T.C.

TRAKYA ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ORANSAL VALFLİ PULS OKSİMETRE GERİ BESLEMELİ PLC DENETİMLİ VENTİLATÖR (POZİTİF BASINÇLI YAPAY SOLUNUM CİHAZI) TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

SAMİ KAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı: Prof. Dr. HİLMİ KUŞÇU

EDİRNE-2021

SAMİ KAR'in hazırladığı "**ORANSAL VALFLİ PULS OKSİMETRE GERİ BESLEMELİ PLC DENETİMLİ VENTİLATÖR (POZİTİF BASINÇLI YAPAY SOLUNUM CİHAZI) TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ** " başlıklı bu tez, tarafımızca okunmuş, kapsam ve niteliği açısından **Makine Mühendisliği** Anabilim Dalında bir **Yüksek lisans** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri : İmza

Prof. Dr. Hilmi KUŞÇU (Tez Danışmanı) ……

Prof. Dr. Tahir ALTINBALIK ……

Doç. Dr. Ümit Hüner ……

Tez Savunma Tarihi: 21/10/2021

Bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak gerekli şartları sağladığını onaylarım.

İmza

Prof. Dr. Hilmi KUŞÇU ……
Tez Danışmanı

Trakya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü onayı

…….

Prof. Dr. Hüseyin Rıza Ferhat KARABULUT
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

T.Ü.FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI YÜKSEK LİSANS PROGRAMI
DOĞRULUK BEYANI

Trakya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında, tüm verilerin bilimsel ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini, kullanılan verilerde tahrifat yapılmadığını, tezin akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını, kullanılan tüm literatür bilgilerinin bilimsel normlara uygun bir şekilde kaynak gösterilerek ilgili tezde yer aldığını ve bu tezin tamamı ya da herhangi bir bölümünün daha önceden Trakya Üniversitesi ya da farklı bir üniversitede tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

20/10/2021
Sami Kar
imza

Yüksek Lisans Tezi

Oransal Valfli Puls Oksimetre Geri Beslemeli PLC Denetimli Ventilatör (Pozitif Basınçlı Yapay Solunum Cihazı) Tasarımı Ve Gerçekleştirilmesi

T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

ÖZET

Ventilatör cihazları, solunum sistemi zarar görmüş veya herhangi bir sebepten belli bir süre soluk alıp verme işini yerine getiremeyecek şekilde farklı komplikasyonların geliştiği durumlarda, geçici süreliğine veya sürekli olarak bireyin akciğerlerindeki gaz değişiminin gerçekleştirilmesi veya bu iş yükünün hafifletilmesi maksadı ile kullanılan cihazlardır. Tarihsel süreçte negatif basınçlı ventilatörler, pozitif basınçlı ventilatörler ve yüksek frekanslı ventilatörlerin (Daha çok infantlarda kullanılmaktadır. Deneysel çalışmalar devam etmektedir.) çok farklı çeşitleri denenmiş kullanılmış ve tecrübe edilmiştir. Bu çalışmada solunum desteğine ihtiyaç duyan bireyler için pozitif basınçlı ventilatör cihazını gerçekleştirmek amaçlanmıştır.

Bu çalışmamızda pozitif basınçlı ventilatör cihazı ve bu cihaza bir takım eklentiler ile hastanın ihtiyaç duyacağı optimum havayı elde etmek ve hastanın ihtiyaç duyduğu oksijene solunum fizyolojisine uygun optimum sürede ulaşmasını sağlamak hedeflenmiştir. İçinde bulunduğumuz pandemi sürecinde bu cihazlara olan ihtiyacın artması bu cihazlar ile alakalı çalışmalar yapmaya sevk etmiştir. Bu ventilatörde sistem sensörler yardımı ile sürekli geri beslenerek istenen ventilasyon modunda gerçek solunuma en yakın veya tedaviyi en iyi şekilde destekleyecek optimum ventilasyonun sağlanması amaçlanmıştır.

Geliştirilen ventilatör cihazımız basitçe şu şekilde çalışmaktadır. Medikal kompresörlerden alınan medikal hava regülatör yardımı ile belirli basınç seviyelerine kadar indirilerek inspirasyon hattı girişine verilmiştir. Bu havanın oksijen bakımından ne kadar zengin olduğu Oksijen sensörü yardımı ile ölçülmüştür. Hastadan puls oksimetre yardımı ile alınan bilgide dikkate alınarak hem hava hattı hem oksijen hattı ihtiyaç duyulan seviyeler için oransal valfler yardımı ile oransal olarak kontrol edilerek ihtiyaca uygun oksijence zengin hava inspirasyon hattına iletilmiştir. İletilen havanın basıncı ve akımı hassas basınç ve akış sensörleri ile sürekli olarak ölçülerek PLC nin analog input modülü geri beslenmiştir. Bu geri beslenen bilgiler ile istenen basınç veya volüm hedefine ulaşılmıştır. Ekspirasyon fazında ise ekspirasyon hattındaki basınç ve akış sensörlerinden alınan bilgiler PLC nin analog modülüne geri besleme olarak kullanılmıştır. Ekspirasyon valfi pilot kontrollü olup istenen PEEP desteğini sağlayabilmesi için valfin pilotu 4-20mA lik bir oransal basınç regülatörü ile kontrol edilmiştir. Talep edilen PEEP ayarları toleranslar içerisinde sağlanmıştır.

Solunum fizyolojisi gereği hastanın fiziksel ölçüleri, yaşı ve hastalık durumuna göre hastaya verilmesi gereken optimum hava debisi, hacmi ve basıncı oransal valfler ile iyi seviyede kontrol edilebilmiştir. Puls oksimetre yardımı ile hastanın yeterli seviyede oksijene ulaşıp ulaşmadığı oksijen satürayonu (SpO_2) kontrol edilerek çıktılar cihaza geri beslenmiştir. Kritik seviyeler için cihaza alarmlar konulmuştur. Kritik seviyenin düzeltilebilmesi için cihaz ekranı üzerinden klinisyene gerekli FiO_2 miktarını arttırıp arttırmaması sorulmuştur. Klinisyenin onaylaması durumunda oksijen valfi otomatik olarak istenen FiO_2 yi sağlayacak miktarda açılmıştır. Dilerse red edip FiO_2 oranını manuel ayarlayabilmektedir. Cihaz hem hacim hem de basınç hedefli modların her ikisini de kapsayacak şekilde gerçekleştirilmiştir.

Yıl : 2021

Sayfa Sayısı : 82

Anahtar Kelimeler : Mekanik Ventilatör, İnspirasyon, Ekspirasyon, Puls Oksimetre, PEEP, FiO_2, SpO_2, Oransal Valf, Oransal Kontrol, Programlanabilir Lojik Kontrolör

Master Thesis

Design and Implementation of Proportional Valve Pulse Oximeter Feedback PLC Controlled Ventilator (Positive Pressure Artificial Respirator)

Trakya University Institute of Natural Sciences

Mechanical Engineering Department

ABSTRACT

Ventilator devices: These are devices that are used to perform gas exchange in the lungs of the individual or to alleviate this workload in cases where the respiratory system is damaged or the respiratory system cannot perform the breathing work for a certain period of time. In the historical process, many different types of negative pressure ventilators, positive pressure ventilators and high frequency ventilators (mostly used in infants. Experimental studies are ongoing.) Have been tried and experienced. In this study, it was aimed to realize positive pressure ventilator device for individuals who need respiratory support.

In this study, it was aimed to obtain the optimum air needed by the patient with some additions to the positive pressure ventilator device and to ensure that the patient reaches the oxygen he needs in the optimum time suitable for respiratory physiology. The increasing need for these devices during the pandemic process we are in has led to studies on these devices. In this ventilator, the system will be continuously fed back with the help of sensors, and optimum ventilation will be provided in the desired ventilation mode, as close to real breathing or to support the treatment in the best way.

Simply, our developed ventilator device works as follows. The medical air taken from medical compressors is lowered to certain pressure levels with the help of a regulator and given to the inspiration line entrance. How rich this air is in terms of oxygen was measured with the help of the oxygen sensor. Considering the information received from the patient with the help of pulse oximetry, both the air line and the oxygen line are proportionally controlled with the help of proportional valves for the required levels Oxygen rich air suitable for the need was delivered to the inspiration line. The pressure and flow of the transmitted air are continuously measured by sensitive pressure and flow sensors, and the analog input module of the PLC is fed back. With this feedback, the desired pressure or volume target has been reached. In the expiration phase, the information received from the pressure and flow sensors in the expiration line was used as a feedback to the analog module of the PLC. The exhalation valve is pilot controlled and the pilot of the valve is controlled with a proportional pressure regulator of 4-20 mA in order to provide the desired PEEP support. The requested PEEP settings were provided within tolerances.

The necessity for respiratory physiology, the optimum air flow, volume and pressure that should be given to the patient according to the physical measurements, age and disease status of the patient could be well controlled with proportional valves. With the help of pulse oximetry, the oxygen saturation (SpO_2) was checked whether the patient reached sufficient oxygen and the output were fed back to the device. Alarms have been placed on the device for critical levels. In order to correct the critical level, the clinician was asked whether to increase the required FiO_2 amount or not on the device screen.

Year : 2021

Number of Pages : 82

Keywords : Mechanical Ventilator, Inspiration, Expiratory, Pulse Oximeter, PEEP, FiO_2, SpO_2, Proportional Valve, Proportional Control, Programmable Logic Controller

TEŞEKKÜR

Hazırladığım bu tez çalışmasının plan, araştırma, yürütme ve oluşumunda ilgi ve desteğini eksik etmeyen her aşamasında sabır gösteren, engin bilgilerinden ve tecrübelerinden yararlandığım, çalışmamın bilimsel ilkelere uyması için yol gösteren danışman hocam sayın Prof. Dr. Hilmi KUŞÇU' ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmamın gerçekleştirilebilmesinde maddi manevi desteklerini esirgemeyen SMC Turkey Otomasyon A.Ş. Genel Müdürü sayın Turgay UÇAR`a Satış Müdürü sayın Önder AY`a ve Bölge Yöneticim sayın Ufuk YAVUZ`a teşekür ederim. Bileşenlerin montajı konusunda desteklerini esirgemeyen Ulusan Makina Tekstil San. Ve Tic. Şirketine, Sayın Turan ADAMHASAN Bey`e ve Sayın İbrahim EREZ Bey`e teşekkür ederim.

Çalışmam sırasında göstermiş oldukları sabır ve anlayışlarından ötürü ve vermiş oldukları manevi destekler için eşime ve çocuklarıma sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET iv
ABSTRACT vi
TEŞEKKÜR viii
İÇİNDEKİLER ix
KISALTMALAR xi
ŞEKİLLER DİZİNİ xiii
ÇİZELGELER DİZİNİ xvi
BÖLÜM 1 1
GİRİŞ 1
BÖLÜM 2 4
LİTERATÜR TARAMASI 4
BÖLÜM 3 10
MEKANİK VENTİLASYON 10
3.1.Mekanik Ventilasyona Dair Temel Kavramlar 11
3.2. Mekanik Ventilasyonun Uygulanış Biçimleri 11
3.2.1. Negatif Basınçlı Ventilasyon 12
3.2.2 Pozitif Basınçlı Ventilasyon 12
3.3. Mekanik Ventilasyonun Temel Değişkenleri 13
3.3.1. Ventilasyonda Basınç 13
3.3.2. Ventilasyonda Volüm(Hacim) 15
3.3.3. Akım 15
3.3.4. Zaman 15
3.4. Mekanik Ventilasyon Uygulama Modları 16
3.4.1. Basınç Hedefli Ventilasyon 17
3.4.2. Volüm Hedefli Ventilasyon 18
3.5. Mekanik Ventilatörlerde Kontrol Sistemleri 19
BÖLÜM 4 21
GERÇEKLEŞTİRİLEN VENTİLATÖRÜN BİLEŞENLERİ 21
4.1.Ventilatörde Kullanılan Pnömatik ve Elektropnömatik Ekipmanlar 22

4.1.2. Medikal Hava ve Oksijen Giriş Filtresi 23
4.1.3. Medikal Hava ve Oksijen Giriş Regülatörü 24
4.1.4 Oransal Akış Valfi 25
4.1.5. Akışkanlık Sensörü 26
4.1.6. Basınç Sensörü 27
4.1.7. Oksijen Sensörü 28
4.1.8. Emniyet Valfi 29
4.1.9. Ekspirasyon Valfleri 30
4.1.9.1 Ekspirasyon 3/2 Valfi 30
4.1.9.2. PEEP Ayar Valfi 31
4.1.9.3. Oransal Basınç Regülatörü 31
4.2. Elektrik Elektronik Bileşenler Ve PLC 32
4.2.1. Oransal Valf Kontrol(Sürücü) Kartı 33
4.2.2. Oksijen Sensörü Çıkış Yükseltici 34
4.2.3 Puls Oksimetre Cihazı 35
4.2.4 Güç Kaynağı 42
BÖLÜM 5 45
MONTAJ VE CİHAZIN ÇALIŞTIRILMASI 45
5.1. Donanımsal Yapıların Montajı 45
5.2. PLC Yazılımı Haberleşme Ve Cihazın Çalıştırılması 48
5.2.1. Cihazın Basınç Hedefli Mod(P-CMV) Çalıştırılması 50
5.2.2. Cihazın Hacim Hedefli Mod(V-CMV) Çalıştırılması 52
BÖLÜM 6 55
6.1. Sonuçlar Ve Öneriler: 55
KAYNAKLAR 57
EKLER 60
ÖZGEÇMİŞ 64

KISALTMALAR DİZİNİ

ADC : Analog Dijital Çevirici

AI : Analog Input (Analog Giriş)

AO : Analog Output (Analog Çıkış)

BIPAP : İki dereceli pozitif havayolu basıncı

CO_2 : Karbondioksit

CPAP : Continuous Positive Airway Pressure (Sürekli Pozitif Hava Yolu Basıncı)

CPU : Merkezi İşlem Birimi

DAC : Dijital Analog Çevirici

DI : Digital Input (Dijital Giriş)

DO : Digital Output (Dijital Çıkış)

Et : Expiration Time (Nefes Verme Zamanı)

FiO_2 : Fraction of Inspired Oxygen (İnspirasyon Havası Oksijen Yüzdesi)

HMI **:** Human Machine Interface (İnsan Makine Arayüzü)

Hz : Hertz

I:E : Nefes Alma Süresinin Verme Süresine Oranı

IMV : Aralık Zorunlu Ventilasyon

IO : Input/Output (Girişler ve Çıkışlar)

It : İnspiration Time (Nefes Alma Zamanı)

IV : Invaziv Ventilasyon

Kg : Kilogram

L : Litre

ml : Mili Litre

ml/kg : Mililitre/kilogram

mV : Milivolt

MV : Mechanical Ventilation (Mekanik Ventilasyon)

NIV : Non Invaziv Ventilasyon

O_2 : Oksijen

P-CMV **:** Pressure Control MV (Basınç Hedefli Zaman Döngülü Ventilasyon)

PCV :Pressure Control Ventilation (Basınç Kontrollü Ventilasyon)

PEEP : Pozitif Ekspirasyon Sonu Basıncı

PI : Oransal Integral Kontrolör

PID : Oransal Integral Türev Kontrolör

PIP : İnsipirasyon Pik Basıncı

Pinsp **:** İnspirasyon Basıncı

PLC : Programlanabilir Lojik kontrolör

Pplato : Pressure Plato (Tepe Basıncı)

P-SIMV : Basınç Hedefli Senkronize Aralıklı Zorunlu Ventilasyon

PSV : Pressure Support Ventilation (Basınç Destekli Ventilasyon)

s : Saniye

SaO_2 : Saturation of Oxygen (Kandaki Yüzde Oksijen Saturasyonu)

SIMV : Senkronize Aralıklı Zorunlu Ventilasyon

SpO_2 : Saturation of Oxygen (Kandaki Yüzde Oksijen Saturasyonu)

TVM : Mekanik Ventilasyondaki Tidal Volüm

TVS : Spontan Solunumdaki Tidal Volüm

V-CMV **:** Volume Control MV (Hacim Hedefli Zaman Döngülü Ventilasyon)

V : Volt

VE : Dakika Hacmi

V-SIMV : Hacim Hedefli Senkronize Aralıklı Zorunlu Ventilasyon

Vtd : Tidal Hacim(Volüm)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Negatif basınçlı ventilatör 12
Şekil 3.2. Pozitif basınçlı ventilasyonda temel basınç parametreleri 15
Şekil 3.3. Volüm ve basınç hedefli ventilasyon dalga formları 19
Şekil 3.4. Servo kontrol ventilasyon sistemi bileşenleri 20

Şekil 4.1. Ventilatör blok şeması 22
Şekil 4.2. Mekanik ventilatör pnömatik devre şeması 23
Şekil 4.3. Medikal hava ve oksijen hattı filtresi 24
Şekil 4.4. Regülatör 25
Şekil 4.5. Oransal akış valfi 26
Şekil 4.6. Oransal akış valfi elektrik akımı ve fark basınca bağlı hava debisi 26
Şekil 4.7. Hava ve oksijen akışkanlık (debi) sensörü 27
Şekil 4.8. İnspirasyon ve ekspirasyon analog basınç sensörü 28
Şekil 4.9. Medikal oksijen sensörü 29
Şekil 4.10. Emniyet valfi 29
Şekil 4.11. Ekspirasyon hattı poppet valfi 30
Şekil 4.12. Peep ayar valfi 31
Şekil 4.13. Oransal basınç regülatörü çalışma şekli blok diagramı 32
Şekil 4.14. Oransal basınç regülatörü 32
Şekil 4.15. Çift çıkışlı oransal valf kontrol kartı 33
Şekil 4.16. Oransal valf bağlantı ve kontrol diyagramı 34
Şekil 4.17. Oksijen sensörü konsantrasyona bağlı çıkış gerilim grafiği 34
Şekil 4.18. Ina122 amplifier yapısı 35

Şekil 4.19.oksihemoglobin ve deoksihemoglobinin kırmızı ve infrared ışıkta absorbsiyon farklılıkları 36
Şekil 4.20. Pulse oksimetre kullanım şekli 37
Şekil 4.21. Pulse oksimetre probu ve pin yapısı 38
Şekil 4.22. Pulse oksimetre cihazı için tasarlanan devre kartı 40
Şekil 4.23. Pulse oksimetre devre kartı basitleştirilmiş diyagram 41
Şekil 4.24. Güç kaynağı 42
Şekil 4.25. Dvp-14ss2 cpu ve analog ınput output modulü 43
Şekil 4.26. Cpu analog giriş çıkış modülleri ve hmı panel 44

Şekil 5.1. Pnömatik elektropnömatik ekipmanlar ve montajlanmış hali 46
Şekil 5.2. Tornada üretilen solunum devresine uygun geçiş aparatları 46
Şekil 5.3. PLC ve kontrol kartları montaj ve kablolama. 46
Şekil 5.4. SpO_2 sensör probu ve yuvası 47
Şekil 5.5. PLC, PLC modülleri ve elektronik kartların DIN rayı montajı 48
Şekil 5.6. HMI panel başlangıç durumu girilmiş parametreler. 51
Şekil 5.7. P-CMV modu örnek çalışma anlık görüntü 51
Şekil 5.8. V-CMV modu örnek çalışma anlık görüntü 53

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Atmosfer basıncının farklı birimler cinsinden karşılıkları. 14
Çizelge 3.2. Kontrol edilen temel solunum değişkenleri. 17

Çizelge 4.1. Berry dc ve arkadaşlarının SpO_2 değerlendirmesi. 41

Çizelge 5.1. P-CMV modunda ayarlanabilen ve okunan parametreler. 52
Çizelge 5.2. V-CMV modunda ayarlanabilen ve okunan parametreler. 54

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Canlıların hayatsal faaliyetlerinin devamı için solunum sistemleri çok büyük öneme sahiptir. İnsanlarda solunum, inspiratuar kasların kasılmasıyla başlar. Vücut ihtiyaç duyduğu havayı atmosferden temin eder. Akciğerlere dolan hava içerisindeki oksijen (O_2), alveoller yardımı ile dolaşım sistemine aktarılır. Dolaşım (Kalp-Damar) sistemi yardımı ile O_2 hücrelere ulaştırılır. Hücresel birtakım süreçler sonunda atık olarak birikmiş olan karbondioksit (CO_2) kalp damar sisteminden akciğerlere gelir ve buradan tekrar atmosfere verilir. Bu sürecin tamamının gerçekleşmesi sonucunda hücresel düzeyde metabolizmanın oksijenlenmesi anlamında tam bir solunum gerçekleştirilmiş olur.

Yaşamın sağlıklı sürdürülebilmesi için solunum, dolaşım, merkezi sinir sistemi ve insan vücudundaki tüm sistemlerin aksaklık göstermeden uyum içerisinde çalışması gerekir. İnsan doğumuyla beraber veya sonradan birtakım hastalıklar ve/veya kazalar sebebiyle organizma düzeyinde solunumu (ventilasyon, akciğer havalanması; havanın pulmoner yani akciğer sistemine alınıp verilmesine pulmoner ventilasyon denir.) gerçekleştiremeyebilir. Bu ve benzer sebepler ile solunum sistemi zarar görmüş veya herhangi bir sebepten belli bir süre soluk alıp verme işini yerine getiremeyecek şekilde farklı komplikasyonların geliştiği durumlarda geçici süreliğine veya sürekli olarak bireyin akciğerlerindeki gaz değişiminin gerçekleştirilmesi veya bu iş yükünün hafifletilmesi maksadı ile cihazlar geliştirilmiştir.

Solunumun yetersiz olduğu durumlarda solunumu desteklemek veya havanın akciğerlere alınıp verme işini tümüyle yapan bu makinelere yapay solunum cihazları veya Mekanik ventilatörler denmektedir. Akciğerlere hava alıp verme işine ise ventilasyon

denmektedir. Ventilasyon doğal (spontan), destekli (asist) veya kontrollü (controlled) olabilmektedir. Mekanik ventilatörlerin temel amacı; akciğerlerde gaz değişimini sağlayarak, hastanın havayollarının, solunum organlarının hasar görme riskini azaltmak, hastanın solunum yükünü en aza indirmek ve dolaylı bir şekilde hücrelerde gerekli kimyasal reaksiyonların gerçekleştirilmesi için O_2'nin hücrelere ulaştırılmasını sağlamaktır.

Bu tez çalışmamda solunumu, organizma düzeyinde solunum (gaz değişim yüzeylerinin, yani akciğerlerin atmosfer havası ile havalandırılmasını ve havanın akciğerlerden tekrar atmosfere verilmesi) yaptıran, bunu yaparken hastanın durumuna göre ihtiyaç duyulacak olan optimum havayı ve oksijeni sağlayacak modları bulunan basıncı hacmi zamanı ve akımı kontrol edebildiğimiz bir mekanik ventilatör gerçekleştirilecektir.

Gerçekleştirilecek olan bu cihazın hücresel anlamdaki etkinliği de non-invazif, ağrısız ve kalibrasyon gerektirmeyen bir puls oksimetre yardımı ile kontrol edilecektir. Böylelikle gerçekleştirilen mekanik ventilasyonun hastaya olan etkinliği daha net olarak görülecektir. Puls oksimetreden alınan kontrol sinyalleri ile cihazı geri besleyerek cihazın etkinliğini maksimum seviyeye çıkarmak hedeflenmiştir. Cihazda yüksek hassasiyetli elektrik sinyalleri (mili amper) ile oransal kontrol edilebilen valfler kullanılacaktır. Bu valfler yüksek hassasiyetli olup verilen giriş sinyaline karşılık belirli bir miktar havanın geçişine izin vermektedir. Bu oransal valfler basınç sensörleri akış sensörleri, oksimetre ve puls oksimetre gibi cihazlardan alınan geri bildirimler ile senkronize edilerek maksimum verimde hastaya uygun inspirasyon havası hazırlanacaktır.

