

Desenvolvimento de um mecanismo de bombeamento automático integrado a um reanimador pulmonar manual

Development of an automatic pumping mechanism integrated with a manual lung resuscitator

DOI:10.34117/bjdv7n12-239

Recebimento dos originais: 12/11/2021

Aceitação para publicação: 01/12/2021

Alexandre Antonio Barelli

Universidade Santa Cecília (UNISANTA), Santos-SP, Brasil
E-mail: ale156ale@hotmail.com

Vitor da Silva Rosa

Universidade Santa Cecília (UNISANTA), Santos-SP, Brasil

Felipe Bertelli

Universidade Santa Cecília (UNISANTA), Santos-SP, Brasil

Maurício Conceição Mário

Universidade Santa Cecília (UNISANTA), Santos-SP, Brasil

João Inácio da Silva Filho

Universidade Santa Cecília (UNISANTA), Santos-SP, Brasil

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, 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 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-chaves: 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 resuscitators 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 urgent care purposes. In addition, the prototype is attractive and has a relevant social impact, highlighting the low capital required for its assembly, compared to equipment cited in the literature as low cost.

Keywords: Resuscitator, Automator, Pulmonary, Prototype.

1 INTRODUÇÃO

Epidemias não devem ser consideradas apenas como doença, mas sim um complexo processo de distribuição de patologias no tempo e no espaço (CARVALHEIRO, 2008).

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).

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 automatizador de bombeamento de forma a fomentar novas pesquisas para o aprimoramento e soluções de baixo custo e que sejam facilmente desenvolvidas.

A presente pesquisa não tem a pretensão de substituir respiradores mecânicos profissionais, sendo esses, ainda 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.

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).

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.

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 O₂ 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.

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

Coronavirus é uma categoria de vírus presente em diversas espécies animais e algumas dessas espécies se desenvolvem em seres humanos, como por exemplo o SARS COVID-19 (ACOSTA; XAVIER; CHAVES; SABINO; SARAIVA; SALLUM, 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 imunizantes do tipo vacinas a 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).

2 OBJETIVO

O presente trabalho tem por objetivo desenvolver um sistema automatizado para

bombeamento de um reanimador pulmonar manual do tipo “ambu”¹ utilizando materiais acessíveis e de baixo custo.

3 MATERIAL E MÉTODO

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 a falha de conexão entre os componentes.

Optou-se pela utilização do Arduino Mega, haja vista possuir um poder de processamento maior, permitindo que o Arduino UNO 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 módulo TB6600HG foi devido ao alto consumo elétrico do motor escolhido, ou seja 2,1 A/fase. Para que houvesse um torque adequado 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.

A estrutura mecânica é responsável pelo impulso e pressionamento do reanimador manual, bem como manterá a estrutura de todos os demais componentes em um conjunto único. O suporte mecânico do protótipo do respirador é mostrado na Figura 1. e a descrição detalhada na Tabela 1 e a vista explodida dos componentes é desenvolvida como segue:

¹ 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. No Brasil, o reanimador pulmonar manual tornou-se conhecido pela sigla Ambu.

Figura 1 - Vista explodida dos componentes mecânicos do automatizador.

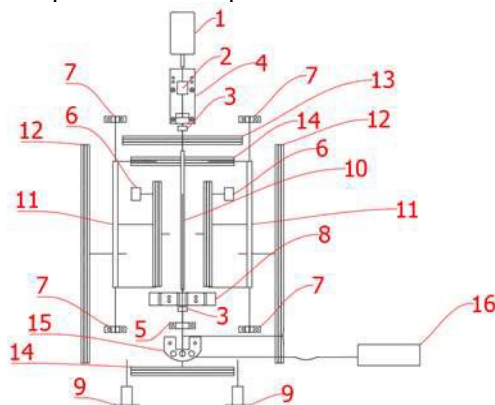


Tabela 1 - Descritivo dos componentes da estrutura mecânica.

