PROTOTIPE *VENTILATOR* PORTABEL BERBASIS LOGIKA FUZZY UNTUK *VOLUME TIDAL* (VT) DAN *CONTINOUS POSITIVE AIRWAY PRESSURE* (CPAP)

Tesis S-2

Untuk memenuhi persyaratan memperoleh gelar Magister Teknik

Program Studi Magister Teknik Elektro

Diajukan oleh
Lukman Abdul Fatah
20601800021

PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK ELEKTRO
UNIVERSITAS ISLAM SULTAN AGUNG
SEMARANG
2022

TESIS

PROTOTIPE *VENTILATOR* PORTABEL BERBASIS LOGIKA FUZZY UNTUK *VOLUME TIDAL* (VT) DAN *CONTINOUS POSITIVE AIRWAY PRESSURE* (CPAP)

Yang disiapkan dan disusun oleh
Lukman Abdul Fatah
20601800021

Susunan Dewan Penguji

Pembimbing Utama	Ketua Penguji
Ir. Suryani Alifah M.T.,Ph.D.	Dr. Ir. H. Muhamad Haddin, M.T.
NIDN. 0625036901	NIDN. 0618066301
Pembimbing Pendamping	Penguji 1
Arief Marwanto S.T., M.Eng.,Ph.D.	Dr. Hj. Sri Arttini Dwi Prasetyowati, M.Si.
NIDN: 0628097501	NIDN. 0620026501
	Penguji 2
	Dr. Ir. Agus Adhi Nugroho, MT
	NIDN. 0628086501

Tesis ini telah diterima sebagai salah satu persyaratan untuk memperoleh gelar Magister Teknik

Tanggal 12 September 2022
Ketua Program Studi Magister Teknik Elektro

Dr. Ir. Hj. Novi Marlyana, MT.
NIDN. 0015117601

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Saya yang bertan datangan di bawah ini:

Nama	: Lukman Abdul Fatah
NIM	: 20601800021
Program Studi	: Magister Teknik Elektro
Fakultas	: Teknologi Industri

Dengan ini saya menyatakan bahwa Tesis yang diajukan kepada Program Studi Magister Teknik Elektro dengan judul:

"Prototipe *Ventilator* Portabel Berbasis Logika Fuzzy Untuk *Volume Tidal* (VT) dan *Continous Positive Airway Pressure* (CPAP)"

Adalah hasil karya sendiri, judul tersebut belum pernah diajukan untuk memperoleh gelas Magister Teknik pada Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Islam Sultan Agung (UNISSULA) ataupun pada universitas lain serta belum pernah ditulis maupun diterbitkan oleh orang lain kecuali secara tertulis diacu, disitasi dan ditunjuk dalam daftar pustaka. Tesis ini adalah milik saya, segala bentuk kesalahan dan kekeliruan dalam Tesis ini adalah tanggung jawab saya.

Semarang, 7 September 2022

Penulis

Lukman Abdul Fatah

20601800021

PRAKATA

Alhamdulillah, puji dan syukur yang sedalam-dalamnya penulis panjatkan kehadirat Allah Yang Maha Esa atas segala berkat dan limpahan rahmat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan penelitian tesis dengan judul **"Prototipe *Ventilator* Portabel Berbasis Kendali Fuzzy Untuk *Volume Tidal* (VT) Dan *Continous Positive Airway Pressure* (CPAP)".**

Tujuan dari penulisan tesis ini adalah untuk memenuhi syarat dalam mencapai derajat Magister Teknik pada Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Islam Sultan Agung (UNISSULA).

Di dalam proses penulisan tesis ini, penulis banyak mendapatkan bimbingan dan dukungan dari berbagai pihak sehingga penulisan tesis ini dapat terselesaikan tepat waktu. Oleh karena itu, ucapan terimakasih yang sebesar-besarnya dan penghargaan setinggi-tingginya penulis sampaikan kepada :

1. Bapak Prof. Dr. H. Gunarto, S.H., M.Hum. selaku Rektor Universitas Islam Sultan Agung (UNISSULA).
2. Bapak/Ibu Dr. Ir. Novi Marlyana, MT. selaku Dekan Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Sultan Agung (UNISSULA).
3. Ibu Ir. Suryani Alifah, MT, PhD. selaku Dosen Pembimbing 1.
4. Bapak Arief Marwanto, ST., M. Eng, Ph. D. selaku Dosen Pembimbing 2.

Penulis menyadari bahwa tesis ini masih jauh dari sempurna. Untuk itu saran beserta kritikan yang membangun sangat diharapkan. Semoga karya ini dapat bermanfaat bagi kita semua.

Semarang, 7 Septemberi 2022

Lukman Abdul Fatah

Abstrak

Kendali volume tidal dan tekanan yang sesuai dengan nilai yang diinginkan pada alat ventilasi manual relatif sulit dilakukan. Beberapa metode penelitian dalam pembuatan ventilator portabel sebelumnya tidak menerapkan sistem kendali pintar, hanya berdasarkan hasil kalibrasi. Akibatnya banyak ventilator portabel yang menghasilkan nilai volume tidal dan tekanan udara yang tidak akurat. Untuk mengatasi hal tersebut, maka perlu dirancang ventilator yang menerapkan sistem kendali pintar.

Dalam penelitian ini dirancang sebuah ventilator portabel yang menerapkan sistem kendali logika fuzzy untuk volume tidal dan tekanan udara. Sistem kendali dilakukan dengan menggunakan variabel *Error* dan *Delta Error* sebagai input Fuzzy Logic. Sinyal penggerak motor DC di dalam kompresor sentrifugal di-*adjust* oleh sinyal hasil defuzifikasi untuk didapatkan nilai tekanan yang sama dengan nilai yang dikehendaki.

Hasil pengujian skala lab menunjukan bahwa sistem kendali volume tidal dengan logika fuzzy mampu mengendalikan volume udara dengan rata-rata error sebesar 2.1% dibandingkan dengan metoda manual (*on-off*) sebesar 11.2%. Sedangkan tekanan udara (CPAP) dengan logika fuzzy mampu mengendalikan tekanan rata-rata *error* sebesar 1.5% dibandingkan dengan metoda manual (*on-off*) sebesar 7.4%. Dengan demikian mode kontrol logika fuzzy mampu meningkatkan akurasi tekanan pada portable ventilator.

Kata kunci: Portable Ventilator, Fuzzy Logic, CPAP, Volume Tidal

Abstract

. It is relatively difficult to control the tidal volume and pressure to the desired value on a manual ventilation device. Several research methods in the manufacture of portable ventilators previously did not apply a smart control system, only based on calibration results. As a result, many portable ventilators produce inaccurate tidal volume and air pressure values. To overcome this, it is necessary to design a ventilator that implements a smart control system.

In this research, a portable ventilator is designed that implements a fuzzy logic control system for tidal volume and air pressure. The control system is carried out by using the Error and Delta Error variables as Fuzzy Logic inputs. The DC motor drive signal in the centrifugal compressor is adjusted by the defuzzified signal to obtain the same pressure value as the desired value.

Lab standard test results show that the tidal volume control system with fuzzy logic is able to control the air volume with an average error of 2.0% compared to the manual method (on-off) of 11.2%. While the air pressure (CPAP) with fuzzy logic is able to control the average pressure error of 1.5% compared to the manual method (on-off) of 7.4%. Thus, the fuzzy logic control mode is able to increase the accuracy of pressure on the portable ventilator.

Keywords: Portable Ventilator, Fuzzy Logic, CPAP, Tidal Volume

DAFTAR ISI

JUDUL …….. i
HALAMAN PENGESAHAN …….. ii
HALAMAN PERNYATAAN ……..…….. iii
PRAKATA ……... iv
ABSTRAK v
DAFTAR ISI …….……..……..……..... vii
DAFTAR TABEL ….……...…… x
DAFTAR GAMBAR ……... x

BAB I PENDAHULUAN …….. 1
1.1 Latar Belakang Masalah 1
1.2 Rumusan Masalah 4
1.3 Batasan Masalah 5
1.4 Tujuan Penelitian 5
1.5 Manfaat Penelitian 5
1.6 Keaslian Penelitian 5

BAB II TINJAUAN PUSTAKA DAN LANDASAN TEORI 8
2.1 Tinjauan Pustaka 8
2.2 Landasan Teori 10
2.2.1 Ventilator Mekanik 10
2.2.2 Volume Tidal 11
2.2.3 Logika Fuzzy 12
2.2.4 *Brushless DC Motor (BLDC Motor)* 21
2.2.5 *Electronic Speed Controller (ESC)* 22
2.2.6 *Pulse Width Modulation (PWM)* 23
2.2.7 Kompresor Sentrifugal 23

BAB III METODE PENELITIAN 24
3.1 Tahapan Penelitian 24
3.2 Sistem Model Penelitian 26
3.3 Perancangan Prototipe *Smart Controller Ventilator* 27
3.3.1. Udara Ruang 27
3.3.2. Kompresor Sentrifugal 28
3.3.3. Sensor Aliran Udara 28
3.3.4. Sensor Tekanan 29
3.3.5. *LCD Display* dan I2C *Interface* 29
3.3.6. *Arduino Board* 30
3.3.7. Rangkaian Elektronik 30
3.4 Diagram Blok Sistem Pengendalian (Smacovir) 31
3.4.1. Diagram Blok Sistem Pengendalian Volume Tidal 31
3.4.2. Diagtam Blok Sistem Pengendalian CPAP 32
3.5 Identifikasi Variabel 33
3.6 Perancangan Fungsi Keanggotaan 33
3.6.1 Kendali Volume Tidal 34
3.6.1.1 Variabel *Error* Q 34
3.6.1.2 Variabel *Delta Error* Q 34
3.6.2 Kendali Tekanan (CPAP) 34
3.6.2.1 Variabel *Error* Tekanan 34
3.6.2.2 Varianel *Delta Error* Tekanan 35
3.6.3 Variabel Output 35
3.7 Fuzzifikasi 36
3.7.1 Fuzzifikasi Kendali Volume Tidal 36
3.7.1.1 Fuzzifikasi Variabel *Error* 36
3.7.1.2 Fuzzifikasi Variabel *Delta Error* 37
3.7.2 Fuzzifikasi Kendali Tekanan (CPAP) 37
3.7.2.1 Fuzzifikasi Variabel *Error* Tekanan 37
3.7.2.2 Fuzzifikasi Variabel *Delta Error* Tekanan 38
3.8 Inferensi Fuzzy 38

3.9 Defuzzifikasi 39
3.10 Alat dan Bahan yang Digunakan 41
3.11 Perangkat Lunak dan Perangkat Keras 41

BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN 42
4.1 Portabel Mekanik Hasil Perancangan 42
4.2 Pengujian Volune Tidal 43
4.2.1 Pengujian Volume Tidal Metode *On-Off* 44
4.2.2 Pengujian Volume Tidal Metode Fuzzy 45
4.3 Pengujian CPAP 48
4.3.1 Pengujian CPAP Metode *On-Off* 49
4.3.2 Pengujian CPAP Metode Fuzzy 54

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN 54
5.1 Kesimpulan 54
5.2 Saran 54

DAFTAR PUSTAKA 55

DAFTAR TABEL

Tabel 1.1 Penelitian ventilator yang telah dilakukan 6

Tabel 2.1. Bentuk konikal untuk sebuah sistem fuzzy 19

Tabel 3.1. Inferensi Mamdani untuk pengendalian volume dan tekanan 38

Tabel 4.1. Pengendalian volume tidal dengan metoda *on-off* ……. 44

Tabel 4.2. Pengendalian volume tidal dengan metoda Fuzzy ..……. 46

Tabel 4.3. Perbandingan nilai *Error* pengukuran VT metoda *on-off* dan metode fuzzy …..…….…. 47

Tabel 4.4. Pengendalian CPAP dengan metoda *on-off* ……. 49

Tabel 4.5. Pengendalian CPAP dengan metoda Fuzzy ……. 51

Tabel 4.6. Perbandingan nilai *Error* CPAP metoda on-ff dan metoda Fuzzy ... 53

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Venturi flow sensor ……	9
Gambar 2.2	Prinsip kerja dari logika fuzzy ……	11
Gambar 2.3.	Kurva linear naik ……	13
Gambar 2.4	Kurva linear turun ……...	14
Gambar 2.5	Representasi kurva segitiga …….	14
Gambar 2.6	Kurva trapesium ……..	15
Gambar 2.7	Duty cycle sinyal PWM ……..	20
Gambar 3.1	Tahapan penelitian ……..	22
Gambar 3.2	Venturi sebagai sensor aliran udara ……	23
Gambar 3.3	Desain diagram aliran udara dan kendali ventilator ……...	24
Gambar 3.4	Desain kompresor sentrifugal …….	25
Gambar 3.5	Desain venturi ……..…….	25
Gambar 3.6	Rangkaian elektronik ventilator portabel ……	27
Gambar 3.7	Diagram blok sistem pengendalian volume tidal ……...	27
Gambar 3.8	Diagam blok sistem pengendalian CPAP ……..	28
Gambar 3.9	Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel *Error* Q ……	30
Gambar 3.10	Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel *Delta Error* Q	30
Gambar 3.11	Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel *Error* tekanan	30
Gambar 3.12	Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel *Delta Error* Tekanan ……..…….	31
Gambar 3.13	Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel output ……..	31
Gambar 3.14	Daerah hasil komposisi ……..	40
Gambar 4.1	Panel luar prototipe ventilator portabel ……	42
Gambar 4.2	Bagian dalam prototipe ventilator portabel …….	43
Gambar 4.3	Grafik nilai VT dengan metode *on-off* ……	45
Gambar 4.4	Grafik nilai VT dengan metode logika fuzzy …….	47
Gambar 4.5	Alat kalibrasi ventilator untuk VT	48

Gambar 4.6 Grafik nilai CPAP dengan metode on-ff 50
Gambar 4.7 Grafik nilai CPAP dengan metode logika fuzzy 52
Gambar 4.8 Alat kalibrasi ventilator untuk CPAP 53

UNIVERSITAS ISLAM SULTAN AGUNG
UNISSULA
جامعة سلطان أجونج الإسلامية

BAB I
PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Di awal tahun 2020, dunia digemparkan dengan merebaknya virus baru yaitu corona virus jenis baru (SARS-CoV-2) dan penyakitnya disebut *Coronavirus Disease* 2019 (COVID-19) [1]. Sampai dengan 1 Maret 2020 sudah dipastikan terdapat 65 negara yang sudah terjangkiti virus ini [1]. Kekhawatiran utama tentang penyakit ini adalah potensi pertumbuhan eksponensial dari jumlah pasien dan kemungkinan infrastruktur perawatan kesehatan bisa kewalahan [2]. Pasien COVID-19 dapat mengalami sindrom gangguan pernapasan akut (ARDS), suatu kondisi di mana pasien mengalami kesulitan bernapas yang ekstrem karena kebocoran cairan ke paru-paru [3], [4]. COVID-19 menyerang sistem pernafasan [1], seorang pasien dengan ARDS dapat diobati dengan ventilasi mekanis, yang tujuannya adalah untuk menyediakan oksigen kepada pasien sementara penyakit yang mendasarinya berjalan dengan sendirinya [4]. ARDS merupakan termasuk penyakit paru yang mengacam jiwa yang ditandai dengan terjadinya hipoksia dan paru-paru yang kaku karena peningkatan permeabilitas pembuluh darah paru dan hampir selalu membutuhkan dukungan ventilasi mekanik serta memerlukan perwatan di intensive care unit (ICU) [5].

Pemberian oksigen yang tepat adalah andalan perawatan kritis, dan pada COVID-19, kematian akibat ARDS dan hipoksemia dirawat di tahap kritis dengan ventilasi mekanis. Ketika seorang pasien membutuhkan *ventilator* dan ternyata tidak tersedia, nyawa pasien bisa terancam. Sementara beberapa publikasi melaporkan bahwa ventilasi mekanik tidak berkorelasi dengan tingkat kelangsungan hidup yang tinggi pada pasien COVID-19 [3], [4], [6], ventilasi pasien COVID-19 direkomendasikan oleh *Society of Critical Care Medicine* [4] dan Asosiasi Amerika untuk Perawatan Pernapasan (AARC) [7].

Jadi secara umum dapat dijelaskan bahwa ventilasi mekanik dengan alatnya yang disebut *ventilator* adalah suatu alat bantu mekanik yang berfungsi memberikan bantuan nafas pasien dengan cara memberikan tekanan udara positif

pada paru-paru melalui jalan nafas buatan. Ventilasi mekanik merupakan peralatan "wajib" pada unit perawatan intensif atau ICU [8]. Ada banyak *ventilator* mekanik di pasaran dengan tingkat kecanggihan dan kerumitan yang berbeda [9].

Ventilator rumah sakit paling canggih memiliki sensor terintegrasi, elektronik, dan kecerdasan perangkat lunak yang mengontrol volume aliran udara, tekanan udara, dan tingkat pernapasan. Karena pertumbuhan eksponensial pasien yang terinfeksi COVID-19, saat ini tidak diketahui apakah akan tersedia cukup *ventilator* tingkat rumah sakit untuk memenuhi permintaan dalam beberapa minggu dan bulan mendatang [10]. Bila *ventilator* di rumah sakit tidak tersedia, metode ventilasi alternatif diperlukan. *Ventilator* dengan beberapa fungsi yang sederhana bisa sebagai alternatif dari *ventilator* kelas rumah sakit. *Ventilator* lebih murah tidak mahal dan memiliki kemampuan yang lebih sederhana untuk mengontrol aliran udara selama ventilasi [7], [11], [12].

Ada berbagai *ventilator* fungsi sederhana yang tersedia secara komersial, dengan berbagai *ventilator* yang dirancang untuk aplikasi yang berbeda dan dimaksudkan untuk memenuhi persyaratan aplikasi tersebut [11]. Resusitasi otomatis adalah perangkat yang dapat menggantikan kantong tangan untuk memberikan oksigen kepada pasien yang berhenti bernapas, *ventilator* portabel atau *ventilator* transportasi yang mampu memberikan ventilasi di luar rumah sakit atau saat pasien dipindahkan, dan *ventilator* bencana atau emergency *ventilator* adalah alat yang digunakan dalam keadaan darurat ketika ada pasien yang membutuhkan *ventilator* tetapi *ventilator* kelas rumah sakit tidak tersedia [11], [13]–[15].

Darurat COVID-19 telah menyoroti perlunya penelitian tentang *Emergency Ventilator* [16], [17]. Namun demikian, detail teknis tindakan medis, termasuk tentang kendali *ventilator* dan pemasangan intubasi untuk menyelamatkan nyawa pasien, harus dilakukan oleh tenaga terlatih sesuai dengan pedoman terapi WHO [18]. Ketersediaan alat kesehatan menjadi hal yang sangat penting. Salah satu alat kesehatan yang amat dibutuhkan bagi pasien Covid-19 dengan masalah pernapasan, yaitu *ventilator*. Sayangnya, kebutuhan *ventilator* di berbagai fasilitas rumah sakit Indonesia belum terpenuhi karena harganya relatif mahal dan sulit untuk digunakan [19]. Di Indonesia hanya ada sekitar 8.400 unit *ventilator* yang tersebar di 2.870

rumah sakit. Jika wabah corona berjangkit berkepanjangan, diperkirakan akan ada kebutuhan sampai 70.000 unit *ventilator* [20].

