

Ventilator *Non-Invasive* berbasis Kontrol *Volume* dengan *Orifice Plate Flow Meter*

IRNANDA PRIYADI, FAISAL HADI, RUVITA FAURINA, INDRA AGUSTIAN

Fakultas Teknik Universitas Bengkulu, Indonesia
Email: Irnanda_P@unib.ac.id

Received 7 Desember 2021 | *Revised* 8 Januari 2022 | *Accepted* 20 Januari 2022

ABSTRAK

Pada penelitian ini diusulkan ventilator noninvasif dengan sistem kendali volume. Ventilator pada umumnya berbiaya mahal, tidak mudah dibawa dan desain yang rumit. Pada penelitian ini dirancang ventilator noninvasif dengan desain cukup sederhana, mudah dibawa, dan ekonomis. Mekanisme kendali volume didapatkan melalui pengukuran aliran dengan prinsip orifice flow meter. Pengukuran aliran ini dilakukan dengan menurunkan persamaan Bernoulli dan persamaan kontinuitas, sehingga didapat persamaan debit aliran. Koefisien discharge optimal pada persamaan debit aliran yang digunakan pada penelitian ini adalah 0,9. Melalui pengujian RR (Respiratory Rate) 12, 16 dan 20 BPM (Breath Per Minute), minute ventilation terbaik diperoleh pada RR 12, yaitu $498,5541 \pm 3,3255$, dengan simpangan terbesar 4,7714 mL atau sebesar 0,95%. Sedangkan performa terendah pada RR 16 dengan minute ventilation $503,7034 \pm 4,1626$, simpangan terbesar 8,21 mL atau sebesar 1,64%. Ini mengindikasikan bahwa sistem kendali volume pada ventilator noninvasif berkerja dengan cukup baik. Saat ini ventilator hanya mampu mensuplai tekanan hingga 1,5 kPa atau sekitar 15,296 cmH₂O.

Kata kunci: ventilator noninvasif, kontrol volume, orifice flow meter, sensor tekanan, koefisien discharge

ABSTRACT

In this research, a non-invasive ventilator with a volume control system is proposed. Ventilators are generally expensive, not portable, and have a complex design. In this research, a non-invasive ventilator was designed with a fairly simple design, easy to carry, and of economic value. The volume control mechanism is obtained through-flow measurement with the orifice flow meter principle. This flow measurement is done by deriving the Bernoulli equation and the continuity equation, in order to get the flow rate equation. The optimal discharge coefficient in the flow discharge equation used in this study is 0.9. By RR (Respiratory Rate) testing 12, 16, and 20 BPM (Breath Per Minute), the best minute ventilation is obtained at RR 12, which is 498.5541 ± 3.3255 , with the largest deviation of 4.7714 mL or 0.95%. While the lowest performance is on RR 16 with minute ventilation 503.7034 ± 4.1626 , the largest deviation is 8.21 mL or 1.64%. A fairly small error indicates that the volume control system on a noninvasive ventilator is designed to work quite well. Currently, the ventilator is only capable of supplying pressure of up to 1.5 kPa or about 15.296 cmH₂O.

Keywords: non invasive ventilator, volume control, orifice flow meter, pressure sensor, discharge coefficient

1. PENDAHULUAN

Kegagalan pernafasan merupakan salah satu permasalahan vital yang dapat menyebabkan kematian. Kegagalan pernafasan kronis merupakan suatu kondisi patologis serius yang ditandai dengan terjadinya penurunan efisiensi fungsi pernafasan, sehingga paru-paru tidak dapat memenuhi oksigenisasi pada pembuluh darah atau yang disebut hipoksemia, dan juga paru-paru tidak dapat mencegah terjadinya retensi CO₂ (**Roussos & Koutsoukou, 2003**).

Kondisi utama yang biasanya menjadi penyebab gagal nafas salah satunya adalah *Chronic Obstructive Pulmonary Disease* (COPD) (**Senior & Anthonisen, 1998**) (**Viegi, dkk, 2001**) (**Pauwels & Rabe, 2004**) (**Zhang, dkk, 2020**) atau disebut juga penyakit paru obstruktif kronis (PPOK). COPD merujuk kepada penyakit paru-paru kronis, progresif dan umumnya masih dapat dipulihkan. COPD merupakan suatu istilah untuk berbagai penyakit paru-paru yang mempengaruhi pernapasan yakni penyakit yang merusak saluran pernafasan yang membawa udara ke paru-paru. Dinding saluran pernafasan menjadi sempit dan bengkak, sehingga menghalangi aliran keluar masuk udara dari dan menuju paru-paru. Oleh karena itu, untuk perawatan sangat diperlukan ventilator sebagai alat yang dapat membantu aliran yang terhambat tersebut.

Ventilator pada prinsipnya adalah membantu kerja otot pernafasan mengalirkan udara (O₂) menuju paru-paru, dan jika ventilator digunakan secara penuh untuk menggantikan kerja otot pernafasan, ventilator juga digunakan untuk mengeluarkan CO₂ dari paru-paru (**Powell, 2020**) (**Sartelli, 2021**). Karena ventilator berfungsi memberikan kekuatan secara mekanis pada sistem pernafasan, sehingga disebut juga dengan istilah ventilator mekanik.

Ada dua tipe utama sistem ventilasi pernafasan, yaitu sistem invasif dan noninvasif (**Lucchini, dkk, 2020**) (**Windisch, dkk, 2020**). Pada sistem ventilasi invasif, ventilator digunakan secara penuh untuk mengendalikan pernapasan pasien, dan selang bantuan dimasukkan ke dalam saluran pernapasan. Sedangkan sistem noninvasif atau disebut juga dengan singkatan NIV (Non Invasive Ventilation), ventilator tidak digunakan untuk kendali penuh, tidak ada bagian ventilator yang dimasukkan ke dalam saluran pernapasan pasien. Umumnya ventilator noninvasif digunakan untuk perawatan awal pada pasien yang masih sadar dan hanya mengalami kondisi sesak nafas, namun masih cukup mampu untuk bernafas.

Untuk keadaan tertentu, seperti bencana alam dan pandemi dengan jumlah penderita yang besar, kebutuhan ventilator dapat menjadi cukup tinggi, bahkan sangat tinggi. Seperti halnya pandemi virus Covid 19 yang terjadi saat ini, pada pasien biasanya ditemui kondisi sesak nafas, sehingga untuk menghindari terjadinya disfungsi paru-paru, sistem pernafasan pasien perlu dibantu dengan menggunakan ventilator, salah satunya dapat dipenuhi dengan ventilasi noninvasif, meskipun ada beberapa kondisi khusus yang masih harus diperhatikan (**Lucchini, dkk, 2020**) (**Winck & Ambrosino, 2020**). Kendala harga ventilator yang mahal dan ketersediaan dalam jumlah yang terbatas, maka banyak peneliti yang berusaha mengembangkan Ventilator yang lebih sederhana dan dengan harga yang terjangkau, termasuk tipe NIV.

