

Low Cost Volume Sensors for Mechanical Ventilators

A. L. Leal, C. A. Damasceno, G. F. Soares, G. R. Pinheiro, L. da S. Bezerra, M. de C. P. Prado e Y. M. Perci, M. L. de Sousa Neto

Abstract—This paper presents and compares three volume sensors to be used in mechanical ventilators developed in laboratory: volume sensor based on the Pitot tube, volume sensor based on the Venturi tube and infrared(IR) volume sensor. The three sensors were calibrated and tested with a mechanical ventilator in Pressure-controlled Ventilation (PCV) mode. The maximum pressure changed, keeping Positive End-Expiratory Pressure (PEEP) and respiratory rate fixed. For each maximum pressure value: the value measured by the sensor was compared with the reference value, the value informed by the mechanical ventilator. The infrared sensor showed better performance for the specific application in a mechanical ventilator, being the only sensor considered adequate between the tested ones.

Index Terms—Volume sensor, Pitot tube, Venturi tube, Infrared sensor, Mechanical ventilation.

I. INTRODUÇÃO

Os primeiros casos de COVID-19 ocorreram, provavelmente, a partir de uma transmissão zoonótica na China em dezembro de 2019, vinculado a um grande mercado de frutos do mar que também comercializava animais selvagens vivos. No momento da internação, os pacientes com COVID-19 normalmente exibem febre e tosse seca, mas também podem apresentar dificuldade em respirar, dores musculares e/ou articulares, dor de cabeça/tontura, diarreia, náusea e tosse com sangue. Nos casos mais graves, progride para síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA). A SDRA pode levar diretamente insuficiência respiratória, que é a causa da morte em 70% dos casos fatais de COVID-19 [1].

Até 30 de abril de 2020, a Organização Mundial da Saúde (OMS) contabilizou que mais de 3 milhões pessoas em todo mundo foram infectadas e desse total, mais de 217 mil pessoas vieram a óbito. Ainda segundo a OMS, o Brasil possui o acumulado de 72 mil casos confirmados, com mais de 5 mil mortes [2]. Para atender a demanda de pacientes com problemas respiratórios oriundos do COVID-19 ou de outras enfermidades, em todo território nacional há 64602 ventiladores mecânicos disponíveis para uso [3].

Diante desse problema, os hospitais necessitariam adquirir muitos ventiladores mecânicos em um curto período, o que seria praticamente inviável tendo em vista a demora no transporte desses equipamentos até o hospital de destino, o custo e a velocidade de propagação da doença durante o cenário de surto global.

O princípio do ventilador mecânico é gerar um fluxo de gás que produza determinada variação de volume com variação de

pressão associada. As variações possíveis para essa liberação de fluxo são enormes e, com o progresso dos ventiladores microprocessados, as formas de visualizar e controlar o fluxo, o volume e a pressão estão em constante aprimoramento [4].

A ventilação mecânica é realizada, em geral, através do controle de pressão ou de volume. A PCV, por padrão, limita a máxima pressão das vias aéreas entregue aos pulmões, mas pode resultar em volume corrente e volume minuto variável [5]. Nesse modo de ventilação, é determinada a pressão de pico inspiratória, que corresponde ao valor máximo de pressão atingido durante a fase inspiratória. Habitualmente, a pressão expiratória cai a zero em pacientes anestesiados, mas podem ser feitos ajustes nos ventiladores para que ela se mantenha com valores positivos, sendo então chamada de PEEP. A PEEP proporciona diminuição dos distúrbios de trocas gasosa além de prevenir que os pulmões colabem devido à falta de pressão interna [6].

Nesse caso, a pressão é controlada e o volume deve ser medido constantemente. No desenvolvimento de ventiladores mecânicos de baixo custo, os sensores de volume devem indicar em tempo real à equipe de saúde que a distribuição de ar está ocorrendo de maneira satisfatória, indicando o volume corrente a cada ciclo de inspiração.

O desenvolvimento de sensores de volume para a utilização em ventiladores mecânicos de baixo custo é um grande desafio. O protótipo deve funcionar em ambiente pressurizado, ser desenvolvido com material de qualidade, que impeça vazamentos de ar e não tenha resquícios de cola ou outras substâncias que prejudiquem o paciente.

Esse artigo tem o objetivo de comparar três sensores projetados em laboratório: sensor de volume baseado no tubo de Pitot, sensor de volume baseado no tubo de Venturi e sensor de volume com infravermelho. Avalia-se a capacidade dos mesmos de medir um valor de volume constante e suficientemente próximo do valor de referência, valor do ventilador mecânico, se tornando alternativas para utilização em ventiladores mecânicos de baixo custo.