Pada sebuah *ventilator*, secara khusus AARC merekomendasikan bahwa *ventilator* harus mampu untuk memberikan PEEP 10-20 cm H2O, volume tidal minimal 300-600 mL dan ventilasi menit 10-15 L/menit. [7]. Kendali *Positive Endexpiratory Pressure* (PEEP) diperlukan untuk mengatur *Continuous Positive Airway Pressure* (CPAP). CPAP adalah jenis tekanan saluran napas positif, di mana aliran udara dimasukkan ke saluran udara untuk mempertahankan tekanan terus menerus untuk terus-menerus stent saluran udara terbuka, pada orang yang bernapas secara spontan. Kendali PEEP/CPAP itu diukur dalam satuan sentimeter tekanan air (cm H2O) [21]. Untuk kasus tertentu, telah diketahui bahwa penambahan PEEP dapat mengingkatkan oksigenasi [22]. Volume respirasi semenit yaitu jumlah total udara baru yang masuk ke dalam saluran napas tiap menit, didapat dengan mengalikan frekuensi napas dengan volume tidal (VT). Volume tidal normal kira – kira 500 ml dan frekuensi napas normal kira – kira 12 kali permenit. Oleh karena itu rata – rata volume respirasi semenit dalam keadaan tenang yaitu sekitar 6 liter per menit [23]. Penggunaan volume tidal yang rendah selama ventilasi mekanik pada pasien dengan akut sindrom gangguan pernapasan (ARDS) telah direkomendasikan sejak penelitian menunjukkan kematian yang lebih rendah pada pasien berventilasi dengan VT 6 ml/kg dibandingkan dengan 12 ml/kg berat badan yang diprediksi [24]. Dalam penelitian lain disebutkan bahwa ventilasi volume tidal rendah (6 mL/kg BB ideal) sebaiknya diberikan pada semua pasien dengan ARDS [25]. Dengan demikian pengaturan dan kestabilan volume tidal sangat diperlukan [26].

Karena keterbatasan jumlah ruang ICU dan alat *ventilator* di sebuah rumah sakit [21], maka banyak pasien yang harus dirujuk ke rumah sakit lain atau pasien dirawat di rumah sakit lapangan atau rumah sakit darurat [27]. Untuk itu diperlukan sebuah alat ventilasi mekanik yang dapat mengatur volume tidal dengan stabil untuk keadaan emergensi dan bersifat portabel.

Kendali volume tidal dan tekanan yang sesuai dengan nilai yang diinginkan pada alat ventilasi manual relatif sulit dilakukan. Sulitnya kendali volume tidal dan

tekanan yang sesuai dengan set point yang diinginkan pada sebuah *ventilator* portabel diperlukan penelitian lebih lanjut. Beberapa metode penelitian sebelumnya hanya berdasarkan hasil kalibrasi, seting manual oleh pengguna dan belum menerapkan sistem kendali pintar, sehingga akurasi sangat kurang. Untuk mengatasi hal tersebut, maka kompresor sentrifugal sebagai sumber tekanan udara positif dikendalikan dengan metode logika fuzzy. Sistem kendali dilakukan dengan menggunakan variabel *Error* dan *Delta Error* sebagai input logika fuzzy. PWM penggerak motor DC di dalam kompresor sentrifugal ditambah dan dikurangi oleh sinyal hasil defuzifikasi untuk didapatkan nilai tekanan yang sama dengan *set point*. Pada sebuah *ventilator* yang diteliti, metode sebelumnya hanya berdasarkan hasil kalibrasi dan seting manual oleh pengguna, sehingga akurasi sangat kurang. Untuk mengatasi hal tersebut, maka kompresor sentrifugal sebagai sumber tekanan udara positif dikendalikan dengan metode logika fuzzy. Sistem kendali dilakukan dengan menggunakan variabel *Error* dan delta *Error* sebagai input logika fuzzy. PWM penggerak motor DC di dalam kompresor sentrifugal ditambah dan dikurangi oleh sinyal hasil defuzifikasi untuk didapatkan nilai volume tidal dan tekanan yang sama dengan set point.

Penelitian ini, sistem yang dikembangkan adalah sebuah *ventilator* portabel pintar yang relatif murah dan mudah digunakan. Sistem kendali logika fuzzy digunakan sebagai aplikasi sistem kontrol, karena proses kendali ini relatif mudah dan fleksibel dirancang dengan tidak melibatkan model matematis yang rumit dari sistem yang akan dikendalikan [28]. Hasil pengontrolan aliran udara dan tekanan dengan menggunakan logika fuzzy dapat menunjukkan stabilitas dan keefektifan yang terjamin [29].

1.2 Rumusan Masalah

Khususnya pada saat pandemi Covid-19, kebutuhan ketersediaan *ventilator* untuk pasien gangguan pernafasan yang tidak dapat dirawat di ruang ICU sangat tinggi. Diperlukan adanya *ventilator* yang portabel dengan kendali volume tidal dan tekanan yang baik dan akurat, yaitu sebuah *ventilator* portabel dengan menerapkan

sistem kendali yang telah teruji dengan baik, salah satunya adalah metode logika fuzzy. Rumusan masalah penelitian sebagai berikut:

1. Bagaimana merancang dan membuat kendali VT dan CPAP pada *ventilator* mekanik portabel?
2. Bagaimana algoritma logika fuzzy diterapkan untuk kendali *ventilator*?
3. Bagaimana *ventilator* mekanik terintegrasi dengan logika fuzzy untuk kendali *ventilator*?

1.3. Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini, sebagai berikut:

1. Penelitian tidak membahas mengenai jumlah nafas permenit (bpm).
2. Penelitian tidak membahas tentang material yang digunakan untuk membuat turbin/kompresor sentrifugal udara dan sensor aliran udara.

1.4 Tujuan Penelitian

1. Merancang dan membuat aktuator untuk sistem kendali VT dan CPAP berupa kompresor sentrifugal penghasil udara bertekanan cukup untuk sebuah *ventilator*.
2. Merancang dan membuat sistem kendali VT dan CPAP pada sebuah *ventilator*.
3. Menerapkan moteda logika uzzy untuk mengendalikan kompresor sentrifugal udara dengan input dari sensor tekanan.

1.5 Manfaat Penelitian

Dengan adanya penelitian ini, terbangun sebuah *ventilator* portabel yang dapat mengendalikan nilai VT dan CPAP dengan baik dan akurat dan sesuai dengan yang diharapkan.

1.6 Keaslian Penelitian

Penelitian ini memberikan kontribusi utama untuk mengembangkan prototype *ventilator* emergensi yang portabel, dengan sistem kontrol Fuzzy motode Mamdani yang mampu memberikan kestabilan dan kemudahan dalam

mengendalikan besarnya Volume Tidal (VT) dan *Continuous Positive Airway Pressure* (CPAP) secara kontinyu. Ringkasan dari penelitian yang pernah ada dapat dilihat pada Tabel 1.1.

Tabel 1.1 Penelitian ventilator yang telah dilakukan

No	Judul	Author	Metode	Kelebihan	Kekurangan
1	Rancang Bangun Alat Bantu Pernafasan Ventilator Berbasis Wireless Sensor Network [19]	A. Dwi Oktavian	Otomasi ventilator dan pemantauan ventilator melalu smart phone	Pemantauan jarak jauh	Tidak membuat prototipe
2	Desain Dan Prototipe Portable Mechanical Ventilator Menggunakan Logika Fuzzy Untuk Pasien Covid-19 [30]	R. Hidayadi	Ventilator berbasis fuzzy menggunakan ambubag	Dapat beroperasi secara hening	Tidak bisa untuk CPAP
3	*Design And Prototyping Of A Low-Cost Portable Mechanical Ventilator [31]*	A. Mohsen Al Husseini, H. Ju Lee J. Negrete, S. Powelson, A. Tepper Servi, A. H. Slocum	Ventilator menggunakan ambu bag ditekan lengan *cam* berputar	Dapat beroperasi secara hening	Tidak ada kendali pintar
4	*A Novel Methodology For The Design Of A Portable Ventilator [32]*	P. Subha Hency Jose, P. Rajalakshmy, P. Manimegalai, And K. Rajasekaran	Ventilator dengan kompresor dan katup udara	Bisa untuk CPAP	Tidak ada kendali pintar
5	Desain Mekanik Untuk Ventilator Sistem Kendali Adaptif [33]				Tidak membuat prototipe
6	Prototyping Of A Cost Effective And Portable Ventilator [34]	J. M. Ghafoo, M. Naseem, F. Ilyas, M. S. Sarfaraz, M. I. Ali, And A. Ejaz	Ventilator menggunakan ambu bag yang ditekan lengan mekanik		Tidak bisa untuk CPAP
7	Perancangan Prototype Ventilator Mekanik Dengan Teknologi IOT (Internet Of Things) Berbasis Arduino [35]	I. S. Mubarok, S. Supriyadi, And A Burhanudin	Ventilator dengan sistem pemantauan IoT	Pemantauan pasien jarak jauh	Tidak ada kendali pintar
8	Control System Design For A Continuous Positive Airway Pressure Ventilator [36]	Z. L. Chen, Z. Y. Hu, H. De Dai	Ventilator dengan mode CPAP menggunakan blower dengan sistem kendali PID	Tekananan terkendali dengan baik	Tidak Ada kendali pintar
9	Ventilator/Respirator Hardware And Software Design Specification [37]	F. Semiconductor Inc	Ventilator menggunakan kompresor udara dengan kendali PID		Tidak menggunakan Fuzzy
10	Design Of Efficient Low-Cost Ventilator For Emergency COVID19 Patients [38]	A. Amin Khan L. Nazir Rouf-Ul-Aalam Dr Liyaqat Nazir	Ventilator menggunakan kantung udara yang ditekan *pinion-rack*		Bisa untuk CPAP
11	The Design And Evaluation Of A Novel Low-Cost Portable Ventilator [39]	A. Darwood, J. Mccanny, R. Kwasnicki, B. Martin, P. Jones	Ventilator menggunakan impeler sentrifugal		Tanpa kendali pintar

Berbeda dengan penelitian-penelitian pada Tabel 1.1 pada nomer 1, 2, 3, 6 dan 10 yang menggunakan ambubag sebagai sumber udara ventilasi, penelitian pada thesis ini menggunakan kompresor sentrifugal yang menggunakan sebuah motor DC sebagai sumber udara kontinyu. Putaran motor DC dikendalikan dengan menggunakan logika Fuzzy agar dapat menghasilkan volume dan tekanan udara stabil, kontinyu sesuai dengan yang diharapkan. Sedangkan pada penelitian 4 dan 9 udara dihasilkan oleh sebuah kompresor udara, aliran udaranya diatur dengan menggunakan katup. Pada penelitian 8 udara dihasilkan oleh sebuah blower yang dikontrol menggunakan sistem kontrol PID. Sedangkan pada penelitian 5, 7 dan 11, sistem tidak menerapkan sistem kontrol pintar.

UNIVERSITAS ISLAM SULTAN AGUNG
UNISSULA
جامعة سلطان أجونج الإسلامية

BAB II
TINJAUAN PUSTAKA DAN LANDASAN TEORI

2.1 Tinjauan Pustaka

Penelitian mengenai sistem pemantau otomasi *ventilator* secara real time berbasis *Wireless Sensor Network*. Terdapat sensor pernapasan permenit untuk mengukur tekanan udara yang masuk ke alat *ventilator*, Modul ESP8266 sebagai kontrolernya. Penggabungkan sistem *ventilator* sederhana, sekaligus pemantau dengan menggunakan *smartphone* dalam satu device (*standalone*) secara nirkabel yang terhubung tanpa saluran kabel [19].

Prototipe *ventilator* portabel dengan menggunakan logika fuzzy metode Mamdani untuk mengendalikan lengan mekanik yang menekan alat Bag-Valve Mask (BVM). Ambu bag menjadi sumber tekanan udara sebagai fungsi utama dari *ventilator*. Motor DC sebagai pengendali lengan mekanik berdasarkan PWM (Pulse Width Modulation) [30].

Pembuatan prototipe *ventilator* mekanik portabel berbiaya rendah untuk digunakan dalam kasus korban massal dan lingkungan miskin sumber daya. *Ventilator* memberikan udara ventilasi dengan menggunakan bag-valve mask (BVM) konvensional dengan lengan cam berputar, sehingga menghilangkan kebutuhan operator manusia untuk BVM. Digerakkan oleh motor listrik yang ditenagai oleh baterai 14,8 VDC dan dilengkapi dengan volume tidal yang dapat disesuaikan hingga maksimum 750 ml. Volume tidal dan jumlah napas per menit diatur melalui kenop input. Prototipe ini juga dilengkapi mode assist-control dan alarm untuk menunjukkan tekanan berlebih pada sistem [31].

Rancangan *ventilator* menggunakan sebuah kompresor dan katup udara (valve) untuk mengontrol besarnya aliran udara [32].

Desain mekanik untuk *ventilator* sistem kendali adaptif dengan tanpa membuat prototipe-nya dan tidak menjelaskan secara spesifik sistem kontrol apa yang digunakannya [33].

Sebuah *ventilator* dengan menggunakan lengan mekanik untuk menekan ambu bag sebagai penghasil udara ventilasi [34].

Perancangan Prototipe *Ventilator* dengan Teknologi IOT (Internet of Things) berbasis arduino. Sistem menitikberatkan kepada sistem monitoring kadar oksigen dalam darah pasien [35].

Ventilator dengan mode CPAP dibangun dengan menggunakan unit motor/blower CPAP. Untuk meminimalkan variasi tekanan yang disebabkan oleh pernapasan spontan serta perasaan tidak nyaman saat menghembuskan napas terhadap tekanan positif, sistem dikembangkan dengan menggunakan kontrol proporsional-integral-derivatif (PID). Metode Ziegler dan Nichols digunakan untuk menyetel parameter kontroler PID [36].

Ventilator didesain menggunakan kompresor udara sebagai sumber tekanan. Memindahkan udara masuk dan keluar dari wadah udara untuk membantu, memantau, atau mengontrol ventilasi. Kontrol persentase campuran udara berdasarkan tekanan. Antarmuka manusia (HMI) untuk memantau dan mengontrol parameter utama seperti frekuensi pernapasan, tekanan, mengukur unit dan mode kontrol. Tiga mode kontrol (Tekanan, Frekuensi, dan Bantuan). Tidak ada setting *ventilator* berdasarkan besarnya volume tidal. Sistem kontrol untuk satu kompresor udara, dan fungsi PID yang didukung untuk empat katup [37].

Prototipe *ventilator* portabel yang menggunakan pinion-rack sebagai lengan mekanik untuk menekan alat Bag-Valve Mask (BVM). Ambu bag menjadi sumber tekanan udara sebagai fungsi utama dari *ventilator* [38].

Sebuah prototipe *ventilator* dibangun dengan sebuah motor listrik yang terhubung ke impeller sentrifugal untuk menyediakan aliran udara. Sakelar mekanis yang peka terhadap tekanan beroperasi pada ambang batas yang ditentukan pengguna yang dapat disetel pada 10–45 cmH2O melalui dial. Udara atmosfer dimasukkan oleh unit motor dan dikirim melalui unit sekali pakai ke ujung pasien. Gas pembuangan pernafasan dilepaskan ke atmosfer melalui katup buang, yang terletak di unit sekali pakai, sehingga melindungi unit motor dari kontaminasi. Sakelar peka tekanan pada unit sekali pakai secara elektrik digabungkan ke 'unit motor' [39].

2.2 Landasan Teori

2.2.1 *Ventilator* Mekanik

Ventilasi mekanik mempunyai tujuan untuk mencapai oksigen arteri dan kadar karbondioksida (CO2) yang normal, meminimalkan usaha napas yang berat dan mengoptimalkan rasa nyaman pada pasien [26]. Pertukaran gas pada ventilasi mekanik dipertahankan dengan meminimumkan kerusakan paru (kerusakan alveolar, edema, inflamasi, dan fibrosis paru), gangguan hemodinamik, dan efek samping lain seperti kerusakan syaraf [26]. *Ventilator* menginduksi kerusakan paru dengan barotrauma (tekanan yang tinggi), volutrauma (volume yang besar), atelektrauma dan biotrauma (meningkatnya inflamasi) [26].

Ventilasi mekanik dengan penggunaan Positive end expiratory pressure (PEEP) merupakan tekanan positif yang diberikan pada akhir pernapasan untuk menjaga agar alveoli paru tidak kolaps sehingga paru tidak mengalami akteletasis [40]. Pada sebuah *ventilator*, secara khusus AARC merekomendasikan bahwa *ventilator* harus mampu untuk memberikan PEEP 10-20 cm H2O, volume tidal minimal 300-600 mL dan ventilasi menit 10-15 L/menit [7]. Respiratory Rate (RR) adalah jumlah siklus pernafasan (inspirasi dan ekspirasi penuh) yang dihitung dalam waktu 1 menit atau 60 detik [42]. Tekanan inspirasi yang di berikan oleh *ventilator* dicetuskan oleh nafas pasien. Besarnya tekanan ini disesuaikan dengan upaya nafas yang dimiliki pasien. Beberapa mesin akan memberikan frekuensi nafas dengan rasio I:E secara otomatis sesuai dengan kebutuhan [43].

Diketahui bahwa peningkatan aliran laju *ventilator* (V), pada volume tidal konstan (VT), dapat menghasilkan peningkatan rasio pernapasan (RR) dan ventilasi menit (E) [45]. Indikasi terbanyak pemasangan *ventilator* adalah kombinasi yang mengakibatkan kegagalan oksigenasi, ventilasi atau kegagalan memenuhi kebutuhan metabism pasien [46]. Persyaratan minimal sebuah *Ventilator* Penggunaan Darurat, untuk merawat pasien COVID-19 [49]:

2.2.2 Volume Tidal

Metode perhitungan volume dan kapasitas paru-paru adalah sebagai berikut:

1. Volume Tidal adalah volume udara yang diinspirasi atau diekspirasi pada setiap kali pernapasan normal. Besarnya ± 500 cc pada rata-rata orang dewasa.
2. Volume Cadangan Inspirasi adalah volume udara ekstra yang diinspirasi setelah volume tidal, dan biasanya mencapai ± 3000 cc.
3. Volume Cadangan Eskpirasi adalah jumlah udara yang masih dapat dikeluarkan dengan ekspirasi kuat pada akhir ekspirasi normal, pada keadaan normal besarnya ± 1100 cc.
4. Volume Residu, yaitu volume udara yang masih tetap berada dalam paru-paru setelah ekspirasi kuat. Besarnya ± 1200 ml [48].

