

Desenvolvimento tecnológico do Acionador Automático de Ambu para implantação em hospitais

Lucas H. B. Santos*. Lucas R. Morais**.

Jhennifer F. dos Santos***. Vitor B. dos Santos****. Rodrigo L. Carvalho*****.

Antonio R. M. de Sousa*****. Wellington S. Fonseca*****. Marcelo O. e Silva*****.

*Universidade Federal do Pará (UFPA), Belém, Brasil (e-mails: lucas.brito.santos@itec.ufpa.br, lucas.morais@itec.ufpa.br, jhennifer.santos@itec.ufpa, vitor.santos@itec.ufpa.br).

**** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PPGEM), UFPA, Belém, Brasil (e-mail: rodrigo.carvalho@itec.ufpa.br, mos@ufpa.br).

**** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE), UFPA, Belém, Brasil (e-mail: roniel@ufpa.br, fonseca@ufpa.br).

Abstract: The pandemic scenario of COVID-19 has demonstrated the importance of investments in the areas of medical research to help minimize the effects of this epidemiological crisis. Thus, some of the important items in facing the pandemic are the medical equipment for life support, where most of them are still totally dependent on electricity for their operation. In this paper, we demonstrate the evolution of an Automatic Ambu Accelerator (AAA) that uses a hybrid power system, composed of an electrical and pneumatic system, with the objective of helping the respiratory support in moments of emergency through the monitoring of pressure, heart rate, oxygen saturation (O₂) in the blood and capture of carbon dioxide (CO₂) concentration exhaled in the Ambu by the patient. In this way, the study shows results since the calibration of the sensors, the corrections of parts in the pneumatic system for better functioning, and even the reduction of filament consumption in the 3D printing of new housings for the sensors. Thus, showing the evolution of the robust and safe product for front-line implementation in new outbreaks.

Resumo: O cenário de pandemia do COVID-19 demonstrou a importância de investimentos nas áreas de pesquisas médicas para ajudar a minimizar os efeitos dessa crise epidemiológica. Sendo assim, alguns dos itens importantes no enfrentamento da pandemia são os equipamentos médicos de suporte à vida, onde a maioria ainda é totalmente dependente de eletricidade para o seu funcionamento. Neste trabalho, demonstra-se a evolução de um Acionador Automático de Ambu (AAA) que utiliza de sistema híbrido de alimentação, composto por um sistema elétrico e pneumático, com objetivo de auxiliar o suporte respiratório em momentos de emergência através do monitoramento da pressão, frequência cardíaca, saturação de oxigênio (O₂) no sangue e captação de concentração de dióxido de carbono (CO₂) exalado na expiração no Ambu pelo paciente. Deste modo, o estudo mostra resultados desde a calibração dos sensores, as correções de peças no sistema pneumático para melhor funcionamento e até redução do consumo de filamento na impressão 3D de novas carcaças para os sensores. Assim, mostrando a evolução do produto robusto e seguro para implementação na linha de frente em novos surtos.

Keywords: covid-19, ESP-32, websockets application, web interface, intensive care units, mechanical respirator, automatic actuator of ambu.

Palavras-chaves: covid-19, ESP-32, aplicação websockets, web interface, unidades de terapia intensiva, respirador mecânico, atuador automático de ambu.

1. INTRODUÇÃO

A pandemia do vírus SARS-CoV-2 chegou ao Brasil em fevereiro de 2020 e, segundo Resende et al. (2020), expos déficits estruturais nos hospitais do Brasil. Entre eles pode se destacar a falta de energia elétrica nessas instituições seja por má projeção desses espaços ou por precariedade no seu fornecimento, principalmente em centros de atendimento nas regiões interioranas. Esse fato foi reportado nos principais veículos de comunicação do país.

Um exemplo dessa triste realidade ocorreu no estado do Amapá com um apagão de 21 dias, conforme Gomes et al. (2021), a distribuição de energia elétrica para os hospitais nesse período foi precária. Esse cenário afetou diretamente os pacientes com o COVID-19, pois devido a doença atacar diretamente as vias respiratórias muitos deles precisavam de equipamentos eletrônicos externos para respirar.

Em situações como essa, os profissionais da saúde intervêm, dependendo do caso do paciente, manualmente com o auxílio

de ventiladores mecânicos (VM) para suprir as necessidades respiratórias desse indivíduo. Entretanto, esse método é cansativo para o profissional e prejudicial ao paciente, visto que não há precisão na frequência e no volume de ar enviada para suas vias respiratórias.

