

**UNIVERSIDADE SANTA CECÍLIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
MESTRADO EM ENGENHARIA MECÂNICA**

ALEXANDRE ANTONIO BARELLI

**DESENVOLVIMENTO DE UM MECANISMO DE BOMBEAMENTO
AUTOMÁTICO INTEGRADO A UM REANIMADOR PULMONAR MANUAL**

SANTOS/SP

2021

ALEXANDRE ANTONIO BARELLI

**DESENVOLVIMENTO DE UM MECANISMO DE BOMBEAMENTO
AUTOMÁTICO INTEGRADO A UM REANIMADOR PULMONAR MANUAL**

Dissertação apresentada à Universidade Santa Cecília como parte dos requisitos para obtenção de título de mestre no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, sob a orientação do Prof. Dr. Mauricio Conceição Mário.

SANTOS/SP

2021

681.61 Barelli, Alexandre Antonio
B229d Desenvolvimento de um mecanismo de
 bombeamento automático integrado a um
 reanimador pulmonar manual. /
 Alexandre Antonio Barelli.
 2021.
 130 f.

 Orientador: Prof. Dr. Maurício Conceição
 Mário.

 Dissertação (Mestrado) - Universidade Santa
 Cecília, Programa de Pós-Graduação em
 Engenharia Mecânica, Santos, SP, 2021.

 1. Reanimador. 2. Automatizador. 3. Pulmonar.
 4. Protótipo. I. Mário, Maurício Conceição. II.
 Desenvolvimento de um mecanismo de bombeamento
 automático integrado a um reanimador pulmonar
 manual.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, sogros, Renata (esposa) e Ana Beatriz (filha) por todo incentivo e que me apoiaram de diversas maneiras durante esta importante etapa de minha vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Maurício Conceição Mário, profissional dedicado a orientação dos estudos.

Agradeço também os Prof. Dr. João Inácio da Silva Filho e Prof. Dr. Felipe Bertelli, pelo incentivo ao projeto de pesquisa e pelo apoio incondicional para os testes no projeto nas pessoas dos quais estendo meus agradecimentos a todos os docentes da Universidade Santa Cecília por todo apoio para caminhar ao longo da jornada.

Reverencio também todas as equipes médicas e profissionais da saúde, na pessoa do Dr. Capitão Médico PM Roberto Marco e Dr. Capitão PM André Prieto de Abreu, médico intensivista do Hospital da Polícia Militar e médico da Unidade Integrada de Saúde do Comando de Policiamento do Interior 6, respectivamente, cujas orientações foram basilares para a construção e progressão nos estudos técnicos na área das ciências médicas.

Aos colegas do curso de Mestrado em Engenharia Mecânica, que apoiaram através de seus conhecimentos, em suas áreas, nos mais diversos desafios propostos na busca do conhecimento.

E a minha família pelo apoio incondicional.

RESUMO

Os anos de 2020 e 2021 foram desafiadores para a humanidade, pois a pandemia provocada pelo coronavírus Sars-Cov-2 explicitou nos sistemas de saúde deficiências relacionadas ao diagnóstico, atendimento e tratamento de pacientes. A escassez de matéria prima para o setor hospitalar evoluiu de maneira exponencial, colocando em risco os casos mais graves da doença que necessitam de internamentos. Em especial, respiradores mecânicos tornaram-se equipamentos de extrema necessidade, refletindo em grande número de pesquisas acadêmicas sobre o desenvolvimento dos mesmos. O dispositivo pode ser reproduzido de maneira rápida e fácil através da configuração proposta, fazendo com que reanimadores pulmonares manuais se tornem automáticos, considerando que o trabalho humano é substituído por um acionamento de alavancas mecânicas. Tanto a parte mecânica quanto a fluidodinâmica foram validadas, além dos acionamentos eletrônicos, fazendo com que o equipamento tenha uma eficiência atrativa para os fins de terapia de urgência. Além disso, o protótipo mostra-se atrativo e com impacto social relevante, salientando o baixo capital necessário para sua montagem, em comparação aos equipamentos citados na literatura como de baixo custo.

Palavras Chave: Reanimador; Automatizador; Pulmonar; Protótipo.

ABSTRACT

The years 2020 and 2021 were challenging for humanity, as the pandemic caused by the coronavirus Sars-Cov-2 revealed deficiencies in health systems related to the diagnosis, care and treatment of patients. The scarcity of raw materials for the hospital sector has evolved exponentially, putting at risk the most serious cases of the disease that require hospitalization. In particular, mechanical respirators have become extremely necessary equipment, reflecting a large number of academic researches on their development. The device can be reproduced quickly and easily through the proposed configuration, making manual lung resuscitation machines become automatic, considering that human work is replaced by the actuation of mechanical levers. Both the mechanics and the fluid dynamics were validated, in addition to the electronic drives, making the equipment an attractive efficiency for emergency therapy purposes. In addition, the prototype is attractive and has a relevant social impact, highlighting the low capital required for its assembly, compared to equipment mentioned in the literature as having a low cost.

Keywords: Resuscitator; Automator; Pulmonary; Prototype.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Projeto Inspire da Universidade de São Paulo.....	26
Figura 2 - Dissipação de calor pela temperatura ambiente.	31
Figura 3 - Motor de Passo NEMA 23 Bipolar.....	31
Figura 4 - Display LCD 16x2.	32
Figura 5 - Módulos e sensores auxiliares: (a) módulo de cartão micro SD, (b) Relógio em tempo real DS3231 e (c) sensor tensão rede AC - ZMPT101B.....	33
Figura 6 - Sensor modelo XGZP040db1r.	34
Figura 7 - MPX5100DP	34
Figura 8 - Módulo do tipo <i>reed switch</i> ou módulo magnético.	35
Figura 9 - Conjunto de interação com o usuário, a esquerda, botão de entrada do menu, a direita, teclado e <i>display</i> 16x2.	37
Figura 10 - Diagrama elétrico do módulo de energia.	37
Figura 11 - Módulo ZMPT101B para gestão de tensão AC.....	38
Figura 12 – Placas do tipo "shield": (a) para Arduino MEGA, (b) para Arduino UNO e (c) módulo TB6600HG.	39
Figura 13 - Módulo de gerenciamento de energia elétrica.	40
Figura 14 - Macroestrutura do projeto – parte 01	41
Figura 15 - Macroestrutura do projeto - parte 02.....	42
Figura 16 - Módulo Driver TB6600HG.....	42
Figura 17 - Diagrama Elétrico - Parte 1 - Arduino Mega, Controle Ventilador (<i>fan</i>), MPX5100DP NTC 100k.	43
Figura 18 - Diagrama Elétrico - Parte 2 - Display LCD, Teclado matricial, botão menu, sinal sonoro (<i>buzzer</i>) e <i>leds</i> de alarme.....	44
Figura 19 – Diagrama elétrico – Parte 3. Arduino UNO, TB6600HG, motor e acionadores de fim de curso.	45
Figura 20 - Diagrama Elétrico - Parte 4. Módulos de elétrica, ZMPT101B, Cartão SD e DS3231.	45
Figura 21 - Macro diagrama de conexões - Placas <i>Shield</i>	46
Figura 22 – Estrutura geral do protótipo do mecanismo automático.	47
Figura 23 - Vista explodida do componente mecânico principal do sistema.	48
Figura 24 – a) perfil estrutural 20mm x 20mm b) porca do tipo "martelo" para junção das peças estruturais.	49

Figura 25 – a) Rolamento e eixo linear. b) Fuso de 8mm de diâmetro e passo de 8mm.	50
Figura 26 - Exemplo de Modelagem 3D - Suporte de movimentação horizontal para os rolamentos lineares.	51
Figura 27 - Exemplo de <i>software</i> de fatiamento para impressora 3D - Peça suporte horizontal para rolamentos lineares.	51
Figura 28 – Montagem dos componentes mecânicos.	52
Figura 29 - Ilustração de um reanimador pulmonar manual completo.	54
Figura 30 - a) Representação esquemática do conjunto. b) representação real da montagem.	55
Figura 31 - suporte inferior do fuso com a adição do rolamento 608ZZ e os parafusos e porcas martelo para fixação na estrutura.	55
Figura 32 - Montagem do motor, fuso, acoplamento e suporte do motor.	56
Figura 33 - Eixo linear com os rolamentos e os fixadores.	56
Figura 34 – a) instalação do suporte do motor e b) montagem do carro de movimentação e acionamento.	57
Figura 35 - Montagem final do sistema mecânico, sem o sistema de carenagem.	57
Figura 36 - Sistema eletrônico e caixa de suporte.	58
Figura 37 - Macroestrutura do <i>software</i>	58
Figura 38 - Sistema de acionamento do fuso roscado através de acoplamento direto no eixo do motor.	59
Figura 39 - Estrutura eletrônica desmontada, com sistema de fonte e bateria.	60
Figura 40 - Temperatura [°C] x corrente [mA].	62
Figura 41 – Protótipo inicial através de polia/correia do tipo GT2.	63
Figura 42 - Acoplamento flexível garantindo maior torque e mitigando perda de passos.	64
Figura 43 - Torque x velocidade.	64
Figura 44 - Pressão x tempo.	65
Figura 45 – Reanimador pulmonar manual e testes de pressão tubo em "U".	67
Figura 46 - Ensaio de calibração sensor MPX5100DP e tubo em "U".	68
Figura 47 - Calibrador de medidores de vazão de gases.	69
Figura 48 - Medição da capacidade volumétrica do reanimador pulmonar manual.	70
Figura 49 - Volume [ml] x deslocamento do impulsionador do reanimador pulmonar manual [cm].	70

Figura 50 - Decomposição de forças em plano inclinado.....	71
Figura 51 - Teste de carga com balão de ensaio. (a) sem carga. (b) com aplicação de carga de 2,2 Kg.....	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Passo a passo para desenvolvimento e regularização de Ventiladores pulmonares - Emergência Covid-19.	24
Tabela 2 - Relação de fornecedores e modelos estudados.	25
Tabela 3 - Características técnicas dos respiradores Bellavista 1000.	27
Tabela 4 - Característica respirador AirCurve 10 ST-A.	28
Tabela 5 - Especificações equipamento V60 Ventilator.	29
Tabela 6 - Especificações ZGZP040db1r.....	33
Tabela 7 - Características técnicas MPX5100DP.....	35
Tabela 8 - Descritivo dos componentes da estrutura mecânica.	48
Tabela 9 - Principais componentes plásticos impressos.	52
Tabela 10 - Faixa de tempo (s) e correlação com a pressão de teste (cmH ₂ O).....	66
Tabela 11 - Testes de carga de massa sobre balão de ensaio.	72
Tabela 12 - Requisitos e condições quantitativas obtidas.	74
Tabela 13 - Regulagem inicial do Ventilador e Modos Ventilatórios.....	120
Tabela 14 - Modos Ventilatórios convencionais - Sugestões Técnicas.....	122
Tabela 15 - Especificações básicas do Arduino UNO.	123
Tabela 16 - Especificações básicas do Arduino Mega.	123
Tabela 17 - Características do drive Toshiba (2014) TB6600HG.....	124
Tabela 18 - Características do motor do projeto.	124
Tabela 19 – Custos totais do projeto.....	125
Tabela 20 - Correlação dos parâmetros basilares de acordo com a ABNT PR 1003 e as condições reais do projeto.....	126
Tabela 21 - Desenvolvimento e Regularização de Ventiladores Pulmonares - Emergência COVID-19.....	128

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVM	<i>Adaptive Ventilation Mode</i> – Modo de Ventilação adaptativo.
P-A/C	<i>Pressure Assist Control Ventilation</i> – Ventilação com controle de pressão assistida.
PCV	<i>Pressure Control Ventilation</i> – Ventilação de controle de pressão
PC-SIMV	<i>Pressure Controlled - Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation</i> – Pressão controlada – ventilação obrigatória intermitente sincronizada.
APRV	<i>Airway Pressure Release Ventilation</i> – Ventilação de liberação de pressão das vias aéreas.
CPAP	<i>Continuous Positive Airway Pressure</i> – Pressão positiva contínua nas vias aéreas.
PSV	<i>Pressure Support Ventilation</i> – Ventilação de suporte de pressão.
S	<i>Spontaneous</i> – Espontânea.
S/T	<i>Spontaneous / Timed</i> – Espontânea / Cronometrada.
T	<i>Timed</i> – cronometrada.
V-A/C	<i>Volume Assist Control Ventilation</i> – Ventilação com controle de volume assistido.
VCV	<i>Volume Control Ventilation</i> – Ventilação de controle de volume
VC-SIMV	<i>Volume Controlled - Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation</i> – Volume controlado – Ventilação obrigatória intermitente sincronizada.
PLV	<i>Pressure Limited Ventilation</i> – Ventilação limitada por pressão
nCPAP	<i>nasal Continuous Positive Airway Pressure (Flow)</i> – Pressão positiva contínua nasal nas vias aéreas (fluxo).
nIPPV	<i>nasal Intermittent Positive Pressure Ventilation</i> – Ventilação nasal de pressão positiva intermitente.
HFOT	<i>High Flow Oxygen Therapy</i> – Terapia de oxigênio de alto fluxo.
Pawpeak	Peak Airway Pressures – Pressão de pico.
TGI	<i>Tracheal gas insufflation</i> – Insuflação de gás traqueal.
VT	<i>Tidal Volume</i> – Volume corrente.

PaCO ₂	<i>Arterial carbono dioxide tension</i> – Tensão de dióxido de carbono arterial.
ARDS	<i>Acute Respiratory Distress Syndrome</i> – Síndrome respiratória aguda grave.
PEEP	<i>Positive-end expiratory pressure</i> – Pressão expiratória final positiva.
ATC	<i>Automatic Tube Compensation</i> – Compensação automática de tubo.
FIO ₂	Fração Inspirada de Oxigênio.
SPO ₂	Saturação de Oxigênio.
VC	Volume controlado.
VCV	Modo assisto-controlados ciclados a volume.
PCV	Modo assisto-controlados limitados a pressão e ciclados a tempo.
PSV	Pressão de suporte.
PaCO ₂ ou pCO ₂	Pressão parcial de CO ₂ no sangue arterial.
SIMV	<i>Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation</i> - Ventilação mandatória intermitente.
VM	Ventilação Mecânica.
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária.
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 Objetivo	17
1.2 Objetivos Secundários	17
1.3 Justificativa e Relevância do Tema	17
1.4 Organização da Dissertação	18
1.5. Fundamentação teórica.....	18
1.5.1 Sistema Respiratório.....	20
1.5.2 Respiração Mecânica Artificial	20
1.5.3 Impactos do vírus SARS COVID-19 no organismo	21
1.5.4 Principais Parâmetros de composição de um ventilador mecânico	22
1.5.5 Sequência para desenvolvimento de um mecanismo automático para acionamento de um reanimador pulmonar manual.....	23
1.5.6 Panorama geral da estrutura a ser desenvolvida.....	24
1.5.7 Pesquisa de Equipamentos Comerciais.....	26
2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
2.1 Características técnicas dos componentes.....	30
2.1.1 Gerenciamento do motor (Arduino UNO).....	30
2.1.2 Gerenciamento de comando (Arduino Mega)	30
2.1.3 Controle do Motor	30
2.1.4 Motor de Passo	31
2.1.5 Gerenciamento de comunicação I2C.....	31
2.1.6 Display LCD	32
2.1.7 Relógio de tempo real DS3231	32
2.1.8 Sensores.....	33
2.1.9 Teclado matricial 4x4	36
2.1.10 Módulo cartão micro SD.....	37
2.1.11 Módulo de gerenciamento de energia elétrica	37
2.1.12 Placa “Shield”.....	38
2.2 Estrutura e componentes do projeto realizado.....	39
2.2.1. Dispositivos elétricos e eletrônicos do sistema	39
2.2.2 Estrutura Mecânica	47

2.3 Descritivo da Montagem.....	54
2.4. Montagem	55
2.5 Software	58
3 RESULTADOS	61
4 CONCLUSÕES	74
5 PROPOSTAS DE MELHORIAS FUTURAS.	76
REFERÊNCIAS	76
APÊNDICE A – SOFTWARE	85
APÊNDICE B – PROJETO DE COMPONENTES IMPRESSOS COM TECNOLOGIA 3D.....	109
ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS	120

1 INTRODUÇÃO

A sociedade sempre esteve junto a grandes eventos de urgências médicas que assolaram o planeta, de forma a evidenciar esforços na busca de alternativas para que os impactos de grandes epidemias fossem minimizados ou até mesmo mitigados no transcorrer da história.

Epidemias não devem ser consideradas apenas como doença, mas sim um complexo processo de distribuição de patologias no tempo e no espaço (CARVALHEIRO, 2008). Alguns autores (ALFANI; MURPHY, 2017) consideram pragas como epidemias de diferentes naturezas (tipo de patogênese) e consequências globais (que afetam uma população).

Conforme Rodrigues (2020), as cinco principais epidemias que assolaram o mundo foram: a) a peste bubônica, que atingiu a Europa no século XIV, matando entre 75 a 200 milhões de pessoas (ALFANI; MURPHY, 2017), b) A varíola, que tem origem a mais de 3 mil anos atrás, com registro junto ao faraó egípcio Ramsés II, a rainha Maria II da Inglaterra e o rei Luís XV da França, c) a cólera, com uma epidemia global em 1817 que matou centenas de milhares de pessoas, d) a gripe espanhola, que acredita-se que 40 e 50 milhões de pessoas tenham morrido no ano de 1918 e a e) gripe suína (H1N1), sendo o primeiro causador de pandemia do século XXI, matando cerca de 16 mil pessoas pelo mundo.

A engenharia tem um papel vital e primordial na qualidade e manutenção da vida das pessoas, como exemplo disso, citam-se a construção de dois grandes hospitais nas cidades de Huoshenshan e Leishenshan em 10 dias pelo governo Chinês para enfrentamento do novo coronavírus (ERNESTO, 2020) e o desenvolvimento de respiradores, equipamentos de proteção individual, aplicativos de comunicação, soluções de logística para abastecimento e distribuição de produtos e serviços essenciais e até desenvolvimento de robôs (MOREIRA, 2020).

Observou-se, durante o período pandêmico de 2020, a insuficiência da indústria mundial em atender a população em geral no fornecimento de equipamentos para suprir as crises respiratórias agudas causadas pela doença. Assim, a proposta do presente trabalho é o detalhamento dos princípios básicos de um respirador mecânico de forma a fomentar novas pesquisas para o aprimoramento e soluções de baixo custo e que sejam facilmente desenvolvidas.

Na decorrência desta pesquisa são feitos os estudos dos: 1) principais fatores básicos dos equipamentos comerciais atualmente existentes, além das 2) normas sanitárias e técnicas pertinentes ao assunto e 3) a criação de um protótipo com as estruturas básicas com controle de volume e pressão.

A presente pesquisa não tem a pretensão de substituir respiradores mecânicos profissionais, sendo esses imprescindíveis para o tratamento de pacientes com insuficiência respiratória aguda.

A finalidade é um mecanismo de bombeamento automatizado integrado a um ventilador mecânico manual, no qual, partindo de alguns estudos, o desenvolvimento de uma solução completa com um *software*, eletrônica e mecânica para obtenção de uma solução, através de insumos de fácil obtenção no mercado e que seja fácil sua elaboração e uso.

1.1 Objetivo

O presente trabalho tem por objetivo desenvolver um sistema automatizado para bombeamento de um reanimador pulmonar manual do tipo “ambu” utilizando materiais acessíveis e de baixo custo.

1.2 Objetivos Secundários

Balizam o objetivo principal:

- a) identificar e selecionar materiais comerciais e de fácil acesso para construção da proposta;
- b) empregar dispositivos eletrônicos com disponibilidade e de operação simples;
- c) disponibilizar um algoritmo através de um *software* em lógica testada;
- d) desenvolvimento de uma estrutura mecânica para acionamento de uma bolsa de ventilação.

1.3 Justificativa e Relevância do Tema

O enfrentamento da Pandemia iniciada em 2020 relacionada à SarsCovid promoveu a busca desenfreada e a escassez de ventiladores mecânicos para os hospitais. Além disso, o valor para aquisição de um equipamento de ventilação, que

em tempos normais já é expressivo, aumentou ainda mais neste período. Uma das soluções empregadas pelos profissionais da saúde foi a utilização de reanimadores pulmonares manuais, que necessitam de uma ou mais pessoas se revezando dia e noite para o acionamento contínuo em pacientes com crise respiratória. Desta forma, um dispositivo de baixo custo que acione automaticamente esse tipo de reanimador poderia atenuar o desgaste sofrido pelos profissionais, desonerando-os e aproveitando seu tempo para agir em outras frentes importantes no combate à pandemia.

1.4 Organização da Dissertação

A dissertação está organizada em quatro capítulos, sendo a introdução embasando um pequeno aspecto teórico sobre a temática proposta, indicando seus objetivos primários e secundários, a justificativa e relevância do tema, a organização do trabalho e sua fundamentação teórica.

No capítulo de materiais e métodos, foi indicado a transcrição dos principais elementos coletados para análise, descrevendo desde os componentes eletrônicos do trabalho prático até o passo a passo simplificado para certificação junto a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), além da pormenorização da montagem do projeto, bem como a transcrição da forma em que os dados foram tratados para se chegar a conclusão.

No capítulo de resultados, foram tratadas as evidências práticas na realização da proposta das funcionalidades básicas de um equipamento de automatização de bombeamento para um reanimador pulmonar manual.

A conclusão procura fechar todo o conjunto estudado, buscando descrever os aspectos positivos e restritivos da proposta e os parâmetros comparativos desejáveis e os alcançados de encerramento do trabalho aos objetivos traçados e como último capítulo proposta de melhorias futuras.

1.5. Fundamentação teórica

A infecção pelo SARS-COV2 afeta principalmente o sistema respiratório dos pacientes (BRYSON, 2020). Uma vez contaminado, o paciente com Covid-19 pode sofrer da chamada Síndrome Respiratória Aguda Grave, sendo assim, o tratamento

precoce minimiza os danos gerais ao organismo do paciente (BOREL; PELLETIER; TALEUX; et al, 2015).

Insuficiência respiratória é a manifestação clínica de várias condições patológicas que se caracterizam por uma deficiência dos pulmões em realizar uma ventilação normal (KANNEBLEY, 1968). Sendo assim é de fundamental importância o correto tratamento visando mitigar as doenças chamadas de “baurotraumas pulmonares” (KUMAR et al, 1973) (HALLET; TOR; ASHURST, 2020).

Nas unidades de terapia intensiva as doenças respiratórias agudas são as que mais tem influências nas sequencias de internações hospitalares (MOREIRA; SILVEIRA; BASSINI, 2007).

Assim, uma alternativa para o tratamento da insuficiência respiratória causada pelo coronavírus é o tratamento através de ventiladores mecânicos, cujo objetivo são (MUCHAGATA, 2011):

- a) manter ou modificar a troca gasosa pulmonar para ventilação alveolar ou oxigenação arterial;
- b) aumentar o volume pulmonar através da insuflação inspiratória final e/ou otimizar a capacidade residual funcional;
- c) reduzir o trabalho muscular respiratório.

As Diretrizes Brasileiras de Ventilação Mecânica (2013) reúnem as recomendações e sugestões baseada em evidências sobre 29 temas relacionados a ventilação mecânica (não invasiva e invasiva) na população adulta. Sendo assim, tal norma torna-se o principal norte técnico para os profissionais médicos e fisioterapeutas no tratamento das doenças respiratórias crônicas e agudas.

Conforme Kaul e Mittal (2013), um sistema de respiração ideal deve ser simples, seguro e barato, capaz de fornecer a mistura de gás pretendida e permitir a ventilação espontânea controlada ou assistida. Conforme Goligher; Ferguson; Brochard (2016) a ventilação mecânica deve propiciar o fornecimento de gás necessário para preservação da vida quando os músculos pulmonares não estão funcionando adequadamente.

Valiatti; Amaral; Falcão (2016) indicam que esse procedimento é um dos mais utilizados atualmente, em ambiente hospitalar e extra-hospitalar. Milhares de pessoas beneficiam-se desse recurso nas unidades de tratamento intensivo. Sendo assim, as ventilações mecânicas assistidas têm se tornado uma necessidade preeminente nos

dias atuais para a melhoria da qualidade de vida do paciência e possibilidade de recuperação mais rápidas em síndromes respiratórias graves.

1.5.1 Sistema Respiratório

A respiração humana é fundamental para o suporte a vida e, especificamente, nessa espécie, a troca gasosa do oxigênio atmosférico (O_2) com o gás carbônico, produzido pelo organismo (CO_2), é o que possibilita que as células humanas realizem suas funções principais, sendo assim, o pulmão é o órgão responsável pela troca gasosa com o sangue, onde os alvéolos pulmonares são pequenas estruturas em que esse fenômeno ocorre.

De acordo com a necessidade do organismo, o cérebro humano envia informações aos pulmões e ao coração para que aquele aumente a frequência respiratória e este, aumente a frequência cardíaca, de forma a suprir as células e de O_2 suficiente para suas funções. Conforme Manço (2018) esse fluxo sanguíneo de 4 a 5 litros / minuto em um adulto em repouso pode chegar de 30 a 40 litros / minuto em exercício intenso e a capacidade pulmonar de 5 a 6 litros/minuto de ar em repouso e 120 a 140 litros/minuto em atividades extremas.

Através do sangue arterial, rico em O_2 , com o fluxo sanguíneo em todo organismo é possível alimentar as diversas células que por sua vez, dispensam o CO_2 produzido para que o sangue venoso seja encaminhado aos pulmões e esses sejam retroalimentado com novo gás e assim o ciclo é repetido, com maior ou menor frequência (MANÇO, 2018).

1.5.2 Respiração Mecânica Artificial

Por vezes, o fluxo sanguíneo ou até mesmo o respiratório pode não estar atuando adequadamente por motivos de doenças, disfunções anatômicas, problemas genéticos, entre outros inúmeros fatores.

Focando no fluxo respiratório, existem no mercado equipamentos que possibilitam a manutenção de tal complexo em funcionamento, considerando a incapacidade total ou parcial dos pulmões de realizar as trocas gasosas.

Tal estrutura é denominada ventilação mecânica ou suporte ventilatório em pacientes com insuficiência respiratória aguda ou crônica agudizada (CARVALHO; JUNIOR; FRANCA, 2007).

As estruturas dos equipamentos podem ser desde simples câmaras de ar, bombas ventilatórias, válvulas de controle e monitoramento de pressão, ou até mesmo, a junção de todos esses mecanismos em um só equipamento.

Dependendo do tratamento, a insuflação dos gases pode ser: a) oxigênio puro ou b) adição/concentração de outros gases, dependendo do tipo de tratamento indicado.

Pettenuzzo e Fan (2017) indicam que a função da intubação e o respectivo uso do ventilador mecânico deve-se a “condições de recuperação clínica e não a restauração de valores fisiológicos ‘normais’”, que significa que as condições clínicas devem ser avaliadas como um todo e não apenas uma pequena disjunção orgânica de somente um órgão do sistema respiratório para impelir o tratamento de respiração controlada.

Continuam Petenuzo e Fan (2017) que o uso em demasia do ventilador pode prejudicar o paciente e doenças como baurotraumas e doenças geradas pós intubação são um ponto a ser levado em consideração. Sendo assim, uma boa e correta avaliação medica é primordial para o sucesso do tratamento da insuficiência respiratória.

Compactua Neto; Crespo; Araújo (1996) de que os principais órgãos e sistemas afetados pela ventilação mecânica são os pulmões, sistema respiratório, coração, sistema cardiovascular, rim, sistema neuro-humoral, fígado, trato gastrointestinal e sistema nervoso central.

1.5.3 Impactos do vírus SARS COVID-19 no organismo

Coronavírus é uma categoria de vírus presente em diversas espécies animais e algumas dessas categorias se desenvolvem em seres humanos, como por exemplo o SARS COVID-19 (ACOSTA et al, 2020).

A origem da doença está incerta e os cientistas ainda estão à procura do foco principal das primeiras infecções. Suspeita-se que seja a cidade chinesa de Wuhan ou seus arredores, mas a certeza permanece inócua (SANTOS, 2021).

As pesquisas da origem da contaminação por animais ou até mesmo por alimentos ainda estão em desenvolvimento e tal descoberta pode facilitar a busca por um melhor tratamento ou até mesmo mitigar novos focos de contágios (SANTOS, 2021).

Vírus, por serem estruturas simples (estrutura RNA), são facilmente incorporadas as células e a fusão de seu código genético propicia a reprodução e o desenvolvimento de novas variantes (HUANG *et al.*, 2020). Esses novos organismos irão atacar novas células e se reproduzirem, formando um ciclo contínuo até a exterminação do hospedeiro.

A doença afeta principalmente o sistema respiratório incluindo o nariz e os pulmões (KANDOLA, 2021) e alguns estudos recentes indicam até a reclassificação da doença para enfermidade que provoca de obstrução de vasos por hipercoagulação atacando diretamente o sistema circulatório formando coágulos (MENEZES, 2021) (RAMOS; OTA-ARAKAKI, 2020).

Atualmente, o principal tratamento para os enfermos graves é a hiperventilação forçada através de ventilação mecânica (BRASIL, 2020) até que haja uma ampla disponibilização de vacinas do tipo imunizantes para toda a população.

Medidas profiláticas são e podem ser ministradas, porém seus efeitos e resultados ainda são desconhecidos quanto a sua eficácia e seus efeitos na mitigação do vírus no organismo humano (CORRÊA; VILARINHO; BARROSO, 2020) (OLIVEIRA JÚNIOR *et al.*, 2020).

1.5.4 Principais Parâmetros de composição de um ventilador mecânico

Conforme 1º Fórum de Diretrizes em Ventilação Mecânica AMIB e SBPT (2013) os principais fatores a serem analisados em uma regulagem inicial de um ventilador mecânico são descritos conforme Tabela 13 do ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS.

Diferentemente do ventilador invasivo, em que é acondicionado um tubo na traqueia do paciente, o modo ventilador mecânico não invasivo permite apenas a utilização de uma máscara externa que, nos estudos atuais, acaba sendo mais eficiente para tratamento da COVID-19 (GRIECO *et al.*, 2021).

As intubações invasivas podem contribuir para o aumento de mortes ou agravamento de comorbidades no tratamento da covid-19 (CARVALHO; BRITO;

MOTA, 2012), sendo assim, como salientado no parágrafo anterior, optou-se pelo tratamento externo.

A Tabela 14 (do ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS) permite a indicação dos modos para tratamento do paciente dentro dos estudos das Diretrizes em Ventilação Mecânica da AMIB e SBPT (2013), correlacionando o modo de tratamento de acordo com o quadro clínico.

Diferentemente da Tabela 13 a qual trata dos parâmetros do ventilador, com seus mais diversos aspectos, a Tabela 14 permeia os vários modos de tratamento para cada caso.

1.5.5 Sequência para desenvolvimento de um mecanismo automático para acionamento de um reanimador pulmonar manual

Considerando a situação pandêmica instalada no país, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA (2020) publicou um processo passo a passo simplificado sobre etapas de desenvolvimento de ventiladores pulmonares, que se passa a descrever conforme Tabela 1:

Como regra geral, ficou estabelecido que os critérios para certificação de um ventilador mecânico (VM), principalmente por ocasião da situação pandêmica devem ser seguidos os parâmetros indicados no parágrafo anterior.

A regulação para utilização e comercialização de equipamentos se dá com: a) viabilidade e regularização das empresas que pretendem desenvolver, b) controles da fase de desenvolvimento do projeto (com suas documentações, verificações, validações e registro), c) fase de conformidade junto ao INMETRO e registro do produto na ANVISA e d) fase de produção, distribuição, assistência técnica e tecnovigilância, conforme Tabela 1.

Sendo assim, em caso de uma continuidade do projeto, as homologações e certificações deverão seguir o roteiro proposto, prescrevendo as exigências da ANVISA quanto as adequações sanitárias e ao INMETRO quanto as adequações de segurança e técnicas.

**Tabela 1 - Passo a passo para desenvolvimento e regularização de Ventiladores pulmonares -
Emergência Covid-19.**

01	Viabilidade e regularização da empresa
02	Controle e desenvolvimento de projeto – registro histórico de projeto (RHP)
03	Controle e desenvolvimento de projeto – documentação de dados de entrada
04	Controle e desenvolvimento de projeto – documentação de dados de saída
05	Controle e Desenvolvimento de projeto – verificação de projeto
06	Controle e Desenvolvimento de projeto – validação de projeto
07	Controle e Desenvolvimento de projeto – registro mestre de produto e transferência à produção
08	Certificação da Conformidade (INMETRO) e Registro do Produto (ANVISA)
09	Produção e pós-mercado (fabricação, distribuição, assistência técnica e tecnovigilância)

com adaptações do autor.

Fonte: (ANVISA, 2020).

1.5.6 Panorama geral da estrutura a ser desenvolvida

O acionamento do mecanismo se deu através de um motor de passo com um fuso e porca que conforme o movimento rotativo, permitiu o movimento de pressionamento e de recuo do reanimador pulmonar manual.

Os controles eletrônicos se deram através de duas placas Arduino UNO e MEGA, ficando a primeira responsável pela movimentação do motor e a segunda por gerenciamento de todo o sistema de controle, alarmes e sensoramento.

A opção pelo controle dualizado se justifica pela necessidade de dedicação exclusiva do sistema de controle (Arduino Mega), desonerando a alta carga de processamento no sistema de gestão do motor (Arduino UNO).