Os dois primeiros sensores são populares na literatura para medições de volume. O tubo de Pitot foi projetado com base nas Equações de Bernoulli e idealizado para o cálculo de fluxo baseado na diferença da pressão estática e da dinâmica [7]. O tubo de Venturi foi proposto para aplicações em estudos de validação de instrumentos, apresentando grande potencial para estudos na área de ventilação mecânica [8].

Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Piauí, Centro de Tecnologia, Bloco 8. Site: (see https://sigaa.ufpi.br/sigaa/public/curso/portal.jsf?id=74098&lc=pt_BR).

II. METODOLOGIA DA PESQUISA

Através de técnicas de modelagem computacional, a estrutura mecânica dos sensores foi impressa em uma impressora 3D. Os sensores desenvolvidos foram conectados numa placa de terminais, modelo Protoboard HK-P300, e na placa Arduino (Modelo MEGA 2560; ATMEL, San José, Califórnia, EUA) por meio de fios. A comunicação com o computador deu-se por meio do cabo USB e o processamento de dados foi realizado no *software* MATLAB®.

Os testes foram realizados utilizando um ventilador DIX-TAL DX3010 com calibração em validade. Para simulação foram utilizados pulmões testes MAQUETTM (modelo 190 60 06 832 E037E), volume corrente máximo de 1 litro e complacência estática 25 ml/cmH₂O ± 15%.

Os três sensores foram calibrados e testados com ventilador mecânico operando no modo PCV. Para o valor de pressão máxima de 33 cmH₂O, o valor medido pelo sensor foi comparado com o valor de referência, valor informado pelo ventilador mecânico. A comparação de desempenho dos sensores é feita a partir da avaliação da capacidade de medir um valor de volume constante para os mesmos parâmetros. Também foi feita a análise de custos de produção dos sensores e a comparação com os valores de mercado.

III. DESENVOLVIMENTO DOS SENSORES

O ventilador mecânico disponibilizado pelo hospital trabalhará com pressão constante. Dessa forma, ele chegará em um valor constante de PEEP e entra no ciclo de expiração. Sendo assim, o parâmetro de medição de volume é crucial para a correta ventilação de um paciente, e por isso, deve ser medido com exatidão.

A. Sensores de Volume Baseados no Tubo de Pitot e no Tubo de Venturi

Os sensores de volume baseados nos tubos de Pitot e Venturi partiram do princípio que é possível medir a vazão de um fluido e, consequentemente, o volume, a partir da diferença de pressão entre dois pontos, sendo chamados de pressão estática e de estagnação, no caso do tubo de Pitot, e pressão estática e dinâmica para o tubo de Venturi. A pressão estática é caracterizada por ser a pressão termodinâmica real do fluido. No tubo de Pitot, a pressão de estagnação representa a pressão em um ponto no qual o fluido é totalmente desacelerado de forma isentrópica [7], [9].

A medição da pressão de estagnação (P_{estagn}) é feita com a abertura do tubo virada exatamente na direção do fluxo do fluido. Para realizar a medição da pressão estática (P_{est}) nos tubos de Pitot e Venturi, é necessário um orifício no início dos tubos e perpendicular ao fluido, como pode ser visto nas Fig. 1 e 4.

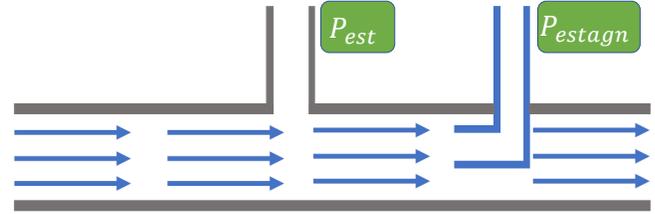


Fig. 1. Tubo de Pitot corte em vista lateral

A equação para obter a velocidade média de escoamento (Vel) a partir do tubo de Pitot é dada por (1).

$$Vel = \sqrt{\frac{2 \cdot (P_{estagn} - P_{est})}{\rho}} \quad (1)$$

Onde ρ é a densidade do fluido. A vazão (Q) é obtida fazendo o produto da velocidade média de escoamento do fluido pela área da seção transversal (A_c), conforme (2).

$$Q = Vel \cdot A_c \quad (2)$$

O volume (Vol) é calculado a partir do produto da vazão pelo intervalo de tempo (t), de acordo com (3).

$$Vol = Q \cdot t \quad (3)$$

O modelo computacional do Tubo de Pitot é apresentado na Fig. 2. O tubo impresso é apresentado na Fig. 3

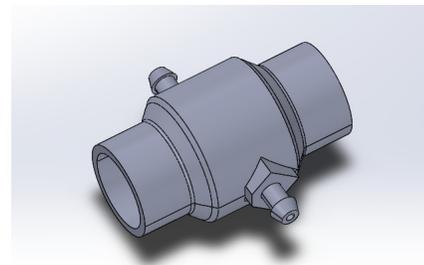


Fig. 2. Sensor de volume modelado com tubo de pitot para medição de fluxo (vista panorâmica).



