

# Uji Kinerja Ventilator pada Mode *Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation (SIMV)*

SULTHON ABDUL AZIZ<sup>1</sup>, BASARI<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Program Studi Magister Teknologi Biomedis, Universitas Indonesia

<sup>2</sup>Pusat Riset Rekayasa Biomedis (RCBE), Universitas Indonesia

Email: [sulthon.abdul@ui.ac.id](mailto:sulthon.abdul@ui.ac.id), [basari.st@ui.ac.id](mailto:basari.st@ui.ac.id)

Received 11 April 2024 | Revised 23 Mei 2024 | Accepted 27 Mei 2024

## ABSTRAK

*Gagal napas terjadi ketika sistem pernapasan tidak mampu mempertahankan kadar oksigen yang memadai dalam darah, baik dengan atau tanpa akumulasi karbon dioksida. Ventilator adalah alat yang mendukung pernapasan seseorang yang mengalami gagal napas. Pengaturan ritme pernapasan oleh mesin sering kali dirasakan tidak nyaman oleh pasien yang sadar, sehingga diperlukan sinkronisasi antara ritme pernapasan pasien dan mesin. Kami telah mengembangkan sebuah ventilator bernama COVENT untuk mengatasi masalah ini. Dalam artikel ini, kami melaporkan hasil uji kinerja ventilator dalam mode Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation (SIMV). Hasil penelitian diuji dengan menggunakan VT gas flow analyzer, diperoleh akurasi pembacaan Positive End Expiratory Pressure (PEEP) sebesar 98,72%, akurasi volume yang dihasilkan sebesar 97,8-99,97% dari set volume yang ditetapkan dengan akurasi volume terbaca terhadap hasil uji VT gas flow analyzer sebesar 97,72-99,84%, akurasi pembacaan Peak Inspiratory Pressure (PIP) sebesar 97,77% dan akurasi deteksi usaha napas pasien 99,89%.*

**Kata kunci:** Mode SIMV, PEEP, PIP, Ventilator

## ABSTRACT

*Respiratory failure occurs when the respiratory system is unable to maintain adequate oxygen levels in the blood, either with or without carbon dioxide accumulation. A ventilator is a device that supports the breathing of someone who is experiencing respiratory failure. Regulating the breathing rhythm by a machine is often felt uncomfortable by conscious patients, so synchronization is needed between the patient's breathing rhythm and the machine. We have developed a ventilator called COVENT to overcome this problem. In this article, we report the results of ventilator performance tests in Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation (SIMV) mode. The results of the research were tested using a VT gas flow analyzer, the accuracy of the Positive End Expiratory Pressure (PEEP) reading was 98.72%, the resulting volume accuracy was 97.8-99.97% of the set volume determined with the accuracy of the volume read against the VT test results analyzer was 97.72-99.84%, the accuracy of the Peak Inspiratory Pressure (PIP) reading was 97.77% and the accuracy of detecting the patient's respiratory effort was 99.89%.*

**Keywords:** PEEP, PIP, SIMV Mode, Ventilator

## 1. PENDAHULUAN

Sistem pernapasan (respirasi) merupakan proses pertukaran gas oksigen ( $O_2$ ) yang dibutuhkan oleh tubuh untuk metabolisme sel dengan karbon dioksida ( $CO_2$ ) sebagai bentuk keluaran dari metabolisme (Heni Puji Wahyuningsih & DR Yuni Kusmiyati., 2017). Secara umum, proses pernapasan melalui beberapa organ, yakni hidung, faring, laring, trakea, bronkus, serta paru-paru (Clark & Brunick, 2015) (Patwa & Shah, 2015). Pada kasus pandemi Covid-19, dari penelitian yang dilakukan Elezkurtaj, dkk. setelah dilakukan otopsi dari 26 orang yang meninggal, kegagalan pernapasan atau kerusakan alveolar difus adalah penyebab langsung kematian dari lima pasien dengan kerusakan paru-paru parah yang melibatkan pertukaran gas yang sangat terbatas (Elezkurtaj, dkk, 2021). Gagal napas adalah ketidakmampuan sistem pernapasan dalam mempertahankan pemberian oksigen dalam darah dengan atau tanpa penumpukan karbon dioksida (Dewi, 2017). Gagal napas akut dan kronis merupakan penyebab utama kematian pada pasien Osteogenesis Imperfecta (Storoni, dkk, 2021). Gagal napas dapat disebabkan oleh kelainan pada paru, jantung, otot pernapasan, dinding dada, penyakit (virus) serta bakteri pneumonia (Laghi & Tobin, 2003) (Selva-O'Callaghan, dkk, 2000). Peralatan medis yang dapat membantu pasien yang mengalami gagal napas antara lain HFNC (*High Flow Nasal Cannule*), CPAP (*Continuous Positive Airway Pressure*), Nebulizer dan Ventilator.

Untuk menunjang intervensi medis, ventilator kerap digunakan pada area penting di rumah sakit, seperti IGD dan ICU. Ventilator merupakan alat yang membantu dan menunjang pernapasan seseorang yang mengalami gagal napas (Ding, dkk, 2023). Pada pengoperasiannya, ventilator akan mengatur proses menghirup dan menghembuskan napas pada pasien. Ventilator akan memberikan suplai oksigen kepada pasien selama beberapa detik, kemudian berhenti menyuplai agar udara dari paru-paru pasien dapat keluar dengan sendirinya (Arifin, 2019). Variabel yang diukur biasanya meliputi volume, tekanan, fraksi oksigen, rasio inspirasi:ekspirasi, juga tekanan puncak ekspirasi akhir (PEEP), dan tekanan inspirasi puncak (PIP) untuk menghindari atelektasis, hiperinflasi, dan hiperventilasi (Prause, dkk, 2021) (Ruberto, dkk, 2015) (Thomas & Paratz, 2023). Secara umum, ventilator terbagi menjadi dua tipe, yakni invasif dan non-invasif. Ventilator invasif dioperasikan dengan memasukkan bagian alat ke tenggorokan pasien dan biasanya alat ini mengontrol keseluruhan proses pernapasan pada pasien tidak sadar dan dalam kondisi darurat (Subirà, dkk, 2019) (Teixeira, dkk, 2015). Ventilator non-invasif dioperasikan tanpa memasukkan alat ke dalam tubuh pasien, penggunaan tipe ini ditujukan untuk pasien dalam kondisi sadar dan mampu untuk mengatur pernapasannya meski dalam kondisi sesak napas (CNN, 2020) (Crimi, dkk, 2022) (Darwood, dkk, 2019). Ventilator memiliki beberapa mode, antara lain ACV (*Assisted Controlled Ventilation*), CPAP (*Continuous Positive Airway Pressure*), PSV (*Pressure Support Ventilation*) dan SIMV (*Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation*).