Neste contexto, foi desenvolvido o Acionador Automático de Ambu (AAA), um ventilador mecânico para pacientes com dificuldades respiratórias de médio e baixo risco, como recomenda a Associação de Medicina Intensiva Brasileira (AMIB, 2020), que permite a adaptação dos parâmetros de frequência e volume de ar de acordo com a situação do paciente.

Há projetos similares ao AAA na literatura como o VENT19 elaborado por Tsuzuki et al. (2020) e o AmboVent de Armani et al. (2020). Entretanto, o AAA possui uma particularidade, onde a sua alimentação energética é híbrida, pois funciona com energia elétrica e ar comprimido, tornando-se ideal para espaços hospitalares com instabilidades elétricas. A Fig. 1 ilustra o esquema de funcionamento do AAA.



Fig. 1 A ilustração do funcionamento do AAA. (Santos et al, 2021).

O protótipo 1 do AAA (Fig. 2) se encontra em fase de testes e estudo de melhorias no projeto em comparação com o estudo de Santos et al. (2021). O foco deste artigo é apresentar alguns dos avanços nas funcionalidades do produto em questão.

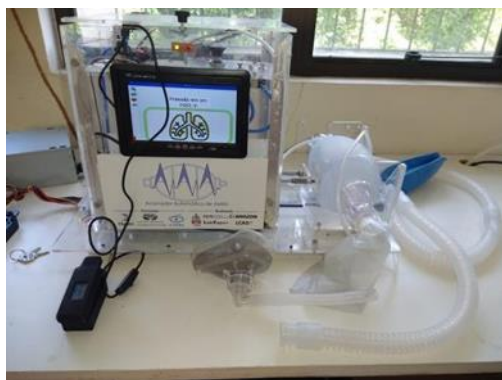


Fig. 2 Protótipo 1 do AAA.

2. REANIMADOR MANUAL

O Ambu é o *Artificial Manual Breathing Unit*, um Reanimador Manual (RM) que fornece ventilação mecânica para um paciente mediante compressões e alívios a serem realizados por um profissional da saúde. Existem,

basicamente, dois tipos de RMs, no que se refere ao enchimento do dispositivo, os autoinfláveis e os infláveis por fluxo. O primeiro é o mais utilizado no Brasil, conforme Ortiz (2013), e é o tipo considerado para o estudo de caso do presente artigo.

Este RM é composto, basicamente, por seis partes importantes: uma conexão para reservatório de oxigênio com válvula de reenchimento (a), uma bolsa inflável (b), uma válvula inspiratória/expiratória (c), uma válvula limitadora de pressão (VLP) (d), uma porta exalatória da válvula inspiratória/expiratória (e) e uma conexão para o paciente (Ortiz, 2013). Cada uma dessas partes pode ser visualizada na Fig. 3.

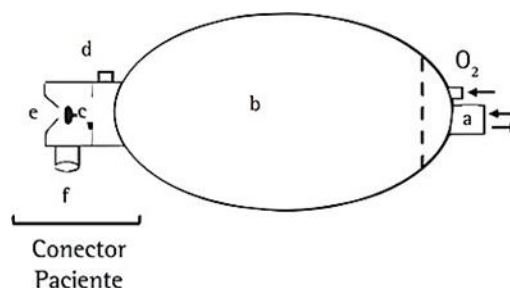


Fig. 3 Componentes de um RM tipo autoinflável (Ortiz, 2013).

Os componentes adicionais de um Reanimador Autoinflável são a válvula PEEP (Pressão Expiratória Final Positiva, do inglês *positive end-expiratory pressure*) e uma VLP, representada pela letra “d” na Fig. 3. A VLP não é recomendada, pela ASTM F920-93, para pacientes adultos, tendo seu uso quase que restrito apenas para tratamento de crianças.

A AMIB (2020) recomenda que o tratamento de insuficiência respiratória inicie com a Ventilação Mecânica Não Invasiva (VNI) para pacientes com incapacidade de manter ventilação espontânea (Volume Minuto > 4 lpm, Pa CO₂ < 50 mmHg e pH > 7,25).

3. METODOLOGIA

O AAA é constituído por *hardware* e *software*, onde a conectividade entre as partes faz a dinâmica do funcionamento do dispositivo.

3.1 Hardware

A constituição do hardware do AAA é formada pelo sensor de pressão, oxímetro e gás dióxido de carbono (CO₂) que têm a função de monitorar os sinais vitais do paciente. Além disso, o sistema pneumático, faz a compressão na bolsa de silicone do Ambu para realização da ventilação mecânica.

