



**T.C.**  
**SELÇUK ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Puls Oksimetre Senkronizasyonlu, Oransal Valf  
Kontrollü ve Mikrodenetleyici Tabanlı Bir  
Ventilatör Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi**

**Adem GÖLCÜK**

**DOKTORA TEZİ**

**Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Şubat-2017**  
**KONYA**  
**Her Hakkı Saklıdır**

## TEZ KABUL VE ONAYI

Adem GÖLCÜK tarafından hazırlanan “Puls Oksimetre Senkronizasyonlu, Oransal Valf Kontrollü ve Mikrodenetleyici Tabanlı Bir Ventilatör Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi” adlı tez çalışması 06/02/2017 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı'nda DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

### Jüri Üyeleri

#### Başkan

Prof. Dr. Ahmet ARSLAN

#### Danışman

Prof. Dr. İnan GÜLER

#### Üye

Prof. Dr. HAKAN IŞIK


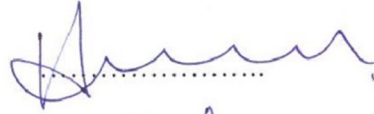

#### Üye

Doç. Dr. HARUN UĞUZ

#### Üye

Doç. Dr. MEHMET ÇUNKAŞ

### İmza



Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Mustafa YILMAZ  
FBE Müdürü

## TEZ BİLDİRİMİ

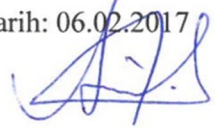
Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

## DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

Adem GÖLCÜK

Tarih: 06.02.2017



## ÖZET

### DOKTORA TEZİ

# PULS OKSİMETRE SENKRONİZASYONLU, ORANSAL VALF KONTROLLÜ VE MİKRODENETLEYİCİ TABANLI BİR VENTİLATÖR TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

Adem GÖLCÜK

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü  
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. İnan GÜLER

2017, 100 Sayfa

Jüri

Danışman: Prof. Dr. İnan GÜLER

Prof. Dr. Ahmet ARSLAN

Prof. Dr. Hakan İŞİK

Doç. Dr. Mehmet ÇUNKAŞ

Doç. Dr. Harun UĞUZ

Bu çalışmada mekanik ventilatör ile puls oksimetre cihazlarının senkronize olarak birlikte çalıştırıldığı yeni bir birleşik cihaz önerilmektedir. Puls oksimetre cihazının okuduğu  $SPO_2$  değeri ile nabız sayısı mekanik ventilatöre iki hat(Rx ve Tx) üzerinden seri iletişimle iletilmektedir. Mekanik ventilatör için hazırlanan bulanık mantık tabanlı yazılım bu değerleri yorumlayarak hastaya verilecek olan havanın oksijen yüzdesini( $FiO_2$ ) ve ekspirasyon sonrası pozitif basıncı(PEEP) hesaplamaktadır. Bulanık mantık kurallarını belirlemek için bu konuda yayınlanmış literatür bilgileri incelenmiş ve hastanelerde çalışan doktorlardan elde edilen bilgiler sonucunda mevcut uygulamalara göre daha başarılı sonuçların elde edilebileceği deneysel olarak gösterilmiştir.

Bu çalışmada ayrıca ventilatör cihazının kontrol menüsünden ayarlanan  $FiO_2$  değerine göre hastaya verilecek havanın oksijen miktarını ayarlayabilecek step motor kontrollü oransal valf kullanımı önerilmiştir. Bu valflerden hem oksijen hem de medikal hava depolarından gelen 2 bar basıncındaki gazları kontrol etmek için iki adet kullanılmıştır.  $FiO_2$  hesabı için oransal valflerin hangi oranda açılıp kapanacağı bulanık mantık tabanlı bir denetleyici ile hesaplanmaktadır. Ventilatör cihazının verdiği havanın akışkanlığı ve basıncı akış ölçer; oksijen oranı ise elektronik akciğer modeli kullanılarak test edilmiştir. Elde edilen sonuçlar Step motor kontrollü oransal valfin ventilatör cihazlarında güvenilir bir şekilde kullanılabilirliğini göstermiştir. Bu çalışmada, çok sayıda selenoid valf kullanılarak yapılabilecek akışkanlık ve basınç kontrolünün sadece iki adet oransal valf kullanılarak gerçekleştirilebileceği gösterilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Bulanık Mantık,  $FiO_2$ , Mekanik Ventilatör, Mikrodenetleyici, PEEP, Puls Oksimetre,  $SPO_2$ , Oransal Valf.

## **ABSTRACT**

### **Ph.D THESIS**

# **THE DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A MICROCONTROLLER-BASED VENTILATOR SYNCRONISED WITH PULSE OXIMETER AND CONTROLLED BY PROPORTIONAL VALVE**

**Adem GÖLCÜK**

**THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF  
SELÇUK UNIVERSITY  
DOCTOR OF PHILOSOPHY IN COMPUTER ENGINEERING**

**Advisor: Prof. Dr. İnan GÜLER**

**2017, 100 Pages**

#### **Jury**

**Advisor: Prof. Dr. İnan GÜLER**

**Prof. Dr. Ahmet ARSLAN**

**Prof. Dr. Hakan IŞIK**

**Assoc. Prof. Dr. Mehmet ÇUNKAŞ**

**Assoc. Prof. Dr. Harun UĞUZ**

This study proposes a novel compound device on which the devices of mechanical ventilator and pulse oximeter operate in synchrony. The  $SPO_2$  value and pulse rate read on the pulse oximeter are conveyed to the mechanical ventilator through two lines (Rx and Tx) with serial communication. The fuzzy-logic-based software developed for the mechanical ventilator interprets those values and calculates the percentage of air to be delivered to the patient ( $FiO_2$ ) as well as the positive end-expiratory pressure (PEEP). The relevant literature has been reviewed in order to determine the rules of fuzzy logic and it has been proven to yield more successful results when compared to the present applications as confirmed by the doctors working in hospitals.

This study also proposes using a stepper motor-controlled proportional valve to adjust the oxygen amount of air to be delivered to the patient according to the  $FiO_2$  value set from the control menu of the ventilator. Two valves were used to check the 2-bar gases coming from both oxygen and medical air reservoirs. As for  $FiO_2$ , a fuzzy-logic-based controller was used to calculate at which rate the proportional valves would be opened and closed. The fluidity and pressure of air delivered from the ventilator was tested by means of a flow meter, and the oxygen amount tested was through an electronic lung model. The results showed that the stepper motor-controlled proportional valve could be used dependably with the ventilator. The study also demonstrated that the fluidity and pressure can be controlled by means of only two proportional valves, which is normally done by using a multitude of solenoid valves.

**Keywords:**  $FiO_2$ , Fuzzy Logic, Mechanical Ventilator, Microcontroller, PEEP, Proportional Valve, Pulse Oximeter,  $SPO_2$

## ÖNSÖZ

Tez çalışmasının planlanmasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren danışman hocam sayın Prof. Dr. İnan GÜLER'e, bulanık mantık tabanlı denetleyicinin üyelik fonksiyonlarının belirlenmesinde ve cihazla ilgili teknik bilgiler konusunda yardımlarını esirgemeyen Karaman Devlet Hastanesi, Kalp-Damar Cerrahi Uzmanı Dr. Osman Yaşar IŞIKLI'ya, ventilatör cihazı ile ilgili teknik bilgiler veren ve tasarlanan cihazın testi aşamasında yardımcı olan Bilal TÜRKMEN(S.Ü. Selçuklu Tıp Fakültesi H., Biyomedikal Cihaz Teknikeri), Kadir KONYA(S.Ü. Selçuklu Tıp Fakültesi H., Biyomedikal Cihaz Teknikeri) ve Fatih AKBAL'a(Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi H., Biyomedikal Cihaz Teknikeri), çalışmalarım sırasında beni "2211-C Öncelikli Alanlara Yönelik Yurt İçi Doktora Burs Programı" ile maddi açıdan destekleyen Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumuna (TÜBİTAK) ve çalışma süresince tüm zorlukları benimle göğüsleyen ve hayatımın her evresinde bana destek olan değerli eşime ve çocuklarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Adem GÖLCÜK

KONYA-2017

# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	<b>iv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>v</b>
<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>vi</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>vii</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....	<b>ix</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1. Çalışmanın Amacı.....	3
1.2. Mekanik Ventilatörde Temel Kavramlar .....	4
1.2.1. Ventilasyon, respirasyon, inspirasyon ve ekspirasyon nedir? .....	4
1.2.2. Mekanik ventilatör çeşitleri.....	4
1.2.3. Mekanik ventilasyonun temel değişkenleri.....	5
1.2.4 Temel solunum kontrolleri.....	6
1.3. Ventilatörün Tarihçesi .....	7
<b>2. KAYNAK ARAŞTIRMASI</b> .....	<b>9</b>
<b>3. MATERYAL VE YÖNTEM</b> .....	<b>13</b>
3.1. Ventilatör Cihazı ve Tasarımı .....	13
3.1.1. 18F4550 mikrodenetleyicisi .....	14
3.1.1.1. 18F4550 mikrodenetleyicisi ile USB haberleşme .....	17
3.1.2. Step motor kontrollü oransal valf(SCPV-1-3).....	20
3.1.2.1. Oransal valf kontrolü.....	23
3.1.3. Odroid-U3 gömülü bilgisayar sistemi.....	24
3.1.4. Dijital akışkanlık sensörü .....	24
3.1.5. Dijital basınç sensörü .....	27
3.1.6. I <sup>2</sup> C iletişimi.....	28
3.1.7. Oksijen sensörü.....	29
3.1.8. Basınç regülatörü .....	33
3.1.9 Emniyet valfi .....	35
3.1.10. LM2576 step-down swithin regülatör.....	35
3.1.11. Gömülü bilgisayar yazılımı .....	36
3.2. Puls Oksimetre Cihazı ve Çalışma Prensibi.....	37
3.2.1. Puls oksimetre tasarımı .....	38
3.2.2. SpO <sub>2</sub> 'nin değer aralıkları.....	42
3.3. Seri Veri Haberleşmesi .....	45
3.3.1. Seri iletişim teknikleri.....	45
3.3.2. Senkron iletişim .....	45
3.3.3. Asenkron iletişim .....	46
3.3.4. Ventilatör ile puls oksimetrenin seri iletişikle haberleştirilmesi .....	47
3.4. Puls Oksimetre Senkronizasyonlu Mikrodenetleyici Tabanlı Ventilatör İçin Bulanık Mantık Tabanlı Denetleyici Tasarımı;.....	48

3.4.1. Bulanık denetleyici tasarımı .....	49
3.4.2. Bulanıklaştırma işlemleri(fuzzifier) ve üyelik fonksiyonları .....	49
3.4.2.1. SpO <sub>2</sub> ve FSpO <sub>2</sub> giriş üyelik fonksiyonları için oluşturulan bulanık kümeler .....	49
3.4.2.2. Time-I ve Time-II giriş üyelik fonksiyonları için oluşturulan bulanık kümeler .....	51
3.4.2.3. FiO <sub>2</sub> -I ve FiO <sub>2</sub> -II çıkış üyelik fonksiyonları için oluşturulan bulanık kümeler .....	52
3.4.2.4. PEEP-I ve PEEP-II çıkış üyelik fonksiyonları için oluşturulan bulanık kümeler .....	53
3.4.3. Kural tabanının oluşturulması .....	55
3.4.4. Çıkarım mekanizması ve durulaştırma .....	55
3.5. Ventilatörde Step Motor Kontrollü Oransal Valfin Kontrolü İçin Bulanık Mantık Tabanlı Denetleyici Tasarımı; .....	56
3.5.1 Bulanık mantık tabanlı denetleyicinin üyelik fonksiyonları .....	56
3.5.2. O <sub>2</sub> ile medikal hava için gaz karışım hesabı .....	58
<b>4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA .....</b>	<b>60</b>
4.1. Puls Oksimetre Senkronizasyonlu Mikrodenetleyici Tabanlı Ventilatörün Deneysel Sonuçları .....	60
4.2. Ventilatörde Step Motor Kontrollü Oransal Valfin Kontrolü için Tasarlanan Bulanık Mantık Tabanlı Denetleyicinin Deneysel Sonuçları .....	63
4.2.1. Değişen FiO <sub>2</sub> , PeakFlow, BPM Rate ve I/E oranı ayarlarına göre akışkanlık sensöründen okunan değerlerin grafikleri .....	65
4.2.2. Değişen PEEP, FiO <sub>2</sub> , PeakFlow ve BPM Rate ayarlarına göre basınç sensöründen okunan değerlerin grafikleri .....	70
<b>5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b>	<b>75</b>
5.1 Sonuçlar .....	75
5.2 Öneriler .....	76
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>78</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>85</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>89</b>



## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

A	: Analog Çıkış Biti
AC	: Nabız esnasında kırmızı ve IR led değerleri
AF	: Air Flow Sensor-Akışkanlık sensörü
C	: Kapasite
°C	: Santigrat derece
cmH <sub>2</sub> O	: Akciğere tidal volüm ulaştırmada kullanılan hava yolu basınç birimi
D	: Dijital Çıkış Biti
D+	: USB Data +
D-	: USB Data -
DC	: Nabız yokken kırmızı ve IR led değerleri
hum[i]	: Oksijen sensöründen okunan ham değer
hum_sum	: Oksijen sensöründen okunan en iyi 4 değer toplamı
Kb/s	: Kilo Bit/Saniye
L	: Litre
mA	: mili Amper
P	: Pressure Sensor(Basınç Sensörü)
PSI	: Basınç sensöründen okunan basıncın birimi
R	: Ratio(Oran)
Rx	: Receiver X
Tx	: Transmitter X
O <sub>2</sub>	: Oksijen
V	: Volt
Vt	: Mililitre cinsinden tidal hacim

### Kısaltmalar

ADC	: Analog to Digital Converter - Analog Dijital Çevirici
Bpm	: Breath per minute-Solunum/Dakika cinsinden solunum hızı
C#	: C Sharp
CMM	: Cubic Meters Minute-Metreküp/Dakika
CO <sub>2</sub>	: Karbondioksit
CPAP	: Continuous positive airway pressure
CPU	: Central Processing Unit-Merkezi İşlem Birimi
FiO <sub>2</sub>	: Fraction of Inspired Oxygen
GND	: Ground
HFV	: High Frequency Ventilation
HHA	: Hedeflenen Hava Akışkanlığı
HID	: Human Interface Device-İnsan Arayüz Cihazı
hPa	: Hektopascal
IC	: Inspiratory Capacity- İspirasyon kapasitesi
I <sup>2</sup> C	: Inter Integrated Circuit
I/E	: Inspiration/Expiration – İspirasyon/Ekpirasyon Oranı
IR	: Infrared
LED	: Light Emitting Diode
KHz	: Kilo Hertz
LPM	: Liter Per Minute

Max	: Maksimum
MCU	: Micro Controller Unit
MHz	: Mega Hertz
Min	: Minimum
NICU	: Neonatal Intensive Care Units
N <sub>2</sub>	: Azot
ÖHA	: Ölçülen Hava Akışkanlığı
PaO <sub>2</sub>	: Partial pressure of oxygen in arterial blood -Arteriyel kan gazı analizi ile elde edilen arteriyel kandaki oksijenin kısmi basıncı
PCB	: Printed Circuit Board
PEEP	: Positive end-expiratory pressure
PID	: Proportional Integral Derivative
PLC	: Programmable Logic Controller-Programlanabilir Mantıksal Denetleyici
PPV	: Positive pressure ventilation-Pozitif basınçlı ventilasyon
SCL	: Serial Clock Line-Saat sinyali hattı
SDA	: Serial Data Line-Seri Data Hattı
PSV	: Santimetre su basıncı türünden basınç desteği
RAM	: Random Access Memory-Geçici bellek
SaO <sub>2</sub>	: Percentage of oxygen saturation of arterial Blood
SCPV	: Stepper Controller Proportional Valve
SLPM	: Standard Liter Per Minute(Akışkanın dakikadaki litre türünden miktarı)
SpO <sub>2</sub>	: Peripheral capillary oxygen saturation
EUSART	: The Enhanced Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter -Gelişmiş Çift yönlü senkron-asenkron haberleşme
USB	: Universal Serial Bus
USB-IF	: Universal Serial Bus Implementers Forum
VİP	: Ventilatör ilişkili pnömani

## 1. GİRİŞ

Akut solunum yetmezliği veya akciğer rahatsızlığı olan hastalarda solunum işlemini yapay olarak gerçekleştiren cihazlara mekanik ventilatör cihazı denilmektedir. Ventilatör solunum işinin bir kısmını yaptığı gibi tüm solunumu da gerçekleştirebilen bir makinedir. Ventilatör solunumu doğal (spontaneous), destekli (assisted) veya kontrollü (controlled) olabilir. Doğal solunumda hasta solunum hızını ve gel-git hacmini (tidal volume) kendisi belirler. Destekli solunumda hasta solunum hızına kendisi karar verirken gel-git hacim ventilatör tarafından ayarlanmaktadır. Kontrollü ventilasyonda ise hem solunum hızını hem de gel-git hacmini ventilatör belirler. Her model ventilatör farklı ayarlar yelpazesine sahiptir. Daha modern ve gelişmiş makineler, ventilatör solunum ayarlarında operatöre daha fazla seçenek sunar. Modern ventilatörler karmaşık gözükmelerine rağmen hasta için etkin bir ventilasyon protokolünü belirlerler (Hopper, 2009; Gölcük ve ark., 2016). Mekanik ventilasyon, doğal solunum olmadığında veya yetersiz olduğunda kullanılır (Kumar, 2016). Bilindiği gibi sağlıklı canlılar solunumlarını kendileri yapabilirken, akciğer rahatsızlığı ve solunum yetmezliği olan canlılar solunum yapamazlar. Böyle canlılarda solunum yapay olarak gerçekleştirilir. Solunum olayını yapay olarak gerçekleştiren cihazlara ventilatör, yapılan bu işleme ise ventilasyon denilmektedir (Yalçınkaya ve ark., 2015).

Modern tıbbın ayrılmaz bir parçası olan Puls Oksimetre, arteriyel kanda oksijen doygunluğunu ( $SpO_2$ -Saturation of peripheral oxygen) ve hastanın nabzını ölçmek için kullanılan non-invazif, ağrısız, kalibrasyon gerektirmeyen, güvenilir ve modern bir araçtır. Ameliyathanelerde, PACU (Postanesthesia Care Unit)'de, yoğun bakım ünitelerinde ve acil servislerde oksijen doygunluğunu takip etmek için Puls oksimetre standart olarak 1930 yılından beri kullanılmaktadır. Puls oksimetreler ile her an  $SpO_2$ 'nin takibi yapılabilmektedir. Sağlıklı kişilerde  $PaO_2$ 'deki değişiklikler  $SpO_2$  değişiklikleri ile uyum gösterir (Rusch ve ark., 1996; Popovich ve ark., 2004; Giuliano ve Higgins, 2005; Rice ve ark., 2007; Berry ve Seitz, 2012; Işık ve Güler, 2012; Woodrow, 2012; Hall, 2013; Gölcük ve ark., 2016). Tıbbın birçok alanında, bu kadar fazla kabul görmesinin en büyük sebebi, uygulamasının son derece kolay ve pratik olarak hastanın anlık durumu, vital bulguları hakkında hızlı, doğru bilgi sağlayabilmesinden kaynaklanmaktadır (Noblett ve ark., 1996; Gölcük ve ark., 2016).  $SpO_2$  gösteren puls oksimetreler 1980'lerden bu yana NICU (Neonatal Intensive Care Unit)'de rutin olarak kullanılmaktadır ve  $FiO_2$  (Fraction of Inspired Oxygen)'nin manuel

olarak ayarlanmasına rehberlik etmektedir(Zapata ve ark., 2014; Gölcük ve ark., 2016). Arteriyel kanda hemoglobindeki oksijen oranı, hastadan kan örneği alınarak da ölçülebilmektedir. Arteriyel kan gazı analizi için hastadan kan örneği alma işlemi hastaya ağrı veren ve enfeksiyon, ciddi yaralanmalar, lokal hematoma, arter yırtılmaları, hemoraji, anevrizma oluşumu ve embolizasyona neden olabilen bir işlemdir. Ayrıca Hepatit B, C ve HIV gibi kan yoluyla bulaşabilen hastalıklar yüzünden sağlık personeli de risk altındadır(Hakverdioğlu, 2007; Woodrow, 2012; Gölcük ve ark., 2016). Yaşam için hiçbir şey oksijen desteğinden daha önemli değildir. Dolayısıyla bilinci olmayan veya engeli olan hastaların tedavisi esnasında hiçbir şey arteriyel kandaki oksijen doygunluğunun takibinden daha önemli değildir denilebilir(Severinghaus ve Astrup, 1986; Rusch ve ark., 1996; Gölcük ve ark., 2016).

Amacı ventilasyon gerçekleştirme, oksijenasyon, CO<sub>2</sub> atma ve sıcaklık kontrolü olan birçok araştırma grupları çeşitli ventilatör prototipi önermiştir. En yaygın önerileni hacim kontrollü ventilasyon tipidir. Buna rağmen hacim kontrollü ventilatörlerde de güvenlik için basınç, belirli sınırlar dâhilinde olmalıdır. Bunun sebebi, yüksek inspiratuar basınç barotravmaya, aşırı negatif ekspiratuar basınç ise hava yollarının zarar görmesine neden olabilir. Solunum destek cihazlarını tasarlamak ve performansını optimize etmek için sayısal modelleme (gaz transferi olayların değerlendirilmesi) esastır(Bonfanti ve ark., 2015). Bu çalışma için hazırlanan prototipte kullanılan oransal valf ile akışkanlık, oksijen konsantrasyonu ve basınç kontrolü herhangi bir aşırı duruma meydan vermeyecek şekilde yapılabilmektedir.

PID kontrol yöntemine alternatif olarak görülen bulanık mantık tabanlı denetleyici, herhangi bir matematiksel modele ihtiyaç duymadığı için ve doğrusal olmayan sistemlerin kontrolünde de etkili olduğu için endüstriyel uygulamalarda bu kontrol yöntemi kullanılmaya başlanmıştır(Köse ve ark., 2013). Bu çalışma için kullanılan oransal valf, DC step motor kontrollü bir valftir. Bu valfin hangi oranda açılıp kapanacağına hazırlanan bulanık mantık tabanlı denetleyici karar vermektedir.

Dalton kanununa göre, birbirleriyle reaksiyona girmeyen gazların oluşturduğu karışımın(hava vb.) basıncı, karışımı oluşturan gazların kısmi basınçlarının toplamına eşittir ve her bileşenin toplam basınca katkısı, o bileşenin hacim olarak oranı kadardır. Bu kanunu hava için düşünürsek, kuru havanın bileşiminde hacimsel olarak Azot (N<sub>2</sub>) %78, Oksijen (O<sub>2</sub>) %21, Karbondioksit (CO<sub>2</sub>) %0.03 oranındadır(Kumar, 2016). Hastaya solunum için verilen gazda medikal hava ve O<sub>2</sub> karışımı vardır. Bu çalışmada FiO<sub>2</sub> hesabı, Dalton kanunu ve Amagat'ın kısmi hacimler yasasına göre yapılmıştır.

### 1.1. Çalışmanın Amacı

Bu çalışmada tasarlanan ventilatör cihazı ile puls oksimetre cihazı birbirleriyle senkronize olarak çalışmaktadır. Bu sayede ventilatör cihazı, hastaya verilecek olan havadaki oksijen yüzdesini ( $FiO_2$ ) ve pozitif ekspirasyon sonu basıncı (PEEP) kendisi hesaplayabilmektedir. Bu hesaplamayı ventilatör için hazırlanan “Bulanık Mantık” tabanlı denetleyici yapmaktadır. Bulanık Mantık tabanlı yazılım ventilatörü denetleyen Gömülü Bilgisayar sisteminde çalışmaktadır. Doktor ve hemşirelerin hastanın yeni durumuna göre zaman içerisinde ventilatör cihazının devreye alınması ve/veya devreden çıkarılması için yapılması gereken işlemleri tasarlanan ventilatör sistemi puls oksimetre ile senkron olarak haberleşip kendi kendine yapabilmektedir. Bu senkronizeli çalışma bu çalışmanın özgün yanını oluşturmaktadır. Günümüzde bu işlemi doktorlar kan tahlili sonuçlarına veya oksimetre cihazından okudukları değerlere göre manuel olarak kendileri yapmaktadır.

Bu çalışmada ayrıca Ventilatör cihazının kontrol menüsünden ayarlanan  $FiO_2$  değerine göre hastaya verilecek havanın oksijen miktarını hesaplayabilecek bir oransal valf kullanılması önerilmiştir. Bunun gerçekleştirilmesi için DC Step Motor kontrollü bir oransal valf kullanılmıştır. Hem oksijen hem de medikal hava depolarından gelen 4-6 bar arası basıncındaki gazları kontrol etmek için iki adet valf kullanılmıştır. Medikal hava ve oksijen depolarından gelen çok yüksek basınçtaki gazları 4 bar ile 6 bar arasında bir değere düşürmek için yüksek basınç oksijen ve medikal hava regülatörleri kullanılmaktadır. Bu çalışmada 4 bar ile 6 bar arasındaki basıncı 2 bar’a düşürmek için 2 adet düşük basınç regülatörleri kullanılmıştır.  $FiO_2$  hesabı için oransal valflerin hangi oranda açılıp kapanacağı bulanık mantık tabanlı bir denetleyiciyle hesaplanmaktadır. Ventilatör cihazının verdiği havanın akışkanlığını ve basıncını test etmek için ventilatör kalibrasyon cihazı (TSI 41000) ve akış ölçer (CEM DT8920), oksijen oranı ise elektronik akciğer modeli kullanılarak test edilmiştir. Elde edilen sonuçlar Step motor kontrollü oransal valfin ventilatör cihazlarında güvenilir bir şekilde kullanılabilirliğini göstermiştir. Bu çalışmada, çok sayıda selenoid valf kullanılarak yapılabilecek akışkanlık ve basınç kontrolünün sadece iki adet oransal valf kullanılarak gerçekleştirilebileceği gösterilmiştir. Bu da ventilatörün maliyetini, ventilatör cihazının harcadığı elektriksel gücü azaltmakta ve ventilatörün boyutunu küçültmektedir.

## 1.2. Mekanik Ventilatörde Temel Kavramlar

### 1.2.1. Ventilasyon, respirasyon, inspirasyon ve ekspirasyon nedir?

*Ventilasyon:* Ventilasyon bir ventilatör cihazı aracılığıyla hastaya solunum yaptırma işlemidir. Ventilasyondaki temel amaç, akciğere bol oksijenli havayı vermek ve akciğerdeki karbondioksit içeren havayı dışarı atmaktır.

*Respirasyon:* Canlıların solunum sistemleri ile soluk alıp verme işlemine respirasyon denilmektedir.

*İnspirasyon:* Ventilasyon esnasında, havanın akciğerlere girişi yani hastanın nefes alması olarak tanımlanmaktadır. İnspirasyon göğüs boşluğunun genişlemesiyle sağlanır.

*Ekspirasyon:* Pasif bir olay olan ekspirasyon, havanın akciğerlerden dışarı atılmasıdır. Ekspirasyon esnasında solunum kasları gevşer, göğüs boşluğunun hacmi küçülür ve solunan hava, kirlenmiş kandaki karbondioksiti temizleyen alveolün dışına atılır(Güler, 2007; MEGEP, 2012; Kumar, 2016).

### 1.2.2. Mekanik ventilatör çeşitleri

1. Negatif Basıncılı Ventilatör
2. Pozitif Basıncılı Ventilatör
3. Yüksek Frekanslı Ventilatör (High Frequency Ventilation - HFV)

*Negatif Basıncılı Ventilatör:* Bu ventilasyonda hastanın başı ve boyunu hariç tüm vücudu hava geçirmeyen bir kabinin içerisine konulur. Bu işlem hastanın göğüs boşluğuna atmosfer basıncından daha düşük bir basınç uygulamak için yapılmaktadır. Ventilatör ile kabin içerisinde negatif bir basınç oluşturulduğunda bu negatif basınç göğüs duvarını genişletir, göğüs kafesi içerisindeki boşluğun basıncı ağızdaki basınca göre daha düşük bir değere geldiğinden solunum havası akciğere alınır. Ventilatör tarafından göğüs duvarı etrafındaki negatif basınç kaldırıldığında ekspirasyon işlemi gerçekleşir ve akciğerlerin normal elastik büzüşmesi ile karbondioksitli havanın dışarı atılması sağlanır(Güler ve Türkoğlu, 2010).

*Pozitif Basıncılı Ventilatör:* Yapay bir hava yolu aracılığıyla akciğere belirli basınçta ve hızda medikal hava ile oksijen karışımı göndererek çalışan ventilatör tipidir. Pozitif basıncılı ventilatör ile hastaya hava verilmeye başlandığında ağızda oluşan basınç pozitif, alveollerde (gaz değişiminin olduğu odacık) ise sıfırdır. Böylece ağız ve

akciğerlerde oluşan basınç farklılığından dolayı medikal hava ile oksijen karışımı alveollere ulaştırılır. Böylece alveollerde pozitif basınç oluşmakta ve nefes alma işlemi gerçekleşmiş olmaktadır(Güler ve Türkoğlu, 2010).

*Yüksek Frekanslı Ventilator (High Frequency Ventilation - HFV):* Yüksek frekanslı ventilatör yetişkin insanlardan ziyade genellikle bebeklere ve küçük çocuklara solunum yaptırmak için kullanılmaktadır. Yüksek frekanslı ventilatörler düşük hava yolu basıncı ve düşük tidal hacim gerektiren durumlarda solunumu sağlamak için kullanılır. Ayrıca hareket etmemesi gereken hastalarda da bu ventilatörler kullanılır(Güler ve Türkoğlu, 2010; MEGEP, 2012).

### 1.2.3. Mekanik ventilasyonun temel değişkenleri

Ventilasyon işleminde dört önemli değişken bulunmaktadır. Bunlar; basınç, volüm, akım, ve zaman'dır. Kendi kendine nefes alıp veremeyen her hasta farklı tipte ventilasyon moduna ihtiyaç duymaktadır. Ventilatörlerde farklı görevler yapmakta olan bu dört değişken, ventilatör cihazından ayarlanan solunum moduna göre ventilasyonu gerçekleştirmektedir.

*Basınç:* Mekanik ventilasyon esnasında ağız ile akciğer arasında oluşturulan basınç farkları ile gaz hareketi gerçekleşir. Ventilatör tarafından hastanın ağız ve akciğeri arasında oluşturulan basınç farkı ile hastanın akciğer kapasitesi ve hava yolları direncine bağlı olarak solunum havası alveollere ulaşmaktadır. Hastanın ventilatör ile solunumu esnasında hava yollarında oluşan basınç, basınç sensörleri aracılığıyla ölçülmektedir.

*Volüm:* Solunum sırasında alınan veya verilen havanın litre türünden miktarıdır. Normal solunumda olduğu gibi mekanik ventilasyonda da temel amaç uygun dakika ventilasyonu için gerekli olan volümü sağlamaktır. Ventilasyon esnasında volüm, zaman ve basıncın belirlediği akım hızına bağlıdır.

*Zaman:* Mekanik ventilatörlerde solunum frekansı ile solunum süresi ayarları vardır. Solunum süresi hastanın solunuma başladığı andan itibaren solunumun sonlandırılmasına kadar geçen süredir. Örneğin ventilatörde solunum hızı 12 solunum/dk olarak ayarlanırsa her 5 saniyede bir solunum gerçekleşecektir.

*Akım:* Hız ve model olmak üzere iki bileşeni olan akım, ventilasyon esnasında litre/dakika türünden havanın solunum yollarındaki hareketidir(Güler, 2007; MEGEP,

2012; Kumar, 2016). Bu akım hızı ventilatörlerde akışkanlık sensörleri ile ölçülmektedir.

#### 1.2.4 Temel solunum kontrolleri

Günümüzde kullanılan çeşitli ventilatör cihazlarının teknik bilgileri incelendiğinde Çizelge 1.1.'deki kontrol aralıkları elde edilmiştir. Bu çizelgeyi çıkartabilmek için Dräger Savina® 300, Vela™ Ventilatör Diamond Serisi, Event Inspiration® 7i Ventilator cihazlarının teknik bilgi sayfaları incelenmiştir.

**Çizelge 1.1.** Ventilatör cihazlarının temel solunum kontrolleri

Kontrol	Tanım	Aralık
Rate(bpm)	Solunum/Dakika türünden solunum sayısı	2-80 bpm
Vt (ml)	Mililitre türünden tidal volüm	50-2000 ml
Insp Pres(cmH <sub>2</sub> O)	İnspirasyon esnasında cmH <sub>2</sub> O türünden ölçülen basınç	Kapalı, 1-100 cmH <sub>2</sub> O
Peak Flow(L/min)	Litre/Dakika türünden inspirasyon tepe akışı	10-140 L/dak
Insp Time(Sec)	Saniye türünden inspirasyon süresi	0.30-10s
Insp Pause(Sec)	Inspirasyon durdurma süresi	0.0-2.0 s
PSV(cmH <sub>2</sub> O)	cmH <sub>2</sub> O türünden basınç desteği	Kapalı, 1-60 cmH <sub>2</sub> O
PEEP(cmH <sub>2</sub> O)	cmH <sub>2</sub> O basıncı türünden pozitif ekspirasyon sonu basınç	0-30 cmH <sub>2</sub> O
Flow Trig(L/min)	Litre/Dakika türünden inpirasyon akım tetiklemesi	1-8 L/dak
FiO <sub>2</sub> (%O <sub>2</sub> )	Hastaya gönderilen havadaki oksijen yüzdesi	%21-%100

PEEP (Positive End-Ekspiratory Pressure): Hastanın nefes vermesi esnasında elde edilen pozitif hava yolu basıncıdır. Adından da anlaşılacağı üzere PEEP, soluk verme esnasında akciğerin tamamen boşalmasını önlemek için pozitif basınç sağlar. PEEP ayarı birçok ventilatör cihazında mevcuttur. Pozitif ekspirasyon sonu basınç (PEEP) alveol çökmesini önleyerek ve ventilatör kaynaklı akciğer hasarını azaltarak hastalıklı akciğerin oksijenleme verimliliğini artırır(Hopper, 2009; Kumar, 2016).

FiO<sub>2</sub>: Mekanik ventilasyon esnasındaki oksijen konsantrasyonu olan FiO<sub>2</sub>, ventilatörde %21 ile %100 arasında değer alabilmektedir(Bordes ve ark., 2014). Ventilatöre bağlı olan hastalarda ventilatörden verilen havanın oksijen yüzdesidir. Son yıllarda, cerrahi alan enfeksiyonlarının (CAI) önlenmesi, postoperatif bulantı ve kusma vakalarının (PONV- postoperative nausea and vomiting) azaltılması için yüksek FiO<sub>2</sub> (Fraction of Inspired Oxygen) kullanımının potansiyel klinik yararlarına büyük ilgi olmuştur. Genel anestezi uygulanan hastalarda yüksek FiO<sub>2</sub> kullanımı yararlı olabilir(Ferrando ve ark., 2012). Bu çalışmada hastaya verilen havanın oksijen oranını ayarlamak için oransal valf kullanılmıştır.