Essa pesquisa se iniciou com a consulta no mercado de equipamentos de ventilação mecânica disponíveis.

Devido ao alto número de fabricantes, focou-se em quatro principais construtores para análise do projeto de equipamento de ventilação mecânica. Foi efetuada uma análise comparativa, visando subsidiar a proposta do presente estudo, conforme Tabela 2.

Tabela 2 - Relação de fornecedores e modelos estudados.

Fabricante	Modelo
Vayaire medical	Bellavista 1000
Resmed	AirCurve 10 ST-A
Philips	V60
Universidade de São Paulo	Inspire

Cada produtor disponibiliza informações específicas, onde se buscou uma correlação em comum para composição de um mecanismo de bombeamento automático integrado a um reanimador pulmonar manual, conforme explanado no decorrer do capítulo 02.

Na análise dos equipamentos de ventilação mecânica comerciais, percebeu-se que esses não possuem um mecanismo único de concepção. Por exemplo:

a) o equipamento BellaVista 1000 da Vyaire e o V60 da Philips, baseiam-se por controle de pressão e volumetria por entrada de linha de gases, onde válvulas e controle eletrônicos desenvolvem o movimento e fluxo respiratório através de circuitos microcontrolados.

b) o produto AirCurve 10 ST-A possui características de insuflação por um sistema de ventilador e filtro de ar externo, podendo ser acoplado a uma entrada de um cilindro de O₂, característica específica para portabilidade e transporte de pacientes.

c) o projeto da Inspire da Universidade de São Paulo (USP), possui o princípio de acionamento de um bolsa de ventilação através de um mecanismo elétrico/mecânico de compressão e descompressão, também com características de portabilidade e transporte de pacientes.

O projeto Inspire, apesar de ainda estar em desenvolvimento, está bastante avançado em sua concepção. A ideia basilar consiste no acionamento de um reanimador mecânico pulmonar através de um êmbolo eletronicamente controlado (UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, 2020).

As informações preliminares disponibilizadas pela Universidade de São Paulo (2020) permitem observar o princípio estrutural e a forma de insuflação de ar para o corpo do paciente conforme Figura 1.

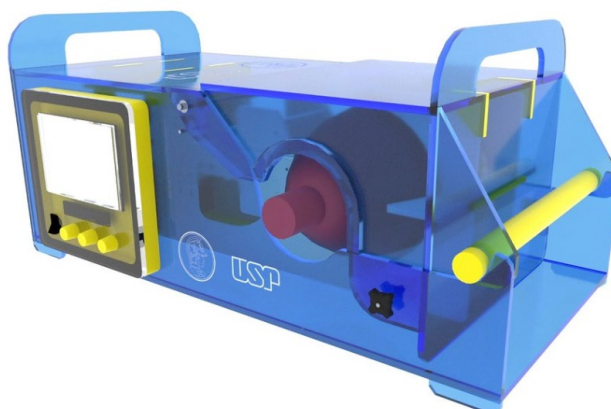


Figura 1 - Projeto Inspire da Universidade de São Paulo.

Fonte: (UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, 2020).

1.5.7 Pesquisa de Equipamentos Comerciais

Foram pesquisados em campo equipamentos profissionais disponíveis no mercado e comparado as principais funcionalidades, bem como as questões de custos.

O primeiro foi o modelo Bellavista 1000 da empresa Vyair Medical (2019) em seu catálogo de especificações técnicas, conforme Tabela 3.

O valor do aparelho permeou de R\$53.661,66¹ (BIMEDIS, 2021) a R\$181.770,00 (RAM ONLINE, 2021).

Outro aparelho analisado é o modelo AirCurve 10, ST-A da empresa australiana ResMed (2020), e, em seu manual do usuário, pode se observar que se trata de um aparelho compacto e de fácil transporte, conforme Tabela 4.

A variação de preços do referido produto teve como limite mínimo de R\$12.375,00 (CPAPSTORE, 2021) e máximo de R\$15.210,00 (BIANCO AZURE, 2021).

O modelo V60 Ventilator da Koninklijke Philips (2016), em seu catálogo de especificações técnicas evidencia as principais características, conforme Tabela 5.

¹ Considerou-se, na conversão em reais o valor da cotação do dólar comercial em 25/09/2021 de R\$5,34 e a libra esterlina em R\$7,30.

Tabela 3 - Características técnicas dos respiradores Bellavista 1000.

Modos	Controle de pressão	P-A/C, PCV, PC-SIMV, beLevel, APRV, CPAP, PSV, S, S/T e T
	Modo adaptativo	AVM
	Controle de volume	V-A/C, VCV, VC-SIMV, PLV
	Volume alvo	PSV _{target} , P-A/C _{target} , PC-SIMV _{target} , S _{target} , S/T _{target} , T _{target}
	Não invasivo	nCPAP (fluxo e pressão), nIPPV
	Terapia O ₂	HFOT
Características	Fluxo de pico de inspiração	260 L/min
	Padrão de fluxo	Quadrada, desaceleração 50%, desaceleração
	Gatilhos inspiratórios	Pressão, fluxo, desligado
	Gatilhos expiração	Manual, auto sincronização
	ATC	
Ciclos	P _{aw} /Volume, P _{aw} /Fluxo, Fluxo/Volume, P _{es} /Volume, P _{TP} /Volume, PTA/Volume, ciclos de referência, sobreposição de ciclos.	
Características Gerais	P _{Insp} , P _{High} , IPAP	2-60mbar, 2-95mbar
	P _{support}	0-60mbar, 0-95mbar
	CPAP	4-30mbar
	PEEP, EPAP	0-50mbar
	Gatilho de pressão	0.1-15mbar
	Gatilho de fluxo	0.1-20L/min
	O ₂	21-100%
	Taxa	1-50 respirações / min, desligado
	Tempo de subida	0-2000ms, subida automática
	Platô	0-70% de TCycle
	T _{insp}	0.1-10s
	T _{insp Max}	0.5-3s
	T _{High}	0.1-59.8s
	T _{low}	0.2-10s
	V _{tinsp} /V _{ttarget}	250-2500ml

Adaptado pelo autor.

Fonte: (VVAIRE MEDICAL, 2019).

Tabela 4 - Característica respirador AirCurve 10 ST-A.

Sensores	Pressão	-5 a +45 cm H ₂ O ²
	Fluxo	-70 a 180L/min
Características físicas	Dimensões (A x L x P)	4,57" x 10,04" x 5,91"
	Saída de ar	22mm
	Peso com água no reservatório	1336g
Temperatura	Máxima da Placa de aquecimento	68°C
	Corte	74°C
	Máxima do gás	≤ 41°C
Faixa de pressão operacional	S, ST, T, PAC, iVAPS	3 a 30 cm H ₂ O
	CPAP	4 a 20 cm H ₂ O
Oxigênio	Fluxo máximo	15 l/m (E, ET, T, PAC, CPAP), 4 l/m (iVAPS)
Suplementar		
Características Gerais	Pressão da máscara	3-30 cm H ₂ O / Resolução: 0,1 cm H ₂ O
	Fuga do fluxo	0-120 L/min / Resolução: 1 L/min
	Volume corrente	0-4000 ml / Resolução: 1ml
	Frequência respiratória	0-50 BPM / Resolução: 1BPM
	Ventilação por min	0-30 L/min / Resolução: 0,1 L/min
	Ti	0,1-40s / Resolução: 0,1s
	Relação I:E	1:1000-2:1 / Resolução 0.1

Adaptado pelo autor.

Fonte: (RESMED, 2020).

² Desligamento por falha se pressão exceder 30cm H₂O por mais de 6s ou 40 cm H₂O por mais de 1s.

Tabela 5 - Especificações equipamento V60 Ventilator.

Modos	CPAP, S/T, PCV, AVAPS, PPV	
Parâmetros dos modos ³	Rate, I-Time, CPAP, EPAP, IPAP, Rise, Min P, Max P, Max V, Max E, Max R, PPV%, O ₂ , V _T (tidal volume), C-Flex, Ramp time	
Parâmetros de Monitoramento	Fase de respiração / Indicador de disparo	Spont, timed, exhale
	PIP	0 – 50 cm H ₂ O
	Paciente / vazamento total	0 – 200 l/min btps
	Disparo do paciente	0 – 100%
	Taxa de respiração	0 – 90 bpm
	Ti/Ttot	0-91%
	Volume por minuto	0-99.0 l/min btps
	Volume corrente	0 – 3.500 ml btps
	Onda de pressão	0 – 50cm H ₂ O
	Fluxo de onda	-240 – 240 l/min btps
	Volume de onda	0-3.500ml btps
Alarmes	Alta taxa	5-90 bpm
	Baixa taxa	1 – 89bpm
	HiV _T	200-3.500ml
	LoV _T	Off, 5-1.500ml
	HIP (high inspiratory pressure)	5 – 50cm H ₂ O
	LIP (low inspiratory pressure)	OFF, 1-40 cm H ₂ O
	LoV _E (low minute ventilation)	OFF, 0.1-99l/min
	LIP T (low inspiratory pressure delay time)	5 – 60sec

Adaptado pelo autor.

Fonte: (KONINKLJIKE PHILIPS, 2016).

O preço mais alto encontrado foi de R\$66.750,00 e o valor médio permaneceu na faixa de R\$ 43.958,88,00 (BISMEDIS, 2021).

2 MATERIAIS E MÉTODOS

³ Não aplicados a todos os modos de operação. Convém verificar o catálogo do fabricante conforme referências.

2.1 Caraterísticas técnicas dos componentes

2.1.1 Gerenciamento do motor (Arduino UNO)

Utilizou-se o Arduino UNO, que é um sistema microcontrolado, o qual, através de uma programação por *software* possibilitou atuar no acionamento dos controles de movimento de passo e direção do motor.

Algumas características da placa Arduino Uno (ARDUINO FOUNDATION, 2020) estão descritas conforme Tabela 15 do ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS.

2.1.2 Gerenciamento de comando (Arduino Mega)

A leitura dos sensores e atuadores de forma independente, somado a mais de 40 (quarenta) portas digitais e analógicas, possibilitou um funcionamento sincronizado de toda estrutura mecânica e seus controles, sem com isso, compartilhar sua capacidade de processamento no controle dos sinais TTL⁴ do motor, conforme detalhamento da Tabela 16 do ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS.

Toda a parte de controle e automação dos mecanismos de funcionamento ficam sob o crivo e controle do Arduino que é capaz de fazer todo o gerenciamento e controle da máquina.

2.1.3 Controle do Motor

O controlador de motor utilizado foi o circuito integrado TB6600HG da Empresa Toshiba (2014) cujas especificações estão detalhadas na Tabela 17 do ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS.

A característica de dissipação de calor do módulo TB6600HG pode ser obtido conforme a Figura 2.

⁴ TTL significa *transistor-transistor logic* (lógica transistor-transistor) sendo um nível de sinal onde a ausência de sinal é nível de tensão 0V e o máximo é nível de tensão 5V. Alguns componentes permitem uma faixa de trabalho da ordem de 0 a 2V como nível baixo e acima de 2,5 a 5V como nível alto

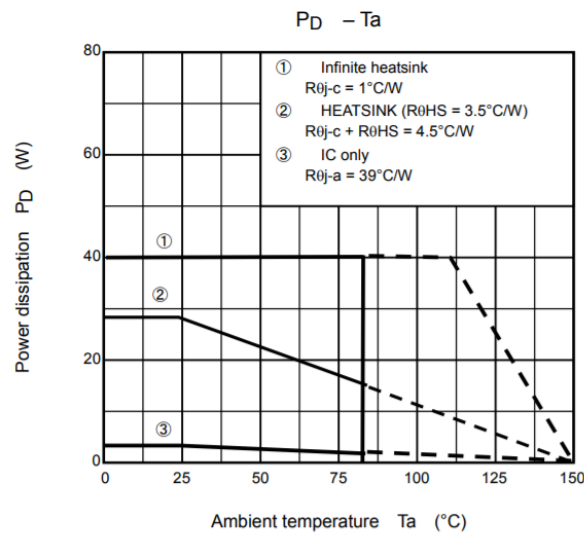


Figura 2 - Dissipação de calor pela temperatura ambiente.

Fonte: (TOSHIBA, 2014).

2.1.4 Motor de Passo

O motor de passo utilizado é do tipo Bipolar (4 fios) NEMA 23 mostrado na Figura 3. Optou-se por esse motor por possuir uma boa relação torque/velocidade/controle. Por questões de custo, foi adquirido um componente usado, porém em bom estado, no qual, as principais características estão conforme Tabela 18 (ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS).

As especificações foram adequadas as propostas do projeto de sistema de ventilação mecânica, de forma que foi possível a movimentação da estrutura móvel dentro do escopo delineados no objetivo primário.

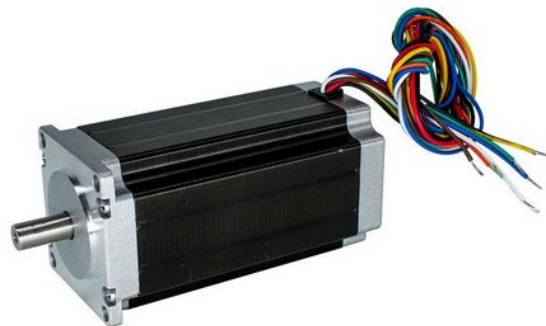


Figura 3 - Motor de Passo NEMA 23 Bipolar.

Fonte: (SARAVARI, 2019)

2.1.5 Gerenciamento de comunicação I2C

O módulo de comunicação I2C (*inter-integrated circuit* – circuito integrado), protocolo desenvolvido pela Philips (PHILIPS, 2000), permite a comunicação de vários componentes em um único barramento do sistema Arduino, de forma a se poupar as limitadas portas de entrada e saída do microcontrolador Atmega 328P-PU e Mega 2560, no caso utilizando apenas as portas SDA (*serial data* ou dados seriais) e SCL (*serial clock*).

2.1.6 Display LCD

A necessidade de criação de uma *interface* homem-máquina (IHC) é de extrema relevância em sistemas automatizados.

O projeto empregou um display do tipo LCD (*Liquid Crystal Display* – Tela de cristal líquida) (Figura 4), com dezesseis colunas e duas linhas, com sistema de iluminação interna, de fundo azul, com um módulo de comunicação do tipo I2C.



Figura 4 - Display LCD 16x2.

Fonte: (SARAVATI, 2019).

2.1.7 Relógio de tempo real DS3231

A principal finalidade é o correto registro de horário dos eventos principalmente nos alarmes e sistema de registro de falhas no cartão SD, conforme Figura 5b.

Assim, em caso de inconsistências de funcionamento ou até mesmo no auxílio no desenvolvimento futuro, o registro do horário do evento aporta a um melhor diagnóstico da falha, bem como permite pontuar as situações relacionadas ao evento naquele horário.

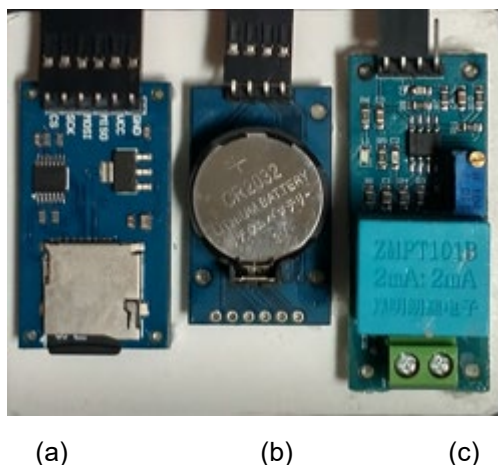


Figura 5 - Módulos e sensores auxiliares: (a) módulo de cartão micro SD, (b) Relógio em tempo real DS3231 e (c) sensor tensão rede AC - ZMPT101B.

O componente DS3231 (MAXIM, 2015) foi utilizado com o aporte da biblioteca *Wire.h*, que permite a intercomunicação I2C com o respectivo módulo e a manutenção atualizada dos registros horários no microcontrolador.

2.1.8 Sensores

Sensores são componentes que permitem medir determinada grandeza ou fontes sensíveis a determinada energia, convertendo-a em pulsos elétricos, que através de referências, organizam as métricas dos mais diversos parâmetros da máquina.

Para alguns parâmetros de funcionamento, foram adotados sensores específicos, conforme abaixo.

2.1.8.1 Pressão

Em uma versão inicial do projeto, foi utilizado o sensor ZGZP040db1r de 40KPa, com as seguintes características (Tabela 6 e Figura 6):

Tabela 6 - Especificações ZGZP040db1r

Características	Descritivo
Faixa de leitura:	0KPa a 40KPa
Tensão e corrente de consumo:	$\leq 15\text{Vdc}$ e $\leq 3\text{mAdc}$
Tipo:	Medidor de pressão
Temperatura de trabalho:	-30°C a $+125^{\circ}\text{C}$
Condições de operação:	Para gases e ar não corrosivos.

Adaptações do autor.
Fonte: (CFSENSOR, 2020).

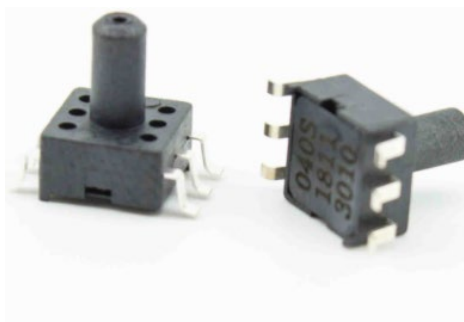


Figura 6 - Sensor modelo XGZP040db1r.

Fonte: (CFSENSOR, 2020).

Testado e utilizado o sensor MPX5100DP (FREESCALE, 2012), optou-se por esse, considerando a simplicidade de uso, a não necessidade de outros componentes, bem como a facilidade de programação e precisão mais assertiva.

Trata-se de um sensor transdutor piezoresistivo (Figura 7), que, através de uma diferença de pressão aciona o circuito eletrônico. De acordo com a intensidade da pressão a ser medida, altera os valores da tensão de saída, proporcionalmente as respostas de entrada.



Figura 7 - MPX5100DP

Fonte: (FREESCALE, 2018).

Obtendo-se uma correta calibração através de um padrão, é possível a mensuração com precisão do valor de pressão injetado na inspiração do paciente, permitindo o controle das cargas máxima e mínima (5 a 50 cmH₂O) dentro dos critérios estabelecidos pelo operador/enfermeiro, cujas especificações estão conforme Tabela 7.

Tabela 7 - Características técnicas MPX5100DP.

Características	Descritivo
Pressão mínima e máxima:	0 a 100 KPa
Tensão e corrente de trabalho (típica)	5Vdc e 7mA _{dc}
Precisão:	± 2.5 (máximo)
Sensibilidade:	45mV/KPa
Tempo de resposta:	1ms

Adaptações do autor.

Fonte: (FREESCALE, 2012).

2.1.8.2 Sensores de fim de curso

Foi desenvolvido um módulo do tipo *reed switch*, ou comumente chamado de sensor magnético.

Trata-se de dois bimetálicos, com intensidade magnéticas distintas e seu princípio de atuação é bem simples, ou seja, no momento em que uma fonte magnética se aproxima (ímã, por exemplo) as placas de contato se fecham, permitindo o fluxo de corrente para o controle do Arduino, indicando que o dispositivo foi acionado.

Através do pulso de fechamento do dispositivo, é possível detectar a aproximação indesejada do impulsor do reanimador pulmonar manual (Figura 23, item 15).

**Figura 8 - Módulo do tipo *reed switch* ou módulo magnético.**

Fonte: (SARAVARI, 2019)

Ao mesmo tempo que permite a detecção da aproximação do carro, é consideravelmente melhor do que contatos físicos por toque (como exemplo, chaves de contato), pois se evita o desgaste mecânico e ao mesmo tempo fornecem um tempo de resposta menor.

A necessidade de utilização desse dispositivo visa a proteção da máquina no sentido de impedir que os limites de segurança pré-definidos no sistema móvel

sejam rompidos, evitando-se danos ao equipamento e principalmente ao usuário/paciente.

2.1.8.3 Deslocamento ou controle de volume

O controle de volume se deu através de controle do curso de deslocamento do carro de movimento através da biblioteca *Flexstepper* (S. REIFEL, 2018).

Considerando a curva de volume de forma linear à quantidade de pressão exercida no respirador manual, é possível indicar o volume de ar sendo injetado nos pulmões do paciente.

2.1.8.4 Sensor de Tensão AC – Rede elétrica

Trata-se de módulo ZMPT101b (QINGXIAN ZEMING LANGXI ELETRONIC, 2021), conforme Figura 5c, que permite a detecção de tensão AC⁵, direto da rede de energia e sua respectiva conversão em sinal analógico a ser lido pelo conversor analógico-digital (ADC) do Arduino MEGA, com o apoio da biblioteca EmonLib (OPEN ENERGY MONITOR, 2019).

Com a possibilidade de o sensor detectar o valor da tensão da rede AC de entrada, o proposto no trabalho foi a indicação de presença ou não de tensão elétrica para disparo do respectivo alarme de falha.

2.1.9 Teclado matricial 4x4

Compõe-se de uma matriz de botões, do tipo normal aberto, que através das conexões elétricas permite a detecção da tecla numérica pressionada.

Utilizou-se os números 2, 4, 8 e 6 como teclas para navegação no menu para entrada dos parâmetros a serem configurados.

Para que seja possível entrar no menu de seleção, é necessário o acionamento de uma chave do tipo liga/desliga no painel do aparelho, conforme Figura 9 abaixo.

⁵ AC – *alternating current* ou corrente alternada. Tensão típica de instalações residências, comerciais ou industriais para uso geral.



Figura 9 - Conjunto de interação com o usuário, a esquerda, botão de entrada do menu, a direita, teclado e *display* 16x2.

2.1.10 Módulo cartão micro SD

Permite a gravação das informações de eventos (*logs*) e alarmes dos principais eventos do equipamento (Figura 5a).

Com isso, permite a melhoria do desenvolvimento contínuo em futuras aplicações, bem como permitir a visualização de qualquer anotação de anormalidade, buscando a melhoria e auditoria contínua do sistema.

2.1.11 Módulo de gerenciamento de energia elétrica

O sistema permite fornecer alimentação contínua de 12V ao sistema de controle, gerenciamento do motor e ao mesmo tempo manter em carga o sistema de baterias conforme diagrama elétrico da Figura 10.

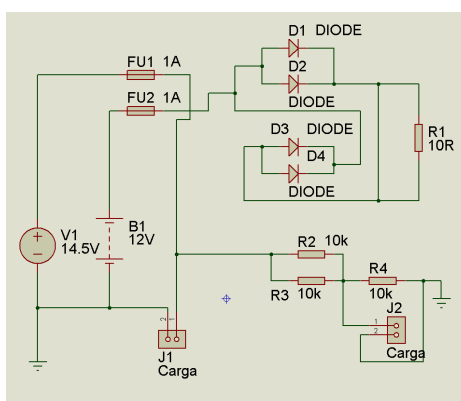


Figura 10 - Diagrama elétrico do módulo de energia.

Conta com dois fusíveis de proteção contra curto circuitos e uma conexão para interligação com a placa de controle para monitoração, juntamente com o módulo ZMPT101B para verificação do uso da rede AC, bateria ou ambos, conforme Figura 11.



Figura 11 - Módulo ZMPT101B para gestão de tensão AC.

2.1.12 Placa “Shield”

A placa do tipo *shield*⁶ foi confeccionada para evitar as inúmeras conexões elétricas entre a placa Arduino Mega (Figura 12a), UNO (Figura 12b) e os componentes periféricos.

O grande benefício desse tipo de mecanismo é a melhoria nas associações entre os componentes, a otimização de espaço no equipamento e uma distribuição mais “limpa”, evitando-se passar demasiadamente cabos conectores nos mais variados dispositivos.

⁶ *Shield* do termo em inglês que significa escudo é uma terminologia empregada pelos entusiastas e estudiosos de módulos microprocessados que nada mais são do que outras placas com componentes adicionais que são incorporados ao microcontrolador, de forma a evitar conexões com fios e permeia um projeto mais limpo e profissional.

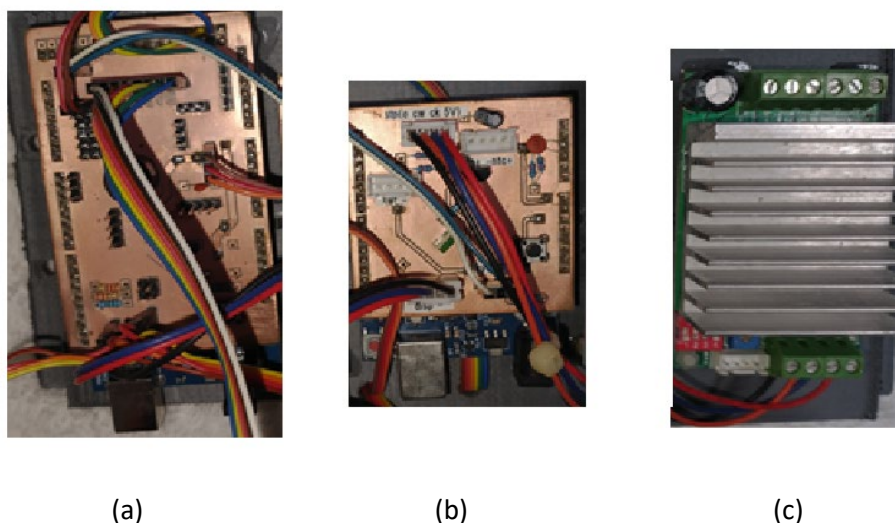


Figura 12 – Placas do tipo "shield": (a) para Arduino MEGA, (b) para Arduino UNO e (c) módulo TB6600HG.

2.2 Estrutura e componentes do projeto realizado

A macroestrutura do projeto envolve a interligação de várias partes, detalhadas a seguir:

2.2.1. Dispositivos elétricos e eletrônicos do sistema

A estrutura elétrica e eletrônica é responsável pelo acionamento do motor bem como o controle da estrutura mecânica, além do sensoriamento e controle do sistema.

A interligação dos diversos módulos (Cartão SD, Relógio DS3231, e gestão de tensão ZMPT101B) foi possível considerando a confecção de uma placa única de interconexão, evitando-se com isso a conexão de vários fios, bem como o desenvolvimento de uma solução com menor risco ou impacto quando há falha de conexão entre os componentes.

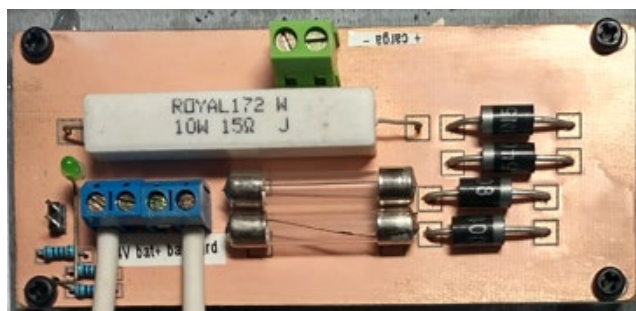


Figura 13 - Módulo de gerenciamento de energia elétrica.

Optou-se pela utilização do Arduino Mega (Figura 12a), haja vista possuir um poder de processamento maior, permitindo que o Arduino UNO (Figura 12b) tivesse um funcionamento dedicado no controle do motor.

A comunicação entre os Arduino deu-se através do protocolo I2C, bem como a comunicação entre o módulo de relógio em tempo real (DS3231) e *display*.

O Arduino por si, não é suficiente para o acionamento em carga elétrica de todo o conjunto da estrutura, sendo imprescindível um sistema de potência para que se alcance o movimento mecânico e assim, realizar o trabalho de deslocamento de ar do reanimador pulmonar manual para os organismo do paciente.

Conforme detalhamento de suas especificações no capítulo anterior, a escolha do módulo TB6600HG (Figura 12c) foi devido ao alto consumo elétrico do motor escolhido, ou seja 2,1 A/fase. Para que houvesse um torque entre 6 a 8 kgf.cm o referido drive deveria atender com certa margem de segurança a demanda de consumo do motor. Sendo assim 4,5 A/fase em corrente nominal e 5 A/fase em pico, conforme especificações do fabricante, seriam mais do que suficientes para um trabalho em regime ininterrupto de todo o conjunto.

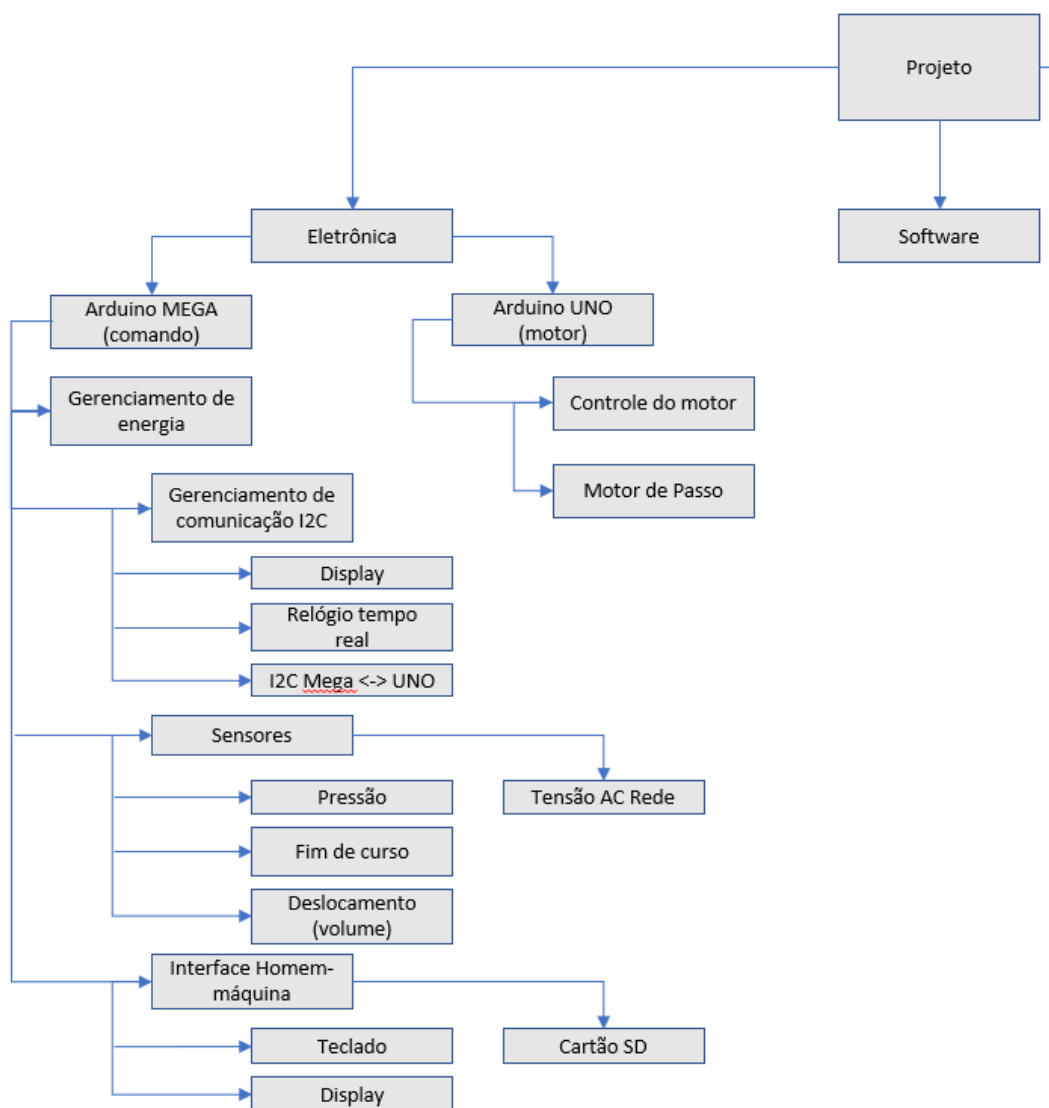


Figura 14 - Macroestrutura do projeto – parte 01

A utilização da placa shield (Figura 12 “a” e “b”) e a incorporação em um único componente de várias estruturas principais de controles e sensores em um único local otimizou como um todo a eletrônica do projeto.

A produção da placa de energização se deu através de *software* específico para confecção de *layout* e a usinagem através de Controle Numérico Computadorizado (CNC). Após a criação das trilhas de interligação dos componentes, houve a soldagem e testes de seu correto funcionamento.

A Figura 13 destaca o módulo de gerenciamento de energia, que por sua vez é dotado da entrada de uma tensão regulada DC que ao mesmo tempo que alimenta o sistema, permite a manutenção constante da bateria de emergência.

Possui um monitor de tensão da bateria que integra o sistema de alarme em caso de baixa tensão ou falha no fornecimento de energia AC do local.

Buscou-se a utilização de equipamentos e soluções já existentes no mercado e de baixo custo e na sequência as Figura 14 e Figura 15 detalham a macroestrutura do projeto.

