

UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DA REGIÃO DOS VINHEDOS – CARVI
ÁREA DO CONHECIMENTO DE CIÊNCIAS EXATAS E
ENGENHARIAS

WILLY DARÓS SANTOS

PROTÓTIPO APLICADO À COMPRESSÃO TORÁCICA UTILIZADO
EM REABILITAÇÃO PULMONAR

BENTO GONÇALVES
2021

WILLY DARÓS SANTOS

**PROTÓTIPO APLICADO À COMPRESSÃO TORÁCICA UTILIZADO
EM REABILITAÇÃO PULMONAR**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado no Curso de Engenharia Elétrica do Campus Universitário da Região dos Vinhedos, da Universidade de Caxias do Sul, como requisito parcial à obtenção do título de Engenheiro Eletricista

Orientador:
Prof. Me. Felipe Augusto Tondo

BENTO GONÇALVES
2021

Ficha catalográfica.

DARÓS SANTOS, WILLY

PROTÓTIPO APLICADO À COMPRESSÃO TORÁCICA
UTILIZADO EM REABILITAÇÃO PULMONAR/WILLY
DARÓS SANTOS; Orientador: Prof. Me. Felipe Augusto
Tondo

93 folhas, 30 cm.

Trabalho de conclusão do curso de ÁREA DO CONHECI-
MENTO DE CIÊNCIAS EXATAS E ENGENHARIAS —
Universidade de Caxias do Sul, CAMPUS UNIVERSITÁRIO
DA REGIÃO DOS VINHEDOS – CARVI, 2021

Inclui referências bibliográficas.

1. Fibrose cística, muco, Compressão, Microcontrolador, Si-
nais, Condicionamento, Wi-Fi, Interface. I. REFERENCIAR
ORIENTADOR II. Universidade de Caxias do Sul. III. PRO-
TÓTIPO APLICADO À COMPRESSÃO TORÁCICA UTI-
LIZADO EM REABILITAÇÃO PULMONAR.

WILLY DARÓS SANTOS

PROTÓTIPO APLICADO À COMPRESSÃO TORÁCICA UTILIZADO
EM REABILITAÇÃO PULMONAR

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
no Curso de Engenharia Elétrica do Cam-
pus Universitário da Região dos Vinhedos,
da Universidade de Caxias do Sul, como re-
quisito parcial à obtenção do título de Enge-
nheiro Eletricista

Orientador:
Prof. Me. Felipe Augusto Tondo

Aprovado em ____/____/_____

Banca Examinadora

Prof. Me. Felipe Augusto Tondo (orientador)
Universidade de Caxias do Sul - UCS

Prof^a. Dr^a. Marilda Machado Spindola
Universidade de Caxias do Sul - UCS

Prof. Me. Ricardo Becker
Universidade de Caxias do Sul - UCS

Agradeço e dedico este trabalho aos meus pais Dalvin A. Santos, Dirce Inez Darós e a minha esposa Suelen Protto que passou a fazer parte da minha vida que vivencio uma espiral construtiva. Esta é uma das muitas conquistas ao seu lado.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, aos meus pais, irmão e minha esposa. Ao professor Me. Felipe Augusto Tondo, pela confiança em mim depositada, pela compreensão e apoio, orientando este trabalho. A professora Dra. Marilda Machado Spindola, pelo incentivo do tema e do desafio desde o período de estágio. Aos demais professores, colegas e funcionários da instituição.

“Uma experiência nunca é um fracasso, pois sempre vem demonstrar algo.”.
Thomas Edison

RESUMO

O aumento gradativo da população mundial, 7,9 bilhões de habitantes segundo estimativas da ONU, observa-se simultaneamente o aumento crescente de doenças. Tais doenças afetam diretamente a qualidade de vida do indivíduo e contribuem significativamente para um crescimento nas mortes associadas à suas complicações. A fibrose cística é uma doença genética crônica, oriunda de um defeito genético que faz com que o corpo humano produza muco 30 a 60 vezes mais espesso que o normal, o que afeta principalmente os pulmões, o pâncreas e o sistema digestivo. Com o desenvolvimento da ciência, a medicina e a engenharia associadas a tecnologias, têm possibilitado uma maior facilidade no diagnóstico, tratamento e reabilitação de indivíduos com esta doença. Analisando as áreas da saúde responsáveis pelo tratamento de doenças respiratórias, este trabalho foi responsável por desenvolver o protótipo de um equipamento com a finalidade de exercer uma compressão torácica e coletar informação da força aplicada no tórax. Implementou-se sensores de força resistivo em módulos infláveis, construídos de câmara de borracha vulcanizada, para mensurar a força aplicada no momento de máxima insuflação dos módulos. Para aquisição de sinais de tensão gerados pelos sensores, utilizou-se uma plataforma microcontrolada interligada ao circuitos de aquisição e condicionamento destes sinais. Todos os valores coletados e tratados podem ser visualizados em uma plataforma web. Além disso, o presente trabalho implementou a leitura do fluxo de ar expelido pela boca através da caracterização de um sensor de fluxo com intuito de verificar a ventilação do sistema respiratório durante e depois da utilização do protótipo. Com os ensaios realizados se possibilitou a utilização do colete para uma análise de pressão no tórax e a medição do fluxo de ar que é expelido pela boca durante a utilização do equipamento, permitindo, assim, que um profissional da saúde possa quantificar e qualificar as informações para um melhor diagnóstico ou tratamento conforme sua área de atuação.

Palavras-chave: Fibrose cística, muco, Compressão, Microcontrolador, Sinais, Condicionamento, Wi-Fi, Interface.

ABSTRACT

The gradual increase of the world population, 7.9 billion inhabitants according to UN seasonality, it can be observed simultaneously the growing increase of diseases. Such diseases directly affect the individual's quality of life and contribute to an increase in deaths associated with their complications. Cystic fibrosis is a chronic genetic disease, arising from a genetic defect that causes the human body to produce mucus 30 to 60 times thicker than normal, which mainly affects the lungs, pancreas and digestive system. With the development of science, medicine and engineering associated with technologies, they have made it easier to diagnose, treat and rehabilitate people with disabilities from this disease. Analyzing the health areas responsible for the treatment of respiratory diseases, this work was responsible for developing the prototype of an equipment with a chest compression impact and collecting information on the force applied to the chest. Resistive force sensors were implemented in inflatable modules, made of vulcanized rubber chamber, to measure the force applied at the moment of maximum inflation of the modules. To acquire the signals generated by the sensors, a microcontroller platform connected to the acquisition and conditioning circuits of this signal was used. All collected and processed values can be viewed on a web platform. In addition, the present work implemented a reading of the air flow expelled through the mouth through the characterization of a flow sensor in order to verify the respiratory systems during and after using the prototype. With the tests performed, it is possible to use the vest for an analysis of chest pressure and guidance of the air flow that is expelled through the mouth during the use of the equipment, thus allowing a health professional to quantify and qualify as information for a better diagnosis or treatment according to your area of expertise.

Keywords: Cystic Fibrosis, Mucus, Compression, Microcontroller, Signals, Conditioning, Wi-Fi, Interface.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Órgãos do Sistema Respiratório	21
Figura 2 – Representação Esquemática das Ramificações das Vias Aéreas no Pulmão	22
Figura 3 – Idade Média de Sobrevida para Pacientes com FC	27
Figura 4 – Percentual de Indivíduos Adultos com FC	27
Figura 5 – Capacidade Respiratória e Volumes Pulmonares	30
Figura 6 – Volume x Tempo da Espirometria	31
Figura 7 – Medida do Volume Expiratório Forçado no Primeiro Segundo (VEF1) e da Capacidade Vital Forçada (CVF) no Espirômetro de Água	32
Figura 8 – Padrões de uma Expiração Forçado no Espirômetro	32
Figura 9 – Cálculo do Fluxo Forçado ($\dot{V}_{FEF_{25-75\%}}$) a partir de uma Expiração Forçada	33
Figura 10 – Extensômetro de Resistência Elétrica do Tipo FSR	34
Figura 11 – Extensômetro de Resistência Elétrica do Tipo Folha	35
Figura 12 – Princípio de Funcionamento da Ponte de Wheatstone	36
Figura 13 – Medidor de Fluxo por Força de Arrasto	38
Figura 14 – Leitura das Pressões Estáticas, Totais e Dinâmicas	40
Figura 15 – Principais Componentes Microcontrolador ESP32	41
Figura 16 – O Modelo Conceitual do Pulmão Baseado na Morfometria de Weibel	43
Figura 17 – Modelagem do Sistema Respiratório induzido pelo HFCC	45
Figura 18 – Utilização de um Sistema HFCC com Equipamentos de Medição e Análise	45
Figura 19 – Simulação HFCC de Entradas por 10 s.	46
Figura 20 – Simulação de Sinais de Saída do HFCC.	46
Figura 21 – Várias Seções do Circuito Elétrico do Sistema com Formas de Onda de Pressão Induzidas por HFCC	47
Figura 22 – Velocidade do Ar Axial em Cada Geração Pulmonar.	48
Figura 23 – Diagrama de Blocos do Protótipo e Suas Etapas.	50
Figura 24 – Módulo Inflável das Laterais Esquerda e Direita do Tórax.	51
Figura 25 – Módulo Inflável das Laterais Frontal e Traseira do Tórax.	51
Figura 26 – Colete com Identificação da Localização dos Módulos.	53
Figura 27 – Sensor FSR 406	54
Figura 28 – Curva Resposta Força Peso pela Resistência do Sensor FSR.	54
Figura 29 – Circuito Divisor de Tensão para Fensor FSR 406.	55
Figura 30 – Gráfico da Frequência de Corte do Filtro Filtro Passa Baixa	56
Figura 31 – Circuito Completo para Sensores FSRs.	56
Figura 32 – Curva Característica do Sensor FSR 406	57
Figura 33 – Ensaio com Peso Padrão no Sensor S1.	58
Figura 34 – Curva de Caracterização da Calibração dos Sensores de Força Resistiva.	60

Figura 35–Gráficos da Curva Caraterística dos Sensores	60
Figura 36–Sensor de Fluxo IFM SA5000.	62
Figura 37–Instalação do Sensor de Fluxo SA5000.	63
Figura 38–Sistema para Medição do Fluxo de Ar.	64
Figura 39–Sinal de Saída do Sensor SA5000	65
Figura 40–Circuito de condicionamento do sinal.	65
Figura 41–Calibração de Fábrica Sensor de Fluxo SA5000.	66
Figura 42–Microcontrolador ESP32.	68
Figura 43–Fluxo Algoritmo Protótipo Colete.	69
Figura 44–Plataforma ThingSpeak.	70
Figura 45–Painel de Comando do Protótipo.	71
Figura 46–Circuito dos Botões de Acionamento Painel de Comando do Protótipo.	72
Figura 47–Esquemático Módulos dos Relés e Válvulas Solenoides.	73
Figura 48–Protótipo do Colete de Compressão Torácica e Sistema de Medição de Fluxo.	74
Figura 49–Gráficos da Força Aplicada no Indivíduo 01.	76
Figura 50–Gráficos da Força Aplicada no Indivíduo 02.	77
Figura 51–Gráficos da Força Aplicada no Indivíduo 03.	77
Figura 52–Gráficos da Força Aplicada nos Módulos Frontal e Traseiro.	78
Figura 53–Gráficos da Força Aplicada nos Módulos Lateral Esquerda e Direita.	79
Figura 54–Medição da Capacidade Pulmonar Total do Indivíduo 02 no ThingSpeak.	80
Figura 55–Medição da Capacidade Pulmonar Total dos Indivíduos.	81
Figura 56–Ensaio do Funcionamento dos Sensores FSRs com a Máquina DL 20000	88
Figura 57–Termo Consentimento Usuário 01	90
Figura 58–Termo Consentimento Usuário 02	91
Figura 59–Termo Consentimento Usuário 03	92
Figura 60–Laudo de Análise de Segurança	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Critérios Diagnósticos em Espirometria Conforme Doenças	30
Tabela 2 – Classificação do Grau de Doenças Obstrutivas	30
Tabela 3 – Características e Capacidades do Microcontrolador ESP32	41
Tabela 4 – Descrição dos Principais Componentes Microcontrolador ESP32	42
Tabela 5 – Parâmetros do Sensor FSR 406	54
Tabela 6 – Calibração dos Sensores FSR com Peso Padrão.	59
Tabela 7 – Valores Médios dos Ensaios de calibração Sensor S2	61
Tabela 8 – Valores da Caracterização do Sensor S2 Módulo Traseiro	62
Tabela 9 – Dados para Cálculo da Relação L/min x L/s.	67
Tabela 10–Característica dos Indivíduos Testados	75
Tabela 11–Medição da Capacidade Pulmonar Total	80
Tabela 12–Testes com Máquina de Ensaio DL20000.	89

LISTA DE ABREVIATURAS

FC	<i>Fibrose Cística</i>
CPU	<i>Unidade Central de Processamento</i>
FSR	<i>Sensor Resistivo de Forçar</i>
IoT	<i>Internet das Coisas</i>
HFCC	<i>Compressão Torácica de Alta Frequência</i>
CFTR	<i>Regulador de Condutância Transmembrana de Fibrose Cística</i>
TCC	<i>Trabalho de Conclusão de Curso</i>
DP	<i>Drenagem Postural</i>
TEF	<i>Técnica de Expiração Forçada</i>
CAR	<i>Ciclo Ativo da Respiração</i>
DA	<i>Drenagem Autógena</i>
ELPr	<i>Expiração Lenta e Prolongada</i>
AFE	<i>Aumento do Fluxo Expiratório</i>
ELTGoL	<i>Expiração Lenta Total com a Glote Aberta em Decúbito Lateral</i>
PEP	<i>Terapia por Dispositivos de Pressão Expiratória Positiva</i>
OOAF	<i>Terapia por Oscilação Oral de Alta Frequência</i>
CVF	<i>Capacidade Vital Forçada</i>
VC	<i>Volume Corrente</i>
VRI	<i>Volume de Reserva Inspiratória</i>
VRE	<i>Volume de reserva Expiratória</i>
VR	<i>Volume Residual</i>
VEFt	<i>Volume Expiratório Forçado no Tempo</i>
CV	<i>Capacidade Vital</i>
CPT	<i>Capacidade Pulmonar Total</i>
CI	<i>Capacidade Inspiratória</i>
CRF	<i>Capacidade Residual Funcional</i>
FEF	<i>Fluxo Expiratório Forçado</i>
FIF	<i>Fluxo Inspiratório Forçado</i>
FEFmax	<i>Fluxo Expiratório Forçado Máximo</i>
CSV	<i>Valores Separados por Virgula</i>
JSON	<i>JavaScript Object Notation</i>
XML	<i>Extensible Markup Language</i>
RCL	<i>Resistor Capacitor Indutor</i>

PFE	<i>Pico de Fluxo Expiratório</i>
HTTP	<i>Hypertext Transfer Protocol</i>
MQTT	<i>Message Queuing Telemetry Transport</i>
RM	<i>Resistência de Medição</i>
RFSR	<i>Resistência Sensor de Força Resistivo</i>
CC	<i>Corrente Continua</i>
CA	<i>Corrente Alternada</i>
CGA	<i>Calibração Curva de Medição</i>

LISTA DE SIGLAS

IEEE *Institute of Electrical and Electronics Engineers*

GBEFC *Grupo Brasileiro de Estudos de Fibrose Cística*

ONU *Organização das Nações Unidas*

ASSOBRAFIR *Associação Brasileira de Fisioterapia Cardiorrespiratória e Fisioterapia em Terapia Intensiva*

LISTA DE SÍMBOLOS

O_2	Oxigênio
CO_2	Dióxido de Carbono
V	Tensão
g	Massa
N	Newton
H_2O	Água
mm	Milímetros
cm	Centímetros
m	Metros
mmH ₂ O	Milímetro de Coluna de Água
mmHG	Milímetro de Mercúrio
L	Litros
s	Segundos
min	Minutos
ε	Epsilon
δ	Delta
ρ	Ró
Hz	Frequência
π	Pi
Bar	Unidade de pressão
Ω	Ômega
A	Ampere
out	Saída
W	Watts

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	OBJETIVO GERAL	19
1.2	OBJETIVO ESPECÍFICO	19
1.3	ESCOPO E RESTRIÇÕES	19
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	21
2.1	SISTEMA RESPIRATÓRIO	21
2.1.1	Mecânica Respiratória	23
2.1.2	Fisioterapia Respiratória	23
2.1.2.1	Vibração Torácica	24
2.1.2.2	Terapia por dispositivos de pressão expiratória positiva (PEP) na via aérea	25
2.1.2.3	Oscilação de alta frequência da parede torácica (HVFCWO)	25
2.2	FIBROSE CÍSTICA	25
2.3	ESPIROMETRIA	27
2.3.1	Teste de Capacidade Ventilatória	31
2.4	MEDIÇÃO DO ESFORÇO MECÂNICO OU FORÇA	32
2.4.1	Sensor Resistivo de Força (FSR)	34
2.4.2	Extensômetro de Resistência Elétrica (<i>Strain Gauges</i>)	34
2.4.3	Medição com Ponte de Wheatstone	35
2.5	MEDIÇÃO DO FLUXO DE AR	37
2.5.1	Medidores de Fluxo por Força de Arrasto	37
2.5.2	Medidor de Pressão Diferencial	39
2.6	CONTROLE E INTERFACE	40
2.6.1	Microcontrolador	40
2.6.1.1	ESP32	40
2.6.2	Thingspeak	41
2.7	TRABALHOS RELACIONADOS	42
2.7.1	Investigação da Oscilação Não Uniforme do Sinal de Ar Durante HFCC	42
2.7.2	Modelagem do Sistema Respiratório Induzido pelo HFCC usando Método de Identificação do sistema Ampliado	44
2.7.3	Uma ferramenta de simulação para estudar o HFCC e mecanismos de transferência de energia de compressão e formas de onda para aplicações de doenças pulmonares	45
3	METODOLOGIA DO TRABALHO	50
3.1	CONSTRUÇÃO DOS MÓDULOS INFLÁVEIS	51
3.2	DESENVOLVIMENTO DO COLETE	52
3.3	SENSORES DE FORÇA	52
3.3.1	Circuito de Condicionamento	55
3.3.2	Calibração e Comportamento do Sensor	57
3.4	SENSOR DE FLUXO	62
3.4.1	Circuito de Condicionamento	63
3.4.2	Calibração e Comportamento do Sensor	65
3.5	PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS	67
3.6	INTERFACE E LEITURAS DAS INFORMAÇÕES	68

3.7	DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE COMANDO DO PROTÓ- TIPO	71
4	RESULTADOS	74
4.1	RESULTADOS COM TESTES EM INDIVÍDUOS	74
4.1.1	Testes do Colete	75
4.1.2	Testes do Sensor de Fluxo	79
5	CONCLUSÃO	82
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	84
	APÊNDICE A - ENSAIO COM A MÁQUINA DL 20000	88
	APÊNDICE B - TERMOS DE CONSENTIMENTO DOS INDIVÍ- DUOS	90
	APÊNDICE C - LAUDO DE ANÁLISE DE SEGURANÇA DOS TESTES	93

1 INTRODUÇÃO

Em meio à pandemia causada pelo novo Coronavírus - Covid-19, pode-se observar a fragilidade do sistema respiratório diante de um vírus ainda desconhecido, como também as sequelas que podem surgir nas pessoas contaminadas, que, muitas vezes, sem problemas pré-existentes, passam a lutar pela vida através de um respiradores mecânicos.

Conforme definição do Instituto Brasileiro de Atenção a Fibrose Cística (2016), a fibrose cística (FC) conhecida como Doença do Beijo Salgado ou Mucoviscidose, é uma doença genética, ainda sem cura, mas que se diagnosticada precocemente e tratada de maneira adequada, o paciente poderá ter um processo clínico mais ameno, dentro de seus limites. Na maioria das vezes a FC é diagnosticada na infância, embora também possa ser diagnosticada na adolescência ou na fase adulta. É importante ressaltar que a FC não é contagiosa e não afeta questões cognitivas. Devido aos diferentes sintomas, algumas pessoas não aparentam ter comorbidade, porém, o tratamento deve ser mantido para que não ocorram intercorrências e complicações futuras.

Segundo Damaceno (2018), coordenadora do centro de referência de fibrose cística na Santa Casa de Misericórdia em São Paulo, fibrose cística é a doença rara mais comum e afeta cerca de 85 mil indivíduos no mundo. É causada por uma mutação em um único gene localizado no braço longo do cromossomo 7, denominado CFTR (*Cystic Fibrosis Transmembrane Conductance Regulator*) que é responsável pela produção de uma proteína, também denominada CFTR, um canal de cloro e bicarbonato que está presente na superfície das células epiteliais.

Pode-se considerar sintomas da FC como pneumonia de repetição, tosse crônica, desnutrição, dificuldade de ganhar peso e estatura, movimentos intestinais anormais (diarréia), pólipos nasais, sabor mais salgado na pele, suor mais salgado que o normal e uma espécie de alongamento das pontas dos dedos das mãos e dos pés, também conhecida como “baquetamento”. De forma geral, a pessoa com fibrose cística tem a secreção do seu organismo mais “grossa” que o normal, o que dificulta sua eliminação. No sistema respiratório, o muco espesso bloqueia os canais dos brônquios ocasionando dificuldades para respirar, tosse crônica, infecções de repetição, pneumonias, entre outros como referencia o Instituto Brasileiro de Atenção a Fibrose Cística.

Segundo o grupo brasileiro de estudos de FC (2018), ainda há muito a se fazer pelos indivíduos brasileiros, que sofrem com a falta de acesso a recursos diagnósticos e terapêuticos em várias regiões do país. Dentro desse contexto, o presente trabalho almeja implementar um protótipo de compressão torácica para utilização na reabilitação pulmonar como um método coadjuvante às técnicas já utilizadas em pacientes com fibrose cística. Para isso, pretende-se construir um colete que consiga, via insuflação, comprimir o tórax de uma pessoa, exercendo uma pressão significativa a ponto de obter um fluxo

forçado de ar dentro dos pulmões e, conseqüentemente, deslocar o muco existente para as vias aéreas centrais, podendo ser eliminado através da expectoração ou trazendo uma melhora da viscosidade do muco, beneficiando pacientes com fibrose cística e outras doenças pulmonares.

1.1 OBJETIVO GERAL

Implementação de um protótipo aplicado à compressão torácica para reabilitação pulmonar, utilizando sensores de força do tipo FSR e um transdutor de fluxo.

1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

De forma a contemplar o objetivo geral do trabalho devem ser cumpridas algumas etapas específicas:

- Estabelecer o tipo de módulo inflável e características para insuflação no protótipo de colete;
- Prototipar a estrutura do colete, escolha e confecção do material utilizado na composição do protótipo para introdução dos módulos infláveis;
- Desenvolver um circuito de aquisição e condicionamento do sinal necessários para instalação dos sensores do colete e de fluxo de ar;
- Realizar a calibração dos sensores FSR do colete para medição da força aplicada do colete;
- Realizar a caracterização da curva do sensor de medição do fluxo de ar;
- Implementar um sistema de controle e interface entre os sinais capturados pelos sensores para visualização de resultados;
- Desenvolver o painel de comandos responsável pela integração entre usuário e o protótipo.

1.3 ESCOPO E RESTRIÇÕES

As seguintes restrições são aplicadas ao trabalho:

- Como foco principal, este trabalho será restrito a construção de um protótipo aplicado ao monitoramento dos sinais de força e fluxo de ar, coletados a partir da plataforma do sistema;

- O funcionamento do colete será construído pensando em dois tipos de ensaios: manual e automático. O primeiro é constituído de forma que o usuário consiga inserir parâmetros de funcionamento de maneira manual, podendo acessar cada módulo separadamente. O segundo é caracterizado para que o sistema possa funcionar com a configuração de parâmetros específicos e de acordo, por exemplo com um profissional da área da saúde;
- O trabalho apresentará testes específicos quanto ao funcionamento, mas por questões de viabilidade do projeto, os parâmetros de funcionamento inseridos no protótipo bem como as respostas esperadas serão escolhidos de forma a acompanhar a pesquisa bibliográfica a cerca do assunto.

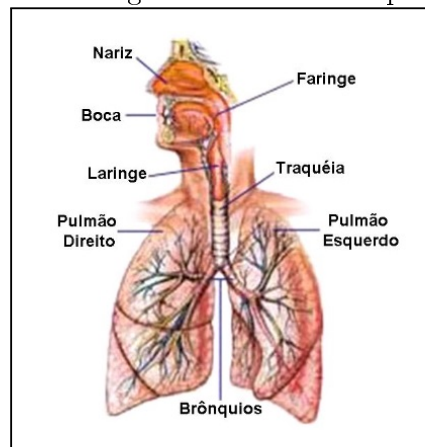
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O presente capítulo traz uma revisão que norteia a implementação do protótipo de um equipamento aplicado à compressão torácica. Serão expostos os conceitos teóricos para compreensão do trabalho, a contextualização referente ao sistema respiratório geral e fisioterapia respiratória para pacientes com fibrose cística em função de uma opção de tratamento e desobstrução das vias aéreas.

2.1 SISTEMA RESPIRATÓRIO

O corpo humano necessita de oxigênio O_2 para que as células possam gerar energia através das moléculas de nutrientes. Essa geração de energia, produz dióxido de carbono CO_2 que, excessivamente, produz com rapidez uma substância tóxica para as células e precisa ser eliminado com eficiência e rapidez. O sistema respiratório é formado pelo nariz, faringe (garganta), laringe (caixa de voz), traquéia, brônquios e pulmões, um conjunto de órgãos que executam a troca de gases para o corpo humano, a captação de O_2 e a eliminação de CO_2 . Esse sistema também é responsável por regular o pH sanguíneo, pela detecção do olfato, por filtrar, aquecer e manter úmido o ar inspirado e o mais significativo é livrar o organismo de um pouco de água e calor pelo ar expirado (GERRAD J. et al., 2017). Na Figura 1 podem ser visualizados os órgãos do sistema respiratório.

Figura 1 – Órgãos do Sistema Respiratório



Fonte: Souza, R. R. (2001).

Como Gomes (2002) relata, o aparelho respiratório pelas funções que desempenha, está particularmente exposto às agressões do ambiente e é frequentemente sede de alterações de maior ou menor intensidade e demais ou menor gravidades. Remete a um sistema do corpo humano tão importante quanto qualquer outro.

Segundo Camila Grosso e João Sant'Anna (2011), a faringe, também chamada de garganta, é caracterizada por um tubo fibroso e muscular que possui cerca de 12 cm

de comprimento, utilizado para a deglutição e na respiração, o ar da cavidade nasal vai para laringe. A laringe é o órgão responsável por evitar a entrada de alimentos e líquidos durante a deglutição e também possibilita a fonação por estar ligada às cordas vocais. Posterior a ela existe a traquéia localizada antes do esôfago e terminando próximo à sexta vértebra torácica que se divide em dois brônquios principais, direito e esquerdo, os quais penetram na parede de cada pulmão, no caso direito e esquerdo. Pulmões são órgãos pares geralmente assimilados como um formato de cone e situados na cavidade torácica. Os pulmões são ligados à traqueia via ramificações de brônquios, o que se assemelha a um tronco de árvore com seus ramos, formando a chamada árvore brônquica.

Para melhor entender o caminho percorrido pelo ar passa após ser inspirado pelas vias nasais e penetrar na árvore brônquica. Pode-se, conforme Weibel (1963), dividir as ramificações de brônquios em 23 outras ramificações ou, também chamadas, gerações. Na Figura 2 pode-se verificar gerações e suas nomenclaturas: as 16 primeiras gerações são vias aéreas responsáveis pela condução do ar, portanto, as mesmas não executam a troca de gases com o sangue venoso; entre a 17ª e a 19ª começam a aparecer brônquios respiratórios formando a chamada zona transicional, após a 20ª geração, representando o final da árvore brônquica ou traqueobrônquica, caracteriza-se a zona respiratória ocupada por alvéolos que são responsáveis pela troca gasosa com o sangue.