3.1.1 Sensor de pressão

O sensor de pressão escolhido foi o MPX10DP, pois tem a função de medir as pressões injetadas no sistema respiratório do usuário, sendo respeitado o limite de 25 cmH₂O (Oliveira,

2014). O circuito do sistema de pressão é constituído pelos seguintes componentes: sensor MPX10DP, Arduino Nano e placa de circuito impressa. Dessa forma, caracterizam-se os circuitos de pressão, sinalizadores visuais e sonoros, como mostrado na Fig. 4.

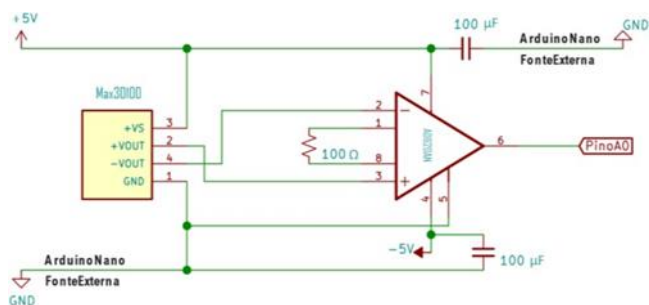


Fig. 4 Esquemático do sensor de pressão.

A partir disso, a calibração foi realizada com a coleta de pressões entre o intervalo de 0 a 60 cmH₂O, durante 60 segundos a cada 10 cmH₂O, para encontrar a diferença entre o limite superior e inferior (Albertazzi, 2008). “Deste modo, os dados são transferidos para uma tabela no Microsoft Excel para realizar as devidas análises de erro sistemático do sensor. Assim, desenvolvendo uma equação e o gráfico de calibração necessário para validar o funcionamento.

3.1.2 Sensor oxímetro

O sensor oxímetro escolhido foi MAX30100, onde tem a função de verificar os níveis de oxigenação no sangue em porcentagem (%) e frequência cardíaca de batimentos por minuto (bpm), sendo aferido pelo dedo em contato entre o receptor e o emissor do infravermelho (Strogonovs, 2017). O sensor é conectado ao microcontrolador ESP-32 utilizando o protocolo I²C (*Inter-Integrated Circuit*), em que utiliza as portas SCL(D22) e SDA(D21) para a comunicação serial. Como mostrado na Fig. 5:

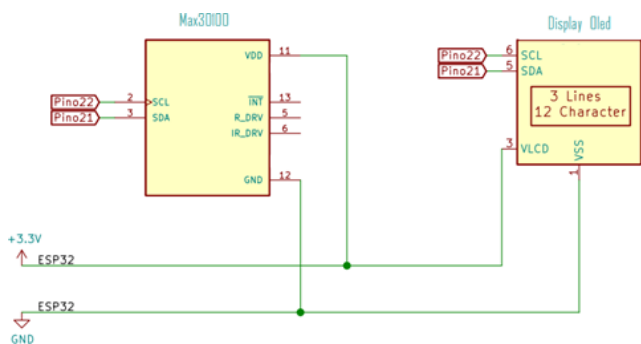


Fig. 5 Esquemático de ligação do oxímetro.

A partir do funcionamento correto do circuito do sensor MAX30100, fez-se 15 aferições para verificar o erro sistemático dos valores de saturação e frequência cardíaca para os limites de cada aferição (Albertazzi, 2008). Além disso, houve-se aferição conjunta com um oxímetro de uso comercial para obter uma referência e projetar uma curva de calibração.

3.1.3 Sensor de dióxido de carbono (CO₂)

O sensor de gás MQ-135 foi selecionado para mensurar os níveis de dióxido de carbono (CO₂) exalado pelo paciente durante a sua expiração, sendo conectado na saída do sistema respiratório. Além disso, o microcontrolador que recebe os dados do sensor é o Arduino Nano na qual se conecta com o sensor por meio da porta analógica (A0), pois a porta analógica do Nano é similar ao UNO (Abbas, 2020). As conexões são apresentadas na Fig. 6.