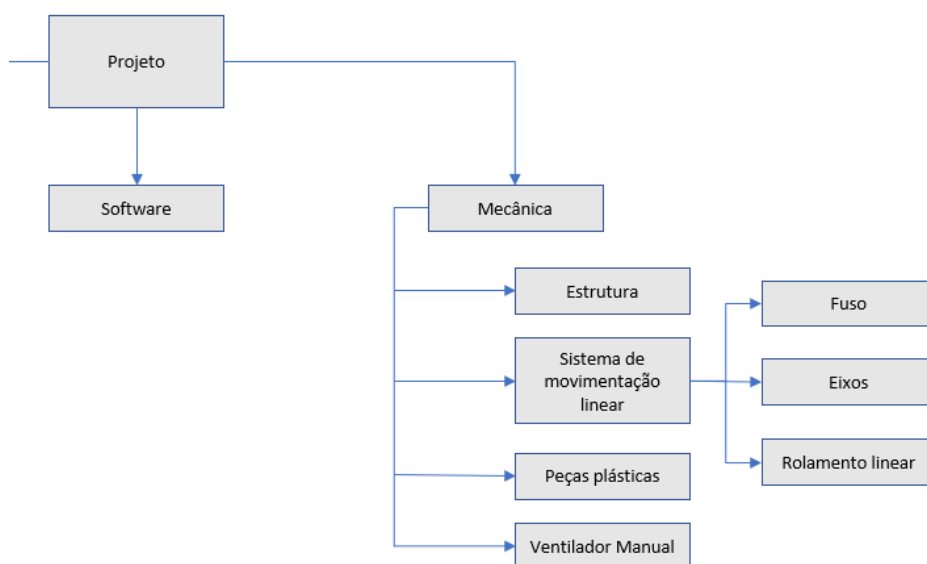


Figura 15 - Macroestrutura do projeto - parte 02

O controlador (Figura 16) conta com um dissipador de calor passivo, que permite uma a refrigeração do módulo, de forma que não haja desligamento por superaquecimento, além de manter a temperatura de regime de funcionamento normal, ou seja, entre 60°C.



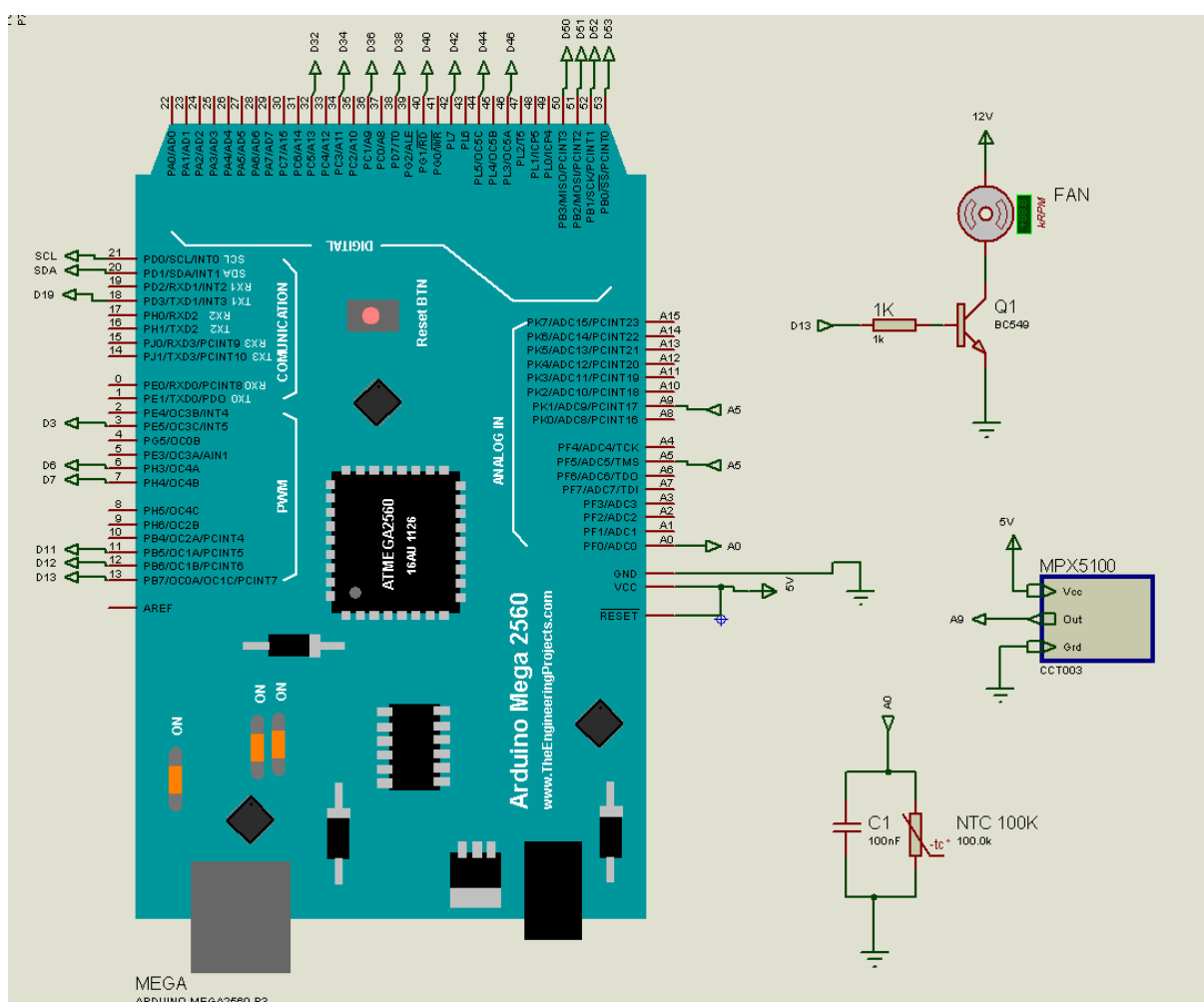
Figura 16 - Módulo Driver TB6600HG.

Fonte: (ARDUOELETRO, 2020).

Uma característica importante é que este dispõe de dispositivos de segurança intrínseco, conforme Tabela 17 (campo funções), que favorece a proteção do paciente em seu tratamento, como exemplo as proteções térmicas e por sobrecorrente.

A intercomunicação pelo protocolo I2C favoreceu a comunicação simultânea de três componentes (*display*, relógio em tempo real e Arduino UNO) através de seus respectivos endereçamentos em um único barramento, propiciando o ganho de portas digitais, bem como otimizando a comunicação via *software*.

A Figura 17, Figura 18, Figura 19 e Figura 20 descrevem o esquema elétrico detalhado, conforme segue:



**Figura 17 - Diagrama Elétrico - Parte 1 - Arduino Mega, Controle Ventilador (*fan*), MPX5100DP
NTC 100k.**

Adaptações do autor.

Fonte: (THEENGINEERINGPROJECT, 2020).

O diagrama da Figura 21, por sua vez, permite a macro visualização da conexão de todas as portas com os respectivos periféricos conforme explicações abaixo.

O teclado (Figura 18) para a interação com o usuário é ligados nas portas digitais D32 a D46, de forma que os botões estejam de fácil acesso ao operador, conforme Figura 9.

O sensor de pressão MPX5100DP (Figura 17), responsável pela monitoração do paciente e a regulação pré-estabelecida é conectado através da porta analógica A7.

De forma análoga, as portas SDA (A4) e SCI (A5) são responsáveis pelo *bus I2C*, conectando três componentes, ou seja: a) *display lcd 16x2* (Figura 18), b) relógio de tempo real (RTC DS3231) (Figura 20) e c) comunicação com o Arduino UNO (Figura 19).

As portas D06 e D07 (Figura 19) são responsáveis pela monitoração dos sensores de fim de curso, limitando a movimentação, de forma eletrônica, os limites superiores e inferiores do carro mecânico.

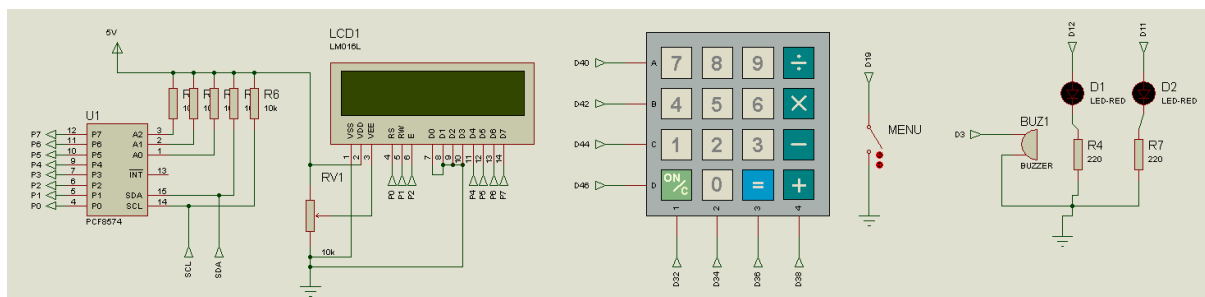


Figura 18 - Diagrama Elétrico - Parte 2 - Display LCD, Teclado matricial, botão menu, sinal sonoro (*buzzer*) e leds de alarme.

Importante notar que, visando tornar os diagramas elétricos mais claros, evitou-se a utilização de linhas de interligação no esquema, optando-se por indicações de portas de endereçamento do tipo *bus*⁷.

⁷ Anotação que permite a conexão de barramento por indicações por portas de entrada e saída. Uma diagrama sem as conexões de linha permite um arranjo mais didático e claro, principalmente ao leitor que não tenha afinidade com circuitos eletro/eletrônicos.

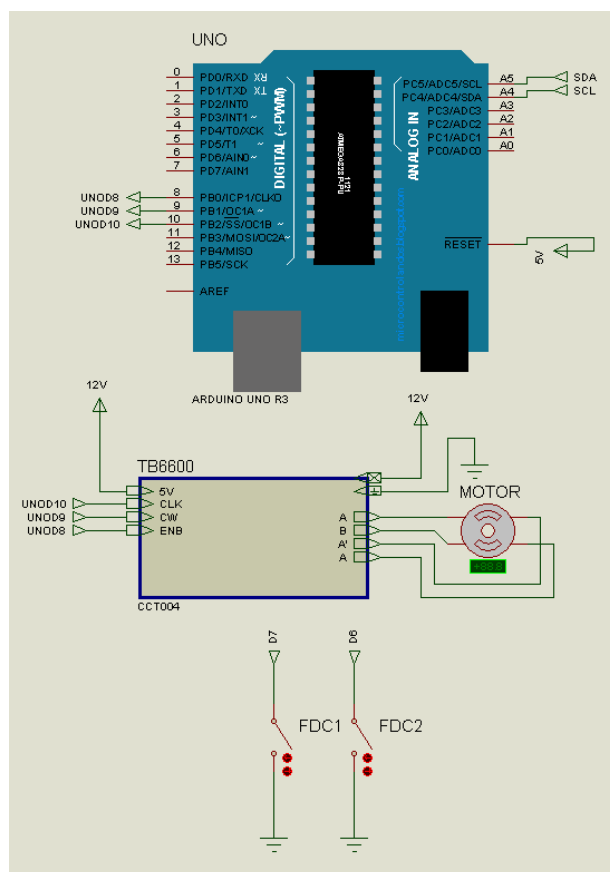


Figura 19 – Diagrama elétrico – Parte 3. Arduino UNO, TB6600HG, motor e acionadores de fim de curso.

Fonte: (HENRIQUE, 2014) adaptações do autor.

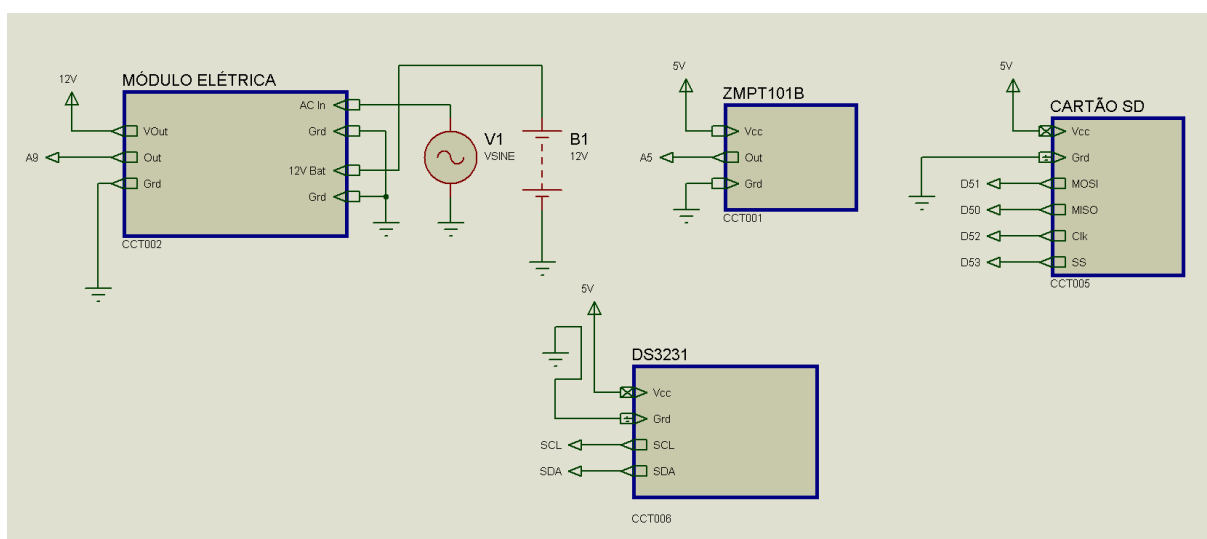


Figura 20 - Diagrama Elétrico - Parte 4. Módulos de elétrica, ZMPT101B, Cartão SD e DS3231.

Na representação dos diagramas elétricos, optou-se na representação direta dos módulos como sub circuitos do principal e para os componentes Arduinos a respectiva visualização através de figuras.

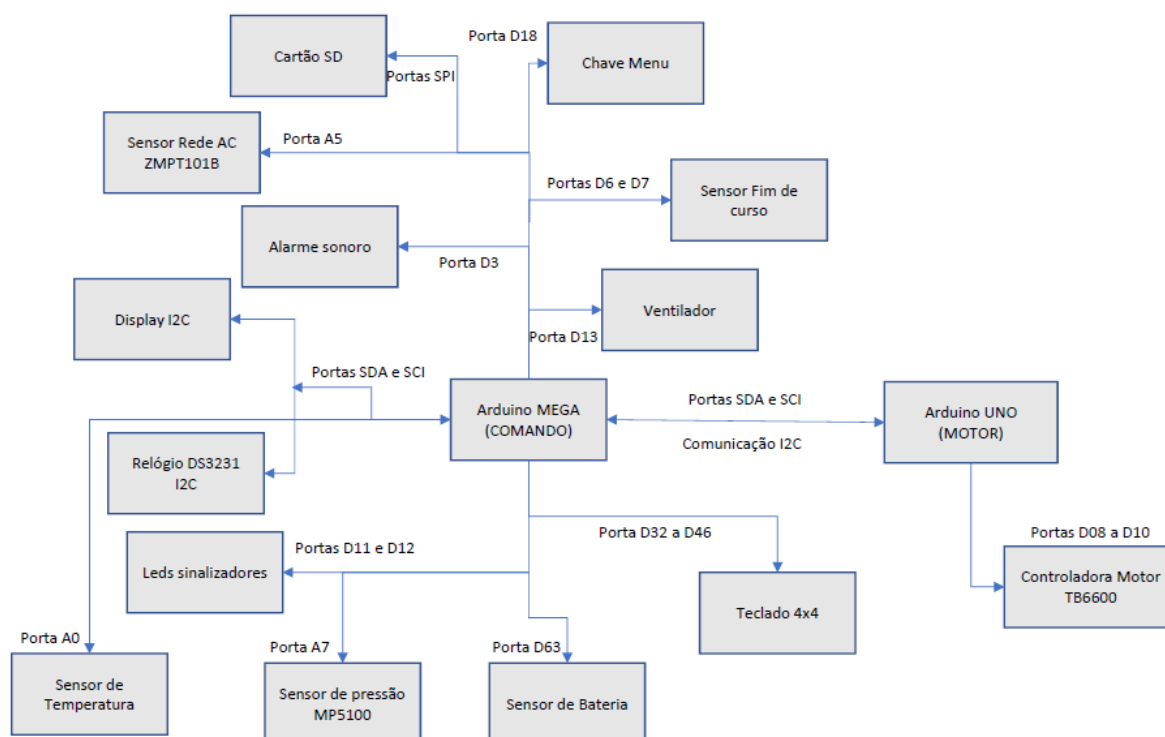


Figura 21 - Macro diagrama de conexões - Placas *Shield*.

Os sinais TTL para o módulo TB6600HG (Figura 19) são interligados às portas D08 a D10. O circuito de potência do controle TB6600HG são montados independentes do circuito lógico do Arduino UNO.

Foi previsto um sistema de controle de refrigeração (Figura 17), opcional, para condicionar a temperatura do sistema lógico abaixo de 40°C com as portas A0 (sensor NTC) e D13 (ventilador), ficando a porta D13 com o controle PWM (velocidade variável e progressiva do ventilador) e a primeira porta (A0), como parte integrante do sensor de temperatura utilizando-se o conversor analógico ADC interno do microcontrolador ATmega2560.

O módulo de gravação do cartão SD para os alarmes e sistema de registro (logs) estão localizados na porta SPI (MOSI, MISO, CLK e SS) para o módulo de leitura e escrita do cartão micro SD⁸ (Figura 20), bem como a porta D3 para o alarme sonoro (*buzzer*⁹) e as portas D11 e D12 para os *leds*¹⁰ sinalizadores (Figura 18).

⁸ A função do cartão SD é o registro de eventos e alarmes do sistema.

⁹ Dispositivo que emite sinal sonoro.

¹⁰ Light emitter diode (LED) - Diodos emissores de luz.

O sensor de pressão MPX5100DP ficou conectado na porta analógica A7 (Figura 17) e o sensor de bateria na porta digital D63.

Por fim, a chave de acionamento do menu ficou ligada a porta auxiliar D18 (Figura 18), tudo conforme diagrama da Figura 21.

2.2.2 Estrutura Mecânica

A estrutura mecânica é responsável pelo impulso e pressionamento do reanimador pulmonar manual, bem como manterá a estrutura de todos os demais componentes em um conjunto único. O suporte mecânico do protótipo do mecanismo de acionamento do reanimador pulmonar manual é mostrado na Figura 22 e a descrição detalhada (Tabela 8) e a vista explodida dos componentes (Figura 23) é desenvolvida como segue:

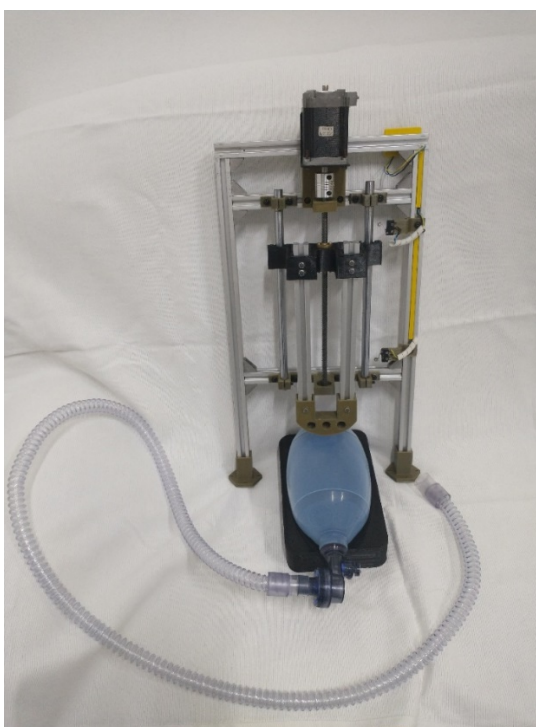


Figura 22 – Estrutura geral do protótipo do mecanismo automático.

Os componentes são detalhados conforme Figura 23 abaixo:

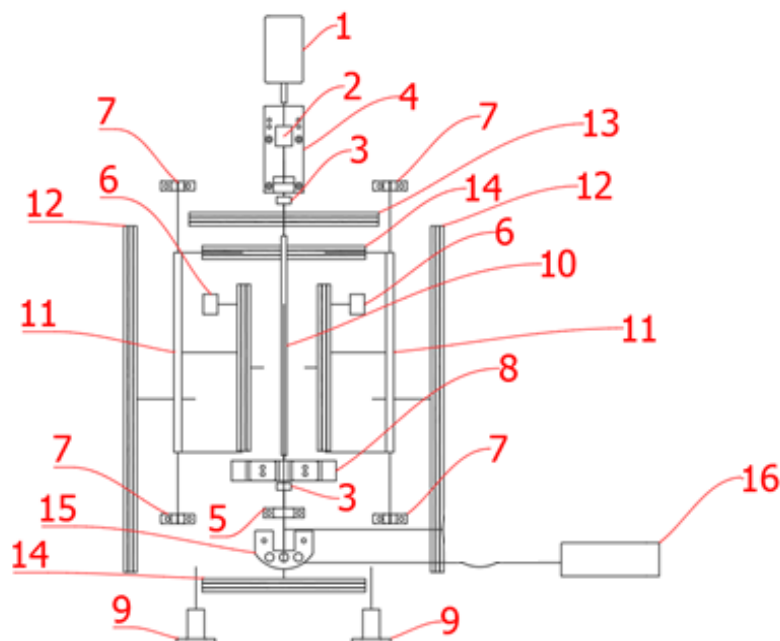


Figura 23 - Vista explodida do componente mecânico principal do sistema.

Tabela 8 - Descritivo dos componentes da estrutura mecânica.

Componente	Descrição
01	Motor
02	Acoplamento do motor e fuso
03	Rolamentos 608ZZ
04	Suporte do motor
05	Suporte do fuso inferior
06	Rolamentos lineares de 12mm
07	Suporte do eixo linear de 12mm
08	Carro de movimentação e acionamento
09	Suporte da base da estrutura
10	Fuso de 8mm
11	Eixo linear de 12mm x 300mm
12	Perfil metálico lateral de 520mm
13	Perfil metálico superior de 290mm
14	Perfil metálico de suporte de 250mm
15	Impulsionador do reanimador pulmonar manual
16	Base de apoio do reanimador pulmonar manual

2.2.2.1 Perfil de alumínio:

Componente metálico de seção transversal (itens 12, 13, 14 da Figura 23) de dimensões 20mm x 20mm (Figura 24A) que permite uma rigidez mecânica estrutural

aos componentes principais do projeto. O “chassi” estrutural permite acoplar o motor e demais componentes de movimentação mecânica bem como todos os componentes eletrônicos.

Para fixação dos perfis foram utilizadas cantoneiras metálicas através da fixação de porcas do tipo “martelo” (Figura 24B) que permitem a junção de toda a estrutura conforme Figura 24.

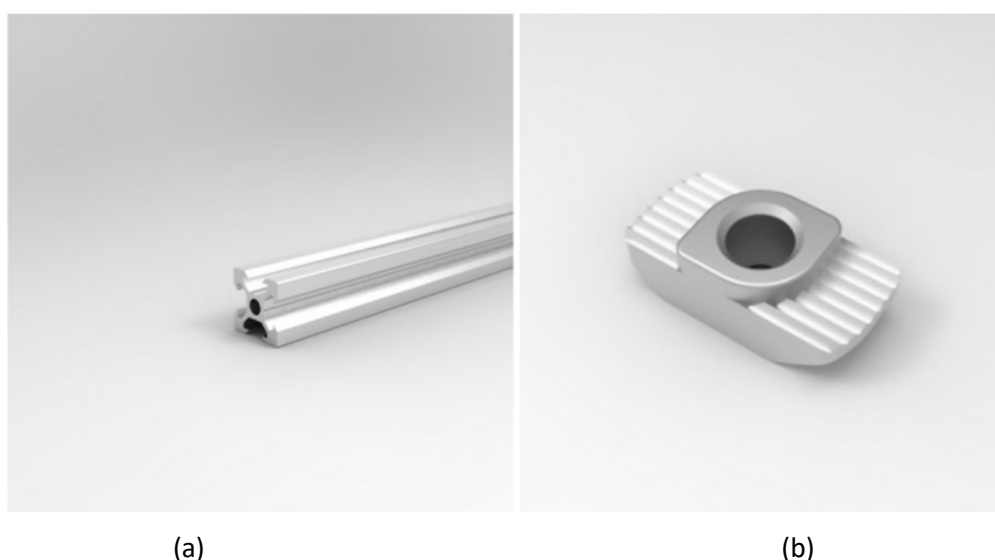


Figura 24 – a) perfil estrutural 20mm x 20mm b) porca do tipo "martelo" para junção das peças estruturais.

Fonte: (FORSETI, 2020)

2.2.2.2 Eixos e rolamentos lineares redondos de 12mm

Os eixos (item 11 da Figura 23) e rolamentos lineares redondos (item 06 da Figura 23) de 12mm (Figura 25A) são os componentes que permitem o deslizamento do sistema móvel de forma retilínea, convertendo o torque (momento de giro) do motor em movimento linear de deslocamento do carro mecânico.

A questão da escolha da bitola de 16mm foi devido a uma melhor robustez, de forma a impedir a flexão das barras laterais durante o deslocamento. Permitiu também a higiene mecânica frente a força de reação do mecanismo de bombeamento automático.

2.2.2.3 Fuso trapezoidal com castanha de movimentação linear;

O fuso trapezoidal com castanha para movimentação linear (item 10 da Figura 23) é o componente responsável pela conversão do movimento radial para a movimentação linear, de forma que um giro desloque linearmente 8 mm (considerando seu passo). O movimento ascendente ou descendente fica condicionado ao movimento de inspiração ou expiração (Figura 25b).



Figura 25 – a) Rolamento e eixo linear. b) Fuso de 8mm de diâmetro e passo de 8mm.

Fonte: a) (IGUS, 2019), b) (LOJA DA ROBÓTICA, 2020).

O comprimento total do fuso é de 300 mm, tamanho suficiente para pressionamento do insuflador manual, considerando a altura de 136 mm.

2.2.2.4 Peças plásticas impressas

Muitos dos conjuntos foram projetados conforme foram surgindo as demandas no avanço do projeto, sendo assim, atualmente, o uso de peças plásticas através de impressão 3D é bastante prática (itens 04, 05, 07, 09, 15 e 17 da Figura 23).

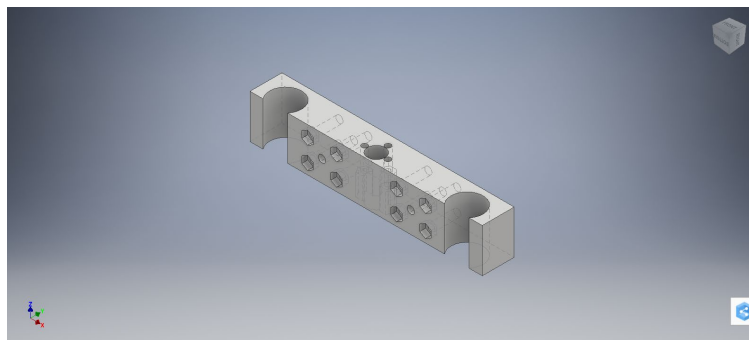


Figura 26 - Exemplo de Modelagem 3D - Suporte de movimentação horizontal para os rolamentos lineares.

A modelagem dos componentes (Figura 26) foram feitas no *software* Inventor®¹¹ Pro 2021 versão educacional (AUTODESK, 2020) e as peças foram geradas através do *software* de fatiamento Simplify 3D®¹² (Figura 27) (SIMPLIFY3D, 2021), sendo todo o conjunto impresso em um impressora 3D do tipo cartesiana.

O material utilizado foi o PLA¹³, considerando a aplicação universalizada e comum nas impressões 3D para esse tipo de aplicação, conforme Figura 26¹⁴.

O detalhamento construtivo das peças plásticas pode ser reproduzido de acordo com os desenhos técnicos contidos no APÊNDICE B – PROJETO DE COMPONENTES IMPRESSOS COM TECNOLOGIA 3D.

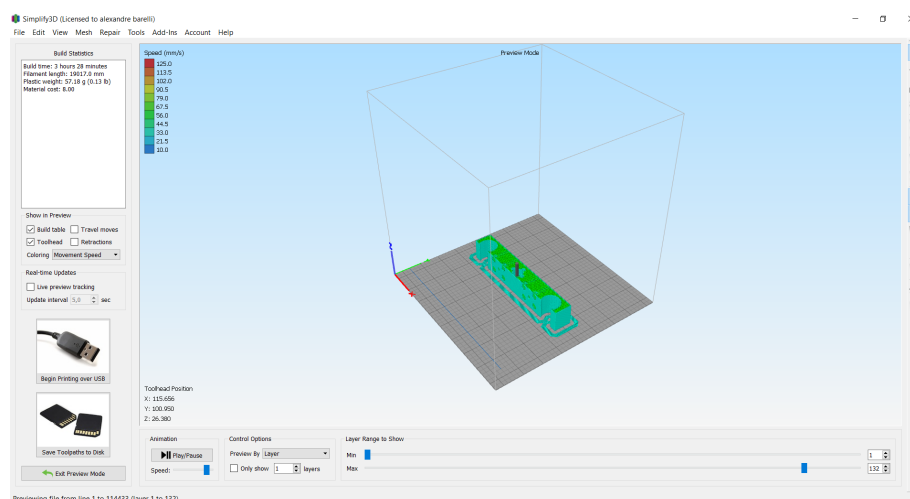


Figura 27 - Exemplo de *software* de fatiamento para impressora 3D - Peça suporte horizontal para rolamentos lineares.

¹¹ O software Autodesk Inventor Pro é marca registrada da empresa Autodesk Inc.

¹² O software Simplify 3D é marca registrada da empresa Simplify3D.

¹³ Políácido láctico é um polímero construído a partir do ácido láctico, sendo um plástico de origem renovável.

¹⁴ Os arquivos são disponibilizados gratuitamente no endereço <https://github.com/ale156ale/respirador>

Em sua maioria, foi utilizado preenchimento interno de 25% a 35% para composição da estrutura plásticas¹⁵. As peças cujos esforços foram maiores, o preenchimento se deu entre 40 a 50%. Com isso aumentou-se a resistência a compressão do conjunto, como exemplo o braço impulsor do mecanismo de bombeamento automático.

Os principais mecanismos impressos são descritos conforme Tabela 9.

Tabela 9 - Principais componentes plásticos impressos.

Componente	Detalhamentos
Base de suporte para o motor	Fixação do motor a estrutura
Eixo de suporte da castanha e rolamentos lineares	Estrutura de suporte para movimentação linear
Caixa eletrônica	Adequação organizacional e proteção mecânica a eletrônica da máquina
Base para eletrônica	Fixação dos componentes
Suporte inferior da estrutura	Conexão da estrutura principal a uma base plana de apoio.
Suporte rolamentos 608ZZ	Apoio ao fuso principal
Suporte aos eixos linear (tipo sk12)	Apoio a estrutura principal
Outros componentes	Componentes acessórios como tampas, botões, suporte para chaves fim de curso entre outros.

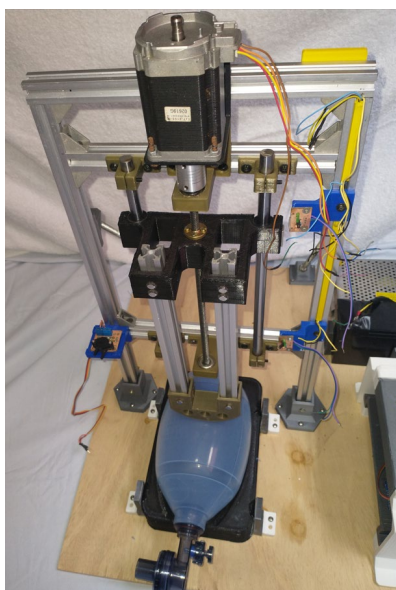


Figura 28 – Montagem dos componentes mecânicos.

¹⁵ Utilizando-se o perfil de preenchimento *honeycomb*.

2.2.2.5. Reanimador Pulmonar Manual

O reanimador pulmonar manual (Figura 29) (popularmente conhecido como Ambú¹⁶ (AMBU, 2020), da fabricante Protec (2015), trata de um produto para a ventilação artificial para quadros de insuficiência ou parada respiratória.

Devido a sua portabilidade e fácil disponibilização é utilizado em: a) primeiros socorros, b) salas de emergência, c) unidades de terapia intensiva, d) anestesiologia e e) sua respectiva recuperação pós cirúrgica e inúmeras outras aplicações.

Trata-se de um componente composto de uma bolsa de ar, auto expansível, que por um pressionamento com as mãos (ou outro objeto) promove uma pressão que permite um deslocamento de ar aos pulmões do paciente.

Cessado a força de pressão, sua construção e material retorna à situação inicial, permitindo o auxílio na expiração do enfermo.

É muito utilizado em serviços de emergência médica em campo, como o serviço de atendimento móvel de urgência (SAMU) e o serviço de resgate do Corpo de Bombeiros.

Sua principal função é inibir o contato direto e manual entre a boca do socorrista ou boca e/ou nariz do paciente, nos casos em insuflação de ar pelo próprio enfermeiro, comumente chamado de “respiração boca a boca”, preservando assim, a saúde do socorrista.

Como adicional, por conter ar atmosférico, evita a entrada de gás carbônico dos pulmões do atendente, favorecendo também, o distanciamento seguro de eventuais secreções ou agentes patológicos, nos casos de respiração direta entre socorrista/enfermo.

O equipamento favorece a instalação de uma mangueira junto ao um tubo de ar ou oxigênio com o acoplamento de um cilindro externo de O₂, podendo ajudar no tratamento da saturação sanguínea.