Oksijen ve Medikal hava için ayrı ayrı oransal valfler kullanılacaktır. Hastanın oksijen doygunluğuna göre oksijen kontrol valfi oransal olarak açılarak gerekli O_2 en kısa sürede temin edilecektir. Ekspirasyon havasının, debisi ve basıncı analog olarak kontrol edilip ihtiyaç duyulan pozitif ekspirasyon sonu basıncı (PEEP) desteğini sağlayacaktır. Hastanın ihtiyaç duyacağı tedaviye göre ve puls oksimetreden alınan yüzde oksijen satürasyonuna (SpO_2) göre ihtiyaç halinde %100 oksijen ile besleme de yapılabilecektir.

Cihaz kontrol paneli üzerinden ayarlanan FiO_2 ye göre O_2 yi kontrol eden oransal valf ayarlanan FiO_2 değerine göre doğrudan oransal olarak açılacak veya kapanacaktır.

BÖLÜM 2

LİTERATÜR TARAMASI

İncelemiş olduğum yerli ve yabancı kaynaklarda genel itibari ile ekseri mekanik ventilatörlerin uygulanması hastaya göre uygulanma şekilleri uygulamanın yapılış biçimine göre rastlanılan klinik tablolara ve klinik bulgulara değinilmiştir. Mekanik ventilatörleri komple bir bütün olarak inceleyen doğrudan tıbbi cihaz olarak çok fazla çalışmaya rastlanmamıştır. Ticari kaygılar ve bazı fikri mülkiyet hakları sebebiyle bu tarz çalışmaların sayısının kısıtlı olduğu fark edilmiştir. Tez çalışmam ile aynı disiplinel temelleri paylaşmayan çalışmalara literatür taraması içinde yer verilmemiştir.

Güler (2007), yapmış olduğu tez çalışmasında, pozitif basınçlı ventilatör tasarımı yapmıştır. Devre ve kontrol kısmını PLC yardımı ile gerçekleştirmiştir. Çalışmasında ilk olarak PLC'nin yapısını kullanıldığı endüstriyel uygulamaları PLC nin avantajlarını ve diğer klasik kontrol yöntemlerinden farklarını anlatmıştır. Ardından Mekanik ventilatörlerin tarihsel gelişiminden, ventilasyonda kullanılan temel kavramlardan, ventilasyonun temel değişkenlerinden bahsetmiştir. Ventilasyonun uygulanışına göre negatif pozitif veya yüksek frekanslı ventilatörlerden bahsederek, Son olarak da, kendi geliştirdiği ventilatörü PLC ve ekran yardımı ile belirlediği çalışma modlarıyla çalıştırılarak çalışmasını sonuçlandırmıştır.

Omuz (2020), yapmış olduğu tez çalışmasında Mekanik ventilasyonun tarihçesinden uygulama şekillerine göre negatif ve pozitif ventilasyondan bahsetmiştir ventilasyon modlarını anlatarak Türkiye`de akademik anlamda ve uygulama anlamında türbin temelli Mekanik ventilatörlere ait çalışma olmadığına değinerek türbin temelli bir ventilatör gerçekleştirerek bu ventilatörün basınç kontrolünü gerçekleştirmeyi çalışmasında hedeflemiştir sonuç olarak sistem modellemesinin geliştirilmesi gerektiğine ve kullanmış olduğu doğrusal yöntemlere ek doğrusal olmayan yöntemler ile beraber daha düzgün ve tutarlı bir model elde edilmesine ihtiyaç olduğunu bildirmiştir.

Ülkemizde ki sonraki türbin temelli ventilatör çalışmaları için temel kaynak teşkil edeceğini bildirmiştir.

Saatçı (2009), yapmış olduğu tez çalışmasında da farklı problemlere odaklanarak ventilatörden ziyade ventilasyonun doğrusal olmayan değişkenleri ile ilgilenmiştir. invazif olmayan ventilasyonda solunum parametrelerinin modellenmesi üzerine çalışmalar yapmıştır. Solunum sistemini üç doğrusal ve bir doğrusal olmayan elektriksel model ile modellemiştir.

Güler ve Ata (2009), çalışmalarında SIMV (senkronize aralık zorunlu ventilasyon), modunda respirasyon süresi, tidal volüm basınç değerini, bulanık mantık denetleyici ile hesaplamayı hedeflemişlerdir. Bulanık denetleyici ile hesap yaparken referans değeri (Pref) ve hastaya verilen basınç (Phasta) arasındaki hata ve hatanın değişim oranına bağlı olarak solunum oranını, tidal hacim ve hastaya verilen havanın basıncını hesaplamak için bulanık mantık tabanlı denetleyici kullanmışlardır. İlgili ayarların tamamını denetleyiciye hesaplatarak sorumlu anestezistin iş yükünü hafifletmeyi amaçlamışlardır.

Güler ve Türkoğlu (2010), çalışmalarında geçmişten günümüze ventilatör kontrol yöntemlerinden bahsetmiş teknolojideki gelişmelere paralel ventilatör kontrol yöntemlerinin de evirildiğini geçmişte klasik yöntemler ile kontrol edilen ventilatörlerin günümüzde akıllı kontrol yöntemleri ile kontrol edildiğine değinip kontrol yazılımlarındaki yöntemler hakkında bilgiler vermişlerdir. Böylelikle bu cihazların ilerdeki kontrol ve yazılım anlamında evirileceği noktaya ışık tutmuşlardır.

Güler Türkoğlu ve Ata (2011), çalışmalarında insanlar için hayati öneme sahip akciğerlerin elektriksel modelini çıkararak benzetim yardımı ile basınç değişimlerini gözlemleyebilecek bir model oluşturmayı amaçlamışlardır. Çift bölmeli akciğerin elektriksel modeli ile akciğere ait parametrelerin tahmin ve benzetimini gerçekleştirip akciğer kaynaklı hastalıkların teşhisini ve bu hastalar için etkili tedaviye kolaylaştırmayı hedeflemişlerdir.

Güler, Türkoğlu ve Ata, (2011), çalışmalarında pozitif basınçlı ventilasyon modunda hastaya verilen hava içerisindeki oksijeni yüzdesini (FiO_2) belirleyebilmek için bulanık temelli benzetim gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarında klinisyenlerin iş yükünü azaltmayı hedefleyip FiO_2 ayarının klinisyenden bağımsız gerçekleşmesini bulanık mantık denetleyici ile gerçekleştirmişlerdir. Gerçekleştirdikleri bulanık denetleyici basınç kontrol modu (PCV) modunda çalıştırmışlardır. Benzetim ile alınan sonuçların teorik sonuçlar ile örtüştüğünü gözlemlemişlerdir.

Güler (2012), yapmış olduğu tez çalışmasında akciğerin elektriksel modellemesini yapmış ve 3 farklı akciğer modeli gerçekleştirmiştir bu akciğer modelleri ile ventilasyonun benzetimini gerçekleştirmiştir. Modelleme çalışmasında literatürde sıklıkla kullanılan elektriksel direnç(R) ve kapasite(C) elemanlarını kullanmışlardır. Elde ettikleri akciğer modelini ventilatör modeliyle birleştirerek ventilasyonun benzetimini yapmışlardır. Burada R ve C değişikliklerine karşılık hastada meydana gelen değişiklikleri incelemişlerdir. Kontrolör olarak bulanık mantık denetleyiciyi kullanmışlardır. Bu çalışmalarında akciğerin elektriksel modelini çıkararak bulanık mantık tabanlı ventilatör cihazı gerçekleştirip cihazlarını ratlar (fareler) üzerinde test etmişlerdir.

Lamberska, Vaňkova ve Plavka (2013), çalışmalarında 29 haftadan küçük bebeklerde FiO_2 artışına bağlı olarak 60 saniye içerisinde 15 saniyelik periyotlarda oksijen saturasyonlarını (SpO_2) ve kalp atımlarındaki (Heart Rate Variability) değişimleri iki farklı ventilasyon (CBAP, PPV) modunda gözlemlemişlerdir.

Hunnekens Kamps ve Wouw (2020), yaptıkları çalışmalarında Mekanik ventilatörlerde basınç değerinin kontrolünde sistem yanıtının referans değere olabildiğince çabuk ulaşması ve sistem yanıtının hızlı olması ile beraber hedeflenen basıncın aşım miktarının düşük olması gerekliliğinin ve bununla beraber kararlı bir akış tepkisinin değişkenleri istenen şekilde dengelemek için hastaya olan akışın büyüklüğüne göre kontrolör kazancını değiştiren bir değişken kazanç kontrolörü önermektedirler. Bu kontrol stratejisinin etkinliğini farklı test ciğerleri üzerinde test ederek göstermişlerdir.

Pilbeam ve Cairo (2006), çalışmalarında, pozitif ventilasyon işlemini basitçe yapay bir hava devresi yardımıyla hastanın ciğerlerine belirli bir basınçta hava verilmesi prensibi ile olduğunu bildirmişlerdir. Ventilatör ile hastaya hava verildiğinde ağızda pozitif ciğerlerde sıfır basınç olduğunu bu fark basıncı yardımı ile ağızdan akciğerlere bir akışın mümkün olduğunu bildirmişlerdir. Hasta solunumu için oluşturulan basıncın hava yolu direncine akciğerin ve göğüs duvarının elastik büzüşmesine eşit olması gerektiğini vurgulamışlardır.

Sayın (2017), yapmış olduğu tez çalışmasında yeni doğan bebekler için yoğun bakımda ve hastanın nakli esnasında kullanılabilecek bir ventilator tasarlayıp gerçekleştirmiştir. Çalışmasında solunumun fizyolojisinden, solunum mekaniklerinden ve ventilasyon işleminin uygulanış biçimine göre negatif ve pozitif basınçlı ventilasyonlardan bahsetmiştir. Pozitif basınçlı ventilasyonun hacim veya basınç hedefli veya her ikisinin birlikte uygulanışından bahsetmiştir. Yapay bir soluğun bileşenlerine değinip mekanik ventilatörlerdeki kapalı, açık, otomatik, servo kontrol tekniklerine değinmiştir. Tasarladığı ventilatörün bileşenlerini tanıtarak montajı ile alakalı bilgiler vermiştir. Son bölümde gerçekleştirdiği ventilatörün test çalışmalarını ve aldığı sonuçları açıklamıştır.

Stegmaier, Brunner, Tschichold, Laubscher ve Liebert (1994), yapmış oldukları çalışmada; bulanık mantık denetleyicili bir ventilasyon esnasında hastalara verilen havadaki basınç değişimlerinden faydalanarak, öksüren öksürmeyen hastaların parametrelerinin farklılıklarını gönüllülerden aldıkları veriler ile analiz etmişlerdir. Önerdikleri bu yaklaşımla klinik ortamdaki hastaların daha tutarlı değerlendirmelerine olanak sağlamıştır.

Nemoto, Hatzakıs, Thorpe, Olivenstein, Dial ve Bates (1999), yapmış oldukları çalışmada yoğun bakım ünitesindeki hastaların kalp hızı, tidal volüm dakika solunum sayısı, arteriyel oksijen saturasyonu bilgilerini kullanarak basınç destek ventilasyonunu kontrol etmek için bulanık mantık algoritması gerçekleştirmişlerdir. Ciddi kronik obstrüktif akciğer hastalığı olan 13 hastada bulanık mantık algoritması tarafından alınan kararları gerçekte meydana gelenlerle karşılaştırarak geriye dönük olarak kullanımını

göstermişlerdir. Algoritma tahminlerinin hekim müdahaleleri ile karşılaştırıldığında hekimlerin destek seviyelerini algoritmanın belirlediği seviyenin bir miktar daha altında ayarlama eğiliminde olduklarını göstermiştir.

Wang, Shaw ve Jih (1998), yaptıkları çalışmada, ventilatörü kontrol etmekte iki denetleyici ve bu denetleyicideki yazılımlardan bahsetmişlerdir. Birinci kontrolörün, ayarları belirlemek, ayarların etkinliklerini kontrol ve teşhis için kullanılan kişisel bir bilgisayar diğer kontrolör, ventilatörde bulunan ve ventilatör ayarlarını bilgisayar ayarlarına göre kontrol eden tek çipli bir mikroişlemci olduğunu bildirmişlerdir. Ve sistemlerini yapay bir akciğer modeli ile test etmişlerdir. Yaptıkları test çalışmalarında sistemlerinin kararlı şekilde çalıştığını ve bu akıllı modüllü sistemin klinisyenlere yardımcı olacağını öngörmüşlerdir.

Nelson, Strickland ve Jannett (1997), yaptıkları çalışmada asist kontrollü ventilasyon solunum hızını otomatik kontrol eden akıllı kontrol sistemini simule etmişlerdir. Klinisyenlerin duruma göre müdahalelerini dil bilimsel yaklaşımlarını sisteme dahil edebilmek için bulanık mantık kullanmışlardır. Sistem uygunluğunu yedi bilgisayarlı hasta-ventilatör vakasında göstermişlerdir. Akıllı kontrol yöntemleri kapalı döngülü karar desteklerine yeni bir yaklaşım oluşturabileceğini öngörmüşlerdir. Yaptıkları çalışmanın asist kontrol ventilasyonda solunum hızı ayarlarının akıllı kontrolünün daha fazla araştırma ve klinik doğrulama için aday olduğunu bildirmişlerdir.

Gölcük (2017), yapmış olduğu tez çalışmasında bulanık mantık tabanlı mikro denetleyicili puls oksimetre ve ventilatör cihazının bütünleşik senkron çalıştığı bir cihaz gerçekleştirmiştir. Çalışmasında giriş olarak Mekanik ventilatörlerde temel kavramlara değinip ventilasyon inspirasyon ekspirasyon respirasyon gibi temel kavramları açıklayıp Mekanik ventilatörün tarihsel gelişimine değinerek solunum kontrol yaklaşımlarını anlatmıştır. Ardından çalışmasını yaptığı cihazın temel bileşenlerini ve özelliklerini anlatmıştır. En son cihaz montajını gerçekleştirip kontrol yazılımlarını gerçekleştirdiği cihazı elektronik akciğer test cihazı ile test ederek sonuçlarını paylaşmıştır.

Kılıç (2016), yapmış olduğu tez çalışmasında ventilatöre bağlı bir hastayı ventilatör cihazından doğru zamanda ayırmak üzerine bulanık mantık tabanlı bir algoritma geliştirmiştir. Var olan hastayı solunum cihazından ayırma işi için asit baz dengesi, yeterli oksijenasyon, yeterli pulmoner fonksiyon, hemodinamik stabilite, hastanın psikolojik durumu, kan gazları düzeyi ve vücut fonksiyonlarını tahmin algoritmaları olarak incelenmiş, algoritmanın tasarımını bulanık mantık, LabVIEW, bilgisayar destekli sistemler kullanarak yapmış ve ayrıca bu sistemin diğer sistemlere göre başarısını ölçmüştür. Literatürde ayrıma ile alakalı kesin bir protokol bulunmadığını ve bu işlemin klinisyenlere bırakıldığını belirtmiştir. Çalışması ile klinisyenlerin iş yükünü hafifletmeyi, tasarruf sağlamayı, hatalı ayırma kaynaklı ölüm oranı ve hastane masraflarını azaltılmayı hedeflenmiştir.

Berndt, Scheel ve Simanski (2015), yaptıkları çalışmada pozitif basınçlı ventilasyonu tanımlayıp inspirasyon ve ekspirasyon sonu oluşan basınç farklarına bağlı gaz değişimini akciğerlerin şişmesini ve sönmesini sağladığını anlatmışlar. Pozitif basınçlı ventilasyonun fazlaca dinamik değişken içerdiğini ve PID kontrolörünün farklı ve değişken hasta durumları ve akciğer parametreleri nedeniyle önceden tanımlanmış referans yörüngelerini tam olarak izleyemeyeceğini, hastadan hastaya veya solunum döngüsünden solunum döngüsüne uyumun genellikle mümkün olmayacağını bildirerek mikro denetleyici teknolojisindeki gelişmelerin karmaşık kontrol algoritmalarını gerçekleştirmeyi mümkün kılacağını söylemişlerdir. Döngüsel olarak yinelenen süreçler için yinelemeli öğrenme kontrolü (ILC) algoritmaları, değişken ortam koşullarına tepki verme olanağı sağlayacağını söylemişlerdir. Ventilasyon da ILC algoritmasının, referans yörüngeyi izlemeyerek solunum döngüsünden solunum döngüsüne kadar gerekli sinyali öğrenebileceğini göstermişlerdir.

BÖLÜM 3

MEKANİK VENTİLASYON

Solunum; Canlılığın devamı için, metabolizma da gerçekleşmesi gereken bazı kimyasal reaksiyonlara gerekli olan O_2`nin, atmosferden inspiratuar kaslar sayesinde akciğerlere alınarak akciğerlerde bulunan alveollere ve difüzyon ile damarlara geçmesine kalp ve damar sistemi ile de yine difüzyon ile hücrelere aktarılması ve bu hücrelerde kimyasal birtakım tepkimeler sonucunda birikmiş olan CO_2 nin damarlar yardımı ile alınıp akciğerlere taşınması ve akciğerlerden atmosfere atılmasıdır.

Mekanik ventilasyon işlemi temelde akciğerlere kadar olan havalanmayı ifade eder. Solunum sistemi zarar görmüş veya bazı sebeplerden soluk alıp verme işlemini gerçekleştiremeyen canlıların nefes alıp verme işlemini yapay olarak gerçekleştiren cihazlara mekanik ventilatörler. Havalandırma işlemine ise mekanik ventilasyon denir.

Ventilatör cihazları günümüzde yoğun bakım ünitelerinin en önemli hayati ekipmanlarından biridir. Geçmişten günümüze bu konu ile alakalı çok fazla çalışmalar yapılmış olup hala yapılmaya devam etmektedir. Ventilatör cihazlarının ilk örneklerine 14.yy da rastlanmış olup 21.yy da geliştirilmeye ve daha fonksiyonel hale getirilme çalışmaları devam etmektedir.

Mekanik ventilatörler ile alakalı yapılan çalışmalarda genel amaç hastaya optimum ventilasyonu sağlamak, hastanın durumuna göre ihtiyaç duyduğu maksimum verimlilikte O_2 akışı sağlamak ve klinisyen iş yükünü hafifleterek ilerde komple klinisyenden bağımsız hastanın parametrelerine göre gerçek ihtiyacının doğrudan cihaz

tarafından belirlenip maksimum verimli tedaviyi gerçekleştirmek yanlış uygulamalara bağlı ölüm oranlarını minimize ederek sıfıra indirmektir.

3.1.Mekanik Ventilasyona Dair Temel Kavramlar

Ventilatörlerden ve ventilasyondan bahsederken sıklıkla kullanılan terimlerin kısaca açıklamalarını yapmak konunun daha anlaşılır olmasını sağlayacaktır.

Respirasyon: Solunumun tam bir solunum olması için atmosferden alınan hava içerisindeki O_2`nin akciğerlerden alveollere alveollerden difüzyonla damarlara damarlar yardımı ile hücreye taşınıp hücredeki birtakım reaksiyonlar sonucu birikmiş olan karbondioksitinde alınarak akciğerlerden atmosfere atılması işleminin tamamına respirasyon denir.

Ventilasyon: Makineler yardımı ile yapay olarak gerçekleştirilen solunumdur. Makine özelleştirilmemişse yalnızca akciğerlerin havalandırılması işlemidir. Akciğere hava girer ve akciğerden tekrar atmosfere atılarak ventilasyon yapılmış olur.

İnspirasyon: Ventilasyon sırasında akciğerlere havanın girişine inspirasyon denmektedir. Normal nefes almanın ventilatör yardımı ile yaptırılması işi denilebilir.

Ekspirasyon: Ventilasyon sırasında akciğerlerdeki mevcut havanın atmosfere atılmasına ekspirasyon denmektedir. Normal şartlarda makinenin inspirasyon havasını kestiği anda ciğerdeki basıncın atmosfer basıncından büyük olması sebebiyle makineden bağımsız pasif olarak gerçekleşir. Akciğerden atmosfere nefes verme işlemidir.

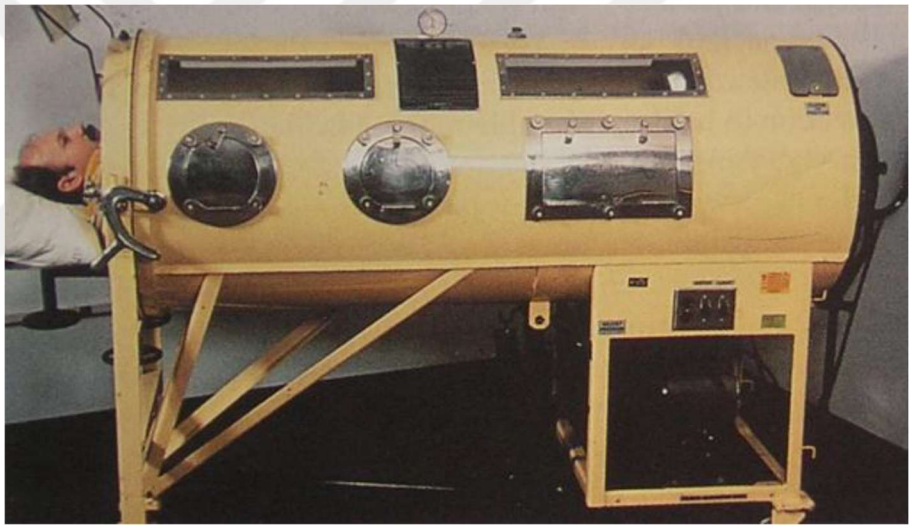
Tidal Volüm: Normal ve sakin ventilasyon esnasında akciğerlere giren veya çıkan gazın hacmidir. İnspirasyon ve ekspirasyon esnasındaki hacimleri tanımlamaktadır. Normal yetişkinlerde 400-500mldir.

3.2. Mekanik Ventilasyonun Uygulanış Biçimleri

Mekanik ventilasyon işleminin gerçekleşmesi için akciğerler ile dış ortam (atmosfer) arasında bir basınç farkı oluşmalıdır. Yaratılan basınç farkı akciğerler ile ortam arasında gaz alışverişinin gerçekleşmesini sağlayan en temel faktördür. Bu basınç farkının oluşturulma biçimine göre ventilasyon ya Negatif basınçlı ya da Pozitif basınçlı olarak gerçekleştirilir.

3.2.1. Negatif Basınçlı Ventilasyon

Bu ventilasyon negatif basınçlı ventilatörler ile gerçekleştirilir negatif basınçlı ventilatörler temelde insanın solunum kaslarını taklit eder. Negatif basınçlı ventilatörler vücudun tamamını veya belden yukarısını içine alan hazneler ile yapılır. Bu hazne yardımı ile toraksın dışına negatif basınç (vakum) uygulanarak akciğer basıncının atmosfer basıncını altına düşmesi sağlanmış olur. Böylelikle atmosferden akciğerlere doğru bir gaz akışı sağlanarak negatif basınçlı ventilasyon sağlanmış olur. Negatif basınçlı ventilatörler dezavantajları sebebiyle günümüzde kullanımlarına rastlanmamaktadır. Şekil 3.1`de Negatif basınçlı ventilatör örneği gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Negatif basınçlı ventilatör.

