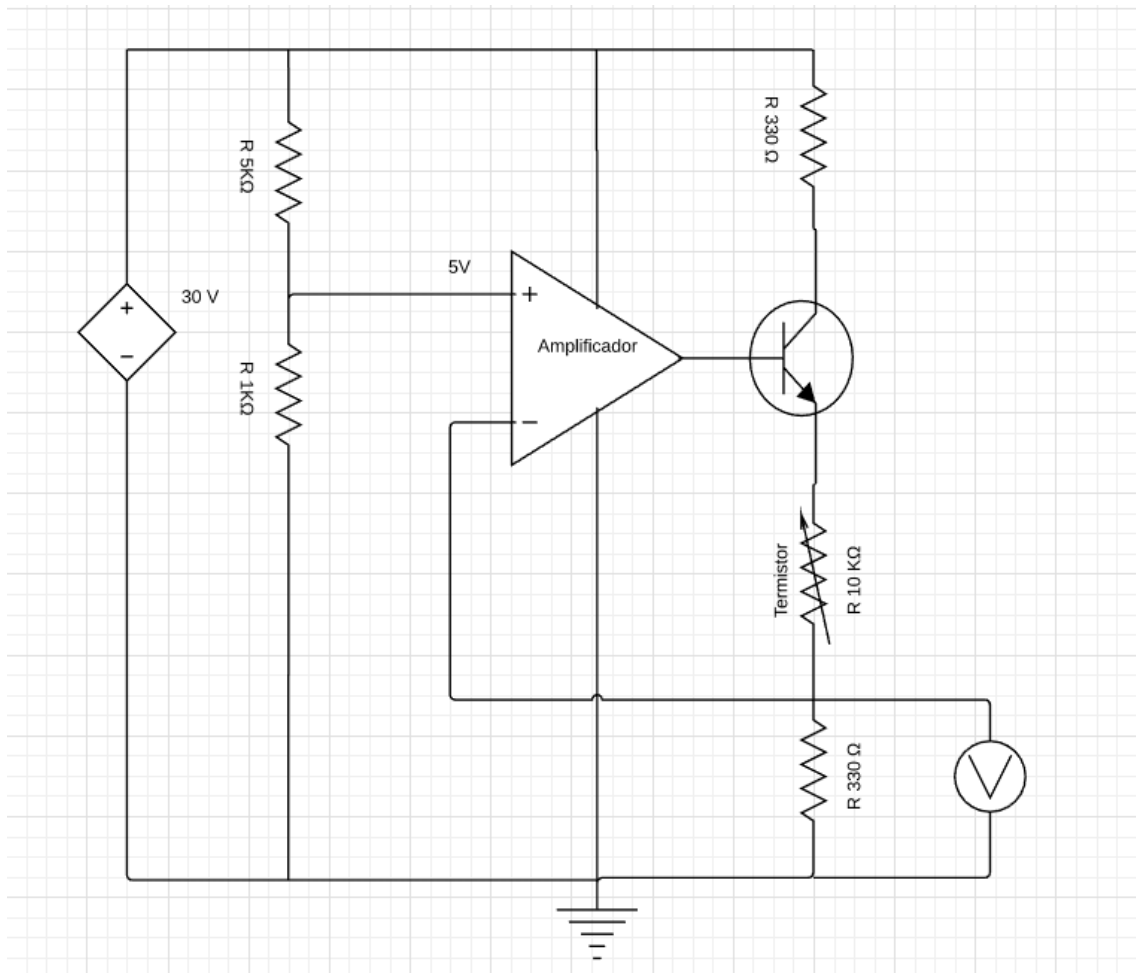


Figura 3.3: Circuito de Controle

O comportamento esperado para o circuito de controle seria o seguinte: O amplificador operacional iria ajustar a tensão de saída na tentativa de igualar as tensões nos dois terminais de entrada, sendo assim, no momento inicial, quando a tensão no terminal de entrada negativo é igual a zero e a do terminal positivo é igual a 5V, o amplificador aumenta sua saída fazendo com que o transistor entre em saturação e conduza uma corrente no emissor praticamente igual à de referência no coletor, na medida em que a resistência do termistor diminui pelo efeito de autoaquecimento, a tensão de saída aumenta até que esta se iguale à do terminal positivo, ao atingir esse patamar, o transistor sai da zona de saturação e o sistema trabalha pra manter a tensão