



FELIPE CATUTA PÉCORA FINCO

Projeto e validação experimental de um ventilador pulmonar

São Carlos

2021

FELIPE CATUTA PÉCORÁ FINCO

Projeto e validação experimental de um ventilador pulmonar

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Mecatrônica, da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Engenheiro Mecatrônico

Universidade de São Paulo – USP
Escola de Engenharia de São Carlos
Curso de Engenharia Mecatrônica

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Maíra Martins da Silva

São Carlos
2021

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

F491p	Finco, Felipe Catuta Pécora Projeto e validação experimental de um ventilador pulmonar / Felipe Catuta Pécora Finco; orientadora Maíra Martins da-Silva. São Carlos, 2021. Monografia (Graduação em Engenharia Mecatrônica) -- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2021. 1. Ventilador pulmonar. 2. CMV. 3. AMBU. 4. Sistema Embarcado. 5. Arduino. 6. Simulink. 7. Motor CC. I. Título.
-------	--

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Candidato: Felipe Catuta Pécora Finco

Título: Projeto e Avaliação Experimental de um Ventilador Pulmonar

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Escola de Engenharia de São Carlos da
Universidade de São Paulo
Curso de Engenharia Mecatrônica.

BANCA EXAMINADORA

Professora Dra. Máira Martins da Silva (Orientadora)

Nota atribuída: 10,0 (DEZ)

Máira M. de Silva
(assinatura)

Professor Dr. Paulo Sérgio Varoto

Nota atribuída: 10,0 (DEZ)

P. S. Varoto
(assinatura)

Professor Dr. Cristiano Bigonha Tibiriça

Nota atribuída: 10,0 (Dez)

Cristiano Tibiriça
(assinatura)

Média: 10,0 (DEZ)

Resultado: Aprovado

Data: 10 / 12 / 2021

Este trabalho tem condições de ser hospedado no Portal Digital da Biblioteca da EESC

SIM ☒ NÃO ☐ Visto do orientador Máira M. de Silva

*Dedico este trabalho às vítimas da COVID-19 e a todos funcionários da saúde que
estavam na linha de frente no combate à doença*

Agradecimentos

Primeiramente gostaria de agradecer aos meus amigos Denys Zandonadi Côco e Iago Ávila por terem realizado esse projeto comigo, um sonho que, apesar de curto, trouxe um propósito ao dia a dia em uma época tão conturbada. Agradeço não só a parceria deles, mas também o espaço e as ferramentas disponibilizadas para a realização do projeto. O último protótipo foi manufaturado utilizando a fresadora CNC (comando numérico computadorizados) que o Denys construiu em sua casa.

Além dos dois, agradeço a todos outros amigos que fiz na equipe EESC-USP Formula SAE, pessoas com quem sempre pude contar nos bons e nos maus momentos e que me ensinaram o que é ter resiliência. Fazer parte desse projeto foi essencial para minha formação como engenheiro.

Gostaria de agradecer também ao suporte da Prof^a. Dr^a. Valéria Amorim Pires Di Lorenzo e da Ma. Marcela Maria Carvalho da Silva, ambas do Laboratório de Espirometria e Fisioterapia Respiratória da UFSCar, e da médica intensivista Dra. Júlia Batista de Carvalho. Elas foram responsáveis pelo suporte na área fisioterapêutica e conseguiram me dar o embasamento teórico necessário para prosseguir com o projeto. Além do suporte teórico, emprestaram diversos equipamentos para realização dos testes do protótipo construído.

Agradeço à minha família por ter fornecido a base para eu chegar onde estou, me incentivando sempre a procurar ser uma pessoa melhor. Em especial, gostaria de agradecer o meu pai, Luciano Luiz Finco, que se interessou e acreditou no projeto desde o início e me ajudou na correção da escrita deste trabalho.

Gostaria de agradecer também o espaço e o tempo cedidos pelo Prof. Dr. Cristiano Bigonha Tibiriçá. Os testes realizados no laboratório do NETeF (Núcleo de Engenharia Térmica e Fluidos) da EESC foram essenciais para o desenvolvimento do projeto.

Por fim, agradeço a Prof^a. Dr^a. Maíra Martins da Silva que me acompanhou durante todos esses anos e aceitou ser minha orientadora neste projeto, acreditando e fornecendo suporte para o desenvolvimento do mesmo.

"Faça ou não faça. Não existe tentar."
(M.e Yoda, *Star Wars: Episódio V – O Império Contra-Ataca*)

Resumo

FINCO, F. **Projeto e validação experimental de um ventilador pulmonar**. 2021. 61p. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2021.

O trabalho possui como propósito principal construir um protótipo de ventilador pulmonar invasivo do tipo CMV de baixo custo com controle dos parâmetros essenciais para sustentar a vida. O aparelho foi construído em volta de um AMBU, que é comprimido para bombear ar para o paciente. O aparelho possui uma interface com o operador por meio de uma tela *OLED* e potenciômetros que podem alterar alguns parâmetros durante seu uso. Para controlar a frequência respiratória, volume corrente e a relação de inspiração e expiração foi desenvolvido um controle com *feedback* em um Arduino utilizando como atuador um motor CC, um *encoder* óptico para fechar a malha e um sensor de pressão para monitorar a pressão do circuito respiratório. Para controlar a PEEP foi utilizado uma válvula mecânica no ramo expiratório, permitindo que este funcione de forma passiva. Para controlar a FiO₂ foi desenvolvido um método de estequiometria utilizando fluxômetro comum de oxigênio. Foi criado um modelo deste protótipo em Simulink, modelando-o através de uma sequência de testes. Em resumo, foi possível concluir um protótipo funcional com um envelope operacional conhecido, apesar de que seriam necessárias algumas melhorias mapeadas para uma aplicação com pacientes, e foi possível também fazer um simulador de seu *hardware* e *software* em Simulink.

Palavras-chave: Ventilador pulmonar, CMV, AMBU, Sistema embarcado, Arduino, Simulink, Motor CC.

Abstract

FINCO, F. **Design and experimental validation of a pulmonary ventilator**. 2021. 61p. Final Project Dissertation Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2021.

The main purpose of this thesis is to build a prototype of a low-cost CMV-type invasive pulmonary ventilator with control of essential parameters in order to sustain life. The electromedic is built around an AMBU, which is compressed to pump air to the patient. The device has an operator interface through a OLED screen and potentiometers that can change some parameters during its use. To control the respiratory rate, tidal volume and the inspiration and expiration ratio, a control with feedback was developed on an Arduino using a DC motor as the actuator, an optical encoder to close the loop and a pressure sensor to monitor the pressure of the breathing circuit. To control PEEP, a mechanical valve in the expiratory limb was used, allowing it to function passively. To control FiO₂ a stoichiometry method was developed using a common oxygen flowmeter. Several tests were carried out to understand the characteristics of the built prototype and understand the operational envelope of the device. A model of this prototype was created in Simulink, modeling it through a several tests. In summary, it was possible to complete a working prototype with a known operational envelope, although it would need some known improvements to an application with patients, and it was also possible to make a simulator of its hardware and software in Simulink.

Keywords: Pulmonary ventilator, CMV, AMBU, Embedded system, Arduino, Simulink, DC Motor.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Esboço da variação de parâmetros operacionais em um respirador do tipo CMV (MEDSCAPE, 2019).	13
Figura 2 – Desenho CAD do primeiro protótipo feito por Zandonadi (2020). . .	17
Figura 3 – Exemplo de AMBU (FIRSTCARE, 2019).	18
Figura 4 – Segundo protótipo.	19
Figura 5 – Terceiro protótipo.	20
Figura 6 – Imagem de uma vista isométrica frontal do desenho CAD do ventilador tampado.	22
Figura 7 – Desenho CAD da fixação do AMBU.	23
Figura 8 – Desenho CAD da montagem do carrinho compressor.	24
Figura 9 – Foto do painel do aparelho. Nele é possível ajustar parâmetros respiratórios e ver qual deve ser a vazão dos gases ministrados.	25
Figura 10 – Imagem de um fluxômetro de oxigênio. Foto tirada durante um teste do aparelho em hospital.	26
Figura 11 – Imagem do circuito respiratório conectado a um pulmão artificial. . .	27
Figura 12 – Partes de um AMBU com válvula PEEP (UMMI, 2014).	27
Figura 13 – Circuito respiratório convencional com filtro HMEF (ANDRADE et al., 2020).	28
Figura 14 – Esquemático do funcionamento da válvula de separação do ramo inspiratório e expiratório (REY; POIRIER; DIGIULIO, 2000).	28
Figura 15 – Foto da válvula PEEP utilizada no protótipo.	29
Figura 16 – Representação do hardware utilizado no ventilador.	30
Figura 17 – Esquemático do circuito de alimentação.	31
Figura 18 – Esquemático do circuito de potência	32
Figura 19 – Curva característica do motor FPG (BOSCH, 2004). Neste gráfico conseguimos observar qual é a potência de saída, curva P, a corrente, curva I, e a rotação, curva n, do motor em função do torque aplicado.	33
Figura 20 – Esquemático das portas de saída da placa de desenvolvimento. . .	34
Figura 21 – Circuitos do painel de interface com o usuário.	35
Figura 22 – Circuito dos sensores utilizados.	36
Figura 23 – Desenho CAD da montagem dos componentes para o controle de posição do carrinho.	37

Figura 24 – A estrutura impressa 3D laranja conecta-se o mais próximo possível do pulmão e contém internamente o sensor de pressão. É possível visualizar também o conector 4 vias que permite retirar esse sensor do protótipo, quando não for necessário.	38
Figura 25 – Esquemático do software utilizado em forma de máquina de estados.	38
Figura 26 – Gráfico que mostra a variação de velocidade do carrinho dependendo do <i>duty cycle</i> enviado. O "Primeiro Teste" foi feito assim que recebeu-se o motor e o "Segundo Teste" foi feito após 4 meses.	42
Figura 27 – Comparação dos pontos utilizados e a linearização feita a partir do "Segundo Teste".	43
Figura 28 – Fotos do teste realizado utilizando o ventilômetro.	44
Figura 29 – Uma foto superior da última revisão de design com a tampa aberta. A seta vermelha mostra as novas fixações do AMBU no anteparo; a seta amarela mostra a tampa que pode ser fechada para aumentar a rigidez do anteparo; a seta azul indica o reforço transversal do carrinho para aumentar o volume corrente por deslocamento.	45
Figura 30 – Fotos do teste realizado utilizando o balão.	46
Figura 31 – Gráficos de volume corrente para diversas amplitudes de movimento. Os pontos são os resultados do ensaio e a linha tracejada representa sua linearização.	47
Figura 32 – O modelo completo do ventilador criado em Simulink.	47
Figura 33 – Seleção dos parâmetros dentro do subsistema "Entradas".	48
Figura 34 – Conversão dos parâmetro de entrada e posição do carrinho em comandos para o atuador dentro do subsistema "Controle".	49
Figura 35 – Simulação da dinâmica do ventilador pela modelagem do sistema elétrico e mecânico em Simscape dentro do subsistema "Planta".	50
Figura 36 – Tabela de parâmetros utilizadas para modelar o motor CC.	51
Figura 37 – Comparação da diferença de <i>duty cycle</i> e de posição do carrinho entre a simulação e os dados de teste. Esses dados foram obtidos dos testes a 42 mm e a 30 RPM realizados sem AMBU.	52
Figura 38 – Comparação da diferença de <i>duty cycle</i> e de posição do carrinho entre a simulação e os dados de teste. Esses dados foram retirados dos testes a 60 mm e a 24 RPM realizado com o AMBU aberto ao ambiente.	53
Figura 39 – Modelagem da dinâmica do circuito ventilatório no Simulink. Em azul observa-se o cálculo da área instantânea, mostrada na Equação 4.3. Em verde observa-se a soma das pressões no circuito.	54
Figura 40 – Gráfico de pressão aquisitado na entrada do pulmão artificial, variando valores de PEEP de 0, 5, 10, 15 e 20 cmH ₂ O	56

Lista de tabelas

Tabela 1 – Tabela PEEP segundo o estudo ARMA.	16
Tabela 2 – Tabela PEEP segundo o estudo ALVEOLI.	16
Tabela 3 – Ficha técnica da fonte 12 V utilizada. Não foi possível encontrar o <i>datasheet</i> do fabricante, então utilizou-se as informações disponibilizadas pelo fornecedor Americanas (2020).	32
Tabela 4 – Ficha técnica do <i>driver</i> utilizado (20A..., 2015)	34
Tabela 5 – Volume Corrente por amplitude de movimento	44
Tabela 6 – Teste de envelope de funcionamento do aparelho com relação de inspiração e expiração de 1/2. Células marcadas com OK são combinações de volume corrente, frequência respiratória e relação de inspiração e expiração que o protótipo consegue manter.	55
Tabela 7 – Teste de envelope de funcionamento do aparelho com relação de inspiração e expiração de 1/3. Células marcadas com OK são combinações de volume corrente, frequência respiratória e relação de inspiração e expiração que o protótipo consegue manter.	56

Lista de abreviaturas e siglas

AC	Assist Control
CMV	Controlled Mechanical Ventilation
FiO ₂	Fração inspirada de oxigênio
I:E	Relação de inspiração e expiração
PEEP	Pressão expiratória final positiva
PNS	Pesquisa Nacional de Saúde
PWM	Pulse Width Modulation
RPM	Respirações por minuto

Sumário

	Lista de ilustrações	7
1	INTRODUÇÃO	12
1.1	Objetivos e Estrutura do Trabalho	12
1.2	Embasamento Fisioterapêutico	12
1.3	Requisitos de Projeto	15
2	PROJETO MECÂNICO	17
2.1	Primeiros Protótipos	17
2.2	Design do Aparelho	21
2.3	Admissão de gases e circuito respiratório	23
2.3.1	Admissão da mistura de ar e O ₂	23
2.3.2	Circuito respiratório	25
3	PROJETO ELETROELETRÔNICO	30
3.1	Hardware	30
3.1.1	Sistema de Alimentação e Potência	31
3.2	Sistema de Controle e Periféricos	34
3.3	Software Embarcado e Controle	37
4	TESTES E MODELAGEM	42
4.1	Mapeamento da velocidade do Motor CC	42
4.2	Mapeamento do Volume Corrente	43
4.3	Modelagem em Simulink	46
4.3.1	O Modelo	47
4.3.2	Calibração da planta	50
4.4	Testes dos Requisitos de Projeto	55
5	CONCLUSÃO	57
	REFERÊNCIAS	59

1 Introdução

Este projeto nasceu no início de março de 2020, quando houve o agravamento da pandemia causada pelo novo Coronavírus, aumentando vertiginosamente a necessidade de leitos de Unidade de Terapia Intensiva (UTI) no Brasil. Havia a projeção de que a capacidade de produção nacional seria insuficiente por depender de peças importadas e específicas [UOL \(2020\)](#). Logo, a busca por equipamentos alternativos de fabricação rápida e com menores custos, mas capazes de atender com plena segurança os pacientes, tornou-se necessária.

1.1 Objetivos e Estrutura do Trabalho

Devido a previsão de falta de ventiladores pulmonares convencionais, foi criada uma demanda para o desenvolvimento de um ventilador pulmonar simples, de fácil produção e transporte, que possuísse as funções e a confiabilidade necessárias para a manutenção da vida. Este trabalho baseia-se no projeto e construção de um protótipo de ventilador pulmonar simples, apto a sustentar a vida, sendo dividido em 3 tópicos principais:

- **Projeto mecânico:** projeto estrutural do eletromédico ¹ e do circuito respiratório do paciente ([CPAPS, 2021](#));
- **Projeto eletroeletrônico:** desenvolvimento do projeto de hardware e de software, visando o controle dos parâmetros essenciais para a ventilação do paciente;
- **Testes e modelagem:** entendimento das características do aparelho e seu envelope funcional, conseguindo, por fim, desenvolver de um modelo para simulá-lo.

1.2 Embasamento Fisioterapêutico

O objetivo do trabalho é o de construir uma máquina capaz de manter as funções essenciais à vida de um paciente internado numa UTI. Este breve tópico será responsável por explicar quais são essas funções e, para isso, abordará a área da fisioterapia respiratória para que seja entendido melhor quais são os requisitos do projeto.

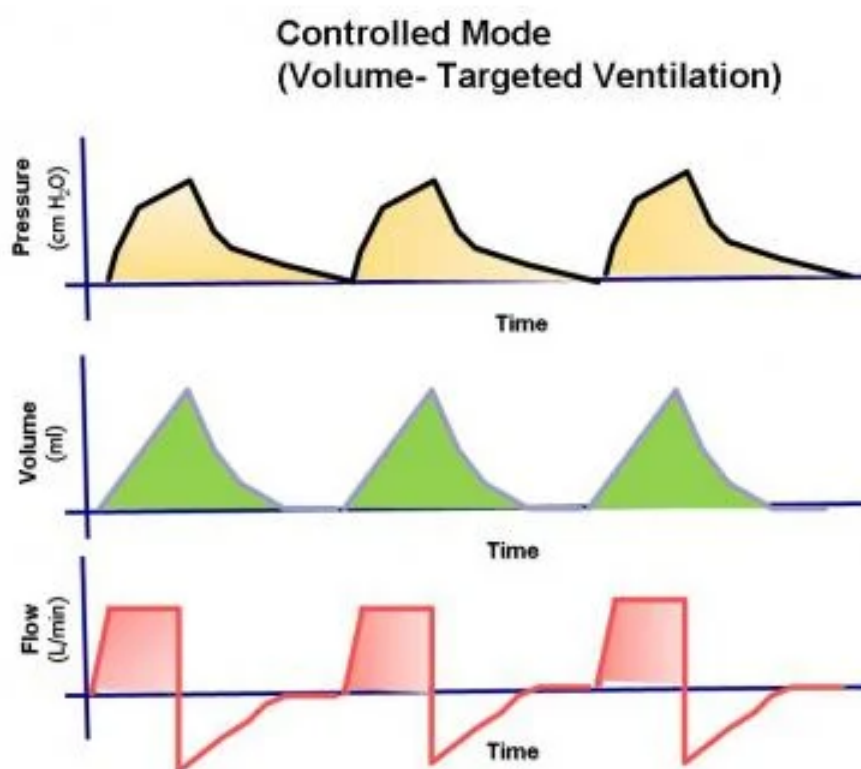
¹ Equipamentos eletromédicos são dispositivos eletroeletrônicos utilizados pelos médicos para colaborar no diagnóstico, tratamento ou monitoração de seus pacientes([CAMARGO, 2010](#)).

Contribuições externas para guiar os estudos na área de saúde foram essenciais para permitir o desenvolvimento do protótipo. Pode ser citada a contribuição do Laboratório de Espirometria e Fisioterapia Respiratória da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) para as questões mais teóricas de fisioterapia. Também contou-se com a ajuda no entendimento do dia a dia do combate ao Coronavírus do Hospital das Clínicas e Hospital São Lucas de Ribeirão Preto (SP).

O ventilador projetado é do tipo CMV (Controlled Mechanical Ventilation) com volume controlado (MEDSCAPE, 2019). Nele, a respiração é mantida e controlada integralmente pela máquina, independentemente do esforço respiratório (ou ausência dele) por parte do paciente. Seu uso é viável somente em pacientes sedados, pois, em pacientes acordados, pode ocorrer grande desconforto.

A Figura 1 é um esboço da variação cíclica da pressão, do volume e da vazão de ar ao longo do tempo em um respirador do tipo CMV, que fornece uma respiração “mandatória”, independente da vontade do paciente.

Figura 1 – Esboço da variação de parâmetros operacionais em um respirador do tipo CMV (MEDSCAPE, 2019).



Existem outros tipos de ventiladores pulmonares além do sistema CMV, tais como o sistema AC (Assist Control), em que a máquina percebe tentativas de inspiração do paciente, conhecido como “trigger”, e responde a tal. O sistema AC diminui consideravelmente o desconforto e permite que o paciente treine seu aparelho respiratório antes da desintubação. Como tal funcionalidade exigiria um acréscimo considerá-

vel no tempo de desenvolvimento e não é essencial à manutenção da vida, optou-se por não incluí-la no escopo deste trabalho.

Para o controle do ciclo respiratório, ele será parametrizado em 5 funções essenciais:

Volume corrente [mL]: corresponde à quantidade, em volume, de ar trocado em cada inspiração. Este valor é calculado a partir do peso predito do paciente, que é baseado no IMC (Índice de Massa Corporal), onde, a partir da altura do paciente, calcula-se qual seria o peso saudável deste. O peso predito ajuda no cálculo do volume corrente porque um paciente obeso, por exemplo, necessita de menos volume de ar que um paciente mais alto de mesma massa.