3.2.2 Pozitif Basınçlı Ventilasyon

Pozitif basınç kaynağı kullanan ventilatörler yardımı ile ağızda atmosfer basıncının üstünde basınç oluşturulur. Bu esnada alveollerdeki basınç ise sıfırdır bu basınç farkından kaynaklı akciğerlere bir gaz akışı olmaktadır. Basınç kaynağı olarak genel itibari ile medikal hava kullanılmaktadır. Ev tipi veya transport cihazlarda hava kaynağı olarak türbinler kullanılabilmektedir. Hasta ihtiyacına göre ek olarak oksijen desteği de bu ventilasyon şeklinde sağlanabilmektedir. Pozitif basınçlı ventilatör cihazının kontrol ara birimleri yardımı ile basınç kaynağından hastaya olan basınç desteği

dakika solunum sayısı gibi belli parametreler ile durdurulduğunda akciğerlerdeki basınç atmosfer basıncının üstündedir. Bu sebepten akciğerlerden atmosfere doğal bir akış oluşur ve soluk verme işlemi cihazdan bağımsız pasif olarak gerçekleşir.

Yüksek frekanslı ventilasyonda temelde pozitif basınçlı ventilasyondur. Farklı canlılar için veya ihtiyaç halinde yüksek solunum hızlarına çıkabilmek veya farklı gereklilikler adına geliştirilmiş yöntemlerdir. İhtiyaca göre bebeklerde veya diğer canlılarda kullanılmaktadır.

3.3. Mekanik Ventilasyonun Temel Değişkenleri

Mekanik ventilasyon; Temel de basınç farkına bağlı olarak atmosferden akciğerlere doğru akan havanın hareketiyle karakterizedir. Bu havanın doğru zamanda doğru akımla doğru miktarda ve doğru basınçta hastaya ulaşmasıyla başarılı olmaktadır. Bu bağlamda basınç, debi (akım), volüm ve zaman ventilastonun en önemli 4 temel değişkenidir.

3.3.1. Ventilasyonda Basınç

Basınç, bir yüzeye etki eden dik kuvvetin, birim alana düşen miktarı olarak tanımlanır. Atmosferik basınç yani açık hava basıncı; belirli bir yüzeye, üzerindeki atmosfer kolonu tarafından uygulanan birim kuvvettir.

Ventilasyonun gerçekleşmesi için ventilatör cihazı ile ağız içerisinde oluşturulan basıncın atmosferik basıncın üzerinde olması ve bu basıncın minimum solunum yolları direncini akciğerin elastik yapısı kaynaklı oluşan basınç farklarını karşılaması gerekmektedir. Tıp alanı basınç birimi olarak SI birim sisteminin dışında daha çok mBar, mmHg, cmH_2O kullanmaktadır. Çizelge 3.1`de atmosfer basıncının bazı birimler cinsinden karşılıkları gösterilmiştir.

Çizelge 3. 1. Atmosfer basıncının farklı birimler cinsinden karşılıkları.

Standart Atmosfer **atm**	**Kilopascal** kPa	**Milimetre Cıva** mmHg	**Santimetre Su** cmH2O	**Mili Bar** mbar
1	101.325	760	1033.227	1013.25

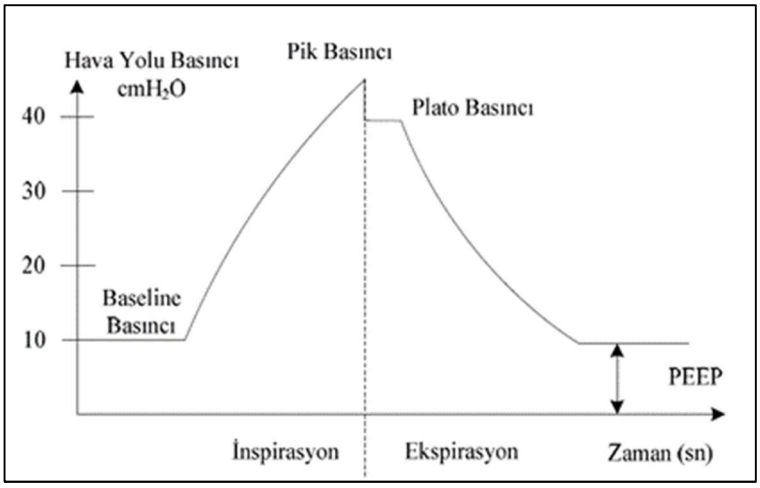
Ventilasyonda hastayı havalandırmak hastaya hava akımı sağlamak için basınç farkı oluşturulur. Pozitif basınçlı ventilasyonda basınca ait temel kavramlar Şekil 3.2`de gösterilmiştir. Bu kavramlar kısaca tanımlarsak;

Baseline Basınç; Temel referans yani başlangıç basıncıdır. Ve genel itibari ile sıfırdır. İnspirasyon veya ekspirasyon hattında ek bir basınç yoktur. Fakat pratikte ventilatöre bağlı hasta için ayarlanmış bir PEEP basıncı olabilir ve bu sebeple ekspirasyon sonu basıncı sıfırdan farklı ayarlanmış olabilir.

Pik(PIP) Basıncı: Pozitif ventilasyonda inspirasyon sonunda ulaşılan maksimum basınçtır. Tepe basıncıdır.

Plato Basıncı: İnspirasyondan sonra ekspirasyondan hemen önce ölçülen basınçtır. Pozitif ventilasyonda inspirasyon sonunda ekspirasyon valfinin hemen açılmayıp belli bir duraklama (nefes tutma gibi) verildikten sonra ölçülen basınçtır.

Ekspirasyon ve PEEP Basınçları: Ekspirasyon sonunda ölçülen basınç ekspirasyon basıncıdır. Normal de ekspirasyon sonunda baseline basınca eşit olması beklenir. Ekspirasyon sonu basınç ventilatör tarafında belli bir değere ayarlanmış olabilir. Bu değere PEEP basıncı denir. Bu durumda ekspirasyon sonunda akciğerlerde PEEP değeri kadar hava hapsedilir.



Şekil 3.2. Pozitif Basınçlı Ventilasyonda Temel Basınç Parametreleri

3.3.2. Ventilasyonda Volüm(Hacim)

Ventilasyonda volüm temel olarak litre cinsinden hava miktarıdır. Başarılı bir ventilasyonun en temel değişkenlerinden birisi hiç şüphesiz inspire edilen hava miktarı ve bu havanın ekspirasyonudur. Normal solunumda da zaman zaman vücudün durumuna göre akciğerlere alınan hava miktarı farklılık göstermektedir. Hastanın durumuna göre akciğerlere gönderilen ve dışarı atılan hava miktarı önemlidir. Ventilatör tarafında litre cinsinden ayarlanan tidal volüm zaman ve basıncın belirlediği akım hızına bağlıdır.

3.3.3. Akım

Pozitif basınçlı ventilasyon da akımın(hava akımı) tanımı; Ventilasyon işi gerçekleşirken her bir inspirasyon zaman birimine denk gelen volüm olarak tanımlanabilir. Veya litre cinsinden dakikada cihaz tarafından akıtılabilen hava miktarı olarak da düşünülebilir.

3.3.4. Zaman

Ventilasyonda zaman bir respirasyon süresi olarak tanımlanır. Yani bir inspirasyon ve ekspirasyon süresi sonunda bir respirasyonluk zaman geçmiş olur. Respirasyon kontrol süresi solunumun başından sonuna kadar geçen süredir. Ventilasyon

da solunum frekansı ve zaman çok önemlidir. Solunum frekansı inspirasyon ve ekspirasyon sürelerine bağlıdır. Solunum frekansı dakikadaki respirasyon sayısıdır.

3.4. Mekanik Ventilasyon Uygulama Modları

Mekanik ventilasyon da havanın akciğerlere ulaştırılmasında iki temel hedef kontrol edilir hastaya ulaştırılan basınç veya hastaya ulaştırılan hacim (volüm) kontrol edilir. Bunlardan biri sabit diğeri zamana bağlı değişkendir. Uygulama kontrol modları temelde bu iki hedefle gerçekleştirilir. Ventilasyon ya basınç hedeflidir ya da hacim hedeflidir. Bu temel kontrol hedefleri farklı özellikler eklenerek çeşitli modlar türetilse de temel hedefler yine basınç veya volüm olmaktadır.

Ventilasyonun başlatılma şekline, veya işletilmesine göre değişik modlar tanımlanmıştır. Çalışma modları hastanın durumuna ve ihtiyacına göre belirlenmektedir. Ventilasyon, hastanın solunum çabası basınç veya akış sensörleri yardımı ile algılanarak başlatılabilir. Bu durumda ventilasyon asiste (A) modda çalıştırılmış olur. Cihaz ayarlanmış tidal hacim hedefine ulaşmak için hastayı destekler veya ayarlanmış basınç hedefine ulaşmak için hastayı destekleyebilir. Solunum frekansı hasta tarafından belirlenir. Hastanın kendi solunum eforu algılanmadığında cihaz önceden belirlenmiş solunum frekansına ve I/E oranına uygun şekilde zaman tetiklemeli başlatılır ve zaman döngülü olarak işletilir. Her iki modda da hedef yine basınç veya volümdür.

Yeni geliştirilen vetilatörlerde sıklıkla bulunan modlar basınç hedefli veya hacim hedefli her iki modda da çalıştırılabilmektedir. Modların her biri hastanın durumuna göre klinisyen tarafından çeşitli tetkikler sonucunda uzman görüşü olarak seçilir. Bu modlar;

P-CMV/V-CMV: Kontrollü mekanik ventilasyon şeklidir. Tüm parametreler klinisyen veya doktor tarafından belirlenir zaman döngülüdür P-CMV basınç hedefli, V-CMV volüm hedeflidir.

P-ACV/V-ACV: Asiste kontrol ventilasyon şeklidir. P-ACV basınç hedefli V-ACV volüm hedeflidir. Her ikisinde tetikleme ve frekans hasta tarafından belirlenir. Tetikleme duyarlılığı (hasta eforunun yeterliliği) doktor tarafından belirlenir. Hastanın yeterli eforu yoksa ventilasyon CMV (kontrollü mekanik ventilasyon) olarak devam eder.

P-SIMV/V-SIMV: SIMV (senkronize aralıklı zorunlu ventilasyon) bu mod spontan ve asiste kontrolün senkronizasyonu şeklinde çalışır. Cihazda parametreleri

önceden belirlenmiş zorunlu soluklar bulunur bu zorunlu soluklar hastanın eforu yani spontan solunumu ile tetiklenir. Bu zorunlu aralıkların arasında komple hastanın kendi eforuyla spontan solunumları bulunur. Kısmi destek amaçlı kullanılır. Tam bir solunum desteğine ihtiyaç duymayan hastalarda tercih edilir. Weaning (ventilatörden ayırma) için sıklıkla kullanılan bir moddur.

Bu modlar dışında CIPAP BIPAP gibi spontan solunuma destek modları ve bazı özelleştirilmiş modlar mevcuttur. Bütün modlar temelde ya basınç ya da hacim hedeflidir. Çizelge 3.2`de Kontrol girilen temel solunum değişkenleri görülmektedir.

Çizelge 3. 2. Kontrol edilen temel solunum değişkenleri.

Kontrol Edilen Parametre	**Tanım**	**Kontrol Aralığı**
(SS/DAK)	Solunum/Dakika türünden solunum sayısı	2 - 80bpm
Vtid	Mililitre türünden tidal volüm 50-2000 ml	50-2000 ml
Insp Pres	İnspirasyon esnasında cmH2O türünden ölçülen basınç	1-100 cmH2O
Peak Flow	Litre/Dakika türünden inspirasyon tepe akışı	10-140L/dk
Insp Time	Saniye türünden inspirasyon süresi	0.30-10s
Insp Pause	İnspirasyon durdurma süresi	0.0-2.0 s
PSV	cmH2O türünden basınç desteği	1-60 cmH_2O
PEEP	cmH2O basıncı türünden pozitif ekspirasyon sonu basınç	0-30 cmH_2O
Flow Trig	Litre/Dakika türünden inspirasyon akım tetiklemesi	1-8 L/dk
$FiO_2(\%O_2)$	Hastaya gönderilen havadaki oksijen yüzdesi	%21-%100

3.4.1. Basınç Hedefli Ventilasyon

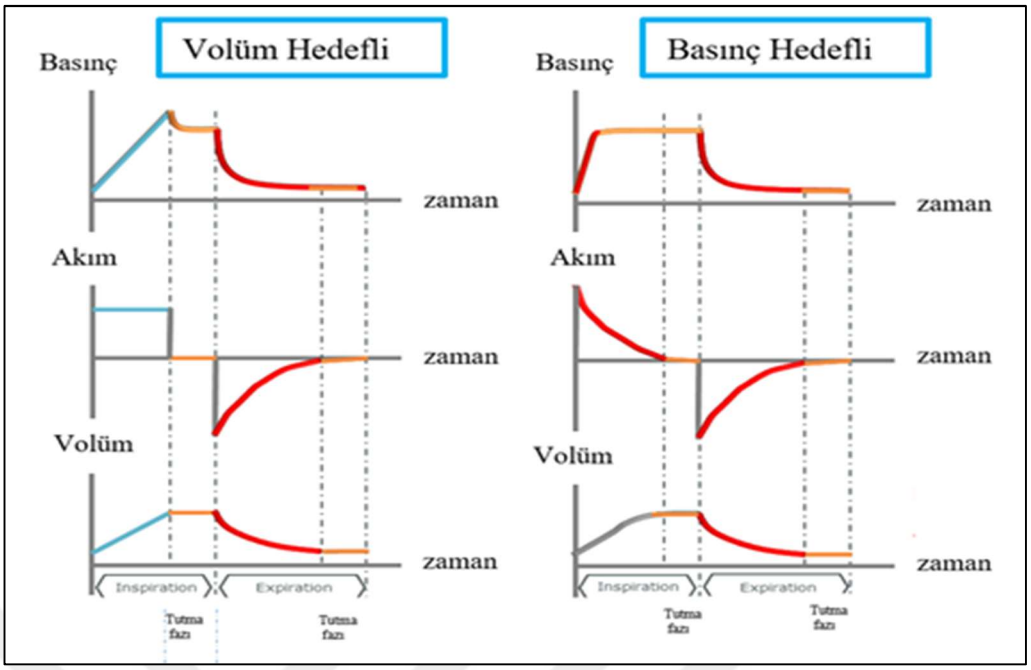
Basınç hedefli modlar da amaç; akciğer basıncını ayarlanmış seviyeye ulaştırmak ve her solukta bu basıncı korumaktır. Benzer şekilde ekspirasyon sonu basıncının da (PEEP) her solukta korunması amaçlanır. Basınç hedefli ventilasyonda basınç ayarlanmış referans değere sabitlenir. Fakat hacim hastanın akciğerlerinin genişleyebilme kapasitesine (kompliyans) bağlıdır. Bu ventilasyon modunda basınç parametreleri ile beraber inspiryum ve ekspiryum süreleri veya inspiryum süresinin ekspiryum süresine oranı (I/E) veya dakika solunum sayısı (BPM) gibi zaman parametreleri ayarlanır bu

zaman parametreleri birbirine bağımlı parametreler olduğundan yalnızca iki parametrenin ayarlanması yeterli olmaktadır.

3.4.2. Volüm Hedefli Ventilasyon

Volüm hedefli ventilasyonda amaç klinisyen tarafından belirlenmiş olan hacmi istenen sürede hastanın ciğerlerine ulaştırmaktır. Klinisyen tidal volüm parametresini değiştirmediği sürece her solunum periyodunda bu volümü sabit olarak hastaya vermek hedeflenir. Burada hastanın ciğerine dolacak hacmin karşılığında oluşacak olan basınç hastanın akciğer kompliansına bağlıdır. Ayarlanan tidal hacim (Vt) kontrolü akış ölçerlerden alınan geri besleme ile yapılır. İstenen 500ml lik tidal hacim için 30 litre/dakikalık akımda inspiryum süresi (Ti) 1 saniye, 60litre/dakikalık akım için Ti 0,5 saniye olmalıdır. Akışmetreden alınan geri besleme ve inspiryum süresi ile tidal hacmin doğruluğu kontrol edilir. Amaç hastaya verilecek volümün garanti edilmesidir.

Volüm hedefli veya basınç hedefli ventilasyon modlarının her ikisinde de ekspirasyon fazı benzerdir. Her iki modda da varsa PEEP basıncını garanti etmeyi hedefler. Ayarlı bir PEEP basıncı yoksa da ciğerlerdeki yüksek basınçtan atmosfere olan doğal ve makineden bağımsız pasif bir akış olduğundan basınç veya hacim hedefli modların her ikisinde de ekspirasyon fazı benzerdir. Şekil 3.3`te bu durum açık bir şekilde görülmektedir.



Şekil 3.3. Volüm ve basınç hedefli ventilasyon dalga formları.

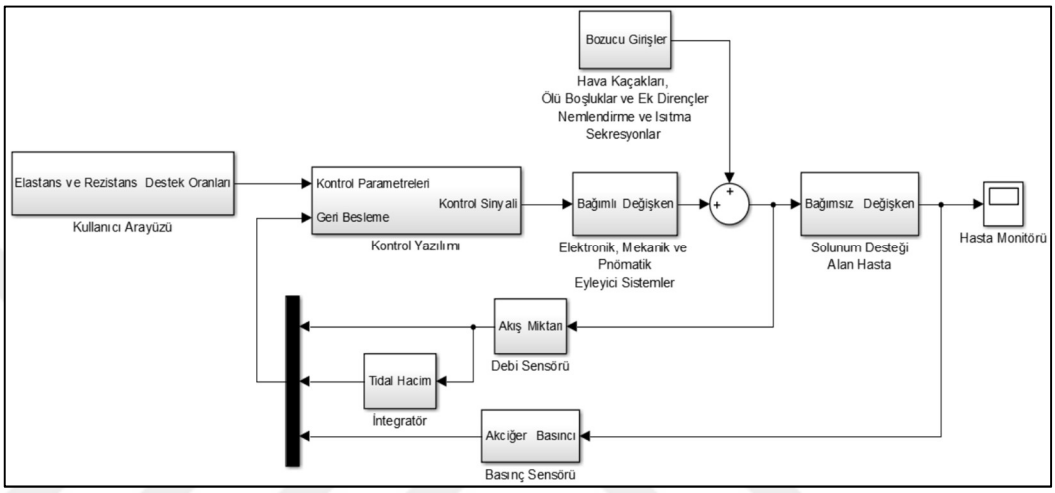
3.5. Mekanik Ventilatörlerde Kontrol Sistemleri

Ventilasyonun temel hedefi hastanın ihtiyaç duyduğu optimum havayı sağlamaktır. Bu havanın hastaya, doğru zaman aralıklarında, uygun basınç ve hacimde ulaştırılması gerekir. Hastanın fiziksel özelliklerine ve hastalık durumuna göre akciğer basıncı ve tidal volümün belirli seviyelerde tutulması zorunluluktur. Parametrelerin doğru şekilde ayarlanabilmesi ve ayarlanan değerlerin gerçekten hastada karşılık bulup bulmadığı kontrol edilmelidir.

Mekanik ventilatörlerde, hastaya ulaştırılmak istenen havanın, değişken parametrelerini, klinisyenin doğru şekilde ayarlayabilmesi için veya cihazın sensörler yardımı ile aldığı geri beslemeleri doğru şekilde değerlendirip, yorumlayabilmesi için farklı kontrol yöntemleri kullanılmıştır.

Günümüzde kullanılan ventilatörlerin çoğunluğu kapalı çevrim sistem yaklaşımı ile dizayn edilmektedir. Ventilatörlerde kullanılan kontrol yöntemleri her ne kadar özelleştirilmiş yöntemler olsa da temelde kapalı çevrim sistemlerdir. Bu sistemlerde volüm akım (debi) dalga formlarını üretmek için PID kontrol yöntemi yoğun tercih edilen yöntemlerdendir.

Kapalı çevrim sistem kontrollerde klinisyen tarafından ayarlanan parametrelerin doğruluğu sensörler yardımı ile cihaza geri beslenir cihaz hatalı durumlar için bir alarm çıktısı üretir ve/veya hatayı ayıklayarak düzeltir. Son yıllarda yine temelde kapalı çevrim sistem yaklaşımını kullanan akıllı kontrol yöntemleri bulanık denetleyiciler veya yapay sinir ağları algoritmalarından yararlanılan otomatik veya servo kontrol sistemleri üzerine klinik çalışmalar devam etmektedir. Şekil 3.4`te kapalı çevrim ve servo kontrollü bir solunum moduna ait sistem bileşenleri görülmektedir.



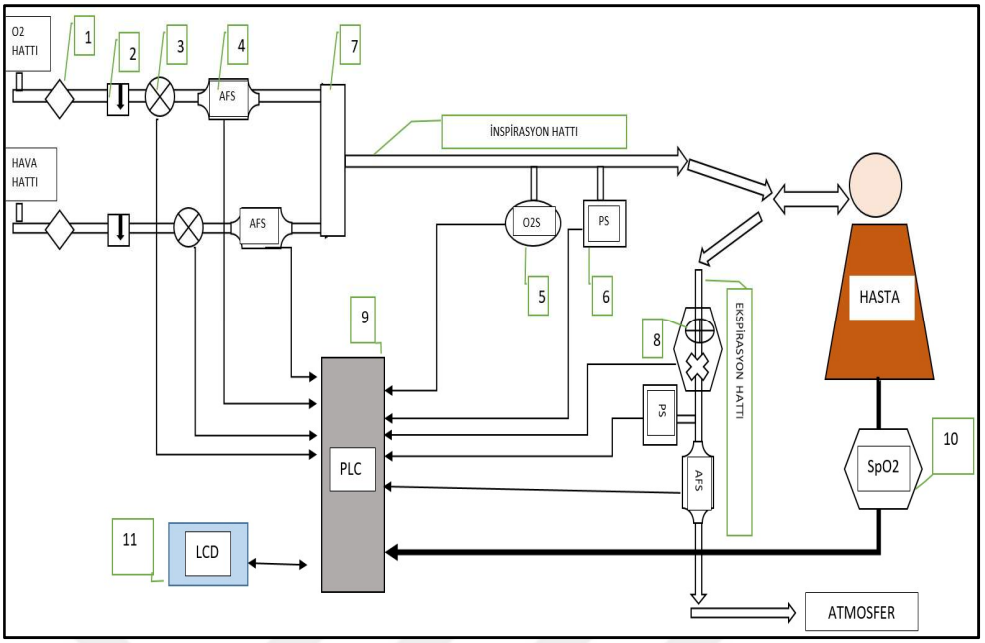
Şekil 3.4. Servo kontrollü ventilasyon sistemi bileşenleri.

Dragerin en son çıkardığı yoğun bakım ventilatörün de bulanık mantık algoritmaları ile otomatik kontrolü benimsenmiş Smart Care/PS modu hastayı belirli protokoller ile cihazdan ayırma üzerine geliştirdiği moddur. Görüldüğü üzere tüm solunum için değil yalnızca weaning işleminde kullanım için önerilmiştir. Cihazda bu ve benzeri modların kullanımı çok sınırlı seviyelerde olup klinisyenler tarafından çoğunlukla klasik modlar kullanılmaktadır. Klinisyenler kontrolü cihaza bırakmaktan ziyade parametreleri kendilerinin ayarladığı fakat yine kapalı çevrim sistemli sensör geri beslemeli cihaz ve/veya modları kullanmayı tercih etmektedirler. Bu tarz bulanık mantık algoritmalı veya yapay sinir ağlı cihazlar için klinik çalışmalar devam etmektedir.