Figura 2 – Representação Esquemática das Ramificações das Vias Aéreas no Pulmão

	Geração	Diâmetro, cm	Comprimento, cm	Número	Área total de corte transversal, cm ²		
Zona condutora	Traqueia	0	1,80	12,0	1	2,54	
	Brônquios	1	1,22	4,8	2	2,33	
	Bronquíolos	2	0,83	1,9	4	2,13	
		3	0,56	0,8	8	2,00	
		4	0,45	1,3	16	2,48	
		5	0,35	1,07	32	3,11	
Bronquíolos terminais	16	0,06	0,17	6×10^4	180,0		
Zonas transicional e respiratória	Bronquíolos respiratórios	17	↓	↓	↓	↓	
		18	↓	↓	↓	↓	
		19	0,05	0,10	5×10^5	10^3	
	Ductos alveolares	T ₃	20	↓	↓	↓	↓
		T ₂	21	↓	↓	↓	↓
		T ₁	22	↓	↓	↓	↓
	Sacos alveolares	T	23	0,04	0,05	8×10^6	10^4

Fonte: Figura baseada em Weibel E.R. (1963).

No pulmão, mais especificamente nos brônquios, tem-se uma fina camada de muco responsável por reter partículas inaladas que posteriormente serão carregadas até a garganta para serem expelidas ou removidas. Pessoas com doenças como fibrose cística, possuem uma camada de muco ou geram a mesma muito espessa e resistente à remoção, o

que estreita a passagem do ar pelas vias respiratórias, prejudicando a respiração e a troca de gases com o sangue na zona respiratória. Com mais muco, as bactérias ficam alojadas e ocasionam infecções e criam infecções que agridem e prejudicam o tecido pulmonar. O tecido pulmonar, em defesa, acaba trazendo células do sistema imunológico que secretam substâncias químicas e enzimas prejudiciais. Ao longo do tempo, inúmeras infecções crônicas afetam as vias brônquicas e o entupimento das vias aéreas levam a uma insuficiência respiratória (WELSH M.J. et al., 1995).

2.1.1 Mecânica Respiratória

A mecânica respiratória é mecanismo que permite que a caixa torácica se mova para respirar. A respiração consiste em dois estágios, inspiração e a expiração, onde o ar entra e sai dos pulmões. A inspiração e a expiração podem ser divididas em dois tipos: tranquila ou forçada (profunda). As inspirações e expirações tranquilas são realizadas enquanto o indivíduo está em repouso. Quando uma pessoa está envolvida em atividades físicas, a inspiração e a expiração forçadas ocorrem fisiologicamente, nas quais os tecidos (especialmente os músculos) precisam de mais oxigênio (RODRIGUES R. S., 2017).

Camila Grosso e João Sant'Anna (2011) relatam que a inspiração e expiração, realizadas pelos pulmões, são movimentos involuntários. É através dos músculos intercostais, expansão da caixa torácica e do diafragma, que o pulmão consegue se expandir e assim, fazer com que o ser humano possa respirar. Com o movimento de relaxamento muscular do corpo, associado ao retorno da caixa torácica para seu estado natural, os pulmões regressam ao volume inicial, processo esse que tende a impulsionar e comprimir o ar dentro dos pulmões a ponto de sair pelas vias aéreas.

A expiração forçada naturalmente ocorre no ato de tossir ou espirrar, no entanto, é possível que seja induzida para que se consiga expelir muco das vias respiratórias. Para uma expiração forçada acontecer é preciso a contração de músculos que comprimem a caixa torácica ou o a compressão do diafragma de baixo para cima. Para que haja a compressão, os músculos, como os do abdômen e do tronco, se contraem e acabam espremendo a parede do abdômen. Os mesmos se comprimindo e aumentando a pressão abdominal, fazem com que o diafragma seja espremido, produzindo uma expiração profunda, gerando tosse ou espirro (RODRIGUES R. S., 2017).

2.1.2 Fisioterapia Respiratória

As operações de fisioterapia relacionadas ao sistema respiratório incluem técnicas manuais, posturais e dinâmicas para os componentes torácicos abdominais. Elas podem ser usadas sozinhas ou em combinação com outras técnicas. Geralmente, têm as seguintes características: mobilizar e eliminar as secreções pulmonares; melhorar a ventilação

pulmonar; promover a expansão pulmonar; melhorar a oxigenação e as trocas gasosas; reduzir o trabalho respiratório e o consumo de oxigênio; prevenir complicações e acelerar a recuperação do paciente (COSTA, 1999).

A fisioterapia respiratória pode ser definida como uma especialidade da fisioterapia que utiliza estratégias, meios e técnicas de avaliação e tratamento que buscam a otimização do transporte de oxigênio, prevenindo, revertendo ou minimizando disfunções ventilatórias (LUIZ et al., 2012).

Ressalta-se que a fisioterapia respiratória visa melhorar a função respiratória, promover e manter níveis suficientes de oxigenação e dióxido de carbono no sistema circulatório, mantendo assim a função pulmonar. Os dois aspectos da fisioterapia respiratória são a higiene brônquica, que é a remoção das secreções residuais, que também são utilizadas no tratamento de doenças respiratórias, e a manutenção da dilatação pulmonar (YOKOTA,2006).

Segundo a Associação Brasileira de Fisioterapia Cardiorrespiratória e Fisioterapia em Terapia Intensiva - ASSOBRAFIR (2019), pode-se dividir as técnicas de remoção de secreção das vias aéreas em três: técnicas passivas, técnicas ativas e técnicas instrumentais. Dentro de cada uma existem categorias que são referenciadas ao tipo da técnica. Em geral as técnicas passivas são caracterizadas como tapotagem, drenagem postural e vibração torácica, que usualmente são utilizadas em crianças.

As técnicas ativas e ativo-assistidas são técnicas referente ao fluxo e que podem utilizar equipamentos de apoio, as mesmas se definem como técnica de expiração forçada (TEF), ciclo ativo da respiração (CAR), drenagem autógena (DA), expiração lenta e prolongada (ELPr), aumento do fluxo expiratório (AFE) e expiração lenta total com a glote aberta em decúbito lateral (ELTGoL). Já as técnicas instrumentais, utilizam equipamentos para facilitar a fisioterapia e são classificadas como terapia por dispositivos de pressão expiratória positiva (PEP) nas vias aéreas, terapia por máscara de PEP, terapia por PEP subaquático, terapia por oscilação oral de alta frequência (OOAF) e a oscilação de alta frequência da parede torácica (HVFCWO). Dentre as técnicas citadas anteriormente, serão detalhadas as três técnicas as quais as quais fundamenta a construção deste trabalho.

2.1.2.1 Vibração Torácica

A vibração torácica é caracterizada por movimentos oscilatórios rítmicos na parede torácica do paciente, que podem ser realizados com as duas mãos. Durante a inspiração e a expiração, a força aplicada é transmitida aos pulmões, levando a um aumento da pressão intrapleural e da taxa de fluxo expiratório, desprendendo o muco das vias aéreas. Quando realizada com compressões torácicas (recorte da costela), que ajuda na reposição do muco, ocorre a chamada vibrocompressão. Para pacientes que não podem

participar ativamente de tratamentos desobstrutivos, a vibração torácica deve ser usada (MCCARREN B. et al., 2006).

Ferreira (2005) descreve que, na vibrocompressão, deve-se colocar uma mão sobre o tórax do paciente e a outra mão em cima da primeira. Outra forma seria colocar as mãos na parede lateral do tórax. Esta técnica é realizada depois que o paciente respira fundo, aplicando uma pressão moderada e cautelosa na parede torácica, iniciando assim um movimento rápido de vibração da mão durante a expiração. Simultaneamente, deve-se realizar as compressões torácicas em direção oposta ao movimento de expansão torácica.

2.1.2.2 Terapia por dispositivos de pressão expiratória positiva (PEP) na via aérea

A terapia por pressão expiratória positiva (PEP), também conhecida como *Expiratory Positive Airway Pressure* (EPAP), consiste de um dispositivo com uma válvula unidirecional, que fornece ao usuário uma resistência à expiração, resultando no aumento da pressão expiratória nos brônquios entre 5-25 cmH₂O (ORLIK T. et al., 2015).

Essa técnica promove a remoção das secreções nas vias aéreas maiores através da chegada de ar a segmentos pouco ou não ventilados pela ventilação colateral, prevenindo o colapso das vias aéreas durante a expiração. Portanto, um aumento no volume pulmonar faz com que o ar localizado atrás das secreções, que obstruem as pequenas vias, ajude a removê-las (Azeredo CAC, 1993). A EPAP pode ser considerada tanto uma técnica desobstrutiva quanto uma técnica reexpansiva (AZEREDO CAC, 1984).

2.1.2.3 Oscilação de alta frequência da parede torácica (HVFCWO)

O Vest, equipamento que realiza a oscilação de alta frequência da parede torácica, é um sistema criado para auxiliar, de forma passiva, a higiene de vias aéreas. Sua principal função é na remoção de secreções pulmonares, em pacientes adultos ou pediátricos com doenças respiratórias crônicas ou no caso de fibrose cística (DARBEE J.C. et al. 2005)

A utilização do equipamento é como um colete ou cinta que envolve a caixa torácica. O dispositivo é ligado a uma bomba de ar que gera a oscilação externa, chamada de oscilação de alta frequência. O movimento rítmico e contínuo faz com que haja deslocamento de secreções da parede para vias centrais, de maneira que possam ser eliminadas pela tosse ou aspiração (OSMAN L.P, et al., 2010).

2.2 FIBROSE CÍSTICA

A fibrose cística é uma doença hereditária com transmissão autossômica recessiva. Suas manifestações clínicas são causadas por uma disfunção da proteína reguladora da condutância transmembrana fibrose cística ou *Cystic Fibrosis Transmembrane Con-*

ductance Regulator (CFTR). Esta proteína se encontra na membrana apical das células epiteliais do trato respiratório, nas glândulas submucosa, pâncreas exócrino, fígado, dutos de suor e trato reprodutivo. Nesses locais, sua atuação é como um canal de cloro para regular íons e água que passam pelo equilíbrio entre as células epiteliais. Apesar do diagnóstico rápido, as causas podem comprometer os órgãos diferentemente um dos outros (SIMMONDS, 2010).

As alterações respiratórias na FC consistem em pneumotórax, hemoptise, pólipos nasais e doença pulmonar obstrutiva crônica progressiva, sendo a progressão desta última a principal causa de morbimortalidade em pacientes com fibrose cística. A FC é marcada por inflamações nas vias aéreas e as alterações pulmonares mais relevantes: obstrução do fluxo aéreo, alçaponamento de ar e ventilação inadequada. O padrão de evolução dessas alterações caracteriza-se por predomínio de distúrbio ventilatório obstrutivo, com diminuição precoce dos fluxos relacionados às pequenas vias aéreas e comprometimento tardio da capacidade vital forçada (CVF) (ANDRADE, E.F. et al. 2001).

Historicamente a doença foi compreendida em 1938 como uma condição autoimune causada pela intolerância ao glúten. Isso remetia a um diagnóstico patológico e uma expectativa de vida em torno de 6 meses e com o motivo da morte sendo, na maioria das vezes, infecção pulmonar (Davis PB, 2006).

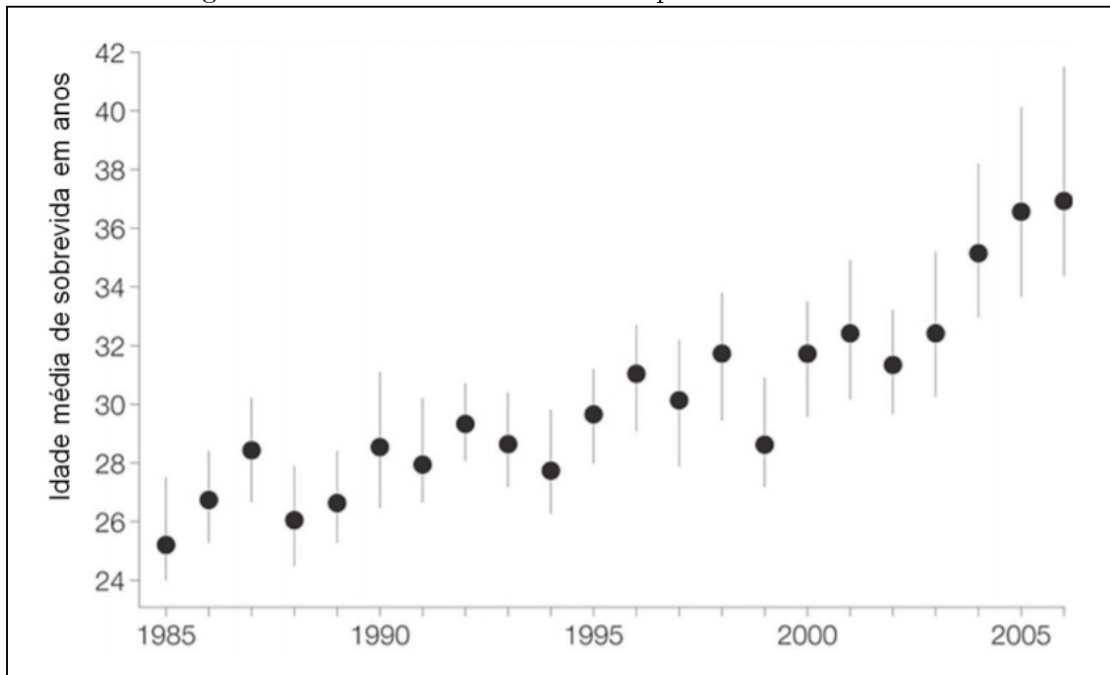
Em 1953 se descobriu um defeito no eletrólito do suor e assim, 6 anos depois, nasce um teste padronizado do suor para identificação da FC (Di Sant'Agnese, 1953). Segundo Welsh MJ (1995), “Infeliz da criança que, quando beijada na fronte, apresente sabor salgado. Ela está fadada a morrer precocemente” refere-se as palavras de um dizer folclórico europeu a qual se dá referência antiga à FC.

Quinton, em 1983, descobriu a impermeabilidade do epitélio, a obstrução a passagem ou saída de cloreto pelas células através da pele nos pacientes FC e afirmou que algum canal que transporta este íons não deveria estar em seu perfeito funcionamento.

Nas Figuras 3 e 4, Boyle nos mostra a evolução da idade de sobrevida estimada, de 1985 a 2006, e a quantidade de indivíduos com FC até 2005. Em 2006 foi de 36,9 anos, a idade estimada em que metade dos pacientes até então registrados na *Cystic Fibrosis Foundation* teriam morrido. A quantidade dos indivíduos adultos, maiores de 18 anos, no ano de 2005 diagnosticados com FC era em torno de 43%.

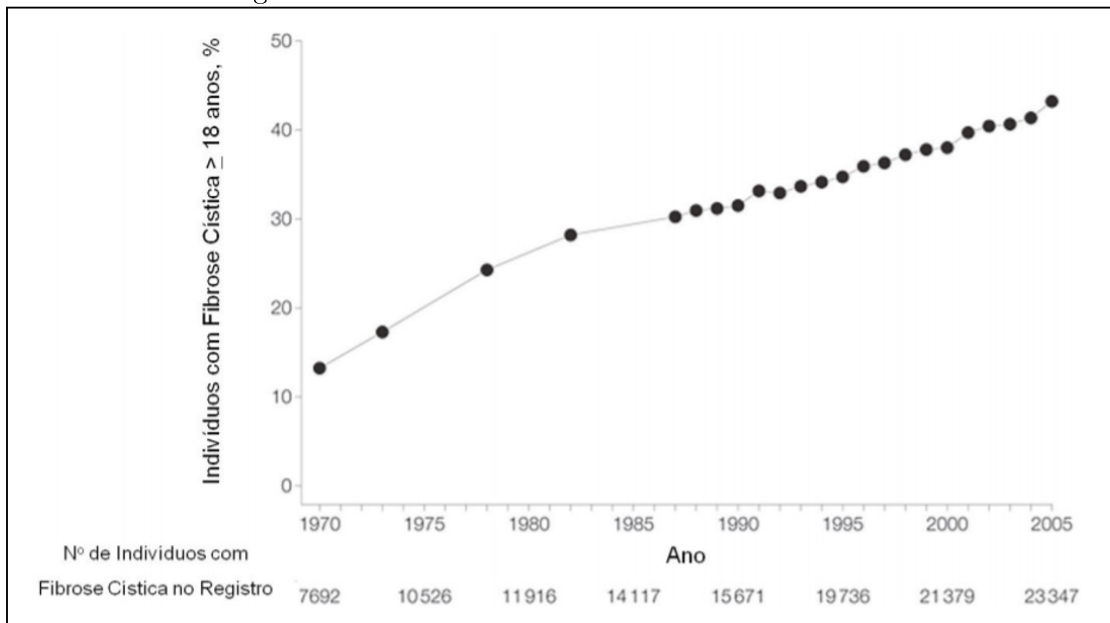
Após 1989, conforme Pamela Davis (2006), os avanços substanciais na pesquisa básica e clínica catalisaram melhorias terapêuticas: a idade média de sobrevivência atualmente ultrapassa os 30 anos. No Brasil, Raskin (2007) estima que a incidência de fibrose cística seja de 1 a cada 7.576 nascidos vivos, porém pode apresentar diferenças regionais e com valores mais elevados nos estados da região Sul.

Figura 3 – Idade Média de Sobrevida para Pacientes com FC



Fonte: Boyle, M. P. JAMA 2007; 298:1787-1793

Figura 4 – Percentual de Indivíduos Adultos com FC



Fonte: Boyle, M. P. JAMA 2007; 298:1787-1793

2.3 ESPIROMETRIA

A espirometria é uma palavra originária do latim *spirare* que significa respirar e *metrum* que seria medida, o que resulta na medida do ar que entra e sai dos pulmões. A espirometria é um exame ou teste realizado nos pacientes para diagnosticar e quantificar o volume de ventilação nos pulmões durante uma respiração lenta ou forçada. O teste é

importante na avaliação de pacientes com problemas e/ou sintomas respiratórios e doenças respiratórias crônicas (PEREIRE CAC, 2007).

O objetivo da espirometria é a avaliação da função pulmonar e pode apresentar algumas disfunções obstrutivas ou restritivas ou então apenas para prevenção em exames de rotina (GERMANN, 2020).

Uma doença obstrutiva é diagnosticada quando há uma maior resistência das vias aéreas para a passagem do ar. Quando fluxo passa muito rápido existe um maior atrito das moléculas com as vias aéreas, o que aumenta ainda mais a resistência. Uma doença restritiva é caracterizada pela baixa complacência pulmonar o que faz com que os alvéolos tendam a ter suas paredes internas grudadas, diminuindo a penetração de ar e, assim, a ventilação nos mesmo (ALMEIDA, 2010).

O exame espirométrico pode ser utilizado durante os tratamentos respiratórios para que seja possível detectar a resposta terapêutica imediata ou a longo prazo. Deste modo podem ser realizado avaliações de acompanhamento ao tratamento ou também identificadas as necessidades de alteração no mesmo para melhores resultados (GERMANN, 2020).

Por sua vez a espirometria é utilizada em exames periódicos dos trabalhadores, os quais são expostos a agentes inaláveis, para controle dos riscos (COSTA, 2001). Segundo Trindade (2015), com a espirometria é possível levantar vários parâmetros a partir das medidas de volume e dos fluxos aéreos propícios das manobras inspiratórias e expiratórias lentas ou forçadas. Dentre eles destacamos:

Volumes Pulmonares:

- Volume Corrente (VC) - Volume de ar inspirado ou expirado a cada ciclo respiratório;
- Volume de Reserva Inspiratória (VRI) - Quantidade excedente de ar inspirado além de uma inspiração normal, partindo do VC;
- Volume de Reserva Expiratória (VRE) - Máximo volume de ar que pode ser expirado, partindo de uma capacidade residual. É a medida chamada de espaço morto como representação volumétrica;
- Volume Residual (VR) - Volume de ar que permanece dentro dos pulmões após uma expiração máxima;
- Volume Expiratório Forçado no Tempo (VEF_t) - Volume de ar expirado num tempo específico durante uma manobra de Capacidade vital forçada (CVF). Exemplo do VEF_1 que é volume de ar expirado no primeiro segundo da manobra CVF.

Capacidades Respiratórias:

- Capacidade Vital (CV) - Quantidade máxima do volume de ar exalado em uma expiração. Pode ser obtido através das manobras forçadas (CVF) ou lentas (CVL).

Conforme Equação 2.1;

$$CV = VRI + VRE + VC \quad (2.1)$$

- Capacidade Pulmonar Total (CPT) - Volume total de ar que fica dentro dos pulmões após uma inspiração máxima. Conforme Equação 2.2;

$$CPT = VC + VRE + VRI + VR \quad (2.2)$$

- Capacidade Inspiratória (CI) - Quantidade de ar inspirado após a expiração normal. Pode ser calculado com a soma de VC e VRE;

- Capacidade Residual Funcional (CRF) - Volume de ar que permanece nos pulmões depois de uma expiração normal. Pode ser calculado com o somatório de VR e VRE.

Fluxos Respiratórios:

- Fluxo (FEF_x ou FIF_x) - Fluxo expiratório ou inspiratório forçado durante uma CVF. Exemplo $FEF_{25-75\%}$ que representa fluxo expirado forçado médio na faixa intermediária da CVF, valor entre 25% e 75% da curva de CVF.

- Fluxo Expiratório Forçado Máximo (FEF_{max}) - Quantidade máxima de fluxo de ar durante uma manobra de CVF. também pode ser chamada de pico de fluxo expiratório (PFE).

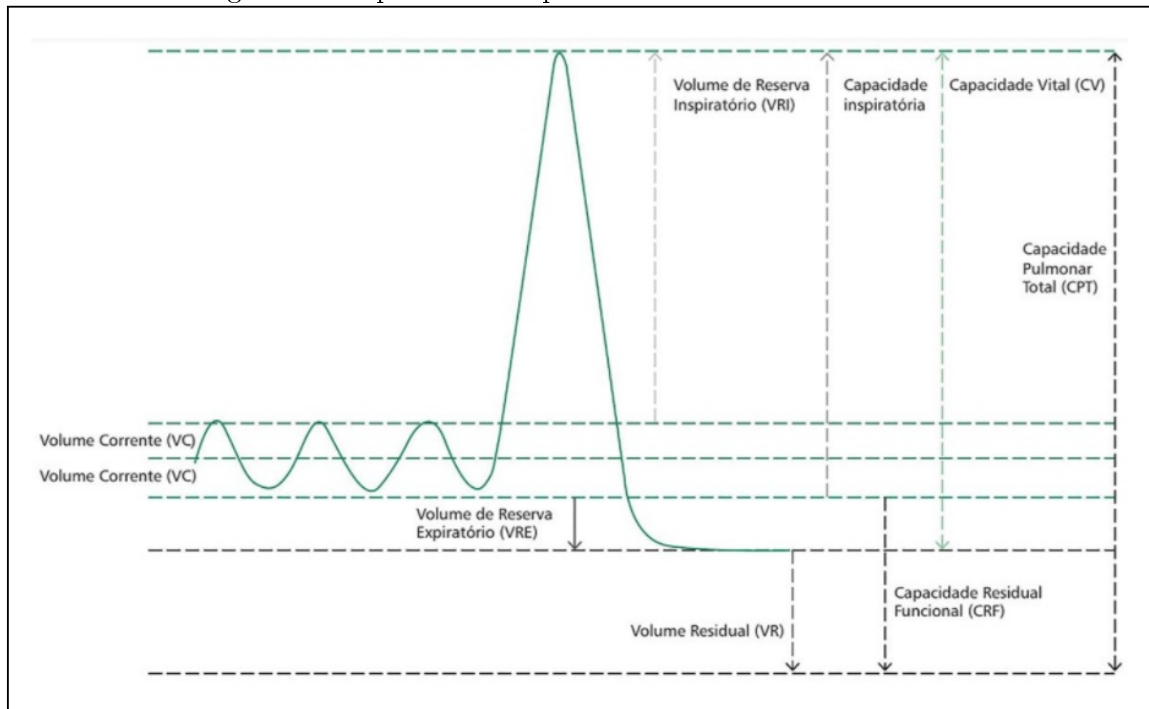
Na Figura 5 é possível visualizar os parâmetros encontrados dentro de uma respiração normal e uma respiração forçada.

Para uma avaliação de um padrão obstrutivo, no caso da FC, observa-se alterações do fluxo expiratório, que, é quando o ar inspirado tem resistências ou algum tipo de obstrução que impeça o mesmo de ser expelido. Os parâmetros que podem avaliar esse comportamento são o volume expiratório forçado no primeiro segundo, VEF_1 , e a relação do VEF_1 com CVF já que o volume corrente permanece normal (COSTA, 2001).

A Tabela 1 mostra alguns critérios diagnosticados para doenças as quais o paciente realizou a espirometria.

Segundo Gold (2010), observa-se a representação gráfica da condição do paciente, sendo ela normal, obstrutiva e restritiva em relação de volume e tempo na Figura 6 e relaciona seus valores de acordo com a Tabela 2 para identificar a gravidade da doença.

Figura 5 – Capacidade Respiratória e Volumes Pulmonares



Fonte: Silva et al. (2012, p32)

Tabela 1 – Critérios Diagnósticos em Espirometria Conforme Doenças

Normal	VEF1 e CVF acima de 80% do Previsto Relação de VEF1/CVF acima de 0,7
Obstrutivo	VEF1 abaixo de 80% do previsto
	A CVF pode ser normal ou reduzida, geralmente em menor grau que o VEF1 Relação VEF1/CVF abaixo de 0,7
Restritivo	VEF1 normal ou levemente reduzido
	CVF abaixo de 80% do previsto Relação VEF1/CVF normal ou acima de 0,7

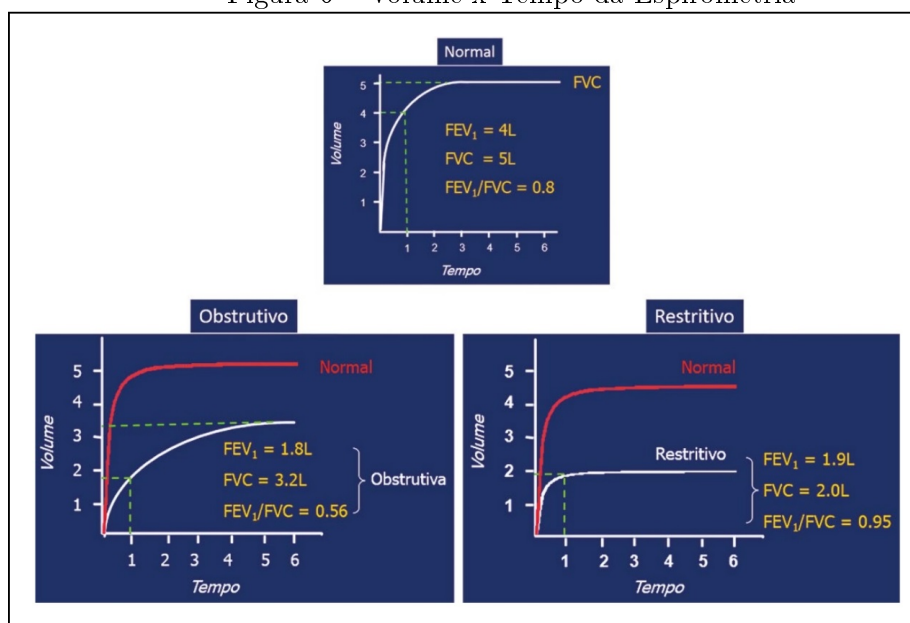
Fonte: Adaptado por GERMANN, H. K. (2020).

Tabela 2 – Classificação do Grau de Doenças Obstrutivas

GRAVIDADE	CVF (%)	VEF1 (%)	VEF1/CVF (%)
Levemente	60 limite Inferior	60 limite Inferior	60 limite Inferior
Moderadamente	51-59	41-59	41-59
Gravemente	≤ 50	≤ 40	≤ 40

Fonte: Adaptado por GERMANN, H. K. (2020).