Terkait dengan Pandemi Covid 19, beberapa universitas yang ada di dunia termasuk universitas besar seperti Massachusetts Institute of Technology (MIT) mencoba merancang ventilator emergensi untuk membantu memenuhi kebutuhan ventilator bagi pasien covid-19 (**MIT Emergency Ventilator Team, 2020**). Di Indonesia, beberapa lembaga dan perguruan tinggi bekerjasama dengan beberapa perusahaan telah merancang ventilator untuk membantu pasien penderita covid-19 (**Anwar, 2020**), antara lain, BPPT, LIPI, ITS,

ITB, dan UI. Hal ini dilakukan sebagai bentuk kepedulian lembaga-lembaga pendidikan atau institusi lain terhadap kasus tingginya tingkat kematian yang disebabkan pandemi covid-19, untuk bersatu bersama menghadapi pandemi Covid19.

Berdasarkan pentingnya ketersediaan ventilator pada saat keadaan darurat dan ekonomis, maka pada penelitian ini dirancang NIV berbiaya rendah dengan komponen-komponen yang bisa diperoleh dengan mudah di pasaran. Penelitian terkait dengan pengembangan NIV ekonomis sudah dilakukan oleh beberapa peneliti, beberapa judul diantaranya adalah *Development of field portable ventilator systems for domestic and military emergency medical response (Kerechanin, dkk, 2004)*, *Electric Blower Based Portable Emergency Ventilator (Fogarty, dkk, 2013)*, *Safety and applicability of a pre-stage public access ventilator for trained laypersons: a proof of principle study (Fuchs, dkk, 2017)*, *A new compact and low-cost respirator concept for one way usage (Jürß, dkk, 2018)*, *Prototyping of artificial respiration machine using AMBU bag compression (Shahid, 2019)*, *A low-cost, helmet-based, non-invasive ventilator for COVID-19 (Khan, dkk, 2020)*, *Low-cost, easy-to-build noninvasive pressure support ventilator for under-resourced regions: open source hardware description, performance and feasibility testing (Garmendia, dkk, 2020)*.

Sebagian besar penelitian-penelitian tersebut mengembangkan NIV dengan penggerak udara kipas/blower dan menggunakan kendali tekanan. Namun penggunaan sistem kendali tekanan lebih tepat jika digunakan untuk ventilator invasif yang langsung berhubungan dengan tekanan bagian dalam saluran udara dan paru-paru, sedangkan untuk NIV, sistem tidak terhubung langsung, melainkan hanya terhubung melalui mask pada bagian mulut dan hidung, sehingga sistem kendali berbasis volume menjadi lebih efektif untuk menjamin ketersediaan volume tidal dan *minute ventilation* (volume tidal x *respiratory rate*) yang cukup dengan rentang tekanan yang fleksibel sesuai kebutuhan volume tidal dan *minute ventilation*. Sedangkan sistem dengan kendali tekanan tidak dapat menjamin terpenuhinya volume tidal dan *minute ventilation* (Esteban, dkk, 2008). Oleh Karena itu pada penelitian ini dirancang NIV dengan mekanisme kendali berbasis volume.

Kontribusi dari penelitian ini adalah: 1) usulan desain dan mekanisme ventilasi mekanik dengan kontrol volume yang akurat, cukup mudah dibawa atau portable, sederhana, cukup mudah dibuat dan berbiaya rendah dengan komponen-komponen yang mudah diperoleh di pasaran. 2) Sistem pengukuran tekanan dan volume menggunakan *orifice plate flow meter* dan menggunakan sensor tekanan MPX 5010DP. Selanjutnya artikel ini akan dibagi seperti berikut ini: Bab II menjelaskan tinjauan pustaka dan dasar teori utama terkait penelitian, Bab III menjelaskan metodologi, yang terdiri atas desain NIV, Komponen-komponen yang digunakan, diagram blok sistem, Bab IV menampilkan hasil dan pembahasan dari sistem pengukuran volume dan NIV yang berhasil dirancang, Bab V berisi kesimpulan dari hasil dan pembahasan sebagai kontribusi dari penelitian ini.

2. METODE

2.1. Dasar Rancangan Ventilator

2.1.1 Ventilasi Noninvasif

NIV merupakan teknik ventilasi mekanis tanpa menggunakan pipa trakea pada saluran pernapasan (Antonelli, dkk, 2007). NIV umumnya digunakan untuk gagal napas hipoksemia, gagal napas hiperkapnia, selain itu NIV juga digunakan untuk penyapihan ventilator, dan perawatan paliatif bagi pasien yang menolak intubasi. Resiko penggunaan NIV lebih rendah dibandingkan ventilator invasif, misanya resiko cedera pada saluran pernapasan,

paralisis pita suara, tracheomalacia, sinusitis dan *Ventilator Associated Pneumonia* (VAP) (McNeill & Glossop, 2012) (Najaf-Zadeh & Leclerc, 2011) Penggunaan NIV yang tidak tepat juga dapat berdampak resiko aspirasi yang lebih tinggi, yaitu suatu keadaan yang beresiko mengalami masuknya sekresi gastrointestinal, sekresi orofaring benda cair atau padat ke dalam saluran trakeobronkhial akibat disfungsi mekanisme protektif saluran pernapasan. Kontra indikasi penggunaan NIV adalah untuk kasus-kasus yang serius dan perlu penanganan khusus, diantaranya adalah keadaan gagal jantung, gagal nafas, disfungsi organ di luar sistem pernapasan, ensefalopati berat, trauma maksfasial, dan pneumothoraks tanpa pemasangan WSD (*Water Seal Drainage*) (Nava, 2009)(Fauroux, 2005).