BÖLÜM 4

GERÇEKLEŞTİRİLEN VENTİLATÖRÜN BİLEŞENLERİ

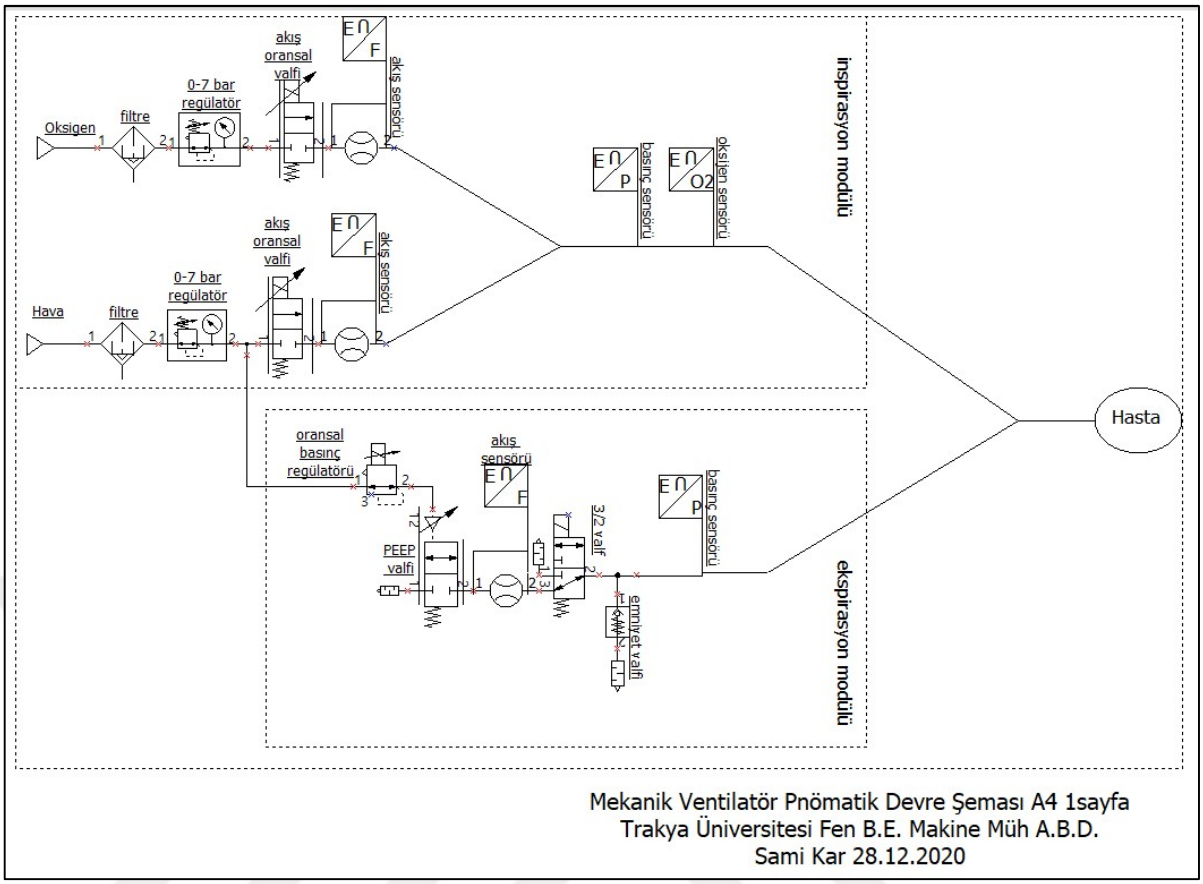
Bu bölümde tez kapsamında ventilatörün gerçekleştirilebilmesi için gerekli olan ekipmanlar ve özellikleri anlatılmıştır. Kullanılan pnömatik ürünler, elektropnömatik ürünler, sensörler, kontrol kartları, PLC ve özellikleri hakkında gerekli bilgiler verilmiştir. Genel olarak cihazımızı oluşturan parçalar ve cihaz için önemli ve gerekli olan özelliklerine değinilmiştir. Şekil 4.1`de Ventilatör cihazımızın blok şeması görülmektedir. Şemada numaralar ile belirtilen ürünler sırası ile; 1- 5mikron filtre, 2- 0-7 bar ayar yapabilen regülatör 3- hava ve oksijen hatları için oransal valf, 4- analog akış sensörü, 5- hava içerisindeki yüzde oksijen sensörü, 6- analog basınç sensörü, 7- hava oksijen karıştırma tankı, 8- ekspirasyon kontrol grup valfleri (hava pilotlu ekspirasyon valfi, oransal basınç regülatörü, emniyet valfi), 9-PLC, 10-Oksijen satürasyon sensörü ve kontrol kartı (SpO_2 cihazı), 11- monitör (kontrol paneli) görülmektedir.



Şekil 4. 1. Ventilatör blok şeması.

4.1.Ventilatörde Kullanılan Pnömatik ve Elektropnömatik Ekipmanlar

Ventilatörün medikal hava ve oksijeni doğru oranlarda karıştırıp inspirasyon hattından hastanın akciğerlerine yönlendiren ve inspirasyon fazı sonunda ciğerlerden atmosfere atılması gereken havanın yönlendirilmesine yarayan temel pnömatik ve elektropnömatik ekipmanlar tanıtılmış Şekil 4.2`de sistemin pnömatik devresi çizilerek gösterilmiştir. Sistem inspirasyon ve ekspirasyon hatlarına pnömatik devrede görülen ekipmanların doğru sıra ve konumda montajı ile sorunsuz çalışmaktadır.



Şekil 4. 2. Mekanik ventilatör pnömatik devre şeması.

4.1.2. Medikal Hava ve Oksijen Giriş Filtresi

Gerçekleştirilecek olan ventilatörün besleme hava ve oksijeni medikal sistemden geleceği için yeterince filtrelenmiş olarak geleceği muhtemeldir. Merkezi medikal hava sisteminde oluşabilecek her türlü probleme karşı önlem olması sebebiyle sistem girişinde 5 mikron hava filtresi kullanılması medikal hava sisteminde mevcut filtre veya hava kurutucularında oluşabilecek olası problemlere önlem ve temel güvenlik amacı ile kullanılmıştır. Filtre kabına giren hava döndürücü eleman yardımı ile hız kazanır. Merkezkaç kuvveti etkisi ile içerisindeki yoğuşmuş suyu filtre kabının çeperlerine iter. Çeperlere itilen su damlacıkları filtre kabı altında birikerek tahliye edilir. Filtre kabının merkezinde bulunan filtre elemanı giren havayı filtre elemanının filtreleme seviyesine göre filtreleyerek çıkışa yönlendirir. Seçmiş olduğumuz filtre 5 mikron hassasiyette filtreleme yapmaktadır. Şekil 4.3`te kullanılan SMC marka AF20-F02-A kodlu filtre elemanı görülmektedir.



Şekil 4. 3. Medikal hava ve oksijen hattı filtresi

4.1.3. Medikal Hava ve Oksijen Giriş Regülatörü

Medikal Hava hattından ve oksijen hattından gelen basınçlı hava ilk olarak regülatörlerde sistemin çalışması için gerekli olan basınç seviyelerine indirilir. Seçilen regülatör çalışma basınç aralığı 0-8,5 bardır. Medikal hava sisteminden gelen hava ve oksijen regülatör yardımı ile istenilen 0-2,5 bar seviyelerine indirilir. Regülatör çalışma basıncını bu seviyelere indirir ve bu seviyede sabit tutar. Sistemde oluşabilecek değişikliklere anında cevap vererek karşıt basıncı tahliye portundan tahliye ederek istenen basınçta sabit tutar. Ayarlanmış basıncı entegre manometresi üzerinden gözlemlemek mümkündür. Regülatörler temelde bir diyafram ve diyafram üzerinde el ile ayar yapmayı mümkün kılan bir yay ve hava akışını giriş ve çıkışa açan valf çubuğundan teşkil edilmiştir. Ayarlanan yay kuvveti diyafram üzerinde kuvvet oluşturur sistem basıncı ayarlanan kuvvette denge bulunca diyafram valf çubuğunu iterek hava yolunu istenen basınçtayken kapamış olur. Basıncın düşmesi durumunda membran aşağı düşer ve hava akışı yeniden başlar. Denge bulunca kapanır. Karşı tarafta basınç arttırıcı herhangi bir etkide tahliye yolu açılır ve denge korunur. Sistemde kullanılacak diğer ekipmanların sağlıklı çalışabilmesi için sistem basıncını maksimum 3,5 bara ayarlamamız gerekmektedir bu sebeple Şekil 4.4`te görülen SMC`nin AR20 kodlu regülatörden 1 adet hava 1 adet oksijen hattına kullanılmıştır.



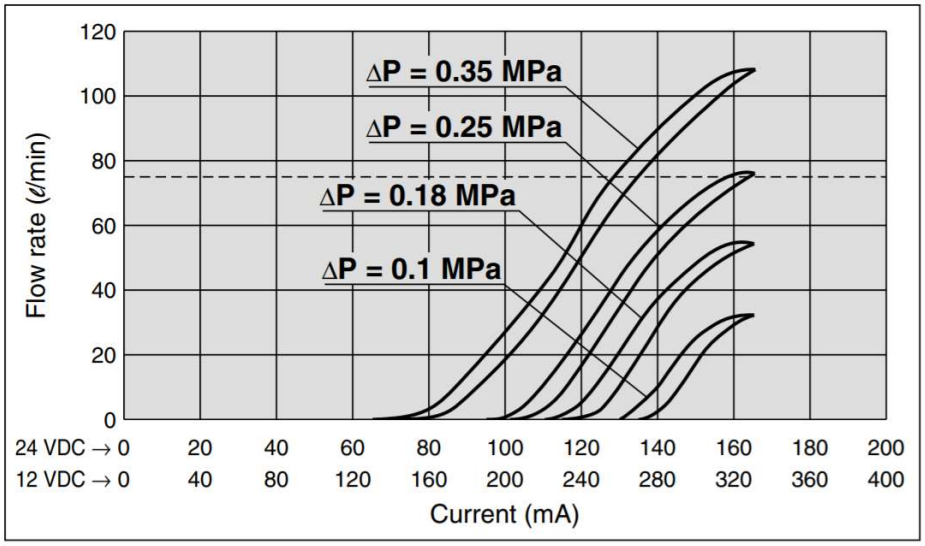
Şekil 4. 4. Regülatör.

4.1.4 Oransal Akış Valfi

Ventilatörden hastaya aktarılacak olan basınçlı havanın ve oksijenin akışını, hacmini basıncını ve FiO_2 yi hassas bir şekilde kontrol edebilmek için SMC nin PVQ31 serisi elektropnömatik oransal akış valfi kullanılmıştır. İhtiyaç duyulan oksijen yüzdesine göre yani cihaz üzerinde ayarlanmış FiO_2 ye göre ve ayarlanmış toplam tidal hacme göre hava için ve oksijen için kullanılan akış valfleri belirli oranda açılmaktadır. Oransal akış valfleri ventilatör cihazının ihtiyaç duyduğu basınç aralığında çalışabilmektedir. Ve hastanın ihtiyaç duyacağı tidal hacmi hassas bir şekilde sağlayabilmektedir. Seçilen valfin orifisi 2.3mm dir. Ürün 12vdc ve 0-330mA akım ile kontrol edilmektedir. Valf 0-100litre/dakikalık geçirgenliğe sahip olup akışkanlık solenoid bobin sargılarından geçirilen akımın değiştirilmesi ile hassas bir şekilde ayarlanabilmektedir. Valf 0-100 litreyi 0-330mA akım ile ayarlamaktadır. Şekil 4.6`da verilen elektrik akımına bağlı akış miktarı verilmiştir. PLC nin analog çıkışı ile 0-330mA i doğrudan sürmek mümkün değildir. Bu sebepten oransal akış valfimizin kontrolü için harici oransal akış valfi kontrol kartı gerçekleştirilmiştir. Akış valfi sürücü kartına PLC ve diğer bileşenler bölümünde detaylı olarak değinilecektir Şekil 4.5`te görülen SMC nin PVQ31 kodlu ürününden 1 adet hava 1 adette oksijen hattında kullanılmıştır.



Şekil 4. 5. Oransal akış valfi.



Şekil 4. 6. Oransal akış valfi elektrik akımı ve fark basınca bağlı hava debisi

4.1.5. Akışkanlık Sensörü

Ventilatörden hastanın akciğerlerine iletilen medikal havanın, oksijenin ve ekspirasyon havasının anlık debi bilgisi ve dolaylı olarak tidal hacminin kontrolü ve zaman döngüleri için gerekli olan geri beslemeleri PLC ye yapabilmesi için SMC firmasına ait PFM711 serisi akışkanlık sensörü kullanılmıştır. Bu sensörün geri beslemeleri PLC nin analog girişlerinde işlenerek PLC nin analog çıkışları ile oransal akış

valfleri kontrol edilerek ayarlanmış FiO_2 seviyesini ve Tidal Hacmi en iyi şekilde tedarik etmek amaçlanmıştır. İlgili sensör 4-20mA analog ve 1 adet PNP dijital ve pulse çıkışa sahiptir. Sensör 0-100 litre/dakika aralığında ölçüm yapabilmektedir. Oransal valflerin kontrolünden önce bu sensörlerden gelen bilgiler değerlendirilmekte ve alınan değerler hedeflenmiş değerlerin altında ise oransal akış valfleri ihtiyaç oranında açılarak gerekli tidal hacmi veya oksijen yüzdesini karşılayacaktır. Kullanılan akış sensörüne ait görsel Şekil 4.7`de görülmektedir.



Şekil 4. 7. Hava ve oksijen akışkanlık (debi) sensörü

4.1.6. Basınç Sensörü

İnspirasyon hattı ve dolayısıyla hastanın ciğerlerine ulaşmış havanın anlık basınç değişimlerini gözlemleyebilmek ve PLC ye geri beslemek için 1 adet inspirasyon hattına ve 1 adette ekspirasyon hattına ATEK firmasının BCT22 kodlu analog basınç sensörleri kullanılmıştır. Cihazda ayarlanmış hedef basınç, basınç desteği veya ekspirasyon sonu basıncı (PEEP) basınçlarının gözlemlenebilmesi ve PLC ye geri beslenerek inspirasyonun veya ekspirasyonun sonlandırılması için kullanılan Analog basınç sensörleri 0 ile +100 mBar lık basınç değişimlerini ölçümleyebilmektedir. Sensör 4-20mA analog çıkş vermektedir. Kullanılan basınç sensörüne ait görsel Şekil 4.8`de görülmektedir.



Şekil 4. 8. İnspirasyon ve ekspirasyon analog basınç sensörü.

4.1.7. Oksijen Sensörü

İnspirasyon hattından hastanın akciğerlerine ulaştırılan havanın içersindeki oksijen yüzdesini(FiO_2) ölçebilmek ve hastaya gerekli oksijen miktarını belirleyebilmek için pnömatik hattın inspirasyon tarafına bir adet Figaro KE-25 kodlu medikal oksijen sensörü kullanılmıştır. Bu sensör yardımı ile ve bu sensördan alınan bilgi ile oksijen oransal akış valfinden iletilen oksijenin yeterli yüzdeyi sağlayıp sağlamadığı PLC ye bu sensör yardımı ile geri beslenecektir.

Solunum desteğindeki en önemli parametrelerden biri hava içerisindeki oksijen yüzdesidir. Hastanın ihtiyaç duyacağı oksijen hastanın kan değerlerinden alınan oksijen satürasyon (SaO_2) veya puls oksimetre cihazından alınan (SpO_2) oksijen satürasyon bilgisi yardımı ile belirlenir klinisyen hastanın oksijen ihtiyacını bu değere göre belirleyerek hastaya uygulanacak FiO_2 ve PEEP parametrelerini günceller. Oksijen oransal valfi bu değere ulaşmak için açılır. Şekil 4.9`da oksijen sensörüne ait görsel görülmektedir. Bu sensörün analog çıkışları PLC de değerlendirilebilecek seviyede değildir bu sebeple bu sensör için amplifier devresi yapılmıştır. Oksijen sensörü çıkış yükseltici başlığı altında, ilgili devre hakkında bilgi verilecektir.



Şekil 4. 9. Medikal oksijen sensörü

4.1.8. Emniyet Valfi

Emniyet valfleri pnömatik sistemlerde güvenlik amaçlı kullanılan ürünlerdir. Herhangi bir sebepten ötürü sistemde belirlenmiş güvenli basınç seviyesinin üzerinde bir basınç oluştuğunda bu valfler doğrudan tam açılma yaparak sistem basıncını hızla düşürerek tekrar kapanırlar. Böylelikle sistemin maksimum sınırlarının üzerinde oluşabilecek her türlü basınç tehlikesi bertaraf edilmiş olur. Mekanik ventilatörlerde kabul gören maksimum basınç sınırı 100cmH2O dur. Mekanik ventilatörler için seçilmesi gereken emniyet valfleri güvenlik desteği sağlamalı fakat solunumu sonlandırmamalıdır. Oluşan maksimum basıncı uygun seviyelere düşürmesi önemlidir. Sitemimizin maksimum basınç emniyetini sağlayabilmek için SMC firmasının XTO-674 kodlu ürünü kullanılmıştır. Bu ürün 100mBar ve üzeri basınçlarda açılmaktadır. Şekil 4.10`da XTO-674 emniyet valfi görülmektedir.



Şekil 4. 10. Emniyet valfi.

4.1.9. Ekspirasyon Valfleri

Solunumun inspirasyon fazı kadar önemli diğer fazı ekspirasyon fazıdır. İnspirasyon başladığında ekspirasyon valfleri kapalıdır. İnspirasyon fazı tamamlanıp inspirasyon valfleri kapandığında ekspirasyon valfleri devreye girerek doğru sürede istenen ekspirasyonu yaptırırlar bu fazın en önemli kriteri PEEP tir. PEEP bu fazda kontrol edilir.

4.1.9.1 Ekspirasyon 3/2 Valfi

İnspirasyon esnasında havanın akciğerlere dolabilmesi için ekspirasyon hattının kapalı olması gerekmektedir. Ekspirasyon hattını PEEP valfi kapalı tutacaktır. Şayet Cihazda ayarlı I/E oranı uzun inspirasyon süresi kısa ekspirasyon süresi gibi ve PEEP basıncının istenmediği durumlarda Ekspirasyon fazını hızlandırmak akciğerlerdeki havayı doğrudan atmosfere boşaltmak için Şekil 4.11`de görülen SMC firmasın VT307 kodlu 24VDC solenoid bobinli 3/2 poppet valfi kullanılmıştır. Ayrıca bu valf ile Ekspirasyon hattında okunabilecek olası bir basınç yükselmesinde mekanik emniyet valfinin herhangi bir sebepten ötürü doğru çalışmaması durumunda ekstra emniyet sağlayacaktır. Ekspirasyon hattındaki PSE543 basınç sensöründen okunacak tehlikeli basınçta valf mevcut havayı poppet açılarak atmosfere tahliye edecektir.



Şekil 4. 11. Ekspirasyon hattı poppet valfi

4.1.9.2. PEEP Ayar Valfi

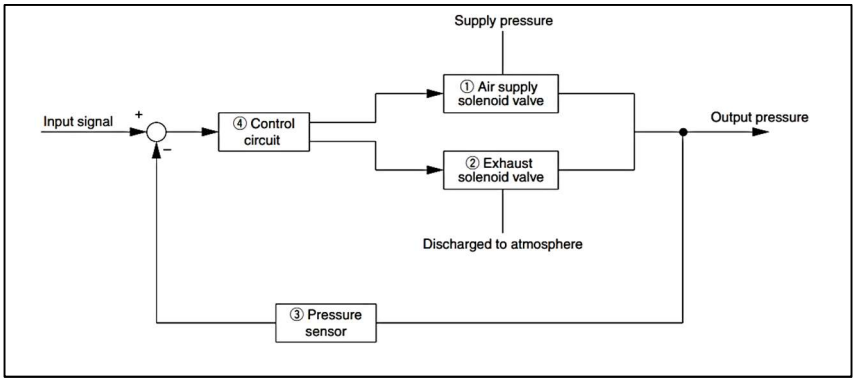
Ekspirasyon fazının doğru yürütülebilmesi PEEP basıncının rahat bir şekilde ayarlanabilmesi için hassas pilot hava basıncı ile kontrol edilebilen Şekil 4.12`de görülen PEEP valfi kullanılmıştır. PEEP valfi temelde pilot basınç yardımıı ile oransal kontrol edilebilen ve denge basıncına ulaştığında diyaframı kapatmak suretiyle ayarlanmış basıncı hapseden bir valftir bu valfi kontrol edebilmek için hassas oransal basınç regülatörü kullanılmıştır. Diyafram üzerine uygulanan basınç mevcut basınçtan küçükse bu diyafram kapanmakta ve havanın akışına izin vermemektedir. Üzerine uygulanan basınç mevcut hat basıncından küçükse hat basıncı diyafram üzerindeki basınca eşitlenene kadar tahliye sürecektir. Diyafram ve hat basıncı eşitlendiğinde akış sonlanacak ve ayarlanmış PEEP basıncı hapsolacaktır. Valfin pilot portundan diyafram üzerine hassas basınç uygulayabilmek ve bu basıncı kontrol edebilmek için oransal basınç regülatörü kullanılmıştır.



Şekil 4. 12. PEEP ayar valfi.

4.1.9.3. Oransal Basınç Regülatörü

Ekspirasyonu kapalı tutmak veya ayarlanmış PEEP basıncını sağlayabilmek için PEEP valfinin pilot portuna uygulanması gereken pilot basıncını kontrol edebilmek adına Şekil 4.14 te görülen SMC firmasının ITV0010 kodlu 4-20mA akım ile oransal kontrol edilebilen basınç regülatörü kullanılmıştır. Oransal basınç regülatörü 0-1 bar arasında verilen 4-20 mA akım ile oransal olarak kontrol edilebilmektedir. Şekil 4.13 te Oransal Basınç regülatörünün çalışma şekline ait blok diyagramı görülmektedir.



Şekil 4. 13. Oransal basınç regülatörü çalışma şekli blok diagramı.



