



**HASTAYI SOLUNUM CİHAZINDAN AYIRMAK İÇİN BULANIK
MANTIK TABANLI BİR ALGORİTMANIN GELİŞTİRİLMESİ**

Uğur KILIÇ

**Yüksek Lisans Tezi
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Yrd. Doç. Dr. Hasan GÜLER**

OCAK-2016

T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

HASTAYI SOLUNUM CİHAZINDAN AYIRMAK İÇİN BULANIK MANTIK
TABANLI BİR ALGORİTMANIN GELİŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Uğur KILIÇ
(122113103)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 22 Aralık 2015

Tezin Savunulduğu Tarih: 05 Ocak 2016

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Hasan GÜLER (F.Ü)

Diğer Jüri Üyeleri: Prof.Dr. Engin AVCI (F.Ü)

Yrd.Doç.Dr. Mehmet ÜSTÜNDAĞ (Bingöl Ü)

OCAK-2016

ÖNSÖZ

Lisansüstü çalışmalarına başladığım ilk günden beri her konuda benden desteğini esirgemeyen danışmanım sayın Yrd. Doç. Dr. Hasan GÜLER'e teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca benden her zaman maddi ve manevi desteğini esirgemeyen başta anneme, babama ve kardeşlerime teşekkür ederim.

Uğur KILIÇ
ELAZIĞ – 2016



İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ	II
İÇİNDEKİLER	III
ÖZET	VII
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER LİSTESİ	IX
TABLolar LİSTESİ	XIII
SEMBOLLER LİSTESİ.....	XIV
KISALTMALAR LİSTESİ.....	XV
1. GİRİŞ	1
1.1. Literatür Bilgileri	1
1.2. Tezin Organizasyonu	4
2. MEKANİK VENTİLASYON	6
2.1. Mekanik Ventilasyona ait Temel Kavramlar	6
2.2. Mekanik Ventilasyon için Geliştirilen Yöntemler	6
2.2.1. Negatif Basıncı Ventilasyon	7
2.2.2. Pozitif Basıncı Ventilasyon.....	7
2.2.3. Yüksek Frekanslı Ventilasyon	7
2.3. Ventilasyon Temel Değişkenleri.....	7
2.3.1. Basıncı.....	8
2.3.2. Volüm.....	8
2.3.3. Akım.....	8
2.3.4. Zaman.....	8
2.4. Mekanik Ventilasyon Modları	8

2.4.1. Aralık Zorunlu Ventilasyon	9
2.4.2. Senkronize Aralık Zorunlu Ventilasyon	9
2.4.3. Basınç Kontrollü Ventilasyon	9
2.4.4. Basınç Destekli Ventilasyon	9
3. MEKANİK VENTİLASYONDAN AYIRMA.....	10
3.1. Ayırma Aşamaları	10
3.2. Mekanik Ventilatörden Ayırma Sürecinde İzlenecek Yöntemler.....	10
3.2.1. Mekanik Ventilatörden Ayrılabilir Hastaların Belirlenmesi.....	10
3.2.2. Zamanlama.....	11
3.3. Ayırma Başarısının Tahmin Edilmesi.....	11
3.3.1. Spontan Solunum Denemesi	12
3.4. Ayırma Yöntemleri	14
3.4.1. T-Tüp Yöntemi	14
3.4.2. Uyumlu Aralıklı Zorunlu Solunum Yöntemi.....	14
3.4.3. Basınç Destekli Ventilasyon Yöntemi	15
3.5. Mekanik Ventilatörden Ayırma Esnasında Rölatif/Göreceli Başarısızlık Kriterleri.....	15
3.6. Yapay Hava Yolunun Sonlandırılması	16
4. LABVIEW VE BULANIK MANTIK	17
4.1. Yapısı	17
4.2. Özellikleri.....	21
4.2.1. MathScript Yapısı	22
4.2.2. Matlab Script Yapısı	22
4.2.3. SubVI	23
4.3. Kullanıldığı Yerler	25

4.4.	Bulanık Mantık	25
4.4.1.	LabVIEW de Bulanık Mantık	27
5.	BULANIK TABANLI ALGORİTMANIN GELİŞTİRİLMESİ	28
5.1.	Sisteme Ait Giriş Verilerinin İncelenmesi	28
5.1.1.	PH.....	29
5.1.2.	Kısmi Karbondioksit Yüzdesi.....	29
5.1.3.	Kandaki Oksijen Saturasyonu	29
5.1.4.	Pierson Formülü Oranı.....	29
5.1.5.	PEEP	30
5.1.6.	Hemoglobin.....	30
5.1.7.	Maksimum İnspirasyon Basıncı.....	30
5.1.8.	Spontan Tidal Volüm	31
5.1.9.	Dakika Ventilasyonu.....	31
5.1.10.	Kalp Hızı.....	31
5.1.11.	Dakikadaki Solunum Sayısı.....	31
5.1.12.	Vücut Isısı	31
5.1.13.	Glaskow Koma Skoru	32
5.1.14.	Hastanın Uyku Düzeyi.....	32
5.2.	Asit Baz Dengesi.....	34
5.3.	Yeterli Oksijenasyon.....	40
5.4.	Yeterli Pulmoner Fonksiyon	47
5.5.	Hemodinamik Stabilite	53
5.6.	Hastanın Psikolojik Durumu	59
5.7.	Kan Gazı Düzeyleri, Vucut Fonksiyonları, Weaning Başarısı	65

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	75
KAYNAKLAR	78
SÖZLÜKÇE	83
ÖZGEÇMİŞ	87



ÖZET

Ventilatörler solunum fonksiyonu bozulmuş olan canlıların solunumunu yapay olarak gerçekleştiren sistemler olarak karşımıza çıkmaktadır. Yapılan bu yapay solunum işlemine ise ventilasyon denilmektedir. Bilim insanları ventilatörlerin özelliklerini geliştirmek için bugüne kadar birçok çalışma yapmışlardır. 90'lı yıllarda klasik kontrol teknikleri ile bu cihazın kontrolü yapılır iken, son çalışmalarda yapay zeka teknikleri kullanılarak cihazın kontrolü yapılmaktadır.

Solunumunu kendi kendine tolere edemeyen hastalarda mekanik ventilatör olarak adlandırılan cihazlar sıklıkla kullanılmaktadır. Ayırma süreci ise mekanik ventilasyon uygulaması ile birlikte başlayan mekanik ventilasyon sürecinin önemli aşamalarından biridir. Mekanik ventilatörden ayırma işlemi solunum desteği gerekliliğine sebep olan durumun ortadan kalkması ile birlikte aşamalı bir şekilde mekanik ventilatör desteğinin sonlandırılmasıdır. Yani bu işlem solunum işinin cihazdan hastaya aktarılmasıdır. Hastayı mekanik ventilatörden ayırma işleminin en önemli sorunlarından birisi hastanın ne zaman bu destekten ayrılmasının tahmin edilmesidir. Eğer bu süreç doğru tahmin edilemez ve mekanik destek erken kesilirse cihazın tekrar bağlanmasıyla zaman kaybı yaşanmaktadır, eğer mekanik destek geç kesilirse de yine zamandan kayıp olmakta ve hasta belirli bir süre sonunda cihaza bağımlı hale gelebilmektedir. Bu çalışmada var olan hastayı solunum cihazından ayırma başlama zamanı tahmin algoritmaları incelenmiş, bu tahmin algoritmalarına alternatif olacak yeni bir algoritmanın tasarımı bulanık mantık, LabVIEW gibi bilgisayar destekli sistemler kullanılarak yapılmış ve ayrıca bu sistemin diğer sistemlere göre başarısı ölçülmüştür. Bu çalışmaları yaparken algoritmayı geliştirmek amacıyla hesaplanması gereken, solunum güçlüğü çeken hastalara ait verilere ihtiyaç duyulmuştur. Bu çalışmada solunum güçlüğü çeken hastalara ait veriler mantık çerçevesinde gauss dağılım yöntemi kullanılarak rastgele oluşturulmuş, sonrasında ise oluşturulan sisteme giriş olarak verilmiş ve sonuçlar uzman klinisyen eşliğinde yorumlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Ventilatör, Mekanik Ventilasyon, Hastayı Solunum Cihazından ayırma, LabVIEW, Bulanık Mantık

SUMMARY

Improving a Fuzzy Logic Based Weaning Algorithm for the Patient

Ventilator is a machine that performs artificial respiration to person whose respiration has been disturbed. The process of that is called as ventilation. The scientists have made many studies to improve features of this device. At nineties, controlling of this device was implemented with classical control, in recent years, controlling of that has been implemented with artificial intelligence techniques.

Currently, patients who have respiratory failure, support with device called as mechanical ventilator (MV). Weaning from mechanical ventilation is important level of mechanical ventilation process that starts with mechanical ventilation. If patients do not need any mechanical ventilation support, this support should be decreased gradually and this process called as weaning from mechanical ventilation. In other words, work of breathing should be transmitted from mechanical ventilator to the patient. But problem of this process is prediction of starting time of weaning from mechanical ventilation. If this process can not be predicted correctly and patient weans early from mechanical ventilation, time delay occurs in this process, and if patient weans lately from mechanical ventilation, time delay occurs again and patient may be addicted to the mechanical ventilator. In this work, existing weaning prediction algorithms were examined and tried to find new alternate method using with Fuzzy Logic, LabVIEW and compared success of this method with other methods. To improving algorithm about weaning from mechanical ventilation, parameters which need to be calculated about patient who have respiratory failure is to be needed. In this work, parameters which need to be calculated about patient who have respiratory failure were generated randomly by using gauss distribution method then given as input to the system which was improved and finally the results were reviewed with expert.

Keywords: Ventilator, Mechanical Ventilation, Weaning, LabVIEW, Fuzzy Logic

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 3.1.	Ayırma sürecinde kullanılabilecek örnek protokol	11
Şekil 3.2.	T-parçası.....	14
Şekil 4.1.	LabVIEW programına ait ekran görüntüsü	17
Şekil 4.2.	Ön panel	18
Şekil 4.3.	Blok diyagram	18
Şekil 4.4.	Programa ait blok diyagram	20
Şekil 4.5.	Programa ait ön panel.....	20
Şekil 4.6.	Fonksiyon paleti ve kontrol paleti	21
Şekil 4.7.	Araç paleti	21
Şekil 4.8.	Matlab script penceresi.....	22
Şekil 4.9.	LabVIEW’de örüntü seçenekleri.....	24
Şekil 4.10.	Select a VI sekmesi	24
Şekil 4.11.	SubVI ekranı	25
Şekil 4.12.	Üyelik fonksiyonları	25
Şekil 4.13.	Fuzzy system designer kısmına ulaşım	27
Şekil 5.1.	PH için üyelik fonksiyonu.....	34
Şekil 5.2.	PaCO ₂ için üyelik fonksiyonu	34
Şekil 5.3.	Oksijen saturasyonu için üyelik fonksiyonu	35
Şekil 5.4.	Asit baz dengesi için üyelik fonksiyonu	35
Şekil 5.5.	Asit baz dengesi verilerinin bulanık sisteme yüklenmesi	36
Şekil 5.6.	Üretilen PH değerlerine ilişkin histogram.....	37
Şekil 5.7.	Üretilen PaCO ₂ değerlerine ilişkin histogram.....	38
Şekil 5.8.	Üretilen SpO ₂ değerlerine ilişkin histogram	38

Şekil 5.9.	Üretilen asit baz dengesi adlı çıkış fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram.....	38
Şekil 5.10.	Asit baz dengesine ait sistem girdileri ve çıktısı	39
Şekil 5.11.	PaO ₂ /FiO ₂ için üyelik fonksiyonu	40
Şekil 5.12.	PEEP için üyelik fonksiyonu.....	40
Şekil 5.13.	Oksijen saturasyonu için üyelik fonksiyonu	41
Şekil 5.14.	Kandaki hemoglobin değeri için üyelik fonksiyonu	41
Şekil 5.15.	Yeterli oksijenasyon değeri için üyelik fonksiyonu	41
Şekil 5.16.	Yeterli oksijenasyon verilerinin bulanık sisteme yüklenmesi.....	42
Şekil 5.17.	Üretilen PaO ₂ /FiO ₂ değerlerine ilişkin histogram	44
Şekil 5.18.	Üretilen PEEP değerlerine ilişkin histogram	44
Şekil 5.19.	Üretilen SpO ₂ değerlerine ilişkin histogram	44
Şekil 5.20.	Üretilen Hb değerlerine ilişkin histogram.....	45
Şekil 5.21.	Üretilen yeterli oksijenasyon adlı çıkış fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram	45
Şekil 5.22.	Yeterli oksijenasyona ait sistem girdileri ve çıktısı	46
Şekil 5.23.	MIP için üyelik fonksiyonu.....	47
Şekil 5.24.	TVS için üyelik fonksiyonu	48
Şekil 5.25.	VE için üyelik fonksiyonu.....	48
Şekil 5.26.	Yeterli pulmoner fonksiyon değeri için üyelik fonksiyonu	48
Şekil 5.27.	Yeterli pulmoner fonksiyon verilerinin bulanık sisteme yüklenmesi	49
Şekil 5.28.	Üretilen MIP değerlerine ilişkin histogram.....	51
Şekil 5.29.	Üretilen TVS değerlerine ilişkin histogram	51
Şekil 5.30.	Üretilen VE değerlerine ilişkin histogram	51
Şekil 5.31.	Üretilen yeterli pulmoner adlı çıkış fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram.....	52

Şekil 5.32.	Yeterli pulmoner fonksiyona ait sistem girdileri ve çıktısı	52
Şekil 5.33.	Kalp hızı için üyelik fonksiyonu	54
Şekil 5.34.	Dakikadaki solunum sayısı (fs) için üyelik fonksiyonu	54
Şekil 5.35.	Ateş değeri için üyelik fonksiyonu.....	54
Şekil 5.36.	Hemodinamik stabilite değeri için üyelik fonksiyonu	55
Şekil 5.37.	Hemodinamik stabilite verilerinin bulanık sisteme yüklenmesi	55
Şekil 5.38.	Üretilen kalp hızı değerlerine ilişkin histogram	57
Şekil 5.39.	Üretilen dakikadaki solunum (fs) değerlerine ilişkin histogram	57
Şekil 5.40.	Üretilen ateş veri değerlerine ilişkin histogram	57
Şekil 5.41.	Üretilen hemodinamik stabilite adlı çıkış fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram	58
Şekil 5.42.	Hemodinamik stabiliteye ait sistem girdileri ve çıktısı.....	58
Şekil 5.43.	GKS için üyelik fonksiyonu	60
Şekil 5.44.	Hastanın uyku durumu için üyelik fonksiyonu	60
Şekil 5.45.	Hastanın psikolojik durumu için üyelik fonksiyonu	60
Şekil 5.46.	Hastanın psikolojik durumu verilerinin bulanık sisteme yüklenmesi	61
Şekil 5.47.	Üretilen GKS değerlerine ilişkin histogram.....	62
Şekil 5.48.	Üretilen hastanın uyku durumu değerlerine ilişkin histogram	63
Şekil 5.49.	Üretilen hastanın psikolojik durumu adlı çıkış fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram	63
Şekil 5.50.	Hastanın psikolojik durumuna ait sistem girdileri ve çıktısı.....	64
Şekil 5.51.	Sisteme ait giriş verileri için üyelik fonksiyonu.....	65
Şekil 5.52.	Sisteme ait çıkış verileri için üyelik fonksiyonu	66
Şekil 5.53.	Kan gazları düzeyi ve vücut fonksiyonları adlı dizilerin oluşturulması.....	66
Şekil 5.54.	Weaning başarısı adlı dizinin oluşturulması	67
Şekil 5.55.	Kan gazlarını düzeyi verilerine ilişkin histogram	69

Şekil 5.56.	Vücut fonksiyonları verilerine ilişkin histogram	69
Şekil 5.57.	Hastanın psikolojik durumu adlı fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram.....	70
Şekil 5.58.	Weaning başarısı adlı fonksiyona ilişkin histogram	70
Şekil 5.59.	Weaning başarısına ait sistem girdileri ve çıktısı.....	71
Şekil 5.60.	Hızlı yüzeysel solunum indeksi verilerine ilişkin histogram	72
Şekil 5.61.	Weaning başarısı ve hızlı yüzeysel solunum indeksine ait hasta çıktıları..	73



TABLÖLAR LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 4.1. LabVIEW’de kullanılan veri tipleri	19
Tablo 4.2. Kural tablosu	26
Tablo 5.1. Sisteme ait giriş çıkış verileri	33
Tablo 5.2. Asit baz dengesine ait bulanık sistem kural tablosu.....	37
Tablo 5.3. Yeterli oksijenasyona ait bulanık sistem kural tablosu	43
Tablo 5.4. Yeterli pulmoner fonksiyona ait bulanık sistem kural tablosu.....	50
Tablo 5.5. Hemodinamik stabiliteye ait bulanık sistem kural tablosu.....	56
Tablo 5.6. Hastanın psikolojik durumuna ait bulanık sistem kural tablosu	62
Tablo 5.7. Kan gazları düzeyine ait bulanık sistem kural tablosu	67
Tablo 5.8. Vücut fonksiyonlarına ait bulanık sistem kural tablosu	68
Tablo 5.9. Hastayı cihazdan ayırma başarısına ait bulanık sistem kural tablosu	68
Tablo 5.10. Hastalara ait cihazdan ayırma başarısı, hızlı yüzeysel solunum indeksi ve hasta giriş verilerine göre uzman klinisyen yorumu	74

SEMBOLLER LİSTESİ

cmH₂O	: Santimetre su
f	: Solunum frekansı
g/dl	: Gram/Desilitre
kg	: Kilogram
L	: Litre
ml	: Mili Litre
mmHg	: Milimetre civa
n	: İncelenen gruptaki veri sayısı
s	: Saniye

KISALTMALAR LİSTESİ

O₂	: Oksijen
CO₂	: Karbondioksit
PEEP	: Pozitif Ekspiratuar Sonu Basıncı
PSIMV	: Aralık Zorunlu Basıncı Kontrollü Ventilasyon
BIPAP	: İki dereceli pozitif havayolu basıncı
PIP	: Pik İnspiratuar Basıncı
SaO₂	: Kandaki Oksijen Saturasyon yüzdesi (Saturation of Oxygen)
SpO₂	: Kandaki Oksijen Saturasyon yüzdesi (Saturation of Oxygen)
FiO₂	: Alınan Havanın Oksijen Yüzdesi (Fraction of Inspired Oxygen)
ASSS	: Akut Solunum Sıkıntısı Sendromu
ETT	: Endoktral Tüp
KOAH	: Kronik Obstüriktif Akciğer Hastalığı
I/E	: Inspirasyon/Ekspirasyon Oranı
P_{insp}	: İnspirasyon Basıncı
MIP	: Maksimum İnspirasyon Basıncı
MAP	: Ortalama Kan Basıncı (Mean Arterial Pressure)
MEP	: Maksimum Ekspirasyon Basıncı
PaO₂	: Kısmi Oksijen Yüzdesi (Partial Oxygen Percent)
PaCO₂	: Kısmi Karbonsioksit Yüzdesi (Partial Carcobdioxide Percent)
MV	: Mekanik Ventilasyon-Mekanik Ventilatör
IMV	: Aralık Zorunlu Ventilasyon
PCV	: Basıncı Kontrollü Ventilasyon
PSV	: Basıncı Destekli Ventilasyon
SIMV	: Senkronize aralıklı zorunlu ventilasyon

NIV	: Non Invaziv Ventilasyon
Pbreath	: Solunum kaslarının her nefes alıştaki ortalama basıncı
NIF	: Negatif İnspirasyon Kuvveti
NIP	: Negatif solunum basıncı
TI	: Nefes alış zamanı
TTOT	: Toplam nefes süresi
TVS	: Spontan solunumdaki Tidal Volüm
TVM	: Mekanik ventilasyondaki Tidal Volüm
VE	: Dakika Hacmi
VE40	: 40 mmHg PCO ₂ ye ulaşmak için gerekli dakika hacminin tahmini
fM	: Mekanik ventilasyondaki Frekans
fS	: Spontan solunumdaki Frekans
RSBI	: Rapid Shallow Breathing Index
PTI	: Pressure Time Index
JWI	: Jabour Weaning Index
TTI	: Gerilim Zaman Indexi
LABVIEW	: Laboratuary Virtual Instruments For Engineering Workbench
MISO	: Multi input–Single output.
MATLAB	: Matrix Laboratory
DAQ	: Data Acquisition
FPGA	: Field Programmable Gate Array
DSP	: Digital Signal Processing
PDA	: Personal Digital Assistant
GPIB	:General Purpose Interface Bus
DLL	: Dynamic Link Library
GKS	: Glasgow Koma Skoru

GPL	: Grafiksel Programlama Dili
VI	: Sanal Cihaz
HCO₃	: Bikarbonat
CPAP	: Devamlı Pozitif Hava Yolu Basıncı
RPM	: Dakikadaki Solunum Sayısı
Hb	: Hemoglobin



1. GİRİŞ

Tıp alanındaki ilerlemeler mühendislik alanındaki ilerlemeye paralel olarak artmaktadır. Bu çalışmada yoğun bakım ünitelerinin vazgeçilmez cihazlarından olan solunum cihazları üzerinde durulmuştur. Akciğer rahatsızlığı ve solunum yetmezliği (KOAH) gibi rahatsızlığı olan canlılarda solunumun yapay bir şekilde gerçekleştirilmesi ventilatör denilen cihazlar ile yapılmaktadır. Yapılan bu işleme ise ventilasyon denilmektedir. Yoğun bakım ünitelerinde ventilatöre entegre şekilde kullanılan monitör yardımıyla hastanın durumu anlık olarak klinisyenler tarafından takip edilmektedir. Hastada oluşan değişikliklere paralel olarak klinisyenler, hastanın durumuna göre ventilasyon parametrelerini değiştirmekte ve bu da zaman kaybı yaratmaktadır. Inspirasyon ve ekspirasyon süreleri (nefes alma ve verme) ve basınçları, tidal volüm, respirasyon oranı, PEEP (Ekspirasyon Sonu Pozitif Basınç), PIP (Pik Inspiratuar Basıncı) değiştirilen parametrelerden bazılarıdır ve bu parametreler hastanın durumuna göre değişiklik göstermektedir.

Mekanik ventilatör ile ilgili araştırmalar genellikle kontrol ve mekanik ventilasyon modlarının iyileştirilmesi şeklinde gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada ele alınan konu ise mekanik ventilatörden ayırma ile hastanın mekanik destek ve endotrakeal tüpten ayrılmasına ilişkin tüm süreci kapsamaktadır. Mekanik ventilatörden ayırmak için hastanın fizyolojik ve psikolojik durumuna göre uygun bir zaman belirlenmelidir. Ayırma işlemi bu konuda eğitim almış uzman kişilerce yorumlanıp gerçekleştirilmedir. İyi yorumlanmış bir ayırma süreci hastanın uygun zamanda cihazdan ayrılmasını sağlayıp, zaman kaybını önlemektedir.

1.1. Literatür Bilgileri

Bugüne kadar hastaları solunum cihazından ayırma hakkında birçok çalışma yapılmış ancak tam bir protokol geliştirilememiştir. Aşağıda bugüne kadar yapılmış bazı çalışmalardan bahsedilmiştir.

Esteban A. ve diğ., yaptığı mekanik ventilasyon modları ve weaning adlı çalışmada ayırma döneminin ventilatörde geçirilen toplam sürenin % 40'ı kadar bir bölümünü oluşturduğu gösterilmiştir. Ayrıca klinik değerlendirmenin ayırma işleminin sonucunu doğru tahmin etmede çoğu zaman başarısız olduğu vurgulanmıştır [1]. Mekanik ventilasyon ve weaning üzerine benzer çalışmalar yapılmıştır [2-10].

Esteban A., yaptığı çalışmada hastaların mekanik ventilasyondan ayrılması için kullanılan 4 metodun karşılaştırmasını yapmış ve sonuçları analiz etmiştir. Ayrıca hastanın mekanik ventilasyondan ayrılması için hazır olma kriterlerini; yeterli oksijenizasyon $PaO_2 > 60$, $FiO_2 < 0.5$, $P/F > 150$, $PEEP < 5$ cmH₂O, stabil kardiyovasküler sistem, yeterli mental durum olarak belirlemiştir. Mekanik ventilasyon uygulanan 546 hastayı içeren çalışmada hastalar 4 guruba ayrılmış ve SIMV, PSV, günde bir kez T tüp denemesi ve aralıklı spontan solunum denemeleri uygulanmıştır. Mekanik ventilatörden ayrılma güçlüğü olan 130 hastalık alt gurup değerlendirmesinde ise 14. günün sonuna dek devam eden mekanik ventilasyon gereksinimleri SIMV gurubunda %17, PSV gurubunda % 11, günde 1 kez T tüp denemelerinde %3, aralıklı T tüp uygulamasında ise %3 olduğu gösterilmiştir [11].

Krishnan ve diğ., gerçekleştirdikleri çalışmada protokollü veya protokolsüz ayırmanın başarılı ayırma yüzdesi, mekanik ventilasyon süresi, mortalite ve reentübasyon üzerine olan etkilerini incelemişlerdir [12]. Hastayı mekanik ventilasyondan ayırmak için karar tahmin destek sistemiyle ilgili benzer bir çalışma yapılmıştır [13].

Brochard ve diğ., gerçekleştirdikleri çalışmada mekanik ventilasyondan ayırmada T-piece, SIMV ve PSV yöntemlerini karşılaştırmışlardır. Burada T-piece ve PSV'nin hemen hemen aynı başarıyı sağladığı ancak SIMV'in mekanik ventilasyondan ayırmadaki sürecinin diğerlerine göre daha fazla olduğunu ve hastanın cihaza bağımlı hale gelebilmeye en yatkın yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Mekanik ventilasyondan ayrılma güçlüğü olan 109 hasta üç guruba ayrılmıştır. 21. günde mekanik ventilasyondan ayrılma başarısızlığı oranları PSV gurubunda %8, T tüp denemelerinde %33 ve SIMV uygulamasında %39 olarak gösterilmiştir [14].

Aynur Koyuncu ve diğ., mekanik ventilasyondan ayırma aşamaları ve yöntemleri üzerinde çalışmış ve mekanik ventilatörden ayırmada başarısızlık kriterleri üzerinde durmuştur. Ayrıca hemşirelik bakımının yoğun bakım ünitesindeki önemine değinmiştir [15].

Inmaculada Alía ve Andrés Esteban, çalışmalarının sonucuna göre Hızlı Yüzeysel Solunum İndeksi'nin mekanik ventilasyondan ayırma başarısının öngörülmesinde konvansiyonel tekniklere göre oldukça üstün bulunmuş ancak tek başına Hızlı Yüzeysel Solunum İndeksi'nin de yeterli olmadığı ve vakaların %52 sini tahmin etmede başarısız olduğu vurgulanmıştır [16].

Mauo-Ying Bien ve diğ., gerçekleştirdikleri çalışmada Hızlı Yüzeysel Solunum İndeksi'nin tahmin etme başarısını, aynı hasta gurubu üzerinde 5 farklı ventilasyon stratejisi üzerinden ölçmüşlerdir [17].

Yang ve Tobin, Hızlı Yüzeysel Solunum İndeksi'ni ilk olarak hızlı ve yüzeysel solunum olgusunu rakamla ifade etmek için tanımlamışlardır. Mekanik ventilasyondan ayırma planlanan 100 medikal hasta üzerinde yapılan çalışmada f/VT değeri 105 ve altındaki değerlerde alındığında hassasiyet 0.97, özgüllük ise 0.64 olduğu vurgulanmıştır [18]. Mekanik ventilasyondan ayırma işlemi için tahmin parametresi bulunmasına yönelik benzer bir çalışma yapılmıştır [19].

Bellemare ve Grasino, çalışmasında solunum kası yorgunluğunun ortaya konulabilmesi için gerilim zaman indeksinin (TTI) kullanımını önermişlerdir. Bu görüşe göre kas yorgunluğunun ana belirleyicileri inspiryum kas gücü, ortalama inspiryum basıncı ve inspiryum süresi olarak belirtilmiştir [20].

Butler ve diğ., yapılan sistematik derlemede inceledikleri 667 çalışmadan 228'inin hastanın mekanik ventilasyondan ayrılması ile ilgili olduğu ancak sadece 4 tanesinin mekanik ventilasyondan ayırma başarısı veya süresiyle ilgili olduğu sonucunu bildirmişlerdir [21].

Hall ve Wood, çalışmalarında mekanik ventilatör desteğinin zaman içinde yavaş yavaş azaltılması ile uygulanan ayırma sürecinin hastaların çoğunda gereksiz olduğunu belirtmiş ve bu uygulama, hekimin dikkatini asıl hastalığa yöneltmesinden mekanik ventilatörün ayarlanması ile uğraşılmasına neden olduğu için eleştirilmiştir [22].

Merouani M. ve diğ., yaptığı çalışmada bulanık mantık temelli kapalı çevrim kontrol ile hastaların mekanik ventilatörden ayrılma sürecini incelemişlerdir. Sisteme giriş olarak ortalama arterial basınç ile bu basıncın değişimi verilirken, çıkış olarak damar yolundan verilen ilaç oranı seçilmiştir. Hem klinisyen tarafından hem de bulanık denetleyici tarafından belirlenen damara verilen ilaç oranının bulanık denetleyicide daha az olduğu vurgulanmıştır [23]. Bulanık mantık kullanımına ilişkin benzer bir çalışma yapılmıştır [24].

Esteban A. ve diğ., gerçekleştirdiği çalışmada spontan solunum denemesinin ayırma sonucuna etkisini 30 dakika ve 2 saat için karşılaştırmışlardır. 30 dakika için başarılı ekstübasyon yüzdesi 75.9, reentübasyon oranı 13.5, yoğun bakım ünitesinde kalış süresi 10

gün, hastanede kalış süresi 22 gün iken, 2 saatlik denemede için başarılı ekstübasyon yüzdesi 73, reentübasyon oranı 13.4, yoğun bakım ünitesinde kalış süresi 12 gün, hastanede kalış süresi ise 27 gün olarak bulunmuştur [25]. Spontan solunum denemesinin ayırma sonucuna etkisi üzerine benzer bir çalışma yapılmıştır [26].

Steven Y. Chang, yaptığı çalışmada hastayı mekanik ventilasyondan ayırma ve ekstübasyon başarısı üzerinde durmuş ve ekstübasyonun başarılı şekilde sağlanabilmesinin bir çok kritere bağlı olduğunu, tek bir kriter üzerinden gidilemeyeceğini belirtmiştir [27]. Mekanik ventilasyondan ayırma başarısı ve ekstübasyon üzerine benzer bir çalışma yapılmıştır [28].

Kılıç Y.A. ve Kılıç İ., hastanın ventilatörden ayrılması için bulanık mantık karar destek sistemi geliştirmişlerdir. Bu karar destek sisteminden elde edilen sonuçlar ile günümüzde kullanılan ventilatörden ayırma tahmin edicilerden elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Geliştirilen sistemin daha iyi sonuçlar verdiği vurgulanmıştır [29].

Literatür taramasında görüldüğü üzere hastanın mekanik ventilasyondan ayrılması ile ilgili araştırmalar bir taraftan mekanik ventilasyondan ayırma yöntemleri ve bu yöntemlerin başarı oranlarının karşılaştırılması üzerine iken [1-4] bu çalışmada ele alınan olan konular ise mekanik ventilasyondan ayırma süresi nasıl azaltılır, başarılı bir ayırma işlemi için hangi parametre veya parametrelere ihtiyaç duyulur ve bu parametrelerin doğruluk oranı nedir ve ayırma için tek başına yeterli midir şeklinde ki konulardır. Ayrıca hastayı mekanik ventilasyondan ayırmak için bir tahmin sistemi geliştirmek ve bu sayede zaman ve gider olarak kazanç sağlamak amacıyla tahmin sisteminin ayırma üzerindeki başarısını ölçmek ve bu başarıyı diğer yöntemlerle karşılaştırmakta bu çalışmada ele alınan konular arasındadır. Bu sistemi geliştirirken bulanık mantık, bilgisayar destekli sistemler gibi sistemlerden yararlanılmış ve mekanik ventilasyondan ayırma başarı yüzdesi daha da artırılmaya çalışılmıştır.

1.2. Tezin Organizasyonu

Tezin birinci bölümünde, teze genel bir bakış açısı sağlamak amacıyla temel bilgiler verilmiştir. Diğer bölümlerin organizasyonu aşağıda sunulmuştur.