Fig. 3. Sensor de volume real com tubo de pitot para medição de fluxo (vista frontal).

A pressão dinâmica no tubo de Venturi é a pressão mensurada na parte em que há estreitamento do tubo, provocando aumento da velocidade do fluido devido a diminuição do diâmetro, consequentemente a pressão dinâmica no tubo de Venturi é menor que a pressão estática [8], [9]. Na Fig. 4 é possível observar um corte em vista lateral de um tubo de Venturi com a indicação do ponto de medição da pressão estática (P_{est}) e pressão dinâmica (P_{din}).

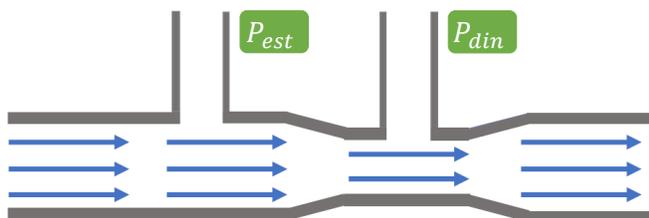


Fig. 4. Tubo de Venturi em corte em vista lateral

A vazão (Q_v) no tubo de Venturi é calculada a partir de (4), sendo A_1 a área da seção transversal maior e A_2 a área da seção transversal menor.

$$Q_v = A_1 \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot (P_{est} - P_{din})}{\rho \cdot \left(\left(\frac{A_1}{A_2}\right)^2 - 1\right)}} \quad (4)$$

A partir do valor de vazão, o volume (Vol_v) é encontrado fazendo o produto da vazão pelo tempo (t), conforme pode ser visto em (5).

$$Vol_v = Q_v \cdot t \quad (5)$$

É apresentado na Fig. 5 o modelo computacional do tubo de Venturi. Na Fig. 6 é apresentado o tubo impresso

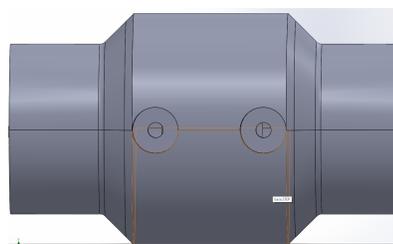


Fig. 5. Sensor de volume modelado com tubo de Venturi para medição de fluxo (vista panorâmica).



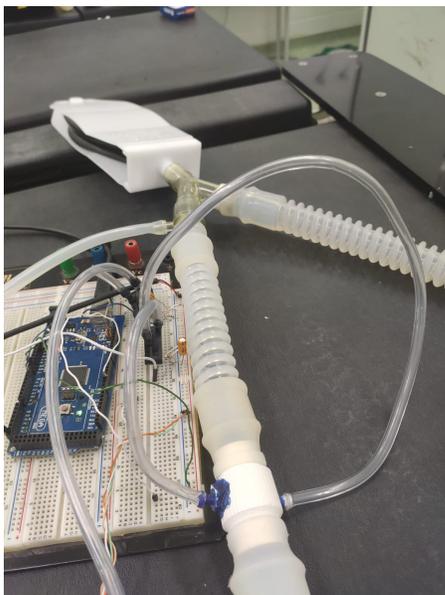
Fig. 6. Sensor de volume real com tubo de Venturi para medição de fluxo (vista panorâmica).

A fim de obter a diferença entre as pressões em cada tubo e consequentemente calcular a volume, foi utilizado um sensor de pressão diferencial (MPX5010DP; MOTOROLA, Denver, Colorado, EUA). Esse sensor foi escolhido por não necessitar de circuitos adicionais para condicionamento do sinal e amplificação, visto que já está integrado no próprio dispositivo. Além disso ele trabalha com diferencial de pressão de 0 kPa a 10 kPa, sendo essa faixa adequada para aplicação em circuitos respiratórios. A saída é um sinal analógico que pode variar de 0.2 V a 4.7 V [10].