Figura 6 – Volume x Tempo da Espirometria



Fonte: Adaptado GOLD (2010)

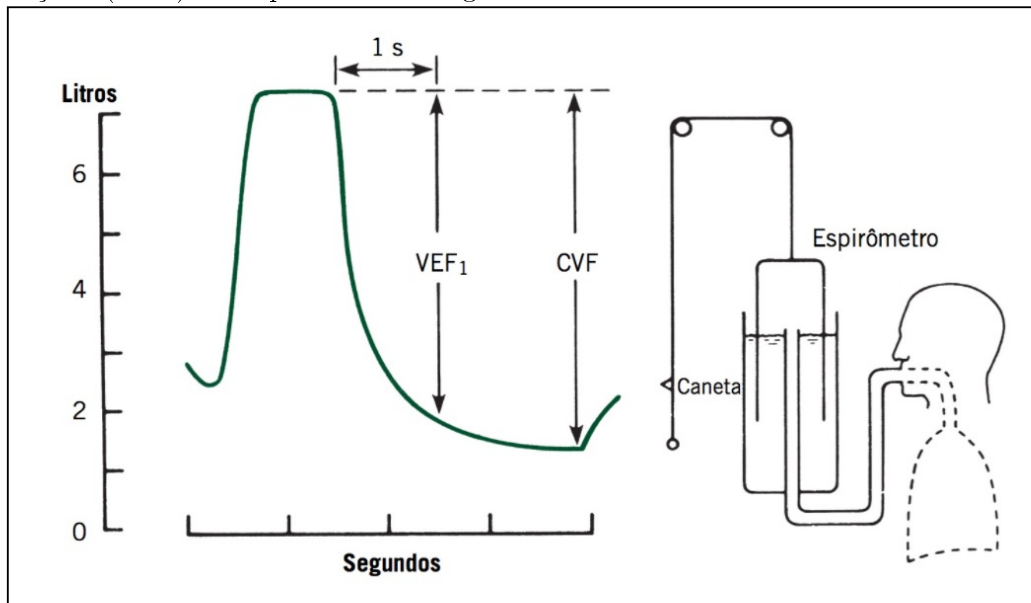
2.3.1 Teste de Capacidade Ventilatória

Conforme explica WEST, J. (2014), através do VEF_1 e a CVF pode ser feita uma análise da gravidade do volume expiratório de um paciente. O indivíduo é colocado sentado em posição confortável e em sua frente um espirômetro com baixa resistividade. O paciente inspira de maneira profunda e expira o mais forte e intenso que possível no tubo do espirômetro. Enquanto a base do instrumento se move para cima, a caneta se move para baixo fazendo o registro do volume expirado em função do tempo. A Figura 7 mostra um teste da capacidade ventilatória. O espirômetro utilizado é um modelo descontinuado que utiliza água selada no tubo. Atualmente existem espirômetros eletrônicos os quais geram gráficos automaticamente para um diagnóstico rápido.

O volume pelo tempo é expressado na Figura 8 que mostra o volume expirado em 1 segundo para um paciente normal, outro com doença obstrutiva e um terceiro com doença restritiva. Pode ser visto que a obstrução das vias aéreas, razão VEF_1/CVF , resulta em 42%, a expiração mais lenta se comparado com paciente normal, expiração de 1,3 litros do volume total inspirado.

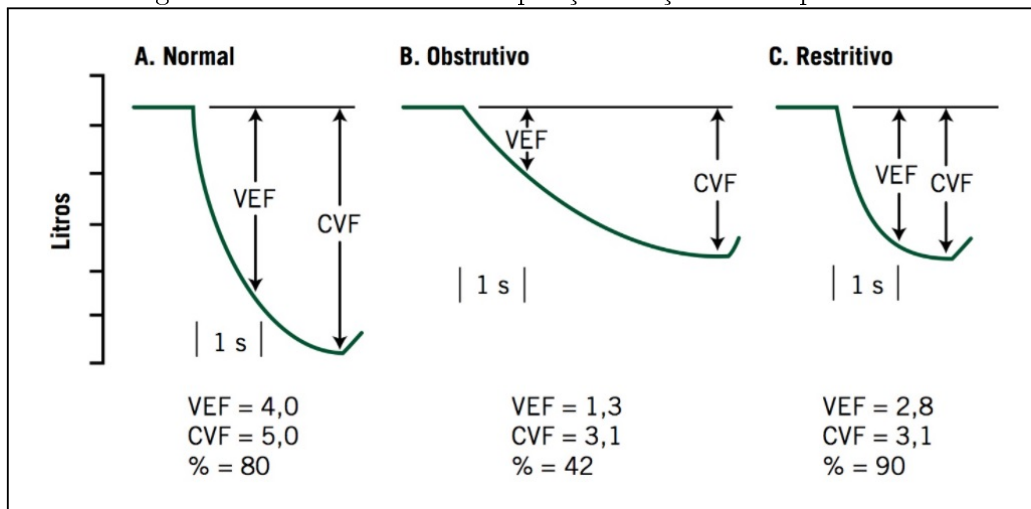
O Fluxo Expiratório Forçado ($FEF_{25-75\%}$) é um índice analisado nos resultados do espirômetro. O $FEF_{25-75\%}$ é a metade intermediária em litros, do volume expirado dentro de 1 segundo, ou seja, dois quartos centrais da expiração total, conforme mostra a Figura 9. Pode ser visto que valor de uma expiração forçada normal está em 3,5 L/s, valor longe de uma expiração forçada com obstrução nas vias aéreas que resultou em 1,4 L/s e um pouco abaixo de se caracterizar uma restrição que está igual ou acima de 3,7 L/s (WEST, J. 2014).

Figura 7 – Medida do Volume Expiratório Forçado no Primeiro Segundo (VEF1) e da Capacidade Vital Forçada (CVF) no Espirômetro de Água



Fonte: West, j. (2014)

Figura 8 – Padrões de uma Expiração Forçada no Espirômetro



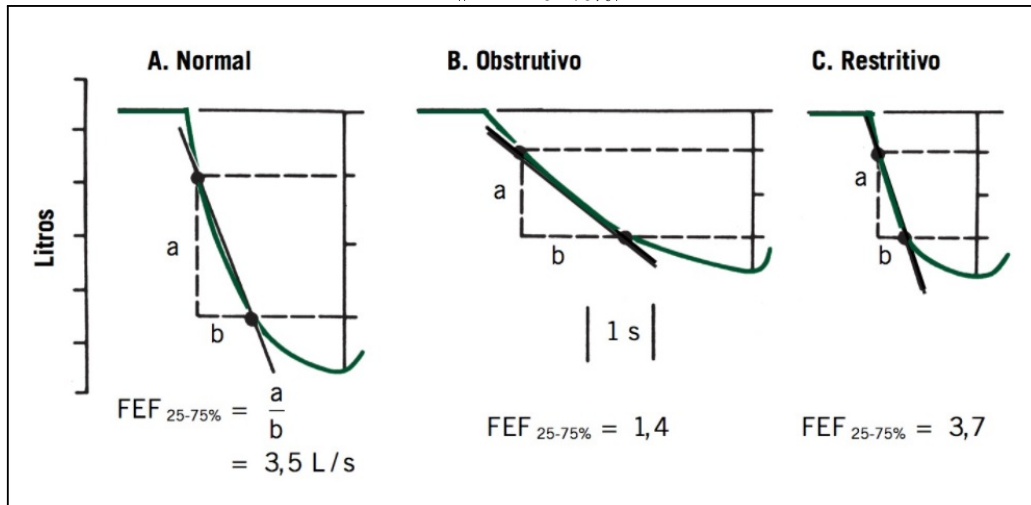
Fonte: West, j. (2014)

2.4 MEDIÇÃO DO ESFORÇO MECÂNICO OU FORÇA

Nesta secção serão apresentados os tipos de sensores que irão possibilitar a medição do esforço que o equipamento exercerá no tórax.

Segundo Balbinot (2019), a grandeza física chamada força se define com uma quantidade que pode mudar a forma, tamanho ou movimento de um objeto. A força é dita estática quando o corpo se mantém parado, em repouso ou sujeito a velocidades constantes, enquanto que é dita dinâmica quando se refere a objetos em movimento ou com a aceleração diferente de zero.

Figura 9 – Cálculo do Fluxo Forçado ($\dot{V}_{FEF_{25-75\%}}$) a partir de uma Expiração Forçada



Fonte: West, j. (2014)

O conceito de extensometria, estabelecido por Robert Hooke em 1678, é, nas palavras de Fialho (2010), o método experimental que tem por objetivo a medição de deformações superficiais dos corpos. O conceito de deformação pode ser expresso em uma relação dimensional conforme a Equação 2.3.

$$\varepsilon = \frac{\delta L}{L} \quad (2.3)$$

Onde :

ε - Deformação Axial Específica;

δL - Variação do comprimento(m);

L - Comprimento(m).

O estudo do extensômetro não se limita à relação de tensão e deformação do material. Em 1856, William Thomson trabalhava com estudos experimentais de condutores de cobre e ferro sujeitos à tensão mecânica, descobriu que a resistividade elétrica do material e que as variáveis de comprimento e seção transversal se alteravam em função da constante resistência elétrica. William Thomson constatou que a resistência elétrica do condutor poderia ser obtida através da Equação 2.4:

$$R = \rho \cdot \frac{L}{A} \quad (2.4)$$

Onde:

R - Resistência Elétrica do Condutor (Ω);

ρ - Resistividade do Condutor ($\Omega \cdot \text{mm}^2 \cdot \text{m}$);

L - Comprimento do Condutor (m);

A - Seção transversal do Condutor (mm^2).

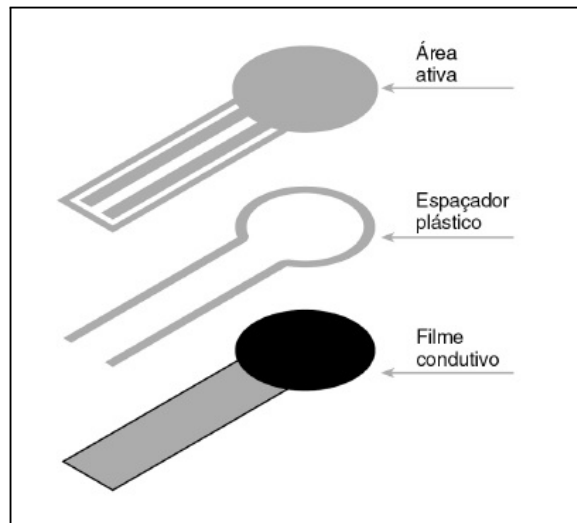
2.4.1 Sensor Resistivo de Força (FSR)

O FSR (*Force Sensitive Resistor*) é um sensor que tem uma mudança de resistência relacionada à força. É composto de um polímero onde a medida em que a força na superfície do sensor aumenta, a resistência diminui. O material geralmente tem quatro camadas: uma isolante; uma área ativa formada por um condutor conectado ao terminal, uma gaxeta de plástico, que inclui uma abertura e uma entrada de ar consistente com a área ativa e um polímero condutor revestido com a área ativa.

Quando uma força externa é aplicada ao sensor, o elemento resistivo se deforma contra o substrato, expelle o ar e o material condutor entra em contato com a área ativa. Quanto maior for a área ativa em contato com o material condutor, menor será a resistência. O FSR requer força mínima aplicada para começar a responder às mudanças na resistência (BALBINOT et al., 2019).

Na Figura 10 pode ser observada a construção de um sensor resistivo de força.

Figura 10 – Extensômetro de Resistência Elétrica do Tipo FSR



Fonte: BALBINOT (2019)

2.4.2 Extensômetro de Resistência Elétrica (*Strain Gauges*)

Como já destacado no início deste capítulo, o princípio fundamental da extensometria é a medição das deformações superficiais dos corpos já relacionadas a força existente. A Equação 2.5 mostra a concepção de Kelvin, sendo K a constante que caracteriza a sensibilidade do sensor (BALBINOT, 2019).

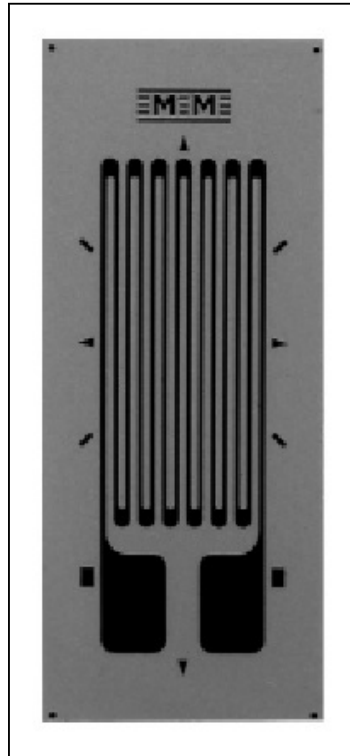
$$\frac{\frac{\Delta R}{R_0}}{\frac{\Delta L}{L_0}} = K \quad \text{ou} \quad K = \frac{\frac{\Delta R}{R_0}}{\varepsilon}, \quad (2.5)$$

Onde:

- R – Resistência Elétrica do Condutor (Ω);
 L – Comprimento do Condutor (m);
 ε - Deformação Relativa;
 K- Fator Gauge ou Fator do Extensômetro (Nm^2C^{-2}).

A Figura 11 representa um extensômetro de resistência elétrica do tipo folha o qual é formado por apenas dois elementos, a base e a grade. A base geralmente é construída de poliamida ou epóxi para que possua uma grande elasticidade e possa servir de base para a grade, possibilitando a colagem do sensor nas superfícies elásticas e isolando eletricamente a grade da superfície onde será fixado o extensômetro (BALBINOT, 2019).

Figura 11 – Extensômetro de Resistência Elétrica do Tipo Folha



Fonte: BALBINOT (2019)

Segundo Balbinot, (2019) para uma medição correta do extensômetro é necessário que uma corrente elétrica percorra a grade do extensômetro, com valor máximo de 25 mA se a base for metálica e de 5 mA se a base for de plástico ou material com pouca condução de calor.

2.4.3 Medição com Ponte de Wheatstone

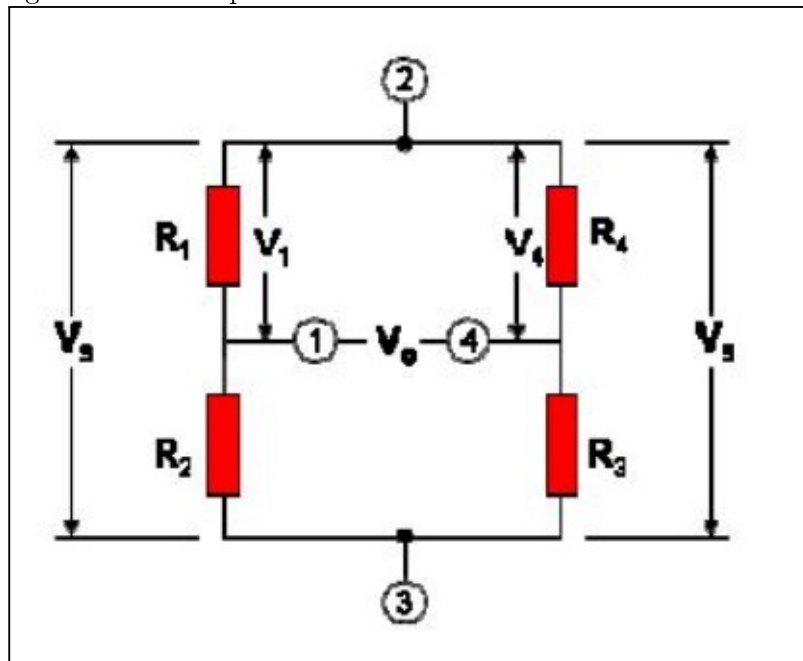
Os extensômetros possuem uma variação muito pequena de resistência e esta não pode ser medida de forma direta. Sendo assim deve ser incluído um sistema de medição de resistência para os extensômetros a serem utilizados no projeto.

A Ponte de Wheatstone, conforme Figura 12, é um condicionador de sinal do extensômetro, uma vez que ele transforma a variação de resistência de ΔR em ΔV segundo Beckwith et al. (1995).

Segundo Balbinot (2019), a ponte de Wheatstone está balanceada, equilibrada ou medindo zero entre as extremidades 3 e 2, quando todas as resistências, representadas por R_1 , R_2 , R_3 e R_4 , estão com valores iguais o sinal de U_b , valor de medição, é zero. Sendo R_1 o extensômetro, no momento que é aplicada a força ou pressão no objeto, a resistência será alterada, ocasionando assim um desbalanceamento na ponte o que torna possível obter um valor de medição de tensão nos terminais 1 e 4 em relação a V_0 , conforme explicação de Fialho (2010).

Como ilustrado na Figura 12 de Helfrick e Cooper (1989), pode ser calculado o valor da variação da ponte de Wheatstone através da diferença entre V_1 e V_4 deduzido na Equação 2.6.

Figura 12 – Princípio de Funcionamento da Ponte de Wheatstone



Fonte: HELFRICK e COOPER (1989)

A Equação 2.6 representa o cálculo da tensão de V_1 e V_4 em relação ao ponto 2.

$$V_1 = \frac{R_1}{R_1 + R_2} \cdot V_s \quad e \quad V_4 = \frac{R_4}{R_4 + R_3} \cdot V_s \quad (2.6)$$

A diferença entre V_1 e V_4 é a saída V_0 da ponte de Wheatstone como mostra a Equação 2.7.

$$V_0 = V_s \cdot \left\langle \frac{R_1}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_4 + R_3} \right\rangle = V_s \cdot \langle V_1 - V_4 \rangle \quad (2.7)$$

Com qualquer tipo de variação ΔR em um dos quatro resistores da ponte ou

no caso do R1 que pode ser o extensômetro, o qual irá sofrer deformação dependendo da força ou pressão nele aplicado, a ponte irá desbalancear e haverá uma diferença de potencial entre V_0 e a medição nos pontos 1 e 4 como mostra a Equação 2.8.

$$\frac{V_0}{V_s} = \frac{R_1 + \Delta R_1}{R_1 + \Delta R_1 + R_2 + \Delta R_2} - \frac{R_4 + \Delta R_4}{R_3 + \Delta R_3 + R_4 + \Delta R_4} \quad (2.8)$$

A variação da resistência elétrica dos extensômetros está em uma faixa de 0,003 Ω . Para que seja possível obter valores adequados ou com grandezas acima de 1 Ω foi adaptado a Equação 2.9 que aproxima esses valores (HELFRICK, COOPER, 1989).

$$\frac{V_0}{V_s} = \frac{1}{4} \cdot \left\langle \left\langle \frac{\Delta R_1}{R_1} \right\rangle - \left\langle \frac{\Delta R_2}{R_2} \right\rangle + \left\langle \frac{\Delta R_3}{R_3} \right\rangle - \left\langle \frac{\Delta R_4}{R_4} \right\rangle \right\rangle \quad (2.9)$$

Com base na Equação 2.5 referente ao fator Gauges, pode ser reescrita a Equação 2.9 de outra forma, resultando na Equação 2.10. Assim é possível verificar que a deformação do extensômetro em relação a resistência elétrica contribui para o desbalanceamento da ponte de Wheatstone, assim gerando a diferença de potencial e possibilitando medi-lo.

$$\frac{V_0}{V_s} = \frac{K}{4} \cdot \langle \varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4 \rangle, \quad (2.10)$$

Para as medições em relação a Equação 2.10 deve-se obter valores positivos no caso de $\varepsilon_1 > \varepsilon_2$ e $\varepsilon_3 > \varepsilon_4$, e valores negativos para $\varepsilon_1 < \varepsilon_2$ e $\varepsilon_3 < \varepsilon_4$.

2.5 MEDIÇÃO DO FLUXO DE AR

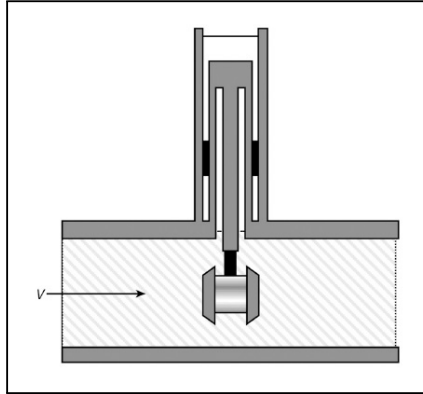
Para poder encontrar os parâmetros de FEF_{25-75%} e VEF₁ é necessário a medida de fluxo de ar expirado. Essa medição será realizada através de medidores de pressão diferencial. A medida será gerada através da obstrução da passagem de fluxo do fluido. O mesmo pode se mensurado e calculado através da queda de pressão pela obstrução do fluxo. Existem vários tipos de medidores, tais como, placa de orifício, tubo de Venturi, Tubo de Pitot e medidor tipo bocal e de arrasto. A medição de pressão é baseada na equação de Bernoulli, Equação 2.13, a qual se refere a relação entre velocidade de fluido e pressão do fluido, massa específica e avaliado junto a gravidade e altura dos pontos de medição (BALBINOT, 2019).

2.5.1 Medidores de Fluxo por Força de Arrasto

Os medidores de fluxo do tipo arrasto são chamados assim devido ao fluxo de um fluido, que, se encontra em uma tubulação, onde ao mover ou bater em um objeto sólido, denominado elemento de arrasto, faz a medição do fluxo. Toda a força que o elemento sofre diante ao fluxo do fluido é convertida através de sensor do tipo extensômetro de resistência elétrica. O sensor é fixado no braço do elemento, como mostra a Figura 13,

podendo assim ser calculada uma força de arrasto exercida pelo braço, conforme a Equação 2.11 (BALBINOT, 2019).

Figura 13 – Medidor de Fluxo por Força de Arrasto



Fonte: BALBINOT (2019)

$$F_d = \frac{C_d \cdot A \cdot \rho \cdot V^2}{2} \quad (2.11)$$

Pode se dizer que:

F_d - Força de Arrasto;

C_d - Coeficiente de Arrasto;

A - Área da Secção do Elemento de Arrasto (m^2);

ρ - Massa Específica (Kg/m^3);

V^2 - Velocidade do Fluido (m/s).

O coeficiente de arrasto depende diretamente do formato que o elemento de arrasto foi construído e se determina constante para fluido com formato comum. Tendo a velocidade do fluido diretamente proporcional à raiz quadrada da força de arrasto, como mostra a Equação 2.12. Esse tipo de medidor tem boa resposta para líquidos e fluxo de gases.

$$V = \sqrt{\frac{F_d \cdot 2}{C_d \cdot A \cdot \rho}}, \quad (2.12)$$

Onde:

F_d - Força de Arrasto;

C_d - Coeficiente de Arrasto;

A - Área da Secção do Elemento de Arrasto (m^2);

ρ - Massa Específica (Kg/m^3);

V^2 - Velocidade do Fluido (m/s).

2.5.2 Medidor de Pressão Diferencial

Segundo conceitos e a explicação de Balbinot (2019), a relação entre velocidade e pressão de um fluido pode ser mensurada. O medidor que faz essa medida parte das premissas que:

- Pressão Estática é a pressão real que atua no fluido;
- Pressão Dinâmica é a transformação da energia cinética do fluido em pressão;
- Pressão Total é a soma da pressão estática e dinâmica.

Para que a equação de Bernoulli, Equação 2.13, seja atendida, precisa-se que o fluxo do fluido seja constante por um duto convergente e sem perdas devido ao atrito.

$$P + \frac{1}{2}\rho V^2 + \rho gh = K \quad (2.13)$$

Onde:

P - Pressão;

ρ - Massa Específica;

V - Velocidade;

g - Aceleração da Gravidade;

h - Altura;

K - Uma Constante.

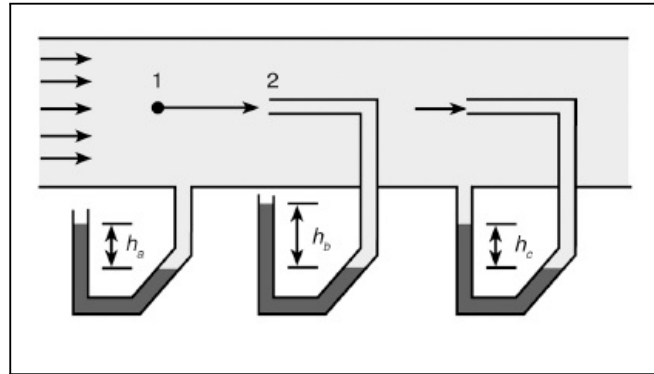
A Equação 2.13 pode ser dividida em três termos, o primeiro corresponde a pressão estática, o segundo pressão dinâmica e o terceiro pressão hidrostática. Considerando uma medição em dois pontos niveladores, com mesma altura, pode-se retirar o terceiro termo. A equação resulta em um somatório de pressões ou na pressão total, como mostra Equação 2.14.

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2}\rho(V_1^2 - V_2^2) \quad (2.14)$$

A equação de Bernoulli se aplica na medida de velocidade de fluido com tubo de Pitot, construído em 1732 por Henry Pitot. A Figura 14 mostra a aplicação do tubo de Pitot para medir a velocidade do fluido, uma vez que a massa específica é conhecida. Observa-se que o fluido no ponto 2 está sem velocidade porque está na entrada do tubo. Alterando a equação de Bernoulli, é possível chegar a velocidade do fluido no ponto 1. Balbinot (2019) mostra a alteração na Equação 2.15.

$$V_1 = \sqrt{\frac{2(P_2 - P_1)}{\rho}} \quad (2.15)$$

Figura 14 – Leitura das Pressões Estáticas, Totais e Dinâmicas



Fonte: BALBINOT (2019)

2.6 CONTROLE E INTERFACE

Para que seja realizado a coleta de dados, tratamento de sinais dos sensores e que seja possível analisar as medidas, se faz necessário a utilização de microcontroladores e uma interface gráfica para acompanhamento das informações que o protótipo irá gerar.

2.6.1 Microcontrolador

A seguir serão apresentados algumas características com relação ao microcontrolador que será proposto na metodologia desse trabalho. Foi realizado uma pesquisa acerca de periféricos e demais funcionalidades na integração do dispositivo com ferramentas gráficas e interação como o usuário.

2.6.1.1 ESP32

O microcontrolador ESP32 é um sistema com duas CPUs *Harvard Architecture Xtensa LX6* com memória interna, podendo ter outra memória incorporada externamente e com periféricos localizados no barramentos de dados. O módulo criado pela fabricante *Espressif* é destinado principalmente ao desenvolvimento de aplicativos de Internet das Coisas, chamados de IoT, principalmente por causa do Wi-Fi acoplado (ESPRESSIF SYSTEMS, 2021).

Esse modelo de plataforma pode ser utilizado no projeto para controle de dados e por constar um módulo de Wi-Fi integrado. Podem ser visualizadas, na Tabela 3, as informações do ESP32, as quais podemos destacar a quantidade de entradas ADC e sua capacidade de memória para uma comparação com outros microcontroladores.

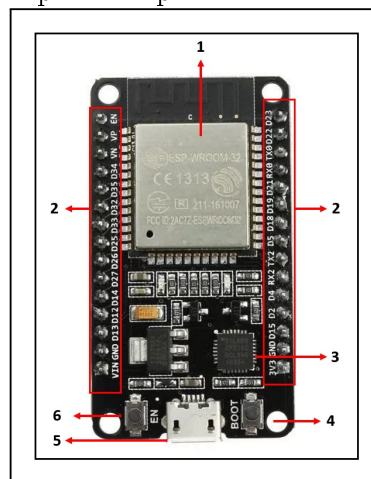
A Figura 15 ilustra o layout do ESP32 e seus principais componentes e periféricos. Logo abaixo, a Tabela 4 referencia cada um dos componentes indicados.