Bölüm 2’de ventilasyon kavramı geniş bir biçimde tanımlanarak, ventilasyon çeşitleri ve ventilasyon esnasında kullanılan modlar detaylı bir biçimde incelenmiştir.

Bölüm 3’de hastayı mekanik ventilasyondan ayırma, mekanik ventilasyondan ayırma aşamaları, ayırma kararının verilmesi ve bu kararın alınmasında günümüzde kullanılan yaygın yöntemlerin açıklaması yapıldıktan sonra mekanik ventilasyondan ayırma için kullanılan ayırma modları incelenmiş ve bunun devamında ekstübasyondan bahsedilmiştir.

Bölüm 4’de LabVIEW programı tanıtılmış ve bulanık mantık sistemi hakkında bilgi verildikten sonra üyelik fonksiyonları ve kural tabloları tanıtılmıştır.

Bölüm 5’de oluşturulan sisteme ait giriş ve çıkış verileri tanıtılmış ve uygulanan metod ve bulanık mantık tabanlı tahmin sisteminin nasıl tasarlandığı üzerinde durulmuştur.

Bölüm 6’da ise oluşturulan sistemin çıktısı olan ayırma başarısı incelenmiş ve hızlı yüzeysel solunum indeksiyle olan karşılaştırılması yapılmış ve sonuçlar yorumlanmıştır.

2. MEKANİK VENTİLASYON

Solunum fonksiyonu bozulmuş olan canlıların solunumunu gerçekleştiren cihaza ventilatör, yapılan bu yapay solunum işlemine de mekanik ventilasyon denilmektedir. Günümüzde solunum cihazları yoğun bakım ünitelerinde sıklıkla kullanılmaktadırlar. Geçmişten günümüze birçok çalışma yapılmış ve bu cihazın gelişmesine katkıda bulunulmuştur. İlk olarak 14. yüzyılda gerçekleştirilen solunum cihazı tasarımı, 21. yüzyılda hala geliştirilmeye devam etmektedir. Günümüzde mühendis ve bilim insanları bu cihazın geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar yapmaktadırlar. Bu çalışmaların amacı hastaya daha etkili bir tedavi uygulamak, tedaviyle ilgili olarak ölüm oranını ve hastalık oranını azaltmak, klinisyenlerin iş yükünü hafifletmek ve zamandan tasarruf etmektir.

2.1. Mekanik Ventilasyona ait Temel Kavramlar

Mekanik ventilatör ve mekanik ventilasyonun daha iyi anlaşılması için bazı terimlerin kısaca açıklanması gerekmektedir. Bunlar:

1-İnspirasyon: Mekanik ventilasyon esnasında havanın akciğerlere girişi olarak yani nefes alma olarak tanımlanmaktadır.

2-Ekspirasyon: Havanın akciğerlerden çıkışı olarak tanımlanmaktadır ve pasif bir olaydır.

3-Respirasyon: Solunum yoluyla alınan oksijenin, hücre içerisinden geçiş hareketine respirasyon denilmektedir.

4-Tidal volüm: Inspirasyon veya ekspirasyon esnasında akciğere giren veya çıkan havanın miktarı olarak tanımlanmaktadır.

5-Ventilasyon: Mekanik ventilatör yardımıyla yapay olarak gerçekleştirilen solunum işlemi olarak tanımlanmaktadır.

2.2. Mekanik Ventilasyon için Geliştirilen Yöntemler

Ventilasyon için 3 yöntem geliştirilmiştir. Bunlar;

1- Negatif Basıncılı Ventilasyon,

2- Pozitif Basıncılı Ventilasyon,

3- Yüksek Frekanslı Ventilasyon'dur.

Bu yöntemler hakkındaki bilgiler aşağıda verilmiştir.

2.2.1. Negatif Basınçlı Ventilasyon

Negatif basınçlı ventilasyon, mekanik ventilasyon esnasında solunum kaslarının taklit edilmesi prensibine göre çalışmaktadır. İlk olarak uygulanan ventilasyon uygulaması şeklinde literatüre geçmiştir. Bu tip ventilasyonu sağlayan ventilatörler özel olarak geliştirilmiştir. Bu tip ventilatörlere örnek olarak tank ventilatör veya demir akciğer (iron lung) örnek olarak verilebilir.

2.2.2. Pozitif Basınçlı Ventilasyon

Bu ventilasyon şeklinde yapay bir havayolu oluşturularak, akciğerlere belirli miktarda ve belirli bir basınçta gaz gönderilmesi yapılmaktadır. Bu tip ventilatör ile hastaya hava veya oksijen vermeye başlanıldığında, basınç değeri ağızda pozitif değerde, alveolde ise sıfır değerindedir. Bu şekilde meydana gelen basınç farkından dolayı solunum havası alveollere ulaşır. Böylece üst havayollarında oluşan basınç miktarı, akciğer ve göğüs duvarının elastik olarak büzüşmesi için gerekli olan basıncı ve havayolu direncini yenmesi için gerekli olan basıncın toplamına eşit olmak zorundadır. Bu şekilde alveollerde pozitif bir basınç oluşmakta ve nefes alma olayı gerçekleşmektedir.

2.2.3. Yüksek Frekanslı Ventilasyon

Yüksek frekanslı ventilasyonun temeli pozitif basınçlı ventilasyon uygulamasına dayanmaktadır. Bu yöntem için 3 temel mod bulunmaktadır.

- 1- Yüksek frekanslı pozitif basınçlı ventilasyon; Solunum sayısı 60-100/dakika civarındadır.
- 2- Yüksek frekanslı jet ventilasyon; solunum sayısı 100-600/dakika civarındadır.
- 3- Yüksek frekanslı osilasyon; solunum sayısı dakikada 1000'in üzerindedir.

2.3. Ventilasyon Temel Değişkenleri

Mekanik Ventilasyonda basınç, volüm, akım ve zaman olmak üzere dört önemli büyüklük rol oynamaktadır.

2.3.1. Basınç

Ventilasyon esnasında basınç farkları ile gaz hareketi gerçekleşmektedir. Burada oluşturulan basınç farkları ile hastanın akciğer kapasitesi ve havayolu direncini hesaba katarak gaz değişimi için gerekli olan volümü alveollere ulaştırmak hedeflenmektedir.

2.3.2. Volüm

Spontan solunum (Hastanın kendi kendine solumaya bırakılması)'da olduğu gibi mekanik ventilasyonda da temel amaç optimum dakika ventilasyonu için akciğerde gerekli olan tidal volümü sağlamaktır. Mekanik ventilasyon esnasında volüm, zaman ve basıncın belirlediği hıza bağımlı olmaktadır.

2.3.3. Akım

Hız ve model olmak üzere iki bileşeni olan akım, mekanik ventilasyon esnasında belirli bir zaman dilimindeki gazın hareketini ifade eder.

2.3.4. Zaman

Mekanik ventilasyon esnasında zaman çok önemlidir. Nefes alma işleminin başlamasından, nefes verme işleminin sonuna kadar geçen süreye respirasyon süresi denilmektedir.

2.4. Mekanik Ventilasyon Modları

Pozitif basınçlı ventilasyonda inspirasyona başlama şekline mod denilmektedir.

Kontrollü ventilasyon = Kontrollü mod

Asiste ventilasyon = Asiste mod

olarak isimlendirilmektedir. Günümüzde kontrollü ve asiste modların dışında da modlar bulunmaktadır. Şu an yoğun bakım ünitelerinde yaygın olarak kullanılan ventilasyon modları;

- Aralıklı zorunlu ventilasyon
- Senkronize aralıklı zorunlu ventilasyon
- Basınç kontrollü ventilasyon
- Basınç destekli ventilasyon

2.4.1. Aralık Zorunlu Ventilasyon

Aralık zorunlu ventilasyon (IMV), temeli zaman tetiklemeli olarak çalışan bu modda saptanan sürelerde akım veya volüm sınırlı mekanik solunumlar meydana getirilir ve bunun haricinde hastanın kendi yaptığı solunum korunur. Bu ventilasyon tipinde kullanıcı tarafından aralık zorunlu ventilasyona başlamak için, solunum hızı, tidal volümü ve akımı ayarlanır. Aralık zorunlu ventilasyon sırasında hastanın kendi solunumu asiste edilmez. Ancak mekanik solunumların olmadığı dönemlerde mekanik ventilatörden hava akımı devam etmektedir.

2.4.2. Senkronize Aralık Zorunlu Ventilasyon

Senkronize aralık zorunlu ventilasyon (SIMV) modunda hastanın solunumuna izin verilmektedir. Klinisyenin belirlediği zaman aralıklarında ventilatör hastanın nefes alma eforunu bekler ve bu bağlamda efor algılandığında pozitif basınçlı ventilasyon (PBV) uygulanarak hastanın solunumu desteklenir. Mekanik ventilatörde solunum hızı, tidal volüm ve akım işlemin başında ayarlanır. Ayarlanan zaman aralığı içinde hastada solunum eforu algılanmaz ise solunum cihazı hastaya kontrollü bir solunum desteği sağlar ve asiste eder.

2.4.3. Basınç Kontrollü Ventilasyon

Basınç kontrollü ventilasyon modu (PCV) zaman tetiklemeli olarak çalışmaktadır. Ventilasyona ait parametreler klinisyen tarafından işlemin başında belirlenir. Hastaya belirlenen zaman aralıklarında pozitif basınçlı ventilasyon (PBV) uygulanır.

2.4.4. Basınç Destekli Ventilasyon

Basınç destekli ventilasyon yönteminde (PSV) solunum işlemi hasta tarafından başlatıldığından, spontan solunum (Hastanın kendi kendine solumaya bırakılması) yapmaya yatkın olan hastalarda tercih edilmektedir. Bu mod da tidal volüm (TV) kontrol edilerek, pik inspirasyon basıncı (Pinsp) ayarlanmaktadır [24].

3. MEKANİK VENTİLASYONDAN AYIRMA

Mekanik ventilasyondan ayırma (Weaning), hastanın yapay solunum desteğinden ve endotrakeal tüpten ayrılmasına (ekstübasyon) kadar olan süreci kapsamaktadır. Hastanın mekanik destekten ayrılmasına ilişkin en uygun zaman belirlenmelidir.

Solunumunu kendi kendine sürdürmede yetersiz olan hastalarda yani kendi kendine soluyamayan hastalarda mekanik ventilatör olarak adlandırılan cihazlar kullanılmaktadır. Mekanik ventilatörden ayırma süreci mekanik desteğin verilmeye başlanmasıyla birlikte başlayan ve hastanın bu cihazdan ayrılmasına kadar ki süreci kapsamaktadır. Bu süreçte hastanın solunum desteği gerekliliğinin ortadan kalkması ile birlikte solunum işi belirli modlar ve stratejilerle mekanik ventilatörden hastaya aktarılır.

Mekanik ventilatörden ayırma işlemine başlama zamanı aşırı derecede önem arz etmektedir. Ayırma sürecine doğru zamanda başlanılmazsa hastada çeşitli komplikasyonlar meydana gelebilir ve hasta cihazdan hiç ayrılamayabilir. Bu durum hastanın yoğun bakım sürecini uzatırken aynı zamanda maliyeti de artırmaktadır. [12,13]. Bu nedenle hastanın mekanik ventilatör desteğine gereksinimi olup olmadığı her gün yapılan ölçümlerle yeniden değerlendirilmelidir [14].

3.1. Ayırma Aşamaları

Solunum desteği gereken hastaların birçoğu bu desteğin sonlandırılıp spontan solunuma (Hastanın kendi kendine solumaya bırakılması) geçirilme aşamasına olumlu yanıt vermektedir. Fakat hastanın yeterli solunum ve pulmoner rezervi yoksa hasta bu duruma uyum sağlayamamaktadır. Bu durumda mekanik ventilatör desteği bazı stratejiler yardımıyla sonlandırılmalıdır [15].

3.2. Mekanik Ventilatörden Ayırma Sürecinde İzlenecek Yöntemler

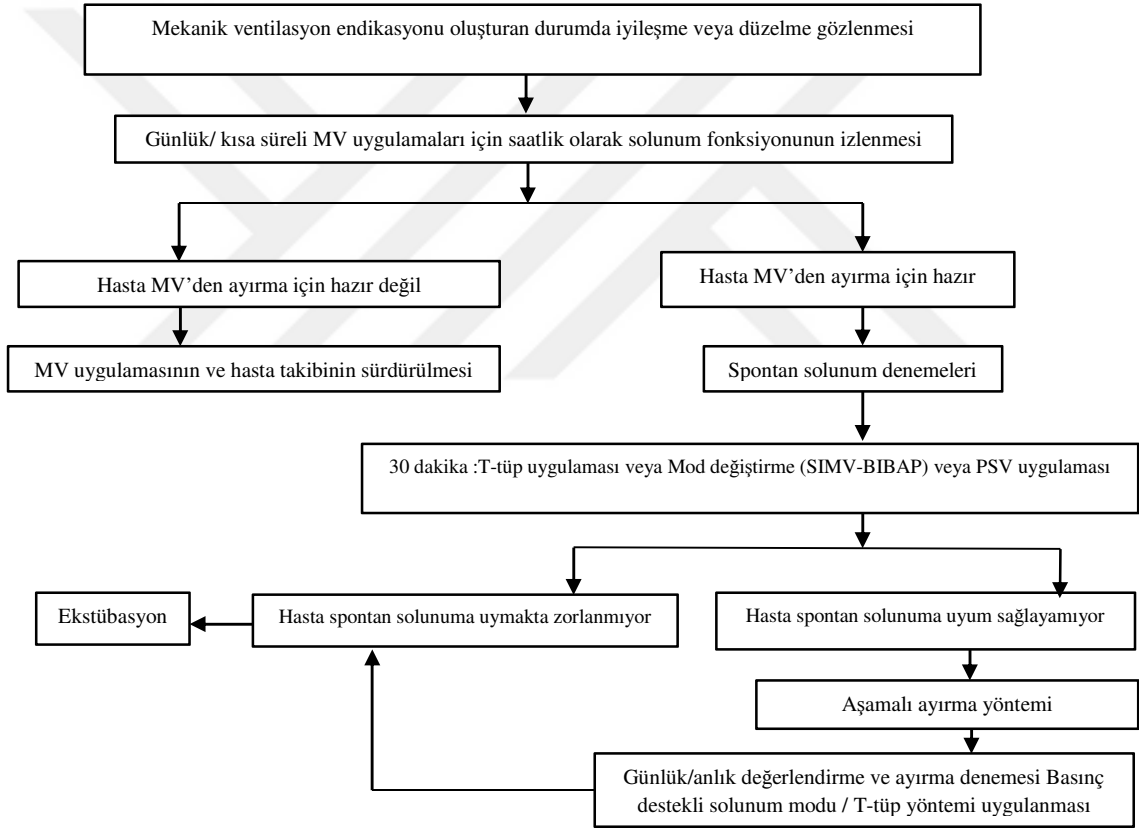
3.2.1. Mekanik Ventilatörden Ayrılacak Hastaların Belirlenmesi

Mekanik ventilatörden ayrılacak hastaların belirlenmesinde öncelikle klinisyen hastanın kan gazı, yeterli akciğer gücü ve hastanın hemodinamik durumu gibi faktörleri

ölçüp yorumlamalı ve eğer hastanın verileri spontan soluma evresine geçmeye yeterli ise belirlenen hastalarda bu evreye geçilmelidir [15].

3.2.2. Zamanlama

Hasta mekanik ventilasyon (MV)'da ne kadar uzun süre kaldıysa ayırma işlemi de o kadar uzun ve kademeli olmaktadır. Ayırma işlemi günler hatta haftalar sürebilir. Mekanik ventilasyondan ayırma işlemi tüm sürenin önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Mekanik ventilasyon süresinin gereksiz yere uzatılması istenmeyen etkilere neden olabilmektedir [14]. Mekanik ventilatörden ayırma kararı verildikten sonra ayırma süreci için izlenebilecek protokol örneği Şekil 3.1'de verilmiştir [15].



Şekil 3.1. Ayırma sürecinde kullanılabilecek örnek protokol [15]

3.3. Ayırma Başarısının Tahmin Edilmesi

Mekanik ventilatörden ayrılabilen hastalar belirlendikten sonra ayırma başarısı tahmin edilmelidir. Ayırma başarısının tahmini için bugüne kadar birçok indeks ve

parametre oluşturulmuştur. Bu oluşturulan indeks ve parametreler hastanın mekanik destekten spontan solunuma geçiş evresinin tahmini için kullanılmıştır. Ancak burada elde edilen indeks ve parametrelerin hiçbirisi bu süreci tahmin etmek için yeterli olmamaktadır. Kesin sonuç veren bir ayırma tahmini için birden çok indeks ve parametre kullanılmalıdır.

Klinisyenler çoğunlukla hastanın kan gazı düzeyi ve oksijenasyonu üzerinde yoğunlaşp bu sürecin başlama zamanını tahmini olarak vermektedirler. Ancak mekanik destekten ayırma sürecinin tahmini birden çok parametreye bağlı olup hastadan hastaya değişkenlik göstermektedir. Bu sürecin tahmini için yapılan çalışmalarda şu ana kadar bulunan en doğru sonuç veren parametre hızlı yüzeysel solunum indeksi (RSBI - Rapid Shallow Breathing Index)'dir. Bu indeks spontan frekans yani hastanın dakikadaki solunum sayısının, spontan tidal volüme (Bir soluk sırasında akciğere giren ve çıkan hava hacmi) bölümünden elde edilir. Bu oran normal olarak 40-50 soluk/L arasındadır, ancak spontan solunumu tolere edemeyen hastalarda 100-105 soluk/L'nin üzerindedir [16-19].

3.3.1. Spontan Solunum Denemesi

Hastada spontan solunum (Hastanın kendi kendine solumaya bırakılması) denemesi yapılabilmesi için aşağıda yer alan ölçütlerin sağlanmış olması gerekmektedir. Spontan solunum denemesinden önce gerekli hazırlıklar tamamlanmış olmalıdır. Özellikle spontan solunum denemesi başarısız olur ise mekanik ventilasyonun tekrar başlatılması veya hasta ekstübe edilmiş ise yeniden entübe edilmesi gerektiğinden entübasyon malzemeleri ve gerekli ilaçların hastanın yakınında hazır bulundurulması gerekir [15].

Spontan solunum denemesi yapılmadan önce hastada sağlanması gereken ölçütler:

- Mekanik ventilatör desteği gerektiren durum ortadan kalkmış olmalı,
- Hastanın bilinci açık olmalı,
- Glasgow koma skoru 12'den büyük olmalı,
- Narkotik ve sedatif ilaçlar durdurulmuş olmalı
- Oksijenasyonu yeterli olmalı (PaO_2 , SaO_2 , normal aralıklarda olmalı)
- Hemodinamik açıdan istikrarlı olmalı

- Vücut ısısı normal değerlerde olmalı
- Elektrolit ve metabolik dengesi sağlanmış olmalı
- Kanda hemoglobin ve hematokrit seviyesi yeterli olmalı
- Yeterli miktarda parenteral veya enteral besleniyor olmalı (Spontan solunum denemesinden en az dört saat önce enteral beslenmeye ara verilmiş olmalı)

Ancak yukarıdaki şartların var olması hastaların ventilatörden güvenle ayrılacakları anlamına gelmemektedir. Bu durumda ventilatörden ayırmaya hazır hastaların belirlenmesi veya olası ayırma başarısızlığının öngörülebilmesi için objektif kriterlere ihtiyaç vardır, bu parametreler weaning parametreleri olarak adlandırılır.

Günümüzde kullanılan ayırma başarısı tahmin edicileri, ayırma başarısı için çoğu parametreyi kullanmadığından tam bir başarı sağlayamamaktadırlar. Burada kullanılan indekslerden ayırma başarısı tahmininde başarı oranı en yüksek olanı RSBI'dir. Ancak bu da vakaların %52'sini tahmin etmede başarısız olmaktadır [16]. Hastanın doğru zamanda mekanik ventilasyon desteğinden ayrılması istenilmektedir. Ancak bu durum zamanında gerçekleşmediğinde solunum hataları, re-entübasyon ve aynı zamanda morbidite ve mortalite olarak bilinen faktörlerde artmaktadır. Güvenilir ayırma başarısı tahmin edicileri için yapılan araştırmalar birçok tahmin edici tipini ortaya çıkarmıştır. Ancak bunlar üretken sonuç vermekten uzaktırlar. RSBI hesaplanması kolay olduğundan çoğunlukla tercih edilen bir parametre olmuştur. Günümüzde kullanılan ayırma başarısı tahmin edicileri yalnızca solunum parametrelerine yoğunlaşmaktadır. Bundan dolayı hastayı mekanik ventilasyondan ayırma hazırlığı için temel oluşturan tüm klinik vakayı temsil etmede başarısız olur. Ayrıca ayırma başarısı doğru tahmin edilemez ve mekanik destek erken kesilirse cihazın tekrar bağlanmasıyla zaman kaybı yaşanmakta, eğer geç kesilirse de yine zaman kaybı oluşmakta ve hasta cihaza bağımlı hale gelebilmektedir. Amaç hem zamandan hem de hastane giderlerinden tasarruf edip klinisyenin cihazla zaman kaybetmesi yerine hastayla daha fazla ilgilenmesini sağlamaktır.

3.4. Ayırma Yöntemleri

3.4.1. T-Tüp Yöntemi

T-tüp yöntemi hastanın ventilatör desteği olmaksızın spontan olarak solumasına izin veren bir sistemdir. Hastanın yapay havayolu çıkarılmadan verilen oksijen desteği ile günlük 30 dakika veya 120 dk süreyle hasta solumaya bırakılır. Eğer hasta bu denemede başarılı olmuş ise ve herhangi bir hemodinamik bozukluğu yok ise günlük spontan solumaya geçilir ve bu süreç izlenir. Eğer hasta günlük spontan solunumu tolere edebiliyorsa hastanın yapay hava yolu çıkarılarak ayırma süreci tamamlanır. Bu yöntemin en önemli dezavantajı, hastanın verilerinin monitörde takip edilememesidir. T-Tüp yöntemine ait bağlantılar Şekil 3.2’de görülmektedir.



Şekil 3.2. T-parçası [45].

3.4.2. Uyumlu Aralıklı Zorunlu Solunum Yöntemi

Uyumlu aralıklı zorunlu solunum yöntemi (SIMV) hastanın spontan solunumuna izin veren bir yöntemdir. Cihaz belirlenen miktardaki solunumu hastanın solunumu ile eş zamanlı olarak yaptırır. Aşamalı bir şekilde cihazın yaptırdığı zorunlu solukların sayısı zamanla azaltılarak, solunum işi hastaya doğru kaydırılır. Bu yöntemin en önemli dezavantajı ayırma süresinin uzamasıdır. Ayırma süreci uzadığında hasta cihaza bağımlı hale gelebilmekte, zamandan kayıp olmakta ve tedavi masrafları artmaktadır.

3.4.3. Basınç Destekli Ventilasyon Yöntemi

Basınç destekli ventilasyon yöntemi SIMV moduna alternatif olarak veya SIMV ile birlikte kullanılmaktadır. Basınç desteğinin miktarı hastaya verilecek olan solunum desteği ile doğru orantılıdır. SIMV’de olduğu gibi aşamalı olarak verilen basınç desteği azaltılır. Solunumun sıklığı ve soluk alıp verme süresi hasta tarafından belirlenir.

3.5. Mekanik Ventilatörden Ayırma Esnasında Rölatif/Göreceli Başarısızlık Kriterleri

1. Uyku hali, ajitasyon, terleme
2. Kan basıncının dakikada 20 mmHg’den fazla yükselmesi veya 160 mmHg’nin üzerine çıkması,
3. Kalp hızının herhangi bir yöne %20’den fazla değişmesi veya 140’ın üzerine çıkması
4. Aniden vazoaktif ilaç gereksinimi olması
5. Aritmi gelişmesi veya mevcut aritminin sıklaşması
6. Solunum hızının 10 solunum/dakikadan fazla artması veya beş dakikadan fazla süre ile 35 solunum/dakikanın üzerinde olması
7. FiO₂ değeri 0.5 iken, PaO₂’nin 60 mmHg’nin altına düşmesi veya SaO₂’nin %90’ın altına düşmesi
8. Respiratuvar asidoz ile birlikte PaCO₂’nin 50 mmHg’nin üzerine çıkması (pH 7.30’un altında)

Ayırma tahmini başarısının tanımı yapılırsa hastanın 24-48 saat süre ile ventilatör desteğine gerek duymadan spontan solunumu devam ettirebilmesi olarak tanımlanmaktadır. Yapay havayolunun çıkarılması (Ekstübasyon) ise ayırma sürecinin tahmininden ayrılmakta ve farklı etkenlere bağlı bir olgu olarak değerlendirilmektedir. Ekstübasyon başarısızlığı daha çok üst hava yollarında meydana gelen darlık, aspirasyon gibi problemlere bağlı olarak gelişirken mekanik ventilatörden ayırma başarısızlığı, solunum mekaniğinde meydana gelen karmaşık ve halen tam olarak aydınlatılmamış değişikliklere bağlı olarak ortaya çıkmaktadır.

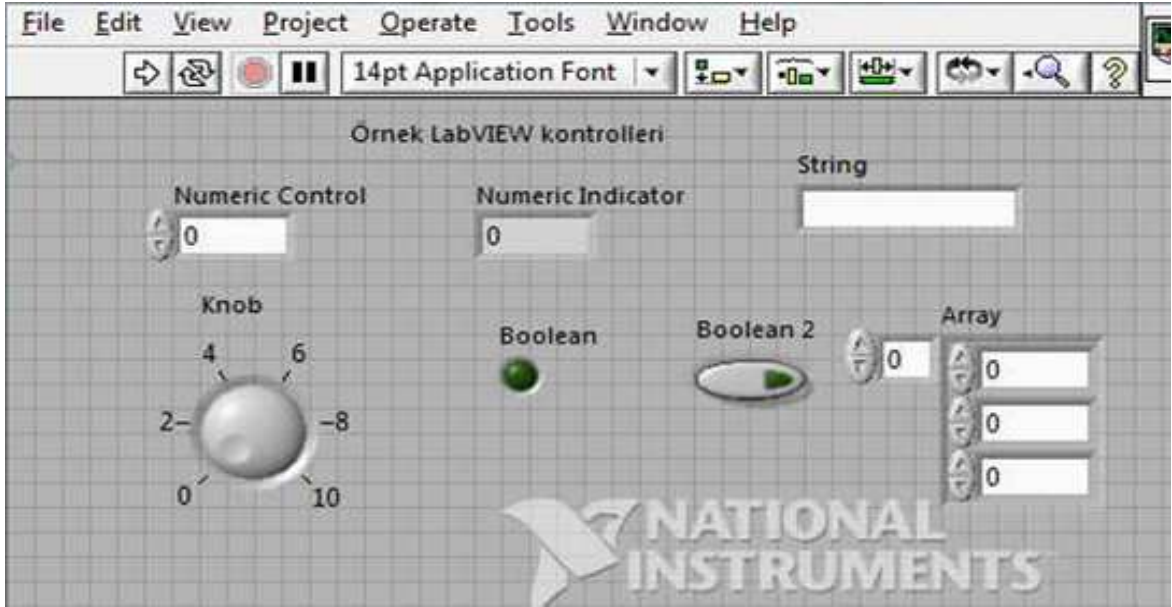
Mekanik ventilatörden ayırma başarısızlığı olan hastaların çoğunda hızlı yüzeysel solunum gerçekleşir. Bunun nedeni tam olarak bilinmemekle birlikte, mekanik yükün artması, kandaki kısmi karbondioksit yüzdesinin artışına bağlı olarak kemoreseptörlerin uyarılması, akciğer hacminin değişmesi, akciğer ve solunum kaslarından kaynaklanan refleksler, solunumla ilgili motor nöronların deşarj şekillerinin değişmesi, zorlanma hissi ve benzeri etkenler hızlı ve yüzeysel solunuma neden olabilir. Solunum işinin artışı sonucunda solunum kaslarında meydana gelebilecek yorgunluğun ayırma başarısızlığında önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir [15].

3.6. Yapay Hava Yolunun Sonlandırılması

Spontan solunum denemeleri başarılı olmuş hastaların yapay hava yolunu çıkarmadan (Ekstübasyon) önce gerekli tüm malzemeler ve hastayı yeniden entübe etmek için gerekli tüm donanım hasta başında hazır bulundurulmalıdır. Mekanik ventilatör desteği sonlandırılmadan önce hastanın fiziksel ve psikolojik değerleri dikkatle incelenmelidir. Ayırma kararı verildikten sonra en uygun yöntem seçilerek hasta bilgilendirilmeli ve işlem sonrasında neler yapması gerektiği söylenmelidir. Hastanın yapay hava yolu çıkarıldıktan sonra ağzında biriken salgıları yutmaması gerektiği ve dışarı atması gerektiği söylenmelidir. Mekanik ventilatörden ayırma ölçütlerini karşılayabilen hastalarda yapay havayolunun sonlandırılması öncesi orofarenkse dokunularak öğürme refleksi olup olmadığı mutlaka değerlendirilmelidir. Çünkü hasta öksürebilmeli ve herhangi bir yutkunma anında sekresyonlar dışarı atılabilmelidir. Mekanik ventilasyon uzun süre endotrakeal tüp ile yapılmış ise hastaların %20'sinde öğürme refleksi olmayabilir. Bu durumların oluşmamasını sağlamak için Non-invaziv mekanik ventilasyon kullanımı da tercih edilen bir yöntemdir. Non-invaziv yöntemde hastaya verilecek mekanik destek ve solunum maske ile verilir. Bu yöntemin dezavantajı ise maske yüze iyi yerleştirilmediğinde kaçaklar olabilmektedir. Ayrıca bu yöntemin invaziv yöntem kadar kararlı bir yapısı bulunmamaktadır [15].

4. LABVIEW VE BULANIK MANTIK

LabVIEW, amerikan national instruments firmasının geliştirmiş olduğu yazılım platformudur. Metin tabanlı programlama dillerinden farklı olarak görsel bir programlama ara yüzü sunmaktadır. Program hazırlanırken metin tabanlı kodlar yerine akış şemaları kullanılmaktadır. LabVIEW ön panel ve blok diyagram olmak üzere iki kısımdan oluşur. Ön panelde, kullanıcılar burada bulunan kontrol ve göstergelerle hazırlanan programları kontrol edebilirken, blok diyagramda ise programa ait akış şeması düzenlenir [30]. şekil 4.1’de LabVIEW’e ait ekran görüntüsü görölmektedir.



şekil 4.1. LabVIEW programına ait ekran görüntüsü [31]

LabVIEW bazı kısıtlamalar dışında, C ve PASCAL gibi dillerle yapılabilecek hemen hemen her türlü bilimsel uygulamaya yatkındır. LabVIEW, Data Acquisition (DAQ) ve General Purpose Interface Bus (GPIB) için kod kütüphaneleri gibi kendine özgü kütüphane uygulamalarını ve seri aygıt kontrolü, veri analizi, veri sunumu, veri depolama ve internet üzerinden haberleşme gibi farklı uygulamaları içermektedir. Analiz kütüphanesi; sinyal üretme, sinyal işleme filtreleri, windows istatistikleri ve regresyonları, lineer cebir ve array aritmetiği gibi çok yönlü ve kullanışlı fonksiyonları bünyesinde barındırmaktadır [32].

4.1. Yapısı

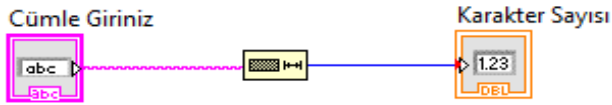
LabVIEW ön panel ve blok diyagram olmak üzere iki kısımdan oluşur. Ön panelde, kullanıcılar burada bulunan kontrol ve göstergelerle hazırlanan programları kontrol edebilirken, blok diyagramda ise programa ait akış şeması düzenlenir.

Blok diyagram ise esas işlemlerin yapıldığı yerdir. Ön panelde kullanıcı bir taraftan kontrolü sağlarken, diğer taraftan blok diyagramda sanal enstrümanlar çalışmaktadır.

Fonksiyonlar ise LabVIEW'in temel işlem bölümleridir ve blok diyagramda gerekli program bloklarının yazılmasını sağlamaktadır. Blok diyagram görsel programlama dillerinde kod yazma bölümüne, ön panel ise kullanıcı ara yüzünün hazırlandığı formlara karşılık gelmektedir.