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

O método aplicado foi a construção, montagem e teste de todos os componentes, bem como as validações de uso. O macro fluxo de interconexões dos componentes pode ser observado conforme Figura 2 e Figura 3.

Figura 2 - Macro fluxo das interconexões dos sistemas (parte 01).

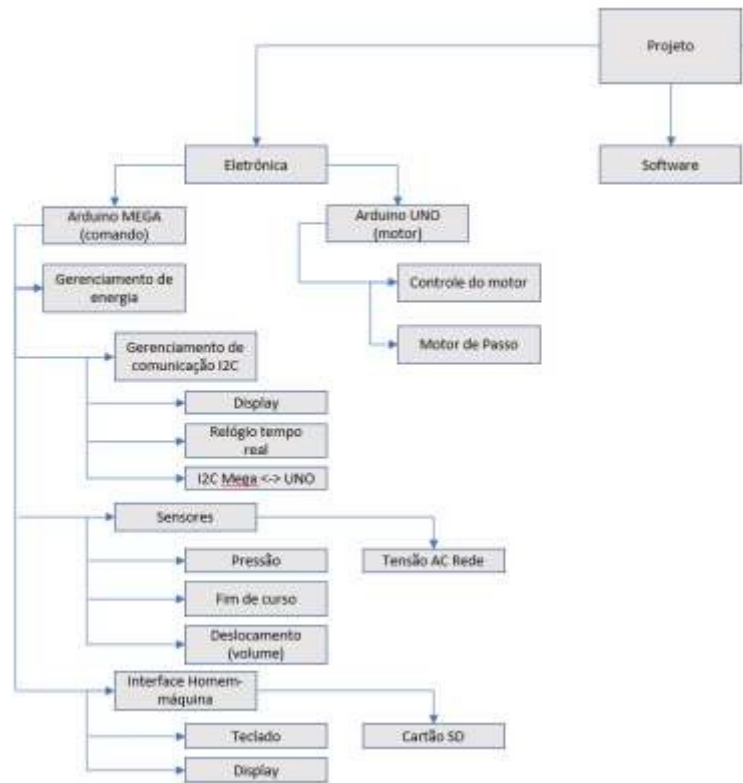
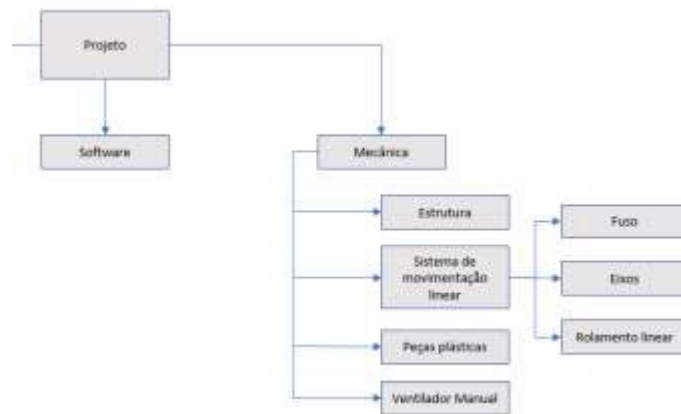