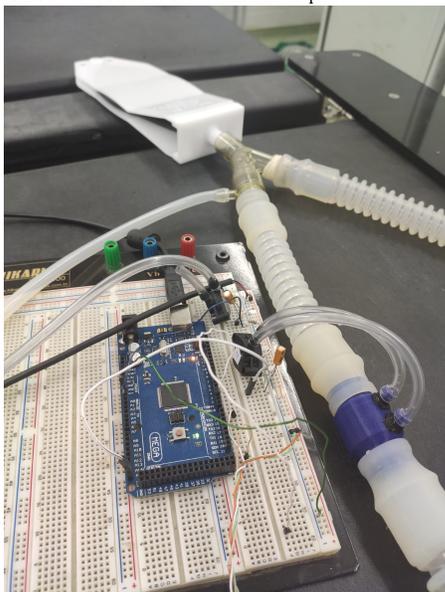
O sensor de pressão foi acoplado nos tubos e verificou-se a pressão nos dois pontos de medição para o tubo de Pitot e Venturi. O sinal analógico de saída do sensor de pressão foi enviado à placa de aquisição de dados, sendo então calculado o volume por meio de um *software* desenvolvido. É importante destacar que a pressão estática medida sempre foi usada como referência. Dessa forma, foi possível obter os dados de volume de cada teste realizado utilizando tubos de Pitot e Venturi. As montagens realizadas são apresentadas nas Fig. 7a e 7b.

B. Sensor de Volume com Infravermelho

O sensor de volume (Fig. 8 e 9) projetado em laboratório, possui duas aberturas de diâmetro de 2,5 mm diametralmente opostas, e fixada a isso existe uma película que irá se retrair de acordo com o volume do ar, junto com um módulo sensor infravermelho acoplado ao instrumento, que trará a informação da quantidade de luz que passará pelas aberturas e medirá a quantidade de ar que cada paciente precisa, sendo o volume configurado de acordo com as especificações e pressões que cada paciente estará sendo submetido. O mecanismo de detecção com a película não sofre histerese elástica, o que faz



(a) Conexão do Sensor de volume com tubo de Pitot e placa Arduíno.



(b) Conexão do Sensor de volume com tudo de Venturi e placa Arduíno.

Fig. 7. Montagem prática para testes com tubo de Pitot e Venturi

com que as medições do sensor sejam consistentes ao longo do tempo.

O Módulo Sensor de Reflexão IR é constituído de um sensor infravermelho (TCRT5000; VISHAY, Heilbronn, Alemanha) que emite e recepta sinais luminosos, possibilitando, deste modo, maior precisão na identificação da contração da película diante da passagem do ar. O Módulo adota o sensor que é composto basicamente por um LED emissor de luz infravermelha e um fototransistor sensível à essa luz, além de um resistor para limitar a corrente do LED. A utilização desse módulo associado ao mecanismo de detecção de passagem de luz por meio da película contribui para a maior sensibilidade do sensor.

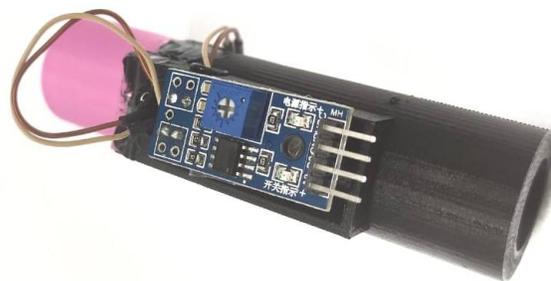


Fig. 8. Sensor de volume infravermelho projetado e implementado em laboratório, com ênfase nos detalhes do conversor analógico/digital (Vista Superior).

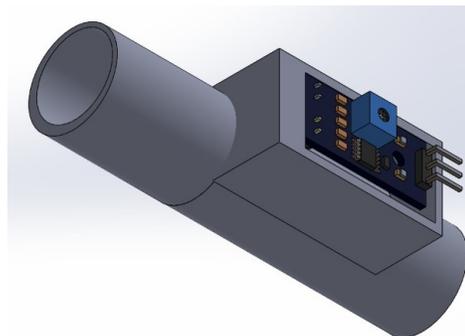


Fig. 9. Sensor de volume infravermelho projetado e implementado em laboratório (Vista Panorâmica).

A montagem do sistema para realização do teste com o sensor de volume infravermelho é exibida na Fig. 10.