Şekil 4.2. Ön panel



Şekil 4.3. Blok diyagram

Şekil 4.2’de ön panelde bulunan cümle giriniz bölümü bir string kontrol, karakter sayısı bölümü ise bir nümerik göstergedir. Şekil 4.3’de ise bu iki terminali birleştiren string fonksiyon gösterilmiştir. Ön paneldeki string kontrole girilen cümlelerin karakter sayısı blok diyagramda hesaplanarak ön paneldeki nümerik göstereye atılmıştır.

Ön panelde ki kontroller ve göstergeler blok diyagramda ikon terminalleri şeklinde veya veri tipi terminalleri şeklinde görünmektedir. Tablo 4.1’de LabVIEW’de çok kullanılan veri tipleri görülmektedir.

Tablo 4.1. LabVIEW’de kullanılan veri tipleri [33]

Control	Indicator	Veri Tipi	Control	Indicator	Veri tipi
		Tek duyarlı ondalık sayı			Tek duyarlı kompleks sayı
		Çift duyarlı ondalık sayı			Çift duyarlı kompleks sayı
		Ekstra duyarlı ondalıklı sayı			Ekstra duyarlı kompleks sayı
		8 bit işaretli tamsayı			8 bit işaretsiz tamsayı
		16 bit işaretli tamsayı			16 bit işaretsiz tamsayı
		32 bit işaretli tamsayı			32 bit işaretsiz tamsayı
		64 bit işaretli tamsayı			64 bit işaretsiz tamsayı
		Boolean (mantıksal)			Enumerated tip
		String (metin)			Path
		Dizi (veri tipi belirlenmemiş)			Matris (çift duyarlı ondalıklı sayı)

Terminallerden başka blok diyagramda kullanılan nesneler şu başlıklar altında gruplanabilir.

SubVIs: Diğer program bloklarının blok diyagramında kullanılan alt programlardır.

Structures: İşlem sırasını yöneten mantık elemanlarıdır.

Formula Nodes: Blok diyagrama doğrudan formül girilebilmesi için kullanılır.

Expression Nodes: Tek değişkenli deyimlerin hesaplanmasında kullanılan yapılardır.

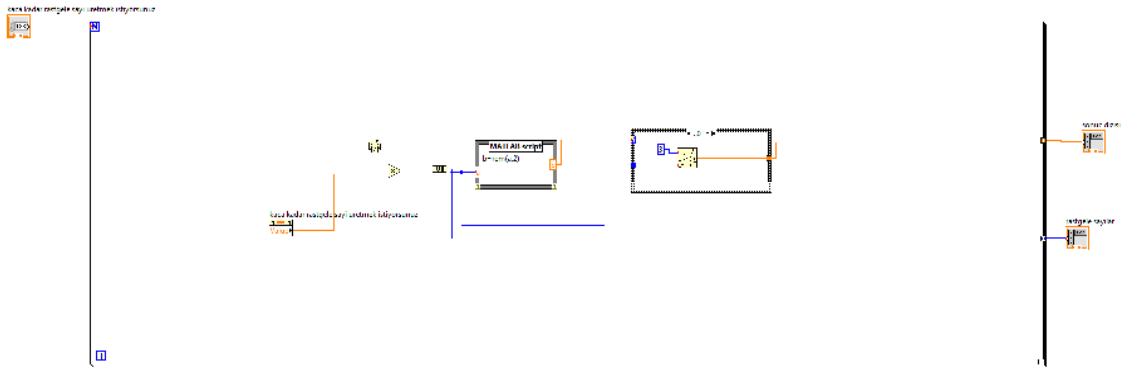
Property Nodes: Bir türün özelliklerinin ayarlanması veya bulunması için kullanılır.

Invoke Nodes: Bir türün metodlarının hesaplanması için kullanılan yapılardır.

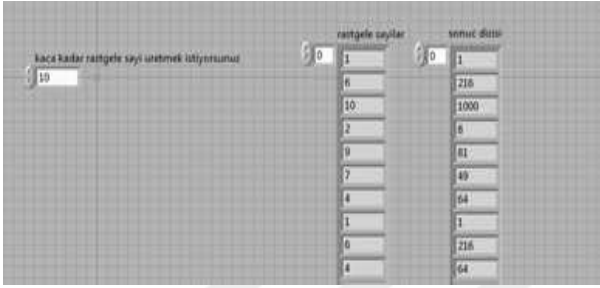
Code Interface Nodes (CINs): Metin tabanlı programlama dillerinden kod çağırarak için kullanılan yapılardır.

Call by Reference Nodes: Dinamik olarak yüklenen VI’ları çağırarak için kullanılan yapılardır.

Call Library Nodes: Standart kütüphaneleri veya DLL çağırarak için kullanılan yapılardır [29].

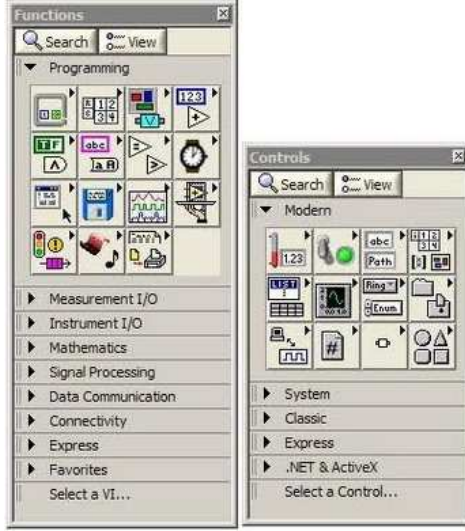


Şekil 4.4. Programa ait blok diyagram



Şekil 4.5. Programa ait ön panel

Şekil 4.4 ve Şekil 4.5’de LabVIEW’de 100 tane random sayı üretip bunu bir diziye atan, daha sonra bunlardan tek olanların karesini, çift olanların küpünü alıp yeni bir diziye atan programa ait kodlar görülmektedir. Şekil 4.4’de tasarlanan sistemin blok diyagramı görülürken, Şekil 4.5’de ise tasarlanan sisteme ait ön panel görülmektedir. Ön panelde sisteme ait giriş ve çıkış verileri görülmekte ve kontrol edilebilmektedir. Ön panele ait verilere ve kod bloklarına kontrol paletinden ve blok diyagrama ait verilere ve kod bloklarına ise fonksiyon paletinden ulaşılmaktadır. Şekil 4.6’da fonksiyon ve kontrol paletine ait görseller verilmiştir.



Şekil 4.6. Fonksiyon paleti ve kontrol paleti [35]

Ön panelde ve blok diyagramda ortak kullanılan bir başka palet ise araç paletidir. Buradaki araçlar fare işaretleyicisi özel işlem biçimleridir. Fare işaretçisi araç paletinden seçilen ikona dönüşür. Buradaki araçlar blok diyagramdaki ve ön paneldeki nesnelerin düzenlenmesinde ve işletilmesinde kullanılır. Şekil 4.7’de araç paletine ait görsel verilmiştir [35].



Şekil 4.7. Araç paleti [35]

4.2. Özellikleri

Hızlı programlama, programın adım adım çıkışlarını görebilme, paralel program sürdürebilme, işletim sistemi konusunda hiçbir sıkıntı yaşamama gibi özellikleriyle öne çıkan LabVIEW pratik çözümler için uygun bir programdır. Matlab, mathscript gibi dillerin kodlarını kendi içerisinde çalıştırabilme özelliğine de sahip olmasıyla hem akademik hem endüstriyel çalışmalarda tercih edilmektedir. Ayrıca içerisinde birçok toolbox barındırması sebebiyle kullanım alanı daha geniş bir çerçeveye ulaşmaktadır. Bu toolboxlar Windows, Mac, Linux gibi işletim sistemlerinin herbirini ayrı ayrı desteklemekte ve LabVIEW Application Buildier, LabVIEW Report Generation

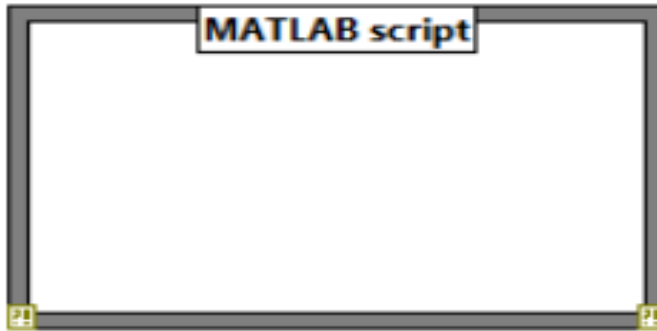
Toolkit, LabVIEW Database Connectivity Toolkit, LabVIEW Advanced Signal Processing Toolkit, LabVIEW Analyzer Toolkit, LabVIEW Control Design and Simulation Module gibi Toolkitler içermektedir. LabVIEW'in diğerk bir özelliğı ise Fuzzy System Designer ile bulanık mantık sistemi geliştirme kapsamında üyelik fonksiyonu, kural tablosu gibi değerkleri sisteme giriş olarak vererek bulanık tabanlı sistemin oluşturulmasına olanak verir.

4.2.1. MathScript Yapısı

Buradaki pencereye metin tabanlı script kodları yazılır. Matlab'a benzer komutlar yazılabilir. Bu yapı LabVIEW'in ek bir modülüdür. Script'in çerçevesi üzerinde fare sağ tuşuna basıldığında gelen kısayol menüsünde "Add Input" tıklayarak giriş ucu, "Add Output" u tıklayarak çıkış ucu tanımlanır. Bu uçlara kablo bağlayarak veri gönderilir [33].

4.2.2. Matlab Script Yapısı

MathScript'e benzer yapıdadır. Matlab scriptini kullanabilmek için bilgisayara Matlab programı yüklü olmalıdır. Bu bölüm doğrudan Matlab'ı kullanmaktadır. Bu nedenle Matlab'a ait tüm fonksiyonları, kendi fonksiyonu gibi kullanır. Görünümü Şekil 4.8'de verilmiştir [33].



Şekil 4.8. Matlab script penceresi [33]

4.2.3. SubVI

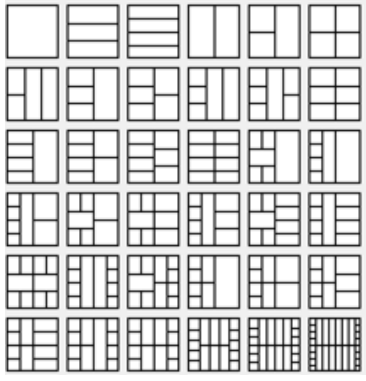
Bir VI belgesi içinden başka bir VI çağrılabilir. Bir VI dosyası bir fonksiyon olarak kullanılabilir. Bu VI'den yapılan fonksiyona parametre göndermek için aşağıdaki işlemler yapılır.

- 1- Front panel'de sağ üst köşede VI dosyasının sembolü vardır. Bu sembol üzerinde fare sağ tuşuna basılır.
- 2- Açılan kısayol menüsünden "Show connector" ü tıklanır.
- 3- Connector'deki her bir hücre'ye parametre ataması yapılır.
- 4- Connector'ün hücre yapısı değiştirilebilir. Değiştirmek için connector üzerinde fare sağ tuşuna basılır. Kısayol menüsünde "Patterns"i tıklayarak uygun hücre şekli seçilir.
- 5- Connector hücrelerine, control ataması yapılır.
- 6- Önce atama yapılacak hücreye tıklanır.
- 7- Sonra bu hücreye atanacak control tıklanır. Seçili hücreye control atanır.
- 8- Dosya kaydedilir.

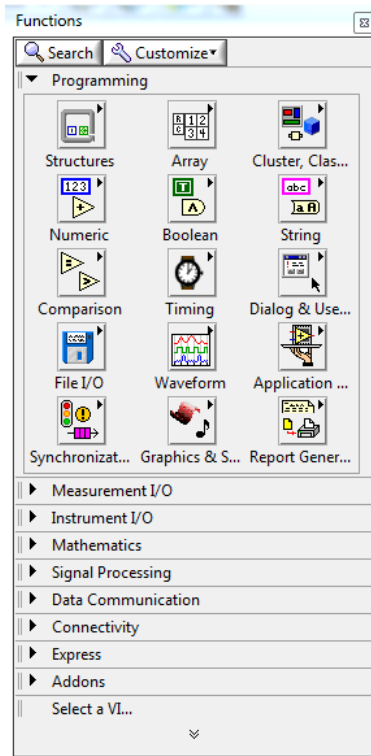
Yukarıdaki şekilde tanımlanmış bir VI dosyasını, başka bir VI dosyasına eklemek için aşağıdaki adımlar uygulanır.

- 9- VI dosyasının Block Diagram sayfasına geçilir.
- 10- Fare sağ tuşuna tıklanır. Fonksiyonlar kısa yolu açılır.
- 11- "Select a VI" tıklanır. Ekleyeceğiniz VI dosyası seçilir. OK tıklanır.
- 12- Terminal uçlarına kablo bağlantılarını yapılır.
- 13- Dosya kaydedilip çalıştırılır [33].

SubVI oluşturmak için öncelikle yazdığımız bir programda ön panele girilir ve sağ üst köşedeki pattern kısmına girilir. Pattern (Örüntü) kısmı Şekil 4.9'da görülmektedir. Şekil 4.10'da Select a VI sekmesi görülmektedir.



Şekil 4.9. LabVIEW’de örüntü seçenekleri



Şekil 4.10. Select a VI sekmesi

Select a VI ile açılan ekrandan oluşturduğumuz SubVI’nin kısa yolu seçilir. Bu işlemten sonra SubVI blok diyagrama alınır. Şekil 4.11’de ataması yapılan SubVI ekranı görülmektedir.



Şekil 4.11. SubVI ekranı

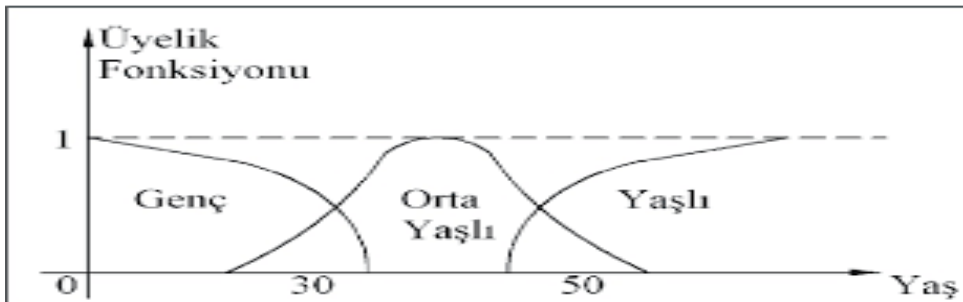
4.3. Kullanıldığı Yerler

LabVIEW medikal uygulamalar, otomasyon, gıda uygulamaları, otomotiv, işaret işleme, jeolojik veri analizleri, istatistik, matematik, enerji analizi, robotik gibi çok geniş bir alana hitap ettiğinden dolayı günden güne kullanım oranı artmaktadır.

LabVIEW Microsoft Pocket PC, PDA platformlarında ve Field Programmable Gate Arrays (FPGAs), Digital Signal Processors (DSPs) ve mikro işlemciler gibi değişik gömülü platformları içeren sistemlerde ve gerçek zamanlı çalışabilen sistemlerde program oluşturmak ve yüklemek için kullanılabilir [32].

4.4. Bulanık Mantık

Bulanık mantığın temeli bulanık küme ve alt kümelerine dayanır. Klasik yaklaşımda bir varlık ya kümenin elemanıdır ya da değildir. Matematiksel olarak ifade edildiğinde varlık küme ile olan üyelik ilişkisi bakımından kümenin elemanı olduğunda "1", kümenin elemanı olmadığı zaman "0" değerini alır. Bulanık mantık klasik küme gösteriminin genişletilmesidir. Bulanık varlık kümesinde her bir varlığın üyelik derecesi vardır. Varlıkların üyelik derecesi, (0, 1) aralığında herhangi bir değer olabilir [37].



Şekil 4.12. Üyelik fonksiyonları [37]

Örnek olarak orta yaşı 30 olarak kabul edersek klasik küme kuramına göre 30 yaşın üzerindeki yaşları yaşı olarak kabul ederiz ve bu yaşların yaşı kümesindeki üyelik dereceleri "1" olur. 30 yaşın altındaki yaşlar ise genç kabul edilir ve yaşı kümesindeki

üyelik dereceleri "0" olur. Bulanık küme yaklaşımında ise üyelik değerleri (0,1) aralığında değerler almaktadır. Örneğin 25 yaş için yaşlılık üyelik derecesi "0", 45 yaş için yaşlılık üyelik derecesi "0,25" olabilir. Şekil 4.12’de buna ait bir örnek görülmektedir [37]. Şekil 4.12 ve Tablo 4.2’de üyelik fonksiyonu ve kural tablosuna ait örnekler görülmektedir.

Bir bulanık sistemde 2 temel öge bulunmaktadır.

1-Bulanık Kümeler (Üyelik Fonksiyonları)

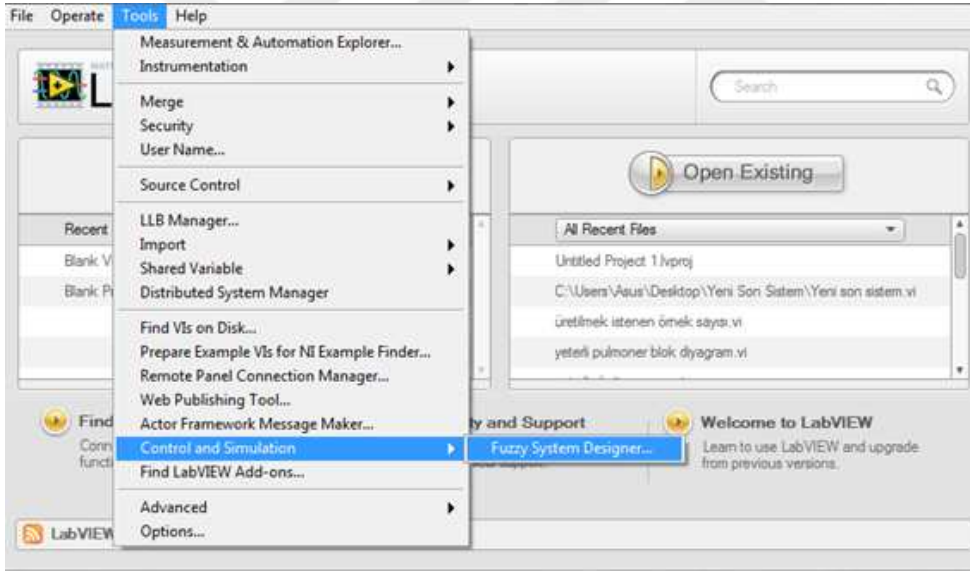
2-Kural Tabloları

Tablo 4.2. Kural tablosu

PH	PaCO ₂	SpO ₂	Asit Baz Dengesi
Kötü	Kötü	Kötü	Düşük
Kötü	Kötü	İyi	Düşük
Kötü	İyi	Kötü	Düşük
Kötü	İyi	İyi	Yüksek
Normal	Kötü	Kötü	Düşük
Normal	Kötü	İyi	Orta
Normal	İyi	Kötü	Orta
Normal	İyi	İyi	Yüksek
İyi	Kötü	Kötü	Orta
İyi	Kötü	İyi	Yüksek
İyi	İyi	Kötü	Yüksek
İyi	İyi	İyi	Yüksek

4.4.1. LabVIEW'de Bulanık Mantık

LabVIEW'de Fuzzy System Designer (Bulanık sistem tasarlayıcı) kısmı bulunmaktadır. Gerekli kısma LabVIEW'in tools kısmından ulaşılır. Buradan bulanık mantık sistemi hazırlanabilir ve blok diyagramda yazılan kodlar yardımıyla hazırlanan sistem kullanılabilir hale getirilir. Burada yazılan bulanık sistemin dosya uzantısı .fs olmakla birlikte üyelik fonksiyonları, kural tabloları gibi sisteme ait veriler girilerek sistem tasarlanır. Blok diyagramda bu sistemi kullanmak için ise fonksiyon paletinden kontrol ve simülasyon – fuzzy logic kısmına ulaşılır. Buradan bulanık sistemi yükleme, giriş çıkış değişkenlerini değiştirme, yeni sistem, sistemi kaydet, kurallar, üyelik fonksiyonları, değişkenler gibi bloklara ulaşılır. Şekil 4.13'de görüldüğü gibi LabVIEW programı açılır, tools kısmındaki control and simulation sekmesinden fuzzy system designer seçilir.



Şekil 4.13. Fuzzy system designer kısmına ulaşım

5. BULANIK TABANLI ALGORİTMANIN GELİŞTİRİLMESİ

Bu bölümde sisteme ait giriş verileri incelenmiş ve sisteme ait bulanık sistem blokları ayrıntılı olarak işlenmiştir.

5.1. Sisteme ait Giriş Verilerinin İncelenmesi

Sisteme ait giriş verileri incelendiğinde ayırma başarısına ve uygulanmasına birden çok parametrenin etki ettiği görülmektedir [40]. Bu parametrelerin seçimi ve hangi parametrenin ne kadar etki ettiği alınan klinik uzman bilgisi ile oluşturulmuştur.

Oluşturulan sisteme ait giriş verileri PH, Kısmi Karbondioksit Basıncı (PaCO_2), Kandaki Oksijen Saturasyonu (SpO_2), Pierson Formülü Oranı ($\text{PaO}_2/\text{FiO}_2$), Pozitif Ekspiratuar Sonu Basıncı (PEEP), Hemoglobin, Maksimum İnspirasyon Basıncı (MIP), Spontan Tidal Volüm (TVS), Dakika Ventilasyonu (VE), Kalp Hızı (Nabız), Dakikadaki Solunum Sayısı (RPM), Ateş, Glaskow Koma Skoru (GKS) ve Hastanın uyku düzeyinden oluşmaktadır.

Geliştirilen sistemde PH, Kısmi Karbondioksit Basıncı (PaCO_2), Kandaki Oksijen Saturasyonu (SpO_2) adlı veriler tek bir başlık altında toplanmış ve bu veriler kanın asit baz dengesinin belirlenmesinde kullanıldığı için asit baz dengesi adı altında birleştirilmiştir.

Sistemde $\text{PaO}_2/\text{FiO}_2$ değeri, PEEP değeri, Kandaki Oksijen Saturasyonu (SpO_2) ve Kanın Hemoglobin değeri vücudun oksijenasyonuna etki ettiği için yeterli oksijenasyon adı altında birleştirilmiştir.

Sistemde Maksimum İnspirasyon Basıncı (MIP), Spontan Tidal Volüm (TVS) ve Dakika Ventilasyonu (VE) adlı veriler akciğer kapasitesinin ölçülmesinde kullanıldığı için yeterli pulmoner fonksiyon adı altında birleştirilmiştir.

Sistemde Kalp Hızı (Nabız), Dakikadaki Solunum Sayısı ve Ateş verileri hastanın hemodinamik verilerini gösterdiğinden hemodinamik stabilite adı altında birleştirilmiştir.

Sistemde Glaskow Koma Skoru (GKS) ve Hastanın uyku durumu verileri hastanın psikolojik ve mental durumunu gösteren parametreler olduğu için hastanın psikolojik durumu adı altında birleştirilmiştir.

Sistemdeki giriş verilerine ait bilgiler:

5.1.1. PH

Asit-baz dengesi, vücut sıvılarında hidrojen iyonu (H^+) konsantrasyonunun dengesidir. Sağlıklı insanın kanında 36-40 nano (n) mol/L hidrojen iyonu bulunur. PH kavramı daha geniş şekilde açıklanırsa; bir solüsyondaki hidrojen iyonu konsantrasyonunun negatif logaritmasıdır. PH 7.40 düzeyi hidrojen iyonu konsantrasyonunun yaklaşık 40 n mol/L olduğunu gösterir ve bu fizyolojik PH'dır.

Vücutta bütün metabolik olaylar PH sınırları içinde gerçekleşir, PH sınırlarından sapmalar olduğunda, enzim aktivitelerinde, elektrolit dengesinde, solunum, kardiyak ve santral sinir sistemi olmak üzere organ sistemlerinde önemli değişiklikler olur.

Normal arter kanında PH 7.35 ile 7.45 arasında değişir. Venöz kanda ise PH 0.03-0.05 daha düşüktür. Asidoz ve alkaloz asit-baz dengesinde doku düzeyindeki bozuklukları ifade eder. Asidoz PH'ın 7.35'den düşük olma durumu, Alkaloz ise PH'ın 7.45 'den büyük olma durumudur [41].

5.1.2. Kısmi Karbondioksit Yüzdesi

Kandaki kısmi karbondioksit basıncını ($PaCO_2$) göstermektedir. Normal bir insanda bu değer 35-45 mmHg arasında değişmektedir [42].

5.1.3. Kandaki Oksijen Saturasyonu

Pulse oksimetre, pulsasyon gösteren bir damar yatağından geçen ışığın yaydığı iki farklı dalga boylarından kandaki oksijen saturasyonunu (SpO_2) tayin eden bir cihazdır. Non-invaziv olması, kullanım kolaylığı ve kesintisiz izleme olanağı sağlaması nedeniyle yoğun bakım ünitelerinin vazgeçilmez cihazları arasında yerini almıştır. SpO_2 kesin So_2 değerini değil, yaklaşık değeri belirlemektedir. SpO_2 'nin %70-92 arasında %4'lük bir sapma gösterebildiği, %70'in altında ise güvenilir olmadığı bildirilmektedir [42].

5.1.4. Pierson Formülü Oranı

Hastanın oksijenizasyon durumu arteriyel oksijen parsiyel basıncı (PaO_2) ile takip edilebilir. Bu parametrenin kullanımıyla özellikle akut solunum sıkıntısı sendromu hastalarının izlenmesinde büyük önem taşıyan PaO_2 'nin solunan havadaki oksijen fraksiyonu (FiO_2)'na oranı (PaO_2/FiO_2) hesaplanarak oksijenizasyon hakkında daha güvenilir bir bilgiye sahip olunabilir. PaO_2 80 ile 100 mmHg arasında değişkenlik

gösterir ve artel kan gazı parametresidir. FiO_2 ise solunan havadaki oksijen yüzdesidir ve klinisyen tarafından ayarlanır. PaO_2/FiO_2 oranı Pierson Formülü olarak anılır ve hastayı ventilatörden ayırmak için bilinmesi gereken gaz difüzyon bozukluğunu gösteren bir parametredir. PaO_2/FiO_2 (Pierson formülü) oranının 200'den büyük olması difüzyon fonksiyonunun yeterli olduğunu göstermektedir [42].

5.1.5. PEEP

PEEP (Ekspirasyon Sonu Pozitif Basınç), solunumun sonunda hava yolu basıncının atmosferik basıncın üzerinde (0 cmH₂O) tutulmasıdır. Tek başına değil diğer modlarla birlikte kullanılır. Spontan soluyan bir hastada uygulanırsa buna devamlı pozitif hava yolu basıncı (CPAP) denir.

PEEP uygulaması ile ortalama hava yolu basıncı artırılır, alveollerin sönmesi önlenir ve akciğer kompliyansında düzelme sağlanır. Bunların sonucunda da oksijenasyon düzeltilir. Normal PEEP değeri 8 cmH₂O dan düşük olmalıdır [40].

5.1.6. Hemoglobin

Kırmızı kan hücreleri (alyuvarlar), hemoglobin adı verilen bir protein taşırlar. Bu molekül, akciğerlerden vücudun farklı bölgelerine oksijen taşır. Normal hemoglobin seviyesi erkeklerde 13.8 gr/dL ile 17.2 gr/dL ve kadınlarda 12.1 gr/dL ile 15.1 gr/dL arasındadır. Çocuklardaki normal seviye yaşa ve cinsiyete göre farklılık göstermektedir. Düşük hemoglobin seviyesi kansızlıkla ilgilidir ve tıp dilinde buna anemi denir. Hemoglobin fazlalığı ise özellikle sigara içen insanlarda, vücut kandaki hemoglobin miktarını artırarak solunumu arttırmaya çalışır.

5.1.7. Maksimum İnspirasyon Basıncı

Maksimum inspiratuar (MIP) basınç solunum kas gücünü indirekt olarak gösteren noninvaziv bir testtir. MIP rezidüel volüm düzeyindeki kapanmış alveolleri açmak için oluşturulan negatif bir basınçtır. Test için önce hastaya maksimum ekspirasyon yaptırılır ve bunun sonunda sistem bir valf ile kapatılır ve hastanın kapalı valfe karşı en az 2 saniye süren maksimal inspirasyon yapması istenir. Yapılan üç ölçümden en iyisi seçilir. MIP inspiratuar kas gücünü yansıtır ve sağlıklı kişilerde genelde -60cmH₂O'dan yüksektir [44].

5.1.8. Spontan Tidal Volüm

Sakin solunum sırasında akciğere giren ve çıkan hava hacmine spontan tidal volüm (TVS) denir. Sağlıklı bir insanda yaklaşık olarak 500 ml değerindedir.

5.1.9. Dakika Ventilasyonu

Dakika ventilasyonu (VE), bir dakikada akciğere giren ve çıkan hava hacmidir. Normal dakika ventilasyonu 6-8 L/dakika'dır. Normal değerleri 10 L/dk'dan düşük olduğu değerlerdir.

5.1.10. Kalp Hızı

Tıp alanında oldukça fazla kullanılan nabız terimine, kısaca kalp atışı denilmektedir. Kalp organı insan vücudunda çalışırken sürekli kasılır ve damarlara bir basınç uygular. Kalbin damarlara uyguladığı bu basınca, kalp atışı denilmektedir. Kalp, yaklaşık olarak dakikada 60 ile 80 arasında kasılma yapmaktadır.

5.1.11. Dakikadaki Solunum Sayısı

Dakikadaki solunum sayısı (RPM), bir insanın 1 dakika içinde yaptığı solunumun sayısını gösteren değerdir. Solunum sayısını bulmak için, en kolay yöntem kişinin istirahat durumunda 1 dakikada yaptığı solunumun yani göğüs kafesinin dakikada kaç defa kalktığına göre bulunabilir. Normalde bu sayı dakikada 12-20 defa olur. Ancak ateşli hastalıklarda, kalp ve akciğer hastalıkları gibi solunumu etkileyen rahatsızlıklar sırasında yükselebilir. Solunum sayısı, akciğer fonksiyonlarıyla ilgili olan ayrıntılı bilgilere solunum fonksiyon testleri sayesinde ulaşılabilir. Kişinin solunum değerlendirmesinde solunumun sıklığına, solunum derinliğine ve solunum aralıklarının eşitliğine bakılmalıdır. Sağlıklı olan bir bireyde bu sayı dakikada 12-20 olurken, çocuklarda 16-22 arasında, bebeklerde ise 18-24 arasında olur. Dakikada 35 solunumun üstü olduğu durumlar istenmeyen etkiler oluşturur. Yavaş ve kolay alınan nefes sırasında hücrelere taşınan oksijen miktarı daha fazla olur.

5.1.12. Vücut Isısı

Klinik olarak 36.5 normal değer kabul edilirken, 37.5 cerrahi olarak normal değer kabul edilir. Canlıdan canlıya değişiklik gösterir. Kimi canlılarda, sabit bir vücut sıcaklığı yoktur ve bu canlılar vücut sıcaklıklarını güneşlenerek ya da gölgede

dinlenerek ayarlamaya çalışırlar. Memelilerde yüksek vucut sıcaklığı yüksek metabolizmaya işaret eder. İnsanlarda vucut sıcaklığı 40 derecenin üstüne çıkarsa protein yapılı enzimler iş göremez hale gelirler ve organizma canlılığını sürdüremez. Aynı şekilde alt sınır da 28 derece kabul edilir.

5.1.13. Glaskow Koma Skoru

Glasgow Koma Skalası (GKS), bir insanın bilinç durumunu başlangıçta ve sonraki değerlendirmelerde güvenilir ve objektif olarak kaydetmeyi amaçlayan bir yöntemdir. Hasta skalanın kriterlerine göre değerlendirildiğinde, hastaya 3 ile 15 arasında puanlar verilir.

Glaskow koma skoru, gözlerin açılması, motor cevap ve sözlü cevapların niteliğine göre puanlandırılır. Üç nitelik ayrı ayrı ve birlikte olarak değerlendirilir.