Tidal Volume (TV): Tidal hacim, mekanik ventilatör tarafından her nefeste akciğerlere verilen havanın hacmidir(Warner ve Patel, 2013). Normal solunum esnasında alınan yada verilen havanın miktarıdır. Normal solunumda alınan yada verilen havanın hacmidir(Kumar, 2016). Hacim kontrollü solunumda hastaya verilen havanın hacmi ayarlanır. İspirasyon akışı, dalga formu ayarı ve tidal volüm ayarı ile hastaya verilecek havanın biçimi belirlenir(CareFusion, 2014).

Peak Flow: Ventilatör hacim modunda iken, Peak Flow ayarı hastaya zorunlu nefes aldırılırken hastaya verilen tepe akışı kontrol etmektedir. Dakikada 10L ile 140L arasında ayarlanabilmektedir. Varsayılan değeri 35L/dk'dır(CareFusion, 2014).

İspirasyon basıncı: Solunum alma esnasında solunum devrelerinde oluşan gaz basıncıdır. Ventilatör cihazı bu solunum devrelerinde oluşan inspirasyon basıncını basınç sensörleriyle sürekli ölçerek kontrol etmektedir. İspirasyon basınç aralığı 1 ila 100cmH<sub>2</sub>O arasında, maksimum akışkanlık 180 L/dk, varsayılan inspirasyon basıncı ise 15 cmH<sub>2</sub>O'dur(CareFusion, 2014).

### 1.3. Ventilatörün Tarihçesi

- ❖ Ventilasyonun tarihsel gelişimi M.Ö. 460 yıllarında, Hipokrat'ın havayı bilimsel olarak değerlendirmesi ve suda boğulma vakalarında nefes borusuna yerleştirilen bir kanül aracılığıyla hastaya hava verilmesi gerekliliğini bildirmesiyle başlar.
- ❖ MÖ 380'lerde Aristo, hayvanların havasız odada öldüğünü gözlemlemiş ve canlıların yaşamlarını sürdürebilmeleri için havanın gerekli olduğunu belirtmiştir.
- ❖ 1493'te Paracelsus, yangın körüğü kullanılarak yapay solunum denemesini yapmıştır.
- ❖ 1541'de Vesalius bir köpeğin trakeasına yerleştirilen kanülle kalp atışının düzelmesine yönelik yaptığı çalışmada mekanik ventilasyon uygulamasının ilk örneklerinden birini gerçekleştirmiştir.
- ❖ 1635'te Hook yaptığı çalışmada göğüs boşluğu hareketsiz olsa da hava uygulaması ile hastanın yaşamaya devam ettiği gözlenmiştir.
- ❖ 1786'da Kite ilk defa ventilasyonda volüm sınırlamasının önemini ortaya koymuştur.

- ❖ 1790'da Courtois ilk defa körük yerine piston silindir kullanarak yapay ventilasyonu gerçekleştirmiştir.
- ❖ 1864'te Alfred Jones "spirophore" adı verilen ve hastanın vücudunu içine alan ilk tank ventilatörü yani negatif basınçlı ventilatörü geliştirmiştir.
- ❖ 1876'da Woillez çelik akciğerin ilk prototipi olan "spirofor"u geliştirmiştir.
- ❖ 1893'de Fell ve O'Dwyer, ameliyat sırasında hastanın solunumunu bir laringeal kanül ve ayakla idare edilen körük yardımıyla gerçekleştirmişlerdir.
- ❖ 1896'da Matas bu sisteme ek olarak bir kompresörü eklemiştir.



Şekil 1.1. Rudolph Matas'ın geliştirdiği solunum cihazı(Güler, 2007; MEGEP, 2012).

- ❖ 1940'da Crafoord, Frenckner ve Andreason "spiropulsatör" olarak isimlendirilen ve "aralıklı pozitif basınç" uygulayan bir ventilatörü geliştirmişlerdir.
- ❖ 1941'de Mörch "aralıklı pozitif basınç" uygulayan ilk piston ventilatörü geliştirmişlerdir.
- ❖ 1952'de Danimarka ve 1953'te İsveç'te ortaya çıkan hastalıklarda modern anlamda pozitif basınçlı mekanik ventilasyon ilk defa Engström tarafından gerçekleştirilmiştir.
- ❖ 1980'den sonra yarı iletken teknolojisinin hızla gelişmesiyle birlikte mikroişlemcili ventilatörler hızla yaygınlaşmış, "basınç kontrollü" ve "basınç destekli" ventilasyon gibi yeni modlarla günümüze kadar gelinmiştir(Güler, 2007; MEGEP, 2012).

## 2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

(Lamberska ve ark., 2013; Gölcük ve ark., 2016) yaptıkları çalışmada iki farklı ventilasyon(CBAP, PPV) desteğindeki 29 haftadan küçük bebekleri  $FiO_2$ 'nin artırılmasından sonra 60 saniye içerisinde 15 saniyelik peryotlarla Oksijen doygunluğu ( $SpO_2$ ) ve kalp atış hızındaki değişimleri (Heart Rate Variability) değerlendirmişler ve  $FiO_2$ 'nin artırılmasıyla  $SpO_2$  ve Kalp Atış hızının arttığını gözlemlemişlerdir.

(Güler, 2007) yapmış olduğu çalışmada, pratik devre olarak Programlanabilir Lojik Kontrolör (PLC) kullanılarak pozitif basınçlı Mekanik Ventilatör tasarımı yapmıştır. Bunun için önce PLC'nin yapısı ve uygulama biçimleri ayrıntılı bir şekilde incelenmiştir. Daha sonra, mekanik ventilatörler hakkında temel bilgiler verilerek, ventilasyon işleminde kullanılan basınç ifadelerinin ne anlama geldikleri ayrıntılı biçimde anlatılmıştır. En son olarak da, pratik devrede istenilen çalışma modlarında çalıştırılarak çalışmasını tamamlamıştır.

(Çiçek ve ark., 2011) yaptıkları çalışmada, açık kalp ameliyatı yapılan hastaların yoğun bakım ünitesine taşınması esnasında balon-valv cihazıyla yapılan manuel ventilasyon ile Surevent™ otomatik ventilatörle yapılan mekanik ventilasyona bağlı olarak hemodinamik(kan dolaşımını etkileyen fiziksel faktörler) ve kan gazı analizindeki değişimleri karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda Surevent™ otomatik ventilatör, açık kalp ameliyatı yapılan hastaların yoğun bakım ünitelerine taşınması esnasında kısa süreli olarak kullanılabilceği ve manuel ventilasyonla karşılaştırıldığında aralarında önemli bir fark olmadığını gözlemlemişlerdir.

(Turan ve ark., 2011), mekanik ventilasyonda kullanılan ventilatör devrelerinde inspiratuar, ekspiratuar hortumlar, su tutucu, nemlendirici/bakteriyel filtre yer almaktadır. Günümüzde kullanılan nemlendirici/bakteriyel filtreler tek kullanımlıktır. Çalışmada; bakteriyel filtre özelliği de taşıyan nemlendiricilerin enfeksiyonu önleme açısından etkinlik süresini bulmayı amaçlamışlar ve bu sürenin maksimum 72 saat olduğunu belirlemişlerdir.

(Güler ve Ata, 2009) yaptıkları çalışmada, senkronize aralık zorunlu ventilasyonda, basıncıdaki hata ve bu hatanın değişim oranına bağlı olarak solunum oranı, tidal hacim ve hastaya verilen havanın basıncını hesaplamak için bulanık mantık tabanlı denetleyici kullanmışlardır. Bu ayarları bulanık mantık denetleyiciye hesaplatarak, ventilatör ayarlarından sorumlu anesteziistin işini kolaylaştırmayı amaçlamışlardır. Bulanık Mantık denetleyici ile hesaplama yapılırken, referans basınç

değeriyle hastaya verilen gazın basınç değeri arasındaki hata ve bu hatanın değişim oranı dikkate alınmıştır.

(Güler ve Türkoğlu, 2010) yaptıkları çalışmada, hastanelerin yoğun bakım ünitelerinde ve anestezi altındaki laboratuvar hayvanları ile ilgili yapılan deneylerde kullanılan mekanik ventilatörlerin tasarlanmasında ve bu ventilatörlerin kontrol yazılımlarında kullanılan yöntemleri inceleyip bu alandaki yeni yöntemleri tanımlayarak araştırmacılara yardımcı olmaya çalışmışlardır. Ventilatörlerin ilk olarak klasik kontrol sistemleri ile kontrol edilirken, günümüzde akıllı kontrol sistemleri ile kontrol edildiğini belirterek, ventilatörlerin kontrol yöntemlerinin geçmişten günümüze kadar nasıl bir evreden geçtiği konusunda bilgi vererek, gelecekteki çalışmaların nasıl şekillenebileceğini göstermişlerdir.

(Güler ve ark., 2011) yaptıkları çalışmada, insanların solunumlarını gerçekleştiren ve hayatlarını sürdürmek için gerekli olan organlardan akciğerin elektriksel modelini çıkarmışlardır. Bu çalışmayı, akciğerin elektriksel modelini çıkarıp, benzetim yöntemi ile akciğerde oluşan basınç değişimlerini gözlemlemek için yapmışlardır. Böylece elde edilen modelleme yöntemiyle akciğere ait solunum parametrelerinin tahminini ve benzetimini gerçekleştirmişlerdir. Böylelikle akciğer rahatsızlıklarının teşhisini kolayca yapabilmeyi ve hastalar için etkili bir tedavi yöntemi belirleyebilmeyi hedeflemişlerdir.

(Stegmaier ve ark., 1994) yaptıkları çalışmada, bulanık mantık ile kontrol edilen ventilasyon esnasında hastaya verilen havanın basıncındaki değişimlerden faydalanılarak hastanın öksürüp öksürmemesinin oluşturduğu etkileri takip etmişlerdir. Bu işlem için gönüllülerden alınan verileri analiz etmişlerdir. Elde edilen sonuçlar önerilen yaklaşımın, öksürüklü ve öksürüksüz hastalardan alınan verileri ayırt etmenin aslında mümkün olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu ayırt edilebilirliğin klinik ortamdaki hasta özelliklerinin tutarlı bir şekilde izlenmesi için önemli olduğunu belirtmişlerdir. Daha ileriki çalışmalarının, klinik çalışma koşulları altında ve daha uzun sürelerdeki performans çalışmaları içereceğini belirtmişlerdir.

(Nemoto ve ark., 1999) yaptıkları çalışmada, hastanın nabız sayısı, tidal hacim, solunum frekansı ve arteriyel oksijen saturasyonu ölçümlerini kullanarak yoğun bakım ünitesindeki hastalarda basınç destekli ventilasyon kontrolü için bulanık mantık tabanlı algoritma geliştirmişlerdir. Ciddi kronik obstrüktif akciğer hastalığı olan 13 hastada geriye dönük olarak bu algoritmanın verdiği kararları, gerçekte ortaya çıkmış olanlarla karşılaştırarak geriye dönük olarak sergilediklerini göstermişlerdir. Ayrıca, algoritmanın

tahminlerinin, basınç destek düzeyindeki değişikliklerin bir hekim tarafından yapıldığı durumlarla karşılaştırıp, hekimlerin algoritmanın ürettiği destek düzeyini biraz daha agresif bir şekilde azaltma eğiliminde olduklarını gözlemlemişlerdir. Hazırlanan bulanık algoritmanın, bir hastanın yaşamsal bulgularından elde edilen ölçümlerden, basınç destekli ventilasyonu kontrol etme potansiyeline sahip olduğunu belirtmişlerdir.

(Lorente ve ark., 2007) yaptıkları rasgele bir klinik çalışmada, ventilatör devresinde hava filtresinin olup olmamasının, VİP oluşumu açısından anlamlı bir etkisinin bulunmadığını; filtre ile veya filtresiz solunum yaptırılan hastalar arasında VİP oluşumu açısından anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir(%21.5'e karşı %24.5, p=0.58). Dolayısı ile filtrelerin rutin olarak kullanılmasının gerekli olmadığını belirtmişlerdir. Ancak CDC-P önerisine göre şüpheli veya kesin basilli akciğer tüberkülozu olup mekanik ventilasyona giren hastalarda hava filtresinin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

(Lorente ve ark., 2007; Hartmann ve ark., 2008), hastanın ventilasyonu esnasında hava filtresinin kullanımının, istatistiksel olarak solunum devrelerinin mikrop kapma oranını azalttığını gözlemlemişlerdir. Ancak hava filtresi kullanımı sonrasında alınan örneklerin %33,9 gibi yüksek bir oranda da mikrop üremesinin oluştuğunu belirtmişlerdir. Bu oranın yüksek olması hava filtrelerinin etkisinin yetersiz olduğunu göstermektedir. Yapılan çalışmalarda çeşitli tipteki hava filtrelerinin faydası araştırılmış ve bu filtreler birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Bu yapılan çalışmaların birçoğunda hava filtresi kullanımının tam koruyucu olmadığını gözlemlenmiş, mikroorganizma üremesinin büyük bir oranda azalttığını belirtmişlerdir.

(Lorente ve ark., 2007; Akıncı ve ark., 2010) yaptıkları çalışmada, yoğunlaşmış sıvının neden olduğu VİP'nin önüne geçmek için ventilatör devrelerinin periyodik olarak değişmesi gerektiğini önerilmiş ancak bu değişimin de kullanışlılığı geçen yıllarda tartışıldığını belirtmişlerdir. 1983'de CDC-P'nin ventilatör devrelerini her 24 saatte bir değiştirmeyi önermiş, daha sonra 1994'te bu süreyi 48 saate uzatmayı tavsiye ettiğini belirtmişlerdir. Sonraki çalışmalar bu sürenin daha da uzatılabileceğini göstermiş ve CDC-P'nin 2004 yılında yayınladığı rehberde ventilatör devrelerinin rutin değişiminin gerekmediği, yalnızca yeni bir hasta için veya kirlendiklerinde değiştirilmesinin gerektiği bildirilmiştir.

(Pilbeam ve Cairo, 2006) yaptıkları çalışmada, pozitif basınçlı ventilasyonu, yapay bir hava yolu aracılığıyla hastanın akciğerlerine belirli bir basınçta hava verilmesi prensibine göre çalıştığını belirtmiştir. Pozitif basınçlı ventilatör ile hastaya hava

verildiğinde hastanın ağızındaki basınç pozitif, hastanın akciğerinde sıfır olduğunu ve oluşan bu basınç farklılığından dolayı solunum havasının akciğere ulaştırıldığını belirtmişlerdir. Üst hava yollarında oluşturulan basınç, akciğer ve göğüs duvarının elastik büzüşmesi ve hava yolu direncini aşarak hastaya solunum yaptırmak için gerekli basıncın toplamına eşit olduğunu belirtmişlerdir.

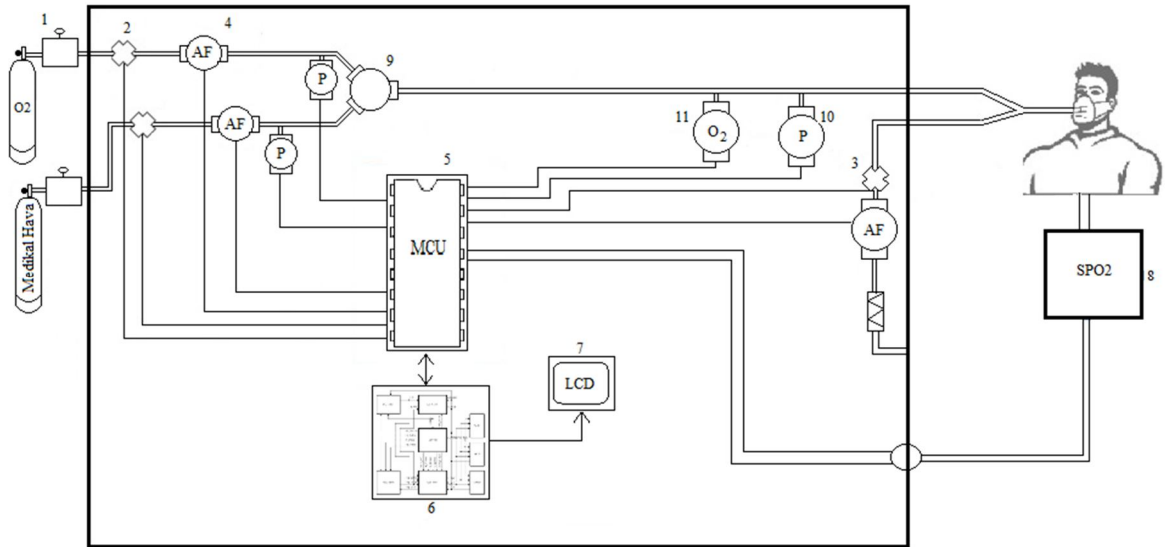
(Wang ve ark., 1998) yaptıkları çalışmada, yapay akciğer modeli üzerine yerleştirilen butonlar aracılığıyla solunum sırasında oluşabilecek çeşitli durumların simülasyonunu gerçekleştirilmeye çalışılmışlardır. Sensörlerden okunan verileri bilgisayara gönderip hastanın genel durumu belirledikten sonra yapay akciğer modeline verilen havanın respirasyon oranı ve tidal hacimi matematiksel modeller kullanarak kontrol etmişlerdir.

(Nelson ve ark., 1997) yaptıkları çalışmalarında, “Asist Kontrol Mekanik Ventilasyon” da nefes alıp verme hızının yönetimi için bulanık kontrol simülasyonu gerçekleştirmişlerdir. Yapılan çalışma Asist Kontrol Mekanik Ventilasyon esnasında ventilatör solunumunu ayarlamak için tasarlanmış akıllı kontrol sisteminin performansını ölçen simülasyon çalışmasıdır. Açıkladıkları sistemde, kliniklerdeki uzman bilgilerini dilsel ifadelerle dökülebilmesi için bulanık mantık kullanmışlardır. Uygun düzenlemeler yapabilmek için sistemin yeteneğini ve hasta-ventilatör ilişkisini yedi bilgisayar simülasyonu ile göstermişlerdir. Bulanık mantık tabanlı kontrolörün her durumda uygun hareketleri aldığı belirtilerek, asist kontrol ventilasyonunda ventilatör solunum hızı ayarlarının akıllı kontrolünün daha fazla araştırma ve kliniksel doğrulama için aday olduğunu belirtmişlerdir.

### 3. MATERYAL VE YÖNTEM

#### 3.1. Ventilatör Cihazı ve Tasarımı

Bu çalışmada tasarlanan mekanik ventilatörün blok diyagramı Şekil 3.1.'de yer almaktadır. Blok diyagramda ventilatör cihazı tasarımında kullanılan sensörler, valfler, mikro denetleyiciler ve diğer bileşenler numaralandırılarak gösterilmiş ve şeklin altında bunlar açıklanmıştır.



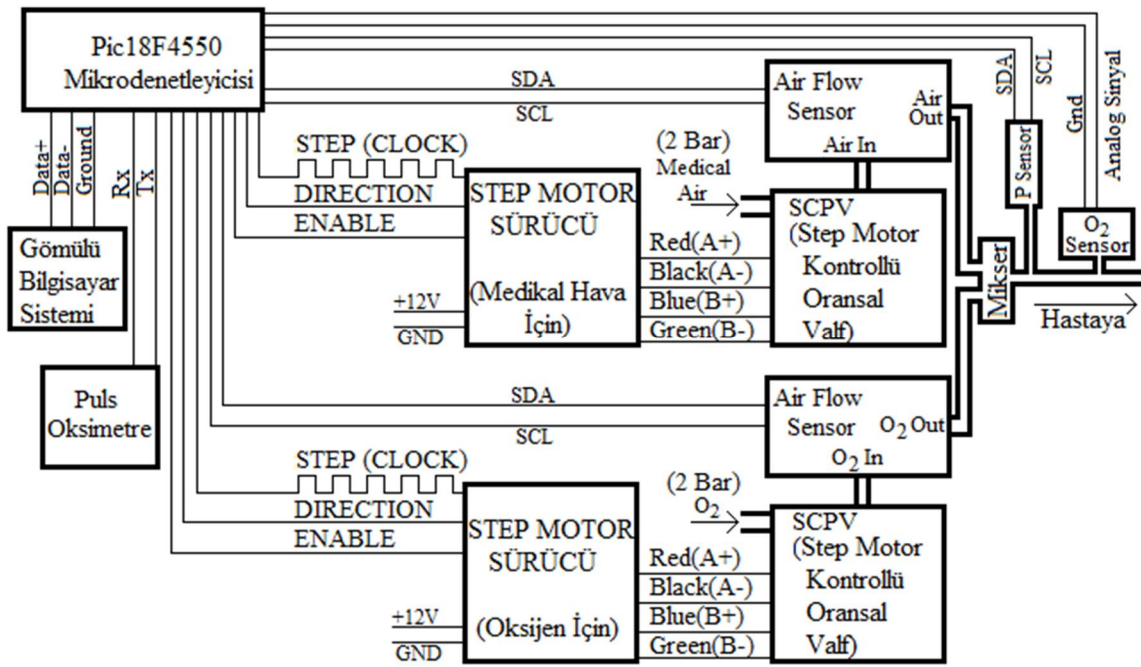
**Şekil 3.1.** Tasarlanan puls oksimetre senkronizasyonlu ventilatörün blok şeması(Gölcük ve ark., 2016)

(1- Regülatör, 2- İspirasyon valfi(Oransal valf), 3- Ekspirasyon valfi, 4- Akışkanlık Sensörü, 5- 18F4550 Mikrodenetleyicisi, 6- Gömülü bilgisayar sistemi, 7- LCD Monitör, 8- Puls Oksimetre, 9- Mikser tüp, 10-Basınç sensörü, 11- Oksijen Sensörü)

Regülatör (1) oksijen ve medikal hava depolarından gelen yüksek basınçlı gazı 6 bar'a düşürerek ventilatöre vermektedir. Hastaya verilecek havanın hacmi ve basıncı oransal valf(2) ile ayarlanmaktadır. Hastanın aldığı nefesi dışarı atması için ekspirasyon valfi(3) açık hale gelmektedir. Hastaya verilen medikal hava ile oksijen mikser tüpte(9) karışmaktadır. Hastanın aldığı havanın hacmi akışkanlık sensörleriyle(4), havadaki oksijen oranı Oksijen Sensörüyle(11), havanın basıncı ise basınç sensörleriyle(10) ölçülmektedir. Sensörlerden verileri okuyup valfleri açıp kapama işlemlerini 18F4550 mikrodenetleyicisi(5) gerçekleştirmektedir. Ventilatörü kontrol etmek ve hastanın durumu ile ilgili sonuçları LCD ekranda(7) göstermek için gerekli olan yazılımlar gömülü sistemde(6) yer almaktadır. Hastanın nabzını ve oksijen doyumunu ölçüp sonuçları mikrodenetleyiciye(5) Puls Oksimetre cihazı(8) iletmektedir. Hastanın nabız

durumuna ve oksijen doygunluğuna göre hastaya verilmesi gereken havadaki oksijen oranını ve solunum frekansını hesaplayan ‘‘Bulanık Mantık’’ tabanlı yazılım gömülü sistemde(6) yer almaktadır(Gölcük ve ark., 2016).

Bu çalışmada için tasarlanan ventilatörün elektronik bağlantı Şeması Şekil-3.2.’de verilmiştir. Elektronik bağlantı Şemasında, ventilatör cihazı tasarımında kullanılan basınç sensörlerinin, akışkanlık sensörlerinin, oksijen sensörünün, oransal valflerin ve gömülü bilgisayar sisteminin mikrodenetleyici ile bağlantı Şekilleri gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Tasarlanan ventilatörün elektronik devre bağlantı Şeması(Gölcük ve Güler, 2017).

### 3.1.1. 18F4550 mikrodenetleyicisi

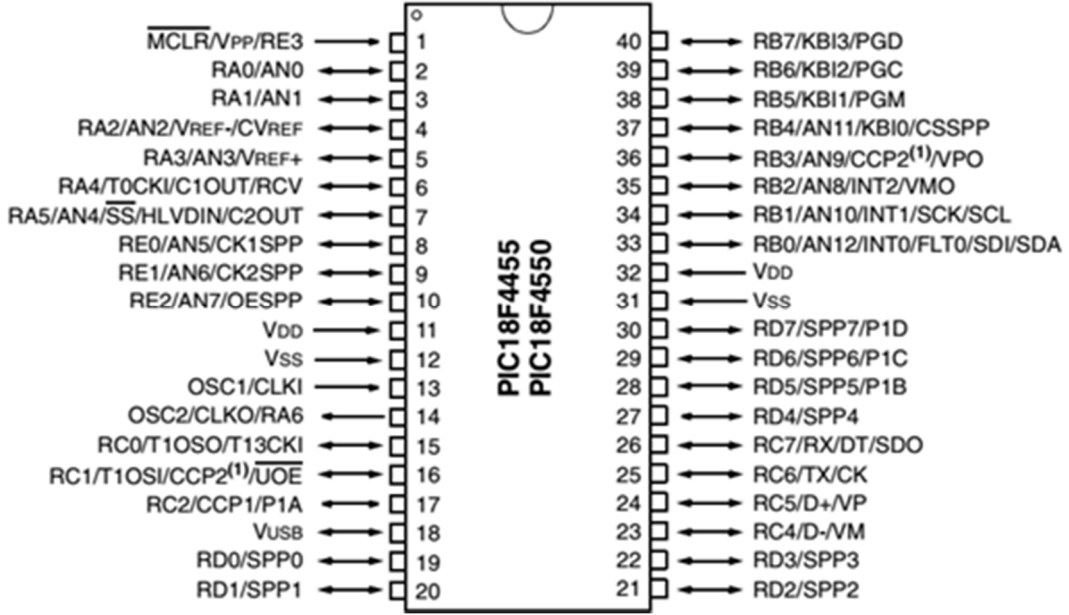
Sensörlerden ve Puls Oksimetre cihazından verileri okumak, okuduğu bu verileri gömülü bilgisayar sistemine USB port üzerinden göndermek, gömülü sistemdeki bulanık yazılımın ürettiği sonuçları tekrar USB port üzerinden alarak oksijen ve hava yollarındaki valfleri açıp kapatmak için PIC18F4550 mikrodenetleyicisi kullanılmıştır.

Bu mikrodenetleyicinin seçilmesinde en önemli etkenler;

- 1- PIC18F4550 mikrodenetleyicisinin I<sup>2</sup>C iletişimini desteklemektedir (dijital akışkanlık ve basınç sensörlerinden veri okumak için kullanılmıştır),
- 2- Arada hiç bir entegre veya devre olmadan USB haberleşme yapabilmektedir (23. ve 24. Pinler, gömülü sistemle haberleşmek için),



- 3- USART kesmesini kullanarak seri iletişimi desteklemektedir (tx-25. ve rx-26. pinler, Oksimetre ile haberleşmek için),
- 4- 13 kanallı Analog-to-Digital Converter (A/D) Modülü içermektedir (Oksijen sensörlerinden veri okumak için RA0/AN0 pini kullanılmıştır),
- 5- 40 pinli bir mikrodenetleyicidir ve 35 adet giriş/çıkış(I/O) portu bulunmaktadır. Şekil 3.3'de 18F4550 mikrodenetleyicisinin pin yapısı yer almaktadır.

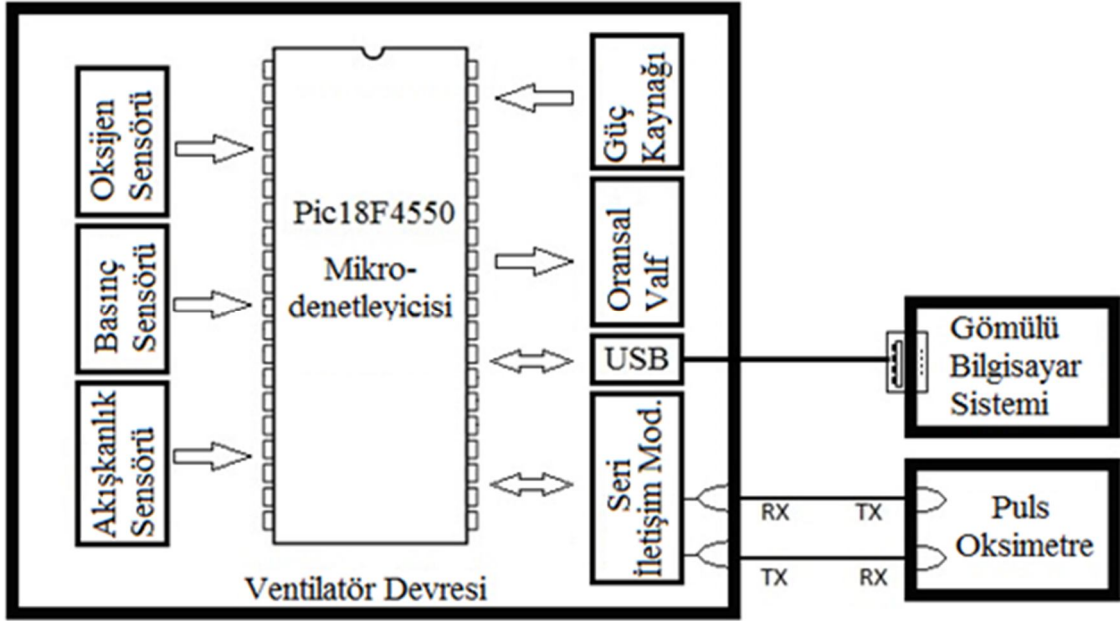


Şekil 3.3. Pic18F4550 Mikrodenetleyicisinin pin yapısı(Microchip, 2006).

Mikrodenetleyicinin sensörlerden verileri okuması ve gömülü sistemle haberleşebilmesi için gerekli olan mikrodenetleyici yazılımı Proton Basic programlama dili kullanılarak hazırlanmıştır.

Ventilatör cihazı için hazırlanan elektronik kartın blok şeması Şekil 3.4.'de yer almaktadır. Pic18F4550 mikrodenetleyicisi bu kartın üzerindeki tüm sensörleri ve entegreleri yönetmektedir. Bu elektronik devreyle;

- 4 adet akışkanlık sensöründen ve 4 adet basınç sensöründen I<sup>2</sup>C protokolü ile veri okunmaktadır,
- PIC18F4550 mikrodenetleyicisi oransal valfleri kontrol etmektedir,
- Oksimetre cihazından SpO<sub>2</sub> verisi ile nabız sayısı seri iletişikle alınmaktadır,
- Mikrodenetleyici ile gömülü sistem arasında USB haberleşme yapılmaktadır.



Şekil 3.4. Mekanik ventilatör elektronik devresinin blok şeması(Gölcük ve ark., 2016)

Microchip Technology firması tarafından üretilen, RISC (Azaltılmış Bilgisayar Komut Seti) işlemci mimarisini kullanan ve USB desteği olan bir mikrodenetleyicidir. USB en çok kullanılan iletişim şekillerinden biridir. USB ile veri iletişimi 4 hat üzerinden sağlanmaktadır. Kırmızı kablo 5V, siyah kablo 0V, yeşil kablo veri, beyaz kablo ise CLK (Clock) sinyallerini taşır. USB haberleşmesi senkron seri haberleşme protokolünü kullanmaktadır(Başçiftçi ve Eldem, 2016). Gömülü bilgisayar sistemi ile 18F4550 mikrodenetleyicisi arasındaki iletişim USB port üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Gömülü sistemdeki bulanık mantık tabanlı denetleyicinin hesapladığı değerlere göre Pic18F4550 mikrodenetleyicisi DC step motor sürücülerine sinyal göndererek oksijen ve medikal hava valflerini istenilen oranda açıp kapatmaktadır. Böylece ventilatörden ayarlanan  $FiO_2$  değerine göre hastaya oksijen ile medikal hava karışımı bir gaz verilmektedir.

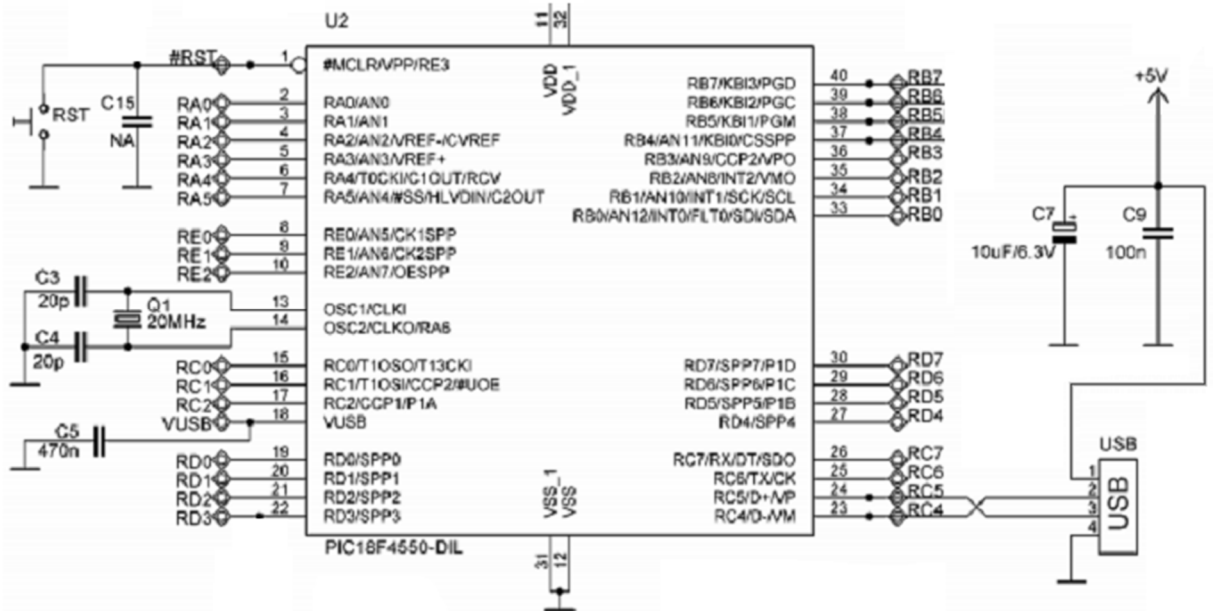
Mikrodenetleyici ile aynı zamanda oksijen sensörü, basınç sensörü ve akışkanlık sensörlerinden veri okunmaktadır. Bu çalışma için kullanılan oksijen sensörü analog sinyal üretmektedir. Oksijen sensöründen veri okumak için mikrodenetleyicinin ADC özelliği kullanılmıştır. Basınç ve akışkanlık sensörleri ise dijital sinyal üretmektedir. Mikrodenetleyici ile bu sensörlerden veri okumak için  $I^2C$  iletişim protokolü kullanılmıştır. Bu yüzden Şekil 3.2’de Mikrodenetleyici ile bu sensörler arasındaki bağlantı SDA ve SCL hatları ile gösterilmiştir.

### 3.1.1.1. 18F4550 mikrodnetleyicisi ile USB haberleşme

Pic18F4550 USB Özellikleri;

- ❖ USB 2.0 (480Mbit/sn) versiyonu ile donanımsal olarak tam uyumludur.
- ❖ Düşük hız (1.5 Mb/sn) ve yüksek hız (12Mb/sn) özelliklerine uygundur.
- ❖ Kontrol, kesme (interrupt), eşzamanlı ve yığın tipi veri transferini destekler.
- ❖ USB modülü için çift erişimli 1KB'lık RAM belleğe sahiptir.
- ❖ Çip üzerinde USB alıcı-verici ve voltaj regülatörüne sahiptir.
- ❖ Çevresel aygıtlarla USB iletişim için, USB arabirime sahiptir.
- ❖ USB iletişim için donanımsal paralel porta (SPP) sahiptir. Yani USB portundan aldığı veriyi otomatik olarak SPP portuna (SPP<7:0>) aktarma özelliğine sahiptir(Microchip, 2006; Şahin ve Dedeoğlu, 2013).

