

PROJETO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DE UM VENTILADOR MÉDICO PULMONAR

André de Almeida Andrade e Prof. Dr. Ricardo Janes

Apoio: PIBIC CNPq

RESUMO

O projeto de iniciação científica de um ventilador médico pulmonar irrompeu para suprir uma nova demanda dos mesmos para Unidades de Tratamento Intensivo (UTI's), em um momento de privação deles a muitos pacientes com COVID-19 e que apresentavam Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo Grave (SDRA). Essa síndrome causa a atrofia da musculatura respiratória, tornando assim o paciente incapaz de respirar e levando-o ao óbito, a não ser que ele seja colocado em respiração assistida. Portanto, além de visar a produção em larga escala de um mecanismo mais simplório que os ventiladores já presentes no mercado, porém que desempenhe a mesma função básica, o Mack Breathe também tem por objetivo a maior acessibilidade desse item, visto que os menores custos viabilizam uma maior produção do mesmo. Por isso, o desenvolvimento da parcela eletroeletrônica do projeto contou com uma junção de três componentes amplamente utilizados, sendo eles: o motor de passo NEMA 23, o *driver* TB6600 e o microcontrolador Arduino Uno. O motor possui um eixo que é conectado à parcela mecânica do projeto, ou seja, conectado à Unidade Manual de Respiração Artificial (AMBU) e, baseado na corrente e tensão dispensadas pelo *driver*, ele rotacionará causando a compressão, ou até a descompressão do AMBU. Este, por sua vez, estará ligado através de um tubo à traqueia do paciente e, quando comprimido, proverá ar diretamente ao pulmão do paciente ou, quando descomprimido, retirará ar do pulmão, simulando assim a inspiração e expiração, respectivamente.

Palavras-chave: AMBU, microcontrolador e acessibilidade.

ABSTRACT

The scientific initiation project of a ventilator has started to try to supply a new demand of those to Intensive Care Units (ICU's), in a moment when they were lacking for a lot of patients with severe cases of COVID-19, which lead them to the Severe Acute Respiratory Syndrome (SARS). This syndrome is responsible for the atrophy of the respiratory muscle system, making the patient incapable of breathing and leading them to death, unless they are put into mechanical assisted ventilation. Therefore, other than turning mass production of a slightly simpler mechanism that still performs the same basic function real, Mack Breathe also aims at the accessibility of ventilators, based on the fact that the lower the cost, the bigger the production of the good can be. Because of that, the development of the eletroeletronic part of the project is made of a widely used mix of three components, them being: NEMA 23 stepper motor, TB6600 driver and Arduino Uno microcontroller. The stepper has an axis in wich it

rotates and that is connected to the mechanical part of the project or, in other words, connected to the Artificial Manual Breathing Unit (AMBU) and, based on the current and voltage sent by the driver, it will rotate putting pressure or releasing the AMBU. This last device is directly connected to the trachea and, when pressured, shall provide air to the patient's lungs or, when decompressed, will take air from them, simulating inspiration and expiration, respectively.

Keywords: AMBU, microcontroller and accessibility.

1. INTRODUÇÃO

Os ventiladores pulmonares estão presentes nas Unidades de Tratamento Intensivo (UTI's) a fim de realizar o suporte ventilatório de pacientes que apresentam a Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo Grave (SDRA), configurada por lesões pulmonares que os impossibilita de respirar de maneira autossuficiente. Isto é, esses pacientes apresentam inflamações e lesões que causam o aparecimento de tecido fibroso na região dos pulmões, o qual é um tipo de tecido cicatricial. Porém, ele é mais rígido e restringe a movimentação normal da musculatura do sistema respiratório, impossibilitando cada vez mais o paciente de respirar normalmente. Finalmente, o agravamento dos sintomas leva à perda quase que total da função respiratória e, portanto, os ventiladores pulmonares são empregados para estabilizar pacientes nesse estado.

Na história recente, em dezembro de 2019, a Organização Mundial da Saúde (OMS), registrou as primeiras infecções por COVID-19 e, logo, o vírus causador da doença espalhou-se pelo mundo. Um dos sintomas de casos graves da enfermidade é a SDRA e, portanto, a demanda por ventiladores logo cresceu ao redor do globo, inflacionando assim o valor unitário dos mesmos.

No momento em que os primeiros casos brasileiros foram registrados, no 1º trimestre de 2020, houveram diferentes respostas e estratégias para preparar-se para pandemia que logo tomaria o país, e que já havia tomado grande parte do mundo. Entretanto, uma característica comum dentre todas essas estratégias, logo no início da pandemia, foi a importação de milhares de ventiladores médico-pulmonares por valores que chegaram até trezentos e sessenta e sete mil reais por máquina, visto o cenário internacional.