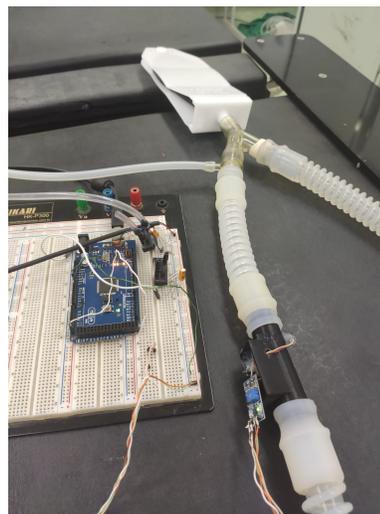


Fig. 10. Conexão do Sensor de volume infravermelho e a placa Arduíno.

IV. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os testes foram realizados com o ventilador mecânico no modo PCV. utilizou-se uma PEEP de 8 cmH₂O, pressão de inspiração máxima de 33 cmH₂O e frequência respiratória de 15 ciclos por minuto. O valor de referência mostrado no ventilador está exposto na Tabela I.

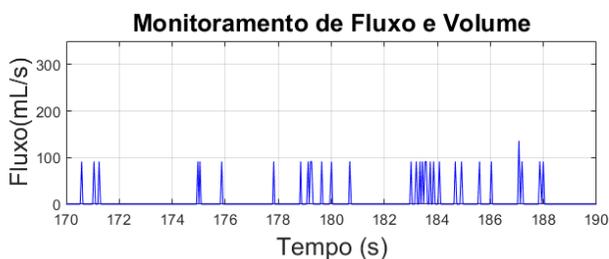
TABELA I
PARÂMETROS COLETADOS NO VENTILADOR MECÂNICO.

| | Pitot | Venturi | Infravermelho |
|------------------------|-------|---------|---------------|
| Volume Referência (ml) | 575 | 596 | 566 |

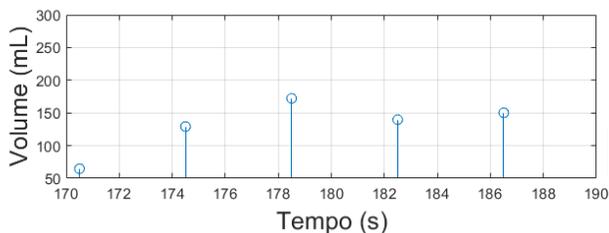
O tempo de inspiração foi setado em 1 segundo e o tempo de expiração foi determinado pela frequência respiratória de 15 respirações a cada minuto. Portanto, o tempo total de respiração é de 4 segundos e o tempo de expiração resulta em 3 segundos.

Todos os sensores foram calibrados utilizando o somatório do fluxo nos intervalos em que ele é diferente de zero, dessa forma obtém-se o valor total do volume em cada intervalo. Foram coletadas 2400 amostras em 60 segundos. O sensor de referência utilizado para calibração foi o sensor de volume do ventilador mecânico usado nos testes.

Após o processo de calibração, foram obtidos os resultados de cada sensor com o ventilador mecânico em funcionamento. Para o sensor baseado no tubo de Pitot, o resultado obtido é exibido na Fig. 11.



(a) Fluxo de ar medido a cada instante de tempo

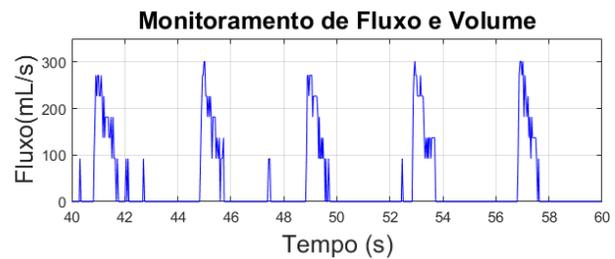


(b) Volume medido a cada ciclo

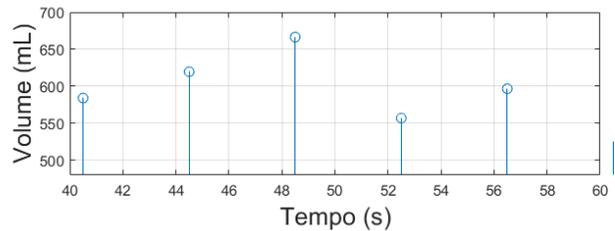
Fig. 11. Resultados do sensor baseado no Tubo de Pitot

A Fig. 11a indica o fluxo medido a cada instante de tempo, de modo que a soma de todos os valores de um ciclo de medição corresponde ao volume corrente mostrado na Fig.11b. Percebe-se que os valores de volume medidos variam consideravelmente e estão longe do valor de referência de 575 ml. Portanto, os resultados obtidos do sensor com tubo de Pitot não foram conclusivos, pois o mesmo apresentou variações muito pequenas e inconstantes, até mesmo quando não havia fluxo de ar passando pelo sensor, como demonstrado na Fig. 11. As prováveis razões dos resultados não satisfatórios têm relação com a sensibilidade a diversos parâmetros como temperatura ambiente; perfis de velocidade; protuberâncias dentro do tubo, visto que o tubo impresso possuía camadas visíveis de 0,1 mm devido a impressão 3D [7].