Berikut ini adalah beberapa penelitian terkait pengembangan NIV yang pernah dilakukan para peneliti. Kerenchanin mengembangkan NIV *portable* menggunakan penggerak udara kompresor dan sensor aliran udara dan tekanan (Kerechanin, dkk, 2004). Fogarty mengembangkan NIV *portable* berbasis penggerak udara *blower*, menggunakan sensor tekanan diferensial untuk mengukur tekanan sekaligus kecepatan aliran. Sistem kendali yang digunakan masih bersifat analog, tidak menggunakan mikrokontroler (Fogarty, dkk, 2013). Fuchs mengembangkan NIV dengan kontrol tekanan dan menggunakan blower/kipas sebagai penggerak udara (Fuchs, dkk, 2017). Jürß mengembangkan NIV berbiaya rendah berbasis kontrol tekanan dengan menggunakan blower aktuator penggerak udara dengan menekankan pada konsumsi daya yang rendah, yakni hanya sekitar 8 Watt (Jürß, dkk, 2018). Shahid tahun 2020, mengembangkan NIV dengan biaya rendah, sekitar 80 USD, menggunakan *ambu bag* dan motor dc sebagai penggerak udara. Sistem diklaim dapat melakukan kontrol tekanan dan volume, namun tidak dijelaskan secara signifikan mengenai mekanisme sistem tersebut (Shahid, 2019). Khan mengembangkan NIV tidak menggunakan *mask*, melainkan dengan menggunakan sistem helm dan penggerak udara *blower/kipas* (Khan, dkk, 2020). Garmendia mengembangkan NIV ekonomis menggunakan blower bertekanan tinggi, dua sensor tekanan, Arduino nano dan LCD, biaya yang diperlukan sekitar 75 USD, ventilator memberikan tekanan hingga 20 cmH₂O untuk *inspiratory* dan 10 cmH₂O untuk *expiratory* (Garmendia, dkk, 2020).

2.1.2 Orifice Plate Flow Meter

Banyak metode yang digunakan untuk mengukur aliran fluida, diantaranya metode *ultrasonic*, *glass tube*, *coriolis*, *orifice*, *electromagnet*. Coriolis menggunakan perhitungan massa fluida, sedangkan orifice berdasarkan prinsip *venturi nozzle* dengan menggunakan hukum Bernoulli yang menyatakan adanya hubungan antara tekanan fluida dengan kecepatan aliran. Flow meter jenis orifice merupakan *flow meter* yang paling populer digunakan. Pada penelitian ini digunakan metode *orifice plate flow meter* dengan desain *plate square-edged cocentric bored* dan ISO 5167 seperti yang ditunjukkan pada Gambar 1.

Orifice digunakan untuk mengukur aliran fluida dengan menggunakan prinsip mengubah kecepatan aliran, yakni dengan merubah luasan yang dilalui oleh aliran tersebut dan menyebabkan perbedaan tekanan. Perubahan luasan ini terjadi karena diletakkannya sebuah plat tipis berlubang (*Orifice Plate*) pada saluran, dan ketika gas atau fluida mencapai orifice plate, cairan dipaksa untuk melawati lubang plat yang mengakibatkan terjadinya perbedaan tekanan sesuai dengan laju aliran. Perbedaan tekanan diukur dengan menggunakan sensor tekanan diferensial, dan laju aliran dapat dihitung dengan menggunakan hukum Bernoulli.

Persamaan Bernoulli, dengan asumsi aliran adalah horisontal:

$$p_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 = p_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 \quad (1)$$

dimana :

p = tekanan (Pa)

ρ = massa jenis kg/m^3

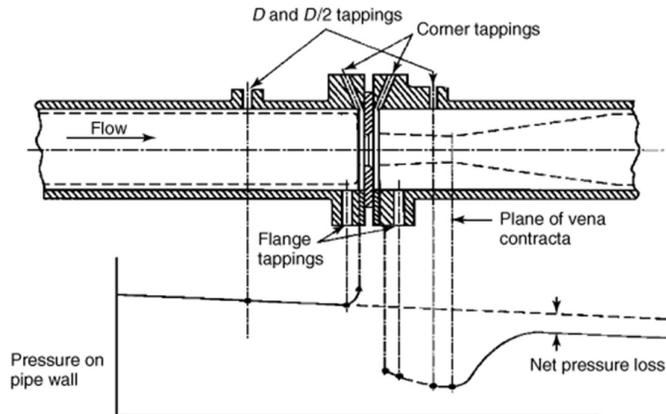
v = kecepatan (m/s)

Persamaan kontinuitas:

$$q = v_1 A_1 = v_2 A_2 \quad (2)$$

q = debit (m^3/s)

A = luas penampang (m^2)



Gambar 1. Orifice Plate Flow Meter ISO 5167 (sumber: onlinelibrary.wiley.com)

Persamaan (1) dan (2) digabung, dengan asumsi $A_2 < A_1$, menghasilkan Persaman (3)

$$q = A_2 \sqrt{\frac{2(p_1 - p_2)}{\rho(1 - \left(\frac{A_2}{A_1}\right)^2)}} \quad (3)$$

Persamaan (3) merupakan persamaan untuk kondisi ideal secara teori, namun implementasinya tidak ideal akibat faktor geometri, sehingga persamaan ini dimodifikasi dengan menambahkan suatu konstanta yang disebut koefisien *discharge*, yaitu:

$$q = C_d A_2 \sqrt{\frac{2(p_1 - p_2)}{\rho(1 - \left(\frac{A_2}{A_1}\right)^2)}} \quad (4)$$

C_d = koefisien *discharge*

Koefisien *discharge* merupakan fungsi rasio luas area vena contracta dengan luas bukaan plat orifice. Vena contracta merupakan luas area minimum pada saat fluida keluar dari plat orifice sebelum kembali normal. Efek viskos biasanya diekspresikan dengan parameter non-dimensional *Reynold Number* (Re). Berdasarkan Persamaan Bernouli dan Kontinuitas, kecepatan aliran paling tinggi dan tekanan paling rendah berada pada area vena contracta, kemudian secara perlahan kembali normal.

Persamaan (4) dapat dimodifikasi dengan memasukkan persamaan luas dengan diameter tertentu, sehingga persamaannya menjadi persamaan debit aliran orifice ditunjukkan pada Persamaan (5).

$$q = C_d \left(\frac{\pi}{4}\right) D_2^2 \sqrt{\frac{2(p_1 - p_2)}{\rho(1 - d^4)}} \quad (5)$$

$d = D_2/D_1$, rasio diameter

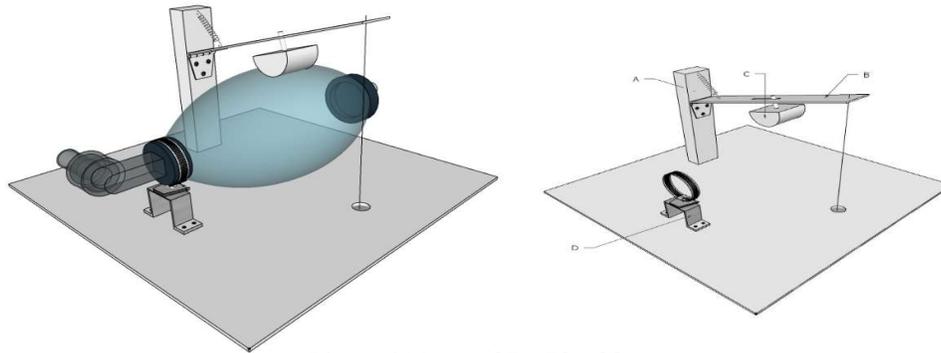
D_2 = Diameter plat orifice (m)