de saída constante. No momento em que o sensor entra em contato com o fluxo de ar, a resistência do termistor aumenta, diminuindo a tensão na saída e estimulando o sistema de controle a saturar o transistor e induzir o efeito do autoaquecimento no sensor. Após quantizar a tensão da saída através de um microcontrolador, foi possível traçar o gráfico da figura 3.4, no qual aparece nítida a resposta do sistema ao submeter o sensor a um fluxo de ar. Entretanto, ao expor o sensor a um período prolongado de exposição à respiração humana, foi possível observar que o efeito do resfriamento contínuo continuava a ser reproduzido (gráfico da figura 3.5).

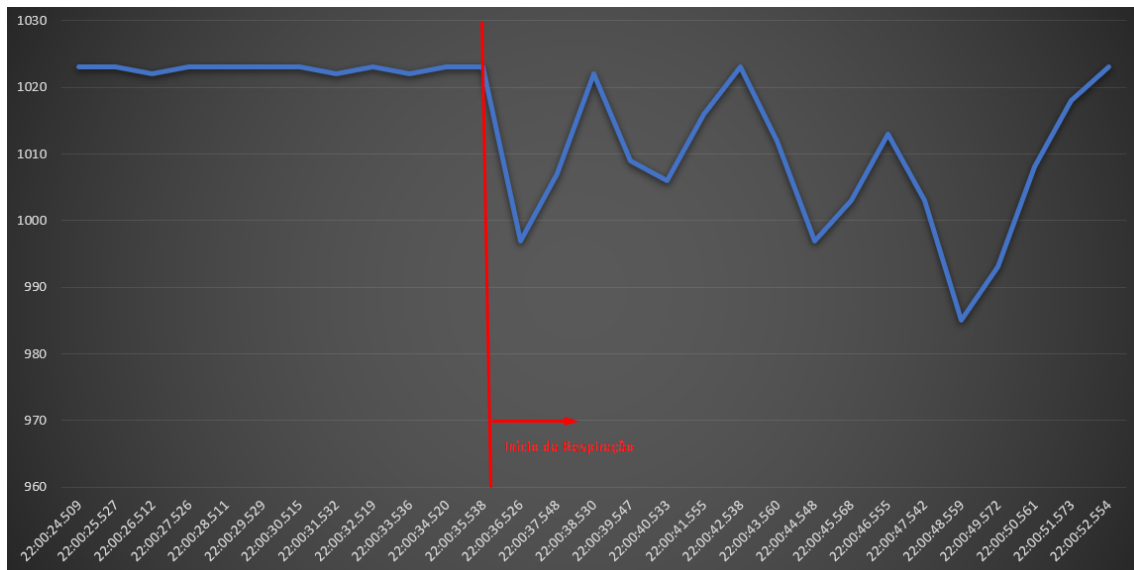


Figura 3.4: Resposta em curto prazo circuito realimentado (Tempo no eixo horizontal e valor de tensão quantizado no eixo vertical)