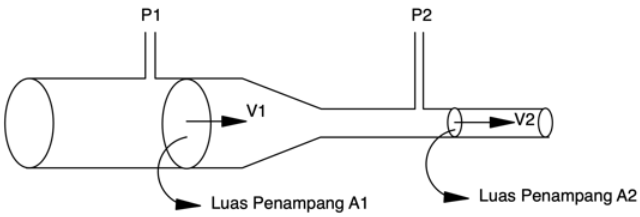
Untuk menghitung besarnya volume tidal bisa digunakan persamaan Bernoulli bersama dengan persamaan kontinuitas dapat dihitung volumetrik fluida yang mengalir per detik [46-47]. Dalam dinamika fluida, parameter yang menentukan jumlah meter kubik fluida yang mengalir per detik (m^3/s), disebut laju aliran volumetrik. Berdasarkan definisi ini, laju aliran volumetrik, dilambangkan dengan Q, diberikan oleh [49], [50]:

$$Q = \frac{Volume}{time} \quad \text{..... (2.1)}$$

Volume fluida yang melewati penampang pipa dalam selang waktu tertentu (Δt) dapat dinyatakan sebagai hasil kali luas penampang pipa (A) dikalikan jarak yang ditempuh fluida (Δx) [49], [50].

$$Q = \frac{Volume}{time} = \frac{A \times \Delta x}{\Delta t} = AV \quad \text{..... (2.2)}$$

Di mana (Δx/Δt) ada hasil subtitusi dari kecepatan fluida V. Oleh karena itu, kita dapat menghitung laju aliran volumetrik fluida hanya dengan mengukur kecepatan fluida. Pengukuran kecepatan dapat dicapai dengan menerapkan konsep yang dibahas di atas pada pipa dengan penampang yang bervariasi seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Venturi *flow sensor* [49], [50]

$$\rho A_1 V_1 \Delta t = \rho A_2 V_2 \Delta t \quad [51], [52]$$

$$\Delta P = P_1 - P_2 = \frac{1}{2}\rho\left(V_2^2 - V_1^2\right) \quad [51], [52] \qquad \text{……. (2.3)}$$

$$\Delta P = \frac{1}{2}\rho V_2^2 \left(1 - \left(\frac{A_2}{A_1}\right)^2\right) \quad [51], [52] \qquad \text{…….. (2.4)}$$

$$Q = A_1 V_1 = A_2 V_2 = A_2 \sqrt{\frac{2\,\Delta P}{\rho\left(1 - \left(\frac{A_2}{A_1}\right)^2\right)}} \quad [51], [52] \qquad \text{…...…. (2.5)}$$

Keterangan:

Q : Volumetrik udara persatuan waktu

V : Kecepatan aliran udara

A : Luas penampang pipa

t : Waktu aliran

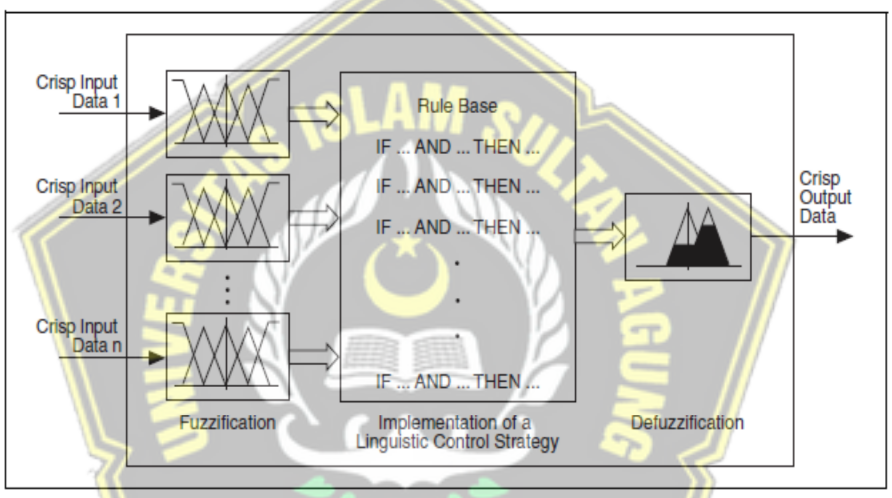
r : Massa jenis udara

2.2.3 Logika Fuzzy

Logika fuzzy telah banyak diterapkan dalam bidang kontrol otomatis dan industri, diantaranya digunakan sebagai pengontrol pemrosesan citra, kendali motor, kendali robot, kendali pesawat terbang dan lain-lain. Telah banyak aplikasi sistem kontrol dengan menggunakan sistem fuzzy, karena proses kendali ini relatif mudah dan fleksibel dirancang dengan tidak melibatkan model matematis yang rumit dari sistem yang akan dikendalikan [51].

Prinsip kerja dari logika fuzzy diperlihatkan pada Gambar 2.2. Input yang memiliki nilai tegas mengalami proses fuzzyfikasi. Proses fuzzyfikasi adalah proses

untuk mengubah input sistem yang memiliki nilai tegas menjadi variabel linguistik menggunakan fungsi keanggotaan yang disimpan dalam basis pengetahuan fuzzy. Proses selanjutnya adalah mesin inferensi, yaitu proses untuk mengubah input fuzzy menjadi output fuzzy dengan cara mengikuti aturan-aturan (IF-THEN Rules) yang telah ditetapkan pada basis pengetahuan fuzzy. Tahap selanjutnya adalah Defuzzifikasi, yaitu mengubah output fuzzy yang diperoleh dari mesin inferensi menjadi nilai tegas menggunakan fungsi kenggotaan yang sesuai dengan saat dilakukan fuzzifikasi [52]. Prinsip kerja dari logika fuzzy ditunjukan Gambar 2.2.



Gambar 2.2 Prinsip kerja dari logika fuzzy [52]

Keterangan Gambar 2.2:

1. *Crisp Input Data*

   Data berbentuk crisp (tegas) merupakan bentuk data yang merepresentasikan data yang pasti. Seperti dalam merepresentasikan hitam dan putih.

2. Fuzzifikasi

   Proses untuk mengubah input sistem yang mempunyai nilai tegas menjadi variabel linguistik menggunakan fungsi keanggotaan.

3. *Rule Base*

   Proses untuk mengubah input fuzzy menjadi output fuzzy dengan cara mengikuti aturan-aturan (IF-THEN RULES) yang telah ditetapkan pada basis pengetahuan fuzzy.

4. Defuzzifikasi

   Mengubah output fuzzy yang diperoleh dari rule base menjadi nilai tegas menggunakan fungsi keanggotaan yang sesuai dengan saat dilakukan fuzzifikasi [52].

Dasar Dasar Logika Fuzzy

Istilah-istilah dalam logika fuzzy, yaitu [52]:

1. Linguistik, yaitu nama suatu kelompok yang mewakili suatu keadaan tertentu dengan menggunakan bahasa alami, misalnya besar dan kecil mewakili variabel ukuran.
2. Numeris, yaitu suatu nilai yang menunjukkan ukuran dari suatu variabel, misalnya 10, 35, 40, dan sebagainya.
3. Variabel fuzzy, yaitu variabel yang akan dibahas dalam suatu sistem fuzzy. Contoh : tegangan, arus, dan sebagainya.
4. Himpunan fuzzy, yaitu suatu kelompok yang mewakili suatu keadaan tertentu dalam variabel fuzzy.
5. Domain himpunan fuzzy, yaitu seluruh nilai yang diizinkan dalam semesta pembicaraan dan boleh dioperasikan dalam suatu himpunan fuzzy

Operator Dasar Operasi Himpunan Fuzzy [52]:

1. Operator AND

   Operator ini berhubungan dengan operasi interseksi pada himpunan. α-predikat sebagai hasil operasi dengan operator AND diperoleh dengan mengambil nilai keanggotaan terkecil antar elemen pada himpunanhimpunan yang bersangkutan [54].

   $$\mu_{A\cap B} = \min(\mu_A[x], \mu_B[y]) \quad \text{..... (2.7)}$$

2. Operator OR

   Operator ini berhubungan dengan operasi union pada himpunan. α-predikat sebagai hasil operasi dengan operator OR diperoleh dengan mengambil nilai keanggotaan terbesar antar elemen pada himpunan-himpunan yang bersangkutan [54].

$$\mu_{A\cup B} = \max(\mu_A[x], \mu_B[y]) \quad \text{..... (2.8)}$$

Operator NOT

Operator ini berhubungan dengan operasi komplemen pada himpunan. α-predikat sebagai hasil operasi dengan operator NOT diperoleh dengan mengurangkan nilai keanggotaan elemen pada himpunan yang bersangkutan, seperti pada persamaan (2.5) [54].

$$\mu_{A'} = 1 - \mu[x] \quad \text{..... (2.9)}$$

Fuzzifikasi (*Fuzzification*)

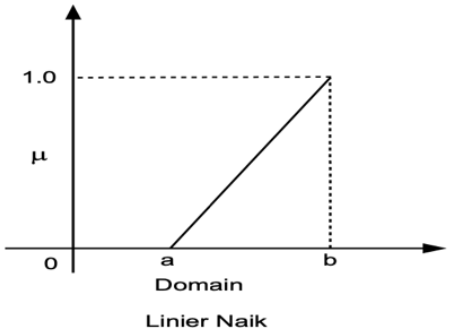
Fuzzifikasi adalah proses untuk mengubah suatu masukan dari bentuk tegas (crisp) menjadi fuzzy (variabel linguistik) yang biasanya disajikan dalam bentuk-bentuk himpunan fuzzy dengan suatu fungsi keanggotaannya masingmasing. Hal ini dikarenakan banyak dari kuantitas yang kita pertimbangkan menjadi crisp tidak bisa dilakukan karena memiliki nilai yang tidak pasti. Jika bentuk ketidakpastian muncul karena ketidak presesisian, dan ketidakpastian, akibatnya variabel menjadi tidak jelas dan dapat dinyatakan dengan sebuah fungsi keanggotaan (membership function) [52].

Fungsi Keanggotaan

Fungsi keanggotaan (MF) adalah kurva yang mendefinisikan bagaimana setiap titik dalam ruang input dipetakan ke nilai keanggotaan (atau tingkat keanggotaan) antara 0 dan 1 [52].

Kurva Linear

a. Kurva Linear adalah pemetaan input ke derajat keanggotannya digambarkan sebagai suatu garis lurus. Pada representasi linear terdapat 2 kemungkinan, yaitu: Kurva Linier Naik dapat dilihat pada gambar 2.3 [52]



Gambar 2.3 Kurva linear naik [54]

Kurva linier naik merupakan himpunan yang dimulai pada nilai domain yang memiliki derajat keanggotaan nol (0) bergerak ke arah kanan menuju nilai domain yang memiliki derajat keanggotaan lebih tinggi [52].

Fungsi Keanggotaan [54]:

$$\mu(x,a,b) = \begin{cases} 0; & x \leq a \\ \dfrac{x-a}{b-a}; & a \leq x \leq b \\ 1; & x \geq b \end{cases} \quad \text{……. (2.10)}$$

Keterangan:

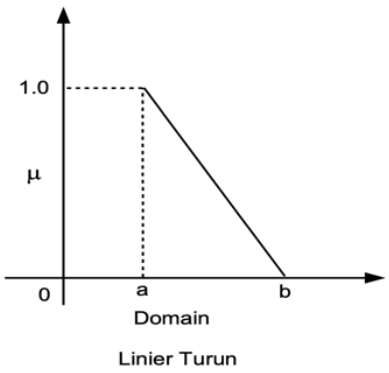
μ = fungsi keanggotaan himpunan

a = nilai domain yang mempunyai derajat keanggotaan nol

b = nilai domain yang mempunyai derajat keanggotaan satu

x = nilai input yang akan di ubah ke dalam bilangan fuzzy

b. Kurva Linier Turun, dapat dilihat pada gambar 2.4



Gambar 2.4 Kurva linear turun [54]

Kurva linier turun seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.4 merupakan himpunan dimana dimulai dari nilai domain dengan derajat keanggotaan tertinggi pada sisi kiri, kemudian bergerak menurun ke nilai domain yang memiliki derajat keanggotaan lebih rendah [52].

Fungsi Keanggotaan [52]:

$$\mu(x,a,b) = \begin{cases} 1; & x \le a \\ \dfrac{b-x}{b-a}; & a \le x \le b \\ 0; & x \ge b \end{cases} \quad \text{..... (2.11)}$$

Keterangan:

μ = fungsi keanggotaan himpunan

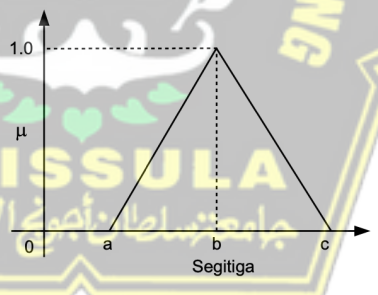
a = nilai domain yang mempunyai derajat keanggotaan satu

b = nilai domain yang mempunyai derajat keanggotaan nol

x = nilai input yang akan di ubah ke dalam bilangan fuzzy

Kurva Segitiga

Pada gambar 2.5 dapat dilihat representasi dari kurva segitiga [52].



Gambar 2.5 Representasi kurva segitiga [54]

Kurva segitiga yang ditunjukkan pada gambar 2.5 pada dasarnya terbentuk dari gabungan antara 2 garis (linear).

Fungsi Keanggotaan [54]:

$$\mu[x] = \begin{cases} 0; & x \le a \; atau \; x \ge c \\ \dfrac{x-a}{b-a}; & a < x \le b \\ \dfrac{c-x}{c-b}; & b < x < c \end{cases} \quad \text{.....(2.12)}$$

Keterangan:

μ = fungsi keanggotaan himpunan

a = nilai domain terkecil yang mempunyai derajat keanggotaan nol

b = nilai domain yang mempunyai derajat keanggotaan satu

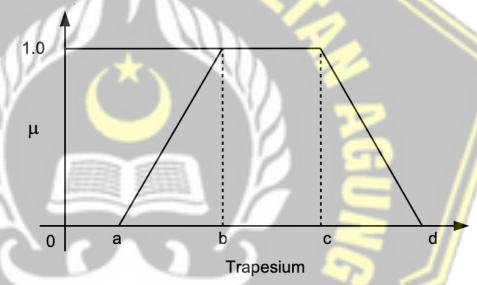
c = nilai domain terbesar yang mempunyai derajat keanggotaan nol

x = Nilai input yang akan di ubah ke dalam bilangan fuzzy

Di mana parameter {a,b,c} (dengan a<b<c) yang menentukan koordinat x dari ketiga sudut segitiga tersebut.

Kurva Trapesium

Pada gambar 2.6 dapat dilihat kurva trapesium [52].



Gambar 2.6 Kurva trapesium [54]

Kurva trapesium seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.6 pada dasarnya kurva trapesium adalah kurva segitiga, namun ada beberapa titik ditengah yang mempunyai nilai keanggotaan 1 [52].

Fungsi Keanggotaan:

$$\mu[x] = \begin{cases} 0; & x \leq a \; atau \; x \geq d \\ \dfrac{x-a}{b-a}; & a \leq x \leq b \\ 1; & b \leq x \leq c \\ \dfrac{d-x}{d-c}; & c \leq x \leq d \end{cases} \qquad \text{.....(2.13)}$$

Keterangan :

μ = fungsi keanggotaan himpunan

a = Nilai domain terkecil yang mempunyai derajat keanggotaan nol

b = Nilai domain terkecil yang mempunyai derajat keanggotaan satu

c = Nilai domain terbesar yang mempunyai derajat keanggotaan satu

d = Nilai domain terbesar yang mempunyai derajat keanggotaan nol

x = Nilai input yang akan di ubah ke dalam bilangan fuzzy

Dimana, parameter {a,b,c,d} (dengan a<b<c<d) yang menentukan koordinat x dari keempat sudut trapesium tersebut.

Pembentukan Aturan Fuzzy (*Fuzzy Rule-Based System*)

Dalam ruang lingkup kecerdasan buatan (kecerdasan mesin), terdapat berbagai cara untuk mewakili ilmu pengetahuan. Cara yang paling umum digunakan untuk mewakili pengetahuan manusia adalah dengan mengubahnnya kedalam bentuk bahasa alami yang dinyatakan dalam bentuk [52]:

IF premise (antecedent), THEN conclusion (consequent)

Bentuk pernyataan pada persamaan umumnya disebut dengan bentuk IF-THEN rules-based. Bentuk ini umumnya disebut sebagai bentuk deduktif. Ini biasanya dianggap sebuah dugaan seperti halnya kita mengetahui sebuah fakta (premis, hipotesis), kemudian ditarik kesimpulan. Tabel 2.1 menunjukkan bentuk kanonikal untuk sebuah sistem fuzzy rule-based [56].

Tabel 2.1 Bentuk kanonikal untuk sebuah sistem fuzzy

Rule 1 :	IF *Condition* C^1, THEN *restriction* R^1
Rule 2 :	IF *Condition* C^2, THEN *restriction* R^2
Rule r :	IF *Condition* C^r, THEN *restriction* R^r

Jika dugaan awal lebih dari satu, maka aturan pembentukan rule-nya adalah :

IF x *is* A^1 *and* A^2 *... and* A^n **THEN** y *is* B^n ..... (2.14)

Metode Fuzzy Mamdani

Metode Mamdani sering dikenal sebagai metode Max-min. Metode ini diperkenalkan oleh Ebrahim Mamdani pada tahun 1975. Untuk mendapatkan output, diperlukan 4 tahapan [53]:

- Pembentukan Himpunan Fuzzy

  Pada metode mamdani, baik variabel input maupun variabel output dibagi menjadi satu atau lebih himpunan Fuzzy.

- Aplikasi Fungsi Implikasi

  Pada metode mamdani, fungsi implikasi yang digunakan adalah min.

- Komposisi Aturan

  Ada tiga metode yang digunakan dalam melakukan inferensi sistem Fuzzy, yaitu max, additive dan probabilistik OR (probor).

  1. Metode Max (Maximum)

     Pada metode ini, solusi himpunan Fuzzy diperoleh dengan cara mengambil nilai maksimum aturan, kemudian menggunakannya untuk memodifikasi daerah Fuzzy, dan mengaplikasikannya ke output dengan menggunakan operator OR (union). Jika semua proposisi telah dievaluasi, maka output akan berisi suatu himpunan Fuzzy yang mereflesikan konstribusi dari tiap-tiap proposi. Secara umum dapat dituliskan:

     $$\mu sf[xi] = \max(\mu sf[xi], \mu kf[xi]) \quad \ldots\ldots (2.15)$$

     Di mana :

     μsf [xi] = nilai keanggotaan solusi Fuzzy sampai aturan ke-i. μkf [xi] = nilai keanggotaan konsekuen Fuzzy aturan ke-i.

  2. Metode Additive (sum)

     Pada metode ini, solusi himpunan Fuzzy diperoleh dengan cara melakukan bounded-sum terhadap semua output daerah Fuzzy. Secara umum dituliskan:

     $$\mu sf[xi] = \min(1, \mu sf[xi] + \mu kf[xi]) \quad \ldots\ldots\ldots (2.16)$$

     Di mana:

     μsf [xi] = nilai keanggotaan solusi Fuzzy sampai aturan ke-i. μkf [xi] = nilai keanggotaan konsekuen Fuzzy aturan ke-i.

3. Metode Probabilistik OR (Probor)

   Pada metode ini, solusi himpunan Fuzzy diperoleh dengan melakukan product terhadap semua output daerah Fuzzy. Secara umum dituliskan:

   μsf [xi] =(μsf [xi] + μkf [xi]) – (μsf [xi] * μkf [xi] ….. (2.17)

   Di mana:

   μsf [xi] = nilai keanggotaan solusi Fuzzy sampai aturan ke-i.

   μkf [xi] = nilai keanggotaan konsekuen Fuzzy aturan ke-i.

4. Defuzzifikasi

   Penegasan (defuzzy) Input dari proses defuzzifikasi adalah suatu himpunan fuzzy yang diperoleh dari komposisi aturan-aturan fuzzy, sedangkan output yang dihasilkan merupakan suatu bilangan pada domain himpunan fuzzy tersebut. Defuzzifikasi yang digunakan adalah Metode Centroid (Composite Moment), solusi crisp diperoleh dengan cara mengambil titik pusat (z*) daerah fuzzy. Secara umum dirumuskan [55]:

$$Z = \frac{\sum_{i=0}^{n} z_i \mu_c(z_i)}{\sum_{i=0}^{n} \mu_c(z_i)} \quad \text{……. (2.18)}$$

$$z^* = \frac{\int \mu_x(z)\, z dz}{\int \mu_x(z) dz} \quad \text{……. (2.19)}$$

2.2.4 *Brushless* DC motor listrik (BLDC motor)

Motor arus searah mempunyai daerah kendali putaran yang luas dibandingkan dengan motor arus bolak-balik, sehingga sampai sekarang masih banyak dipergunakan pada pabrik dan industri seperti pabrik kertas, tekstil, dan pabrik-pabrik yang mesin produksinya memerlukan pengaturan putaran yang luas. Dalam motor arus searah, kumparan medan yang berbentuk kutub sepatu merupakan bagian yang tidak berputar (stator), dan kumparan jangkarnya merupakan bagian yang berputar (rotor). Jika arus melewati konduktor, maka akan timbul medan magnet dan garisgaris gaya medan magnet (fluks) dihasilkan oleh

kutub-kutub magnet pada stator. Interaksi antara kedua medan tersebut akan menimbulkan perpotongan medan magnet sehingga menimbulkan gaya, gaya tersebut menghasilkan torsi yang akan memutar rotor[54].

Brushless DC motor listrik (BLDC motor) adalah motor sinkron yang menggunakan sumber listrik DC melalui *Inverter* terintegrasi/ *switching power supply*, yang menghasilkan sinyal listrik AC untuk memutar motor. edan magnet yang dihasilkan oleh stator dan medan magnet rotor berputar di frekuensi dan kecepatan yang sama. BLDC motor sudah digunakan sejak Tahun 1886. Motor BLDC mulai populer pada tahun 1992. Keterbatasan motor DC (menggunakan sikat sebagai media hantar arus dari sumber ke komutator), telah diatasi oleh motor BLDC ini, penggunaan sumber DC untuk pengontrolan, dan tanpa adanya brush adalah ciri utama dari motor BLDC. Tenaga dari motor ini lebih besar walaupun motor tersebut berukuran lebih kecil tetapi dapat menghasilkan torsi cukup besar jika dibandingkan dengan ukuran motornya [55].