Tabela 3 – Características e Capacidades do Microcontrolador ESP32

Características	Valo ou Quantidade ou Modelo
CPU	Xtensa Dual-Core 32 bit LX6
Tensão	4,5 à 9 V
Memória ROM	448 kbytes
Memória RAM	520 kbytes
Memória Flash	4 MB
Clock Máximo	240 MHz
Wireless	Padrão 802.11 b/g/n
WI-FI	2.4 GHz - 150 Mbps
Bluetooth	BLE 4.2
PWM	1
I2C	2
SPI	4
I2S	2
ADC	12-bit

Fonte: Adaptado Espressif Systems (2021).

Figura 15 – Principais Componentes Microcontrolador ESP32



Fonte: Espressif Systems (2021)

2.6.2 Thingspeak

Conforme a ThingSpeak (2021), a plataforma Thingspeak é um serviço aberto que oferece uma infraestrutura web e protocolo baseado em HTTP (*Hypertext Transfer Protocol*) para o envio e recebimento de dados gerados pelos microcontroladores Arduino, ESP ou qualquer outro dispositivo com recursos para comunicação em rede. Os dados são armazenados no *website* e podem ser acessados publicamente ou privadamente, baseados na configuração do usuário.

Thingspeak é um aplicativo IoT baseado no protocolo (TCP/IP e HTTP) e com suporte ao protocolo MQTT. A plataforma foi desenvolvida pela *ioBridge* em 2010 e posteriormente incorporada à *MathWorks*, empresa responsável pelo desenvolvimento do

Tabela 4 – Descrição dos Principais Componentes Microcontrolador ESP32

Numero	Nome	Descrição
1	ESP32 WROOM-32	Módulo Dual-Core ESP32
2	I/O ou E/S	Pinos de Entradas e Saídas
3	USB to UART Bridge	Chip ponte que Fornece Taxas de Transferência de no Máximo 3Mbps
4	BOOT	Botão para Download do Firmware
5	USB Port	Porta USB para Comunicação com o Computador e Utilizado como Alimentação para Micronrolador
6	EM	Botão de Reset

Fonte: Adaptado Espressif Systems (2021).

software Matlab. Esta aquisição permite que as ferramentas do Matlab sejam utilizadas em aplicativos sem licença. O foco do serviço em armazenar, visualizar e analisar dados de dispositivos deste site é a análise e monitoramento de dados numéricos (Nakhuva, B; Champaneria, T., 2015).

A plataforma Thingspeak disponibiliza a exportação dos dados coletados e armazenados nos formatos de arquivo:

- CSV (Comma -separated values): esse formato é utilizado para armazenar os dados tabelados em uso principalmente para computadores de grande porte, dedicado normalmente a intensa quantidade de volume de informações processadas.
- JSON (JavaScript Object Notation): é um formato de código livre, similar ao formato de arquivo XML, comumente usados na transferência de dados estruturados, que transita entre a aplicação Web até o servidor.
- XML (Extensible Markup Language): este formato de documento permite criar dados de forma estruturada, sendo muito utilizado para montar banco de dados.

2.7 TRABALHOS RELACIONADOS

Na sequência são apresentadas as pesquisas relacionadas ao equipamento de compressão torácica, além do objetivo e da investigação de quais sistemas já existem e quais as características principais dos trabalhos em questão.

2.7.1 Investigação da Oscilação Não Uniforme do Sinal de Ar Durante HFCC

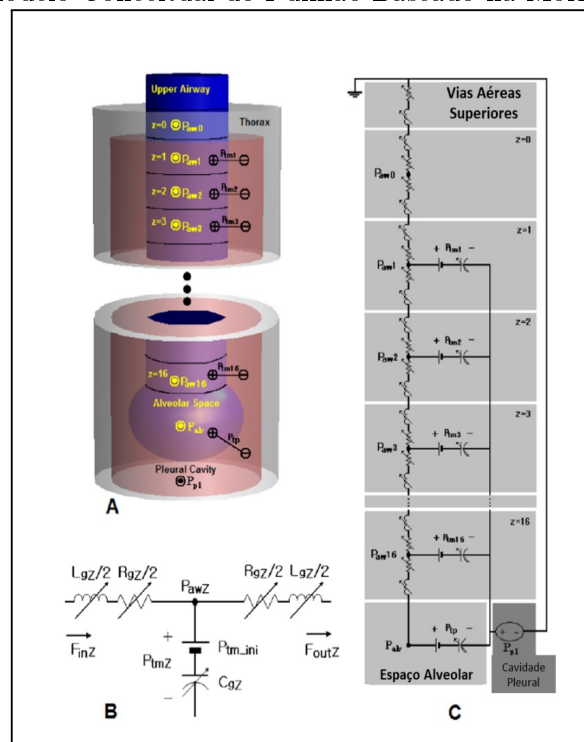
Segundo o artigo de Kiwon S et al.(2005), é apresentado um estudo da estrutura analítica e elétrica de um pulmão aplicado a análise de um sistema HFCC com alguns modelos de jaquetas ou coletes infláveis para aplicação em pacientes com doenças pulmonares. O estudo da modelagem e simulação dos sinais do fluxo de ar dos pulmões contou

com a utilização das estruturas geométricas e dimensionais das vias aéreas, conforme abordadas nas pesquisas de Horsefield e Weibel.

Weibel traz informações das formas geométricas e dimensões baseadas na estrutura das vias aéreas, quando o volume pulmonar assume 75% da capacidade total, o chamado CPT. Desta forma a traqueia é definida como geração pulmonar número 0, o início do sistema pulmonar é dividido em duas partes ramificadas 22 vezes iguais. O pulmão possui 24 gerações de vias aéreas e um número total de ramos de $1,7 \times 10^7$. Em cada geração de vias aéreas existem 2^Z , onde Z é um número de geração, com ramos idênticos que por sua vez só diferem suas dimensões de geração a geração. Weibel sugeriu que fosse tratado as gerações de 0-16 como zona condutora e as gerações 17-23 como vias aéreas que formam o sistema respiratório, zona a qual é realizada a troca dos gases.

Através da morfometria pulmonar foi simplificado a geometria das vias aéreas. Para a geração Z das vias aéreas na zona de condução considerou como se fosse um tubo tendo a secção da área transversal igual a 2^Z vezes a área da secção transversal de um único ramo das vias aéreas. Os tubos são representados pelas redes RCL e a zona respiratória é considerada um nódulo, chamado de espaço alveolar, onde dutos e sacos alveolares estão espalhados na zona respiratória. A Figura 16 mostra o modelo conceitual de um pulmão com o resumo das vias aéreas superiores, mais as 17 gerações de vias aéreas e o espaço alveolar, juntamente com um circuito analógico convertido.

Figura 16 – O Modelo Conceitual do Pulmão Baseado na Morfometria de Weibel



Fonte: Kiwon S. et. al. (2005)

Partindo da tese que o volume pulmonar tem a capacidade residual funcional

e não havendo fluxo de ar nas vias aéreas, o pulmão está em repouso e a equação de Lambert, ou lei de tubos de Lambert, é uma função da pressão transmural¹ na geração de vias aéreas Z e nos traz a razão entre a área de secção transversal e a área transversal máxima de um ramo das vias aéreas nas gerações de vias aéreas Z , podendo então modelar o comprimento e raio de uma via aérea no ramo.

Foram realizadas modelagens de elementos de circuito equivalente e métodos numéricos para análise de circuitos não lineares, para que assim se concretizasse um modelo de circuito elétrico do pulmão e que se aplica nos protocolos para medição de sinais de fluxo de ar no sistema HFCC. O estudo resultou na investigação da linearidade e não linearidade da resistência das vias aéreas, capacitância pulmonar e a inércia do ar que conseguiu caracterizar como fluxo de ar respiratório. Estima-se que existem cerca de 17 milhões de ramificações das vias aéreas e que suas dimensões variam enquanto o pulmão está sendo inflado e desinflado.

A análise do pulmão e os dados do sistema HFCC não mostram a sua aplicabilidade, porém podem ser utilizadas como ferramenta de estudos e observações clínicas do HFCC e melhorar suas terapias.

2.7.2 Modelagem do Sistema Respiratório Induzido pelo HFCC usando Método de Identificação do sistema Ampliado

Conforme o artigo de Jongwon L. et. al, (2009), para comparação do sistema HFCC com circuito análogo do pulmão, é preciso entender o método para construir o modelo que descreve a relação dos dados medidos na entrada e saída do sistema respiratório. A Figura 17 demonstra o sistema discreto estruturado para estudo.

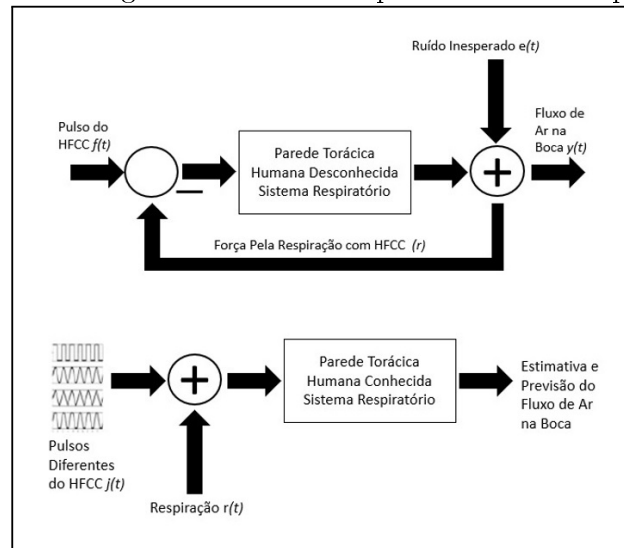
O sistema de terapia utilizado, conforme mostra a Figura 18, é um ICS HFCC cedido pelo Y.W. Lee, onde foi possível mensurar um pico de fluxo de ar na saída da boca de 2,8 l/s. O sistema analisado é o mais novo desenvolvido e possui 10 configurações de pressão com taxa de frequência de 5 a 30 Hz. No estudo da modelagem foi utilizado a configuração de 6 Hz com pressão de 100% da pressão máxima, equivalente a 31 mmHG ou 41,32 mBar.

Para medir a vazão de ar na boca utilizou-se um pneumotacômetro modelo 3800 Hans Rudolf com transdutor de pressão diferencial da Auto Tran série 860. Também se utilizou um transdutor de pressão bidirecional modelo Honeyweell 40PC001B1A, onde foi medida a pressão interior das costas da pessoa, tudo conectado ao painel de aquisição de dados NI-DAQ 6024E com taxa de amostragem de 1000 amostras por segundo e faixa de tensão de 10 V.

A modelagem resulta na análise de dados do fluxo de ar expirado pela traqueia na saída do sistema respiratório mensurado na expiração. Verificar a eficácia de tipos

¹é a diferença entre a pressão de distensão no final da diástole.

Figura 17 – Modelagem do Sistema Respiratório induzido pelo HFCC



Fonte: Jongwon L. et. al. (2009)

Figura 18 – Utilização de um Sistema HFCC com Equipamentos de Medição e Análise



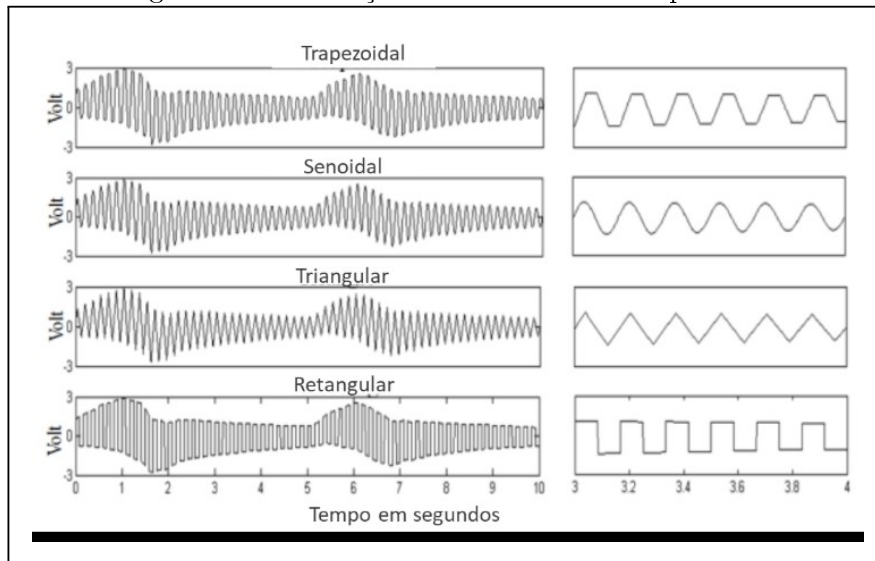
Fonte: Jongwon L. et. al. (2009)

de ondas utilizadas na bomba do sistema HFCC a uma frequência de 6 HZ. A análise é mostrada na Figura 19 e na Figura 20, representando os sinais de saída referente aos respectivos sinais de excitação aplicados no sistema.

2.7.3 Uma ferramenta de simulação para estudar o HFCC e mecanismos de transferência de energia de compressão e formas de onda para aplicações de doenças pulmonares

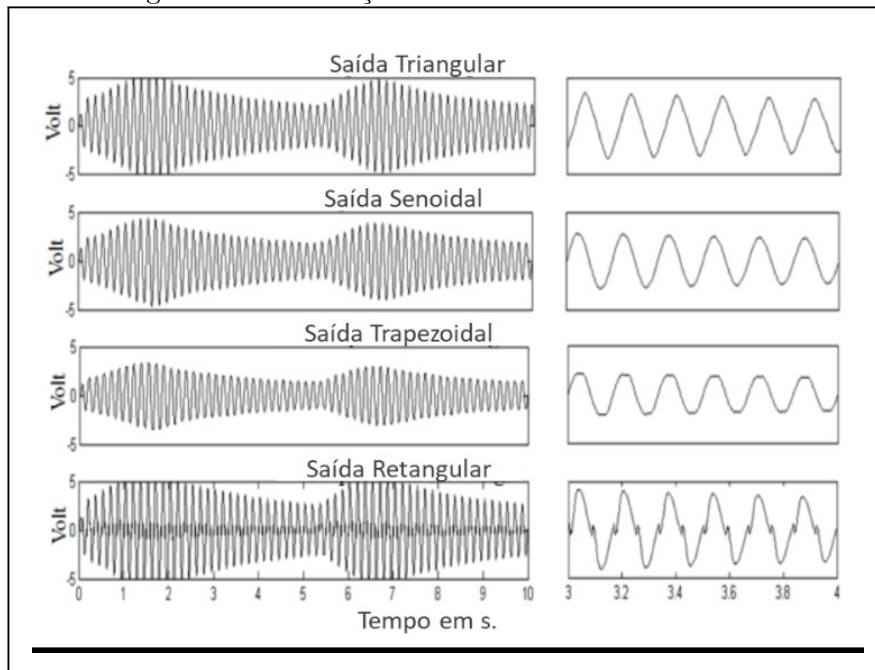
Segundo Geoge D. Et al.(2010), o sistema HFCC da RepirTech InCourage desenvolvido por Mario Nozzarella em conjunto com W. J.Warwick, L.G. Hansen e o Projeto

Figura 19 – Simulação HFCC de Entradas por 10 s.



Fonte: Jongwon L. et. al. (2009)

Figura 20 – Simulação de Sinais de Saída do HFCC.



Fonte: Jongwon L. et. al. (2009)

Defense of the Lungs, foi analisado para que fossem verificadas as seguintes condições:

- I. O Sistema Bomba-Colete do HFCC aplica Pressão Suficiente;
- II. O Sistema Peito-Pulmão Segue a Pressão Normal;
- III. As Respostas Mecânicas do Sistema Assoviadas a Simulação são válidas.

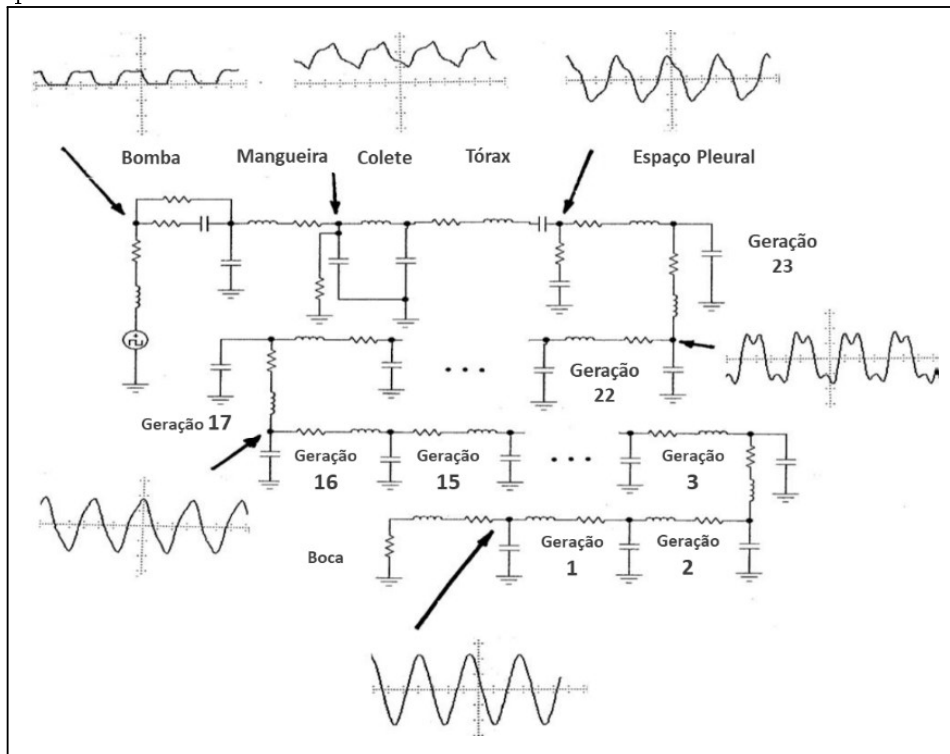
Com essas definições à serem analisadas, foram propostas metodologias de trabalho para melhorar as configurações do sistema, verificar o desempenho do hardware e melhorar os protocolos terapêuticos de doenças crônicas pulmonares e fibrose cística.

A metodologia base para a análise do sistema é similar aos artigos anteriores já mencionados. Com a colaboração de uma pessoa foram instalados os equipamentos HFCC da RespirTech, um pneumotacômetro, transdutor de pressão Autotran série 860 ligado ao simulador Eletronics Workbench 5 e o Lumped Element que monitoram e analisam os dados coletados pelos equipamentos, junto com a análise das gerações pulmonares no software.

Quando o sistema HFCC é ligado, a bomba infla o colete até que esteja em um momento de estado estacionário ou pressão normal do colete e estado de conforto ao indivíduo, então se iniciam as medições e os ciclos do teste e solicita-se ao sujeito respirar fundo lentamente, mas não atingindo a capacidade pulmonar total (CPT). Modelos de componentes semelhantes a Diong, Jodat, Baswa e Athanasiades foram utilizados para determinar os valores que duplicariam a entrada e a saída das medidas de pressão HFCC e formas de onda do fluxo de ar.

Os diagramas elétricos análogos, conforme Figura 21, foram desenvolvidos e testados para a fonte (bomba), mangueira, colete, sistema pleural e o espaço pulmonar. As equações matemáticas para cada seção pulmonar ou geração pulmonar, produziram uma série de configurações de filtros π ou T. O modelo é uma aproximação do pulmão cheio de Rozanek e Roubik, onde Weibel inspirou a configuração de árvore bifurcada.

Figura 21 – Várias Seções do Circuito Elétrico do Sistema com Formas de Onda de Pressão Induzidas por HFCC



Fonte: Geoge D. Et al.(2010)

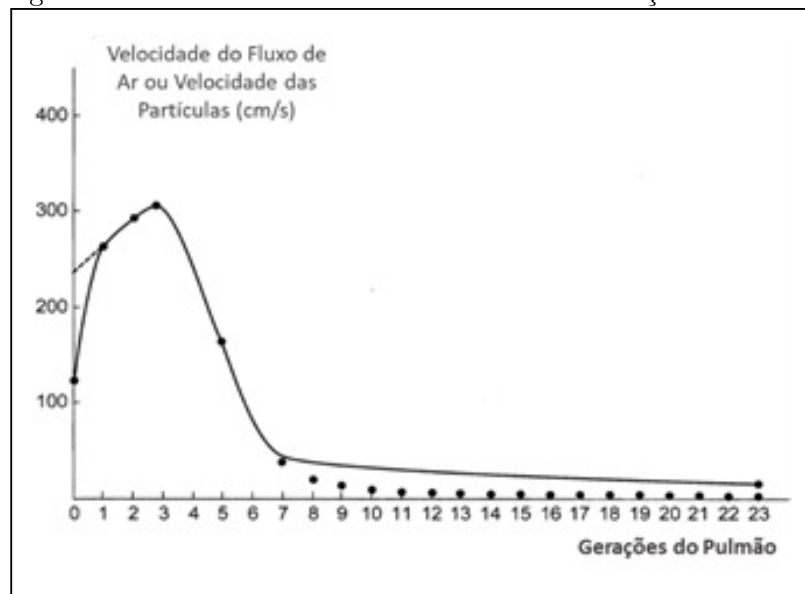
A simulação realizada no artigo, juntamente com informações que a progressão da

doença fibrose cística, tende a aumentar a resistência pulmonar e reduzir a complacência estática dos pulmões, mostrou que nas gerações 7-12 não produziu mudanças visíveis no fluxo de ar, nas gerações 21-23 não produzem variações significativas no fluxo de ar.

Os mecanismos de ação para HFCC, indicados por componentes, mostram que os cálculos de atraso de fase suportam a suposição que um pequeno deslocamento da parede torácica induzido pelo HFCC, que é o principal mecanismo que determina a velocidade axial e volume das vias aéreas. Estudos computacionais envolvendo resposta em frequência, propriedades e ressonância do volume alveolar indicam melhor resposta com pico a 5 HZ (tecido pulmonar) e 70 HZ (ar nas vias Aéreas).

O fluxo de ar induzido, indicado na Figura 22, relaciona velocidade do ar nas partes dos pulmões, indicam a que velocidade das partículas de fluxo de ar entram em cada parte do pulmão, onde pode ser visto que nas gerações 20-23 está entre 15-20 cm/s e na geração 3 em 316 cm/s. Com base nos valores do gráfico, entende-se, que os pulmões

Figura 22 – Velocidade do Ar Axial em Cada Geração Pulmonar.



Fonte: Geoge D. Et al.(2010)

não podem ser modelados com precisão, usando apenas bifurcações rígidas simples, vias aéreas abertas e a suposição de que o tecido aéreo pulmonar é estrutura independente. Com relação à forma de onda do sistema, a combinação de resultados de simulação HFCC e resultados medidos alcançados para a terapia HFCC em aplicações de fibrose cística, indica que o indivíduo possa se beneficiar de uma frequência relativamente alta de 8 a 20 Hz no tratamento inicial, por alguns minutos, que pode promover a secreção e fluxo de água.

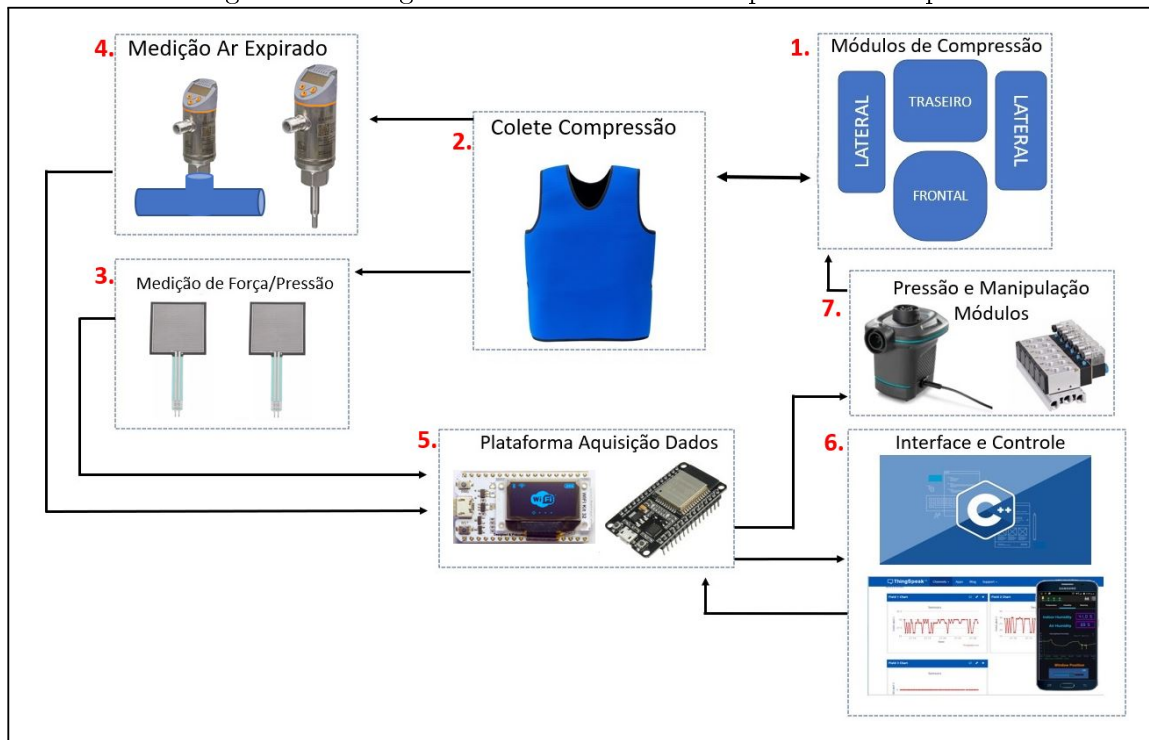
O próximo passo no protocolo de tratamento pode ser o uso de formas de onda de frequência mais abruptas que simula uma tosse, frequência de 1 a 3 Hz, por alguns minutos, para ajudar afrouxando o muco e então o restante do tempo de tratamento pode

ser feito em frequências de 4 a 7 Hz, claro que dependendo da idade, tamanho, sexo e condição do indivíduo.

3 METODOLOGIA DO TRABALHO

Para o desenvolvimento deste trabalho, foi montado um diagrama para melhor visualização do funcionamento do protótipo. A Figura 23 apresenta o sistema dividido em etapas, de modo que cada uma das sete etapas possui importantes fundamentos que são abordados na sequência da metodologia.

Figura 23 – Diagrama de Blocos do Protótipo e Suas Etapas.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021)

A partir do diagrama de blocos pode-se identificar que o projeto terá sete etapas, sendo o principal conjunto, as etapas 1 e 2, um desenvolvimento do colete para compressão torácica através dos módulos infláveis para compressão. A primeira etapa refere-se a criação e desenvolvimento dos módulos infláveis para realização do movimento do colete em relação ao tórax do usuário. Na segunda etapa foi desenvolvido o colete para acomodação dos módulos infláveis e os sensores para leitura da força aplicada ao corpo do indivíduo.

Na terceira etapa é realizado o condicionamento dos sinais dos sensores para medição da força e executado a calibração para caracterização e linearização do sistema. Na quarta etapa foi escolhido o sensor de fluxo e realizada a construção do circuito para aquisição e condicionamento desse sensor.

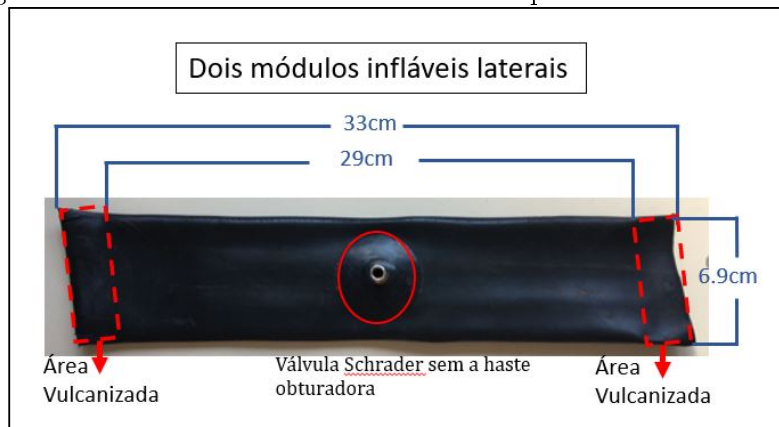
Para aquisição dos sinais dos sensores e leitura do sistema, foi definido na quinta e sexta etapa respectivamente, o microcontrolador e a plataforma do sistema para exibição das informações para o usuário. Por fim, na sétima etapa é desenvolvido o painel de comandos para acionamento do sistema pneumático para controle dos módulos inflá-

veis e operação dos mesmos manualmente e gerar interação do usuário com o protótipo implementado.