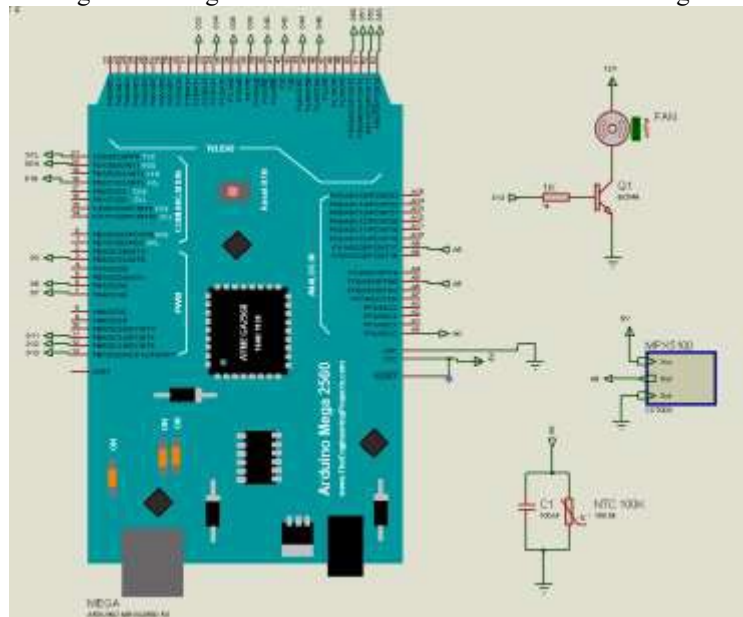
Figura 3 - Macro fluxo das interconexões dos sistemas (parte 01).



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.

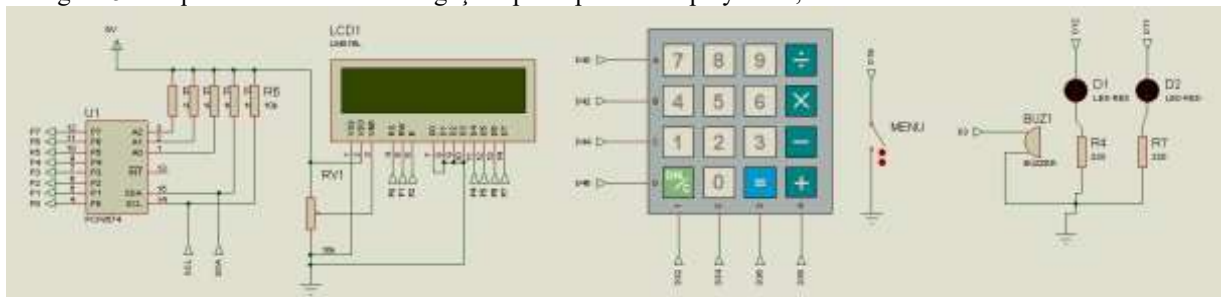
As Figura 4 e Figura5 descrevem o esquema elétrico detalhado dos principais componentes interligados ao Arduino Mega, conforme segue:

Figura 4 - Diagrama de conexões elétricas do Arduino Mega.



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

Figura 5 - Esquema elétrico de interligações principais do display LCD, Teclado e Ledes de alarmes.



A modelagem dos componentes foi feita no software Inventor²® Pro 2021 (versão educacional) e as peças foram geradas através do software de fatiamento Simplify 3D³®, sendo todo o conjunto impresso em uma impressora 3D do tipo cartesiana com a utilização do material plástico PLA⁴, considerando a aplicação universalizada e comum nas impressões 3D (Figura 6).

²O software Autodesk Inventor Pro é marca registrada da empresa Autodesk Inc.

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

⁴Poliácido láctico é um polímero construído a partir do ácido láctico, sendo um plástico de origem renovável.

Figura 6 - Estrutura mecânica e elétrica montada.



Para a montagem, através do corte e ajuste do tamanho dos perfis metálicos conforme itens 12 a 14 da Figura 1 foi montado a estrutura principal e fixada através de cantoneira metálicas com parafusos e as porcas martelo. Fixado o rolamento 608ZZ nas extremidades do suporte do motor (Figura 7) e inferior do fuso (item 4 e 5 da Figura 1) foram fixados o motor e o acoplamento no suporte do motor (Figura 7).

Figura 7 - Ilustrações de montagem do conjunto.



O *software* foi programado na linguagem C++ considerando a linguagem nativa do sistema Arduino. Foi projetado tendo em mente em três grandes grupos:

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 6 e a eletrônica na Figura 8.

Figura 8 - Montagem e desenvolvimento dos componentes elétricos e eletrônicos.



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.