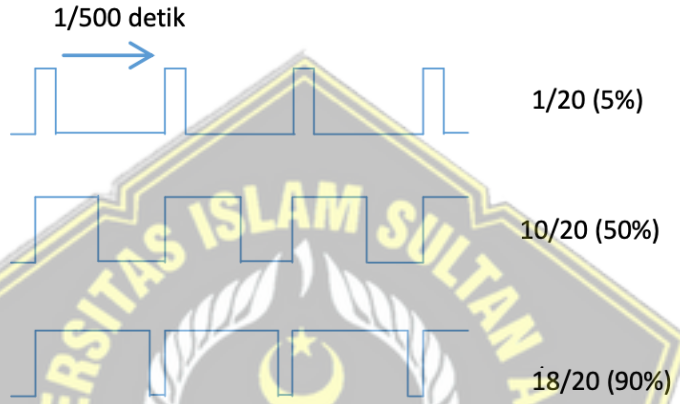
2.2.5 *Electronic Speed Controller* (ESC)

Electronic Speed Controller (ESC) yaitu rangkaian elektronik yang digunakan untuk mengatur kecepatan putaran motor sesuai arus listrik yang dibutuhkan oleh motor. ESC yang digunakan pada penelitian ini bekerja dan hanya bisa digunakan untuk motor jenis 3 fasa. ESC memberikan catuan pada motor sesuai dengan sinyal Pulse Width Mudulation (PWM) yang masuk pada input ESC. Selain itu ESC jenis ini juga memiliki fasilitas *Battery Eliminator Circuit (BEC)* yang memiliki keluaran tegangan kecil (VCC) untuk mencatu *Arduiono board*. Berikut ini merupakan fitur yang dimiliki ESC ini [55]:

1. *Brake*, berguna untuk menghentikan motor secara spontan.
2. *Soft start*, berfungsi sebagai pengatur lama waktu menyalakan sistem.
3. *Battery type*, pemilihan baterai yang digunakan.
4. *Microprocessor*, berfungsi untuk mengatur fitur agar dapat diprogram.
5. *Cut Off*, berfungsi sebagai pemotong arus jika baterai akan habis [55].

2.2.6 *Pulse Width Modulation (*PWM*)*

*Pulse witdh modulation (*PWM*)* merupakan salah satu teknik yang digunakan untuk mengendalikan kekuatan (*power*) biasanya mengatur berapa besar tegangan yang akan digunakan dengan mengirim isyarat atau pulsa dalam bentuk sinyal. PWM pada penelitian ini akan digunakan untuk mengendalikan *duty cycle* pada sinyal yang akan digunakan untuk menggerakan motor sehingga kecepatan motor dapat dikendalikan [56].



Gambar 2.7 *Duty cycle* sinyal PWM [58]

Bentuk sinyal PWM dapat dilihat pada Gambar 2.8, pulsa dihasilkan oleh sinyal PWM setiap 1/500 detik, panjang pulsa akan mengendalikan jumlah tegangan yang diterima oleh motor, jika tidak ada pulsa yang masuk maka motor tidak akan berputar sampai pulsa berikutnya sampai [56].

2.2.7 Kompresor Sentrifugal

Kompresor sentrifugal tergolong jenis kompresi kontinu. Hal ini disebabkan udara yang dikompresi oleh impeller kompresor sentrifugal akan terjadi secara terus-menerus. Putaran impeller kompresor menghasilkan gaya sentrifugal dengan kecepatan udara ke arah luar impeller. Tangensial dari kecepatan udara ke arah luar ini kemudian menjadi udara bertekanan begitu bertumbukan dengan diffuser [57].

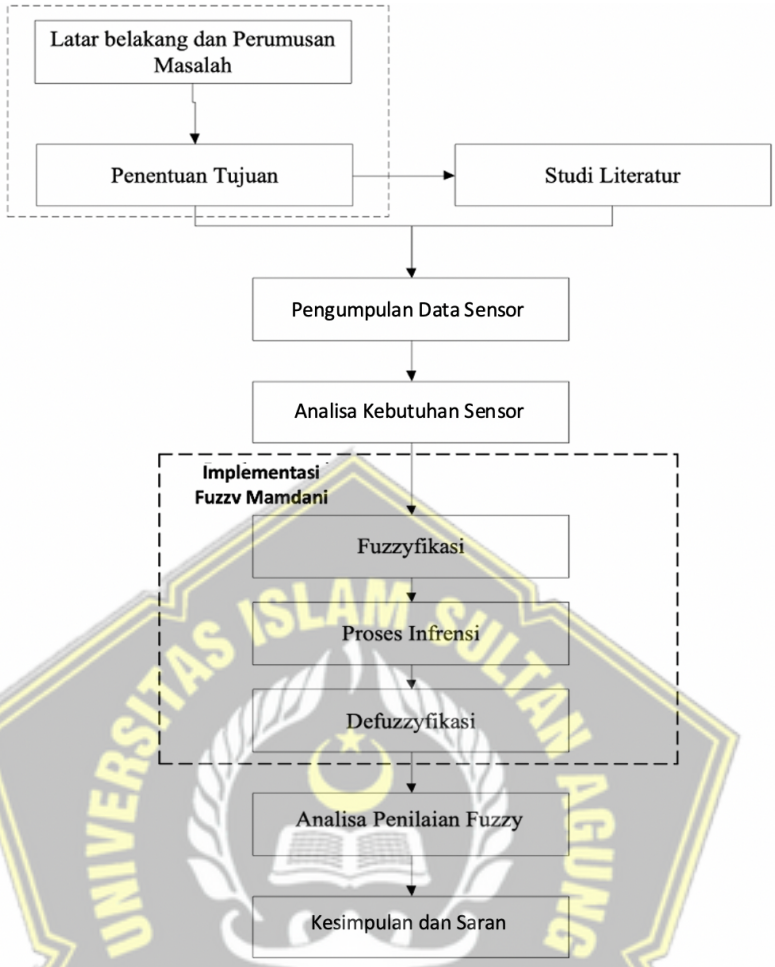
BAB III
METODE PENELITIAN

Pembahasan dalam tesis ini bertujuan untuk mendapatkan kestabilan volume tidal (VT) dan nilai CPAP yang optimal pada sebuah *ventilator* melalui pendekatan metode logika fuzzy. Proses pengolahan setiap variabel dilakukan dengan fuzzy inference sistem model Mamdani untuk mengendalikan motor pada sebuah kompresor sentrifugal udara. Data masukan tentang banyaknya volume didapat dengan mengukur perbedaan tekanan yang mengalir dalam sebuah venturi.

3.1 Tahapan Penelitian

Tahap-tahap dalam penelitian yang akan dilaksanakan dapat diilihat pada Gambar 3.1. Pada gambar tersebut tahap awal dari penelitian ini adalah menentukan latar belakang serta tujuan dari penelitian. Studi literatur dilakukan untuk memperdalam pemahaman tentang cara kerja metode Mamdani serta tahapan-tahapan apa saja yang harus dilakukan dalam menganalisis kestabilan VT dan CPAP sehingga metode Mamdani dapat diterapkan dalam penelitian ini. Studi literatur dikumpulkan melalui berbagai sumber kepustakaan, baik berupa buku, jurnal, prosiding, tesis dan lain-lain sebagai bahan pendukung. Selain itu penulis juga berkonsultasi dengan dosen pembimbing agar penulisan thesis lebih terarah.

Tahap kedua adalah analisa kebutuhan, pada tahap ini, akan ditentukan kebutuhan apa saja yang diperlukan dalam menyusun perhitungan sistematis pada metode fuzzy inferensi Mamdani, terutama menyusun himpunan fuzzy dan membership function menggunakan piecewise linear function triangular dalam fuzzyfikasi, mengetahui atribut linguistik dan numeris yang digunakan dalam fungsi keanggotaan fuzzy , serta aturan- aturan yang digunakan untuk mesin inferensi. Himpunan fuzzy dan fungsi keanggotaan untuk fuzzyfikasi dalam kontrol kestabilan VT dan CPAP.



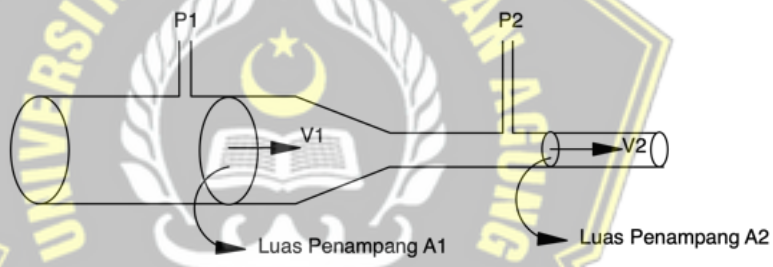
Gambar 3.1 Tahapan penelitian

Pada tahap ketiga adalah pengumpulan data Tahap ini berupa observasi untuk mengumpulkan data yang dibutuhkan untuk kepentingan penelitian. Data yang diperoleh adalah data inputan dari sebuah venturi yang memilili dua pipa dengan penampang berbeda. Dengan mengukur dua tekanan yang terjadi pada masing-masing pipa, didapat perbedaan tekanan yang dapat dijadikan dasar perhitungan volume udara yang tersalurkan. Tahap keempat adalah implementasi metode Mamdani melalui tahap fuzzyfikasi, proses inferensi dan defuzzifikasi. Tahap kelima adalah analisa hasil penilaian kestabilan VT dan CPAP dengan menggunkan metode Mamdani. Selanjutnya pada tahapan terakhir adalah memberikan kesimpulan dan saran.

3.2 Sistem Model Penelitian

Prinsip kerja *ventilator* ini adalah oksigen dari udara bebas dihisap oleh kompresor sentrifugal dan dialirkan ke pasien melalui sebuah venturi sebagai *flow sensor* untuk menghitung banyaknya udara yang disalurkan. Pressure sensor tekanan sebagai masukan sistem kendali agar motor DC pada kompresor sentrifugal dapat berputar sedemikian sehingga didapat nilai VT dan CPAP yang sesuai dan stabil. Tekanan udara di dalam Mask menunjukkan kondisi tekanan dalam paru-paru pasien. Nilai volume yang disalurkan ke pasien dan tekanan dalam paru-paru pasien dipresentasikan pada sebuah layar LCD.

Untuk menghitung besarnya volume yang disalurkan digunakan sebuah venturi untuk mengahasilkan beda tekanan, di mana beda tekanan yang dihasilkan digunakan untuk menghitung volume udara mengalir per satuan waktu (Q).



Gambar 3.2 Venturi sebagai sensor aliran udara

$$Q = A_1 V_1 = A_2 V_2 = A_2 \sqrt{\frac{\Delta P \times 2}{\rho\left(1 - \left(\frac{A_2}{A_1}\right)^2\right)}} \quad \ldots\ldots\ldots (2.5)$$

Setelah Q didapat maka nilai Q dikalikan dengan lamanya waktu aliran udara. Waktu aliran udara yang digunakan pada penelitian ini sebesar 3 detik, didapat dari perhitungan:

Respiratory Rate (RR) = 10 bpm

$t_{pernafasan}$ = 60/10 detik ……. (3.2)

$t_{pernafasan}$ = 6 detik ……. (3.3)

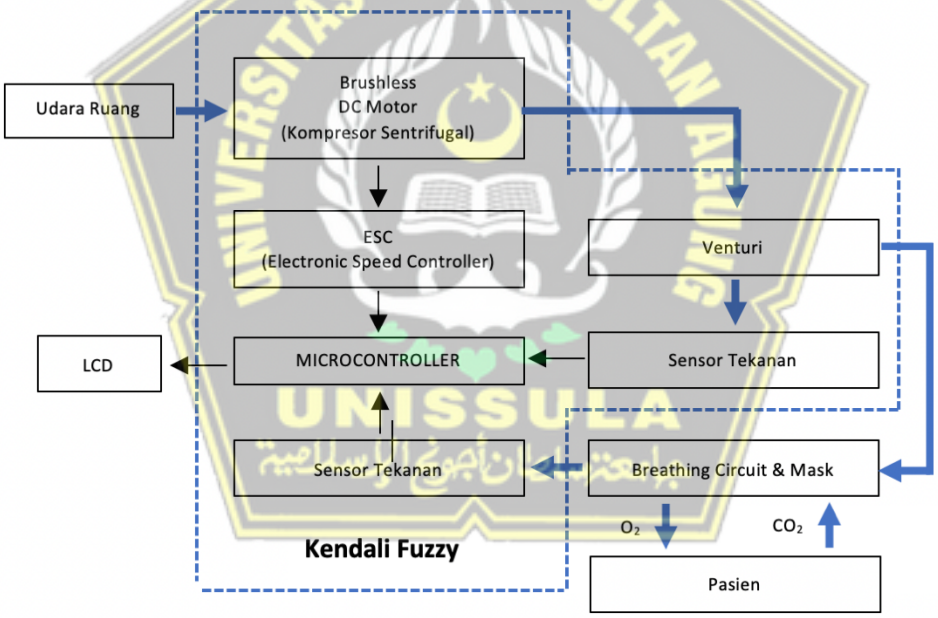
Di mana rasio pernafasan yang digunakan pada penelitian ini adalah 1:1, sehingga

t_{flow} = 0.5 x 6 detik …… (3.4)

t_{flow} = 3 detik. ……. (3.5)

3.3 Perancangan Prototipe *Smart Controller Ventilator*

Komponen utama yang diperlukan untuk membuat *ventilator* yang menghasikan volume dan tekanan stabil adalah Microprocessor sebagai pengendali, *Brushless* DC motor, pengendali kecepatan motor, kompresor sentrifugal sebagai penghasil aliran udara, dan sensor-sensor untuk menghitung volume aliran udara dan tekanan udara. Desain diagram aliran udara dan kendali *ventilator* dapat dilihat pada Gambar 3.3.



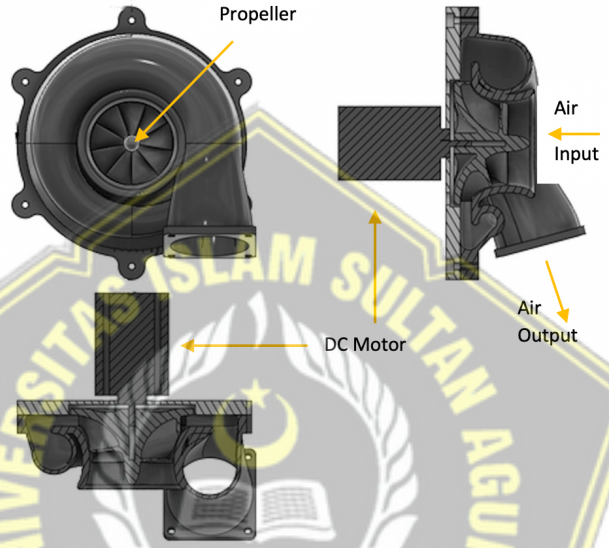
Gambar 3.3 Desain diagram aliran udara dan kendali *ventilator*

3.3.1 Udara Ruang

Udara yang akan dimasukan ke dalam sistem diperoleh dari udara ruangan (kering). Kandungan udara kering adalah 78,09% nitrogen, 20,95% oksigen, 0,93% argon, 0,04% karbon dioksida, dan gas-gas lain yang terdiri dari neon, helium, metana, kripton, hidrogen, xenon, ozon, radon. Sebelum masuk ke bagian pencampur udara difilter dulu dengan menggunakan filter udara.

3.3.2 Kompresor Sentrifugal

Kompresor sentrifugal dibuat dengan menggunakan printer 3D FDM dengan bahan PLA dan sebuah motor DC. Prinsip kerja FDM adalah dengan cara ekstrusi thermoplastic melalui nozzle yang panas pada melting temperature selanjutnya produk dibuat lapis per lapis [60]. Desain kompresor sentrifugal dapat dilihat pada gambar 3.4.

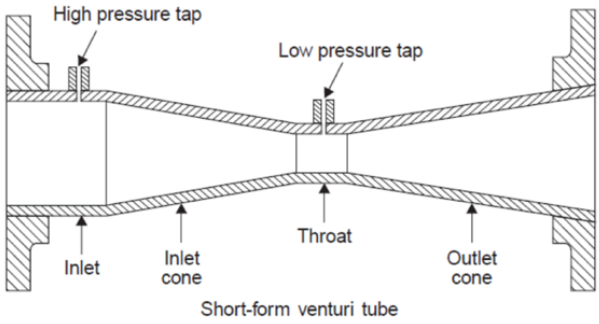


Gambar 3.4 Desain kompresor sentrifugal

3.3.3 Sensor Aliran Udara

Sensor aliran udara dibuat dengan menggunakan sensor tekanan dua input. Sebuah venturi dibuat untuk menghasilkan dua buah tekanan yang berbeda. Perbedaan tekanan menjadi dasar perhitungan jumlah aliran udara. Venturi dibuat dengan bahan resin dan dicetak dengan mengunakan printer 3D SLA. Printer 3D SLA (Stereolithographic Apparatus) [59].

Untuk membuat sensor aliran udara ini digunakan sebuah sensor tekanan dengan dua masukan, yaitu sensor MPX 5010 DP. Desain venturi sensor aliran udara dapat dilihat pada Gambar 3.5.



Gambar 3.5 Desain venturi

3.3.4 Sensor Tekanan

Sensor yang digunakan adalah MPX5010 *piezoresistive* yang merupakan tranduser *piezoresistif* yang terbuat dari bahan silicon yang akurat dan output tegangannya linear secara langsung sesuai untuk tekanan langsung. Didalam sensor ini terdapat *silicon* monolitik dengan strain gauge yang terintegrasi. Sensor ini dilengkapi dengan *temperature compensation* dan *offset calibration* [60].

3.3.5 LCD Display dan I2C interface

Jenis display elektronik yang dibuat dengan teknologi CMOS logic yang bekerja dengan tidak menghasilkan cahaya tetapi memantulkan cahaya yang ada di sekelilingnya terhadap front-lit atau mentransmisikan cahaya dari back-lit. LCD berfungsi sebagai penampil data baik dalam bentuk karakter, huruf, angka ataupun grafik. LCD adalah lapisan dari campuran organik antara lapisan kaca bening dengan elektroda transparan indium oksida dalam bentuk tampilan seven-segment dan lapisan elektroda pada kaca belakang. Ketika elektroda diaktifkan dengan medan listrik (tegangan), molekul organik yang panjang dan silindris menyesuaikan diri dengan elektroda dari segmen. Lapisan sandwich memiliki polarizer cahaya vertikal depan dan polarizer cahaya horisontal belakang yang diikuti dengan lapisan reflektor. Cahaya yang dipantulkan tidak dapat melewati molekul-molekul yang telah menyesuaikan diri dan segmen yang diaktifkan terlihat menjadi gelap dan membentuk karakter data yang ingin ditampilkan[61].

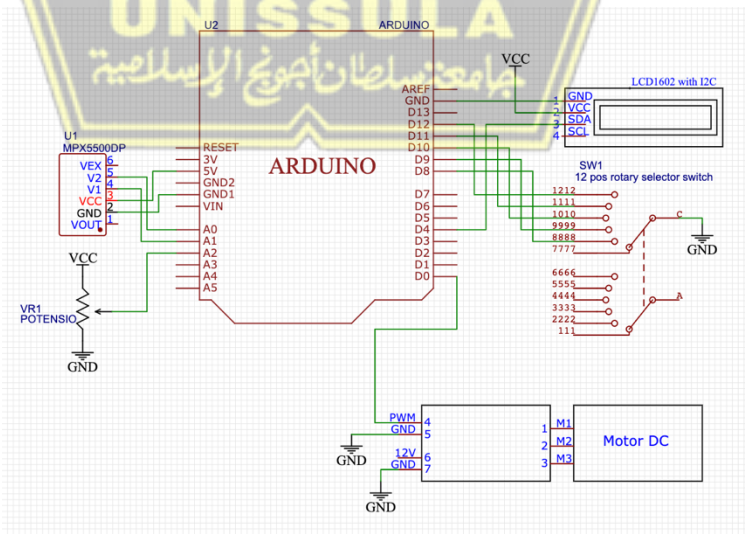
Modul I2C Backpack LCD I2C/TWI LCD, merupakan modul yang dipakai untuk mengurangi penggunaan kaki di LCD. Modul ini memiliki 4 pin yang akan dihubungkan ke Arduino. Arduino uno sudah mendukung komunikasi I2C dengan module I2C lcd, maka dapat mengkontrol LCD Karakter 16x2 dan 20x4 hanya menggunakan 2 Pin yaitu Analog Input Pin 4 (SDA) dan Analog Input Pin 5 (SCL)[61].