D_1 = Diameter saluran upstream dan downstream (m)

$\pi = 3,14$

2.1.3 Desain Ventilator dan Dimensi

Sumber suplai udara pada penelitian ini menggunakan *ambu bag*, dengan penggerak motor *stepper* yang dirakit sedemikian rupa sehingga dapat berfungsi untuk memompa *ambu bag*. Desain dan dimensi rancangan ventilator ditunjukkan pada Gambar 2. Poros motor *stepper* menggerakkan tuas pompa dengan cara menarik tuas pompa dengan menggunakan senar, karena sudut torsi selalu berada posisi 90 derajat seperti ditunjukkan pada Gambar 3, artinya motor hanya akan menarik tuas secara vertikal atas ke bawah, sehingga torsi yang dibutuhkan menjadi lebih efisien dibandingkan jika poros motor *stepper* terhubung langsung dengan pangkal tuas. Pada ujung tiang bagian atas dipasang pegas yang terhubung ke bagian tuas, sehingga dapat menggerakkan tuas kembali keposisi semula dan melepas tekanan pada *ambu bag*. Mekanisme pemompaan oleh motor *stepper* dikendalikan menggunakan mikrokontroler yang diisikan perangkat lunak program kendali berbasis VT (*volume tidal*) dan RR (*respiratory rate*).



Dimensi Modul (35 x 50 x 20) cm.

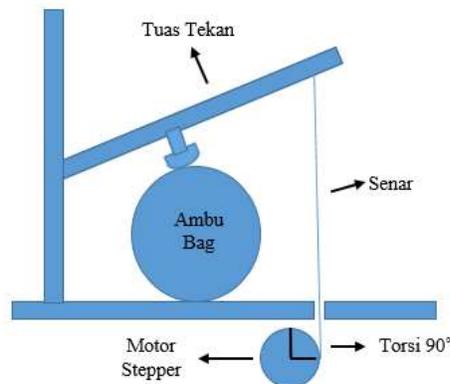
A : p = 200 mm, l = 30 mm

B : p = 230 mm, l = 30 mm

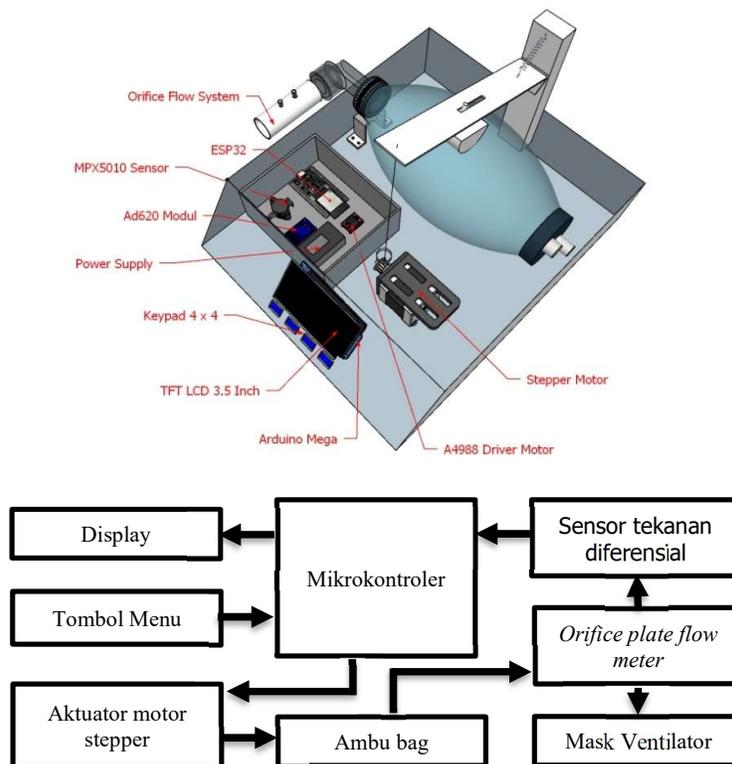
C : p = 47,5 mm, l = 40 mm

D : p = 40 mm, l = 32 mm

Gambar 2. Desain dan Dimensi Sistem Ventilasi dengan *Ambu Bag*



Gambar 3. Ilustrasi Torsi 90 Motor *Stepper* untuk Menarik Senar Tekan

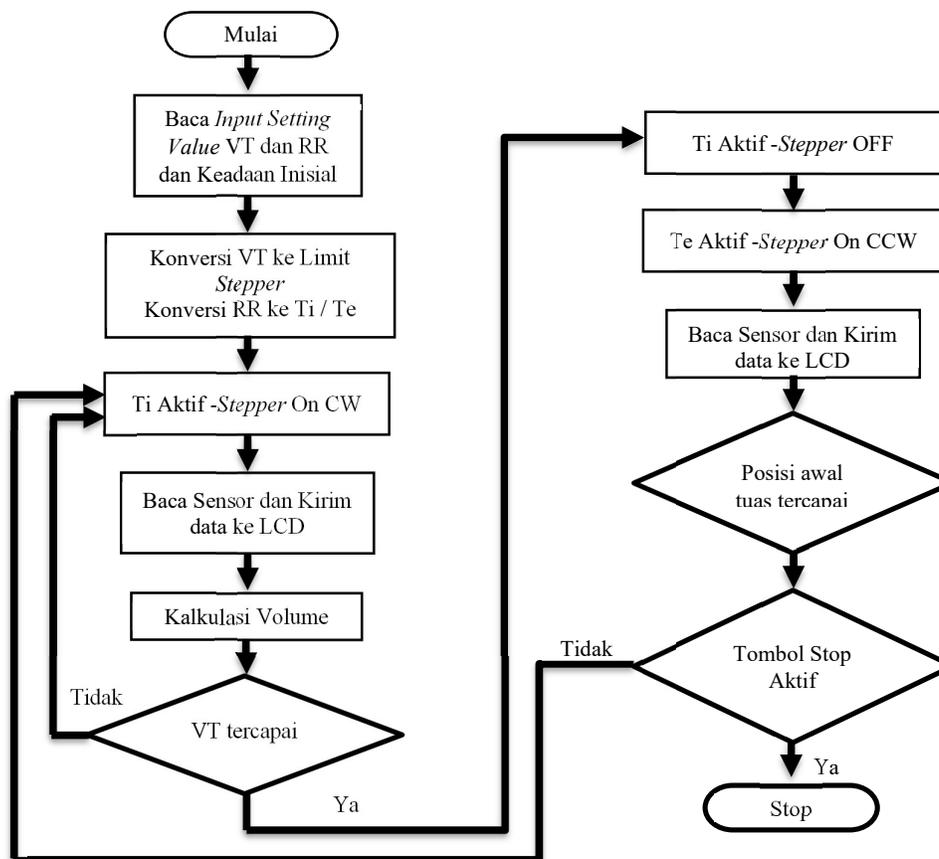


Gambar 4. Komponen Pendukung Ventilator (Atas), Koneksi Antar Komponen Utama (Bawah)