3.1 CONSTRUÇÃO DOS MÓDULOS INFLÁVEIS

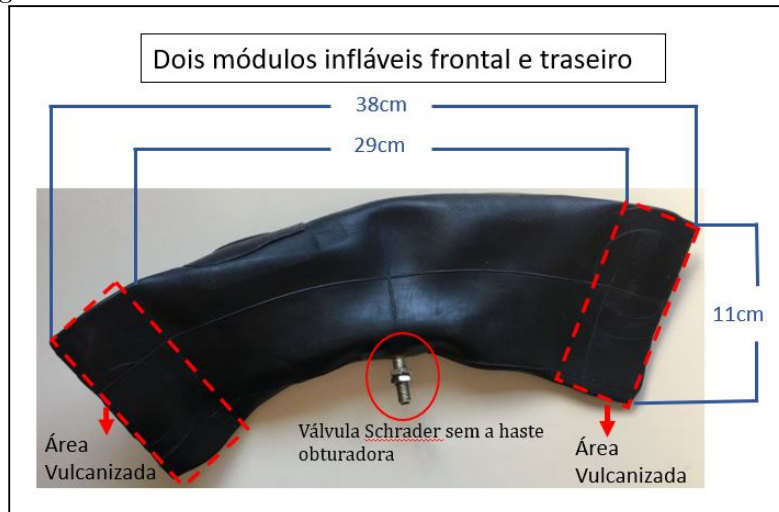
O protótipo tem finalidade de comprimir a caixa torácica do usuário do colete, deste modo, para que esse objetivo fosse atingido, foram desenvolvidos os módulos infláveis. Estes módulos podem ser inflados a partir de ar, sendo ar comprimido ou insuflado. Foram utilizadas câmaras de pneu de automóveis e de motocicletas pelo fato de que possuem uma borracha resistente e pode ser utilizada a uma pressão em torno de 50 bar. Para definição do tamanho dos módulos de ar, se utilizou como base as medidas do tórax de um adulto do sexo masculino, com idade de 33 anos, medindo uma altura de 1,82 cm e pesando 95 kg. As Figuras 24 e 25 demonstram os dois modelos utilizados no protótipo.

Figura 24 – Módulo Inflável das Laterais Esquerda e Direita do Tórax.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021)

Figura 25 – Módulo Inflável das Laterais Frontal e Traseira do Tórax.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021)

De forma que fosse possível inflar o módulo de ar, foi necessário manter a válvula de Schrader, porém sem a utilização da haste obturadora, a qual realiza a função de bloquear a saída do ar, deste modo fica livre a circulação do ar dentro da câmara.

A válvula da câmara de um pneu, indicada nas Figuras 24 e 25, é constituída por um corpo cilíndrico, que é fixado ao pneu ou câmara de ar por uma porca, na qual existe um suporte de metal roscado com uma haste e um obturador cônico, que é instalado na válvula. A mola é comprimida e a parte inferior da haste mantém a válvula fechada. A entrada da válvula é protegida por uma tampa de rosca (BRIAN et al., 2010).

3.2 DESENVOLVIMENTO DO COLETE

A partir da construção dos módulos infláveis, foi modelado o colete e dimensionado os espaços para armazenamento dos módulos. O tecido escolhido foi o brim. Essa escolha foi baseada nos tipos comerciais e o qual não pudesse exercer elasticidade.

Na Figura 26 é apresentada a estrutura do colete confeccionado para o protótipo do projeto com a localização dos módulos infláveis. Também pode ser visualizada a área em que os módulos estão localizados, em cada compartimento dos mesmos existe uma abertura, a qual é possível removê-los e conectar as mangueiras na válvula de Schrader para que seja possível inflar e desinflar. A abertura do compartimento dos módulos também é utilizada para passagem dos sensores FSRs para a leitura da força aplicada pelo colete junto com seus cabos de comunicação com a plataforma de aquisição de dados.

3.3 SENSORES DE FORÇA

O sensor utilizado para medição da força exercida pelo protótipo do colete para compressão torácica foi um sensor resistivo, o qual foi apresentado sua fundamentação teórica na seção 2.4.2. O modelo de sensor escolhido foi o FSR 406, fabricado e comercializado pela Interlink Eletronics. O sensor possui uma faixa de medição de 0,1 N à 100 N na sua construção sensitiva e também possui uma área de contato de 1,4 cm² pois possui uma estrutura com dimensão 4,45 cm x 4,5 cm e uma área sensitiva de 3,81 cm x 3,81 cm com espessura de 0,054 cm. Na Figura 27 pode-se visualizar o modelo FSR 406 utilizado para medição de força aplicada pelo colete.

Cada sensor FSR possui uma pequena variação na sensibilidade elétrica, essa variação deve ser calibrada para que não ocorra distorção e erro nos cálculos de força. Para realizar a calibração o fabricante, Interlink Eletronics, indica três passos.

- Exercer ou aplicar uma força conhecida no sensor de modo a igualar o valor da resistência gerada pela aplicada.
- Executar esse passo até que seja conhecido o valor da força, sendo assim terá um valor aproximado da carga no momento da utilização.

Figura 26 – Colete com Identificação da Localização dos Módulos.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021)

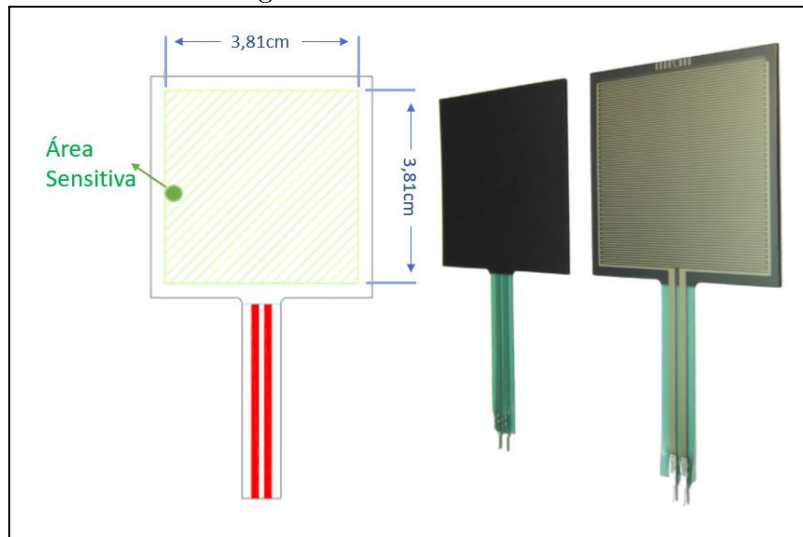
- A força de plotagem *versus* a condutância ($1/R$). Realiza-se uma interpolação linear para carga zero e cargas de calibração, as quais são conhecidas, para se obter uma faixa de operação real e igual a tensão de saída.

As principais características do sensor podem ser visualizadas na Tabela 5.

A Figura 28 mostra a curva de linearização a qual a fabricante Interlink Electronics caracterizou executando relação de resistência e força peso, assim evidenciando o comportamento de um sensor resistivo em relação a força aplicada a ele.

Na ativação do sensor é considerada a força necessária para reduzir a resistência inicial de aproximadamente $1\text{ M}\Omega$ para um valor de $100\text{ k}\Omega$, seria o limite para que o mesmo seja ativado. Após o início desta ação, o comportamento da resposta segue a lei da potência, mas inversa (aproximadamente $1 \setminus R$), e o ponto de saturação do sinal encontra-se na sequência de forças maiores que 100 N . Para medições maiores que o valor

Figura 27 – Sensor FSR 406



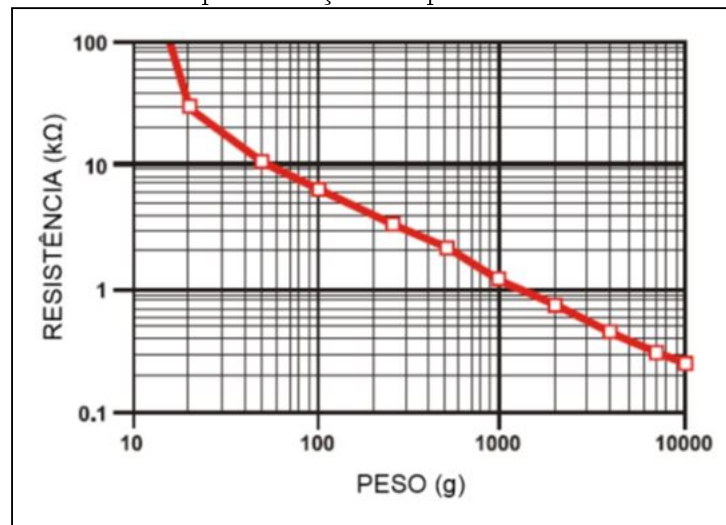
Fonte: Datasheet Interlink Eletronics (2021).

Tabela 5 – Parâmetros do Sensor FSR 406

Parâmetros	Valor
Faixa de sensibilidade de força	0,1 N a 100 N
Força de ativação	0,1 N
Repetibilidade de força parte a parte	$\pm 2\%$ do valor nominal
Repetibilidade de força de peça única	$\pm 6\%$ do valor nominal
Histerese	+ 10% da média
Resistência sem carga	>1 M
Tempo de resposta	3 ms
Temperatura de operação	-30 à +70 °C

Fonte: Adaptado Interlink Electronics (2021).

Figura 28 – Curva Resposta Força Peso pela Resistência do Sensor FSR.



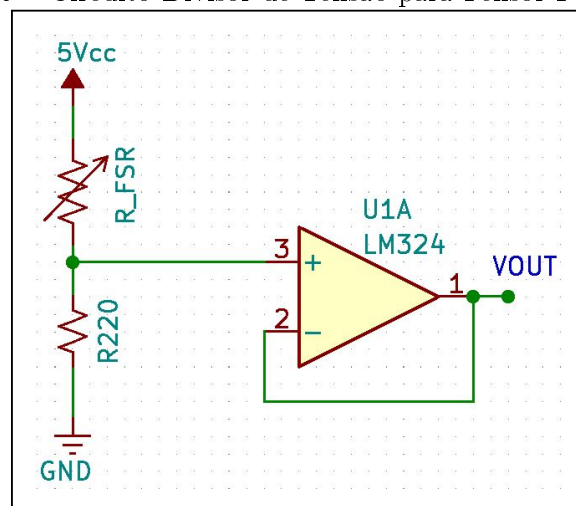
Fonte: Datasheet Interlink Eletronics (2021).

de saturação, a força pode ser distribuída em uma área maior utilizando um atuador (INTERLINK ELECTRONICS, 2021).

3.3.1 Circuito de Condicionamento

O sensor FSR possui as características elétricas de um resistor passivo e expressa a mudança na resistência em função da força aplicada. Para a configuração que determina a conversão de força em tensão, o sensor (FSR) é inserido no divisor de tensão conectado ao resistor de medição (RM), conforme mostrado na Figura 29 (INTERLINK ELECTRONICS, 2021). Para o protótipo, foi empregado o LM324 pois pode ser utilizado com fonte assimétrica de 5 Vcc.

Figura 29 – Circuito Divisor de Tensão para Fensor FSR 406.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

Com esta configuração, a saída de tensão pode ser caracterizada conforme descrito na Equação 3.1, onde $V +$ é a tensão de alimentação, R_M é a resistência de medição, que neste caso foi utilizado um resistor de 220Ω e R_{FSR} é a resistência do sensor de força resistiva.

$$V_{out} = \frac{V + * 220}{220 + R_{FSR}} \quad (3.1)$$

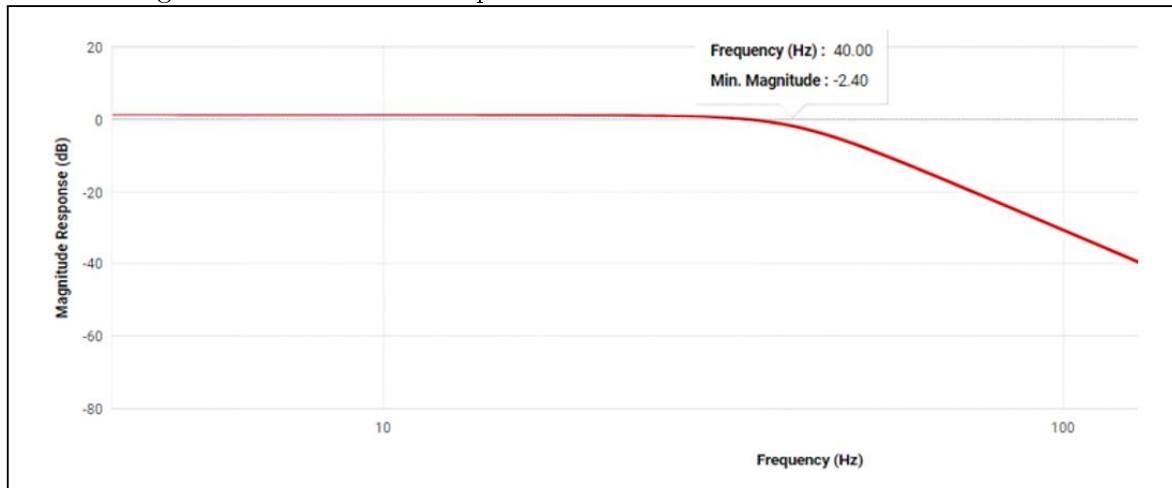
Através desse circuito de condicionamento, a tensão de saída aumenta com o aumento do peso aplicado ao sensor, e a fase reversa pode ser obtida alterando-se a resistência de medição e a posição do sensor. A resistência medida deve limitar a corrente do circuito, a faixa de sensibilidade do sensor também pode ser maximizada com base na força aplicada (INTERLINK ELECTRONICS, 2021).

Para que as respostas dos sensores possam ser adquiridas pela plataforma de aquisição de dados, sem qualquer ruído ou interferência, foi inserido o filtro quarta ordem Butterworth passa baixa, desenvolvido no microcap, de modo a obter a frequência dos

sinais sem *ripple* e mais plano possível. A frequência de corte utilizada foi de 40 Hz pois as interferências eletromagnéticas e oriundas da rede elétrica estão na ordem de 60 Hz, fazendo com que haja variação no sinal de saídas dos amplificadores operacionais utilizados como *Buffers*.

Na Figura 30 pode-se verificar a frequência de corte em 40 Hz validado pelo software on-line e gratuito da Texas Instruments.

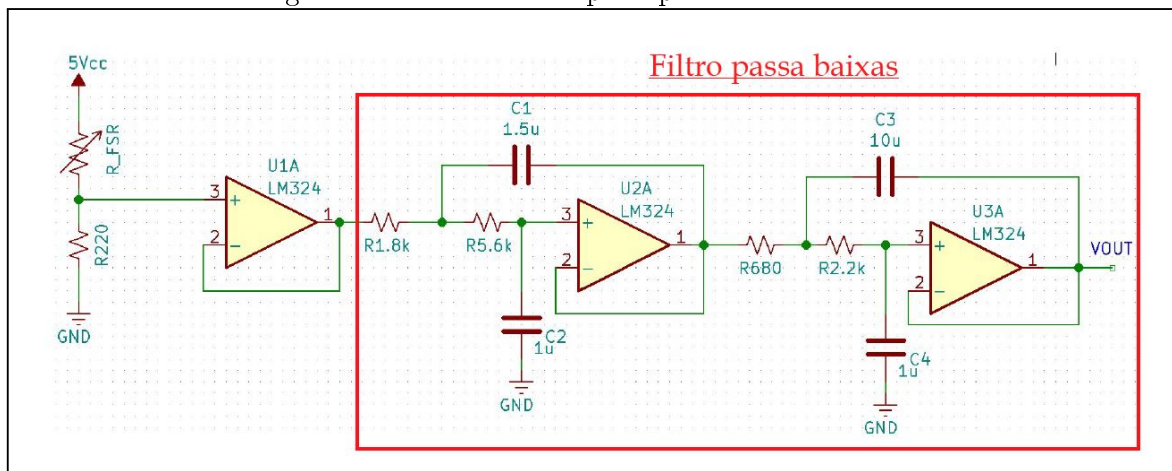
Figura 30 – Gráfico da Frequência de Corte do Filtro Filtro Passa Baixa



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

O amplificador escolhido para construção do filtro foi o LM 324, por motivos de poder trabalhar com uma tensão de alimentação na ordem de 5 Vcc assimétrico e por possuir quatro amplificadores em um mesmo encapsulamento de maneira que facilita a montagem dos circuitos. Na Figura 31 pode-se visualizar o circuito completo para aquisição de sinal para os sensores FSRs, sendo o mesmo dividido inicialmente pelo circuito divisor de tensão e posteriormente o filtro de quarta ordem passa baixa.

Figura 31 – Circuito Completo para Sensores FSRs.

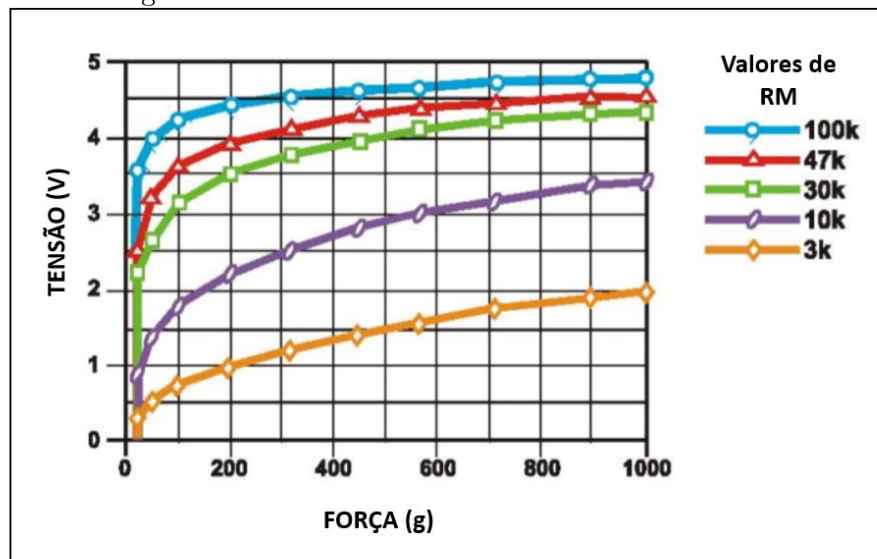


Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

3.3.2 Calibração e Comportamento do Sensor

A Interlink Eletronics apresenta no *datasheet* do sensor FSR 406 a curva de caracterização do sensor referenciando tensão pela resultante força peso para cinco tipos de resistências, conforme mostrado na Figura 32. Para que o FSR apresente uma maior sensibilidade da tensão em relação a força exercida sobre ele, foi realizado a calibração dos sensores com uma resistência de RM igual a 220Ω , a qual se demonstrou ter a melhor variação de tensão entre as máximas e mínimas.

Figura 32 – Curva Característica do Sensor FSR 406



Fonte: Datasheet Interlink Eletronics (2021).

Para realizar um teste de leitura dos sinais analógicos dos sensores e verificação dos níveis de tensão foi utilizado uma máquina universal de ensaios modelo DL-20000 NO7212 NS014 da fabricante EMIC, a máquina está na Universidade de Caxias do Sul, no campus CARVI em Bento Gonçalves.

A máquina DL-20000 tem capacidade de até 200 kN podendo ser aplicado a força a cada Newton. A Figura 56 e a Tabela 12, no APÊNDICE A, apresenta o setup para o experimento de testes dos sensores FSR. Para que a força aplicada sobre a área sensível do sensor fosse adequada foi inserido um atuador de polímero, com peso absoluto de 11 g, para uma maior concentração da força e melhor resultado. Utilizou-se um atuador com diâmetro de 3,5 cm, disponível no laboratório de ensaios para que pudesse deformar o centro do sensor para um melhor resultado.

Em um primeiro momento, para calibração do sensor FSR, foram aplicados pesos padrão com as gramaturas de 100g até 1000g e posteriormente 250g até 2000g. Foram inseridos os pesos de acordo com a graduação estipulada anteriormente, executando uma leitura de massa (g) a cada 20 segundos com cinco repetições. Foi utilizado um multímetro Minipa modelo ET-2702 e a visualização dos valores de tensão na janela serial da ESP32,

para validação se empregou os valores obtidos pelo multímetro.

Na Figura 33 pode-se verificar o tipo de ensaio realizado com os pesos padrão, através da Tabela 6 pode-se exemplificar as informações de tensão *versus* força peso aplicada no sensor FSR 406 denominado S1 conforme proposto no ensaio. O ensaio foi graduado com os pesos de 50g, 100g, 200g, 300g, 400g, 500g, 600g, 700g, 800g, 900g, 1000g, 1250g, 1500g, 1750g e 2000g. Após realizar todas as pesagens em cada sensor, foi realizado a média das cinco amostras e gerado a curva de caracterização de cada sensor como mostra a Figura 34.

Figura 33 – Ensaio com Peso Padrão no Sensor S1.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

O valor de RM para o divisor de tensão foi fixado em 220Ω e como pode ser visualizado no gráfico da Figura 34, referenciado pelo gráfico da curva de característica do *datasheet* do sensor FSR 406, a amplitude do sinal está dentro dos limites de 0 à 3,3 V que a entrada do microcontrolador suporta e não havendo necessidade de utilizar um amplificador de sinal somente um *buffer*, o qual o *datasheet* do fabricante do sensor sugere para que haja isolação do sinal nas medições. O circuito de condicionamento se mantém com um *buffer* e filtro passa baixa.

Todo o peso (g) aplicado na área sensível do sensor é convertida em tensão, a mesma passa pelo circuito de condicionamento de sinal e segue sendo enviada para o microcontrolador, que através da relação, realiza a conversão de tensão para uma força aplicada entre o módulo inflável e o tórax do indivíduo. Os testes realizados na caracterização dos sensores levaram em consideração o peso do atuador, as influências do ambiente em relação ao circuito de aquisição, a umidade e temperatura do ambiente.

Doravante, os sensores serão referidos da seguinte forma: sensor S1 do módulo

Tabela 6 – Calibração dos Sensores FSR com Peso Padrão.

Peso (g)	Tensão (V)	Peso (g)	Tensão (V)	Peso (g)	Tensão (V)
50	0,08	100	0,286	200	0,547
50	0,079	100	0,274	200	0,555
50	0,069	100	0,295	200	0,562
50	0,082	100	0,277	200	0,568
50	0,08	100	0,292	200	0,553

Peso (g)	Tensão (V)	Peso (g)	Tensão (V)	Peso (g)	Tensão (V)
300	0,847	400	1,025	500	1,22
300	0,818	400	1,023	500	1,218
300	0,824	400	1,023	500	1,215
300	0,841	400	1,035	500	1,211
300	0,855	400	1,036	500	1,208

Peso (g)	Tensão (V)	Peso (g)	Tensão (V)	Peso (g)	Tensão (V)
600	1,39	700	1,518	800	1,606
600	1,391	700	1,512	800	1,582
600	1,387	700	1,523	800	1,632
600	1,389	700	1,523	800	1,649
600	1,393	700	1,506	800	1,625

Peso (g)	Tensão (V)	Peso (g)	Tensão (V)	Peso (g)	Tensão (V)
900	1,743	1000	1,835	1250	2,01
900	1,742	1000	1,208	1250	2,014
900	1,747	1000	1,208	1250	1,977
900	1,712	1000	1,208	1250	1,955
900	1,709	1000	1,208	1250	1,961

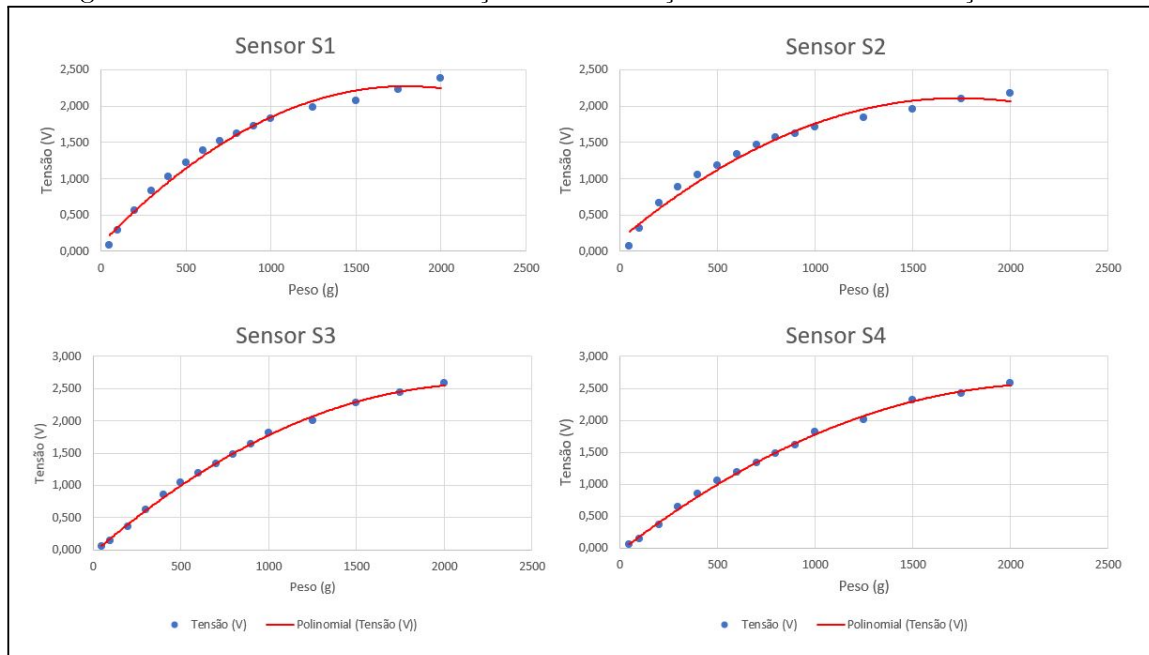
Peso (g)	Tensão (V)	Peso (g)	Tensão (V)	Peso (g)	Tensão (V)
1500	2,081	1750	2,221	2000	2,381
1500	2,062	1750	2,23	2000	2,353
1500	2,074	1750	2,242	2000	2,398
1500	2,053	1750	2,201	2000	2,377
1500	2,082	1750	2,261	2000	2,386

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

frontal, sensor S2 do módulo traseiro, sensor S3 do módulo da lateral esquerda e o sensor S4 do módulo da lateral direita. A Tabela 7 apresenta os valores médios do sensor S2, adquiridos através das cinco amostragens de cada peso, realizado em cada sensor FSR.