SIMV merupakan mode yang mencakup pernapasan intermiten dengan volume teratur. Mode ini tersinkronisasi dengan usaha pernapasan pasien. Ketika pemicu inspirasi terdeteksi, maka pernapasan bantuan tersinkronisasi tersuplai. Nilai pemicu tekanan atau aliran udara pada usaha pasien dalam menarik napas menjadi parameter yang penting, nilai ini menentukan kemudahan pasien dalam memicu alat untuk menyuplai udara. Keuntungan dari SIMV adalah kenyamanan pasien dan menghindari alkalosis pernapasan akut dengan pasien dapat mencapai ventilasi alveolar normal (Donn & Sinha, 2006).

### 1.1 *State of The Art*

Tabel 1 menunjukkan beberapa penelitian sebelumnya terkait dengan pemicu dari pasien yang terdiri dari tipe *pressure trigger* dan *flow trigger*. Pada penelitian sebelumnya, banyak yang

menggunakan *flow trigger* sebagai tipe pemicunya seperti yang diteliti oleh Abubakar & Kezler, Thomas, dan Greenough. Perbedaan dari ketiga penelitian tersebut terletak pada nilai pemicu yang digunakan berbeda-beda, dan nilai pemicu yang tertinggi sekitar 15L/min (**Thomas, 2015**). Berbeda dengan tipe *pressure trigger*, penelitian yang dilakukan Greenough menggunakan nilai pemicu yang kecil yaitu 0,2L/min. Oleh karena itu, berdasarkan penelitian sebelumnya penelitian ini akan menggunakan *pressure trigger* sebagai tipe pemicunya dengan menggunakan nilainya sekitar -20% dari nilai PEEP.

**Tabel 1. State of The Art**

No.	Tipe Pemicu	Nilai Pemicu	Referensi
1	<i>Pressure Trigger dan Flow Trigger</i>	-0,5 cmH <sub>2</sub> O -1 cmH <sub>2</sub> O 5/2 L/min 10/3 L/min	<b>(Goulet dkk., 1997)</b>
2	<i>Flow Trigger</i>	2-3L/min	<b>(Abubakar &amp; Keszler, 2001)</b>
3	<i>Flow Trigger</i>	15L/min	<b>(P. J. Thomas, 2015)</b>
4	<i>Pressure Trigger</i>	-1 cmH <sub>2</sub> O	<b>(Shelledy dkk., 1995)</b>
5	<i>Flow Trigger</i>	0,2L/min	<b>(Greenough, 2001)</b>
6	<i>Pressure Trigger</i>	-20% dari nilai PEEP	Penelitian Ini

Dalam penelitian ini kami merancang sebuah ventilator bernama COVENT mode SIMV dengan membandingkan parameter pemicu tekanan dari pasien yang kemudian diuji dengan alat ventilator *analyzer*. Dari beberapa nilai parameter tersebut diamati dan dipilih nilai yang dapat berfungsi/bekerja dengan maksimal mendeteksi tekanan pemicu dari pasien sesuai yang diharapkan.

## 2. METODE

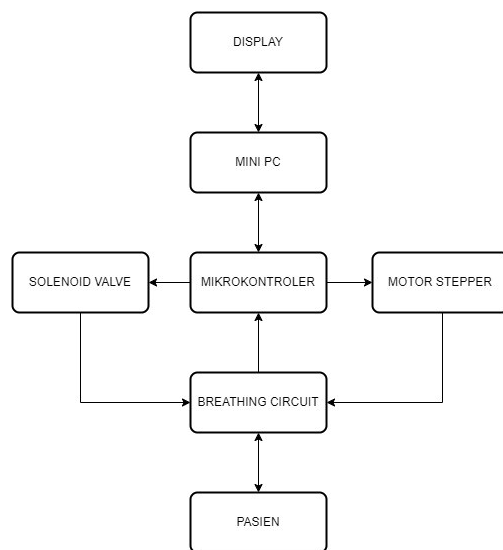
Metode penelitian yang digunakan dalam perancangan alat ini adalah metode percobaan, yang mencakup perancangan perangkat keras (*hardware*) dan perangkat lunak (*software*). Dalam perancangan perangkat lunak, digunakan mikrokontroler STM32F411CEU6 dengan prosesor STM32F411xC yang berbasis arsitektur ARM Cortex-M4 32-bit dan kristal 100 MHz, serta menggunakan bahasa pemrograman C. Program kendali pada sistem ini telah didaftarkan sebagai Hak Cipta atas nama Basari, Sulthon Abdul Aziz, Iman Herlambang Suherman, Syifa Rahmadiani A., Muhammad Fadhil Al Hafiz, Jordy Marcus, Naufal Inas Fikri, "Program Kontrol Alat Ventilator Covent-20 Portabel" Kementerian Hukum dan HAM-RI, *Certificate no.:* EC00202410479, 30 Jan. 2024 (**Basari, dkk, 2024**). Selain mikrokontroler, Mini PC Raspberry Pi juga digunakan sebagai prosesor untuk menampilkan data dan mengirimkan input dari pengguna, dengan menggunakan bahasa pemrograman Python. Desain antarmuka dibuat menggunakan aplikasi dengan *library* PyQt5 yang diinstal pada Python, yang kemudian dapat menggunakan aplikasi Designer dari *library* tersebut.

Dalam perancangan perangkat keras, dibuat rangkaian komponen elektronika berdasarkan desain mekanik ventilator. Desain skematik rangkaian dibuat menggunakan easyEDA, di mana tata letak komponen elektronika dirancang dan dibagi ke dalam beberapa blok, seperti blok daya, blok sensor, blok *output*, dan blok kendali. Desain mekanik dirancang menggunakan Fusion360. Komponen mekanik ini menghubungkan selang Polyurethane (PU) berdiameter 6

mm dengan *breathing circuit* standar berdiameter 22 mm. Modifikasi dilakukan untuk mencampurkan oksigen dengan udara luar, dengan rentang volume luas dan tekanan udara yang dapat dikurangi agar nilai PIP tidak menjadi terlalu tinggi.

## 2.1 Diagram Blok Perancangan

Diagram blok merupakan gambaran dasar dalam perancangan sistem yang terdiri dari beberapa bagian, yang mana setiap bagian memiliki fungsi masing-masing. Blok diagram dalam perancangan sistem seperti pada Gambar 1.