3.3.6 Arduino Board

Arduino digunakan sebagai kit elektronik open source yang di dalamnya terdapat komponen utama sebuah chip mikrokontroler dengan jenis AVR. Modul mikrokontroler ini sudah siap pakai dengan menggunakan software IDE. Sehingga tidak perlu sistem minimum dan programmer dikarenakan sudah built in dalam satu board [62].

3.3.7 Rangkaian Elektronik

Rangkaian elektronik ventilator portabel dapat dilihat pada Gambar 3.6. Untuk merubah nilai set point digunakan potensio meter sebagai pembagi tegangan. Nilai tegangan mempresntasikan nilai set poin yang diinginkan.

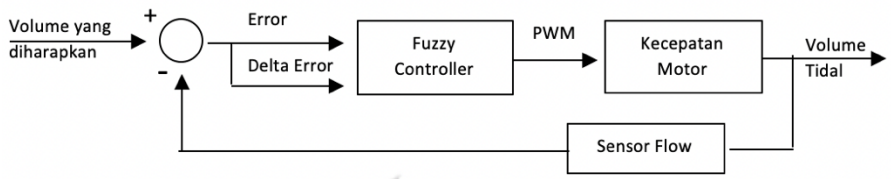


Gambar 3.6 Rangkaian elektronik *ventilator* portabel

3.4 Diagram Blok Sistem Pengendalian (Smacovir)

3.4.1 Diagram Blok Sistem Pengendalian Volume Tidal

Untuk mengendalikan volume tidal, didesain sebuah sistem kontrol tertutup. Diagram blok sistem pengendalian volume tidal dapat dilihat pada Gambar 3.7.



Gambar 3.7 Diagram blok sistem pengendalian volume tidal

Fungsi-fungsi:

1. Sensor Flow

   Sebuah venturi untuk menghasilkan perbedaan tekanan. Perbedaan tekanan yang diakibatkan perbedaan luas penampang pada venturi tersebut digunakan untuk menghitung volume udara per-satuan waktu.

2. Proses Adaptasi

   Merupakan umpan balik hasil pengontrollan sistem agar sistem dapat menyesuaikan kembali agar didapat hasil kontrol sesuai dengan yang diharapkan.

3. Model Fuzzy

   Kendali Fuzzy yang sesuai dengan sistem untuk mengasilkan nilai kendali yang baik.

4. Controller

   Perangkat elektronik untuk melakukan proses pengendalian.

5. Kecepatan Motor

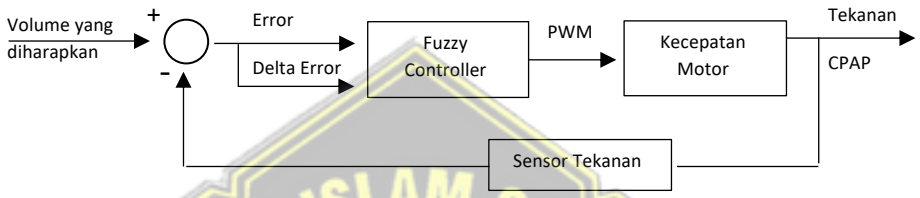
   Kendali kecepatan motor untuk mengatur besar volume udara yang dialirkan ke dalam sistem.

Nilai volume udara yang diharapkan diinputkan ke *controller*. *Controller* mengaktifkan motor DC untuk menghasilkan aliran udara. Besarnya aliran udara diukur oleh Sensor Flow dan dimasukan kembali ke *controller* secara terus

menerus. Nilai yang terukur tersebut menjadi masukan bagi sistem pengendali Fuzzy untuk menghasilkan aksi kontrol berupa besarnya kecepatan motor agar didapatkan volume yang sesuai dengan yang diharapkan.

3.4.2 Diagram Blok Sistem Pengendalian CPAP

Untuk mengendalikan CPAP, didesain sebuah sistem kontrol tertutup. Diagram blok sistem pengendalian volume tidal dapat dilihat pada Gambar 3.8.



Gambar 3.8 Diagram blok sistem pengendalian CPAP

Fungsi-fungsi:

1. Sensor Tekanan

   Sebuah untuk mengukur besarnya tekanan.

2. Proses Adaptasi

   Merupakan umpan balik hasil pengontrollan sistem agar sistem dapat menyesuaikan kembali agar didapat hasil kontrol sesuai dengan yang diharapkan.

3. Model Fuzzy

   Kendali Fuzzy yang sesuai dengan sistem untuk mengasilkan nilai kendali yang baik.

4. Controller

   Perangkat elektronik untuk melakukan proses pengendalian.

5. Kecepatan Motor

   Kendali kecepatan motor untuk mengatur besar tekanan udara yang diharapkan. Nilai tekanan udara yang diharapkan diinputkan ke controller. *Controller* mengaktifkan motor DC untuk menghasilkan aliran udara. Besarnya aliran udara diukur oleh sensor tekanan dan dimasukan kembali ke *controller* secara

terus menerus. Nilai yang terukur tersebut menjadi masukan bagi sistem pengendali Fuzzy untuk menghasilkan aksi kontrol berupa besarnya kecepatan motor agar didapatkan tekanan yang sesuai dengan yang diharapkan.

3.5 Identifikasi Variabel

Untuk menghitung besarnya volume tidal laju aliran volumetrik yang dikendalikan. Dalam identifikasi fungsi keanggotaan fuzzy inferensi sistem, penulis membutuhkan data input yang terdiri dari dua variabel input dan satu variabel output untuk volume tidal serta dua variabel input dan satu variabel output untuk CPAP.

Variabel input terdiri dari :

1. Variabel *Error* volume persatuan waktu
   Besarnya volume udara per satuan waktu (Q) seharusnya (set poin) dikurangi volume udara persatuan waktu terukur.
2. Variabel perubahan *Error* (*Delta Error*)
   Nilai *Error* terukur dikurangi *Error* sebelumnya. $E_q(n) - E_q(n-1)$.
3. Variabel *Error* tekanan.
   Tekanan udara seharusnya (set point) dikurangi tekanan terukur.
4. Variabel perubahan *Error* tekanan (*Delta Error*)
   Nilai *Error* tekanan dikurangi *Error* tekanan sebelumnya. $E_p(n)–E_p(n-1)$.

Pada pengendalian VT dan CPAP, variabel *Error* tersebut di atas akan digunakan sebagai parameter fungsi keanggotaan fuzzy yang terdiri dari 3 daerah liguistik, yaitu *Error* Negatif (EN), *Error* Nol/Zero (EZ), dan *Error* Positif (EP). Untuk variabel delta *Error*, data yang digunakan sebagai parameter keanggotaan fuzzy tediri dari 3 daerah linguistik, yaitu Delta *Error* Kecil (DK), Delta *Error* Zero (DZ), dan Delta *Error* Besar (DB).

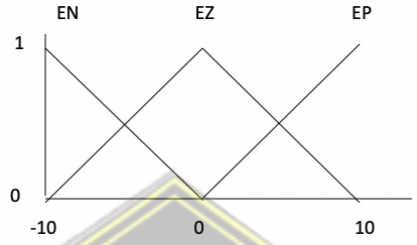
3.6 Perancangan Fungsi Keanggotaan

Berikut adalah rancangan fungsi keanggotaan dari kendali volume tidak dan kendali tekanan CPAP.

3.6.1 Kendali Volume Tidal

3.6.1.1 Variabel *Error* Q

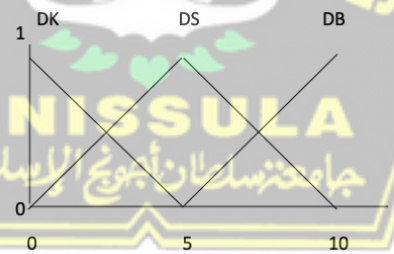
Desain fungsi keanggotaan fuzzy Segitiga untuk variabel Q terdiri dari 3 daerah linguistik yaitu EN(-10, -10, 0), EZ(-10, 0, 10), dan EP(0,10,10). Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel Error Q dapat dilihat pada Gambar 3.9



Gambar 3.9. Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel *Error* Q

3.6.1.2 Variabel Delta *Error Q*

Desain fungsi keanggotaan fuzzy Segitiga untuk variabel laju perubahan *Error* kecepatan laju volume terdiri dari 3 daerah linguistik yaitu DK(0,0,5), DS(0, 5, 10) dan DB(5, 10, 10). Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel Error Q dapat dilihat pada Ga,bar 3.10.

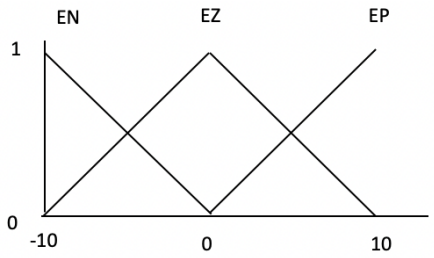


Gambar 3.10 Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel *Error* Q

3.6.2 Kendali Tekanan (CPAP)

3.6.2.1 Variabel *Error* Tekanan

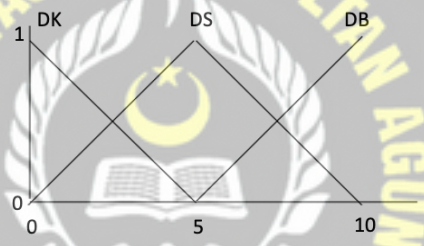
Desain fungsi keanggotaan fuzzy Segitiga untuk variabel laju *Error* tekanan udara terdiri dari 3 daerah linguistik yaitu EN(-10, -10, 0), EZ(-10, 0, 10), dan EP(0, 10, 10). Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel *Error* Tekanan dapat dilihat pada Gambar 3.11.



Gambar 3.11 Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel *Error* Tekanan

3.6.2.2 Variabel *Delta Error* Tekanan

Desain fungsi keanggotaan fuzzy Segitiga untuk variabel delta *Error* tekanan terdiri dari 3 daerah linguistik yaitu DK (0, 0, 5), DS (0, 5, 10) dan DB (5, 10, 10). Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel Delta Error tekanan dapat dilihat pada Gambar 3.12.



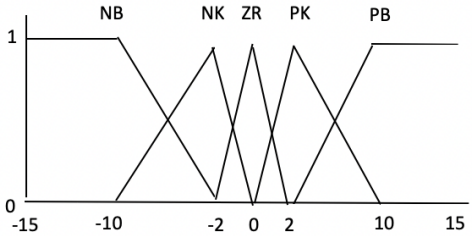
Gambar 3.12 Desain fungsi keanggotaan segitiga pada variabel *Delta Error* tekanan

3.6.3 Variabel Output

Untuk pengendalian VT dan CPAP, output dari sistem fuzzy ini adalah sebuah nilai untuk menambah atau mengurangi PWM motor. Nilai PWM motor terkecil adalah 30 dan yang terbesar adalah 70. Hal ini disesuaikan dengan karakteristik sistem turbin yang dibuat. Jika nilai lebih kecil dari 30 motor tidak akan berputar dan jika di atas 70 turbin akan menghasilkan tekanan yang terlalu besar, hal ini sesuai dengan yang direkomendasikan, yaitu 10-20 cmH_2O [7].

Nilai defuzifikasi akan ditambakan ke PWM motor jika motor DC akan dipercepat dan dikurangkan ke PWM motor jika kecepatan akan diperlambat. Desain fungsi keanggotaan fuzzy segitiga untuk variabel output pengendali kecepatan motor terdiri dari 5 daerah linguistik yaitu NB(-15, -15, -10, -2), NK(10,

-2, 0), ZR(-2, 0, 2), PK(0, 2, 10) dan PB(2, 10, 15, 15). Desain fungsi keanggotaan segitiga variabel output kendali VT dapat dilihat pada Gambar 3.13.



Gambar 3.13. Desain fungsi keanggotaan segitiga variabel output kendali VT

3.7 Fuzzifikasi

Proses fuzzifikasi dilakukan untuk kendali volume tidal dan kendali tekanan (CPAP).

3.7.1 Fuzzifikasi Kendali Volume Tidal

Fuzzifikasi terhadap dua buah variabel, yaitu variabel *Error* dan variabel *Delta Error*.

3.7.1.1 Fuzzifikasi Variabel *Error*

$$\mu_{EN}(X) = \begin{cases} 1 & ; x \leq -10 \\ \frac{-x}{10} & ; -10 < x < 0 \\ 0 & ; x \geq 0 \end{cases} \quad \text{.....(3.1)}$$

$$\mu_{EZ}(X) = \begin{cases} 0 & ; x \leq -10 \text{ or } x \geq 10 \\ \frac{x+10}{10} & ; -10 < x < 0 \\ \frac{10-x}{10} & ; 0 < x < 10 \\ 1 & ; x = 0 \end{cases} \quad \text{.....(3.2)}$$

$$\mu_{EP}(X) = \begin{cases} 0 & ; x \leq 0 \\ \frac{x}{10} & ; 0 < x < 10 \\ 1 & ; x = 10 \end{cases} \quad \text{.....(3.3)}$$

3.7.1.2 Fuzzifikasi Variabel *Delta Error*

$$\mu_{DK}(X) = \begin{cases} 1 & ; x \leq 0 \\ \frac{5-x}{5} & ; 0 < x < 5 \\ 0 & ; x \geq 5 \end{cases} \quad \text{.....(3.4)}$$

$$\mu_{DS}(X) = \begin{cases} 0 & ; x \leq 0 \text{ or } x \geq 10 \\ \frac{x}{5} & ; 0 < x < 5 \\ \frac{10-x}{5} & ; 5 < x < 10 \\ 1 & ; x = 5 \end{cases} \quad \text{.....(3.5)}$$

$$\mu_{DB}(X) = \begin{cases} 0 & ; x \leq 5 \\ \frac{x-5}{5} & ; 5 < x < 10 \\ 1 & ; x \geq 10 \end{cases} \quad \text{.....(3.6)}$$

3.7.2 Fuzzifikasi Kendali Tekanan (CPAP)

Begitu pula pada kendali tekanan (CPAP) tedapat dua buah variabel yang dilakukan proses fuzzifikasi.

3.7.2.1 Fuzzifikasi Variabel *Error* Tekanan

$$\mu_{EN}(X) = \begin{cases} 1 & ; x \leq -10 \\ \frac{-x}{10} & ; -10 < x < 0 \\ 0 & ; x \geq 0 \end{cases} \quad \text{.....(3.7)}$$

$$\mu_{EZ}(X) = \begin{cases} 0 & ; x \leq -10 \text{ or } x \geq 10 \\ \frac{x+10}{10} & ; -10 < x < 0 \\ \frac{10-x}{10} & ; 0 < x < 10 \\ 1 & ; x = 0 \end{cases} \quad \text{.....(3.8)}$$

$$\mu_{EP}(X) = \begin{cases} 0 & ; x \leq 0 \\ \frac{x}{10} & ; 0 < x < 10 \\ 1 & ; x = 10 \end{cases} \quad \text{.....(3.9)}$$

3.7.2.2 Fuzzifikasi Variabel *Delta Error* Tekanan Udara

$$\mu_{DK}(X) = \begin{cases} 1 & ; x \leq 0 \\ \frac{5-x}{5} & ; 0 < x < 5 \\ 0 & ; x \geq 5 \end{cases} \quad \text{.....(3.10)}$$

$$\mu_{DS}(X) = \begin{cases} 0 & ; x \leq 0 \text{ or } x \geq 10 \\ \frac{x}{5} & ; 0 < x < 5 \\ \frac{10-x}{5} & ; 5 < x < 10 \\ 1 & ; x = 5 \end{cases} \quad \text{.....(3.11)}$$

$$\mu_{DB}(X) = \begin{cases} 0 & ; x \leq 5 \\ \frac{x-5}{5} & ; 5 < x < 10 \\ 1 & ; x \geq 10 \end{cases} \quad \text{.....(3.12)}$$

3.8 Inferensi Fuzzy

Atururan fuzzy yang didefenisikan untuk fuzzy inferensi sistem Mamdani ada sebanyak 9 aturan untuk pengendalian volume dan tekana udara tertera pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1. Inferensi mamdani pengendalian volume dan tekanan

Rule		Error		ΔError		Output
1	IF	EP	AND	DK	THEN	PB
2	IF	EP	AND	DS	THEN	PK
3	IF	EP	AND	DB	THEN	PK
4	IF	EN	AND	DK	THEN	NB
5	IF	EN	AND	DS	THEN	NK
6	IF	EN	AND	DB	THEN	NK

3.9 Defuzzifikasi

Masukan dari proses penegasan adalah suatu himpunan fuzzy yang diperoleh dari komposisi aturan-aturan fuzzy, sedangkan output yang dihasilkan merupakan suatu bilangan real yang tegas[51]. Sehingga jika diberikan suatu himpunan fuzzy dalam range tertentu, maka dapat diambil suatu nilai tegas tertentu sebagai nilai PWM untuk mengendalikan motor DC[63] pada kompresor sentrifugal.

Defuzzifikasi yang digunakan adalah Metode Centroid (Composite Moment), solusi crisp diperoleh dengan cara mengambil titik pusat daerah fuzzy[51]. Metode centroid: Prosedur ini (juga disebut center of area, center of gravity) adalah yang paling umum dan menarik secara fisik dari semua metode defuzzifikasi; itu diberikan oleh ekspresi aljabar[64]:

$$z = \frac{\int \mu_C(z) \cdot z \, dz}{\int \mu_C(z) \, dz} \quad \text{.....(3.13)}$$

Contoh perhitungan untuk VT:

Error = 8 dan *Delta Error* = 4

$$\mu_{EP}(8) = \frac{8}{10} = 0.8$$

$$\mu_{DS}(4) = \frac{4}{5} = 0.8$$

$$\mu_{DK}(4) = \frac{5-4}{5} = 0.2$$

Rule1: If EP and DS then PK (Jika error positif dan delta error negatif maka sinyal kontrol positif kecil).

$$\alpha - Predikat_1 = \mu_{EP}(8) \cap \mu_{DS}(4)$$

$$\alpha - Predikat_1 = \min(\mu_{EP}(8); \mu_{DS}(4))$$

$$\alpha - Predikat_1 = \min(0.8; 0.8)$$

$$\alpha - Predikat_1 = 0.8$$

Rule2: If EP and DK the PB

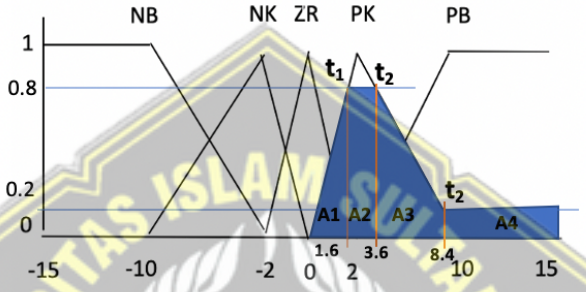
$$\alpha - Predikat_2 = \mu_{EP}(8) \cap \mu_{Dk}(4)$$

$$\alpha - Predikat_2 = \min(\mu_{EP}(8);\ \mu_{Dk}(4))$$

$$\alpha - Predikat_2 = \min(0.8; 0.2)$$

$$\alpha - Predikat_2 = 0.2$$

Tahap berikutnya digunakan metode maksimum, yaitu dengan mengambil nilai-nilai maksimum dari nilai-nilai minimum pada tahap sebelumnya[65]. Daerah hasil komposisi dapat dilihat pada Gambar 3.14.