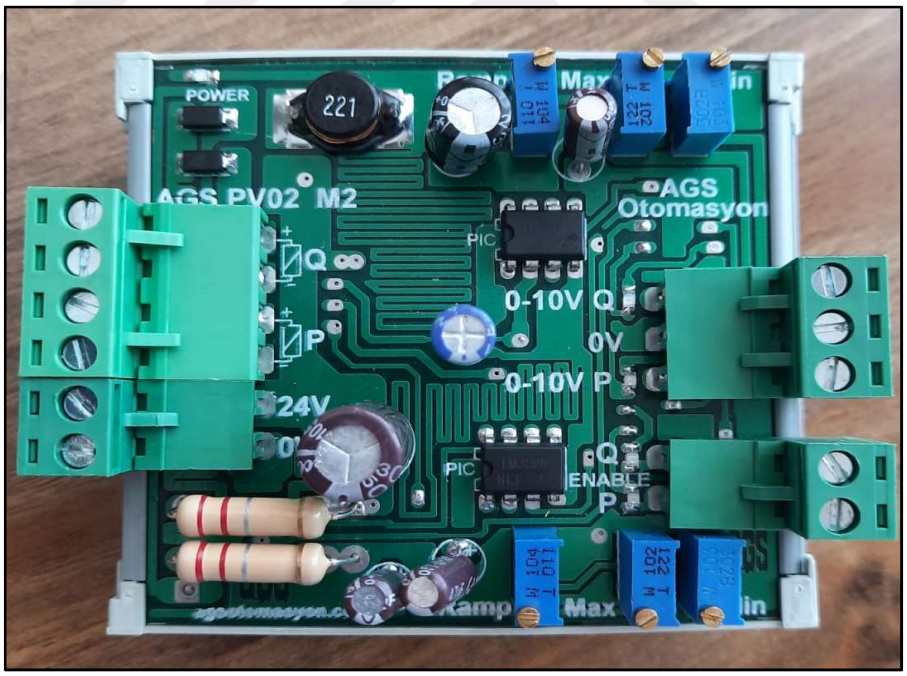
Şekil 4. 14. Oransal basınç regülatörü

4.2. Elektrik Elektronik Bileşenler Ve PLC

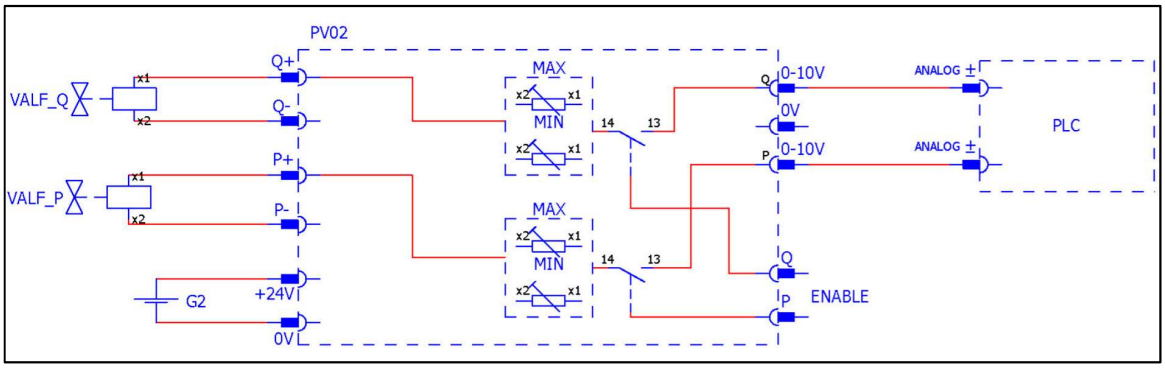
Ventilatörün gerçekleştirilebilmesi için kullanılan donanımsal yapılardan pnömatik ve elektropnömatik ürünlerden ve özeliklerinden bahsetmiştik. Bu bölümde bu ürünler dışında kalan ve cihaz için gerekli olan elektrik elektronik komponentler, güç kaynağı, gerçekleştirilmiş olan kontrol devreleri ve kartları sensörler ve sensör çıkış bilgisi yükseltici kartları ile puls oksimetre sensörü ile puls oksimetre cihazının gerçekleştirilmesi çıkış bilgilerinin plc için anlamlı hale getirilmesi ve son olarak da kullanılan PLC ve modülleri anlatılmıştır.

4.2.1. Oransal Valf Kontrol (Sürücü) Kartı

Kullanmış olduğumuz oransal valf 0-330mA le sürülebilmektedir PLC nin analog çıkışları ile doğrudan sürülemeyeceğinden bir adet çift çıkışlı oransal valf sürücü kartı kullanılmıştır. Oransal valf sürücü kartı; Gerilim kontrollü oransal akım sağlamaktadır. Kart 24VDC beslenmekte ve iki kanal birbirinden bağımsız 0-10V gerilim ile kontrol edilebilmektedir. Kanalın biriyle hava için kullanılacak oransal valf sürülecek diğeri ile oksijen için kullanılacak oransal valf sürülecektir. PLC den verilen 0-10V oransal gerilim sürücü kartı sayesinde valf tarafına 0-330 mA oransal akım sağlamaktadır. İlgili kartta offset kazanç ve rampa ayar trimpotları mevcuttur. Şekil 4.15`de oransal valf sürücü (kontrol) kartı görülmektedir. Oransal Valf sürücü kartına ait bağlantı kontrol diyagramı Şekil 4.16`da görülmektedir. Sürücü kartı ile 0-330mA akım elde etmek mümkündür. İlgili valfleri oransal kontrol için akış, basınç, FiO_2 sensörlerinden alınan geri veriler PLC de yorumlanarak geri besleme olarak kullanılacaktır. Ve valfler bu bilgilere göre oransal kontrol edilecektir.



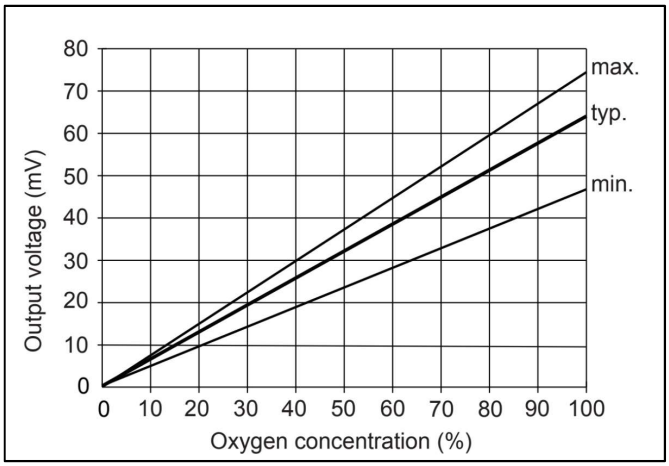
Şekil 4. 15. Çift çıkışlı oransal valf kontrol kartı



Şekil 4. 16. Oransal Valf Bağlantı Ve Kontrol Diyagramı

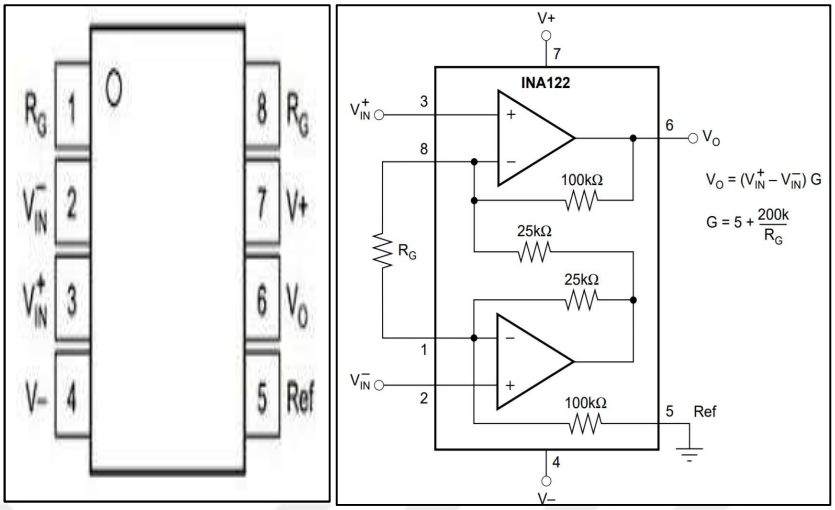
4.2.2. Oksijen Sensörü Çıkış Yükseltici

Ventilatör cihazının en önemli parametrelerinden biri olan FiO_2 hava içersindeki yüzde oksijen bilgisini okuyan sensördür. Bu sensörden alınan geri beslemeler ile hava içersindeki % oksijenin ayarlanmış hedef değere ulaşılıp ulaşılamadığı bilgisini bize vermektedir. Bu bilgi oksijen seviyesinin yeterli hale gelebilmesi için oksijen valfini yeni bir değere oransal olarak ayarlamamıza yardımcı olmaktadır. Kullandığımız oksijen sensörü Figaro firmasının KE-25 kodlu sensörüdür. Bu sensör 0-63 mV luk gerilim çıkışı verebilmektedir.



Şekil 4. 17. Oksijen sensörü konsantrasyona bağlı çıkış gerilim grafiği

Şekil 4.17`de oksijen sensörünün, oksijen konsantrasyonuna karşılık gelen gerilim çıkışı görülmektedir Bu bilgi INA122 yükselticisi ile 10V a yükseltilerek PLC ye aktarılmıştır. Şekil 4.18 de INA122 amplifierinin yapısı görülmektedir.



Şekil 4. 18. INA122 Amplifier Yapısı

63mV luk gerilimi 10V a yükseltebilmek için gerekli kazanç;

G=10V/0,063V= 158,73 olarak hesaplanmıştır.

Şekil 4.19 daki formüllere göre RG direnci;

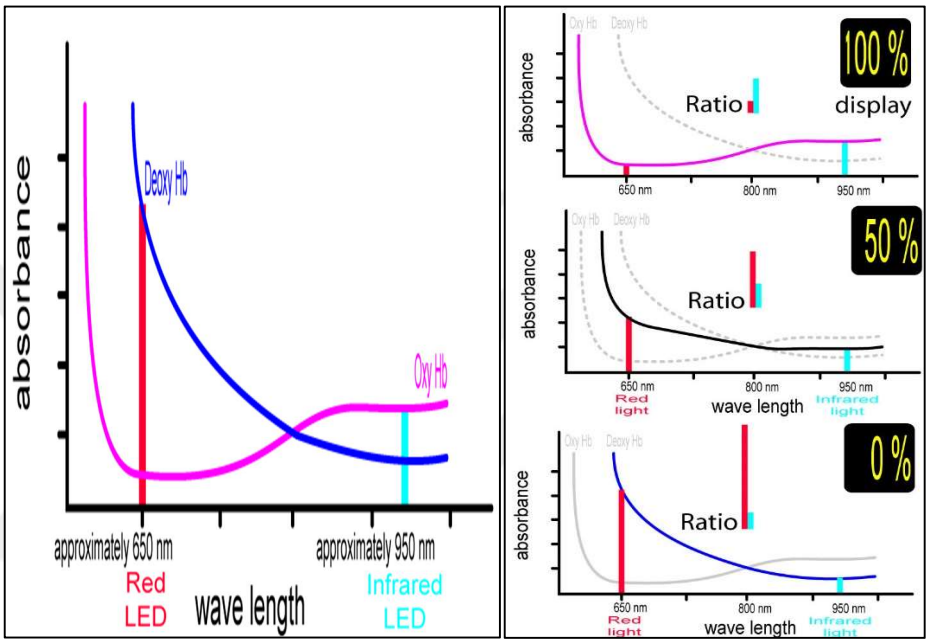
RG=200k/(158,73-5)=1,30kOhm olması gerektiği hesaplanmıştır.

Şekil 4.19 daki INA122 amplifier entegresinin 2. Ve 3. Bacaklarına KE-25 sensöründen gelen bilgi kabloları bağlandı. 1. Ve 8. bacaklarına kazanç sağlayacak direnç bağlandı. 7 ve 4. Bacaklarına güç kaynağından 24VDC gerilim verildi ve 6. Bacağından alınan 0-10V çıkışı değerlendirilmek üzere PLC`nin analog inputuna verildi.

4.2.3 Puls Oksimetre Cihazı

Puls Oksimetre temelde doğrudan hasta kişinin parmak, bilek, kulak memesi veya ayak gibi organlarına takılarak farklı dalga boylarına sahip iki adet ışık yardımı ile damar içerisindeki kan hemoglobinin taşıdığı oksijen doygunluk seviyesini (satürasyon) ölçen cihazdır. Puls Oksimetreler Kırmızı led, IR led ve bir adet de foto diyot sensöründen oluşmaktadır. Hastanın parmağı bu ledler ile foto diyot arasına yerleştirilir. Ledlerin yaydığı ışığın parmaktan geçen miktarını kırmızı led oksijenlenmiş hemoglobin, infrared led ise indirgenmiş hemoglobinin emilim miktarlarındaki değişiklik mikroişlemcide

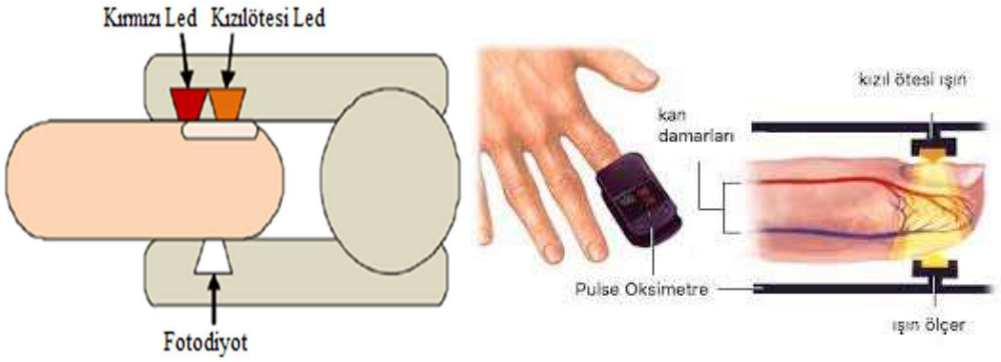
işlenip oranlanarak oksijen satürasyonu hakkında bilgi verir. Red ışığının dalga genişliği aralığı 640-660nm, infrared ışığının dalga genişliği aralığı 930- 940nm'dir. Bu dalga boylarındaki ışıklar damar yatağını aydınlatırken bu ışıkların hemoglobinler tarafından emilimlerinin değişimleri ölçülür. Ve birbirlerine oranlanarak doygunluk miktarı ölçülür. Şekil 4.19`da Işıkların dalga boylarını hemoglobinlerin sönümlemesine ait grafik gösterilmiştir.



Şekil 4. 19. Oksihemoglobin ve deoksihemoglobinin kırmızı ve infrared ışıkta absorbsiyon farklılıkları

Kırmızı led ve infrared led tarafından gönderilen kırmızı ve kızılötesi ışık parmağın karşı tarafında bulunan foto diyota iletilir ve ışığın emilim derecesi belirlenir. Oksijenlenmemiş kan yani venöz kan mavi görünürken arteriyel kan ise kırmızı görünmektedir. Oksijenlenmiş hemoglobin (HbO_2) ve indirgenmiş hemoglobinin 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. Ve mikro denetleyici foto diyottan, iki LED arasındaki farkı alır oranlar ve kandaki oksijen doygunluğunu hesaplar.

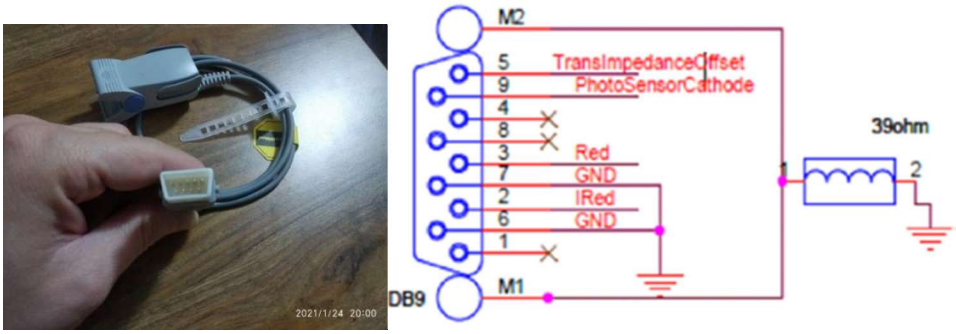
SpO_2 oksijenlenmiş hemoglobinin indirgenmiş ve oksijenlenmiş total hemoglobine oranı ile hesaplanır. Şekil 4.20`de pulse oksimetrenin kullanım şekli görülmektedir.



Şekil 4. 20. Pulse oksimetre kullanım şekli.

Pulse oksimetre probu pin yapısı Şekil 4.21 de görülmektedir. Bu prob cihazımızda kullanacağımız sensör probu olup Nellcor firmasının DS100A probuna eş değer aynı pin yapısına sahiptir. Dokuz pinlidir. Ve bu probun parmak klips kısmında kırmızı ışık infirared ışık ve fotodiyot bulunmaktadır. Bu proba gücü sağlayacak probun klips tarafındaki ledleri sürecek ve fotodiyottan alınan sinyalleri işleyecek bir devre kartına ihtiyaç duyulmaktadır.

Sinyallerin doğru işlenebilmesi için gürültüleri minimize edecek filtreler ve çıkış sinyallerini anlamlı hale getirecek yükseltici opamp entegreleri içersinde barındıran bir karta ihtiyaç vardır.



Şekil 4. 21. Pulse oksimetre probu ve pin yapısı

Cihazımızda pulse oksimetre probundan veri okuyabilmek için alçak geçiren filtre, yüksek geçiren filtre, analog dijital converterlar ve opamap yükseltici entegrelerini içinde barındıran arduino MAX30100 modülü kullanılmıştır. Bu modülü programlayabilmek için 1 adet arduino promini mikrodenetleyici kullanılmıştır. PLC güç kaynağından gelen 24vdc yi 3.3v düşürmek için 1 adet LM2596S voltaj regülatörü kulalnılmıştır. Tasarlanan karta oksijen sensöründen gelen milivoltl seviyesindeki bilgileri yükseltmek için kullanılan yükseltici devre kartıda ilave edilmiştir. Oksijen sensörüde puls oksimetre ile beraber arduinoda okunup analog değer olarak PLC ye gönderilmiştir. Arduino nun 3. Pininden oksijen sensörü için 5 . pinden SpO_2 ve 6. pinden nabız çıkışı alınarak PLC nin analog modülleri beslenmiştir. SpO_2 probundan alınan bilgilerin PLC ye aktarılabilmesi için oksijen sensörü sinyal yükseltici kartınıda içinde barındıran DB9 soketli kart tasarlanarak gerçekleştirilmiştir. Max30100 modülü DB9 lu prob içerisine yerleştirilmiştir. Tasarlanan devre kartı Şekil4.22 de görülmektedir. Gerçekleştirilen entegreleri ilave edilen devre kartına ait gerçek görsel resimler Şekil4.23 te görülmektedir. SpO_2 cihazına ait basitleştirilmiş diyagram Şekil 4.24 de görülmektedir. Pulse oksimetreden alınan veriler işlendikten sonra analog veri olarak PLC nin analog giriş modülüne aktarılmakta ve böylelikle SpO_2 değeri hesaplanmaktadır. İlgili devre kartına ait program aşağıdaki gibidir;

```
#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#define sensor A0
```

```
#define Raporlama_hizi     1000
PulseOximeter pox;

int sensor1=0;
int sensor2=0;
uint32_t SonKayit = 0;

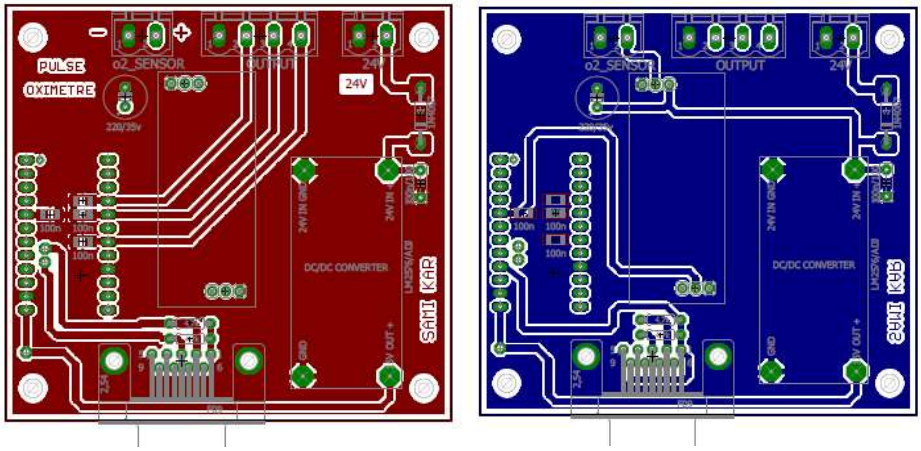
void atimalgilandi()
{
        pox.update();
        analogWrite( 5, sensor1);
        analogWrite( 6, sensor2);
}
void setup()
{
 Serial.begin (9600);
 pinMode (sensor,INPUT);          // oksigen degerini sensörden okumak için adc
pini.
 pinMode (3,    OUTPUT);          // oksigen degeri için adc çıkış pini.
 pinMode (5,    OUTPUT);          // pox.getSpO2 degeri için adc çıkış pini.
 pinMode (6,    OUTPUT);          // pox.getHeartRate degeri için adc çıkış pini.

 if (!pox.begin()) {
      Serial.println("FAILED");
      for(;;);
   } else {
      Serial.println("SUCCESS");
   }
   pox.setOnBeatDetectedCallback(atimalgilandi);
}
void loop()
{
```

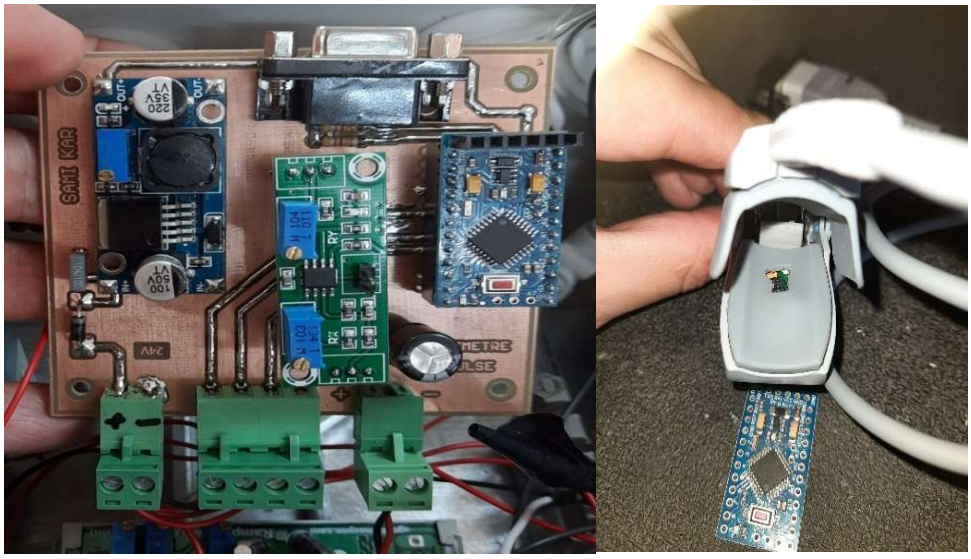
```
  pox.update();
  int deger   = analogRead(sensor);
  int oksigen = map(deger,0,30,0,1023);

     sensor1 = map(pox.getSpO2(),0,100,0,1023);
     sensor2 = map(pox.getHeartRate(),0,100,0,1023);
     analogWrite(3, oksigen);

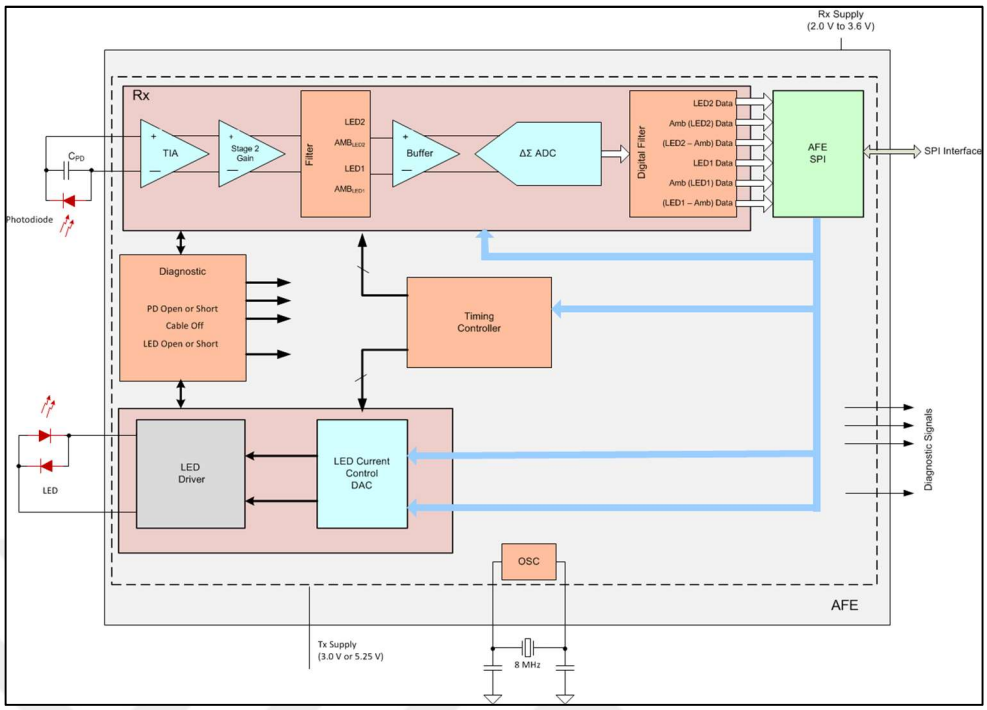
}
```



Şekil 4. 22. Pulse oksimetre cihazı için tasarlanan devre kartı



Şekil 4. 23. Pulse oksimetre için prob ve gerçekleştirilen devre kartı.