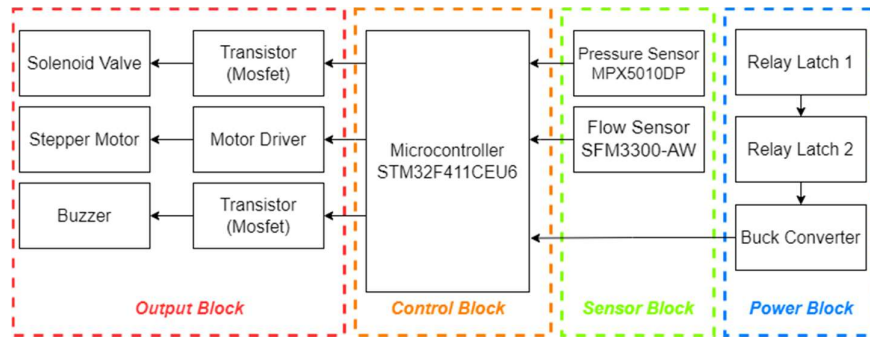


**Gambar 1. Blok Diagram Perancangan Alat Ventilator**

Prinsip kerja mode SIMV pada ventilator ini dimulai dengan menjalankan program pada mikrokontroler, di mana *display* menerima input pengaturan dari tenaga kesehatan. Mini PC mengirimkan data *input* tersebut ke mikrokontroler. Mikrokontroler kemudian mengendalikan katup solenoid dan motor *stepper* untuk memberikan napas awal dan menyuplai volume udara sesuai dengan yang diinginkan oleh tenaga kesehatan. Udara yang telah diatur dikirimkan ke pasien melalui *breathing circuit*. *Breathing circuit* ini terhubung dengan sensor tekanan dan sensor aliran yang mengontrol akurasi volume udara yang diberikan. Setelah napas pertama yang diinisiasi oleh sistem, pasien akan memicu setiap napas berikutnya yang akan dideteksi oleh sensor-sensor pada *breathing circuit*, sehingga pasien menerima aliran udara sesuai dengan ritme yang diinginkan.

## 2.2 Perancangan Rangkaian Elektronika

Dalam perancangan rangkaian elektronika pembuatan mode SIMV pada ventilator ini digunakan sumber daya 12VDC yang berasal dari baterai, dari sumber daya tersebut akan dibagi 2, dipertahankan 12VDC untuk katup solenoid, *buzzer* dan motor *stepper* NEMA17 serta diturunkan hingga 5VDC untuk mikrokontroler, sensor MPX5010DP, sensor SFM3300-AW. Diagram rangkaian elektronika dari ventilator seperti terlihat pada Gambar 2.



**Gambar 2. Diagram Rangkaian Elektronika Hasil Rancangan**

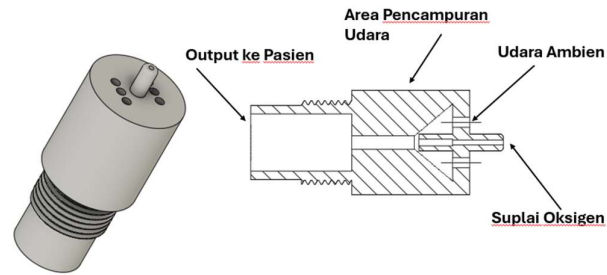
Berdasarkan Gambar 2 tersebut, kita bisa melihat jalur elektrikal pada ventilator, secara garis besar, rangkaian elektronik ini dibagi menjadi blok daya, blok sensor, blok *output*, dan blok kendali. Blok daya ini terdiri dari beberapa komponen yang berfungsi sebagai area utama penerimaan dan penyaluran daya ventilator. Blok sensor terdiri dari SFM3300-AW yang digunakan serta MPX5010DP. Sensor SFM3300-AW menggunakan rangkaian *pull-up* resistor untuk menaikkan tegangan yang dihasilkan sensor sebagai nilai data dan waktu. Serta digunakan rangkaian filter untuk sensor MPX5010DP untuk membantu memberikan nilai yang stabil ke mikrokontroler. Pada blok *output*, terdapat 2 buah mosfet, 2 buah terminal blok untuk menghubungkan dengan solenoid dan *buzzer*. Blok pengendali terdiri dari mikrokontroler STM32F411CEU6 sebagai pengendali seluruh rangkaian yang terhubung ke seluruh komponen elektrik yang terdapat pada PCB.

Komponen elektronik utama yang digunakan pada penelitian ini meliputi:

1. Mikrokontroler STM32F411CEU6, merupakan mikrokontroler 32-bit STM32 dengan arsitektur ARM yang dapat memberikan kinerja yang tinggi, pemrosesan sinyal digital, tegangan dan daya rendah, kemampuan waktu nyata, konektivitas dan mempertahankan integrasi penuh (**Microelectronics, 2023**).
2. Sensor Tekanan MPX5010DP, merupakan sensor tekanan silikon monolitik yang dapat bekerja dengan konfigurasi Diferensial atau Gauge dalam alat. Sinyal tekanan yang telah ditransmisikan inilah yang akan diterima oleh mikrokontroler (**Semiconductors, 2024**).
3. Sensor Aliran Udara SFM3300-AW merupakan sensor untuk mengukur aliran proksimal dalam aplikasi pernapasan seperti anestesi atau ventilasi. Sensor ini memiliki akurasi dan ketahanan pengukuran baik dan waktu pemrosesan sinyal yang singkat dan dapat mengukur volume aliran udara dua arah hingga 250 slm (standar liter per menit) (**AG, 2023**).

### 2.3 Perancangan Komponen Mekanik

Perancangan komponen mekanik ini terdiri dari komponen pendukung untuk aliran udara. Rangkaian aliran udara menggunakan sumber udara dari tabung oksigen yang kemudian diatur keluarannya dengan *pressure regulator*, kemudian terhubung ke katup solenoid, lalu ke katup pengatur kecepatan aliran udara, yang dilanjutkan ke venturi di mana oksigen akan dicampur dengan udara luar yang kemudian disalurkan oleh *breathing circuit* yang terhubung dengan pasien dan sensor terhubung.