3-8 puan: anlamlı nörolojik hasar (derin koma ya da ölüm)

9-12 puan: orta dereceli nörolojik hasar

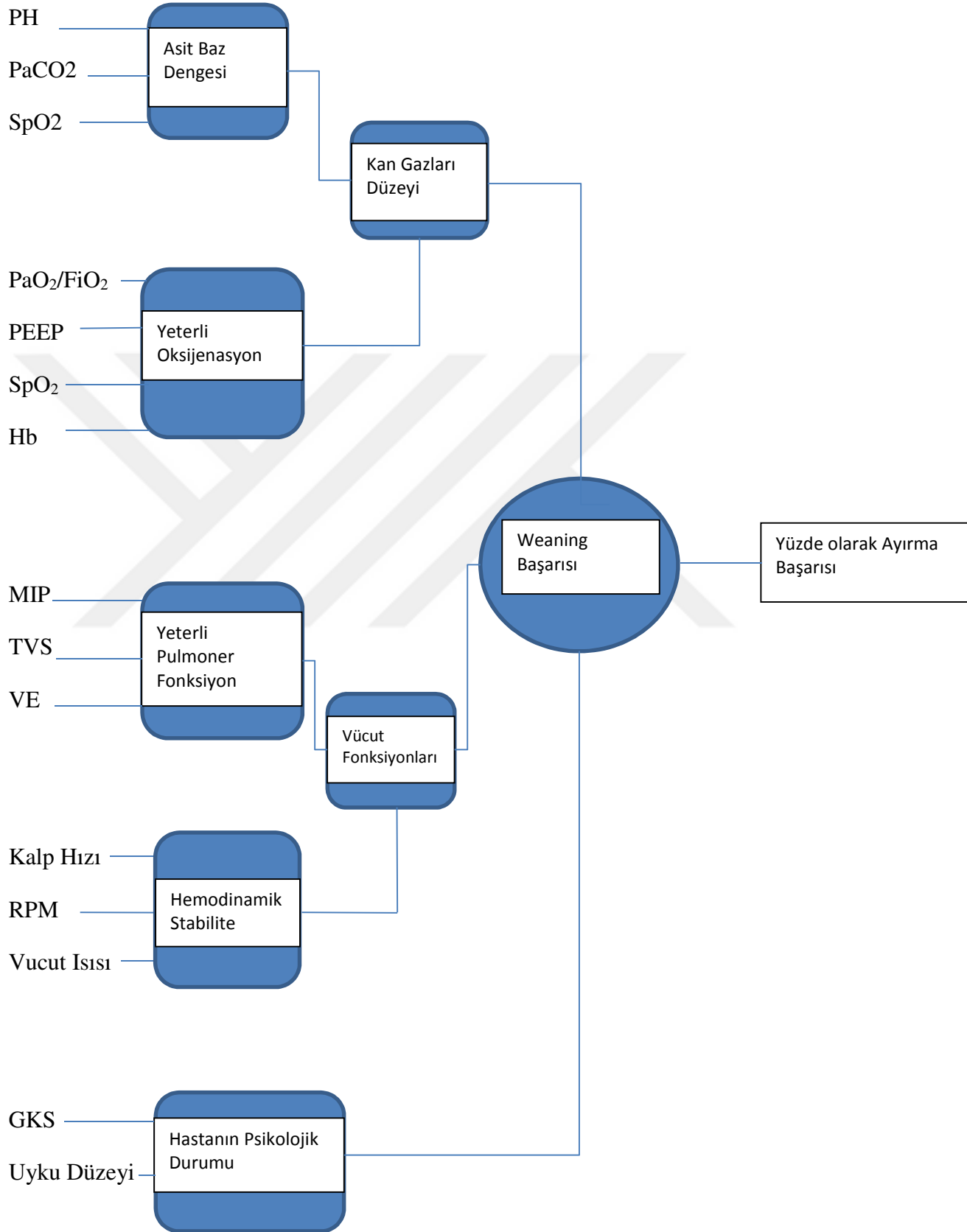
13-15 puan: hafif nörolojik hasar [43].

5.1.14. Hastanın Uyku Düzeyi

Hastanın uyku düzeyi parametresine hastanın uyku durumuna göre 0 ile 100 arasında değerler verilmiş ve sisteme etkileri incelenmiştir.

Tablo 5.1’de oluşturulan sisteme ait giriş çıkış verileri görülmektedir. Sistemi oluşturan verilerin her biri için uzman klinisyen görüşü alınarak LabVIEW bulanık tabanlı sistemde üyelik fonksiyonları ve kural tabloları oluşturulmuş daha sonra oluşturulan bulanık tabanlı sistemin kontrolü için LabVIEW’de gerekli kodlar yazılmıştır. Tablo 5.1’de görüldüğü üzere asit baz dengesi ve yeterli oksijenasyon adlı çıktılar kan gazları düzeyi adlı fonksiyonun girişi şeklinde oluşturulmuş, yeterli pulmoner fonksiyon ve hemodinamik stabilite adlı çıktılar ise vücut fonksiyonları adlı fonksiyonun girişi şeklinde oluşturulmuştur. Son sistem başarısının belirlendiği kısımda ise kan gazları düzeyi, vücut fonksiyonları, hastanın psikolojik durumu adlı fonksiyonlar, weaning başarısı adlı fonksiyonun girişini oluşturmuştur. Hastalara ait veriler için gauss dağılım yöntemiyle anlamlı klinik senaryolar oluşturulmuş ve bu verilere göre ayırma başarısı sonuçları ve hızlı yüzeysel solunum indeksi (RSBI)’nin değerleri elde edilmiş, sonuçlar uzman klinisyen eşliğinde yorumlanmıştır.

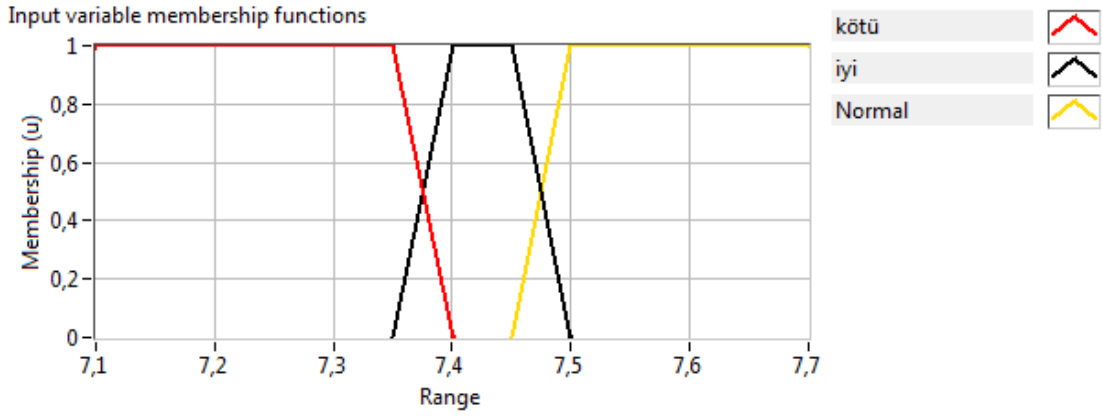
Tablo 5.1. Sisteme ait giriş çıkış verileri



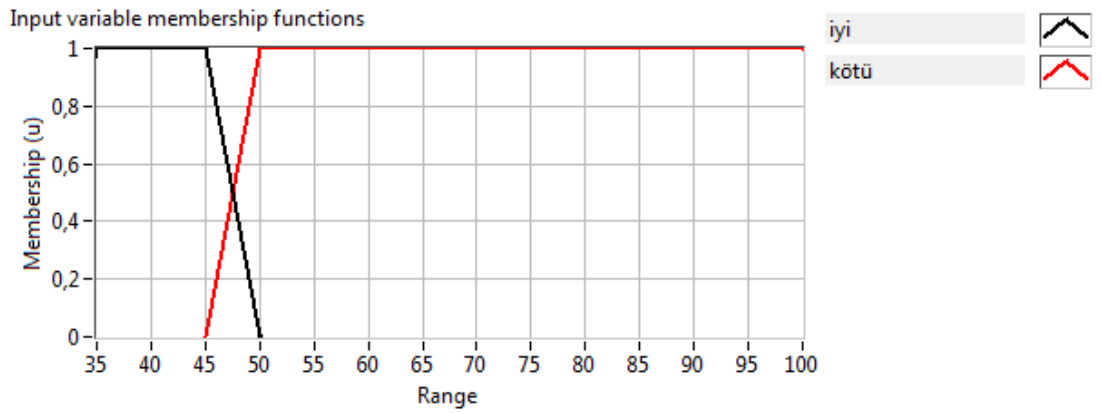
5.2. Asit Baz Dengesi

Asit Baz Dengesine ait sistem verileri PH, Kandaki Kısmi Karbondioksit Basıncı (PaCO_2) ve Kandaki Oksijen Saturasyonu (SpO_2)’den oluşmaktadır. Sisteme ait çıkış verisi ise Asit Baz Dengesidir. Oluşturulan bulanık tabanlı sistem LabVIEW’de tasarlanmış ve PH için Şekil 5.1, PaCO_2 için Şekil 5.2, Oksijen Saturasyonu (SpO_2) için Şekil 5.3’deki ve Asit Baz Dengesi için Şekil 5.4’deki üyelik fonksiyonları kullanılmıştır.

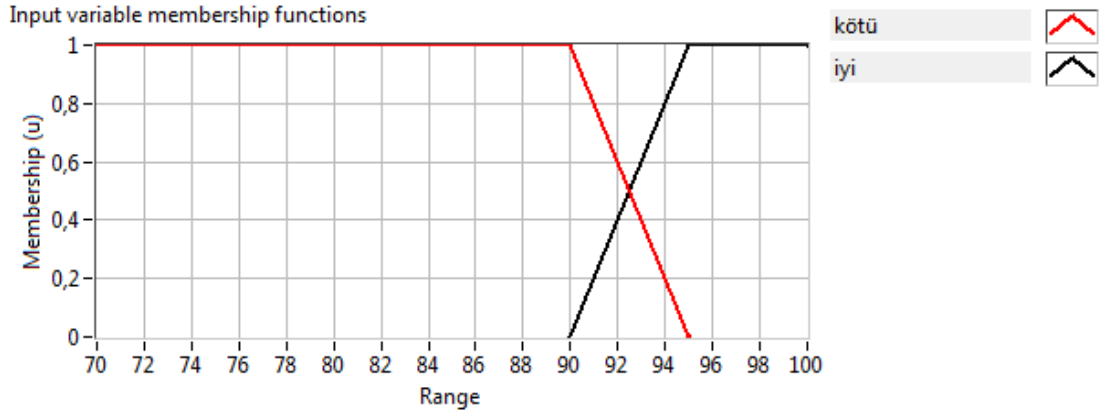
Sistemde PH, Kısmi Karbondioksit Basıncı (PaCO_2), Kandaki Oksijen Saturasyonu (SpO_2) adlı veriler tek bir başlık altında toplanmış ve bu veriler kanın asit baz dengesinin belirlenmesinde kullanıldığı için Asit Baz Dengesi adı altında birleştirilmiştir.



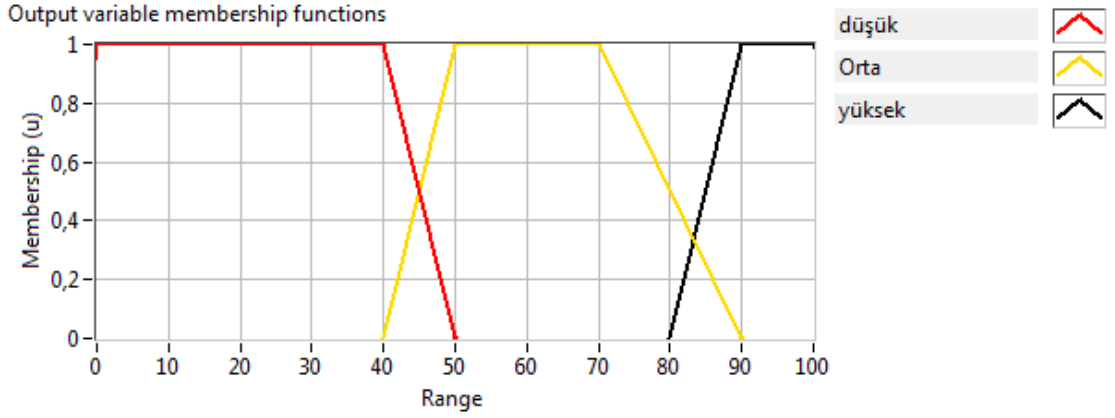
Şekil 5.1. PH için üyelik fonksiyonu



Şekil 5.2. PaCO_2 için üyelik fonksiyonu

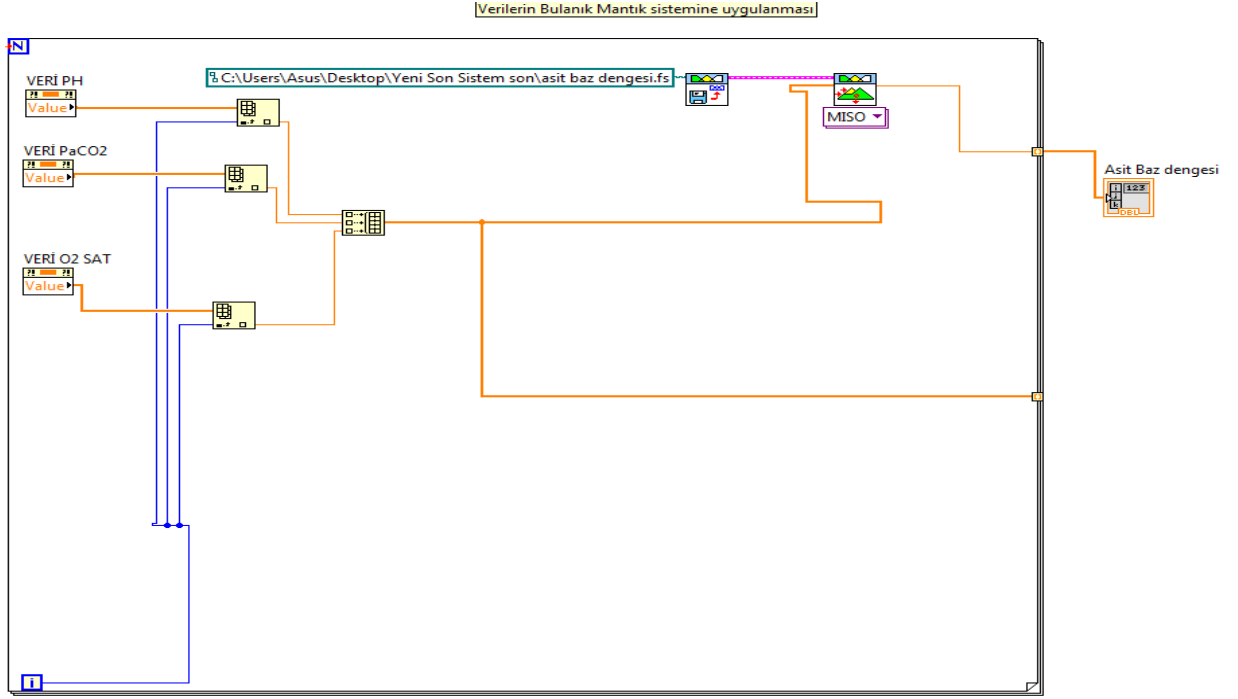


Şekil 5.3. Oksijen saturasyonu için üyelik fonksiyonu



Şekil 5.4. Asit baz dengesi için üyelik fonksiyonu

Bu aşamadan sonra herbir hastaya ait veriler için gauss dağılım yöntemiyle anlamlı klinik senaryolar oluşturulmuştur. Burada 20 (yirmi) hastaya ait veriler üzerinden gidilmiş ve analizler bu çerçevede gerçekleştirilmiştir. Bulanık tasarlayıcıda hazırlanan sistem ve 20 (yirmi) hastaya ait asit-baz dengesi giriş verilerine ait program blokları Ek 1’de verilmiştir.



Şekil 5.5. Asit baz dengesi verilerinin bulanık sisteme yüklenmesi

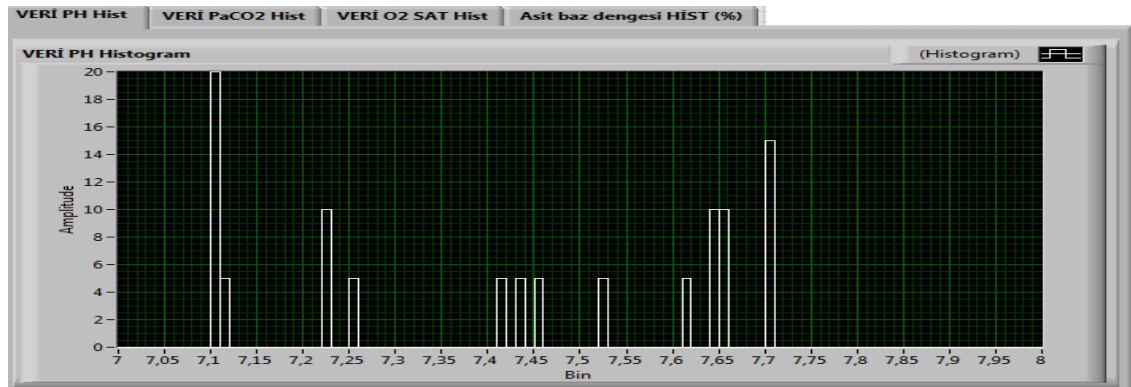
Şekil 5.5’de VERİ PH, VERİ PaCO₂ ve VERİ O₂ SAT dizilerine ait hasta verileri index array komutuyla sisteme yüklenmiş ve build array komutuyla bulanık sistem girişine uygulanmıştır.

Bulanık sistemi blok diyagrama yüklemeye yönelik blok diyagramdaki fonksiyon paletinde bulunan Control & simulation-Fuzzy logic kısmındaki Load Fuzzy System ve Fuzzy Controller komutları kullanılmıştır. Bu komutlar vasıtasıyla bulanık sistem blok diyagrama yüklenmiş ve sistem giriş verileri, yüklenen bulanık sistemde uzman klinisyen tarafından oluşturulan Tablo 5.2’deki kural tablosuna göre işlenmiş ve sonuçlar yüzde olarak asit baz dengesi adlı diziye çıktı olarak yüklenmiştir.

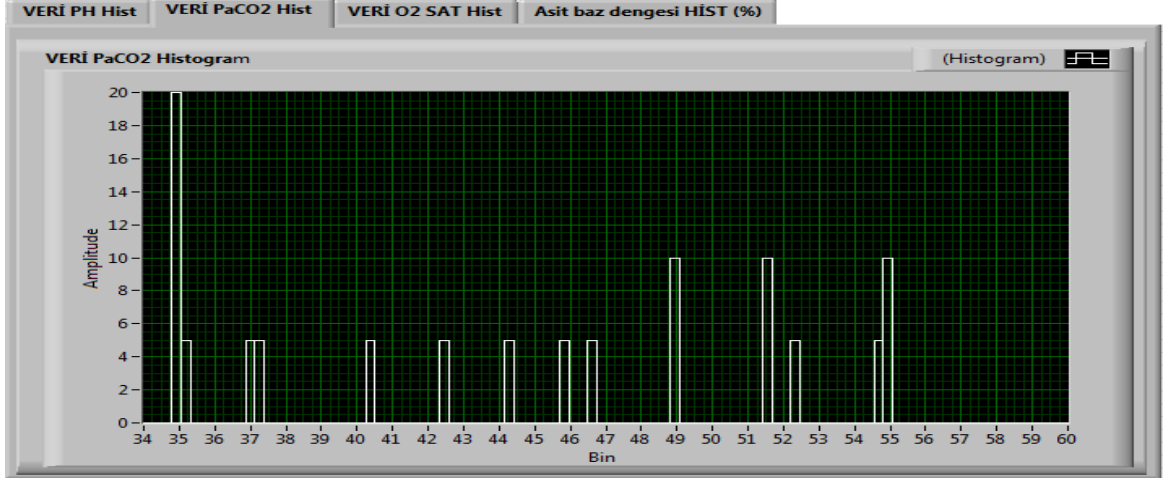
Tablo 5.2. Asit baz dengesine ait bulanık sistem kural tablosu

PH	PaCO ₂	SpO ₂	Asit Baz Dengesi
Kötü	Kötü	Kötü	Düşük
Kötü	Kötü	İyi	Düşük
Kötü	İyi	Kötü	Düşük
Kötü	İyi	İyi	Yüksek
Normal	Kötü	Kötü	Düşük
Normal	Kötü	İyi	Orta
Normal	İyi	Kötü	Orta
Normal	İyi	İyi	Yüksek
İyi	Kötü	Kötü	Orta
İyi	Kötü	İyi	Yüksek
İyi	İyi	Kötü	Yüksek
İyi	İyi	İyi	Yüksek

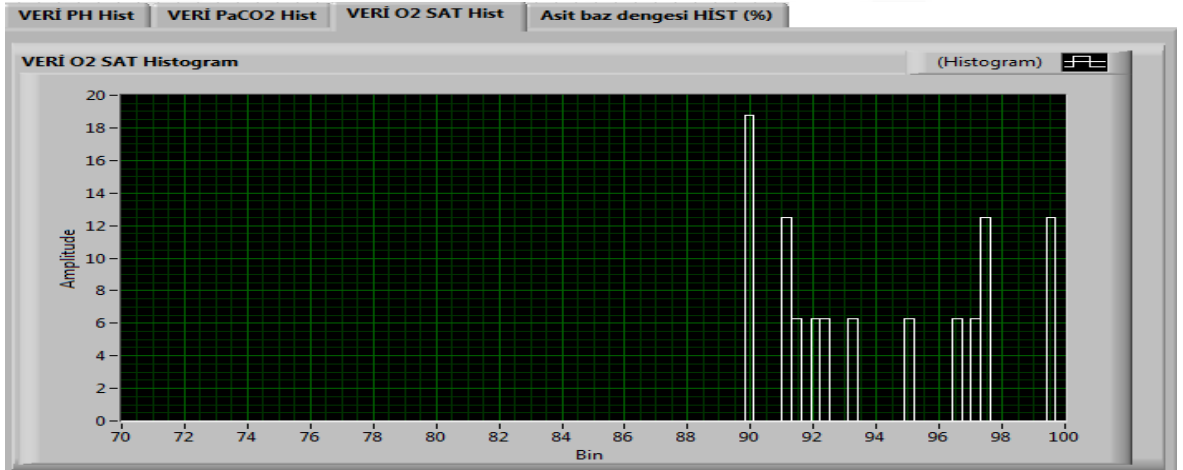
Asit baz dengesi adlı dizide yüzde olarak hesaplanan veriler sonraki aşamada kan gazları düzeyi adlı sisteme giriş olarak kullanılacağından dolayı asit baz dengesi adlı sistem SubVI haline getirilmiş ve ayırma başarısının hesaplandığı son sistemde kullanılmak üzere hazır hale getirilmiştir. Oluşturulan SubVI'nin çıktıları VERİ PH, VERİ PaCO₂, VERİ O₂ SAT ve asit baz dengesi isimli dizilerdir. Hazırlanan SubVI'lere ait program blokları Ek 6'da verilmiştir. Asit baz dengesine ait oluşturulan hasta verilerine ilişkin değerlerin histogram eğrileri Şekil 5.6, Şekil 5.7, Şekil 5.8 ve Şekil 5.9'da verilmiştir.



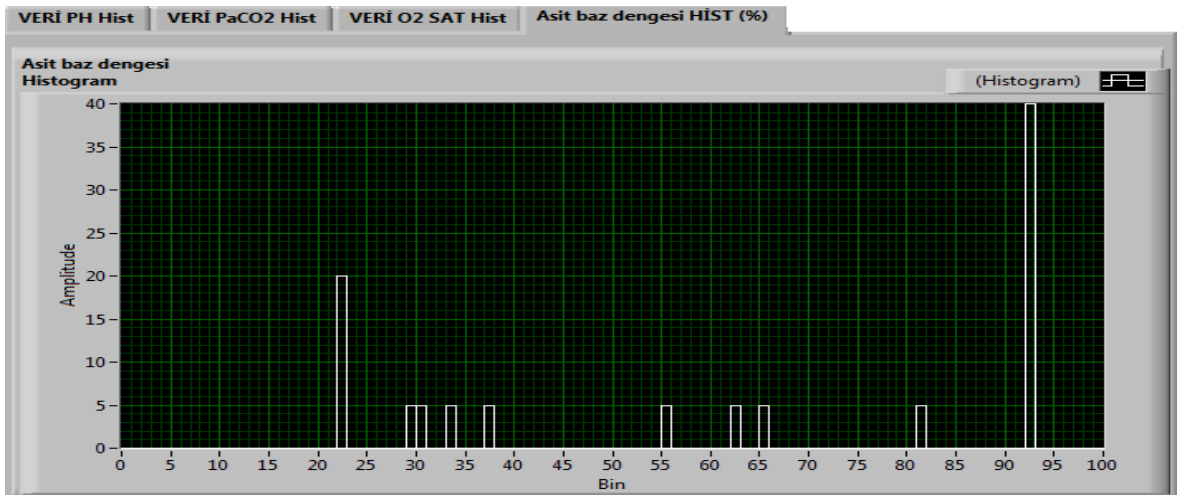
Şekil 5.6. Üretilen PH değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.7. Üretilen PaCO₂ değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.8. Üretilen SpO₂ değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.9. Üretilen asit baz dengesi adlı çıkış fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram

ASİT BAZ DENGESİ	YETERLİ OKSİJENASYON	YETERLİ PULMONER FONKSİYON	HEMODİNAMİK STABİLİTE	HASTANIN PSİKOLOJİK DURUMU
ASİT BAZ DENGESİ				
	VERİ PH	VERİ PaCO ₂	VERİ O ₂ SAT	ASİT BAZ DENGESİ (%)
1. HASTA VERİLERİ	7,228468	42,499677	90,000000	22,593178
2. HASTA VERİLERİ	7,256785	35,000000	95,151495	92,244709
3. HASTA VERİLERİ	7,655926	49,042535	91,496899	33,497330
4. HASTA VERİLERİ	7,100000	55,000000	100,000000	22,593178
5. HASTA VERİLERİ	7,436150	35,100984	100,000000	92,244709
6. HASTA VERİLERİ	7,222203	40,301906	99,431887	92,244709
7. HASTA VERİLERİ	7,100000	35,000000	97,103419	92,244709
8. HASTA VERİLERİ	7,520221	45,951422	97,483422	81,773682
9. HASTA VERİLERİ	7,700000	54,704478	92,157152	37,297508
10. HASTA VERİLERİ	7,642992	46,732474	92,472287	55,224801
11. HASTA VERİLERİ	7,100000	51,469709	93,231887	22,593178
12. HASTA VERİLERİ	7,413930	37,070525	90,000000	92,244709
13. HASTA VERİLERİ	7,451476	44,378609	100,000000	92,244709
14. HASTA VERİLERİ	7,640511	55,000000	91,255616	30,574792
15. HASTA VERİLERİ	7,119102	35,000000	97,489903	92,244709
16. HASTA VERİLERİ	7,700000	52,275720	91,134679	29,742137
17. HASTA VERİLERİ	7,650990	35,000000	90,000000	62,853257
18. HASTA VERİLERİ	7,615233	37,220945	96,579929	92,244709
19. HASTA VERİLERİ	7,700000	49,011246	99,648301	65,226971
20. HASTA VERİLERİ	7,100000	51,615362	100,000000	22,593178

Şekil 5.10. Asit baz dengesine ait sistem girdileri ve çıktısı

Burada oluşturulan asit baz dengesi adlı sistemde hastalara ait giriş ve çıkış verileri şu aralıkta değişmektedir:

- 1- PH değeri 7.1 ile 7.7 arasında değişiklik göstermektedir.
- 2- PaCO₂ değeri 35 mmHg ile 55 mmHg arasında değişiklik göstermektedir.
- 3- O₂ SAT (SpO₂) değeri 90 ile 100 arasında değişiklik göstermektedir.
- 4- Asit baz dengesi ise yüzde olarak çıkış değerini göstermektedir.

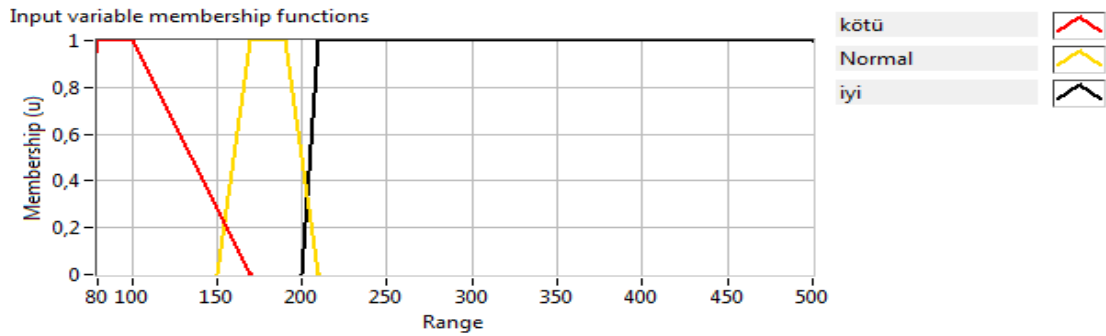
Bu değerler uzman klinisyen eşliğinde belirlenen solunum güçlüğü çeken hastalara ait, hastalığın incelenmesi için en uygun değerlerdir.

Şekil 5.10’da asit baz dengesi adlı sisteme ilişkin 20 (yirmi) hastanın giriş verileri verilmiş ve verilerin sisteme uygulandıktan sonraki asit baz dengesi adlı çıktı ise her bir hastanın bu sistem için yüzde olarak çıkış değerlerini göstermektedir.

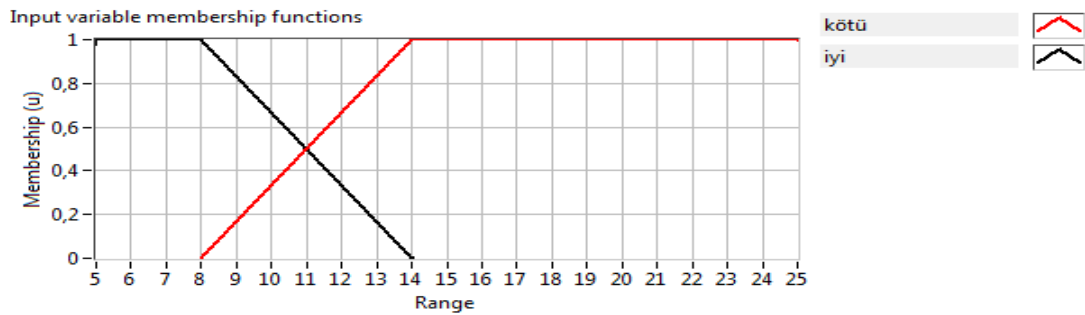
5.3. Yeterli Oksijenasyon

Yeterli oksijenasyona ait sistem giriş verileri PaO_2/FiO_2 değeri, PEEP (Ekspirasyon sonu pozitif basınç) değeri, Kandaki Oksijen Saturasyonu (SpO_2) ve Kanın Hemogloblin değerinden oluşmaktadır. Sisteme ait çıkış verisi ise yeterli oksijenasyonun yüzdelik değeridir. Oluşturulan bulanık tabanlı sistem LabVIEW’de tasarlanmış ve PaO_2/FiO_2 için Şekil 5.11, PEEP için Şekil 5.12, Oksijen Saturasyonu (SpO_2) için Şekil 5.13’deki, Kandaki Hemogloblin değeri için Şekil 5.14’deki ve Yeterli Oksijenasyon için Şekil 5.15’deki üyelik fonksiyonları kullanılmıştır.

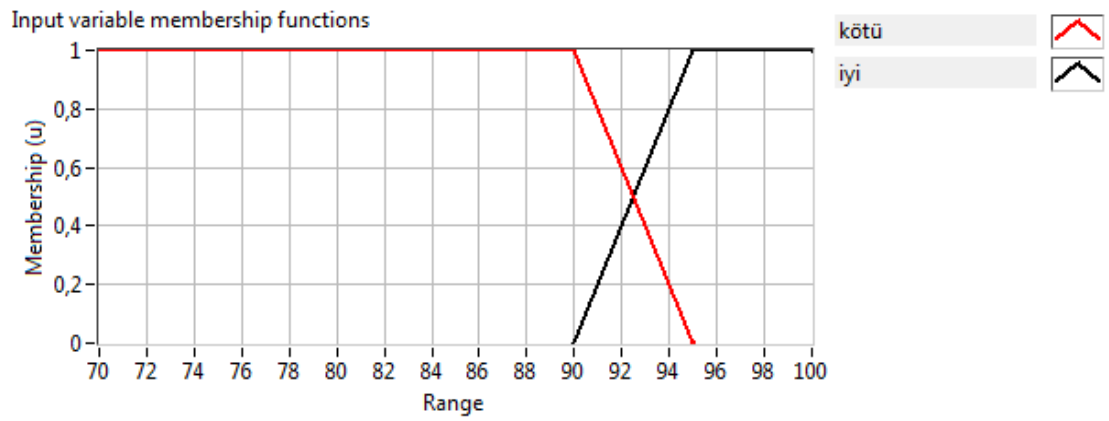
Sistemde PaO_2/FiO_2 değeri, PEEP değeri, Kandaki Oksijen Saturasyonu (SpO_2) ve Kanın Hemogloblin değeri vücudun oksijenasyonuna etki ettiği için bu veriler yeterli oksijenasyon adı altında birleştirilmiştir.