Gambar 3.14 Daerah hasil komposisi

Mencari nilai t_1:

$$\frac{t_1 - 0}{2 - 0} = 0.8$$

Maka dapat dihitung $t_1 = 1.6$.

Dengan cara yang sama t_2 dan t_3 dapat dihitung, yaitu $t_2 = 3.6$ dan $t_3 = 8.4$.

Kurva keanggotaan $\mu_1(z)$

$$\mu_1(Z) = \begin{cases} 0 & ;\ x \leq 0 \\ \frac{z-0}{(1.6-0)} & ;\ 0 < x < 1.6 \\ 0.8 & ;\ x \geq 1.6 \end{cases} \qquad \text{.....(3.14)}$$

Menghitung momen M_1:

$$M_1 = \int_0^{1.6} \frac{z}{1.6}\, z\, dz = \int_0^{1.6} (0.625\, z^2) dz$$

$$M_1 = 0.85$$

Menghitung luas A1:

$$M_1 = \int_0^{1.6} \frac{z}{1.6}\, dz = 0.8$$

Dengan cara yang sama kita dapat menghitung M_2, M_3, M_4, A_2, A_3 dan A_4, sebagai berikut:

M2 = 3.584, M3 = 22.08, M4 = 1.32, A2 = 1.28, A3 = 4, dan A4 = 1.32.

Defuzzifikasi Centroid:

$$Z^* = \frac{\int \mu(z) z \, dz}{\int \mu(z) \, dz} = \frac{M_1 + M_2 + M_3 + M_4}{A_1 + A_2 + A_3 + A_4}$$

$$Z^* = \frac{0.85 + 3.58 + 22.08 + 1.32}{0.8 + 1.28 + 4 + 1.32} = 3.76$$

3.10 Alat dan Bahan yang digunakan

Alat dan bahan utama yang diperlukan dalam penelitian ini adalah:

1. Alat ukut tekanan udara.
2. Alat ukur volume udara.
3. Breathing circuit.

3.11 Perangkat lunak dan perangkat keras

Dalam penelitian ini diperlukan perangkat lunak (software):

1. Software perancang PCB
2. Terminal data logger
3. Microprocessor programmer (Arduino IDE)

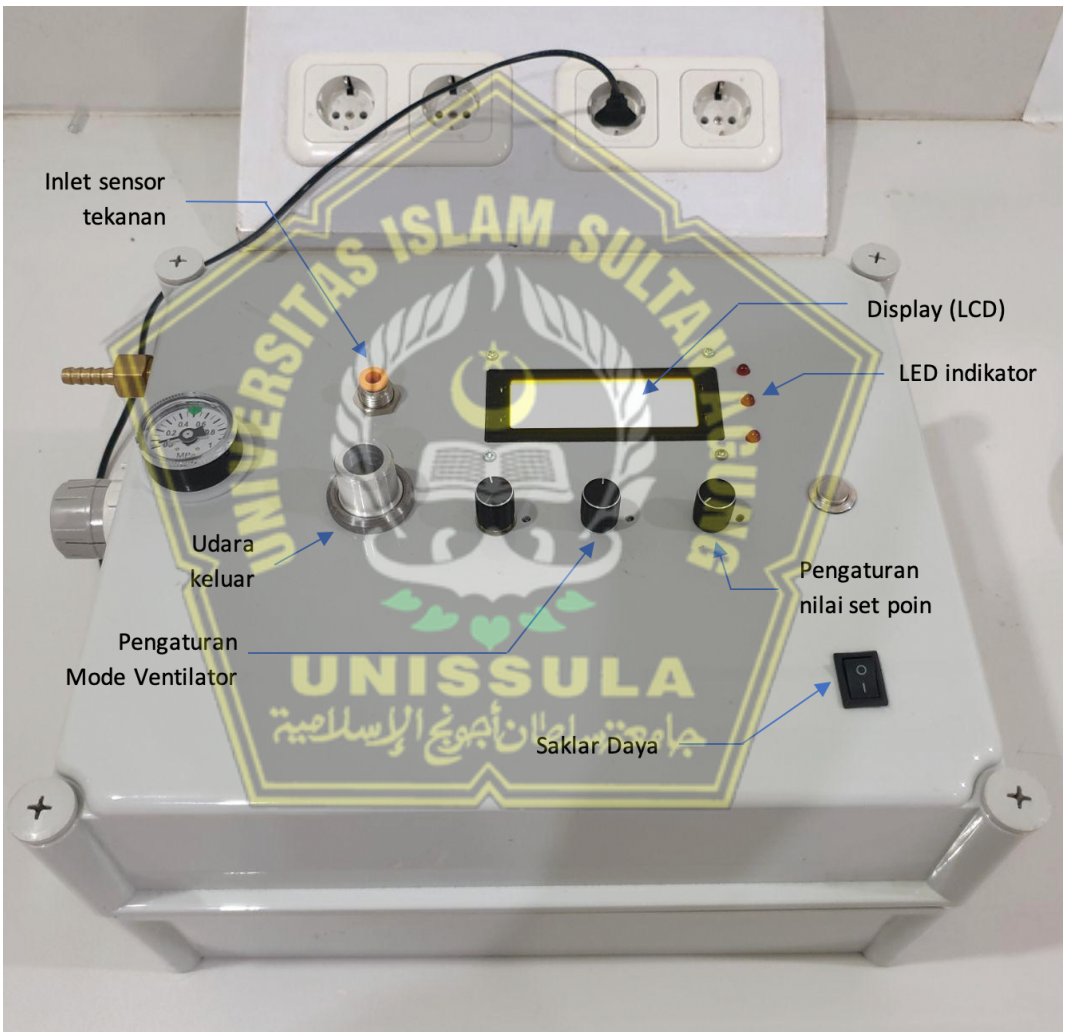
Adapun perangkat keras utama yang diperlukan:

1. *Microcontroller* (Arduino board)
2. LCD TFT Display
3. Pressure Sensor
4. *Brushless* motor
5. Electronic Speed Controller
6. Venturi
7. Turbin Sentrifugal

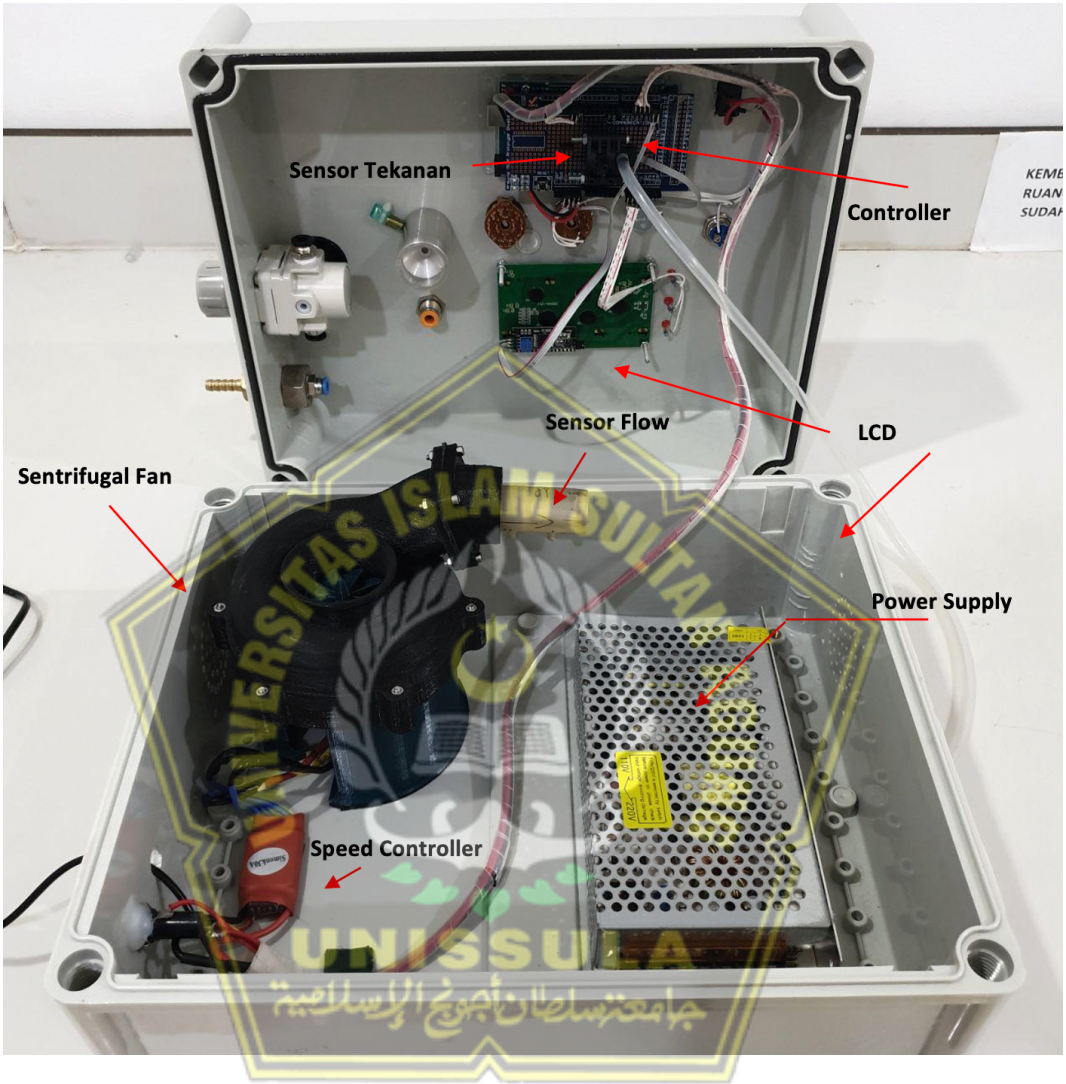
BAB IV
HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

4.1 *Ventilator* Mekanik Portabel Hasil Rancangan

Alat yang telah dibuat dapat dilihat pada Gambar 4.1 dan Gambar 4.2.



Gambar 4.1 Panel luar *ventilator* portabel



Gambar 4.2. Bagian dalam *ventilator* portabel

4.2 Pengujian Pengendalian Volume Tidal

Pengujian volume tidal dilakukan di Laboratorium Testing dan Kalibrasi PT. RDAP, Jl. Kol. Warsito Sugianto Km 2,5 Sadeng, Gunung Pati, Semarang. Alat uji yang digunakan sebuah alat kalibrasi *ventilator* merk Fluke dengan tipe Mobile VT. Pengujian menggunakan *breathing circuit* dan paru-paru buatan (test lung) untuk mensimulasikan pasien yang sebenarnya.

4.2.1 Pengujian Pengendalian Volume Tidal Metode *On-off*

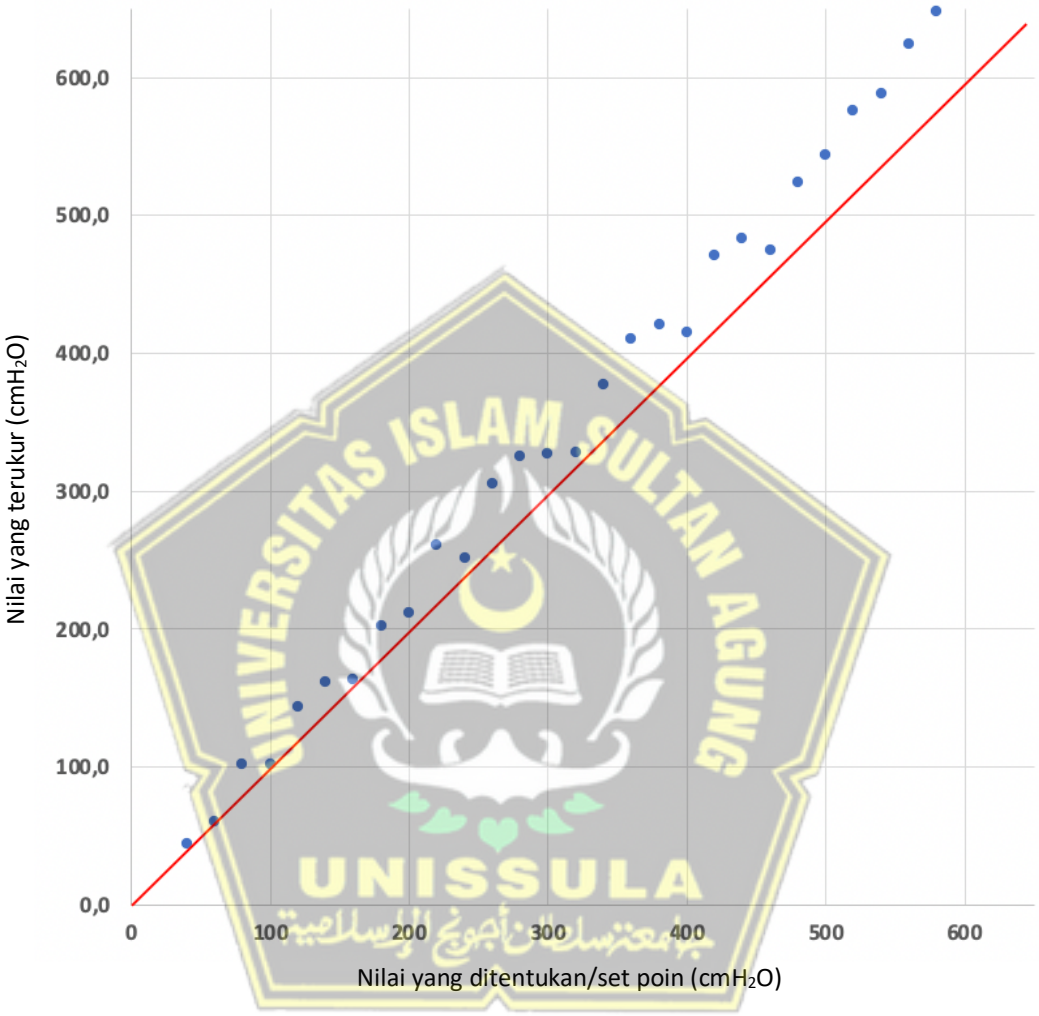
Pengujian pertama dilakukan dengan menggunkan sistem kontrol *on-off*. Pengontrolan sistem dilakukan tanpa nilai balikan sebagai umpan balik. Pengujian dilakukan berulangkali dengan nilai set poin yang berbeda-beda. Dimulai dengan set poin 40mL sd 600mL dengan interfal 10mL. Pengukuran dengan alat kalibrasi dilakukan sebanyak 5 kali. Hasil dari rata-rata nilai volume terbaca pada alat kalibrasi dibandingkan dengan nilai pada set poin. Setelah dilakukan pengujian, maka diperoleh hasil yang tertera pada Tabel 4.1.

Perbedaan nilai yang ditentukan (set poin) dan nilai rata-rata yang terbaca pada alat ukur dibandingkan. Perbedaan nilai yang terjadi setiap set poin dibuat rata-ratanya, yaitu sebesar 11,2%. Besar kesalahan/penyimpangan yang terjadi bernilai acak antara 2,4% sampai dengan 24,9%. Data secara lengkap dapat di lihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1 Hasil pengendalian volume tidal dengan metode *on-off*

No	Set Point	VT terukur di alat kalibrasi					Rata-rata	Error	Deviasi
		VT1	VT2	VT3	VT4	VT5			
1	40	44,0	50,0	38,0	44,0	35,0	44,0	10,0%	5,8
2	60	107,8	45,1	45,1	45,1	96,8	60,8	1,3%	31,6
3	80	97,9	111,1	100,1	99,0	75,9	102,0	27,5%	12,8
4	100	88,0	106,7	121,0	91,3	110,0	101,8	1,8%	13,7
5	120	136,4	174,9	173,8	91,3	152,9	144,1	20,1%	34,4
6	140	148,5	160,6	181,5	157,3	158,4	162,0	15,7%	12,2
7	160	138,6	174,9	170,5	169,4	174,9	163,4	2,1%	15,3
8	180	235,4	172,7	168,3	233,2	232,1	202,4	12,4%	34,6
9	200	227,7	202,4	187,0	228,8	248,6	211,5	5,7%	24,2
10	220	277,2	257,4	259,6	249,7	222,2	261,0	18,6%	20,0
11	240	287,1	232,1	261,8	223,3	239,8	251,1	4,6%	25,7
12	260	317,9	278,3	305,8	319,0	265,1	305,3	17,4%	24,3
13	280	338,8	292,6	331,1	339,9	293,7	325,6	16,3%	24,0
14	300	325,6	327,8	361,9	294,8	314,6	327,5	9,2%	24,4
15	320	334,4	339,9	313,5	323,4	371,8	327,8	2,4%	22,2
16	340	401,5	332,2	382,8	391,6	378,4	377,0	10,9%	26,7
17	360	399,3	423,5	415,8	403,7	435,6	410,6	14,0%	14,7
18	380	392,7	457,6	422,4	409,2	422,4	420,5	10,7%	23,9
19	400	421,3	400,4	422,4	416,9	469,7	415,3	3,8%	25,9
20	420	433,4	475,2	489,5	486,2	447,7	471,1	12,2%	24,7
21	440	451,0	477,4	492,8	511,5	464,2	483,2	9,8%	23,7
22	460	462,0	466,4	464,2	508,2	492,8	475,2	3,3%	20,7
23	480	526,9	515,9	568,7	484,0	550,0	523,9	9,1%	32,5
24	500	542,3	520,3	559,9	553,3	539,0	544,0	8,8%	15,2
25	520	591,8	577,5	580,8	555,5	568,7	576,4	10,8%	13,6
26	540	580,8	620,4	600,6	550,0	580,8	588,0	8,9%	26,2
27	560	614,9	607,2	617,1	656,7	634,7	624,0	11,4%	19,8
28	580	609,4	635,8	682,0	663,3	594,0	647,6	11,7%	36,5
29	600	654,5	649,0	687,5	687,5	653,4	669,6	11,6%	19,4
							Rata-rata	**10,4%**	**22,4**

Gambr 4.3 memperlihatkan penyimpangan yang cukup jauh antara set poin dan nilai yang terbaca pada alat kalibrasi. Semakin dekat dengan gari putus-putus, nilai yang terbaca semakin dekat dengan set poin.