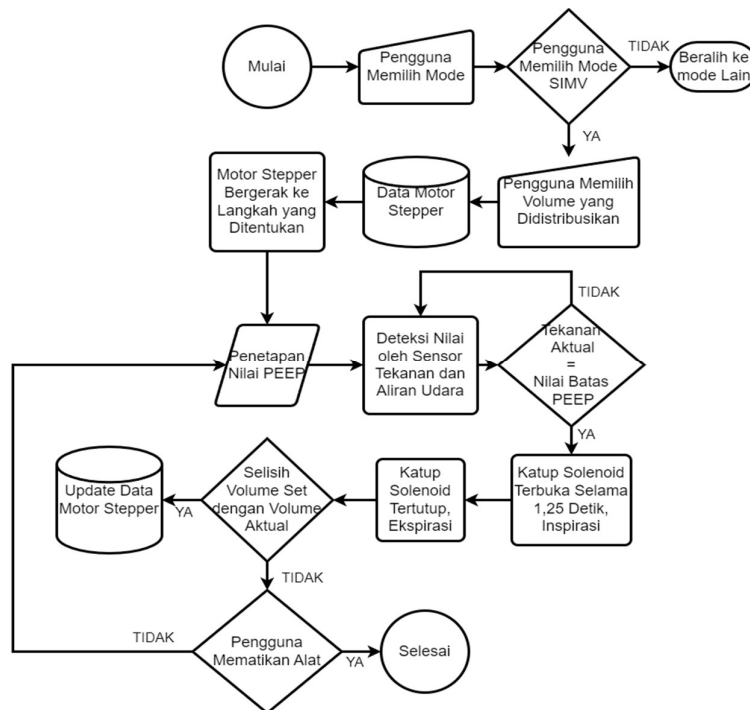


**Gambar 3. Desain Venturi**

Dalam merancang jalur pernapasan dari ventilator menuju pasien, dibutuhkan desain mekanis untuk menunjang profil luaran udara yang harus menurunkan kadar oksigen yang masuk untuk menghindari terjadinya hyperoxia (kelebihan kadar oksigen) (Singer, dkk, 2021). Gambar 3 menampilkan desain venturi yang mana memanfaatkan masukan berupa gas oksigen bertekanan yang dicampur dalam area pencampuran udara, gas oksigen ini akan menimbulkan aliran udara turbulen dengan udara ambien yang masuk melalui lubang di sekitarnya, hasil dari pencampuran ini menghasilkan aliran udara laminar campuran gas oksigen bertekanan dengan udara ambien.

## 2.4 Bagan Alir

Bagan alir merupakan garis besar atau urutan jalannya sebuah program dalam sebuah bagan. Dengan bagan alir kita dapat mengetahui dengan jelas mekanisme alat mulai dari *input*, alur kerja sistem, hingga *output*. Bagan alir sistem pengujian kinerja mode SIMV pada ventilator COVENT diperlihatkan pada Gambar 4.



**Gambar 4. Bagan Alir**

Berdasarkan Gambar 4, kita dapat memahami cara kerja mode SIMV ini melalui pendeteksian penurunan tekanan aktual terhadap sisa ekspirasi pada pasien. Mode ini akan aktif ketika tenaga kesehatan memilih volume udara yang akan diberikan kepada pasien dan menekan tombol ok. Setelah volume ditentukan, motor *stepper* akan bergerak ke posisi yang telah ditetapkan. Pendeteksian aliran udara, tekanan udara, dan penghitungan volume udara akan berjalan secara paralel selama mesin menyala. Sisa tekanan udara saat ekspirasi akan diidentifikasi sebagai PEEP (*Positive End-Expiratory Pressure*). Ketika terjadi penurunan tekanan aktual terhadap nilai PEEP pada batas tertentu, usaha napas pasien terdeteksi, memicu katup solenoid untuk terbuka sehingga aliran udara dapat masuk, memulai proses inspirasi. Katup solenoid akan terbuka selama 1,25 detik, berdasarkan rata-rata frekuensi napas dewasa yang sekitar 12-20 kali per menit dengan perbandingan inspirasi:ekspirasi 1:2, yang mana 60 detik/16 kali napas/3 perbandingan inspirasi dan ekspirasi. Sensor aliran udara yang terus mendeteksi secara paralel akan menghitung volume udara yang melewati sensor. Setelah katup terbuka selama 1,25 detik, katup akan tertutup. Volume udara yang keluar akan dikoreksi pada setiap pernapasan dengan selisih 20 ml dari volume yang diharapkan, dan motor *stepper* akan menyesuaikan langkah sesuai selisih tersebut. Saat katup solenoid tertutup, tekanan udara dalam paru yang lebih besar dibanding lingkungan akan otomatis mengeluarkan udara, memulai proses ekspirasi. Tekanan sisa ekspirasi ini akan digunakan untuk siklus pernapasan berikutnya.

### 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

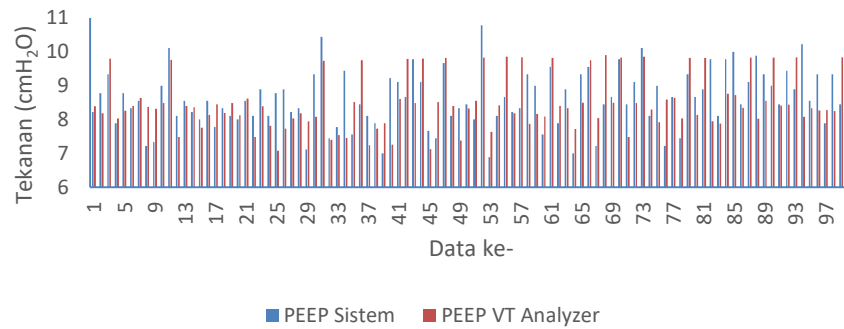
Setelah dilakukan perancangan dan pengembangan purwarupa ventilator COVENT mode SIMV, dilakukan beberapa pengujian sistem untuk menilai kelaikan ventilator mode SIMV. Pengujian sistem dimaksudkan sebagai upaya untuk mengetahui sejauh mana kelaikan prototipe ventilator mode SIMV dengan karakterisasi pembangkitan sesuai usaha napas pasien yang tepat serta memberikan volume udara yang tepat kepada pasien dalam jangkauan tekanan udara yang aman bagi pasien.

#### 3.1 Pengujian Sistem Ventilator Mode SIMV

Pengujian sistem ventilator dalam mode SIMV dilakukan dengan membandingkan data serial yang dihasilkan oleh mikrokontroler dengan data dari *Ventilator Tester (VT) Gas Flow Analyzer* Fluke Biomedical™ VT650. Pengujian ini bertujuan untuk mengevaluasi kinerja keseluruhan sistem saat digunakan pada pasien, termasuk ketepatan pembacaan nilai PEEP, kesesuaian antara tekanan aktual yang dihasilkan dan nilai PEEP yang terbaca, ketepatan volume udara yang keluar, serta akurasi pembacaan nilai PIP.

#### 3.2 Pembacaan Nilai PEEP

Pembacaan nilai PEEP penting dilakukan untuk melihat seberapa besar sisa tekanan udara dalam paru setelah ekspirasi (**Rahmanti, 2021**). Pembacaan PEEP juga penting dalam sistem ini karena pembangkitan udara didasarkan pada pengurangan nilai PEEP pada pernapasan terakhir.