Nesse contexto surgiu o Mack Breathe, o qual intenciona reduzir o custo unitário de produção do dispositivo e viabilizar a confecção em larga escala do mesmo em território nacional. Isso é possível de ser realizado através da simplificação do aparelho, o qual ainda mantém a mesma função básica de assistir na respiração do paciente. Dessa forma, com um preço menor por unidade, é possível adquirir mais ventiladores e suprir melhor a demanda das UTI's brasileiras, salvando assim mais pacientes da COVID.

Além disso, a produção em massa realizada dentro do território nacional incentiva a indústria e a criação de empregos. Ou seja, a criação e manutenção de empregos e renda podem ocorrer como efeito secundário da produção dos dispositivos, mesmo após a melhora na situação epidemiológica do Brasil e do mundo.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

A COVID-19 é uma doença respiratória causada pelo SARS-CoV-2 que, em alguns infectados pode apresentar sintomas graves, como a Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo (SDRA), a qual inibe a respiração do paciente e pode causar sequelas (JHONS HOPKINS MEDICINE, 2022).

Os tratamentos para a doença dependem da gravidade dos sintomas, sendo casos mais leves tratados com descanso e medicação para febre e os mais graves, com internação hospitalar e possível ventilação mecânica assistida (JHONS HOPKINS MEDICINE, 2022).

Porém, no Brasil, de acordo com um relatório do Controladoria Geral da União, o preço médio da compra de respiradores foi de oitenta e sete mil reais, sendo que o valor mais alto registrado foi de trezentos e sessenta e sete mil reais (AGÊNCIA BRASIL, 2020).

Dessa maneira, este projeto surgiu mediante uma necessidade da população que há de ser atendida, e, se possível, sem um enorme custo aos cofres públicos, ou seja, ao contribuinte. Para tal, foi selecionado um conjunto acessível e comumente utilizado de eletrônicos: um motor de passo, um microcontrolador e um *driver* de potência.

O *driver* selecionado foi o TB6600, um modelo mais robusto e capaz de resistir a maiores correntes (em Ampère) e tensões (em Volts). Isto é, por sua constituição mais eficiente e que é até capaz de dissipar calor, esse modelo é mais adequado ao controle de motores de passo que visam um melhor controle de suas revoluções (MYTECTUTOR, s.d.).

A montagem segue a formulação catodo comum, o que sugere que todos os terminais negativos devem ser conectados ao GND (*Ground* ou terra). Além disso, as conexões dos terminais (ENA-) e (ENA+) não são estritamente necessárias, porém serão realizadas nesse caso a fim de simplificar a codificação (MYTECTUTOR, s.d.).

Ademais, o passo comum de um motor é de 1,8°, em outras palavras, para que seu eixo rotacione 360°, ou uma revolução completa, é necessário que realize 200 passos. Entretanto, visto a melhor organização e confecção dos circuitos internos desse *driver*, há a possibilidade de limitar a quantidade de passos realizados. Isso significa que é possível controlar a angulação da rotação do eixo do motor através de *switches*, ou chaves, presentes no *driver* de potência (MYTECTUTOR, s.d.).

A configuração citada acima é visível no *datasheet* apresentado pela Figura 1:

Figura 1: Configurações possíveis do driver TB6600 no que se refere a passos por revolução

S1	S2	S3	Microstep resolution	Pulse/rev
ON	ON	ON	NC	NC
ON	ON	OFF	Full step	200
ON	OFF	ON	1/2 step	400
OFF	ON	ON	1/2 step	400
ON	OFF	OFF	1/4 step	800
OFF	ON	OFF	1/8 step	1600
OFF	OFF	ON	1/16 step	3200
OFF	OFF	OFF	1/32 step	6400

Fonte: <https://mytectutor.com/tb6600-stepper-motor-driver-with-arduino/>, s.d.

Da mesma forma, é possível controlar a corrente dispensada pelo driver ao motor, como é evidenciado na imagem apresentada pela Figura 2:

Figura 2: Configurações possíveis do driver TB6600 no que se refere à corrente dispensada ao *driver*

Current (A)	Peak current	S4	S5	S6
0.5	0.7	ON	ON	ON
1.0	1.2	ON	OFF	ON
1.5	1.7	ON	ON	OFF
2.0	2.2	ON	OFF	OFF
2.5	2.7	OFF	ON	ON
2.8	2.9	OFF	OFF	ON
3.0	3.2	OFF	ON	OFF
3.5	4.0	OFF	OFF	OFF

Fonte: <https://mytectutor.com/tb6600-stepper-motor-driver-with-arduino/>, s.d.