Frequência respiratória [RPM - respirações por minuto]: Representa quantos ciclos respiratórios completos o paciente faz em um minuto. Este valor é estipulado pelo profissional da saúde e leva em consideração a idade do paciente, entre outros parâmetros.

Fração inspirada de oxigênio (FiO₂) [%]: proporção de oxigênio no ar fornecido ao paciente. Depende diretamente da avaliação médica do grau de comprometimento dos pulmões e das necessidades do paciente.

Pressão expiratória final positiva (PEEP) [cmH₂O]: corresponde à pressão verificada no final de um ciclo respiratório dentro do pulmão. Caso no final da expiração a pressão chegasse a zero, o peso do corpo do paciente faria com que o pulmão colapsasse. Por isso, o ajuste do PEEP é essencial para que haja uma renovação eficiente do ar dentro do pulmão sem que haja o risco de seu colapso.

Relação de inspiração e expiração (I:E) [-]: também chamada de Ti/Te, é a razão entre o tempo de inspiração e o tempo de expiração. Em pacientes entubados, a expiração leva mais tempo pois é feita passivamente pelo próprio paciente, através da pressão feita pelo peso de seu tórax. Um ajuste inadequado deste valor pode acarretar numa iniciação precoce do próximo ciclo, não chegando ao PEEP ajustado e, assim, não havendo a renovação completa do ar no pulmão.

Ao longo do desenvolvimento deste projeto, foi considerada a aplicação prática do protótipo. Por isso, para evitar contaminação entre pacientes, buscou-se a construção de um circuito respiratório com peças padronizadas e já disponíveis nos hospitais, sendo essas intercambiáveis, permitindo a fácil substituição e esterilização na mudança de paciente. Para evitar a contaminação entre o paciente e o meio, foi utilizado filtro de ar. Essas decisões de projeto sobre o circuito respiratório serão melhor explicadas na Seção [2.3.2](#).

1.3 Requisitos de Projeto

Como pretende-se ao final do projeto obter um protótipo funcional para a ventilação de um paciente, será definido o escopo deste projeto para atender a maior parte da população brasileira. Segundo os dados da PNS (Pesquisa Nacional de Saúde) de 2013, o percentil 95% da população tem até 180,6 cm de altura (IBGE, 2013).

Para definição desses parâmetros, serão utilizadas informações contidas nos slides da UFTM (Universidade Federal do Triângulo Mineiro) (NERI, 2007). O cálculo de peso predito será necessário para decidir os parâmetros. O peso aparente de 95% da população será de, no máximo:

$$P_{aparente} = 50 + 0,91 \times (h_{95\%} - 152,4) \quad (1.1)$$

$$P_{aparente} = 50 + 0,91 \times (180,6 - 152,4) = 75,662kg \quad (1.2)$$

Para determinar a faixa de **Volume corrente** que o respirador deve abranger, será utilizado como base também os slides da UFTM, onde é indicado que o paciente seja ventilado com $6 \frac{mL}{kg(peso_predito)}$. Sendo assim, um adulto dentro da faixa estudada necessitará de um volume corrente, $V_{corrente}$ de, no máximo:

$$V_{corrente} = 6 \times P_{aparente} \quad (1.3)$$

$$V_{corrente} = 6 \times 75,662 = 453,972mL \quad (1.4)$$

Assim, o **Volume corrente** deve ser ajustável entre 0 e 455 mL por inspiração, garantindo atender ao menos 95% da população brasileira.

A faixa da **frequência respiratória** a ser alcançada é um pouco mais complexa de ser estimada. O habitual é a respiração ficar na faixa entre 12-20 RPM, podendo, em casos mais extremos, chegar a 35 RPM, segundo o III Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica (CARVALHO; et al., 2007). Como não foi encontrada bibliografia para ser feito um estudo estatístico, será assumido o pior dos casos como requisito. Assim a **frequência respiratória** deve ser ajustável entre 12 RPM até 35 RPM.

Em ventiladores convencionais, a **FiO2** é geralmente ajustável entre 21% e 100%, pois trata-se de uma mistura do ar ambiente comprimido (com concentração aproximada de 21% de oxigênio) e o oxigênio puro comprimido (100% de oxigênio). Este ajuste será mantido análogo ao de ventiladores convencionais.

Tabela 1 – Tabela PEEP segundo o estudo ARMA.

FiO2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0
PEEP	5	5-8	8-10	10	10-14	14	14-18	18-24

Tabela 2 – Tabela PEEP segundo o estudo ALVEOLI.

FiO2	0,3	0,4	0,5	0,6-0,8	0,8	0,9	1,0
PEEP	12-14	14-16	16-18	18-20	22	22	22-24

Para a decisão da **PEEP** será utilizado como referência o blog [Curem \(2021\)](#), que indica duas formas de abordar o tratamento de pacientes com COVID-19, dependendo de qual FiO2 está sendo utilizado. Essas abordagens estão indicadas na Tabela 1 e na Tabela 2.

Assim, para contemplar ambos estudos, o ajuste de **PEEP** deve abranger os valores de 5 até 24 cmH2O.

Por fim, o parâmetro de **I:E** será estipulado novamente utilizando os slides da UFTM ([NERI, 2007](#)), que indicam um ajuste entre 1/2 até de 1/3 desse parâmetro. O que significa que o aparelho deve ser ajustável permitindo um tempo de expiração de 2 a 3 vezes maior que o tempo de inspiração.

Definido o objetivo do trabalho e seu escopo, segue-se para o estudo do projeto de sua mecânica.

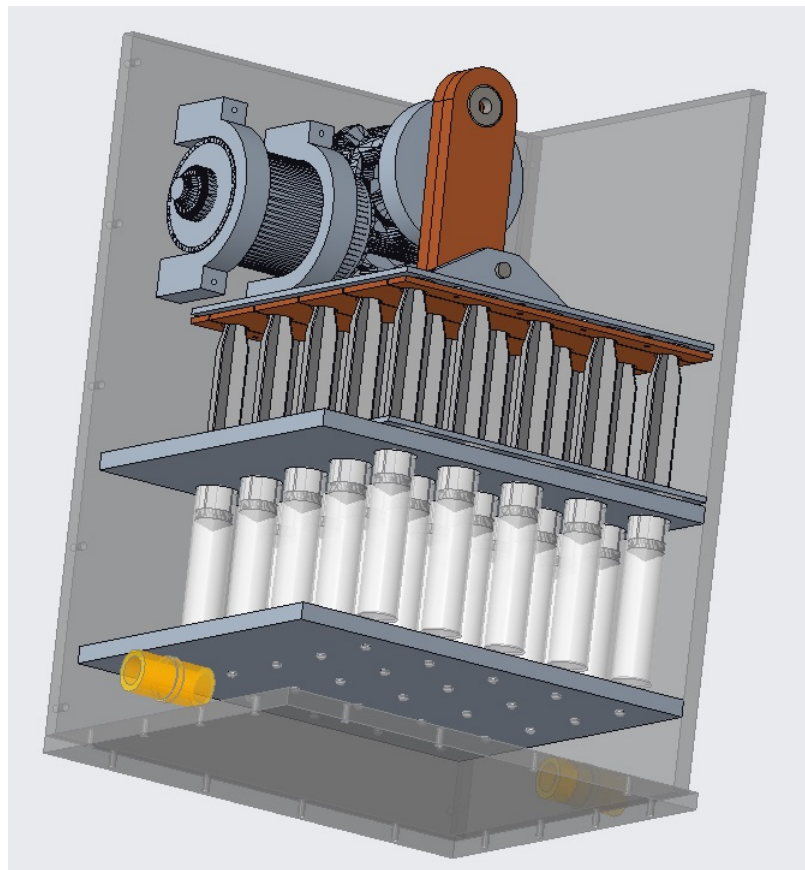
2 Projeto Mecânico

O objetivo fundamental do projeto mecânico foi ser o mais simples possível, tanto para prototipar quanto para realizar manutenções e ajustes. Como a modelagem do sistema final é muito complexa, e as forças exigidas de difícil dimensionamento, convergiu-se ao design final pela construção de diversos protótipos. A modelagem será apresentada, mais adiante, em um protótipo já funcional, para que fosse possível dimensionar as forças. Cabe ao escopo deste capítulo também tratar do circuito respiratório final desenvolvido, que foi projetado para que fosse montado pelo simples encaixe de componentes já habitualmente utilizados em fisioterapia pulmonar.

2.1 Primeiros Protótipos

Inicialmente foi idealizado um protótipo que usaria apenas peças comuns na sua construção. Essa decisão foi tomada, pois, no início da pandemia, não era sabido quais equipamentos poderiam faltar no mercado, caso o aparelho fosse fabricado em larga escala.

Figura 2 – Desenho CAD do primeiro protótipo feito por [Zandonadi \(2020\)](#).



O primeiro protótipo foi imaginado com a utilização de um motor elétrico conectado a 25 seringas grandes por um mecanismo de biela manivela. A pressão dessas seringas seria utilizada para inflar o pulmão do paciente. O desenho desse protótipo é mostrado na Figura 2.

Ao começar a construção, percebemos algumas dificuldades que poderiam comprometer seu desenvolvimento. O principal foi o alto atrito seco entre o êmbolo e o corpo da seringa. Pressionar, ao mesmo tempo, as 25 seringas conectadas em paralelo estava sendo muito difícil de ser feito manualmente, mesmo com a saída do sistema ainda aberta ao ambiente. Esse atrito, além de exigir um motor mais potente, ocasionaria um possível aquecimento da seringa com a ciclagem contínua e sua eventual degradação. Sendo assim, esse primeiro protótipo foi abandonado.

Figura 3 – Exemplo de AMBU (FIRSTCARE, 2019).

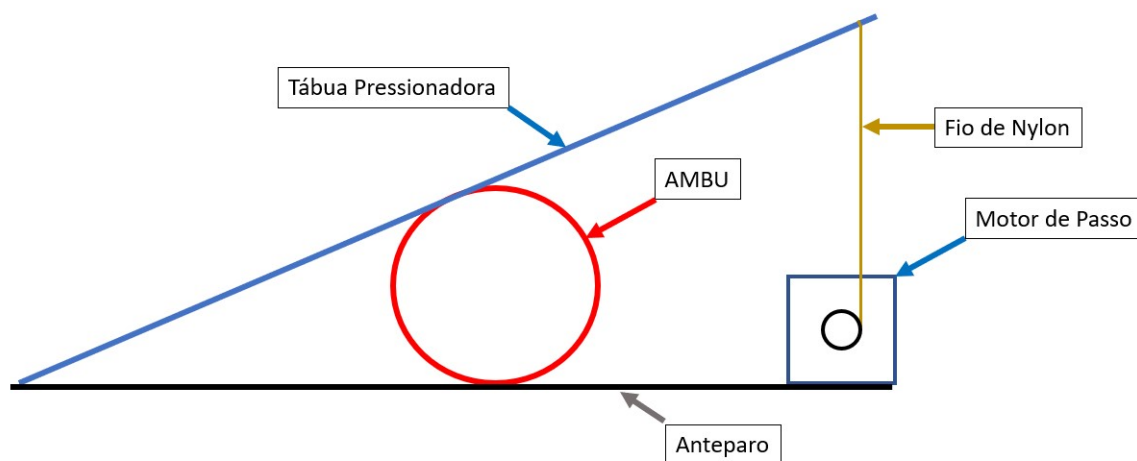


Ao final do primeiro protótipo, já ficou mais claro que não haveria a falta de reanimadores manuais no mercado, mais conhecidos como AMBU (Artificial Manual Breathing Unit). O AMBU, mostrado na Figura 3, apresenta diversas vantagens em sua utilização, visto que é empregado em larga escala no mercado. Podemos citar que ele já é bem validado para aplicações ventilatórias, sendo bem resistente à fadiga; facilmente trocável e esterilizável na mudança de pacientes; fácil de se encontrar no mercado e em hospitais; além de que, com ele, temos a garantia de que o ar com uma alta taxa de oxigênio não reagirá com nenhuma parte do aparelho.

O segundo protótipo foi pensado como um sistema de alavanca, como mostrado na Figura 4a, devido a sua simplicidade, precisando de poucas partes móveis e utilizando um motor de passo, além de facilitar o controle. A ideia era que, ao girar o motor de passo, o "Fio de Nylon" seria tracionado, fazendo com que a "Tábua Pressio-

Figura 4 – Segundo protótipo.

(a) Croqui do segundo protótipo.



(b) Teste de tração do segundo protótipo.

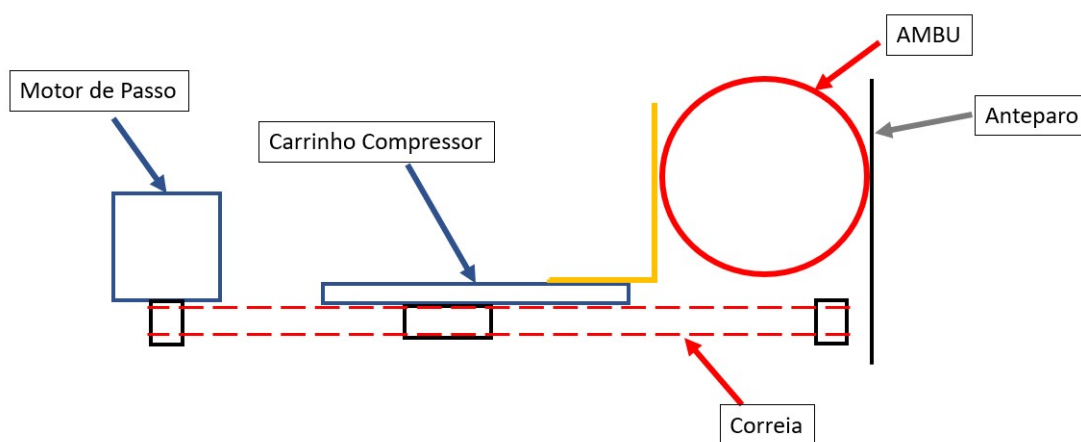


nadora” pivotasse em torno de sua base e comprimisse o AMBU, bombeando ar para os pulmões do paciente. Ao construir essa versão, percebemos que o enrolar e desenrolar do fio de nylon poderia impactar na praticidade do aparelho, sendo facilmente desenrolado em serviço, o que ocasionaria a parada na operação do respirador. Além disso, começamos a ter problemas, pois, dependendo da pressão que precisássemos exercer no AMBU, o motor NEMA 17 pulava passos, excedendo seu torque máximo. Na Figura 4b podemos observar um teste desse protótipo utilizando elásticos, onde foi possível verificar o quanto ele conseguiria tracionar e percebemos que não seria suficiente para sua aplicação.

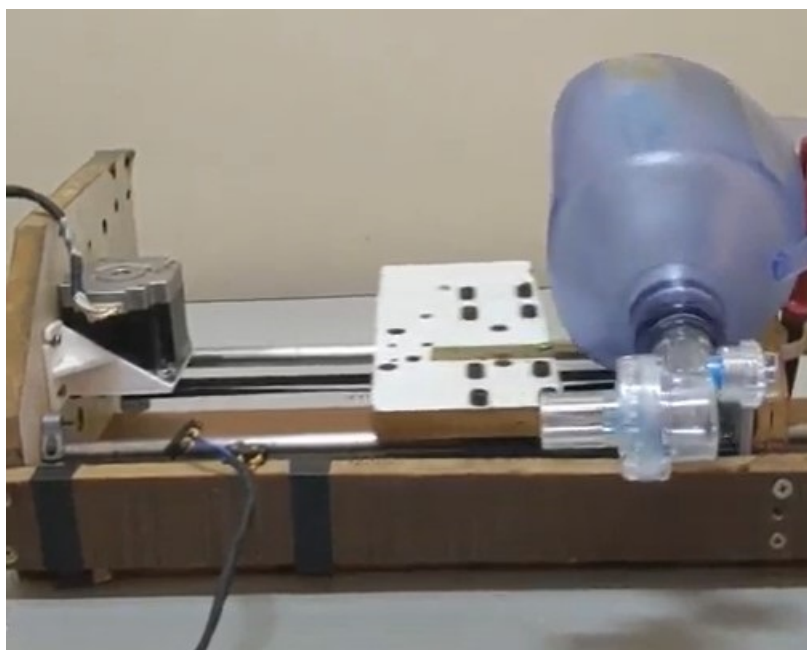
Com o intuito de resolver os problemas encontrados, o motor foi redimensionado, agora utilizando o NEMA 23, com torque máximo maior que o NEMA 17 (DATASHEETSPDF, 2014), e reduziu-se o diâmetro da polia que puxava o fio de nylon. Mesmo com o novo motor, faltava potência, pois, com uma polia pequena o suficiente para conseguir uma força de tração aceitável, a velocidade do aparelho ficava abaixo do necessário para suprir os requisitos do projeto. Assim, esse design também foi abandonado.

Figura 5 – Terceiro protótipo.

(a) Croqui do terceiro protótipo.



(b) Teste com AMBU realizado no terceiro protótipo.



O terceiro design manteve a ideia de comprimir o AMBU para bombear ar, mas, para deixar mais robusto o design e não precisar do fio de nylon, foi feito um projeto com correia e um "carrinho" para comprimir o AMBU. Na Figura 5a vemos uma representação desse mecanismo.

Nessa versão, buscou-se um mecanismo mais robusto, onde há um "Carrinho Compressor", que era utilizado para comprimir o AMBU contra um "Anteparo", e então soltá-lo. O carrinho deslizava sobre duas barras retificadas com a ajuda de dois rolamentos lineares. Esses elementos não estão sendo representados no croqui. O carrinho era movimentado por uma correia conectada ao motor de passo. A Figura 5b mostra um dos testes que foram feitos com este modelo já utilizando um AMBU.

O novo design foi um grande avanço em robustez, mas ainda faltava potência, visto que os motores de passo disponíveis não estavam conseguindo suprir os requisitos do projeto. Isso nos indicou a necessidade de fazermos um último design para conseguirmos suprir essa deficiência.

2.2 Design do Aparelho

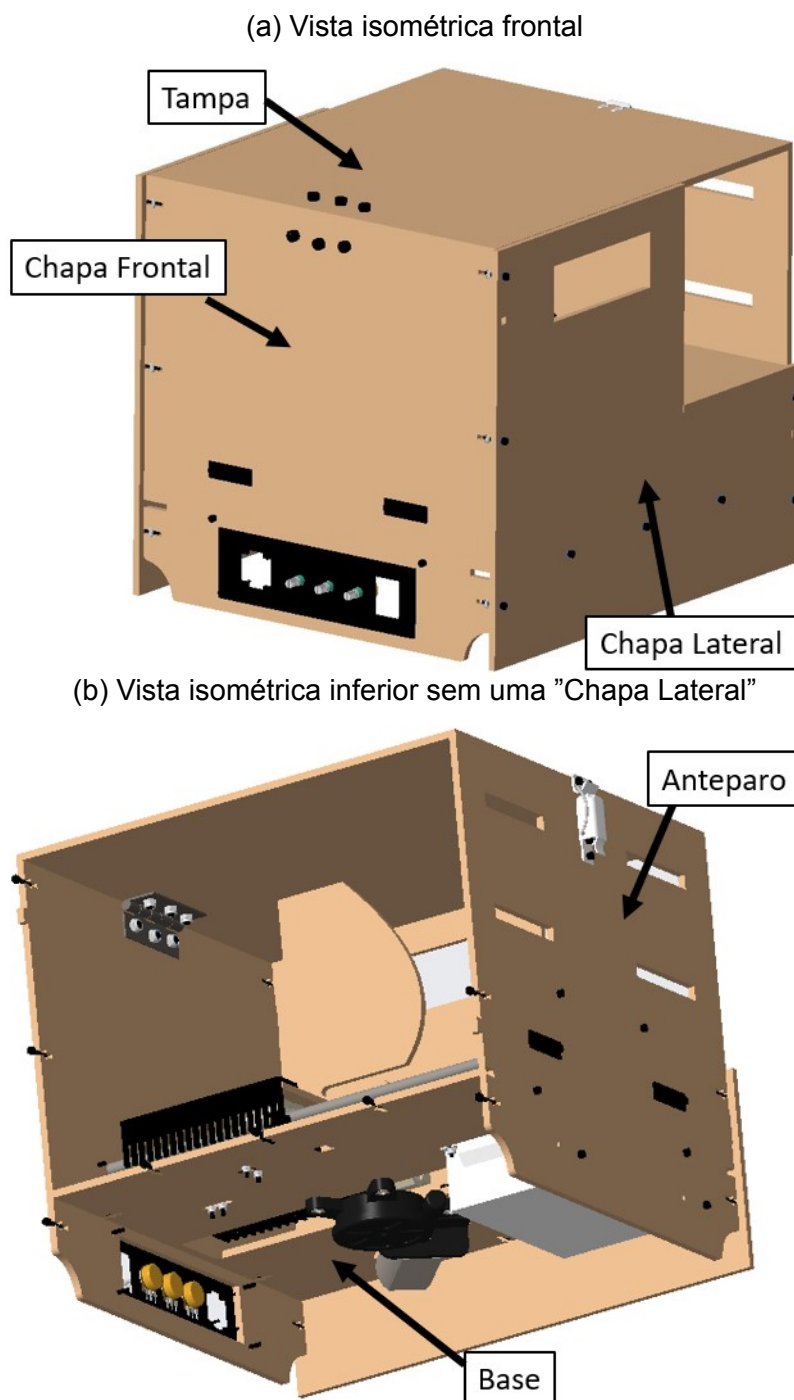
O último protótipo desenvolvido herdou as melhorias dos protótipos anteriores, com uma mudança decisiva no motor utilizado e um grande aprimoramento estrutural. Este tópico explicará em detalhes o design mecânico do aparelho, sem entrar muito a fundo no circuito respiratório e no projeto elétrico, que serão temas de tópicos futuros. Apesar de o design do protótipo ter sido pensado para ser de fácil montagem, visando uma produção em série, o estudo de métodos de manufatura e materiais fogem do escopo deste trabalho.