Şekil 3.5.'de Pic18F4550 mikrodnetleyicisi ile USB haberleşme yapabilmek için gerekli olan bağlantı şekilleri yer almaktadır. Mikrodnetleyiciye 20MHz'lik osilatör bağlanarak çalışma frekansı belirlenmiştir. Bu mikrodnetleyici ile USB haberleşme yapabilmek için de mikrodnetleyicinin 18. Pini olan VUSB portuna da 470nF'lık kondansatör bağlanmıştır.



Şekil 3.5. Pic18F4550 USB bağlantısı(Microchip, 2006; Kamalindran ve Batumalai, 2011).

Çizelge 3.1. de USB 2.0. konnektörünün pin yapısı yer almaktadır. Bu çizelgeden ve Şekil 3.5.'ten anlaşılacağı üzere USB konnektörünün 1. pini +5V'luk gerilime, 4. pini GND'ye, 2. pini (D-) mikrodnetleyicinin 23. pini olan Port C'nin 4.

pinine (D-) ve 3. pini de yine mikrodenetleyicinin 24. pini olan Port C'nin 5. pinine (D+) bağlanmıştır.

**Çizelge 3.1.** USB 2.0'ın pin yapısı(Şahin ve Dedeoğlu, 2013; Axelson, 2015).

Pin numarası	Tel Rengi	Bağlantı görevi
1	Kırmızı	VBUS(+5V)
2	Beyaz	D-
3	Yeşil	D+
4	Siyah	GND
Kabuk	Toprak teli	Koruma

Şekil 3.5.'de de görüldüğü gibi mikrodenetleyiciye 20MHz'lik bir osilatör bağlanmıştır. Pic18F4550 mikrodenetleyicisinin veri sayfası incelendiğinde mikrodenetleyici ile usb haberleşmesi yapabilmek için 48MHz'lik bir frekansa gereksinim duyulmaktadır. Mikrodenetleyici yazılımında yapılan konfigürasyon ayarları ile bu 20MHz'lik osilatör 48MHz'lik iç frekansa dönüştürülmüştür. Çizelge 3.2.'de mikrodenetleyici ile USB haberleşmeyi gerçekleştirmek için gerekli konfigürasyon ayarları yer almaktadır.

**Çizelge 3.2.** USB haberleşme için osilatör konfigürasyon seçenekleri(Microchip, 2006).

Giriş Osilatör Frekansı	PLL division (PLLDIV2:PLLDIV0)	Clock Mode (FOSC3:FOSC0)	MCU Clock division (CPUDIV1:CPUDIV0)	MCU Clock Frequency
20 MHz	÷5(100)	HS, EC, ECIO	None(00)	20 MHz
			÷2(01)	10 MHz
			÷3(10)	6.67 MHz
			÷4(11)	5 MHz
		HSPLL, ECPLL, ECPIO	÷2(00)	<b>48 MHz</b>
			÷3(01)	32 MHz
			÷4(10)	24 MHz
			÷6(11)	16 MHz

Mikrodenetleyici ile USB haberleşme yapabilmek için Proton Basic ile hazırlanan yazılımda yapılan konfigürasyon ayarları aşağıdaki gibidir. Bu komutlarda geçen PLLDIV, CPUDIV, USBDIV ve FOSC mikrodenetleyici içerisindeki CONFIG1L ve CONFIG1H kaydedicilerine ait bitlerdir.

```
Device = 18F4550
Xtal = 48

Config_Start
  PLLDIV = 5
  CPUDIV = OSC1_PLL2
  USBDIV = 2
  FOSC = HSPLL_HS
Config_End
```

Günlük hayatta çok sayıda cihaz USB porta bağlanarak kullanılmaktadır. Bu cihazların her birinin kullanımını tanımlayan ait oldukları sınıflar vardır. Bu sınıflardan bazıları Çizelge 3.3.'de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.3.** USB cihaz sınıfları(Şahin ve Dedeoğlu, 2013).

Cihaz Sınıfı	Örnek Cihaz
Display	Monitör
Communication	Modem
Audio	Hoparlör
Mass Storage	Taşınabilir Harddisk
HID	Fare, joystick

Bu çalışmada gömülü sistemle mikrodenetleyici arasında USB haberleşmede HID (Human Interface Device-İnsan Ara yüz Cihazı) sınıfı kullanılmıştır. HID sınıfları diğer işletim sistemlerinde olduğu gibi Linux işletim sisteminde de ön tanımlı bir sınıf olduğu için herhangi bir ek sürücü yazılımına ihtiyaç olmaksızın otomatik olarak tanınmaktadır. Bu özelliğe tak-çalıştır özelliği denilmektedir. Bu çalışmada kullanılan gömülü sistemde Linux işletim sistemi yüklü olduğundan, Linux ile USB haberleşme yapabilmek için aşağıdaki ayarlar yapıldı;

/etc/udev/rules.d/50-usb-serial.rules dosyasının içerisine aşağıdaki komut eklendi;

```
SUBSYSTEM=="usb", ATTRS[(idVendor)]=="03e9", ATTRS[(idProduct)]=="07d0",
MODE="0666"
```

Bu komutta geçen Vendor ID, USB Geliştiricileri Forumu (USB-IF) tarafından üretici firma için verilen bir numaradır. Bu numara, USB cihazlarının birbirleriyle donanım çakışması yaşamaması için her üretici firmaya özel olarak verilmektedir. Product ID ise üretici firmanın geliştirdiği donanıma verdiği bir numaradır. Bu çalışmadaki gömülü sisteme dışardan herhangi bir USB cihazı bağlanmayacağı için USB-IF'den özel bir Vendor ID numarası alınmasına gerek kalmamıştır. Mikrodenetleyici ve gömülü sistem arasında USB haberleşme yapabilmek için Vendor ID 1001, product ID ise 2000 olarak belirlenmiştir. 50-usb-serial.rules dosyasına onluk tabandaki 1001 sayısının, onaltılık tabandaki karşılığı olan "03e9" sayısı Vendor ID olarak, yine onluk tabandaki 2000 sayısının onaltılık tabandaki karşılığı olan "07d0" sayısı Product ID olarak kaydedilmiştir. Bu numaralar ayrıca hem mikrodenetleyici yazılımını hem de gömülü sistem yazılımını geliştirirken kullanılmıştır.

Daha sonra komut satırına “sudo service udev restart” komutu yazılarak udev servisi yeniden başlatıldı ve usb yazma ve okuma işlemi aktif hale getirildi. “usermod -a -G root odroid” komutu ile de odroid kullanıcısına root yetkisi verildi. Böylece odroid kullanıcısı da aynı root gibi sistem kaynaklarına doğrudan erişebilmektedir.

### 3.1.2. Step motor kontrollü oransal valf(SCPV-1-3)

Bu çalışmada oksijen ve medikal hava depolarından gelen gazların akışkanlık kontrolünü, ventilatörden hastaya verilecek olan havanın hacmini, basıncını ve FiO<sub>2</sub> oranını ayarlamak için oransal valf kullanılmıştır. Bunun için clippard firmasının ürettiği SCPV-1-3 valfinden iki adet kullanılmıştır. Şekil 3.2.’den de görüldüğü gibi bu valfleri açıp kapatmak için DC step motor sürücü kullanılmıştır. Valflerin hangi oranda açılıp kapatılacağını bulanık mantık tabanlı denetleyici hesaplamaktadır. Valfler adım adım açılarak veya kapatılarak valflerden geçen oksijenin ve medikal havanın miktarı ayarlanmaktadır. Bu valfin teknik özellikleri Çizelge 3.4.’de verilmiştir.

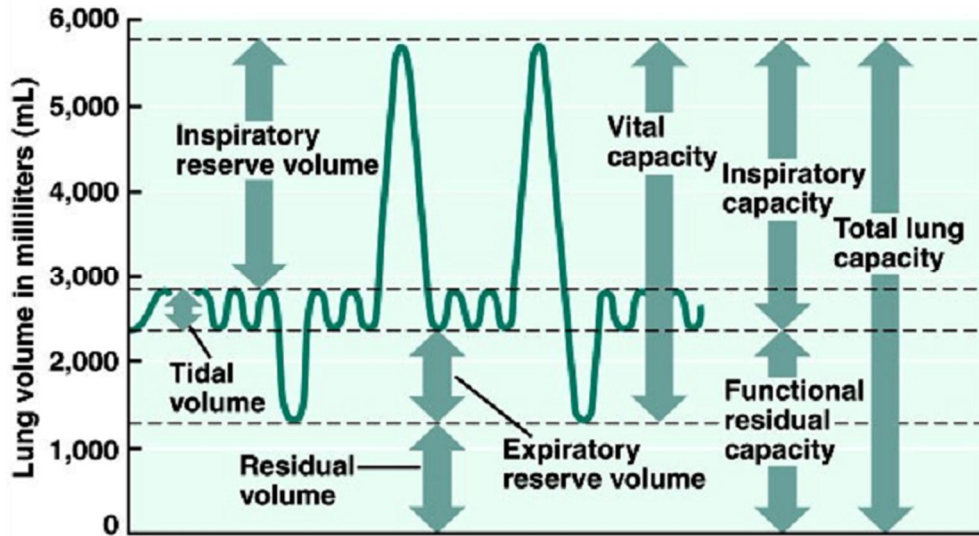
**Çizelge 3.4.** SCPV-1-3 valfinin teknik özellikleri(Clippard, 2016; Gölcük ve Güler, 2017).

Özellik	Değer
<b>Valf Tipi</b>	2-Yollu Oransal Valf(2 Portlu)
<b>Basınç Aralığı</b>	0-100 psig (0-7 bar)
<b>Akışkanlık Aralığı</b>	0 - 300 slpm
<b>Adım Çözünürlüğü</b>	0.001” (Her bir Adım için)
<b>Sıcaklık Aralığı</b>	32 – 184°F (0 - 84°C)
<b>Motor Sürücüsü</b>	Bipolar Motor Sürücü
<b>Motor Besleme Gerilimi</b>	5V DC
<b>Tepki Süresi</b>	0.95 sn. (Tamamen açılıp kapanma süresi)
<b>Akım</b>	385 mA

Kullanılan valfin bir giriş bir de çıkış portu vardır. Çizelge 3.4.’e göre giriş portuna maksimum 7 barlık basınç uygulanabilmektedir. Hastanelerde, ventilatörün girişine verilen oksijen ve medikal havanın basıncı maksimum 6 bar olduğu için bu valfin kullanımı uygundur. Şekil 3.6’da bu valfin şekli yer almaktadır.



Şekil 3.6. Step motor kontrollü oransal valf, SCPV-1-3(Clippard, 2016)



Şekil 3.7. Akciğer volüm kapasiteleri(Shier ve ark., 2007; Köse, 2009; Gölcük ve Güler, 2017).

(Tidal Volume-TV=500mL, Inspiratory Reserve Volume-tRV=3,000mL, Expiratory Reserve Volume-ERV=1,100mL, Residual Volume-RV=1,200mL, Inspiratory Capacity-IC=3,500mL, Functional Residual Capacity-FRC=2,300mL, Vital Capacity-VC=4,600mL, Total Lung Capacity-TLC=5,800mL)

Akciğer hacim ve kapasiteleri Şekil 3.7.'de görülmektedir. Inspiratory Capacity(IC), normal bir ekspirasyon seviyesinden başlayarak akciğerlere alınabilen maksimum hava miktarıdır. Bu değer maksimum 3500ml'ye kadar çıkabilmektedir(Kelle, 1987; Shier ve ark., 2007; Köse, 2009). Çizelge 3.4.'e göre

SCPV valfi ile dakikada 300 litreye kadar hava akışının kontrolü yapılabilmektedir. Bu verilere göre bu valf ile dakikada yapılabilecek maksimum respirasyon hızını  $300L/3,5L \approx 85$  olarak hesaplayabiliriz. Sağlıklı bir insanda ortalama solunum oranı (respiratory rate) dakikada 10 ile 20 arasındadır. Solunum hızı kalp yetmezliği, pnömani, ARDS (Acute Respiratory Distress Syndrome) gibi durumlarda artabilir (Janik ve ark., 2016). Van Kaam AH ve arkadaşları yenidoğan yoğun bakım (NICU) ünitelerinde kullanılan HFV (High-frequency ventilation) ventilatörü ile yaptıkları çalışmada dakikadaki solunum oranını (breaths/min)  $41 \pm 14$  olarak gözlemlemişlerdir (van Kaam ve ark., 2010). Mevcut ventilatörlerin kataloglarını incelediğimizde de Solunum/Dakika cinsinden solunum hızı 2-80bpm'dir. Çizelge 3.5.'de değişen yaş gruplarına göre respirasyon oranları verilmiştir. Bu değerler doğrultusunda SCPV valfinin respirasyon oranı için de uygun olduğu görülmektedir. Çizelge 3.5.'den de görüldüğü gibi solunumun yaşa göre değişiklik göstermesi sebebiyle solunum kontrolünün ayarlanabilir bir sistemle yapılması hastaların sağlığı bakımından önem taşımaktadır. Bu çalışmada Step motor kontrollü mikrodenetleyici tabanlı bir oransal valf kontrolü ile hastalara daha doğru oranlarda oksijen verilmesi sağlanmıştır.

**Çizelge 3.5.** Değişen yaş gruplarına göre solunum sıklığı (Stillwell, 2006; Redmond, 2013; Gölcük ve Güler, 2017).

<b>Grup</b>	<b>Yaş</b>	<b>Solunum/dk.</b>
Yenidoğan - 6 hafta	0 - 6 hafta	30-60
Bebek	6 hafta - 6 ay	25-40
Yürüme. Başl. Çocuk	1 - 3 yaş	20-30
Genç Çocuk	3 - 6 yaş	20-30
Büyük Çocuk	10 - 14 yaş	15-20
Yetişkin	Yetişkin	12-20

SCPV valfinin açılan her adımında akışkanlık sensöründen okunan değerler Çizelge 3.6.'da verilmiştir. Bu değerler incelendiğinde valfin hassasiyetinin (0,001" per step) solunum ayarı için de çok uygun olduğu anlaşılmaktadır. Bulanık mantık tabanlı denetleyicinin üyelik fonksiyonlarını belirlerken bu değerler dikkate alınmıştır.

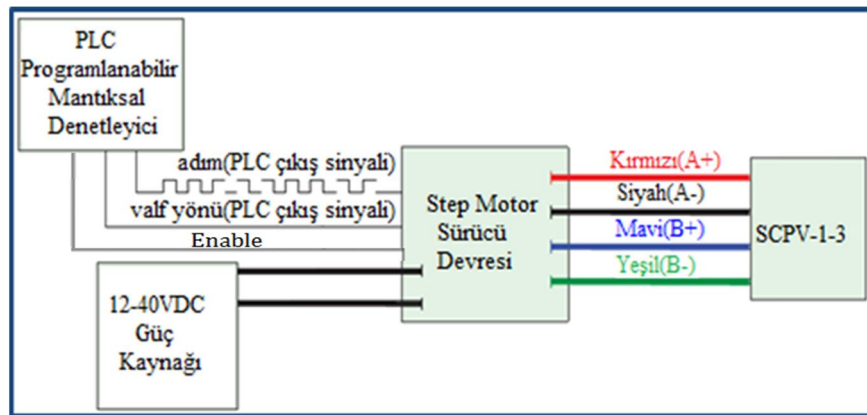


Çizelge 3.6. SCPV'nin her adımında akışkanlık sensöründen okunan değerler(Gölcük ve Güler, 2017).

Adım 0-19	Akışkanlık	Adım 20-39	Akışkanlık	Adım 40-59	Akışkanlık	Adım 60-79	Akışkanlık	Adım 80-100	Akışkanlık
0	0	20	5.58	40	12.37	60	19.37	80	26.53
1	0.22	21	5.91	41	12.7	61	19.62	81	26.83
2	0.39	22	6.25	42	13.07	62	20.06	82	27.23
3	0.56	23	6.56	43	13.38	63	20.35	83	27.54
4	0.82	24	6.91	44	13.82	64	20.7	84	28.02
5	1.08	25	7.23	45	14.05	65	21.08	85	28.42
6	1.34	26	7.61	46	14.46	66	21.49	86	28.76
7	1.6	27	7.91	47	14.79	67	21.86	87	29.12
8	1.92	28	8.26	48	15.18	68	22.24	88	29.43
9	2.18	29	8.6	49	15.45	69	22.58	89	29.93
10	2.59	30	8.95	50	15.85	70	22.96	90	30.15
11	2.86	31	9.27	51	16.21	71	23.31	91	30.54
12	3.24	32	9.65	52	16.56	72	23.69	92	30.94
13	3.55	33	9.93	53	16.87	73	23.93	93	31.4
14	3.92	34	10.25	54	17.24	74	24.41	94	31.79
15	4.17	35	10.6	55	17.62	75	24.68	95	31.02
16	4.45	36	10.98	56	17.94	76	25.05	96	32.33
17	4.68	37	11.32	57	18.27	77	25.32	97	32.65
18	4.95	38	11.68	58	18.62	78	25.72	98	33.07
19	5.24	39	11.99	59	19.02	79	26.17	99	33.59
								100	34.01

### 3.1.2.1. Oransal valf kontrolü

Oransal valfin içerisinde step motor olduğu için valfi sürmek için step motor sürücü kullanılmıştır. Motor sürücü kartı 12V DC gerilimle beslenmiştir. Motor sürücü kartına valfi açıp kapatacak olan veri mikro denetleyici modülünden gelmektedir. Şekil 3.8.'de oransal valf sürücü devresinin blok diyagramı yer almaktadır.

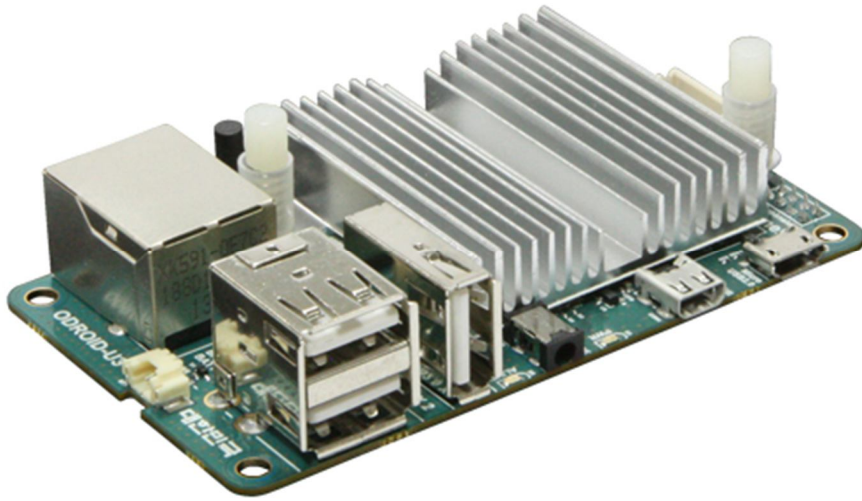


Şekil 3.8. SCPV sürücü devresi blok diyagramı(Clippard, 2016).

### 3.1.3. Odroid-U3 gömülü bilgisayar sistemi

Gömülü sistem olarak Şekil 3.9.'da görünen “odroid” firmasının ürettiği Odroid-U3 cihazı tercih edilmiştir. Özellikleri; XUubuntu 13.10 linux işletim sistemi, 1.7GHz dört çekirdekli işlemci, 2GB RAM bellek, 10/100Mbps ağ kartı, 3 adet yüksek hızlı USB2.0 portu, on board ses kartı, GPIO/UART/I<sup>2</sup>C portları, 83 x 48 mm ebadında, ısı emici dâhil 48g ağırlığındadır.

Ventilatör için hazırlanan yazılım ile oransal valflerin kontrolü için hazırlanan bulanık mantık tabanlı denetleyici yazılımı gömülü bilgisayar sisteminde çalışmaktadır. Bu yazılımlar Java programlama dili ile hazırlanmıştır. Bulanık mantık tabanlı denetleyicinin ürettiği sonuçlar Pic18F4550 mikrodenetleyicisine USB port üzerinden iletilmektedir ve valfler bu hesaplanan değerler doğrultusunda açılıp kapatılmaktadır. Mikrodenetleyicinin oksijen, basınç ve akışkanlık sensörlerinden okuduğu veriler yine USB port üzerinden Gömülü bilgisayar sistemine gönderilmekte ve bu değerler ventilatör yazılımları tarafından kullanılmaktadır.



Şekil 3.9. Odroid-U3 gömülü bilgisayar sistemi.

### 3.1.4. Dijital akışkanlık sensörü

Hastaya verilen havanın hacmini ölçmek için Honeywell firmasının ürettiği dijital akışkanlık sensörü kullanıldı. Bu sensörlerden bir tane oksijen valfinin çıkışına, bir tane medikal hava valfinin çıkışına ve bir tane de ekspirasyon valfinin çıkışına olmak üzere toplam üç tane kullanılmıştır. Şekil 3.10.'da bu projede kullanılan akışkanlık sensörünün şekli yer almaktadır. Hastaya verilecek olan havadaki oksijen

oranını ayarlamak için bulanık mantık tabanlı denetleyici, SCPV valflerini hangi oranda açacağını veya kapatacağını hesaplamadan önce akışkanlık sensörlerinden gelen verileri değerlendirmektedir. Akışkanlık sensöründe okunan değer, hedef değere eşit ise SCPV valflerinde herhangi bir değişiklik yapılmamaktadır.

Honeywell'ın ürünü olan HAFUHT akışkanlık sensörleri 20 SLPM ile 200 SLPM arasındaki hava akışkanlığını ölçebilmektedir. Bu proje için kullanılan HAFUHT0200L4AXT sensörü 0 SLPM ile +200 SLPM arasındaki değerleri ölçmektedir. Bu sensör hasta monitörü sistemleri, uyku apnesi makineleri, spirometre cihazları ve ventilatör cihazları gibi medikal alanlarda kullanılabilir. Honeywell dijital çıkışlı hava akış sensörleri köle (slave) olarak çalışmak üzere tasarlanmıştır ve bu nedenle sadece bir ana cihazdan (master) gelen isteklere yanıt vermektedir. Bu sensör ölçtüğü değerleri 2 bayt'lık dijital sonuca dönüştürmektedir(Honeywell, 2015).



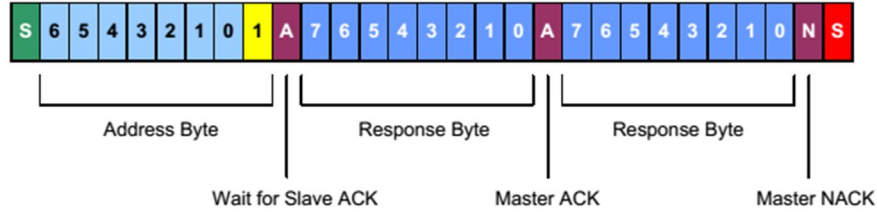
**Şekil 3.10.** HAFUHT0200L4AXT akışkanlık sensörü(Honeywell, 2015).

Bu çalışmada kullanılan akışkanlık sensörünün pin yapısı Çizelge 3.7.'de verilmiştir. Bu çizelgeden de anlaşılacağı üzere HAFUHT0200L4AXT akışkanlık sensöründen veri okuyabilmek için I<sup>2</sup>C protokolü kullanılmalıdır. Bu çalışmada Pic18F4550 mikrodenetleyicisi ile üç adet akışkanlık sensöründen I<sup>2</sup>C protokolü ile veri okunmaktadır.

**Çizelge 3.7.** HAFUHT0200L4AXT akışkanlık sensörünün pin yapısı(Honeywell, 2014).

Pin1	Pin2	Pin3	Pin4	Pin5	Pin6
NC	SCL	Vdd	Ground	SDA	NC

Şekil 3.11.'da akışkanlık sensöründen mikrodenetleyiciye gönderilen datanın veri yapısı yer almaktadır. Bu şekilden de anlaşıldığı gibi mikrodenetleyici sensöre 1 baytlık adres bilgisini gönderiyor, eğer sensör gelen adres bilgisi kendisine aitse mikrodenetleyiciye 2 bayt olarak ürettiği sonucu göndermektedir.

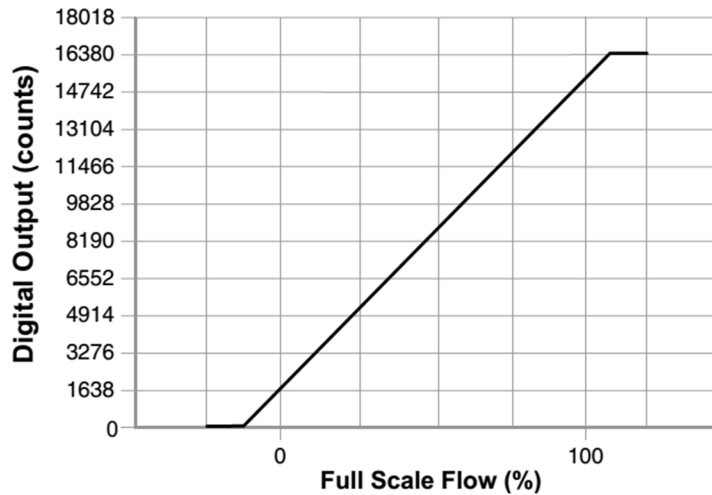


Şekil 3.11. Akışkanlık sensörünün mastera gönderdiği verinin yapısı(Honeywell, 2015).

Pic Mikrodenetleyicisi ile Akışkanlık sensöründen veri okumak için aşağıdaki komut kullanılmıştır:

```
I2CIn SDA, SCL, %01010011, 0, [Sensor_AF[0]]
```

Mikrodenetleyici, akışkanlık sensöründen yukarıdaki komutla 2 baytlık veri okumaktadır ve bu 2 baytlık veriyi değerlendirmek için Şekil 3.12'deki grafik ve formül 3.1 kullanılmıştır. Bu formülün sonucunda litre/dakika cinsinden hastaya verilen veya hastanın dışarıya verdiği havanın miktarı hesaplanmaktadır.



Şekil 3.12. Akışkanlık sensöründen okunan dijital çıkışın, tam ölçekli çıkış eğrisi(Honeywell, 2014).

$$\text{Flow Applied} = \text{Full Scale Flow} * [(\text{Digital Output Code}/16384) - 0.1]/0.8 \quad (3.1)$$

### 3.1.5. Dijital basınç sensörü

Hastaya verilen havanın basıncını ölçmek için Honeywell firmasının ürettiği SSCDANN015PG2A3 basınç sensörü kullanıldı. Hastaya verilecek olan hava ventilatörden ayarlanan değere ulaştığı zaman inspirasyon sonlandırılır. Bu çalışmada kullanılan basınç sensörü 0-15 PSI arasındaki basınçları ölçebilmektedir.  $1 \text{ PSI} = 70.3096 \text{ cmH}_2\text{O}$  olduğuna göre maksimum  $15 * 70.3096 = 1,054.644 \text{ cmH}_2\text{O}$  basınç değerini ölçebilmektedir. Ventilatörlerden hastaya verilen havanın basıncı 0-150 cmH<sub>2</sub>O olması gerektiğinden SSCDANN015PG2A3 basınç sensörünün ventilatör cihazı için kullanılabileceği anlaşılmaktadır. Bu sensörden bir tane inspirasyon girişine, bir tane de ekspirasyon çıkışına olmak üzere iki adet kullanılmıştır. Şekil 3.13'de bu çalışmada kullanılan basınç sensörünün bir şekli yer almaktadır.



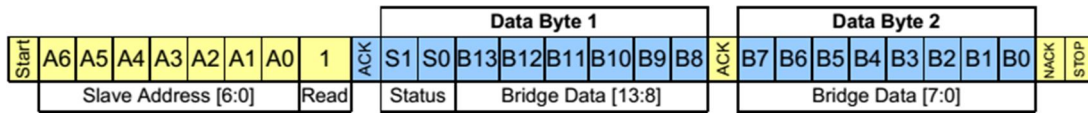
Şekil 3.13. SSCDANN015PG2A3 basınç sensörü(Honeywell, 2012).

Bu çalışmada kullanılan basınç sensörünün pin yapısı Çizelge 3.8.'de verilmiştir. Bu çizelgeden de anlaşılacağı üzere SSCDANN015PG2A3 basınç sensöründen veri okuyabilmek için I<sup>2</sup>C protokolü kullanılmalıdır. Bu çalışmada Pic18F4550 mikrodnetleyicisi ile iki adet basınç sensöründen I<sup>2</sup>C protokolü ile veri okunmaktadır.

Çizelge 3.8. SSCDANN015PG2A3 basınç sensörünün pin yapısı(Honeywell, 2012).

Pin1	Pin2	Pin3	Pin4	Pin5	Pin6	Pin7	Pin8
Ground	Vdd	SDA	SCL	NC	NC	NC	NC

Şekil 3.14.'de basınç sensöründen mikrodnetleyiciye gönderilen datanın veri yapısı yer almaktadır. Bu şekilden de anlaşıldığı gibi mikrodnetleyici sensöre 1 baytlık adres bilgisini gönderiyor, eğer sensör gelen adres bilgisi kendisine aitse mikrodnetleyiciye 2 bayt olarak ürettiği sonucu göndermektedir.



Şekil 3.14. SSCDANN015PG2A3 basınç sensörünün master için gönderdiği veri yapısı(Honeywell, 2012).

Pic Mikrodenetleyicisi ile basınç sensöründen veri okumak için aşağıdaki komut kullanılmıştır:

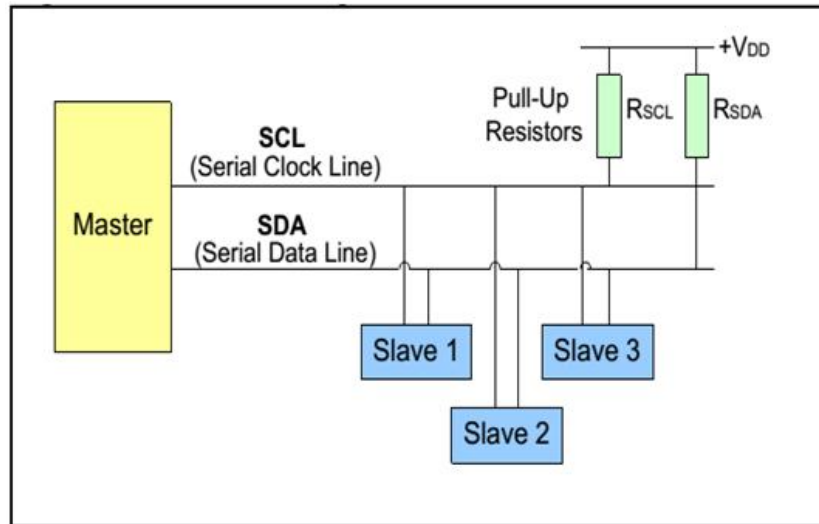
I2CIn SDAP0, SCLP, %01010001, 0, [Sensor\_P[0]]

Mikrodenetleyici basınç sensöründen yukarıdaki komutla 2 baytlık veri okumaktadır ve bu 2 baytlık veriyi değerlendirmek için formül 3.2 kullanılmıştır. Bu formülün sonucunda PSI cinsinden hastaya verilen havanın basıncı hesaplanmaktadır. Bu değer 70.3069578296 sayısı ile çarpılarak cmH<sub>2</sub>O türünden bir basınç değerine dönüştürülerek ventilatör monitöründe gösterilmektedir.

$$Pressure = \frac{(Output - Output_{min}) \cdot (Pressure_{max} - Pressure_{min})}{(Output_{max} - Output_{min})} + Pressure_{min} \quad (3.2)$$

### 3.1.6. I<sup>2</sup>C iletişimi

Çeşitli çevresel cihazların, belirli bir zaman aralığında, minimum harici donanım gereksinimiyle haberleşmelerini sağlayan iletişim tekniğidir. Basit, düşük bant genişliğine sahip, kısa mesafeli iletişim protokolüdür. I<sup>2</sup>C ile birden fazla cihazı haberleştirmek mümkündür çünkü I<sup>2</sup>C iletişim protokolü ile haberleşen cihazların (örn: basınç ve akışkanlık sensörleri) içerisinde adresleme haritası da bulunmaktadır(SURAL, 2010). Veri yolu sadece iki telden oluşmaktadır. Biri saat işaretini (SCL, Serial Clock Line), diğeri veriyi (SDA, Serial Data Line) sürmektedir. Veri yoluna bağlanan her cihaz kendisine atanan bir eşsiz adres üzerinden yazılım ile erişilebilir. Veriler 8 bit üzerinden seri bir şekilde aktarılır. 4 hız seçeneği vardır. Standart Mod' da en çok 100 Kb/s, Hızlı Mod' da 400Kb/s, Geliştirilmiş Hızlı Mod' da 1Mb/s ve Yüksek Hızlı Mod' da 3.4Mb/s hızda veri aktarılır(Günsay, 2009; Łukasz ve ark., 2012; Honeywell, 2015). Mikrodenetleyici gibi bir master ile birden çok slave konumundaki sensörlerden iki hat üzerinden veri okunabilmektedir. Şekil 3.15.'de I<sup>2</sup>C iletişimi için master-slave konfigürasyonu gösterilmektedir. Bu çalışmada kullanılan dijital sensörlerin adresleri aynı olduğu için bu sensörlerin SCL pinleri mikrodenetleyicinin ortak bir pinine bağlanırken, SDA pinleri mikrodenetleyicinin ayrı ayrı pinlerine bağlanmıştır.



Şekil 3.15. I<sup>2</sup>C iletişim konfigürasyonu(Honeywell, 2015).

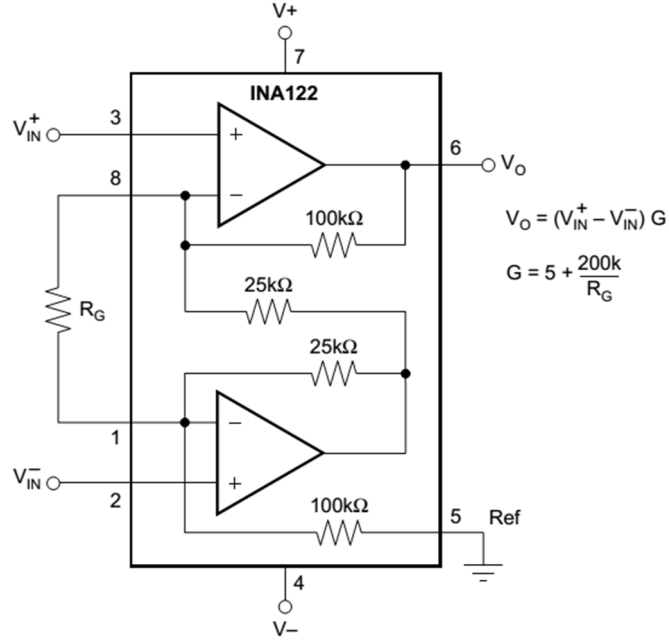
### 3.1.7. Oksijen sensörü

Hastaya verilen havadaki oksijen yüzdesini ölçmektedir. Bu çalışmada Figaro firmasının ürettiği KE-25 serisi oksijen sensörü kullanılmıştır. Bu sensörle ilgili teknik bilgiler Çizelge 3.9.'da verilmiştir.

Çizelge 3.9. Figaro KE-25 oksijen sensörü teknik bilgileri(Figaro; Gölcük ve Güler, 2017).