A Figura 29 ilustra as características do componente utilizado, sendo dividido conforme segue:

a) Balão: responsável pelo armazenamento do ar ambiente ou coleta do oxigênio fornecido por um eventual cilindro;

¹⁶ Ambu da sigla em inglês significa *Artificial Manual Breathing Unit*, sendo uma marca comercial da empresa AMBU A/S (2020), uma empresa dinamarquesa que desenvolve produtos médicos e hospitalares.

b) Válvula de controle de pressão e máscara: responsável por manter uma pressão de insuflação de segurança evitando-se possíveis doenças atreladas a altas pressões (barotrauma pulmonar)¹⁷.

c) Válvula de entrada de oxigênio: encarregada de permitir a entrada de oxigênio para recomposição do balão e tratamento de saturação de oxigenação sanguínea;

d) Reservatório de oxigênio: indicado para manter a bolsa abastecida de oxigênio para permitir o funcionamento do conjunto com concentração maior de 21% de O₂ durante os ciclos respiratórios.



Figura 29 - Ilustração de um reanimador pulmonar manual completo.

Fonte: (PEREIRA, 2014).

2.3 Descritivo da Montagem

A montagem dos componentes foram obtidos conforme Figura 23 e os detalhes construtivos dos itens mecânicos podem ser observados no APÊNDICE B – PROJETO DE COMPONENTES IMPRESSOS COM TECNOLOGIA 3D. e o conjunto construído em sua versão final pode ser notado na Figura 30.

¹⁷ A válvula está regulada para 60 cm H₂O de pressão máxima conforme informações do fabricante.

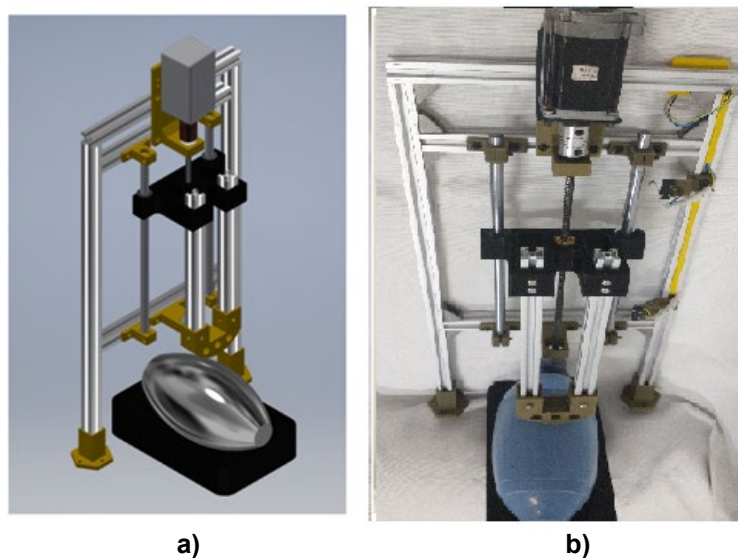


Figura 30 - a) Representação esquemática do conjunto. b) representação real da montagem.

2.4. Montagem

Através do corte e ajuste do tamanho dos perfis metálicos conforme itens 12 a 14 da Figura 23 foi montado a estrutura principal e fixada através de cantoneira metálicas com parafusos e as porcas martelo.



Figura 31 - suporte inferior do fuso com a adição do rolamento 608ZZ e os parafusos e porcas martelo para fixação na estrutura.

Fixado o rolamento 608ZZ nas extremidades do suporte do motor (Figura 31) e inferior do fuso (item 4 e 5 da Figura 23) foram fixados o motor e o acoplamento no suporte do motor (Figura 32).



Figura 32 - Montagem do motor, fuso, acoplamento e suporte do motor.

A partir da montagem do motor e fuso, foram instalados os rolamentos lineares nos eixos de 12mm e incluídos os suportes de fixação do eixo (itens 6, 7 e 11 da Figura 23), obtendo-se o conjunto de movimentação lateral (Figura 33).

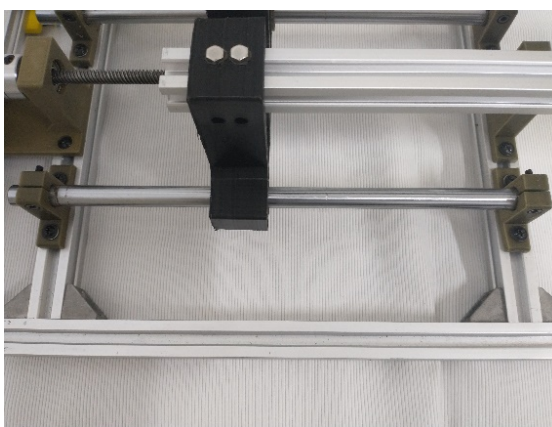


Figura 33 - Eixo linear com os rolamentos e os fixadores.

Com os conjuntos auxiliares montados, foi juntado o motor à estrutura principal, bem como a inclusão do carro de movimentação e acionamento (item 8 da Figura 23) conforme Figura 34 “a” e “b”.



a)



b)

Figura 34 – a) instalação do suporte do motor e b) montagem do carro de movimentação e acionamento.

O sistema de propulsão foi montado através dos perfis metálicos de 250mm junto ao carro de movimentação e acionamento e acoplado o impulsor do reanimador pulmonar manual (itens 14, 15 da Figura 23), bem como incluído o conjunto do reanimador pulmonar manual e sua respectiva base (itens 16 e 17 da Figura 23).

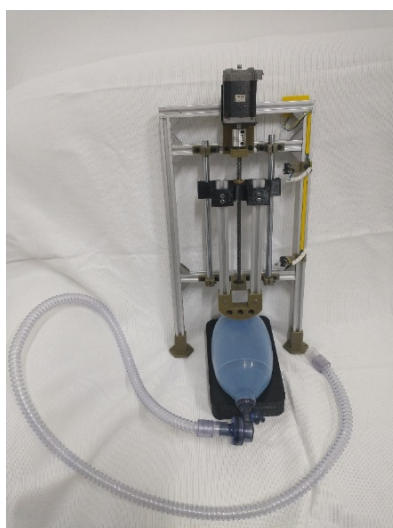


Figura 35 - Montagem final do sistema mecânico, sem o sistema de carenagem.

A parte eletrônica foi acoplada ao conjunto mecânico e montado uma caixa para inclusão de todos os componentes do sistema (Figura 36), acondicionando

todos os itens mecânicos para evitar interferência e proteção a pessoas e objetos. Permitiu, além de uma melhor estética, uma apresentação mais profissional e funcional do equipamento.



Figura 36 - Sistema eletrônico e caixa de suporte.

Após a estrutura mecânica estar pronta, foram aperfeiçoados a parte de *software* e eletrônica.

2.5 Software

A próxima etapa foi o desenvolvimento do *software*, que conforme observado (Figura 37) está composto pela seguinte macroestrutura:

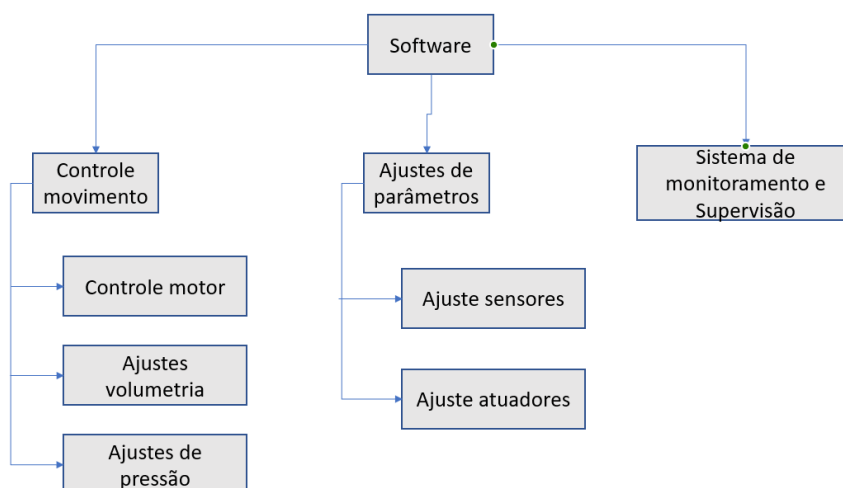


Figura 37 - Macroestrutura do *software*.

O *software* foi programado na linguagem C++ considerando a linguagem nativa do sistema Arduino conforme abaixo e sua programação completa está contida no APÊNDICE A – *SOFTWARE*:

a) *Movimentação*: a estrutura principal do *software* foi no intuito de permitir a emissão dos pulsos necessários para controle do motor de passo. Tal sistema foi possível com a inclusão da biblioteca *Flexstepper* (STAN REIFEL, 2018). A vantagem da utilização dessa biblioteca é que não houve a necessidade de programação a baixo nível, bastando utilizar os parâmetros de entrada já previsto na classe. O exemplo prático da estrutura mecânica pode ser observado na Figura 38.

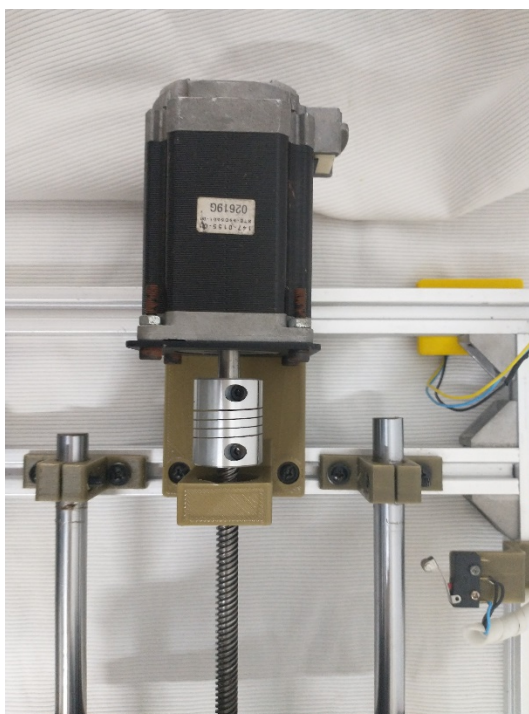


Figura 38 - Sistema de acionamento do fuso roscado através de acoplamento direto no eixo do motor.

b) *Ajuste de parâmetros*: Esse ajuste é de fundamental importância, uma vez que permitirá ao profissional de enfermagem ou medicina configurar os parâmetros da máquina de acordo com o perfil do paciente a ser submetido ao tratamento.

Foi feita a inclusão de forma fácil através de um display 16 colunas por 2 linhas. Os parâmetros de saída foram possíveis a utilização da biblioteca *LiquidCrystal_I2C* (RICKMAN, 2020). Em um primeiro momento foi optado por utilizar um *encoder* do tipo KY-040, porém, considerando a necessidade futura de inclusão

de parâmetros manuais ou até mesmo a inserção de valores numéricos, optou-se pela substituição por uma matriz de teclado numérico do tipo 4x4.

c) *Sistema de monitoramento e supervisão.* Tal sistema permite acionar sistema de refrigeração e monitoração de temperatura de forma a permitir um correto resfriamento dos componentes de acionamento do motor através de um termopar do tipo 100k Ω e um sistema ventilador de 80mm.

Com o objetivo de tornar a sistema mais compacto e funcional, evitando-se a inclusão de muitos fios de conexão, foi desenvolvido uma placa eletrônica do tipo *shield* que nada mais é uma placa acoplado ao Arduino Mega e Uno de forma a fazer a conexão mais prática e funcional dos componentes.



Figura 39 - Estrutura eletrônica desmontada, com sistema de fonte e bateria.

Isso implicou em uma melhora sensível nas conexões, bem como evitou a multiconexão de vários fios, tornando a aparência do dispositivo mais profissional e funcional.

Parte da estrutura do código para utilização do sensor de pressão diferencial MPX5010DP deve-se a Lewis (2020), bem como a ideia de estrutura da utilização do display LCD veio de exemplos de Cumming (2017).

O sensor de tensão ZMPT101B foi possível o desenvolvimento através dos exemplos de Oliveira (2018) bem como a utilização do relógio em tempo real DS3231 para a definição exata dos alarmes e logs do sistema, além dos exemplos claros de integração da placa controladora de cartão SD de Straub (2018).

Bibliotecas para integração I2C como Wire, de gravação e escrita EEPROM e para utilização da *interface* serial periférica (SPI) (ARDUINO FOUNDATION, 2021), bem como para utilização do display com o protocolo I2C (BRABANDER; SCHWARTZ, 2015) e integração de teclado matricial 4x4 (ZULNS, 2017).

O código completo está descrito e detalhado no APÊNDICE A – *SOFTWARE*.

3 RESULTADOS

Em um primeiro momento foi elaborado a estrutura eletrônica nas condições de acionamento do motor através do módulo TB6600HG, ficando em testes por um período de uma semana com o intuito de verificar as condições de operação do motor e o sistema de eletrônica de potência em regime contínuo.

Procurou-se adequar o torque frente a um consumo de corrente elétrica do sistema, com o propósito de não sobrecarregar o motor, evitando-se, com isso, a fadiga do enrolamento elétrico bem como o aumento excessivo de temperatura do motor e do módulo de potência. O regime de trabalho ideal ficou entre 2500mA a 2700mA de corrente elétrica (Figura 40).

Procurou-se manter a temperatura, considerando os parâmetros de isolamento de motores do tipo classe E (HONDA, 2006) em 60° C, haja vista que, temperaturas superiores a 90° C, em regime contínuo, pode haver grave comprometimento da isolamento das bobinas do rotor e estator(Figura 40). Correntes inferiores a 2000 mA há um grande comprometimento do torque (inferior a 6 Kgf.cm) o que dificultou a correta insuflação do reanimador pulmonar manual.

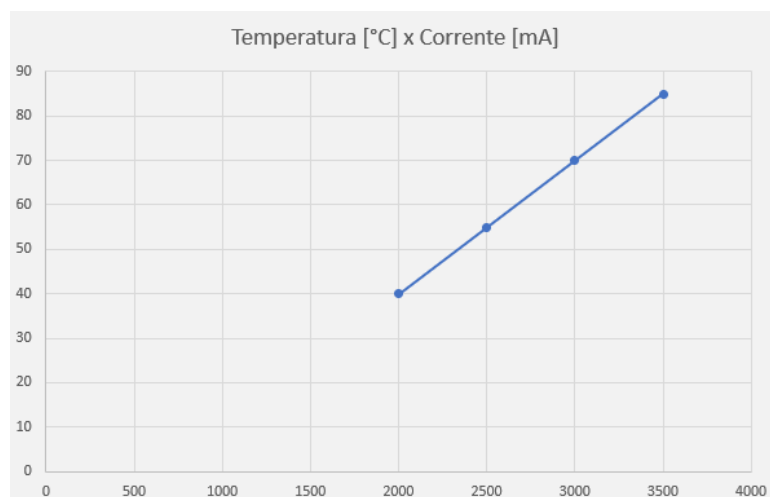


Figura 40 - Temperatura [°C] x corrente [mA].

Nesse sentido buscou-se equalizar as variáveis torque, corrente e temperatura para que o sistema operasse de modo ininterrupto, ou seja, torque em torno de 6 a 8 kgf.cm, a temperatura (aproximada) de 60° C e a corrente de consumo em torno de 2500 a 3000 mA.

Nos estágios iniciais de prototipagem, optou-se pela composição do sistema de deslocamento do impulsor do reanimador pulmonar manual (item 15, da Figura 23) dotado de um sistema de correia e polia dentada do tipo GT2, com uma redução de 1/3, permitindo um aumento de velocidade nas condições de movimentações do sistema.

Esse tipo de sistema ocasionou uma perda contínua de passos, o que por vezes, poderia comprometer inclusive a estrutura da máquina. Analisou-se se a perda de passo era devido a pouco torque do motor ou o próprio sistema de polia/correia. Aumentou-se eletronicamente o torque através de adição de maior corrente (a cada ajuste um acréscimo de 0,5A) e o problema continuou. Diagnosticou-se que a situação não era no motor e sim no sistema de polias/correia do tipo GT2 (Figura 41). Havia um “escorregamento” dos dentes da polia e a correia. Optou-se por ligação direta entre eixo do motor e fuso.

Com tal problemática observada, descartou-se em definitivo o sistema polia/correias e se definiu a conexão direta do eixo do fuso com o eixo do motor através de um acoplamento flexível (Figura 42).

Por outro lado, diminuiu-se a configuração de passos do motor, de uma ampliação de 1/3 do conjunto mecânico (correia/polias) e a diminuição de 1/8 de micro

passos para, com o acoplamento direto entre eixos, uma relação direta mecânica e de micro passos na razão de 1/1. Tal mudança afetou em 50% a menos o torque do motor, não afetando, entretanto, o desempenho total do conjunto.

O fuso de 8mm de passo proporcionou um limite máximo de 18 ciclos / minutos de insuflação. Ciclagem superior ocasionou uma maior rotação do motor (acima de 500 rpm) e consequente perda de passo pela inércia do conjunto carga – rotor. Para implantações futuras será observado no capítulo específico observações de melhorias.

Os testes se limitaram a confirmar os parâmetros funcionais do equipamento, sem, no entanto, estender aos requisitos específicos e técnicos das normas destacadas e evidenciadas do presente estudo para as respectivas certificações junto a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) e Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Para tal requisito é primordial maior tempo de estudo, planejamento e financiamento para buscar os parâmetros técnicos necessários a comprovação científica e prática da usabilidade do sistema em estágio de produção em pacientes humanos.



Figura 41 – Protótipo inicial através de polia/correia do tipo GT2.

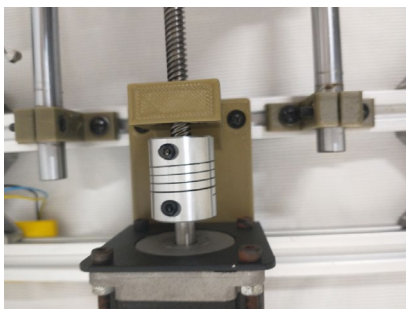


Figura 42 - Acoplamento flexível garantindo maior torque e mitigando perda de passos.

O torque ótimo (de 6 a 8 kgf.cm) ficou na faixa de 400 a 500 RPM em passo simples, conforme Figura 43, com isso houve uma adequação entre o correto funcionamento do mecanismo com as variáveis torque/velocidade, correspondendo por outro lado a uma boa temperatura de trabalho, ou seja, entre 60°C (Figura 2 e Figura 40).

Os testes configuraram um funcionamento, em regime contínuo ininterrupto, durante uma semana para verificar o comportamento do conjunto conforme Figura 43 observando-se a ciclagem em 18 operações / minuto, a frequência do motor em 500 rpm e a temperatura do motor e *driver* TB6600HG em 60° C.

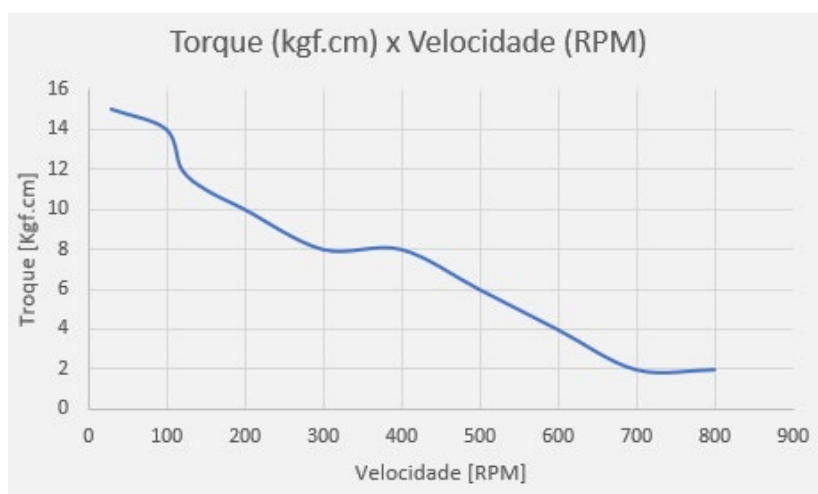


Figura 43 - Torque x velocidade.

Adaptações do autor.

Fonte: (WOTIOM, 2020).

Houve a necessidade de inclusão de um sensor de pressão, uma vez que os parâmetros de volume podem ser calculados e estimados com base no deslocamento do impulsor do reanimador pulmonar manual e a resistência

pulmonar da insuflação. A configuração prévia do parâmetro pelo operador serviu de referência para balizamento da pressão de trabalho. Os limites máximos e mínimos (5 a 50 cmH₂O) são ajustados de acordo com essa entrada. Caso a pressão exceda 60 cmH₂O a válvula de segurança do reanimador pulmonar manual entra em operação impedindo sobre pressão no organismo do paciente.

Nas primeiras versões de testes, foi utilizado o sensor modelo XGZP040db1r de 40KPa (CFSENSOR, 2020), e, em versões seguintes, foi comparado o desempenho com o sensor MPX5100DP (FREESCALE, 2012). O MPX5100DP mostrou resultados mais precisos ($\pm 2,5\%$ conforme Tabela 7), funcionalidade mais simplificada (não há necessidade de adicionar o sensor de ponte HCMODU0073) e sua leitura foi direta através de uma porta analógica.

Os valores obtidos pelo MPX5100DP foram extraídos de acordo com o pressionamento do reanimador pulmonar manual, variando-se a pressão e velocidade, alcançando os valores conforme Figura 44.

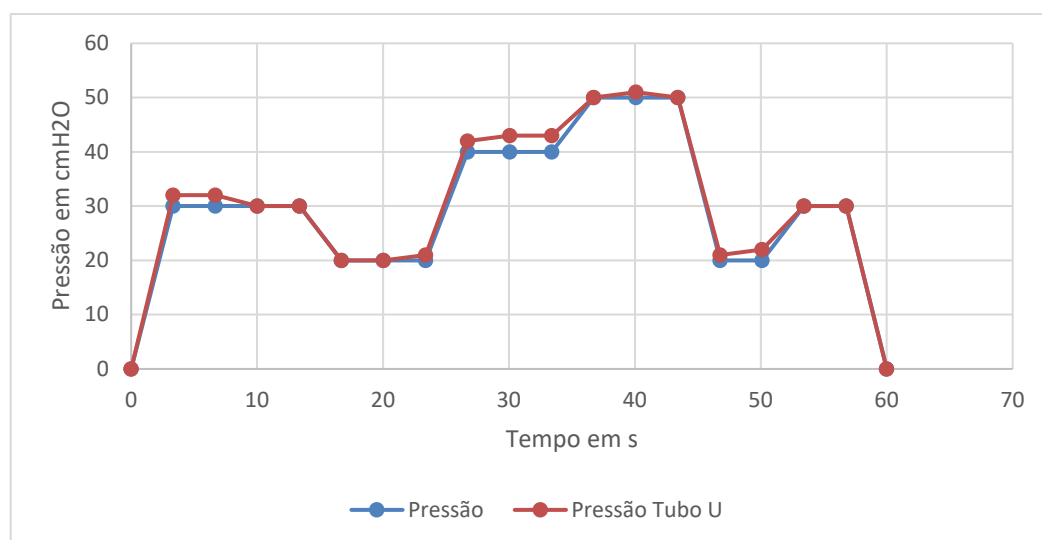


Figura 44 - Pressão x tempo.

Importante notar (Figura 44) que a pressão máxima foi limitada pela válvula de segurança do reanimador pulmonar manual (60 cm H₂O). O traçado em azul na Figura 44 corresponde a pressão em cm H₂O e por sua vez o traçado em vermelho na mesma figura corresponde aos valores obtidos pela calibração do tubo em U (em cmH₂O) abaixo discutido.

A variação da curva foi ajustada em 18 ciclos por minuto e se obteve os valores registrados na Figura 44. Os valores máximos obtidos foram propositalmente

alterados para verificar o comportamento do equipamento nas mais variadas situações de alteração de pressão em regime de trabalho contínuo, conforme Tabela 10.

Tabela 10 - Faixa de tempo (s) e correlação com a pressão de teste (cmH₂O).

Faixa de tempo (s)	Pressão (cmH ₂ O)
0 - 15	30
15 - 25	20
25 - 35	40
35 - 45	50
45 - 50	20
50 - 55	30

O módulo MPX5100DP foi incorporado a um circuito impresso confeccionado através de uma máquina do tipo Controle Numérico Computadorizado (CNC) formando um conjunto incorporado ao arduino.

A calibração do conjunto foi obtida conforme estudos de HRISKO (2020) através de ensaio através de um manômetro de tubo em U e a aplicação direta do princípio da incompressibilidade dos fluidos com a equação de Bernoulli (Figura 45).

O tubo em “U” foi obtido através da confecção de uma estrutura de suporte encaixada com uma mangueira transparente de 5 mm (externo) por 3 mm (interno) de diâmetros, juntamente com um conector de engate rápido do tipo “T” acoplado-se todo o conjunto para as medições necessárias.

O conjunto de calibração pode ser observado na Figura 45 e os resultados na Figura 44.



Figura 45 – Reanimador pulmonar manual e testes de pressão tubo em "U".

Flexionou-se o reanimador pulmonar manual por etapas (pressões progressivas e sucessivas de 0 a 25 cmH₂O). Registrou-se o valor obtido na *interface* computadorizada e anotado o deslocamento da água no tubo em "U". Os dados foram anotados em uma tabela e confrontando os valores se obteve os resultados conforme Figura 46.

Os resultados tornaram-se adequados se tornando aceitável o desvio máximo de 18% com um valor absoluto de 0,9 cm para mais nos quatro primeiros ensaios (pressões de 0,2 a 5,2 cmH₂O).

Para as amostras de 5 a 11 (valores de pressão de 8,9 a 25 cmH₂O) a diferença porcentual ficou em 9%, havendo uma convergência mais tênue, tendo uma variação máxima de 0,6 cmH₂O nos ensaios 6, 7, 8 e 9.

Para os testes de volumetria foram elaborados experimentos no calibrador de medição de vazão de gases no laboratório de operações unitárias da Universidade Santa Cecília, em Santos - SP, com pequenas adaptações para mensuração do volume útil de insuflação do reanimador pulmonar manual (Figura 47).

Tal dispositivo é dotado de um conjunto de válvulas e bomba que injetam água em um cilindro de altura (h) de 43,5 cm, diâmetro interno (di) de 8,37 cm, diâmetro externo (de) de 9,47 cm e espessura da parede, a diferença desses diâmetros, ou seja, 0,6 cm.

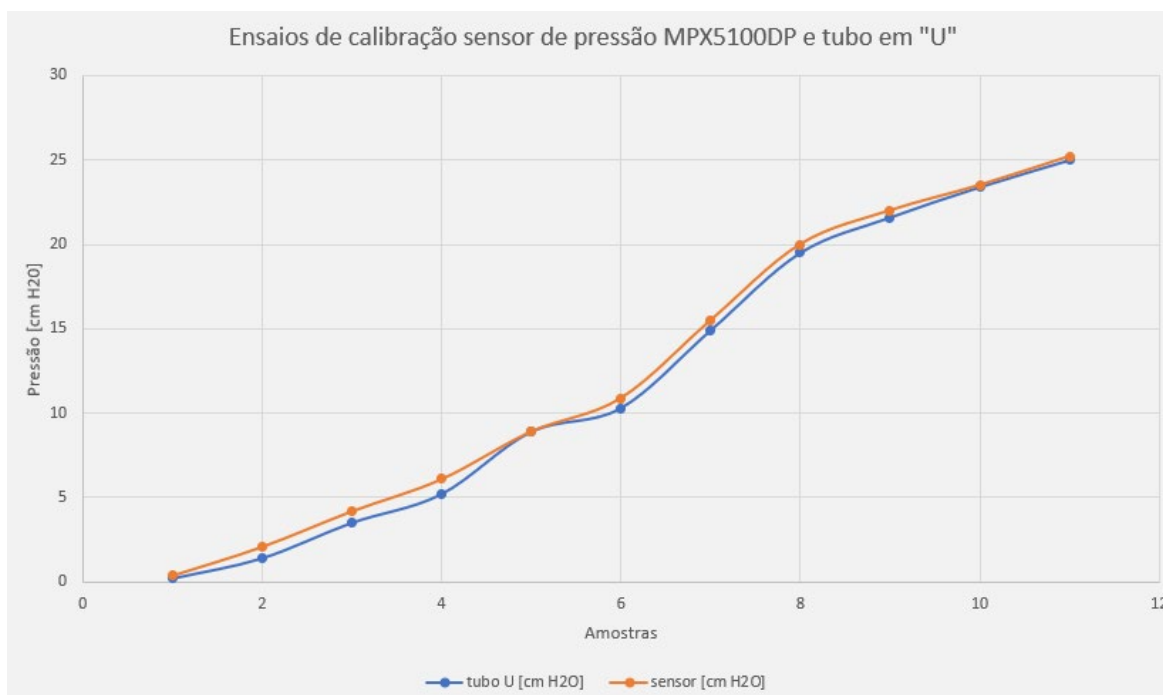


Figura 46 - Ensaios de calibração sensor MPX5100DP e tubo em "U".

O princípio de funcionamento é simples, bastando a injeção de ar comprimido na cavidade do cilindro, completo por água, e através da medição do deslocamento de ar em determinado período obtêm-se o fluxo de ar que passou no conjunto.

A adaptação consistiu em apenas substituir o compressor de testes pelo conjunto do reanimador pulmonar manual e fazer a insuflação de ar. A diferença de altura do cilindro, multiplicado pela sua área da secção transversal deu-se o volume útil de insuflação.

Foram feitas três medições sequenciais obtendo-se os valores de 0,53 dm, 0,51 dm e 0,58 dm, cuja média ficou em 0,54 dm. Através da aplicação da equação 3.1, obteve-se o volume útil de insuflação do reanimador pulmonar manual no valor de 0,45198 dm³ ou 0,45 litros.



Figura 47 - Calibrador de medidores de vazão de gases.

$$V = \frac{\pi D^2}{4} \cdot h \quad (3.1)$$

Em que:

V = volume em litros ou dm^3

D = diâmetro em dm

h = altura em dm

Conforme Hallett; Toro; Ashurst (2020) o volume corrente (ou *tidal volume*) é o volume de ar que entra e sai dos pulmões em cada ciclo respiratório e é aproximadamente 500mL (homens) e 400 mL (mulheres) estando claro plena coerência com os valores obtidos no experimento.

O controle volumétrico do mecanismo pode ser feito com a interpolação entre a distância de deslocamento do mecanismo de pressionamento do reanimador pulmonar manual com a capacidade máxima volumétrica testada (Figura 48 e Figura 49).



Figura 48 - Medição da capacidade volumétrica do reanimador pulmonar manual.



Figura 49 - Volume [ml] x deslocamento do impulsor do reanimador pulmonar manual [cm].

Para a *interface* homem-máquina (IHM) foi necessário a criação de parâmetros de ajustes a equipe de enfermagem. Os parâmetros foram ciclagem por volume e pressão, conforme Tabela 13 (ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS). Modos combinados e outras variações podem ser frutos de desenvolvimento futuro.

A aplicação de testes práticos de carga foi realizada para verificar o limite suportado do sistema através da utilização de um balão, conectado a mangueira do

reanimador pulmonar manual e acionado o ciclo operatório do sistema. Colocou-se alguns pesos para verificar a continuidade de fornecimento de fluxo de ar e a capacidade de insuflação do balão de testes. As forças resultantes normal (Y' da Figura 50) podem ser obtidas conforme $P_{y'}$ (Figura 50 e Tabela 11).

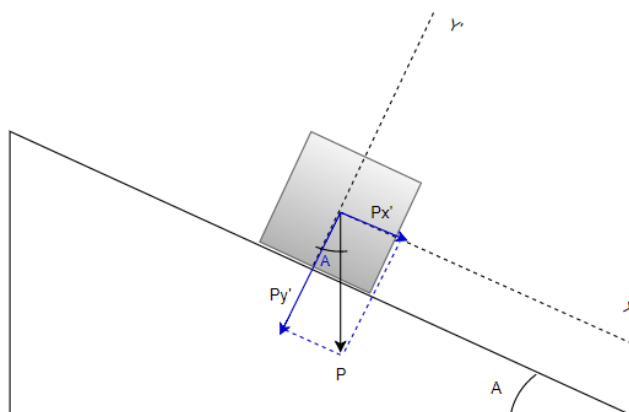


Figura 50 - Decomposição de forças em plano inclinado.

Fonte: (ANDRIETTA, 2018)

Os calculos aplicados da força resultante no eixo vertical ($P_{y'}$) conforme Tabela 11 e Figura 50 foram os obtidos, considerando aplicação direta da fórmula (equação 1):

$$P_{y'} = \cos A * P \quad (1)$$

Onde $P_{y'}$ é a força resultante em N, $\cos A$ é o cosseno do ângulo formado entre o apoio e o chão e P é o peso específico considerando a aceleração gravitacional da terra (equação 2)

$$P = m * g \quad (2)$$

Onde P é o peso específico em N, m = massa específica das cargas (cadernos e livros) e g é a aceleração gravitacional (considerada em $9,8 \text{ m/s}^2$), obtendo-se os valores constantes da Tabela 11 .

Tabela 11 - Testes de carga de massa sobre balão de ensaio.

Material	Massa (kg)	P^{18} (N)	A^{19} (graus)	Py' (N)²⁰	Comportamento do sistema
Caderno 100 folhas	0,402	3,94	30	0,6	Suportado
Caderno 200 folhas	0,804	7,88	30	1,22	Suportado
Livro	2,2	21,56	25	21,37	Suportado
Livro	4,3	42,14	25	41,76	Não suportado

Nesse sentido, restou-se comprovado que o sistema operou da faixa de 0 (Figura 51a) a 2,2 Kg de carga (Figura 51b), com as forças variando de 0,6 N a 21,37 N, o que permite a utilização para obstruções e pressões até o limite dos testes indicados.