A partir do aprendizado adquirido com os protótipos anteriores, o desenho foi elaborado utilizando-se ferramenta CAD (Computer Aided Design), como mostrado na Figura 6. A fim de ter uma maior precisão na montagem do protótipo, a estrutura deste foi feita a partir de cortes de chapas de MDF (Medium Density Fiberboard) em uma fresadora CNC (comando numérico computadorizados) do tipo router. Suas partes não estruturais foram feitas por impressão 3D de PLA (Ácido Polilático).

Estruturalmente, o projeto é composto por seis chapas que, além de exercerem a função estrutural, possuem outras funções próprias:

- "Chapa Frontal": suporta o painel de ajustes do aparelho e sua tela OLED;
- "Chapas Laterais": utilizadas para transporte do aparelho, pelos rasgos projetados;
- "Tampa": além de proteger o aparelho e as pessoas durante seu funcionamento, aumenta a rigidez do "Anteparo", quando fechada;
- "Anteparo": responsável por manter o AMBU em posição para ser comprimido;
- "Base": serve como suporte para a maior parte dos componentes do aparelho, além de separar a parte de potência da máquina da região com partes móveis.

Figura 6 – Imagem de uma vista isométrica frontal do desenho CAD do ventilador tampado.

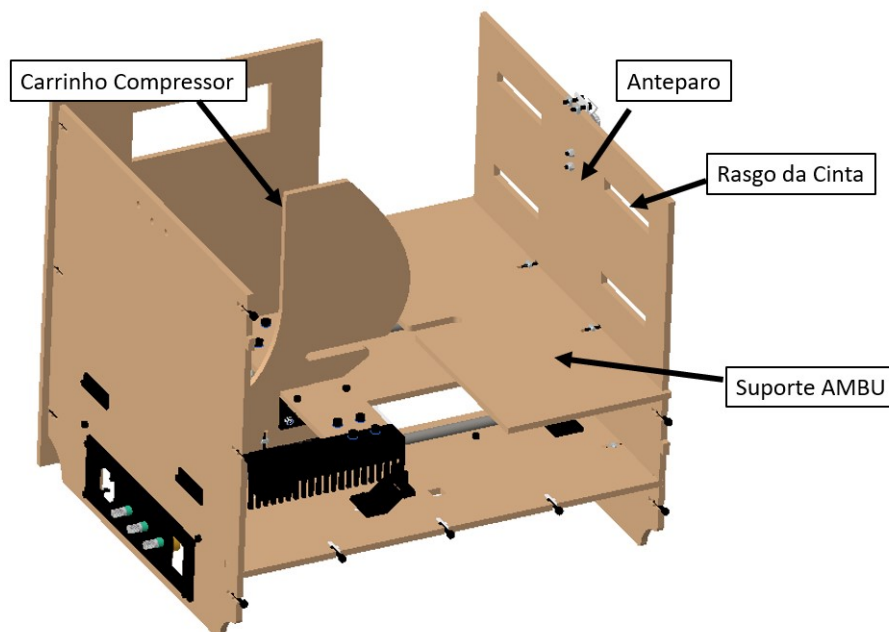


Essas estruturas podem ser vistas na Figura 6b e na Figura 6a.

O design do ventilador foi concebido ao redor do local onde seria inserido o AMBU. Ele não foi modelado no CAD, mas utilizamos suas dimensões para desenhar suas fixações no aparelho. Na Figura 7 vemos uma imagem do ventilador sem a tampa e sem uma das paredes laterais, onde é indicada a região onde o AMBU é fixado. A plataforma, chamada de "Suporte AMBU", é o local onde ele é apoiado. Então, o AMBU

é fixado na parede pelos rasgos no anteparo, pelos quais são passadas cintas de velcro para que AMBU não se mova.

Figura 7 – Desenho CAD da fixação do AMBU.



O AMBU é pressionado pelo carrinho compressor. Esse carrinho é movido por um motor CC que possui um pinhão e empurra uma cremalheira, como mostrado na Figura 8a. O motor CC será melhor analisado na Seção 3.1. O carrinho desliza sobre duas barras retificadas com a ajuda de rolamentos lineares, sendo empurrado pela cremalheira. Esse sistema é visto na Figura 8b. O "Rasgo de Encaixe" serve para que o carrinho consiga comprimir o AMBU sem colidir com o "Suporte AMBU", como visto na Figura 7.

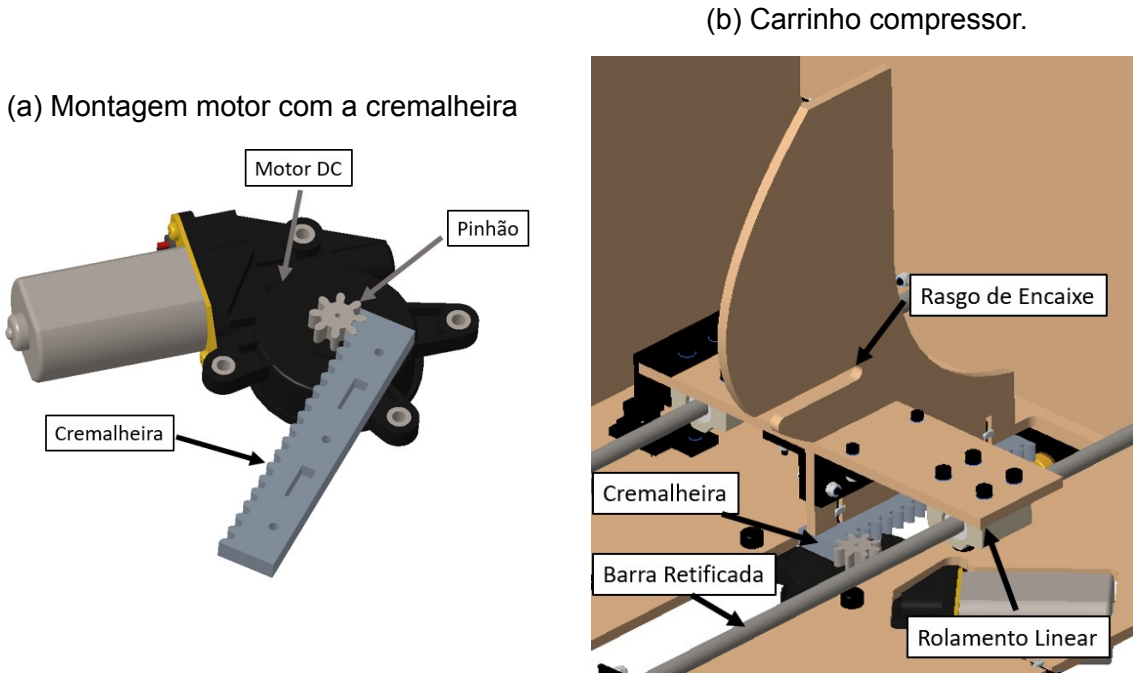
2.3 Admissão de gases e circuito respiratório

O intuito desta seção é a de descrever todo o circuito dos gases, desde sua admissão, passando pelo ramo inspiratório para chegar até o paciente e então a exaustão desses de volta à atmosfera. Procurou-se fazer todo esse circuito com materiais já utilizados na área de fisioterapia pulmonar, pois, além de serem facilmente encontrados em hospitais, já foram testados em operação com bastante oxigênio e serem desinfetáveis na troca de paciente.

2.3.1 Admissão da mistura de ar e O_2

A primeira etapa é responsável por fazer a mistura entre o ar ambiente e o oxigênio puro. Há um dispositivo chamado de *Blender* [Magnamed \(2020\)](#), cujo propósito

Figura 8 – Desenho CAD da montagem do carrinho compressor.



é ajustar essa mistura de gases de forma precisa, tendo um bom controle sobre o FiO_2 . Como esse dispositivo possui um preço muito elevado em relação às demais partes do protótipo, procurou-se outra forma de fazer o ajuste de FiO_2 . Para isso, é possível descobrir a vazão de gases, Q_{total} , que está sendo ministrada ao paciente, sabendo a frequência respiratória, RPM , e o volume corrente, $V_{corrente}$.

$$Q_{total} = RPM \times V_{corrente} \quad (2.1)$$

Com a informação da vazão de gases, Q_{total} , e sabendo a fração inspirada de oxigênio, FiO_2 , exigida pelo médico, é possível fazer a estequiometria e descobrir qual deve ser a vazão de oxigênio, Q_{O_2} , e a vazão de ar ambiente, Q_{ar} . Sabendo-se que a porcentagem de oxigênio no ar atmosférico é próxima a 21% (WILLIAMS, 2020), para definirmos quanto deve ser a vazão desse ar e quanto deve ser a vazão do oxigênio puro, concentração de 100%, faremos o seguinte cálculo:

$$Q_{O_2} = Q_{total} \times \frac{FiO_2 - 21}{100 - 21} = Q_{total} \times \frac{FiO_2 - 21}{79} \quad (2.2)$$

$$Q_{ar} = Q_{total} - Q_{O_2} \quad (2.3)$$

Na prática, o médico ajusta a frequência respiratória do paciente e o volume corrente desejado, que são parâmetros que o aparelho vai automaticamente manter. Após esses dois ajustes, quando o médico decidir o FiO_2 desejado, o aparelho faz os

cálculos mostrados nas Equações 2.2 e 2.3, exibindo no display qual é a vazão de oxigênio puro e de ar ambiente necessário ao paciente. Tal display pode ser visto na Figura 9.

Figura 9 – Foto do painel do aparelho. Nele é possível ajustar parâmetros respiratórios e ver qual deve ser a vazão dos gases ministrados.



Na Figura 9 vemos um exemplo onde o paciente precisaria de uma vazão de 10,4 L/min de oxigênio puro e 2,8 L/min de ar ambiente. O método desenvolvido baseia-se em suprir o aparelho apenas com a vazão de oxigênio pedida no display e, para isso, o médico ajustará essa vazão pelo fluxômetro de oxigênio, como mostrado na Figura 10.

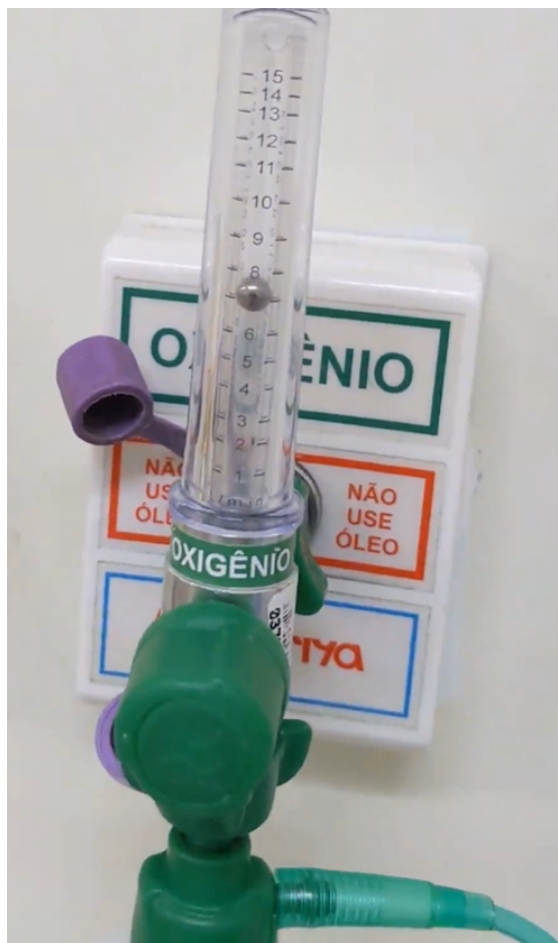
No exemplo estudado, injeta-se 10,4 L/min de oxigênio pelo "Oxygen Tube" mostrado na Figura 3. Enquanto o AMBU estiver sendo comprimido, esse ar vai sendo estocado na "Reservoir Bag". Quando o AMBU começar a descomprimir, vai puxar todo o oxigênio estocado e, como a vazão exigida de gases é maior do que a fornecida apenas por O₂, o que faltar, no caso seria 2,8 L/min, será puxado do ar atmosférico. Depois de algumas ciclagens, espera-se que a mistura gerada tenha uma FiO₂ próxima a especificada pelo médico.

Com esse processo estequiométrico, conseguimos suprir os limites de ajuste especificado na decisão dos requisitos de projeto 1.3, indo de 21%, caso não seja fornecido nenhum oxigênio puro, a 100%, caso seja fornecido uma vazão de O₂ maior ou igual a vazão total. Apesar disso, a precisão desse método não foi bem monitorada e um feedback, mesmo que visual no aparelho, da leitura de quanto está sendo efetivamente essa proporção da mistura seria importante para a real aplicação do ventilador.

2.3.2 Circuito respiratório

Os circuitos de ventilação invasiva são comumente chamados de circuito de ramo duplo. Isso porque, especificamente este circuito, contém dois ramos, sendo um para administrar o fluxo de ar da inspiração e outro para administrar o fluxo de ar da

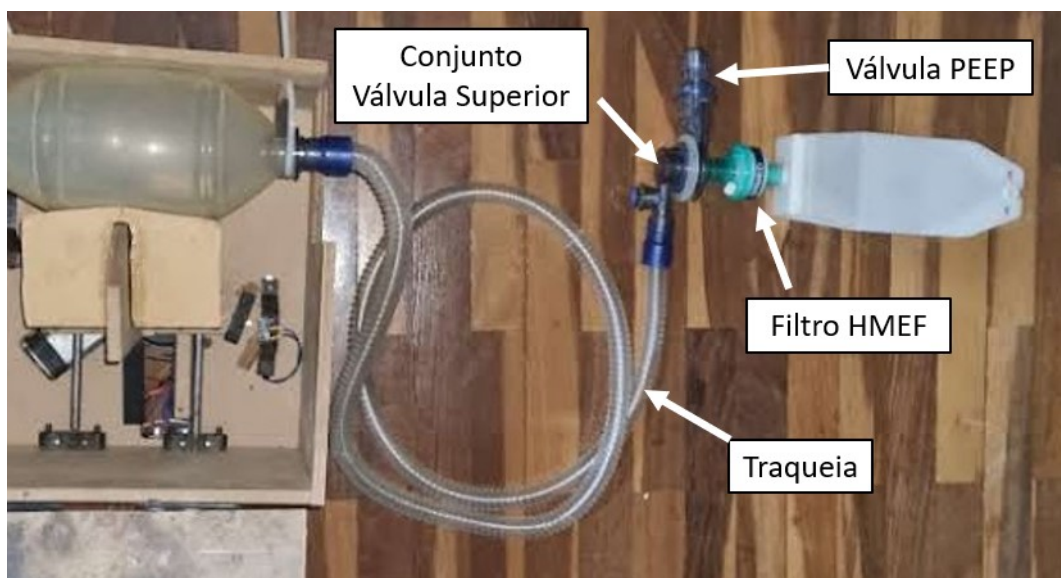
Figura 10 – Imagem de um fluxômetro de oxigênio. Foto tirada durante um teste do aparelho em hospital.



expiração (CPAPS, 2021). Visto que existem diversos dispositivos que podem ser conectados no circuito respiratório do paciente, como para umidificar o ar ou drenar a linha, abordaremos só os mais básicos para o sistema, mostrado na Figura 11. Outros dispositivos podem ser encaixados no meio do circuito visto que as conexões são padronizadas.

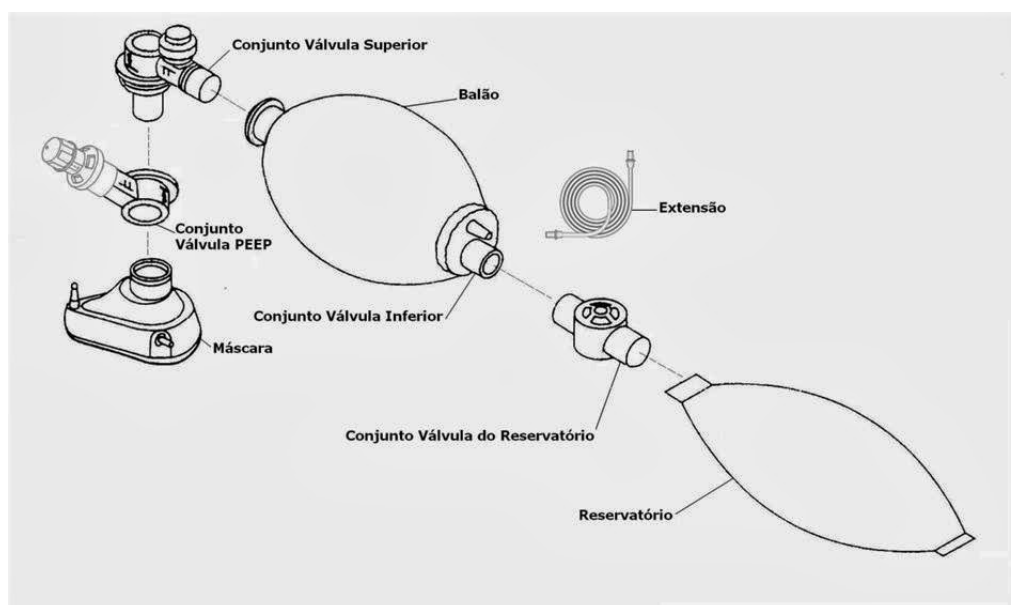
Após o oxigênio puro e o ar atmosférico serem misturados, eles são impulsinados para o **ramo inspiratório** na compressão do AMBU. O ramo inspiratório desenvolvido para este aparelho é apenas uma prolongação do próprio dispositivo que acompanha o AMBU, mostrado na Figura 12. Então, assim que os gases são expelidos pelo AMBU, passam por uma traqueia que os levam até o "Conjunto Válvula Superior". Nesse conjunto, além de uma válvula de segurança que impede que a pressão suba muito, existe uma outra válvula crucial, que impede o fluxo de ar voltar pelo ramo inspiratório. Após passar por esta válvula, existirá apenas um filtro HMEF (Heat and Moisture Exchanger Filter) para que chegue até o paciente. Esse filtro é importante tanto para que não haja a contaminação do meio hospitalar ocasionada pelo paciente (ANDRADE et al., 2020), quanto para que não haja contaminação do paciente por pa-

Figura 11 – Imagem do circuito respiratório conectado a um pulmão artificial.



tógenos que possam estar circulando no meio, já que esse respirador, diferentemente de ventiladores convencionais, não possui filtro na admissão de gases.

Figura 12 – Partes de um AMBU com válvula PEEP (UMMI, 2014).



O ramo expiratório, nos ventiladores comerciais, geralmente é conectado novamente ao aparelho, para que possa ser feito um controle ativo tanto da inspiração como da expiração, como mostra a Figura 13. Assim, a bifurcação entre os dois ramos pode ser o que chamam de "Y", um conector sempre aberto para ambos circuitos. Para este projeto procurou-se um controle ativo do fluxo inspiratório e um passivo para o expiratório, então, ao invés do ramo expiratório voltar para o aparelho, ele já sai direto para o ambiente. Para conseguir fazer com que a expiração fosse passiva, não foi possível utilizar um "Y", pois, na compressão do AMBU, o ar sairia pelo ramo expira-

tório antes de entrar no pulmão do paciente. Assim, foi necessário o emprego de uma válvula que controle o fluxo do ar do paciente aos dois ramos, com a seguinte lógica: o paciente deve estar comunicando com o ramo inspiratório enquanto o AMBU estiver sendo comprimido e estar se comunicando com o expiratório quando o AMBU estiver sendo descomprimido. Essa válvula está presente no "Conjunto Válvula Superior" e está representada na Figura 14.