O resultado obtido utilizando o sensor baseado no Tubo de Venturi é apresentado na Fig. 12.



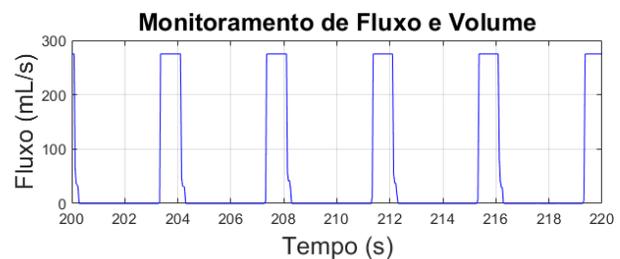
(a) Fluxo de ar medido a cada instante de tempo



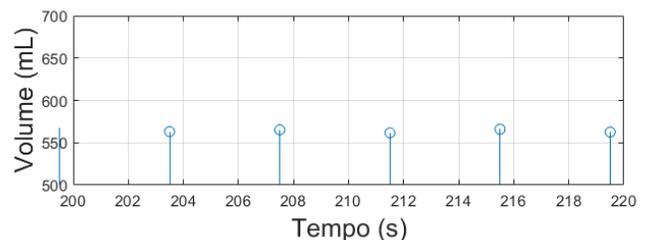
(b) Volume medido a cada ciclo

Fig. 12. Resultados do sensor baseado em tubo de Venturi

A Fig. 12a indica o fluxo medido e a Fig.11b mostra o volume corrente. Percebe-se a variação apresentada nos valores de volume, no entanto, comparado ao sensor anterior, eles estão bem mais próximos do valor esperado de 596 ml, com o valor médio de 567 ml e erro médio de 4,8%. As protuberâncias dentro do tubo devido a impressão 3D explicam esses erros.



(a) Fluxo de ar medido a cada instante de tempo



(b) Volume medido a cada ciclo

Fig. 13. Resultados do sensor infravermelho após o processo de calibração - 1

Para o terceiro sensor desenvolvido, o sensor infravermelho, os valores de fluxo estão mostrados na Fig.13a e o volume corrente na Fig. 13b. É possível observar a pequena variação

no valor de volume corrente e este é o sensor que mais se aproxima do valor de referência de 566 ml mostrado pelo ventilador.

O resumo dos resultados obtidos está disposto na Tabela II. Nota-se que, como esperado visto as figuras anteriores, o sensor infravermelho apresentou os melhores resultados, que são extremamente satisfatórios para a aplicação em ventiladores mecânicos.

TABELA II
PARÂMETROS COLETADOS NO VENTILADOR MECÂNICO.

| Grandeza | Pitot | Venturi | Infravermelho |
|--------------------------|-------|---------|---------------|
| Volume Referência (ml) | 575 | 596 | 566 |
| Volume médio medido (ml) | 133 | 567,53 | 564,72 |
| Erro médio (%) | 76,9 | 4,8 | 0,2 |
| Desvio Padrão | 37,56 | 70,6 | 2,92 |

Diante dos melhores resultados, outros ensaios foram realizados com o sensor infravermelho. A PEEP e a frequência respiratória permaneceram 8 cmH₂O e 15 respirações por minuto, respectivamente, e a pressão máxima foi alterada entre 25 cmH₂O e 29 cmH₂O. A Fig. 14 demonstra os bons resultados obtidos com o ensaio.