Gambar 4.3 Grafik nilai VT dengan metode *on-off*

4.2.2 Pengujian Pengendalian Volume Tidal Metode Logika Fuzzy.

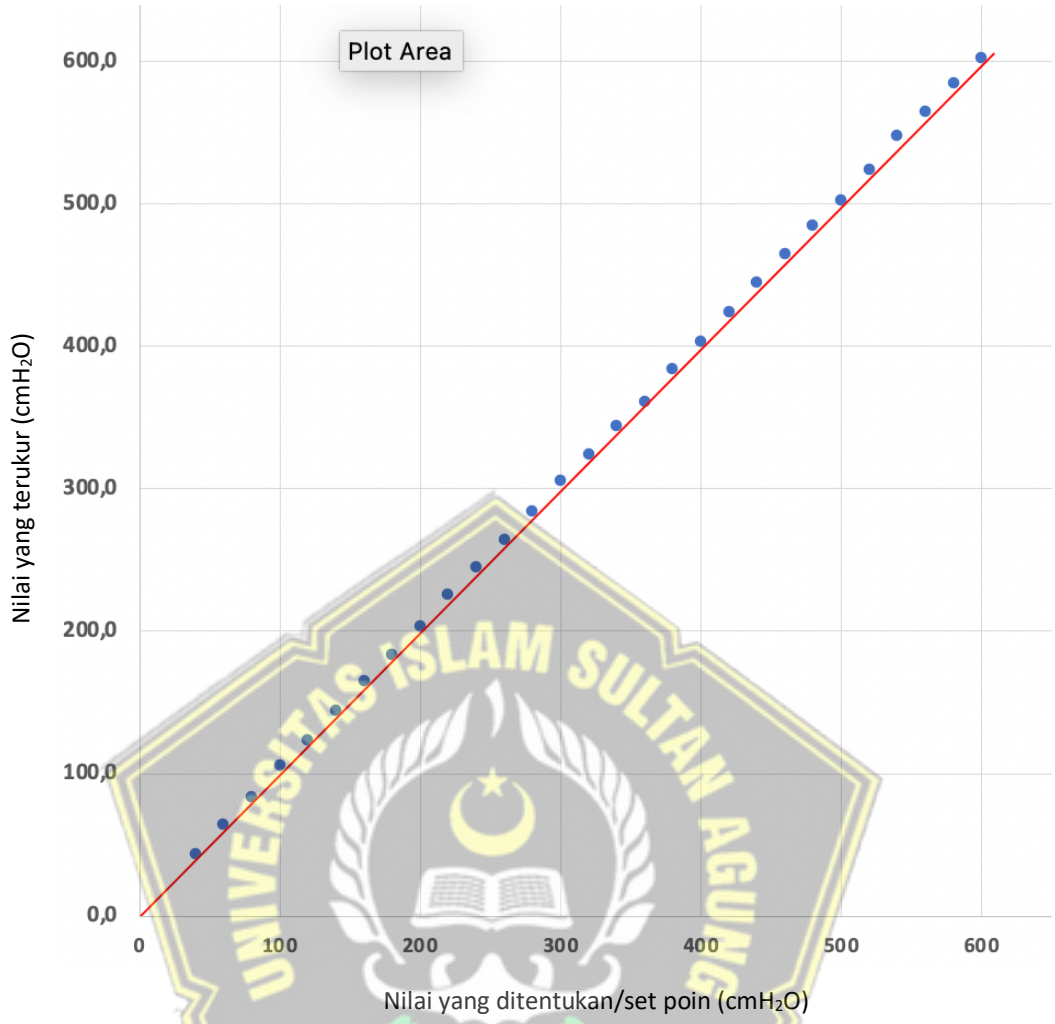
Pengujian berikutnya, pengujian *ventilator* dengan menggunakan metode logika fuzzy. Pengontrolan sistem dilakukan dengan memasukan nilai yang terbaca sebagai umpan balik. Pengujian dilakukan berulangkali dengan nilai set poin yang berbeda-beda. Dimulai dengan set poin 40mL sd 600mL dengan interfal 10mL. Pengukuran dengan alat kalibrasi dilakukan sebanyak 5 kali. Hasil dari rata-rata

nilai volume terbaca pada alat kalibrasi dibandingkan dengan nilai pada set poin. Setelah dilakukan pengujian, maka diperoleh hasil yang tertera pada Tabel 4.2. Perbedaan nilai yang ditentukan (set poin) dan nilai rata-rata yang terbaca pada alat ukur dibandingkan. Perbedaan nilai yang terjadi setiap set poin dibuat rata-ratanya, yaitu sebesar 2,0%. Hasil pengendalian volume tidal dengan metode Fuzzy dapat dilihat pada Tabel 4.2.

Tabel 4.2 Hasil pengendalian volume tidal dengan metode Fuzzy

No	Set Point	VT terukur di alat kalibrasi					Rata-rata	Error	Deviasi
		VT1	VT2	VT3	VT4	VT5			
1	40	43,4	44,7	42,1	42,8	43,0	43,3	8,1%	1,0
2	60	65,7	65,0	66,2	61,6	63,6	64,6	7,7%	1,9
3	80	82,0	83,8	83,5	86,0	82,8	83,8	4,8%	1,5
4	100	103,0	105,0	104,6	110,0	101,1	105,7	5,7%	3,3
5	120	124,2	124,7	122,6	123,6	126,3	123,8	3,1%	1,4
6	140	145,5	143,0	143,9	144,1	145,6	144,1	2,9%	1,1
7	160	163,8	166,3	166,8	161,6	166,8	164,6	2,9%	2,3
8	180	181,9	184,9	181,6	185,2	186,5	183,4	1,9%	2,2
9	200	203,2	201,6	204,6	202,7	203,6	203,0	1,5%	1,1
10	220	225,8	225,4	223,5	226,7	222,2	225,4	2,4%	1,8
11	240	245,0	246,9	245,4	243,1	241,5	245,1	2,1%	2,1
12	260	263,4	261,6	266,1	266,0	265,1	264,3	1,6%	1,9
13	280	286,2	295,0	284,0	270,0	290,0	283,8	1,4%	9,4
14	300	320,0	302,6	295,0	306,2	305,5	306,0	2,0%	9,1
15	320	326,4	325,4	322,9	321,7	323,9	324,1	1,3%	1,9
16	340	342,7	345,0	343,6	344,6	341,6	344,0	1,2%	1,4
17	360	361,8	355,0	363,5	363,1	365,6	360,9	0,2%	4,0
18	380	385,0	382,7	387,0	382,2	385,5	384,2	1,1%	2,0
19	400	399,3	404,1	403,7	406,0	403,0	403,3	0,8%	2,5
20	420	425,7	423,4	422,9	422,8	425,7	423,7	0,9%	1,5
21	440	445,0	444,9	442,6	445,2	443,5	444,4	1,0%	1,1
22	460	466,3	464,6	463,6	464,6	462,4	464,8	1,0%	1,4
23	480	486,5	482,5	482,4	486,5	485,7	484,5	0,9%	2,1
24	500	499,3	501,7	505,5	503,5	505,9	502,5	0,5%	2,7
25	520	522,3	521,9	526,5	525,1	525,8	524,0	0,8%	2,1
26	540	550,0	541,6	555,0	546,0	546,9	548,2	1,5%	5,0
27	560	565,3	563,0	566,6	564,3	564,2	564,8	0,9%	1,3
28	580	581,2	585,3	586,5	584,7	585,8	584,4	0,8%	2,1
29	600	599,7	603,6	601,9	604,5	602,1	602,4	0,4%	1,8
							Rata-rata	**2,1%**	**2,5**

Pada Gambar 4.4 dapat dilihat secara grafis penyimpangan yang terjadi di setiap set poin. Besar kesalahan/penyimpangan yang terjadi bernilai acak antara 0,4% sampai dengan 8,8%. Grafik nilai VT dengan metode logika *fuzzy* dapat dilihat pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4 Grafik nilai VT dengan metode logika fuzzy

Diperlihatkan pada grafik di Gambar 4.4 bahwa nilai VT yang dihasilkan mendekati nilai yang diinginkan. Titik-titik datum terlihat mendekati sebuah garis linear merah sehingga dapat dijelaskan bahwa sistem kendali Fuzzy stabil. Perbandingan nilai *error* pengukuran VT metode *on-off* dan *fuzzy*. Perbandingan nilai *error* pengukuran VT metode *on-off* dan *fuzzy*. Tabel 4.3 memperlihatkan perbandingan nilai nilai *error* pengukuran VT metode *on-off* dan *fuzzy*.

Tabel 4.3 Perbandingan nilai *error* pengukuran VT metode *on-off* dan *fuzzy*

Metode	*Error* minimal	*Error* maksimal	Rata-rata *Error*
On-Off	1,3%	27,5%	10,4%
Fuzzy	0,2%	8,1%	2,1%

Jadi, jika dibandingkan nilai penyimpangan yang terjadi, maka dapat disimpulkan bahwa sistem pengendalian dengan metode Fuzzy ini menghasilakan nilai yang relatif lebih stabil dan baik. Alat kalibrasi ventilator untuk nilai VT dapat dilihat pada Gambar 4.5.

Gambar 4.5 Alat kalibrasi ventilator untuk nilai VT

4.3 Pengujian Pengendalian CPAP

Proses pengujian CPAP pada *ventilator* dilakukan sama dengan pengujian yang dilakukan pada mode volume tidal. Pengujian dilakukan berulangkali dengan nilai set poin yang berbeda-beda. Dimulai dengan set poin 1 cmH_2O sampai dengan 30 cmH_2O dengan interval 1 cmH_2O.

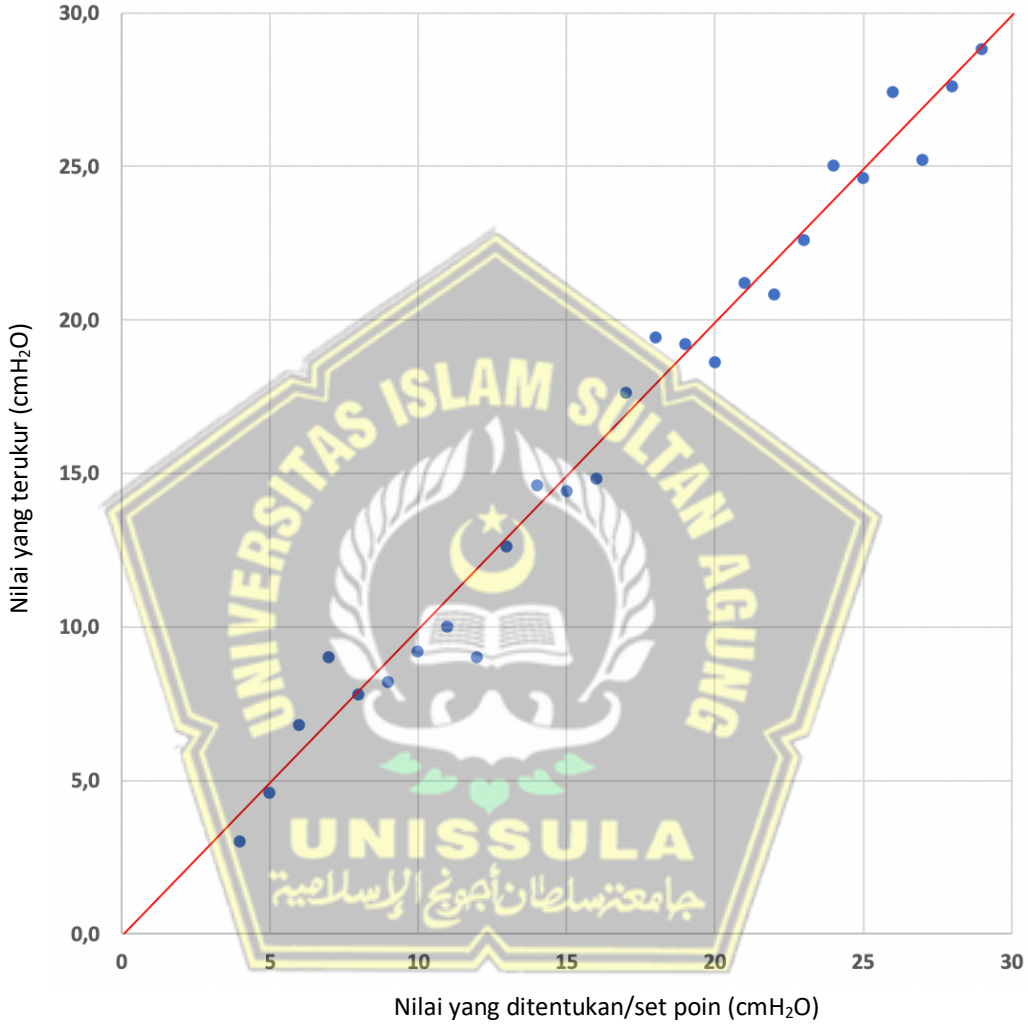
4.3.1 Pengujian Pengendalian CPAP Metode *On-off*

Pengukuran dengan alat kalibrasi dilakukan sebanyak 5 kali. Hasil dari rata-rata nilai tekanan terbaca pada alat kalibrasi dibandingkan dengan nilai pada set poin. Setelah dilakukan pengujian, maka diperoleh hasil yang tertera pada Tabel 4.4. Perbedaan nilai yang ditentukan (set poin) dan nilai rata-rata yang terbaca pada alat ukur dibandingkan. Perbedaan nilai yang terjadi setiap set poin dibuat rata-ratanya, yaitu sebesar 7,3%. Hasil pengendalian CPAP dengan metode kontrol *on-off* dapat dilihat pada Tabel 4.4.

Tabel 4.4 Pengendalian CPAP dengan metode kontrol *on-off*

No	Set Point	Tekanan terukur di alat kalibrasi					Rata-rata	Error	Deviasi
		VT1	VT2	VT3	VT4	VT5			
1	4	2,0	5,0	2,0	3,0	3,0	3,0	25,0%	1,2
2	5	6,0	7,0	3,0	5,0	2,0	4,6	8,0%	1,9
3	6	4,0	10,0	10,0	1,0	9,0	6,8	13,3%	3,7
4	7	10,0	7,0	5,0	11,0	12,0	9,0	28,6%	2,7
5	8	12,0	9,0	5,0	9,0	4,0	7,8	2,5%	2,9
6	9	10,0	8,0	10,0	5,0	8,0	8,2	8,9%	1,9
7	10	8,0	13,0	5,0	13,0	7,0	9,2	8,0%	3,3
8	11	6,0	13,0	14,0	11,0	6,0	10,0	9,1%	3,4
9	12	12,0	8,0	10,0	7,0	8,0	9,0	25,0%	2,2
10	13	16,0	11,0	13,0	8,0	15,0	12,6	3,1%	2,9
11	14	14,0	15,0	9,0	17,0	18,0	14,6	4,3%	3,1
12	15	19,0	10,0	10,0	19,0	14,0	14,4	4,0%	4,0
13	16	19,0	21,0	11,0	12,0	11,0	14,8	7,5%	4,3
14	17	12,0	17,0	21,0	16,0	22,0	17,6	3,5%	3,6
15	18	19,0	18,0	20,0	19,0	21,0	19,4	7,8%	1,2
16	19	15,0	21,0	17,0	21,0	22,0	19,2	1,1%	2,7
17	20	17,0	18,0	24,0	19,0	15,0	18,6	7,0%	3,1
18	21	24,0	22,0	21,0	19,0	20,0	21,2	1,0%	1,7
19	22	21,0	18,0	26,0	19,0	20,0	20,8	5,5%	2,8
20	23	18,0	20,0	26,0	22,0	27,0	22,6	1,7%	3,4
21	24	29,0	25,0	21,0	25,0	25,0	25,0	4,2%	2,6
22	25	20,0	28,0	26,0	24,0	25,0	24,6	1,6%	2,7
23	26	31,0	29,0	22,0	28,0	27,0	27,4	5,4%	3,1
24	27	31,0	22,0	23,0	25,0	25,0	25,2	6,7%	3,2
25	28	28,0	28,0	27,0	31,0	24,0	27,6	1,4%	2,3
26	29	33,0	26,0	24,0	31,0	30,0	28,8	0,7%	3,3
27	30	35,0	35,0	25,0	25,0	36,0	31,2	4,0%	5,1
							Rata-rata	**7,4%**	**2,9**

Pada gambar 4.6 dapat dilihat secara grafis penyimpangan yang terjadi di setiap set poin. Besar kesalahan/penyimpangan yang terjadi bernilai acak antara 0,7% sampai dengan 28,6%.



Gambar 4.6 Grafik nilai CPAP dengan sistem metode *on-off*

Grafik pada Gambar 4.6 memperlihatkan penyimpangan yang cukup jauh antara set poin dan nilai yang terbaca pada alat kalibrasi. Semakin dekat dengan gari putus-putus, nilai yang terbaca semakin dekat dengan set poin. Sistem kontrol *on-off* ini sangat tidak stabil.

4.3.2 Pengujian Pengendalian CPAP Metode Logika Fuzzy

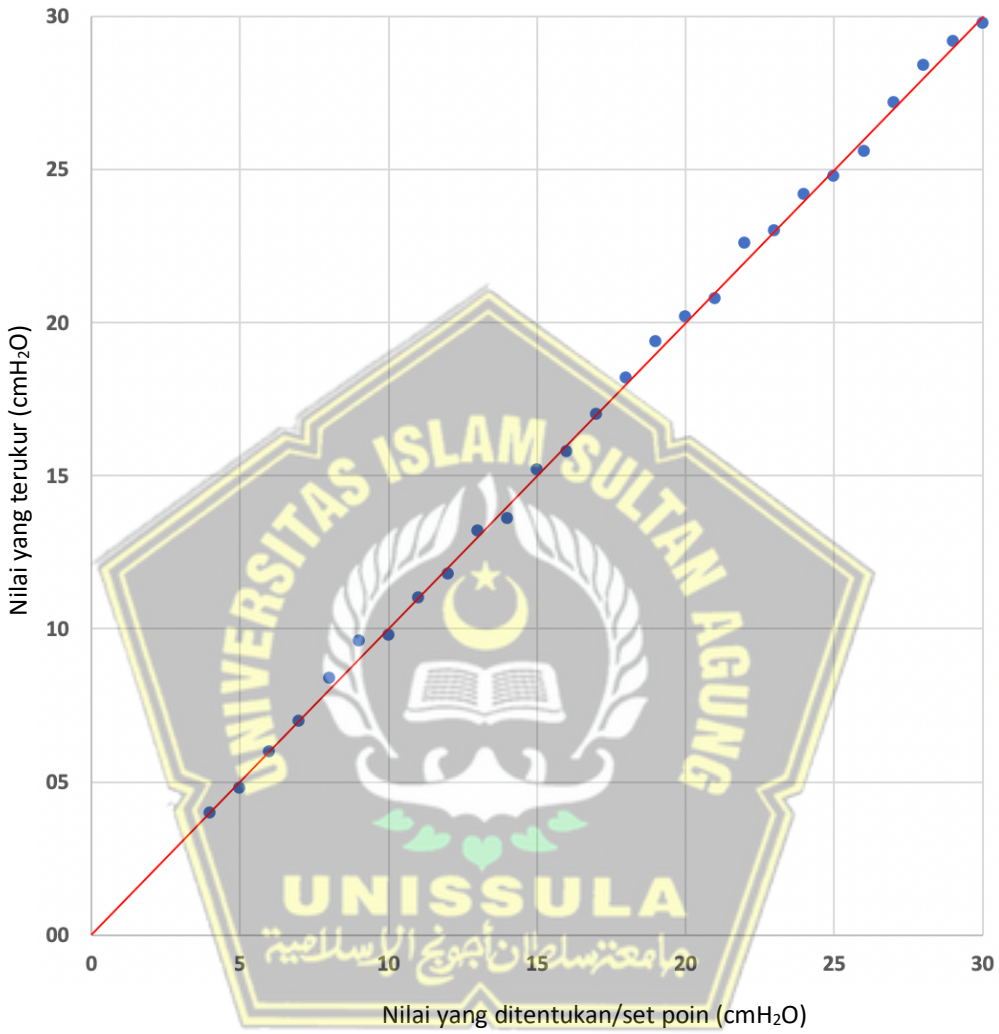
Pengujian berikutnya, pengujian CPAP *ventilator* dengan menggunakan metode logika fuzzy. Pengukuran dengan alat kalibrasi dilakukan sebanyak 5 kali. Hasil dari rata-rata nilai volume terbaca pada alat kalibrasi dibandingkan dengan nilai pada set poin. Setelah dilakukan pengujian, maka diperoleh hasil yang tertera pada Tabel 4.5.