Özellik	Değer
Kullanım ömrü	5 yıl
Ölçüm aralığı	0~100% O <sub>2</sub>
Doğruluk	±1% (full scale)
Çalışma Şartları	Atmosfer Basıncı Sıcaklık Bağıl Nem
Etkilenmediği gazlar	811hPa ~1216hPa (1hPa=1mBar) 5~40°C 10 ~ 90%R.H. (no condensation)
Uygulama Alanları	CO <sub>2</sub> , CO, H <sub>2</sub> S, NO <sub>x</sub> , H <sub>2</sub> Medikal – Anestetik, ameliyat aletleri, respiratör,
Tepki Süresi (90%)	14±2 saniye

Bu sensör çıkış olarak 0V ile 63mV arasında analog sonuç üretmektedir. Bu veri ilk önce INA122 instrumentation amplifier'ine verilerek 0V ile 5V arasında bir gerilime yükseltildi. INA122 entegresinin yapısı Şekil 3.16.'da verilmiştir(Figaro; Burr-Brown, 1997).



Şekil 3.16. INA122'nin yapısı(Burr-Brown, 1997; Gölcük ve Güler, 2017).

63mV değerini 5V'a çıkarmak için kazanç;

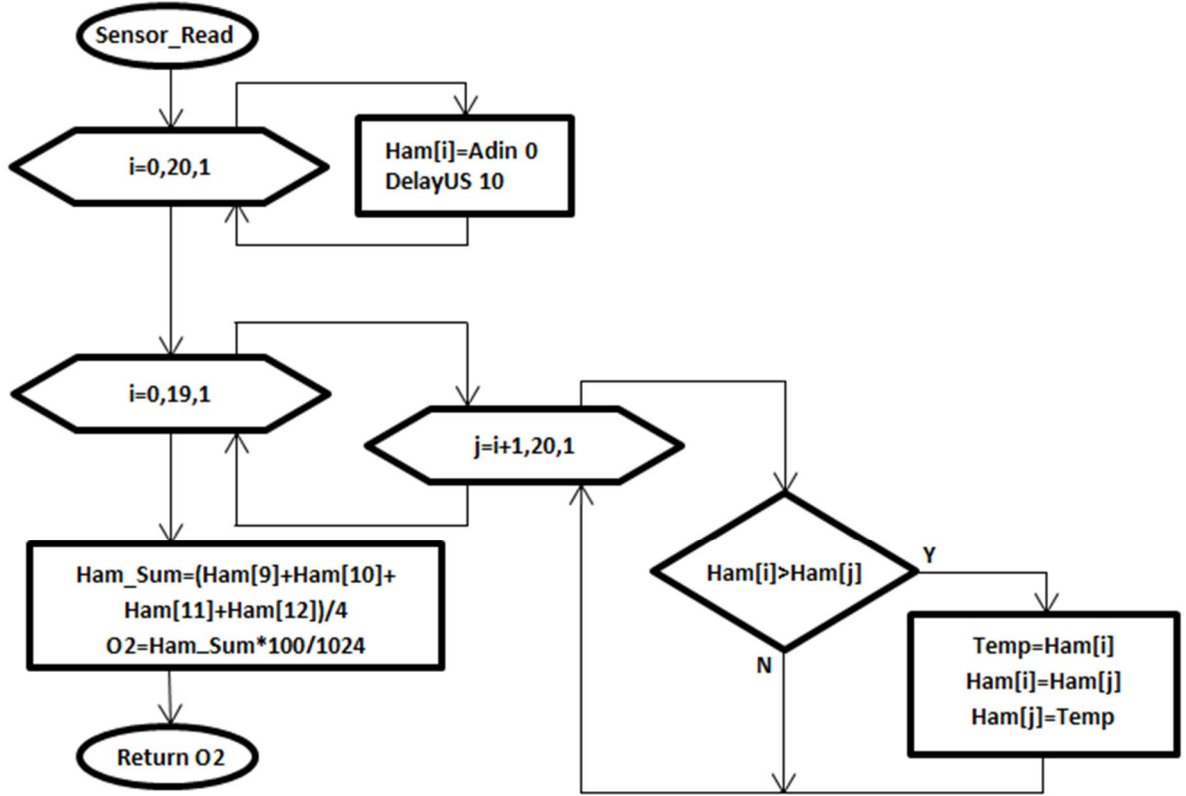
$$G = 5V / 63mV = 79.37 \text{ olmalıdır.}$$

RG direnci Şekil 3.16'daki formüllere göre;

$$R_G = 200K / (79.37 - 5) = 2.69K\Omega \text{ olarak hesaplandı.}$$

Şekil 3.16'daki INA122 entegresinin 2. ve 3. pinlerine oksijen sensöründen gelen data kabloları bağlandı. 6. Pindeki  $V_O$  çıkışı ise Pic18F4550 mikrodenetleyicisinin 2. Pinine bağlandı. Bu pin Mikrodenetleyicinin 0. analog digital çeviricisidir (AN0) ve PortA'nın 0. Pinidir(Microchip, 2006). Mikrodenetleyici ile oksijen sensöründen veri okumak yazılan alt program Proton Basic dilinde yazılmış ve akış diyagramı Şekil 3.17.'de verilmiştir.





Şekil 3.17. Mikrodenetleyici ile O<sub>2</sub> sensöründen veri okumak için yazılan alt program(Gölcük ve Güler, 2017).

Şekil 3.17’deki akış şemasında da görüldüğü gibi mikrodenetleyici ile oksijen sensöründen peş peşe 21 adet veri okunuyor ve “Ham” dizi değişkenine kaydediliyor. Daha sonra gelen iç içe i ve j döngüleri ile bu okunan veriler için dijital filtre uygulanıyor. Dijital filtre için “Selection Sort” algoritması ile okunan veriler küçükten büyüğe doğru sıralanıyor. Sıralanmış bu dizinin 9, 10, 11 ve 12. elemanlarının aritmetik ortalaması alınarak okunan değerler kararlı hale getiriliyor.  $O_2 = \text{Ham\_Sum} * 100 / 1024$  komutu ile de hastaya verilen havanın oksijen yüzdesi hesaplanıyor. Hesaplanan bu O<sub>2</sub> değeri tekrar ana programa geri döndürülüyor. Mikro denetleyicinin ana program yazılımı bu değeri USB port üzerinden gömülü bilgisayar sistemine göndermektedir. Şekil 3.17’deki dijital filtre akışkanlık ve basınç sensörleri için de uygulanmıştır.

18F4550 mikro denetleyicisinin ADC (Analog Digital Converter) özelliğini kullanabilmek için konfigürasyon ayarları aşağıdaki gibi yapıldı.

```

ADCON1=%00001110
ADCON2.7 =1          'ADC 10bit sağa dayalı
Declare Adin_Res 10  'ADC çözünürlüğü 10 bit, 0...1023
Declare Adin_Tad 8_FOSC 'Clock kaynağı
Declare Adin_Stime 50  'Örnekleme zamanı 50µs
  
```

Pic18F4550 mikrodeneleyisinde toplam 13 tane ADC kanalı vardır. ADCON1 registeri ile bu kanalların ayarları yapılmaktadır. Çizelge 3.10.'da ADCON1 registerinin bit konfigürasyon yapısı yer almaktadır.

**Çizelge 3.10.** ADCON1 registerinin bit konfigürasyonu(Microchip, 2006).

7.Bit	6.Bit	5. Bit	4. Bit	3. Bit	2. Bit	1. Bit	0. Bit
-	-	VCFG0	VCFG0	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0

6. ve 7. bit      Kullanılmaz ve 0 olarak okunur.
5. bit            VCFG0: Voltaj referans yapılandırma biti  
1 =  $-V_{REF}$  (Analog 2)  
0 =  $V_{SS}$
4. bit            VCFG0: Voltaj referans yapılandırma biti  
1 =  $+V_{REF}$  (Analog 3)  
0 =  $V_{DD}$
- 0:3 bitleri      PCFG3:PCFG0: A/D Port Konfigürasyon Kontrol bitleri

**Çizelge 3.11.** PCFG3:PCFG0: A/D port konfigürasyon kontrol bitleri(Microchip, 2006).

PCFG3 - PCFG0	AN12	AN11	AN10	AN9	AN8	AN7	AN6	AN5	AN4	AN3	AN2	AN1	AN0
0000	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0001	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0010	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0011	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0100	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0101	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0110	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0111	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A
1000	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A
1001	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A
1010	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A
1011	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A
1100	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A
1101	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A
<b>1110</b>	<b>D</b>	<b>D</b>	<b>D</b>	<b>D</b>	<b>D</b>	<b>D</b>	<b>D</b>	<b>D</b>	<b>D</b>	<b>D</b>	<b>D</b>	<b>D</b>	<b>A</b>
1111	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D

Çizelge 3.11.'deki verilerden de yararlanarak ADCON1 registerine %00001110 değeri verilerek 0. kanal (PortA.0-AN0) ADC olarak ayarlandı. Diğer kanallar dijital I/O (input/output) biti olarak ayarlanmış oldu. Ayrıca bu komutla ADCON1 registerinin 4. ve 5. bitleri 0 yapılarak Voltage Reference Configuration biti olarak

mikrodenetleyicinin besleme gerilimi ayarlandı. Böylece Mikrodenetleyici INA122'den gelen 0V ile 5V arasındaki voltajı okuyabilecek şekilde ayarlanmış oldu.

Declare Adin\_Res 10: Bu komut ile ADC'nin çözünürlüğü 10 bit olarak ayarlandı. Böylece ADIn komutu ile okunabilecek değer aralığı 0 ile 1023 arasında olacaktır.

ADCON2.7 =1 bu komut, ADIn komutu ile okunan 10 bitlik veriyi 16 bitlik Word tipindeki HAM dizi değişkenine sağa dayalı olarak kaydediliyor.

### 3.1.8. Basınç regülatörü

Pnömatik sistemlerde, kullanılacak olan havanın basıncının ayarlanarak istenen çalışma basıncına gelmesi gerekir. Basınç regülatörleri, sistem basıncını istenen bir çalışma basıncına düşürürler ve kullanılan hava miktarındaki değişmelere ve sistem basıncındaki dalgalanmalara rağmen regülatör çıkışındaki basıncı büyük ölçüde sabit tutarlar. Sistemdeki hava besleme akışını, regülatör içerisinde bulunan bir valf çubuğu, alttan sistem havası, yukarıdan da bir yay kuvveti uygulayan membran ile ayarlamaktadır. Hava kullanımı esnasında membran sistem hava beslemesini açarak kullanılan hava basıncının düşmesini engeller. Eğer çalışma basıncı istenilen seviyede ise kullanım için hava alınmaz, ancak yüksek basınçtan dolayı ayar vidası yukarıya doğru kaydırılırsa, sistemde oluşan aşırı basınç bir delik üzerinden dış ortama boşaltılır(AKDER, 2016).



Şekil 3.18. Yüksek basınç regülatörü

Şekil 3.18.'deki basınç regülatörü şeklinden de görüldüğü gibi çalışma basıncı, regülatöre entegre manometre tarafından gösterilir. Sağdaki manometre medikal hava

veya oksijen deposundaki basıncı, sol taraftaki manometre ise ventilatöre verilen medikal havanın veya oksijenin basıncını göstermektedir.

Hastanelerde oksijen ve hava depolarından gelen yüksek basınçtaki gaz ventilatör cihazına verilmeden önce yüksek basınç regülatörü ile 4,5 bar ile 6 bar arasındaki bir basınca düşürülmektedir. Yapılan çalışmada daha hassas sonuçlar elde edebilmek için ventilatörde kullanılan Şekil 3.19.'da görülen alçak basınç regülatörü kullanılarak depolardan gelen gazların basıncı 2 bar'a düşürülmüştür. Böylece ventilatörün girişine uygulanan basınç sabitlemiş ve oransal valflerin çıkışında daha hassas sonuçlar gözlemlenmiştir.



Şekil 3.19. Alçak basınç regülatörü

Bu çalışma için tasarlanan ventilatör cihazına oksijen vermek için 10lt lik oksijen tüpü kullanılmıştır. Bu tüpün dolu haldeki basıncı 200 bar'dır. Bu 200 barlık basıncı Şekil 3.20'de görünen regülatör ile 2 bar'a düşürülmüştür.



Şekil 3.20. Oksijen tüpü basınç regülatörü

### 3.1.9 Emniyet valfi

Güvenlik valfi olarak da bilinen emniyet valfleri, basınç ayarlanan değerin üzerine çıkar çıkmaz valf tam olarak açılır (pop açılma). Bu sayede emniyet valfleri sistem hatalarından kaynaklanan basınç yükselmesi gibi durumlarda aşırı basıncın sebep olabileceği felaketleri önler(Manimaran ve ark., 2016). Emniyet valfleri pnömomatik sistemlerde herhangi bir nedenden dolayı artan yüksek basıncı sınırlandırarak sistemi yüksek basınçtan korurlar. Ventilatörlerde de sistemde olması gereken en büyük basınç emniyet valfleri ile ayarlanır. Böylece yüksek basınç alarmı için güvenlik desteği sağlanmış olmaktadır. Ventilatörlerde güvenlik için kullanılan bu valfler mekanik olarak çalışan bir valftir. Valf solunum alma işlemini sonlandırmaz, ancak devrede oluşan aşırı basıncı boşaltır(CareFusion, 2014).

Emniyet valfleri elektronik veya mekanik olarak iki çeşidi vardır. Tasarlanan ventilatör cihazında Şekil 3.21'de görünen mekanik bir emniyet valfi (Çek-valf) kullanılmıştır. Bu valf, hastaya verilen havanın basıncı 100mBar'ın üzerine çıktığında açılarak fazla basıncı ortama atacak şekilde ayarlandı. Valfin basınç ayarı, valfin içerisindeki yay gevşetilerek veya sıkıştırılarak yapılmaktadır.

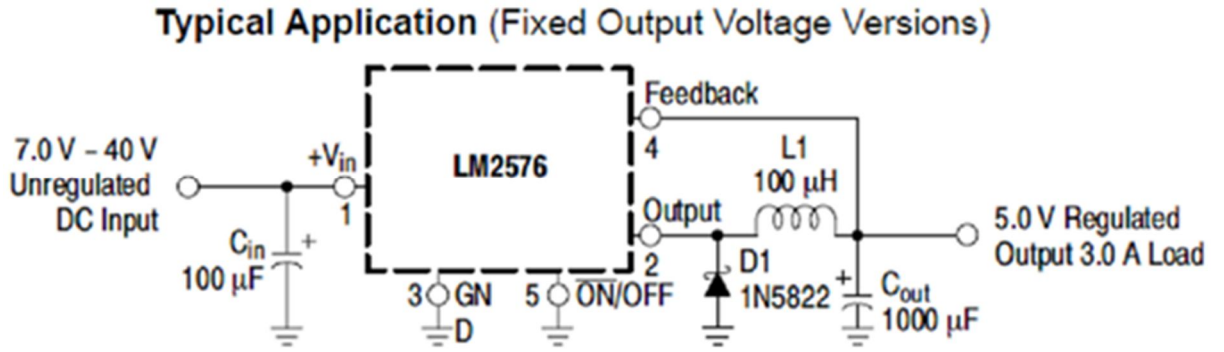


Şekil 3.21. Emniyet valfi

### 3.1.10. LM2576 step-down swithin regülatör

Devre tasarımları için kullanıldığında Mikrodenetleyiciler, basit çevresel devrelere ihtiyaç duyarlar. Örneğin mikrodenetleyici ve diğer devre elemanlarına enerji vermek için güç kaynağı (power supply) kullanılır(Kapidere ve ark., 2000; Kapidere ve ark., 2005; Celik ve ark., 2009). Güç kaynakları şebekeden izole edilmeli ve hastayı korumak için akım ve çıkış voltajı sınırlandırılmalıdır. Anahtarlamalı(Switch mode) güç kaynağı şebeke ve insan vücudu arasındaki izolasyonu için daha fazla avantaj sağlamaktadır(Koçer ve ark., 2000). Tasarlanan ventilatör cihazında devreye enerji vermek için switch mode güç kaynağı kullanılmıştır. Devrelerde kullanılan entegreler +5V DC gerilim ile beslenmiştir. Tasarlanan ventilatör cihazının çektiği maksimum akım 2.4A olarak ölçülmüştür. Ventilatörde kullanılan Switch mode adaptör 12V DC

çıkış vermektedir. Bu +12V luk DC gerilimi +5V'luk DC gerilime düşürmek için Şekil-3.22.'de bağlantı şeması verilen Lm2576T-5 step-down switch regülatörünü kullanarak güç devresi modülü tasarlanmıştır. Bu devre 7-40V arasındaki giriş gerilimlerini 5V çıkış gerilimine dönüştürmektedir ve devreye 3A'e kadar akım verebilmektedir(Semiconductor, 2004).



Şekil 3.22. LM2576 Step-Down Voltage Regulator bağlantı şeması(Semiconductor, 2004).

### 3.1.11. Gömülü bilgisayar yazılımı

Gömülü bilgisayar sistemindeki yazılımı hazırlamak için Java programlama dili kullanılmıştır. Java'nın tercih edilme sebebi platform bağımsız bir dil olmasıdır. Kullanılan gömülü bilgisayar sisteminde Linux işletim sistemi vardır ve hazırlanan Java yazılımı bu gömülü işletim sisteminde çalışabilmektedir. Gömülü bilgisayar sistemi için hazırlanan yazılımda; Mikrodenetleyici ile gömülü sistem arasındaki USB haberleşme yazılımı, mikrodenetleyiciden alınan sensör verilerini ve SpO<sub>2</sub> verilerini yorumlamak için bulanık mantık yazılımları, hastanın solunum değerleri ile Puls Oksimetreden okunan değerleri gösteren görsel yazılım ve sensörlerden okunan değerleri grafiksel olarak gösteren yazılım bulunmaktadır. Sensörlerden okunan değerleri gösteren grafiksel arayüz yazılımıyla ilgili örnekler Araştırma Sonuçları bölümünde verilmiştir.

Java dilinde program yazmak için bir maven projesi oluşturulmuştur. Maven ile projeye libusb4java kütüphanesini yükledi. Bu kütüphane, gömülü sistem ile mikrodenetleyici arasında usb port üzerinden veri alışverişini gerçekleştirmek için kullanılmıştır. Bu kütüphaneyi projeye eklemek için maven projesindeki pom.xml dosyasına aşağıdaki bağımlı kaynaklar eklenmiştir.

```

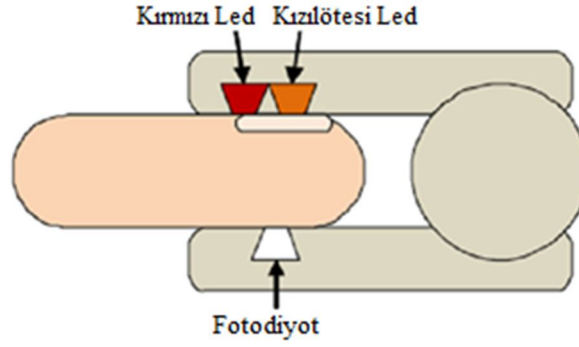
<dependency>
  <groupId>org.usb4java</groupId>
  <artifactId>libusb4java</artifactId>
  <version>${libusb4java.version}</version>
  <classifier>linux-arm</classifier>
</dependency>

```

Yukarıdaki kodlar incelendiğinde libusb4java kütüphanesi ile arm işlemcili ve linux işletim sistemi yüklü bir bilgisayarda USB veri haberleşmesinin yapılabileceği görülmektedir. Bu kodları pom.xml dosyasına ekledikten sonra java gerekli olan tüm libusb4java kütüphanelerini internetten indirip projeye yüklemektedir (libusb4java-1.2.0-linux-arm.jar).

### 3.2. Puls Oksimetre Cihazı ve Çalışma Prensibi

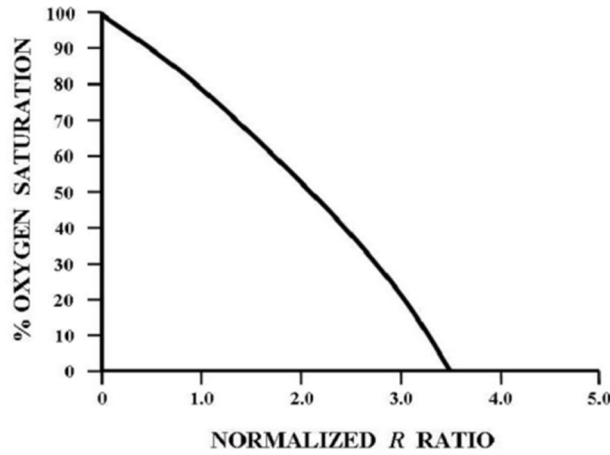
Puls Oksimetre ısı veya radyasyon yaymayan non-invazif bir cihazdır. Şekil 3.23.'de de görüldüğü gibi Puls Oksimetreler iki tane LED (Kırmızı led ve IR led) ve bir tane de foto diyot (Photo diode) sensöründen oluşmaktadır. Hastanın parmağı bu ledler ile foto diyot arasına yerleştirilir. Ledlerin yaydığı ışığın parmaktan geçen miktarını, mikroişlemci foto diyottan okur(Mihm ve Halperin, 1985). Kırmızı LED ışığının dalga genişliği aralığı 640-660 nm, Infrared LED ışığının dalga genişliği aralığı 930-940nm'dir(Rusch ve ark., 1996). Kırmızı led ve infrared led tarafından gönderilen kırmızı ve kızılötesi ışık parmağın karşı tarafında bulunan foto diyota iletilir ve ışığın emilim derecesi belirlenir. Venöz kan(oksijenlenmemiş kan) mavi, arteriyel kan ise kırmızı görünmesi nedeni ile oksijene olmuş hemoglobin (HbO<sub>2</sub>) ve indirgenmiş hemoglobin emilim spektrumunun değişik özellikleri vardır. Hemoglobin kırmızı ışığı emerken, oksihemoglobin ise kızılötesi ışığı emer. Dokular içindeki hemoglobinin oksijenlenme oranına göre her bir ışık frekansında ışığın emilme miktarı değişecektir. Oksijenlenmiş hemoglobin 660nm'de, indirgenmiş hemoglobinden ışığı daha az emerken, indirgenmiş hemoglobin ise 940nm'de oksijenlenmiş hemoglobinden ışığı daha az emer. Son olarak mikrodenetleyici foto diyottan, iki LED arasındaki farkı alır ve kandaki oksijen doygunluğunu hesaplar(TAŞKIN, 2011; Sung ve Chang, 2014).



Şekil 3.23. Puls oksimetre sensörü kullanım şekli(Santiago, 2012).

### 3.2.1. Puls oksimetre tasarımı

Tasarlanan puls oksimetrede fotodiyotun çıkışından okunan kırmızı ve kızılötesi (IR) ledlerinin dalga boyları arasındaki oran (Ratio=Red / Ir) Formül-3.3 kullanılarak hesaplandı ve hesaplanan bu ratio değeri ile Şekil 3.24.'deki grafik (Empirical Calibration for R versus S) kullanılarak SpO<sub>2</sub> değeri hesaplandı.



Şekil 3.24. SpO<sub>2</sub> ve SaO<sub>2</sub> ile Ratio(R/IR) arasındaki ilişki (emprical calibration)(Mendelson, 1992; Dresher, 2006; Gölcük ve ark., 2016)

$$R(\text{Ratio}) = (AC_{\text{RED}}/DC_{\text{RED}})/(AC_{\text{IR}}/DC_{\text{IR}}) \quad (3.3)$$

AC : Nabız esnasında kırmızı ve IR led değerleri

DC : Nabız yokken kırmızı ve IR led değerleri

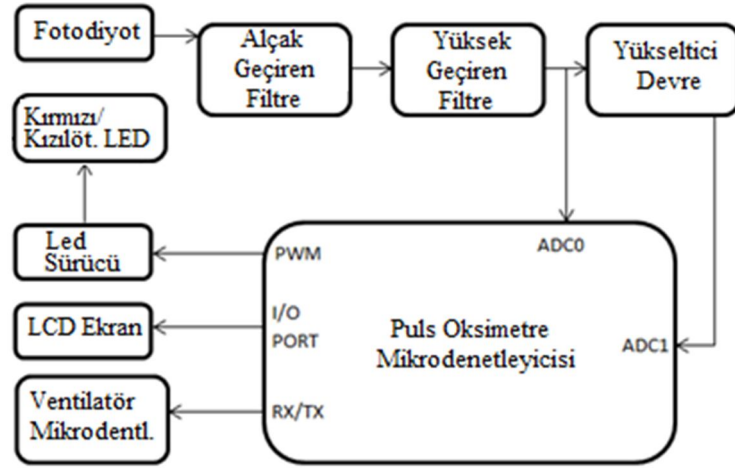
(Mendelson, 1992; Ateş ve Polat, 2012; Santiago, 2012).

Şekil 3.24.'de ismi geçen SpO<sub>2</sub> oksimetre cihazıyla ölçülen kandaki oksijen doyumluğu iken(Eastwood ve ark., 2014; Brown ve ark., 2016), SaO<sub>2</sub> (oxygen saturation) ise arteriyel kan gazı analizi ile ölçülen kandaki oksijen



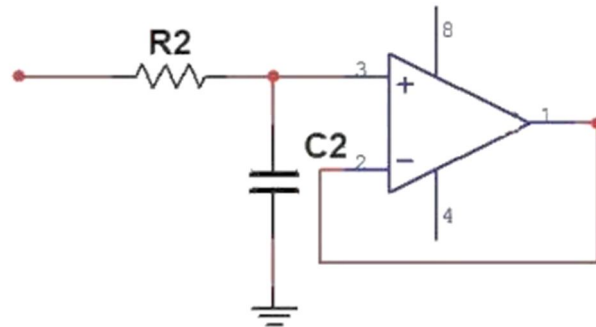
doğunluğudur(William, 2013). Dolayısıyla her ikisi de farklı yöntemlerle ölçülmesine rağmen aynı şeyi ölçmektedir.

Tasarlanan puls oksimetre cihazının blok şeması Şekil 3.25’de verilmiştir. Puls oksimetreten okunan değerler şekilden de görüldüğü gibi seri iletişimle ventilatöre iletilmiş ve ventilatördeki “Bulanık Mantık” tabanlı yazılım ile ventilatörden hastaya verilmesi gereken  $FiO_2$  ve PEEP değerleri hesaplatılmıştır.



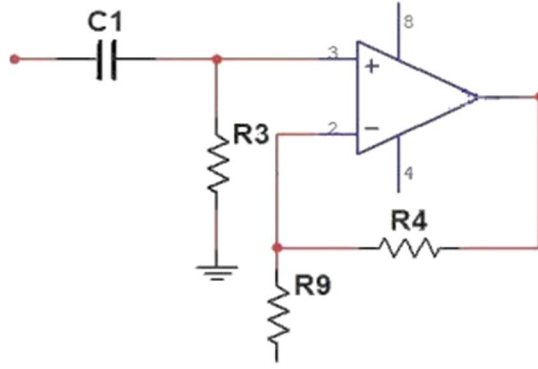
Şekil 3.25. Tasarlanan puls oksimetrenin blok şeması(Gölcük ve ark., 2016)

Foto diyottan çıkan sinyal önce Şekil 3.26’da görünen alçak geçiren filtre ile filtrelenmektedir. Sensörden alınan sinyallerdeki gürültüleri filtrelemek için kullanılır.



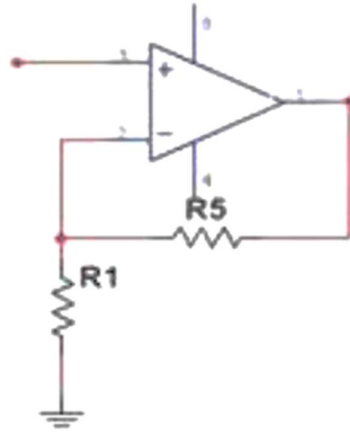
Şekil 3.26. Alçak geçiren filtre(Ateş ve Polat, 2012).

DC sinyalleri filtrelemek için Şekil 3.27.’deki yüksek geçiren filtre kullanılmıştır. Bu filtre aynı zamanda yükseltcin tersleyen ucunda ön yükseltmeye sahiptir.



Şekil 3.27. Yüksek geçiren filtre(Ateş ve Polat, 2012).

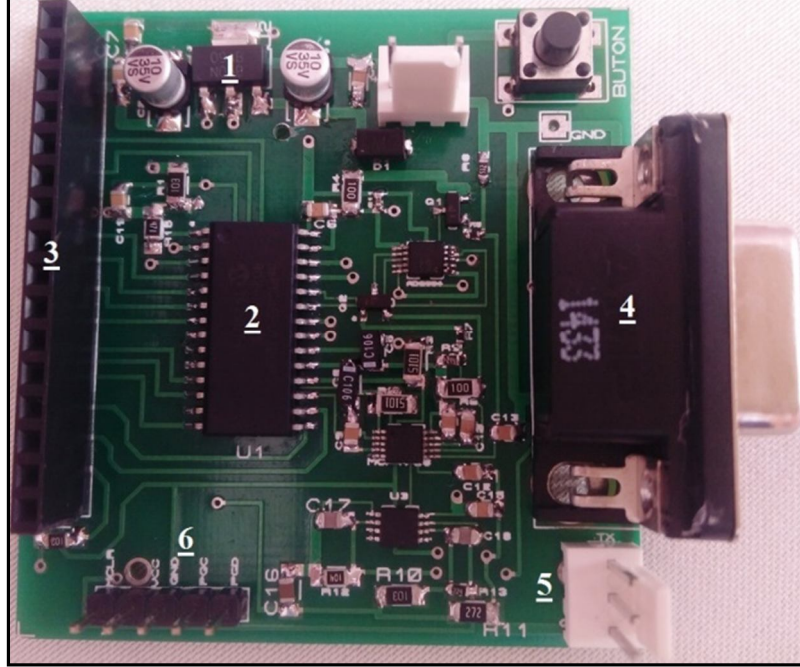
DC sinyaller filtrelendikten sonra mikrodenetleyicinin ADC girişine gönderilecek olan sinyalleri yükseltmek için Şekil 3.28.'deki yükseltici devre kullanılmıştır.



Şekil 3.28. Yükseltici devre(Ateş ve Polat, 2012).

Gerçekleştirilen Puls Oksimetre cihazının devresi Şekil 3.29.'da yer almaktadır. Bu devre ventilatörü de besleyen 12V'luk güç kaynağı ile beslenmektedir. 1 numaralı bölüm bu 12V'luk gerilimi, devrenin beslenmesi için gerekli olan 3.3V'luk gerilime düşürmektedir. 2 numaralı bölümde Puls Oksimetre'nin beyni olan mikrodenetleyici yer almaktadır. Oksimetre cihazı için hazırlanan yazılım bu mikrodenetleyicide çalışmaktadır. 3 numaralı bölümde ise oksimetre cihazının ürettiği sonuçları gösteren LCD ekranın takıldığı header soket bulunmaktadır. Oksimetre cihazının ürettiği sonuçlar aynı zamanda ventilatör cihazının monitörün de gözükmektedir. 4 numaralı bölümde oksimetre probunun bağlandığı 9 pinli D-SUB konnektör bulunmaktadır. 5 numaralı bölümde ventilatör cihazı ile seri iletişimi gerçekleştirmek için kullanılan 3

pinli konnektör bulunmaktadır. Bu üç pin Rx, Tx ve GND pinleridir. 6 numaralı bölümde yer alan 5 pinli erkek header konnektör mikrodenetleyiciyi programlamak için kullanılmaktadır. Bu 5 pin MCLR, Vcc, GND, Clock ve Data pinleridir.



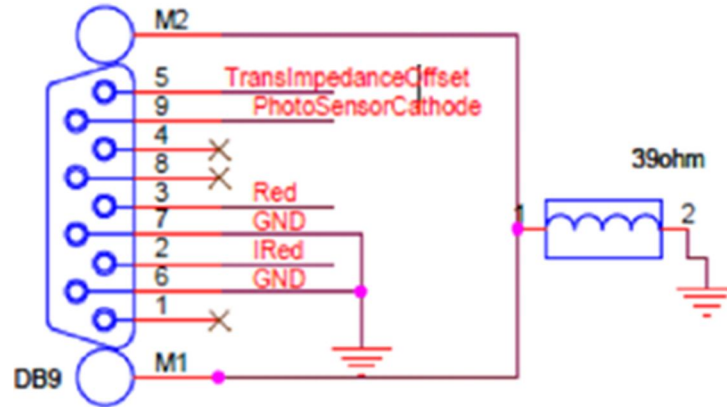
Şekil 3.29. Puls oksimetre cihazı devresi (Gölcük ve ark., 2016).

Tasarlanan puls oksimetre cihazı için Nellcor firmasının üretmiş olduğu DS-100A SpO<sub>2</sub> parmak sensörü kullanılmıştır. Şekil 3.30.'da bu sensörün bir şekli yer almaktadır. Bu sensörün sorunsuz çalışabilmesi için sensördeki diyotların gün ışığı almamasına dikkat edilmelidir.



Şekil 3.30. Nellcor DS-100A SpO<sub>2</sub> parmak sensörü

Bu sensör 9 pinlidir ve sensörün pin yapısı Şekil 3.31.'de verilmiştir. Bu sensör içerisinde Kırmızı Led, Infrared Led ve Fotodiyot içermektedir. Bu sensör Şekil-3.29.'daki puls oksimetre cihazı devresinin 4 numaralı D-SUB konnektörüne bağlanmaktadır.



Şekil 3.31. Nelcor-DS100 serisi puls oksimetre sensörünün pin yapısı(Santiago, 2012).

### 3.2.2. SpO<sub>2</sub>'nin değer aralıkları

Yoğun bakım ünitelerinde(ICU) SpO<sub>2</sub>'nin %96'dan daha fazla olması hedeflenir ve arzu edilenden daha çok oksijen verilebilir(Eastwood ve ark., 2014). ARDS'li hastalarda ortaya çıkan en büyük tehlike çoklu organ yetersizliğinin gelişmesi olduğundan, hemodinamik fonksiyonu ve oksijen sunumunu optimal yapan destekleyici ventilasyon modlarının sağlanması, bu hastaların yönetiminin önemli hedefleri olmaktadır. Optimal mekanik ventilasyon için hedefler; plato hava yolu basıncı (Ppl)<30-35 cmH<sub>2</sub>O, FiO<sub>2</sub><%60, SpO<sub>2</sub>>%90 olmalıdır(Balcı, 2014). Wen-Tsai Sung ve arkadaşları yaptıkları çalışmada SpO<sub>2</sub> değerleri için Çizelge 3.12.'deki sınıflandırmayı yapmışlardır.

Çizelge 3.12. Kandaki oksijen konsantrasyonu değerlerinin sınıflandırılması (Sung ve Chang, 2014; Gölcük ve ark., 2016).