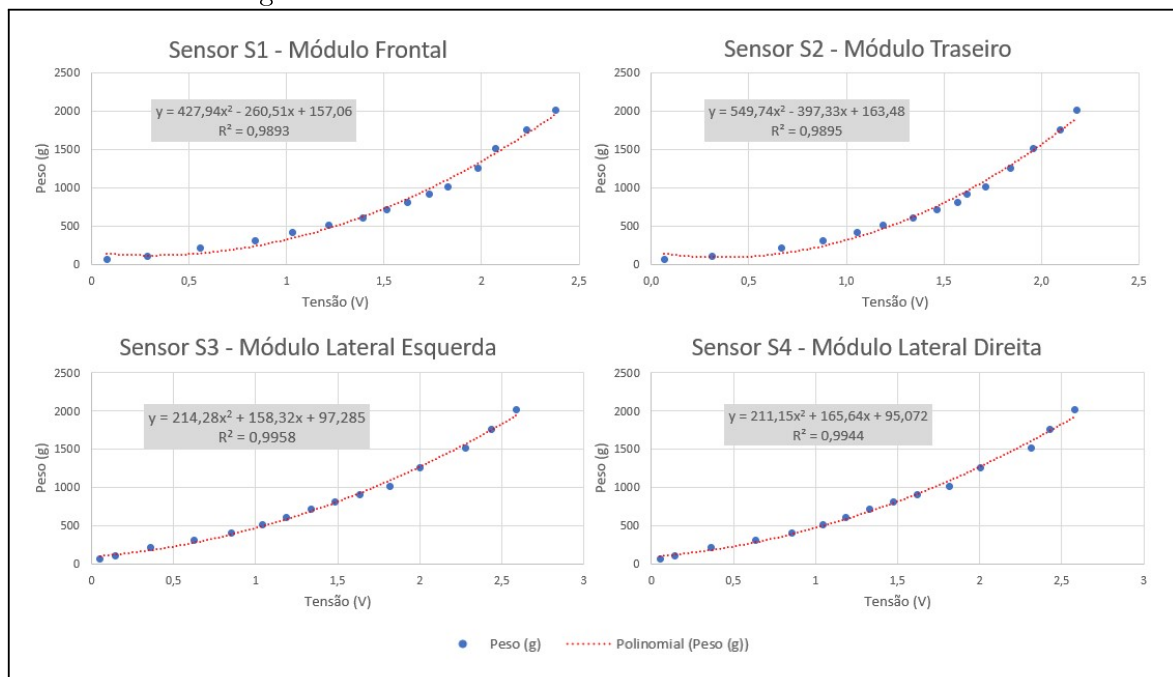
Com os valores extraídos dos testes realizados foram elaborados quatro gráficos que compõem a Figura 35. Pode-se observar a característica de sensibilidade máxima aos pesos de pequena grandezas, tais como, 50 g, 100 g e 200g, e que, em tensões maiores, como por exemplo com o peso de 1500g e 1750g, a sensibilidade resulta em um valor de tensão menor entre os pesos (mesmo ampliando o intervalo de análise para 250g).

Figura 34 – Curva de Caracterização da Calibração dos Sensores de Força Resistiva.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

Figura 35 – Gráficos da Curva Característica dos Sensores



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

Os gráficos apresentados na Figura 35 estão estruturados, de tal forma que, a equação do gráfico seja o fator de conversão para encontrar o valor do peso (g) em relação as medidas de tensão (V), valores os quais o circuito de aquisição irá medir através dos sinais provenientes da área sensível do sensor de força resistivo.

Como resultado da caracterização, pode-se levantar os valores de peso (g) con-

Tabela 7 – Valores Médios dos Ensaio de calibração Sensor S2

Sensor S2	
Tensão (V)	Peso (g)
0,065	61
0,311	111
0,668	211
0,879	311
1,053	411
1,186	511
1,343	611
1,463	711
1,573	811
1,619	911
1,711	1011
1,841	1261
1,960	1511
2,095	1761
2,180	2011

vertido pelo algoritmo através da equação de transferência polinomial, tal Equação 3.2 foi gerada a partir do gráfico do sensor S2, criado no Excel através da Tabela 7, relacionando o peso (g) real aplicado nos sensores FSR. A equação de transferência de cada um dos sensores de força resistivo está descrita nos gráficos apresentados na Figura 35.

$$Y = 549,74x^2 - 397,33x + 163,48 \quad (3.2)$$

A Tabela 8 apresenta os valores levantados de cinco amostras de cada peso padrão, utilizando o circuito de aquisição completo e leitura dos sinais e a conversão dos valores de tensão para peso no sistema desenvolvido. Foi utilizada a equação de transferência polinomial como padrão devido ao fato do gráfico característico dos sensores FSR 406 do fabricante possuir um melhor coeficiente de correlação de Pearson² ou R^2 . As equações polinomiais e exponenciais possuem melhores índices de relação, e a diferença entre os valores R^2 destas equações se registrou em torno de 0,0015, valor considerado extremamente pequeno nesta análise.

Na Tabela 8 pode-se evidenciar a média das amostras do menor, para o maior peso (g) real aplicado, peso de 61 g e 2011 g, ocorreu uma significativa variação na diferença sobre o valor do peso (g) transformado pelo sistema. Essa variação se dá a uma característica física do sensor, no aspecto de repetibilidade, que conforme *datasheet* dos sensores de força resistivo, FSR 406, é de 5 % valor positivo e negativo. Outra causa da variação é o sistema de calibração com os pesos padrão sendo aplicado a mão livre sobre o atuador.

²mede a correlação entre a(s) variávei(s) dependete(s) e independente(s).

Tabela 8 – Valores da Caracterização do Sensor S2 Módulo Traseiro

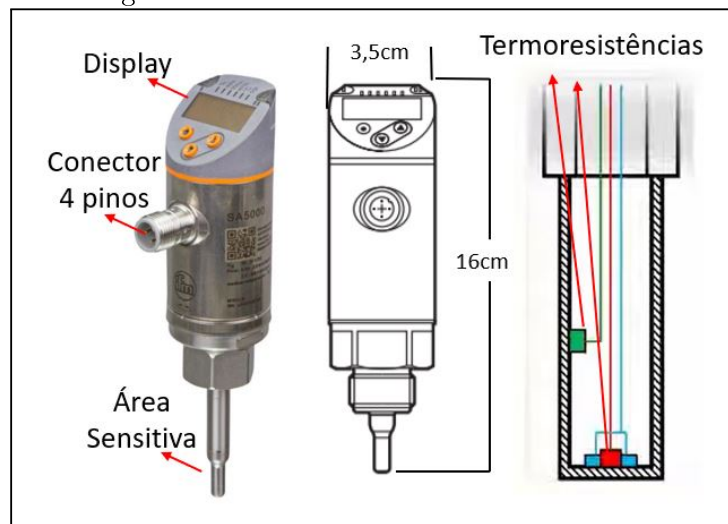
Sensor S2 - Módulo Traseiro			
Peso Real (g)	Peso Transformado (g)	Diferença Peso Real x Transformado (g)	Desvio Padrão (g)
61	139,98	-78,98	1,81
111	93,10	17,90	0,66
211	143,44	67,56	6,95
311	239,09	71,91	7,39
411	354,50	56,50	18,74
511	465,87	45,13	5,14
611	621,84	-10,84	16,14
711	759,32	-48,32	11,30
811	898,72	-87,72	26,02
911	961,16	-50,16	45,73
1011	1093,32	-82,32	18,56
1261	1295,54	-34,54	44,82
1511	1496,59	14,41	27,76
1761	1743,52	17,48	12,47
2011	1909,09	101,91	23,61

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

3.4 SENSOR DE FLUXO

O sensor de medição de fluxo de ar deve ter a característica de se sensibilizar a passagem de um gás. O modelo utilizado no projeto é um sensor de fluxo SA5000 fabricado pela empresa IFM conforme ilustrado na Figura 36. Dentre seus modos de operação, o sensor possui o modo gás que realiza a leitura do fluido ar, que por sua vez pode ser exibido nas unidades de m/s, L/min e m³/h.

Figura 36 – Sensor de Fluxo IFM SA5000.

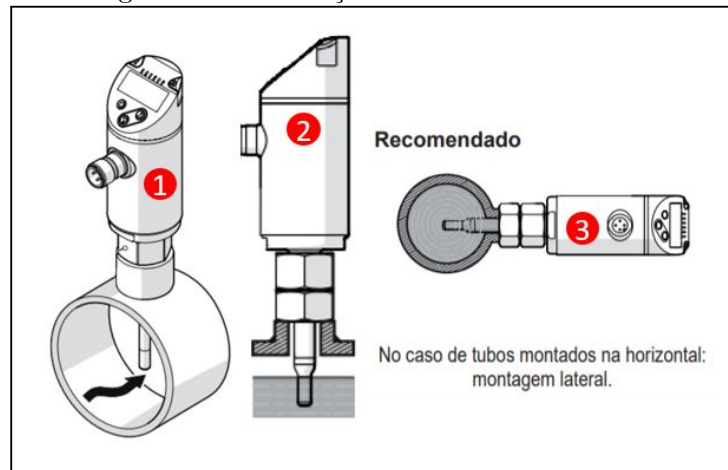


Fonte: Adaptado Datasheet IFM SA5000 (2021).

O Sensor de fluxo possui duas saídas, onde é possível ser parametrizado para os tipos de sinais analógicos, com valor de medição de 4 e 20 mA e sinal de frequência entre 0 à 100 Hz. O sensor realiza medição do fluxo de ar através da calorimetria. Em sua área sensitiva, haste de contato, possui duas termorresistências e uma fonte de calor, onde o fluxo é determinado de acordo com a reação das resistências quando ocorre sua passagem.

A medição é realizada pela área sensitiva do sensor a qual deve estar em contato com o fluido dentro de uma tubulação, conforme ilustrado na Figura 37. O item 1 mostra o tipo de instalação que o fabricante recomenda, no item 2 relaciona o quanto a área sensitiva do sensor deve entrar em contato com o fluido e no item 3 se recomenda a instalação horizontal para as tubulações de mesmo sentido.

Figura 37 – Instalação do Sensor de Fluxo SA5000.



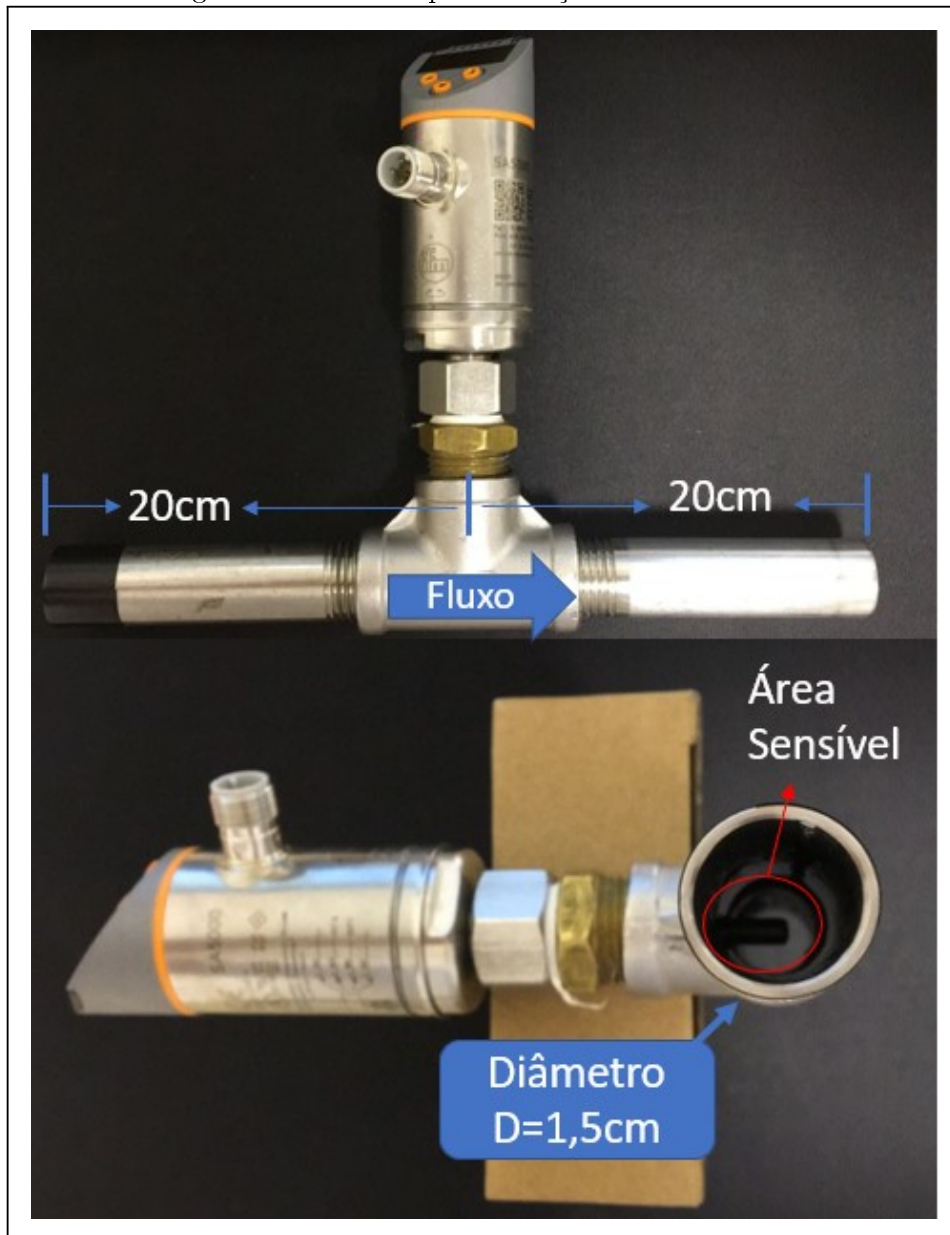
Fonte: Adaptado Datasheet IFM SA5000 (2021).

A tubulação utilizada na construção do dispositivo de medição da vazão do ar possui um diâmetro de 1,5 cm e comprimento de 20 cm em cada lado do sensor. O sentido de entrada do ar para a medição do fluxo está demarcado na cor preta, sendo este o local onde o usuário deve soprar para que seja realizado a medição e no mesmo instante o sensor envia os sinais de saída para microcontrolador via cabo de quatro vias com conector M12. Pode ser visualizado na Figura 38 o sistema implementado para medição do fluxo de ar expelido pela boca.

3.4.1 Circuito de Condicionamento

O Sensor SA5000 da marca IFM possui uma faixa de alimentação que pode variar da mínima tensão de 18 à 30 Vcc, no caso do projeto foi escolhido alimentação de 24 Vcc através de uma fonte fixa. O mesmo necessitou se parametrizado para que a sua saída 1, *OUT1*, forneça um sinal de pulsos, que será ligado em um pino do microcontrolador com a função de interrupção e através da contagem dos pulso fornecida será possível obter o valor da vazão do ar.

Figura 38 – Sistema para Medição do Fluxo de Ar.

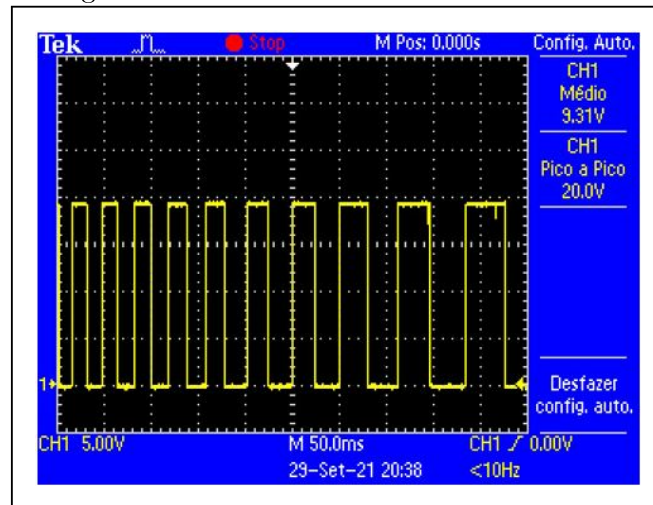


Fonte: Adaptado pelo Autor (2021).

Foi utilizado um osciloscópio da Tektronix modelo TDS 2012B para a verificação dos sinal de saída do sensor de fluxo, após a sua configuração foi realizado um sopro de ar para teste e visualizado conforme apresenta a Figura 39.

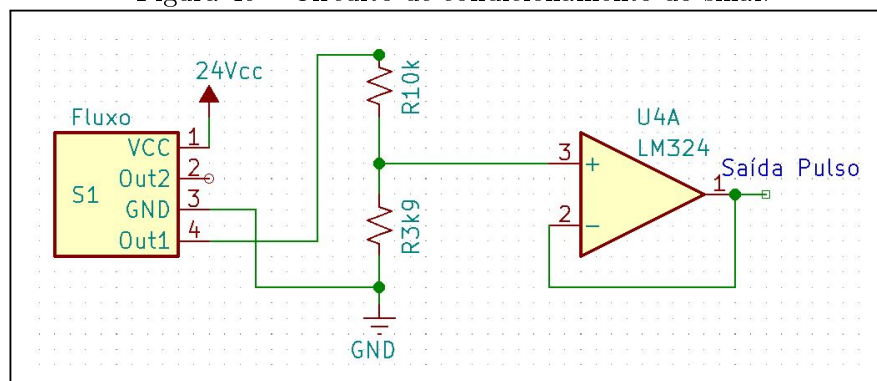
O sinal de saída, no pino 4 do sensor é de 12 Vcc e a máxima tensão suportada pela porta do microcontrolador é de 3,3 Vcc, devido essa diferença nos valores de tensão foi implementado um divisor com resistor de 10 k Ω em série com resistor de 3k9 Ω , para que o sinal em máximo valor seja abaixo de 3,3 Vcc. Como se trata de um sinal analógico de uma divisão de tensão para a contagem de pulsos foi instalado um *buffer*, utilizando um amplificador operacional LM 324, de modo a isolar o sinal fornecido pelo sensor. O circuito condicionador do sensor de fluxo pode ser visualizado na Figura 40.

Figura 39 – Sinal de Saída do Sensor SA5000



Fonte: Adaptado pelo Autor (2021).

Figura 40 – Circuito de condicionamento do sinal.



Fonte: Adaptado pelo Autor (2021).

3.4.2 Calibração e Comportamento do Sensor

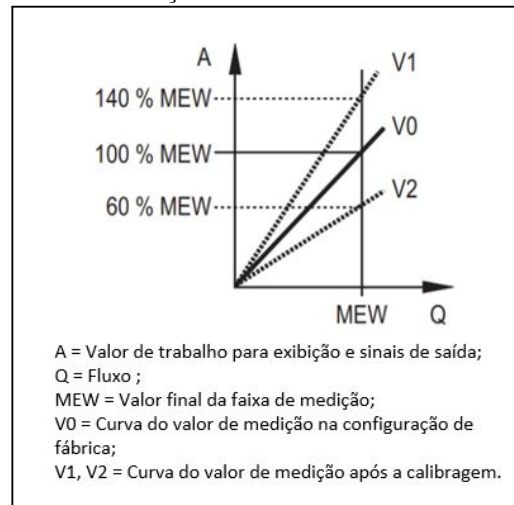
O sensor de fluxo SA5000 possui uma calibração de fábrica, conforme indicado no *datasheet* do sensor, o chamado fator de calibragem CGA. Esse fator, como ilustra a Figura 41, pode ser modificado de acordo com a necessidade de utilização de compensação para influenciar os sinais de saída do sensor.

Foi mantido a calibração como padrão de fábrica pois realizou-se a medida dos sinais de saída com frequência do sensor na faixa de trabalho de 0 à 100 Hz, o que equivale a uma faixa de 0 à 1000 L/min.

Quando é realizado o assopro na tubulação do sensor de fluxo, o mesmo transmite pela saída 1, em modo de frequência, pulsos de tensão e com essa informação foi criado um algoritmo para que o microcontrolador consiga ler o sinal recebido e contar os pulsos.

Sendo assim, foram efetuados cinco ensaios de assopro na tubulação do sensor de fluxo e capturado a leitura real da vazão do fluido pelo display do mesmo, portanto, obteve-se o valor máximo de ar expelido pela boca durante um tempo. Esse valor está

Figura 41 – Calibração de Fábrica Sensor de Fluxo SA5000.



Fonte: Adaptado Datasheet IFM SA5000 (2021).

configurado na unidade de L/min, sendo assim possível transformar a medida informada em L/s fazendo a divisão por 60 segundos como mostra a Equação 3.3.

$$Fluxo\ Sensor\ \langle L/s \rangle = \frac{Fluxo\ Sensor\ \langle L/min \rangle}{60s} \quad (3.3)$$

Com a informação de fluxo em L/s, a quantidade de pulsos lidos no microcontrolador e visualizado através da janela serial do software IDE Arduino, foi possível encontrar uma razão entre o valor de fluxo de ar que o sensor SA5000 fornece e o fluxo de ar que o algoritmo calcula com os pulsos, a relação é demonstrada conforme a Equação 3.4.

$$R = \frac{P * T * Fluxo\ do\ Sensor}{QP/s} \quad (3.4)$$

- R - Relação ou Fator de conversão do valor calculado pelo sensor e valor calculado via algoritmo;
- P - Quantidade de pulso recebido durante a taxa de amostragem ou Período (T);
- Fluxo do sensor - É fluxo máximo atingido pelo sensor dividido por 60 segundos;
- QP - Quantidade de pulso no período de fluxo máximo.

Para cálculo do fluxo de ar expelido pela boca, sinal analógico fornecido pela saída 1 do sensor ao microcontrolador, devemos considerar a relação entre o valor do fluxo do sensor e a leitura do sistema criado, sendo a Equação 3.5 inserida no algoritmo para resultar em um fluxo de L/s.

$$Fluxo\ Algoritmo\ \langle L/s \rangle = P * R \quad (3.5)$$

- Fluxo (L/s) - é o fluxo calculado pelo algoritmo;
- P - é pulso máximo que o algoritmo calculou do sinal oriundo do sensor durante

o período T;

- R - Relação ou fator de conversão, encontrado através da Tabela 9.

Para o cálculo da relação ou fator de conversão foi realizado vinte e oito ensaios, conforme Tabela 9, para captura dos valores necessários para os cálculos demonstrados anteriormente.

Tabela 9 – Dados para Cálculo da Relação L/min x L/s.

Amostras	Vazão (L/min)	Pulsos	Vazão (L/s)	Relação
1	240	110	4,0	0,036
2	180	84	3,0	0,035
3	80	38	1,3	0,035
4	130	57	2,1	0,038
5	140	65	2,3	0,035
6	170	73	2,8	0,038
7	190	84	3,1	0,037
8	250	112	4,1	0,037
9	260	112	4,3	0,038
10	270	124	4,5	0,036
11	130	57	2,1	0,038
12	200	84	3,3	0,039
13	330	153	5,5	0,035
14	320	143	5,3	0,037
15	320	148	5,3	0,036
16	280	128	4,6	0,036
17	320	146	5,3	0,036
18	260	114	4,3	0,038
19	290	126	4,8	0,038
20	260	99	4,3	0,043
21	240	110	4,0	0,036
22	270	122	4,5	0,036
23	250	114	4,1	0,036
24	250	102	4,1	0,040
25	340	151	5,6	0,0375
26	270	120	4,5	0,037
27	250	111	4,1	0,037
28	310	143	5,1	0,036
			Média	0,037

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

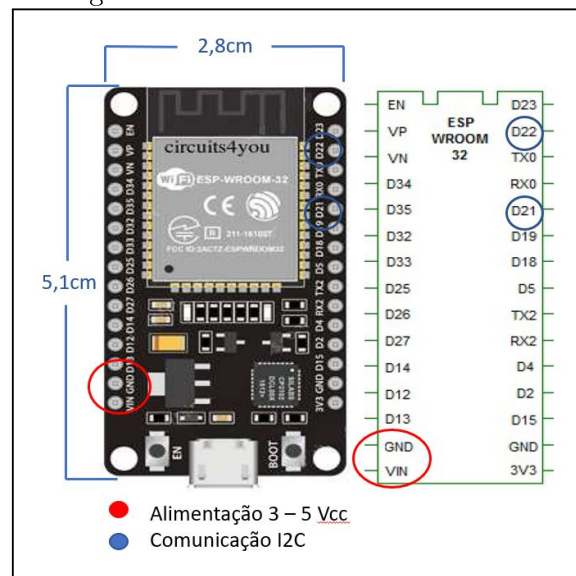
3.5 PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS

Todos os sensores utilizados no projeto necessitam de uma plataforma de aquisição dos sinais para que seja possível a visualização da informação que está sendo medida e que seja tratado e gerado um resultado para análise do funcionamento tanto dos sensores

quanto do projeto completo. Foram utilizadas duas plataformas iguais para o protótipo, pois o mesmo se dividiu em medição da força aplicada pelo colete e a vazão ou fluxo de ar expelido pela boca.

O microcontrolador utilizado para os sensores FSRs e sensor de fluxo foi o ESP32-WROOM-32 ilustrado na Figura 42, criado e desenvolvido pela Espressif Systems, que por sua vez é um microcontrolador com características de bom desempenho e com quantidade necessária de I/Os que o projeto necessita. Com o ESP32, assim chamado, pode-se trabalhar com uma tensão na faixa de 3 Vcc a 5 Vcc e possui uma comunicação Wi-Fi para que seja possível enviar dados para um interface ou até mesmo para armazenamentos em nuvens, outra característica é comunicação I²C que torna possível o envio de dados via barramento através de conversores ADS.

Figura 42 – Microcontrolador ESP32.



Fonte: Adaptado pelo autor (2021)

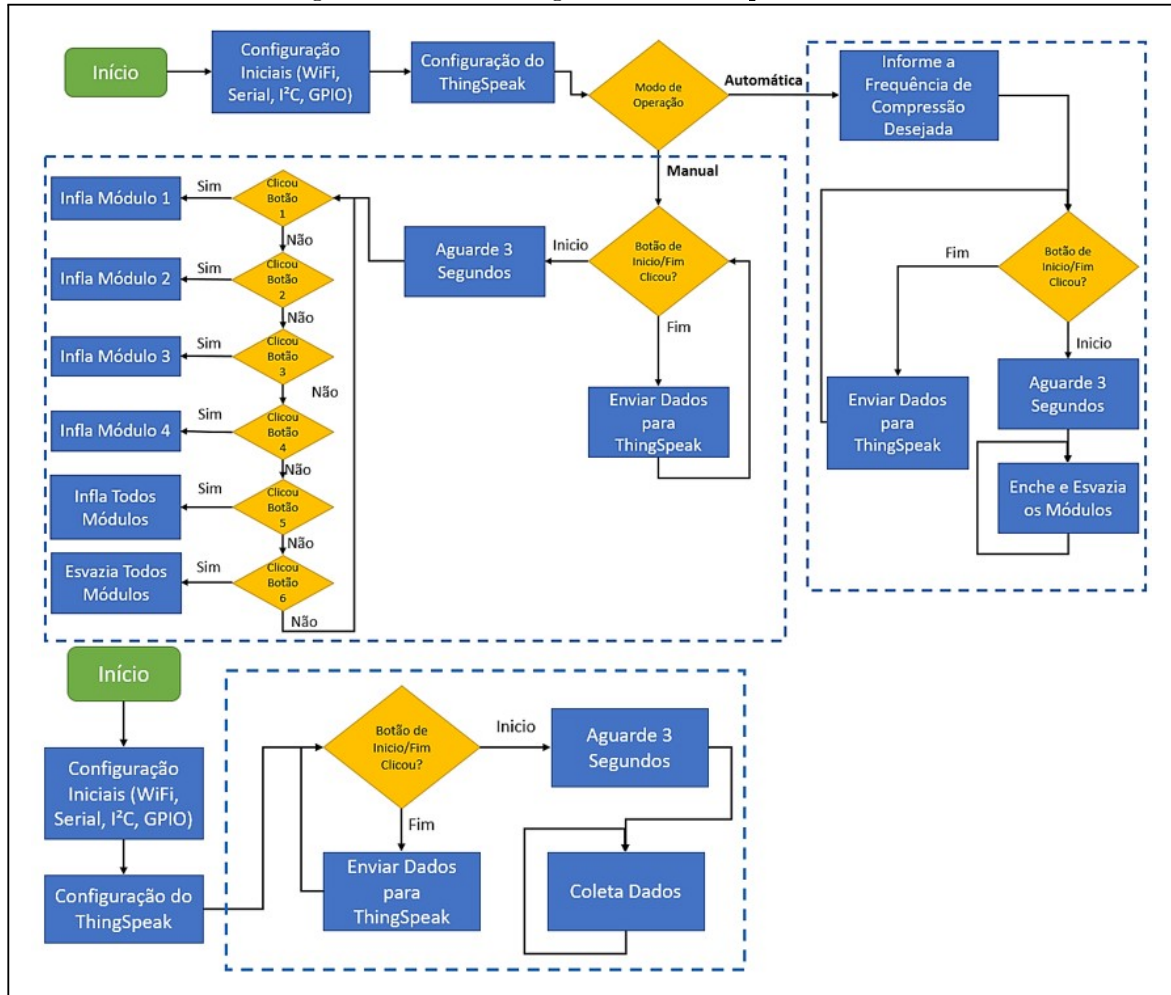
Por motivos da ESP32 estar recebendo sinal dos sensores FSRs, variação da resistência e função da força aplicada na sua área sensível resultando na tensão e mais nove botões de acionamento do comando junto com a rede Wi-Fi, foi utilizado um conversor ADS1115, conversor do sinal analógico para sinal digital e resolução de 16bit, o que resulta em uma maior precisão na leituras dos FSRs, se comparado com o conversor de 12bit do microcontrolador. O conversor possui quatro entradas analógicas, as quais serão utilizadas uma para cada sensor FSR 406 e comunicação do tipo I²C, comunicação síncrona, sincronismo via *clock*, entre dois dispositivos.