Figura 13 – Circuito respiratório convencional com filtro HMEF (ANDRADE et al., 2020).

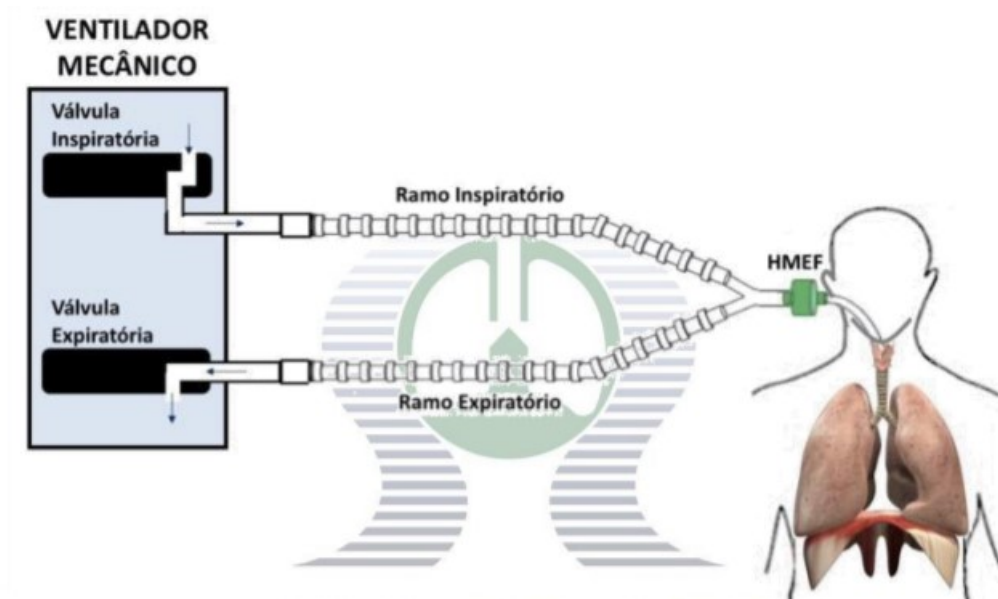
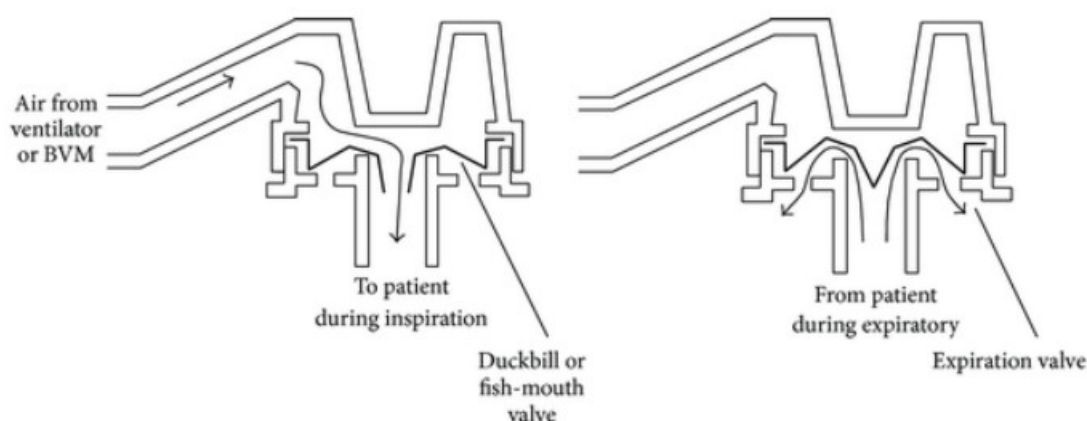


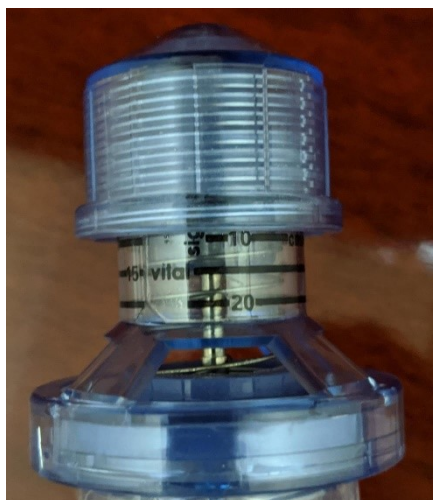
Figura 14 – Esquemático do funcionamento da válvula de separação do ramo inspiratório e expiratório (REY; POIRIER; DIGIULIO, 2000).



Após o ar exalado pelo paciente sair pela "Expiration valve", mostrada na Figura 14, ele não pode ir direto para o meio externo, como em ventilações não invasivas, visto que a pressão do pulmão do paciente cairia até pressão ambiente, colapsando-o. Então, é necessário canalizar esse fluxo e passá-lo por uma última válvula que garanta

a pressão final da expiração, a chamada válvula PEEP. Esta é uma válvula simples que limita a pressão mínima do circuito a partir da pré-carga de sua mola. Vemos um exemplo dela na Figura 15.

Figura 15 – Foto da válvula PEEP utilizada no protótipo.



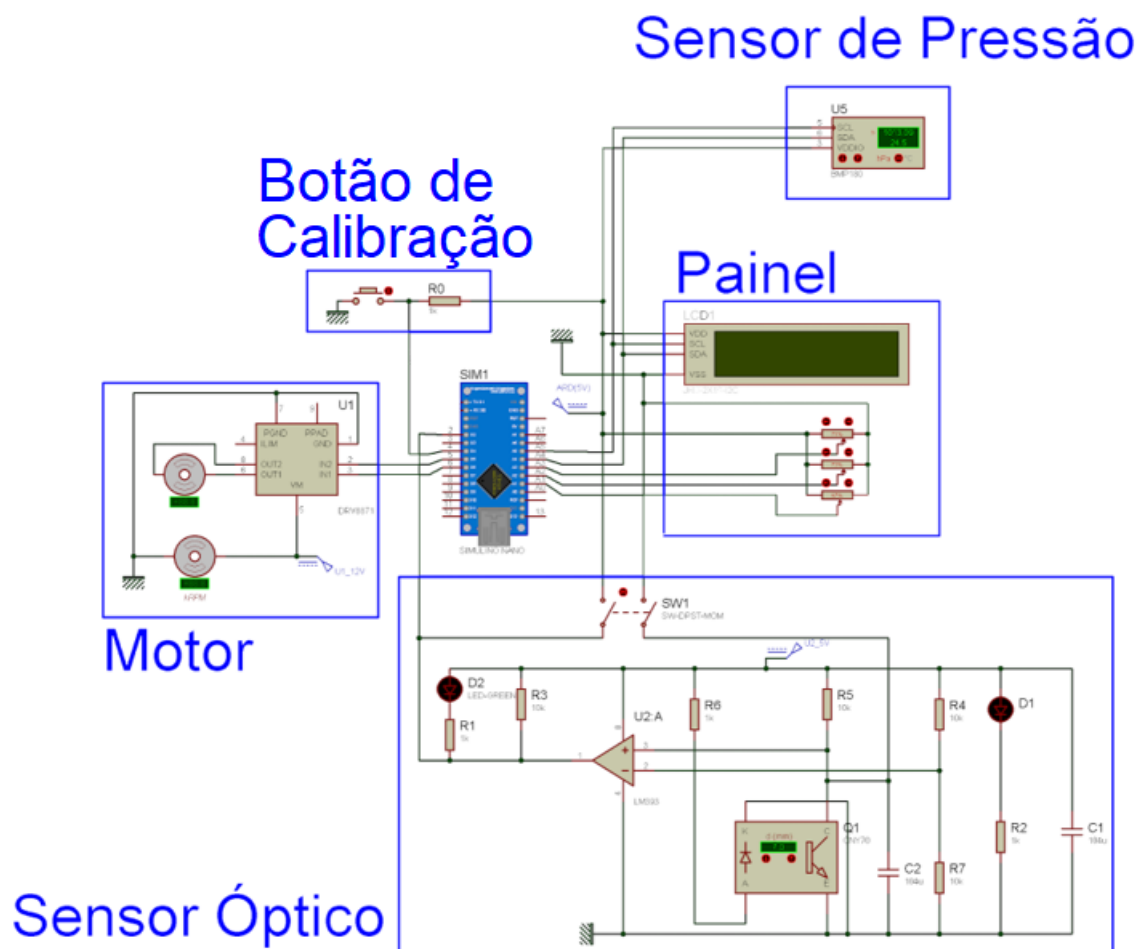
As válvulas PEEP encontradas comercialmente têm ajuste de PEEP entre 5-20 cmH₂O. Como o requisito de projeto 1.3 era de conseguir um ajuste de pelo menos 5-24 cmH₂O, ele não foi completamente alcançado. Mas, considerando que esses ajustes contemplam quase todos os casos do estudo ARMA, observado na Tabela 1, e a maioria dos casos do estudo ALVEOLI, observado na Tabela 2, além de que o desenvolvimento de uma nova válvula fugiria da proposta de que o circuito respiratório fosse montado simplesmente pelo encaixe de componentes já habitualmente utilizados em fisioterapia pulmonar, entendeu-se o resultado como satisfatório e passou-se para o projeto do sistema elétrico.

3 Projeto Eletroeletrônico

O projeto eletroeletrônico foi desenvolvido simultaneamente ao projeto mecânico descrito na Seção 2, com o objetivo de atender os requisitos de projeto estipulados para a máquina, listados na Seção 1.3. Para alcançar esse objetivo, foi preciso construir um conjunto de hardware e software capaz de controlar parâmetros essenciais para a manutenção da vida. Assim como o projeto mecânico, o foco não foi decidir componentes finais para produção em larga escala, mas sim conseguir chegar a uma plataforma de teste de conceito para verificar se o eletromédico conseguiria cumprir tais requisitos.

3.1 Hardware

Figura 16 – Representação do hardware utilizado no ventilador.

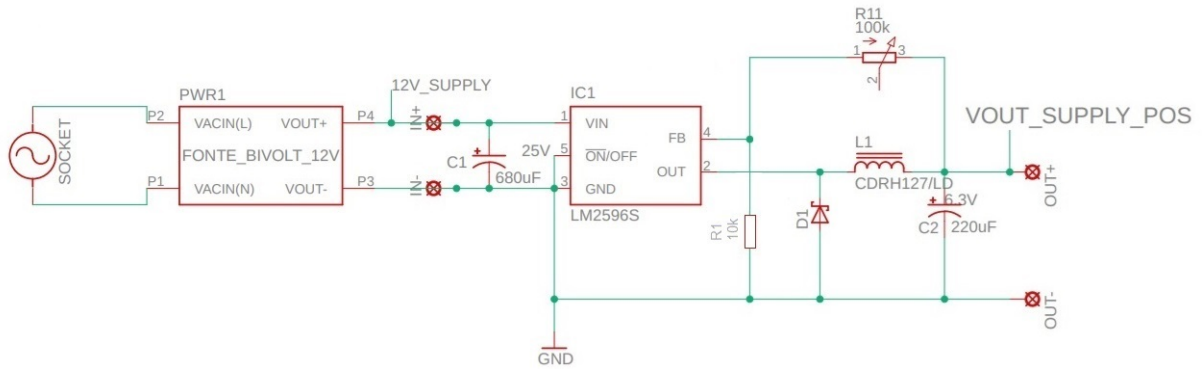


O hardware foi sendo adequado conforme os protótipos 2.1 foram evoluindo, chegando ao design final mostrado na Figura 16. Para fins didáticos, separou-se em 2

sistemas. O **sistema de alimentação e potência** trabalha com o que é considerada a alta tensão do aparelho, fornecendo eletricidade para todos os componentes do eletro-médico e sendo responsável pela atuação do aparelho, convertendo energia elétrica em trabalho. Já o **sistema de controle e periféricos** é responsável pela interface com o usuário, pela aquisição de dados e pelo microcontrolador que irá interpretar os dados de entrada e gerar os comandos de atuação.

3.1.1 Sistema de Alimentação e Potência

Figura 17 – Esquemático do circuito de alimentação.



O sistema de alimentação tem o propósito de fornecer energia elétrica tanto para o sistema de potência, em geral 12V, quanto para o controlador e periféricos, em geral 5V, e seu esquemático está representado na Figura 17. A fonte de alimentação da eletrônica do aparelho deve ser capaz de converter a corrente alternada 127 V ou 220 V em corrente contínua 12 V, tensão utilizada pelo sistema de potência. Há várias fontes comerciais de baixo custo para esse propósito, então buscou-se uma que fosse suficiente para suprir a demanda de corrente do protótipo.

Sabendo que o motor elétrico é o maior consumidor de corrente da fonte, ela foi dimensionada para conseguir supri-lo com certa folga. O motor, nominalmente com o *driver* exigindo seu máximo, consome 6 A, podendo chegar a 25 A, caso ele fique bloqueado. Na Figura 19 observa-se que o torque de bloqueio, M_A , do motor é de 12 N/m. Sabendo que o raio primitivo, r_p , da engrenagem é de 8,5 mm, calcula-se a força no dente, F_{dente} , da engrenagem para gerar um torque suficiente para parar o motor:

$$M_A = r_p \times F_{dente} \quad (3.1)$$

$$F_{dente} = \frac{M_A}{r_p} = \frac{12}{8,5 \times 10^{-3}} = 1412,76N \quad (3.2)$$

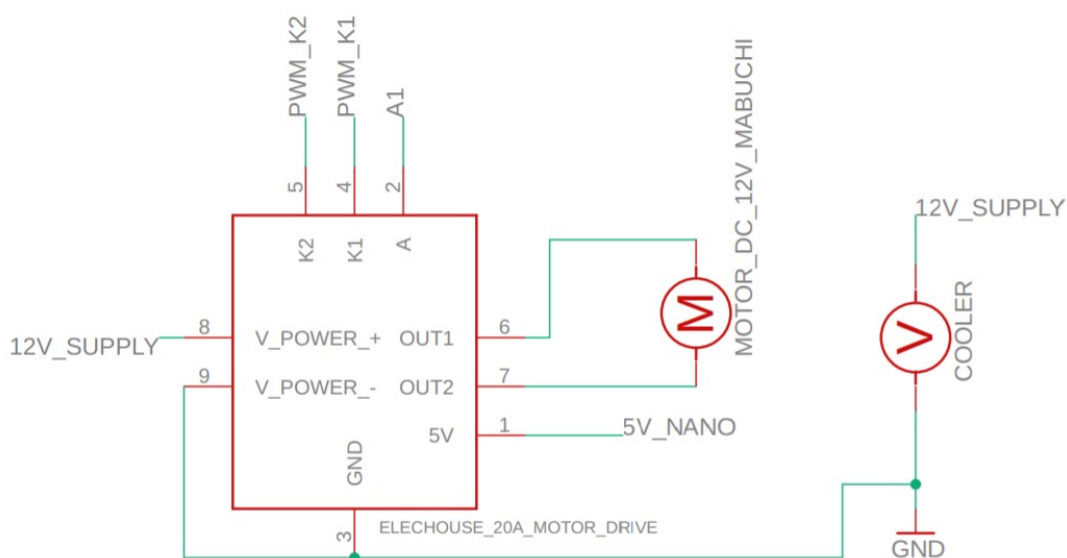
Tabela 3 – Ficha técnica da fonte 12 V utilizada. Não foi possível encontrar o *datasheet* do fabricante, então utilizou-se as informações disponibilizadas pelo fornecedor [Americanas \(2020\)](#).

Tensão de Entrada	Tensão de Saída	Corrente Máxima	Potência
127 V ou 220V	12 V	16,7 A	200 W

É possível notar, assim, que o bloqueamento do motor é muito improvável, visto que o dente da cremalheira que está conectado a ele é feita de impressão 3D de PLA, servindo como um fusível mecânico que romperia com bem menos força que 1412,76 N. Sendo assim, consideraremos a corrente mínima que a fonte deve suportar em referência ao seu valor nominal, com um coeficiente de segurança de pelo menos 2, precisando suportar 12 A. Assim optou-se pela fonte com as características mostradas na Tabela 3.

Para os periféricos do eletromédico que utilizam uma tensão menor, foi instalado um regulador de tensão e ajustado seu potenciômetro para que converta os 12 V da fonte em 5 V ([INSTRUMENTS, 2020](#)).

Figura 18 – Esquemático do circuito de potência

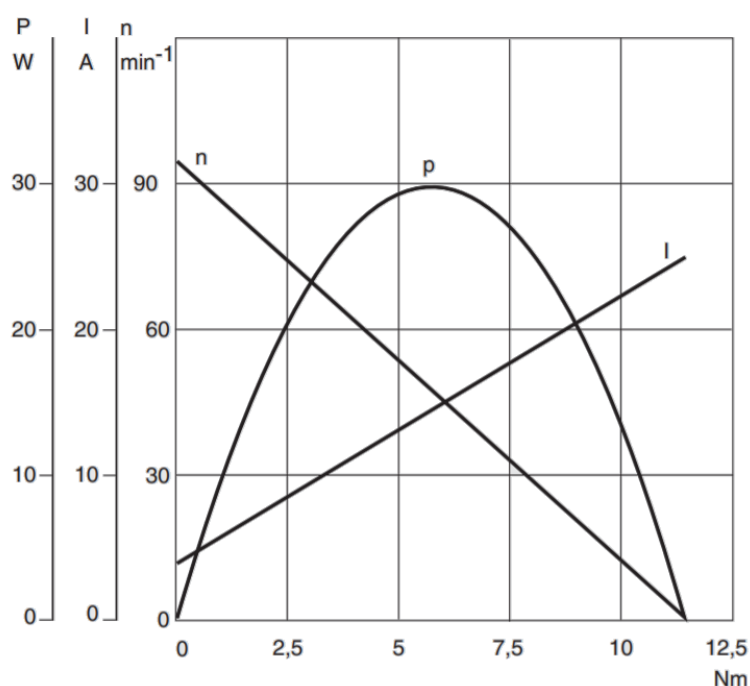


O sistema de potência tem a função de converter energia elétrica em trabalho a partir de comandos do controlador. Seu esquemático está representado na Figura 18. Na decisão dos componentes do sistema de potência, optou-se por um motor de corrente contínua de ímã permanente, devido ao seu alto torque e baixo custo. Esse tipo de motor possui outras vantagens, como mostrado por [Klein e Kenyon \(1984\)](#), porém é dependente de algum *feedback* para ser possível fazer controle de posição e velocidade, deixando os projetos de controle e sensoriamento mais complexos.

Observando-se o *datasheet* dos motores da [Bosch \(2004\)](#), notamos que o motor

chamado de FPG tem características muito boas de linearidade para o controle, como visto na Figura 19. Além dessa característica, é um motor com um torque alto que consegue gerar bastante força na cremalheira, como mostrado na Equação 3.2 e que consegue chegar em rotação nominal de 85 RPM. Por essas características, escolheu-se um motor genérico semelhante ao da Bosch para construção do protótipo, usado comercialmente em vidro elétrico de carro.

Figura 19 – Curva característica do motor FPG (BOSCH, 2004). Neste gráfico conseguimos observar qual é a potência de saída, curva P, a corrente, curva I, e a rotação, curva n, do motor em função do torque aplicado.



Embora esse motor atenda aos requisitos de projeto, notou-se que esquentava demais durante o funcionamento em períodos prolongados por estar sendo utilizado de forma contínua. Em seu *datasheet* recomenda-se o uso por até 5 minutos continuamente. Depois, deveria parar e esperar resfriar. Em um reestudo do projeto, seria melhor utilizar motor de limpador de para-brisa, pois possui características parecidas com o de vidro elétrico, porém é projetado para uso contínuo. No *datasheet* da Bosch é possível comparar exemplos desses dois motores: o FPG utilizado no projeto e o de limpador de para-brisa, chamado de CEP, recomendado para o serviço contínuo.

Para controlar o aquecimento do motor utilizado foi preciso instalar aletas e uma ventoinha de 12V. Assim, embora o motor esteja sendo utilizado continuamente, é possível controlar sua temperatura utilizando-se arrefecimento a ar.