Komponen pendukung utama ventilator terdiri dari mikrokontroler, layar tampilan, sensor tekanan dan motor *stepper*, detail posisi dan koneksi antar komponen utama ditunjukkan pada Gambar 4. Mikrokontroler ESP32 digunakan sebagai kontroler utama yang mengatur kendali utama, motor *stepper* dihubungkan dengan driver sebelum dikontrol oleh kontroler utama. Motor *stepper* yang digunakan adalah Seri Nema 17. Tap sensor *Orifice flow meter* terhubung ke sensor tekanan MPX5010DP dan dikalibrasi (*fine tuning*) menggunakan modul AD620, dibandingkan dengan alat ukur tekanan udara HT-1890. Keluaran AD620 dihubungkan ke pin Analog kontroler utama. Layar tampilan keluaran menggunakan TFT LCD 3.5 inch menggunakan antarmuka arduino Mega 2560 yang dikoneksikan secara I2C dengan ESP32. Masukan pengaturan penggunaan ventilator menggunakan keypad 4x4 yang terhubung langsung ke pin digital ESP32. Semua komponen pendukung tersedia di pasaran dengan harga yang cukup terjangkau. Total biaya yang diperlukan untuk mendapatkan komponen-komponen pendukung ini kurang dari satu juta rupiah, ditambah dengan *ambu bag* dan perangkat penyusun eksternal lainnya, total biaya sekitar satu koma lima juta rupiah.

2.2. Mekanisme Kendali

Urutan dalam merancang tahap demi tahap perintah yang akan diberikan diperjelas dengan menggunakan diagram alir yang ditunjukkan pada Gambar 5. Urutan perangkat lunak penyusun *control volume ventilator* dimulai dari pembacaan pengaturan nilai yang akan digunakan, yaitu nilai VT (*volume tidal*) dan RR (*respiratory rate*), parameter tersebut diatur pada awal penggunaan sesuai dengan kebutuhan pasien setelah melalui analisa pendahuluan sebelum penggunaan. Nilai VT akan dikonversi menjadi limit pergerakan *stepper* pada kode program, sedangkan value RR akan dikonversi menjadi batas waktu untuk *inhale* (Ti) ataupun *exhale* (Te).



Gambar 5. Diagram Alir Kontrol Volume

Sistem akan mulai memberikan *support* setelah pengguna menekan tombol *start*. Saat waktu *inhale* tercapai maka *stepper* akan hidup dan bergerak searah jarum jam, yang artinya tuas akan ditarik sehingga menekan *ambu bag* dan udara dialirkan menuju *mask*. Selama tuas menekan *ambu bag* baik sensor tekanan dan *flow* akan membaca kondisi aktual pada pipa aliran udara sehingga didapatkan volume total yang mengalir, setelah VT tercapai maka motor *stepper* akan berhenti. Selanjutnya pada saat waktu *exhale* tercapai *stepper* akan bergerak berlawanan sehingga posisi tuas maupun *ambu bag* kembali pada posisi awal. Proses tersebut akan berulang selama sistem dijalankan.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1 Hasil Rancangan

Gambar 6, Gambar 7, Gambar 8, dan Gambar 9 berikut adalah foto prototipe Ventilator Digital Raflesia (Vendira) yang berhasil dirancang pada penelitian ini.

3.2 Kalkulasi Volume

Perhitungan volume dengan *Orifice Plate Flow Meter* ISO 5167 (Gambar 1) dilakukan dengan tahapan mengkonversi V_{adc} ke *differential pressure* (dP) dengan Persamaan (6) yang diperoleh dari kurva karakteristik sensor tekanan MPX5010DP berdasarkan *datasheet* yang ditunjukkan pada Gambar 10, kemudian dP dimasukkan ke persamaan *flow* yang diturunkan dari Persamaan Bernoulli. Nilai *flow* hasil terbaca dikonversi ke satuan ml/ms. Satu siklus

bacaan *flow* dikalikan dengan durasi satu siklus dalam milidetik, selanjutnya diakumulasi untuk mendapatkan total volume.

$$dP = 2,1917V_{adc} - 0,3779 \quad (6)$$

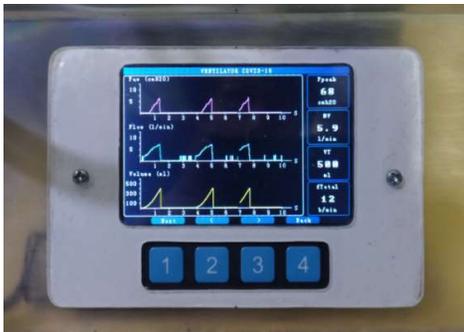
dP = tekanan diferensial (Pa)
 V_{adc} = tegangan ADC (v)



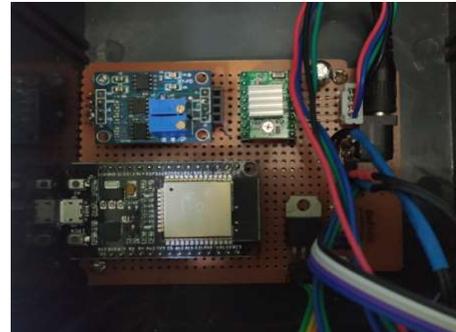
Gambar 6. Hasil Rancangan Fisik Prototipe



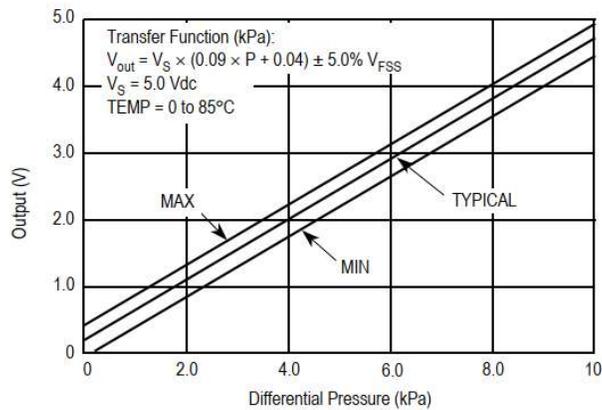
Gambar 7. Tampilan Menu Vendira



Gambar 8. Tampilan Monitoring Tekanan *Flow* dan Volume Vendira



Gambar 9. Tampilan Sirkuit Utama Vendira



Gambar 10. Kurva karakteristik MPX5010DP

Berdasarkan Persamaan (5), dP adalah $p_1 - p_2$, yakni selisih tekanan *upstream* dengan tekanan pada area vena contrata. Dengan mensubsitusikan Persamaan (6) ke dalam Persamaan (5), diperoleh:

$$q = C_d \left(\frac{\pi}{4}\right) D_2^2 10 \sqrt{\left[\frac{2(2.1917V_{adc}-0.3779)}{\rho(1-d^4)}\right]} \quad (7)$$

Selanjutnya satuan q dalam m^3/s dikalikan 10^6 untuk mendapatkan nilai dalam satuan milliliter (mL). Pada implementasinya, terkadang pemasangan pipa sensor tekanan pada tidak benar-benar tepat pada area vena contrata, sehingga perlu dilakukan kalibrasi.