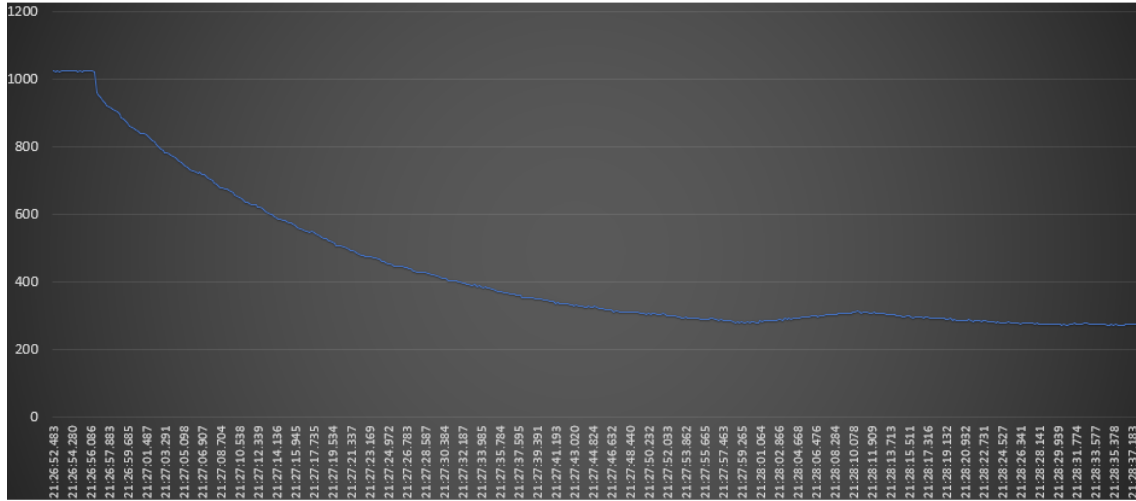


Figura 3.5: Resposta de longo prazo circuito realimentado (Tempo no eixo horizontal e valor de tensão quantizado no eixo vertical)

3.3 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 Arduino 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 Arduino um sinal de tensão variante entre $0V$ e $5V$. Para interpretar esse sinal, o microcontrolador existente no Arduino (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 Arduino.

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

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).

Após o processo de conversão analógico/digital, os dados são lidos pelo programa e armazenados em dois vetores, um contendo os valores inteiros referentes à amostragem da tensão e outro contendo strings com informações sobre o instante de coleta do dado. A partir desses valores, o programa converte o vetor de strings para o formato datetime e, em seguida, realiza do cálculo para obter um número referente à variação em segundos, considerando o instante inicial como $t = 0s$. Após obter o tempo em segundos, o sistema, além de salvar em um gráfico o valor de entrada obtido para cada unidade de tempo equivalente em sua forma original (figura 3.6), realiza operações matemáticas com a finalidade de entregar ao pesquisador insumos para o estudo do comportamento respiratório. Para a melhor visualização dos dados em sua forma gráfica, o sistema também realiza uma interpolação dos dados, para auxiliar o pesquisador na análise do gráfico (Figura 3.7).