Oksijen konsantrasyonu aralığı	<90%	90-92%	92-94%	>95%
Sınıflandırma	İlk yardım	Kritik	Acil	Normal
Ağırlık	1	0.8	0.5	0

Berry DC ve arkadaşları ise yapmış oldukları çalışmada SpO<sub>2</sub> değer aralıkları için Çizelge 3.13.'deki sınıflandırmayı yapmışlardır. Burada ismi geçen Hypoxemia

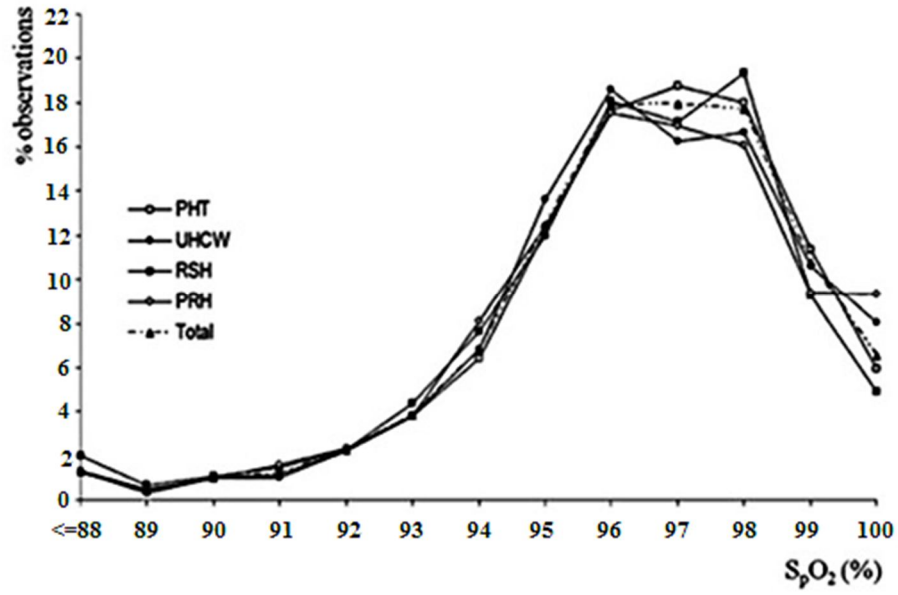
kandaki oksijen miktarının azlığı ve kandaki PaO<sub>2</sub>'nin normal değerinin altında olmasıdır(William, 2013).

**Çizelge 3.13.** Puls oksimetre değerlerinin yorumlanması(Berry ve Seitz, 2012; Gölcük ve ark., 2016).

SpO <sub>2</sub> Değeri%	Yorumlama sınıfı
95-100	Normal
91-94	Mild Hypoxemia
86-90	Moderate Hypoxemia
<85	Severe Hypoxemia

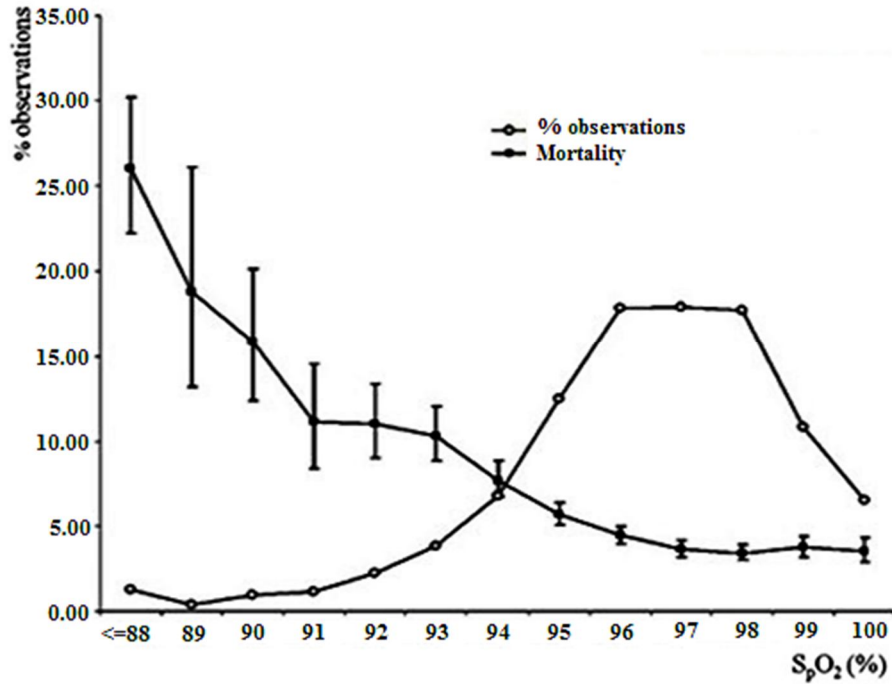
Gary B. ve arkadaşları 2012 yılında yaptıkları çalışmada 4 hastanede %47'si erkek olan 37,593 hasta üzerinde araştırma yapmışlar ve kandaki oksijen doygunluğu için aşağıdaki bulguları elde etmişlerdir.

- ❖ Bu hastaların ortalama SpO<sub>2</sub> değeri 96.4% olmakla birlikte 70% ile 100% arasında değişmektedir.
- ❖ Ortanca SpO<sub>2</sub> 97% (% 95-98) idi ve Çalışmada erkekler ve bayanlar benzer ortalamaya sahipti.
- ❖ Şekil 3.32., 4 farklı hastane (PHT-Portsmouth hastanesi, UHCW-Üniversite Hastanesi, RSH-Royal Shrewsbury Hastanesi, PRH-Princess Royal Hastanesi) için ayrı ayrı ve hepsinden birden (Total) elde edilmiş SpO<sub>2</sub> değerlerinin dağılımını göstermektedir. Elde edilen dağılımların hepsinin birbirine yakın oldukları görülmektedir.



Şekil 3.32. 4 farklı hastanedeki hastalardan elde edilen SpO<sub>2</sub> değerlerinin dağılımı (Smith ve ark., 2012; Gölcük ve ark., 2016).

- ❖ 37593 hasta için ölüm oranı 5.27% olarak gözlenmiştir. Şekil 3.33. havayı soluyan 37593 hasta için SpO<sub>2</sub> değerlerinin dağılımı ile hastanedeki ölüm oranının ilişkisini göstermektedir.



Şekil 3.33. Havayı soluyan 37593 hasta için SpO<sub>2</sub> değerlerinin dağılımı ile hastanedeki ölüm oranının ilişkisi (Smith ve ark., 2012; Gölcük ve ark., 2016).

Şekilden de görüldüğü gibi SpO<sub>2</sub> değeri 94%'ün altında olan hastalarda ölüm oranı artmaktadır. SpO<sub>2</sub> değeri 88%'in altında olan hastalarda ölüm oranı en fazladır.

- ❖ 18-44 yaş aralığındaki hastalarda SpO<sub>2</sub>'nin ortalama değerinin 98%, 45-64 yaş aralığındaki hastalarda SpO<sub>2</sub>'nin ortalama değerinin 97% ve 65 yaş ve üstü hastalarda SpO<sub>2</sub>'nin ortalama değerinin 96% olduğu verilen çizelgelerden anlaşılmaktadır.

### 3.3. Seri Veri Haberleşmesi

Seri iletişimde veri haberleşmesi iki hat üzerinden gerçekleşmektedir. Bu hatlardan bir tanesi veri transferi için kullanılırken, ikincisi toprak veya saat sinyali (clock pulse) için kullanılmaktadır. Seri iletişimde verileri oluşturan bitler karşı tarafa art arda gönderilmektedir. Alıcı tarafın seri iletişimle gelen verileri okuyabilmesi için gönderici tarafla aynı iletişim protokolünü kullanmalıdır. Tasarlanan elektronik sistemlerde kablo karmaşıklığını, kablo maliyetini azaltmak ve devreyi kolayca kontrol edebilmek için seri iletişim tekniğini kullanmak avantaj sağlamaktadır. Ayrıca seri iletişim tekniğinde sisteme sonradan yapılabilecek olan ilave aygıtlar için yeni veri hattı çekmeye gerek kalmamaktadır.

#### 3.3.1. Seri iletişim teknikleri

Seri iletişimle veri haberleşme tekniğinin çok yaygın bir kullanım alanı vardır. Örneğin modemler, yazıcılar, hdd'ler gibi donanımlar ile bilgisayarın işlemcisi arasında seri iletişimle veri transferi gerçekleşmektedir. Elektronik sistemlerin birbirleriyle olan iletişimlerinde kullanılan veri yolu sayısının az olması istendiğinde de bu teknik kullanılmalıdır. İki farklı şekilde seri iletişim gerçekleşmektedir;

- a) Senkron seri iletişim b) Asenkron seri iletişim.

#### 3.3.2. Senkron iletişim

Senkron veri iletişiminde bilgi ile birlikte karşı tarafa saat sinyali de gönderilir. Senkron iletişimde haberleşme karakter blokları bazında olduğu için asenkron iletişime göre daha hızlıdır. Senkron haberleşmede alıcı devre ile verici devre eş zamanlı bir şekilde çalışmaktadır. Bu eş zamanlı çalışma işlemi clock pulse sinyali aracılığıyla sağlanmaktadır.

Senkron haberleşme gönderici devrenin alıcı devreye belirli bir karakter göndermesiyle başlamaktadır. Bu karakter her iki devre tarafından bilinen haberleşmeye

başlama karakteridir ve alıcı devre bu karakteri yorumladığında iletişim kurulur. Veri transferi işlemi gönderilecek veri bloğu tamamlanıncaya kadar devam eder. Fakat veri transferi bitmeden alıcı devre ile verici devre arasındaki senkronizasyon kaybolursa iletişim yarıda kesilmiş olur. Senkron iletişimde karşı tarafa gönderilen veri bloğun aşağıdaki yapılardan oluşmaktadır;

*Kontrol alanı:* İletişime başlama bilgilerini, kontrol bilgilerini ve hata düzeltme bilgilerini içerir.

*Başlık:* Verinin gönderileceği alıcı devrenin adres bilgisini içerir.

*Sıra numarası:* Veri iletişimi esnasında bilgilerde kayıp olup olmadığını kontrol etmek için transfer edilen ve alınan bilgilerin kayıt numarasıdır.

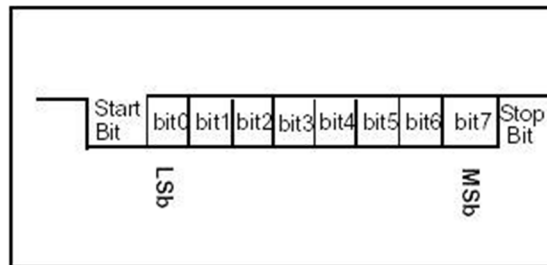
*Veri:* Verici devreden alıcı devreye gönderilen bilgilerdir.

*Hata saptama:* Gönderilecek olan veriden hata kontrol bilgisi üretilerek veriye eklenir. Alıcı devre okuduğu veriden hata kontrol bilgisi üretir ve ürettiği bu bilgi ile gelen hata kontrol bilgisini karşılaştırır. Eğer üretilen hata bilgisi ile gelen hata bilgisi eşitse veriyi hatasız okur. Eğer bu bilgiler eşit değilse alıcı taraf hata kodu üretir ve iletişim gerçekleşmemiş olur(Gölcük ve Işık, 2014).

### 3.3.3. Asenkron iletişim

Asenkron iletişimde veri transferi karakter bazındadır. Asenkron iletişimde hem verici tarafın hem de alıcı tarafın parametreleri ve protokolleri eşit olmalıdır.

Şekil 3.34.'de asenkron haberleşmede kullanılan veri bloğu yer almaktadır. Asenkron bir veri bloğunda başlama (start) biti, eşlik (parity) biti, veri bitleri ve Dur (stop) biti bulunmaktadır.



Şekil 3.34. Asenkron veri bloğu

*Başlama (start) biti:* Verinin gönderilmeye başlanacağını alıcı tarafa bildirmek için kullanılır. Başlama biti her zaman için veri transferinin 0. biti olarak gönderilmektedir.



*Veri (data) biti:* Transfer edilecek olan karakteri oluşturan bitlerdir.

*Eşlik (parity) biti:* Karşı tarafa gönderilen karakterin doğru bir şekilde gönderilip gönderilmediğini tespit etmek için kullanılan bittir. Hem alıcı devre hem de verici devre karakteri oluşturan birlerdeki 1'lerin sayısına göre eşlik bitini hesaplar. Eğer alıcı devre, alınan eşlik biti ile hesapladığı eşlik bitinin farklı olduğunu tespit ederse, hata kodu üretir ve o anda gelen karakteri kabul etmez.

*Dur (stop) biti:* Veri iletişiminin bittiğini gösteren bittir. Peş peşe gönderilecek olan karakterler arasında boş veya ölü zaman oluşturur. Gönderici taraf stop bitini gönderdikten ve alıcı taraf da yeni karakter alımı için hazır olduktan sonra yeni veri transferi işlemi gerçekleştirilebilir.

*İletişim hızı (baud):* İletişim hızı birimi Bit/sn'dir. Yani veri iletişiminin saniyede kaç bit olacağını göstermektedir(Gölcük ve Işık, 2014).

### 3.3.4. Ventilatör ile puls oksimetrenin seri iletişimle haberleştirilmesi

Şekil 3.4.'deki mekanik ventilatör elektronik devresinin blok şemasında da görüldüğü gibi bu çalışmada tasarlanan puls oksimetre cihazı ile ventilatör cihazı arasında veri iletişimi için asenkron seri iletişim tekniği kullanılmıştır. Puls oksimetre cihazı hesapladığı SpO<sub>2</sub> ile nabız sayısını her 1 saniyede ventilatör cihazında kullanılan Pic18F4550 mikrodenetleyicisine seri olarak iletmektedir. Pic18F4550 mikrodenetleyicisi USART kesmesi ile gelen veriyi okumaktadır. Pic18F4550 mikrodenetleyicisi için Proton Basic dilinde USART kesmesini aktif etmek için aşağıdaki ayarlar yapıldı.

```
'——— seri iletişim ayarları
Hserial_Baud = 9600           ' Seri iletişim hızı 9600 Bps
Hserial_RCSTA = %10010000   ' seri port very alımına her zaman açık
Hserial_Clear = On          ' Bilgi alındıktan sonra Tampon bellek temizlenir

Symbol PEIE = INTCON.6      ' Çevresel kesmeler aktif
Symbol GIE = INTCON.7      ' Genel kesmeler aktif
Symbol RCIE = PIE1.5       ' USART veri alımı kesme yetkisi
Symbol RCIF = PIR1.5       ' USART veri alımı kesme bayrağı
GIE=0                       ' Mikrodenetleyicinin tüm kesmeleri kapatılıyor
PEIE=1                      ' Çevre birimleri kesmesi aktifleştiriliyor
RCIE=1                      ' Usart veri alımı kesmesi aktifleştiriliyor
GIE=1                       ' Mikrodenetleyicinin tüm kesmeleri aktifleştiriliyor
```

Bu ayarlar yapıldıktan sonra bir USART kesmesi oluştuğunda programın dallanacağı bir alt program aşağıdaki şekilde belirlendi.

```
On_Interrupt GoTo kesme      ' kesme olduğunda kesme altprogramına git
```

Kesme alt programı ise aşağıdaki gibidir;

hata:

```
sayac=sayac+1
Print At 3,1,"Hata:",@sayac," "
RCIF = 0
Context Restore ' tüm kaydediciler tekrar yüklenip keseden çıkılıyor
GoTo ProgramLoop
```

kesme:

```
' kesme alt programı
Context Save
HSerIn 1000,hata,[Wait("A"),SPO2] 'SPO2 verisi okunuyor
HSerIn 1000,hata,[Wait("B"),Pulse] 'Nabız verisi okunuyor
Print At 1,1,"SPO2 : ",Dec SPO2," " ' gelen spo2 verisini LCD'ye yazdır
Print At 2,1,"PULSE: ",Dec Pulse," " ' gelen nabız verisini LCD'ye yazdır
RCIF = 0 ' USART veri alımı kesme bayrağı temizleniyor
Context Restore
```

End

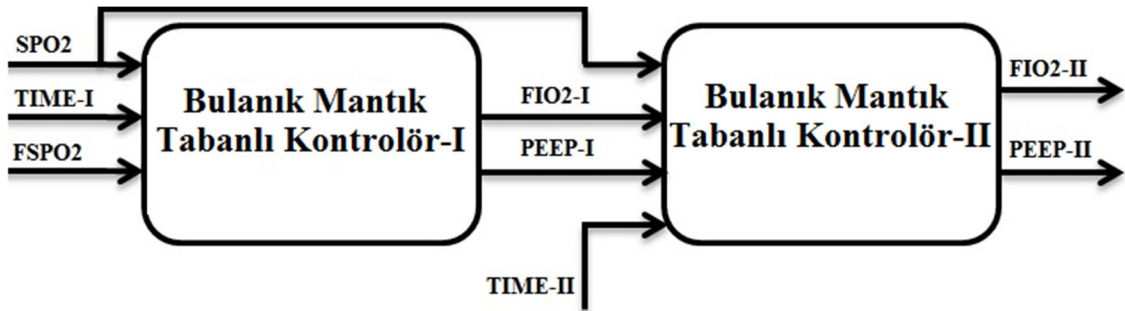
Pic18F4550 mikrodenetleyicisi puls oksimetre cihazından seri iletişimle aldığı verileri USB port üzerinden gömülü bilgisayar sistemine iletmektedir. Gömülü bilgisayar sistemi için hazırlanan bulanık mantık tabanlı denetleyici yazılımı bu verileri giriş fonksiyonu olarak kullanmakta ve hastaya verilecek olan havanın FiO<sub>2</sub> ve PEEP değerlerini hesaplamaktadır.

### **3.4. Puls Oksimetre Senkronizasyonlu Mikrodenetleyici Tabanlı Ventilatör İçin Bulanık Mantık Tabanlı Denetleyici Tasarımı;**

Bulanık mantık, tam ve kesin olmayan verilere dayanarak tutarlı ve doğru sonuçlar üretmeyi sağlayan düşünme ve karar verme mekanizmasıdır(Allahverdi, 2002). Bulanık mantık kesin olmayan verileri kullanarak da çok iyi çalışır. Ayrıca bulanık mantık tabanlı denetleyiciler, matematiksel model olmadan da tasarlanabilmektedir(Işık ve Saraçoğlu, 2007). Bulanık mantık teorisi kısmi üyeliklere izin veren genel bir matematiksel bir yaklaşımdır. Çeşitli çalışmalar, karmaşık süreçlerin kontrolü için bulanık mantık tabanlı denetleyicinin uygun bir yöntem olduğunu göstermiştir(Saraoğlu ve Şanlı, 2007). İnsan düşüncesine yakın bir yaklaşım, daha iyi öngörü sistemlerinin tasarımına izin verebilir ve bulanık mantık bu konuda güçlü bir araçtır(Kilic ve Kilic, 2010). Ventilasyon esnasında hastanın değişen tıbbi durumlarına göre hastaya verilecek olan havanın oksijen oranını ve PEEP basıncını otomatik olarak hesaplayan bulanık tabanlı denetleyici tasarlanmıştır.

### 3.4.1. Bulanık denetleyici tasarımı

Bu çalışmada iki adet bulanık mantık tabanlı denetleyici kullanılmıştır. Birinci denetleyici kandaki oksijen doygunluğu düşük olduğu zaman bu değerleri normal değerlere getirmek için ventilatörün  $FiO_2$  ve PEEP değerlerini adım adım artırmaktadır. İkinci denetleyici ise kandaki oksijen doygunluğu normal değere ulaştığında ventilatörün  $FiO_2$  ve PEEP ayarlarını adım adım azaltarak hedeflenen değerlere getirmektedir. Şekil 3.35’de tasarlanan bulanık mantık tabanlı denetleyicinin blok şeması yer almaktadır.



Şekil 3.35. Bulanık mantık tabanlı denetleyicinin blok şeması(Gölcük ve ark., 2016)

### 3.4.2. Bulanıklaştırma işlemleri (fuzzifier) ve üyelik fonksiyonları

Her bir kural varsayımının doğruluk derecesini belirlemek için gerçek değerlere uygulanmış giriş değişkenleri üzerinde giriş ve çıkış üyelik fonksiyonlarının belirlenmesine bulanıklaştırma denilir(Allahverdi, 2002). Bulanıklaştırma, kesin bir nesneyi bir bulanık kümeyle, örneğin bir üyelik işlevine, eşleştiren işlem olarak tanımlanabilir(Dadone, 2001).

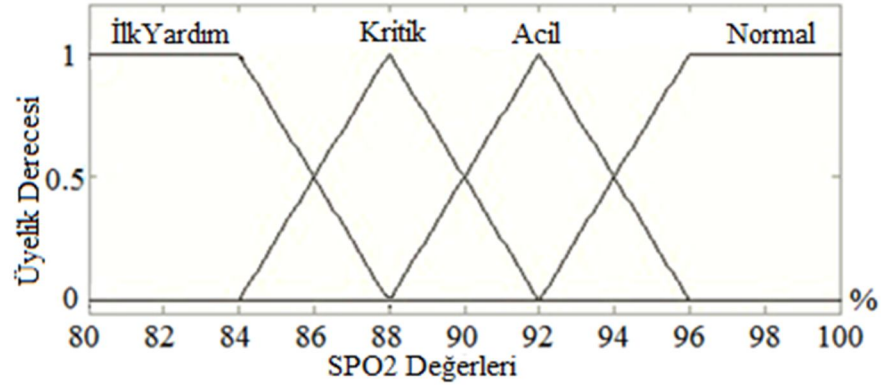
Hastanın kanındaki düşük olan oksijen doygunluğunu normal değerlere getirmek için tasarlanan birinci bulanık mantık tabanlı denetleyicinin giriş üyelik fonksiyonları  $SpO_2$ , Time-I ve  $FSpO_2$  (First  $SpO_2$ )’dir.

- |                              |                      |
|------------------------------|----------------------|
| A: $SpO_2$ ve $FSpO_2$       | B: Time-I ve Time-II |
| C: $FiO_2$ -I ve $FiO_2$ -II | D: PEEP-I ve PEEP-II |

#### 3.4.2.1. $SpO_2$ ve $FSpO_2$ giriş üyelik fonksiyonları için oluşturulan bulanık kümeler

$SpO_2$  fonksiyonu Puls oksimetre cihazından okunan hastanın kanındaki oksijen doygunluğudur. Bu veriyi ventilatör cihazı seri iletişimle puls oksimetre cihazının mikro denetleyicisinden okumaktadır.  $FSpO_2$  fonksiyonu hastanın kanındaki oksijen doygunluğunu yükseltmek için bulanık mantık tabanlı denetleyici devreye girdiği anda

Puls Oksimetre cihazından okunan ilk değerdir. Bu değer ile hastanın ventilatörde geçen her anındaki SpO<sub>2</sub> değeri karşılaştırılıp oksijen doygunluğunda iyileşme olup olmadığı bulanık mantık tabanlı denetleyici tarafından sürekli kontrol edilmektedir. Şekil-3.36.'da SpO<sub>2</sub> ve FSpO<sub>2</sub>'nin üyelik fonksiyonları yer almaktadır.



Şekil 3.36. SpO<sub>2</sub> ve FSpO<sub>2</sub> giriş üyelik fonksiyonu(Gölcük ve ark., 2016)

$$\mu_{\text{İlkYardım}}(A) = \begin{cases} 1 & ; a < 84 \\ (88-a)/4 & ; 84 < a < 88 \\ 0 & ; a > 88 \end{cases}$$

$$\mu_{\text{Kritik}}(A) = \begin{cases} 0 & ; a \leq 84 \\ (a-84)/4 & ; 84 < a < 88 \\ (92-a)/4 & ; 88 < a < 92 \\ 0 & ; a > 92 \end{cases}$$

$$\mu_{\text{Acil}}(A) = \begin{cases} 0 & ; a < 88 \\ (a-88)/4 & ; 88 < a < 92 \\ (96-a)/4 & ; 92 < a < 96 \\ 0 & ; a > 96 \end{cases}$$

$$\mu_{\text{Normal}}(A) = \begin{cases} 0 & ; a < 92 \\ (a-92)/4 & ; 92 < a < 96 \\ 1 & ; a > 96 \end{cases}$$

$$\mu_{\text{İlkYardım}}(A) = \{ 1 / 84 + 0,75 / 85 + 0,50 / 86 + 0,25 / 87 + 0 / 88 \}$$

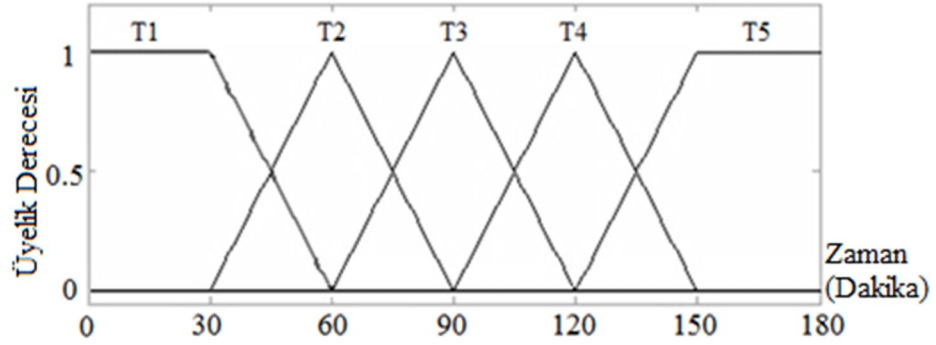
$$\mu_{\text{Kritik}}(A) = \{ 0 / 84 + 0,25 / 85 + 0,50 / 86 + 0,75 / 87 + 1 / 88 + 0,75 / 89 + 0,50 / 90 + 0,25 / 91 + 0 / 92 \}$$

$$\mu_{\text{Acil}}(A) = \{ 0 / 88 + 0,25 / 89 + 0,50 / 90 + 0,75 / 91 + 1 / 92 + 0,75 / 93 + 0,50 / 94 + 0,25 / 95 + 0 / 96 \}$$

$$\mu_{\text{Normal}}(A) = \{ 0 / 92 + 0,25 / 93 + 0,50 / 94 + 0,75 / 95 + 1 / 96 + 1 / 97 + 1 / 98 + 1 / 99 + 1 / 100 \}$$

### 3.4.2.2. Time-I ve Time-II giriş üyelik fonksiyonları için oluşturulan bulanık kümeler

Time-I fonksiyonu ile 30dk'lık aralıklarla hastanın kanındaki oksijen doygunluğunda iyileşme olup olmadığı kontrol edilmektedir. Eğer değişiklikler yeteri düzeyde değilse denetleyici FiO<sub>2</sub> ve PEEP değerlerini adım adım artırmaktadır. Time-I ve Time-II'in üyelik fonksiyonu Şekil 3.37.'de yer almaktadır.



Şekil 3.37. TIME-I ve TIME-II giriş üyelik fonksiyonları(Gölcük ve ark., 2016)

$$\mu_{T1}(B) = \begin{cases} 1 & ; b < 30 \\ (60-b)/30 & ; 30 < b < 60 \\ 0 & ; b > 60 \end{cases}$$

$$\mu_{T2}(B) = \begin{cases} 0 & ; b \leq 30 \\ (b-30)/30 & ; 30 < b < 60 \\ (90-b)/30 & ; 60 < b < 90 \\ 0 & ; b > 90 \end{cases}$$

$$\mu_{T3}(B) = \begin{cases} 0 & ; b < 60 \\ (b-60)/30 & ; 60 < b < 90 \\ (120-b)/30 & ; 90 < b < 120 \\ 0 & ; b > 120 \end{cases}$$

$$\mu_{T4}(B) = \begin{cases} 0 & ; b < 90 \\ (b-90)/30 & ; 90 < b < 120 \\ (150-b)/30 & ; 120 < b < 150 \\ 0 & ; b > 150 \end{cases}$$

$$\mu_{T5}(B) = \begin{cases} 0 & ; b < 120 \\ (b-120)/30 & ; 120 < b < 150 \\ 1 & ; b > 150 \end{cases}$$

$$\mu_{T1}(B) = \{ 1 / 0 + 1 / 10 + 1 / 20 + 1 / 30 + 0,67 / 40 + 0,33 / 50 + 0 / 60 \}$$

$$\mu_{T2}(B) = \{ 0 / 30 + 0,33 / 40 + 0,67 / 50 + 1 / 60 + 0,67 / 70 + 0,33 / 80 + 0 / 90 \}$$

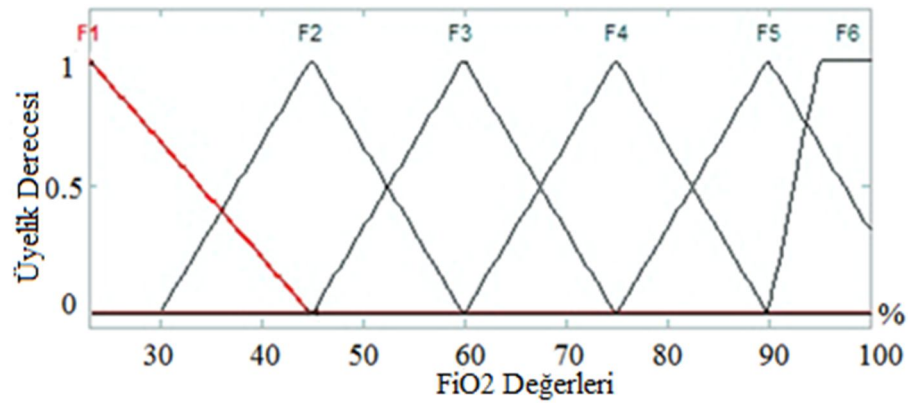
$$\mu_{T3}(B) = \{ 0 / 60 + 0,33 / 70 + 0,67 / 80 + 1 / 90 + 0,67 / 100 + 0,33 / 110 + 0 / 120 \}$$

$$\mu_{T4}(B) = \{ 0 / 90 + 0,33 / 100 + 0,67 / 110 + 1 / 120 + 0,67 / 130 + 0,33 / 140 + 0 / 150 \}$$

$$\mu_{T5}(B) = \{ 0 / 120 + 0,33 / 130 + 0,67 / 140 + 1 / 150 + 1 / 160 + 1 / 170 + 1 / 180 \}$$

### 3.4.2.3. FiO<sub>2</sub>-I ve FiO<sub>2</sub>-II çıkış üyelik fonksiyonları için oluşturulan bulanık kümeler

Birinci bulanık denetleyicinin çıkış fonksiyonları FIO<sub>2</sub>-I ve PEEP-I'dir. İkinci bulanık denetleyicinin çıkış fonksiyonları ise FIO<sub>2</sub>-II ve PEEP-II'dir. Birinci bulanık denetleyicinin çıkışındaki fonksiyonlar hastanın kanındaki oksijen doygunluğunu normal değerlere çıkarmak için kullanılmaktadır. Hastanın kanındaki oksijen doygunluğu normal değerlere geldikten sonra Time-II çalışmaya başlamakta ve ikinci bulanık denetleyici devreye girmektedir. İkinci bulanık denetleyicinin çıkış üyelik fonksiyonları adım adım azalarak hedeflenen FiO<sub>2</sub> ve PEEP değerlerine ulaşılmaktadır. Çünkü uzun süre yüksek oranda FiO<sub>2</sub> ve PEEP değerleri kullanıldığında hastaya zarar vermektedir. FiO<sub>2</sub> fonksiyonu ventilatörden hastaya verilen havanın oksijen yüzdesidir ve 23% ile 100% arasında değer almaktadır. Şekil 3.38'de FiO<sub>2</sub>-I ve FiO<sub>2</sub>-II çıkış üyelik fonksiyonları yer almaktadır.



Şekil 3.38. FiO<sub>2</sub>-I ve FiO<sub>2</sub>-II çıkış üyelik fonksiyonları(Gölcük ve ark., 2016)

$$\mu_{F1}(C) = \left\{ \begin{array}{l} (45-c)/22 ; 23 < c < 45 \\ 0 ; c > 45 \end{array} \right\}$$

$$\mu_{F2}(C) = \left\{ \begin{array}{l} 0 ; c < 30 \\ (c-30)/15 ; 30 < c < 45 \end{array} \right\}$$

$$\mu_{F3}(C) = \begin{cases} (60-c)/15 & ;45 < c < 60 \\ 0 & ;c > 60 \\ 0 & ;c < 45 \\ (c-45)/15 & ;45 < c < 60 \\ (75-c)/15 & ;60 < c < 75 \\ 0 & ;c > 75 \\ 0 & ;c < 60 \\ (c-60)/15 & ;60 < c < 75 \\ (90-c)/15 & ;75 < c < 90 \\ 0 & ;c > 90 \\ 0 & ;c < 75 \\ (c-75)/15 & ;75 < c < 90 \\ (105-c)/15 & ;90 < c < 100 \\ 0 & ;c < 90 \\ (c-90)/5 & ;90 < c < 95 \\ 1 & ;c > 95 \end{cases}$$

$$\mu_{F1}(C) = \{ 1 / 23 + 0,91 / 25 + 0,68 / 30 + 0,46 / 35 + 0,23 / 40 + 0 / 45 \}$$

$$\mu_{F2}(C) = \{ 0 / 30 + 0,33 / 35 + 0,67 / 40 + 1 / 45 + 0,67 / 50 + 0,33 / 55 + 0 / 60 \}$$

$$\mu_{F3}(C) = \{ 0 / 45 + 0,33 / 50 + 0,67 / 55 + 1 / 60 + 0,67 / 65 + 0,33 / 70 + 0 / 75 \}$$

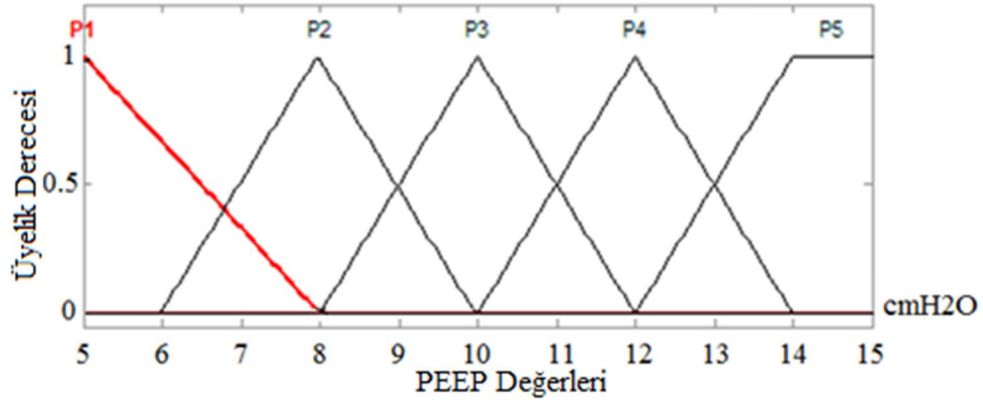
$$\mu_{F4}(C) = \{ 0 / 60 + 0,33 / 65 + 0,67 / 70 + 1 / 75 + 0,67 / 80 + 0,33 / 85 + 0 / 90 \}$$

$$\mu_{F5}(C) = \{ 0 / 75 + 0,33 / 80 + 0,67 / 85 + 1 / 90 + 0,67 / 95 + 0,33 / 100 \}$$

$$\mu_{F6}(C) = \{ 0 / 90 + 1 / 95 + 0,67 / 100 \}$$

#### 3.4.2.4. PEEP-I ve PEEP-II çıkış üyelik fonksiyonları için oluşturulan bulanık kümeler

Şekil 3.39’da PEEP-I ve PEEP-II üyelik fonksiyonları yer almaktadır. Yapılan araştırmalar ventilatörde FiO<sub>2</sub> ve PEEP değerlerinin oksijen doygunluğunu artırmak için kullanıldığını göstermektedir.