Tabel 4.5 Pengendalian CPAP dengan metode Fuzzy

No	Set Point	Tekanan terukur di alat kalibrasi					Rata-rata	Error	Deviasi
		VT1	VT2	VT3	VT4	VT5			
1	4	3,0	4,0	5,0	4,0	4,0	4,0	0,0%	0,6
2	5	4,0	6,0	4,0	4,0	6,0	4,8	4,0%	1,0
3	6	6,0	5,0	7,0	6,0	6,0	6,0	0,0%	0,6
4	7	7,0	8,0	7,0	6,0	7,0	7,0	0,0%	0,6
5	8	8,0	9,0	8,0	9,0	8,0	8,4	5,0%	0,5
6	9	10,0	10,0	10,0	8,0	10,0	9,6	6,7%	0,8
7	10	10,0	9,0	10,0	11,0	9,0	9,8	2,0%	0,8
8	11	11,0	10,0	12,0	10,0	12,0	11,0	0,0%	0,9
9	12	13,0	11,0	11,0	11,0	13,0	11,8	1,7%	1,0
10	13	12,0	14,0	14,0	14,0	12,0	13,2	1,5%	1,0
11	14	13,0	15,0	13,0	14,0	13,0	13,6	2,9%	0,8
12	15	16,0	15,0	16,0	15,0	14,0	15,2	1,3%	0,8
13	16	16,0	16,0	16,0	16,0	15,0	15,8	1,3%	0,4
14	17	17,0	17,0	18,0	16,0	17,0	17,0	0,0%	0,6
15	18	18,0	18,0	18,0	18,0	19,0	18,2	1,1%	0,4
16	19	20,0	19,0	19,0	19,0	20,0	19,4	2,1%	0,5
17	20	21,0	21,0	20,0	20,0	19,0	20,2	1,0%	0,8
18	21	20,0	22,0	21,0	20,0	21,0	20,8	1,0%	0,8
19	22	23,0	23,0	23,0	21,0	23,0	22,6	2,7%	0,8
20	23	22,0	24,0	22,0	23,0	24,0	23,0	0,0%	0,9
21	24	25,0	23,0	24,0	25,0	24,0	24,2	0,8%	0,8
22	25	24,0	25,0	26,0	24,0	25,0	24,8	0,8%	0,8
23	26	25,0	26,0	25,0	25,0	27,0	25,6	1,5%	0,8
24	27	28,0	28,0	26,0	26,0	28,0	27,2	0,7%	1,0
25	28	27,0	29,0	29,0	29,0	28,0	28,4	1,4%	0,8
26	29	29,0	28,0	30,0	29,0	30,0	29,2	0,7%	0,8
27	30	31,0	29,0	29,0	30,0	30,0	29,8	0,7%	0,8
							Rata-rata	**1,5%**	**0,7**

Perbedaan nilai yang ditentukan (set poin) dan nilai rata-rata yang terbaca pada alat ukur dibandingkan. Perbedaan nilai yang terjadi setiap set poin dibuat

rata-ratanya, yaitu sebesar 1,5 %. Besar kesalahan/penyimpangan yang terjadi bernilai acak antara 0% sampai dengan 6,7%.



Gambar 4.7 Grafik nilai CPAP dengan metode fuzzy

Pada Gambar 4.8 dapat dilihat secara grafis penyimpangan yang terjadi di setiap set poin. Grafik pada gambar 4.8 memperlihatkan penyimpangan antara set poin dan nilai yang terbaca pada alat kalibrasi relatif kecil.

Tabel 4.6 Perbandingan nilai *error* CPAP metode *on-off* dan metode fuzzy

Methode	*Error* Minimal	*Error* Maksimal	Rata-rata *Error*
On-Off	0,7%	28,6%	7,4%
Fuzzy	0%	6,7%	1,5%

Jadi dengan melihat nilai *error* yang terjadi, maka dapat disimpulkan bahwa sistem pengendalian CPAP dengan metode Fuzzy ini menghasilakan nilai yang relatif lebih stabil dan baik. Alat kalibrasi ventilator untuk CPAP yang digunakan pada penelitian ini terlihat pada Gambar 4.8.

Gambar 4.8 Alat kalibrasi ventilator untuk CPAP

BAB V
KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan permasalahan dan tujuan dari penelitian serta dihubungkan dengan hasil analisis dan pembahasannya, secara garis besar dibuat kesimpulan-kesimpulan sebagai berikut:

1. *Ventilator* portabel dapat dibuat dengan menggunakan kompresor sentrifugal sebagai penghasil udara bertekanan stabil, meskipun terdengar suara bising yang cukup mengganggu pengguna.
2. Sistem kontrol metode Fuzzy sangat baik diterapkan dalam sebuah *ventilator* untuk mengendalikan kestabilan volume dan tekanan udara yang telah ditentukan sebelumnya pada besaran tertentu oleh pengguna. *Error* untuk pengendalian volume udara adalah 2,1% dan *error* untuk pengendalian CPAP adalah 1,5%
3. Pembuatan *ventilator* mekanik portabel dapat dilakukan di dalam negeri dengan relatif mudah dan murah, sehingga dapat digunakan secara masal di rumah sakit darurat ketika terjadi pandemi penyakit yang menyerang kesehatan sistem pernafasan manusia.

5.2 Saran

Sehubungan dengan kesimpulan-kesimpulan tersebut, maka saran-saran yang dapat dikemukakan dalam penelitian ini sebagai berikut:

1. Perancangan kompresor sentrifugal dan cara pemasangannya harus memperhatikan getaran dari motor dan putaran kipas untuk mengurangi suara bising yang dihasilkan. Jika diperlukan, sebaiknya dirancang sistem peredam suara juga agar suara bising yang ditimbulkan tidak mengganggu pengguna.
2. Penggunaan sensor tekanan dengan skala pengukuran yang tepat agar didapat nilai pengukuran yang lebih akurat.

DAFTAR PUSTAKA

[1] Yuliana, "Wellness And Healthy Magazine - Corona Virus Diseases (Covid," Vol. 2, No. 1, P. 187, 2020, [Online]. Available: Https://Wellness.Journalpress.Id/Wellness

[2] S. Eubank, I. Eckstrand, B. Lewis, S. Venkatramanan, M. Marathe, And C. L. Barrett, "Commentary On Ferguson, Et Al., 'Impact Of Non-Pharmaceutical Interventions (Npis) To Reduce COVID-19 Mortality And Healthcare Demand,'" *Bull Math Biol*, Vol. 82, No. 4, Apr. 2020, Doi: 10.1007/S11538-020-00726-X.

[3] G. Grasselli *Et Al.*, "Baseline Characteristics And Outcomes Of 1591 Patients Infected With SARS-Cov-2 Admitted To Icus Of The Lombardy Region, Italy," *JAMA - Journal Of The American Medical Association*, Vol. 323, No. 16, Pp. 1574–1581, Apr. 2020, Doi: 10.1001/Jama.2020.5394.

[4] W. Alhazzani *Et Al.*, "Surviving Sepsis Campaign: Guidelines On The Management Of Critically Ill Adults With Coronavirus Disease 2019 (COVID-19)," *Intensive Care Med*, Vol. 46, No. 5, Pp. 854–887, May 2020, Doi: 10.1007/S00134-020-06022-5.

[5] Evi Indriyani And A. Muhlisin, "Penggunaan Extracorporeal Membrane Oxygenation (ECMO) Pada Pasien Dengan Acute Respiratory Distress Syndrome Di Intensive Care Unit," *Seminar Nasional Keperawatan Universitas Muhammadiyah Surakarta (SEMNASKEP)*, P. 2020, 2020, Accessed: Sep. 24, 2021. [Online]. Available: Https://Publikasiilmiah.Ums.Ac.Id/Handle/11617/12261

[6] G. Chowell *Et Al.*, "Transmission Characteristics Of MERS And SARS In The Healthcare Setting: A Comparative Study," *BMC Med*, Vol. 13, No. 1, Sep. 2015, Doi: 10.1186/S12916-015-0450-0.

[7] American Association For Respiratory Care, "Guidance-Document-SARS-COVID19," 2020.

[8] X. Yang *Et Al.*, "Clinical Course And Outcomes Of Critically Ill Patients With SARS-Cov-2 Pneumonia In Wuhan, China: A Single-Centered, Retrospective, Observational Study," *Lancet Respir Med*, Vol. 8, No. 5, Pp. 475–481, May 2020, Doi: 10.1016/S2213-2600(20)30079-5.

[9] O. : Luh, P. Ayu, D. D. I. Ketut, W. Nada, And S. An, "Aplikasi Alat Bantu Napas Mekanik," 2017.

[10] I. Ariawan *Et Al.*, *Proyeksi COVID-19 Di Indonesia*. 2021.

[11] R. D. Branson, R. Faarc, J. A. Johannigman, E. L. Daugherty, And L. Rubinson, "Surge Capacity Mechanical Ventilation," 2008.

[12] E. L'Her, A. Roy, And N. Marjanovic, "Bench-Test Comparison Of 26 Emergency And Transport Ventilators," *Crit Care*, Vol. 18, No. 5, Oct. 2014, Doi: 10.1186/S13054-014-0506-0.

[13] M. D. Babic RRT, R. L. Chatburn RRT-NPS FAARC, And J. K. Stoller FAARC, "Laboratory Evaluation Of The Vortran Automatic Resuscitator Model RTM 1718 RESPIRATORY CARE • DECEMBER 2007 VOL 52 NO 12," 2007.

[14] S. M. Tamjid Hossain, M. Ranjan Halder, A. Aman, And T. Rahman, "Design Construction And Performance Test Of A Low-Cost Portable Mechanical Ventilator For Respiratory Disorder," 2018.

[15] J. A. Johannigman, R. D. Branson, D. J. Johnson, K. Davis, And J. M. Hurst, "Out-Of-Hospital Ventilation: Bag-Valve Device Vs Transport Ventilator," 2021.

[16] A. Vasan *Et Al.*, "Madvent: A Low-Cost Ventilator For Patients With COVID-19," 2021.

[17] A. H. Kwon *Et Al.*, "Rapidly Scalable Mechanical Ventilator For The COVID-19 Pandemic," *Intensive Care Medicine*, Vol. 46, No. 8. Springer, Pp. 1642–1644, Aug. 01, 2020. Doi: 10.1007/S00134-020-06113-3.

[18] A. P. Setiadi, Y. I. Wibowo, S. V. Halim, C. Brata, B. Presley, And E. Setiawan, "Tata Laksana Terapi Pasien Dengan COVID-19: Sebuah Kajian Naratif," *Indonesian Journal Of Clinical Pharmacy*, Vol. 9, No. 1, P. 70, Mar. 2020, Doi: 10.15416/Ijcp.2020.9.1.70.

[19] A. Dwi Oktavian, "Rancang Bangun Alat Bantu Pernafasan Ventilator Berbasis Wireless Sensor Network," 2020.

[20] Suwarsono, Budiono, D. Wijayanto, Kuncoro, A. Utomo, And M. Fajriansyah, "Desain Mekanik Untuk Ventilator Sistem Kendali Adaptif," 2020.

[21] V. Pinto, V. L. Pinto, And S. Sharma, "Continuous Positive Airway Pressure (CPAP)," 2018. [Online]. Available: Https://Www.Researchgate.Net/Publication/323677917

[22] A. Bakhtiar And R. A. Maranatha, "Acute Respiratory Distress Syndrome," 2018.

[23] Dr. K. Agus Heryana Putra, "Fisiologi Ventilasi Dan Pertukaran Gas," 2016.

[24] J. B. Figueroa-Casas And R. Montoya, "Effect Of Tidal Volume Size And Its Delivery Mode On Patient-Ventilator Dyssynchrony," *Ann Am Thorac Soc*, Vol. 13, No. 12, Pp. 2207–2214, Dec. 2016, Doi: 10.1513/Annalsats.201605-362OC.

[25] Tim Editor, "Acute Respiratory Distress Syndrome," 2016. [Online]. Available: Http://Emedicine.

[26] LP2MP, Ujian Mandiri, And Universitas Dipenogoro, *Ventilasi Mekanik Pada Neonatus*. 2021.

[27] Kementrian Kesehatan Indonesia, *Pedoman Penyelenggaraan Rumah Sakit Lapangan/Rumah Sakit Darurat Pada Masa Pandemi Corona Virus Disease 2019 (Covid-19)*. 2021.

[28] M. Nadhif And D. Suryono, "Aplikasi Fuzzy Logic Untuk Pengendali Motor DC Berbasis Mikrokontroler Atmega8535 Dengan Sensor Photodioda," 2015.

[29] A. M. Sigarlaki, S. Kolibu, And V. A. Suoth, “Pemodelan Kontrol Suhu, Tekanan, Dan Laju Aliran Uap Pada Kondensor Dengan Menggunakan Kontrol Logika Fuzzy,” *Jurnal Ilmiah Sains*, Vol. 15, No. 1, 2015.

[30] R. Hidayadi, “Desain Dan Prototipe Portable Mechanical Ventilator Menggunakan Logika Fuzzy Untuk Pasien Covid-19,” Palembang, 2020.

[31] A. Mohsen Al Husseini, H. Ju Lee, J. Negrete, S. Powelson, A. Tepper Servi, And A. H. Slocum, “Design And Prototyping Of A Low-Cost Portable Mechanical Ventilator,” *Journal Of Medical Devices, Transactions Of The ASME*, Vol. 4, No. 2, Pp. 1–1, 2010, Doi: 10.1115/1.3442790.

[32] P. Subha Hency Jose, P. Rajalakshmy, P. Manimegalai, And K. Rajasekaran, “A Novel Methodology For The Design Of A Portable Ventilator,” *International Journal Of Innovative Technology And Exploring Engineering*, Vol. 9, No. 1, Pp. 4785–4789, Nov. 2019, Doi: 10.35940/Ijitee.A5056.119119.

[33] “DESAIN MEKANIK UNTUK VENTILATOR SISTEM KENDALI ADAPTIF.”

[34] J. M. Ghafoo, M. Naseem, F. Ilyas, M. S. Sarfaraz, M. I. Ali, And A. Ejaz, “Prototyping Of A Cost Effective And Portable Ventilator,” 2017.

[35] I. S. Mubarok, S. Supriyadi, And A Burhanudin, “Perancangan Prototype Ventilator Mekanik Dengan Teknologi IOT (Internet Of Things) Berbasis Arduino,” *Science And Engineering National Seminar 5*, 2020.

[36] Z. L. Chen, Z. Y. Hu, And H. De Dai, “Control System Design For A Continuous Positive Airway Pressure Ventilator,” *Biomed Eng Online*, Vol. 11, Feb. 2012, Doi: 10.1186/1475-925X-11-5.

[37] F. Semiconductor Inc, “Ventilator/Respirator Hardware And Software Design Specification,” 2011.

[38] A. Amin Khan, L. Nazir, Rouf-Ul-Aalam, And Dr Liyaqat Nazir, “Design Of Efficient Low-Cost Ventilator For Emergency COVID19 Patients,” 2020.

[39] A. Darwood, J. Mccanny, R. Kwasnicki, B. Martin, And P. Jones, “The Design And Evaluation Of A Novel Low-Cost Portable Ventilator,” *Anaesthesia*, Vol. 74, No. 11, Pp. 1406–1415, Nov. 2019, Doi: 10.1111/Anae.14726.

[40] B. Nugroho *Et Al.*, “Tatalaksana Perioperatif Ventilasi Mekanik Pada Pasien Dengan Gagal Jantung Kiri Perioperative Mechanical Ventilation Management In Left Heart Failure Patient,” 2019.

[41] X. Jia, “The Effects Of Mechanical Ventilation On The Development Of Acute Respiratory Distress Syndrome C,” 2007.

[42] R. Ristanto And A. Zakaria, “Proposal IPAL Hubungan Respiratory Rate (RR) Dan Oxygen Saturation (Spo2) Pada Klien Cedera Kepala,” 2017, [Online]. Available: Http://Www.Novapdf.Com/

[43] E. H. Pranggono, “Ventilasi Mekanik.”

[44] S. Dr. Dr. Robert Hotman Sirait Dr, “Bahan Kuliah Fisiologi Pernapasan,” Jakarta, 2020.

[45] R. Fernandez, M. Mendez, And M. Younes, “Effect Of Ventilator Flow Rate On Respiratory Timing In Normal Humans,” *Am J Respir Crit Care Med*, Vol. 159, No. 3, Pp. 710–719, 1999, Doi: 10.1164/Ajrccm.159.3.9709090.

[46] FK Unud, RSUP Sanglah, And Denpasar, *Pendidikan Kedokteran Berkelanjutan Bag/SMF Ilmu Penyakit Dalam FK UNUD RSUP Sanglah Denpasar*. 2016.

[47] S. J. Raymond *Et Al.*, “A Low-Cost, Rapidly Scalable, Emergency Use Ventilator For The COVID-19 Crisis,” 2020, Doi: 10.1101/2020.09.23.20199877.

[48] A. Rifa, S. Supeni Edi, And Sunarno, “Aplikasi Sensor Tekanan Gas MPX5100 Dalam Alat Ukur Kapasitas Vital Paru-Paru,” *Unnes Physics Journal*, 2013, [Online]. Available: Http://Journal.Unnes.Ac.Id/Sju/Index.Php/Upj

[49] J. Alan *Et Al.*, “A Low-Cost Air Flow Sensor/Transducer For Medical Applications: Design And Experimental Characterization,” 2021, Doi: 10.20944/Preprints202101.0404.V1.

[50] E. Schena, C. Massaroni, P. Saccomandi, S. Cecchini, And A. E. Schena, “Flow Measurement In Mechanical Ventilation,” 2021.

[51] I. Waspada And Suktikno, “Perbandingan Metode Defuzzyfikasi Sistem Kendali Logika Fuzzy Model Mamdani Pada Motor DC,” *Jurnal Masyarakat Informatika*, Vol. 2, No. 3, 2004.

[52] F. Siahaan, “Pengaruh Penggunaan Fuzzy Logic Control Pada Pulse Width Modulation Boost Converter Sebagai Penggerak Motor DC Seri,” Universitas Sumatera Utara, Medan, 2018.

[53] M. Sukmawidjaja And B. Nursulistyo, “Pengaturan Kecepatan Motor DC Dengan DC Drive Sinamics DCM Pada Size Press,” Vol. 12, No. 1, Pp. 89–104, 2014.

[54] Adeswati, E. Hesti, Sholihin, And Sarjana, “Sistem Kendali Robot Hand Gesture Berbasis Wireless,” *Jurnal Surya Energy*, Vol. 3, No. 1, 2018.

[55] Cahyo Budi Wicaksono, “Pengaruh Penggunaan Fender-Frame-Drone Dan Beban Terhadap Arus Konsumsi Baterai,” 2019.

[56] T. Suhendra, A. Uperiati, D. A. Purnamasari, And A. H. Yunianto, “Kendali Kecepatan Motor DC Dengan Metode Pulse Width Modulation Menggunakan N-Channel Mosfet,” Vol. 07, No. 02, Pp. 78–85, 2018.

[57] Hamri, Mashur Parasai, And Abidin Nur Lahu, “Analisis Tekanan Udara Pada Kompressor Sentrifugal Tingkat 2,” 2018.

[58] Pritiansyah, Hasdiansah, And Sugiyarto, “Optimasi Parameter Proses 3D Printing FDM Terhadap Akurasi Dimensi Menggunakan Filament Eflex,” *Jurnal Teknologi Manufaktur*, Vol. 11, No. 01, 2019.

[59] T. Cahya Persada, M. Ginting, And D. Septianto, “Pengaruh Parameter Proses 3D Printer Teknologi Digital Light Processing Terhadap Geometris Poros,” *Machinery Jurnal Teknologi Terapan*, Vol. 1, No. 1, Pp. 2723–3359, 2020, Doi: 10.5281/Zenodo.4540908.

[60] I. A. Wahyuni, “Rancang Bangun Sistem Monitoring Laju Aliran Pada Venturimeter Dengan Menggunakan Sensor MPX2010DP Berbasis Arduino,” 2016.

[61] M. Natsir, D. Bayu Rendra, And A. Derby Yudha Anggara, “Implementasi IOT Untuk Sistem Kendali AC Otomatis Pada Ruang Kelas Di Universitas Serang Raya,” Vol. 6, No. 1, 2019, [Online]. Available: Https://Www.Arduino.Cc/En/Products/Counterfeit

[62] H. Rusiana Iskandar, Y. Permadi, And M. Andrianto, “Perancangan Prototype Low Cost Early Warning System Untuk Gas Medis Via SMS Verbasis Arduino UNO,” 2017.

[63] D. A. B. Hemakeerthi And W. A. S. Wijesinghe, “MOTOR SPEED CONTROLLER USING FUZZY LOGIC.”

[64] A. Morim, E. S. Fortes, P. Reis, C. Cosenza, F. Doria, And A. Gonçalves, “Think Fuzzy System: Developing New Pricing Strategy Methods For Consumer Goods Using Fuzzy Logic.”

[65] F. T. Suwarmi, M. Yusuf Fajar, E. Kurniati, And P. Matematika, “Prosiding Penelitian Spesia Unisba 2015 Proses Defuzzifikasi Pada Metode Mamdani Dalam Memprediksi Jumlah Produksi Menggunakan Metode Mean Of Maximum”.

UNIVERSITAS ISLAM SULTAN AGUNG
UNISSULA
جامعة سلطان أجونج الإسلامية