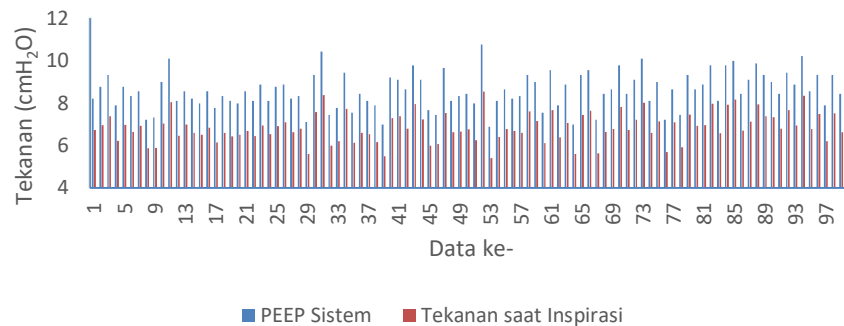
**Gambar 5. Perbandingan Nilai PEEP Sistem dan VT *Gas Flow Analyzer***

Gambar 5 menunjukkan grafik perbandingan nilai PEEP yang dibaca oleh sistem yang dibandingkan dengan yang terbaca oleh VT *gas flow analyzer*. Pada 100 siklus pernapasan, didapat rata-rata nilai PEEP terbaca oleh sistem adalah 8,591 cmH<sub>2</sub>O sedangkan rata-rata nilai PEEP yang terbaca oleh VT *gas flow analyzer* adalah 8,483 cmH<sub>2</sub>O, sehingga didapat akurasi pembacaan PEEP antara sistem dan VT *gas flow analyzer* adalah 98,72%.

Selisih pembacaan PEEP antara sistem dan VT *gas flow analyzer* dapat disebabkan oleh beberapa faktor, seperti adanya *noise* pada rangkaian, stabilitas sensor saat pembacaan, perbedaan perhitungan dalam konversi tegangan ke tekanan yang memerlukan penyesuaian, hingga diperlukannya algoritma *smoothing* untuk pembacaan tekanan yang lebih baik.

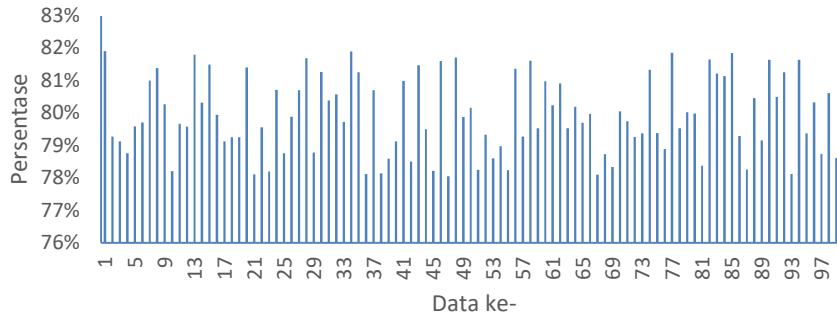
### 3.3 Rentang Antara Tekanan Aktual saat Pembangkitan terhadap Nilai PEEP

Rentang tekanan aktual pembangkitan yang ditetapkan oleh penulis adalah sebesar 80% dari nilai PEEP, hal ini mengartikan bahwa pasien perlu melakukan usaha penarikan napas sebesar 20% dari sisa akhir pernapasannya untuk memicu mesin mengalirkan udara sesuai dengan set volume yang ditetapkan oleh tenaga kesehatan yang mengoperasikan alat.



**Gambar 6. Perbandingan Nilai PEEP terhadap Tekanan saat Inspirasi**



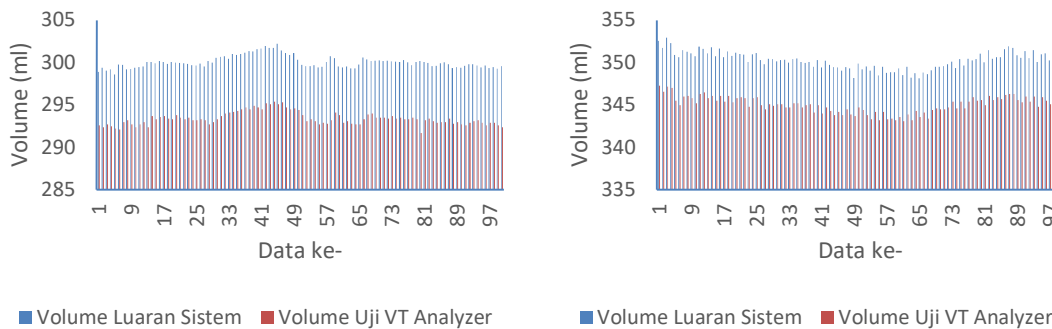


**Gambar 7. Persentase Pembangkitan Aktual terhadap Nilai yang Diharapkan**

Gambar 6 menunjukkan grafik perbandingan nilai tekanan aktual saat inspirasi terhadap nilai PEEP. Gambar 7 menunjukkan grafik persentase tekanan saat pembangkitan terhadap nilai PEEP. Kedua grafik di atas menunjukkan bagaimana sistem mendeteksi usaha napas pasien untuk kemudian mengalirkan udara disertai hasil perhitungan persentase pendeteksian usaha napas pasien. Pada pengujian dengan VT gas *analyzer*, dari 100 siklus pernapasan yang dilakukan, didapat rata-rata inspirasi terjadi saat tekanan aktual turun hingga sebesar 79,89% dari nilai PEEP pada akhir pernapasan. Dari pengujian ini didapat akurasi dari persentase yang diharapkan sebesar 99,89%. Akurasi ini dapat terus ditingkatkan dengan kecepatan pembacaan tekanan dan pengaktifan solenoid saat syarat tekanan terpenuhi.

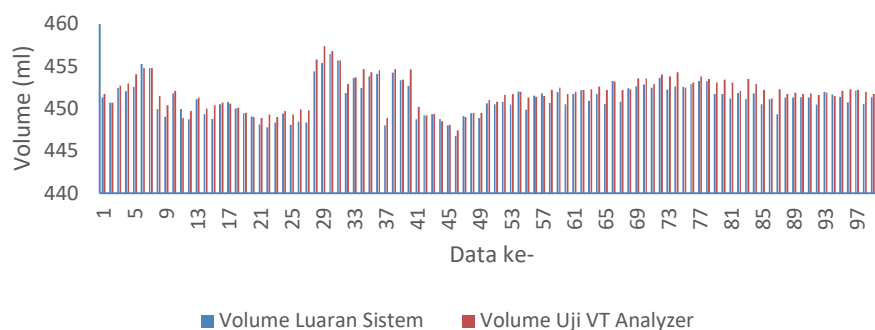
### 3.4 Ketepatan Volume Luaran

Penulis mengharapkan sistem dapat menghasilkan volume udara antara 300 ml hingga 700 ml dengan kelipatan 50 ml. Volume ini akan dipilih oleh tenaga kesehatan yang mengoperasikan alat, dengan mempertimbangkan usia, tinggi, dan berat badan pasien yang telah dipelajari lebih lanjut oleh praktisi kesehatan. Ketepatan volume udara yang dihasilkan sangat penting karena kebutuhan udara setiap pasien berbeda. Akurasi yang baik dalam menghasilkan volume udara akan membantu tenaga kesehatan memperkirakan kebutuhan udara pasien secara tepat, baik jika volume udara yang diterima pasien terlalu sedikit maupun terlalu banyak.