Şekil 4. 23. Pulse oksimetre devre kartı basitleştirilmiş diyagram.

Bu hesaplanan SpO_2 değeri hastanın durumunu yorumlamak için hayati öneme sahiptir. Hasta hakkında önemli bilgi ve ipuçları verir. Örneğin; Berry, D. C. ve Seitz, S. R. (2012), yaptıkları çalışmalar sonucunda SpO_2 değer aralıklarını Çizelge 4.1`de görüldüğü gibi değerlendirmişlerdir. Normal bir insan için SpO_2 değerinin 95-100 arasında olması gerektiğini 91-94 arasının artık hipoksemi başlangıcı olduğunu ve bu değerin düşmesinin ne hipokseminin ne denli kritik ve hayati olduğuyla alakalı bilgiler verdiğini açıklamışlardır.

Çizelge 4. 1. Berry Dc ve arkadaşlarının SpO_2 değerlendirmesi.

Kandaki Oksijen Konsantrasyonu SpO_2%	**Değerlendirme**
95-100	Normal
91-94	Mild Hypoexima
86-90	Moderate Hypoexima
<85	Severe Hypoexima

4.2.4 Güç Kaynağı

Ventilatör cihazı için 220-230 Vac 50/60 Hz şebeke gerilimini 24 VDC ye düşürüp cihaz içersindeki elektronik bileşenlerin ihtiyaç duyacağı güce sahip sistem bileşenlerini besleyebilecek bir güç kaynağı seçilmiştir. Seçilen güç kaynağı mean well DR-75-24 kodlu güç kaynağı seçilmiştir. Bu güç kaynağı 76 watt güç ve 3.2A nominal akım değeri sağlaybilmektedir. Şekil 4.24.`te kullanılan güç kaynağı görülmektedir.



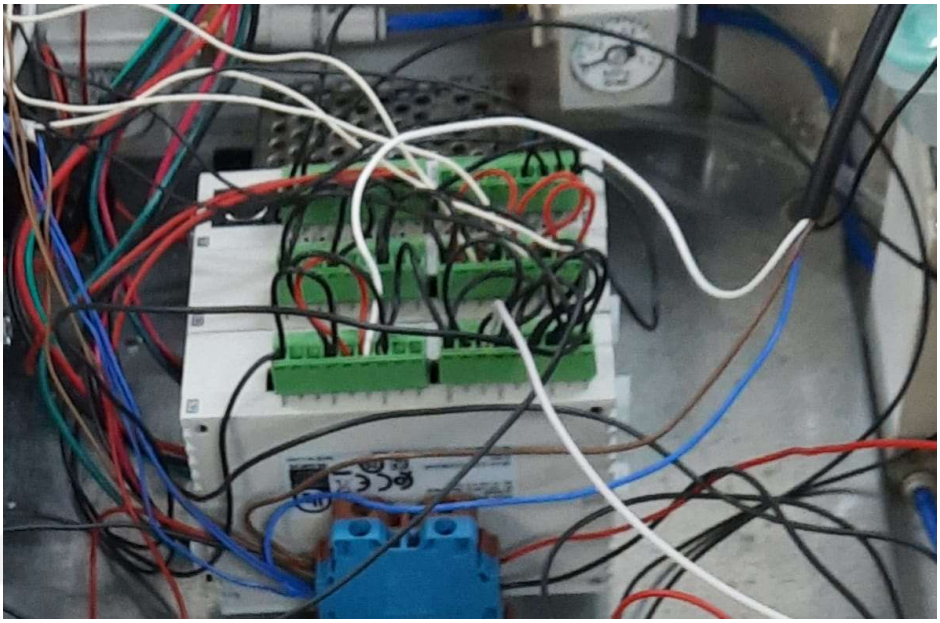
Şekil 4. 24. Güç kaynağı.

4.2.5. PLC, PLC Modülleri Ve Diğer Yardımcı Ekipmanlar

Plclerin merkezi işlem birimi olan cpular tüm aktivite çalışmalarını, yazılmış olan programa uygun şekilde yürüten bütün mantıksal, aritmetik, sayma, zamanlama vb. işleri gerçekleştiren birimdir. Tüm girdilere yazılmış program ve bir mantık çerçevesinde çıktı üretilmesini sağlayan ana birimdir.

Cihazımızda PLC olarak delta firmasının DVP-14SS2 kodlu cpu sunu seçtik. Bu cpu nun temel özellikleri; 24Vdc güç beslemesi ile çalışır. Ve dijital input ve outputlarda yine 24Vdc dir. Bu cpu üzerinde 8 adet dijital input ve 6 adet dijital output mevcuttur. Dahili RS-232 ve RS-485 portları mevcuttur Master ve Slave yapılandırmasına uygundur.

Standart Mod-Bus ASCII/RTU haberleşme mevcuttur. 4 adet yüksek hızlı pulse çıkışı ile debimetrelerden toplam ve anlık debi için saydırma yapmaya olanak sağlar. PID auto tuning destekler. Basınç sensörleri ve debimetrelerden alınan geri beslemeler ile yapılan karşılaştırma hesapları ile cihazın istenilen zamanda istenilen basınç veya debi değerine ulaşması mümkün kılınmıştır.



Şekil 4. 25. DVP-14SS2 cpu ve analog ınput output modulü.

Cihazımızda 2 adet oransal akış valfi ve 1 adet oransal basınç regülatörü analog sinyaller ile kontrol edileceğinden 3 adet analog çıkışı kontrol edebilmek için Delta marka 2 adet DVP-06XA kodlu analog giriş çıkış modüllerinin analog çıkışları kullanılmıştır. Bu modül 6 kanallıdır ve +- 10v 12 bit veya 0-20 mA 12 bit 4 adet giriş ve 2 adet çıkışları vardır. Yine cihazda sensör geri beslemeleri için sensörlerden alınan analog bilgilerin işlenebilmesi için analog giriş modülü olarak da aynı ürünün analog girişleri kullanılmıştır.

Cihazımızda 1 adet inspirasyon hattı için basınç sensörü 1 adet ekspirasyon hattı için basınç sensörü 1 adet oksijen sensörü 1 adet hava akışı için akış sensörü 1 adet oksijen hattı için akış sensörü ve 1 adette ekspirasyon hattı için akış sensörü olmak üzere toplam 6 adet sensör geri beslemesi olacağından 2adet DVP-06XA analog modülü kullanılmıştır.

Bu modül 4giriş 2 çıkış 6 kanallıdır. Analog giriş ve çıkış modüllerinin analog girişleri 6 adet sensör geri beslemesi için kullanılmıştır.

Bu modüllere ek 1 adet ekran hmı panel, önceden bahsedilen puls oksimetre haberleşmesi için dizayn edilmiş kart, oksijen sensörü çıkış yükseltici kartı oransal valf sürücü kartı, açma kapama düğmesi, kablo kanalı klemens ve pano montaj aksesuarları kullanılmıştır.

Olası beklenmedik bir durumu ikaz edebilmesi için alarm limitlerinde sesli uyarı için HMI ekranın buzzerı kullanılmıştır. Alarm limitlerinin geri besleme sinyalleri cihaza entegre edilmiş sensörlerin geri beslemelerine alt ve üst limitler konularak alınmıştır. 1 adet inspirasyon hattı basınç sensörü 1 adet ekspirasyon hattı basınç sensörü, 1 adet hava hattı, 1 adet oksijen hattı ve 1 adet ekspirasyon hattı için toplamda 3 adet debimetreye alt ve üst limitler girilerek alarm geri beslemesi olarak kullanılmıştır. Ayrıca SpO_2 probundan gelen nabız ve SpO_2 değerleri FiO_2 sensöründen gelen oksijen doygunluğu bilgilerine de alt ve üst limitler girilerek alarm geri beslemesi olarak kullanılabilir. Şekil4.26 da kullanılan analog giriş çıkış modülleri ve HMI panel görülmektedir.



Şekil 4. 26. CPU analog giriş çıkış modülleri ve HMI panel.

BÖLÜM 5

MONTAJ VE CİHAZIN ÇALIŞTIRILMASI

Bu bölümde gerçekleştirilen ventilatör cihazının donanımsal parçaları öncelikle test montajı ile montajlanmış testler ve ön çalışmalar tamamlandıktan sonra cihaz için düşünülen kasa içerisine yerleştirilerek montajı tamamlanmıştır. Cihaz hasta devresi yardımı ile test balonuna bağlanarak test edilmiş ve çeşitli modlarda çalıştırılmıştır.

5.1. Donanımsal Yapıların Montajı

Cihaz gerçekleştirilirken ilk olarak Şekil 5.1.`de görülen pnömatik elektropnömatik ekipmanlar birleştirilmiştir. Cihaz tesisatının yapılabilmesi için inspirasyon ve ekspirasyon hatlarına hasta solunum devresini bağlayabilmek için polioksimetilen malzemeden uygun parçalar tornada işletilmiştir.

İç tesisatın hasta devresine aktarılabilmesi için ¼" dişi dişler açılarak ¼-6 otomatik düz rekorlar bağlanmıştır. Ardından hasta solunum devresine ve oksijen sensörüne uygun adaptörler tasarlanarak imal ettirilmiştir. PEEP valfine giriş yapabilmek için yine aynı malzemeden uygun parçalar tornada işlenerek üretilmiştir. Tasarlanan bu aparatlar Şekil 5.2`de görülmektedir.

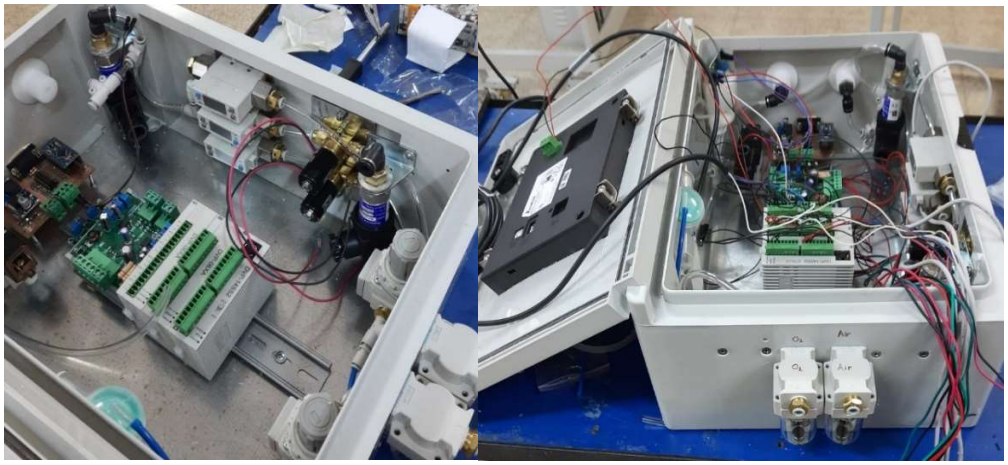
Bütün parçalar donanımsal bileşenler 300x100x165 mm ölçülerinde IP65 koruma sınıfına sahip pano içerisine yerleştirilmiştir. Cihazın kablo bağlantıları yapılmadan ve yapıldıktan sonraki kabloların henüz kablo kanalına yerleştirilmeden önceki haline ait görüntü Şekil 5.3`te görülmektedir. Cihazın mümkün mertebe kompakt olabilmesi için pnömatik bileşenler panonun yanlarına beslenmiştir pnömatik bileşenler panonun yan duvarlarına en uygun şekilde yerleştirildikten sonra akışa uygun pnömatik tesisatı 6mmlik pnömatik hortumla gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5.1. Pnömatik Elektropnömatik Ekipmanlar Ve Montajlanmış Hali



Şekil 5.2. Tornada Üretilen Solunum Devresine Uygun Geçiş Aparatları



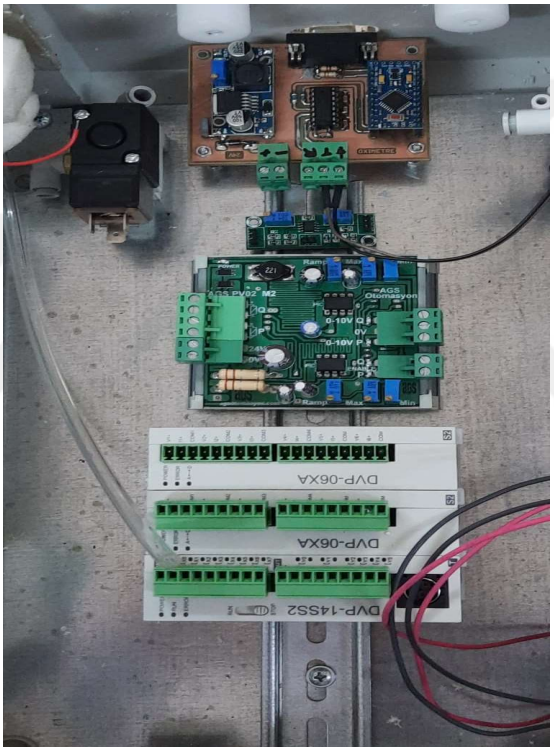
Şekil 5. 3. PLC Ve Kontrol Kartları Montaj Ve Kablolama.

Cihaz kasasına elektrik güç beslemesi için 1 adet güç besleme portu konulmuştur. Gücü açıp kapatmak üzere 1 adet on-of düğmesi konulmuştur. İnspirasyon ve Ekspirasyon Hatlarının hasta solunum devresine uygun şekilde delikleri pano üzerinde açılarak uygun aparatlar takılmıştır. Medikal Hava ve Oksijen beslemesi için uygun portlar açılmış Pano dışına 5 mikron emniyet Filtreleri yerleştirilmiştir. Olası kirliliklerden sonra filtre kartuşlarının değiştirilebilmesi için özellikle cihaz dışına konumlandırılmıştır. SpO_2 sensöründen kalp nabzını ve oksijeni göreceğiz bu cihazın probu için pano üzerinde uygun portlar açılmıştır. Ve DB9 D-sub soket ile kolay sökülüp takılabilir hale getirilmiştir. Acil olmayan sadece destek verilecek hastalarda bu prob hiç kullanılmayabilir. Probun soketli ve dışardan sökülüp takılabilir olması meydana gelecek herhangi bir arıza da pano içerisini açmadan probu değiştirmeyi mümkün kılacaktır. Şekil5.4 te SpO_2 sensörü ve pano üzerinde açılan prob net olarak görülmektedir.



Şekil 5. 4. SpO_2 Sensör Probu Ve Yuvası

Cihazın PLC, güç kaynağı, Oksijen sensörü çıkışını voltaj mV`tan V`a çevirmesi için tasarlanıp gerçekleştirilen amplifikatör kartı, Yine tasarlanıp gerçekleştirilen SpO_2 cihaz kartı ve Hava ve Oksijen valflerinin sürücü kartları, elektriksel bileşenleri Cihaz kasasının orta kısmına DIN rayı üzerine montajlanmıştır. Böylelikle ortadaki PLC ve modüllerine güç kaynağına yan duvarlardaki pnömatik bileşenlerin bobinlerinden, basınç debimetre ve FiO_2 sensörlerinden alınan kablolar kolaylıkla bağlanabilmiştir. Şekil5.5`te görülmektedir.



Şekil 5.5 PLC, PLC modülleri ve elektronik kartların DIN rayı montajı.

5.2. PLC Yazılımı Haberleşme Ve Cihazın Çalıştırılması

Cihaz Delta PLC ile programlanarak çalıştırılmıştır. Cihaz Ladder de programlınmış olup oransal akış valfleri ve oransal basınç regülatörü data sheetlerindeki zaman ve verilen analog sinyallere karşılık verdikleri hava çıkış değerleri basınç veya debiler için zamana bağlı hesaplamalar ve sensör geri beslemelerinden okunan değerler ile oransal kontrol edilmiştir.

Klinisyenin hastanın durumuna göre girmiş olduğu basınç ve volüm hedefleri ile sensör geri beslemeleri ladder da karşılaştırmalar çalıştırılarak hesaplanan ve girilen değerlere ulaşması sağlanmıştır. Örneğin HMI paneli üzerinden girilen $\%O_2$ (21 değeri için oksijen vanası komple kapalı) değeri için oksijen oransal valfi belli oranda açılıyorken hava oransal valfi belli oranda kapanıyor. Gaz karışımı hesabı yaparken toplam akışın %21 inde zaten oksijen varlığı göz önünde tutularak hesap yapılıyor örneğin %60,5 FiO_2 için her iki valfin %50 açılması gerekiyor. Oksijen ve Hava valflerimizin her ikisi de 0-330mA ile sürülmekte ve bu sinyal yardımcı oransal valf sürücü kartı ile yapılmakta karttan 0-330mA alabilmek için PLC`den 0-10V sinyal gönderilmektedir. Karışım hesabı $\%O_2$= ((Hava Valfi için girilen kontrol sinyali*0,21)+O_2 Valfi için girilen sinyal)/Toplam Girilen Sinyal şeklinde yapılmıştır.

Hesaplamalar PLC`nin arka planında hesaplanarak programda işletilmiştir. Bu hesaba ek olarak Hacim hedefli modda girilen hedef hacmi istenilen zamanda yakalayabilmek adına yukardaki hesaba ek yani hem O_2 seviyesi için oksijen vanası oransal olarak ayarlanmış hem de hedef hacim için ikinci bir algoritma hem hava hem oksijen valfini istenilen akış için oransal olarak kısmakta veya açmaktadır. Ve bunu yaparken en baştaki karışım hesabını bozmadan var olan hesap üzerine arka planda yapılan ikinci hesabı algoritmada işleterek yapmaktadır.

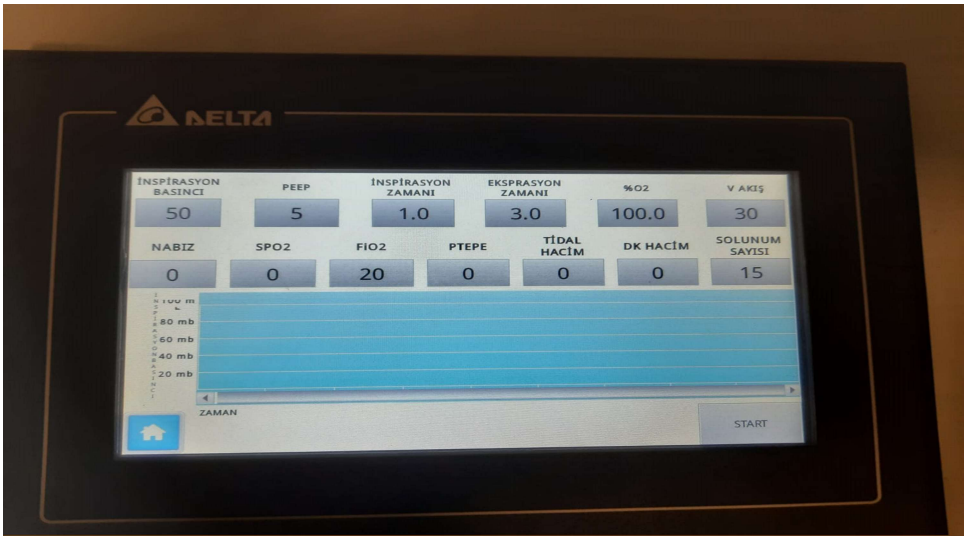
Ladder de yazılan algoritma orantılı kontrol hesaplarına göre, hava ve oksijen oransal valfini denetler durdurur orifisi kısar veya açar. Yine basınç ve akış sensöründen gelen verilere ek klinisyenin girmiş olduğu FiO_2 değeri ve yine klinisyenin hastadan gelen SpO_2 verilerini değerlendirerek gireceği PEEP değeri için oransal basınç regülatörüne data sheetinde bildirilen akım değerleri ekspirasyon süresince gönderilmiştir. Ekspirasyon fazı bitiminde PEEP valfi inspirasyon süresince %100 kapalı tutulmuştur. Ve $\%O_2(FiO_2)$ değerleri için oransal valf girilen ayar değiştirilene kadar oransal açıklığını her iki mod ve hedefte sağlayabilmek için korumuş ve düzgün çalışmıştır.

Algoritmalar ve döngüler net belirlenmeden önce deneysel olarak bir kaç defa test edilerek girilen değerler için debimetreden ve basınç sensörlerinden okunan veriler değerlendirilmiştir Ürünlerin data sheetlerinde belirlenen değerleri toleranslar içinde sağladığı görülmüştür. Ve PLC nin sağladığı hassaslaştırma avantajları da kullanılarak program P-CMV ve V-CMV modları için ladder ile yazılarak tamamlanmıştır. Yazılan

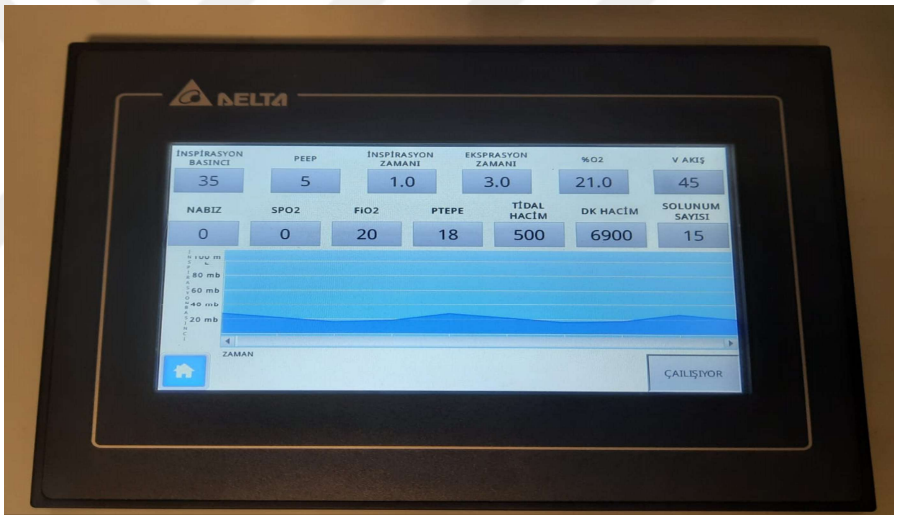
program EK-1 de ayrıca verilmiştir. Genel itibari ile cihaz farklı modlar da çalıştırılırken de temelde zaman döngülü basınç kontrollü veya zaman döngülü volüm kontrollü olarak çalışmaktadır. Bu temel iki mod için yapılan ayarlamalar yeterli oldu ve düzgün çalıştı. Diğer modlar ilgili modlara bağlı alt modlar gibi düşünülebilir.