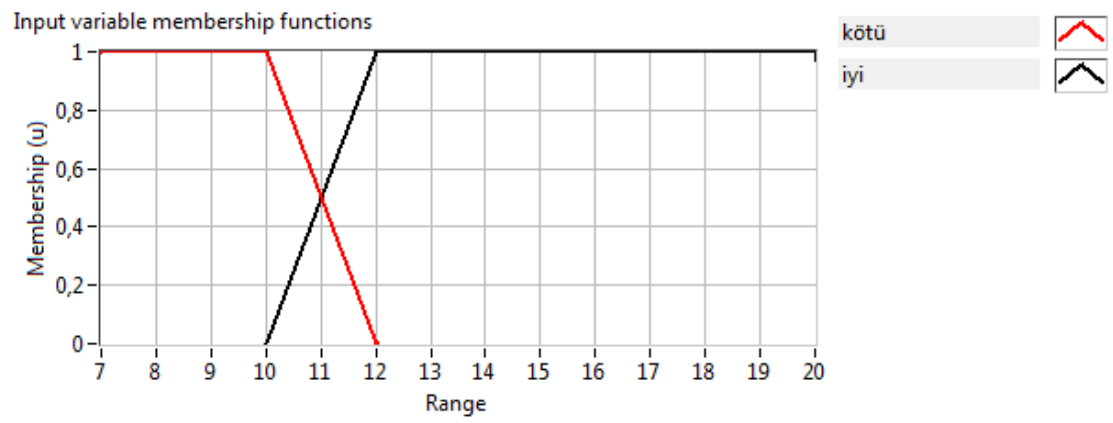
Şekil 5.11. PaO_2/FiO_2 için üyelik fonksiyonu



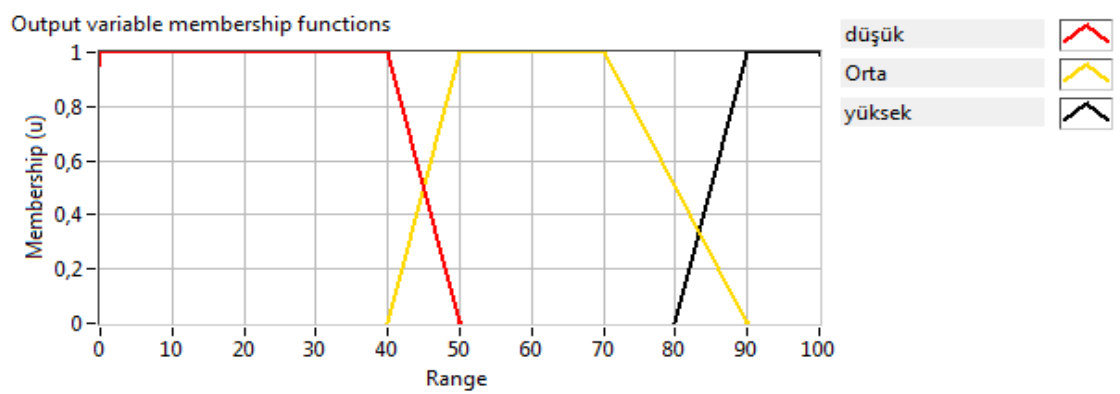
Şekil 5.12. PEEP için üyelik fonksiyonu



Şekil 5.13. Oksijen saturasyonu için üyelik fonksiyonu

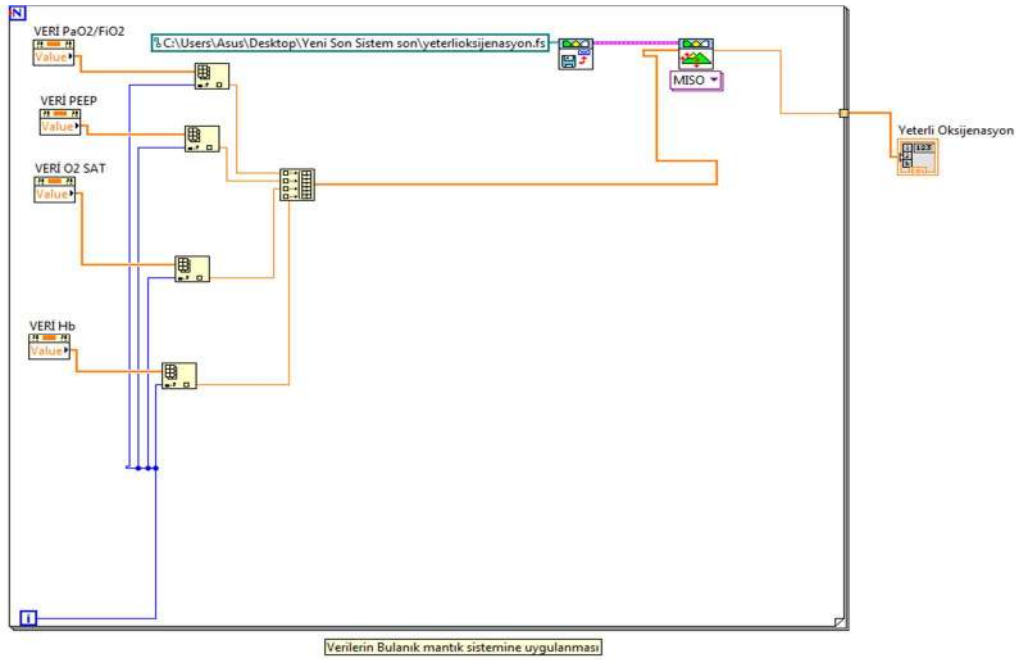


Şekil 5.14. Kandaki hemoglobin değeri için üyelik fonksiyonu



Şekil 5.15. Yeterli oksijenasyon değeri için üyelik fonksiyonu

Bu aşamadan sonra sisteme ait hasta verileri için gauss dağılım yöntemiyle anlamlı klinik senaryolar oluşturulmuştur. Burada 20 (yirmi) hastaya ait veriler üzerinden gidilmiş ve analizler bu çerçevede gerçekleştirilmiştir. Bulanık tasarlayıcıda hazırlanan sistem ve 20 (yirmi) hastaya ait yeterli oksijenasyon giriş verilerine ait program blokları Ek 2’de verilmiştir.



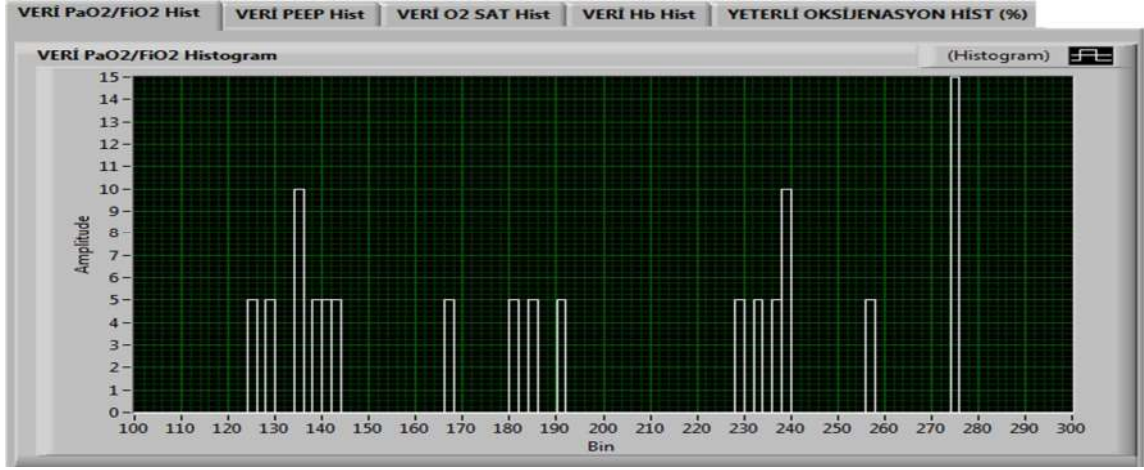
Şekil 5.16. Yeterli oksijenasyon verilerinin bulanık sisteme yüklenmesi

Şekil 5.16’da VERİ $\text{PaO}_2/\text{FiO}_2$, VERİ PEEP, VERİ O_2 SAT ve VERİ Hb dizilerine ait hasta verilerinin bulanık tabanlı sisteme yüklenmesi gösterilmiştir. Bulanık sistemi blok diyagrama yüklemeye yönelik blok diyagramdaki fonksiyon paletinde bulunan Control & simulation-Fuzzy logic kısmındaki Load Fuzzy System ve Fuzzy Controller komutları kullanılmıştır. Bu komutlar vasıtasıyla bulanık sistem blok diyagrama yüklenmiş ve sistem giriş verileri, yüklenen bulanık sistemde uzman klinisyen tarafından oluşturulan Tablo 5.3’deki kural tablosuna göre işlenmiş ve sonuçlar yüzde olarak yeterli oksijenasyon adlı diziye çıktı olarak yüklenmiştir.

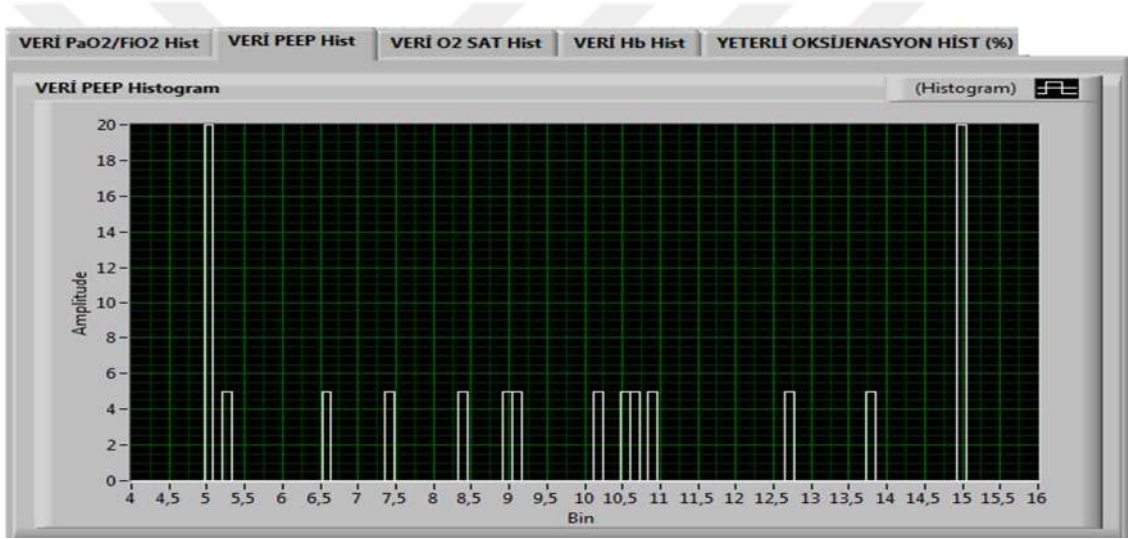
Tablo 5.3. Yeterli oksijenasyona ait bulanık sistem kural tablosu

PaO₂/FiO₂	PEEP	SpO₂	Hb	Yeterli Oksijenasyon
Kötü	Kötü	Kötü	Kötü	Düşük
Kötü	Kötü	Kötü	İyi	Düşük
Kötü	Kötü	İyi	Kötü	Düşük
Kötü	Kötü	İyi	İyi	Orta
Kötü	İyi	Kötü	Kötü	Düşük
Kötü	İyi	Kötü	İyi	Orta
Kötü	İyi	İyi	Kötü	Orta
Kötü	İyi	İyi	İyi	Yüksek
Normal	Kötü	Kötü	Kötü	Düşük
Normal	Kötü	Kötü	İyi	Düşük
Normal	Kötü	İyi	Kötü	Orta
Normal	Kötü	İyi	İyi	Yüksek
Normal	İyi	Kötü	Kötü	Orta
Normal	İyi	Kötü	İyi	Yüksek
Normal	İyi	İyi	Kötü	Yüksek
Normal	İyi	İyi	İyi	Yüksek
İyi	Kötü	Kötü	Kötü	Düşük
İyi	Kötü	Kötü	İyi	Yüksek
İyi	Kötü	İyi	Kötü	Orta
İyi	Kötü	İyi	İyi	Yüksek
İyi	İyi	Kötü	Kötü	Orta
İyi	İyi	Kötü	İyi	Yüksek
İyi	İyi	İyi	Kötü	Yüksek
İyi	İyi	İyi	İyi	Yüksek

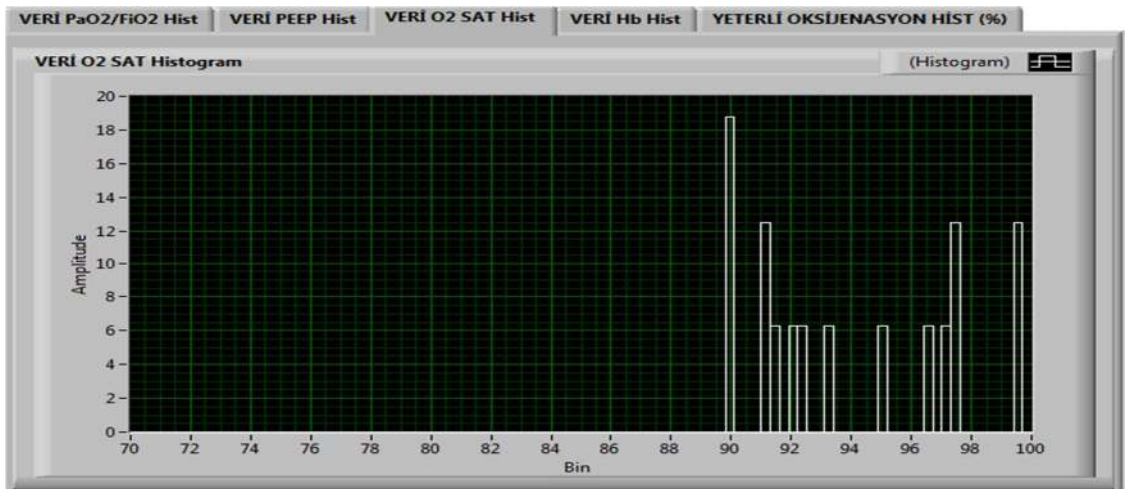
Yeterli oksijenasyon adlı dizide yüzde olarak hesaplanan veriler sonraki aşamada kan gazları düzeyi adlı sisteme giriş olarak kullanılacağından dolayı yeterli oksijenasyon adlı sistem SubVI haline getirilmiş ve ayırma başarısının hesaplandığı son sistemde kullanılmak üzere hazır hale getirilmiştir. Oluşturulan SubVI'nin çıktıları VERİ PaO₂/FiO₂, VERİ PEEP, VERİ O₂ SAT ve VERİ Hb ve yeterli oksijenasyon isimli dizilerdir. Hazırlanan SubVI'lere ait program blokları Ek 6'da verilmiştir. Yeterli oksijenasyona ait oluşturulan hasta verilerine ilişkin değerlerin histogram eğrileri Şekil 5.17, Şekil 5.18, Şekil 5.19, Şekil 5.20 ve Şekil 5.21'de verilmiştir.



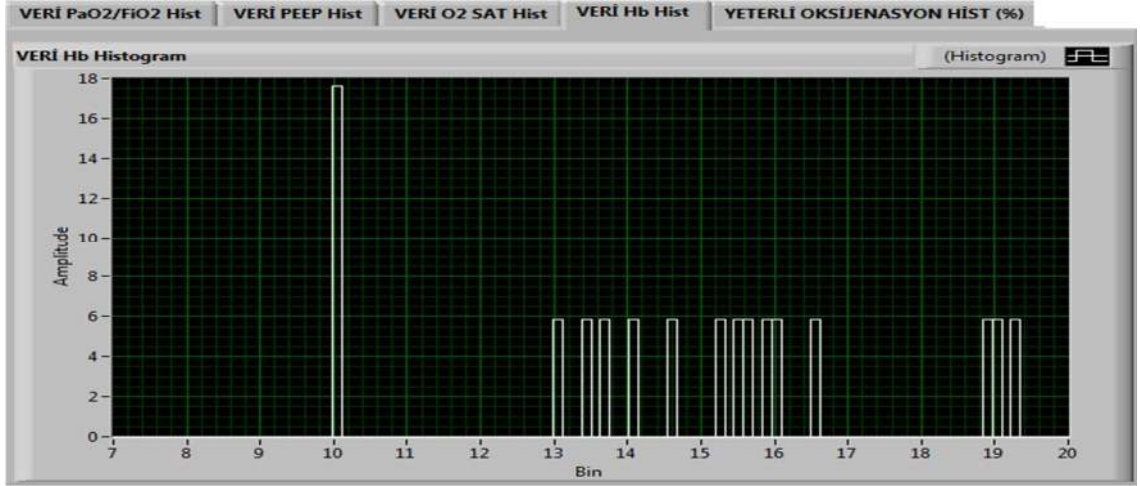
Şekil 5.17. Üretilen PaO₂/FiO₂ değerlerine ilişkin histogram



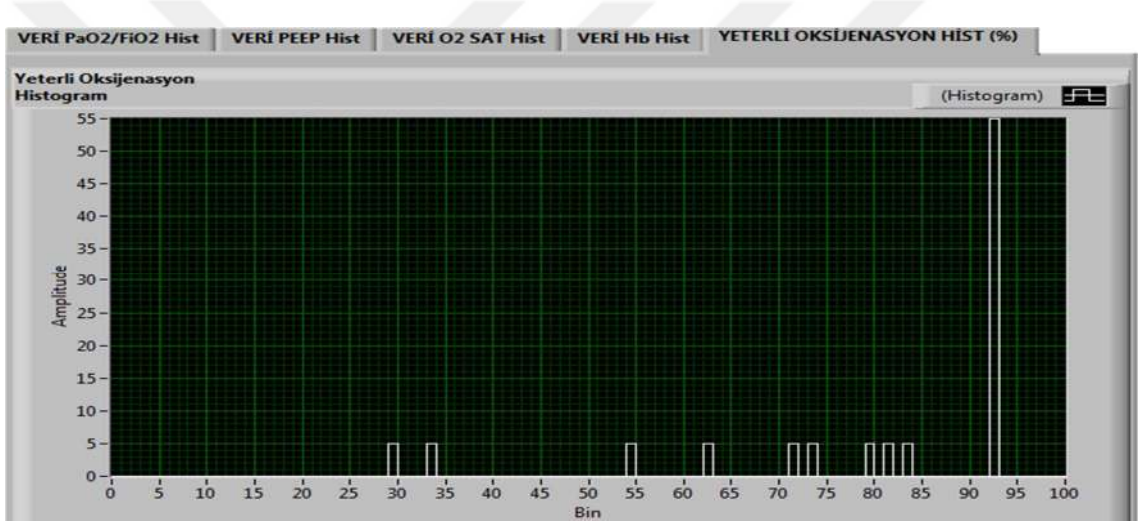
Şekil 5.18. Üretilen PEEP değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.19. Üretilen SpO₂ değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.20. Üretilen Hb değerlerine ilişkin histogram



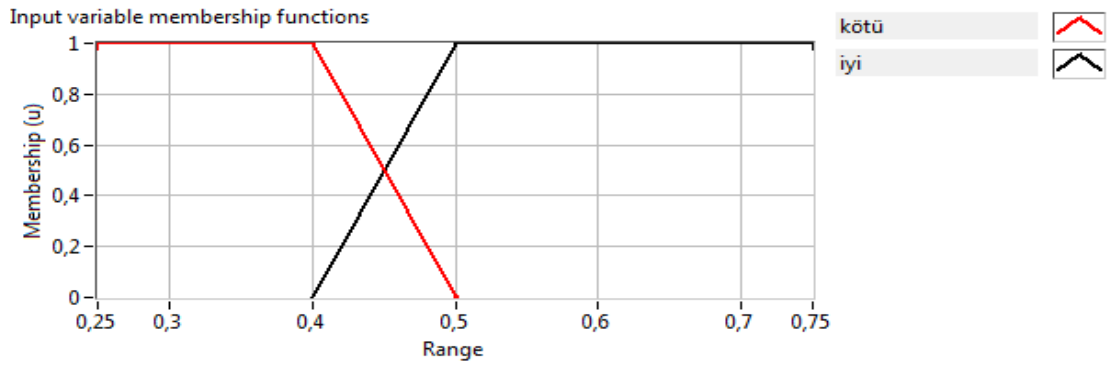
Şekil 5.21. Üretilen yeterli oksijenasyon adlı çıkış fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram

ASİT BAZ DENGESİ	YETERLİ OKSİJENASYON	YETERLİ PULMONER FONKSİYON	HEMODİNAMİK STABİLİTE	HASTANIN PSİKOLOJİK DURUMU	
YETERLİ OKSİJENASYON					
	VERİ PaO2/FiO2	VERİ PEEP	VERİ O2 SAT	VERİ Hb	Yeterli Oksijenasyon(%) ▲
1. HASTA VERİLERİ	232,728154	7,478188	90,000000	15,510539	92,244709
2. HASTA VERİLERİ	275,000000	10,601414	95,151495	10,000000	73,019078
3. HASTA VERİLERİ	135,717257	9,150628	91,496899	14,041659	81,707182
4. HASTA VERİLERİ	135,063859	10,903321	100,000000	20,000000	71,627298
5. HASTA VERİLERİ	181,162303	8,977150	100,000000	10,000000	83,035781
6. HASTA VERİLERİ	141,911517	5,000000	99,431887	13,068827	92,244709
7. HASTA VERİLERİ	239,418976	15,000000	97,103419	20,000000	92,244709
8. HASTA VERİLERİ	191,233680	8,399019	97,483422	19,087581	79,958002
9. HASTA VERİLERİ	236,761939	13,826256	92,157152	18,891395	92,244709
10. HASTA VERİLERİ	125,000000	12,701820	92,472287	14,542305	29,382183
11. HASTA VERİLERİ	142,981072	6,532023	93,231887	20,000000	92,244709
12. HASTA VERİLERİ	139,269679	5,000000	90,000000	16,073432	92,244709
13. HASTA VERİLERİ	275,000000	10,127772	100,000000	16,541497	92,244709
14. HASTA VERİLERİ	129,631459	15,000000	91,255616	15,624941	33,437007
15. HASTA VERİLERİ	239,757594	5,239659	97,489903	19,270214	92,244709
16. HASTA VERİLERİ	229,185930	5,000000	91,134679	15,198701	92,244709
17. HASTA VERİLERİ	166,205105	10,546240	90,000000	13,747236	54,602360
18. HASTA VERİLERİ	185,757376	5,000000	96,579929	13,383540	92,244709
19. HASTA VERİLERİ	257,489514	15,000000	99,648301	10,000000	62,853257
20. HASTA VERİLERİ	275,000000	15,000000	100,000000	15,842538	92,244709 ▼

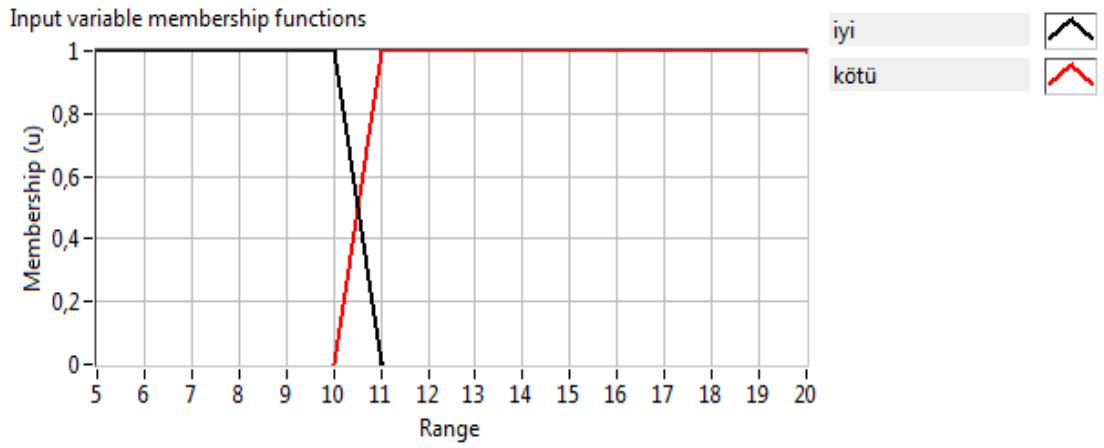
Şekil 5.22. Yeterli oksijenasyona ait sistem girdileri ve çıktısı

Burada oluşturulan yeterli oksijenasyon adlı sistemde hastalara ait giriş ve çıkış verileri şu aralıkta değişmektedir:

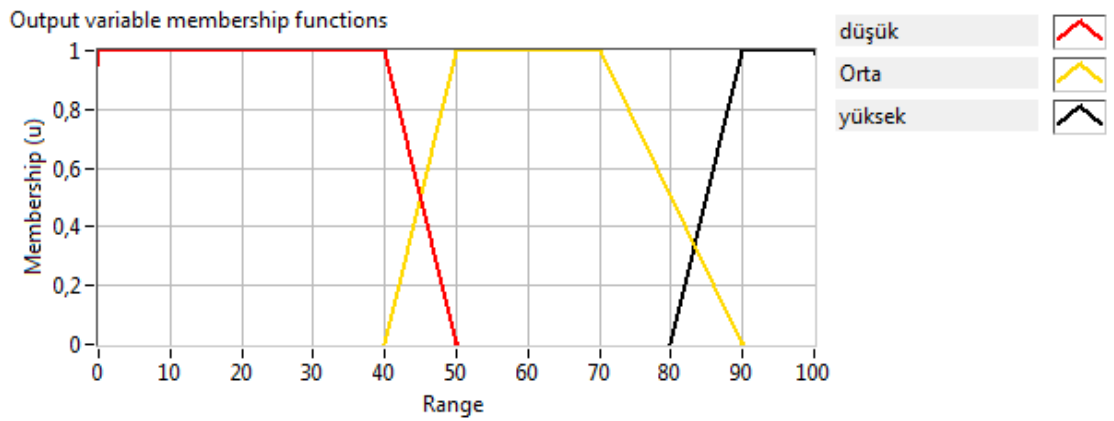
- 1- PaO₂/FiO₂ değeri 125 ile 275 arasında değişiklik göstermektedir.
- 2- PEEP değeri 5 cmH₂O ile 15 cmH₂O arasında değişiklik göstermektedir.
- 3- O₂ SAT (SpO₂) değeri 90 ile 100 arasında değişiklik göstermektedir.
- 4- Hb değeri 10 g/dl ile 20 g/dl arasında değişiklik göstermektedir.
- 5- Yeterli oksijenasyon ise yüzde olarak çıkış değerini göstermektedir.



Şekil 5.24. TVS için üyelik fonksiyonu

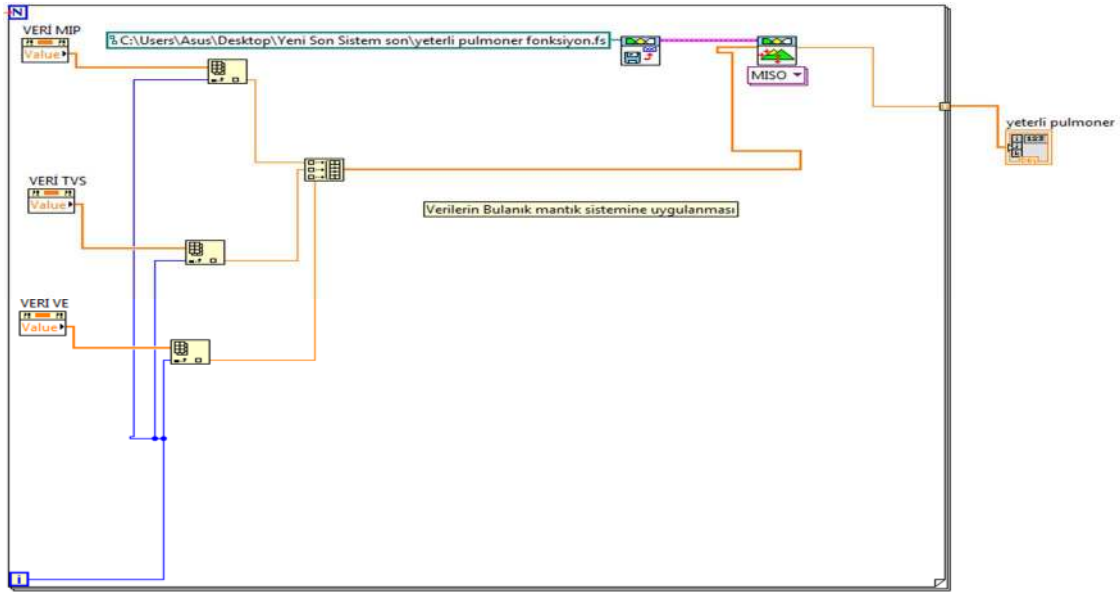


Şekil 5.25. VE için üyelik fonksiyonu



Şekil 5.26. Yeterli pulmoner fonksiyon değeri için üyelik fonksiyonu

Bu aşamadan sonra sisteme ait hasta verileri için gauss dağılım yöntemiyle anlamlı klinik senaryolar oluşturulmuştur. Burada 20 (yirmi) hastaya ait veriler üzerinden gidilmiş ve analizler bu çerçevede gerçekleştirilmiştir. Bulanık tasarlayıcıda hazırlanan sistem ve 20 (yirmi) hastaya ait yeterli pulmoner fonksiyon giriş verilerine ait program blokları Ek 3’de verilmiştir.



Şekil 5.27. Yeterli pulmoner fonksiyon verilerinin bulanık sisteme yüklenmesi

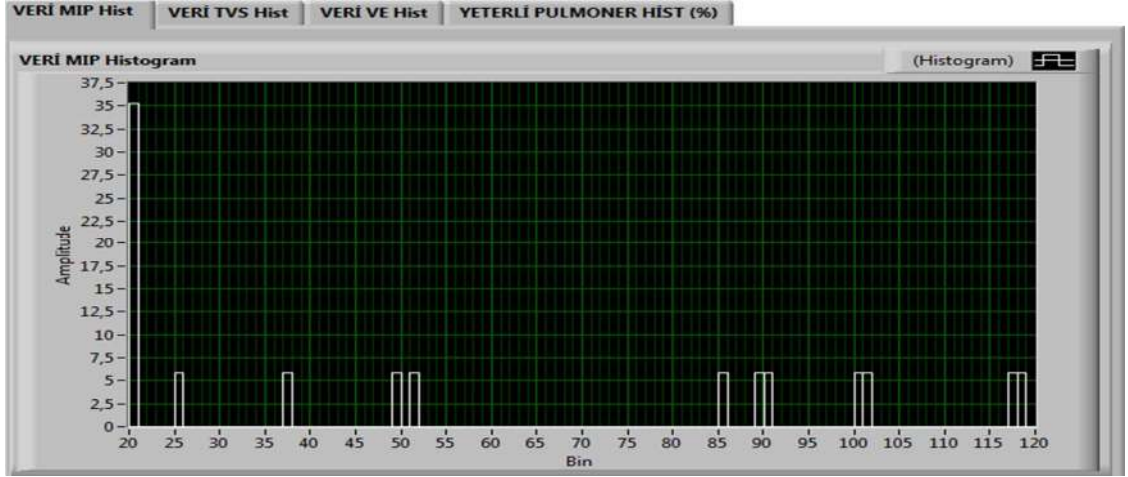
Şekil 5.27’de görüldüğü üzere VERİ MIP, VERİ TVS ve VERİ VE dizilerine ait hasta verileri index array komutuyla sisteme yüklenmiş ve build array komutuyla bulanık sistem girişine uygulanmıştır.