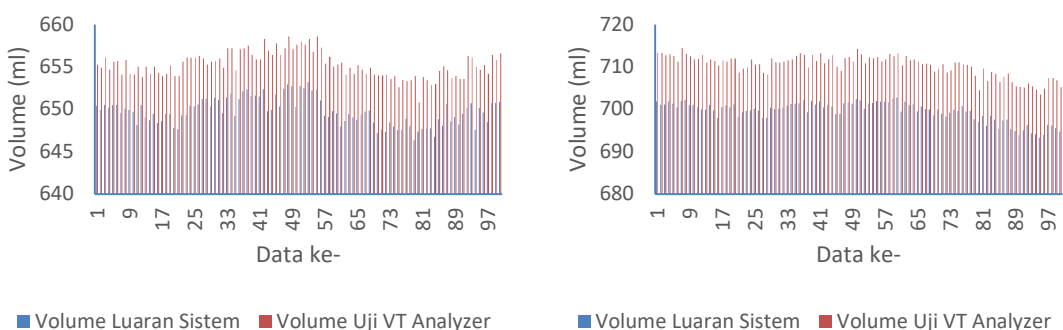


**Gambar 8. Perbandingan Volume yang Luaran Sistem terhadap Volume yang dibaca VT Gas Flow Analyzer (Set 300 ml dan 350 ml)**

## Uji Kinerja Ventilator Pada Mode *Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation* (SIMV)



**Gambar 9. Perbandingan Volume yang Luaran Sistem terhadap Volume yang dibaca VT *Gas Flow Analyzer* (Set 450 ml)**



**Gambar 10. Perbandingan Volume yang Luaran Sistem terhadap Volume yang dibaca VT *Gas Flow Analyzer* (Set 650 ml dan 700 ml)**

Gambar 8, 9, dan 10 menunjukkan grafik pengujian volume yang dilakukan dalam 100 siklus pernapasan. Pada Gambar 8 terlihat adanya perbedaan di mana pembacaan volume yang dilakukan oleh VT *gas flow analyzer* lebih kecil dibanding pembacaan yang dilakukan oleh sistem pada set volume rendah (300 ml dan 350 ml), sementara pada Gambar 9 terlihat pembacaan volume antara sistem dan VT *gas flow analyzer* mendekati sama namun kemudian terlihat pada Gambar 10 pembacaan pada VT *gas flow analyzer* lebih besar dibanding pembacaan volume oleh sistem. Hal ini menunjukkan perlunya penyesuaian gradien pada perhitungan volume yang dilakukan oleh sistem sehingga pembacaan volume antara sistem dan VT *gas flow analyzer* dapat selaras pada seluruh set volume. Rangkuman hasil pengolahan data pengujian volume dapat dilihat pada Tabel 2.

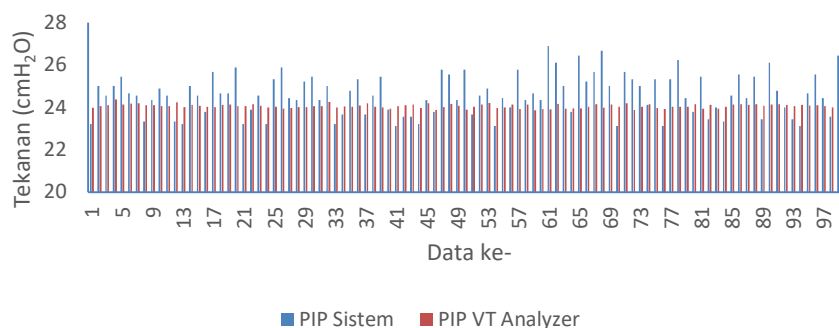
**Tabel 2. Rangkuman Hasil Pengujian Volume Luaran Sistem**

Parameter	Volume Minimum (ml)	Volume Maksimum (ml)	Volume Rata-rata (ml)	Nilai Error (ml)	% Nilai Error	Akurasi	Standar Deviasi
300 ml							
Luaran Sistem	298,608	302,222	300,077	0,077	0,03%	99,97%	0,714
Uji VT650	291,700	295,400	293,397	-6,603	2,20%	97,80%	0,762
Perbedaan	-6,908	-6,822	-6,680	-6,680	2,28%	97,72%	0,397
350 ml							
Luaran Sistem	348,137	352,947	350,272	0,272	0,08%	99,92%	1,007
Uji VT650	343,100	347,300	345,026	-4,974	1,42%	98,58%	0,960
Perbedaan	-5,037	-5,647	-5,246	-5,246	1,52%	98,48%	0,301
400 ml							
Luaran Sistem	400,813	405,329	403,144	3,144	0,79%	99,21%	0,817
Uji VT650	399,000	403,100	400,906	0,906	0,23%	99,77%	0,779
Perbedaan	-1,813	-2,229	-2,238	-2,238	0,56%	99,44%	0,575
450 ml							
Luaran Sistem	446,760	456,466	451,190	1,190	0,26%	99,74%	1,920
Uji VT650	447,400	457,400	451,900	1,900	0,42%	99,58%	1,945
Perbedaan	0,64	0,934	0,710	0,710	0,16%	99,84%	0,752
500 ml							
Luaran Sistem	498,094	504,781	501,605	1,605	0,32%	99,68%	1,433
Uji VT650	502,300	507,900	504,834	4,834	0,97%	99,03%	1,207
Perbedaan	4,206	3,119	3,229	3,229	0,64%	99,36%	1,199
550 ml							
Luaran Sistem	545,556	559,354	551,054	1,054	0,19%	99,81%	2,456
Uji VT650	549,300	563,800	555,129	5,129	0,93%	99,07%	2,444
Perbedaan	3,744	4,446	4,075	4,075	0,73%	99,27%	0,551
600 ml							
Luaran Sistem	598,616	604,504	601,670	1,670	0,28%	99,72%	1,523
Uji VT650	602,900	609,700	606,451	6,451	1,08%	98,92%	1,637
Perbedaan	4,284	5,196	4,781	4,781	0,79%	99,21%	0,646
650 ml							
Luaran Sistem	646,312	653,186	649,771	-0,229	0,04%	99,96%	1,570
Uji VT650	650,800	658,600	655,277	5,277	0,81%	99,19%	1,481
Perbedaan	4,488	5,414	5,506	5,506	0,84%	99,16%	0,865
700 ml							
Luaran Sistem	693,295	702,770	699,526	-0,474	0,07%	99,93%	2,311
Uji VT650	703,500	714,500	710,349	10,349	1,48%	98,52%	2,513
Perbedaan	10,205	11,73	10,823	10,823	1,52%	98,48%	0,719

Akurasi volume yang keluar dari sistem terhadap target set volume yang diharapkan dapat ditingkatkan dengan menyesuaikan parameter pada algoritma sistem lingkaran tertutup sehingga dapat lebih mendekati ke nilai set volume yang diharapkan dan meningkatkan kestabilan hasil luaran volume.