Rancangan Orifice plate flow meter ditunjukkan pada Gambar 11, dengan panjang pipa utama 10 cm, diameter dalam pipa 18,8 mm, dan diameter *orifice plate* 6 mm dan diameter selang sensor tekanan 4 mm. *Orifice plate flow meter* dibuat dengan cara membagi dua pipa utama, kemudian digabungkan kembali dengan Orifice Plate berada diantara sambungan tersebut, posisi selang untuk pembacaan sensor tekanan diletakkan sesuai aturan *tapping Orifice Plate Flow Meter ISO 5167* pada Gambar 1.

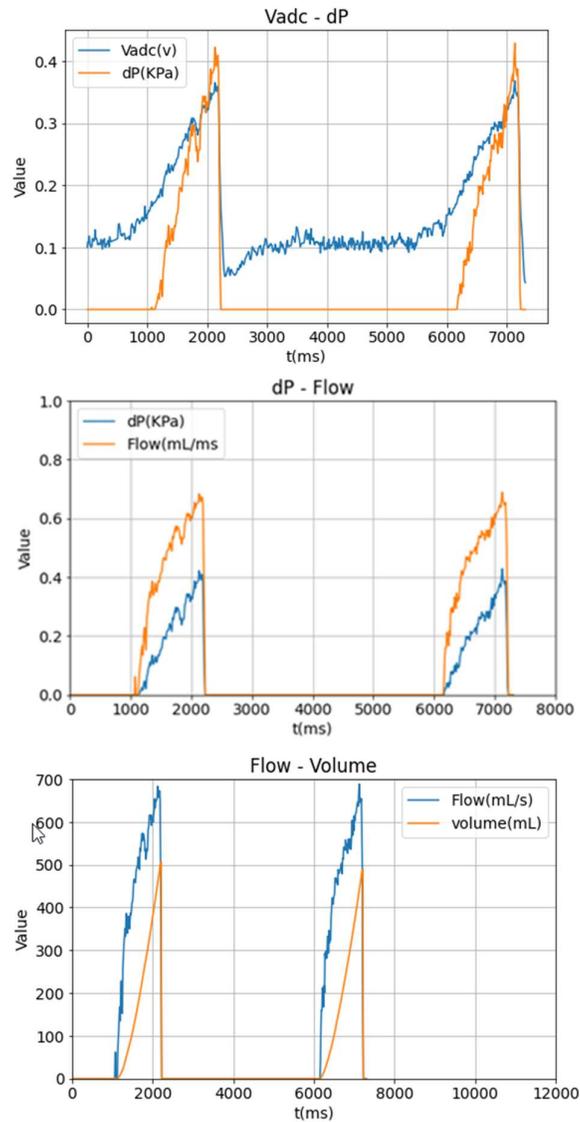


Gambar 11. Orifice Plate Flow Meter ISO 5167 yang digunakan pada Vendira (Kiri), Orifice Plate di dalam Pipa (Kanan)

Pada Perhitungan *flow* pada Persamaan (2) terdapat koefisien *discharge*, yang pada dasarnya bergantung pada rasio area dan bilangan Reynold. Berdasarkan tabel koefisien *discharge* Reynold pada Tabel 1, koefisien *discharge* seharusnya pada orifice *flow* meter yang dirancang (Gambar 2) dengan rasio area pipa dan orifice 0,31, adalah 0,6. Namun nilai tersebut masih belum mencapai kecepatan aliran dan volume yang seharusnya, sehingga nilai koefisien *discharge* diperbarui secara bertahap dimulai dari nilai 0,6 tersebut. Perubahan koefisien *discharge* dapat terjadi karena tap sensor tekanan *downstream* yang dipasang berada posisi yang kurang tepat pada area vena contrata. Untuk mendapatkan nilai koefisien *discharge* sesuai orifice meter yang dirancang, dilakukan dengan metode *trial* dan *error*. Kalibrasi dilakukan dengan cara membandingkan hasil pengukuran orifice yang dirancang dengan Alat Ukur Tekanan Udara HT-1890 (HT-1890 Digital Manometer Manual, 2020) yang dapat mengukur tekanan diferensial. *Ambu bag* ditekan otomatis dengan menggunakan motor *stepper*, diukur menggunakan Orifice yang dirancang dan diukur dengan HT-1890 dengan perlakuan yang sama. koefisien *discharge* diatur sehingga bacaan orifice dan HT-1890 sama. Koefisien *discharge orifice flow meter* yang dirancang diperoleh nilai terbaru yang paling mendekati hasil ukur HT-1890 adalah 0,9.

Dari percobaan dengan *orifice flow meter* dengan nilai dP dan *flow* yang sudah dikalibrasi, nilai volume terbaca berdasarkan V_{adc} memiliki *offset* nol volt pada 20 BPM, sedangkan untuk 16 BPM (*Breath Per Minute*) memiliki *offset* -0,01 volt dan 12 BPM memiliki *offset* -0,02 volt. Sehingga untuk mendapatkan akurasi pembacaan volume maka V_{adc} ditambahkan dengan nilai absolut *offset* berdasarkan BPM. Gambar 12 merupakan visualisasi sampel data dP , *flow*

dan volume dari percobaan, grafik bagian atas menunjukkan grafik tegangan dan tekanan diferensial, bagian tengah menunjukkan tekanan diferensial dan kecepatan aliran, sedangkan bagian bawah menunjukkan total volume (*minute ventilation*) yang dihitung berdasarkan kecepatan aliran.