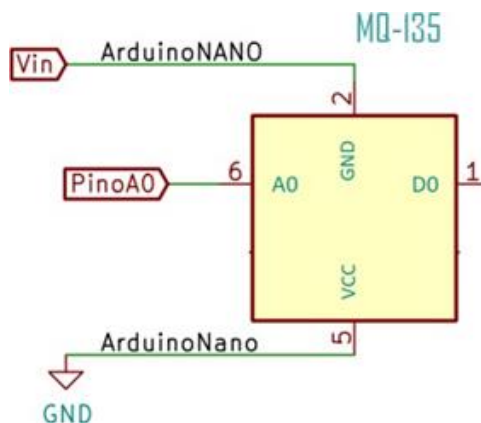


Fig. 6 Circuito do sensor de gás MQ-135.

3.1.4 Sistema pneumático

O sistema pneumático é constituído conforme a referência de Santos et al. (2021), em que o atuador unidirecional é alimentado pelo ar comprimido, onde é feita toda a compressão na bolsa de silicone. Desta forma, injetando ar ambiente para o paciente e auxiliando na sua respiração. O esquemático do sistema pneumático é apresentado na Fig. 7.

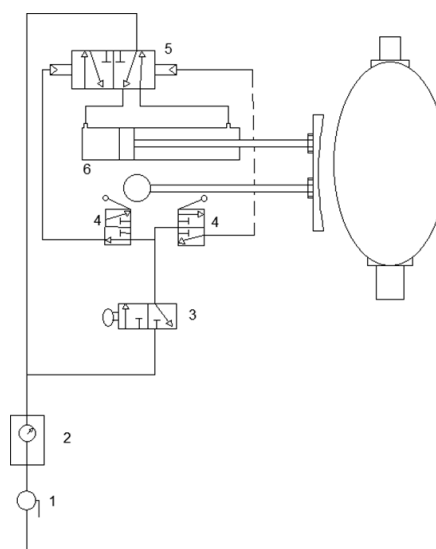


Fig. 7 Esquemático do sistema pneumático: 1 – Válvula de esfera, 2 – Filtro, 3 – Botão trava, 4 – Válvula de rolete, 5 – Válvula direcional e 6 – Cilindro pneumático (Santos et al, 2021).

3.2 Software

O desenvolvimento de *software* do AAA corresponde a programação do *back-end*, na qual localiza-se boa parte da lógica e tratamento de dados, e *front-end*, na qual encontra-se a codificação da interface de usuário. Na Fig. 8, apresenta-se o fluxo dos sistemas e tecnologias utilizadas.

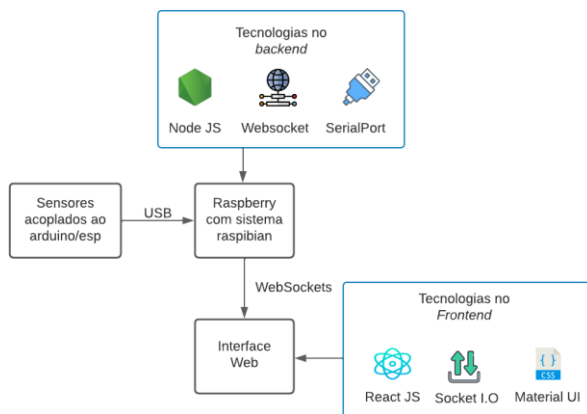


Fig. 8 Fluxograma de funcionamento do sistema e tecnologias *web* relacionadas.

3.2.1 Back-end

O servidor ou *back-end*, foi desenvolvido utilizando o *software* *Node JS*, de código aberto, multiplataforma, para codificação em *JavaScript* fora do contexto de um navegador. Isso é possível por conta do interpretador V8 criado pela Google (Morais et al, 2021). A partir disso, é possível utilizar inúmeras bibliotecas *JavaScript* criadas e mantidas principalmente pela comunidade de programação.

No projeto AAA é utilizado a biblioteca *Express JS* (também é considerada um *framework*) como ferramenta para construção de rotas *HTTP* com objetivo principal de disponibilizar para o *frontend* (interface) os dados dos sensores colhidos em um intervalo de tempo definido. Como os dados chegam ao microcomputador através do barramento serial, utiliza-se a biblioteca “*SerialPort*” para observar uma ou mais portas do microcomputador.

Por fim, para manter uma conexão estável entre servidor (*backend*) e cliente (*frontend*) utiliza-se a tecnologia *WebSockets* que torna possível abrir uma sessão de comunicação interativa entre cliente e servidor. Com o protocolo *HTTP* é necessário realizar uma requisição sempre que for preciso buscar alguma informação no servidor. Com *WebSockets* é possível enviar e receber informações orientadas a eventos sem ter que consultar o servidor para obter uma resposta (Mozilla, 2022).