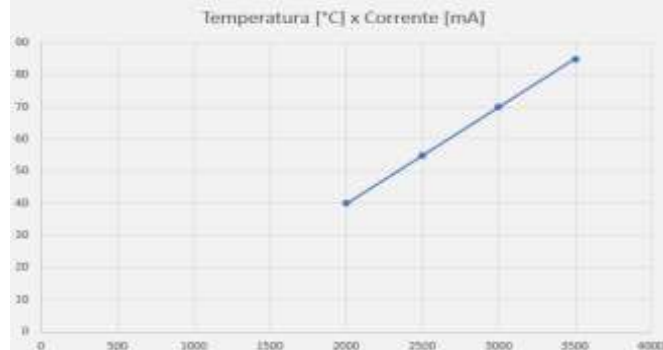
4 RESULTADOS

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 visando 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 9).

Figura 9 - Temperatura [°C] e corrente consumida pelo motor [mA].

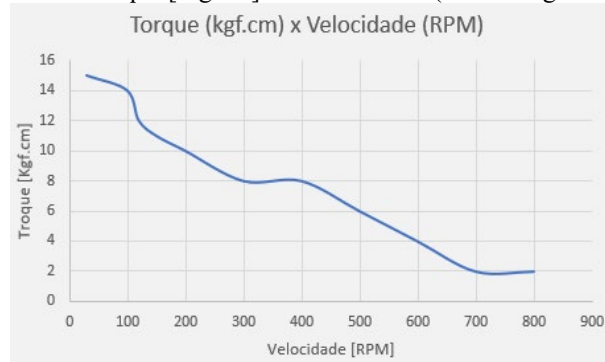


Procurou-se manter a temperatura, considerando os parâmetros de isolamento de motores do tipo classe E (HONDA, 2006) em 60° C, haja vista que, temperaturas superiores a 90° C, em regime contínuo, pode haver grave comprometimento da isolação das bobinas do rotor e estator (Figura 9). Correntes inferiores a 2000 mA há um grande comprometimento do torque (inferior a 6 Kgf.cm) o que dificultou a correta insuflação do reanimador pulmonar manual.

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 3000mA.

O torque mais adequado ficou na faixa de 400 a 500 RPM em passo simples, conforme Figura 10, com isso houve uma adequação entre o correto funcionamento do mecanismo em um torque e velocidade, correspondendo por outro lado a uma boa temperatura de trabalho, ou seja, inferior a 70°C.

Figura 10 - Gráfico de torque [kgf.cm] x “velocidade” (ciclos de giro do motor) (RPM).



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.

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).

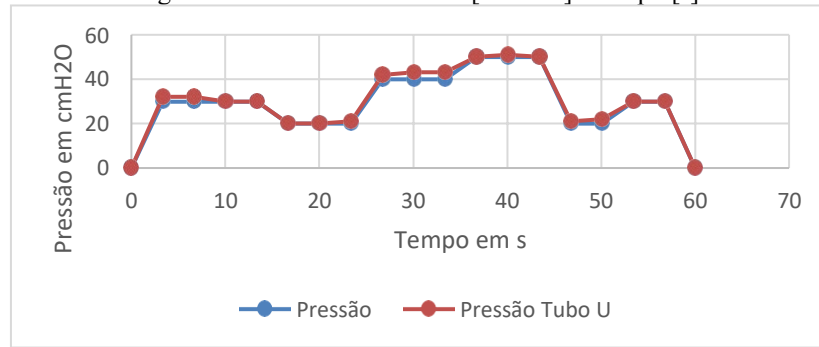
O torque ótimo (de 6 a 8 kgf.cm) ficou na faixa de 400 a 500 RPM em passo simples, com isso houve uma adequação entre o correto funcionamento do mecanismo com as variáveis torque/velocidade, correspondendo por outro lado a uma boa temperatura de trabalho, ou seja, entre 60°C.

Os testes configuraram um funcionamento, em regime contínuo ininterrupto, durante uma semana para verificar o comportamento do conjunto conforme Figura 6 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.

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.