Gambar 12. Visualisasi Sampel Data Percobaan 500mL/s - 12 BPM

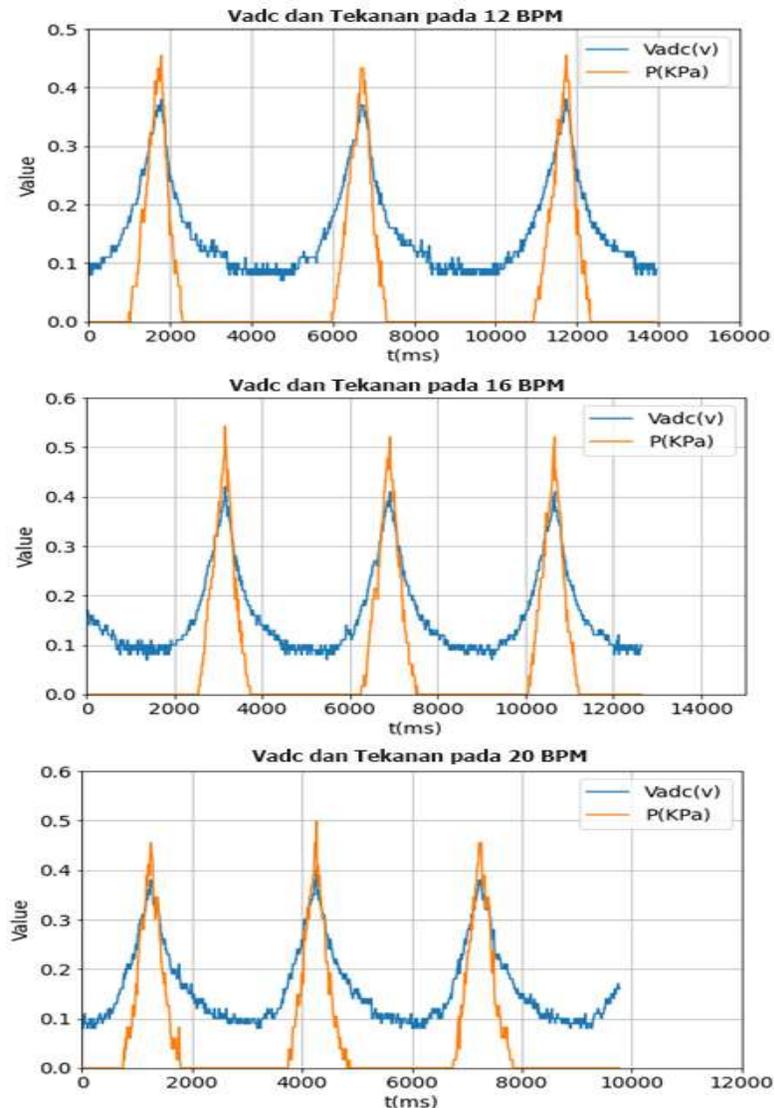
Tabel 1. Koefisien *Discharge* (sumber: engineeringtoolbox.com)

<i>Discharge Coefficient</i>				
<i>Diameter Ratio</i> $d = D_2 / D_1$	<i>Reynolds Number – Re</i>			
	10^4	10^5	10^6	10^7
0,2	0,60	0,595	0,594	0,594
0,4	0,61	0,603	0,598	0,598
0,5	0,62	0,608	0,603	0,603
0,6	0,63	0,61	0,608	0,608
0,7	0,64	0,614	0,609	0,609

Tabel 2. Debit Aliran Udara dengan Total Volume 500mL/detik

No	BPM	Minutes Ventilation (mL/detik)
1	12	498,5541±3,3255
2	16	495,4660±3,6774
3	20	503,7034±4,1626

Pada Tabel 2 ditunjukkan data *Minute Ventilation* dari masing-masing percobaan, setiap BPM dilakukan seratus kali percobaan. Simpangan terbesar dari target 500 ml/s berdasarkan nilai rata-rata dan standar deviasi, diperoleh pada RR 16 BPM, yaitu pada nilai 491,7986 ml/s yang berarti menyimpang sebesar 8,2014 ml/s atau 1,64%. Sedangkan RR 12 BPM menghasilkan performa terbaik dengan simpangan terbesar 0,95%. Berdasarkan data uji coba tersebut di atas, kontrol volume berdasarkan volume total dari perhitungan *flow* pada *Orifice Plate Flow Meter* ISO 5167 dengan koefisien *discharge* 0,9 dan *Vadc offset*, masih cukup valid untuk digunakan pada alat.

**Gambar 13. Suplai Tekanan pada 12, 16 dan 20 BPM**

3.3 Suplai Tekanan

Jumlah tekanan yang diberikan ventilator berada pada rentang 5-30 cmH₂O, atau 0,49-2,94 dalam satuan kPa. Pasien yang hanya membutuhkan 5-10 cmH₂O dapat dinyatakan sudah siap untuk bernafas secara normal, sedangkan pasien yang membutuhkan 15-20 cmH₂O, masih sangat membutuhkan bantuan ventilator, dan untuk pasien yang membutuhkan lebih dari 20, memerlukan dukungan pernafasan penuh dari ventilator.

Gambar 13 merupakan visualisasi data percobaan yang dilakukan untuk mengetahui besar tekanan yang diberikan ventilator berdasarkan BPM dengan menggunakan acuan tekanan pada kondisi paru-paru normal. Percobaan dilakukan menggunakan simulator paru-paru yang dikondisikan pada rentang tekanan normal paru-paru. Dari data percobaan tersebut diindikasikan bahwa dengan menggunakan mekanisme kontrol volume yang digunakan pada penelitian ini, tekanan suplai ventilator masih stabil pada rentang 0,4-0,5 kPa. Untuk kondisi paru-paru yang membutuhkan tekanan lebih hal ini bergantung kepada kemampuan motor penggerak. Dari data hasil pengujian menunjukkan bahwa prototipe ini dapat melakukan pengontrolan volume dengan baik, namun pada saat ini motor penggerak yang digunakan hanya mampu mensuplai pada rentang 0 hingga 1,5 kPa atau sekitar 0 hingga 15,296 cmH₂O. Untuk saat ini sistem baru teruji untuk volume 500ml untuk tekanan 0,5 kPa, untuk perbaikan kedepan perlu dilakukan peningkatan torsi motor, sehingga dapat mensuplai tekanan hingga 2,942 kPa.

4. KESIMPULAN

Penelitian ini merancang ventilator noninvasif dengan menggunakan mekanisme kendali volume. Desain dibuat agar cukup mudah dibawa atau *portable*, sederhana, cukup mudah dibuat, berbiaya rendah dengan komponen-komponen yang mudah diperoleh di pasaran. Total biaya yang diperlukan untuk mendapatkan komponen-komponen pendukung ini sekitar satu koma lima juta rupiah. Dengan menggunakan persamaan debit aliran orifice yang diperbarui ulang dengan nilai awal berdasarkan nilai dari Reynold table, diperoleh koefisien *discharge* optimal untuk menghitung debit aliran adalah 0,9. Melalui pengujian RR (Respiratory Rate) 12, 16 dan 20 BPM (*Breath Per Minute*), *minute ventilation* terbaik diperoleh pada RR 12, yaitu $498,5541 \pm 3,3255$, dengan simpangan terbesar 4,7714 mL atau sebesar 0,95%. Sedangkan performa terendah pada RR 16 dengan *minute ventilation* $503,7034 \pm 4,1626$, simpangan terbesar 8,21 mL atau sebesar 1,64%. Hasil ini mengindikasikan bahwa ventilator dapat bekerja dengan cukup baik untuk *minute ventilation* 500mL/detik dengan tekanan 0,5 kPa. Saat ini motor penggerak yang digunakan hanya mampu mensuplai maksimal hingga 1,5 kPa atau sekitar 15,296 cmH₂O, dan untuk perbaikan kedepan perlu dilakukan peningkatan torsi motor, sehingga dapat mensuplai tekanan hingga 30 cmH₂O.