A biblioteca *Socket.IO* foi utilizada para criar conexões com *WebSockets* entre servidor e cliente. Na Fig. 9, é possível visualizar em códigos a forma que foi feita a declaração de bibliotecas, credências da porta serial e conversão dos dados em *string*.

```
1 const express = require("express");
2 const http = require("http");
3 const { SerialPort, ReadlineParser } = require('serialport')
4 const EventEmitter = require('events');
5 EventEmitter.setMaxListeners(0)
6
7
8 const app = express();
9 const server = http.createServer(app);
10 const socketIo = require("socket.io");
11
12 const port = process.env.PORT || 4001;
13
14 // Create a port
15 const portSerial = new SerialPort(
16   {
17     path: '/dev/cu.usbserial-0001',
18     baudRate: 115200,
19     autoOpen: false,
20   },
21 )
22
23
24 const parser = new ReadlineParser()
25 portSerial.pipe(parser)
26
27 const index = require("./routes/index");
28 app.use(index);
29
30 const io = socketIo(server, {
31   cors: {
32     origin: '*',
33   }
34 });
35
```

Fig. 9 Trecho de código do *back-end*.

3.2.2 Front-end

O *Front-end* para possibilitar que o usuário tenha a melhor experiência no contexto de uso emergencial do sistema AAA, utilizamos *framework React JS*, que usa a linguagem de marcação *JSX* que é semelhante ao *HTML* (*HyperText Markup Language*), mas baseada em *Javascript* (*ReactJS*, 2022). Outro conceito utilizado foi o *SPA* (Aplicação de uma página, do inglês *Single Page Application*), a qual é um aplicativo entregue ao navegador que faz requisições e mudança de estados sem recarregar a página durante a sua utilização. Sua estrutura consiste em uma única página web com vários componentes, assim o usuário pode ter a experiência similar à de um aplicativo *desktop*.

Dessa forma, o sistema web do AAA é composto inicialmente pela tela de monitoramento, mostrado na Fig. 2, com a informação de pressão na unidade de coluna de água, frequência cardíaca na unidade de bpm (batimentos por minuto) e a saturação do sangue em porcentagem que representa a quantidade de oxigênio circulante no sangue.

Além disso, a tela principal conta com um pulmão animado que varia a coloração e pulsação de acordo com a variação da pressão para mostrar e alertar rapidamente o usuário em emergências. O *design* estrutural do sistema *web* (botões, textos etc) foi criado com auxílio do *framework* *Material UI* que possuem componentes com estilização pré-pronta. Na Fig. 10, demonstra em código como foi realizado a captura dos dados enviados pelo *back-end* e convertido para o formato *JSON*.

```

27 export default function CenteredGrid() {
28   const [response, setResponse] = useState("");
29   const { msg } = useData();
30
31   useEffect(() => {
32     const socket = socketIOClient(ENDPOINT);
33     socket.on("FromAPI", data => {
34       try {
35         setResponse(JSON.parse(data));
36         console.log(JSON.parse(data));
37       } catch (err) {
38         // This runs
39         setResponse('');
40       }
41     });
42   });
43 };
44
45 }, []);
46

```

Fig. 10 Trecho de código do *front-end*.

4. RESULTADOS

O AAA obteve resultados importantes dentro das esferas de *hardware* e *software* do dispositivo, contribuindo para melhor performance e interatividade com o usuário. A seguir, mostra-se as consequências do desenvolvimento de cada tópico.

4.1 Hardware

Os sensores de sinais vitais do AAA são ferramentas auxiliares e houve análises mais pontuais para cada um, visto que o desenvolvimento dos protótipos foi diferente pelo seu nível de complexidade.

4.1.1 Sensor de pressão

O sensor de pressão MPX10DP obteve uma placa de circuito impressa para ajudar nas conexões do circuito, contribuindo para o melhor funcionamento dentro do dispositivo. Além disso, o tamanho compacto contribui para redução da carcaça em futuros modelos, auxiliando no peso final do produto.