### 3.5 Pembacaan Nilai PIP

Pembacaan nilai PIP penting dilakukan untuk melihat seberapa besar tekanan maksimum yang diterima paru-paru saat inspirasi. Pembacaan PIP juga penting dalam sistem ini karena manusia memiliki tekanan maksimal PIP 40 cmH<sub>2</sub>O sehingga dibuat alarm apabila sistem mendeteksi nilai PIP tersebut (Ruberto, dkk, 2015).



**Gambar 11. Perbandingan PIP Sistem terhadap PIP VT *Gas Flow Analyzer***

Gambar 11 menunjukkan grafik nilai PIP yang dibaca oleh sistem yang dibandingkan dengan yang terbaca oleh VT *gas flow analyzer*. Pembacaan PIP dilakukan dalam 100 siklus pernapasan yang dilakukan, akurasi pembacaan nilai PIP sistem terhadap nilai PIP VT *gas flow analyzer* adalah 97,77%. Perbaikan akurasi dapat dilakukan dengan menambah filter dalam pembacaan nilai PIP sehingga lonjakan (*spike*) nilai PIP yang terlihat pada Gambar 11 dapat direduksi.

## 4. KESIMPULAN

Setelah melakukan pengujian dan analisis terhadap mode SIMV pada ventilator COVENT, dapat disimpulkan bahwa alat ini berfungsi dengan baik sesuai dengan desain dan prinsip kerjanya. Sensor tekanan dan aliran udara berhasil membaca tekanan, PEEP, PIP, dan volume secara waktu nyata. Deteksi usaha napas pasien juga berhasil ketika pasien melakukan usaha napas sebesar 20% dari sisa ekspirasi, dan volume udara yang dihasilkan sesuai dengan nilai yang diharapkan, yaitu 300 ml, 350 ml, 400 ml, 450 ml, 500 ml, 550 ml, 600 ml, 650 ml dan 700 ml. Berdasarkan hasil pengujian dengan VT *gas flow analyzer*, diperoleh akurasi pembacaan PEEP sebesar 98,72%, akurasi volume yang dihasilkan sebesar 97,8-99,97% dari set volume yang ditetapkan dengan akurasi volume terbaca terhadap hasil uji VT *gas flow analyzer* sebesar 97,72-99,84%, akurasi pembacaan PIP sebesar 97,77% dan akurasi deteksi usaha napas pasien 99,89%, yang masih berada dalam rentang standar kesalahan pada pengujian produk ventilator di pasaran.

## UCAPAN TERIMA KASIH

Penelitian ini didukung oleh Hibah *Reverse Engineering* FTUI No. PKS-2326/UN2.F4.D/PPM.00.02/2023 dan Program Pendanaan Inovasi Universitas Indonesia 2024 dari Universitas Indonesia.

## DAFTAR RUJUKAN

- Abubakar, K. M., & Keszler, M. (2001). Patient-ventilator interactions in new modes of patient-triggered ventilation\*. *Pediatric Pulmonology*, *32*(1), 71–75. <https://doi.org/10.1002/ppul.1091>
- AG, S. (2023). SFM3300-AW-Proximal flow sensor for respiratory devices, reusable, 250 slm. Sensirion AG. <https://www.sensirion.com/products/catalog/SFM3300-AW>
- Arifin. (2019). Mode Dan Setting Dasar Ventilator. [https://www.papdi.or.id/pdfs/758/dr%20Arifin%20-%20ventilasi%20mekanik%20\(PIN%20surabaya%20okt%202019\).pdf](https://www.papdi.or.id/pdfs/758/dr%20Arifin%20-%20ventilasi%20mekanik%20(PIN%20surabaya%20okt%202019).pdf)
- Basari, Aziz, S. A., Suherman, I. H., Ayunindra, S. R., Hafiz, M. F. A., Marcius, J., & Fikri, N. I. (2024). Program Kontrol Alat Ventilator Covent-20 Portabel (Kementrian Hukum dan Hak Asasi Manusia Patent EC00202410479). <https://pdki-indonesia.dgip.go.id/detail/077d840e2b22a856f8077d20ce905f1692b7b63f826acc899ba757589a031804?nomor=EC00202410479&type=copyright&keyword=covent>
- Clark, M. S., & Brunick, A. L. (2015). 8—Anatomy and Physiology of Respiration and Airway Management. Dalam M. S. Clark & A. L. Brunick (Ed.), *Handbook of Nitrous Oxide and Oxygen Sedation (Fourth Edition)* (hlm. 78–89). Mosby. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4557-4547-0.00008-6>
- CNN, I. (2020, Mei 14). Ventilator Darurat Buatan RI Diproduksi, Bantu Pasien Corona. CNN Indonesia. <https://www.cnnindonesia.com/teknologi/20200514065156-199-503147/ventilator-darurat-buatan-ri-diproduksi-bantu-pasien-corona>
- Crimi, C., Pierucci, P., Renda, T., Pisani, L., & Carlucci, A. (2022). High-Flow Nasal Cannula and COVID-19: A Clinical Review. *Respiratory Care*, *67*(2), 227–240. <https://doi.org/10.4187/respcare.09056>
- Darwood, A., McCanny, J., Kwasnicki, R., Martin, B., & Jones, P. (2019). The design and evaluation of a novel low-cost portable ventilator. *Anaesthesia*, *74*(11), 1406–1415. <https://doi.org/10.1111/anae.14726>
- Dewi, D. A. M. S. (2017). *Diagnosis Dan Penatalaksanaan Gagal Nafas Akut [Universitas Udayana]*.