Por fim, para controlar a velocidade e o sentido de rotação do motor, foi empregado um *driver*. Com a mesma lógica de decisão que a fonte, procurou-se por um *driver* que não apresentasse problema com a corrente solicitada e, por isso, optou-se

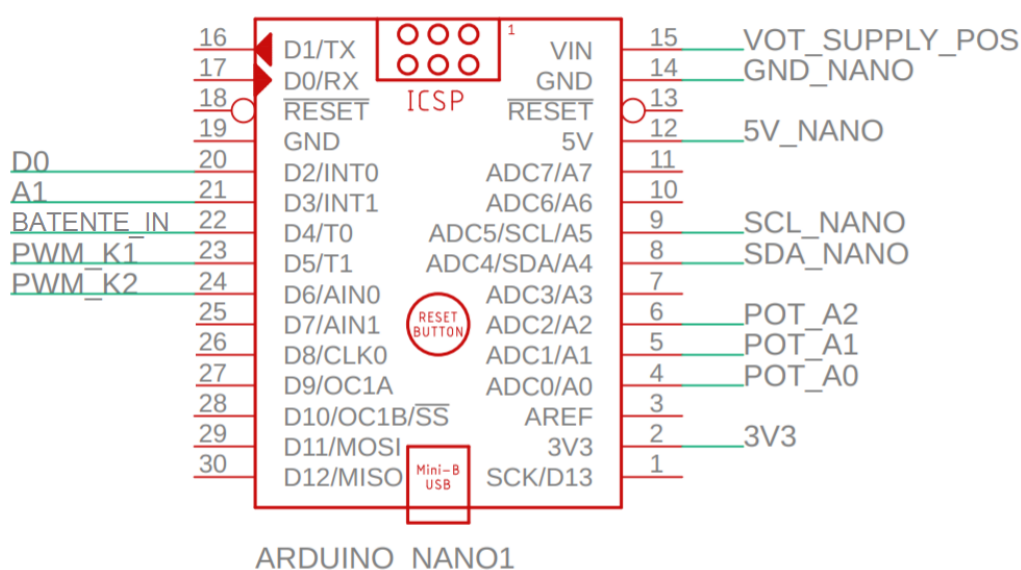
Tabela 4 – Ficha técnica do *driver* utilizado (20A..., 2015)

Alimentação do Driver	Alimentação do Motor	Corrente Máxima
2,3 V ~ 5,5 V	0 ~ 28 V	20 A

por um da fabricante Elechouse, cujas especificações são mostradas na Tabela 4.

3.2 Sistema de Controle e Periféricos

Figura 20 – Esquemático das portas de saída da placa de desenvolvimento.



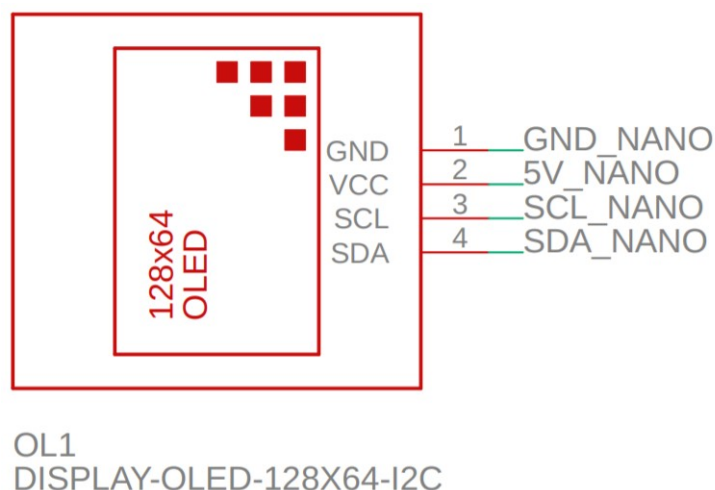
Para processar os dados recebidos e enviar os comandos para o *driver* do motor, foi necessária a utilização de um controlador. Para facilitar a prototipagem, utilizou-se uma placa de desenvolvimento, cujo esquemático é mostrado na Figura 20. Foi utilizado um Arduino NANO (NANO, 2018) como placa de desenvolvimento devido ao seu baixo custo e à fácil implementação. Apesar de o Arduino NANO conseguir cumprir os requisitos do protótipo, seria importante para um eventual produto utilizar um processador mais robusto, pois seu baixo poder de processamento limita consideravelmente a frequência do sistema.

Para que o controlador consiga calcular os sinais que devem ser enviados ao *driver*, ele precisa receber dados do próprio aparelho e do usuário. Para isso, são utilizados os periféricos. Para haver a comunicação com o usuário do eletromédico, foram utilizados três potenciômetros e um painel de OLED. E para receber dados do próprio aparelho, foram utilizados um encoder óptico, um botão e um sensor de pressão.

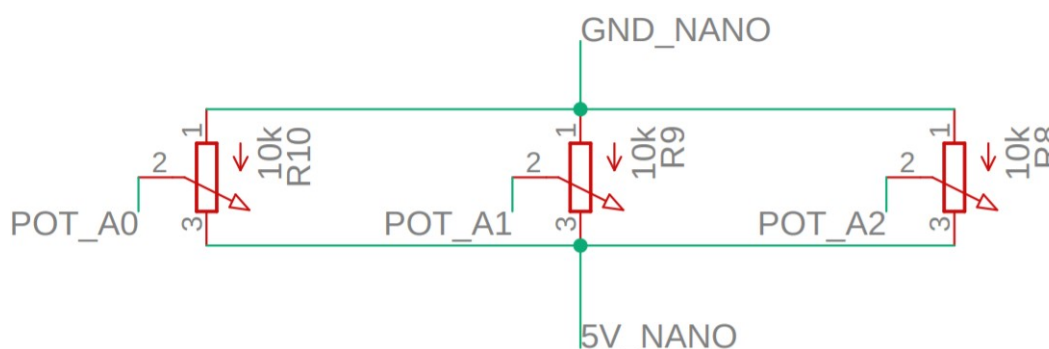
A interface com o usuário tem o intuito de permitir que o operador consiga mudar os parâmetros do aparelho durante seu uso e consiga visualizar os parâmetros que estão sendo utilizados. Uma foto do painel pode ser vista na Figura 9 e seu circuito pode

Figura 21 – Circuitos do painel de interface com o usuário.

(a) Circuito da tela de OLED utilizada para visualização dos parâmetros selecionados.



(b) Circuito dos potenciômetros utilizados para ajustar os parâmetros de frequência respiratória, volume corrente e FiO2 do paciente.

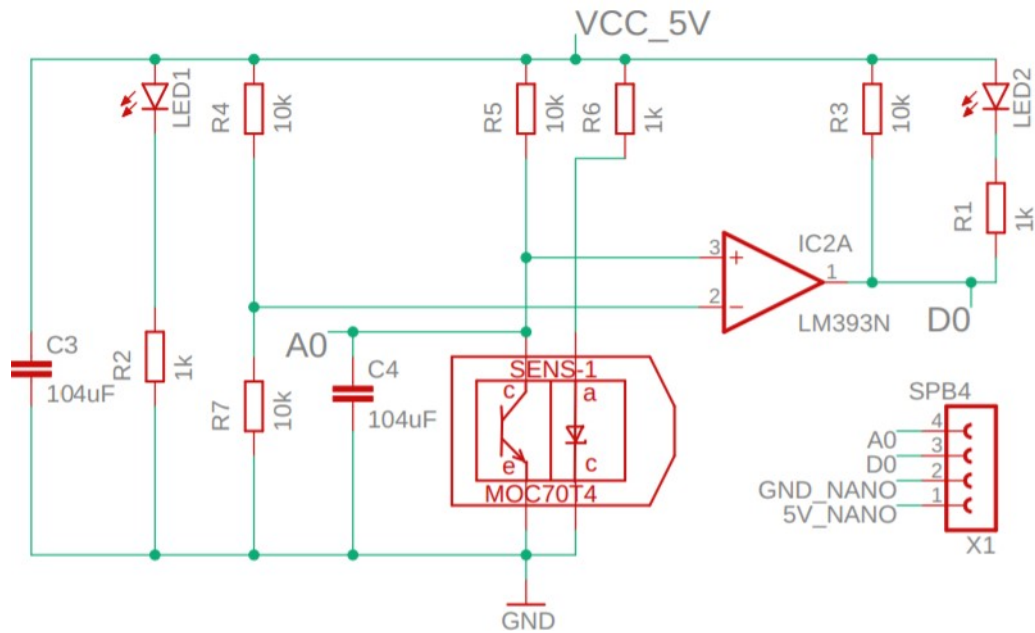


ser visto na Figura 22. A tela de OLED (OLED/PLED..., 2008) informa o operador qual é a frequência respiratória e volume corrente buscado pelo controlador do aparelho e informa qual deve ser a vazão de oxigênio para que estequiometricamente atinja a FiO2 mostrada na tela, como explicado na Seção 2.3.1. Para ajustar os parâmetros mostrados na tela, foram instalados três potenciômetros de 10 kΩ que ajustam, respectivamente da esquerda para direita: frequência respiratória, volume corrente e FiO2.

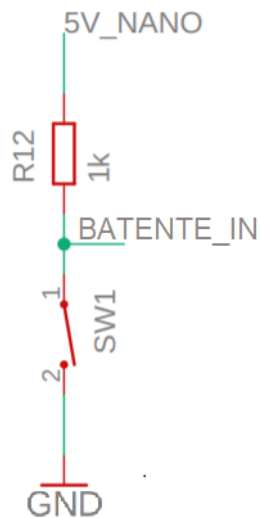
Para controlar a atuação do carrinho compressor, utilizam-se um encoder óptico e um botão, cujos esquemáticos estão representados nas Figuras 22a e 22b. O deslocamento do carrinho é medido a partir do movimento relativo do encoder óptico fixado na base do aparelho e a peça dentada chamada de "Pente". Essa montagem pode ser vista na Figura 23a. O encoder lê a presença ou ausência de dentes entre o emissor de luz e o receptor, assim podendo medir variação da posição do carrinho. Como a sua medição de posição é apenas relativa, precisou-se adicionar um botão físico para indicar o começo do movimento do aparelho e assim conseguir calibrá-lo em sua inicialização. O botão é mostrado na Figura 23b.

Figura 22 – Circuito dos sensores utilizados.

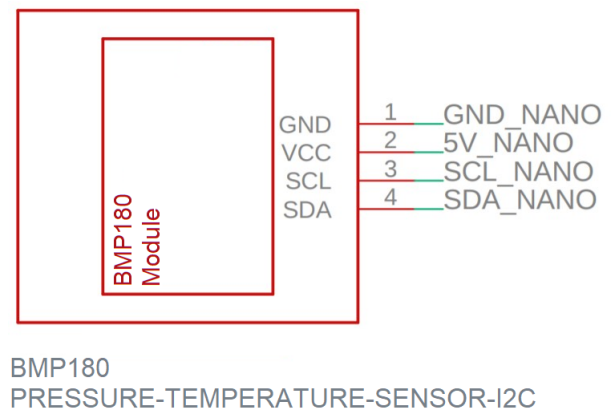
(a) Circuito do encoder óptico.



(b) Botão de batente do compressor.



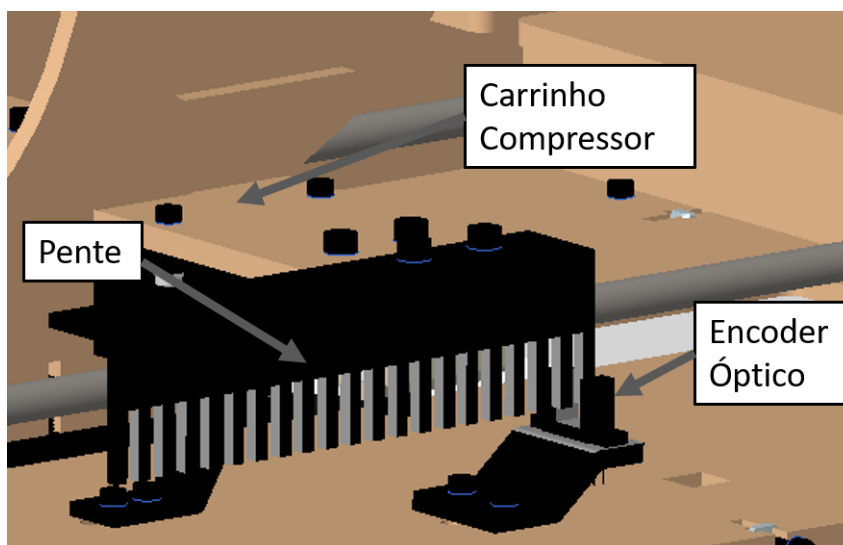
(c) Circuito do sensor de pressão.



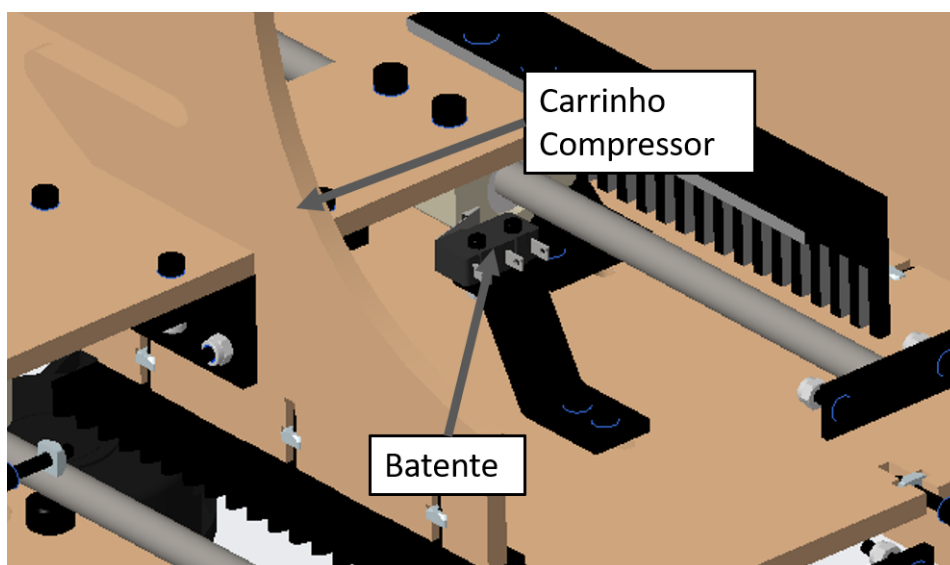
Por fim, para testes e a fim de conseguir modelar o sistema, foi instalado um sensor de pressão como indicado no esquemático da Figura 22c. Esse sensor foi instalado numa estrutura impressa 3D vedada, e esta foi encaixada no circuito o mais próximo possível do pulmão artificial, como mostrado na Figura 24. Como a ideia, para o uso em pacientes, é de não haver nenhuma parte do circuito respiratório que não seja usada convencionalmente, essa estrutura e o sensor são utilizados apenas em testes e devem ser retirados para utilizar o aparelho em pacientes. Para facilitar sua retirada, foi adicionado ao chicote um conector 4 vias Superseal da MTA (2011).

Figura 23 – Desenho CAD da montagem dos componentes para o controle de posição do carrinho.

(a) Montagem do encoder óptico com o "Pente".



(b) Montagem do botão de batente.



3.3 Software Embarcado e Controle

Procurou-se desenvolver um software simples que conseguisse suprir todos os requisitos do eletromédico. Sua máquina de estados é mostrada na Figura 25.

Ao inicializar o aparelho, ele entra em modo de calibração onde o carrinho compressor locomove-se para trás até encontrar o botão de batente. Após pressioná-lo, o carrinho locomove-se para frente 12 mm e então começa o movimento de compressão do AMBU. Além disso, esta etapa é utilizada para calibrar o sensor de pressão para a pressão ambiente.

Ao iniciar o processo de compressão do AMBU, o aparelho precisa calcular

Figura 24 – A estrutura impressa 3D laranja conecta-se o mais próximo possível do pulmão e contém internamente o sensor de pressão. É possível visualizar também o conector 4 vias que permite retirar esse sensor do protótipo, quando não for necessário.

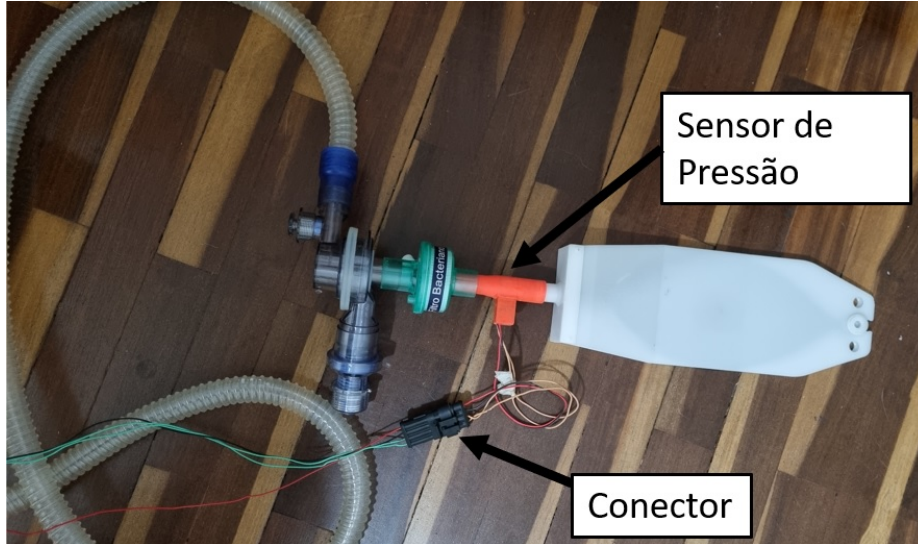
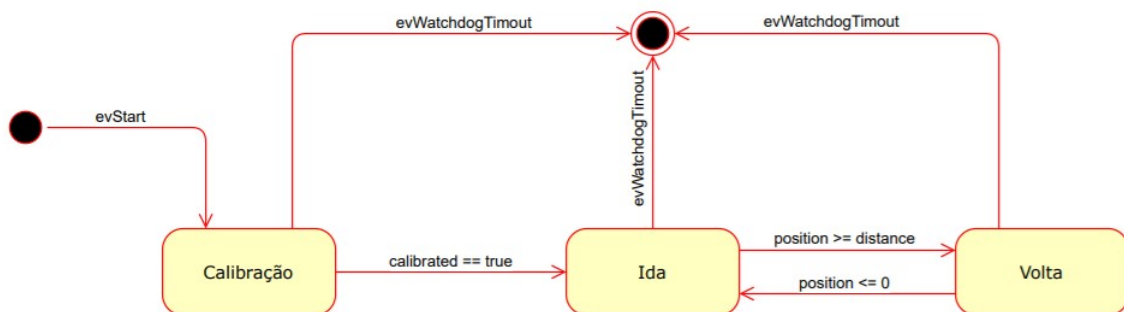


Figura 25 – Esquemático do software utilizado em forma de máquina de estados.



qual é a velocidade desejada de ida e de volta no carrinho. Para esse cálculo, são utilizados os valores de frequência respiratória, RPM , e volume corrente, $V_{corrente}$, informados pelo usuário. A relação de inspiração e expiração, ie , também é necessária, mas é decidida na compilação do código. Por fim, sabendo a frequência respiratória e a relação de inspiração e expiração, calcula-se o tempo de ida e de volta que o carrinho deve completar o movimento:

$$T_{total} = \frac{60}{RPM} \quad (3.3)$$

$$T_{volta} = \frac{T_{total}}{1 + ie} \quad (3.4)$$

$$T_{ida} = T_{total} - T_{volta} \quad (3.5)$$

Então, calcula-se a amplitude do movimento a partir de um parâmetro empírico, calculado na Seção 4, para transformar o volume corrente em amplitude de movimento, $F_{vol/amp}$:

$$amp = \frac{V_{corrente}}{F_{vol/amp}} \quad (3.6)$$

Com o tempo e a amplitude do movimento, é possível calcular qual é a velocidade de referência de ida e de volta.

$$Vel_{volta} = \frac{amp}{T_{volta}} \quad (3.7)$$

$$Vel_{ida} = \frac{amp}{T_{ida}} \quad (3.8)$$

Visto que a dinâmica do envio de PWM (Pulse Width Modulation) e a velocidade angular do motor é uma dinâmica de primeira ordem, utilizou-se no sistema um controle integrativo com feedforward. O feedforward é calculado assim que acaba a calibração ou quando o operador altera os valores do aparelho. Este feedforward será o PWM inicial e para calculá-lo utiliza-se a aproximação calculada na Seção 4.1, em que aproxima a relação entre velocidade desejada e PWM que deve ser enviado a uma reta. O coeficiente linear dessa reta, PWM_0 , representa o PWM que deve ser enviado quando a velocidade desejada é 0 mm/s e o coeficiente angular, $F_{pwm/vel}$, representa a variação de PWM que deve haver com a variação da velocidade desejada. O cálculo do feedforward de PWM será:

$$PWM_{FF} = PWM_0 + F_{pwm/vel} \times Vel \quad (3.9)$$

Como o cálculo do $F_{pwm/vel}$ foi feito em cima do motor sem carga, era esperado que o carrinho fizesse o primeiro movimento um pouco mais lento do que o desejado e então o feedback seria importante. Esse feedback é feito ao final do movimento, quando compara a velocidade real executada com a velocidade de referência, gerando assim o *erro*. Esse *erro* então é multiplicado por $F_{pwm/vel}$ para transformar o erro de velocidade em um ajuste de PWM e então multiplicado por um ganho K_I para calibrar quão agressivo é desejado esse aprendizado. A equação fica:

$$PWM_{I(n)} = PWM_{I(n-1)} - [K_I \times (erro_{(n-1)} \times F_{pwm/vel})] \quad (3.10)$$

$$PWM_{I(n)} = \sum_{i=1}^{n-1} K_I \times (erro_{(i)} \times F_{pwm/vel}) \quad (3.11)$$

Como K_I e $F_{pwm/vel}$ são constantes, pode ser escrito como:

$$PWM_{I(n)} = K_I \times F_{pwm/vel} \times \sum_{i=1}^{n-1} erro(i) \quad (3.12)$$

Por fim, sabendo que a ação de controle será a soma da ação de feedforward e de integrativo, tem-se uma ação de controle final igual a:

$$PWM_{(n)} = PWM_{FF} + PWM_{I(n)} \quad (3.13)$$

Utilizando as Equações 3.9 e 3.11, consegue-se:

$$PWM_{(n)} = PWM_0 + F_{pwm/vel} \times Vel + K_I \times F_{pwm/vel} \times \sum_{i=1}^{n-1} erro(i) \quad (3.14)$$

Que pode ser escrito como:

$$PWM_{(n)} = PWM_{(n-1)} - [K_I \times (erro_{(n-1)} \times F_{pwm/vel})] \quad (3.15)$$

A Equação 3.15 representa a equação às diferenças que foi utilizada no aparelho, com a condição inicial sendo de $PWM_{(1)} = PWM_{FF} = PWM_0 + F_{pwm/vel} \times Vel$ que é o termo de feedforward que será levado adiante para as próximas iterações. Essa equação é utilizada tanto para ida quanto para a volta do aparelho, separadamente para ambas, pois os dois movimentos possuem velocidades e cargas diferentes.