Já o microcontrolador selecionado foi o *Arduino Uno*, o qual é um circuito eletrônico de fácil utilização e codificação e que apresenta funções diversas. Ele é essencial para esse projeto porque é simples, acessível e modulável, além de possuir

uma vasta biblioteca de implementações disponível, já que é *open-source*, ou seja, é encorajado que a comunidade realize modificações e que se auxilie na melhora do ambiente físico e digital do microcontrolador (ARDUINO, 2018).

Alguns comandos básicos do Arduino que serão utilizados no desenvolvimento do projeto são o *pinMode* e a criação de *loops* através do *for*. O primeiro atribui a uma das portas digitais do controlador um estado de saída (*OUTPUT*) ou entrada (*INPUT*) de dados para a unidade central de processamento da placa. Enquanto isso, o segundo é responsável pela criação de uma ordem de tarefas que serão repetidas pelo processador em sequência, até que um valor pré-definido atribuído a uma variável genérica seja atingido (ARDUINO, 2018).

Com isso, o código será lido e processado ao passo em que as rotações do motor de passo ocorrem, visto a disponibilização de tensão e corrente auxiliada pelo *driver* de potência.

No que se refere aos motores de passos, eles são divididos em dois grupos: os que são alimentados com corrente contínua e apresentam rotação ininterrupta, e os com corrente alternada. Este último tipo, levando em consideração a forma de onda da tensão, pode rotacionar no sentido horário ou anti-horário sem empecilhos e, pode ainda, alternar entre eles, desde que esteja sendo comandado por um microcontrolador (GRANT, 2005).

Internamente, o motor de passo é constituído do estator, do rotor e de bobinas enroladas. O primeiro é a parte imóvel do conjunto e auxilia no direcionamento do campo magnético. Já o segundo, é a peça que se movimentará após a criação de campo magnético. Finalmente, as bobinas enroladas receberão a passagem de corrente, o que magnetizará o conjunto e fará o rotor revolucionar em torno de seu próprio eixo (GRANT, 2005).

Os motores da categoria NEMA 23 são amplamente encontrados e utilizados, visto sua alta gama de aplicações. Para este projeto, duas características desses dispositivos são de alta relevância:

- O torque do motor, o qual determina o quão potente ele é, além de abranger uma maior diversidade de usos
- Os limiares elétricos do mesmo, ou seja, a corrente e a tensão, máximas e mínimas.

De início, foi selecionado o motor de passo NEMA 23 de torque 4,6 kgf.cm (quilograma-força pelo centímetro) e 1 Ampère (A) de corrente máxima. Logo depois

do início da pesquisa tornou-se clara a impossibilidade de se trabalhar com um aparato de tão pouca potência. Portanto, ele foi trocado por um de torque 30 kgf.cm e 4 Ampères de corrente.

3. METODOLOGIA

A pesquisa exploratória de cunho experimental que o presente trabalho evidencia iniciou-se com a identificação dos conceitos mais simples envolvidos no funcionamento de um ventilador pulmonar. Isto é, o entendimento de que maneira, por exemplo, que eram criadas as pressões positivas, a qual força o ar a se deslocar em direção aos pulmões, e a negativa, a qual é a origem do deslocamento de ar em um sistema de ventilação mecânica.

Para tal entendimento, foi estudado o funcionamento do AMBU em uma emergência médica, uma parada cardíaca. Nesse caso, ele apresenta uma máscara que se liga à seu corpo comprimível através de uma válvula e uma bolsa de ar rico em oxigênio (como mostrado na figura 3). Uma vez que todos os componentes estão conectados, a máscara é posicionada sobre a face do paciente e a parcela comprimível do dispositivo é apertada. Com isso, cria-se uma diferença de pressão auxiliada pela válvula e, portanto, há deslocamento de ar da bolsa de oxigênio em direção à face do paciente, mais especificamente, para o nariz e a boca. Após um pequeno intervalo, o corpo do AMBU é descomprimido e uma nova diferença de pressão vem à tona, causando a saída de ar do pulmão do paciente, e o processo é repetido por algumas vezes até a estabilização do mesmo.

Figura 3 - Conjunto máscara, válvula, AMBU e bolsa de oxigênio



Fonte: <https://www.encyclomedica.com.br/ambu/> , 2014

A fim de aplicar o mesmo funcionamento simples do exemplo anterior, o AMBU foi selecionado como o intermédio entre o dispositivo e o pulmão do paciente. Ou seja, ele será conectado com um reservatório de oxigênio e com o paciente, retirando ar do primeiro e entregando-o ao segundo. Entretanto, como é de praxe ao tratar-se a SDRA, a conexão com o paciente ocorrerá através da inserção de uma tubulação pela boca e que ocupará toda a via até a traqueia.