As experiências e o peso considerado tiveram como parâmetros a massa útil de apoio ao balão de ensaio, desconsiderando o suporte do objeto a mesa, sendo os resultados medidos em uma balança calibrada e obtido os valores de massa em Kg (Tabela 11).

Por ter sido utilizado um balão único em todo o experimento (evitando-se substituições por outros), foi desconsiderando a resistência plástica inicial do balão de ensaio, haja vista que houve ciclagem de 23 operações iniciais sem carga de teste.

Nesse sentido, os requisitos essenciais mínimos para desempenho mínimo são quantificados (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2020) conforme Tabela 12.

¹⁸ *Peso específico considerando para os cálculos a aceleração gravitacional de 9,8 m/s².*

¹⁹ *Ângulo de referência ao chão e o vetor entre as linhas de apoio do material (livros e cadernos).*

²⁰ *Componente resultante da força peso no eixo vertical aplicada diretamente no ponto de apoio do balão de ensaio.*



Figura 51 - Teste de carga com balão de ensaio. (a) sem carga. (b) com aplicação de carga de 2,2 Kg.

Assim, os principais parâmetros de incorporação no mecanismo de bombeamento automático integrado a um reanimador pulmonar manual foram:

- a) *Controle de Volume*: Controle de volumetria limitados de 0 a 600 ml;
- b) *Controle de Pressão*: Pressão limitada de 0 a 50 cmH₂O. A válvula de segurança do reanimador pulmonar manual está limitada a 60 cmH₂O. Pressões superiores poderá ocasionar danos alveolares conforme limites estabelecidos na Tabela 13 (ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS);
- c) *Controle de frequência respiratória*: o equipamento obteve um controle de ritmo respiratório (rpm), bem como o controle entre as inspirações e expirações através de frações de 1/2 em ciclo máximo de 18 ciclos / minuto (Tabela 13 do ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS);
- d) *Sistema de alarmes de monitoração*: Alarmes de falha de energia, sobre e sob pressão, alto e baixo volume foram incorporados. Sistema de monitoração por *interface* IHM através de um gravador de log permitiu o registro do funcionamento da máquina.
- e) *Modo de operação*: volume e pressão apenas.
- f) *Proteção para operação ininterrupta*: foi dotado de bateria para operação com fornecimento limitado de energia elétrica.

Importante destacar, conforme Associação Brasileira de Normas Técnicas (2020), os ventiladores pulmonares de transporte/emergência não têm como objetivo o tratamento e terapia de pacientes a longo prazo, possuindo intervenções limitadas, cujo objetivo é estabilização do paciente para transporte emergencial até uma unidade de terapia hospitalar.

Convém destacar também que o sistema possui limitações quanto ao fluxo respiratório na proporção máxima de 18 ciclos por segundo, considerando que acima de 600 rpm do motor se comportou com perda de passos devido à alta velocidade de inércia, sendo assim, um fuso com passos acima de 25 mm é recomendado.

Tabela 12 - Requisitos e condições quantitativas obtidas.

Requisito²¹	Condição quantitativas obtidas
Alimentação elétrica	12V de tensão nominal, alarme ajustado para nível de bateria abaixo de 7V.
Modalidades de terapias respiratórias	Modalidade de controle de pressão e volume
Controle de fluxo / volume	Controle através do módulo de pressão MPX5100DPDX (5 a 50 cmH ₂ O) e controle volume por controle de deslocamento do módulo (de 0 a 600 ml).
Alarmes respiratórios e obstrução	Alarme regulado para pressão superior a 55 cmH ₂ O e válvula de segurança do reanimador pulmonar manual em 60 cmH ₂ O
Monitoramento respiratório	Pressão e volume
Monitoramento de gases (O ₂ , CO ₂ , etc.)	Necessário o controle de oxiterapia através de oxímetro externo
I:E – Razão inspiração / Expiração	Razões de 1/2 (inspiração x expiração).
Limpeza e desinfecção	Necessário intervenção manual
Prevenção contra ajustes incorretos	Controlado via software.

Adaptado pelo autor.

Fonte: (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2020).

4 CONCLUSÕES

O desenvolvimento de um mecanismo de bombeamento automático integrado a um reanimador pulmonar manual tem o condão de tratamento para as situações emergenciais em que não existe ventiladores mecânicos comerciais e a automatização possibilitará liberar o profissional da saúde para desenvolver outras atividades na área médica ao revezamento do acionamento manual do “ambú” junto ao paciente.

²¹ Os requisitos técnicos estão descritos na norma ABNT PR 1003, na tabela 02, página 05. No caso em tela, os parâmetros ficam adstritos a ventiladores para transporte / emergência.

O projeto apresentou informações básicas e iniciais para permitir a continuidade do estudo para soluções mais avançadas, cujos critérios para certificação e usabilidade possam garantir a evolução mais significativas dos mecanismos, tecnologia e *software* para uso definitivo em humanos.

O custo foi um dos principais fatores positivos do projeto, conforme Tabela 19 do ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS, ficou em aproximadamente 90% menor do que o equipamento comercial, mais econômico (o respirador Aircurve 10 ST-A da empresa Resmed).

Não se computou os custos indiretos de mão de obra e tempo de desenvolvimento, uma vez que tal situação fora absorvido pelo próprio autor, bem como não estão computados nesses valores eventuais gastos com a impressão dos componentes plásticos necessários ao projeto.

Outro fator de relevância foi o tempo de confecção do equipamento. Dependendo da disponibilidade do executor, o projeto poderá ser realizado em menos de 01 (um) semana considerando as condições de conhecimento do construtor na eletrônica e mecânica.

Outra indicação importante é a facilidade na obtenção de peças e, por não se tratar de peças proprietárias, cujos componentes são amplamente difundidos e disseminados no mercado comum, torna-se altamente produtivo.

Ponto a se destacar também é que não há qualquer impedimento na modificação para adequação a realidade existente junto a necessidade apresentada (considerando uma situação real de uso).

Como aspectos a serem melhorados, eventuais adaptações ou ajustes podem facilmente ser realizados, dependendo da utilização do equipamento.

Como qualquer equipamento médico precisa de certificações dos órgãos governamentais responsáveis a autorização para projetar e fabricar para uso humano em sistema de produção, conforme Tabela 20 do ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS abaixo (ANISA, 2020), sendo assim, esse quesito torna-se mandatório para aplicação em pessoas e uso real.

O projeto atende grande parte os requisitos básicos, porém depende as provas de qualidade e segurança para as certificações adequadas nos termos do da Resolução Colegiada RDC Nº 356 (ANVISA, 2020), conforme detalhado anteriormente.

5 PROPOSTAS DE MELHORIAS FUTURAS.

Algumas recomendações seguem indicadas para melhorias futuras:

a) as recomendações técnicas das normas da ABNT e os requisitos específicos de certificação da ANVISA devem ser atendidos para uso em pacientes humanos;

b) maior tempo de pesquisa e estudo permitirá uma maior variedade e amplitude de testes, sendo a parte lógica e eletrônica um forte ponto de melhoria;

c) O fechamento da solução em uma cabine hermética é indicado, segmentando as partes móveis e energizadas do cenário real de uso, ou seja, impedimento de contato dos operadores e pacientes com as partes mecânicas e elétricas do conjunto;

d) a alteração de materiais mais leves e resistentes pode ser um diferencial, como exemplo, utilização de chapas acrílicas, chapas plásticas e poliméricas, resinas e novos materiais para impressão 3D são alguns destaques;

e) substituição do fuso por passo de 25mm ou superior é extremamente desejado, pois quanto maior o passo, menor a frequência de trabalho do conjunto motor/controlador (menor número de giros na relação rotação/deslocamento), favorecendo, assim, o maior controle em frequências respiratórias mais elevadas.

No contexto, o objetivo principal foi alcançado, dentro das premissas e parâmetros estabelecidos com a construção de um dispositivo automatizado para auxiliar na respiração mecânica forçada em pacientes acometidos de problemas respiratórios, com baixo custo agregado em seu desenvolvimento, de fácil confecção e rápida solução.

A proposta de criação de *interfaces* e dispositivos simples, bem como o algoritmo computacional também foi obtido, tornando sua aplicação universal e com ampla possibilidade de difusão e disseminação de usabilidade.

O reanimador pulmonar manual foi corretamente acionado e os parâmetros monitorados dentro do esperado nos testes.

REFERÊNCIAS

ACOSTA, A. L.; XAVIER, F.; CHAVES, L. S. M.; SABINO, E. C.; SARAIVA, A. M.; SALLUM, M. A. M. Interfaces à transmissão e spillover do coronavírus entre florestas e cidades. **Estudos Avançados**, [S.L.], v. 34, n. 99, p. 191-208, ago. 2020. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0103-4014.2020.3499.012>.

Disponível em:
<https://www.scielo.br/j/ea/a/GNngmbbDG5t6rtLwxkvbNq4k/?format=pdf&lang=pt>.
 Acesso em: 18 ago. 2021.

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Ventilador pulmonar**: passo a passo básico para produção. Passo a passo básico para produção. 2020. Disponível em: http://portal.anvisa.gov.br/noticias/-/asset_publisher/FXrpx9qY7FbU/content/ventilador-pulmonar-passo-a-passo-basico-para-producao/219201?p_p_auth=vImCzlnC&inheritRedirect=false. Acesso em: 20 ago. 2020.

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Resolução da Diretoria Colegiada - RDC Nº 256 de 23/03/2020**: dispõe, de forma extraordinária e temporária, sobre os requisitos para dispositivos prioritários covid-19. Dispõe, de forma extraordinária e temporária, sobre os requisitos para dispositivos prioritários COVID-19. 2020. Disponível em: <http://portal.anvisa.gov.br/legislacao/?inheritRedirect=true#/visualizar/416315>. Acesso em: 20 ago. 2020.

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Desenvolvimento e Regularização de Ventiladores Pulmonares**: emergência covid-19. Emergência COVID-19. 2020. Disponível em: <http://portal.anvisa.gov.br/documents/219201/4340788/Passo+a+Passo+Ventiladores+-+Covid19++v230042020.pdf/f0fe5def-6590-4fd5-9eff-124433cf3c6f>. Acesso em: 20 ago. 2020.

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **RDC 356**: Dispõe, sobre os requisitos para a fabricação, importação e aquisição de dispositivos médicos para uso em serviços de saúde, em virtude da emergência de saúde pública internacional relacionada ao SARS-CoV-2. Brasília: Imprensa Nacional, 2020. 11 p. Disponível em: http://portal.anvisa.gov.br/documents/10181/5809525/%282%29RDC_356_2020_CO MP.pdf/a3a07072-043f-4d34-9940-562722b29c7e. Acesso em: 09 set. 2020.

ALFANI, G.; MURPHY, T. E. **Plague and Lethal Epidemics in the Pre-Industrial World**. The Journal of Economic History, [S.L.], v. 77, n. 1, p. 314-343, 21 fev. 2017. Cambridge University Press (CUP). <http://dx.doi.org/10.1017/s0022050717000092>.

AMBU, H. A/s. **About Ambu**. 2020. Disponível em: <https://www.ambu.com/about/our-company>. Acesso em: 11 ago. 2020.

ANDRIETTA, M. **Estudando a Decomposição de Forças num Plano Inclinado**. 2018. Disponível em: <https://infoenem.com.br/estudando-a-decomposicao-de-forcas-num-plano-inclinado/>. Acesso em: 27 set. 2021.

ARDUELETRO WMS IMPORTAÇÕES E SOLUÇÕES TECNOL. LTDA (São Paulo). **Driver para motor de Passo TB 6600**. 2020. Disponível em: <https://www.ardueletro.com/driver-tb6600-45v-45a-aberto>. Acesso em: 16 nov. 2020.

ARDUINO FOUNDATION. **Arduino Uno Rev3 SMD**. 2021. Disponível em: <https://store-usa.arduino.cc/collections/boards/products/arduino-uno-rev3-smd>. Acesso em: 25 set. 2021.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR ISO 90601-2-12**: Equipamento eletro médico: Parte 2-12: Requisitos particulares para ventiladores. 1 ed. Rio de Janeiro: ABNT, 2014. 104 p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT PR 1003**: Prática Recomendada: Ventiladores pulmonares para cuidados críticos. Rio de Janeiro: ABNT, 2020. 11 p.

AUTODESK INC. **Autodesk**: education community. Education Community. 2020. Disponível em: <https://www.autodesk.com.br/education/edu-software/overview?sorting=featured&page=2&filters=platform--pc#loaded>. Acesso em: 09 set. 2020.

BIANCO AZURE E-COMMERCE EIRELLI. **VPAP AIRCURVE ST-A COM UMIDIFICADOR RESMED**. 2021. Disponível em: <https://www.cpapbiancoazure.com.br/vpap-aircurve-st-a-com-umidificador-resmed.html?pe=MTcz&especialType=f7e6c85504ce6e82442c770f7c8606f0>. Acesso em: 14 jan. 2021.

BIMEDIS (Rússia). **MS WESTFALIA GMBH Bellavista 1000 Anesthesia Ventilator**. 2021. Disponível em: <https://bimedis.com/a-item/anesthesia-ventilators-ms-westfalia-gmbh-bellavista-1000-1241775>. Acesso em: 14 jan. 2021.

BIMEDIS (USA). **Philips Respironics V60**. 2021. Disponível em: <https://bimedis.com/philips-respironics-v60-m260557#:~:text=It's%20Costs%20Starts%20Approximately%20at,8%20Listings%20of%20This%20Product>. Acesso em: 15 jan. 2021.

BOREL J-C, P. J, TALEUX N, et al. **Parameters recorded by software of non-invasive ventilators predict COPD exacerbation: a proof-of-concept study**. Thorax. 2015; 70:284–285.

BRABANDER, F.; SCHWARTZ, M. **A library for I2C LCD displays**. 2015. Disponível em: <https://www.arduino-libraries.info/libraries/liquid-crystal-i2-c>. Acesso em: 29 jul. 2021.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção Especializada à Saúde. Departamento de Atenção Hospitalar, Domiciliar e de Urgência. **Protocolo de manejo clínico da Covid-19 na Atenção Especializada** [recurso eletrônico] / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção Especializada à Saúde, Departamento de Atenção Hospitalar, Domiciliar e de Urgência. – 1. ed. rev. – Brasília: Ministério da Saúde, 2020. 48p.: il. Disponível em: <https://portal.arquivos.saude.gov.br/images/pdf/2020/Abril/14/Protocolo-de-Manejo-Cl-nico-para-o-Covid-19.pdf>. Acesso em: 29 jul. 2021.

BRYSON, W. J., Long-term health-related quality of life concerns related to the COVID-19 pandemic: a call to action. **Quality of Life Research**, [S.L.], p. 1-3, 18 out. 2020. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s11136-020-02677-1>.

CARVALHEIRO, J. R. **Epidemias em escala mundial e no Brasil. Estudos Avançados**, [S.L.], v. 22, n. 64, p. 7-17, dez. 2008. Fap UNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0103-40142008000300002>.

CARVALHO, C. R. R.; TOUFEN JUNIOR, C.; FRANCA, S. A. Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, [S.L.], v. 33, n. 2, p. 54-70, jul. 2007. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s1806-37132007000800002>.

CAVALHO, G.; BRITO, V.; MOTA, L. Laryngeal complications by orotracheal intubation: literature review. **International Archives of Otorhinolaryngology**, [S.L.], v. 16, n. 02, p. 236-245, abr. 2012. Georg Thieme Verlag KG. <http://dx.doi.org/10.7162/s1809-97772012000200014>. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/iao/a/7PHRWzRCj4YYjnG8MQB9xXF/?lang=pt>. Acesso em: 06 ago. 2021.

CFSENSOR. XGZP Pressure Sensor (DIP6). 2020. Disponível em: www.cfsensor.com. Acesso em: 12 jan. 2021.

CORRÊA, M. C. D. V.; VILARINHO, L.; BARROSO, W. B. G. **Controvérsias em torno do uso experimental da cloroquina / hidroxiclороquina contra a Covid-19: no magic bullet**. Physis: Revista de Saúde Coletiva, [S.L.], v. 30, n. 2, p. 1-1, nov. 2020. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0103-73312020300217>. Disponível em: <https://scielosp.org/article/physis/2020.v30n2/e300217/>. Acesso em: 04 ago. 2021.

CUMMING, I. **A Simple Arduino Menu with na LCD**. 2017. Disponível em: https://create.arduino.cc/projecthub/ianabcumming/a-simple-arduino-menu-with-an-lcd-254080?ref=tag&ref_id=menu&offset=0. Acesso em: 12/05/2021.

DIRETRIZES EM VENTILAÇÃO MECÂNICA AMIB E SBPT, 1., 2013, São Paulo. **Diretrizes Brasileiras: Versão Eletrônica Oficial - AMIB e SBPT**. São Paulo: Amib, 2013. 140 p. Disponível em: https://www.amib.org.br/fileadmin/user_upload/amib/2018/junho/15/Diretrizes_Brasileiras_de_Ventilacao_Mecanica_2013_AMIB_SBPT_Arquivo_Eletronico_Oficial.pdf. Acesso em: 20 ago. 2020.

ERNESTO, L. **Engenharia que salva vidas!** Disponível em: <http://hs.toledoprudente.edu.br/blog/engenharia-que-salva-vidas>. Acesso em: 02 jul. 2020.

FREESCALE SEMICONDUCTOR INC. **NXP pressure. Data Sheet: Technical Data**. 2012. Rev. 10. Disponível em: <https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MPX5100DP.pdf>. Acesso em: 12 jan. 2021.

FORSETI SOLUÇÕES. **Perfis estruturais**. 2020. Disponível em: <https://loja.forsetisolucoes.com.br/>. Acesso em: 21 set. 2020.

GOLIGHER, E. C.; FERGUSON, N. D.; BROCHARD, L. J. Clinical challenges in mechanical ventilation. **The Lancet**, [S.L.], v. 387, n. 10030, p. 1856-1866, abr. 2016. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0140-6736\(16\)30176-3](http://dx.doi.org/10.1016/s0140-6736(16)30176-3).

GRIECO, D. L.; MENGA, L. S.; CESARANO, M.; ROSÀ, T.; SPADARO, S.; BITONDO, M. M.; MONTOMOLI, J.; FALÒ, G.; TONETTI, T.; CUTULI, S. L. **Effect of Helmet Noninvasive Ventilation vs High-Flow Nasal Oxygen on Days Free of Respiratory Support in Patients With COVID-19 and Moderate to Severe Hypoxemic Respiratory Failure**. *Jama*, [S.L.], v. 325, n. 17, p. 1731, 4 maio 2021. American Medical Association (AMA). <http://dx.doi.org/10.1001/jama.2021.4682>. Disponível em: <https://jamanetwork.com/journals/jama/fullarticle/2778088>. Acesso em: 04 ago. 2021.

HALLET, S.; TORO, F.; ASHURST, J. V. **Physiology, Tidal Volume**, 2020. StatPearls Publishing LLC. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482502/>. Acesso em: 03 dez. 2020.

HENRIQUE, T. **Arduino Uno para Proteus**. 2014. Disponível em: <http://microcontrolandos.blogspot.com/2014/10/arduino-uno-para-proteus.html>. Acesso em: 15 ago. 2021.

HONDA, F. **Motores de Corrente Contínua. Guia rápido para uma especificação precisa**. Siemens Ltda. Edição 01.2006. Disponível em: http://www.marioloureiro.net/tecnica/electrif/Motores_CC_ind1.pdf. Acesso em: 12 jan. 2021.

HRISKO, J. **MPS20N0040D Pressure Sensor Calibration with Arduino**. 2020. Maker Portal. Disponível em: <https://makersportal.com/blog/2020/6/4/mps20n0040d-pressure-sensor-calibration-with-arduino>. Acesso em: 12 jan. 2021

HUANG, Y.; YANG, C.; XU, X.; XU, W.; LIU, S. Structural and functional properties of SARS-CoV-2 spike protein: potential antivirus drug development for covid-19. **Acta Pharmacological Sinica**, [S.L.], v. 41, n. 9, p. 1141-1149, 3 ago. 2020. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/s41401-020-0485-4>. Disponível em: <https://www.nature.com/articles/s41401-020-0485-4.pdf>. Acesso em: 18 ago. 2021.

IGUS GMBH (Colônia). **Guias lineares para veios redondos**. 2019. Disponível em: <https://www.igus.com.br/drylin/round-shaft-guide>. Acesso em: 09 set. 2020.

KANDOLA, A. How do coronaviruses affect the body. **Medical New Today**, Brighton, v. 1, n. 1, p. 1-1, 28 jan. 2021. Disponível em: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/coronavirus-effects-on-body?c=1516291595301>. Acesso em: 29 jul. 2021.

KANNEBLEY, Z. M. VENTILAÇÃO ARTIFICIAL COM O AUXÍLIO DE RESPIRADOR BIRD-MARK 7. **Revista Brasileira de Enfermagem**, [S.L.], v. 26, n. 3, p. 148-159,

jun. 1973. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/0034-716719730003000004>.

KAUL, T.; MITTAL, G. Mapleson's breathing systems. **Indian Journal of Anesthesia**, [S.L.], v. 57, n. 5, p. 507-524, 2013. Medknow. <http://dx.doi.org/10.4103/0019-5049.120148>.

KUMAR, A.; PONTOPPIDAN, H.; FALKE, K. J.; WILSON, R. S.; LAVER, M. B. Pulmonary barotrauma during mechanical ventilation. **Critical Care Medicine**, [S.L.], v. 1, n. 4, p. 181-186, jul. 1973. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/00003246-197307000-00001>.

LEWIS, D. **How to Read MPX5010 Differential Pressure Sensor with Arduino**. 2020. Disponível em: <https://www.instructables.com/How-to-Read-MPX5010-Differential-Pressure-Sensor-W/>. Acesso em: 29 jul. 2021.

LOJA DA ROBÓTICA. **Fuso trapezoidal**. 2020. Disponível em: https://www.lojadarobotica.com.br/fuso-trapezoidal-tr8-passo-8mm-300mm-e-castanha?utm_source=Site&utm_medium=GoogleMerchant&utm_campaign=GoogleMerchant&gclid=Cj0KCQjwnqH7BRDdARIsACTSAdtVOGOtcg4Kg-FBd6JwMjCibWK-32vE32z2UrPBh0aW6gCbIncLiYkaAjJAEALw_wcB. Acesso em: 21 set. 2020.

LUDORF, M. COVID-19! **Journal of Leadership Studies**, [S.L.], v. 14, n. 1, p. 5-5, maio 2020. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/jls.21693>.

MANÇO, J. (1998). **Fisiologia e fisiopatologia respiratórias**. Medicina (Ribeirão Preto. Online). 31. 10.11606/issn.2176-7262.v31i2p177-190.

MAXIM INTEGRATED PRODUCTS INC (California). **Extremely Accurate I2C-Integrated RTC/TCXO/Crystal**. 2015. 19-5170; Rev 10; 3/15. Disponível em: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS3231.pdf>. Acesso em: 30 jul. 2021.

MENEZES, M. Covid-19 artigo defende nova classificação da doença. **Fundação Oswaldo Cruz**, Rio de Janeiro, v. 1, n. 1, p. 1-1, 14 abr. 2021. Disponível em: <https://portal.fiocruz.br/noticia/covid-19-artigo-defende-nova-classificacao-para-doenca>. Acesso em: 29 jul. 2021.

NETO, J. P. A.; CRESPO, A. S.; ARAÚJO, M. L. Ventilação Mecânica: alterações fisiológicas, indicações e parâmetros de ajuste. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, Campinas, v. 46, n. 3, p. 187-198, jun. 1996. Disponível em: <https://www.bjan-sba.org/article/5e498bea0aec5119028b4869/pdf/rba-46-3-187.pdf>. Acesso em: 29 jul. 2021.

MOREIRA, D. **Engenharia para conter a pandemia e salvar vidas**. 2020. Disponível em: <https://www.seesp.org.br/site/index.php/comunicacao/noticias/item/19121-engenharia-a-servico-da-vida-no-combate-ao-coronavirus>. Acesso em: 02 jul. 2020.

MOREIRA, M. F.; SILVEIRA, S. C.; BASSINI, S. R. F. **Principais causas da insuficiência respiratória aguda em unidade de terapia intensiva de um hospital**

público da Zona Leste de São Paulo. Arq. Med. Abc 32: Suplemento 2, São Paulo, v. 12, n. 8, p. 8-12, nov. 2007. Disponível em: <https://www.portalnepas.org.br/amabc/article/view/206/202>. Acesso em: 29 jul. 2021.

MOURA, B. H. **Outros Projetos.** 2020. Disponível em: <https://github.com/Inspire-Poli-USP/Inspire-OpenLung/wiki/Outros-Projetos>. Acesso em: 09 set. 2020.

MUCHAGATA, L. S. **Assistência ventilatória em UTI.** II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica. 2011. [s.l.]: [s.n.], 2011. Disponível em: http://educacao.cardiol.br/manualc/PDF/ZB_VENTILACAO_MECANICA.pdf. Acesso em: 15 jan. 2021.

KONINKLIJKE PHILIPS. **V60 Ventilator Specifications:** hospital respiratory care. Hospital Respiratory Care. 2016. Disponível em: <https://philipsproductcontent.blob.core.windows.net/assets/20170523/cf78d964bbf043ab953aa77c01435e39.pdf>. Acesso em: 11 ago. 2020.

OLIVEIRA, E. **Como usar com Arduino – Sensor de Tensão AC 0 a 250V Voltímetro ZMPT101B.** 2018. Disponível em: <https://blogmasterwalkershop.com.br/arduino/como-usar-com-arduino-sensor-de-tensao-ac-0-a-250v-voltmetro-zmpt101b>. Acesso em: 29 jul. 2021.

OLIVEIRA JUNIOR, H. A.; et al. **Antimaláricos (Cloroquina e hidroxicloroquina) para o tratamento de pacientes com COVID-19.** 2020. Hospital Alemão Oswaldo Cruz - Instituto de Inovação, Pesquisa e Educação. Disponível em: https://www.hospitaloswaldocruz.org.br/area-medica/wp-content/uploads/sites/4/2020/11/antimalarial_v4.pdf. Acesso em: 04 ago. 2021.

OPEN ENERGI MONITOR (Snowdonia). **Arduino Energy Monitoring Library.** 2019. Disponível em: <https://github.com/openenergymonitor/EmonLib>. Acesso em: 03 ago. 2021.

PEREIRA, F. R. **Ambu - saiba tudo sobre o Ambu.** 2014. Enciclomédica. Disponível em: <http://www.enciclomedica.com.br/ambu/>. Acesso em: 11 ago. 2020.

PETTENUZZO, T.; FAN, E. 2016 Year in Review: mechanical ventilation. **Respiratory Care**, [S.L.], v. 62, n. 5, p. 629-635, 24 abr. 2017. Daedalus Enterprises. <http://dx.doi.org/10.4187/respcare.05545>.

PHILIPS SEMICONDUCTORS. **The I2C-Bus Specification.** Filipinas: Philips, 2000. (Version 2.1). Document order number: 9398 393 40011. Disponível em: https://www.csd.uoc.gr/~hy428/reading/i2c_spec.pdf. Acesso em: 30 jul. 2021.

PROTEC E. **Manual de instruções do reanimador pulmonar manual.** 2015. Disponível em: <https://www.protec.com.br/>. Acesso em: 11 ago. 2020.

QINGXIAN ZEMING LANGXI ELETRONIC (China). **ZMPT101B Current-type Voltage Transformer.** Disponível em: <http://5nr0rwxhmqijik.leadongcdn.com/attachment/kjilKBmoioSRqlkqjoipSR7ww7fgzb73m/ZMPT101B-specification.pdf>. Acesso em: 03 ago. 2021.

RAM ONLINE SVC LTD (UK). **BELLAVISTA™ 1000 VENTILATOR**. 2021. Disponível em: <https://www.romalimited.com/product-page/bellavista-1000-ventilator>. Acesso em: 14 jan. 2021.

RAMOS, R. P.; OTA-ARAKAKI, J. S. Thrombosis and anticoagulation in COVID-19. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, [S.L.], v. 46, n. 4, p. 1-2, 2020. Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia. <http://dx.doi.org/10.36416/1806-3756/e20200317>.

RESMED. **AirCurve 10 ST-A**. 2020. Disponível em: <https://www.resmed.com/us/en/healthcare-professional/products/devices/aircurve-10-sta.html>. Acesso em: 11 ago. 2020.

RICKMAN, J. **LiquidCrystal Arduino library for I2C LCD displays**. 2020. Disponível em: https://github.com/johnrickman/LiquidCrystal_I2C. Acesso em: 01 dez. 2020.

RODRIGUES, L. **Conheça as 5 maiores pandemias da história**. 2020. Disponível em: <https://revistagalileu.globo.com/Ciencia/Saude/noticia/2020/03/conheca-5-maiores-pandemias-da-historia.html>. Acesso em: 02 jul. 2020.

SANTOS, M. T. Porque é importante descobrir a origem do novo coronavírus. **Veja Saúde**, São Paulo, v. 1, n. 1, p. 1-2, 23 fev. 2021. Disponível em: <https://saude.abril.com.br/medicina/por-que-e-importante-descobrir-a-origem-do-novo-coronavirus/>. Acesso em: 29 jul. 2021.

SARAVATI COM. DE ART. TÉCNICOS LTDA (São Paulo). **Display LCD 1602A Backlight Azul**. 2019. Disponível em: <https://www.saravati.com.br/display-lcd-16x2-azul>. Acesso em: 16 nov. 2020.

SARAVATI COM. DE ART. TÉCNICOS LTDA (São Paulo). **Motor NEMA 23**. 2019. Disponível em: <https://www.saravati.com.br/motor-de-passo-nema-23-21-kgfcm-4a>. Acesso em: 16 nov. 2020.

SIMPLIFY 3D. **Simplify 3D**. 2021. Disponível em: <https://www.simplify3d.com/>. Acesso em: 25 set. 2021.

SISMONDO, S. COVID-19. **Social Studies of Science**, [S.L.], v. 50, n. 2, p. 173-174, abr. 2020. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.1177/0306312720918403>.

STRAUB, M. G. **Projeto Arduino sdcard**: leitura e escrita de dados no cartão micro sd. Leitura e escrita de dados no cartão micro sd. 2018. Disponível em: <https://www.usinainfo.com.br/blog/projeto-arduino-sd-card-leitura-e-escrita-de-dados-no-cartao-micro-sd/>. Acesso em: 29 jul. 2021.

STAN REIFEL & CO (Massachusetts). **FlexyStepper - Arduino Library**. 2018. Licensed under the MIT license. Disponível em: <https://github.com/Stan-Reifel/FlexyStepper>. Acesso em: 30 jul. 2021.

THEENGINEERINGPROJECTS.COM (Arizona). **Arduino Mega 2560 Library for Proteus**. 2020. Disponível em: <https://www.theengineeringprojects.com/2015/12/arduino-mega-2560-library-proteus.html>. Acesso em: 15 ago. 2021.

TOSHIBA. **Toshiba BiCD Integrated Circuit TB6600HG**: folha de dados. Tóquio: Toshiba, 2014. 35 p.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO (São Paulo). **Inspire-openLung**: ventilador pulmonar aberto de baixo custo. Ventilador Pulmonar Aberto de Baixo Custo. 2020. Disponível em: <https://github.com/Inspire-Poli-USP/Inspire-OpenLung>. Acesso em: 01 set. 2020.

VALIATI, J. L. S.; AMARAL, J. L. G.; FALCÃO, L. F. R. **Ventilação Mecânica: Fundamentos e prática clínica**. 1. Ed. Rio de Janeiro: Roca, 2016.

VYAIRE MEDICAL. **BELLAVISTA 1000 VENTILATOR**. 2019. Disponível em: <https://www.vyaire.com/products/bellavista-1000-ventilator>. Acesso em: 11 ago. 2020.

WOTIOM. **Stepper Motor Model: WS23-0150-30-4**. 2020. Disponível em: <https://www.wotiom.com/pdf/datasheet/stepper-motor/datasheet-motor-15kg-WS23-0150-30-4.pdf>. Acesso em: 12 jan. 2021.

ZULNS. **MultitapKeypad Arduino Library Documentation**. 2017. Disponível em: <https://github.com/ZuINs/MultitapKeypad>. Acesso em: 29 jul. 2021.