Para medir a distância, foi utilizado o encoder óptico descrito na Seção 3.1. Tanto os vales quanto os dentes do pente utilizado no sensor possuem um comprimento de 3 mm. Assim, a cada borda de descida ou de subida na leitura, é contabilizado um deslocamento de 3 mm do carrinho.

Para garantir que, caso houvesse o travamento do software ou do hardware do eletromédico, ele reiniciasse, foi implementado um *watchdog timer* (RASHEED, 2020). Para que o *watchdog timer* não reinicie o sistema inoportunamente, era necessário ficar resetando o seu contador. Para isso, foi utilizado a interrupção do encoder óptico. Assim, o *watchdog* vai reiniciar o sistema somente quando o carrinho pare ou o software trave.

Além das implementações para aprimorar as funcionalidades do aparelho, foi implementado um monitoramento de estados importantes do eletromédico. Esse monitoramento foi feito por meio de uma conexão serial com um computador e o aparelho envia valores de estados em padrão CSV (Comma-Separated Values). Estados estes sendo: tempo, posição do carrinho compressor, pressão, amplitude de movimento

desejada, frequência respiratória desejada, erro de velocidade média do último movimento e *duty cycle* enviado. Após uma sessão de testes, os dados mostrados no serial eram passados para uma planilha e então produzidos gráficos para análise do desempenho do aparelho.

Finalizado o estudo de software e hardware para conseguir suprir os parâmetros requisitados pelo projeto, passamos para os testes para modelar o aparelho e averiguar se conseguiria chegar nos parâmetros propostos em projeto.

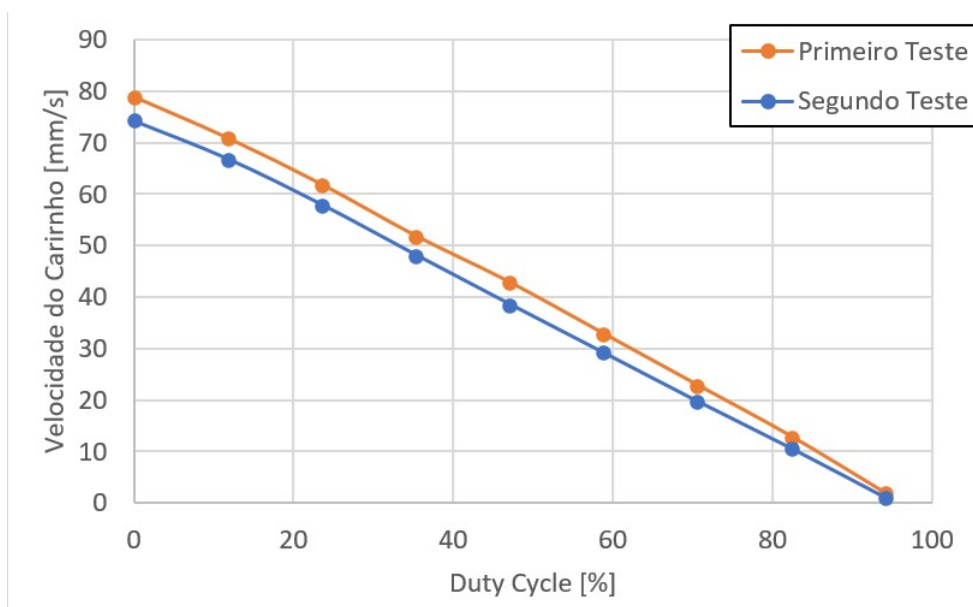
4 Testes e Modelagem

Como mencionado na Seção 2.1, a modelagem do sistema é complexa de ser feita de início. Por isso, a realização de testes foi um processo essencial e iterativo com o design e construção do protótipo. Essa seção tem como foco mostrar como foi possível entender mais do sistema e decidir parâmetros a partir de testes realizados. Cobrirá também um modelo desenvolvido do sistema feito no Simulink, sendo este importante para entender melhor o eletromédico para possíveis passos futuros. Por fim, mostrará qual foi o envelope de funcionamento e se este alcançou os objetivos de projeto.

4.1 Mapeamento da velocidade do Motor CC

O primeiro teste realizado para que a malha de controle fosse implementada foi o mapeamento da proporção entre o PWM enviado ao *driver* do motor e qual seria a velocidade do carrinho. O teste foi realizado sem aplicação de carga alguma, sem AMBU, fixando uma amplitude de 42 mm ao movimento do carrinho a uma taxa I:E de 1/1, colocando-se um comando PWM constante ao motor na ida e na volta. Foi medido o tempo total para decorrer 10 ciclos, incluindo 10 idas e 10 voltas. Então, a velocidade média calculada seria a partir desse tempo e pelos $20 \times 42 = 840mm$ que foram deslocados durante os 10 ciclos.

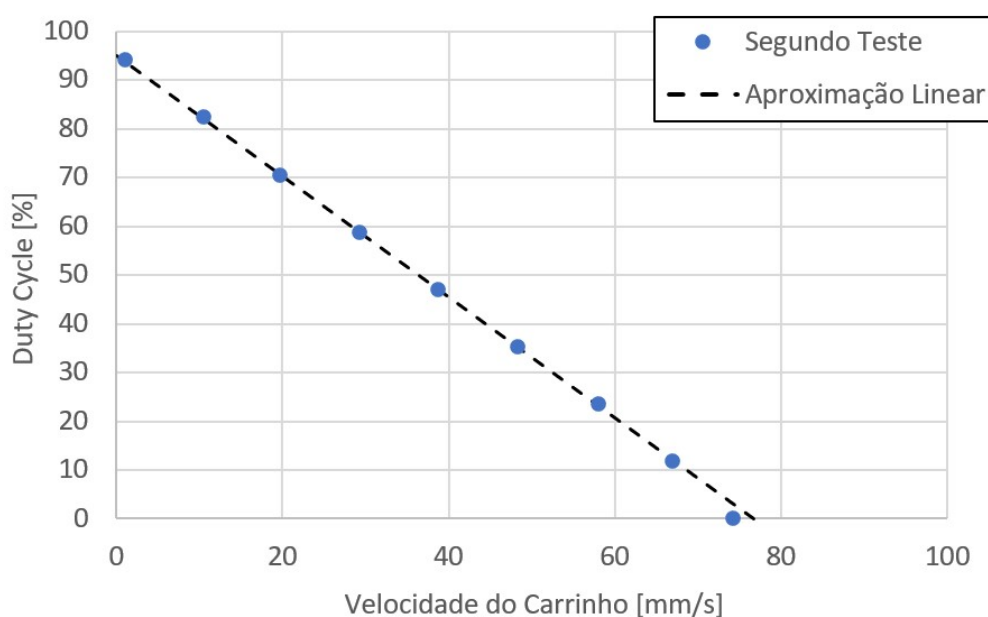
Figura 26 – Gráfico que mostra a variação de velocidade do carrinho dependendo do *duty cycle* enviado. O "Primeiro Teste" foi feito assim que recebeu-se o motor e o "Segundo Teste" foi feito após 4 meses.



O PWM Arduino é definido pelo seu *duty cycle* (AQIB, 2018). O mapeamento mostrado na Figura 26 foi realizado nos primeiros testes do motor e novamente após 4 meses, logo antes de começar as baterias de testes de modelagem da Seção 4. Observou-se que, com o uso, o motor foi reduzindo a velocidade máxima que conseguia chegar, provavelmente pelo uso indevido contínuo ao invés de periódico para que foi projetado, como explicado na Seção 3.1.

Para estimar o comportamento do motor sem carga, aproximou-se a curva gerada a uma reta. Por meio de testes, observou-se que o aparelho costumava trabalhar numa região entre 20 mm/s e 50 mm/s. Por isso, foram utilizados os pontos de *duty cycle* 35% e 71% para conseguir gerar a equação da reta. A reta que representa o "Primeiro Teste" é $81,00 - 0,82x$ e a que representa o "Segundo Teste" é $76,77 - 0,81x$.

Figura 27 – Comparação dos pontos utilizados e a linearização feita a partir do "Segundo Teste".



Para utilizar como parâmetro do aparelho, precisamos da função inversa que, sabendo a velocidade desejada de movimento, forneça qual PWM chegaria nela com o carrinho sem carga. Utilizando o "Segundo Teste" para fazer os cálculos, pois ele que será utilizado adiante para realizar a modelagem, nota-se que função inversa ficará $98,58 - 1,24x$. A comparação dessa aproximação com os pontos aqisitados no ensaio está na Figura 27. Com essa aproximação, conseguimos definir que o coeficiente linear da equação será $PWM_0 = 98,58$ e o coeficiente angular será $F_{pwm/vel} = -1,24$.

4.2 Mapeamento do Volume Corrente

Outro parâmetro essencial para ser quantificado no aparelho é a relação entre a amplitude do movimento do carrinho e o volume corrente enviado ao paciente. Houve

Tabela 5 – Volume Corrente por amplitude de movimento

Amplitude [mm]	Volume Corrente [mL]
36	150
39	200
42	210
51	380
60	400
72	450

Figura 28 – Fotos do teste realizado utilizando o ventilômetro.

- (a) Foto de um circuito respiratório com ventilômetro. (b) Foto de uma aferição utilizando o ventilômetro.



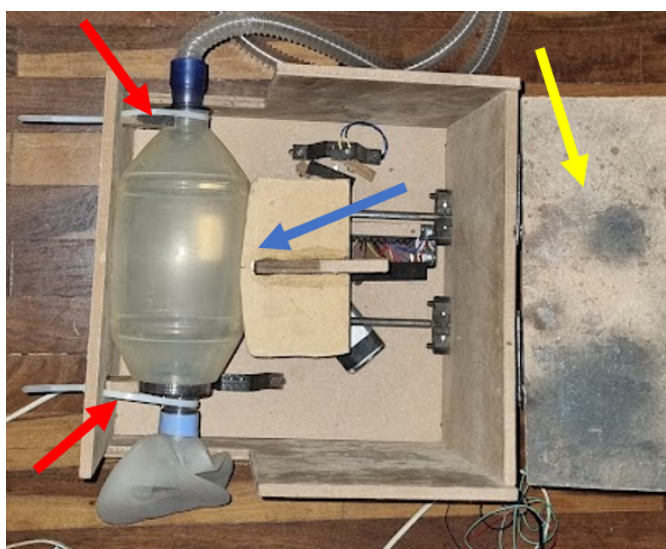
a oportunidade de testar o protótipo em um hospital, com isso conseguiu-se acesso a equipamentos mais sofisticados de espirometria, dentre eles o ventilômetro. O ventilômetro, mostrado na Figura 28, é encaixado no circuito respiratório para permitir a leitura do volume de ar que está indo até o pulmão artificial.

No teste realizado no hospital com o ventilômetro, fixou-se uma frequência respiratória de 30 RPM e mapeou-se qual era o volume corrente para diversas amplitudes diferentes e colocados na Tabela 5. Durante o teste percebemos que os resultados estavam alterando bastante conforme o AMBU se deslocava, além de que o aparelho estava tendo dificuldade de manter 30 RPM com volume corrente de 450 ml, pois tinha que deslocar 72 mm. No fim, o teste não foi tão útil para modelar o sistema, pois nele

percebeu-se que o design precisava de melhorias, passando por mais uma iteração.

Para o novo design, fixou-se o AMBU ao anteparo para impedir seu deslocamento. Além disso, aumentou-se a eficiência de volume corrente por deslocamento de duas formas. Primeiramente, percebeu-se que a estrutura do anteparo não estava rígida o suficiente, então foi acrescentada a tampa do aparelho. Aumentou-se também a área frontal do carrinho compressor adicionando um reforço transversal. Esses aprimoramentos de design estão mostrados na Figura 29.

Figura 29 – Uma foto superior da última revisão de design com a tampa aberta. A seta vermelha mostra as novas fixações do AMBU no anteparo; a seta amarela mostra a tampa que pode ser fechada para aumentar a rigidez do anteparo; a seta azul indica o reforço transversal do carrinho para aumentar o volume corrente por deslocamento.



Após essas melhorias, o teste precisou ser refeito. Como não havia mais a disponibilidade do ventilômetro, precisou-se realizar de outra maneira. Para isso, optou-se por captar o ar que sairia de dentro do pulmão artificial para dentro de um balão de dimensões máximas conhecidas, mostrado na Figura 30. Para calcular seu volume, aproximou-se o balão a uma elipsoide e utilizou-se a Equação 4.1. Como $R_1 = 13,5\text{cm}$ e $R_2 = R_3 = 14,5\text{cm}$ calcula-se que o volume do balão será $V_{balao} = 11,89\text{L}$.

$$V_{balao} = \frac{4 \times \pi \times R_1 \times R_2 \times R_3}{3} \quad (4.1)$$

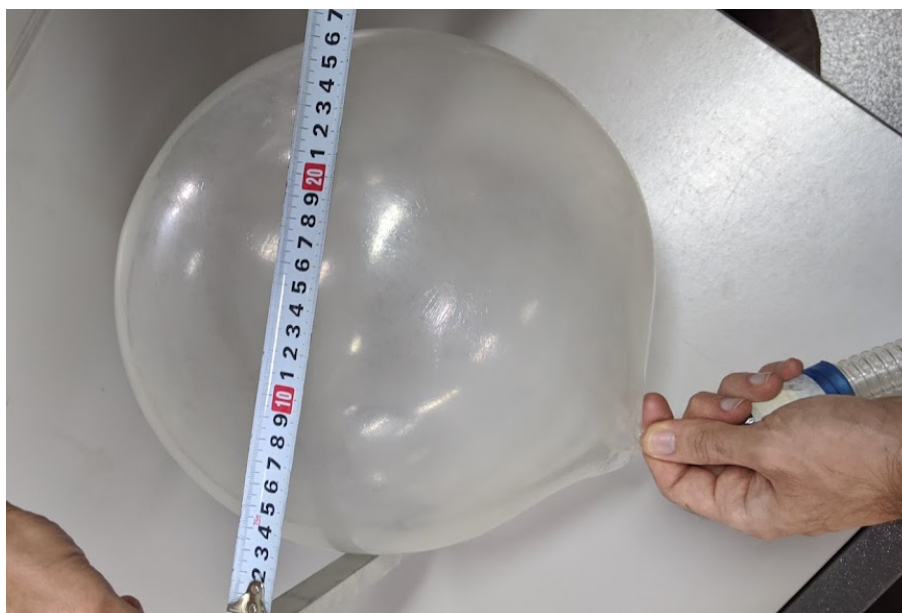
O teste com o balão foi realizado fixando uma frequência respiratória de 34 RPM com I:E de 1/1. Varrendo diversas amplitudes de movimento, foi verificada a quantidade de ciclos necessários para se encher o balão. Como o volume final do balão é determinado, conhecer a quantidade de ciclos para enchê-lo é o suficiente para descobrir, em média, qual é o volume corrente para cada amplitude. Os dados desse teste estão na Figura 31.

Figura 30 – Fotos do teste realizado utilizando o balão.

(a) Foto de um circuito respiratório com o balão na saída.



(b) Foto do balão utilizado para medir o volume de ar expirado.

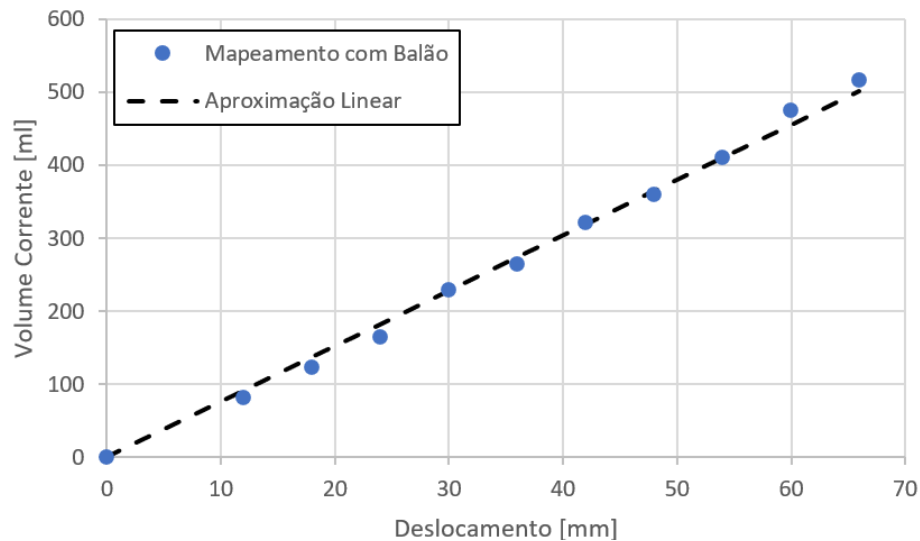


Foi observado que, devido ao design do aparelho, o volume corrente por deslocamento possui um comportamento próximo ao linear. Devido a isso, aproximou-se os resultados a uma reta que passa pela origem e que tem uma inclinação de 7,59ml/mm, também vista na Figura 31. Assim calculou-se que $F_{vol/amp} = 7,59ml/mm$.