Entretanto, cautela há de ser empregada no que se refere a variáveis como a pressão e o volume de ar que chegarão ao pulmão do paciente, uma vez que há fronteiras de máximo e mínimo para elas. Por isso, houve colaboração com docentes das áreas da Mecânica e do *Design* para confeccionar um aparato para a compressão e descompressão seguras do AMBU. Isto é, para que ambas ocorram respeitando os limiares biológicos de pressão, volume, fluxo de ar, dentre outros.

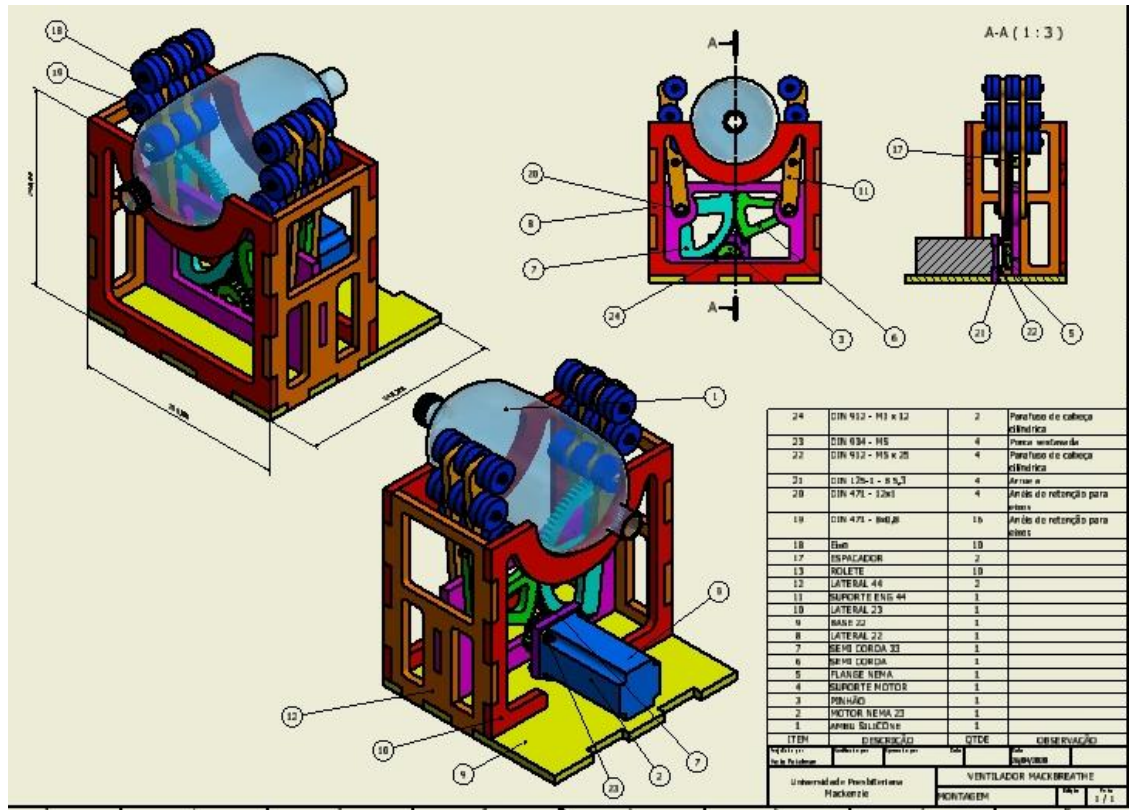
Dessa colaboração, surgiu a parcela mecânica do projeto, a qual é composta de um conjunto de rodas dentadas e dois Cames acoplados a “braços”. A totalidade desses dispositivos é responsável por prover maior controle quando da compressão e descompressão do AMBU. Com isso, o microcontrolador Arduino Uno foi selecionado como a unidade de processamento central do ventilador, sendo assim programado para compreender as informações que a ele chegarem e agir sobre elas, visando a estabilidade do paciente.