[https://simdos.unud.ac.id/uploads/file\\_penelitian\\_1\\_dir/a3094ca3eede2196d8bdb1a6fffc6b2c.pdf](https://simdos.unud.ac.id/uploads/file_penelitian_1_dir/a3094ca3eede2196d8bdb1a6fffc6b2c.pdf)

- Ding, B., Xu, F., Wang, J., Pan, C., Pang, J., Chen, Y., & Li, K. (2023). Design and evaluation of portable emergency ventilator prototype with novel titration methods. *Biomedical Signal Processing and Control*, *83*, 104619. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.104619>
- Donn, S. M., & Sinha, S. K. (2006). Chapter 27—Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation. Dalam S. M. Donn & S. K. Sinha (Ed.), *Manual of Neonatal Respiratory Care* (Second Edition) (hlm. 200–202). Mosby. <https://doi.org/10.1016/B978-032303176-9.50032-5>
- Elezkurtaj, S., Greuel, S., Ihlow, J., Michaelis, E. G., Bischoff, P., Kunze, C. A., Sinn, B. V., Gerhold, M., Hauptmann, K., Ingold-Heppner, B., Miller, F., Herbst, H., Corman, V. M., Martin, H., Radbruch, H., Heppner, F. L., & Horst, D. (2021). Causes of death and comorbidities in hospitalized patients with COVID-19. *Scientific Reports*, *11*(1), 4263. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-82862-5>
- Goulet, R., Hess, D., & Kacmarek, R. M. (1997). Pressure vs Flow Triggering During Pressure Support Ventilation. *CHEST*, *111*(6), 1649–1653. <https://doi.org/10.1378/chest.111.6.1649>
- Greenough, A. (2001). Update on Patient-Triggered Ventilation. *Clinics in Perinatology*, *28*(3), 533–546. [https://doi.org/10.1016/S0095-5108\(05\)70105-6](https://doi.org/10.1016/S0095-5108(05)70105-6)
- Henj Puji Wahyuningsih, S. S., & DR Yuni Kusmiyati., M. P. H. (2017). ANATOMI FISILOGI. Kementrian Kesehatan RI. <https://eprints.triatmamulya.ac.id/1511/>
- Laghi, F., & Tobin, M. J. (2003). Disorders of the Respiratory Muscles. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, *168*(1), 10–48. <https://doi.org/10.1164/rccm.2206020>
- Microelectronics, S. (2023). STM32 Microcontrollers (MCUs)—STMicroelectronics. <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus.html>
- Patwa, A., & Shah, A. (2015). Anatomy and physiology of respiratory system relevant to anaesthesia. *Indian Journal of Anaesthesia*, *59*(9), 533. <https://doi.org/10.4103/0019-5049.165849>
- Prause, G., Zoidl, P., & Zajic, P. (2021). Hyperventilation is uncommon during cardio-pulmonary resuscitation: A preliminary observational study. *Resuscitation*, *162*, 257–258. <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2021.03.008>

- Rahmanti, N. A. (2021). Manajemen Keselamatan Pasien Kritis (1 ed.). EUREKA MEDIA AKSARA. <https://repository.penerbiteureka.com/media/publications/351959-manajemen-keselamatan-pasien-kritis-9ef93f73.pdf>
- Ruberto, F., Bergantino, B., Testa, M. C., D’Arena, C., Bernardinetti, M., Diso, D., Giacomo, T. D., Venuta, F., & Pugliese, F. (2015). Low-Flow Venovenous Extracorporeal CO<sub>2</sub> Removal: First Clinical Experience in Lung Transplant Recipients. *The International Journal of Artificial Organs*. <https://doi.org/10.5301/ijao.5000375>
- Selva-O’Callaghan, A., Sanchez-Sitjes, L., Muñoz-Gall, X., Mijares-Boeckh-Behrens, T., Solans-Laque, R., Angel Bosch-Gil, J., Morell-Brotad, F., & Vilardell-Tarrés, M. (2000). Respiratory failure due to muscle weakness in inflammatory myopathies: Maintenance therapy with home mechanical ventilation. *Rheumatology*, *39*(8), 914–916. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/39.8.914>
- Semiconductors, N. (2024). MPX5010-MPXV5010-MPVZ5010 Integrated silicon pressure sensor on-chip signal conditioned,. NXP Semiconductors. <https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MPX5010.pdf>
- Shelledy, D. C., Rau, J. L., & Thomas-Goodfellow, L. (1995). A comparison of the effects of assist-control, SIMV, and SIMV with pressure support on ventilation, oxygen consumption, and ventilatory equivalent. *Heart & Lung: The Journal of Cardiopulmonary and Acute Care*, *24*(1), 67–75. [https://doi.org/10.1016/S0147-9563\(05\)80097-4](https://doi.org/10.1016/S0147-9563(05)80097-4)
- Singer, M., Young, P. J., Laffey, J. G., Asfar, P., Taccone, F. S., Skrifvars, M. B., Meyhoff, C. S., & Radermacher, P. (2021). Dangers of hyperoxia. *Critical Care*, *25*(1), 440. <https://doi.org/10.1186/s13054-021-03815-y>
- Storoni, S., Treurniet, S., Micha, D., Celli, M., Bugiani, M., van den Aardweg, J. G., & Eekhoff, E. M. W. (2021). Pathophysiology of respiratory failure in patients with osteogenesis imperfecta: A systematic review. *Annals of Medicine*, *53*(1), 1676–1687. <https://doi.org/10.1080/07853890.2021.1980819>
- Subirà, C., Hernández, G., Vázquez, A., Rodríguez-García, R., González-Castro, A., García, C., Rubio, O., Ventura, L., López, A., de la Torre, M.-C., Keough, E., Arauzo, V., Hermosa, C., Sánchez, C., Tizón, A., Tenza, E., Laborda, C., Cabañes, S., Lacueva, V., ... Fernández, R. (2019). Effect of Pressure Support vs T-Piece Ventilation Strategies During Spontaneous Breathing Trials on Successful Extubation Among Patients Receiving Mechanical Ventilation: A Randomized Clinical Trial. *JAMA*, *321*(22), 2175–2182. <https://doi.org/10.1001/jama.2019.7234>

- Teixeira, S. N., Osaku, E. F., Costa, C. R. L. de M., Toccolini, B. F., Costa, N. L., Cândia, M. F., Leite, M. A., Jorge, A. C., & Duarte, P. A. D. (2015). Comparison of Proportional Assist Ventilation Plus, T-Tube Ventilation, and Pressure Support Ventilation as Spontaneous Breathing Trials for Extubation: A Randomized Study. *Respiratory Care*, *60*(11), 1527–1535. <https://doi.org/10.4187/respcare.03915>
- Thomas, P. J. (2015). The effect of mechanical ventilator settings during ventilator hyperinflation techniques: A bench-top analysis. *Anaesthesia and Intensive Care*, *43*(1), 81–87. <https://doi.org/10.1177/0310057X1504300112>
- Thomas, P., & Paratz, J. (2023). Ventilator hyperinflation – what settings generate an expiratory flow rate bias? *Physiotherapy*, *119*, 44–53. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2022.11.006>