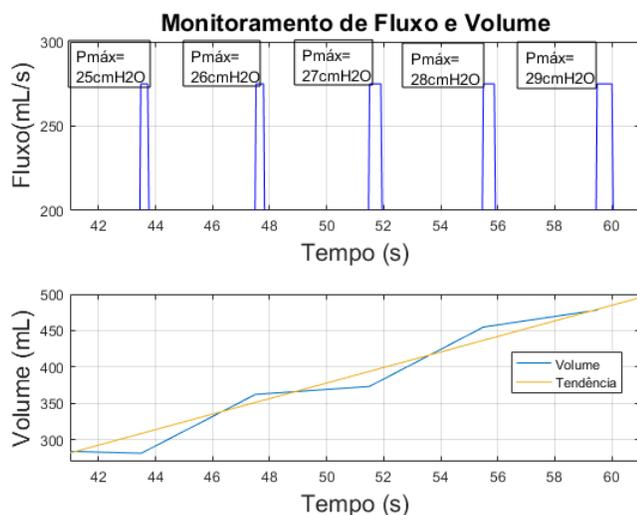


Fig. 14. Resultado do sensor infravermelho após o processo de calibração - 2

Por fim, foi realizada uma análise de custos dos três sensores. Considerando todos os elementos construtivos, estimou-se que o sensor baseado em Tubo de Pitot custa US\$53,60 e o baseado em Tubo de Venturi custa US\$ 54,14, nos quais o elemento de maior valor é o sensor de pressão diferencial. Além dos melhores resultados, o sensor de infravermelho apresentou os melhores custos, com uma redução muito significativa para o valor de US\$2,32. Esse é um custo muito abaixo também dos sensores de fluxo de ar comerciais com aplicação para baixas vazões, que custam entre US\$250,00 os modelos mais comuns até US\$800,00 dos modelos mais robustos e precisos.

V. CONCLUSÕES

Neste trabalho, são apresentadas três propostas para implementação de sensores de volume de baixo custo para serem usados em ventiladores mecânicos. A comparação de desempenho dos sensores foi realizada a partir da avaliação da capacidade de medir um valor de volume constante para os mesmos parâmetros de pressão configurados no ventilador mecânico e a correspondência entre o volume medido pelo sensor e o valor de referência: o sensor de volume do ventilador mecânico. O sensor que apresentou melhores resultados e forneceu valores mais compatíveis aos informados pelo sensor de referência foi o sensor infravermelho. Para justificar o argumento de que os sensores implementados são de baixo custo, foram levantados os custos dos componentes para fabricação, assim como o custo total de um sensor que já está no mercado, tendo a mesma aplicação. Diversas melhorias ainda são possíveis para os sensores, tais como: busca de maior estabilidade; uso de técnicas de processamento digital para análise de sinais; e aprimoramento das filtragens de interferências. Com a proposta dos sensores, o sistema que antes poderia ter um alto valor de custeio, torna-se acessível para a aquisição de dados dos pacientes em tempo real, atendendo à demanda de diversas pesquisas na área. Conclui-se que o trabalho pode beneficiar a implementação de ventiladores mecânicos (em especial os de baixo custo) e futuros estudos na área de engenharia biomédica.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos ao Hospital Universitário da Universidade Federal do Piauí pelo apoio.

REFERÊNCIAS

- [1] M. Z. Tay, C. M. Poh, L. Rénia, P. A. MacAry, and L. F. P. Ng, "The trinity of covid-19: immunity, inflammation and intervention," *Nature Reviews Immunology*, Apr 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1038/s41577-020-0311-8>
- [2] W. H. Organization. (2020, Apr.) Coronavirus (covid-19). [Online]. Available: <https://covid19.who.int/>
- [3] C. N. de Estabelecimentos de Saúde. (2020, Apr.) Consulta de equipamentos. [Online]. Available: <http://cnes2.datasus.gov.br/Mod?Ind?Equipamento.asp?VEstado=00>
- [4] C. R. R. d. Carvalho, C. Toufen Junior, and S. A. Franca, "Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias," *Jornal brasileiro de pneumologia*, vol. 33, pp. 54–70, 2007.
- [5] R. S. Campbell and B. R. Davis, "Pressure-controlled versus volume-controlled ventilation: does it matter?" *Respiratory Care*, vol. 4, no. 47, pp. 416–424, 2002.
- [6] A. I. Pádua and J. A. B. Martinez, "Modos de assistência ventilatória," *Medicina (Ribeirão Preto)*, vol. 34, no. 2, pp. 133–142, 2001.
- [7] N. R. Wajih Ezzedine, Jérémie Schutz, "Pitot sensor airflow measurement accuracy: Casual modelling and failure risk analysis," *Flow Measurement and Instrumentation*, vol. 65, pp. 7–15, 2018.
- [8] R. R. Praneel Titheradge, "Static and dynamic performance of a venturi airflow sensor," *Flow Measurement and Instrumentation*, vol. 73, p. 101725, 2020.
- [9] Y. A. Cengel and J. M. Cimbala, *Mecânica dos fluidos: Fundamentos e Aplicações*. Amgh Editora, 2015.
- [10] Freescale Semiconductor, *Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated*, 2007. [Online]. Available: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/188331/FREESCALE/MPX5010DP.html>



Aylson Lopes Leal, graduado em Ciências da Natureza pela Universidade Federal do Piauí, participante do programa de Iniciação Científica na caracterização estrutural e isolamento de compostos bioativos de *Apodanthera Villosa*. Bolsista no LAPETRO (2009). Participante do PIBID. Graduando em Engenharia Elétrica pelo Centro de Ensino Unificado do Piauí - CEUPI. Professor de robótica na escola bilingue *Bright Bee* e Tron ensino de robótica. Participante de Iniciação Científica no CEUPI, atuando no desenvolvimento e aplicações de

redes neurais em uma prótese robótica de baixo custo.