5.2.1. Cihazın Basınç Hedefli Mod (P-CMV) Çalıştırılması

Cihaz dakikada 15 soluk için 1 saniye inspirasyon 3 saniye ekspirasyon yapacak şekilde 1/3 I:E oranı ile oksijen vanası %100 açık ve 30litre/dakikalık akış ile 50mbar basınç hedefine ve 5mbar PEEP basıncına ayarlanarak sorunsuz çalıştırılmıştır. Şekil 5.6`da HMI panelden girilen parametreler ve cihaz başlangıç durumu görülmektedir. Ekranda girilebilen parametreler ekranın en üst sekmesine konumlandırmıştır Sensör geri beslemelerinden okunan değerler bir alt sekmeye konumlandırılmıştır. Sensör geri beslemeleri ile karşılık grafikleri HMI panelin en altına geçmiş durumu görebilecek şekilde konumlandırılmıştır. Şekil 5.7`de 15 soluk %21 $O_2$ ( oksijen vanası %100 kapalı ve hava vanası %100 açık ) 35mbar için hedeflenmiştir. Ayrıca ciğerin sönmemesi ve ikinci soluğa daha hazır olması için 5mBar`lık bir PEEP değeri girilmiştir. Aşağıdaki grafikten cihazın PEEP basıncı altına düşmediği net bir şekilde görülmektedir. Normal basınç hedefli modlarda akış ve tidal hacime müdahale edilmeyip Akciğerin kompliyansına göre hacim değişimine müsade edilmektedir. Ve bu kompliyans kişiden kişiye değişmektedir akciğer dokularının elastik kuvvetleri ile doğrudan ilintilidir. Biz cihazımızda bu basınca 45lt/dakikalık akış ile ulaşmak üzere oransal valfleri PLC programında daha önce hesaplanan ve yazılan değerler ile kontrol ederek. Basınç hedefli volüm kontrollü yeni bir mod denemiş olduk. Cihazda kullanılan sensörlerin hassasiyetlerinin talebimize yeterince cevap vermemesi istenilen değerleri elde etmemizi engellese de cihaz toleranslar içerisinde çalışmıştır. HMI paneline ait yazılım ve ekran görüntüleri Ek 2` de gösterilmiştir.



Şekil 5. 6. HMI panel başlangıç durumu girilmiş parametreler.



Şekil 5. 7. P-CMV modu örnek çalışma anlık görüntü.

Cihazın bu P-CMV modunda ayarlanabilen ve okunan parametrelerine ait bilgi ve açıklamalar Çizelge 5.1`de verilmiştir.

Çizelge 5. 1. P-CMV modunda ayarlanabilen ve okunan parametreler.

P-CMV MODUNDA AYARLANABİLEN PARAMETRELER	**AÇIKLAMALAR**
İnspirasyon Basıncı	mBar cinsinden ulaşılmak istenen inspirasyon basıncıdır.
PEEP Basıncı	mBar cinsinden ekspirasyon sonunda hapsedilmek istenen basınçtır.
İnspirasyon Zamanı	saniye cinsinden inspirasyonun devam etmesi gereken süre
Ekspirasyon Zamanı	saniye cinsinden ekspirasyonun devam etmesi gereken süre
$\%O_2$	Karışım havasında istenen oksijen oranı FiO_2% min girilebilir değer 21
V akış	litre/dk cinsinden akış hızı (hedefe ulaşma hızı)
OKUNAN GERİ BESLEMELER	**AÇIKLAMALAR**
Nabız	Dakikadaki kalp atım hızı
SpO_2	Kandaki oksijen seviyesinin % orantısal bir ifadesi(oksijen doygunluğu)
FiO_2	Karışım havasından okunan oksijen % desi
P Tepe	Tepe basıncıyla beraber anlık tüm basınçları göstermektedir.
Tidal Hacim	ml cinsinden 1 soluktaki hacim
Dk Hacim	ml cinsinden 1 dakikada hastaya verilen hacim
Solunum Sayısı	1 dakikadaki soluk alma/verme tekrarı

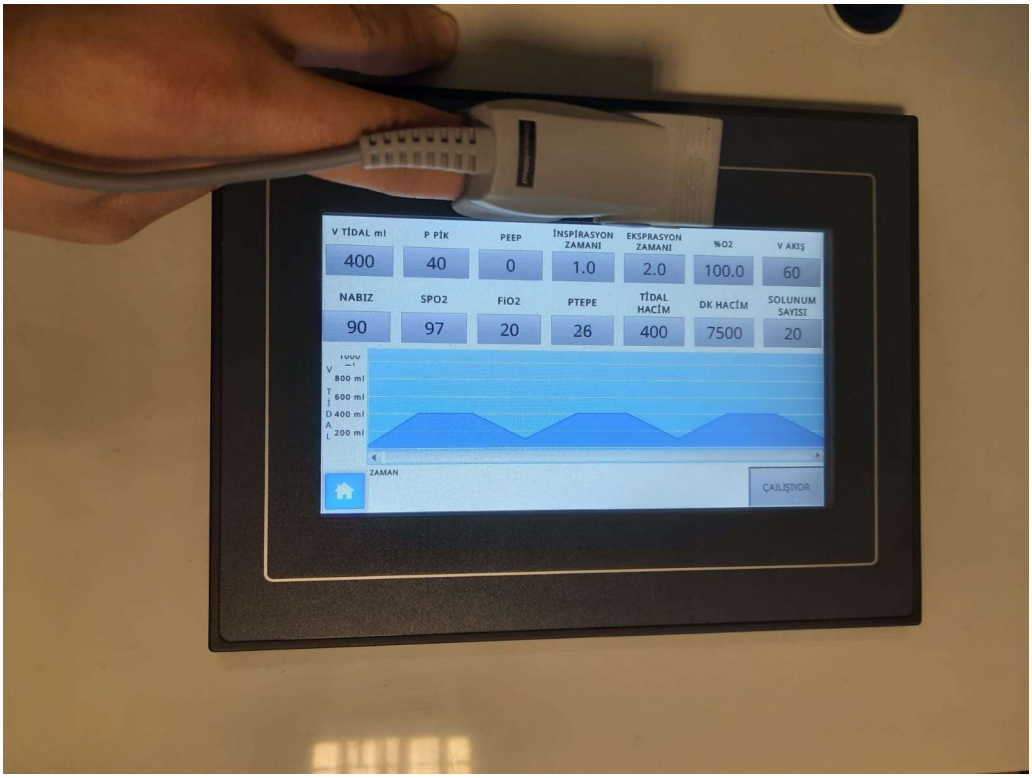
5.2.2. Cihazın Hacim Hedefli Mod(V-CMV) Çalıştırılması

Cihaz dakikada 20 solunum yaptıracak şekilde inspirasyon süresi 1 saniye ve ekspirasyon süresi 2 saniye olacak şekilde 1/2 I/E oranı ile ayarlanmıştır. $\%O_2$ oksijen oransal valfi %100 açık olarak ayarlanmıştır. (testler normal hava ile yapıldığından ekran görüntüsünde FiO_2 sensörü geri beslemeyi %20-21 olarak göstermektedir.) Hastaya hedeflenen volüm verilirken beraberinde emniyet amaçlı bir Ppik değeri girilerek olası baro travmaların önüne geçilmiştir.

Hastaya 400ml tidal volüm verilmesi hedeflenmiştir. Hem aşağıdaki grafikten hem de alt sekmede görülen Tidal Hacim geri beslemesinden talep edilen hedefe ulaşıldığı görülmüştür. İlgili Hedefe V akışta girilen parametre ile 60 lt/dk ile ulaşması sağlanmıştır. İnspirasyon süresi 1 saniye olduğundan 400ml lik hedefe 0,40 saniyede ulaşmakta ve 0,6 saniye kadar bu hacimde inspirasyon holt yapmaktadır. Ve bu durum aşağıdaki grafikte net olarak görülmektedir. 400 ml ile 20 solukta toplam dakika hacminin 8000ml olması beklenirken ekran üzerinde 7500ml olduğu gözlemlenmektedir. Bu durum kullanılan debimetrenin hassasiyeti ile alakalıdır. Cihaz girilen yüksek akış sebebi ile tidal

volüme 0,4 saniyede ulaştı ve inspiryum süresi olan 1 saniyeyi tamamlamak için 0,6 saniye hacmi ve basıncı sabit tutarak inspiryum süresi sonunda ekspirasyon yaptı girilen parametreler ve Solunum dalga formu Şekil 5.8`de HMI panel üzerinden görülmektedir.

Nabız ve SpO_2 verilerine ilişkin Şekil 5.8`de Puls Oksimetre cihazından alınan geri besleme ile mevcut solunum esnasında nabzımın 90 ve SpO_2 değerimin %97 olduğu görülmektedir.



Şekil 5. 8. V-CMV modu örnek çalışma anlık görüntü.

Cihazın V-CMV modunda ayarlanabilen ve okunan parametrelerine ait bilgi ve açıklamalar Çizelge 5.2`de görülmektedir.

Çizelge 5. 2. V-CMV modunda ayarlanabilen ve okunan parametreler.

V-CMV MODUNDA AYARLANABİLEN PARAMETRELER	**AÇIKLAMALAR**
V Tidal	ml cinsinden ulaşılmak istenen inspirasyon hacmidir.
P Pik	mBar cinsinden müsade edilen maksimum emniyet basıncı
PEEP Basıncı	mBar cinsinden ekspirasyon sonunda hapsedilmek istenen basınçtır.
İnspirasyon Zamanı	saniye cinsinden inspirasyonun devam etmesi gereken süre
Ekspirasyon Zamanı	saniye cinsinden ekspirasyonun devam etmesi gereken süre
$\%O_2$	Karışım havasında istenen oksijen oranı FiO_2% min girilebilir değer 21
V akış	litre/dk cinsinden akış hızı (hedefe ulaşma hızı)
OKUNAN GERİ BESLEMELER	**AÇIKLAMALAR**
Nabız	Dakikadaki kalp atım hızı
SpO_2	Kandaki oksijen seviyesinin % orantısal bir ifadesi (oksijen doygunluğu)
FiO_2	Karışım havasından okunan oksijen % desi
P Tepe	Tepe basıncıyla beraber anlık tüm basınçları göstermektedir.
Tidal Hacim	ml cinsinden 1 soluktaki hacim
Dk Hacim	ml cinsinden 1 dakikada hastaya verilen hacim
Solunum Sayısı	1 dakikadaki soluk alma/verme tekrarı

BÖLÜM 6

6.1. Sonuçlar Ve Öneriler

Gerçekleştirilen cihaz medikal kompresörlerden aldığı medikal havayı regülatör yardımı ile 2,5 bar basınç seviyelerine kadar indirerek inspirasyon hattı girişinde oransal valflere ulaştırmış hmı panel üzerinden ayarlı parametrelere göre hızlı açılma yavaşlama tam kapanma ve tutma bekleme gibi bir çok fonksiyonu plc ye yazılan komutlar ile sağlamıştır.

Hastaya iletilecek olan havanın oksijen bakımından ne kadar zengin olduğu Oksijen sensörü yardımı ile ölçülmüştür. Ayarlı % O_2 (FiO_2) değerinin gerçek zamanlı geri beslemesi bu oksijen sensörü yardımı ile alınabilmiştir. Hastadan puls oksimetre yardımı ile alınan bilgide dikkate alınarak hem hava hattı hem oksijen hattı ihtiyaç duyulan seviyeler için oransal valfler yardımı ile oransal olarak kontrol edilerek ihtiyaca uygun oksijence zengin hava inspirasyon hattından test balonuna başarılı şekilde iletilmiştir. İletilen havanın basıncı ve akımı basınç ve akış sensörleri ile sürekli olarak ölçülmüştür. PLC nin analog input modülü geri beslenmiştir. Bu geri beslenen bilgiler ile istenen basınç veya volüm hedefine başarılı bir şekilde ulaşılmıştır.

Ekspirasyon fazında ise ekspirasyon hattındaki basınç ve akış sensörlerinden alınan bilgiler PLC nin analog modülüne geri besleme olarak kullanılmıştır. Ekspirasyon valfi pilot kontrollü olup istenen PEEP desteğini sağlayabilmesi için valfin pilotu 4-20 mA lik bir oransal basınç regülatörü ile kontrol edilmiştir. Talep edilen PEEP ayarları toleranslar içerisinde sağlanmıştır. PEEP valfinin diyafram yapısı ve bu diyaframın basınca duyarlılığı hassasiyeti arttırılarak daha duyarlı hale getirilebilir.

Gerçekleştirilen cihazla birden çok değişken orifisli valfin yaptığı işi yalnızca 2 adet oransal valf ile yapmış olmak büyük bir avantaj sağlamıştır. Ayrıca PLC nin Endüstriyel alanda çok kullanılıyor olması ve barındırdığı üstün özellikler ve programlama kolaylığı tercih sebebi olmuştur. Fakat maliyetler açısından PLC ler yüksek maliyetli ürünlerdir. Bu sebeple aynı çalışma mikrodenetleyiciler ile de daha uygun fiyatlara yapılabilir.

Gerçekletirdiğimiz cihazda kullanılan basınç ve akış sensörlerinin ölçüm aralıkları kısılarak daha yüksek çözünürlüklü sensörler ile daha hassas kontrol yapmak mümkün olabilir. Ayrıca kullanılan PEEP valfi uyarlanan aynı pilot basınçlarında zaman zaman farklı tepkiler vermiştir. Bu farklar toleranslar dahilindedir. PEEP valfi daha hassas bir valfle değiştirilebilir veya sıfırdan tasarlanabilir. Cihazımızda PEEP valfinin pilotunu kontrol eden oransal basınç regülaötrü çalışma başlangıç basıncı PEEP değerini 10mbar ve altı için ayarlamaya müsade etmiyor. PEEP değeri 5mbar ve üzerinde olmalı veya doğrudan 0 bar olmalı 0-10mbar arasında istenilen hassasiyette çalışmıyor. Bu valf yerine farklı alternatifler geliştirilebilir.

Çalışılan basıncın çok küçük olması ve cihazın canlı yaşamı ile doğrudan ilintili olması sebebiyle yapılacak sonraki çalışmalarda daha yüksek çözünürlük ve hassasiyette sensörler kullanılarak çok daha üstün performanslı cihazlar yapmak mümkün olacaktır.

Bütün sensörlerden alınan geri beslemeler özellikle SpO_2 FiO_2 ve eklenebilecek $EtCO_2$ sensörleri gibi dogrudan hayati bilgiler veren sensörler, geliştirilecek algoritmalar, bulanık mantık denetleyicileri veya yapay zeka gibi ekstra destekler ile klinisyenden komple bağımsız FiO_2 yi ve PEEP değerini doğrudan kendisi belirleyip hastanıp optimum oksijene en kısa sürede ulaşmasını sağlayacak cihazlar geliştirmek mümkün olacaktır.

Teknolojinin gelişimine bağlı olarak cihaza bağlı hastanın bütün geçmiş hastalık kayıtlarını cihaza çağırmak cihazdan geçmişini takip ederek en uygun tedaviyi uygulamak mümkün olabilir. Covid19 gibi bulaşıcı ve salgın hastalık dönemlerinde ana makineden bağımsız uzaktan kontrol edilebilen ikincil ekranlardan yardım alınarak hastanın durumu kontrol edilebilir. Ve hastanın durumuna göre solunum parametreleri hastanın bulunduğu ortama girilmeden güncellenebilir.

KAYNAKLAR

Berndt, A., Scheel ve M.,Simanski, O. (2015) Iterative Learning Control: An Example for Mechanical Ventilated Patients *IFAC-PapersOnLine 48-20 (2015) 523–527*

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.

Delta. (2017). DOP-100 HMI Panel kullanım kılavuzu 30 Ağustos2021tarihinde https://www.deltaww.com/event/HM2019/pdf/DELTA_IA-HMI_DOP-100_EN_20190221.pdf adresinden eriişildi.

Delta. (2010). CPU DVP-14SS2 ürün bilgi sayfası: 30 Ağustos 2021 tarihinde https://filecenter.deltaww.com/Products/download/06/060302/Catalogue/DELTA_IA-PLC_DVP_TP_C_EN_20210916.pdf adresinden erişildi

Figaro. (2021). Figaro Oksijen sensörü KE seri bilgi sayfası 30 Ağustos 2021 tarihinde https://www.figaro.co.jp/en/product/docs/ke_product%20infomation(en)_rev06.pdf adresinden erişildi.

Gölcük, A. (2017). *Puls Oksimetre Senkronizasyonlu, Oransal Valf Kontrollü ve Mikrodenetleyici Tabanlı Bir Ventilatör Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi.* Doktora Tezi. Selçuk Üniveristesi, Fen Bilimleri Enstitüsü. 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.*

Güler, H. (2012). *Akciğerin Elektriksel Modellenmesi İle Bulanık Mantık Tabanlı Solunum Cihazının (Ventđlatör) Tasarlanması.*Doktora Tezi. Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. Elazığ.

Güler, H., Türkoğlu, İ. ve Ata, F. (2011). Paralel Çift Bölmeliakciğer Modelinin Elektriksel Eşdeğerinin Elde Edilmesi. *Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu. Fırat Üniversitesi 260-263.*

Güler, H. ve Türkoğlu, İ. (2010). Mekanik Ventilatör Tasarım Metotları/Mechanical Ventilator Design Methods*, Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 26 (3), 248-257.*

Güler, H., Türkoğlu, İ. ve Ata, F. (2010). Bulanık Temelli Akıllı Ventilatörde FiO_2 Kontrolü. *Bilimde Modern Yöntemler Sempozyumu-BMYS 2010, Diyarbakır: 195-206*

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. (2007). *Programlanabilir Lojik kontrolör ile Mekanik Ventilator Tasarımı,* Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü. Elazığ.

Hunnekens, B., Kamps, S. ve Wouw, N.V. (2020) Variable-Gain Control for Respiratory Systems. *IEEE Transactions on Control Systems Technology, Vol. 28, No. 1, January 2020.*

Kılıç, U. (2016) *Hastayı Solunum Cihazından Ayırmak İçin Bulanık Mantık Tabanlı Bir Algoritmanın Gelistirilmesi, Yüksek Lisans Tezi.* Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. Elazığ.

Lamberska, T., Vaňkova, J. ve Plavka, R. (2013*).* Efficacy of FiO_2 Increase During the Initial Resuscitation of Premature Infants< 29 Weeks: *An Observational Study, Pediatrics & Neonatology.373-379.*

Nelson, D. S., Strickland, J. H. ve Jannett, T. C. (1997). Simulation Of Fuzzy Control For Management Of Respiratory Rate İn 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., Hatzakıs, 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, 550-556.*

Omuz, G. (2020). *Türbin Temelli Mekanik Ventilatörde Basınç Kontrolü, Yüksek Lisans Tezi,* İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.

Pilbeam, S. P., ve Cairo, J. M., (2006). Mechanical ventilation: physiological and clinical applications*, St Louis, MO: Mosby Inc;3rd edition. 1998. 460 pp. ISBN 0-8151-2600-X*

Saatçı, E. (2009). *İnvasiv Olmayan Ventilasyonda Solunum Parametrelerinin Modellenmesi, Doktora Tezi,* İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.

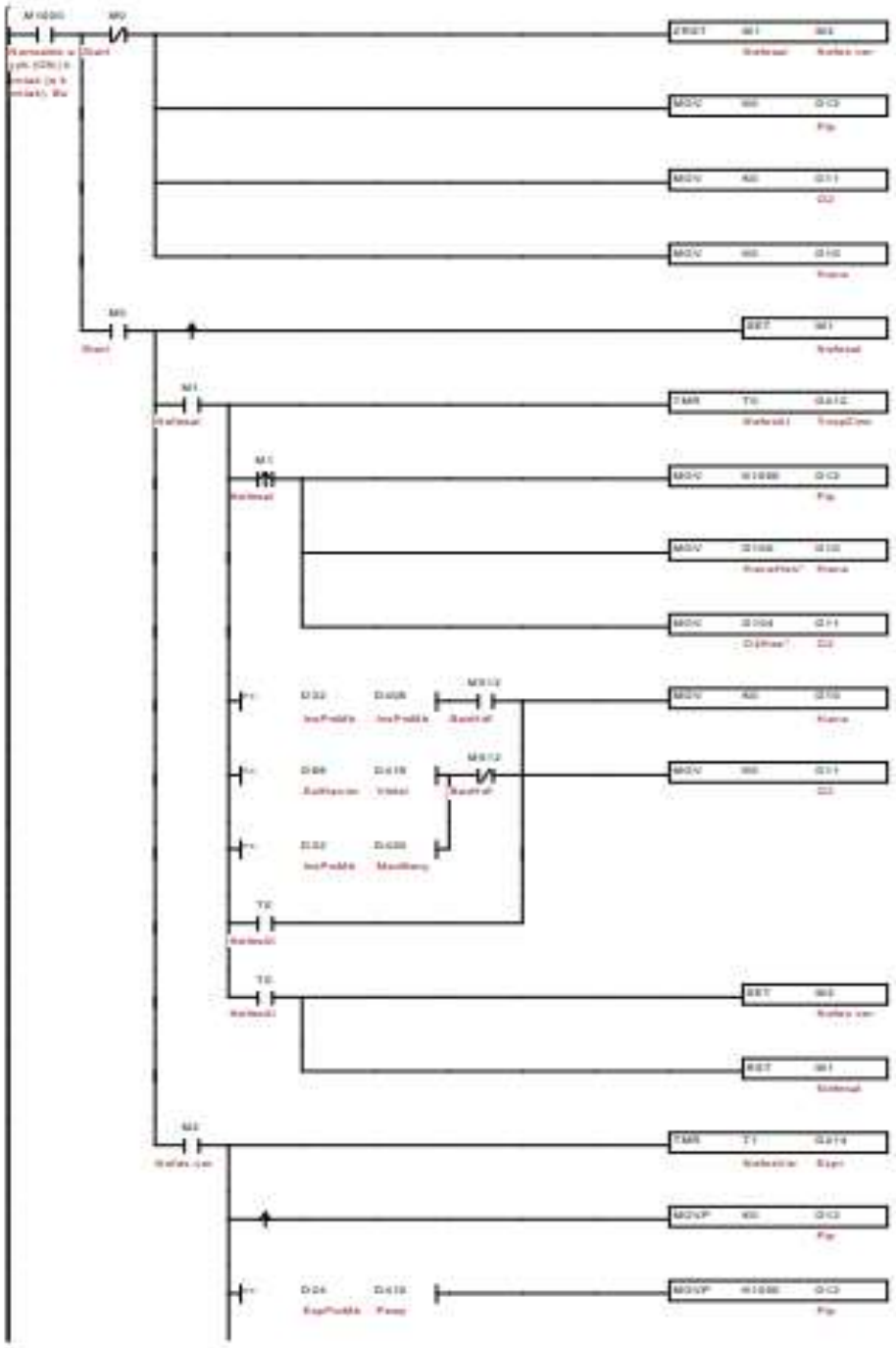
Sayın, S. F. (2017). *Yenidoğan Yoğun Bakım Ve Nakil Ventilatörü (Yapay Solunum Cihazı) Tasarımı. Yüksek Lisans Tezi.* Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü İstanbul