APÊNDICE A – SOFTWARE

//Arquivo Main.h / Módulo Comando / Arduino Mega 2560

```

/*
 * Software desenvolvido por Alexandre Antonio Barelli
 * Em 09/06/2021.
 */

#include <Wire.h>
#include <EEPROM.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <MultitapKeypad.h>
#include <EmonLib.h>
#include <RTCLib.h>
#include <SD.h>
#include <SPI.h>

#define VOLT_CAL 211.6 // valor de calibração para ZMPT101

// variáveis globais.

const byte nrButtons = 4; // change to 4 if additional button added

// posicionamento pinos multikeytap
const byte ROW0 = 40;
const byte ROW1 = 42;
const byte ROW2 = 44;
const byte ROW3 = 46;
const byte COL0 = 32;
const byte COL1 = 34;
const byte COL2 = 36;
const byte COL3 = 38;

// variável do menu de opções.
int menusize = 39;
String menu[] = {
  "Menu",           //0
  "Menu>Freq",      //1
  "Menu>Freq>5",    //2
  "Menu>Freq>10",   //3
  "Menu>Freq>15",   //4
  "Menu>Freq>20",   //5
  "Menu>Freq>25",   //6
  "Menu>Freq>30",   //7
  "Menu>Volume",    //8
  "Menu>Volume>100", //9
  "Menu>Volume>200", //10
  "Menu>Volume>300", //11
  "Menu>Volume>400", //12
  "Menu>Volume>500", //13

```

```

"Menu>Volume>600", //14
"Menu>Volume>700", //15
"Menu>Volume>800", //16
"Menu>Volume>900", //17
"Menu>Volume>1000", //18
"Menu>Volume>1100", //19
"Menu>Volume>1200", //20
"Menu>Pressao", //21
"Menu>Pressao>5", //22
"Menu>Pressao>10", //23
"Menu>Pressao>15", //24
"Menu>Pressao>20", //25
"Menu>Pressao>25", //26
"Menu>Pressao>30", //27
"Menu>Pressao>35", //28
"Menu>Pressao>40", //29
"Menu>Pressao>45", //30
"Menu>Pressao>50", //31
"Menu>Pressao>55", //32
"Menu>Buzzer", //33
"Menu>Buzzer>Desliga", //34
"Menu>Buzzer>Liga", //35
"Menu>Zera Al", //36
"Menu>Zera Al>Nao", //37
"Menu>Zera Al>Sim" //38
// "Menu>Grava EEPROM" //39
// "Menu>Grava EEPROM>Sim" //40
// "Menu>Grava EEPROM>Nao" //41
};

```

```

int varMenu[5] = {0,0,0,0,0}; // valores dos menu para gravação eeprom
int varFrequencia = 0, varVolume = 0, varPressao = 0, varBuzzer = 0, varAlarme = 0;

```

```

String frasesValidasI2C[] = {
  "Teste123", // 0
  "Stop", // 1
  "Emergencia", //2
  "Run" // 3
  "OK" // 4
};

```

```

int t = 0;
byte pressedButton = 0, currentPos = 0, currentPosParent = 0, possiblePos[20],
possiblePosCount = 0;
byte possiblePosScroll = 0;
String parent = "";
String Dados, str;
char buffer[32];

```

```

int brightness = 0;

```

```

int LCDtoggle = 0;
int fadeAmount = 5;
unsigned long timer = (millis() / 10);
int ledMode = 0;
int PORTAI2CUNO = 0x08;
int PORTAI2CMEGA = 0x07;
int pressaoAtual = 0;
int fatorCalibracaoPressao = 0;

```

```

int mediaPressao=0;
int qtdmediaPressao=0;

```

```

int ciclosProc = 0; // ciclos de loop para medição dos parâmetros
int i=0;

```

```

// RTC3231

```

```

char daysOfTheWeek[7][12] = {"Domingo", "Segunda", "Terça", "Quarta", "Quinta",
"Sexa", "Sábado"};

```

```

// declaração de funções

```

```

void updateMenu (void);
byte checkButtonPress(void);
String mid(String str, int start, int len);
int inStrRev(String str,String chr);
int len(String str);
boolean testaConectividadeUno(void);
void alarme(String str);
void pinSaidaEntrada(void);
void gravaEEPROM(void);
void leEEPROM(void);
char verificaBotao(void);
void associaVariaveis(void);
void acionaFimCurso1(void);
void acionaFimCurso2(void);
void comunicaMotor(String str);
int lerPressao(void);
void receiveEvent(int leitura);
void comunica(void);
float retornaTensao(void);
void geraLog(String flh);
void testaEEPROM(void);

```

```

// definição de pinos shield

```

```

int PIN_ALARME = 3;
int PIN_FAN = 13;
int PIN_LED1 = 12;
int PIN_LED2 = 11;
int PIN_FIM_CURSO1 = 18; // fim de curso - interrupt

```

```

int PIN_FIM_CURSO2 = 19; // fim de curso - interrupt
int PIN_BATTERY = A9;
int PIN_ZMPT101 = A5;
int PIN_MPX5100DP = A7;
int PIN_NTC = 54; // sensor temperatura
int PIN_SS = 53; // usado cartão SD
int PIN_MENU = 18;

int PIN_CONN_INPUT = 28; // pino envio sinal comunicação entrada
int PIN_CONN_OUTPUT = 26; // pino envio sinal comunicação saída

// variáveis para MPX5100DP - Referência http://darrenlewismechatronics.co.uk/
const float ADC_mV = 4.8828125;
const float SensorOffset = 200.0;
const float sensitivity = 4.413;
const float mmh2O_cmH2O = 10;
const float mmh2O_kp = 0.00981;

// string de falhas
String falhas[] {
  "Ard UNO", // 0
  "Pressao UP", // 1
  "Pressao DOWN", // 2
  "Volume UP", //3
  "Volume DOWN", //4
  "Freq UP", //5
  "Freq DOWN", //6
  "Bat OFF", //7
  "Bat ON", //8
  "Rede ON", //9
  "Rede OFF", //10
  "Falha RTC" // 11
  "Falha SD" // 12
};
String falhaAnterior = "";

// Inicialização dos Objetos das classes.
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2); // ARDUINO UNO
MultitapKeypad kpd (ROW0, ROW1, ROW2, ROW3, COL0, COL1, COL2, COL3);
Key key;
EnergyMonitor ZMPT101; // instância para ZMPT101
RTC_DS3231 rtc; //OBJETO DO TIPO RTC_DS3231
DateTime now; // objeto DateTime para DS3231

File myFile; // objeto de arquivo para gravação cartão SD

```

//Arquivo Main.cpp / Módulo Comando / Arduino Mega 2560

/*

* Software desenvolvido por Alexandre Antonio Barelli
 * Em 09/06/2021.

// 1 - concluído e testado

// concluído e testado verificar erro LCD

// concluído e testado - falta integrar I2C entre arduinos

// concluído e testado - integrar relógio RTC

// concluído e testado - Gerar sistema de logs e

// concluído e testado - integrar gravador de SD

// Concluído e testado - problema menu - trava o loop do arduino. necessário incluir um botão menu - pino com trava

// pull_UP

//

// 2 - concluído - falta testes ou correções

// concluída NECESSÁRIO CORREÇÕES - rotina de menus

// concluído NECESSÁRIO TESTES (VIDE MENU) - gravação eeprom

// concluído - Testar verificar sistema de controle alarme tensão e bateria ZMPT101

// Concluído - Não está gravando EEPROM (verificar lista que não chega até o fim)

// 3 - não desenvolvido

// eletrônica e controle motor e sensores fim de curso

// ajuste de níveis de pressão e volume - função lerPressao feita - fazer testes

// integrar sensor de pressão e testes

*/

#include <Arduino.h>

#include "Main.h"

// parâmetros comando run

// 01234567890123

// RUN 00 0000 00

// |-> frequencia

// |-> volume

// |-> pressão

// função setup

// -----

void setup() {

pinSaidaEntrada(); // configura pinMode();

Wire.begin();

lcd.init();

Serial.begin(9600);

```

ZMPT101.voltage(2, VOLT_CAL, 1.7); // inicia ZMPT101

// Rotina RTC3231
if(! rtc.begin()) { // falha RTC3231
  alarme(falhas[11]);
}
if(rtc.lostPower()){ // RTC zerado
  // linhas abaixo para ajuste inicial, remova comentários
  // data e hora ajustada pela compilação ou
  // rtc.adjust(DateTime(F(__DATE__), F(__TIME__)));
  // data e hora ajustada manualmente (ano, mes, dia, hora, min, seg)
  //rtc.adjust(DateTime(2021, 07, 14, 18, 55, 00));
  //Serial.println("entro rtc.lostpower");
}
delay(100); //INTERVALO DE 100 MILISSEGUNDOS

// rotina cartão SD
if (!SD.begin()) {
  alarme(falhas[12]);
}

//attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(PIN_FIM_CURSO1),      acionaFimCurso1,
CHANGE);
//attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(PIN_FIM_CURSO2),      acionaFimCurso2,
CHANGE);

lcd.clear();
lcd.setBacklight(true);

// leitura dos parâmetros armazenados EEPROM
leEEPROM();

// testa falha conectividade Uno
while (!testaConectividadeUno()) {
  alarme(falhas[0]);
  Serial.println(falhas[0]);
  delay(2000);
}
} // fim função setup

/// função loop
// -----
void loop() {
  now = rtc.now(); // atualiza relógio a todo ciclo.

  if (lerPressao() > 10) {
    mediaPressao+=lerPressao();

```

```

    qtdmediaPressao++;
}

//Serial.println(falhaAnterior.equals(falhas[10]));
if (!varAlarme) { // alarmes desativados
    if (ciclosProc > 9) { // verifica alarmes a cada 10 ciclos (para não sobrecarregar
processamento)
        ciclosProc = 0;
        if ((int) retornaTensao() < 10.0) {
            if (!falhaAnterior.equals(falhas[10])) { // não ficar registrando a mesma falha a
todo momento
                alarme(falhas[10]);
                falhaAnterior = falhas[10];
            }
        }
        // pressao acima ou abaixo de 10% do valor referencial = alarme
        mediaPressao /= qtdmediaPressao;
        if ((mediaPressao < (varPressao*0.9))) { // sob Pressão
            if (!falhaAnterior.equals(falhas[4])) {
                alarme(falhas[4]);
                falhaAnterior = falhas[4];
            }
        }
        if (mediaPressao > (varPressao*1.1)) { // sobre Pressão
            if (!falhaAnterior.equals(falhas[3])) {
                Serial.println(falhaAnterior);
                alarme(falhas[3]);
                falhaAnterior = falhas[3];
            }
        }
        mediaPressao=0;
    } else {
        ciclosProc++;
    }
} // loop alarme desativados

// menu
bool primeiro=true;
while (!digitalRead(PIN_MENU)) {
    if (primeiro) {
        lcd.setCursor(0,0);
        lcd.print("----- Menu -----");
        lcd.setCursor(0,1);
        lcd.print("  qq tecla  ");
        primeiro=false;
    }
}

pressedButton = checkButtonPress();

```

```

if (pressedButton !=0) {
    switch (pressedButton) {
        case 1:
            possiblePosScroll = (possiblePosScroll + 1) % possiblePosCount;
            break;
        case 4:
            possiblePosScroll = (possiblePosScroll + possiblePosCount - 1) %
possiblePosCount; // Scroll
            break;
        case 2:
            currentPos = possiblePos[possiblePosScroll]; //Okay
            break;
        case 3:
            currentPos = currentPosParent; //Back
            possiblePosScroll = 0;
            gravaEEPROM();
            break;
    }
    updateMenu();
}
}
if (!primeiro) {
    lcd.clear();
}
}

```

// fim função loop

/// função mid

// -----

```

String mid(String str, int start, int len) {
    int t = 0;
    String u = "";
    for (t = 0; t < len; t++) {
        u = u + str.charAt(t+start-1);
    }
    return u;
}

```

```

int inStrRev(String str, String chr) {
    int t = str.length()-1;
    int u = 0;
    while (t > -1) {
        if (str.charAt(t) == chr.charAt(0)) {
            u = t+1; t = -1;
        }
        t = t - 1;
    }
}

```

```

    }
    return u;
}

int len(String str) {
    return str.length();
}

void updateMenu () {
    possiblePosCount = 0;
    while (possiblePosCount == 0) {

        for (t = 1; t < menuSize;t++) {

            if (mid(menu[t],1,inStrRev(menu[t],">")-1).equals(menu[currentPos])) {
                possiblePos[possiblePosCount] = t;
                possiblePosCount = possiblePosCount + 1;
            }
        }

        //find the current parent for the current menu

        parent = mid(menu[currentPos],1,inStrRev(menu[currentPos],">")-1);
        currentPosParent = 0;
        for (t = 0; t < menuSize; t++) {

            if (parent == menu[t]) {currentPosParent = t;}
        }

        /// ---- menu de opções de acordo com a escolha
        // reached the end of the Menu line
        if (possiblePosCount == 0) {
            //Menu Option Items
            switch (currentPos) {
                // frequencia
                case 2:
                case 3:
                case 4:
                case 5:
                case 6:
                case 7://Choose between 2 a 7 - frequencia
                    for (t = 2; t<8; t++) {
                        if (mid(menu[t],len(menu[t]),1) == "") {
                            menu[t] = mid(menu[t],1,len(menu[t])-1);
                        }
                    }
                menu[currentPos] = menu[currentPos] + "";
                //delay(1000);
            }
        }
    }
}

```

```

/*
if ((currentPos) == 2) varMenu[0] = 0;
if ((currentPos) == 3) varMenu[0] = 1;
if ((currentPos) == 4) varMenu[0] = 2;
if ((currentPos) == 5) varMenu[0] = 3;
if ((currentPos) == 6) varMenu[0] = 4;
if ((currentPos) == 7) varMenu[0] = 5;*/
break;
// volume
case 9:
case 10:
case 11:
case 12:
case 13:
case 14:
case 15:
case 16:
case 17:
case 18:
case 19:
case 20: //Choose between 8 a 20 - volume
    for (t = 8; t<=20; t++) {
        if (mid(menu[t],len(menu[t]),1) == "") {
            menu[t] = mid(menu[t],1,len(menu[t])-1);
        }
    }
    menu[currentPos] = menu[currentPos] + "";
break;
// Pressao
case 22:
case 23:
case 24:
case 25:
case 26:
case 27:
case 28:
case 29:
case 30:
case 31:
case 32:
    for (t = 21; t<=32; t++) {
        if (mid(menu[t],len(menu[t]),1) == "") {
            menu[t] = mid(menu[t],1,len(menu[t])-1);
        }
    }
    menu[currentPos] = menu[currentPos] + "";
break;
// Buzzer
case 34:
case 35:

```

```

    for (t = 33; t<=35; t++) {
        if (mid(menu[t],len(menu[t]),1) == "**") {
            menu[t] = mid(menu[t],1,len(menu[t])-1);
        }
    }
    menu[currentPos] = menu[currentPos] + "**";
    break;
// Zera alarmes
case 37:
case 38:
    for (t = 36; t<=38; t++) {
        if (mid(menu[t],len(menu[t]),1) == "**") {
            menu[t] = mid(menu[t],1,len(menu[t])-1);
        }
    }
    menu[currentPos] = menu[currentPos] + "**";
    break;
case 41:
case 42:
    for (t = 36; t<=38; t++) {
        if (mid(menu[t],len(menu[t]),1) == "**") {
            menu[t] = mid(menu[t],1,len(menu[t])-1);
        }
    }
    menu[currentPos] = menu[currentPos] + "**";
}

//Set Variables
switch (currentPos) {
    case 2:
        varMenu[0] = 0;
        break;
    case 3:
        varMenu[0] = 1;
        break;
    case 4:
        varMenu[0] = 2;
        break;
    case 5:
        varMenu[0] = 3;
        break;
    case 6:
        varMenu[0] = 4;
        break;
    case 7:
        varMenu[0] = 5;
        break;
    case 8:
        varMenu[1] = 0;
        break;

```

```
case 9:
    varMenu[1] = 1;
break;
case 10:
    varMenu[1] = 2;
break;
case 11:
    varMenu[1] = 3;
break;
case 12:
    varMenu[1] = 4;
break;
case 13:
    varMenu[1] = 5;
break;
case 14:
    varMenu[1] = 6;
break;
case 15:
    varMenu[1] = 7;
break;
case 16:
    varMenu[1] = 8;
break;
case 17:
    varMenu[1] = 9;
break;
case 18:
    varMenu[1] = 10;
break;
case 19:
    varMenu[1] = 11;
break;
case 20:
    varMenu[1] = 12;
break;
case 22:
    varMenu[2] = 0;
break;
case 23:
    varMenu[2] = 1;
break;
case 24:
    varMenu[2] = 2;
break;
case 25:
    varMenu[2] = 3;
break;
case 26:
    varMenu[2] = 4;
```

```

break;
case 27:
    varMenu[2] = 5;
break;
case 28:
    varMenu[2] = 6;
break;
case 29:
    varMenu[2] = 7;
break;
case 30:
    varMenu[2] = 8;
break;
case 31:
    varMenu[2] = 9;
break;
case 32:
    varMenu[2] = 10;
break;
case 34:
    varMenu[3] = 0;
break;
case 35:
    varMenu[3] = 1;
break;
case 37:
    varMenu[4] = 0;
break;
case 38:
    varMenu[4] = 1;
break;
/*
case 41:
    gravaEEPROM();
break;
*/
}
// go to the parent
currentPos = currentPosParent;
}
}

```

```

lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print(mid(menu[currentPos],inStrRev(menu[currentPos],">")+1,len(menu[currentPos])-inStrRev(menu[currentPos],">")));
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(mid(menu[possiblePos[possiblePosScroll]],inStrRev(menu[possiblePos[possiblePosScroll]],">")+1,len(menu[possiblePos[possiblePosScroll]])-inStrRev(menu[possiblePos[possiblePosScroll]],">")));

```

```

}
// Look for a button press
byte checkButtonPress() {
  byte rBp = 0;
  char num;
  key = kpd.getKey();
  if (key.state == KEY_DOWN) {
    num = char(key.character);
    //lcd.print(num);
    switch(num) {
      case '2':
        rBp = 1; // up
        break;
      case '8':
        rBp = 4; // down
        break;
      case '4':
        rBp = 3; // esc
        break;
      case '6':
        rBp = 2; //ok
        break;
    }
  }
}
return rBp;
}

```

```

// função testaConectividade
boolean testaConectividadeUno() {

  bool sts = false;
  char response[32];
  int soma = 0, i;
  str = frasesValidasI2C[0];
  digitalWrite(PIN_CONN_OUTPUT, HIGH);
  Wire.beginTransmission(PORTAI2CUNO);
  str.toCharArray(buffer, 32);
  for(i=0; i<=7 ;i++) {
    soma = soma + (Wire.write(buffer[i])); // "Teste123"
  }
  Wire.endTransmission();
  Wire.requestFrom(PORTAI2CUNO,2);
  i=0;
  while(Wire.available()) { // slave may send less than requested
    char c = Wire.read(); // receive a byte as character
    response[i] = c;
    i++;
  }
}

```

```

    if (soma == 8 && response[0] == 'O' && response[1] == 'K') {
        sts = true;
    }
    digitalWrite(PIN_CONN_OUTPUT, LOW);
    return sts;
}

// função alarme
void alarme(String str) {
    int i;
    if (varBuzzer == 1) { // buzzer desativado
        for (i=0;i<=10;i++) {
            digitalWrite(PIN_ALARME, !digitalRead(PIN_ALARME));
            delay(100);
        }
    }
    digitalWrite(PIN_ALARME, false);
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("ALM!");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(str);
    // gera log de alarme
    geraLog(str);
}

// função pinSaidaEntrada
// define entrada e saída dos pinos shield
void pinSaidaEntrada(void) {
    int i;
    // saidas
    for (i=11;i<=13;i++)
        pinMode(i, OUTPUT);
    for (i=6;i<=7;i++)
        pinMode(i, OUTPUT);
    pinMode(3, OUTPUT);
    pinMode(PIN_SS, OUTPUT);

    //entradas
    pinMode(PIN_NTC, INPUT);
    pinMode(PIN_ZMPT101, INPUT);
    pinMode(PIN_MPX5100DP, INPUT);
    pinMode(PIN_BATTERY, INPUT);
    pinMode(PIN_FIM_CURSO1, INPUT_PULLUP);
    pinMode(PIN_FIM_CURSO2, INPUT_PULLUP);
    pinMode(PIN_MPX5100DP, INPUT_PULLUP);
    pinMode(PIN_CONN_INPUT, INPUT_PULLUP);
    pinMode(PIN_CONN_OUTPUT, OUTPUT);
    pinMode(PIN_MENU, INPUT_PULLUP);
}

```

```

void gravaEEPROM(void) {
    int i;
    associaVariaveis();
    for (i=0;i<=4;i++) {
        EEPROM.write(i, varMenu[i]);
    }
    Serial.println("gravacao variaveis");
    testaEEPROM();
}

```

```

void leEEPROM(void) {
    int i;
    for (i=0;i<=4;i++) {
        varMenu[i] = EEPROM.read(i);
    }
    associaVariaveis();
    Serial.println("Leitura variaveis");
    testaEEPROM();
}

```

```

char verificaBotao(void) {
    char num;
    key = kpd.getKey();
    if (key.state == KEY_DOWN) {
        num = char(key.character);
    }
    return num;
}

```

```

void associaVariaveis(void) {
    // frequencia
    switch (varMenu[0]) {
        case 0:
            varFrequencia=5;
            break;
        case 1:
            varFrequencia=10;
            break;
        case 2:
            varFrequencia=15;
            break;
        case 3:
            varFrequencia=20;
            break;
        case 4:
            varFrequencia=25;
            break;
        case 5:
            varFrequencia=30;
            break;
    }
}

```

```
}  
// volume  
switch (varMenu[1]) {  
  case 0:  
    varVolume = 100;  
    break;  
  case 1:  
    varVolume = 200;  
    break;  
  case 2:  
    varVolume = 300;  
    break;  
  case 3:  
    varVolume = 400;  
    break;  
  case 4:  
    varVolume = 500;  
    break;  
  case 5:  
    varVolume = 600;  
    break;  
  case 6:  
    varVolume = 700;  
    break;  
  case 7:  
    varVolume = 800;  
    break;  
  case 8:  
    varVolume = 900;  
    break;  
  case 9:  
    varVolume = 1000;  
    break;  
  case 10:  
    varVolume = 1100;  
    break;  
  case 11:  
    varVolume = 1200;  
    break;  
}
```

```
// pressão  
switch (varMenu[2]) {  
  case 0:  
    varPressao = 5;  
    break;  
  case 1:  
    varPressao = 10;  
    break;  
  case 2:
```

```

    varPressao = 15;
break;
case 3:
    varPressao = 20;
break;
case 4:
    varPressao = 25;
break;
case 5:
    varPressao = 30;
break;
case 6:
    varPressao = 35;
break;
case 7:
    varPressao = 40;
break;
case 8:
    varPressao = 45;
break;
case 9:
    varPressao = 50;
break;
case 10:
    varPressao = 55;
break;
}
// Buzzer
switch (varMenu[3]) {
case 0:
    varBuzzer = 0;
break;
case 1:
    varBuzzer = 1;
break;
}
switch (varMenu[4]) {
case 0:
    varAlarme = 0;
break;
case 1:
    varAlarme = 1;
break;
}
}

void acionaFimCurso1(void) {
    comunicaMotor(frasesValidasI2C[1]);
    alarme(frasesValidasI2C[1]);
}

```

```

void acionaFimCurso2(void) {
    comunicaMotor(frasesValidasI2C[1]);
    alarme(frasesValidasI2C[1]);
}

void comunicaMotor(String str) {
    digitalWrite(PIN_CONN_OUTPUT, HIGH); // libera comm com slave
    char buffer[32];
    Wire.beginTransaction(PORTAI2CUNO); // habilita transmissão
    str.toCharArray(buffer, 32); // necessário conversão para Array Char - wire.write
    Wire.write(buffer); // manda ok
    Wire.endTransmission(); // stop
    digitalWrite(PIN_CONN_OUTPUT, LOW);
}

int lerPressao(void) {
    // value in cmH2O
    // code reference: http://darrenlewismechatronics.co.uk/
    float sensorValue = (analogRead(PIN_MPX5100DP) * ADC_mV - SensorOffset) /
    sensitivity / mmh2O_cmH2O;
    return sensorValue;
}

void receiveEvent(int leitura) {
    int i=0;
    while (Wire.available()) {
        char c = Wire.read();
        Dados[i] = c;
    }
}

void comunica(void) {
    Wire.onReceive(receiveEvent);
}

float retornaTensao(void) {
    ZMPT101.calcVI(2,100); //FUNÇÃO DE CÁLCULO (17 SEMICICLOS, TEMPO
    LIMITE PARA FAZER A MEDIÇÃO)
    return ZMPT101.Vrms;
}

void geraLog(String flh) {
    char buf1[20];
    // monta data e horário
    sprintf(buf1, "%d/%d/%d %02d:%02d", now.day(), now.month(), now.year(),
    now.hour(), now.minute());
}

```

```

// grava no cartão SD o log de erro
myFile = SD.open("log.txt", FILE_WRITE);
if (myFile) {
  myFile.print(buf1);
  myFile.print(" - ");
  myFile.println(flh);
  Serial.print(buf1);
  Serial.print(" - ");
  Serial.println(flh);
  myFile.close();
} else {
  alarme(falhas[12]);
}
}

/* bloco teste conectividade uno
//str = "Run 10 1010 30";
//digitalWrite(PIN_CONN_OUTPUT, LOW);
//Wire.beginTransmission(PORTAI2CUNO);
//str.toCharArray(buffer,32);
//for(int i=0; i <= (int) str.length()-1; i++) {
//  Serial.println(Wire.write(buffer[i]));
//}
//Wire.endTransmission();
*/

void testaEEPROM(void) {
  Serial.println(varFrequencia);
  Serial.println(varVolume);
  Serial.println(varPressao);
  Serial.println(varAlarme);
  Serial.println(varBuzzer);
}

```

//Arquivo Motor.h / Módulo Motor / Arduino UNO

```

/*
 * Software desenvolvido por Alexandre Antonio Barelli
 * Em 09/06/2021.
 */

#ifndef FlexyStepper_h
#include <FlexyStepper.h>
#endif
#ifndef Wire_h
#include <Wire.h>
#endif

const int MOTOR_DIRECTION_PIN = 9;
const int MOTOR_STEP_PIN = 10;
const int MOTOR_ENABLE_PIN = 8;

const int PIN_CONN_INPUT = 3; // interrupt input;
const int PIN_CONN_OUTPUT = 2; // interrupt output;
const int PORTAI2CMEGA = 0x07; // porta comunicação I2C arduinos
const int PORTAI2CUNO = 0x08;

String str;

int stsPinInput = 0;

String Dados;

String frasesValidasI2C[] = {
  "Teste123", // 0
  "Stop", // 1
  "Emergencia", //2
  "Run", // 3
  "OK" // 4
};

int pausa=200;
int distancia = 50;

int freq = 0, volume = 0, pressao = 0;

FlexyStepper stepper;

// declaração de funções
void receiveEvent(int leitura);
void requestEvent(void);

```

//Arquivo Main.cpp / Módulo Motor / Arduino UNO

```

/*
 * Software desenvolvido por Alexandre Antonio Barelli
 * Em 09/06/2021.

// adequar os parâmetros do movimento de acordo com os valores recebidos do
// arduino mega
// Parâmetro RUN está OK, distinchado substring nas variáveis freq, volume e
// pressao (17/07/21)
// testar
// implantar os sensores

*/

#include <Arduino.h>
#include <Motor.h>

void setup() {

    pinMode(PIN_CONN_INPUT, INPUT_PULLUP); // pinos de comunicação - entrada
    pinMode(PIN_CONN_OUTPUT, OUTPUT); // pinos de comunicação - saída
    //attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(PIN_CONN_INPUT), comunica, CHANGE);
    digitalWrite(PIN_CONN_OUTPUT, LOW);
    Serial.begin(9600);
    Wire.begin(0x08);
    Wire.onReceive(receiveEvent);
    Wire.onRequest(requestEvent);

    stepper.connectToPins(MOTOR_STEP_PIN, MOTOR_DIRECTION_PIN);

    digitalWrite(MOTOR_ENABLE_PIN, HIGH);

}

void loop() {

    /*
    stsPinInput = digitalRead(PIN_CONN_INPUT);
    Serial.println(stsPinInput);
    if(stsPinInput == HIGH) {
        Serial.println(Dados);
        if (frasesValidasI2C[0].equals(Dados.substring(0,7))) {
            enviaDados(frasesValidasI2C[4]);
        }
        if (frasesValidasI2C[3].equals(Dados.substring(0,3))) { // run
            String sbstring = "";
            sbstring = Dados.substring(4,5);

```

```

    freq = sbstring.toInt(); // separo os valores dos parâmetros
    sbstring = Dados.substring(7,10);
    volume = sbstring.toInt();
    sbstring = Dados.substring(12, 13);
    distancia = sbstring.toInt();

    // executo movimentos do motor de acordo com os parâmetros

    stepper.setStepsPerMillimeter(25);
    stepper.setAccelerationInStepsPerSecondPerSecond(2000);

    // insuflação
    stepper.moveToPositionInMillimeters(distancia);
    delay(pausa);

    // expiração
    stepper.moveToPositionInMillimeters(-1*distancia);
    delay(pausa*2);

} else { // qualquer outra coisa que não seja run
    enviaDados(frasesValidasI2C[4]); // ok
}
}
*/
}

// parâmetros comando run
// 01234567890123
// RUN 00 0000 00
//   |-> frequencia
//       |-> volume
//           |-> pressão

void receiveEvent(int leitura) {
    char cDados[32];
    int i=0;
    while (Wire.available()) {
        char c = Wire.read();
        cDados[i] = c;
        i++;
    }

    Dados = cDados;
    // trata substring Run

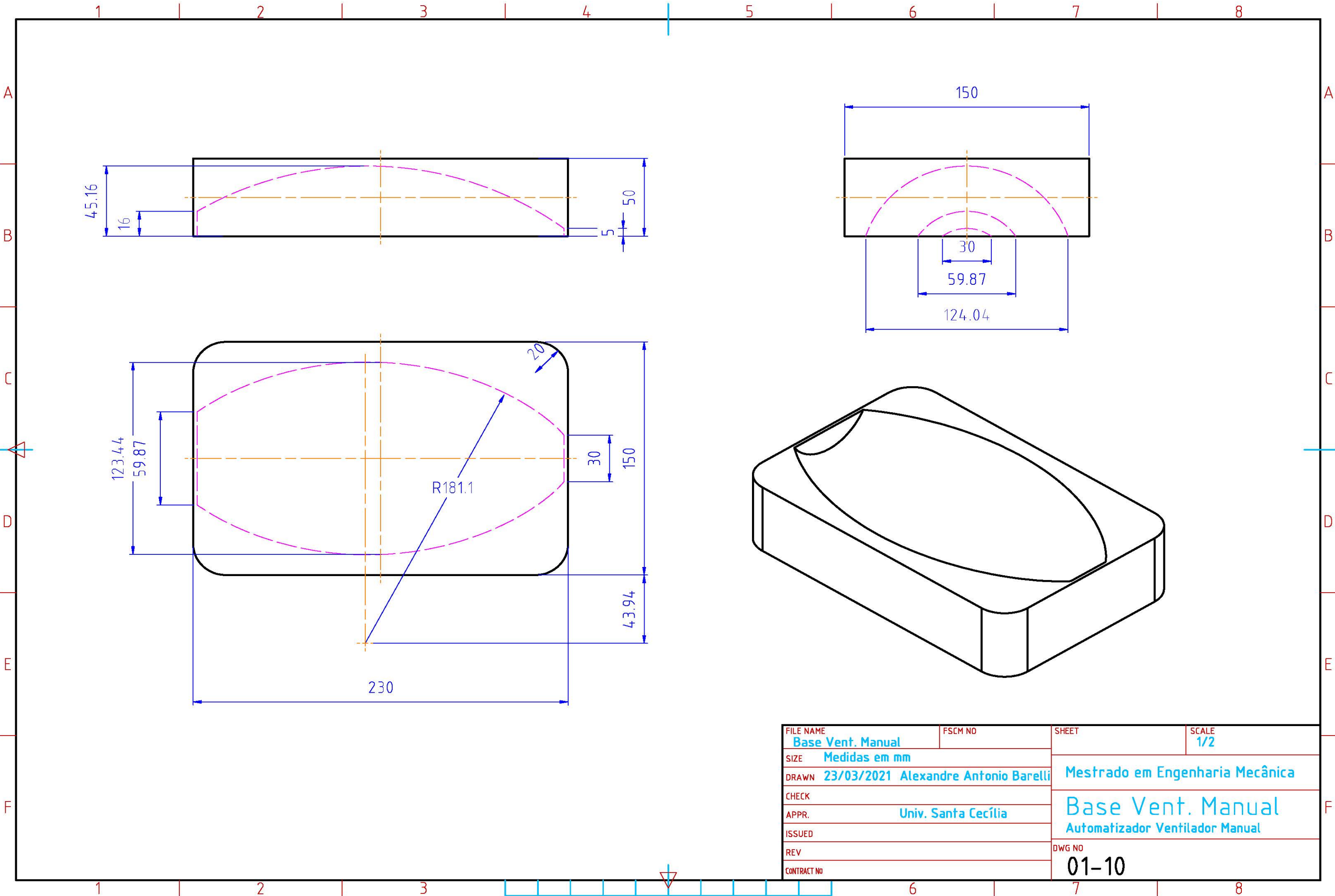
    if (Dados.substring(0,3).equals(frasesValidasI2C[3])) {

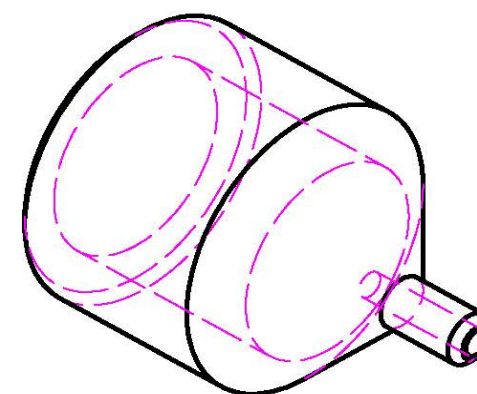
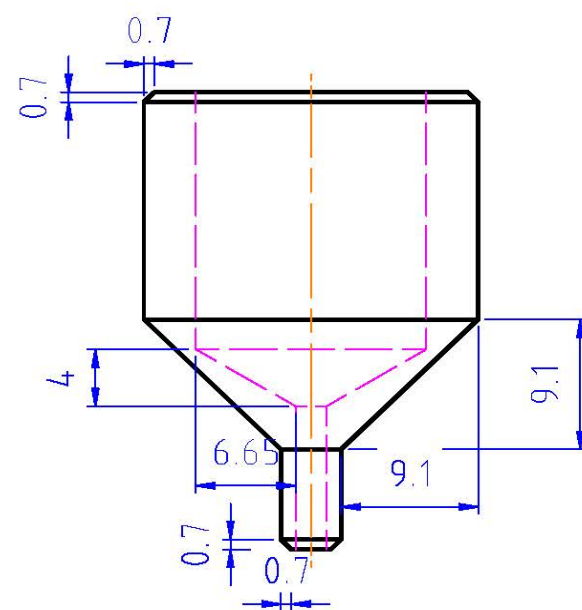
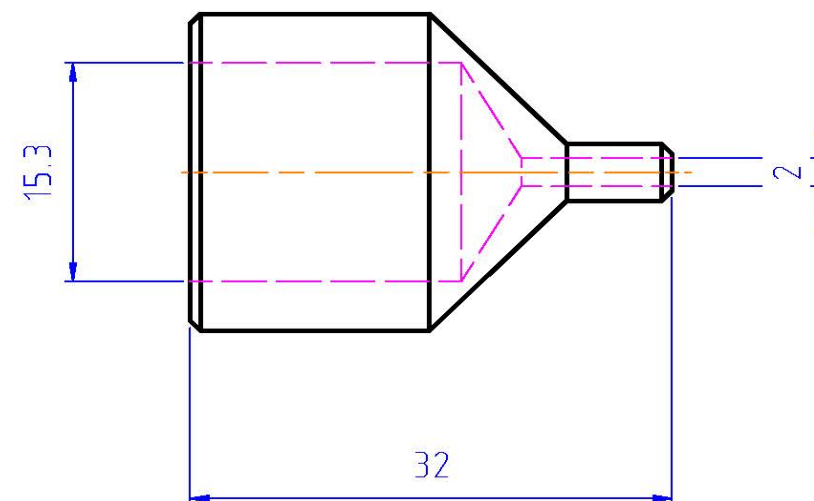
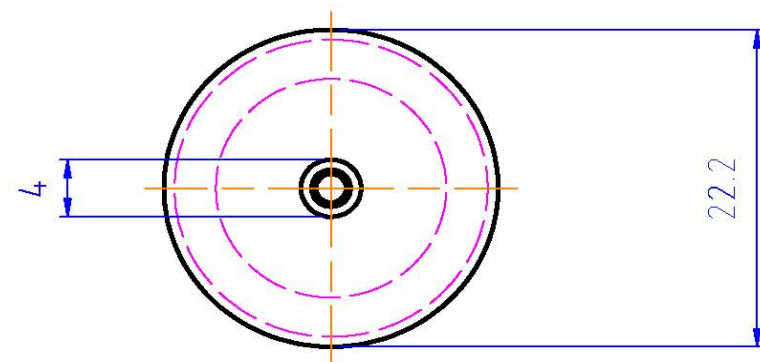
        freq = Dados.substring(4,6).toInt();
        volume = Dados.substring(7,11).toInt();
        pressao = Dados.substring(12,14).toInt();
    }
}