Bulanık sistemi blok diyagrama yüklemeye yönelik blok diyagramdaki fonksiyon paletinde bulunan Control & simulation-Fuzzy logic kısmındaki Load Fuzzy System ve Fuzzy Controller komutları kullanılmıştır. Bu komutlar vasıtasıyla bulanık sistem blok diyagrama yüklenmiş ve sistem giriş verileri, yüklenen bulanık sistemde uzman klinisyen tarafından oluşturulan Tablo 5.4’deki kural tablosuna göre işlenmiş ve sonuçlar yüzde olarak yeterli pulmoner fonksiyon adlı diziye çıktı olarak yüklenmiştir.

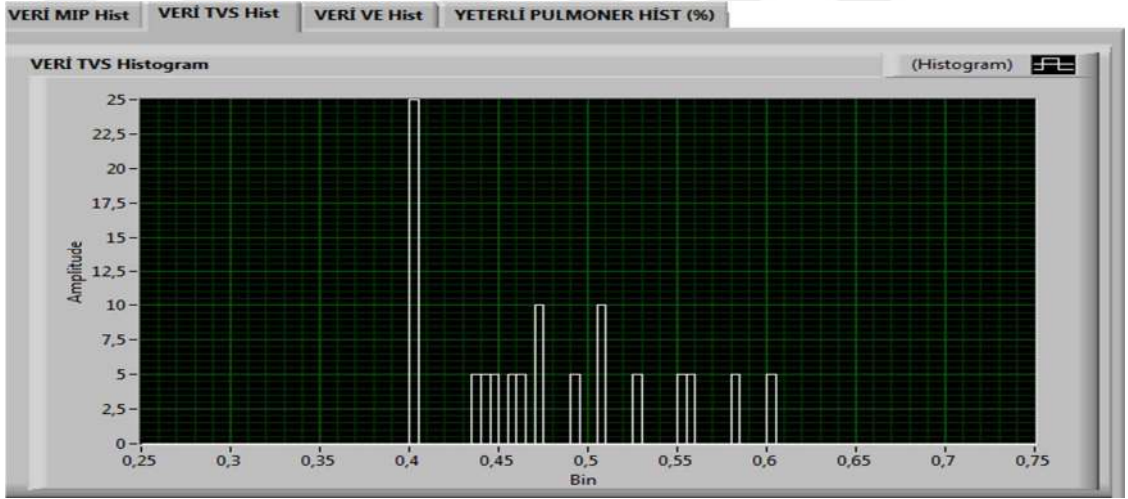
Tablo 5.4. Yeterli pulmoner fonksiyona ait bulanık sistem kural tablosu

MIP	TVS	VE	Yeterli Pulmoner Fonksiyon
Kötü	Kötü	Kötü	Düşük
Kötü	Kötü	İyi	Düşük
Kötü	İyi	İyi	Orta
Kötü	İyi	Kötü	Düşük
Normal	Kötü	Kötü	Düşük
Normal	Kötü	İyi	Orta
Normal	İyi	İyi	Yüksek
Normal	İyi	Kötü	Orta
İyi	Kötü	Kötü	Düşük
İyi	Kötü	İyi	Yüksek
İyi	İyi	İyi	Yüksek
İyi	İyi	Kötü	Yüksek

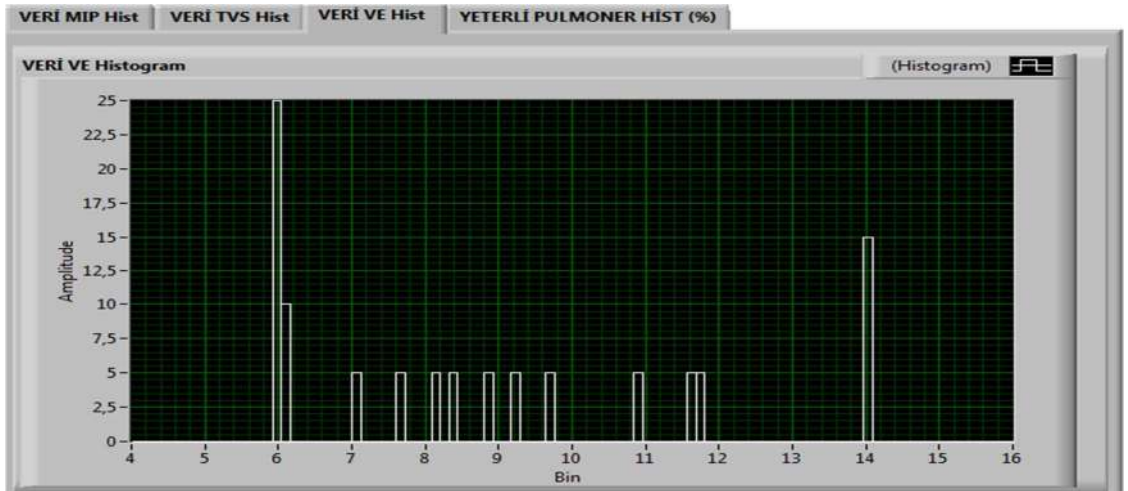
Yeterli pulmoner fonksiyon adlı dizide yüzde olarak hesaplanan veriler sonraki aşamada vücut fonksiyonları adlı sisteme giriş olarak kullanılacağından dolayı yeterli pulmoner fonksiyon adlı sistem SubVI haline getirilmiş ve ayırma başarısının hesaplandığı son sistemde kullanılmak üzere hazır hale getirilmiştir. Oluşturulan SubVI'nin çıktıları VERİ MIP, VERİ TVS, VERİ VE ve yeterli pulmoner fonksiyon isimli dizilerdir. Hazırlanan SubVI'lere ait program blokları Ek 6'da verilmiştir. Yeterli pulmoner fonksiyona ait oluşturulan hasta verilerine ilişkin değerlerin histogram eğrileri Şekil 5.28, Şekil 5.29, Şekil 5.30 ve Şekil 5.31'de verilmiştir.



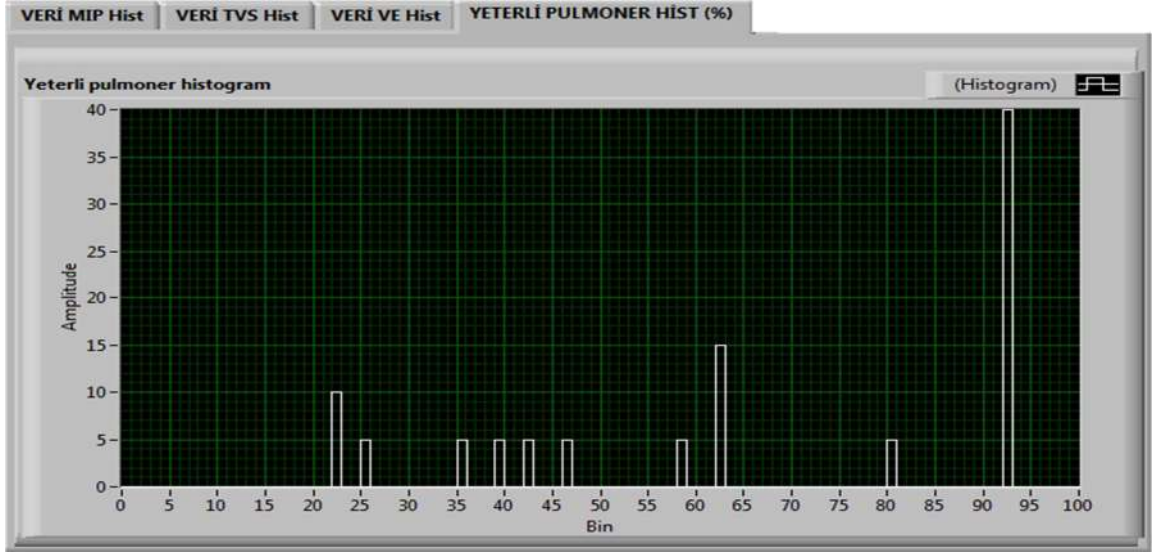
Şekil 5.28. Üretilen MIP değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.29. Üretilen TVS değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.30. Üretilen VE değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.31. Üretilen yeterli pulmoner adlı çıkış fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram

ASİT BAZ DENGESİ	YETERLİ OKSİJENASYON	YETERLİ PULMONER FONKSİYON	HEMODİNAMİK STABİLİTE	HASTANIN PSİKOLOJİK DURUMU
YETERLİ PULMONER FONKSİYON				
	VERİ MİP	VERİ TVS	VERİ VE	YETERLİ PULMONER (%)
1. HASTA VERİLERİ	120,000000	0,493727	11,795684	80,577706
2. HASTA VERİLERİ	51,837076	0,400000	6,000000	62,853257
3. HASTA VERİLERİ	101,313950	0,471332	9,210628	92,244709
4. HASTA VERİLERİ	90,280269	0,400000	7,082219	92,244709
5. HASTA VERİLERİ	120,000000	0,559786	6,000000	92,244709
6. HASTA VERİLERİ	20,000000	0,442875	10,855986	25,958035
7. HASTA VERİLERİ	117,118847	0,509373	6,000000	92,244709
8. HASTA VERİLERİ	85,307891	0,400000	6,156134	92,244709
9. HASTA VERİLERİ	37,313249	0,400000	8,916139	62,853257
10. HASTA VERİLERİ	25,002497	0,471431	8,150314	58,343794
11. HASTA VERİLERİ	49,510739	0,449646	14,000000	39,907252
12. HASTA VERİLERİ	100,515261	0,505907	6,000000	92,244709
13. HASTA VERİLERİ	20,000000	0,400000	14,000000	22,593178
14. HASTA VERİLERİ	118,618741	0,525698	6,103038	92,244709
15. HASTA VERİLERİ	20,000000	0,554764	14,000000	22,593178
16. HASTA VERİLERİ	20,000000	0,455060	9,662832	42,155667
17. HASTA VERİLERİ	20,000000	0,584125	8,341364	62,853257
18. HASTA VERİLERİ	120,000000	0,460910	11,636728	46,369440
19. HASTA VERİLERİ	20,000000	0,437514	6,000000	35,110755
20. HASTA VERİLERİ	89,628764	0,600000	7,625433	92,244709

Şekil 5.32. Yeterli pulmoner fonksiyona ait sistem girdileri ve çıktısı

Burada oluşturulan yeterli pulmoner adlı sistemde hastalara ait giriş ve çıkış verileri şu aralıkta değişmektedir:

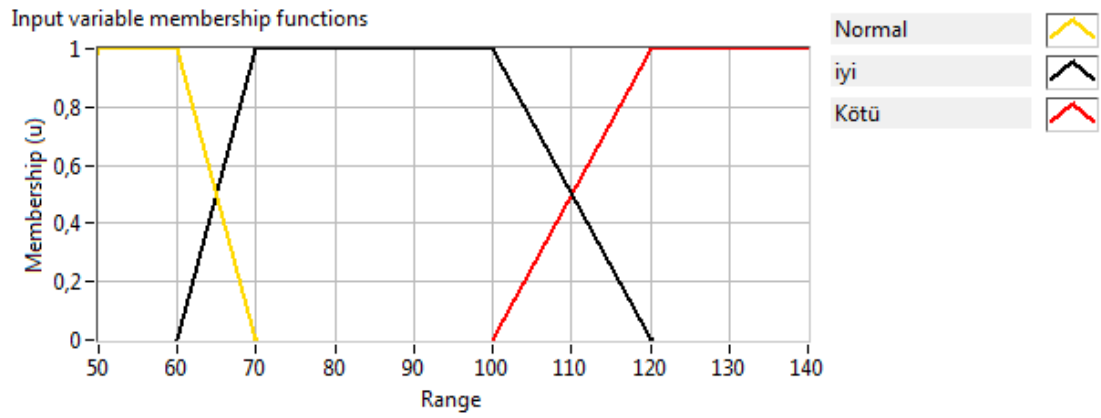
- 1- MIP değeri 20 cmH₂O ile 120 cmH₂O arasında değişiklik göstermektedir.
- 2- TVS değeri 0,4 L ile 0,6 L arasında değişiklik göstermektedir.
- 3- VE değeri 6 L/dk ile 14 L/dk arasında değişiklik göstermektedir.
- 4- Yeterli pulmoner fonksiyon yüzde olarak çıkış değerini göstermektedir.

Bu değerler uzman klinisyen eşliğinde belirlenmiş, solunum güçlüğü çeken hastalara ait hastalığın incelenmesi için en uygun değerlerdir. Şekil 5.32’de yeterli pulmoner fonksiyon adlı sisteme ilişkin 20 (yirmi) hastanın giriş verileri verilmiş ve verilerin sisteme uygulandıktan sonraki yeterli pulmoner fonksiyon adlı çıktı ise her bir hastanın bu sistem için yüzde olarak çıkış değerlerini göstermektedir.

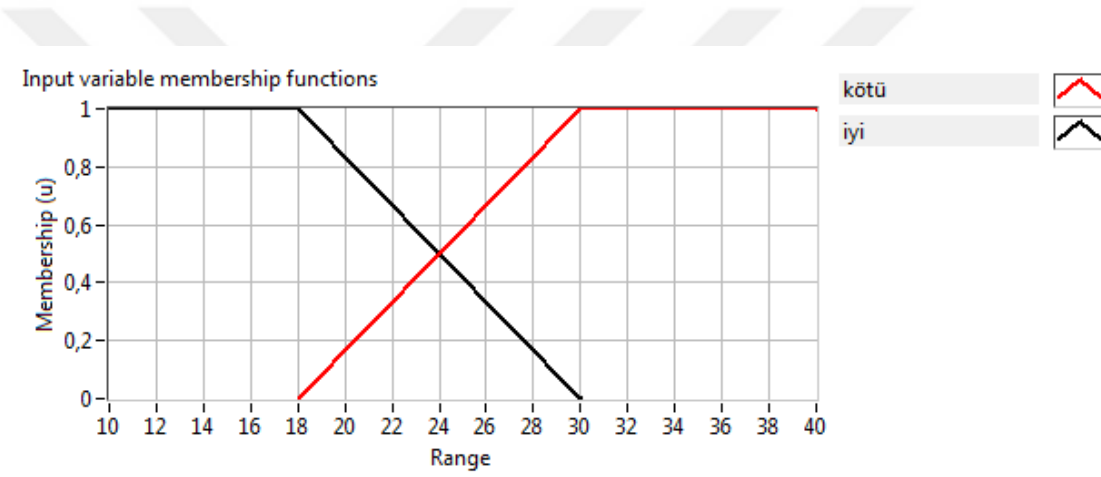
5.5. Hemodinamik Stabilité

Hemodinamik stabiliteye ait sistem giriş verileri Kalp Hızı (Nabız), Dakikadaki Solunum Sayısı (fs) ve Ateş değerlerinden oluşmaktadır. Sisteme ait çıkış verisi ise hemodinamik stabilitenin yüzdelik değeridir. Oluşturulan bulanık tabanlı sistem LabVIEW’de tasarlanmış ve kalp hızı için Şekil 5.33, dakikadaki solunum sayısı için Şekil 5.34, ateş değeri için Şekil 5.35’deki ve hemodinamik stabilite için Şekil 5.36’daki üyelik fonksiyonları kullanılmıştır.

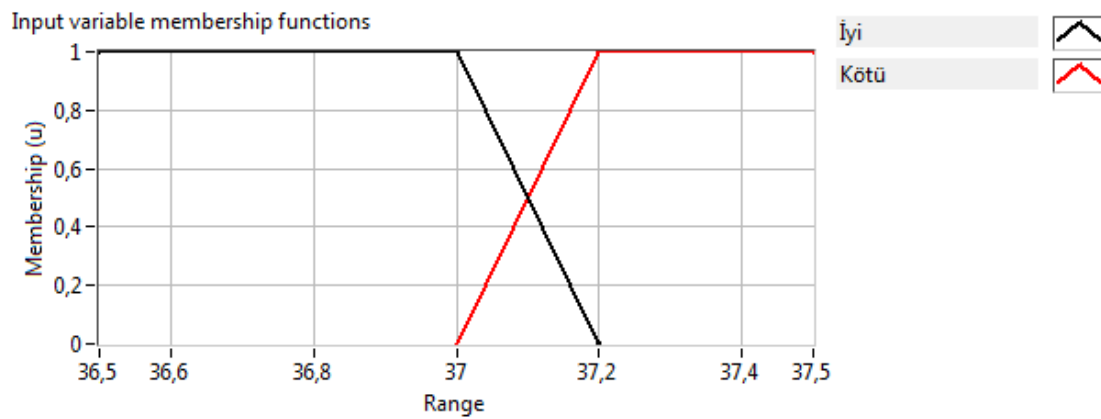
Oluşturulan sistemde Kalp Hızı (Nabız), Dakikadaki Solunum Sayısı (fs) ve Ateş verileri hastanın hemodinamik verilerini gösterdiğinden hemodinamik stabilite adı altında birleştirilmiştir.



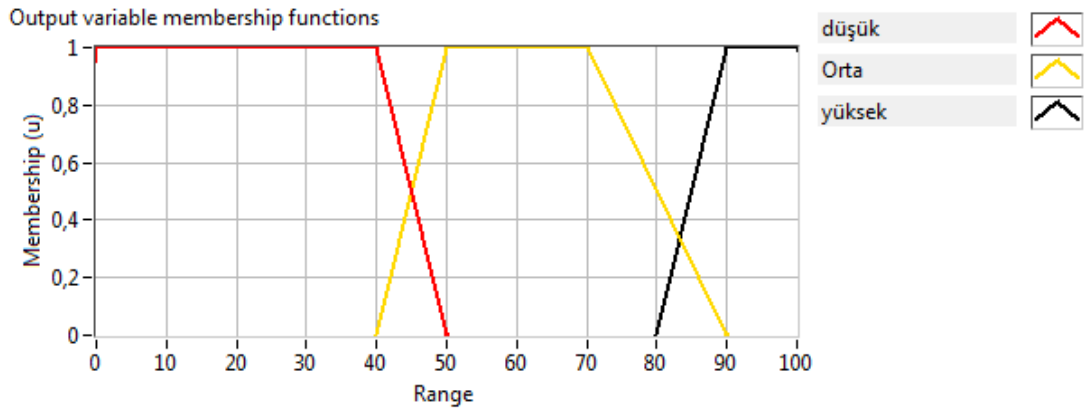
Şekil 5.33. Kalp hızı için üyelik fonksiyonu



Şekil 5.34. Dakikadaki solunum sayısı (fs) için üyelik fonksiyonu

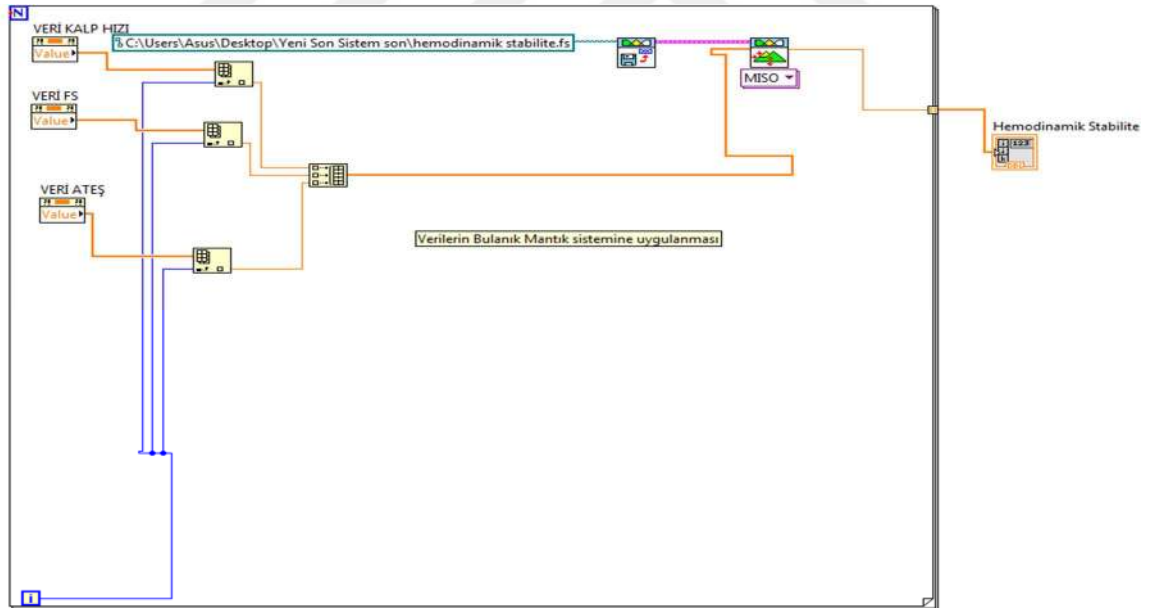


Şekil 5.35. Ateş değeri için üyelik fonksiyonu



Şekil 5.36. Hemodinamik stabilite değeri için üyelik fonksiyonu

Bu aşamadan sonra sisteme ait hasta verileri için gauss dağılım yöntemiyle anlamlı klinik senaryolar oluşturulmuştur. Burada 20 (yirmi) hastaya ait veriler üzerinden gidilmiş ve analizler bu çerçevede gerçekleştirilmiştir. Bulanık tasarlayıcıda hazırlanan sistem ve 20 (yirmi) hastaya ait hemodinamik stabilite giriş verilerine ait program blokları Ek 4’de verilmiştir.



Şekil 5.37. Hemodinamik stabilite verilerinin bulanık sisteme yüklenmesi

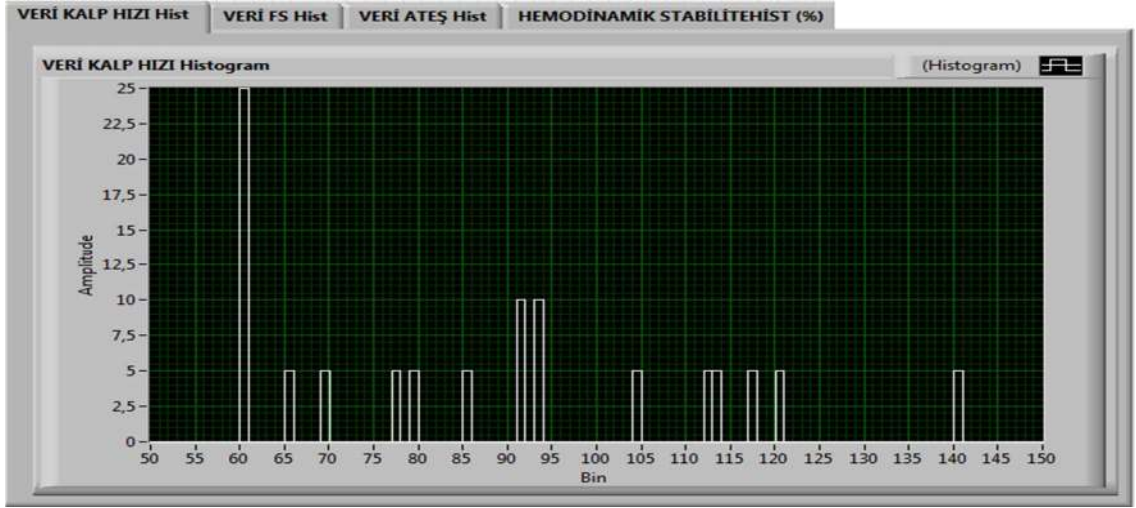
Şekil 5.37’de görüldüğü üzere VERİ KALP HIZI, VERİ FS ve VERİ ATEŞ dizilerine ait hasta verileri index array komutuyla sisteme yüklenmiş ve build array komutuyla bulanık sistem girişine uygulanmıştır.

Bulanık sistemi blok diyagrama yüklemeye yönelik blok diyagramdaki fonksiyon paletinde bulunan Control & simulation-Fuzzy logic kısmındaki Load Fuzzy System ve Fuzzy Controller komutları kullanılmıştır. Bu komutlar vasıtasıyla bulanık sistem blok diyagrama yüklenmiş ve sistem giriş verileri, yüklenen bulanık sistemde uzman klinisyen tarafından oluşturulan Tablo 5.5'deki kural tablosuna göre işlenmiş ve sonuçlar yüzde olarak hemodinamik stabilite adlı diziye çıktı olarak yüklenmiştir.

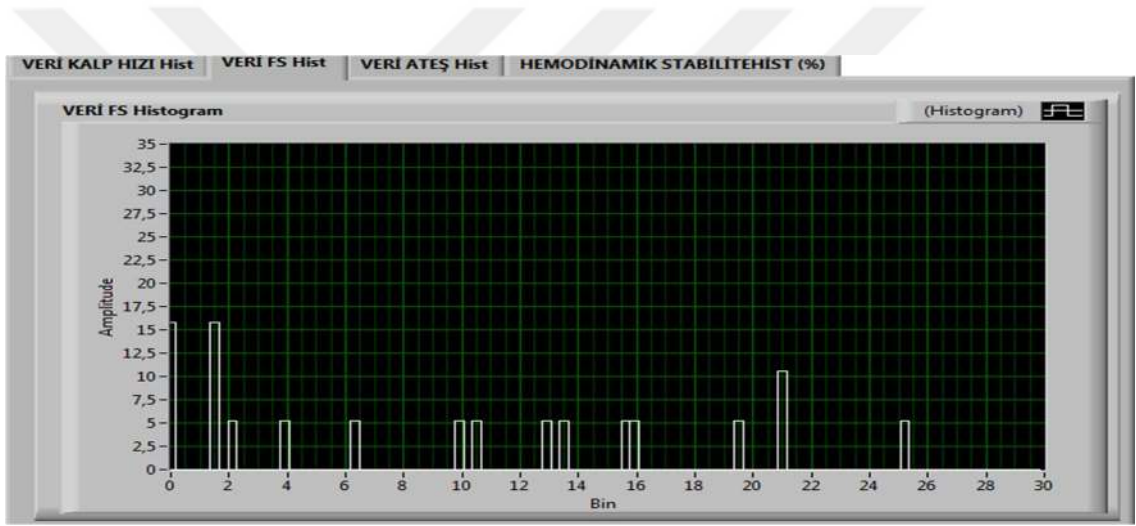
Tablo 5.5. Hemodinamik stabiliteye ait bulanık sistem kural tablosu

KALP HIZI	FS	ATEŞ	Hemodinamik Stabilite
Kötü	Kötü	Kötü	Düşük
Kötü	Kötü	İyi	Düşük
Kötü	İyi	Kötü	Düşük
Kötü	İyi	İyi	Yüksek
Normal	Kötü	Kötü	Düşük
Normal	Kötü	İyi	Orta
Normal	İyi	Kötü	Orta
Normal	İyi	İyi	Yüksek
İyi	Kötü	Kötü	Orta
İyi	Kötü	İyi	Yüksek
İyi	İyi	Kötü	Yüksek
İyi	İyi	İyi	Yüksek

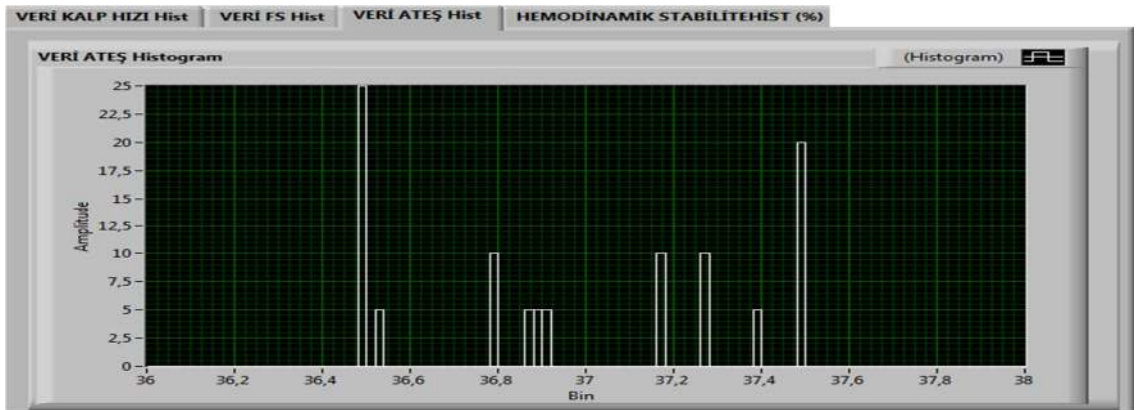
Hemodinamik stabilite adlı dizide yüzde olarak hesaplanan veriler sonraki aşamada vücut fonksiyonları adlı sisteme giriş olarak kullanılacağından dolayı hemodinamik stabilite adlı sistem SubVI haline getirilmiş ve ayırma başarısının hesaplandığı son sistemde kullanılmak üzere hazır hale getirilmiştir. Oluşturulan SubVI'nin çıktıları VERİ KALP HIZI, VERİ FS, VERİ ATEŞ ve hemodinamik stabilite isimli dizilerdir. Hazırlanan SubVI'lere ait program blokları Ek 6'da verilmiştir. Hemodinamik stabiliteye ait oluşturulan hasta verilerine ilişkin değerlerin histogram eğrileri Şekil 5.38, Şekil 5.39, Şekil 5.40 ve Şekil 5.41'de verilmiştir.



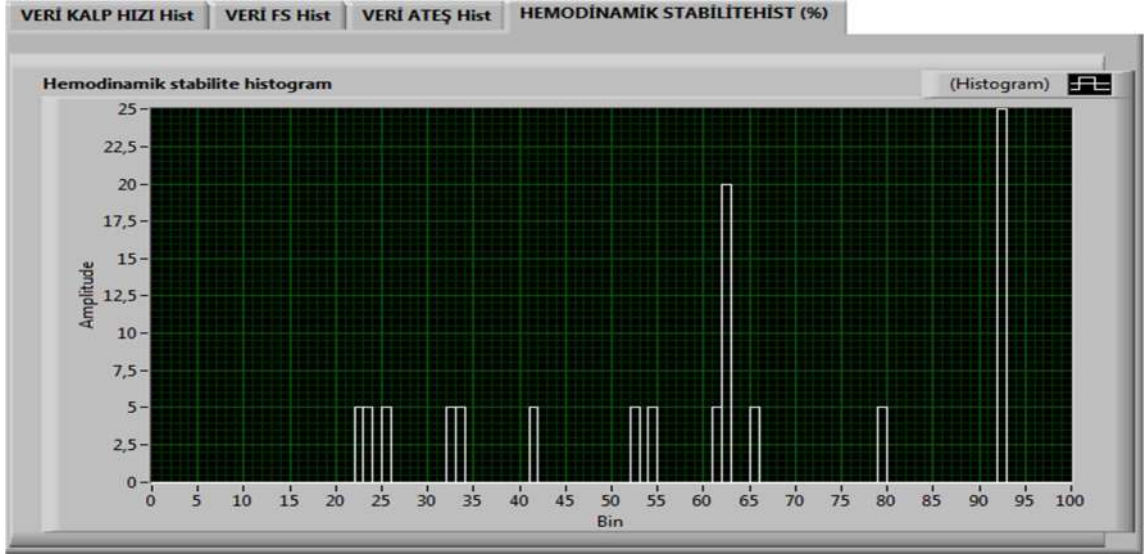
Şekil 5.38. Üretilen kalp hızı değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.39. Üretilen dakikadaki solunum (fs) değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.40. Üretilen ateş veri değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.41. Üretilen hemodinamik stabilite adlı çıkış fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram

ASİT BAZ DENGESİ	YETERLİ OKSİJENASYON	YETERLİ PULMONER FONKSİYON	HEMODİNAMİK STABİLİTE	HASTANIN PSİKOLOJİK DURUMU
HEMODİNAMİK STABİLİTE				
	VERİ KALP HIZI	VERİ FS	VERİ ATEŞ	HEMODİNAMİK STABİLİTE (%) ▲
1. HASTA VERİLERİ	69,688323	16,540466	37,277569	61,330783
2. HASTA VERİLERİ	77,728877	11,573303	36,795336	92,244709
3. HASTA VERİLERİ	93,564529	31,140016	36,523682	92,244709
4. HASTA VERİLERİ	112,692699	26,170301	37,500000	32,999204
5. HASTA VERİLERİ	91,473181	22,982820	36,500000	92,244709
6. HASTA VERİLERİ	60,000000	29,657625	36,875255	23,424105
7. HASTA VERİLERİ	120,149762	11,610079	37,500000	62,853257
8. HASTA VERİLERİ	104,889228	40,000000	36,886540	79,469579
9. HASTA VERİLERİ	93,499922	35,350778	37,277878	22,593178
10. HASTA VERİLERİ	60,000000	10,000000	36,500000	62,853257
11. HASTA VERİLERİ	60,000000	25,893559	36,794375	33,861365
12. HASTA VERİLERİ	85,279571	10,000000	37,389784	62,853257
13. HASTA VERİLERİ	117,576444	23,655663	37,500000	41,237856
14. HASTA VERİLERİ	65,040821	31,220504	37,174221	25,860399
15. HASTA VERİLERİ	113,970177	14,061291	37,163420	65,006132
16. HASTA VERİLERİ	79,404735	11,553308	36,500000	92,244709
17. HASTA VERİLERİ	140,000000	12,310837	36,913543	92,244709
18. HASTA VERİLERİ	60,000000	20,543098	36,500000	52,709112
19. HASTA VERİLERİ	60,000000	10,000000	36,500000	62,853257
20. HASTA VERİLERİ	91,469312	20,119783	37,500000	54,355194

Şekil 5.42. Hemodinamik stabiliteye ait sistem girdileri ve çıktısı

Burada oluşturulan hemodinamik stabilite adlı sistemde hastalara ait giriş ve çıkış verileri şu aralıkta değişmektedir:

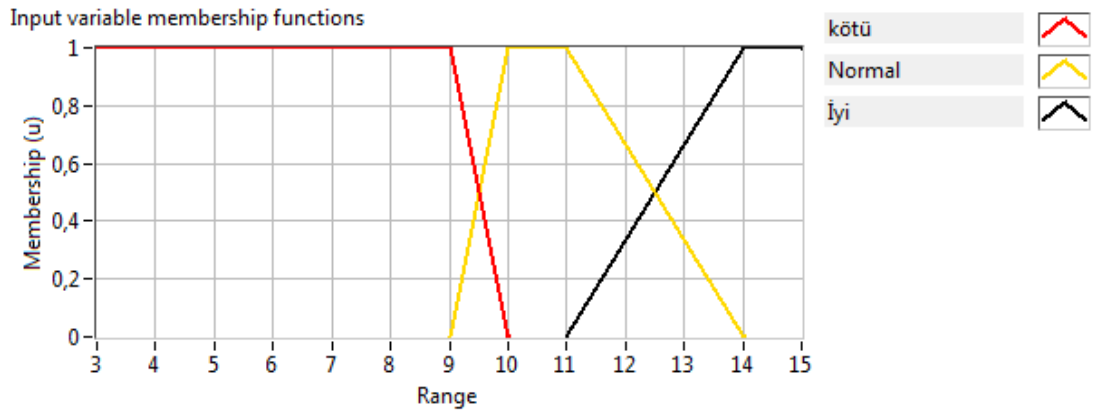
- 1- Kalp hızı değeri 60 ile 140 arasında değişiklik göstermektedir.
- 2- Dakikadaki solunum (fs) değeri 10 Soluk/dk ile 40 Soluk/dk arasında değişiklik göstermektedir.
- 3- Ateş veri değeri 36,5 derece ile 37,5 derece arasında değişiklik göstermektedir.
- 4- Hemodinamik stabilite yüzde olarak çıkış değerini göstermektedir.