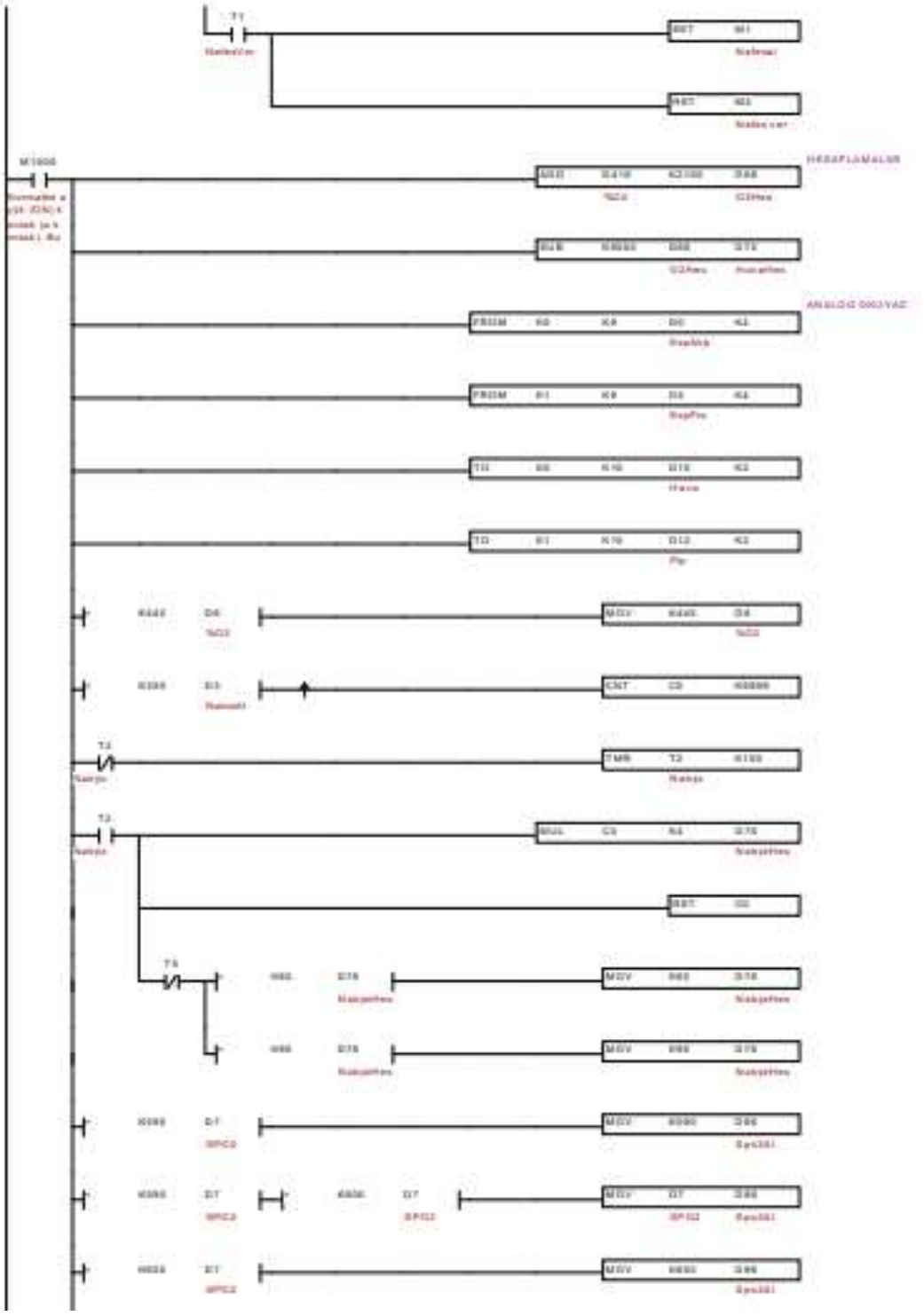
Stegmaier, P. A., Brunner, J. X., Tschichold, N., Laubscher, T. ve Liebert, W. (1994). Fuzzy Logic Cough Detection: A First Step Towards Clinical Application, Fuzzy Systems*, IEEE World Congress on Computational Intelligence., Proceedings of the Third IEEE Conference on, 1000-1005.*

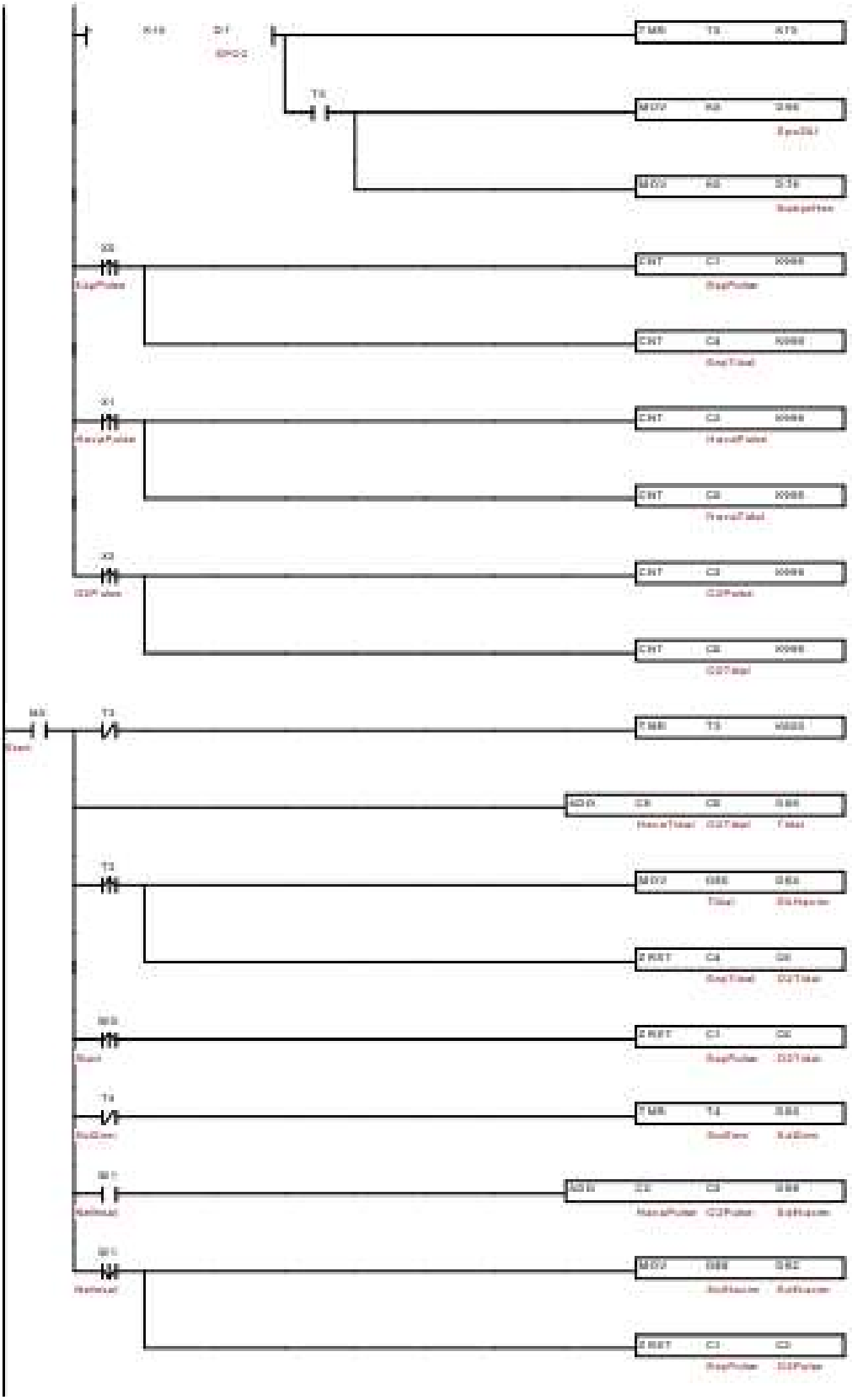
Wang, C. S., Shaw, D. ve Jih, K. S. (1998). An İntelligent Control System For Ventilators*,Medical Engineering & Physics, 534-542*. https://doi.org/10.1016/S1350-4533(98)00048-4

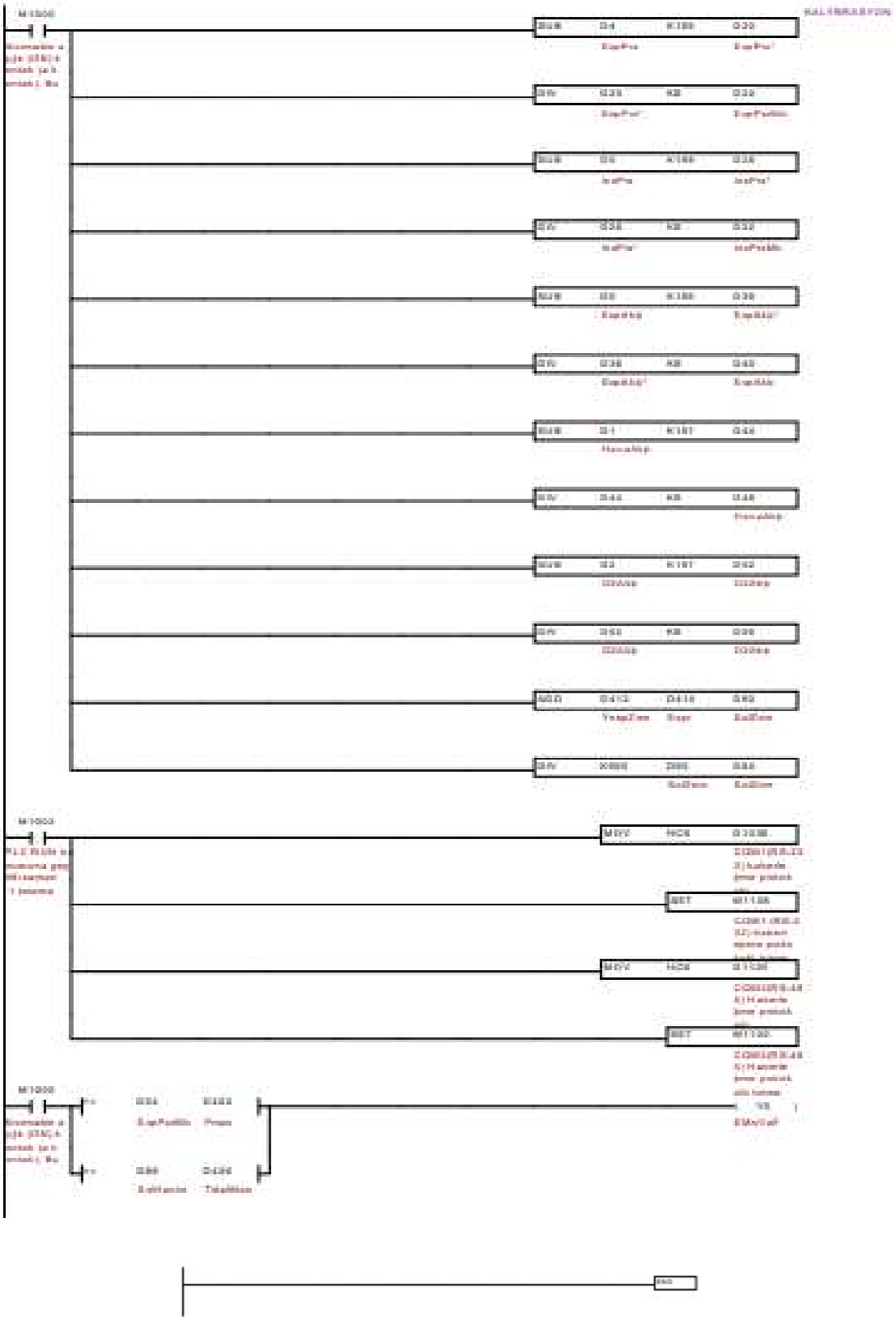
EKLER

Ek 1 PLC Yazılımının Merdiven Diyagramı (Ladder Diagram)

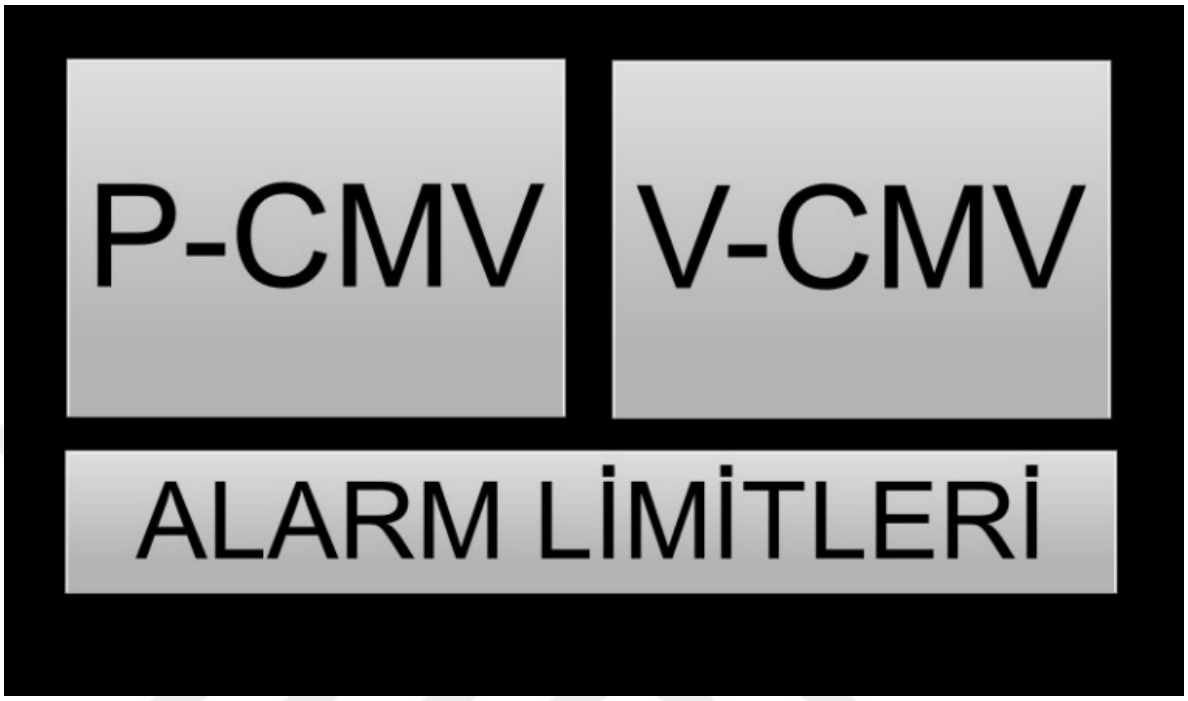




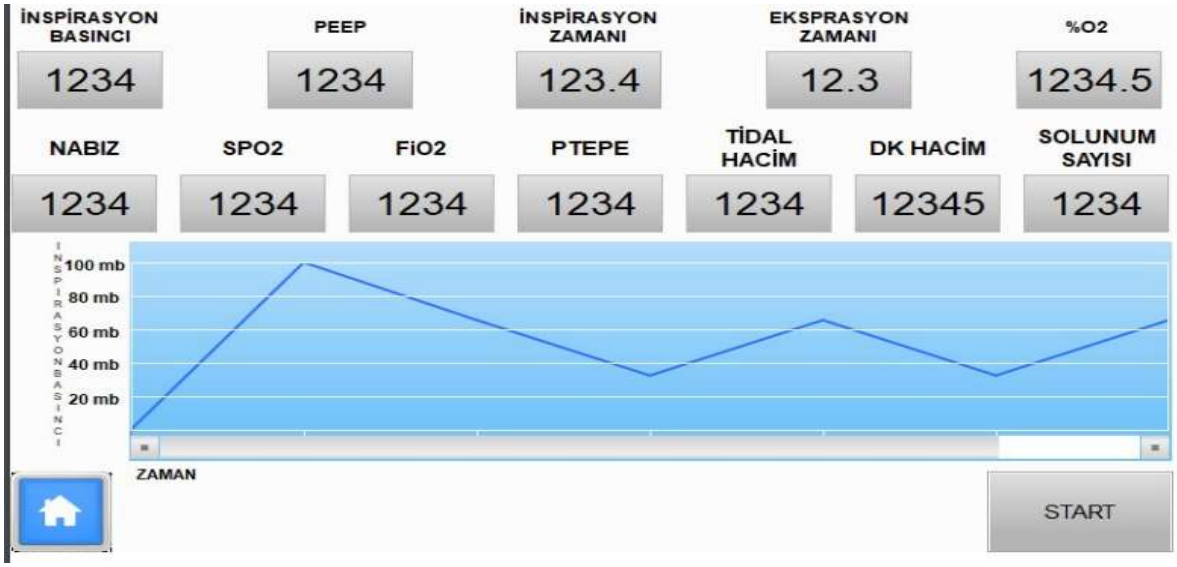




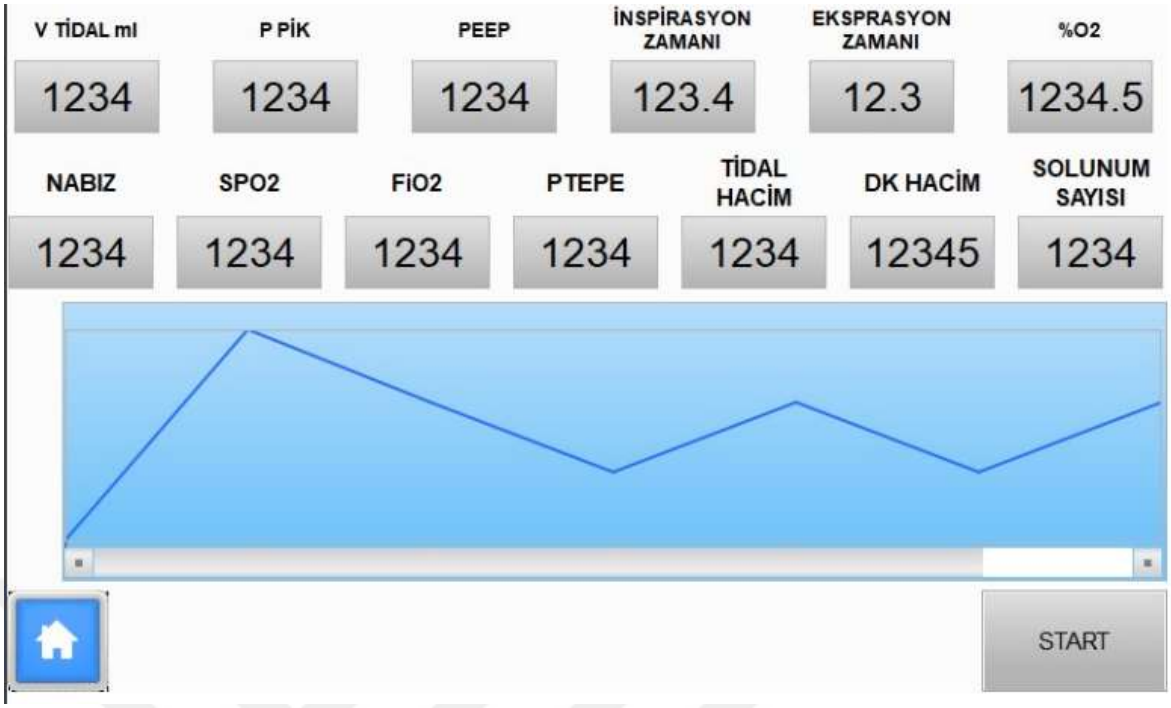
Ek-2 HMI Panel Yazılımı ve Kullanılan Ekran Görüntüleri



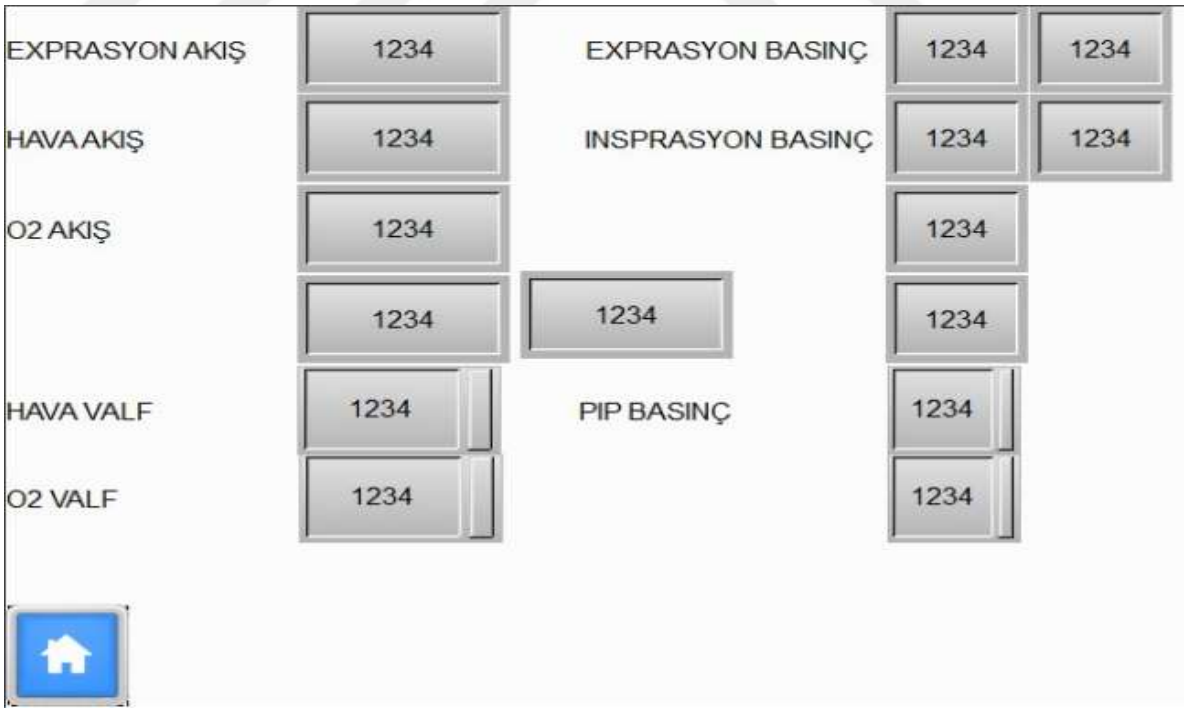
HMI Ana Menü Görüntüsü



P-CMV Modu Ayar Ekranı Görüntüsü



V-CMV Modu Ayar Ekranı Görüntüsü



Sensörlerin Geri Besleme Değerlerinin Ayar Ekranı Görüntüsü

ÖZGEÇMİŞ

N.K.Ü Çorlu Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümünde lisans eğitimini tamamlamıştır. Trakya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği ABD yüksek lisans eğitimine devam etmektedir. Çeşitli firmalarda farklı görevlerde bulunduktan sonra, 6 yıldır SMC Turkey Otomasyon A.Ş firmasında Kıdemli Satış Mühendisi olarak çalışmaktadır. Evli ve 2 çocuk babasıdır.