Şekil 3.39. PEEP-I ve PEEP-II çıkış üyelik fonksiyonları(Gölcük ve ark., 2016)

$$\mu_{P1}(D) = \begin{cases} (8-d)/3 & ;5 < d < 8 \\ 0 & ;d > 8 \end{cases}$$

$$\mu_{P2}(D) = \begin{cases} 0 & ;d < 6 \\ (d-6)/2 & ;6 < d < 8 \\ (10-d)/2 & ;8 < d < 10 \\ 0 & ;d > 10 \end{cases}$$

$$\mu_{P3}(D) = \begin{cases} 0 & ;d < 8 \\ (d-8)/2 & ;8 < d < 10 \\ (12-d)/2 & ;10 < d < 12 \\ 0 & ;d > 12 \end{cases}$$

$$\mu_{P4}(D) = \begin{cases} 0 & ;d < 10 \\ (d-10)/2 & ;10 < d < 12 \\ (14-d)/2 & ;12 < d < 14 \\ 0 & ;d > 14 \end{cases}$$

$$\mu_{P5}(D) = \begin{cases} 0 & ;d < 12 \\ (d-12)/2 & ;12 < d < 14 \\ 1 & ;d > 14 \end{cases}$$

$$\mu_{P1}(D) = \{ 1 / 5 + 0,67 / 6 + 0,33 / 7 + 0 / 8 \}$$

$$\mu_{P2}(D) = \{ 0 / 6 + 0,5 / 7 + 1 / 8 + 0,5 / 9 + 0 / 10 \}$$

$$\mu_{P3}(D) = \{ 0 / 8 + 0,5 / 9 + 1 / 10 + 0,5 / 11 + 0 / 12 \}$$

$$\mu_{P4}(D) = \{ 0 / 10 + 0,5 / 11 + 1 / 12 + 0,5 / 13 + 0 / 14 \}$$

$$\mu_{P5}(D) = \{ 0 / 12 + 0,5 / 13 + 1 / 14 + 1 / 15 \}$$



İkinci bulanık denetleyicinin giriş üyelik fonksiyonları  $SpO_2$ ,  $FiO_2$ -I, PEEP-I ve Time-II'dir.  $SpO_2$  fonksiyonu birinci denetleyicide olduğu gibi puls oksimetre cihazından okunan hastanın kanındaki oksijen doygunluğudur.  $FiO_2$ -I ve PEEP-I üyelik fonksiyonları birinci denetleyicinin çıkış, ikinci denetleyicinin giriş fonksiyonudur. Birinci bulanık denetleyici hastanın kanındaki oksijen doygunluğunu normal değerlere çıkarmak için hastaya verilen  $FiO_2$  ve PEEP ayarlarını adım adım artırmaktadır. Kandaki oksijen doygunluğu normal değerlere ulaştığı zaman ikinci bulanık denetleyici adım adım  $FiO_2$  ve PEEP değerlerini azaltarak çıkış fonksiyonlarına yansıtmaktadır.

### 3.4.3. Kural tabanının oluşturulması

Birinci Bulanık mantık tabanlı denetleyici için toplam 44 adet Eğer-O Halde bulanık kural ile kural tabanı oluşturulmuştur. İkinci bulanık mantık tabanlı denetleyici için ise toplam 26 adet Eğer-O Halde bulanık kural ile kural tabanı oluşturulmuştur(Gölcük ve ark., 2016).

Birinci bulanık mantık tabanlı denetleyici için hazırlanan bulanık kurallara örnekler:

1. Kural : Eğer  $SPO_2 = \text{İlkYardım}$  ve  $TIME-I = T1$  ise O Halde ( $FiO_2-I = F6$ ,  $PEEP-I = P1$ )
8. Kural : Eğer  $SPO_2 = \text{Acil}$  ve  $TIME-I = T2$  ve  $FSPO_2 = \text{Acil}$  ise O Halde ( $FiO_2-I = F4$ ,  $PEEP-I = P2$ )
17. Kural : Eğer  $SPO_2 = \text{Kritik}$  ve  $TIME-I = T3$  ve  $FSPO_2 = \text{İlkYardım}$  ise O Halde ( $FiO_2-I = F5$ ,  $PEEP-I = P1$ )
29. Kural: Eğer  $SPO_2 = \text{Acil}$  ve  $TIME-I = T4$  ve  $FSPO_2 = \text{Kritik}$  ise O Halde ( $FiO_2-I = F4$ ,  $PEEP-I = P2$ )
33. Kural: Eğer  $SPO_2 = \text{Normal}$  ve  $TIME-I = T4$  ve  $FSPO_2 = \text{Kritik}$  ise O Halde ( $FiO_2 = F2$ ,  $PEEP-I = P1$ )
35. Kural: Eğer  $SPO_2 = \text{İlkYardım}$  ve  $TIME-I = T5$  ve  $FSPO_2 = \text{İlkYardım}$  ise O Halde ( $FiO_2 = F6$ ,  $PEEP-I = P5$ )

İkinci bulanık mantık tabanlı denetleyici için hazırlanan bulanık kurallara örnekler:

1. Kural: Eğer  $SPO_2 = \text{Normal}$  ve  $TIME-II = T1$  ve  $FiO_2-I = F6$  ise O Halde ( $FiO_2-II = F5$ )
12. Kural: Eğer  $SPO_2 = \text{Normal}$  ve  $TIME-II = T2$  ve  $FiO_2 = F3$  ise O Halde ( $FiO_2-II = F2$ )
20. Kural: Eğer  $SPO_2 = \text{Normal}$  ve  $TIME-II = T3$  ve  $PEEP-I = P3$  ise O Halde ( $PEEP-II = P2$ )
24. Kural: Eğer  $SPO_2 = \text{Normal}$  ve  $TIME-II = T5$  ve  $PEEP-I = P2$  ise O Halde ( $PEEP-II = P1$ )

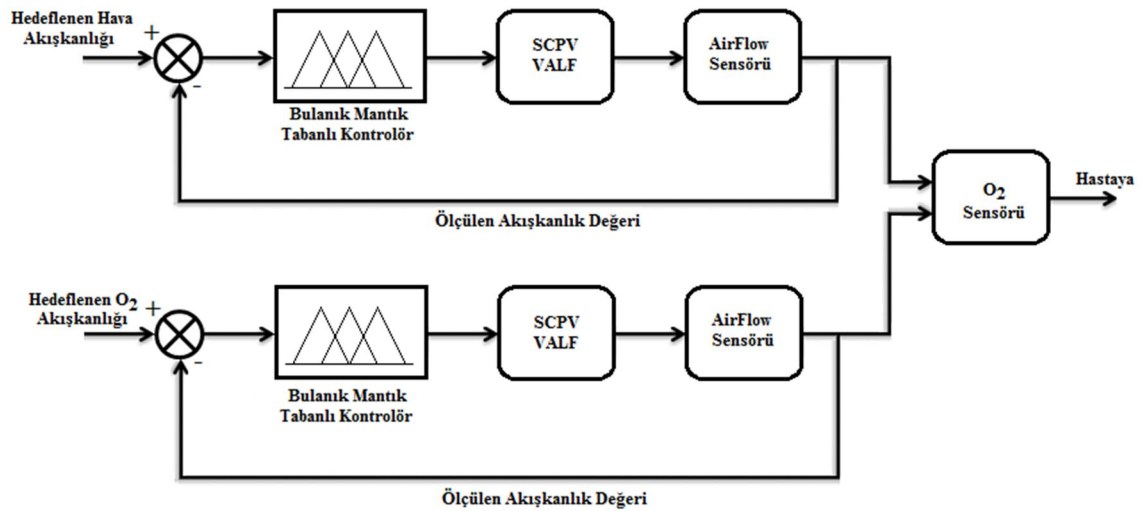
### 3.4.4. Çıkarım mekanizması ve durulaştırma

Çıkarım mekanizması, bulanıklaştırılmış giriş üyelik fonksiyonlarını ve kural tabanındaki kuralları kullanarak gelen verileri işler ve bir bulanık sonuç üretir. Çıkarım mekanizmasının ürettiği bu bulanık sonuç gerçek sistemlerde kullanılacağı için bulanık değerlerden gerçek değerlere dönüştürülmelidir. Yapılan bu işleme durulaştırma denilmektedir(Dadone, 2001). Tasarlanan bulanık mantık tabanlı denetleyicilerde giriş fonksiyonları ve kural tabanı mamdani çıkarım mekanizması ile işlenmiş, PEEP ve  $FiO_2$  için bulanık sonuçları üretilmiştir. Bu bulanık sonuçların sayısal sonuca dönüştürülmesi (defuzzification) için COG (center of gravity) yaklaşımı kullanılmıştır. Çünkü Çıkış

fonksiyonlarımız olan  $FiO_2$  ve PEEP değerleri ventilatör ayarında kullanılacağından bu çıkışların bulanık sonuç değil de sayısal bir sonuç olması gerekmektedir.

### 3.5. Ventilatörde Step Motor Kontrollü Oransal Valfin Kontrollü İçin Bulanık Mantık Tabanlı Denetleyici Tasarımı;

Bu çalışma için tasarlanan bulanık mantık tabanlı denetleyici inspirasyon esnasında devreye girmekte ve SCPV valflerini istenilen oranda açmaktadır. Bulanık denetleyici, ventilatörden ayarlanan değerlere göre inspirasyonu gerçekleştirmek için valflerin kaç adım açılması gerektiğini hesaplamakta ve valfler hesaplanan bu değerler doğrultusunda açılmaktadır. Eğer bulanık denetleyici kullanmadan valfler adım adım açılsaydı valflerin her adımında mikrodenetleyici oksijen, basınç ve akışkanlık sensörlerinden veri okuyacak ve gömülü sistemle USB haberleşme yapacaktı. Bu da inspirasyon işlemini istenilen hızda ve hassasiyette gerçekleşmemesine sebep olacaktı. Gerçekleştirilen akışkanlık geri beslemeli bulanık mantık tabanlı denetleyicinin blok şeması Şekil 3.40'da verilmiştir. Bu denetleyici hem medikal hava akışını hem de  $O_2$  akışını ayarlayan SCPV valflerini yönetmek için kullanılmaktadır. Karışımın homojen olabilmesi için valfler eşzamanlı olarak açılmaktadır ve kapatılmaktadır.

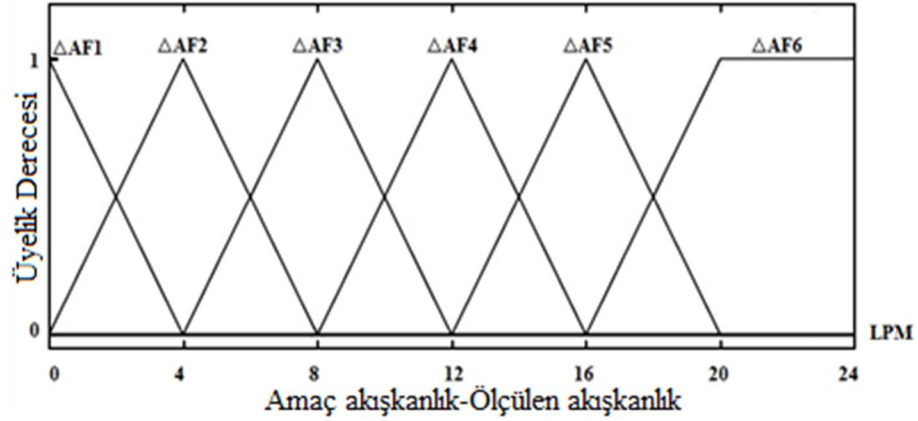


Şekil 3.40. Bulanık mantık tabanlı denetleyicinin blok diyagramı(Gölcük ve Güler, 2017).

#### 3.5.1 Bulanık mantık tabanlı denetleyicinin üyelik fonksiyonları

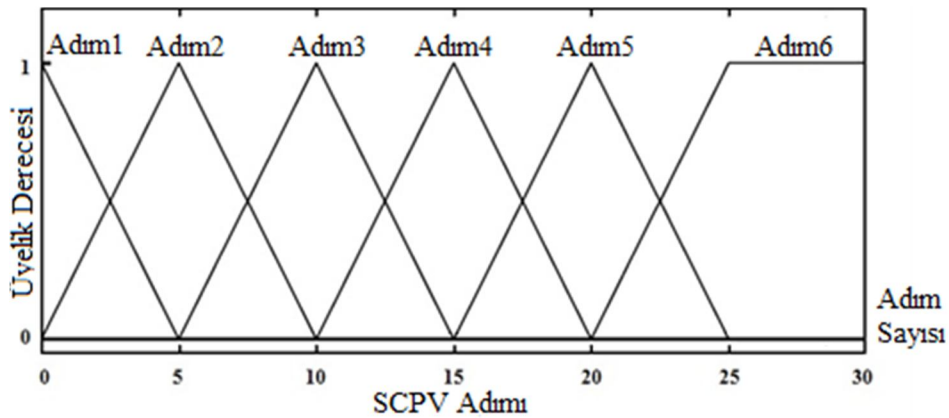
Bulanık mantık kontrol sistemin giriş üyelik fonksiyonunu Şekil 3.41.'de gösterilmiştir. Giriş üyelik fonksiyonu 0 LPM ile 24 LPM arasında, amaçlanan akışkanlık ile ölçülen akışkanlık arasındaki fark olarak belirlenmiştir. Bulanık mantık

tabanlı denetleyici, oransal valfin kaç adım açılması gerektiğine karar vermek için bu giriş üyelik fonksiyonunu kullanmaktadır. Bu üyelik fonksiyonu hem medikal hava hem de  $O_2$ 'nin akışını kontrol etmek için kullanılmıştır. Ölçülen akışkanlık, akışkanlık sensörlerinden okunan medikal hava veya  $O_2$ 'nin litre/dakika cinsinden miktarıdır. Amaçlanan akışkanlık, hastaya verilecek olan havanın karışımını oluşturmak için hesaplanan  $O_2$  veya medikal havanın litre/dakika cinsinden miktarıdır.



Şekil 3.41. Giriş üyelik fonksiyonu(LPM-Liter Per Minute)(Gölcük ve Güler, 2017).

Şekil 3.42.'de bulanık denetleyici için hazırlanan çıkış üyelik fonksiyonu yer almaktadır. Çıkış üyelik fonksiyonu 0-30 arasında SCPV için adım bilgisini içermektedir. Bu fonksiyon hem  $O_2$  inspirasyonu için kullanılan SCPV valfinin hem de medikal hava inspirasyonu için kullanılan SCPV valfinin kaç adım açılması gerektiğini belirlemek için kullanılmaktadır. İspirasyon işlemi bittikten sonra SCPV valfleri sonuna kadar kapanmaktadır ve hastanın nefesini boşaltabilmesi için ekspirasyon selenoid valfi açılmaktadır.



Şekil 3.42. Çıkış üyelik fonksiyonu(Gölcük ve Güler, 2017).

Bulanık mantık tabanlı denetleyici için “EĞER-O Halde” bulanık kural ile kural tabanı oluşturulmuştur. Bu kurallar da giriş ve çıkış üyelik fonksiyonlarında olduğu gibi hem medikal hava kontrolü için kullanılan SCPV valfini hem de O<sub>2</sub> kontrolü için kullanılan SCPV valfini kontrol etmek için kullanılmıştır.

1. Kural : Eğer HHA - ÖHH = ΔAF1 ise O HALDE SCPV ADIMI = Adım 1
2. Kural : Eğer HHA - ÖHH = ΔAF2 ise O HALDE SCPV ADIMI = Adım 2
3. Kural : Eğer HHA - ÖHH = ΔAF3 ise O HALDE SCPV ADIMI = Adım 3
4. Kural : Eğer HHA - ÖHH = ΔAF4 ise O HALDE SCPV ADIMI = Adım 4
5. Kural : Eğer HHA - ÖHH = ΔAF5 ise O HALDE SCPV ADIMI = Adım 5
6. Kural : Eğer HHA - ÖHH = ΔAF6 ise O HALDE SCPV ADIMI = Adım 6

### 3.5.2. O<sub>2</sub> ile medikal hava için gaz karışım hesabı

Amagat'ın kısmi hacimler yasası, "Aynı basınç ve sıcaklıkta birbiriyle reaksiyona girmeyen tüm ideal gazların karışımının toplam hacmi, kısmi hacimlerinin toplamına eşittir." şeklinde tanımlanabilir(Massoud, 2005). Buna göre hastaya verilen havanın içerisindeki oksijen oranını (FiO<sub>2</sub>) hesaplamak için Eşitlik 3.4.'deki karışım formülü kullanıldı.

$$FiO_2 = \frac{(PeakFlow - O_2Flow) \cdot 21}{100} + O_2Flow \quad (3.4.)$$

Bu formüldeki 21/100 ifadesi Medikal hava içerisinde bulunan O<sub>2</sub> oranıdır.

**FiO<sub>2</sub>:** Hastaya verilecek olan havanın oksijen yüzdesidir ve istenilen oranı ventilatör cihazının kontrol panelinden doktorlar belirler. Bu değer 21% ile 100% arasında bir değerdir.

**PeakFlow:** Hastaya verilmesi gereken Litre/Dakika (LPM) cinsinden inspirasyon tepe akışıdır (Peak Flow) ve bu değeri ventilatör cihazının kontrol panelinden doktorlar belirlemektedir. PeakFlow, hastaya verilen Medikal Hava ve O<sub>2</sub>'nin karışım toplamıdır.

**O<sub>2</sub>Flow:** Ventilatör cihazının kontrol panelinden ayarlanan FiO<sub>2</sub> ve PeakFlow değerlerine göre hastaya verilmesi gereken Litre/Dakika (LPM) cinsinden O<sub>2</sub> miktarıdır. Bu değeri hesaplayabilmek için Eşitlik-3.4.'deki formül Eşitlik-3.5.'deki gibi düzenlendi.

$$O_2Flow = \frac{PeakFlow.(FiO_2-21)}{79} \quad (3.5.)$$

O<sub>2</sub>Flow hesaplandıktan sonra O<sub>2</sub> ile birlikte hastaya verilmesi gereken Medikal Hava miktarı Eşitlik-3.6.'daki formülle hesaplandı.

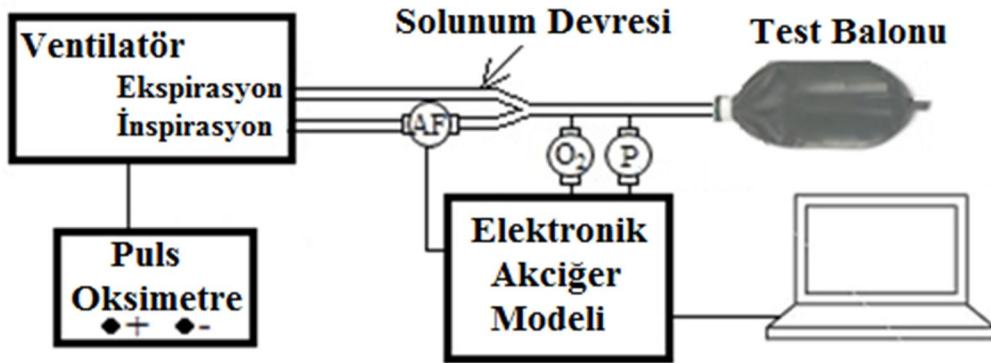
$$AirFlow = PeakFlow - O_2Flow \quad (3.6.)$$

Bulanık mantık tabanlı denetleyiciyi Eşitlik-3.5. ve Eşitlik-3.6.'daki formüllerle hesaplanan değerleri kullanarak medikal hava ve O<sub>2</sub> için kullanılan SCPV valflerinin inspirasyon esnasında kaç adım açılması gerektiğini hesaplamaktadır.

## 4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

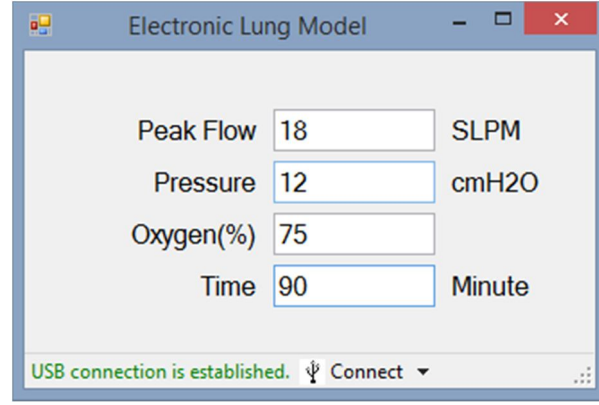
### 4.1. Puls Oksimetre Senkronizasyonlu Mikrodenetleyici Tabanlı Ventilatörün Deneysel Sonuçları

Yapılan çalışmayı test etmek için Şekil 4.1.'de blok şeması görülen elektronik akciğer modeli tasarlanmıştır. Bunun için bir adet basınç sensörü, bir adet akışkanlık sensörü, bir adet oksijen sensörü, solunum devresi ve akciğer test balonu kullanılmıştır. Elektronik akciğer modelinin doğruluğunu test etmek içinde spirometre (ZAN 100 Pulmonary Spirometer), ventilatör kalibrasyon cihazı (TSI 41000) ve akış ölçer cihazı (CEM DT8920) kullanılmıştır. Sensörlerden verileri okumak için Şekil 3.2.'deki Ventilatör cihazında olduğu gibi Pic18F4550 mikrodenetleyicisi kullanılmıştır. Mikrodenetleyicinin sensörlerden okuduğu veriler bilgisayara iletildi ve sonuçlar gözlemlendi. Puls oksimetre cihazı simülasyonu için de  $SpO_2$  değerini iki tane buton aracılığıyla artırıp azaltabilen bir devre tasarlanmış ve ventilatör cihazıyla seri olarak haberleştirilmiştir.



Şekil 4.1. Elektronik akciğer modeli(Gölcük ve ark., 2016).

Elektronik akciğer modeli için hazırlanan Bilgisayar yazılımının ara yüzüne ait bir görüntü Şekil 4.2.'de görülmektedir. Bu yazılım C# programlama dili kullanılarak hazırlanmıştır. C# ile bilgisayarın USB portlarını kontrol edebilmek için "UsbLibrary.dll" kütüphanesi kullanılmıştır.

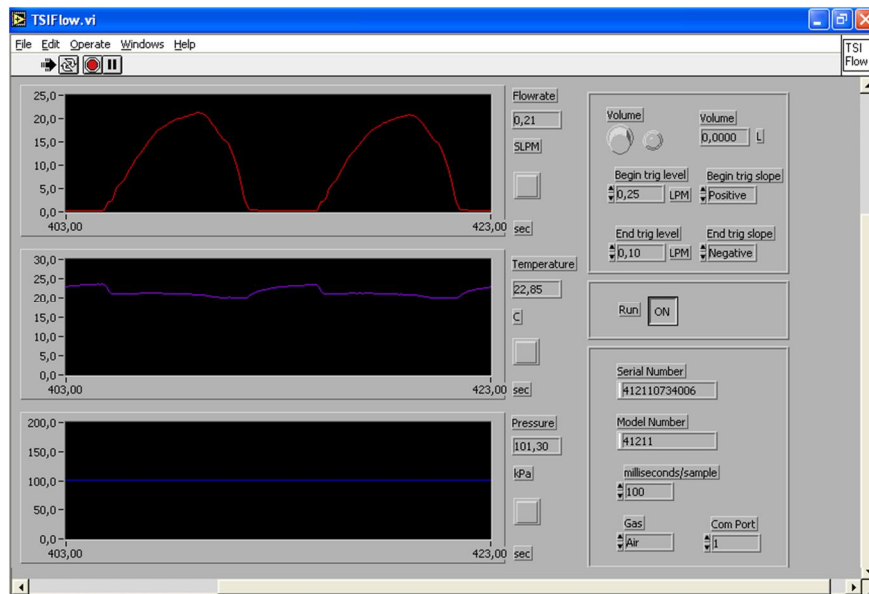


Şekil 4.2. Bilgisayar yazılımı ara yüzü(Gölcük ve ark., 2016).

Tasarlanan ventilatör cihazını Şekil 4.3.'de görünen TSI 41000 serisi akış ölçer cihazı kullanılarak da test edilmiştir. Bu cihaz ile hastaya verilen havanın litre/dakika cinsinden değeri grafiksel olarak ölçülmüştür. Bu cihaz com port üzerinden bilgisayar ile bağlantısı gerçekleştirilmiştir ve bu cihazın ürettiği sonuçlar bilgisayar yazılımında gözlemlenmiştir. Şekil 4.4.'de bu yazılıma ait bir örnek yer almaktadır.



Şekil 4.3. Ventilatör kalibrasyonu için kullanılan TSI 41000 serisi akış ölçer



Şekil 4.4. TSI 41000 serisi akış ölçerin bilgisayar ekranı çıktısı örneği

Ağır hypoxemia hastalarında başlangıç  $FiO_2$  ayarı %100'de olmalıdır. PEEP (Positive end-expiratory Pressure) genellikle yüksek seviyedeki  $FiO_2$ 'ye dirençli Hypoksemia hastasının oksijenlenme durumunu iyileştirmek için kullanılır(Chang, 2013). Gerçekleştirilen sistemde elde ettiğimiz sonuçlar Çizelge 4.1., Çizelge 4.2. ve Çizelge 4.3.'de verilmiştir. Çizelge 4.1.'deki veriler incelendiğinde  $SpO_2$  değeri çok düşük olan bir hasta ventilatöre bağlandığı anda hastaya verilen havanın oksijen oranı %100'dür. Hastanın zamanla  $SpO_2$  değerleri normalleştikçe  $FiO_2$  değerleri adım adım azalmaktadır. Hasta ventilatöre bağlandıktan sonra sürekli iyileşme gösterdiği için PEEP değerlerinde herhangi bir değişiklik olmamaktadır. Eğer verilen yüksek orandaki  $FiO_2$  ye rağmen hasta iyileşme göstermemiş olsaydı PEEP değerleri de adım adım artacaktı. Buna ait bir örnek de Çizelge 4.2.'de verilmiştir(Gölcük ve ark., 2016).

**Çizelge 4.1.** Verilen bazı giriş değerlerine karşılık birinci bulanık mantık tabanlı modelin verdiği cevaplar(Örnek-1).

Giriş Üyelik Fonksiyonları			Çıkış Üyelik Fonksiyonları	
$SpO_2$	TIME-I	F $SpO_2$	$FiO_2$ -I	PEEP-I
82	20	-	100	6
88	60	82	90	6
92	90	82	75	6
97	120	82	60	6
98	150	82	45	6

**Çizelge 4.2.** Verilen bazı giriş değerlerine karşılık birinci bulanık mantık tabanlı modelin verdiği cevaplar(Örnek-2).

Giriş Üyelik Fonksiyonları			Çıkış Üyelik Fonksiyonları	
$SpO_2$	TIME-I	F $SpO_2$	$FiO_2$ -I	PEEP-I
82	23	-	100	6
82	62	82	100	8.14
84	90	82	100	10
84	120	82	100	12
84	151	82	100	15

Çizelge 4.1. ve Çizelge 4.2.'deki veriler birinci bulanık mantık tabanlı denetleyiciden elde edilmiştir. Bu denetleyici  $SpO_2$  değeri düşük olan bir hasta ventilatöre bağlandığında hastanın kanındaki oksijen doygunluğunu artırmak için devreye girmektedir. Bu denetleyici ile hastanın kanındaki oksijen doygunluğu normalleştiği zaman ikinci bulanık mantık tabanlı denetleyici devreye girerek birinci denetleyicinin artırdığı  $FiO_2$  ve PEEP değerlerini adım adım normal değerlere getirmektedir. İkinci Bulanık denetleyicinin ürettiği sonuçlara ilişkin örnek Çizelge 4.3.'te verilmiştir(Gölcük ve ark., 2016).



**Çizelge 4.3.** Verilen bazı giriş değerlerine karşılık ikinci bulanık mantık tabanlı modelin verdiği cevaplar(Örnek-3).

Giriş Üyelik Fonksiyonları				Çıkış Üyelik Fonksiyonları	
SpO2	TIME-II	FiO <sub>2</sub> -I	PEEP-I	FiO <sub>2</sub> -II	PEEP-II
98	15	100	15	86,25	12
98	62	100	15	69,67	9,86
98	92	100	15	54,67	7,91
98	122	100	15	41,04	6
98	152	100	15	30	6

#### 4.2. Ventilatörde Step Motor Kontrollü Oransal Valfin Kontrolü için Tasarlanan Bulanık Mantık Tabanlı Denetleyicinin Deneysel Sonuçları

Donanım ve yazılım karmaşıklığı arttıkça Tıbbi cihazları test etmek daha zor hale gelmiştir. Fiziksel modellere göre daha kapsamlı bir test metodu dijital modellerdir. Bir dijital modelin yararı, fiziksel model kullanıldığında her zaman mümkün olmayan çevresel senaryoların geniş aralıklarını elde edebilmek için esnek olmasıdır(Miller ve ark., 2012). Yapılan çalışmayı test etmek için bir adet DT-8920 akış ölçer, ventilatör kalibrasyon cihazı(TSI 41211) ve birer adet de oksijen, akışkanlık ve basınç sensörleri olan akciğer modeli kullanılmıştır. Akış ölçer ile hastaya verilen havanın akışkanlığı ve basıncı ölçülmüştür. Şekil 4.5.'de bu test işlemi için kullanılan akış ölçer ile bilgisayar bağlantısı yer almaktadır. Oksijen sensörü ile de hastaya verilen havadaki oksijen oranı ölçülmüştür. Oksijen sensöründen verileri okumak için Şekil 3.2.'deki Ventilatör cihazında olduğu gibi Pic18F4550 mikrodenetleyicisi kullanılmıştır. Mikrodenetleyicinin sensörlerden okuduğu veriler bilgisayara iletildi ve sonuçlar gözlemlendi.



**Şekil 4.5.** Akış ölçer ile test işlemi(Gölcük ve Güler, 2017).

1 ve 2 denklemlerine ait bir örnek verilmektedir.

Örnek ventilatör ayarları:  $FiO_2=50$  ve  $PeakFlow=30LPM$  iken;

$O_2Flow=30.(50-21)/79= 11.013$  LPM olarak hesaplanır.

Akciğer modelinden elde edilen sonuçlar Çizelge 4.4.'te verilmiştir. Çizelge 4.4.'te ventilatör cihazı için kullandığımız akışkanlık sensörlerinin ve oksijen sensörünün okuduğu değerler de verilmiştir.

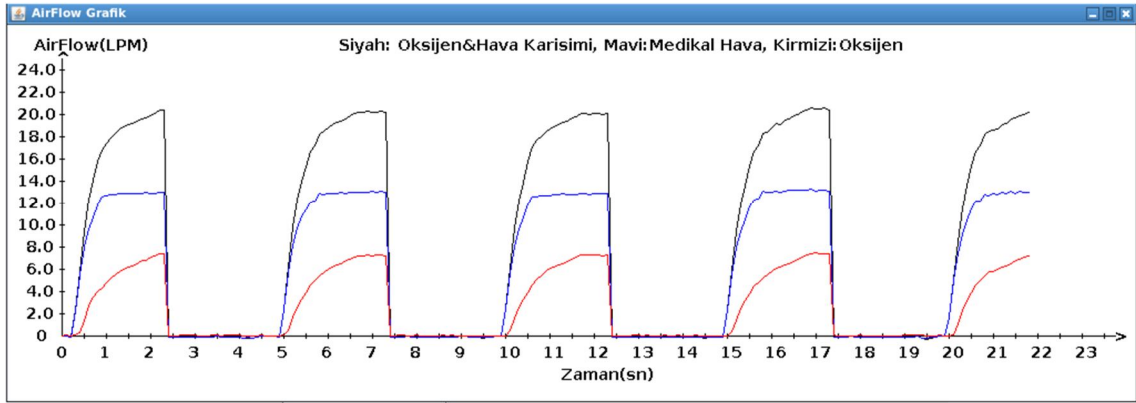
**Çizelge 4.4.** Değişen  $FiO_2$  ve  $PeakFlow$  ayarlarına göre hesaplanan ve ölçülen  $O_2Flow$ , akışkanlık,  $PeakFlow$  ve  $O_2$  değerleri(Gölcük ve Güler, 2017).