Os valores obtidos pelo sensor de pressão MPX5100DP foram extraídos de acordo com o pressionamento do reanimador pulmonar manual, variando-se a pressão e velocidade, alcançando os valores conforme Figura 11.

Figura 11 - Valores de Pressão [cmH₂O] e tempo [s].



A variação da curva foi ajustada em 18 ciclos por minuto e se obteve os valores registrados na Tabela 2. 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 2.

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 12).

Tabela 2 - 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

Figura 12 - Testes através de tubo em "U" e aplicação das equações de Bernoulli.



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 13). 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 13 - Testes de volumetria no Laboratório de Operações Unitárias da Universidade Santa Cecília em Santos (SP).



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. A força resultante normal (Y') podem ser obtidas conforme P_y' (Tabela 3).

Tabela 3 - Testes de carga de massa sobre balão de ensaio.

Material	Massa (kg)	P^5 (N)	A^6 (graus)	P_y' (N) ⁷	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

⁵ Peso específico considerando para os cálculos a aceleração gravitacional de 9,8 m/s².

⁶ Ângulo de referência ao chão e o vetor entre as linhas de apoio do material (livros e cadernos).

⁷ Componente resultante da força peso no eixo vertical aplicada diretamente no ponto de apoio do balão de ensaio.

Nesse sentido, restou-se comprovado que o sistema operou da faixa de 0 a 2,2 Kg de carga, com as forças variando de 0,6 N a 21,37 N (Tabela 3), o que permite a utilização para obstruções e pressões até o limite dos testes indicados.

Figura 14 - Ensaio de carga de massa sobre balão de ensaio.



5 DISCUSSÃO

Assim, os principais parâmetros de incorporação no mecanismo de bombeamento automático integrado a um reanimador pulmonar manual foram (Tabela 4):

- 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;
- 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;
- 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 e 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.

6 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.

O custo foi um dos principais fatores positivos do projeto ficou em aproximadamente 90% menor do que o equipamento comercial, mais econômico.

Tabela 4 - Requisitos e condições quantitativas obtidas.

Requisito ⁸	Condição quantitativas obtidas
Alimentação elétrica	12V de tensão nominal, alarme ajustado para nível de bateria abaixo de 7V.
Modalidades de terapias respiratórias Controle de fluxo / volume	Modalidade de controle de pressão e 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 Monitoramento de gases (O ₂ , CO ₂ , etc.)	Pressão e volume Necessário o controle de oxiterapia através de oxímetro externo
I:E – Razão inspiração / Expiração	Razões de 1/2 (inspiração x expiração).
Limpeza e desinfecção Prevenção contra ajustes incorretos	Necessário intervenção manual Controlado via software.

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

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

⁸ Os requisitos técnicos estão descritos na norma ABNT PR 1003, na tabela 02, página 05.

existente junto a necessidade apresentada (considerando uma situação real de uso), pois as peças, que eventualmente não se consiga desenvolver, podem ser facilmente obtidas de outras formas, como exemplo, comércio eletrônico nacional e internacional.

Como qualquer equipamento médico precisa de certificações dos órgãos governamentais responsáveis a autorização para projetar e fabricar para uso humano em sistema de produção, 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 N° 356 (ANVISA, 2020), conforme detalhado.

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.

A bolsa de respiração manual foi corretamente acionada e os parâmetros monitorados dentro do esperado nos testes.

Sendo assim, pode se afirmar que os objetivos propostos foram atendidos em níveis satisfatórios e o sucesso alcançado.

REFERÊNCIAS

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.

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.

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>.

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.

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://portalarquivos.saude.gov.br/images/pdf/2020/April/14/Protocolo-de-Manejo-Clinico-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>.

CORRÊA, M. C. D. V.; VILARINHO, L.; BARROSO, W. B. G. **Controvérsias em torno do uso experimental da cloroquina / hidroxicloroquina 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.

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_SBP_T_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.

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).

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.

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>.

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

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.

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

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.