Juntamente do Arduino, é comum serem utilizados motores de passo e *drivers* de potência. O primeiro movimenta as engrenagens do conjunto mecânico e, conseqüentemente, força os Cames a rotacionarem em um sentido, o que comprime o AMBU, e depois, no sentido contrário, o descomprimem. Enquanto isso, o segundo é o responsável pela alimentação da parcela eletroeletrônica do projeto e, portanto, incidirá sobre variáveis como a tensão (em Volts) e a corrente (em Ampéres) que serão dispensadas para o motor. Por fim, quanto maior a corrente dispensada pelo *driver* para o motor, maior a velocidade e o alcance da rotação do eixo do mesmo e, portanto, maior será a rotação das engrenagens e dos Cames, pressionando assim o AMBU de maneira mais intensa e provendo um maior volume de ar ao pulmão do paciente. Após um período de tempo mínimo pré-determinado, o *driver* iniciará a descompressão graças à codificação no microcontrolador, e um “ciclo” de respiração estará completo.

Essa simulação da respiração torna-se possível através da programação de uma função denominada de *loop*. Desta, origina-se a repetição de tantos passos quanto necessários pelo motor, até que é chegada a hora da inversão do sentido.

A imagem a seguir na Figura 4 demonstra a estruturação da aglutinação de ideias expostas nos últimos parágrafos:

Figura 4 - Esquema demonstrando a prototipação final



Fonte: Elaborado pelo orientador

A fim de que haja reversão na compressão do AMBU e, em última análise, de todo o conjunto mecânico, é empregada a diferenciação na disponibilidade de corrente para as duas bobinas do motor de passo. Ou melhor, o motor de passo é baseado em dois instrumentos magnéticos denominados bobinas e elas são responsáveis pela rotação do eixo do motor em sentido horário ou anti-horário. De forma que ocorra um retorno do AMBU a seu estado despressurizado, a bobina utilizada para a rotação do eixo, o que causou o estado inicial, há de ser desprovida de corrente ao mesmo tempo em que a outra bobina a recebe. Dessa forma, o conjunto do protótipo simula o funcionamento de um ventilador médico pulmonar e a respiração habitual de um paciente de UTI estabilizado.

4. RESULTADO E DISCUSSÃO

Durante o período em que a pesquisa ocorreu, algumas montagens foram realizadas e codificadas, porém, uma especificidade há de ser denotada. Isto é, a

utilização do *driver* de potência para controlar e ajustar a tensão (V) e a corrente (A) que são despachadas para o motor é essencial. Com o controle dessas variáveis é possível não só respeitar os limites técnicos dos aparelhos presentes na montagem e, portanto aumentar sua vida útil, como também dissipar menos potência no circuito. Ou seja, com uma maior vida útil maior será o número de pacientes que o ventilador auxiliará e, também, com o menor consumo médio por paciente, o dispositivo se tornará ainda menos custoso.

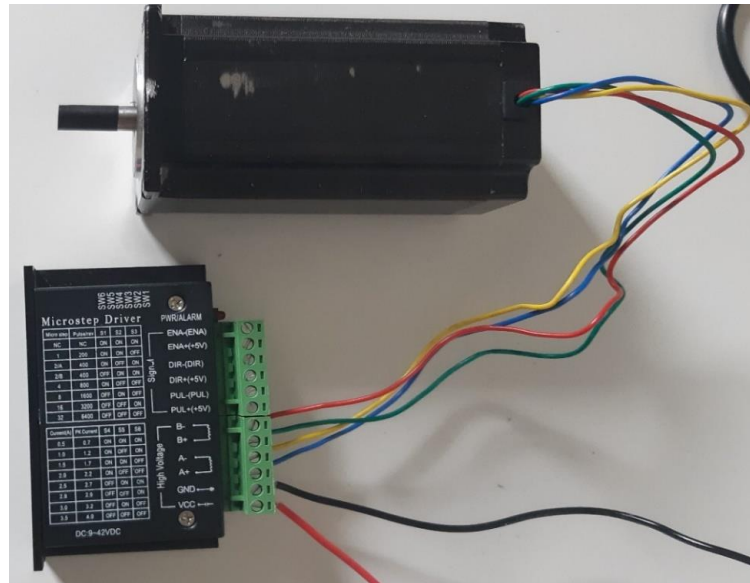
De qualquer forma, a montagem final da parcela eletroeletrônica do dispositivo envolveu o microcontrolador Arduino Uno, o motor de passo NEMA 23 com torque de 30 kgf.cm (Kilograma-força pelo centímetro) e corrente máxima de 4 Ampère (A), o *Microstep Driver* TB6600 e uma fonte de tensão de 24 V (Volts) por 5 Ampère (A) de corrente. Inicialmente, foram conectados a fonte e o *driver*, através da conexão (+V) da primeira e da conexão VCC do segundo, o que proporcionará alimentação ao circuito, e, logo depois, foram acoplados o (-V) da fonte com o GND (*Ground* ou terra) do *driver*, como mostra a Figura 5:

Figura 5 – Conexão da fonte com o *driver*



Fonte: Montagem elaborada pelo aluno

Depois, as conexões realizadas foram a das bobinas do motor de passo com o *driver*. Isso significa que, dos quatro fios do motor de passo, cada par alimenta cada uma das duas bobinas. Portanto, após a determinação delas por multímetro em configuração de medição de impedância, os fios amarelo e azul foram conectados como a bobina A e os fios vermelho e verde, como a bobina B. Essas conexões das bobinas com o TB6600 podem ser vistas na Figura 6, e são responsáveis pela magnetização e posterior desmagnetização das duas sequencialmente, gerando as revoluções necessárias para que o motor movimente o conjunto mecânico.

Figura 6 – Conexão do motor com o *driver*

Fonte: Montagem elaborada pelo aluno

Todavia, o *Microstep Driver* ainda necessitava ser configurado para dispensar, no máximo, 4 Ampère (A) de corrente para o motor, visto os limites da peça. Para tal tarefa, foi selecionada a corrente de 3,0 Ampère (A) com eventuais picos de 3,2 Ampère (A), o que determinou que, para a manutenção de rotações rápidas, o motor realizaria 400 pulsos por revolução. Essa configuração é alcançada ao ligar as chaves SW2, SW3 e SW5 do *driver*, mantendo todas as outras desligadas.

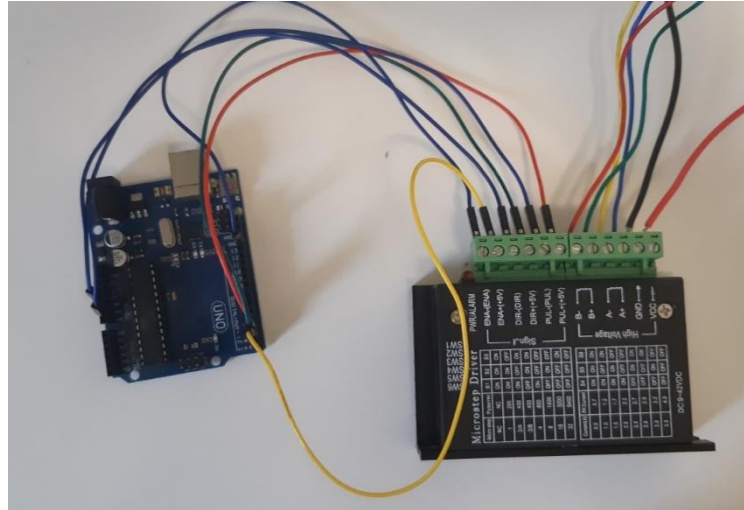
Em seguida, as próximas conexões a serem realizadas eram as do microcontrolador com o TB6600. Seguindo o esquema disposto pelo orientador e, a fim de facilitar a implementação do código, as conexões efetuaram-se da seguinte maneira:

- I. A porta digital 2 do Arduino com a entrada (ENA+) do *driver*;
- II. A porta digital 3 do Arduino com a entrada (DIR+) do *driver*;
- III. A porta digital 4 do Arduino com a entrada (PUL+) do *driver* ;
- IV. As portas GND (Ground, ou terra) do Arduino com as entradas (ENA-), (DIR-) e (PUL-) do *driver*.

As conexões dessas entradas com o *driver* objetivam a codificação normal do controlador, uma vez que se, por exemplo, a entrada (DIR-) estivesse conectada a uma porta digital, o motor seria ativado em LOW invertido. Com isso, todo o código estaria invertido e, para que o motor iniciasse a rotação, as entradas negativas

deveriam receber sinal baixo, ou LOW, e alto, ou HIGH, para retornar à posição inicial. Essas conexões estão visíveis na Figura 7.

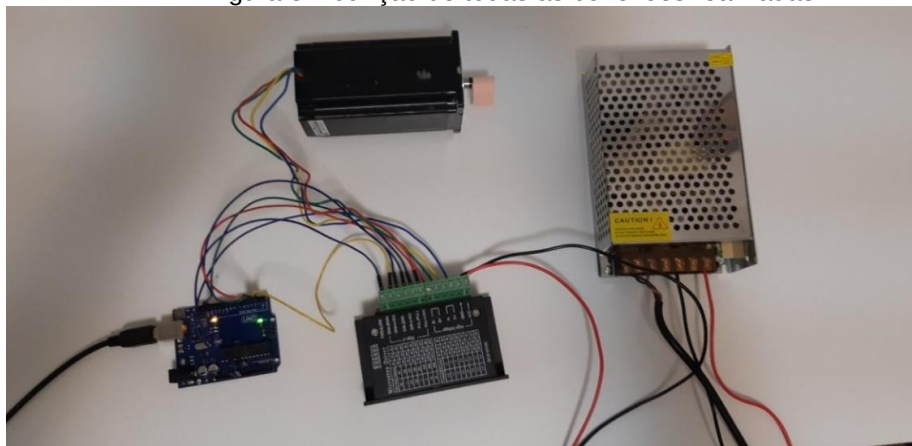
Figura 7 – Conexões do Arduino com o *driver*