Ventilatör Ayarları		Hesaplanan Akışkanlık		Ölçülen Akışkanlık				
				Ventilatör monitöründen okunan değerler			Akış ölçer cihazından okunan değerler	
$FiO_2$ (%)	PeakFlow (LPM)	$O_2Flow$ (LPM)	Akışkan. (LPM)	$O_2Flow$ (LPM)	Akışkan. (LPM)	$O_2$ Sensor (LPM)	Peakflow w CMM	Peakflow (LPM)
50	30	11,01	18,99	11	19	49,90	0,0300	30
100	30	30	0	29,98	0	99	0,0299	29,9
21	30	0	30	0	29,97	21	0,0298	29,8
80	30	22,41	7,59	22,38	7,59	78,98	0,0299	29,9
40	30	7,21	22,78	7,18	22,77	39,02	0,0299	29,9
60	20	9,87	10,13	9,96	9,82	60,77	0,0197	19,7
50	20	7,34	12,66	7,47	12,69	50,27	0,0201	20,1
40	20	4,81	15,19	4,71	15,36	39,54	0,0201	20,1
30	20	2,28	17,72	2,01	17,98	28,81	0,0201	20,1

#### 4.2.1. Değişen FiO<sub>2</sub>, PeakFlow, BPM Rate ve I/E oranı ayarlarına göre akışkanlık sensöründen okunan değerlerin grafikleri

##### Örnek-1:

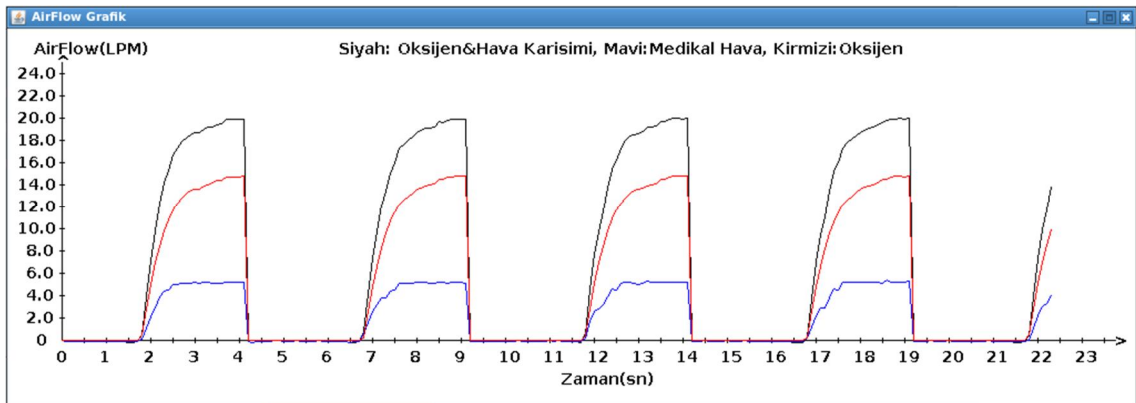
Peak Flow : 20  
 FiO<sub>2</sub> : 50  
 BPM : 12  
 I/E Oranı : 1/1



Şekil 4.6. Örnek1 akışkanlık grafiği

##### Örnek-2:

Peak Flow : 20  
 FiO<sub>2</sub> : 80  
 BPM : 12  
 I/E Oranı : 1/1



Şekil 4.7. Örnek2 akışkanlık grafiği

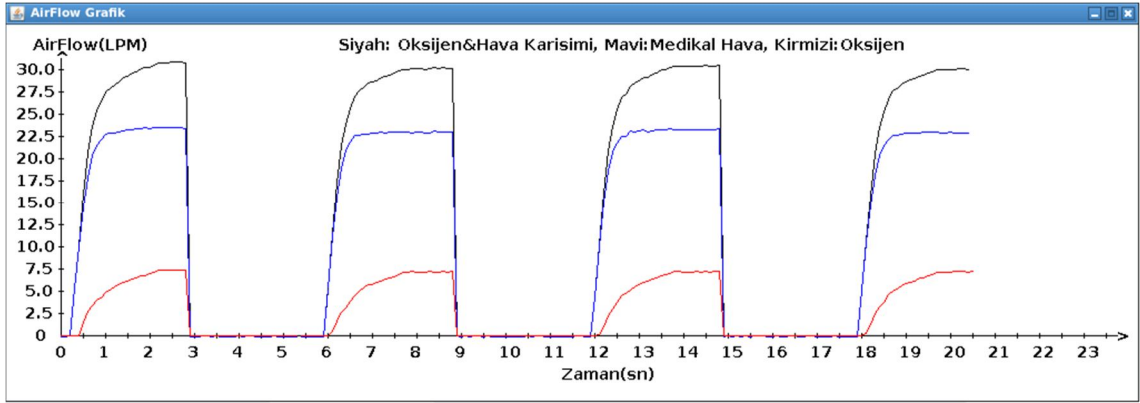
Örnek-3:

Peak Flow : 30

FiO<sub>2</sub> : 40

BPM : 10

I/E Oranı : 1/1



Şekil 4.8. Örnek-3 akışkanlık grafiği

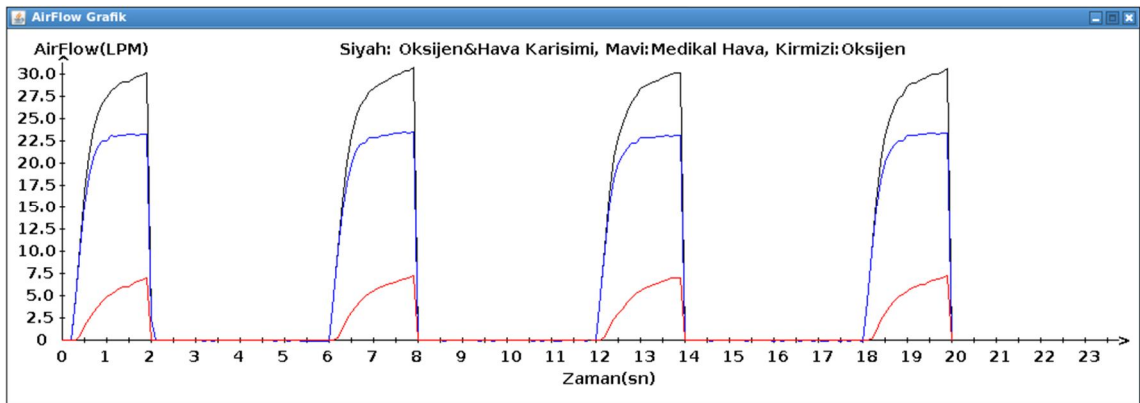
Örnek-4:

Peak Flow : 30

FiO<sub>2</sub> : 40

BPM : 10

I/E Oranı : 1/2



Şekil 4.9. Örnek-4 akışkanlık grafiği

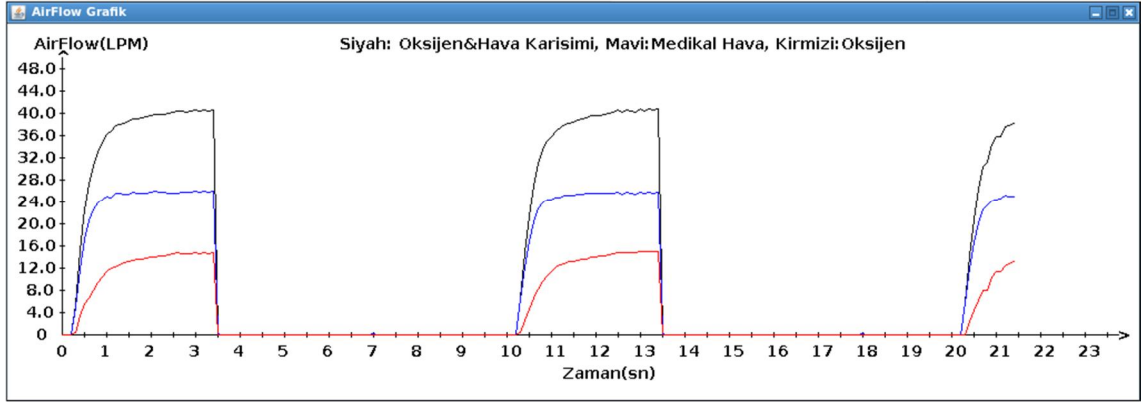
Örnek-5:

Peak Flow : 40

FiO<sub>2</sub> : 50

BPM : 6

I/E Oranı : 1/2



Şekil 4.10. Örnek-5 akışkanlık grafiği

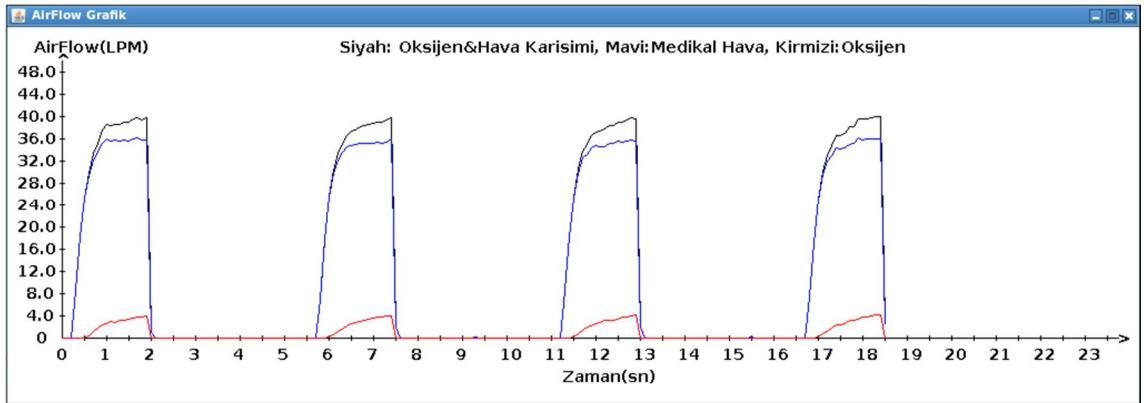
Örnek-6:

Peak Flow : 40

FiO<sub>2</sub> : 30

BPM : 10

I/E Oranı : 1/2



Şekil 4.11. Örnek-6 akışkanlık grafiği

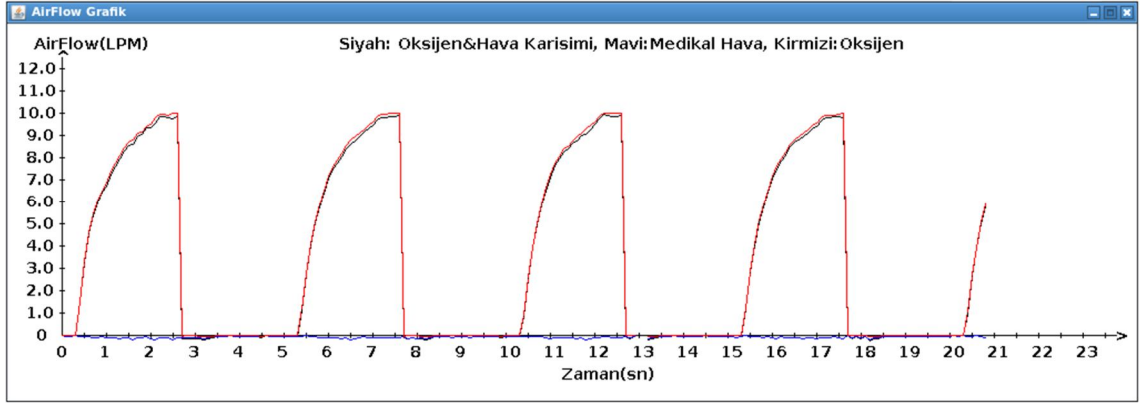
Örnek-7:

Peak Flow : 10

FiO<sub>2</sub> : 100

BPM : 12

I/E Oranı : 1/1



Şekil 4.12. Örnek-7 akışkanlık grafiği

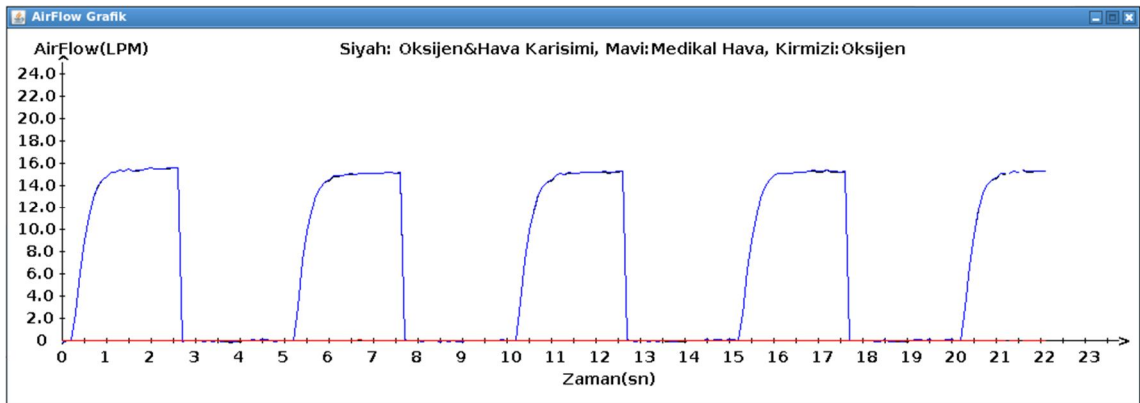
Örnek-8:

Peak Flow : 15

FiO<sub>2</sub> : 21

BPM : 12

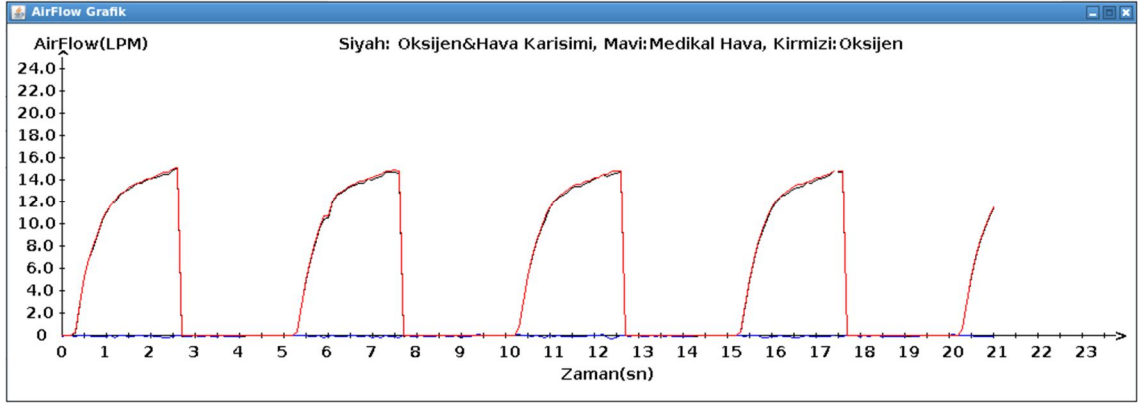
I/E Oranı : 1/1



Şekil 4.13. Örnek-8 akışkanlık grafiği

Örnek-9:

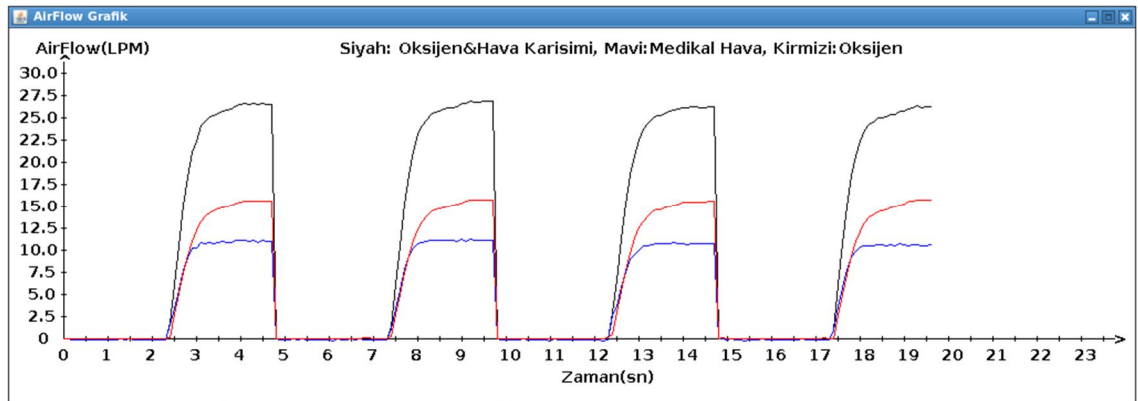
Peak Flow : 15  
 FiO<sub>2</sub> : 100  
 BPM : 12  
 I/E Oranı : 1/1



Şekil 4.14. Örnek-9 akışkanlık grafiği

Örnek-10:

Peak Flow : 25  
 FiO<sub>2</sub> : 70  
 BPM : 12  
 I/E Oranı : 1/1

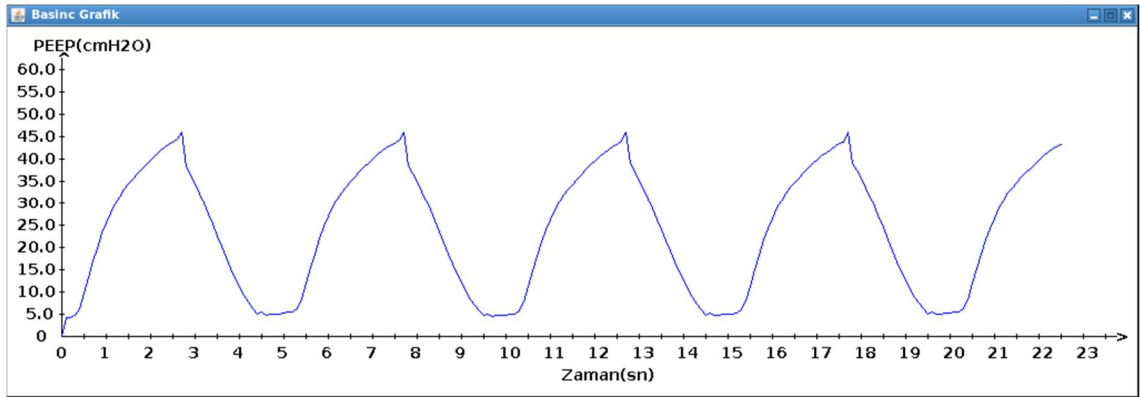


Şekil 4.15. Örnek-10 akışkanlık grafiği

#### 4.2.2. Değişen PEEP, FiO<sub>2</sub>, PeakFlow ve BPM Rate ayarlarına göre basınç sensöründen okunan değerlerin grafikleri

##### Örnek-1:

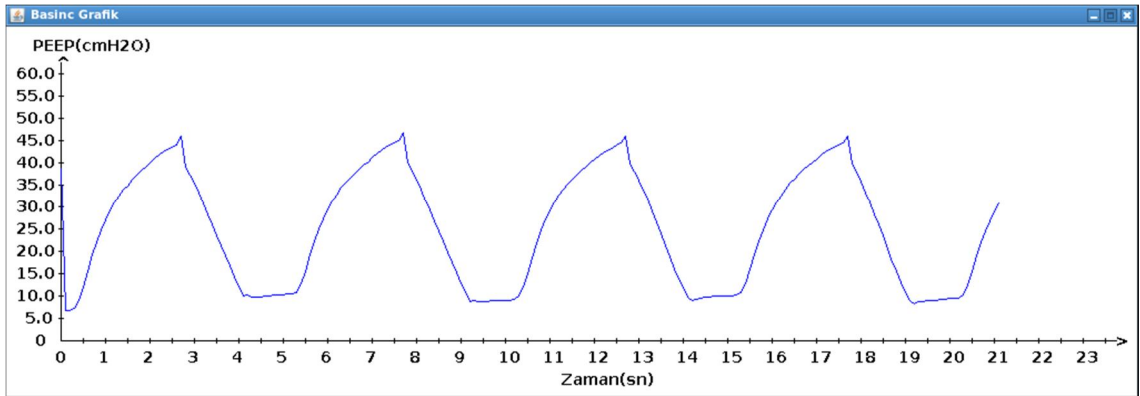
Peak Flow : 20  
 FiO<sub>2</sub> : 50  
 BPM : 12  
 I/E Oranı : 1/1  
 PEEP : 5



Şekil 4.16. Örnek-1 basınç grafiği

##### Örnek-2:

Peak Flow : 20  
 FiO<sub>2</sub> : 50  
 BPM : 12  
 I/E Oranı : 1/1  
 PEEP : 10



Şekil 4.17. Örnek-2 basınç grafiği



Örnek-3:

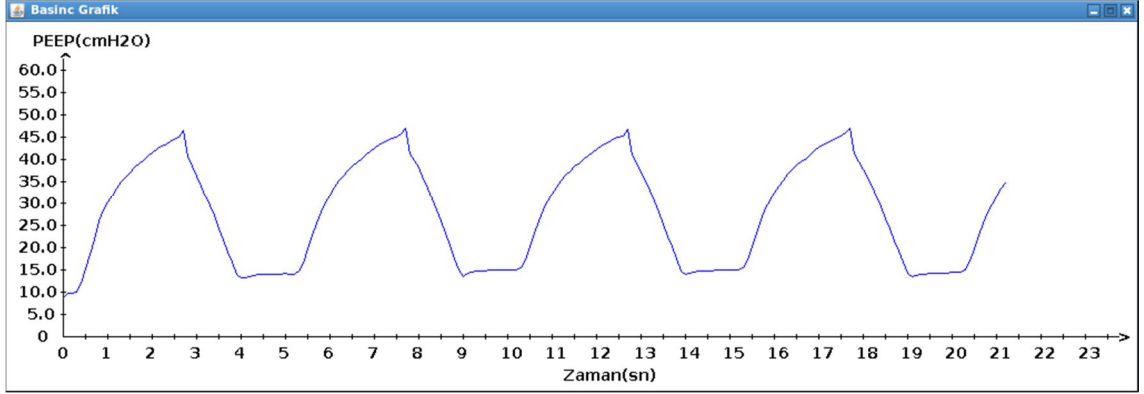
Peak Flow : 20

FiO<sub>2</sub> : 50

BPM : 12

I/E Oranı : 1/1

PEEP : 15



Şekil 4.18. Örnek-3 basınç grafiği

Örnek-4:

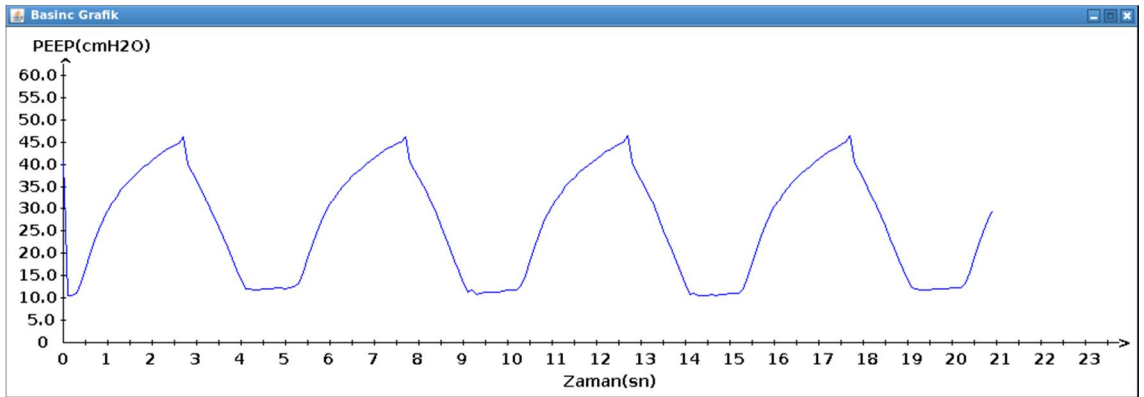
Peak Flow : 20

FiO<sub>2</sub> : 40

BPM : 12

I/E Oranı : 1/1

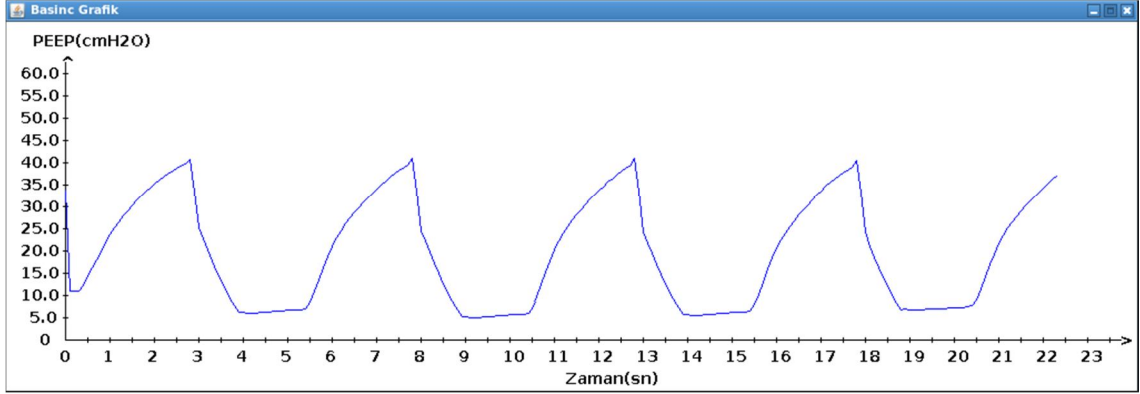
PEEP : 12



Şekil 4.19. Örnek-4 basınç grafiği

Örnek-5:

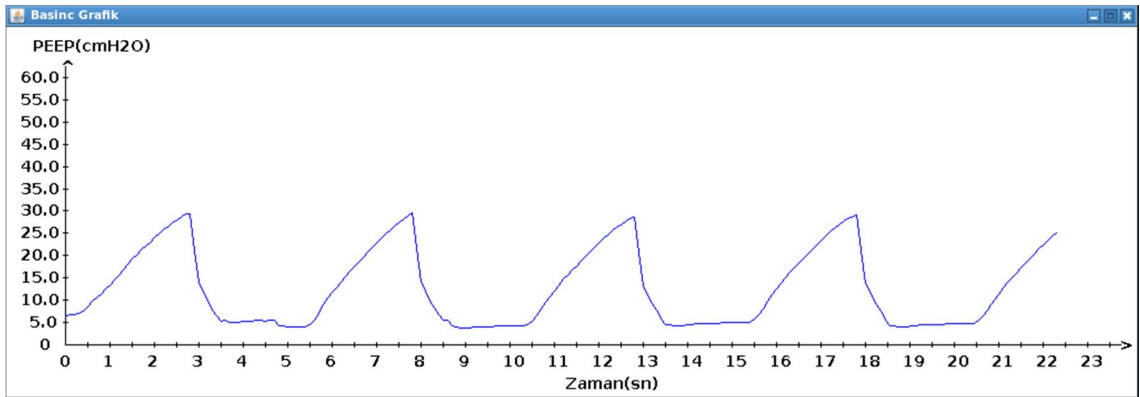
Peak Flow : 15  
 FiO<sub>2</sub> : 40  
 BPM : 12  
 I/E Oranı : 1/1  
 PEEP : 7



Şekil 4.20. Örnek-5 basınç grafiği

Örnek-6:

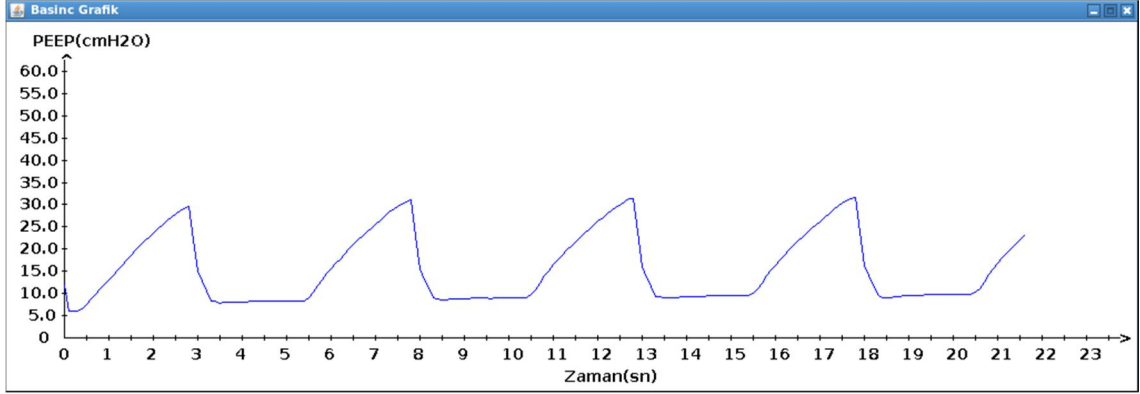
Peak Flow : 10  
 FiO<sub>2</sub> : 40  
 BPM : 12  
 I/E Oranı : 1/1  
 PEEP : 5



Şekil 4.21. Örnek-6 basınç grafiği

Örnek-7:

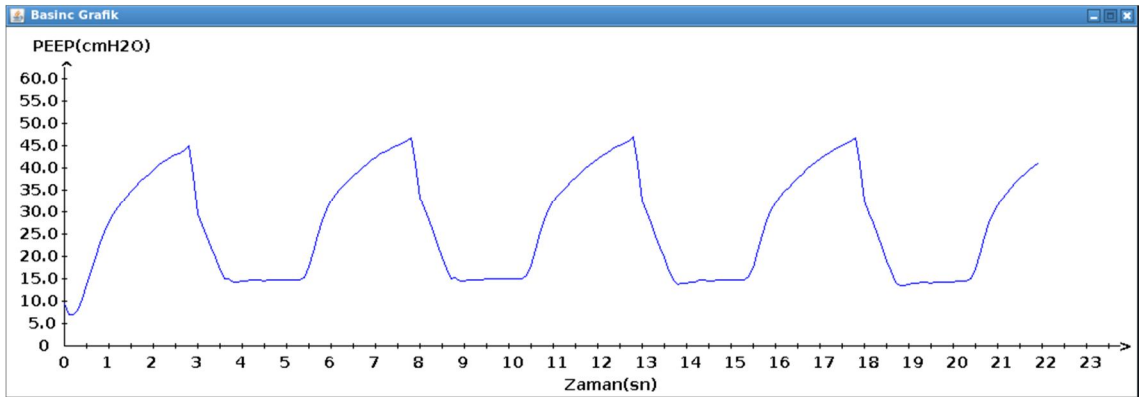
Peak Flow : 10  
 FiO<sub>2</sub> : 40  
 BPM : 12  
 I/E Oranı : 1/1  
 PEEP : 10



Şekil 4.22. Örnek-7 basınç grafiği

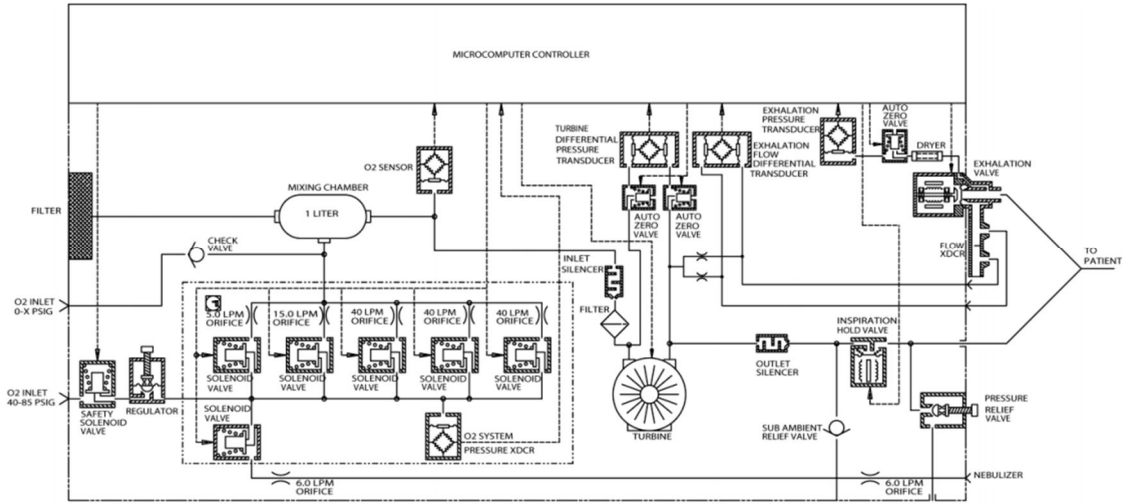
Örnek-8:

Peak Flow : 18  
 FiO<sub>2</sub> : 30  
 BPM : 12  
 I/E Oranı : 1/1  
 PEEP : 15



Şekil 4.23. Örnek-8 basınç grafiği

Ventilatörden hastaya verilen havanın hacmi Şekil 4.24.'de olduğu gibi çok sayıda değişik orifisli selenoid valfler kullanılarak da hesaplanabilmektedir. Bu çalışmada SCPV-1-3 valfinden bir tane medikal hava girişine, bir tane de O<sub>2</sub> girişine olmak üzere iki adet kullanılarak hastaya verilecek olan havanın FiO<sub>2</sub> oranı ve miktarı belirlenmektedir. Bu da doğal olarak ventilatörün boyutunu, harcadığı gücü ve maliyetini azaltmaktadır.



Şekil 4.24. Ventilatörün akış dağıtım sistemi(CareFusion, 2014).

## 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 5.1 Sonuçlar

Puls oksimetre senkronlu ventilatör için Araştırma Sonuçları 4.1. bölümünde verilen değerler tasarlanan Elektronik Akciğer Modeli, ventilatör kalibrasyon cihazı (TSI 41000 Serisi) ve akış ölçer'den (CEM DT8920) okunan sonuçlardır. Tıbbi cihaz klinik araştırması için gerekli olan sertifikalar (örn. CE belgesi) ve ilgili etik kurul kararı alındıktan sonra tasarlanan cihaz gerçek hastalar üzerinde test edilecektir. Oluşturulan akciğer simülasyonundan alınan sonuçlar oldukça başarılı görünmektedir. Tasarlanan sistemi kullanabilmek için ayrıca bir puls oksimetre cihazına ihtiyaç yoktur. Ventilatör cihazı içerisinde ventilatör devreleri ile birlikte Puls Oksimetre cihazının devresi de yer almaktadır. Yani ventilatör cihazı ile Puls oksimetre cihazı bütünleşik bir devre olarak tasarlanmıştır. Ventilatör cihazında Oksimetre Probu için bir port bulunmaktadır. Bulanık mantık denetleyicisini kullanarak  $FiO_2$  ve PEEP ayarının otomatik olarak yapılması istendiğinde bu port kullanılarak hasta Puls Oksimetreye bağlanabilmektedir. Ayrıca ventilatör üzerinde hedeflenen  $FiO_2$  ve PEEP seçeneği bulunmaktadır. Eğer bulanık mantık tabanlı denetleyicinin ürettiği  $FiO_2$  ve PEEP ayarları bu hedeflenen değerlerden düşük olursa hastaya hedeflenen değerler verilmektedir. Yapılan sistem ventilatör üzerinde bir seçenek olarak duracaktır. Hastayı takip eden doktorun uygun görmesi halinde bu sistem hastalarda kullanılabilir.

Rice ve ark. (2007)'nin yapmış olduğu çalışmaya göre arteriyel kan gazı analizi yapılamadığı zaman ARDS (Acute respiratory distress syndrome) tanısının konulmasında puls oksimetre cihazından okunan  $SpO_2$  değeri kullanılabilir. Ayrıca kritik hastalarda sık kık arteriyel kan gaz analizi yapılması hastadan aşırı kan örneği alınmasını gerektireceğinden anemiye yol açabilmektedir(Rice ve ark., 2007). Gerçekleştirilen ventilatör cihazı, puls oksimetre ile senkronize olarak çalıştığından arteriyel kan gaz analizinin yapılamadığı koşullarda da oldukça avantaj sağlayacaktır.

Ventilatörde step motor kontrollü oransal valfin kontrolü için tasarlanan bulanık mantık tabanlı denetleyicinin deneysel sonuçları 4.2. bölümünde verilen değerler, tasarlanan elektronik akciğer modelinden ve tasarlanan ventilatör cihazının monitöründen okunan değerlerdir. Oluşturulan akciğer simülasyonundan alınan sonuçlar oldukça başarılı görünmektedir. Mevcut ventilatör cihazlarında hastaya verilecek olan havanın akışkanlığını kontrol etmek için çok sayıda değişik orifis genişliklerine sahip selenoid valfler kullanılmaktadır. Genelde 5LPM, 6LPM, 15LPM

veya 40LPM'lik orifise sahip selenoid valflerden hem medikal hava kontrolü için hem de oksijen kontrolü için birden fazla kullanılmaktadır. Bazı ventilatör cihazlarında da selenoid valf sürekli aç/kapa yapılarak hastaya verilecek havanın akışkanlığı ayarlanıyor. Bu da hem maliyeti artırmakta hem de ventilatörün daha fazla enerji harcamasına sebep olmaktadır. Çizelge 3.3.'den de görüldüğü gibi kullanılan oransal valf 385mA'lık bir akımla tetiklenmektedir. Selenoid valfler genelde 2A'lık akımla aç/kapa durumuna geldiğine göre kullanılan oransal valfin enerji bakımından çok avantajlı olduğu anlaşılmaktadır. Tasarlanan ventilatör cihazında tüm bu selenoid valflerin yaptığı iş, iki adet oransal valf ile gerçekleştirildi. Bu yöntemle hastaya verilen havanın değerleri daha hassas bir şekilde hesaplanabilmiştir.

## 5.2 Öneriler

Bu çalışmada, ventilatörden hastaya verilecek olan havanın oksijen oranını ( $FiO_2$ ) ve ekspirasyon sonu basıncını (PEEP) bulanık mantıkla hesaplayan yeni bir cihaz önerilmiştir. Bunun için bir ventilatör cihazı ve bir de puls oksimetre cihazı tasarlanmıştır. Bu iki cihaz birbiriyle senkronize olarak çalışmaktadır. Bu sayede ventilatör cihazı, hastaya verilecek olan havanın oksijen miktarını ve ekspirasyon sonu PEEP basıncını otomatik olarak hesaplamaktadır. Bu hesaplamayı ventilatör için tasarlanan bulanık mantık tabanlı denetleyici yapmaktadır. Hastanın kanındaki oksijen doygunluğu ( $SpO_2$ ) puls oksimetre cihazı ile ölçülmektedir. Puls oksimetreden ölçülen bu değer seri iletişimle ventilatör cihazına iletilmektedir ve bulanık mantık tabanlı denetleyicinin giriş üyeli fonksiyonu olarak kullanılmaktadır. Yapılan testlerin sonuçları kaydedildi ve Çizelge 4.1., Çizelge 4.2. ve Çizelge 4.3.'de bu sonuçlar verilmiştir. Sonuçlar önerilen sistemin etkinliğini göstermektedir.