A calibração do sensor MPX10DP obteve resultados positivos, pois comparando com a curva de tendência que foi gerada pelas medições e a altura de cada análise, gerou-se a equação que modulariza todo o sinal enviado ao microcontrolador. A partir disso, a análise dos valores e a equação criada, faz-se a forma da curva de tendência mostrada a seguir na Fig. 11:

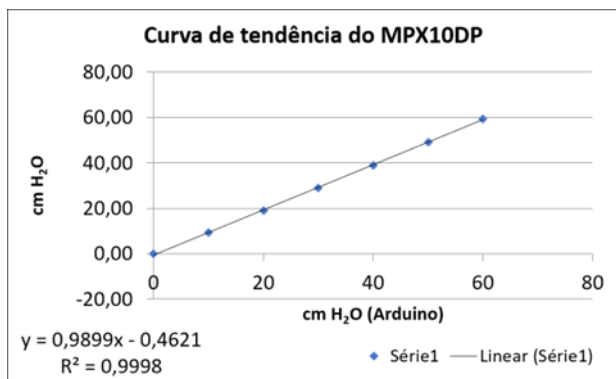


Fig. 11 Curva de tendência do sensor de pressão.

4.1.2 Sensor oxímetro

O módulo oxímetro MAX30100 desenvolvido para o Ambu, segundo Santos et al. (2021), sofreu melhorias na carcaça do sensor, na qual ocorreu a redução da caixa em 11 milímetros para reduzir o tempo de espera na impressão 3D e economizar a quantidade de material utilizada. Por consequência, é nítida a diminuição do tempo de impressão de 11 minutos e a quantidade de filamento após modificações de 1,80 metros, sendo exposta pelo *software* da própria impressora 3D, vista na Fig. 12.

Tipo de recurso	Antes			
	Tempo (h)	Porcentagem (%)	Uso (m)	Filamento (g)
Perímetro	00:32:00	9,8	2,66	7,93
Perímetro externo	00:52:00	15,6	2,72	8,12
Perímetro de angulação	00:03:00	1	0,14	0,42
Preenchimento interno	00:32:00	9,6	1,95	5,82
Preenchimento sólido	01:26:00	25,9	8,09	24,11
Preenchimento do sólido do topo	00:16:00	4,8	1,05	3,14
Preenchimento de pontes	00:38:00	11,5	1,71	5,1
Preenchimento de vão	00:03:00	0,9	0,03	0,09
Skirt/Brim	00:00:30	0,2	0,03	0,09
Material de suporte	01:02:00	18,6	3,23	9,63
Interface do material de suporte	00:07:00	2	0,25	0,76
Customizado	00:00:12	0,1	0,02	0,06
Primeira Camada	00:10:00			
Total	05:31:00			

Tipo de recurso	Depois			
	Tempo (h)	Porcentagem (%)	Uso (m)	Filamento (g)
Perímetro	00:31:00	9,7	2,65	7,9
Perímetro externo	00:51:00	15,9	2,71	8,09
Perímetro de angulação	00:04:00	1,3	0,19	0,58
Preenchimento interno	00:31:00	9,8	1,84	5,5
Preenchimento sólido	01:24:00	26,3	7,23	21,56
Preenchimento do sólido do topo	00:21:00	6,4	1,2	3,59
Preenchimento de pontes	00:42:00	13,3	1,84	5,49
Preenchimento de vão	00:03:00	1	0,03	0,1
Skirt/Brim	00:00:27	0,1	0,03	0,08
Material de suporte	00:43:00	13,6	2,23	6,06
Interface do material de suporte	00:08:00	2,5	0,31	0,94
Customizado	00:00:13	0,1	0,02	0,06
Primeira Camada	00:08:00			
Total	05:20:00			

Fig. 12 Consumo de filamento. (A) Antes; (B) Depois.

Além disso, o sensor oxímetro teve o seu processo de calibração concluído, obtendo dados animadores, sendo comparado com um sensor de uso comercial, onde o erro do sistema ficou em 3% para diferença do limite superior do dispositivo comercial e o limite inferior para o produto desenvolvido. Além disso, mostra-se a comparação dos pontos de dispersão entre o MAX30100 e o sensor comercial na Fig. 13.

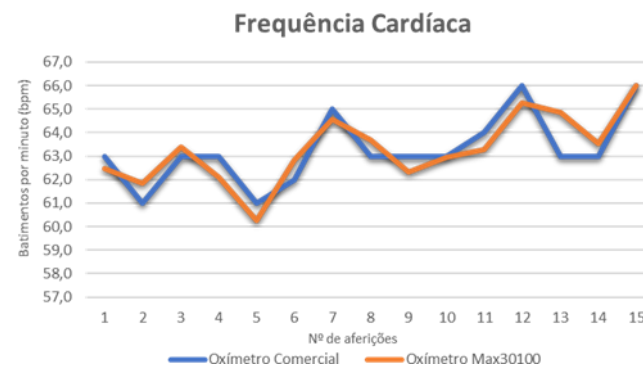


Fig. 13 Os dados da frequência cardíaca em dois modelos diferentes de oxímetros.