4.3 Modelagem em Simulink

Após o entendimento de algumas características importantes do aparelho por meio de testes, julgou-se importante ter um conhecimento mais profundo de todo o sistema que o compõe, a partir de sua modelagem no software Simulink, do Matlab. Foi possível, a partir de testes, gerar um modelo nesse software, permitindo não só um maior conhecimento do protótipo, mas também conseguindo estimar medidas que não

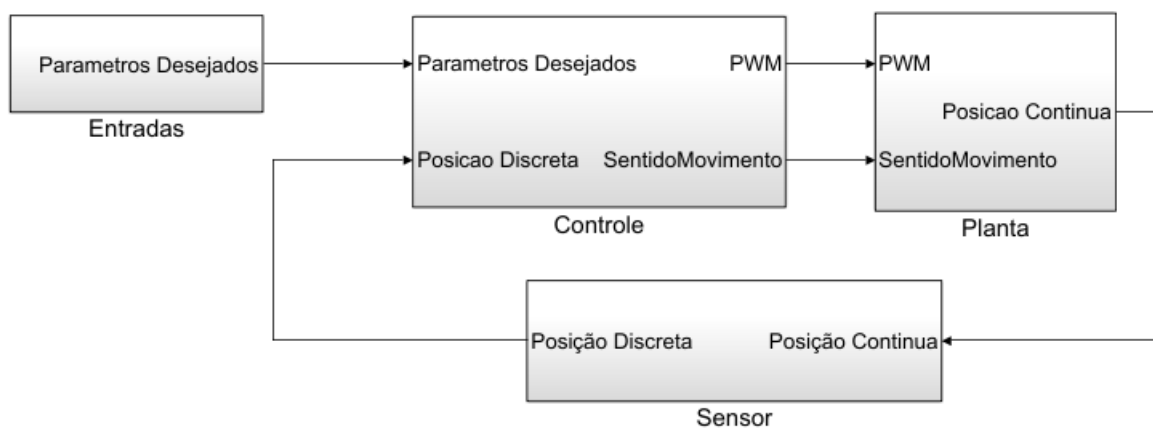
Figura 31 – Gráficos de volume corrente para diversas amplitudes de movimento. Os pontos são os resultados do ensaio e a linha tracejada representa sua linearização.



foram realizadas no protótipo, como, por exemplo, a corrente do motor para melhor selecionar a fonte mais adequada.

4.3.1 O Modelo

Figura 32 – O modelo completo do ventilador criado em Simulink.

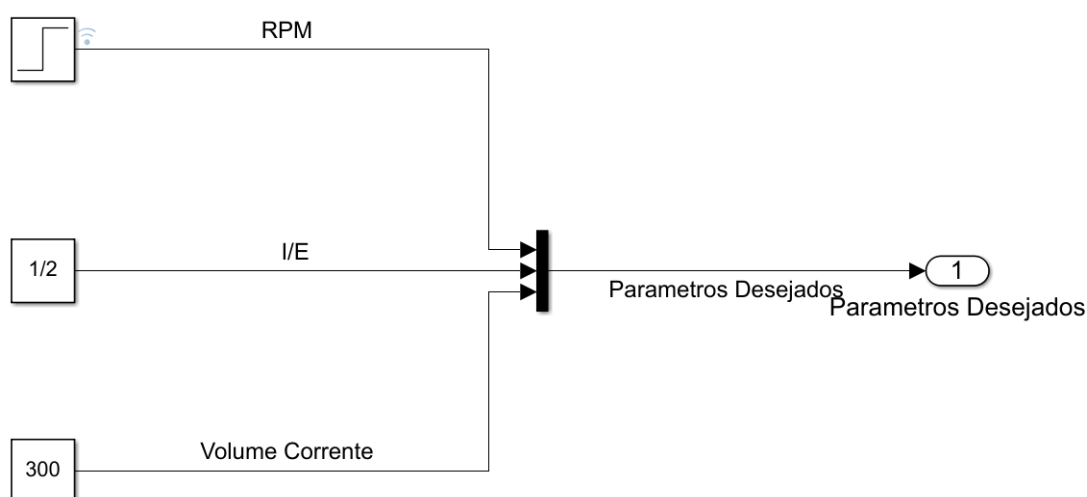


O modelo foi construído como indicado na Figura 32 e é dividido nos seguintes subsistemas:

- "Entradas": responsável pela seleção de parâmetros do aparelho;

- "Controle": simula a lógica presente no código do Arduino, recebendo os parâmetros de entrada e a posição do carrinho, transformando em sinal de PWM para o motor CC;
- "Planta": simula a dinâmica do ventilador, tanto a parte elétrica, transformando PWM em torque, quanto parte mecânica, transformando o torque em pressão e volume enviados ao paciente;
- "Sensor": responsável por simular a dinâmica dos sensores utilizados para o controle. Como o único sensor utilizado para o controle é o de posição, esse foi simulado discretizando o sinal da posição contínua do carrinho para ser fornecida a cada 3 mm.

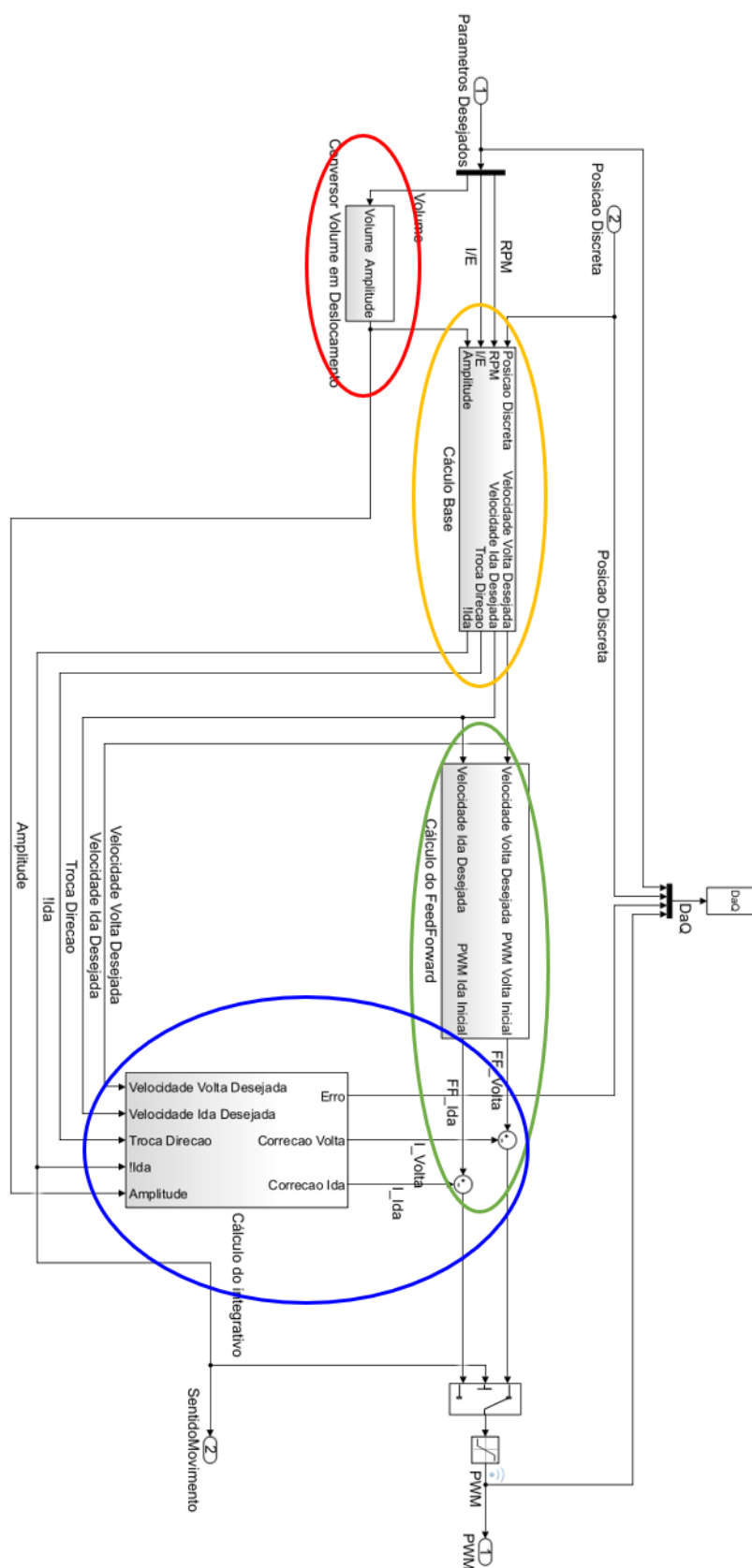
Figura 33 – Seleção dos parâmetros dentro do subsistema "Entradas".



O bloco "Entradas", internamente mostrado na Figura 33, tem como função decidir parâmetros ajustáveis do aparelho, sendo eles: frequência respiratória, relação de inspiração e expiração, e volume corrente. Tais parâmetros podem ser constantes durante a simulação ou serem alterados, assemelhando um reajuste do aparelho por parte do operador durante o uso.

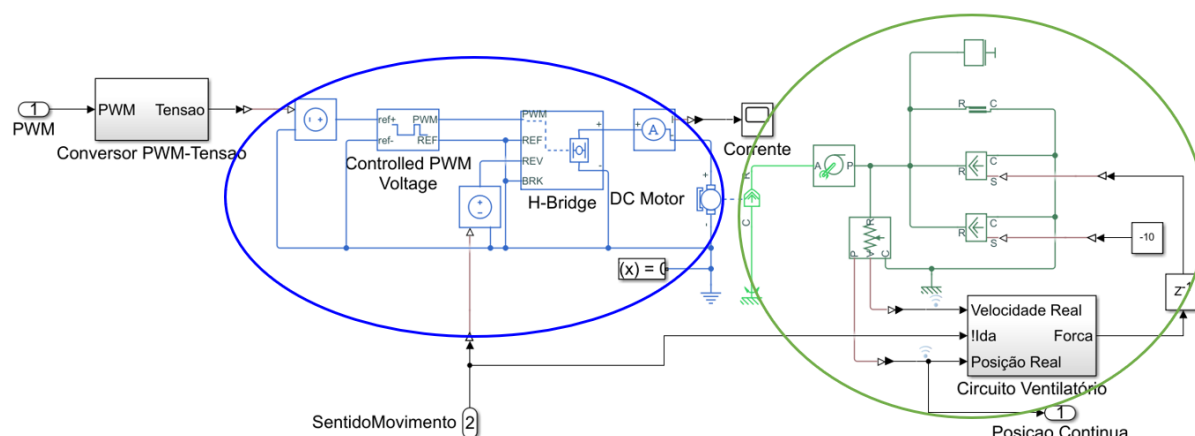
O bloco "Controle", internamente mostrado na Figura 34, é responsável por realizar, na simulação, o papel do software embarcado. A primeira etapa é converter volume corrente desejado em amplitude de movimento, que ocorre na região circulada em vermelho. Em seguida, sabendo a amplitude, frequência respiratória e o I:E desejado, calcula-se a velocidade desejada de ida e de volta do aparelho na região circulada em amarelo. Com essa informação é possível calcular o feedforward, circulado em verde, e também calcular o erro acumulado pelo integrativo, circulado em azul. A soma desses dois fatores, indicado pela interseção do verde e azul, indica o cálculo

Figura 34 – Conversão dos parâmetro de entrada e posição do carrinho em comandos para o atuador dentro do subsistema "Controle".



da Equação 3.15, gerando, então, o *duty cycle* que será enviado para o motor, junto com o sentido do movimento do carrinho.

Figura 35 – Simulação da dinâmica do ventilador pela modelagem do sistema elétrico e mecânico em Simscape dentro do subsistema "Planta".



O bloco "Planta", internamente mostrado na Figura 35, simula a dinâmica do eletromecânico. Para sua modelagem, usou-se em grande parte a ferramenta de Simscape do Simulink. Ela facilita a modelagem multifísica dos sistemas, como o estudado, que possui interação de um sistema elétrico com um mecânico. A região em azul é responsável pela modelagem do sistema elétrico. A partir do valor do *duty cycle* e sentido do movimento, é gerada uma tensão para o motor CC de ímã permanente e este gera o torque e deslocamento angular do motor. A região verde representa o sistema mecânico, onde o torque e o deslocamento angular do motor são convertidos em força e deslocamento linear do carrinho. Esse deslocamento é o que será discretizado e utilizado novamente no bloco de controle, fechando a malha.

4.3.2 Calibração da planta

Para conseguir uma planta que se assemelhe ao máximo com o protótipo real, primeiro foram identificados quais efeitos precisavam ser considerados na modelagem. Esses efeitos foram separados em 4 fases, onde cada uma herda as características das anteriores e acrescenta mais alguns efeitos. Essas fases são: aparelho sem AMBU; aparelho com AMBU, mas sem circuito respiratório; aparelho com AMBU conectado ao pulmão artificial, mas sem PEEP; e aparelho com circuito completo.

Os primeiros efeitos estudados foram os que ocorrem com o aparelho sem o AMBU encaixado. Começou-se analisando as características do motor elétrico. Para modelá-lo no Simscape, os parâmetros mostrados na Figura 36 precisaram ser definidos. Além disso, outros efeitos importantes levados em consideração foram: a inércia do movimento do carrinho, modelado como uma massa, e os efeitos de amortecimento

Figura 36 – Tabela de parâmetros utilizadas para modelar o motor CC.

Field type:	Permanent magnet	
Model parameterization:	By rated load and speed	
Armature inductance:	0.1	H
No-load speed:	93.5	rpm
Rated speed (at rated load):	55	rpm
Rated load (mechanical power):	8.5	W
Rated DC supply voltage:	12	V
Rotor damping parameterization:	By no-load current	
No-load current:	4	A
DC supply voltage when measuring no-load current:	12	V

do movimento, sendo modelado como atrito viscoso no rotor e atrito seco na cremalheira.

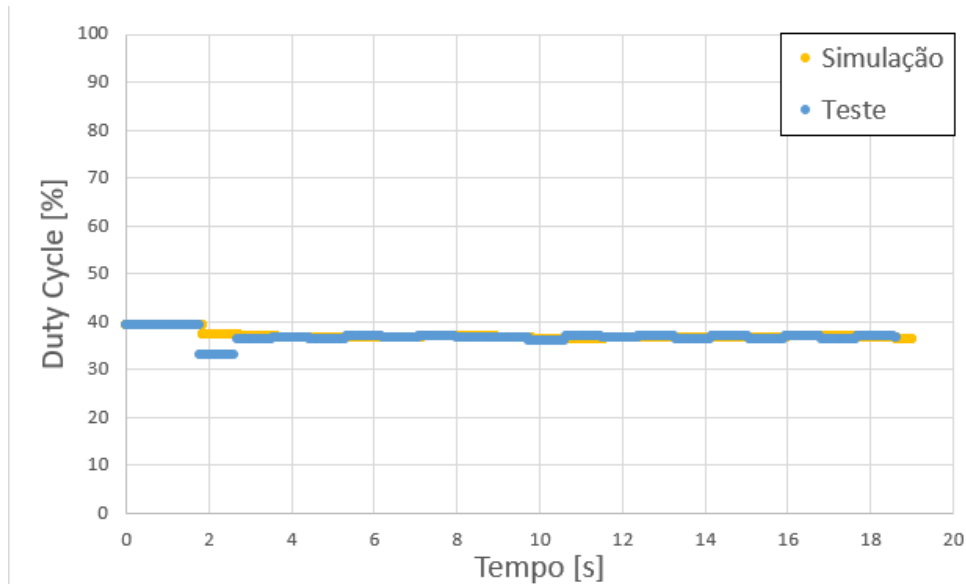
Algumas características do motor puderam ser calculadas a partir da curva característica do motor, mostrada na Figura 19. As características restantes do motor e as características mecânicas foram conseguidas por meio de experimentos. Nos experimentos de caracterização do protótipo, manteve-se uma proporção de I:E de 1/1 e uma amplitude de movimento de 42 mm, varrendo frequências de movimento de 16, 24, 30 e 34 RPM. Por fim, voltou-se a frequência para 24 RPM e uma amplitude de 60 mm. Com isso, foram obtidas diversas curvas reais e procurou-se ir ajustando os parâmetros para que a simulação se assemelhasse com os dados reais para todos os ajustes mencionados acima. Ao final da calibração, foi possível chegar a um resultado bem aceitável. Um exemplo de comparação da simulação com os dados de testes é mostrado na Figura 37.

O próximo efeito analisado foi do AMBU encaixado no ventilador, mas com ele aberto diretamente para a atmosfera. A princípio, imaginou-se o efeito da deformação desse semelhante ao efeito de uma mola, porém, na prática, não estava funcionando essa modelagem, pois o AMBU, desde o começo de sua deformação, demonstra uma força de restauração considerável e não muda muito essa característica quanto mais se deforma. A melhor forma que se encontrou para modelar esse efeito foi através de uma força constante empurrando o carrinho para trás. Calibrou-se esse parâmetro da mesma forma que foi calibrado para o carrinho sem carga, varrendo 5 frequências respiratórias diferentes e 2 amplitudes. O resultado é mostrado na Figura 38.

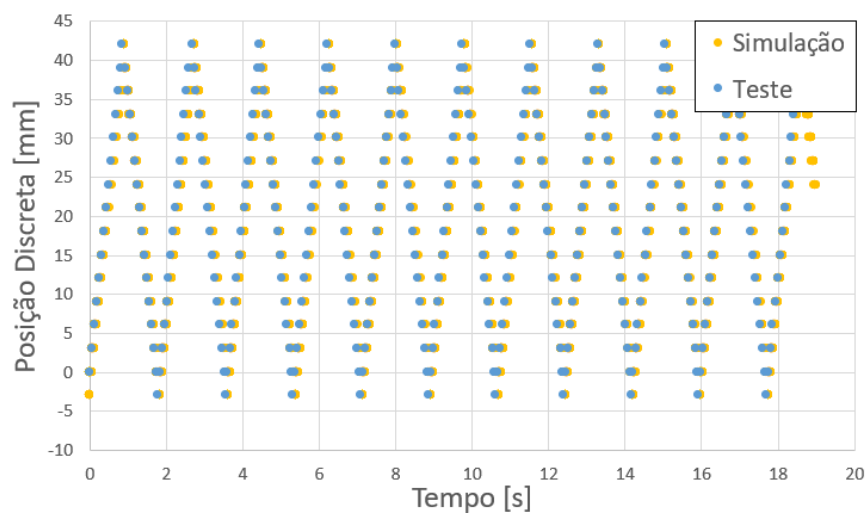
Por fim, foi necessário modelar o efeito do paciente conectado ao AMBU, precisando, para isso, aprofundar-se em alguns conceitos fisioterapêuticos (NICKSON, 2020). A resistência imposta pelo paciente ao ventilador é representada pela complacência dinâmica, sendo essa a soma dos efeitos da complacência estática, acrescentando um efeito análogo ao de uma mola na dinâmica ventilatória, e o efeito da

Figura 37 – Comparação da diferença de *duty cycle* e de posição do carrinho entre a simulação e os dados de teste. Esses dados foram obtidos dos testes a 42 mm e a 30 RPM realizados sem AMBU.

- (a) Gráfico de *duty cycle* no domínio do tempo comparando a simulação com o teste sem AMBU. Observa-se que, como esperado, não havendo carga no aparelho, o feedforward acerta próximo o *duty cycle* correto logo de início.



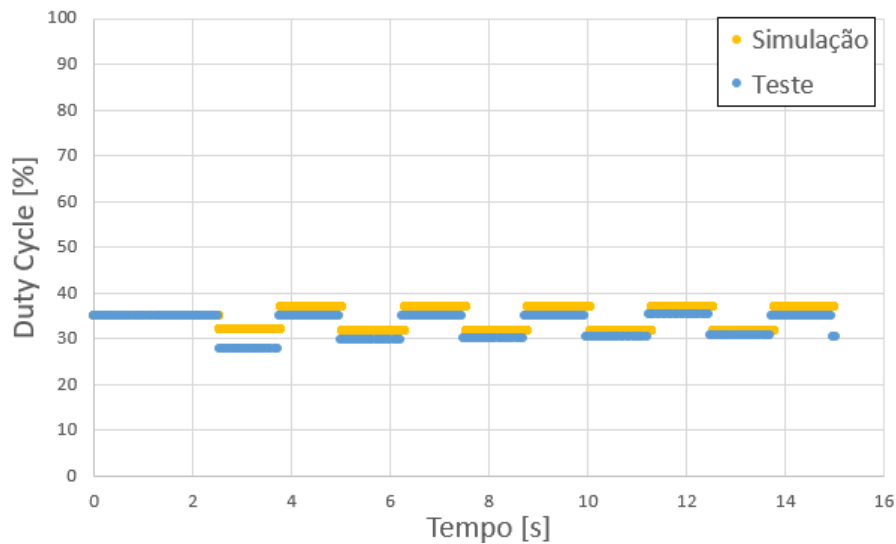
- (b) Gráfico de posição do carrinho no domínio do tempo comparando a simulação com o teste sem AMBU.