Bu değerler uzman klinisyen eşliğinde belirlenmiş, solunum güçlüğü çeken hastalara ait, hastalığın incelenmesi için en uygun değerlerdir. Şekil 5.42’de hemodinamik stabilite adlı sisteme ilişkin 20 (yirmi) hastanın giriş verileri verilmiş ve verilerin sisteme uygulandıktan sonraki hemodinamik stabilite adlı çıktı ise her bir hastanın bu sistem için yüzde olarak çıkış değerlerini göstermektedir.

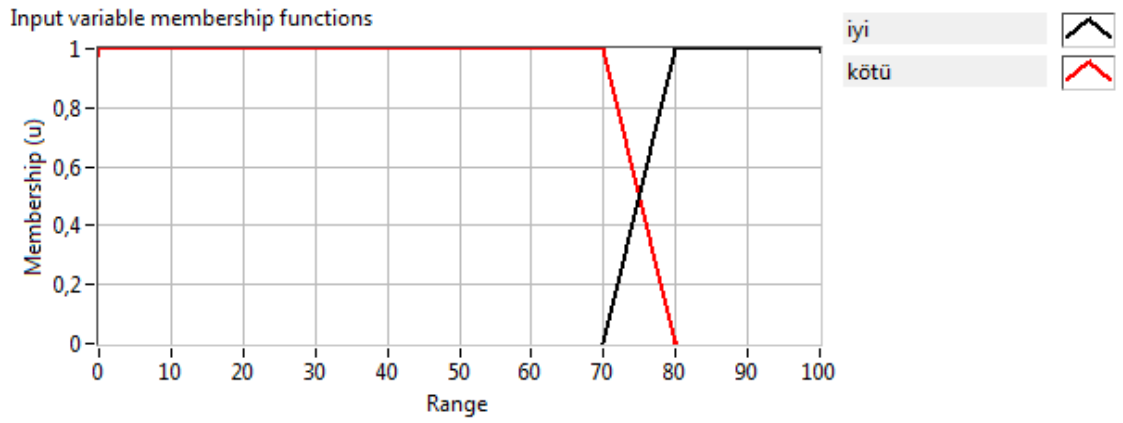
5.6. Hastanın Psikolojik Durumu

Hastanın psikolojik durumuna ait sistem giriş verileri Glaskow koma skoru ve hastanın uyku durumundan oluşmaktadır. Sisteme ait çıkış verisi ise hastanın psikolojik durumunun yüzdelik değeridir. Oluşturulan bulanık tabanlı sistem LabVIEW’de tasarlanmıştır. Glaskow koma skoru için Şekil 5.43, hastanın uyku durumu için Şekil 5.44 ve hastanın psikolojik durumu için Şekil 5.45’deki üyelik fonksiyonları kullanılmıştır.

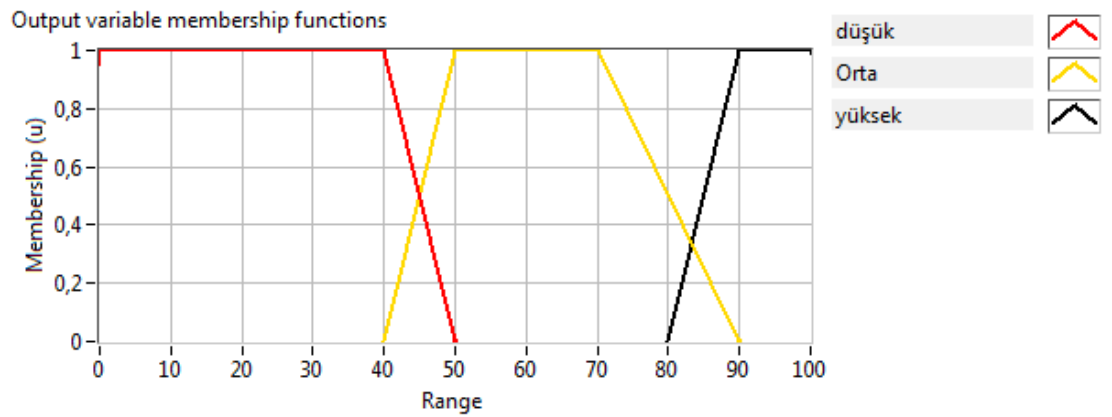
Oluşturulan sistemde Glaskow Koma Skoru (GKS) ve hastanın uyku durumu verileri hastanın psikolojik ve mental durumunu gösteren parametreler olduğu için hastanın psikolojik durumu adı altında birleştirilmiştir.



Şekil 5.43. GKS için üyelik fonksiyonu

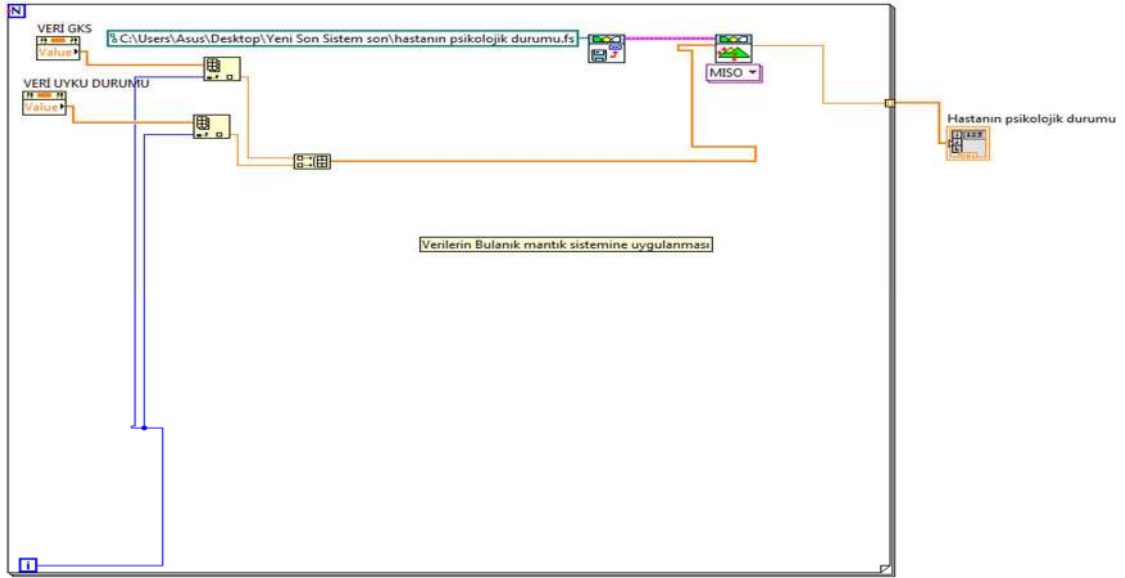


Şekil 5.44. Hastanın uyku durumu için üyelik fonksiyonu



Şekil 5.45. Hastanın psikolojik durumu için üyelik fonksiyonu

Bu aşamadan sonra sisteme ait hasta verileri için gauss dağılım yöntemiyle anlamlı klinik senaryolar oluşturulmuştur. Burada 20 (yirmi) hastaya ait veriler üzerinden gidilmiş ve analizler bu çerçevede gerçekleştirilmiştir. Bulanık tasarlayıcıda hazırlanan sistem ve 20 (yirmi) hastaya ait hastanın psikolojik durumu giriş verilerine ait program blokları Ek 5’de verilmiştir.



Şekil 5.46. Hastanın psikolojik durumu verilerinin bulanık sisteme yüklenmesi

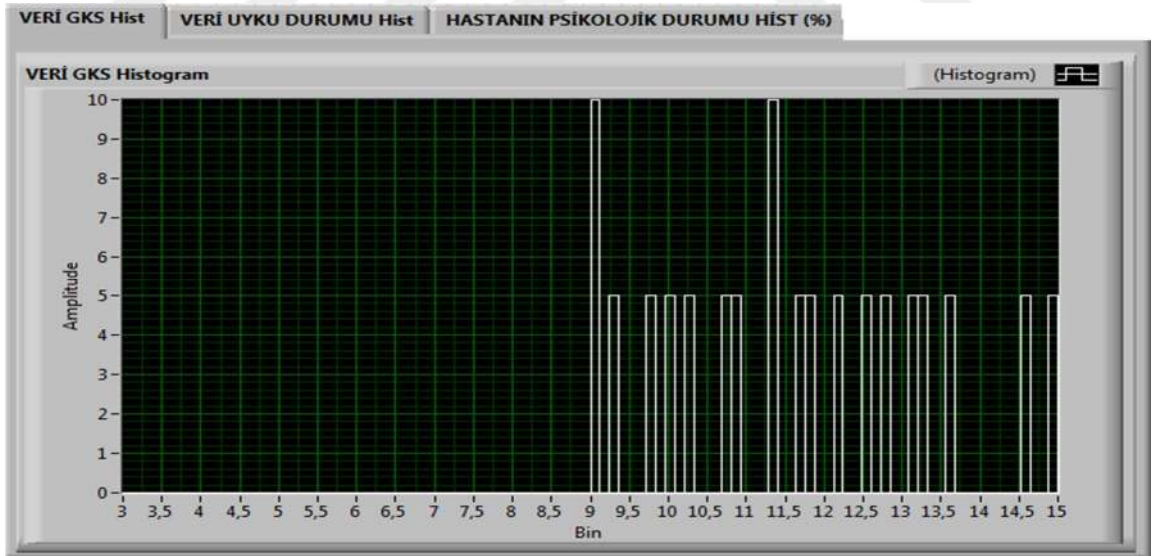
Şekil 5.46’da görüldüğü üzere VERİ GKS ve VERİ UYKU DURUMU dizilerine ait hasta verileri index array komutuyla sisteme yüklenmiş ve build array komutuyla bulanık sistem girişine uygulanmıştır.

Bulanık sistemi blok diyagrama yüklemeye yönelik blok diyagramdaki fonksiyon paletinde bulunan Control & simulation-Fuzzy logic kısmındaki Load Fuzzy System ve Fuzzy Controller komutları kullanılmıştır. Bu komutlar vasıtasıyla bulanık sistem blok diyagrama yüklenmiş ve sistem giriş verileri, yüklenen bulanık sistemde uzman klinisyen tarafından oluşturulan Tablo 5.6’daki kural tablosuna göre işlenmiş ve sonuçlar yüzde olarak hastanın psikolojik durumu adlı diziye çıktı olarak yüklenmiştir.

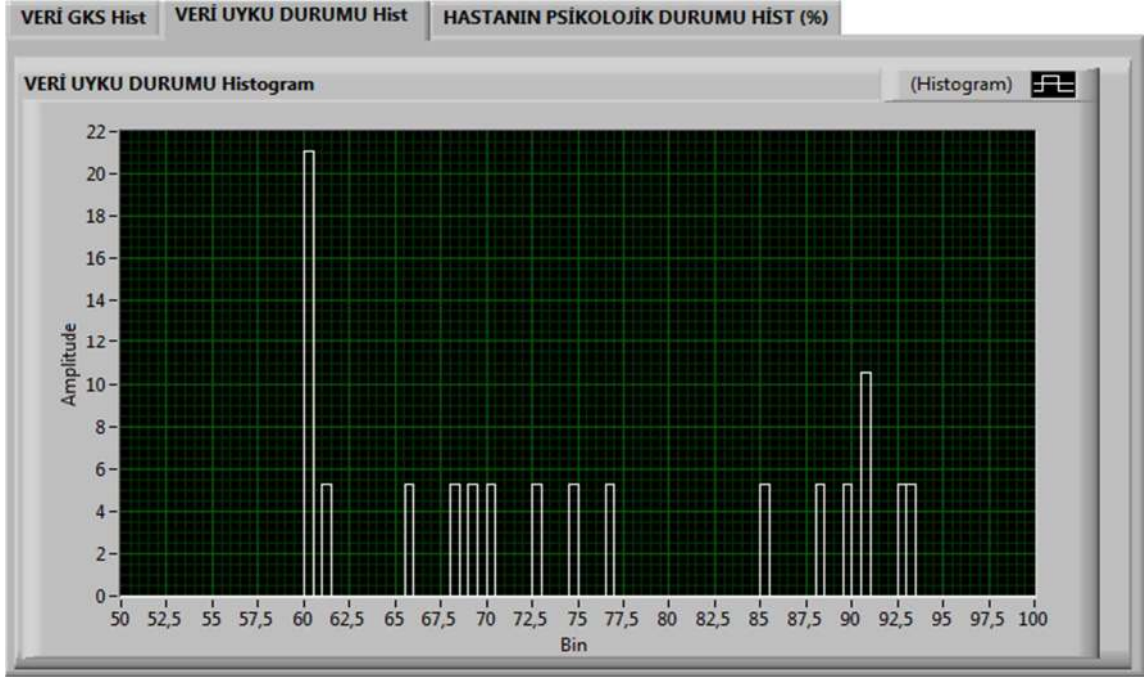
Tablo 5.6. Hastanın psikolojik durumuna ait bulanık sistem kural tablosu

GKS	Uyku Durumu	Hastanın psikolojik durumu
Kötü	Kötü	Düşük
Kötü	İyi	Orta
Normal	Kötü	Düşük
Normal	İyi	Yüksek
İyi	Kötü	Orta
İyi	İyi	Yüksek

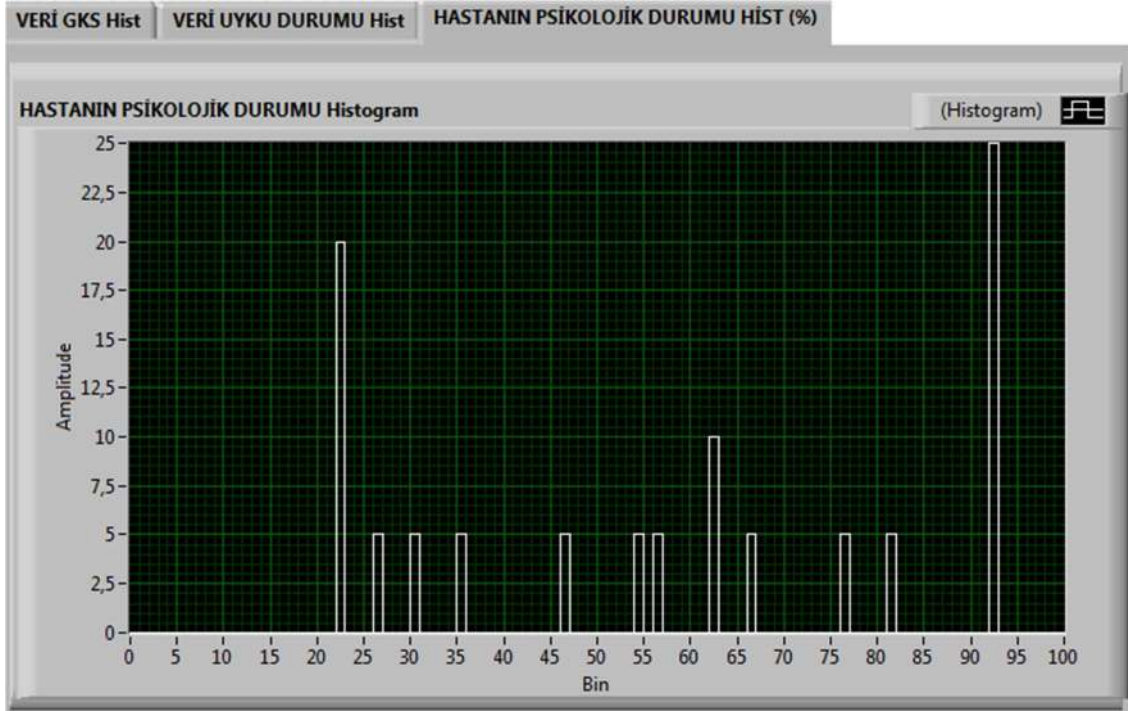
Hastanın psikolojik durumu adlı dizide yüzde olarak hesaplanan veriler sonraki aşamada weaning başarısı adlı sisteme giriş olarak kullanılacağından dolayı hastanın psikolojik durumu adlı sistem SubVI haline getirilmiş ve ayırma başarısının hesaplandığı son sistemde kullanılmak üzere hazır hale getirilmiştir. Oluşturulan SubVI'nin çıktıları VERİ GKS, VERİ UYKU DURUMU ve Hastanın Psikolojik Durumu isimli dizilerdir. Hazırlanan SubVI'lere ait program blokları Ek 6'da verilmiştir. Hastanın psikolojik durumuna ait oluşturulan hasta verilerine ilişkin değerlerin histogram eğrileri Şekil 5.47, Şekil 5.48 ve Şekil 5.49'da verilmiştir.



Şekil 5.47. Üretilen GKS değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.48. Üretilen hastanın uyku durumu değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.49. Üretilen hastanın psikolojik durumu adlı çıkış fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram

ASİT BAZ DENGESİ	YETERLİ OKSİJENASYON	YETERLİ PULMONER FONKSİYON	HEMODİNAMİK STABİLİTE	HASTANIN PSİKOLOJİK DURUMU
HASTANIN PSİKOLOJİK DURUMU				
	VERİ GKS	VERİ UYKU DURUMU	HASTANIN PSİKOLOJİK DURUMU (%)	
1. HASTA VERİLERİ	13,623418	60,000000	56,778158	
2. HASTA VERİLERİ	11,390572	70,000696	26,536789	
3. HASTA VERİLERİ	13,149072	88,240708	92,244709	
4. HASTA VERİLERİ	13,216478	72,724385	54,090103	
5. HASTA VERİLERİ	10,202184	68,208220	22,593178	
6. HASTA VERİLERİ	14,560623	60,000000	62,853257	
7. HASTA VERİLERİ	11,378091	85,407564	92,244709	
8. HASTA VERİLERİ	10,041687	89,544546	92,244709	
9. HASTA VERİLERİ	11,786041	61,233974	30,953925	
10. HASTA VERİLERİ	12,484091	74,636342	46,704001	
11. HASTA VERİLERİ	10,770382	65,773546	22,593178	
12. HASTA VERİLERİ	12,184336	60,000000	35,866349	
13. HASTA VERİLERİ	10,805001	69,129038	22,593178	
14. HASTA VERİLERİ	9,264304	93,053972	66,277064	
15. HASTA VERİLERİ	9,797186	90,812662	81,219365	
16. HASTA VERİLERİ	14,927523	76,862592	76,846798	
17. HASTA VERİLERİ	12,833398	92,790346	92,244709	
18. HASTA VERİLERİ	11,757066	90,817403	92,244709	
19. HASTA VERİLERİ	9,000000	100,000000	62,853257	
20. HASTA VERİLERİ	9,031312	60,000000	22,593178	

Şekil 5.50. Hastanın psikolojik durumuna ait sistem girdileri ve çıktısı

Burada oluşturulan hastanın psikolojik durumu adlı sistemde hastalara ait giriş ve çıkış verileri şu aralıkta değişmektedir:

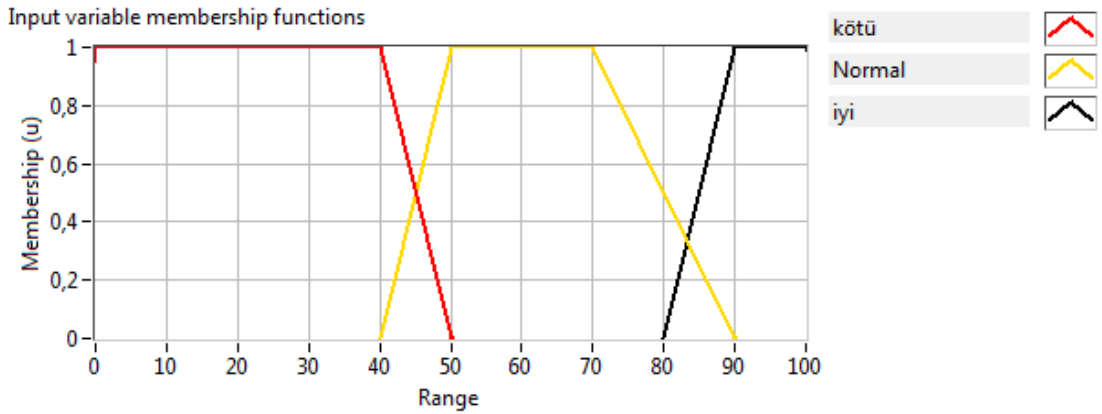
- 1- GKS değerleri 9 ile 15 arasında değişiklik göstermektedir.
- 2- Hastanın uyku durumu değerleri 60 ile 100 arasında değişiklik göstermektedir.
- 3- Hastanın psikolojik durumu yüzde olarak çıkış değerini göstermektedir.

Bu değerler uzman klinisyen eşliğinde belirlenmiş, solunum güçlüğü çeken hastalara ait, hastalığın incelenmesi için en uygun değerlerdir. Şekil 5.50’de hastanın psikolojik durumu adlı sisteme ilişkin 20 (yirmi) hastanın giriş verileri verilmiş ve verilerin sisteme uygulandıktan sonraki hastanın psikolojik durumu adlı çıktı ise her bir hastanın bu sistem için yüzde olarak çıkış değerlerini göstermektedir.

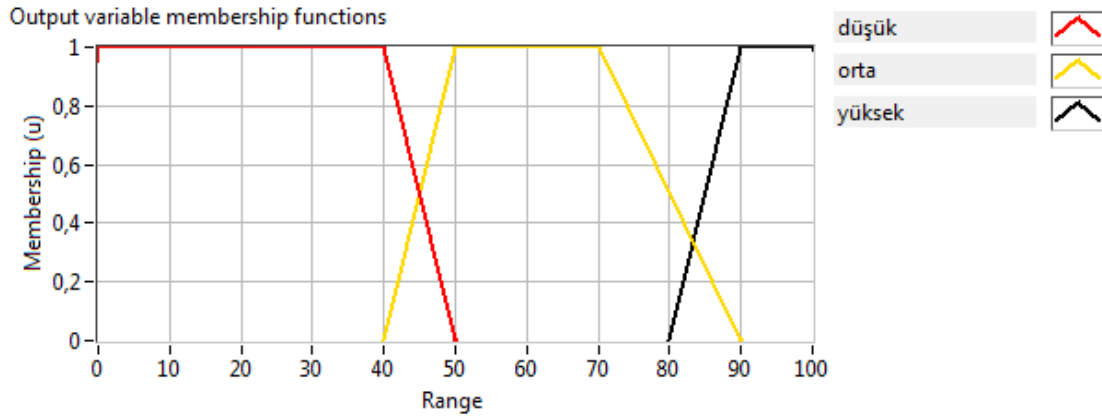
5.7. Kan Gazı Düzeyleri, Vucut Fonksiyonları, Weaning Başarısı

Tablo 5.1’de görüldüğü üzere asit baz dengesi ve yeterli oksijenasyon adlı çıktılar kan gazları düzeyi adlı fonksiyonun girişi şeklinde oluşturulmuş, yeterli pulmoner fonksiyon ve hemodinamik stabilite adlı çıktılar ise vücut fonksiyonları adlı fonksiyonun girişini oluşturmuştur. Son sistem başarısının belirlendiği kısımda ise Kan gazları düzeyi, Vucut fonksiyonları ve Hastanın psikolojik durumu adlı fonksiyonlar weaning başarısı adlı fonksiyonun girişini oluşturmuş ve hastalara ait üretilen giriş verileri değerlerine göre ayırma başarısı sonuçları elde edilmiştir. Kan gazları düzeyi, Vücut fonksiyonları ve Weaning başarısı adlı bulanık sistemlerin hepsinde aynı tür giriş-çıkış üyelik fonksiyonları kullanılmıştır. Bu bölümde bahsedilen tüm giriş verileri 0 ile 100 arasında değişmekte ve son çıktı olan ayırma başarısının sonucu yüzde olarak verilmektedir.

Oluşturulan bulanık tabanlı sistem LabVIEW’de tasarlanmış ve sisteme ait giriş verileri için Şekil 5.51’deki ve sisteme ait çıkış verileri için Şekil 5.52’deki üyelik fonksiyonları kullanılmıştır.



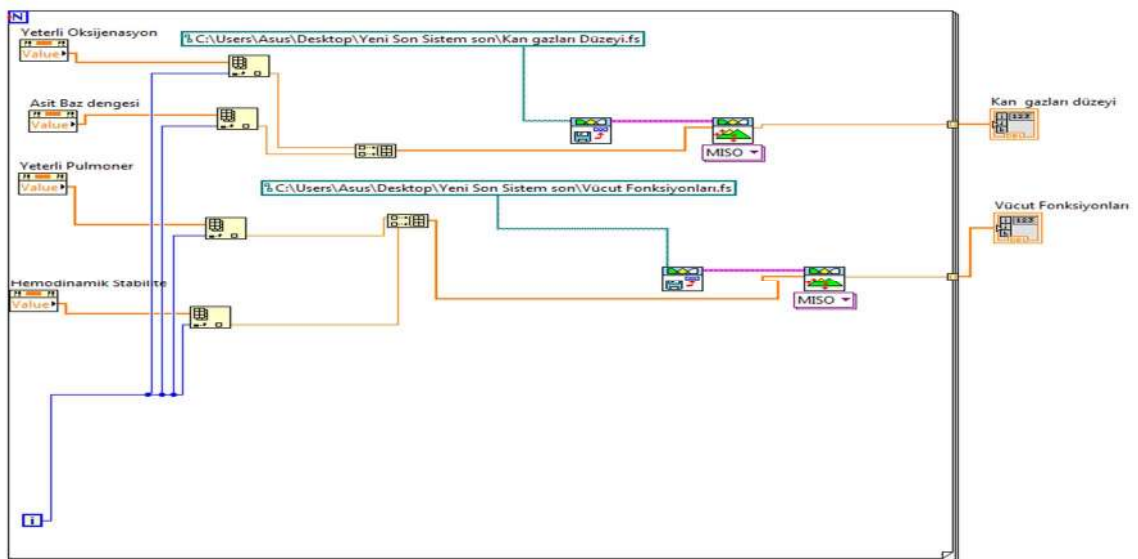
Şekil 5.51. Sisteme ait giriş verileri için üyelik fonksiyonu



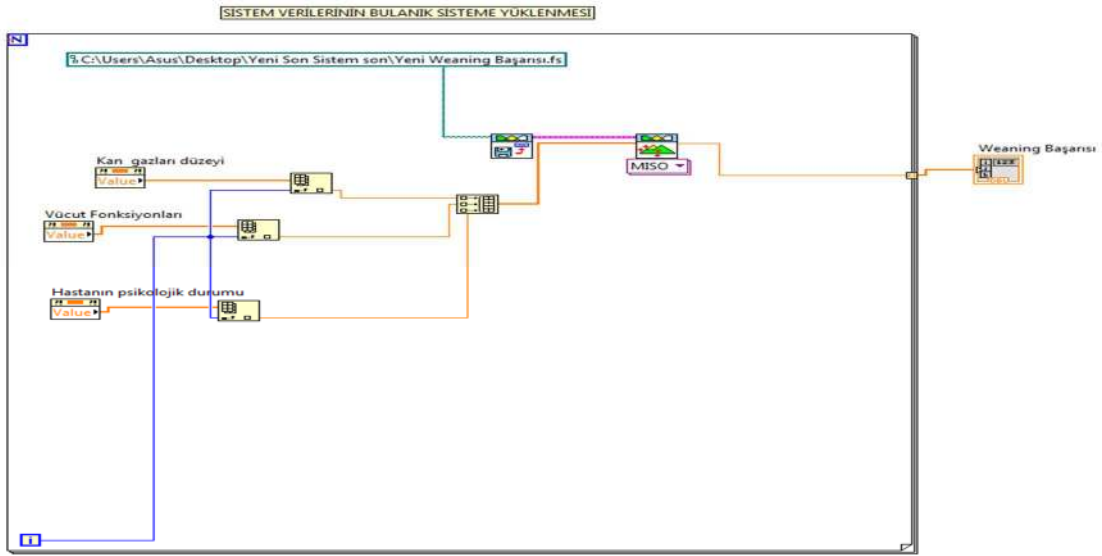
Şekil 5.52. Sisteme ait çıkış verileri için üyelik fonksiyonu

Bu aşamadan sonra asit baz dengesi, yeterli oksijenasyon, yeterli pulmoner fonksiyon, hemodinamik stabilite ve hastanın psikolojik durumu adlı veriler oluşturulan SubVI'ler vasıtasıyla sisteme yüklenmiş ve hastalara ait verilerin analizi ve yorumlanması bu çerçevede gerçekleştirilmiştir. 20 (yirmi) hastaya ait veriler bulanık sisteme giriş olacak şekilde düzenlenmiştir. Buradaki işlemler sonucundaki çıktılar uzman eşliğinde hazırlanan üyelik fonksiyonları ve kural tablolarına göre şekillenmiştir.

Son aşamada ise bir önceki aşamada sistem çıkış verileri olan kan gazları düzeyi ve vücut fonksiyonları, hastanın psikolojik durumu ile birlikte weaning başarısı adlı sistemin girişini oluşturmuş ve sonuç olarak ayırma başarısı yüzde olarak verilmiştir. Bahsedilen sisteme ait blok diyagram Şekil 5.53'de verilmiştir.



Şekil 5.53. Kan gazları düzeyi ve vücut fonksiyonları adlı dizilerin oluşturulması



Şekil 5.54. Weaning başarısı adlı dizinin oluşturulması

Şekil 5.53 ve Şekil 5.54’de görüldüğü üzere sistem dizilerine ait hasta verileri index array komutuyla sisteme yüklenmiş ve build array komutuyla bulanık sistem girişine uygulanmıştır.