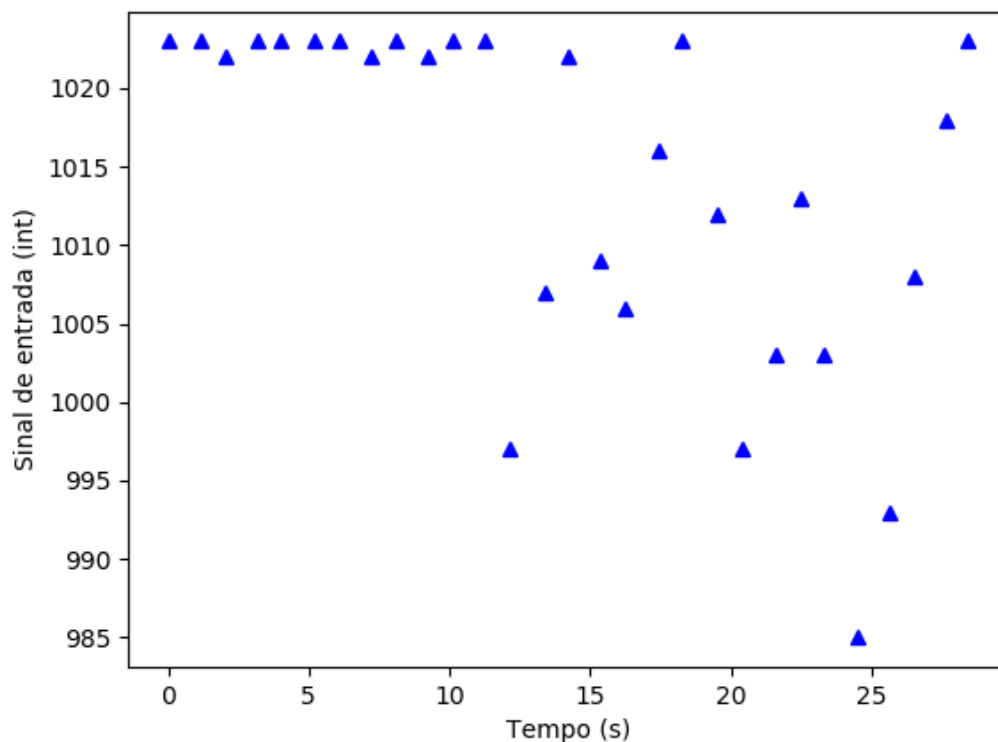


Figura 3.6: Gráfico da aquisição original de um sinal aleatório

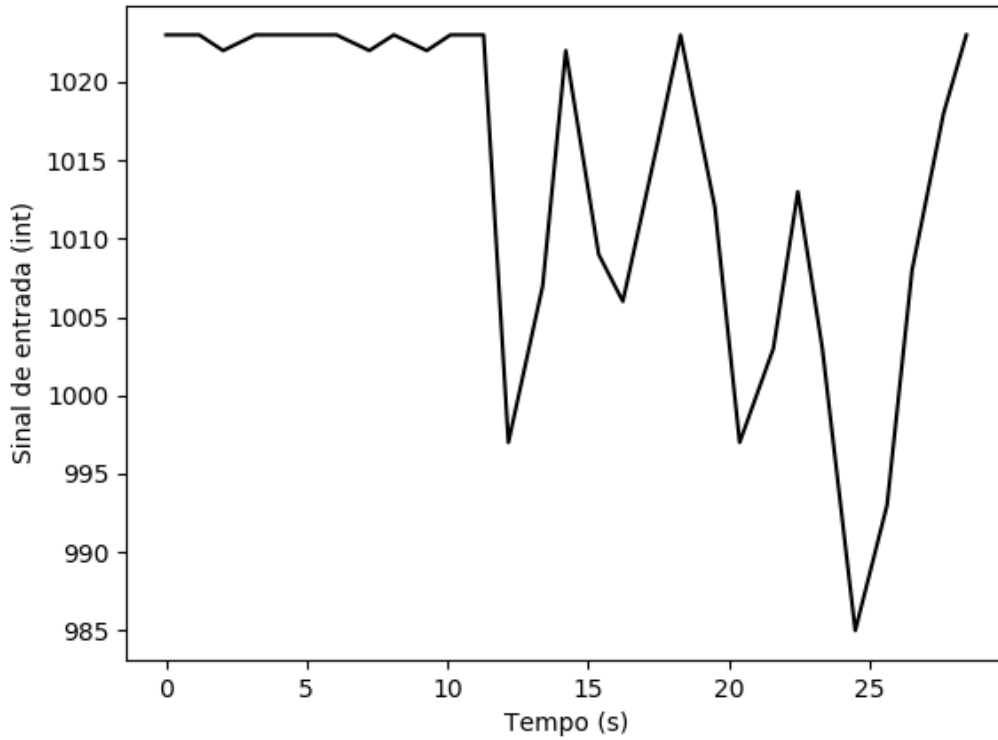


Figura 3.7: Gráfico interpolado da aquisição original de um sinal aleatório

3.3.1 Polinômio de Lagrange

A visualização dos dados interpolados pode ser gerado automaticamente pela biblioteca matplotlib ², porém, para a realização do cálculo das derivadas, também foi programada uma interpolação utilizando o polinômio de Lagrange, dando ao pesquisador mais insumos às suas análises. A interpolação polinomial de Lagrange consiste em aproximar uma função contínua por um polinômio de grau $m - 1$, sendo m a quantidade de pontos nodais. O erro da função nos pontos nodais é zero, ou seja, o polinômio toca todos os pontos. Em termos práticos, com uma grande quantidade de pontos, o polinômio de Lagrange tende a ser uma réplica precisa da equação original, entretanto, erros na aquisição dos dados são refletidos também na equação interpolada, ao contrário de uma análise de regressão linear. A forma direta para a geração do polinômio de Lagrange pode ser dada pela equação

$$Resolucao = \frac{V_{ref}}{2^n} \quad (3.10)$$

Onde:

V_{ref} : Tensão de referência

²<https://matplotlib.org/>

n : Número de bits do conversor

Capítulo 4

Conclusão

4.1 Contribuições

4.2 Limitações

4.3 Trabalhos futuros

4.4 Considerações finais

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 CO₂, but not hypoxia”, *Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry*, v. 81, pp. 178–186, 2018.

Apêndice A

Algumas Demonstrações