Matheus de Castro Passos Prado, é graduando em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal do Piauí. Faz parte do grupo GRASI (Grupo de Automação de Sistemas Inteligentes) e grupo PET (Programa de Educação Tutorial) realizando atividades com ênfase em controle e Automação, redes neurais, sistemas embarcados e autônomos. Tem experiências com projetos de Eletrônica, modelagem 3D e prototipagem de circuitos impressos. É contratado pelo Colégio Instituto Dom Barreto e um dos responsáveis pelo gerenciamento do Lab. Maker do

mesmo.



Caio Araújo Damasceno, Engenheiro Eletricista pela Universidade Federal do Piauí, Mestre em Sustentabilidade e Eficiência Energética nos Edifícios e na Indústria pela Universidade de Jaén, Espanha. Professor de Engenharia Elétrica na Universidade Federal do Piauí (UFPI) e no Centro de Ensino Unificado do Piauí (CEUPI). Ganhador do Prêmio Mercosul de Ciência e Tecnologia com um projeto que integrou as áreas de engenharia e saúde por meio do desenvolvimento de próteses 3D de baixo custo. Participou do programa Ciência Sem Fronteiras e

estudou Engenharia Elétrica na University of Manitoba. Realizou cursos de formação na área de Energias Renováveis e Project Management na University of Nis, Sérvia. Campeão estadual e nacional do Desafio Empreendedor Universitário.



Yasmin Martins Perci, é graduanda em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal do Piauí. É membro do GRASI (Grupo de Automação e Sistemas Inteligentes) na Universidade Federal do Piauí, desenvolvendo pesquisas na área de Identificação de Sistemas Dinâmicos. Participante de Iniciação Científica na UFPI, com o projeto “Redes Neurais Aplicadas na Identificação da Dinâmica de Temperatura e Umidade em uma Incubadora Neonatal”.



Gabryel Figueiredo Soares, graduando em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal do Piauí. É membro do GRASI (Grupo de Automação e Sistemas Inteligentes) na Universidade Federal do Piauí, desenvolvendo pesquisas nas áreas de IoT, controle digital, desenvolvimento de hardware para monitoramento de sistemas. É bolsista de Iniciação Científica do CNPq com o projeto “Sistema de Aquisição e Condicionamento de Dados da Malha de Umidade da Incubadora Neonatal Conforme a Certificação da Norma IEC-60.601-19”.



Miguel Leocádio de Sousa Neto, estudante de graduação em Engenharia Elétrica na Universidade Federal do Piauí (UFPI), campus Ministro Petrônio Portella, desde fevereiro de 2018. Bolsista do PET Engenharia Elétrica da UFPI. Participante de Iniciação Científica em projeto intitulado “Sistema de Arrefecimento de Módulos Fotovoltaicos”.



Gustavo Retuci Pinheiro, Graduado em Engenharia de Controle e Automação pela Universidade Federal de Itajubá, Mestre em Engenharia Elétrica e Computação pela Universidade Estadual de Campinas e atual aluno de Doutorado, também pela Universidade Estadual de Campinas. Faz parte do MICLab (Medical Image Compute Laboratory) na Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação da Universidade Estadual de Campinas, onde trabalha com processamento de imagens e inteligência artificial. Também possui experiência de mais de 8

anos em desenvolvimento de equipamentos eletrônicos para áreas como instrumentação industrial e aplicações de internet das coisas.



Luan da Silva Bezerra, graduando em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal do Piauí. Faz parte do grupo GRASI (Grupo de Automação de Sistemas Inteligentes) na mesma, realizando estudos em ensino e pesquisas relacionadas a área de Automação, Controle Analógico, Modelagem de Sistemas Dinâmicos e controladores PID. Possui experiência na área de eletrônica com ênfase em prototipagem de circuitos impressos e projetos de desenvolvimento de equipamentos e sistemas eletroeletrônicos empregados na música.