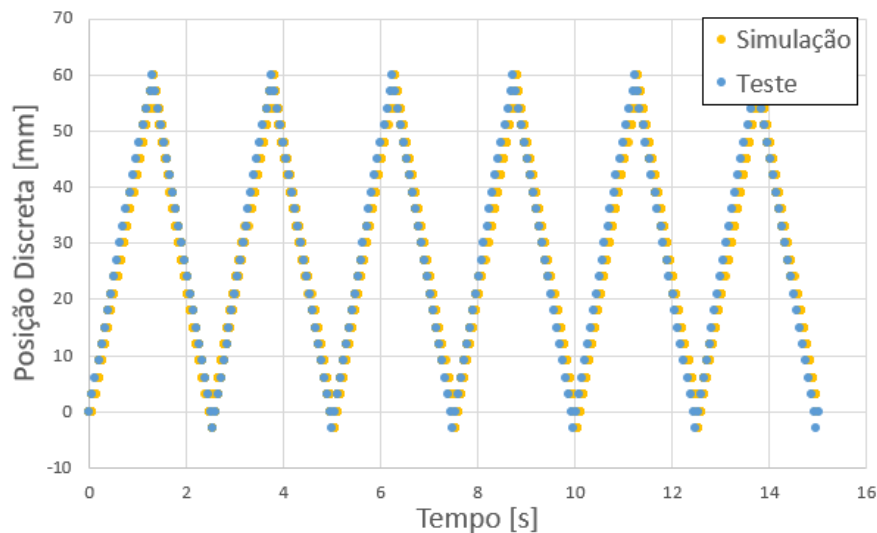
resistência pulmonar, que é análogo ao efeito de um amortecedor. A complacência estática é a proporção que indica quanto de volume vai ser introduzido no pulmão do paciente ao se aplicar uma certa pressão estática em suas vias respiratórias, em pacientes saudáveis variando de 50 a 100 ml/cmH₂O. A resistência é a proporção que representa quanto vai ser a queda de pressão nas vias respiratórias dependendo do fluxo de ar, em pacientes saudáveis, variando de 1 a 8 cmH₂O/L/s. Um estudo mais aprofundado de complacência dinâmica em pacientes com COVID-19 foi realizado por [Nickson, Iwashyna e Young \(2020\)](#).

Figura 38 – Comparação da diferença de *duty cycle* e de posição do carrinho entre a simulação e os dados de teste. Esses dados foram retirados dos testes a 60 mm e a 24 RPM realizado com o AMBU aberto ao ambiente.

- (a) Gráfico de *duty cycle* no domínio do tempo comparando a simulação com o teste com AMBU. Observa-se que a presença do AMBU faz com que o comando de *duty cycle* de ida e volta tenham que ser diferentes para que cheguem a mesma velocidade.



- (b) Gráfico de posição do carrinho no domínio do tempo comparando a simulação com o teste com AMBU.



Para representar essas características na planta, foi acrescentada uma força contra o carrinho gerada pela complacência dinâmica. Essa força será dada pela multiplicação da pressão no ramo inspiratório por uma área de contato entre o carrinho e o AMBU.

A pressão no ramo inspiratório será a soma da pressão causada pela complacência estática, resistência e a PEEP. A PEEP expressa qual é a pressão inicial do circuito respiratório quando começa a inspiração. Este efeito pode ser observado na

Tabela 6 – Teste de envelope de funcionamento do aparelho com relação de inspiração e expiração de 1/2. Células marcadas com OK são combinações de volume corrente, frequência respiratória e relação de inspiração e expiração que o protótipo consegue manter.

Volume corrente [ml] / RPM	15	19	23	27	31	35
228	OK	OK	OK	OK	OK	OK
273	OK	OK	OK	OK	OK	OK
319	OK	OK	OK	OK	OK	NOK
364	OK	OK	OK	OK	NOK	NOK
410	OK	OK	OK	NOK	NOK	NOK
456	OK	OK	NOK	NOK	NOK	NOK

4.4 Testes dos Requisitos de Projeto

O projeto inteiro foi modelado sobre os 5 requisitos mencionados na Seção 1.3. Para entendermos qual é o envelope de funcionamento que o protótipo conseguiu chegar, alguns testes foram executados.

Existem 3 parâmetros que, devido à limitação de velocidade máxima do motor CC, estão bem correlacionados, sendo eles: **volume corrente**, **frequência respiratória** e **relação de inspiração e expiração**. Separadamente, o aparelho consegue cumprir esses requisitos. O volume consegue ser ajustável entre 0 e 455 ml, a frequência consegue ser ajustada de 12 a 35 RPM e a relação de inspiração e expiração consegue ir de 1/2 a 1/3. Porém não é possível chegar no máximo dos 3 parâmetros ao mesmo tempo.

Para encontrar qual é o envelope de funcionamento do volume corrente, da frequência respiratória e da relação de inspiração e expiração, foram feitos experimentos com o circuito completo respiratório varrendo esses 3 parâmetros. Para organizar os resultados dos testes, separou-se duas tabelas onde, em ambas, vemos se o aparelho conseguiu ou não alcançar todos os parâmetros impostos para diversos volumes correntes e frequências respiratórias, sendo que na Tabela 6 foi imposto uma relação de inspiração e expiração de 1/2 e na Tabela 7 de 1/3.

Outro parâmetro que deve ser averiguado é o de **Fração inspirada de oxigênio**. O ajuste de FiO₂ foi explicado na Seção 2.3.1. Apesar de a precisão desse ajuste não ter sido medida, o requisito de projeto de ser ajustável de 21% a 100% foi alcançado, sendo estes alcançados quando é enviado apenas ar atmosférico ao paciente ou apenas oxigênio comprimido, respectivamente. É possível também alcançar qualquer valor intermediário de oxigênio fazendo a estequiometria entre esses gases.

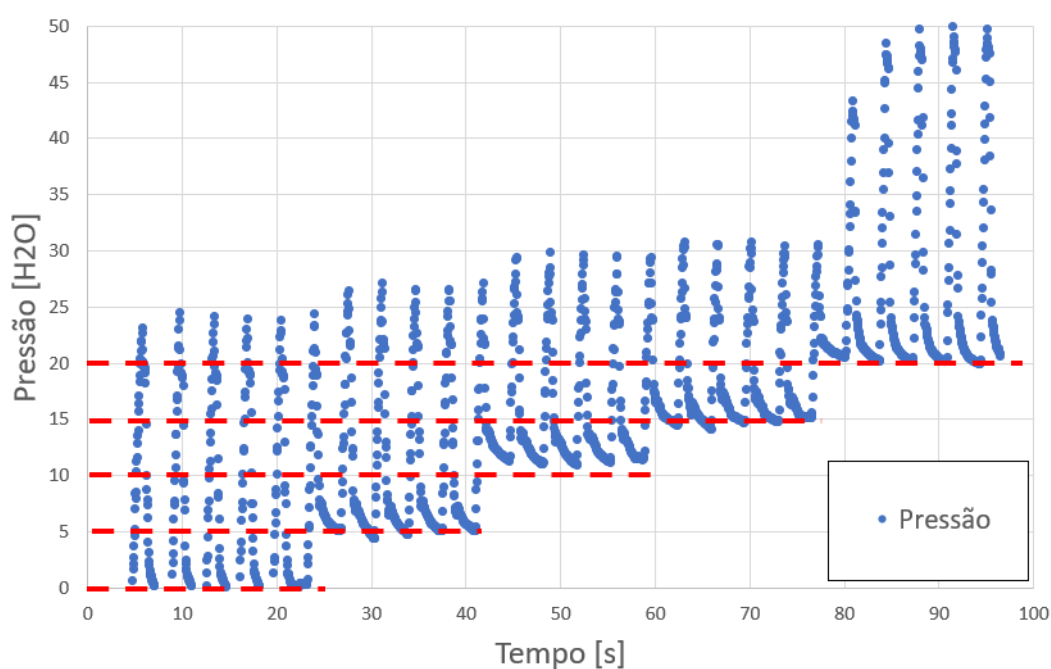
Por fim, o ajuste de **PEEP** é feito por uma válvula localizada no fim do circuito

Tabela 7 – Teste de envelope de funcionamento do aparelho com relação de inspiração e expiração de 1/3. Células marcadas com OK são combinações de volume corrente, frequência respiratória e relação de inspiração e expiração que o protótipo consegue manter.

Volume corrente [ml] / RPM	15	19	23	27	31	35
228	OK	OK	OK	OK	OK	NOK
273	OK	OK	OK	OK	NOK	NOK
319	OK	OK	OK	NOK	NOK	NOK
364	OK	OK	NOK	NOK	NOK	NOK
410	OK	NOK	NOK	NOK	NOK	NOK
456	NOK	NOK	NOK	NOK	NOK	NOK

respiratório, como explicado na Seção 2.3.2. A válvula tem indicação de ajustes de 5 a 20 cmH₂O. Para averiguar que ela consegue chegar nesses valores, foram realizados testes com sensor de pressão. O teste mostrado na Figura 40 representa 5 respirações do aparelho sem válvula PEEP, depois com a válvula ajustada para 5 cmH₂O, 10 cmH₂O, 15 cmH₂O e 20 cmH₂O. Esse teste foi realizado a um volume corrente de 364 ml, uma frequência respiratória de 17 RPM e um I:E de 1/3 e mostra que os ajustes de PEEP pela válvula são eficientes, mas não conseguem chegar no range de projeto proposto de 5 a 24 cmH₂O.

Figura 40 – Gráfico de pressão aquisitado na entrada do pulmão artificial, variando valores de PEEP de 0, 5, 10, 15 e 20 cmH₂O



5 Conclusão

Durante o desenvolvimento do projeto, no qual esse trabalho se baseia, foram superadas diversas dificuldades. Porém, não foi possível chegar plenamente em todo o envelope funcional proposto, pois, como trata-se de um eletromédico, ele precisaria atender pacientes com características diferentes em várias condições distintas. Além disso, seria essencial ter o monitoramento de mais dados durante a utilização do aparelho para que fosse garantido uma ventilação segura para o paciente.

No **projeto mecânico**, foi possível chegar a um design de projeto bem eficiente para sua aplicação, porém algumas melhorias deveriam ser feitas para um produto final. O protótipo não conseguiu chegar em todo envelope de funcionamento, sendo limitado pela vazão máxima. Esta poderia ser ampliada ou aumentando o volume deslocado com a mesma amplitude de movimento, por exemplo enrijecendo estruturalmente o aparelho, ou também pode ser ampliada aumentando a velocidade máxima do carrinho pressionador, alongando o raio primitivo do pinhão ou trocando de motor.

Quanto ao circuito respiratório, foi possível criar um esquema em que fossem utilizados apenas componentes já convencionalmente usados em fisioterapia pulmonar e, mesmo assim, não necessitasse de um ramo expiratório ativo. Essa premissa impediu a chegada em valores altos de PEEP por depender de uma válvula comercial. Assim, se fosse preciso aumentar mais o PEEP do que 20 cmH₂O, seria necessário mudar o design do ramo expiratório. Além disso, a FiO₂ é decidida apenas por uma estequiometria dependente do fluxo de O₂ para o aparelho. Como os fluxômetros convencionais utilizados têm uma baixa precisão e a pressão na rede de oxigênio em hospitais podem variar com o tempo, seria interessante que fosse feito um estudo mais aprofundado para apurar se esse método é satisfatório para manter uma precisão suficiente de FiO₂ em longos períodos de entubação.

No **projeto eletroeletrônico** foi possível fazer um projeto de hardware com software que garantisse os parâmetros essenciais ao paciente, excetuando-se PEEP e FiO₂, que são ajustes puramente mecânicos. Essa parte do projeto é a que tem mais espaço para evoluir, implementando sensor de fluxo de ar para conseguir um feedback de volume corrente para o controle e implementando uma célula de oxigênio no circuito respiratório para que o operador consiga ajustar com mais confiança o FiO₂. Além disso, seria importante escolher um motor que seja projetado para uso prolongado.

Foram realizados também **testes e modelagem**, onde foi possível conhecer melhor as características técnicas do protótipo construído e, assim, construir um modelo em Simulink do protótipo. O modelo em Simulink conseguiu representar bem o

protótipo real. Mas, foi validado apenas sem o paciente conectado ao circuito, precisando ainda uma rodada de experimentos com pulmões de diferentes complacências para validar a simulação da planta criada.

O objetivo principal do projeto era o de construir um protótipo de um ventilador pulmonar que fosse capaz de sustentar a vida. Apesar de ainda necessitar de melhorias mapeadas, o equipamento desenvolvido consegue manter todos os parâmetros propostos, sendo uma evolução bem sucedida dos protótipos anteriores. Visando ainda um entendimento mais aprofundado sobre a dinâmica de seu funcionamento, construiu-se um modelo de seu sistema para simulações. Com esse modelo, foi possível estimar melhor novos componentes, como, por exemplo, a decisão de qual novo raio de pinhão seria mais adequado para o protótipo conseguir chegar na vazão máxima desejada.

Referências

- 20A Single Driver Module. 2015. Acessado pela última vez em 30/11/2021. Disponível em: <https://www.elechouse.com/elechouse/images/product/Single20A_driver/20A_Isolated_motor_driver>.
- AMERICANAS. *Fonte Chaveada 12v 16.7a 200w Bivolt 16,7 Amperes*. 2020. Acessado pela última vez em 23/10/2021. Disponível em: <<https://www.americanas.com.br/produto/1843520987/fonte-chaveada-12v-16.7a-200w-bivolt-16-7-amperes>>. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 32.
- ANDRADE, F. M. D. de et al. Utilização efetiva e segura de filtros durante a ventilação mecânica em pacientes com covid-19. *ASSOBRAFIR Ciência*, Associação Brasileira de Fisioterapia Cardiorrespiratória e Fisioterapia em ..., v. 11, n. Suplemento 1, p. 143–151, 2020. Acessado pela última vez em 16/10/2021. Citado 3 vezes nas páginas 7, 26 e 28.
- AQIB. *Arduino PWM Tutorial*. 2018. Acessado pela última vez em 07/11/2021. Disponível em: <<https://create.arduino.cc/projecthub/muhammad-aqib/arduino-pwm-tutorial-ae9d71>>. Citado na página 43.
- BOSCH. *CATÁLOGO 2004 | 2005, Motores Elétricos*. 2004. Acessado pela última vez em 24/10/2021. Disponível em: <<https://st4.ning.com/topology/rest/1.0/file/get/2053520672?profile=original>>. Citado 3 vezes nas páginas 7, 32 e 33.
- CAMARGO, F. *Equipamentos eletromédicos podem ser mais sustentáveis*. 2010. Acessado pela última vez em 03/12/2021. Disponível em: <<http://www.usp.br/agen/?p=22580>>. Citado na página 12.
- CARVALHO, C.; et al. *III Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica*. 2007. Acessado pela última vez em 10/04/2021. Disponível em: <<https://www.scielo.br/pdf/jbpneu/v33s2/a02v33s2.pdf>>. Citado na página 15.
- CPAPS. *Tudo sobre circuitos para ventilação mecânica*. 2021. Acessado pela última vez em 09/04/2021. Disponível em: <<https://www.cpaps.com.br/blog/tudo-sobre-circuitos-para-ventilacao-mecanica/>>. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 26.
- CUREM. *Suporte ventilatório de pacientes com coronavírus (COVID-19)*. 2021. Acessado pela última vez em 07/04/2021. Disponível em: <[oghttps://blog.curem.com.br/topicos/infectologia/suporte-ventilatorio-de-pacientes-com-coronavirus-covid-19/](https://blog.curem.com.br/topicos/infectologia/suporte-ventilatorio-de-pacientes-com-coronavirus-covid-19/)>. Citado na página 16.
- DATASHEETSPDF. *NEMA 17, NEMA 23 and NEMA 34*. 2014. Acessado pela última vez em 16/10/2021. Disponível em: <<https://datasheetspdf.com/pdf/1380133/Servotronics/NEMA17/1>>. Citado na página 20.
- FIRSTCARE. *Atendimento Médico de Emergência*. 2019. Acessado pela última vez em 19/04/2021. Disponível em: <https://pt.firstcaresolutions.com/blog/how-does-an-ambu-bag-work-_b6>. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 18.

IBGE. *Pesquisa Nacional de Saúde - PNS*. 2013. Os dados de estatura da população estão na planilha "Medidas Antropométricas". Acessado pela última vez em 10/04/2021. Disponível em: <<https://www.ibge.gov.br/estatisticas/sociais/saude/29540-2013-pesquisa-nacional-de-saude.html?edicao=9163&t=resultados>>. Citado na página 15.

INSTRUMENTS, M. *MODEL 5601i ADULT/INFANT PNEUVIEW SYSTEM OPERATION MANUAL*. 1996. Acessado pela última vez em 29/11/2021. Disponível em: <https://www.michiganinstruments.com/wp-content/uploads/2018/11/5601i_manual.pdf>. Citado na página 54.

INSTRUMENTS, T. *LM2596 SIMPLE SWITCHER® Power Converter 150-kHz 3-A Step-Down Voltage Regulator*. 2020. Acessado pela última vez em 23/10/2021. Disponível em: <<https://s3-sa-east-1.amazonaws.com/robocore-lojavirtual/1234/Lm2596.pdf>>. Citado na página 32.

KLEIN, F. N.; KENYON, M. E. Permanent magnet dc motors design criteria and operation advantages. *IEEE transactions on industry applications*, IEEE, n. 6, p. 1525–1531, 1984. Acessado pela última vez em 23/10/2021. Citado na página 32.

MAGNAMED. *O que é Blender Externo e como utilizá-lo?* 2020. Acessado pela última vez em 11/10/2021. Disponível em: <<https://www.inovacoesmagnamed.com.br/post/2020/05/07/o-que-é-blender-externo-e-como-utilizá-lo>>. Citado na página 23.

MEDSCAPE. *What are the advantages of controlled mechanical ventilation?* 2019. Acessado pela última vez em 01/04/2021. Disponível em: <<https://www.medscape.com/answers/304068-104776/what-are-the-advantages-of-controlled-mechanical-ventilation>>. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 13.

MTA. *Product Catalogue*. 2011. Acessado pela última vez em 29/10/2021. Disponível em: <https://www.mta.it/flex/TemplatesUSR/assets/pdf/1500000115000001Cat_AM.pdf>. Citado na página 36.

NANO, A. *Arduino Nano*. 2018. Acessado pela última vez em 24/10/2021. Disponível em: <<https://store-usa.arduino.cc/products/arduino-nano/>>. Citado na página 34.

NERI, G. P. de O. *Ventilação Mecânica Invasiva: Modos e parâmetros*. 2007. Acessado pela última vez em 04/04/2021. Disponível em: <[http://www2.ebserh.gov.br/documents/147715/395574/Ventilacao_Mecanica_\[Modo_de_Compatibilidade\].pdf](http://www2.ebserh.gov.br/documents/147715/395574/Ventilacao_Mecanica_[Modo_de_Compatibilidade].pdf)>. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.

NICKSON, C. *Pulmonary mechanics*. 2020. Acessado pela última vez em 23/11/2021. Disponível em: <<https://litfl.com/pulmonary-mechanics/>>. Citado na página 51.

NICKSON, C.; IWASHYNA, J.; YOUNG, P. Is covid-19 ards? what about lung compliance? 2020. Citado na página 52.

OLED/PLED Segment/Common Driver with Controller. 2008. Acessado pela última vez em 24/10/2021. Disponível em: <<https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/SSD1306.pdf>>. Citado na página 35.

RASHEED, R. *What is Watchdog Timer?* 2020. Acessado pela última vez em 01/11/2021. Disponível em: <<https://create.arduino.cc/projecthub/rafitc/what-is-watchdog-timer-fffe20>>. Citado na página 40.

REY, J. A. G. D.; POIRIER, M. P.; DIGIULIO, G. A. Evaluation of an ambu-bag valve with a self-contained, colorimetric end-tidal co2 system in the detection of airway mishaps: an animal trial. *Pediatric emergency care*, LWW, v. 16, n. 2, p. 121–123, 2000. Acessado pela última vez em 16/10/2021. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 28.

UMMI, S. de E. C. E. *Reanimador Manual*. 2014. Acessado pela última vez em 12/10/2021. Disponível em: <<http://secentfermagem.blogspot.com/2014/02/reanimador-manual-o-manuseio-do.html>>. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 27.

UOL. *Governo fecha 1º contrato para fabricar respiradores em larga no país*. 2020. Acessado pela última vez em 06/04/2021. Disponível em: <<https://noticias.uol.com.br/saude/ultimas-noticias/redacao/2020/04/08/respiradores-fabricacao-nacional-brasil.htm>>. Citado na página 12.

WILLIAMS, D. D. R. *Earth Fact Sheet*. 2020. Acessado pela última vez em 11/10/2021. Disponível em: <<https://nssdc.gsfc.nasa.gov/planetary/factsheet/earthfact.html>>. Citado na página 24.

ZANDONADI, D. *Mechanical Ventilation with syringes - Covid-19*. 2020. Acessado pela última vez em 18/04/2021. Disponível em: <<https://grabcad.com/library/mechanical-ventilation-with-syringes-covid-19-1>>. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 17.