Fonte: Montagem elaborada pelo aluno

As conexões do Arduino e do motor com o *driver* foram realizadas através de *jumpers*, cabos de pequena extensão radial e que são específicos para pequenas tensões e baixas correntes. No entanto, a conexão da fonte de tensão com a rede elétrica foi realizada através de um cabo de maior diâmetro que apresenta três fios em seu interior. Estes são responsáveis pelo “transporte” das parcelas negativa, positiva e neutra da energia advindas da rede elétrica e que percorre o circuito do projeto. Essa conexão diferenciada é bem-vinda para a manutenção da vida útil dos dispositivos conectados à fonte, uma vez que ela recebe a corrente primeiro. A montagem final da parte eletroeletrônica do protótipo de ventilador com todas as conexões é apresentada na Figura 8.

Figura 8 – Junção de todas as conexões realizadas



Fonte: elaborado pelo aluno

Após a realização de todas as conexões, iniciou-se a codificação do microcontrolador visando a simulação da compressão, e posterior descompressão, do Ambu. Para tal, o código desenvolvido envolveu a atribuição de estados de alta (HIGH) e baixa (LOW) tensão às portas do Arduino que foram conectadas ao *driver*.

Esses estados, para o microcontrolador escolhido, significam a disponibilização de 5 Volts (HIGH) ou de tensão nula (LOW) para cada porta individualmente. Dessa forma, haverá passagem de corrente e disponibilidade de tensão às portas (DIR+) e (PUL+), o que tornará possível a magnetização de uma das bobinas e a rotação do eixo do motor em um sentido. De maneira análoga, após realizada a movimentação desejada, a porta (DIR+) receberá sinal baixo (LOW) e inverterá a próxima rotação a ser realizada pelo eixo do motor. Essa inversão ocorrerá graças à magnetização da outra bobina do motor, ao passo que a primeira bobina é desprovida de tensão. Finalmente, após cada “ciclo” de respiração, haverá um *delay*, ou atraso, e tudo se iniciará novamente.

De maneira geral, a simulação da respiração habitual de um paciente colocado em respiração mecânica assistida foi bem-sucedida e, os testes com a parte mecânica também seguiram a normalidade. Entretanto, um detalhe de suma importância a ser denotado é o fato de que não foram realizados testes em humanos durante o desenvolvimento desta pesquisa.