```

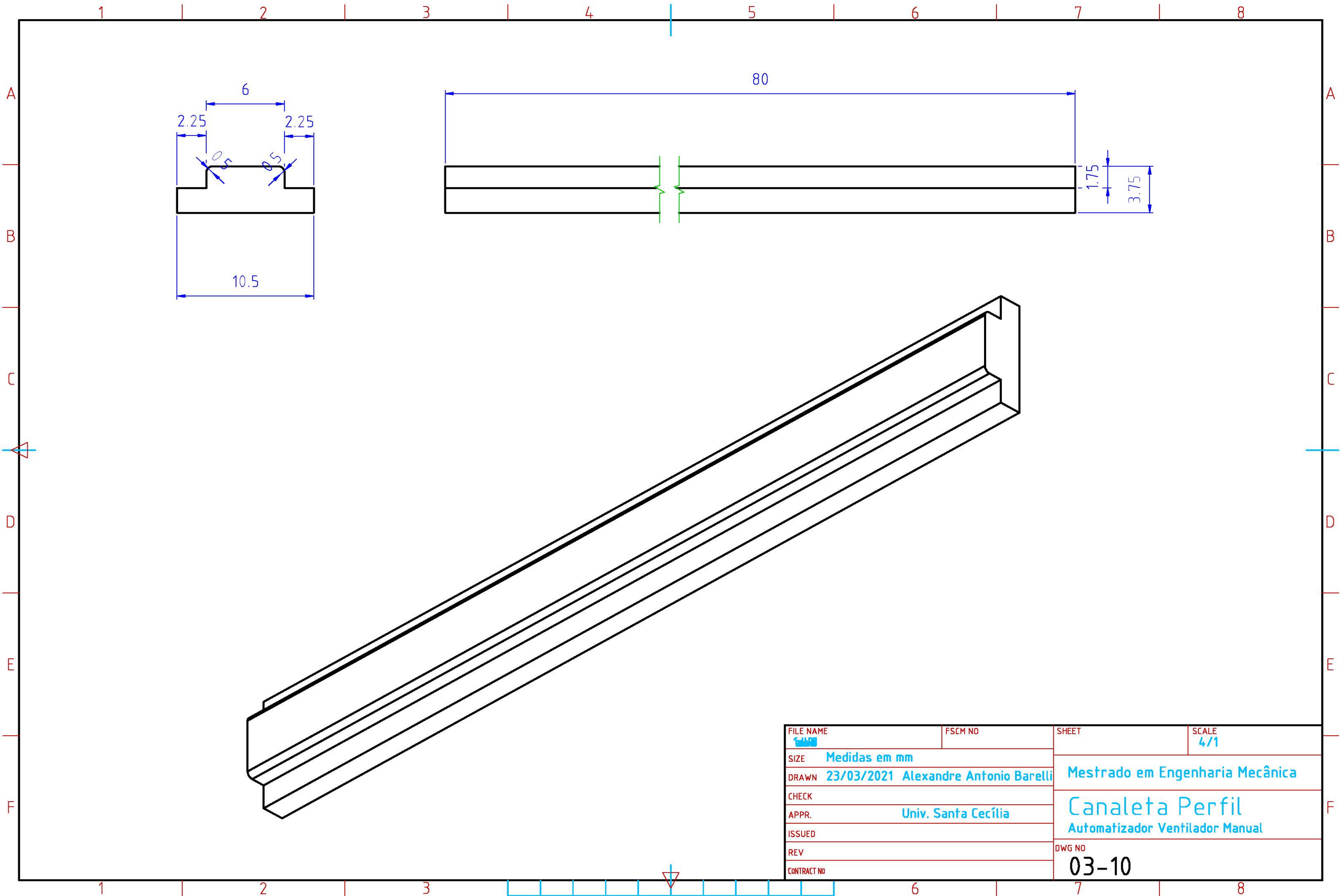
```
    }  
  }  
  
  void requestEvent(void) {  
    Wire.write("OK");  
  }
```

APÊNDICE B – PROJETO DE COMPONENTES IMPRESSOS COM TECNOLOGIA 3D.

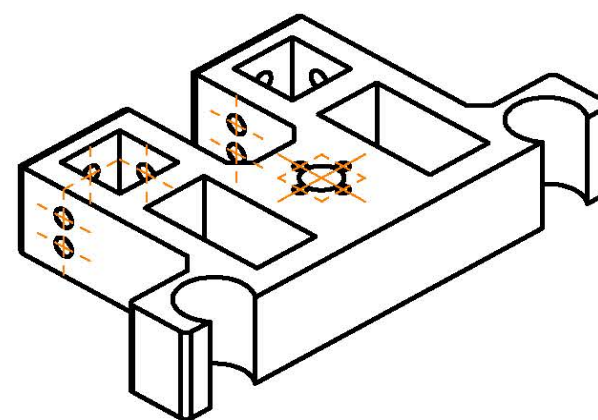
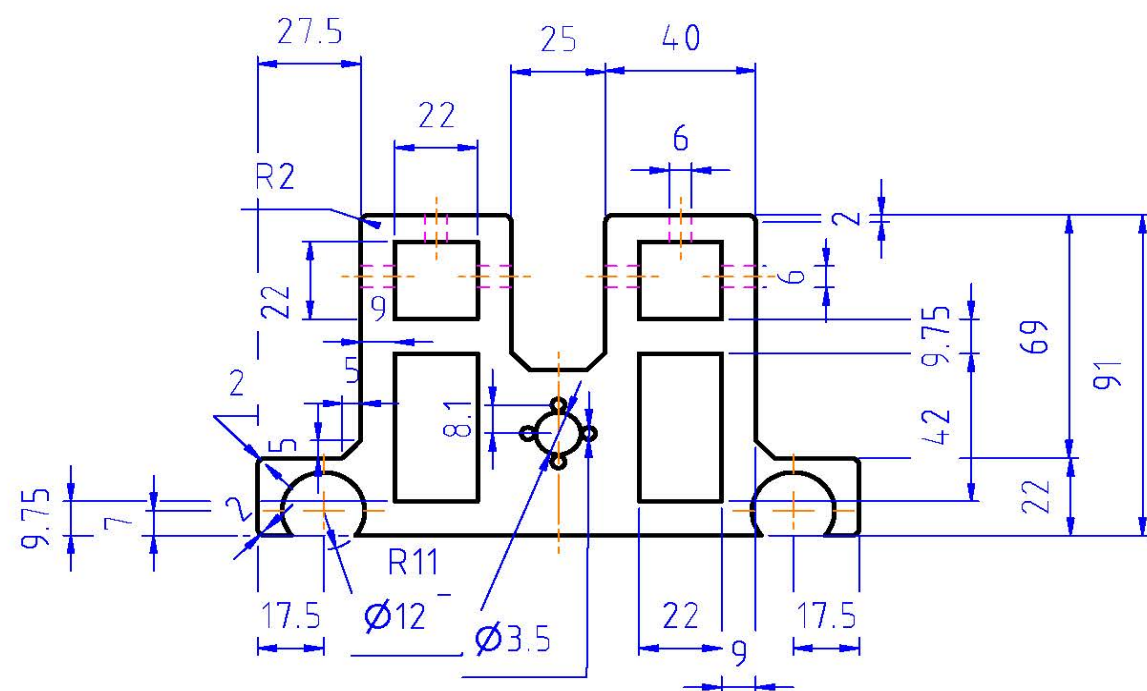
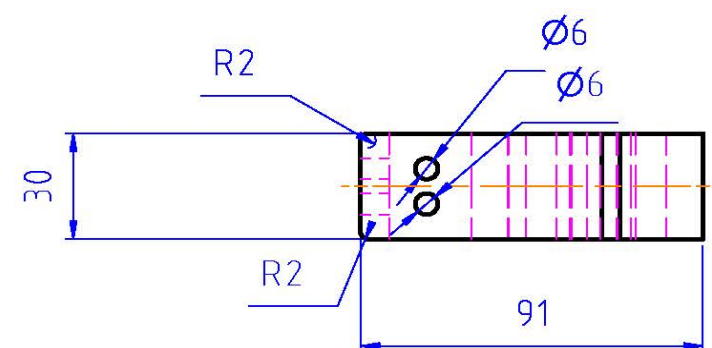
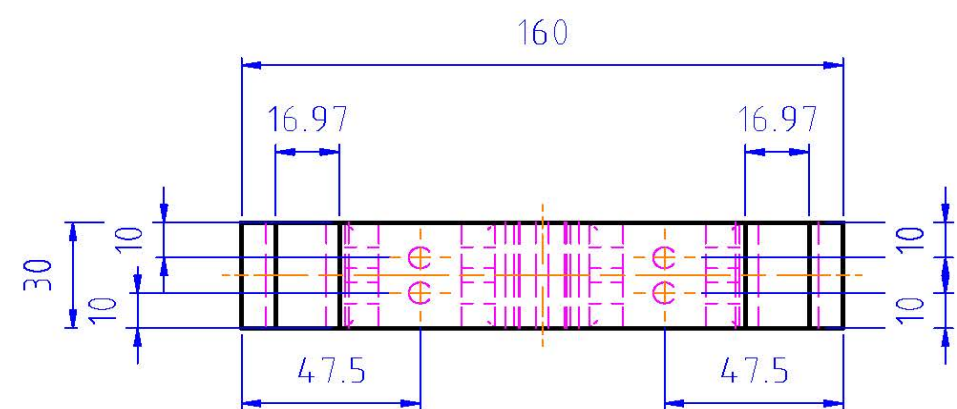




FILE NAME	FSCM NO	SHEET	SCALE
Medidas em mm			2:1
SIZE	Mestrado em Engenharia Mecânica		
DRAWN	23/03/2021 Alexandre Antonio Barelli		
CHECK			
APPR.	Univ. Santa Cecília		
ISSUED			
REV			
CONTRACT NO			
		DWG NO	02-10



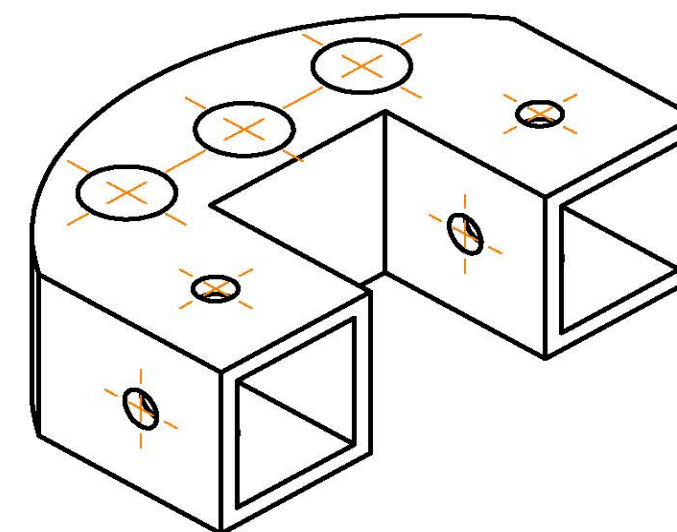
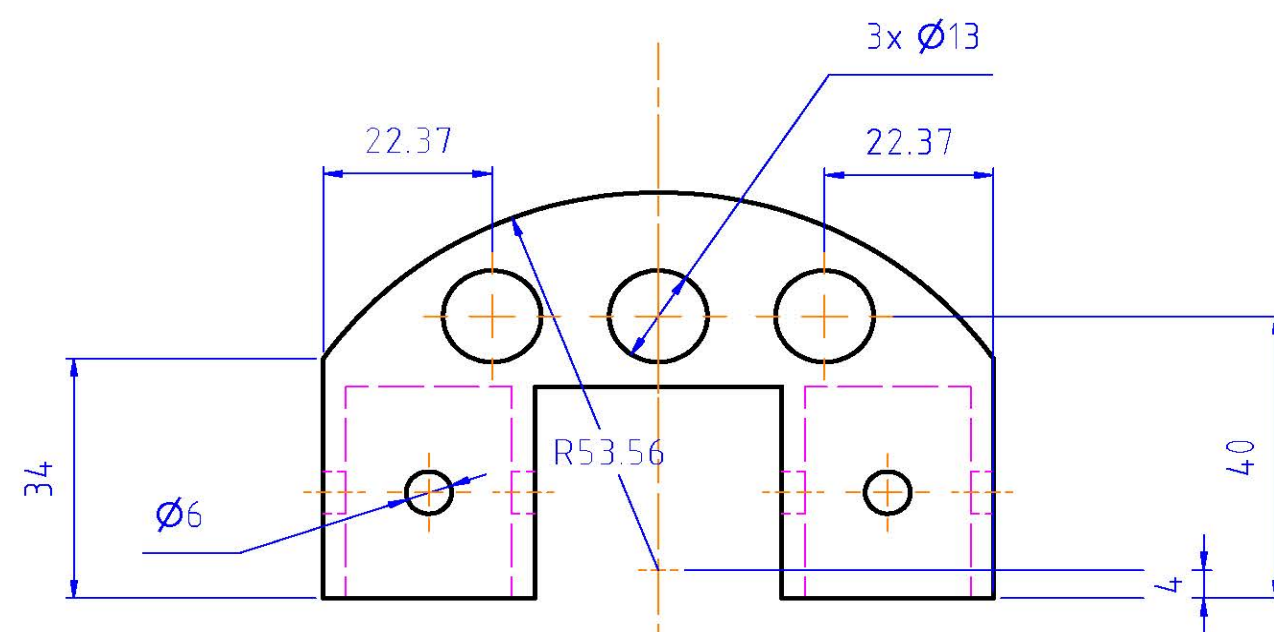
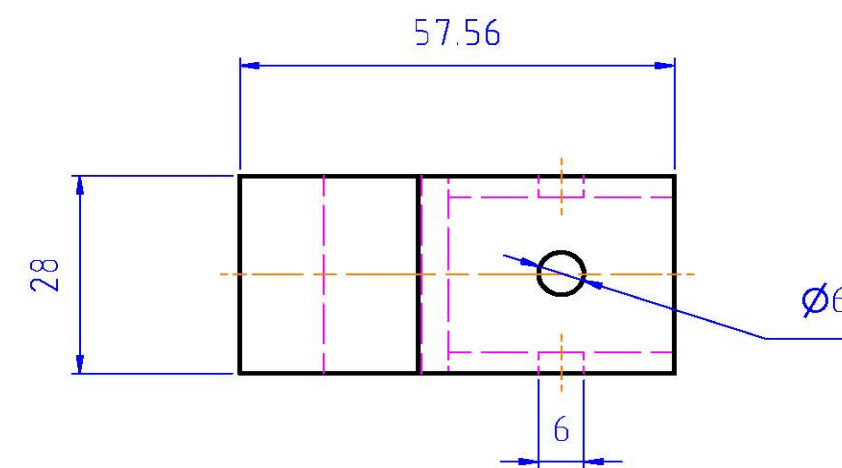
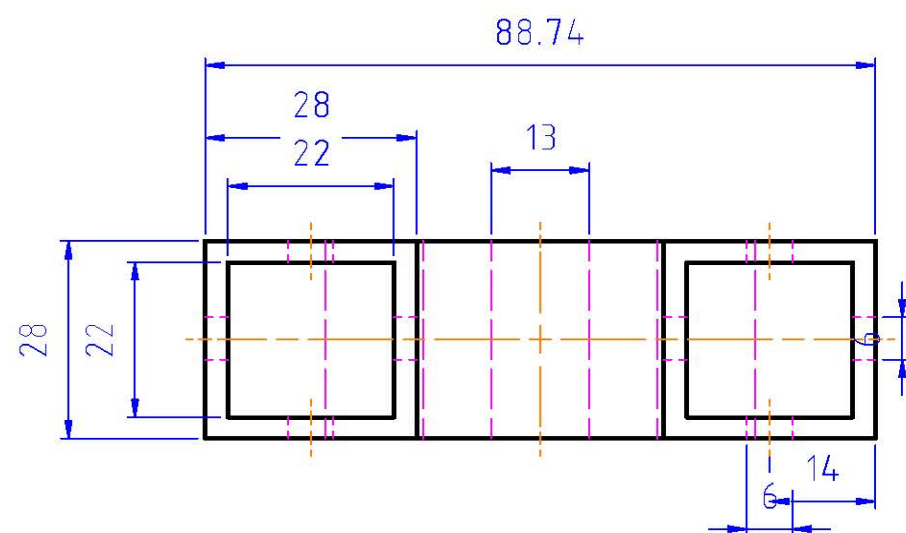
FILE NAME	FSCM NO	SHEET	SCALE
Medidas em mm			4/1
SIZE	23/03/2021 Alexandre Antonio Barelli	Mestrado em Engenharia Mecânica	
DRAWN		Canaleta Perfil	
CHECK		Automatizador Ventilador Manual	
APPR.	Univ. Santa Cecília		
ISSUED			
REV		DWG NO	
CONTRACT NO		03-10	



FILE NAME	FSCM NO	SHEET	SCALE
Medidas em mm			1/2
SIZE	Mestrado em Engenharia Mecânica		
DRAWN	23/03/2021 Alexandre Antonio Barelli		
CHECK			
APPR.	Univ. Santa Cecília		
ISSUED			
REV			
CONTRACT NO			
		DWG NO	04-10

1 2 3 4 5 6 7 8

A



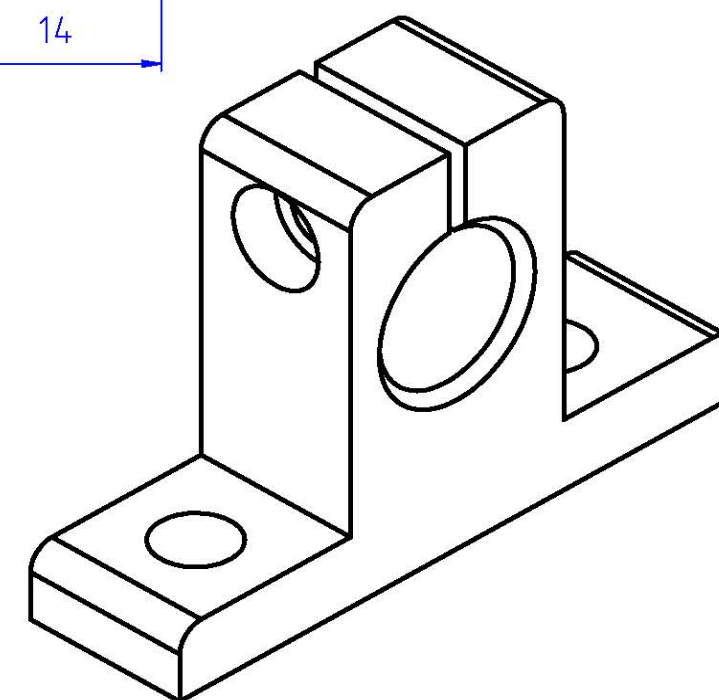
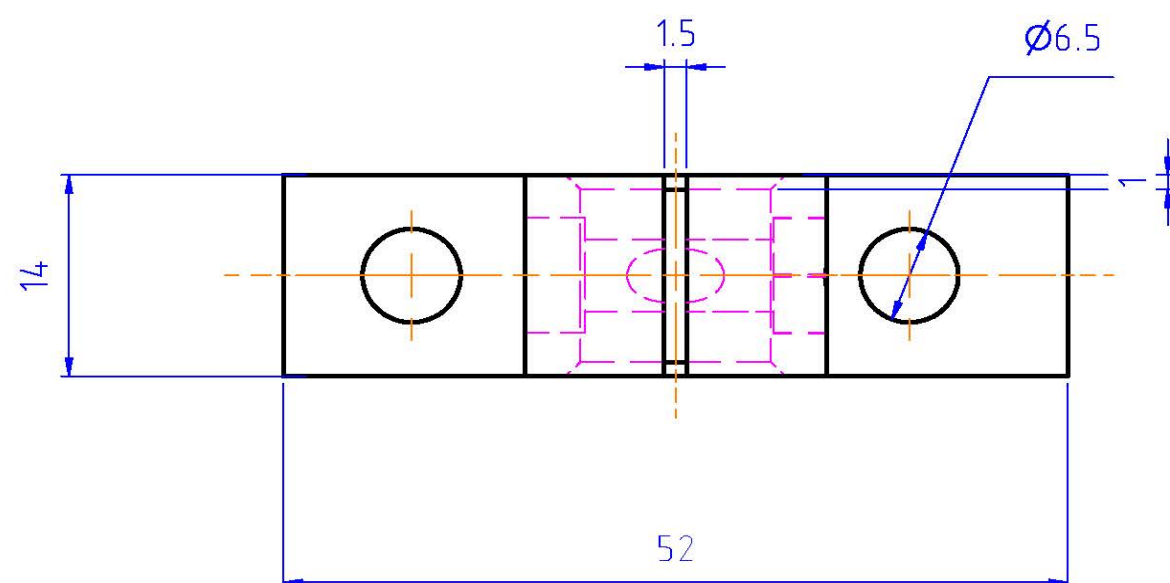
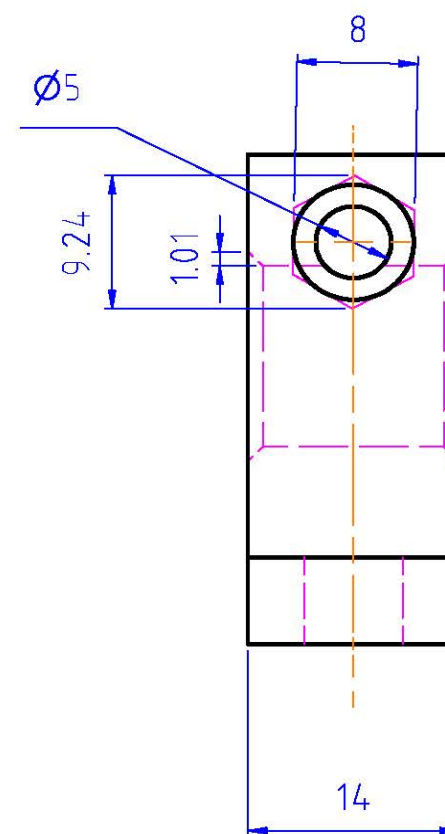
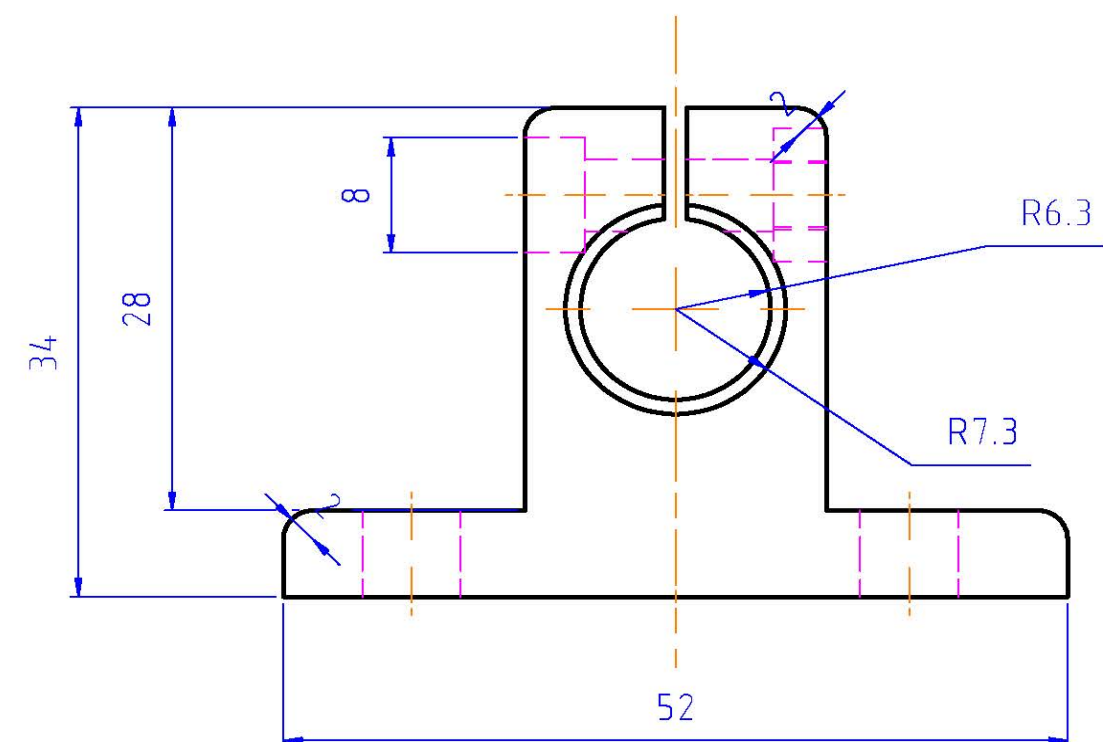
D

E

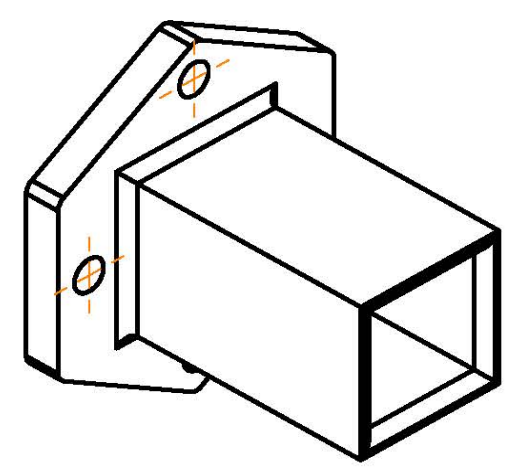
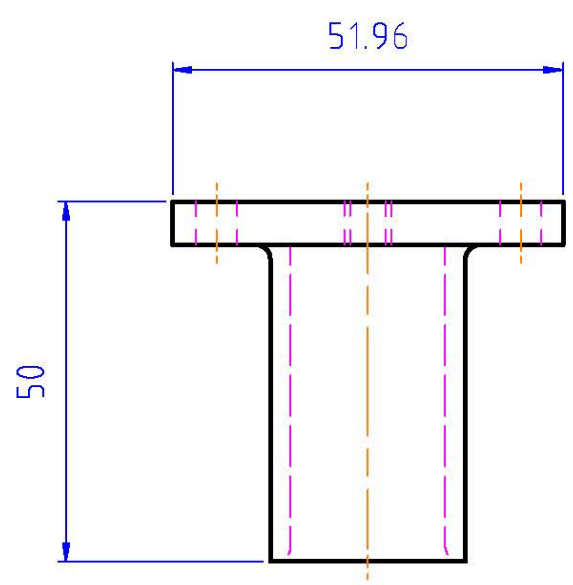
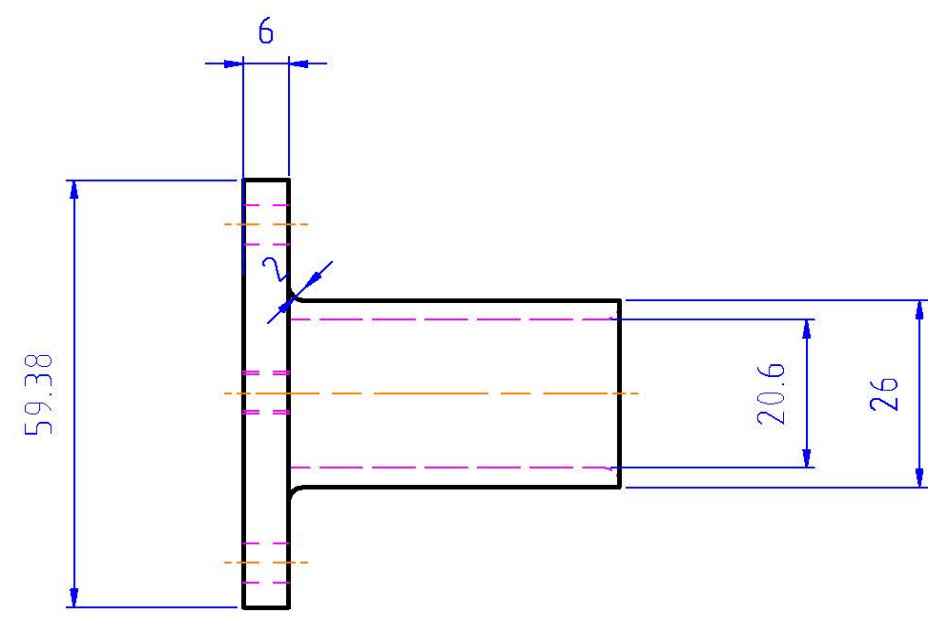
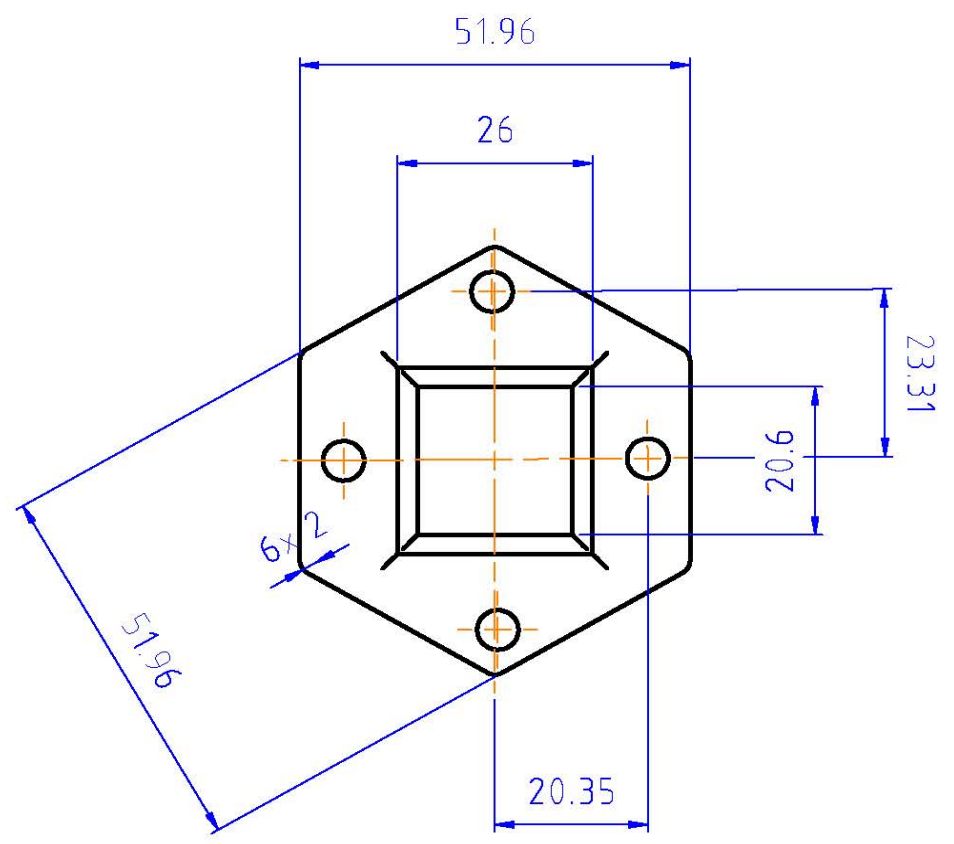
F