UCAPAN TERIMA KASIH

Ucapan terimakasih tim riset sampaikan kepada Universitas Bengkulu sebagai pendukung utama penelitian ini. Penelitian ini merupakan salah satu keluaran penelitian skema penelitian unggulan Universitas Bengkulu tahun 2020 dengan judul "Kajian Rancang Bangun Vendira (Ventilator Digital Raflesia) Berbasis IoT", nomor kontrak 2012/UN30.15/PG/2020.

DAFTAR RUJUKAN

- Antonelli, M., Conti, G., Esquinas, A., & others. (2007). A multi-center survey on the use in the clinical practice of NIV as first intervention for acute respiratory distress syndrome. *Crit Care Med*, *35*, 18-25.
- Anwar, M. C. (2020, Juni 6). *CNBC Indonesia*. (CNBC Indonesia) Dipetik 7 3, 2020, dari <https://www.cnbcindonesia.com/tech/20200621121924-37-166911/membangungkan-ini-5-ventilator-corona-made-in-indonesia>
- Esteban, A., Ferguson, N. D., Meade, M. O., Frutos-Vivar, F., Apezteguia, C., Brochard, L. (2008). Evolution of mechanical ventilation in response to clinical research. *American journal of respiratory and critical care medicine*, *177*, 170-177.
- Fauroux B, L. F. (2005). Non-invasive mechanical ventilation:.. *Thorax*, *60*, 979-980.
- Fogarty, M., Orr, J., Westenskow, D., Brewer, L., & Sakata, D. (2013). Electric Blower Based Portable Emergency Ventilator.
- Fuchs, P., Obermeier, J., Kamysek, S., Degner, M., Nierath, H., Jürß, H., Schubert, J. K. (2017). Safety and applicability of a pre-stage public access ventilator for trained laypersons: a proof of principle study. *BMC emergency medicine*, *17*, 1-8.
- Garmendia, O., Rodríguez-Lazaro, M. A., Otero, J., Phan, P., Stoyanova, A., Dinh-Xuan, A. T., Farré, R. (2020). Low-cost, easy-to-build noninvasive pressure support ventilator for under-resourced regions: open source hardware description, performance and feasibility testing. *European Respiratory Journal*, *55*.
- HT-1890 Digital Manometer Manual, Dongguan Xintai Instrument Co., Ltd, Dongguan City, Guangdong Province, China 2021
- Jürß, H., Degner, M., & Ewald, H. (2018). A new compact and low-cost respirator concept for one way usage. *IFAC-PapersOnLine*, *51*, 367-372.
- Kerechanin, C. W., Cytcgusm, P. N., Vincent, J. A., Smith, D. G., & Wenstrand, D. S. (2004). Development of field portable ventilator systems for domestic and military emergency medical response. *John Hopkins Apl. Tech. Digest*, *25*.
- Khan, Y., Fahad, H. M., Muin, S., & Gopalan, K. (2020). A low-cost, helmet-based, non-invasive ventilator for COVID-19. *arXiv preprint arXiv:2005.11008*.
- Lucchini, A., Giani, M., Isgrò, S., Rona, R., & Foti, G. (2020). The "helmet bundle" in COVID-19 patients undergoing non invasive ventilation. *Intensive & critical care nursing*, *58*, 102859.
- McNeill, G. B., & Glossop, A. J. (2012). Clinical applications of non-invasive ventilation in critical care. *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain*, *12*, 33-37.

- MIT Emergency Ventilator Team. (2020, 04 15). *MIT Emergency Ventilator*. (MIT.EDU) Dipetik 9 1, 2020, dari <https://e-vent.mit.edu/mechanical/>
- Najaf-Zadeh, A., & Leclerc, F. (2011). Noninvasive positive pressure ventilation for acute respiratory failure in children: a concise review. *Annals of intensive care, 1*, 1-10.
- Nava, S. a. (2009). Non-invasive ventilation in acute respiratory failure. *The Lancet, 374* (9685), 250-279.
- Pauwels, R. A., & Rabe, K. F. (2004). Burden and clinical features of chronic obstructive pulmonary disease (COPD). *The Lancet, 364*, 613-620.
- Powell, D. F. (2020). Ventilator Strategies. Dalam *Operational and Medical Management of Explosive and Blast Incidents*, (pp. 539-551). Springer.
- Roussos, C., & Koutsoukou, A. (2003). Respiratory failure. *European Respiratory Journal, 22*, 3s--14s.
- Sartelli, M. (2021). Hospital-Acquired Pneumonia and Ventilator-Associated Pneumonia. Dalam *Infections in Surgery*, (pp. 67-72). Springer.
- Senior, R. M., & Anthonisen, N. R. (1998). Chronic obstructive pulmonary disease (COPD). *American journal of respiratory and critical care medicine, 157*, S139--S147.
- Shahid, M. (2019). Prototyping of artificial respiration machine using AMBU bag compression. *2019 International Conference on Electronics, Information, and Communication (ICEIC)*, (pp. 1-6).
- Viegi, G., Scognamiglio, A., Baldacci, S., Pistelli, F., & Carrozzi, L. (2001). Epidemiology of chronic obstructive pulmonary disease (COPD). *Respiration, 68*, 4-19.
- Winck, J. C., & Ambrosino, N. (2020). COVID-19 pandemic and non invasive respiratory management: every Goliath needs a David. An evidence based evaluation of problems. *Pulmonology, 26*, 213-220.
- Windisch, W., Weber-Carstens, S., Kluge, S., Rossaint, R., Welte, T., & Karagiannidis, C. (2020). Invasive and Non-Invasive Ventilation in Patients With COVID-19. *Deutsches Ärzteblatt International, 117*, 528.
- Zhang, L., Valizadeh, H., Alipourfard, I., Bidares, R., Aghebati-Maleki, L., & Ahmadi, M. (2020). Epigenetic Modifications and Therapy in Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD): An Update Review. *COPD: Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease, 17*, 333-342.