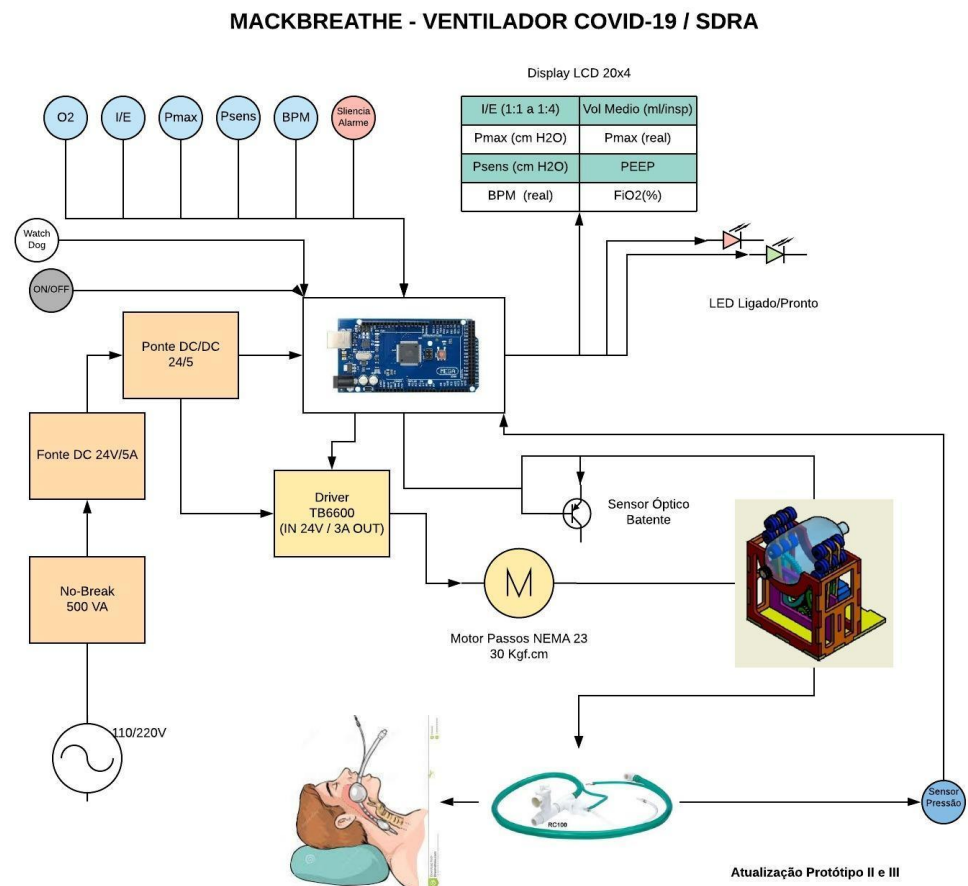
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A pesquisa objetivava a aferição da possibilidade de utilização do protótipo final com o intuito de tratar um paciente real com SDRA até a estabilização do mesmo. Para tal, um protótipo responsável pelo controle de variáveis muitíssimo relevantes, como a pressão do ar inspirado, seu volume e até a concentração de oxigênio da amostra, foi montado e codificado para o fim aqui pontuado. O escopo da pesquisa limitou-se à simples simulações do tratamento de um paciente que apresenta SDRA e que necessita de ventilação mecânica assistida.

Além disso, também era objeto da pesquisa a possibilidade de disponibilização dos dados que são processados em tempo real através de uma Interface Humano Máquina (IHM). Melhor dizendo, o projeto inicial envolvia a utilização de alguns sensores para a visualização gráfica de algumas variáveis médicas relevantes, como é o caso, por exemplo, do fluxo de oxigênio do ar enviado aos pulmões do paciente. Todas estas operações dependem de aprovação por comitês de ética pois envolvem ação de máquinas em seres humanos, e os protótipos precisam ser validados em

várias etapas, pois pode causar piora nas condições do paciente, ou até consequências mais graves. Essa e outras informações relevantes que não chegaram na prototipação final podem ser visualizadas na Figura 9 a seguir:

Figura 9 – Projeto e concepção iniciais do Mack Breathe



Fonte: <https://sites.google.com/view/ventilador-covid19-mack/início>, 2020

6. REFERÊNCIAS

AGÊNCIA BRASIL. **Preço médio pago por respiradores foi de R\$87 mil, diz CGU.** 26 de maio de 2020. Disponível em <https://agenciabrasil.ebc.com.br/politica/noticia/2020-05/preco-medio-pago-por-respiradores-foi-de-r-87-mil-diz-cgu#:~:text=Preço%20médio%20pago%20por%20respiradores,mil%2C%20diz%20CGU%20%7C%20Agência%20Brasil>. Acesso em dezembro de 2021.

ARDUINO. **What is Arduino?**. 5 de fevereiro de 2018. Disponível em <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>. Acesso em fevereiro de 2022.

GRANT, Matthew. **Quick start for beginners to drive a stepper motor.** Rev 1, junho de 2005. Disponível em

<https://patarnott.com/atms748/pdf/Class2018/AN2974.pdf>. Acesso em dezembro de 2021.

JHONS HOPKINS MEDICINE. **What is Coronavirus?**. 24 de fevereiro de 2022. Disponível em <https://www.hopkinsmedicine.org/health/conditions-and-diseases/coronavirus>. Acesso em março de 2022.

MYTECTUTOR. **TB6600 Stepper Motor Driver with Arduino**. Não há data de publicação, ou seja s.d. Disponível em <https://mytectutor.com/tb6600-stepper-motor-driver-with-arduino/>. Acesso em março de 2022.

MACK BREATHE. **Mack Breathe – ventilador médico**. Março de 2020. Disponível em <https://sites.google.com/view/ventilador-covid19-mack/início>. Acesso em junho de 2021.

DroneBot Workshop. **Big Stepper Motors with Arduino**. Disponível em https://www.youtube.com/watch?v=iY_4YOlpqyl&list=PLVtjZa8azc8si3xLXngc5_4Qr6EhYvOoF&index=2. Acesso em dezembro de 2021.

Contatos: andredeaa3@gmail.com e ricardo.janes@mackenzie.com.br