3.6 INTERFACE E LEITURAS DAS INFORMAÇÕES

O projeto possui duas partes de programação e leitura de informações, sendo a primeira delas o sistema de sensores e módulos infláveis do colete e a segunda o sensor de

fluxo. Essas etapas tem algoritmos separados e gravados na ESP32 do colete e ESP32 do fluxo. De maneira a ilustrar o funcionamento dos algoritmos foi desenhado o fluxo dos mesmos conforme representação da figura 43.

Figura 43 – Fluxo Algoritmo Protótipo Colete.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021)

O algoritmo programado no microcontrolador para o colete irá funcionar com dois modos de operação, manual e automático. O modo manual deve-se iniciar com as configurações de rede Wi-Fi, conexão serial e I²C para os acionamento dos dispositivos, estabilizando as entradas de sinais e conectando ao servidor do ThingSpeak. Manualmente o usuário irá clicar no botão "Início/Fim" e aguardar 3 segundos, para que se dê início a coleta de dados, e depois poder executar acionamentos tais como encher qualquer módulo individualmente ou todos no mesmo instante e esvaziar todos os módulos, isso com cliques em cada botão que estará disponível em um painel de comandos, e ao clicar no botão "Início/Fim" para enviar os dados para a interface.

O Modo automático tem o mesmo início de carregamento do modo manual, porém, tem a opção de informar, via janela serial do software IDE Arduino, a frequência de operação ou de compressão do colete no tórax. O modo automático irá trabalhar fazendo

as compressões na faixa de frequência desejada durante o tempo que usuário desejar e para terminar o processo será necessário clicar no botão "Início/Fim" e aguardar o envio dos dados coletados ao ThingSpeak.

ThingSpeak será a interface dos dados para análise, com o mesmo será possível verificar os resultados e até mesmo exportar as informações para outros softwares, como por exemplo MATLAB e Excel. Esta plataforma escolhida para coleta dos dados, foi utilizada na permissão gratuita e com isso possui número de até oito canais de dados e com tempo de leitura de 15 segundos para cada amostra. A Figura 44 demonstra o painel criado para coleta e análise dos dados do protótipo.

Figura 44 – Plataforma ThingSpeak.

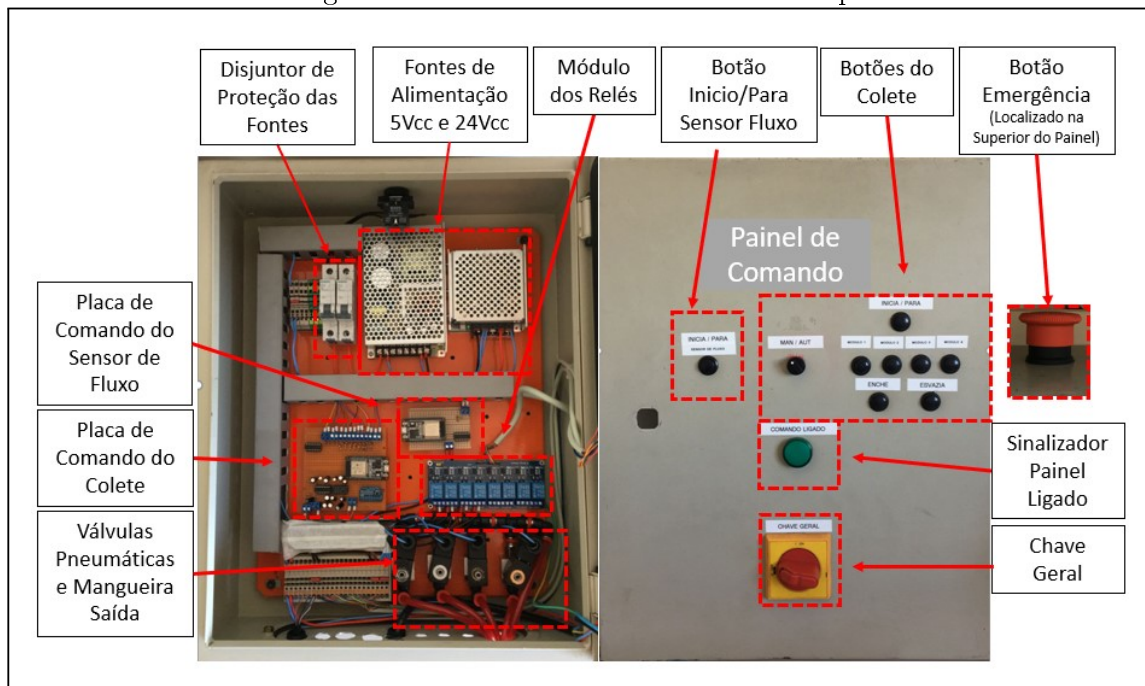


Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021)

3.7 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE COMANDO DO PROTÓTIPO

Para o funcionamento das etapas do protótipo, implementou-se um quadro de comando que concentra todo sistema de alimentação dos microcontroladores, sensores, dispositivos de acionamentos e sinalização, tal como as válvulas de comando dos módulos infláveis e sistema de relés para controle do colete e as placas com circuito de condicionamento de sinais e as ESP32. O painel de comando pode ser visualizado através da Figura 45.

Figura 45 – Painel de Comando do Protótipo.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

A alimentação dos microcontroladores e dispositivos do protótipo estará sendo entregue por duas fontes de tensão, uma com capacidade de 24 Vcc e corrente 2,1 A e a outra fonte com uma saída 5 Vcc com 8 A e duas saídas simétricas 12 Vcc com 3,5 A.

O sistema pneumático e os relés para acionamento estão fixados dentro do painel tendo uma conexão de entrada do ar comprimido para o seu funcionamento.

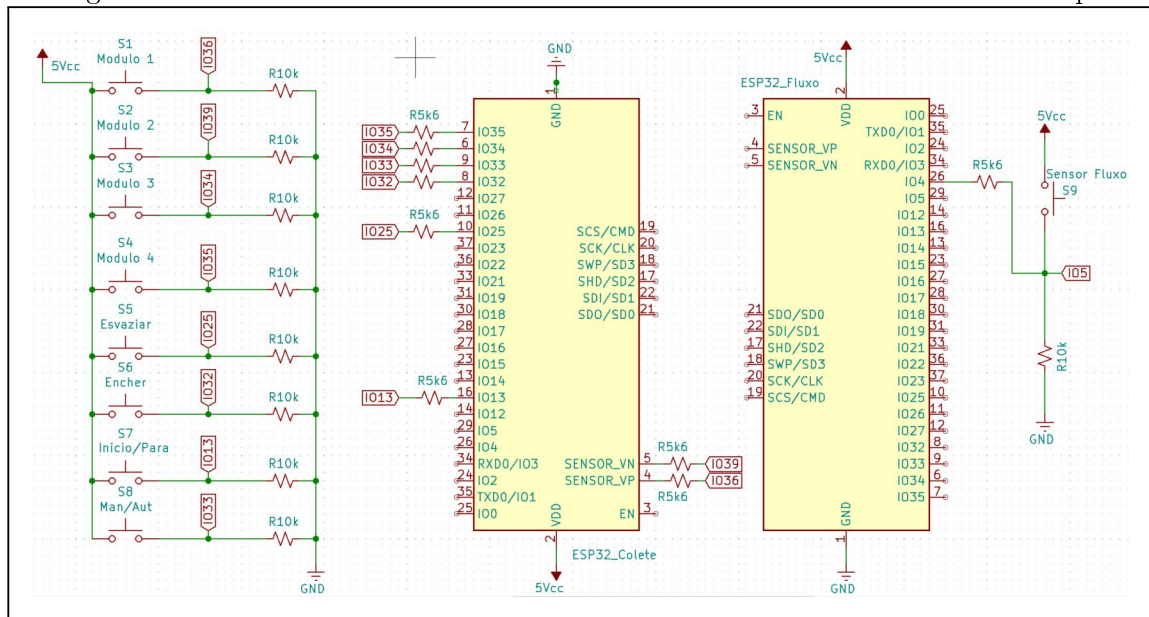
Na tampa do painel, conforme ilustrado na Figura 45, foram instalados os botões para comando dos sinais de entrada nos microcontroladores, a chave seletora para modo de operação do colete, um sinalizador verde para informação que o sistema está ligado e uma chave geral para para comutação da energia elétrica de 220 Vac que será alimentado o mesmo.

A Figura 46 está representando o circuito de ligação, botões e chave seletora, em cada endereço das portas de entrada analógica e digital da ESP32. Foi implementado o circuito de *pull down* para utilizar como sinal de entrada nas portas do microcontrolador

e utilizou-se a tensão de 5 Vcc diretamente da fonte para alimentação dos botões.

O sinal de tensão resultado do acionamento de um dos botões seria o mesmo que da fonte de referência, com isso se fez necessário a instalação de um resistor, de valor $5k6 \Omega$, em série com o botão para dividir a tensão e resultar em 3,3 Vcc na porta do microcontrolador.

Figura 46 – Circuito dos Botões de Acionamento Painel de Comando do Protótipo.



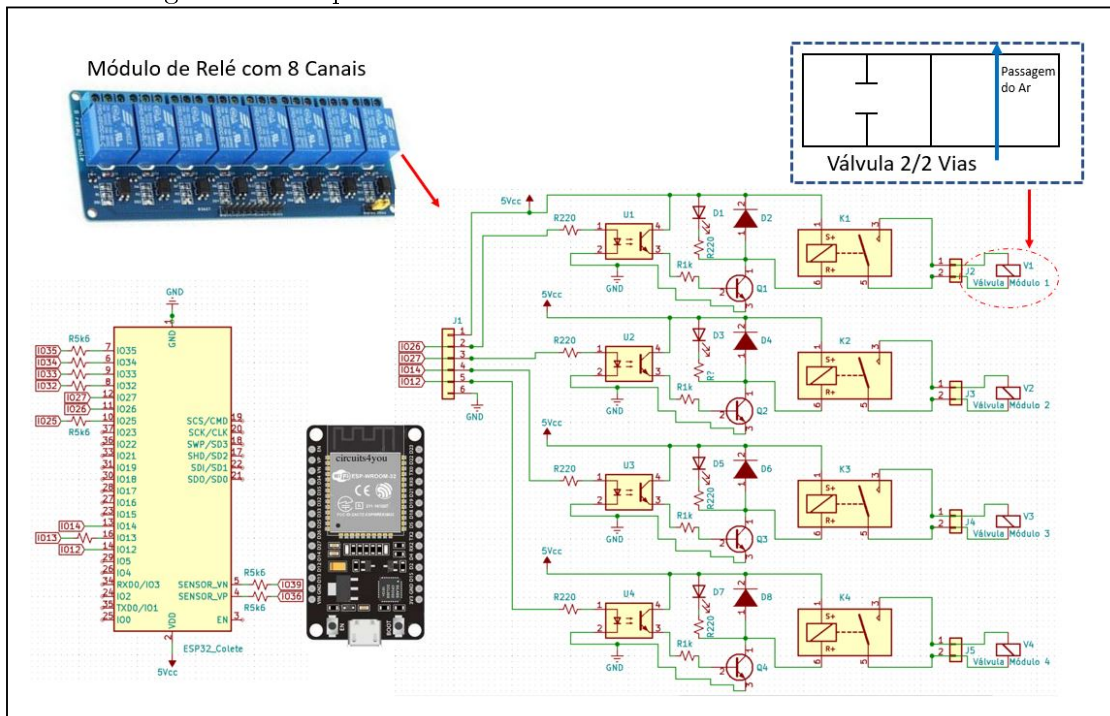
Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

Todos os acionamentos dos botões relacionados ao colete terão a finalidade de liberar o ar para os módulos infláveis, o sinal de saída da ESP32 será enviado ao módulo de relés que executará a comutação do contato normalmente aberto de maneira a alimentar uma bobina, tensão de atuação de 24 Vcc, de cada válvula solenóide correspondente a sua função. O acionamento da válvula pneumática irá abrir o orifício da mesma para dar passagem e liberar o ar até o módulo inflável através das mangueiras. A Figura 47 mostra esquemático detalhado do acionamento.

As válvulas solenoides estão dispostas lado a lado dentro do painel, esta instalação ajuda na alimentação de ar das entradas de cada válvula pois pode ser um mesmo canal ou mangueira para a distribuição de ar entre elas.

A bomba utilizada como geração de ar para os módulos infláveis é do modelo Air Plus, de 600 W de potência, do fabricante Schulz, a mesma possui uma vazão de ar com a capacidade de 200 mL/min, dentre os testes realizados a bomba conseguiu insuflar as câmaras de ar. Para simulação do sistema pneumático foi utilizado o ar comprimido de um compressor industrial de geração máxima até 12 bar de pressão, com vazão de capacidade de $302,8 \text{ m}^3/\text{h}$, modelo GA37VSDFD do fabricante Atlas Copco.

Figura 47 – Esquemático Módulos dos Relés e Válvulas Solenoides.

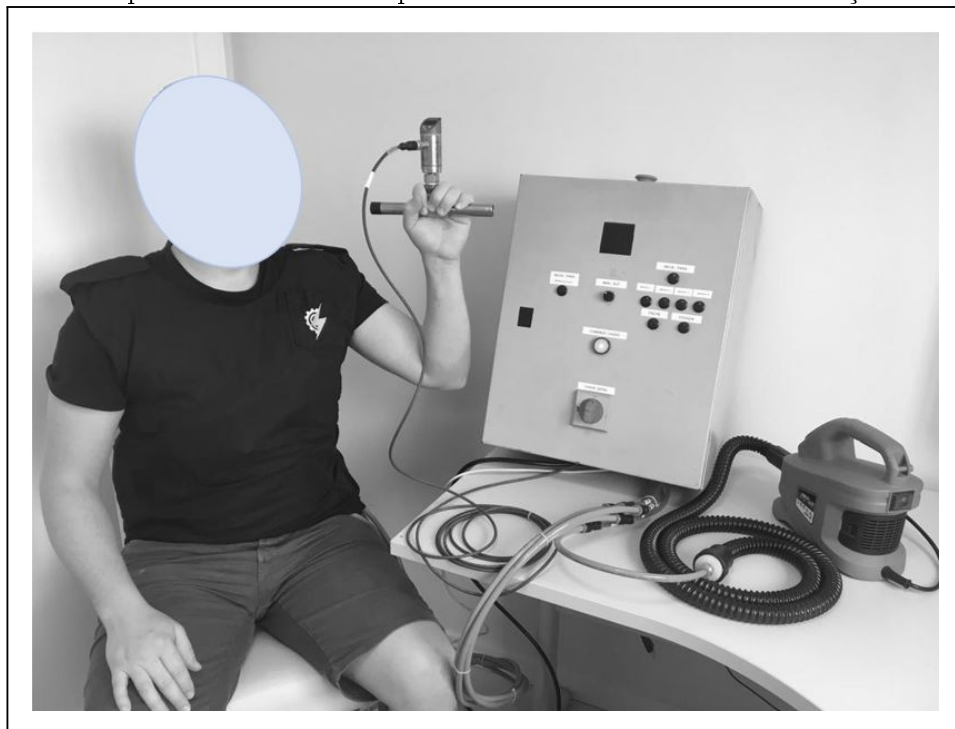


Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados adquiridos com a utilização do protótipo do colete para compressão torácica e o sensor de fluxo de ar. Inicia-se com a caracterização dos sensores FSR e conclui-se com a análise de testes em indivíduos para relacionar a força aplicada pelo colete e a capacidade de ventilação através da medição de fluxo do ar expelido pela boca. A Figura 48 apresenta o protótipo construído para compressão torácica e sistema de medição do fluxo de ar expelido pela boca.

Figura 48 – Protótipo do Colete de Compressão Torácica e Sistema de Medição de Fluxo.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

4.1 RESULTADOS COM TESTES EM INDIVÍDUOS

Com o protótipo construído, permitiu-se que fossem realizados testes com indivíduos, sendo assim, pode-se levantar resultados de força de compressão no tórax através do sistema de sensores de força resistivos e medição do fluxo de ar expelido pela boca através de um protótipo de espirômetro desenvolvido. Foram realizados um total de 3 ensaios em indivíduos conforme caracterizados em cada teste.

Os testes realizados com o protótipo procederam de tal maneira: sempre com a utilização do colete, o sistema em modo automático, com uma taxa de amostragem de 500 ms. A bomba foi ligada após o clique no botão de início do ciclo e iniciado a coleta de dados. Em primeiro momento se realizou a medição das forças aplicadas pelo colete, enchendo e esvaziando o colete manualmente, se coletou três amostras para cada teste,

utilizou-se a segunda amostra para gerar os gráficos que são demonstrados na sequência do trabalho. Posteriormente foi realizado o teste de fluxo de ar expelido pela boca após o uso do protótipo.

A Tabela 10 mostra as características de cada um dos indivíduos que participaram dos testes com o colete. Os indivíduos assinaram um termo de consentimento para realização dos testes, conforme APÊNDICE B. Todo o processo foi acompanhado por um técnico de segurança do trabalho e seguido as normas conforme descrição do laudo no APÊNDICE C.

Tabela 10 – Característica dos Indivíduos Testados

Indivíduos	Número 1	Número 2	Número 3
Sexo	Masculino	Masculino	Feminino
Idade	25 anos	33 Anos	26 anos
Peso	86 kg	95 kg	56 kg
Altura	1,80 m	1,82 m	1,56 m
Pratica Atividades Físicas	Sim	Não	Não
Tem ou Teve Doenças Respiratórias	Sim	Não	Não
Utiliza Drogas	Não	Não	Não

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

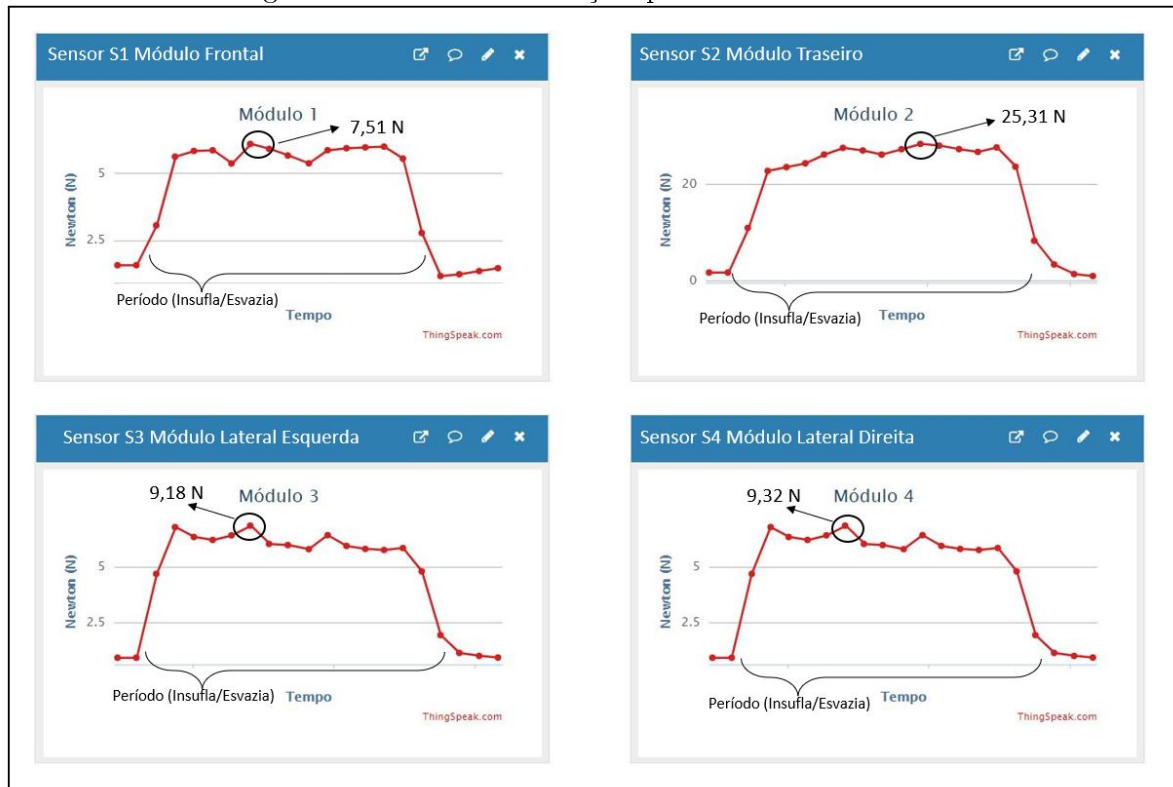
4.1.1 Testes do Colete

Teste 1: Indivíduo 01, O mesmo pratica atividade físicas no mínimo 3 vezes durante a semana, passou por um tratamento de asma na infância porém não utiliza bombinhas. O teste procedeu primeiramente com o indivíduo vestindo o colete e de forma confortável se sentou em uma cadeira, o sistema foi ligado e verificado que as leituras dos sensores permaneciam com medidas inferiores a 0,009 V, o que nos mostra que mesmo em teste dinâmico, com o atrito do corpo e pequenos movimentos na cadeira os sensores não excitaram nenhuma alteração no comportamento elétrico.

Em modo automático se iniciou o ciclo do sistema e a coleta de dados. Quando o colete atingiu uma tendência de saturação foi desligado a bomba e aguardado o colete se esvaziar. Esse teste se repetiu quatro vezes para a aquisição de valores e cálculo da média da força (N) aplicada no tórax do indivíduo 01. A Figura 49 apresenta os valores enviados para a plataforma de interface, ThingSpeak via Wi-Fi.

Pode-se evidenciar, pelos valores dos gráfico do teste 1, que o módulo inflável frontal exerceu uma força menor em relação ao módulo traseiro, a variação frontal está vinculada a um momento de respiração e na questão da disposição do módulo inflável no colete, pois ocupa uma parte menos plana em relação a traseira, a qual, pertence a

Figura 49 – Gráficos da Força Aplicada no Indivíduo 01.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

região da lombar. O teste resultou nas forças máximas chegando próximo a 29 N conforme gráfico do sensor S2 módulo traseiro.

Teste 2: Indivíduo 02, o teste ocorreu de forma idêntica ao teste 1. Da mesma forma que no teste anterior, os sensores FSR não aprestaram variações nos valores iniciais, momento em que o indivíduo permanece sentado sem interferência do ar nos módulos infláveis. A Figura 50 apresenta os valores coletados por cada um dos quatro sensores e sua máxima expressão de força conforme destacado na área do gráfico.

Os resultados do teste 2 demonstram os valores da força aplicada no tórax significativas em relação ao teste 1, verificou-se que o colete está justo ao corpo, isso auxilia em uma compressão torácica maior, pois, existe uma menor área para que os módulos possam se expandir quando inflados.

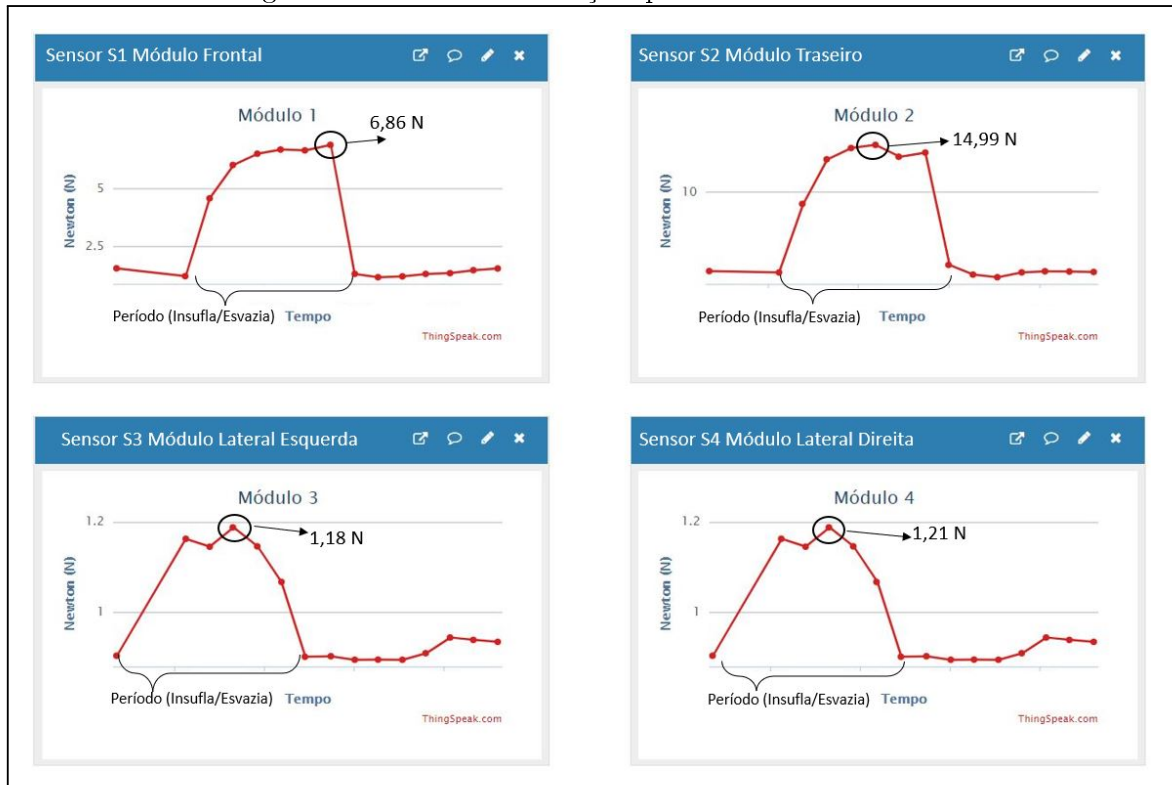
Teste 3: Indivíduo 03, o teste ocorreu de forma idêntica ao teste 1. A Figura 51 apresenta os resultados do teste, pode-se descrever que os sensores dos módulos das laterais tem oscilação na amplitude da força em relação aos outros módulos devido o colete não se ajustar próximo ao corpo nas laterais, com isso o sensor coletou a força no pico do momento de insuflação.