4.1.3 Sensor de dióxido de carbono (CO_2)

O MQ-135 foi utilizado para fazer as verificações de concentração de CO_2 exalado pelo paciente, sendo iniciado o seu estudo pelo microcontrolador Arduino Uno e se obteve resultados animadores e a geração de gráficos pela própria IDE Arduino, como na Fig. 14.

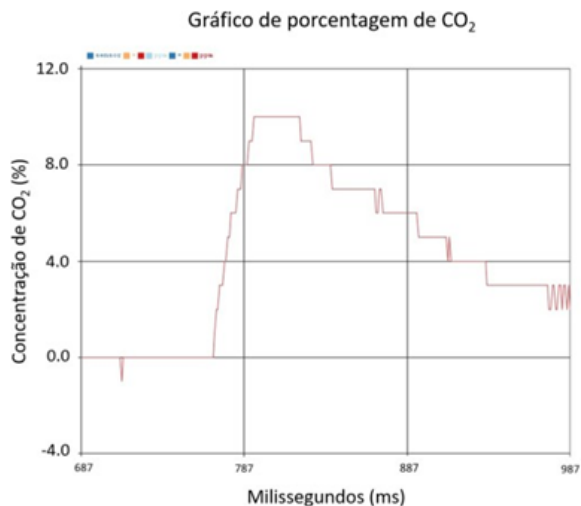


Fig. 14 O gráfico da porcentagem de CO_2 exalada.

Por fim, a transferência dos módulos de pressão e do MQ-135 do microcontrolador Arduino Nano para ESP-32 ainda está na fase de pesquisa, visto que os sensores não têm familiaridade com o módulo da Espressif e faz-se necessário um estudo aprofundado para obter resultados fidedignos.

4.1.4 Sistema pneumático

A partir de testes realizados na versão anterior do AAA, conforme Santos et al. (2021), verificou-se que havia uma dificuldade do Ambu injetar pressões superiores a $25\text{ cmH}_2\text{O}$, pois não havia uma variação de amplitude do pistão sobre a bolsa de silicone suficiente para transferir todo o ar contido.

Desta maneira, alterou-se a distância entre as válvulas de rolete para aumentar a extensão do trabalho realizado, percebendo que é necessária uma distância $30,2\text{ mm}$ para obter uma melhor performance do sistema pneumático com a ventilação mecânica, pois, em abrangências curtas, a capacidade de reinalação do ar ambiente é reduzida; como mostrado na Fig. 15(A), a parte modificada do acionador.

Após a modificação da distância e a angulação da válvula de rolete mostrada na Fig. 15(B), percebeu-se a nítida ampliação das pressões injetadas no pulmão artificial, melhorando o desempenho do circuito pneumático para valores superiores a $25\text{ cmH}_2\text{O}$.

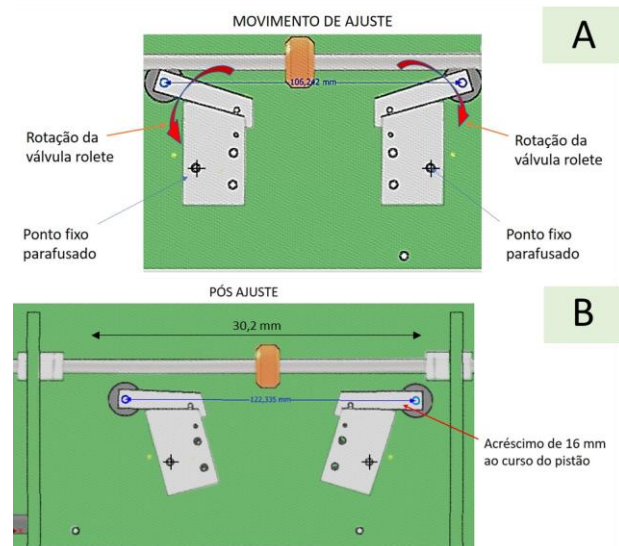


Fig. 15 O ajuste no fim de curso. (A) Antes. (B) Depois.

4.1 Hardware

Verificou-se a necessidade de mudanças na interface do AAA, em relação à versão anterior documentada no artigo de Santos et al. (2021), na expectativa de aprimorar ainda mais a experiência do usuário final, além de organizar e acrescentar informações acompanhando o acréscimo desses sensores ao sistema. Na fase atual de desenvolvimento ainda não foram realizados testes do equipamento em campo, logo não existem resultados providos do usuário final.