FILE NAME	FSCM NO	SHEET	SCALE
Desenho Técnico			1:1
SIZE	Medidas em mm	Mestrado em Engenharia Mecânica	
DRAWN	23/03/2021 Alexandre Antonio Barelli	Pressionador VM	
CHECK		Automatizador Ventilador Manual	
APPR.	Univ. Santa Cecília		
ISSUED			
REV		DWG NO	
CONTRACT NO		5-10	

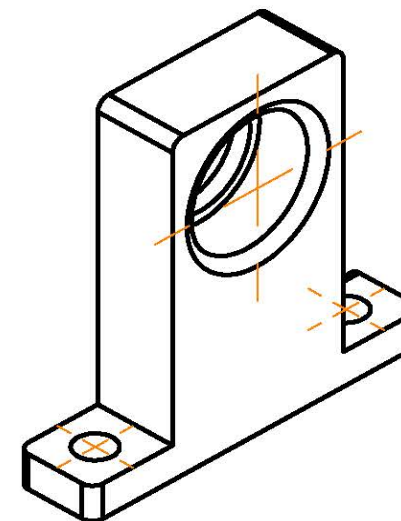
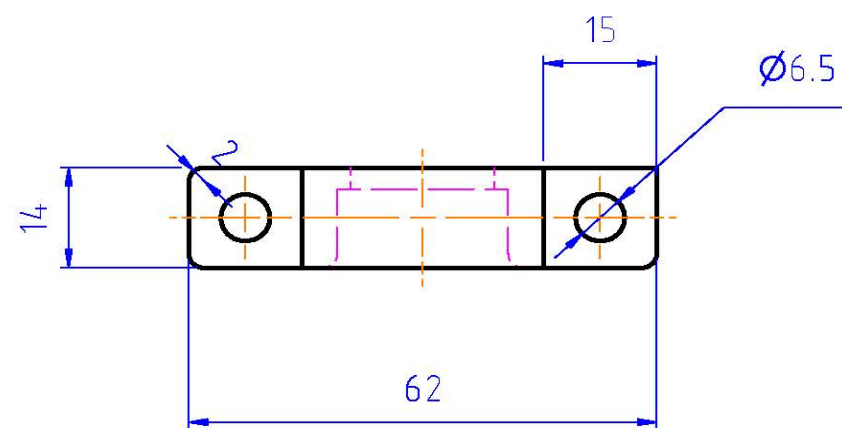
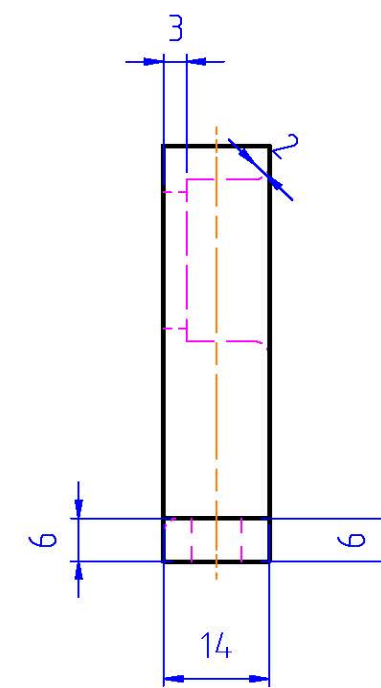
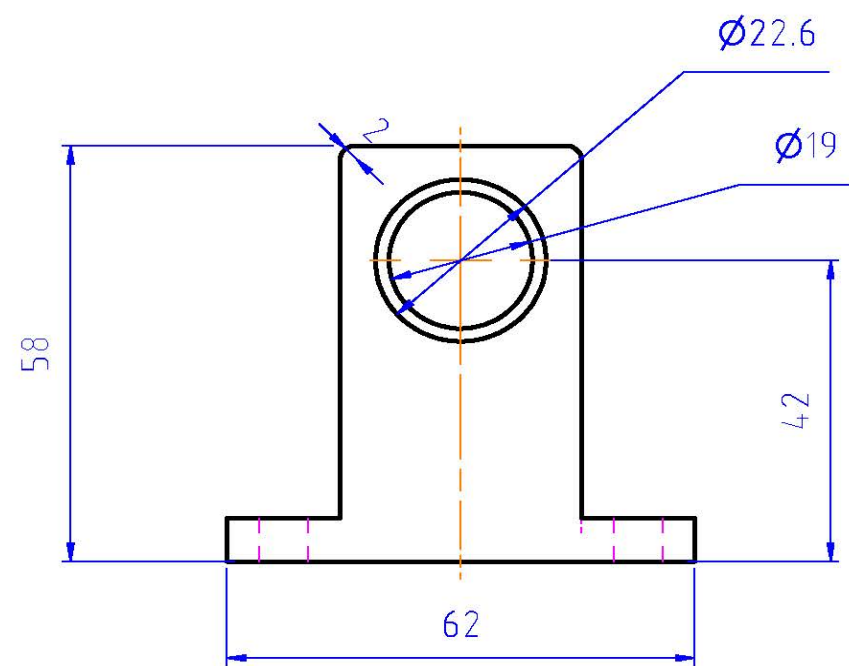
1 2 3 4 5 6 7 8



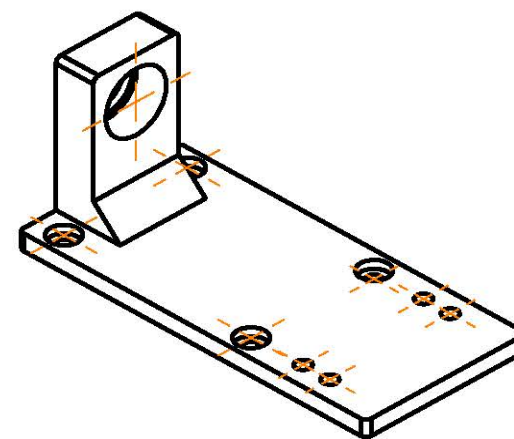
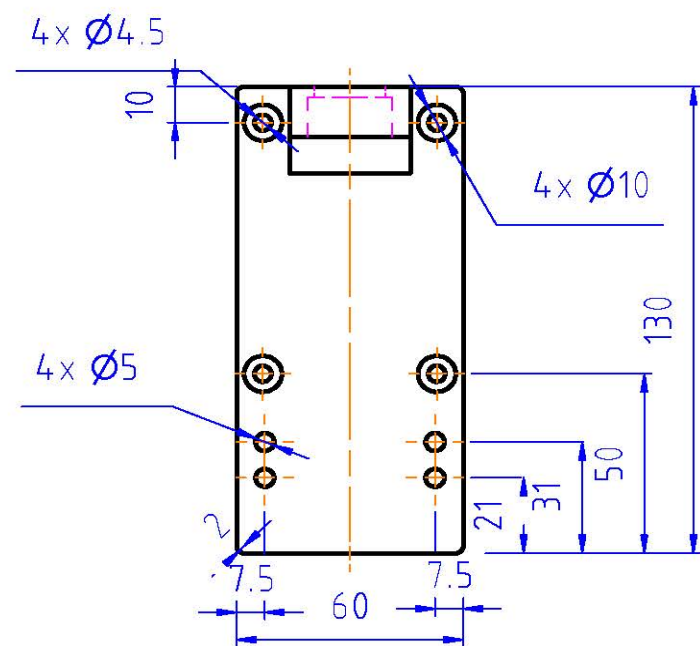
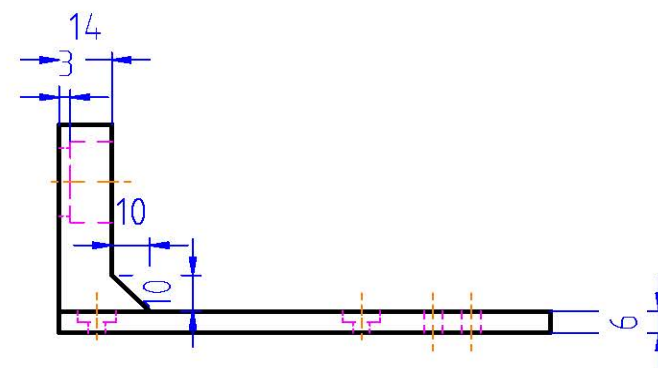
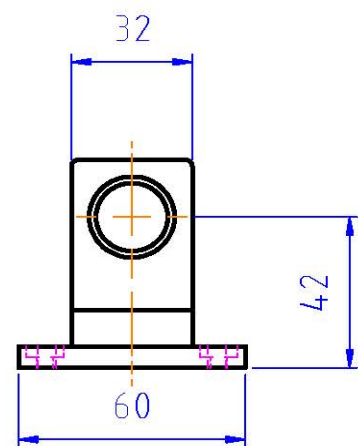
FILE NAME	FSCM NO	SHEET	SCALE
Medidas em mm			2:1
SIZE	Mestrado em Engenharia Mecânica		
DRAWN	23/03/2021 Alexandre Antonio Barelli		
CHECK			
APPR.	Univ. Santa Cecília		
ISSUED			
REV			
CONTRACT NO			
		DWG NO	06-10



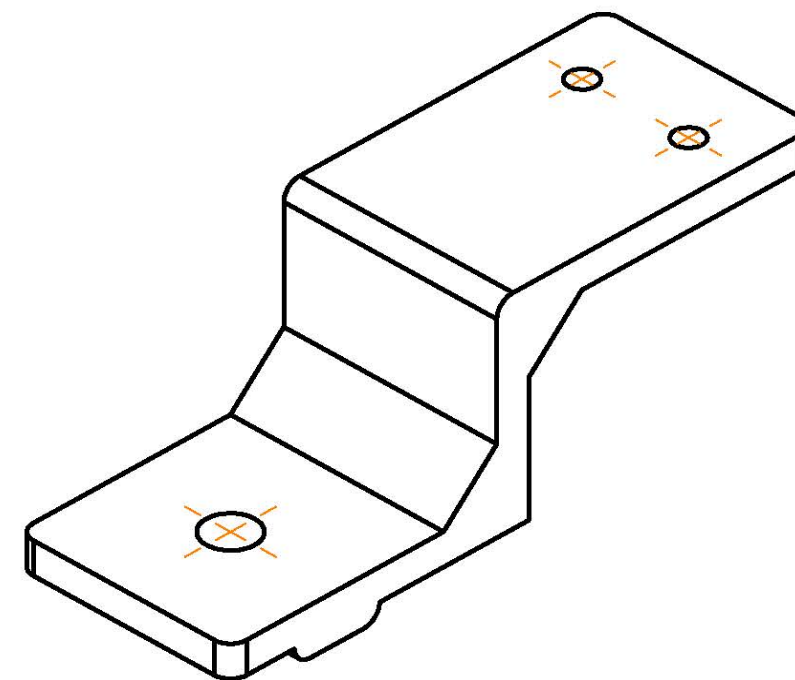
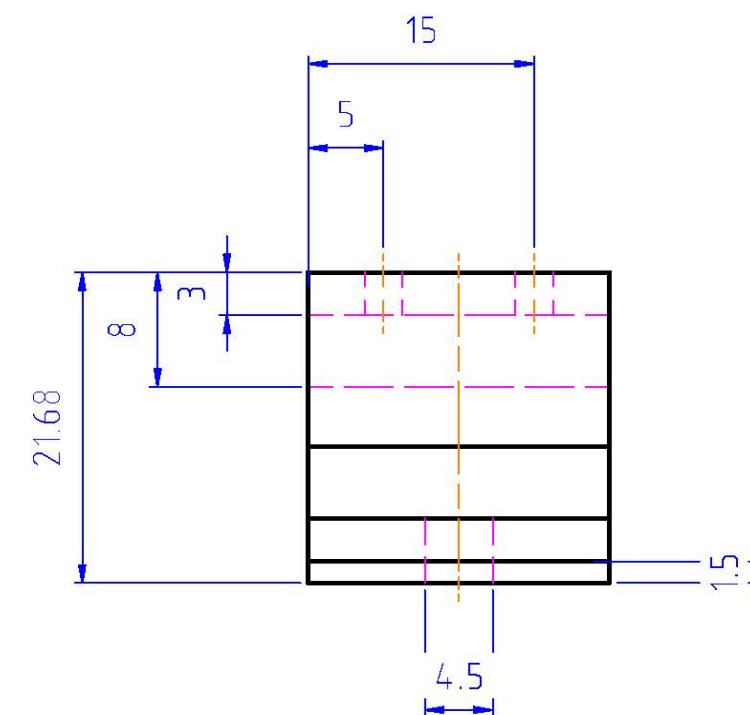
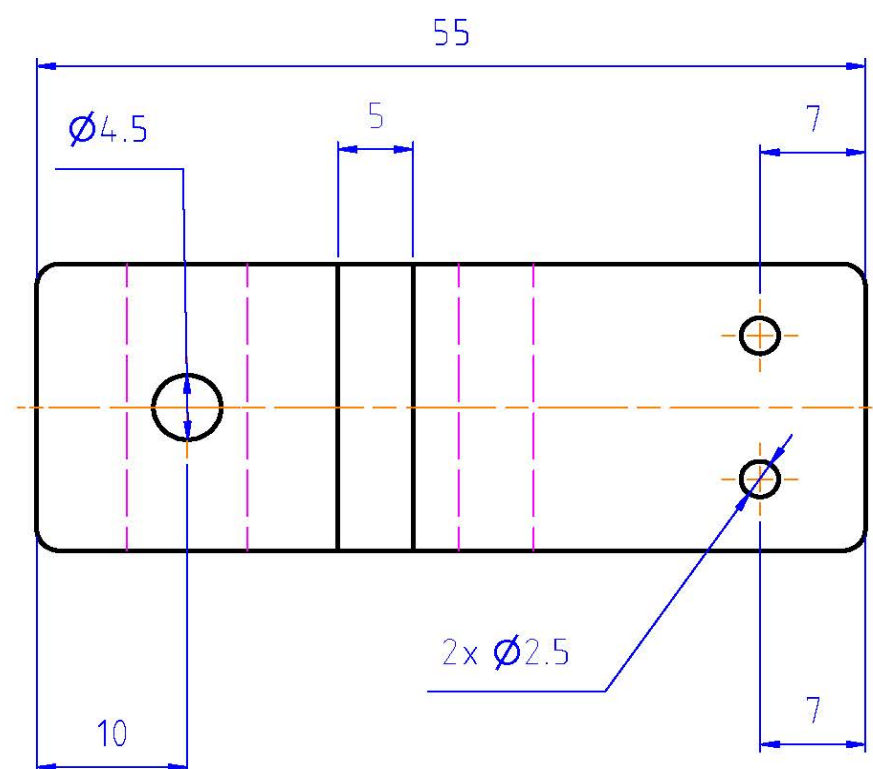
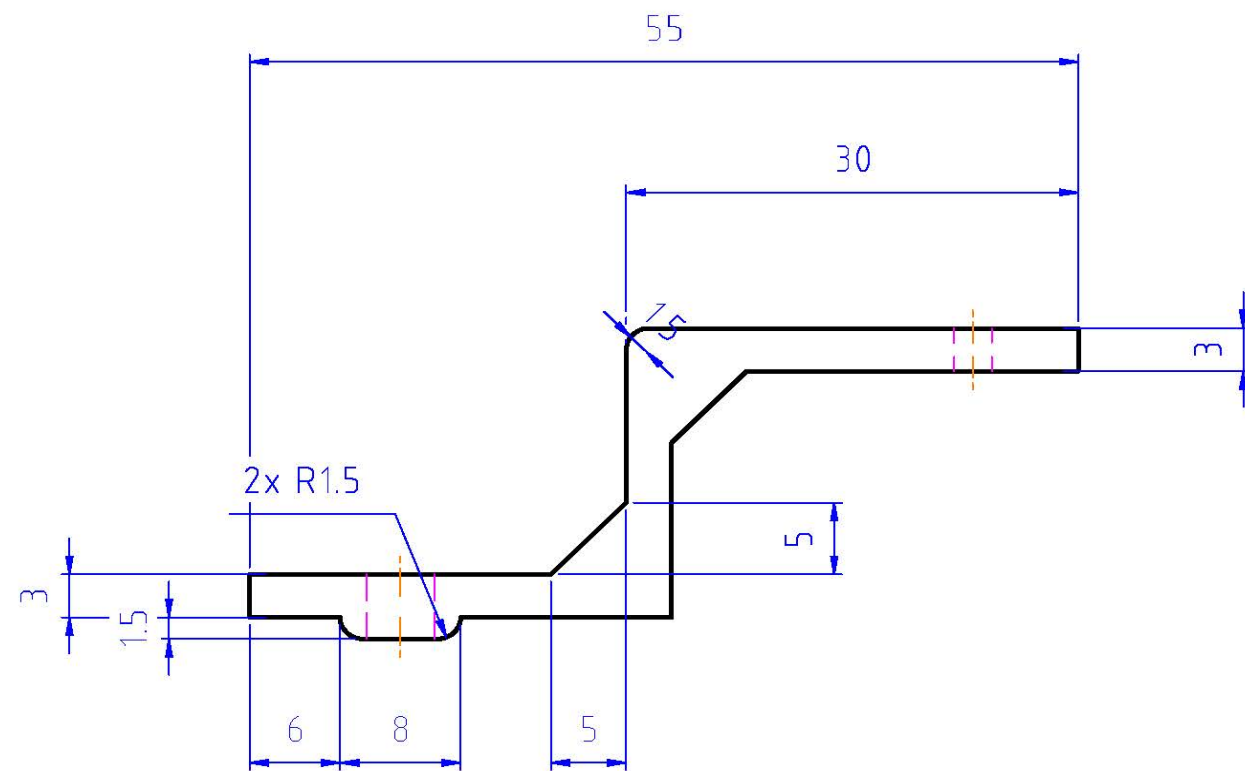
FILE NAME	FSCM NO	SHEET	SCALE
SIZE			1:1
DRAWN	23/03/2021 Alexandre Antonio Barelli	Mestrado em Engenharia Mecânica	
CHECK		Suporte da Base	
APPR.		Base Ventilador Manual	
ISSUED			
REV		DWG NO	
CONTRACT NO		07-10	



FILE NAME	FSCM NO	SHEET	SCALE
SIZE	Medidas em mm		1:1
DRAWN	23/03/2021 Alexandre Antonio Barelli	Mestrado em Engenharia Mecânica	
CHECK		Base Ventilador Manual	
APPR.	Univ. Santa Cecília	Automatizador Ventilador Manual	
ISSUED			
REV		DWG NO	
CONTRACT NO		08-10	



FILE NAME	FSCM NO	SHEET	SCALE
Medidas em mm			1:2
SIZE	23/03/2021 Alexandre Antonio Barelli	Mestrado em Engenharia Mecânica	
DRAWN		Suporte do Motor	
CHECK		Automatizador Ventilador Manual	
APPR.	Univ. Santa Cecília		
ISSUED			
REV			
CONTRACT NO			
		DWG NO	09-10



FILE NAME	FSCM NO	SHEET	SCALE
SIZE	Medidas em mm		2:1
DRAWN	23/03/2021 Alexandre Antonio Barelli	Mestrado em Engenharia Mecânica	
CHECK		Suporte do Sensor	
APPR.	Univ. Santa Cecília	Automatizador Ventilador Manual	
ISSUED			
REV		DWG NO	
CONTRACT NO		10-10	

ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS E TABELAS GERAIS

Tabela 13 - Regulagem inicial do Ventilador e Modos Ventilatórios.

Parâmetro	Valor	Comentário
FIO ₂	Entre 93 a 97%	Manter a saturação arterial de oxigênio
VC	6ml/kg/peso	Reavaliado de acordo com a evolução do paciente.
Modo VCV ou PCV	Modo assistido-controlado por volume ou ciclado a tempo e limitado a pressão	Reavaliação nas primeiras horas de acordo com o quadro clínico.
Frequência Respiratória	12 a 16 rpm / relação I:E em 1:2 a 1:3	Doenças obstrutivas, menor faixa (< 12 rpm), doenças restritivas (> 20 rpm).
Disparos	Disparo por tempo (controle do ventilador) e pelos pacientes (pressão e fluxo)	Verificar sensibilidade, sob pena do auto disparo. Pode ser ainda o disparo por estímulo neural (Modo NAVA),
PEEP	3-5 cm H ₂ O	Doenças como SARA ajustes específicos
Aquecedores e umidificadores	Recomendável utilização	Caso haja secreção espessa, utilizar sistema ativo evitando-se oclusão do tubo orotraqueal.
Alarmes	Definição individualizada.	Especificidade e sensibilidade ao quadro clínico do paciente. Atenção ao Backup de apneia caso disponível no aparelho.
Monitoração das curvas de VC, Pressão e Fluxo, além da oximetria de pulso.	Valores dentro do previsto. Ajustes imediatos.	Pressão máxima nas vias aéreas em 40cm H ₂ O evitando-se o barotrauma.
Coleta de gasometria arterial.	Após 30 minutos de ventilação estável	Caso negativo, ajustes de modo e ciclagem.
Avaliações	Repercussões hemodinâmicas da ventilação, presença de hipovolemia/ocorrência de auto-PEEP e Pneumotórax.	Em caso de ventilação com pressão positiva
Demanda inspiratória alta	Uso de opioides para diminuição do “drive” ventilatório.	Repouso muscular por 24-48 horas no caso de fadiga muscular respiratória ou instabilidade hemodinâmica.

Repouso ²² muscular não necessário.	Modo assistido de ventilação adequado ajuste da sensibilidade do ventilador.	Evitar disfunção diafragmática induzida após 18h de ventilação controlada.
--	---	---

Adaptado pelo autor.

Fonte: (DIRETRIZES BRASILEIRAS DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 2013).

²² Conforme sugestão das Diretrizes Brasileiras de Ventilação Mecânica (2013), em pacientes com idade avançada, uso prolongado de modos controlados, desnutridos, sob uso de corticoides, bloqueadores neuromusculares e hipotireoidismo dar especial atenção à avaliação da função da musculatura respiratória;

Tabela 14 - Modos Ventilatórios convencionais - Sugestões Técnicas.

Modo VCV	Manutenção Volume Minuto (VC x f) mais estável.	Pode ser disparado a tempo (controlado), pressão e fluxo (assistido). Monitoração pressão de pico e pressão de platô visando calcular Complacência e Resistência do sistema respiratório sob fluxo inspiratório constante e quadrado.
Modo PCV	Usado em caso de comprometimento da mecânica do Sistema Respiratório.	Permite o controle adequado das pressões em vias aéreas e alveolares. Mantem a pressão limitada durante toda fase inspiratória, sendo ciclado a tempo. Tempo inspiratório regulado em segundo. Atenção a monitoração a VC expirado e regulação de Volume Minuto máximo e mínimo.
PSV	Preferencial durante a ventilação assistida ou espontânea.	Utilização mais precoce possível conforme quadro clínico. Modo disparado exclusivamente pelo paciente, a pressão ou a fluxo. Pressão limitada na fase inspiratória, ciclado quando o fluxo inspiratório cai, geralmente, a 25% do pico de fluxo inspiratório. (Pacientes obstrutivos > 25% e pacientes restritivos < 25%).
Ventiladores ciclados a pressão.	Disparo por tempo e a pressão.	Fluxo fixo até a pressão das vias aéreas atingir um valor pré-determinado regulado pelo cuidador (ciclagem). VC não conhecido, recomendável ventilômetro externo ou gasometria arterial após 20 min visando checar PaCO ₂ está compatível ao quadro clínico (entre 35-45mmHg).
Evitar o modo SIMV	Consequência é o aumento do tempo de Retirada da VM.	Somente utilizar em pacientes que necessitam garantir Volume-Minuto mínimo no início da PSV (Ex.: Neuropatas ou pacientes no despertar inicial de anestesia geral). Assim que o controle (drive) se mostrar estável, deve-se modificar para o modo PSV. Modos: SIMV-P (pressão) e SIMV-V (Volume)

Adaptado pelo autor.

Fonte: (DIRETRIZES BRASILEIRAS DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 2013).

Tabela 15 - Especificações básicas do Arduino UNO.

Microcontrolador	ATmega328P
Voltagem de operação	5V
Pinagem de Entrada Digital	14 (of which 6 provide PWM output)
Pinos digitais PWM	6
Pinos analógicos	6
Corrente máxima DC por pino E/S	20 mA
Corrente máxima DC para pino 3.3V Pin	50 mA
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM	1 KB (ATmega328P)
Velocidade de Clock	16 MHz
Comprimento	68.6 mm
Largura	53.4 mm
Peso	25 g

Adaptada pelo autor.

Fonte: (ARDUINO FOUNDATION, 2020)

Tabela 16 - Especificações básicas do Arduino Mega.

Microcontrolador	ATmega2560
Voltagem de operação	5V
Pinagem de Entrada Digital	54
Pinos digitais PWM	15
Pinos analógicos	16
Corrente máxima DC por pino E/S	20 Ma
Corrente máxima DC para pino 3.3V Pin	50 mA
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidade de Clock	16 MHz
Comprimento	101.52 mm
Largura	53.3 mm
Peso	37 g

Adaptada pelo autor

Fonte: (ARDUINO FOUNDATION, 2020)

Tabela 17 - Características do drive Toshiba (2014) TB6600HG.

<i>Características</i>	<i>Detalhamento</i>
Tipo	Drive de Chip simples bipolar sinusoidal de micro passo
Resistência interna	0,4 Ω
Direção	Normal e reversa
Fase	Selecionável (1/1, 1/2, 1/4, 1/8 e 1/16)
Corrente de saída	5A (máxima/pico), 4.5A (nominal)
Encapsulamento	HZIP25-P-1.00F
Resistência de <i>pull down</i> de entrada	100 k Ω
Pino de monitoramento de saída	1mA
Adicionais	Pinos de reset e habilitação
Funções	Standby, bloqueio de voltagem (ULVO), proteção térmica (TSD) e proteção contra sobre corrente (ISD).

Adaptada pelo autor

Fonte: (TOSHIBA, 2014).

Tabela 18 - Características do motor do projeto.

Especificação	Características
Tipo	NEMA 23
Estrutura	Bipolar 4 fios
Grau por passo	1,8
Diâmetro do eixo	8 mm
Comprimento do eixo	14,5 mm
Comprimento do motor	77 mm
Comprimento total (motor + <i>encoder</i>)	97 mm

Tabela 19 – Custos totais do projeto.

Descrição	Valor [R\$]
Suporte Nema 23	18,49
Rolamento	24,90
Cantoneiras Al	46,99
Ambu	172,00
Kit Redução	74,90
Driver TB6600HG	65,58
Perfis 20x20 Al	52,00
Motor Nema 23	89,00
Kit Eixo 12mm + rol. Linear	79,99
Acoplamentos	115,99
Fuso Tr8	44,90
Arduino UNO	63,00
Arduino Mega	159,00
LCD 16x2	16,90
Encoder ky-040 e botões	25,00
Plásticos impressão 3D	140,00
Outros	100,00
Total	1288,64

Tabela 20 - Correlação dos parâmetros basilares de acordo com a ABNT PR 1003 e as condições reais do projeto.

DESEJÁVEL²³	CONDIÇÃO	CONDIÇÃO REAL DO PROJETO
Alimentação elétrica	Bateria (principal) e rede elétrica, com alarme para nível de bateria.	Atende
Modalidades de terapias respiratórias	Básicas focadas na estabilização do paciente.	Atende apenas parcialmente. Apenas controle por volume e pressão. Não há modos combinados.
Controle de fluxo / volume	Controle com precisão estabelecida e alarmes.	Atende.
Alarmes respiratórios e obstrução	Diversos alarmes com informações do tipo de alarme.	Atende.
Monitoramento respiratório	Controles de acordo com a terapia.	Atende parcialmente dentro da modalidade de controle de volume e pressão. Controle da frequência respiratória.
Monitoramento de gases (O ₂ , CO ₂ , etc)	Monitoramento e alarmes para controle de terapia (O ₂ mínimo) simplificado.	Não atende. O monitoramento de gasometria deverá ser feito por equipamento a parte.
I:E – Razão inspiração / Expiração	Possui controles e alarmes.	Atende.
Limpeza e desinfecção	Requisitos mínimos e controles.	Atende, uma vez que a limpeza e desinfecção deverá ser feita pelo operador do sistema a cada uso entro de um processo estabelecido.
Prevenção contra ajustes incorretos	Possui.	Atende. O software é dotado de identificação

²³ Os requisitos técnicos estão descritos na norma ABNT PR 1003, na tabela 02, página 05. No caso em tela, os parâmetros ficam adstritos a ventiladores para transporte / emergência.

Controles da umidificação	Possui, porém simplificado.	de parâmetros inadequados. Não atende. O sistema não dispõe de umidificador.
------------------------------	--------------------------------	--

Fonte: (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2020)

Tabela 21 - Desenvolvimento e Regularização de Ventiladores Pulmonares - Emergência COVID-19.

Fase	Normas / Regulamentos	Descrição
Regularização da empresa	RDC 16/2014	Requisitos do Certificado de Autorização de Funcionamento (AFE)
	RDC 39/2013	Processo Administrativo para certificação
	RDC 16/2013	Requisitos de boas práticas para produtos para saúde.
Controle e Desenvolvimento do projeto – Registro Histórico do projeto	RDC 16/2013 – Item 4.1.2, 4.1.10 e 4.1.11. ISO 14971:2019	Requisitos de boas práticas para produtos para saúde. Gerenciamento de riscos
Controle e Desenvolvimento do projeto – Documentação de Dados de entrada	RDC 16/2013 – Itens 1.24, 4.1.3	Requisitos de boas práticas para produtos para saúde.
	RDC 56/2001	Requisitos essenciais de segurança e eficácia de produtos para saúde
	RDC 16/2013 Itens 1.2.5, 4.1.5	Requisitos de boas práticas para produtos para saúde.
Controle e Desenvolvimento de Projeto – Documentação de Dados de Saída	NBR ISO 80601-2-12:2020, 74:2020 e 79:2018	Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial de ventiladores para cuidados críticos
	NBR ISO 10651-3:2014 e - 4:2011	Ventiladores pulmonares para uso médico – requisitos particulares
	NBR ISO 60601-1 e suas colaterais	Equipamentos eletro médicos – Requisitos gerais para segurança.
	NBR ISO 18562-1:2017	Avaliação de biocompatibilidade de vias de gás de respiração
	NBR IEC 62366:2016	Aplicação da engenharia de usabilidade a produtos para a saúde
	ANSI/ESD S20.20	Ambiente fabril

Controle e Desenvolvimento de Projeto – Verificação de projeto	RDC 16/2013, Itens 1.2.32, Item 4.1.4	Requisitos de boas práticas para produtos para saúde.
	NBR ISO 80601-2-12:2020, 2-74:2020 e 2-79:2018	Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial de ventiladores para cuidados críticos
	NBR ISO 10651-3:2014, -4:2011	Ventiladores pulmonares para uso médico – requisitos particulares
	NBR ISO-60601-1 e suas colaterais	Equipamentos eletro médicos – Requisitos gerais para segurança.
	NBR ISO 18562-1:2017	Avaliação de biocompatibilidade de vias de gás de respiração
	RDC 16/2013, Itens 1.2.31 e 4.1.8	Requisitos de boas práticas para produtos para saúde.
Controle e Desenvolvimento do Projeto – Validação de Projeto	RDC 56/2001	Requisitos essenciais de segurança e eficácia de produtos para saúde.
	RDC 10/2015	Ensaio clínico com dispositivos médicos no Brasil
	RDC 375/2020	Submissão de ensaios clínicos para validação extraordinária e temporária.
Controle e Desenvolvimento de projeto – Registro mestre de produto e transferência à Produção	NBR IEC 62366:2016	Produtos para a saúde- Aplicação de engenharia e usabilidade a produtos para a saúde.
	RDC 16/2013	Requisitos aplicáveis ao projetista e ao fabricante real em seus respectivos sistemas de qualidade.
Certificação da Conformidade (INMETRO) e Registro do Produto (ANVISA)	Portaria INMETRO 54/2016	Regras para certificação no âmbito SBAC
	RDC 185/2001	Registro, cadastramento, alteração, revalidação e cancelamento do registro de produtos médicos.

	RDC 56/2001	Requisitos essenciais de segurança e eficácia
	RDC 16/2013	Requisitos aplicáveis ao projetista e ao fabricante real em seus respectivos sistemas de qualidade
	ISO 14971:2019	Gerenciamento de riscos.
	RDC 16/2013	Requisitos aplicáveis ao projetista e ao fabricante real em seus respectivos sistemas de qualidade.
Produção e pós mercado (fabricação, distribuição, assistência técnica e tecnovigilância).	ISO 14971:2019	Aplicação de gerenciamento de riscos para equipamentos médicos
	RDC 67/2009	Normas de tecnovigilância aplicações a detentores de produtos para saúde
	RDC 23/2011	Regulamento técnico para o funcionamento de Bancos de Células e Tecidos Germinativos.

Fonte: (AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 2020)