Figura 50 – Gráficos da Força Aplicada no Indivíduo 02.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

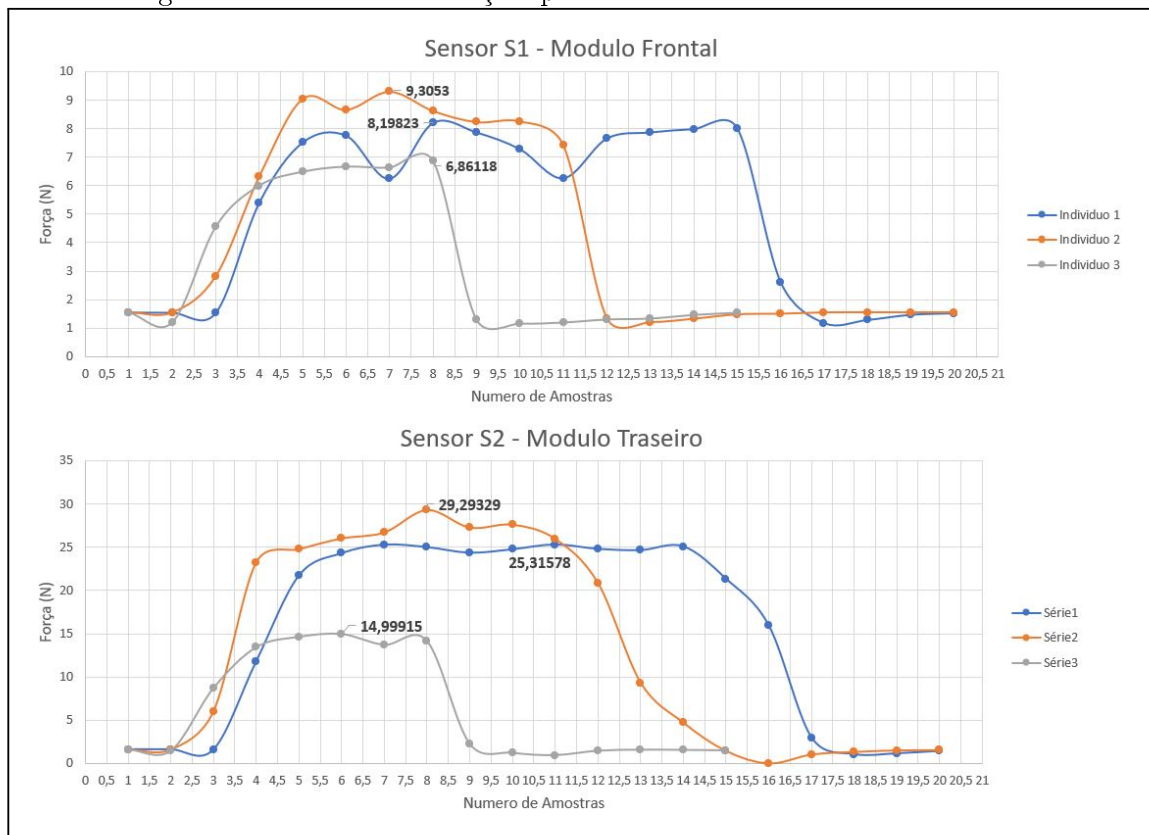
Figura 51 – Gráficos da Força Aplicada no Indivíduo 03.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

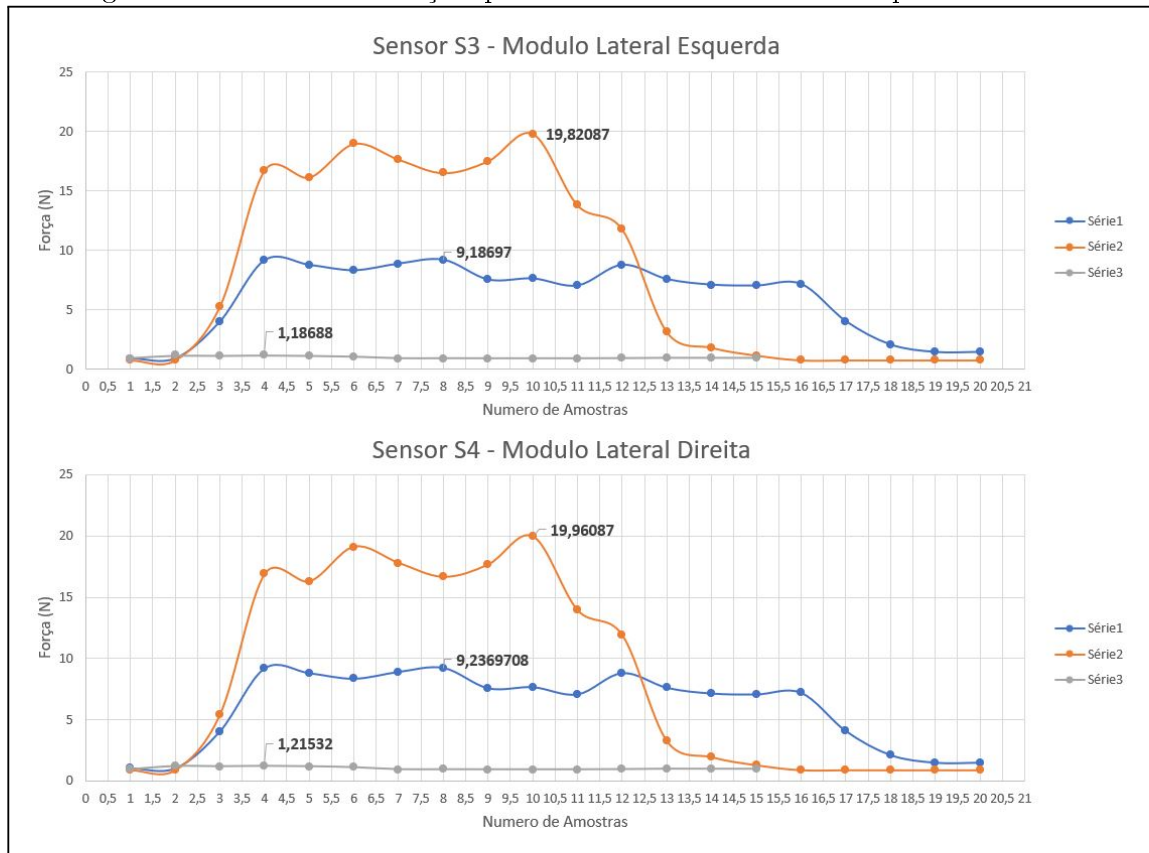
Todos os resultados adquiridos nos três testes com os indivíduos estão apresentados nas Figuras 52 e 53. Pode-se dividir em duas partes a apresentação dos resultados, gráfico dos módulos frontal e traseiro e gráfico dos módulos da lateral esquerda e direita. Pode-se perceber a variação entre os testes e as forças aplicadas em cada indivíduo. O colete é o mecanismo criado para a compressão do toráx, sendo que o tipo de tratamento que cada usuário deverá utilizar, será determinado conforme cada diagnóstico. Sendo assim o uso do protótipo será conforme prescrição de um profissional da saúde que irá ajustar os parâmetros do mesmo, tais como, a frequência de compressão, a vazão e pressão do ar que infla os módulos e o tempo de utilização para cada tipologia de usuários e alcançar os resultados conforme medição da sua capacidade pulmonar total pelo sensor de fluxo.

Figura 52 – Gráficos da Força Aplicada nos Módulos Frontal e Traseiro.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

Figura 53 – Gráficos da Força Aplicada nos Módulos Lateral Esquerda e Direita.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

4.1.2 Testes do Sensor de Fluxo

Os testes de fluxo do ar expelidos pela boca foram realizados com base na seção 2.3, na relação volume por tempo e capacidade pulmonar total, o valor medido deve estar acima de 4 L/s para se considerado uma ventilação normal. Cada indivíduo, após uma inspiração, soprou o ar dentro da tubulação do sensor de fluxo. Realizou-se quatro testes para cada indivíduo, onde o mesmo permaneceu sentado em uma cadeira, com a postura ereta e segurando o sensor com a mão direita. Os valores coletados foram enviados, através do microcontrolador, para o ThingSpeak onde foi possível visualizar o gráfico do sinal. Com os dados do gráfico foi possível verificar a máxima capacidade respiratória de cada indivíduo, como mostra a Figura 54, extraído de um ensaio. Com os valores dos outros testes de cada indivíduo pode-se apresentar a Tabela 11 e o gráfico apresentado na Figura 55.

Figura 54 – Medição da Capacidade Pulmonar Total do Indivíduo 02 no ThingSpeak.



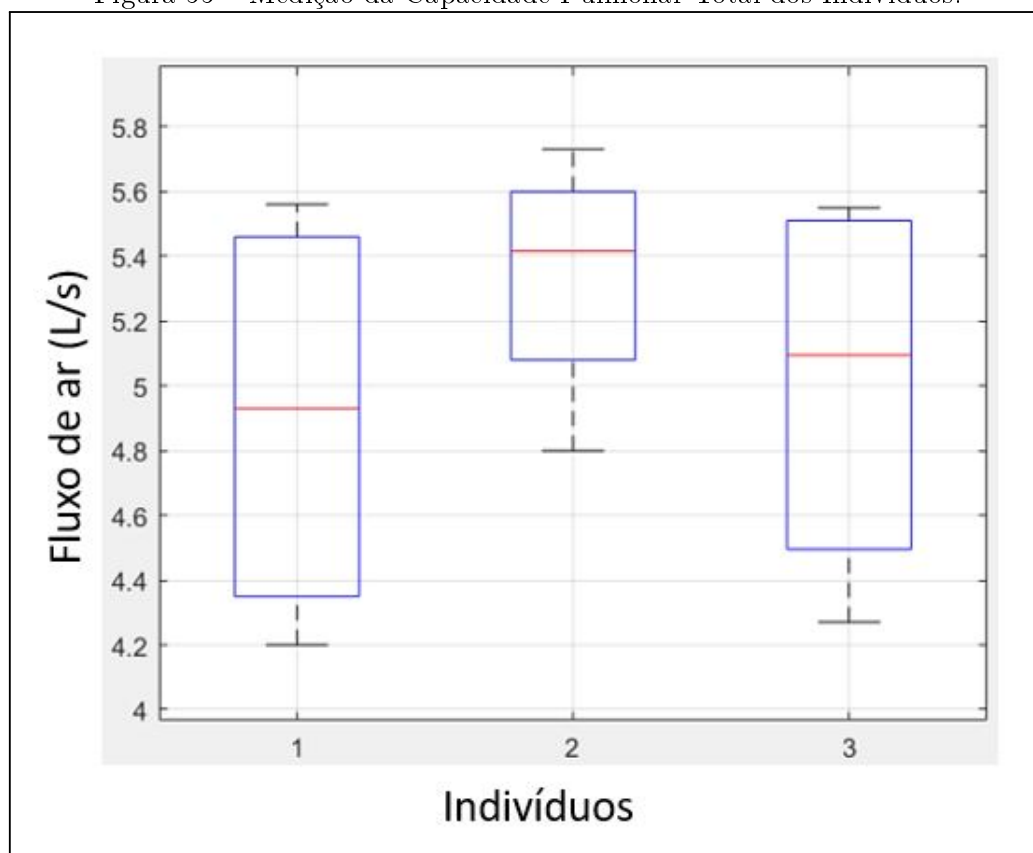
Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

Tabela 11 – Medição da Capacidade Pulmonar Total

Teste do Sensor de Fluxo			
Indivíduo	Teste	Pulso Máximo	Fluxo de Ar Expelido (L/s)
Indivíduo 01	1	112	4,20
Indivíduo 01	2	151	5,56
Indivíduo 01	3	120	4,50
Indivíduo 01	4	143	5,36
Indivíduo 02	1	153	5,73
Indivíduo 02	2	143	5,36
Indivíduo 02	3	128	4,80
Indivíduo 02	4	146	5,47
Indivíduo 03	1	148	5,55
Indivíduo 03	2	146	5,47
Indivíduo 03	3	114	4,27
Indivíduo 03	4	126	4,72

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

Figura 55 – Medição da Capacidade Pulmonar Total dos Indivíduos.



Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi realizada a implementação de um protótipo para compressão torácica e a utilização de um sensor de fluxo para a medição do fluxo de ar expelido pela boca, comparando os valores para a avaliação da capacidade pulmonar total. Esse equipamento, de modelo similar a um colete, identifica a força aplicada no tórax durante sua utilização e junto com o sensor de fluxo que demonstra o estado atual da capacidade respiratória do usuário.

A medição da força foi identificada através da utilização dos sensores de força resistivo, sendo que o modelo utilizado, neste protótipo, foi o FSR 406. Os sensores foram conectados a um circuito de condicionamento de sinal e a um conversor analógico digital modelo ADS1115 com resolução de 16 bit, aumentando a precisão dos valores adquiridos. Os valores binários são enviados ao microcontrolador por meio da comunicação I²C. Após os valores coletados e convertidos pelo algoritmo, os mesmos são enviados para interface ThingSpeak, via Wi-Fi, podendo assim ser analisados e exportados para outros softwares.

Por meio da aplicação de pesos padrão nos sensores FRS, pode-se obter os dados da relação de tensão e peso. Com esses dados possibilitou a geração da equação para cada um dos sensores, de tal forma, que o algoritmo possa converter os sinais de tensão em força para uma análise de capacidade de compressão.

Através do painel de comando o usuário consegue interagir com o protótipo, utilizando botões para seleção do modo de operação do colete e o início do ciclo de compressão automática, conforme frequência informada ao programa. Em decorrência disso, é possível visualizar os dados adquiridos pelo sistema por uma interface web que viabiliza a escolha dos parâmetros a serem aplicados nos tratamentos.

Com relação ao sensor de fluxo, foi realizada a aquisição de dados através do ajuste de parâmetros e informações do sistema onde o mesmo foi instalado e mantido sua calibração de fábrica, com isso foi possível comparar com os valores do embasamento literário. Não foi possível realizar a calibração e a comparação dos valores medidos com um espirômetro devido ao alto custo do equipamento.

Os resultados coletados evidenciam a funcionalidade e capacidade no aspecto construtivo do equipamento, bem como no desenvolvimento de um projeto para futuras aplicações na área da saúde.

Como propostas futuras, almeja-se modificar o colete para que se adapte a todas as tipologias de indivíduos. Junto a essa modificação pode-se avaliar o aumento da área de compressão dos módulos infláveis e a viabilidade de uma quantidade maior de sensores para o mapeamento maior da área de pressão no tórax. Os sensores podem ser substituídos por outros que possuem um percentual de incerteza de repetibilidade menor que os utilizados no protótipo, podendo aumentar a precisão dos valores mensurados durante a utilização do colete. Com relação ao sistema pneumático propõe-se a substituição das

válvulas solenoides por outras de atuação mínima inferior a 2,5 Bar.

Com relação a interface, deve-se implementar um supervisor onde seja possível a seleção de parâmetros para a utilização do colete e a interação da leitura instantânea do fluxo de ar expelido pela boca durante a compressão torácica.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, A. J. S. Análise de Sinais Pulmonares Utilizando Técnicas no Domínio Tempo Freqüência e Classificação Neural. 2010.

ANDRADE, E.F; FONSECA, D.L.O; SILVA F.A.A, BARRETO, S.S.M; Avaliação Evolutiva da Espirometria na Fibrose Cística. *Jornal Bras Pneumol.* 2001;27(3):130-6. doi: 10.1590/S0102-35862001000300002

ARBEX, S.N. Calorimetria. São José dos campos-SP: Editora Poliedro. p. 264. 2013. ISBN 978-85-7901-049-1

AZEREDO, C.A. Fisioterapia respiratória. Rio de Janeiro: Panamed; 1984.

AZEREDO, C.A. Fisioterapia respiratória moderna. São Paulo: Manole, 1993.

BALBINOT, Alexandre; BRUSAMARELLO, Valner J. Instrumentação e Fundamentos de Medidas. 1ª ed. v.2. Rio de Janeiro: LTC, 2007.

BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. J. Instrumentação e Fundamentos de Medidas. Vol. 2. Grupo GEN, 2019.

BECKWITH, T.G. , et al. Mechanical Measurements. 5. ed. Califórnia: Addison-Wesley, 1995. 876p.

BOYLE, M.P. Adult Cystic Fibrosis. *JAMA* 2007;298:1787-93

BRIAN, C.; CAROL, C. Valve Cores in Aviation Application. Setembro de 2010;
CAMILA, G. S; SANT'ANNA, J. N. Ambiente e Pulmão. *HYGEIA, Revista Brasileira de Geografia Médica e da Saúde.* 2011.

COSTA, D.; JARNARNI, M. Bases fundamentais da espirometria. *Revista Brasileira de Fisio-terapia*, v. 5, n. 2, p. 95-102, 2001.

DAVIS, P.B. Cystic fibrosis since 1938. *Am J Respir Crit Care Med* 2006; 173:475-82.

DARBEE, J.C; KANGA, J. F; OHTAKE, P.J. Evidências Fisiológicas para Oscilação da Parede Torácica de Alta Freqüência e Respiração com Pressão Expiratória Positiva em Indivíduos Hospitalizados com Fibrose Cística. *Pubmed*, 2005, Disponível em: <https://>

pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16305267\ . Acesso em: 05 maio 2021.

DI SANT'AGNESE, P.A; DARLING, R.C; PERRERA, G.A; et al. Abnormal Electrolyte Composition of Sweat in Cystic Fibrosis of the Pancreas. *Pediatrics* 1953; 12:549-63.

FIALHO, Arivelto B. Instrumentação Industrial - Conceitos, Aplicações e Análises. Editora Saraiva, 2010.

FIGLIOLA, R. S.; BEASLEY, D. E.; FRANÇA, G. A. C.; KOURY, R. N. N.; BARBOSA, M. P. Teoria e Projeto para Medições Mecânicas. Rio de Janeiro: LTC, 2007. 466p.

GERARD J. T; BRYAN, D. Corpo Humano 10ed: Fundamentos De Anatomia E Fisiologia. EDITORA ARTMED. 2017.

GERMANN, H. K. Exames complementares. Porto Alegre: SAGAH, 2020.

GEORGE, O.; JONGWON L.; WARWICK, W. J.; YONG W L.; A Simulation Tool to Study High-Frequency Chest Compression Energy Transfer Mechanisms and Waveforms for Pulmonary Disease Applications. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, VOL. 57, NO. 7, 2010.

GOLD. Spirometry in primary care. Fontana: Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease, 2010. Apresentação. Disponível em: <https://goldcopd.org/spirometry-slide-set/>. Acesso em: 25 maio. 2021.

GOLD. Global strategy for the diagnosis, management, and prevention of chronic obstructive pulmonary disease. Fontana: Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease, 2017. Report. Disponível em: <https://goldcopd.org/wp-content/uploads/2017/02/wms-GOLD-2017-FINAL.pdf>. Acesso em: 25 maio. 2021.

GOMES, M. J. M. G. Ambiente e Pulmão. In: *Jornal de Pneumologia*. Rio de Janeiro, v. 28, p. 261-9, 2002.

HELFRICK, A. D.; COOPER, W. D. Modern Electronic Instrumentation and Measurement Techniques. 1. ed. Prentice Hall, USA, 1989. 863p.

HOFFMANN, K. An Introduction to Measurements using Strain Gages. Darmstadt: Hottinger Baldwin Messtechnik, 1989. 127p.

INTERLINK ELECTRONICS. FSR Integration Guide and Evaluation Parts Catalog with Suggested Electrical Interfaces. Disponível em: <https://cdn.sparkfun.com/assets/c/4/6/8/b/2010-10-26-DataSheet-FSR406-Layout2.pdf>. Acesso em: 18 ago. 2021.

JOHN, B. W.; Fisiopatologia Pulmonar. 8^o edição: Porto Alegre: Artmed Grupo A, 2014.

JONGWON L.; WARWICK, W. J.; YONG W L.; GEORGE, O.; ZHU, X; PARHI, K. K.; Induced Respiratory System Modeling By High Frequency Chest Compression Using Lumped System Identification Method. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBSMinneapolis, Minnesota, USA, 2009.

KIWON, S.; WARWICK, W. J.; YONG W L.; JONGWON L.; HOLTE, J. E. Investigation Of Non-Uniform Airflow Signal Oscillation During High Frequency Chest Compression. Biomechica Engeering Online 2005, 4:34.

MARSH, G.; TRYNKA, P. *Denim, l'épopée illustrée d'un tissu de légende Relié.* ed. Collectionneur, 15 abril 2003. 128p. ISBN-10 2909450945.

NAKHUVA, Bhumi; CHAMPANERIA, Tushar. Estudo de várias plataformas de internet das coisas. Pesquisa do International Journal of Computer Science & Engineering, v. 6, n. 6, pág. 61-74, 2015.

OSMON, L.P; ROUGHTON M; HODSON, M.E; PRYOR, J.A. Estudo Comparativo de Curto Prazo da Oscilação da Parede Torácica de Alta Frequência e Técnicas Europeias de Desobstrução das Vias Aéreas em Pacientes com Fibrose Cística. Pubmed 2010. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19703826/>. Acesso em 05 maio 2021.

PEREIRA CAC, SATO T, RODRIGUES SC. Novos valores de referencia para espirometria forçada em brasileiros adultos de raça branca. J Bras Pneumol. 2007;33(4):397-406

QUINTON, P.M. Chloride Impermeability in Cystic Fibrosis. Nature 1983; 301:421-2.

RASKIN, S; PEREIRA-FERRARI, L; REIS, F.C; ABREU, F; MAROSTICA,P; ROZOV, T. et al. Incidence of Cystic Fibrosis in Five Different States of Brazil as Determined by Screening p.F508del of Mutation at the CFTR Gene in Newborns and Patients. J Cyst Fibros. 2008;7(1):15-22. <https://doi.org/10.1016/j.jcf.2007.03.006>

SALVADOR P. G. MICONROLADOR 8051: Conceito, Operação, Fluxograma E Programação. São Paulo: Érica, 2015.

SILVA, L. C. C. et al. Pneumologia: princípios e prática. Porto Alegre: Artmed, 2012.

SIMMONDS, NJ. Cystic fibrosis in the 21st century. *Respiratory Medicine* 2010; 24:85-96

SOUZA, R. R. de. Sistema Respiratório. In: *Anatomia Humana*. São Paulo: Manole, p.309-325, 2001(a).

THINGSPEAK. MathWorks. Disponível em: < <https://thingspeak.com/>>. Acessado em: 12 maio. 2021.

TRINDADE, AM; SOUZA, TLF; ALBULQUERQUE, ALP. A interpretação da Espirometria na Prática Pneumológica: Até Onde Podemos Avançar com o Uso dos Seus Parâmetros?. 2015.

WATANABE, A. T. Y. O UNIVERSO HCS08QG8 - Teoria, Linguagem Assembly, atividades de laboratório e projetos. Joinville: [s.n.], 2012.

WEIBEL, E.R: *Morphometry of The Human Lung* Berlin: Springer; 1963.

WELSH, M.J; SMITH, A.E; The Genetic Defects Underlying This Letal Disease Have Now Been Shown to Eliminate or Hobble a Critical Channel Through Which a Constituent of Salt Enters and Leaves Cells. *Sciam* 1995; 273:52-9

WEST, J. B. *Fisiologia respiratória: princípios básicos*. 9. ed. Porto Alegre: Artmed, 2013.

Tabela 12 – Testes com Máquina de Ensaio DL20000.

Valor Solicitado (N)	Valor Executado (N)	Valor de Tensão (V)
1	1,369	0,291
1	1,369	0,271
2	2,054	0,593
2	2,054	0,630
3	3,423	1,006
3	4,101	1,255
3	6,845	1,359
3	3,423	1,058
4	9,523	1,675
4	8,210	1,528
5	5,470	1,488
5	10,260	1,754
5	4,101	1,228

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

APÊNDICE B - TERMOS DE CONSENTIMENTO DOS INDIVÍDUOS

Figura 57 – Termo Consentimento Usuário 01

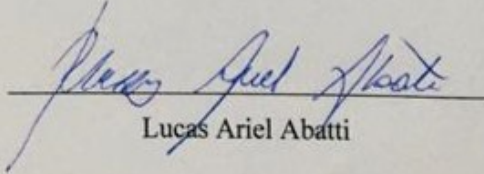
TERMO DE CENCENTIMENTO

Eu, Lucas Ariel Abatti, portador do CPF nº 010.218.883-00, autorizo a realização de testes em minha pessoa, fazendo o uso de um protótipo de compressão torácica e de assopro, para trabalho acadêmico de conclusão de curso, de Willy Darós Santos.

Declaro também que foram observadas todas as medidas de segurança como também fui informado sobre o cumprimento. Da mesma forma foram tomadas todas as medidas de prevenção contra Covid-19.

Todos os testes realizados foram acompanhados por um técnico de segurança do trabalho a fim de monitorar a segurança no procedimento.

Bento Gonçalves, 01 de novembro de 2021



Lucas Ariel Abatti

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

Figura 58 – Termo Consentimento Usuário 02

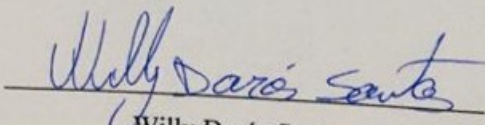
TERMO DE CENCENTIMENTO

Eu, Willy Darós Santos, portador do CPF nº 017.907.090-83, autorizo a realização de testes em minha pessoa, fazendo o uso de um protótipo de compressão torácica e de assopro, para trabalho acadêmico de conclusão de curso, de Willy Darós Santos.

Declaro também que foram observadas todas as medidas de segurança como também fui informado sobre o cumprimento. Da mesma forma foram tomadas todas as medidas de prevenção contra Covid-19.

Todos os testes realizados foram acompanhados por um técnico de segurança do trabalho a fim de monitorar a segurança no procedimento.

Bento Gonçalves, 01 de novembro de 2021


Willy Darós Santos

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

Figura 59 – Termo Consentimento Usuário 03

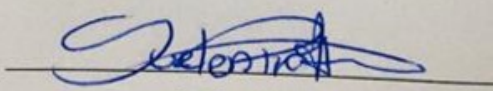
TERMO DE CENCENTIMENTO

Eu, Suelen Protto, portadora do CPF nº 029.228.070-02, autorizo a realização de testes em minha pessoa, fazendo o uso de um protótipo de compressão torácica e de assopro, para trabalho acadêmico de conclusão de curso, de Willy Darós Santos.

Declaro também que foram observadas todas as medidas de segurança como também fui informado sobre o cumprimento. Da mesma forma foram tomadas todas as medidas de prevenção contra Covid-19.

Todos os testes realizados foram acompanhados por um técnico de segurança do trabalho a fim de monitorar a segurança no procedimento.


Bento Gonçalves, 01 de novembro de 2021


Suelen Protto

Fonte: Desenvolvido pelo autor (2021).

APÊNDICE C - LAUDO DE ANÁLISE DE SEGURANÇA DOS TESTES

Figura 60 – Laudo de Análise de Segurança

<p style="text-align: center;">LAUDO DE ANÁLISE DE SEGURANÇA</p> <p>OBJETIVO</p> <p>Este documento tem como objetivo realizar o levantamento, avaliação e mitigação dos riscos para os ensaios práticos de uso de um protótipo de compressão torácica e de um equipamento de assopro, para finalidade de estudos e obtenção de resultados do trabalho de conclusão de curso, do universitário Willy Darós Santos, da Universidade de Caxias do Sul – UCS CARVI.</p> <p>PROCEDIMENTOS DE TRABALHO</p> <ol style="list-style-type: none">1. Para a realização dos testes em pessoas, foi trabalhado com uma pressão abaixo do limite máximo do equipamento, garantindo assim uma margem de segurança nos testes;2. Antes do regulador de ar, foi instalada uma válvula de bloqueio, para fechamento e interrupção imediata do teste, em caso de necessidade;3. O ambiente utilizado para realização dos testes se trata de um local salubre;4. Entre a realização de um teste em outro, foi realizada a higienização dos equipamentos e do ambiente. Também foram cumpridas as medidas de prevenção contra covid-19;5. Todos os testes realizados foram acompanhados por técnico de segurança do trabalho, a fim de monitorar a segurança no processo de ensaio. <p>CONCLUSÃO</p> <p>Após análise e acompanhamento dos trabalhos, conclui-se que todos os testes foram realizados em conformidade com as orientações de segurança estipuladas.</p> <p style="text-align: right;">Bento Gonçalves, 06 de dezembro de 2021.</p> <div style="text-align: center;"> <small>Suelen Protto Téc. Segurança do Trabalho MTE: 0018623/RS</small></div> <hr/> <p style="text-align: center;">Suelen Protto Técnica em Segurança do Trabalho MTE: 0018623/RS</p>