Na Fig. 16, mostra a interface da versão anterior composta apenas por dois medidores de pressão nas unidades kPa e centímetro de água (cmH_2O). A estilização foi feita utilizando a biblioteca *dashboard* na plataforma *Node-RED*.



Fig. 16 A primeira interface do AAA.

Na Fig. 17, está demonstrado a versão atual da interface que conta com quatro entradas de dados simultâneos de três sensores distintos. Além disso, foram adicionadas cores mais vibrantes e maior interatividade sendo possível visualizar o pulmão pulsando no centro da tela.



Fig. 17 *Dashboard* da interface com profissional de saúde

5. CONCLUSÃO

A evolução do AAA foi mostrada a partir do desenvolvimento tecnológico criado nos componentes auxiliares que estruturam todo o funcionamento, sendo desde o sensoriamento até apresentação dos sinais vitais em tempo real. As principais melhorias feitas no protótipo são: a calibração do sensor de pressão e oxímetro que validam os dados que estão sendo aferidos no *dashboard*; a redução do consumo de filamentos da impressora 3D pela otimização da estrutura do oxímetro; a melhoria no sistema pneumático com os ajustes locais do circuito; e a interface de comunicação com profissional de saúde, sendo utilizado figuras ilustrativas e resultados exibidos de forma mais intuitiva. Assim, o conjunto de aperfeiçoamentos deixa o AAA apto para ser inserido em casos iniciais de tratamento de doenças respiratórias.

REFERÊNCIAS

- Abbas, Farah Neamah et al. Capable of gas sensor MQ-135 to monitor the air quality with Arduino Uno. *Int J Eng Res Technol*, v. 13, n. 10, p. 2955-2959, 2020.
- Armani, A.M., Hurt, D.E., Hwang, D., McCarthy, M.C., and Scholtz, A. (2020). Low-tech solutions for the covid 19 supply chain crisis. *Nature Reviews Materi*.
- Associação de Medicina Intensiva Brasileira (AMIB). *Recomendações da Associação de Medicina Intensiva Brasileira para a abordagem do COVID-19 em medicina intensiva*, 2020.
- Albertazzi, A., & Sousa, A. R. (2008). *Fundamentos de metrologia científica e industrial*—Barueri. SP: Manole.
- Gomes, A. F., Cardoso, M. M., Tostes, J. A., Filocreão, A. S.M.(2021). O apagão elétrico no Amapá: uma perspectiva sobre a governança corporativa crises e conflitos. *Editora Uniedusul*, v. 1, p. 56-74. DOI 10.51324/86010831.3.
- Morais. L.R.S., Santos. H.B., Lobato. E.P.S., Fonseca. W.S., Ferreira. J.D.F., Silva. M.O. Desenvolvimento de um Sistema Refrigerador Monitorado para Vacinação e Amostras Biológicas. 2021 14th IEEE International Conference on Industry Applications.
- Mozilla, documentation. https://developer.mozilla.org/pt-BR/docs/Web/API/WebSockets_API. Acessado em 17 de março de 2022.
- Ortiz, Tatiana de Arruda et al. Avaliação de reanimadores manuais utilizados em UTIs brasileiras. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, v. 39, p. 595-603, 2013.
- React JS. Documentation. <https://pt-br.reactjs.org/>. Acessado em 17 de março de 2022.
- Resende, Paola Cristina et al. Genomic surveillance of SARS-CoV-2 reveals community transmission of a major lineage during the early pandemic phase in Brazil. *BioRxiv*, 2020.
- Santos, V. B. ; Santos, L. H. B. ; morais, L. R. S. ; Santos, J. F. ; Carvalho, R. L. S. ; Sousa, A. R. M. ; Fonseca, W.S. ; Silva, M. O. ; Canto, S. A. E. . Development of an Automatic Actuator as Emergency Auxiliary Equipment for Mechanical Respirators used in Intensive Treatment Units (Utis). In: 26th International Congress of Mechanical Engineering, 2021, On line. COBEM, 2021.
- Strogonovs, Raivis. Implementing pulse oximeter using MAX30100. *Morf-Coding and Engineering*, 2017.
- Tsuzuki, M. S., Tanabi, N., Sato, A. K., Takimoto, R. Y., Scaff, W., Horikawa, O., & Martins, T. C. (2020). Respirador Mecânico VENT19. In *Congresso Brasileiro de Automática-CBA* (Vol. 2, No. 1).