Bu çalışmada tasarlanan ventilatör cihazında hastaya verilecek olan havanın akışkanlığını ve  $FiO_2$  oranını ayarlamak için step motor kontrollü oransal valf kullanılmıştır. Ventilatör cihazından ayarlanan  $FiO_2$  ve PeakFlow ayarlarına göre hastaya verilecek olan oksijen ve medikal hava karışımı için oransal valflerin kaç adım açılması gerektiğini bulanık mantık tabanlı denetleyici hesaplamaktadır. Bulanık denetleyicinin hesapladığı sonuçlar USB port üzerinden mikro denetleyiciye iletilmekte ve Mikro denetleyici step motor sürücü aracılığıyla oransal valfleri hesaplanan değerler oranında açıp kapatmaktadır. Yapılan çalışmayı test etmek için Ventilatör kalibrasyon cihazı, dijital akış ölçer ve dijital akciğer modeli kullanılmıştır. Yapılan testlerin

sonuçları kaydedilmiş ve Çizelge 4.4.'te verilmiştir. Bu sonuçlar tasarlanan sistemin kullanılabilirliğini göstermiştir.

Hipotansiyon, vazoaktif ilaç kullanımı, anemi, asit-baz bozuklukları ve oksimetri tipi gibi belirli durumlarda puls oksimetrenin kullanımı önemli derecede kısıtlanmaktadır. Normal durumlarda puls oksimetre cihazı daha güvenilir olabilir ama parametreleri bozuk olan hastalar için puls oksimetrenin ürettiği sonuçlar tekrar değerlendirilmelidir(ÇOŞKUN ve ark., 2008). Bu gibi puls oksimetre cihazının kullanılmayacağı durumlarda  $FiO_2$  ve PEEP otomatik olarak hesaplanamayacaktır. Dolayısıyla ventilatör cihazına bağlı olan hastaya verilmesi gereken havanın ayarlarını doktorlar ve hemşireler kendileri yapmalıdır.

## KAYNAKLAR

- AKDER, 2016, Pnömatik Regülatörler, <http://www.akder.org/tr/makale/314-pnoematik-reguelatoerler#.WBY9iC2LSM9>: [30.10.2016].
- Akıncı, C., Çakar, N., Ayyıldız, A., Atalan, H. K. ve Ayyıldız, A., 2010, Yoğun bakım hemşirelerinin ventilatör ilişkili pnömoni ile ilgili bilgilerinin değerlendirilmesi, *Türk Anesteziyoloji ve Reanimasyon Derneği Dergisi*, 38, 45-51.
- Allahverdi, N., 2002, Uzman sistemler: bir yapay zeka uygulaması, Atlas Yayın Dağıtım, p.
- Ateş, G. ve Polat, K., 2012, Measuring of oxygen saturation using pulse oximeter based on fuzzy logic, *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2012 IEEE International Symposium on*, 1-6.
- Axelson, J., 2015, USB complete: the developer's guide, Lakeview research LLC, p.
- Balcı, E., 2014, Mekanik Ventilasyon Uygulanan ALI/ARDS'si Olan ve Olmayan Hastalarda SpO<sub>2</sub>/FiO<sub>2</sub> ve PaO<sub>2</sub>/FiO<sub>2</sub> Oranlarının Karşılaştırılması ve Değişik PEEP Değerleri ile Oksijen Disosiasyon Eğrisini Kaydıran Faktörlerin Bu Oranlara Etkisi, Tıpta Uzmanlık Tezi, *Ankara Üniversitesi*, ANKARA, 94.
- Başçiftçi, F. ve Eldem, A., 2016, An interactive and multi-functional refreshable Braille device for the visually impaired, *Displays*, 41, 33-41.
- Berry, D. C. ve Seitz, S. R., 2012, Educating the Educator: use of pulse oximetry in athletic training, *Athletic Training Education Journal*, 7 (2), 74-80.
- Bonfanti, M., Cammi, A. ve Bagnoli, P., 2015, Gas transfer model to design a ventilator for neonatal total liquid ventilation, *Med Eng Phys*, 37 (12), 1133-1140.
- Bordes, J., Erwan, d. A., Savoie, P. H., Montcriol, A., Goutorbe, P. ve Kaiser, E., 2014, FiO<sub>2</sub> delivered by a turbine portable ventilator with an oxygen concentrator in an Austere environment, *J Emerg Med*, 47 (3), 306-312.
- Brown, S. M., Grissom, C. K., Moss, M., Rice, T. W., Schoenfeld, D., Hou, P., Thompson, B. T. ve Brower, R. G., 2016, Non-linear imputation of PaO<sub>2</sub>/FIO<sub>2</sub> from SpO<sub>2</sub>/FIO<sub>2</sub> among patients with Acute Respiratory Distress Syndrome, *Chest*.
- Burr-Brown, C., 1997, INA 122 Single Supply, MicroPower Instrumentation Amplifier, <http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/BurrBrown/mXrvxxv.pdf>: [23 Jun,2016].
- CareFusion, 2014, Vela Ventilatör Diamond Serisi Kullanım Kılavuzu, [http://www.carefusion.com/documents/guides/user-guides/RC\\_VELA-Operator-Manual\\_UG\\_TR.pdf](http://www.carefusion.com/documents/guides/user-guides/RC_VELA-Operator-Manual_UG_TR.pdf): [18.10.2016].



- Celik, B., Güler, N. F. ve Güler, İ., 2009, Design and realization of a microcontroller based E-test strip application device, *Instrumentation Science and Technology*, 37 (6), 676-682.
- Chang, D. W., 2013, Clinical application of mechanical ventilation, Cengage Learning, p.
- Clippard, I. L. I., 2016, Stepper-Controlled Proportional Valves, [http://www.clippard.com/downloads/PDF\\_Documents/Product%20Data%20Sheet/Clippard%20SCPV%20Proportional%20Valve.pdf](http://www.clippard.com/downloads/PDF_Documents/Product%20Data%20Sheet/Clippard%20SCPV%20Proportional%20Valve.pdf). [17 Mar,2016].
- Çiçek, H., Kaan, N., Öztürk, M., Kurt, İ. ve Gürsoy, F., 2011, Otomatik ventilatörün (surevent™) açık kalp cerrahisi hastalarının transportunda kullanımı.
- ÇOŞKUN, R., GÜVEN, M. ve SUNGUR, M., 2008, Yoğun Bakım Ayarlarında Puls Oksimetrimin Güvenilirliği ve Etkileyen Faktörler, *Turk. J. Intensive Care Med*, 60–66.
- Dadone, P., 2001, Design optimization of fuzzy logic systems, *Virginia Polytechnic Institute and State University*.
- Dresher, R., 2006, Wearable forehead pulse oximetry: Minimization of motion and pressure artifacts, *Citeseer*.
- Eastwood, G. M., Peck, L., Young, H., Suzuki, S., Garcia, M. ve Bellomo, R., 2014, Intensive care clinicians' opinion of conservative oxygen therapy (SpO<sub>2</sub> 90–92%) for mechanically ventilated patients, *Australian Critical Care*, 27 (3), 120-125.
- Ferrando, C., Carbonell, J. A., Gutierrez, A., Hernandez, J. ve Belda, J., 2012, Mechanical ventilation in the operating room: Adjusting VT, PEEP, and FiO<sub>2</sub>, *Trends in Anaesthesia and Critical Care*, 2 (6), 269-273.
- Figaro, Technical Information for GS Oxygen Sensor KE-Series, [https://www.sos.sk/a\\_info/resource/c/figaro/KE\\_series\\_technical\\_info.pdf](https://www.sos.sk/a_info/resource/c/figaro/KE_series_technical_info.pdf). [23 Jun,2016].
- Giuliano, K. K. ve Higgins, T. L., 2005, New-generation pulse oximetry in the care of critically ill patients, *American Journal of Critical Care*, 14 (1), 26-37.
- Gölcük, A. ve Işık, H., 2014, Serially Communicating Lift System. International Conference and Exhibition on Electronic, Computer and Automation Technologies (ICEECAT'14). Konya.
- Gölcük, A., Işık, H. ve Güler, İ., 2016, Design and Construction of a Microcontroller-Based Ventilator Synchronized with Pulse Oximeter, *J Med Syst*, 40 (7), 180.
- Gölcük, A. ve Güler, İ., 2017, The Use of Stepper Motor-Controlled Proportional Valve for Fio<sub>2</sub> Calculation in the Ventilator and its Control with Fuzzy Logic, *J Med Syst*, 41 (1), 1.

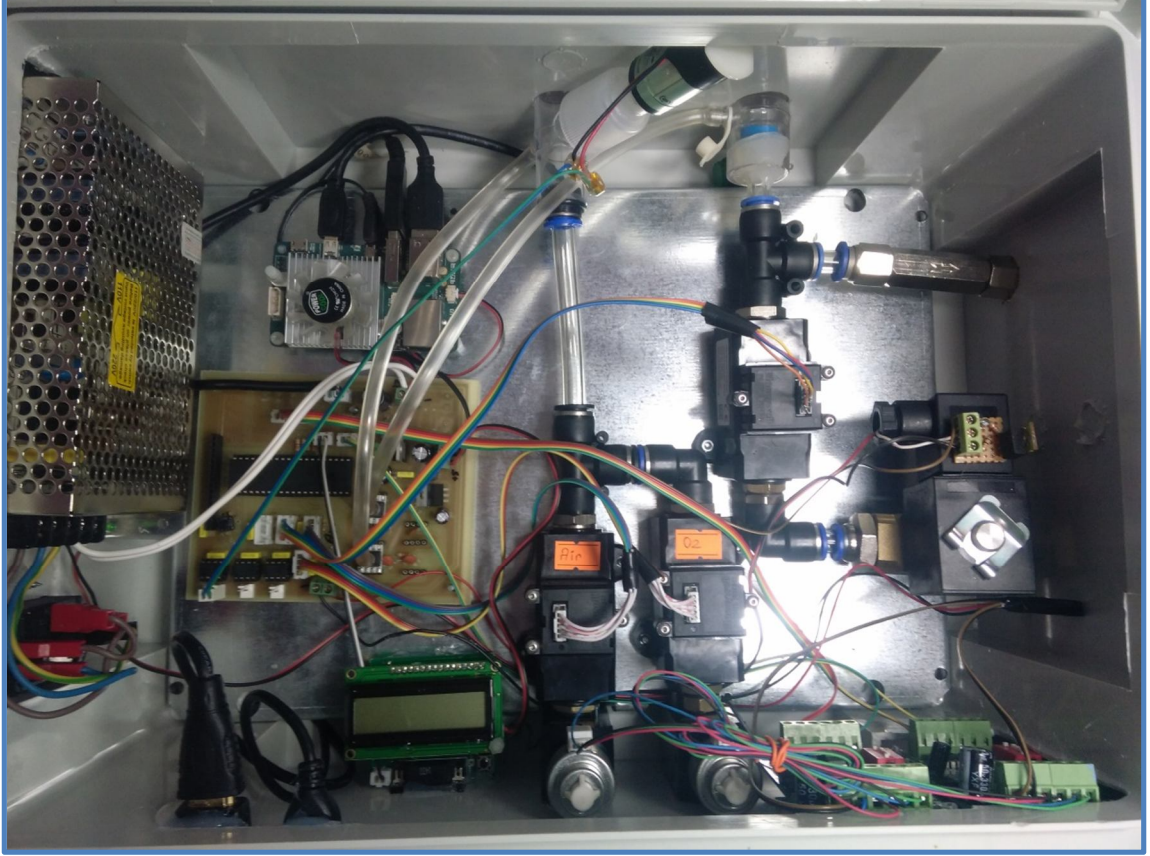
- Güler, H., 2007, Programlanabilir Lojik kontrolör ile Mekanik Ventilator Tasarımı, Master Tezi, Fırat Üniversitesi, *Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Güler, H. ve Ata, F., 2009, Senkronize Aralık Zorunlu Ventilasyonda Respirasyon Süresi, Tidal Volüm ve Basınç Değerinin Bulanık Mantık Denetleyici ile Hesaplanması. 5. Uluslar arası İleri Teknolojiler Sempozyumu-IATS'09. Karabük Üniversitesi, Karabük, Türkiye: 373-377.
- Güler, H. ve Türkoğlu, İ., 2010, Mekanik Ventilator Tasarım Metotları/Mechanical Ventilator Design Methods, *Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 26 (3), 248-257.
- Güler, H., Türkoğlu, İ. ve Ata, F., 2011, Paralel Çift Bölmeli akciğer Modelinin Elektriksel Eşdeğerinin Elde Edilmesi. Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu. Fırat Üniversitesi-Elazığ: 260-263.
- Günsay, K., 2009, Mikrodenetleyicili Endüstriyel Seri Protokol Çözümleyici Sisteminin Programı, Yüksek Lisans Tezi, *Yıldız Teknik Üniversitesi*, İstanbul, 102.
- Hakverdioğlu, G., 2007, Oksijen Saturasyonunun Değerlendirilmesinde Pulseoksimetre Kullanımı, *Cumhuriyet Üniversitesi Hemşirelik Yüksekokulu Dergisi*, 11 (3), 45-48.
- Hall, J. E., 2013, Guyton ve Hall Tıbbi Fizyoloji. 12. bs.(Çev. Ed. Berrak Çağlayan Yeğen), Elsevier/Nobel Tıp Kitabevleri, p.
- Hartmann, D., Jung, M., Neubert, T., Susin, C., Nonnenmacher, C. ve Mutters, R., 2008, Microbiological risk of anaesthetic breathing circuits after extended use, *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 52 (3), 432-436.
- Honeywell, 2012, I2C Communications with Honeywell Digital Output Pressure Sensors, [http://sensing.honeywell.com/index.php%3Fci\\_id%3D45841:](http://sensing.honeywell.com/index.php%3Fci_id%3D45841) [25.10.2016].
- Honeywell, 2014, Honeywell Zephyr™ Digital Airflow Sensors, [http://sensing.honeywell.com/honeywell-sensing-zephyr-digital-airflow-sensors-haf-series-high-accuracy-10slpm-to-300slpm-product-sheet-008268-4-en2.pdf:](http://sensing.honeywell.com/honeywell-sensing-zephyr-digital-airflow-sensors-haf-series-high-accuracy-10slpm-to-300slpm-product-sheet-008268-4-en2.pdf) [24.10.2016].
- Honeywell, 2015, I2C Communication with Honeywell Digital Airflow Sensors, [http://sensing.honeywell.com/honeywell-sensing-i2c-communications-digital-airflow-sensors-technical-note-008210-5-en.pdf:](http://sensing.honeywell.com/honeywell-sensing-i2c-communications-digital-airflow-sensors-technical-note-008210-5-en.pdf) [24.10.2016].
- Hopper, K., 2009, Basic mechanical ventilation, *Elsevier Inc.*, 900-904.
- Işık, A. H. ve Güler, İ., 2012, Pulse oximeter based mobile biotelemetry application, *Stud. Health Technol. Inform*, 181, 197-201.
- Işık, H. ve Saraçoğlu, E., 2007, The design of thermoelectric footwear heating system via fuzzy logic, *J Med Syst*, 31 (6), 521-527.

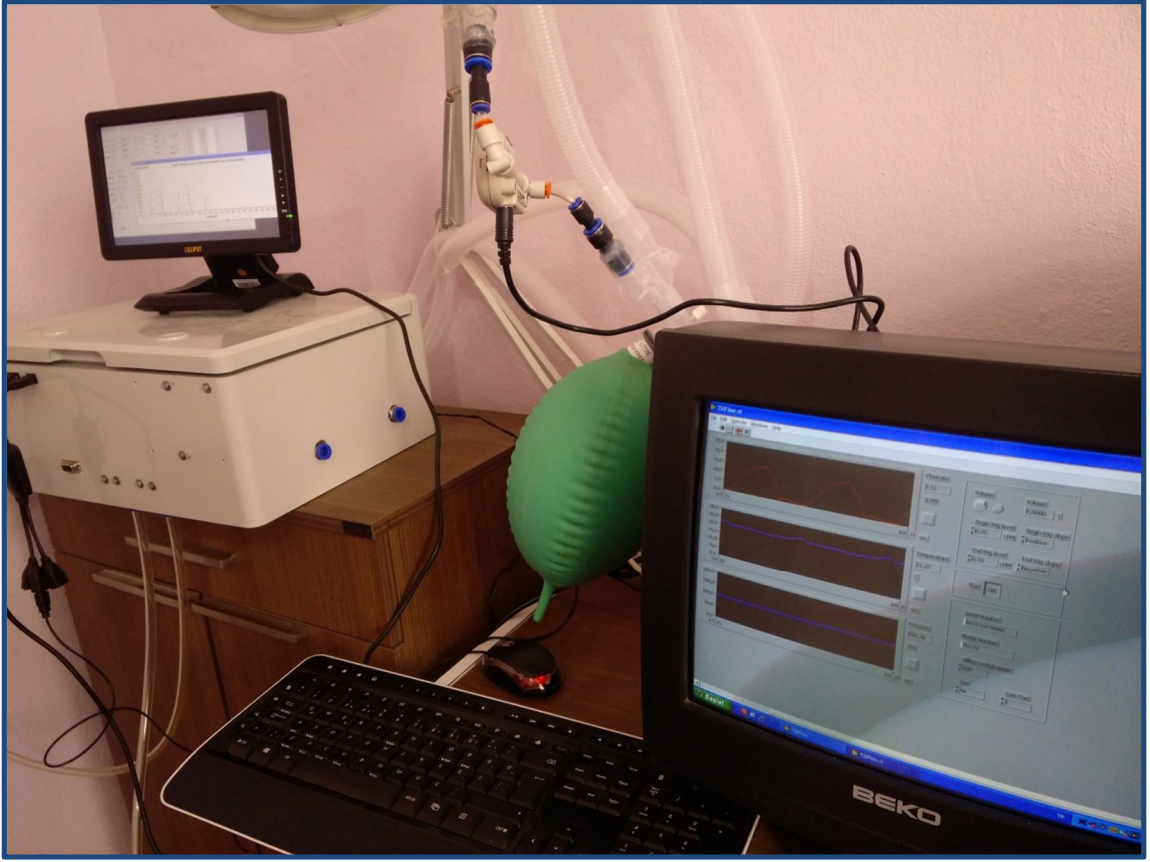
- Janik, P., Janik, M. A. ve Wróbel, Z., 2016, Integrated micro power frequency breath detector, *Sensors and Actuators A: Physical*, 239, 79-89.
- Kamalindran, A. ve Batumalai, L., 2011, USB RELAY TESTER FOR TESTING RELAY PARAMETERS.
- Kapidere, M., Müldür, S. ve Güler, İ., 2000, Control of dental prosthesis system with microcontroller, *J Med Syst*, 24 (2), 119-129.
- Kapidere, M., Ahıska, R. ve Güler, İ., 2005, A new microcontroller-based human brain hypothermia system, *J Med Syst*, 29 (5), 501-512.
- Kelle, M., 1987, Sigaranın akciğer volüm ve kapasiteleri üzerindeki etkisinin spirometrik metotla araştırılması Yüksek Lisans, *Dicle Üniversitesi*, Diyarbakır, 53.
- Kilic, Y. A. ve Kilic, I., 2010, A novel fuzzy logic inference system for decision support in weaning from mechanical ventilation, *J Med Syst*, 34 (6), 1089-1095.
- Koçer, S., Canal, M. R. ve Güler, İ., 2000, Design of low-cost general purpose microcontroller based neuromuscular stimulator, *J Med Syst*, 24 (2), 91-101.
- Köse, B., 2009, Tek akciğer ventilasyonunda düşük tidal volüm uygulamasının oksijenizasyon ve solunum parametrelerine etkileri, Uzmanlık Tezi, *İstanbul Üniversitesi*, 51.
- Köse, F., Kaplan, K. ve Ertunç, H. M., 2013, PID ve Bulanık Mantık ile DC Motorun Gerçek Zamanda STM32F407 Tabanlı Hız Kontrolü, Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, p. 1178-1183.
- Kumar, B. U., 2016, Handbook of Mechanical Ventilatory support, J.P. Medical Ltd., p.
- Lamberska, T., Vaňkova, J. ve Plavka, R., 2013, Efficacy of FiO<sub>2</sub> Increase During the Initial Resuscitation of Premature Infants < 29 Weeks: An Observational Study, *Pediatrics & Neonatology*, 54 (6), 373-379.
- Lorente, L., Blot, S. ve Rello, J., 2007, Evidence on measures for the prevention of ventilator-associated pneumonia, *European Respiratory Journal*, 30 (6), 1193-1207.
- Łukasz, P., Marcin, O., Dariusz, K. ve Marek, J., 2012, I2C Interface Design for Hardware Master Devices, *IFAC Proceedings Volumes*, 45 (7), 163-168.
- Manimaran, A., Hiremath, S. S. ve Shekhar, K. P., 2016, Dynamic Simulation and Validation of a Vent and Safety Valve for Cryogenic Flight Tanks, *Procedia Technology*, 25, 1320-1334.
- Massoud, M., 2005, Engineering thermo fluids, Springer, p.
- MEGEP, 2012, YAPAY SOLUNUM (VENTILATÖR) CİHAZLARI, [http://www.megep.meb.gov.tr/mte\\_program\\_modul/moduller\\_pdf/Yapay%20Solunum%20\(ventilat%C3%B6r\)%20Cihazlar%C4%B1.pdf](http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Yapay%20Solunum%20(ventilat%C3%B6r)%20Cihazlar%C4%B1.pdf). [12.10.2016].

- Mendelson, Y., 1992, Pulse oximetry: theory and applications for noninvasive monitoring, *Clinical chemistry*, 38 (9), 1601-1607.
- Microchip, T. I., 2006, PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet, <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39632c.pdf> [23 Jun, 2016].
- Mihm, F. ve Halperin, B. D., 1985, Noninvasive detection of profound arterial desaturations using a pulse oximetry device, *Anesthesiology*, 2 (1), 85-87.
- Miller, B., Vahid, F. ve Givargis, T., 2012, Digital mockups for the testing of a medical ventilator, *Proceedings of the 2nd ACM SIGHIT International Health Informatics Symposium*, 859-862.
- Nelson, D. S., Strickland, J. H. ve Jannett, T. C., 1997, Simulation of fuzzy control for management of respiratory rate in assist-control mechanical ventilation, *Engineering in Medicine and Biology Society, 1997. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE*, 1104-1107.
- Nemoto, T., HATZAKIS, G. E., Thorpe, C. W., Olivenstein, R., Dial, S. ve Bates, J. H., 1999, Automatic control of pressure support mechanical ventilation using fuzzy logic, *American journal of respiratory and critical care medicine*, 160 (2), 550-556.
- Noblett, W. C., Wilcox, L. R., Scamman, F., Johnson, W. T. ve Diaz-Arnold, A., 1996, Detection of pulpal circulation in vitro by pulse oximetry, *Journal of Endodontics*, 22 (1), 1-5.
- Pilbeam, S. P. ve Cairo, J. M., 2006, Mechanical ventilation: physiological and clinical applications, Mosby, p.
- Popovich, D. M., Richiuso, N. ve Danek, G., 2004, Pediatric health care providers' knowledge of pulse oximetry, *Pediatric nursing*, 30 (1), 14.
- Redmond, C., 2013, Trans-thoracic impedance measurements in patient monitoring, *EDN Network*.
- Rice, T. W., Wheeler, A. P., Bernard, G. R., Hayden, D. L., Schoenfeld, D. A. ve Ware, L. B., 2007, Comparison of the SpO<sub>2</sub>/FIO<sub>2</sub> ratio and the PaO<sub>2</sub>/FIO<sub>2</sub> ratio in patients with acute lung injury or ARDS, *CHEST Journal*, 132 (2), 410-417.
- Rusch, T. L., Sankar, R. ve Scharf, J. E., 1996, Signal processing methods for pulse oximetry, *Computers in Biology and Medicine*, 26 (2), 143-159.
- Santiago, L., 2012, Pulse Oximeter Fundamentals and Design, *Freescale Semiconductor Document Number: AN4327*.
- Saraoğlu, H. M. ve Şanlı, S., 2007, A fuzzy logic-based decision support system on anesthetic depth control for helping anesthetists in surgeries, *J Med Syst*, 31 (6), 511-519.

- Semiconductor, C. I. L., 2004, LM2576 3.0 A, 15 V, Step-Down Switching Regulator, <http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet2/d/0j912p411egh0up8p565iwkoi8cy.pdf>, [11 Feb,2016].
- Severinghaus, J. W. ve Astrup, P. B., 1986, History of blood gas analysis. VI. Oximetry, *Journal of clinical monitoring*, 2 (4), 270-288.
- Shier, D., Butler, J. ve Lewis, R., 2007, Hole's Human Anatomy and Physiology, p.
- Smith, G. B., Prytherch, D. R., Watson, D., Forde, V., Windsor, A., Schmidt, P. E., Featherstone, P. I., Higgins, B. ve Meredith, P., 2012, SpO<sub>2</sub> values in acute medical admissions breathing air-Implications for the British Thoracic Society guideline for emergency oxygen use in adult patients?, *Resuscitation*, 83 (10), 1201-1205.
- Stegmaier, P. A., Brunner, J. X., Tschichold, N., Laubscher, T. ve Liebert, W., 1994, Fuzzy logic cough detection: a first step towards clinical application, *Fuzzy Systems, 1994. IEEE World Congress on Computational Intelligence., Proceedings of the Third IEEE Conference on*, 1000-1005.
- Stillwell, S. B., 2006, Mosby's critical care nursing reference, Elsevier Health Sciences, p.
- Sung, W.-T. ve Chang, K.-Y., 2014, Health parameter monitoring via a novel wireless system, *Applied Soft Computing*, 22, 667-680.
- SURAL, R., 2010, I2C HABERLEŞME PROTOKOLÜ, <http://ramazansural.blogspot.com.tr/2010/11/i2c-haberlesme-protokolu.html>, [31.12.2016].
- Şahin, H. ve Dedeoğlu, K. S., 2013, MikroC ve PIC18F4550, Altaş Yayıncılık, p. 432.
- TAŞKIN, G. A., 2011, Sağlıklı Yenidoğan Bebeklerde Doğumdan Sonraki İlk Beş Dakikada Nabız Oksimetre ve Serebral Oksimetre Değerlerinin Karşılaştırılması, Uzmanlık Tezi, *Yüzüncü Yıl Üniversitesi*, Van, 86.
- Turan, G., İnan, A. Ş., Akgün, N., Taşcıoğlu, J. ve Göktaş, P., 2011, Bactriel Filters in the Mechanical Ventilator Circuits, *J Clin Anal Med*, 2 (3), 46.
- van Kaam, A. H., Rimensberger, P. C., Borensztajn, D., De Jaegere, A. P. ve Group, N. S., 2010, Ventilation practices in the neonatal intensive care unit: a cross-sectional study, *The Journal of pediatrics*, 157 (5), 767-771. e763.
- Wang, C. S., Shaw, D. ve Jih, K. S., 1998, An intelligent control system for ventilators, *Medical engineering & physics*, 20 (7), 534-542.
- Warner, M. A. ve Patel, B., 2013, Chapter 48 - Mechanical Ventilation A2 - Hagberg, Carin A, In: Benumof and Hagberg's Airway Management (Third Edition), Eds, *Philadelphia: W.B. Saunders*, p. 981-997.e983.
- William, J., 2013, Clinical blood gases: assessment and intervention, St. Louis: Elsevier Saunders, p.

- Woodrow, P., 2012, *Intensive Care Nursing-A Framework for Practice*. London and Newyork.
- Yalçinkaya, F., Yıldırım, M. E. ve Ünsal, H., 2015, Basınç-Volüm Kontrollü Mekanik Ventilatörün Modellenmesi ve Simülasyonu, *Vogue*, 15 (18).
- Zapata, J., Gómez, J. J., Araque Campo, R., Matiz Rubio, A. ve Sola, A., 2014, A randomised controlled trial of an automated oxygen delivery algorithm for preterm neonates receiving supplemental oxygen without mechanical ventilation, *Acta Paediatrica*, 103 (9), 928-933.

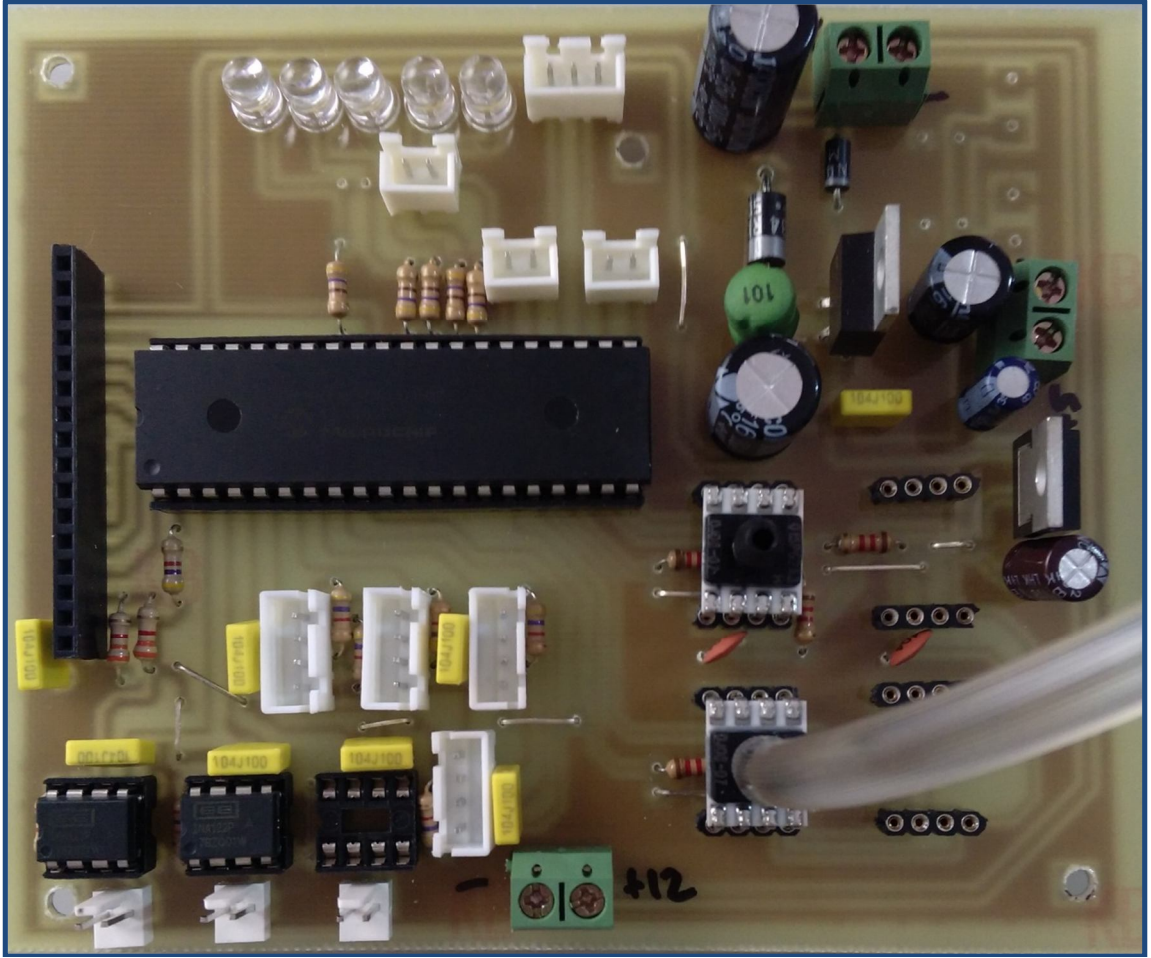
**EKLER****EK-1** Tasarlanan Ventilatör Cihazı

**EK-2 Ventilatörün kalibrasyon cihazı ile test edilmesi**



**EK-3** Puls oksimetre ile ventilatörün senkronizasyonu

**EK-4** Tasarlanan ventilatör cihazının elektronik kartı



## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

**Adı Soyadı** : Adem GÖLCÜK  
**Uyruğu** : T.C.  
**Doğum Yeri ve Tarihi** : Konya/11.01.1982  
**Telefon** : 0505 911 05 04  
**Faks** : -  
**e-mail** : ademgolcuk@gmail.com

### EĞİTİM

Derece	Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	: Selçuklu İmam Hatip Lisesi, Selçuklu, Konya	2000
Üniversite	: Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2006
Yüksek Lisans	: Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2010
Doktora	: Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2017

### İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2006-2009	MEB Kadınhanı ATL, Metem	Teknik Öğretmen
2009-2013	AEÜ, Çiçekdağı MYO	Öğretim Görevlisi
2013-.....	KMÜ, TBMYO	Öğretim Görevlisi

### UZMANLIK ALANI

Bilgisayar Yazılımı  
 Sayısal Elektronik  
 Mikrodenetleyici Programlama  
 Gömülü Sistemler

### YABANCI DİLLER

İngilizce

### BELİRTMEK İSTEĞİNİZ DİĞER ÖZELLİKLER

### YAYINLAR

#### SCI İndeksli Yayınlar:

- Gölcük, A., Işık, H. ve Güler, İ., 2016, Design and Construction of a Microcontroller-Based Ventilator Synchronized with Pulse Oximeter, J Med Syst, 40 (7), 180. Doktora Tezinden Yapılmıştır
- Gölcük, A. ve Güler, İ., 2017, The Use of Stepper Motor-Controlled Proportional Valve for Fio2 Calculation in the Ventilator and its Control with Fuzzy Logic, J Med Syst, 41 (1), 1. Doktora Tezinden Yapılmıştır

### Uluslararası Sempozyum - Konferans

1. Gölcük, A. ve Işık, H., 2014, Serially Communicating Lift System. International Conference and Exhibition on Electronic, Computer and Automation Technologies (ICEECAT'14). Konya. Yüksek Lisans Tezinden Yapılmıştır
2. Balcı, M., Saraçoğlu, R., Taşdemir, Ş. ve Gölcük, A., 2014, Classification Performance of the Different Stemming Methods.
3. Balcı, M., Taşdemir, Ş. ve Gölcük, A., 2014, Social Media Use Trends Of Computer Technologies Department Students. YILDIZ International Conference On Educational Research And Social Science (YICER). İstanbul/Turkey.
4. Gölcük, A., Taşdemir, Ş. ve Balcı, M., 2014, Mikrodenetleyici Destekli Rf Modülü İle Pancar Makinesi Kontrolü. PROJE TABANLI MEKATRONİK EĞİTİMİ ÇALIŞTAYI (MKT 2014) Sinop.
5. Gölcük, A., Taşdemir, Ş. ve Balcı, M., 2014, The Design and Implementation of a Sugar Beet Harvester Controlled via Serial Communication. International Conference and Exhibition on Electronic, Computer and Automation Technologies (ICEECAT'14). Konya.
6. BUBER, M., GOLCUK, A. ve KURSUN, R., 2016, Design of A Black Box for Crane Control System. 4th International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'Rome). Rome – Italy
7. Kursun, R., Buber, M. ve Golcuk, A., 2016, Bresenham's Algorithm and 3 Axis Cartesian Robot Application. 4th International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'Rome). Rome - Italy.
8. Golcuk, A., Buber, M. ve Kursun, R., 2016, Design and Implementation of a Microcontroller Controlled Digital Mahya. International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'16). Konya-Turkey.
9. Kursun, R., Golcuk, A., Buber, M. ve Koklu, M., 2016, Balance Control System Application for On-Vehicle Mobile Crane. International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'16). Konya-Turkey.

### **Sonuçlanmış Projeler:**

Gölcük A(2012), “Seri İletişimle Haberleşen Akıllı Asansör Sistemi”, Bilim, Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı, (TGSD) Teknogirişim Sermayesi Desteği Programı,0229.TGSD.2011, Proje Yürütücüsü