Bulanık sistemi blok diyagrama yüklemeye yönelik blok diyagramdaki fonksiyon paletinde bulunan Control & simulation-Fuzzy logic kısmındaki Load Fuzzy System ve Fuzzy Controller komutları kullanılmıştır. Bu komutlar vasıtasıyla bulanık sistem blok diyagrama yüklenmiş ve sistem giriş verileri, yüklenen bulanık sistemde uzman klinisyen tarafından oluşturulan Tablo 5.7, Tablo 5.8 ve Tablo 5.9’daki kural tablolarına göre işlenmiş ve sonuçlar yüzde olarak kan gazları düzeyi, vücut fonksiyonları ve weaning başarısı adlı dizilere çıktı olarak yüklenmiştir.

Tablo 5.7. Kan gazları düzeyine ait bulanık sistem kural tablosu

Yeterli Oksijenasyon	Asit baz dengesi	Kan gazları düzeyi
Kötü	Kötü	Düşük
Kötü	Normal	Düşük
Kötü	İyi	Orta
Normal	Kötü	Düşük
Normal	Normal	Orta
Normal	İyi	Yüksek
İyi	Kötü	Orta
İyi	Normal	Yüksek
İyi	İyi	Yüksek

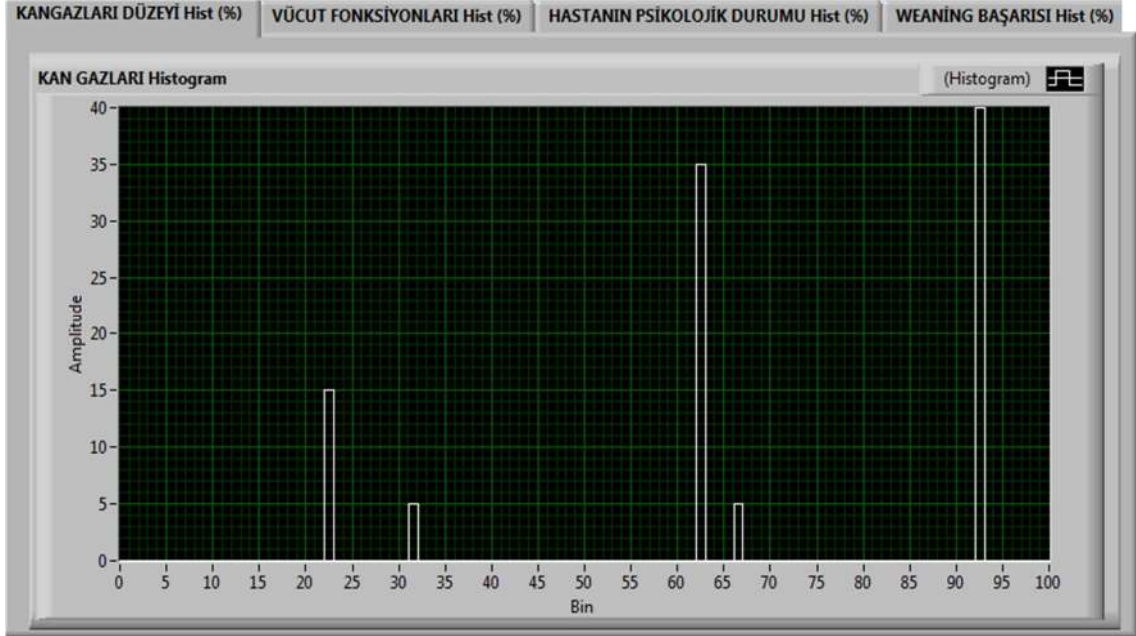
Tablo 5.8. Vücut fonksiyonlarına ait bulanık sistem kural tablosu

Yeterli pulmoner Fonksiyon	Hemodinamik Stabilité	Vücut Fonksiyonları
Kötü	Kötü	Düşük
Kötü	Normal	Düşük
Kötü	İyi	Orta
Normal	Kötü	Düşük
Normal	Normal	Orta
Normal	İyi	Yüksek
İyi	Kötü	Orta
İyi	Normal	Yüksek
İyi	İyi	Yüksek

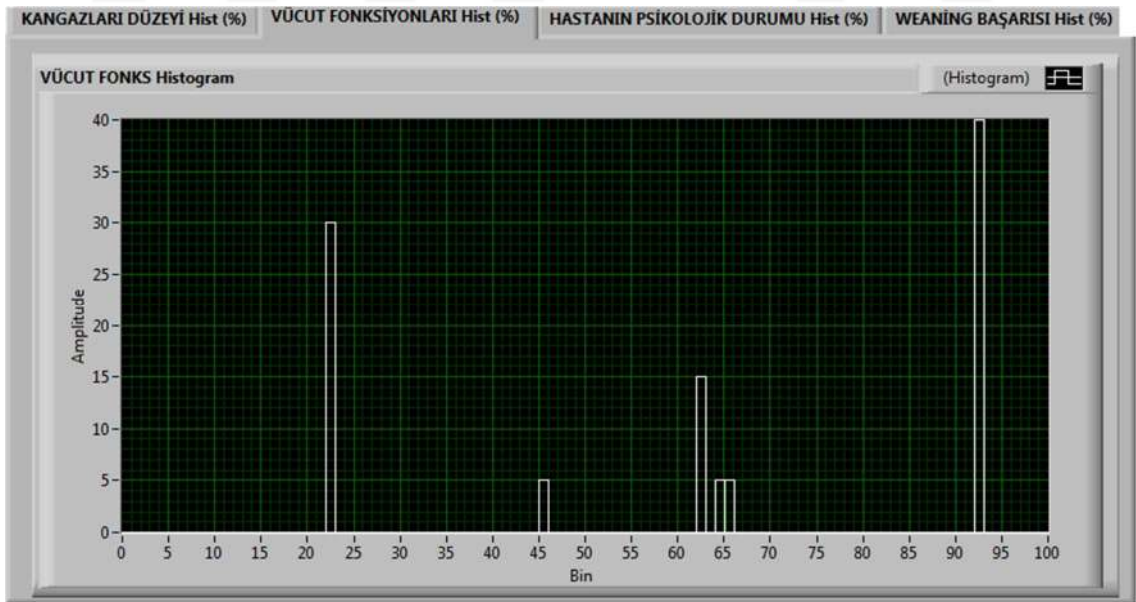
Tablo 5.9. Hastayı cihazdan ayırma başarısına ait bulanık sistem kural tablosu

Kan Gazları Düzeyi	Vücut Fonksiyonları	Hastanın Psikolojik Durumu	Weaning Başarısı
Kötü	Kötü	Kötü	Düşük
Kötü	Kötü	Normal	Düşük
Kötü	Kötü	İyi	Düşük
Kötü	Normal	Kötü	Düşük
Kötü	Normal	Normal	Orta
Kötü	Normal	İyi	Orta
Kötü	İyi	Kötü	Düşük
Kötü	İyi	Normal	Orta
Kötü	İyi	İyi	Yüksek
Normal	Kötü	Kötü	Düşük
Normal	Kötü	Normal	Orta
Normal	Kötü	İyi	Orta
Normal	Normal	Kötü	Orta
Normal	Normal	Normal	Orta
Normal	Normal	İyi	Yüksek
Normal	İyi	Kötü	Orta
Normal	İyi	Normal	Yüksek
Normal	İyi	İyi	Yüksek
İyi	Kötü	Kötü	Orta
İyi	Kötü	Normal	Orta
İyi	Kötü	İyi	Yüksek
İyi	Normal	Kötü	Orta
İyi	Normal	Normal	Yüksek
İyi	Normal	İyi	Yüksek
İyi	İyi	Kötü	Yüksek
İyi	İyi	Normal	Yüksek
İyi	İyi	İyi	Yüksek

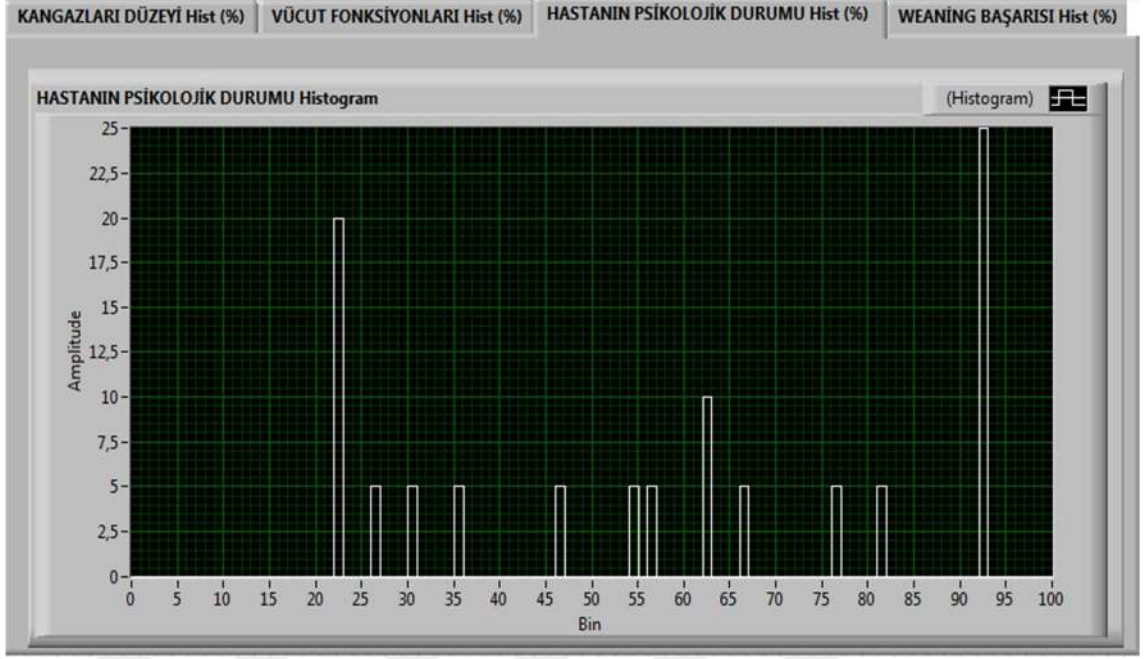
Hastaların kan gazları düzeyi, vücut fonksiyonları, hastaların psikolojik durumuna ve weaning başarısına ait oluşturulan hasta verilerine ilişkin değerlerin histogram eğrileri Şekil 5.55, Şekil 5.56, Şekil 5.57 ve Şekil 5.58’de verilmiştir.



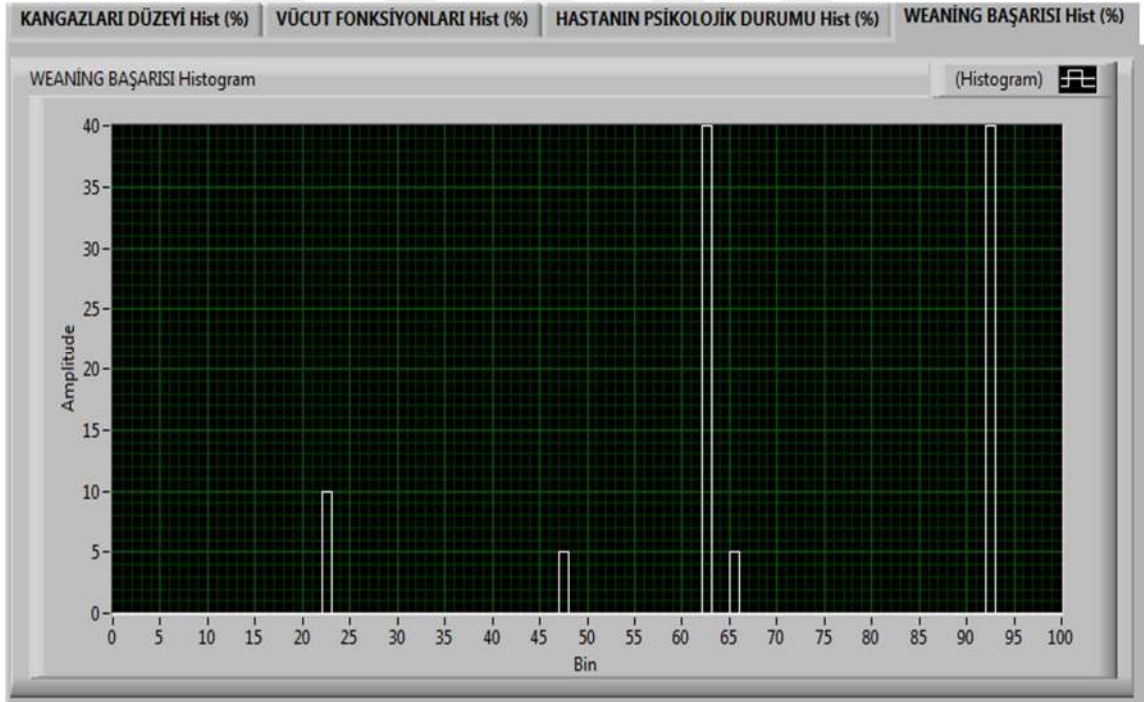
Şekil 5.55. Kan gazlarını düzeyi verilerine ilişkin histogram



Şekil 5.56. Vücut fonksiyonları verilerine ilişkin histogram



Şekil 5.57. Hastanın psikolojik durumu adlı fonksiyonunun değerlerine ilişkin histogram



Şekil 5.58. Weaning başarısı adlı fonksiyona ilişkin histogram

KAN GAZLARI, VÜCUT F. HASTANIN P. DURUMU, WEANİNG BAŞARISI

WEANİNG BAŞARISI, RSBI

KAN GAZLARI, VÜCUT FONKSİYONLARI, HASTANIN PSİKOLOJİK DURUMU, WEANİNG BAŞARISI

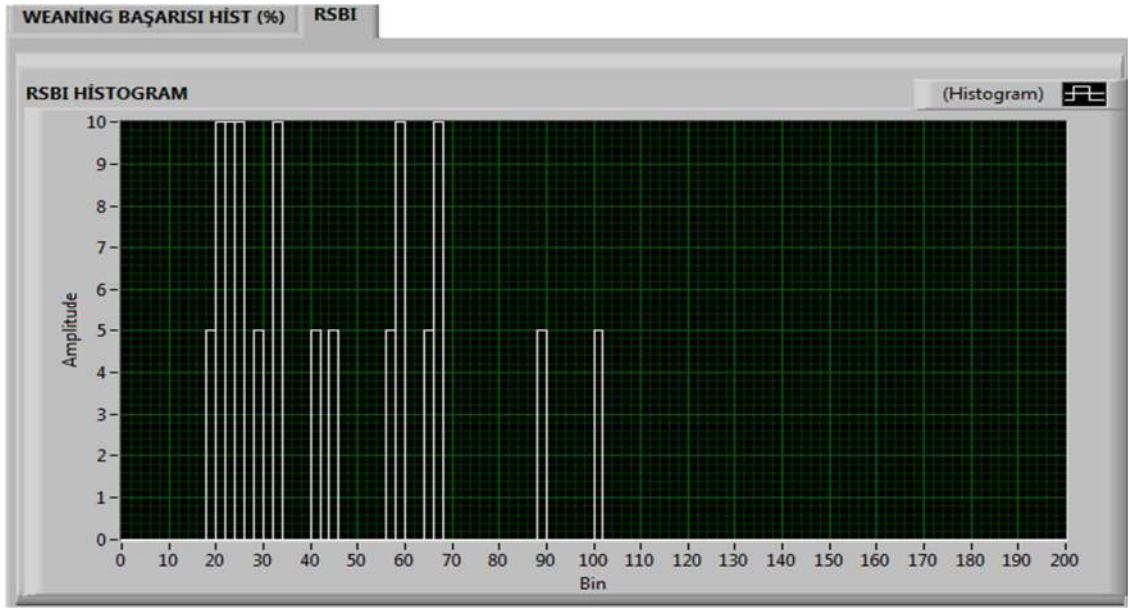
	KAN GAZLARI	VÜCUT FONKSİYONLARI	HASTANIN PSİKOLOJİK DURUMU	WEANİNG BAŞARISI
1. HASTA VERİLERİ	62,853257	64,006407	56,778158	62,853257
2. HASTA VERİLERİ	92,244709	92,244709	26,536789	92,244709
3. HASTA VERİLERİ	31,999129	92,244709	92,244709	92,244709
4. HASTA VERİLERİ	22,593178	62,853257	54,090103	62,853257
5. HASTA VERİLERİ	92,244709	92,244709	22,593178	92,244709
6. HASTA VERİLERİ	92,244709	22,593178	62,853257	62,853257
7. HASTA VERİLERİ	92,244709	92,244709	92,244709	92,244709
8. HASTA VERİLERİ	66,927749	92,244709	92,244709	92,244709
9. HASTA VERİLERİ	62,853257	22,593178	30,953925	22,593178
10. HASTA VERİLERİ	22,593178	62,853257	46,704001	47,350954
11. HASTA VERİLERİ	62,853257	22,593178	22,593178	22,593178
12. HASTA VERİLERİ	92,244709	92,244709	35,866349	92,244709
13. HASTA VERİLERİ	92,244709	22,593178	22,593178	62,853257
14. HASTA VERİLERİ	22,593178	62,853257	66,277064	62,853257
15. HASTA VERİLERİ	92,244709	22,593178	81,219365	65,525965
16. HASTA VERİLERİ	62,853257	65,498157	76,846798	62,853257
17. HASTA VERİLERİ	62,853257	92,244709	92,244709	92,244709
18. HASTA VERİLERİ	92,244709	45,869226	92,244709	92,244709
19. HASTA VERİLERİ	62,853257	22,593178	62,853257	62,853257
20. HASTA VERİLERİ	62,853257	92,244709	22,593178	62,853257

Şekil 5.59. Weaning başarısına ait sistem girdileri ve çıktısı

Bu bölümde oluşturulan tüm giriş çıkış verileri 0 ile 100 arasında değişmekte ve her bir hastaya ait yüzde olarak başarı değerini göstermektedir. Şekil 5.59’da hastaların kan gazları düzeyi, vücut fonksiyonları ve hastaların psikolojik durumu sistem girişi olmuş ve çıktı olarak weaning başarısı adlı dizi değerleri yüzde başarı olarak verilmiştir. Ayırma başarısının hesaplandığı son sistemin program blokları Ek 6’da verilmiştir. Son olarak oluşturulan sisteme ait çıktı ise ayırma başarısının yüzde olarak başarı değeridir. Bu değer tüm hastalar için ayrı ayrı hesaplanmış ve mekanik ventilatörden ayırma süreci başlama zamanı tahmini kısmında uzman klinisyen eşliğinde yorumlanmıştır.

Geliştirilen bulanık tabanlı tahmin sistemi ile doğruluğu var olan diğer ayırma zamanı tahmin parametrelerinden daha yüksek olan hızlı yüzeysel solunum indeksi

(RSBI), uzman klinisyen eşliğinde karşılaştırılmış ve bulanık tabanlı tahmin sisteminin başarısı ölçülmüştür. Bunun için her bir hastaya ait hızlı yüzeysel solunum indeksi (RSBI)'nin hesaplanması için spontan dakika solunum sayısı (fs) adlı dizi spontan tidal volüm adlı diziye bölünmüş ve her bir hastaya ait hızlı yüzeysel solunum indeksi verileri elde edilmiştir. Hızlı yüzeysel solunum indeksi verilerinin elde edilmesine ilişkin program blokları Ek 6'da verilmiştir. Her bir hastaya ait oluşturulan hızlı yüzeysel solunum indeksi (RSBI) verilerine ait histogram eğrisi Şekil 5.60'da verilmiştir.



Şekil 5.60. Hızlı yüzeysel solunum indeksi verilerine ilişkin histogram

KAN GAZLARI, VÜCUT F, HASTANIN P. DURUMU, WEANİNG BAŞARISI			WEANİNG BAŞARISI, RSBI
WEANİNG BAŞARISI VE RSBI			
	WEANİNG BAŞARISI	RSBI	
1. HASTA VERİLERİ	62,853257	33,501217	
2. HASTA VERİLERİ	92,244709	28,933257	
3. HASTA VERİLERİ	92,244709	66,068178	
4. HASTA VERİLERİ	62,853257	65,425753	
5. HASTA VERİLERİ	92,244709	41,056406	
6. HASTA VERİLERİ	62,853257	66,966074	
7. HASTA VERİLERİ	92,244709	22,792903	
8. HASTA VERİLERİ	92,244709	100,000000	
9. HASTA VERİLERİ	22,593178	88,376946	
10. HASTA VERİLERİ	47,350954	21,211995	
11. HASTA VERİLERİ	22,593178	57,586530	
12. HASTA VERİLERİ	92,244709	19,766470	
13. HASTA VERİLERİ	62,853257	59,139157	
14. HASTA VERİLERİ	62,853257	59,388658	
15. HASTA VERİLERİ	65,525965	25,346440	
16. HASTA VERİLERİ	62,853257	25,388522	
17. HASTA VERİLERİ	92,244709	21,075705	
18. HASTA VERİLERİ	92,244709	44,570724	
19. HASTA VERİLERİ	62,853257	22,856431	
20. HASTA VERİLERİ	62,853257	33,532972	

Şekil 5.61. Weaning başarısı ve hızlı yüzeysel solunum indeksine ait hasta çıktıları

Geliştirilen sistemde weaning başarısı 0 ile 100 arasında yüzde olarak başarı düzeyini gösterirken, hızlı yüzeysel solunum indeksi verileri 13,33 ile 160 arasında değişkenlik göstermektedir. Şekil 5.61’de weaning başarısı ve hızlı yüzeysel solunum indeksine ilişkin hesaplanan 20 (yirmi) hastanın verileri verilmiş ve bu veriler uzman klinisyen eşliğinde yorumlanmıştır.

Tablo 5.10. Hastalara ait cihazdan ayırma başarısı, hızlı yüzeysel solunum indeksi ve hasta giriş verilerine göre uzman klinisyen yorumu

	Weaning Başarısı (%)	Weaning Başarısına göre Ayrılma Durumu	Hızlı Yüzeysel Solunum İndeksi (RSBI)	Hızlı yüzeysel Solunum İndeksine göre Ayrılma Durumu	Hasta Verilerine Göre Klinisyen Yorumu
1. Hasta Verileri	62,853257	AYRILABİLİR	33,501217	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
2. Hasta Verileri	92,244709	AYRILABİLİR	28,933257	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
3. Hasta Verileri	92,244709	AYRILABİLİR	66,068178	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
4. Hasta Verileri	62,853257	AYRILABİLİR	65,425753	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
5. Hasta Verileri	92,244709	AYRILABİLİR	41,056406	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
6. Hasta Verileri	62,853257	AYRILABİLİR	66,966074	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
7. Hasta Verileri	92,244709	AYRILABİLİR	22,792903	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
8. Hasta Verileri	92,244709	AYRILABİLİR	100,000000	AYRILAMAZ	AYRILABİLİR
9. Hasta Verileri	22,593178	AYRILAMAZ	88,376946	AYRILABİLİR	AYRILAMAZ
10. Hasta Verileri	47,350954	AYRILAMAZ	21,211995	AYRILABİLİR	AYRILAMAZ
11. Hasta Verileri	22,593178	AYRILAMAZ	57,586530	AYRILABİLİR	AYRILAMAZ
12. Hasta Verileri	92,244709	AYRILABİLİR	19,766470	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
13. Hasta Verileri	62,853257	AYRILABİLİR	59,139157	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
14. Hasta Verileri	62,853257	AYRILABİLİR	59,388658	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
15. Hasta Verileri	65,525965	AYRILABİLİR	25,346440	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
16. Hasta Verileri	62,853257	AYRILABİLİR	25,388522	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
17. Hasta Verileri	92,244709	AYRILABİLİR	21,075705	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
18. Hasta Verileri	92,244709	AYRILABİLİR	44,570724	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
19. Hasta Verileri	62,853257	AYRILABİLİR	22,856431	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR
20. Hasta Verileri	62,853257	AYRILABİLİR	33,532972	AYRILABİLİR	AYRILABİLİR

Tablo 5.10'daki elde edilen sonuçlar incelendiğinde 16 hastaya ait ayırma başarısı tahmininde bulanık tabanlı sistem ile RSBI paralel değişkenlik gösterirken, 4 hastaya ait ayırma başarısı tahmini sonuçları, bulanık tabanlı sistem ve RSBI'de farklılık göstermektedir. Elde edilen veriler, sonuçlar ve öneriler bölümünde ayrıntılı olarak incelenmiştir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada mekanik ventilasyon, mekanik ventilasyondan ayırma (weaning) ve özellikle ayırma başarısının tahmin edilmesi konuları üzerinde durulmuştur. Diğer tahmin parametrelerine göre başarı oranı daha yüksek olan hızlı yüzeysel solunum indeksinin lineer yaklaşım kullandığı ve ayırma başarısı tahmini için yeterli olmadığı görülmüştür.

Literatürde ayırma süreci için kesin bir protokol bulunmamakla birlikte ayırma kararının verilmesi çoğu zaman klinisyenlerin kararına kalmıştır. Klinisyenlerce kullanılan ayırma parametreleri başarılı bir ayırma işleminin gerçekleşmesi için yeterli olmamıştır ve klinisyenlerin bu işi doğru yapmalarını sağlamak için daha kesin sonuç veren parametrelere ve yaklaşımlara ihtiyaç duydukları görülmüştür. Varolan tahmin parametrelerinin hassaslığı, uzamış bir mekanik ventilasyonda ve akut solunum yetersizliğinde belirli ölçüde azalmaktadır. Bu tahmin parametrelerinin başarısızlığının sebepleri, çoğunlukla solunum parametrelerine odaklanmaları ve önemli klinik parametreleri göremezden gelmelerinden kaynaklanmaktadır. Buradaki başarı oranının artması isteniyorsa bu parametreler de hesaba katılmalıdır. Buradan da görüldüğü gibi mekanik ventilasyon süresini kısaltan ve daha doğru sonuç veren bir yaklaşımın bulunması hem zaman olarak hem de ayırma başarısının tahmininde büyük oranda fayda sağlayacaktır. Ayırma süreci hakkında belirli bir protokol ve kesin sonuç veren bir algoritmanın bulunmaması durumundan yola çıkılarak, bir protokol geliştirilmiş ve ayırma başarısının tahmininde daha doğru sonuç veren bir algoritma oluşturulmaya çalışılmıştır. Ayrıca elde edilen sonuçlar hızlı yüzeysel solunum indeksiyle karşılaştırılmıştır. Bu çalışma ile klinisyenin iş yükünün hafifletilmesi, zamandan tasarruf sağlanması, hatalı ayırma sürecinden kaynaklanan ölüm oranı ve hastane masraflarının azaltılması hedeflenmiştir.

Oluşturulan bulanık mantık tabanlı sistemde her bir hastaya ait giriş verileri için gauss dağılım yöntemiyle anlamlı klinik senaryolar oluşturulmuştur. Ayrıca bu veriler LabVIEW’de işlenerek bulanık sistem girişine uygulanmıştır. Algoritmaya ilişkin bulanık sistemler asit baz dengesi, yeterli oksijenasyon, yeterli pulmoner fonksiyon, hemodinamik stabilite, hastanın psikolojik durumu, kan gazları düzeyi, vücut fonksiyonları ve weaning başarısı şeklinde oluşturulmuştur. Hastalara ait bölüm 5.1’de verilen sistem giriş verileri, asit baz dengesi, yeterli oksijenasyon, yeterli pulmoner fonksiyon, hemodinamik stabilite, hastanın psikolojik durumu, kan gazları düzeyi ve vücut fonksiyonları adlı bulanık

sistemlerde işlenmiş ve weaning başarısı adlı sistem çıktısı elde edilmiştir. Ayrıca weaning başarısı ve hızlı yüzeysel solunum indeksini uzman klinisyen eşliğinde karşılaştırmak için her bir hastaya ait hızlı yüzeysel solunum indeksleri de ayrıca hesaplanmıştır. Tablo 5.10'da 20 (yirmi) hastaya ait giriş verilerine göre ayırma sürecine başlama zamanı tahmini yüzde olarak hesaplanmış ve ayrıca her bir hastaya ait hızlı yüzeysel solunum indeksi de hesaplanmıştır.

Bu aşamadan sonra bölüm 5.1'de verilen hasta giriş verilerine göre hastanın ayırma sürecine başlama zamanı klinisyen eşliğinde yorumlanmış ve her bir hastaya ait mekanik ventilatörden ayırma sürecinin ilk aşaması olan spontan solunuma geçme işlemi "Ayrılabilir" veya "Ayrılamaz" şeklinde değerlendirilmiştir.

İlk 7 (yedi) ve son 9 (dokuz) hastaya ait giriş verilerine göre mekanik ventilatörden ayırma başlama süreci klinisyence "Ayrılabilir" olarak değerlendirilmiştir. Tablo 5.10'u incelediğimizde her bir hastaya ait oluşturulan weaning başarısı çıktısı ile hızlı yüzeysel solunum indeksleri paralel tahminlerde bulunmuş ve mekanik ventilatörden ayırma başlama zamanını doğru tahmin etmişlerdir. 8. hastaya ait giriş verilerine göre mekanik ventilatörden ayırma başlama süreci klinisyence "Ayrılabilir" olarak değerlendirilmiş, hastaya ait oluşturulan weaning başarısı çıktısı klinisyen yorumuyla paralel değişkenlik gösterirken hızlı yüzeysel solunum indeksi hastanın ayrılma sürecine başlamasına onay vermemiştir. 9. hastaya ait giriş verilerine göre mekanik ventilatörden ayırma başlama süreci klinisyence "Ayrılamaz" olarak değerlendirilmiş ve hastaya ait oluşturulan weaning başarısı çıktısı klinisyen yorumuyla paralel değişkenlik gösterirken hızlı yüzeysel solunum indeksi hastanın ayrılma sürecine başlamasına onay vermiştir. 10. hastaya ait giriş verilerine göre mekanik ventilatörden ayırma başlama süreci klinisyence "Ayrılamaz" olarak değerlendirilmiş ve hastaya ait oluşturulan weaning başarısı çıktısı klinisyen yorumuyla paralel değişkenlik gösterirken hızlı yüzeysel solunum indeksi hastanın ayrılma sürecine başlamasına onay vermiştir. 11. hastaya ait giriş verilerine göre mekanik ventilatörden ayırma başlama süreci klinisyence "Ayrılamaz" olarak değerlendirilmiş ve hastaya ait oluşturulan weaning başarısı çıktısı klinisyen yorumuyla paralel değişkenlik gösterirken hızlı yüzeysel solunum indeksi hastanın ayrılma sürecine başlamasına onay vermiştir.

Sistem analizi ve karşılaştırmasında da görüldüğü üzere oluşturulan algoritmanın çıkış dizisi olan yüzde olarak weaning başlama zamanı tahmin değerleri hızlı yüzeysel solunum indeksine göre daha doğru ve kesin sonuçlar vermektedir. Hızlı yüzeysel solunum

indeksinin uzamış bir mekanik ventilasyonda başarı yüzdesinin daha da düştüğünü göz önüne alınırsa hızlı yüzeysel solunum indeksinin ayırma başlama zamanı tahminin de güvenilir ve doğru sonuç vermekten uzak olduğu söylenebilir. Çoğu hastada sadece 2 parametreye bakılarak mekanik ventilatörden ayırma işlemine başlanması klinisyenlerce uygun bulunmamaktadır.

İleri ki çalışmalarda, yoğun bakım ünitelerinde tedavi gören hastalara ait verilerin alınmasıyla oluşturulan sisteme ek olarak YSA veya karar destek sistemleri gibi diğer yapay zeka metodları kullanılarak gerçek hasta verileri üzerinde mekanik ventilatörden ayırma süreci başlama zamanı tahmin testleri yapılabilir.



KAYNAKLAR

- [1] **Esteban A., Alia O. and Ibanez J., et al.** “Modes of mechanical ventilation and weaning. A national survey of Spanish hospitals”. Chest; 106:1188-93. 1994.
- [2] **Eskandar N. and Apostolakos M.J.,** “Weaning From Mechanical Ventilation“ Critical care clinics. Apr; 23(2):263-74. 2007.
- [3] **Neil R. MacIntyre and Chairman M.D.,** “FCCP Evidence-Based Guidelines for Weaning and Discontinuing Ventilatory Support” Chest.;120(6_suppl):375S-396S. doi: 10.1378/chest.120.6_suppl.375S. 2001.
- [4] **H.Guler, F.Ata,** "Solunum Rahatsızlığı Olan Hastalar İçin Bulanık Tabanlı Tidal Volüm Algoritmasının Geliştirilmesi", Journal of The Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, Cilt:29, Sayı:4,699-706,2014
- [5] **H.Guler, F.Ata,** "The Comparison of Manual and LabVIEW Based-Fuzzy Control on Mechanical Ventilation", Journal of Engineering in Medicine, 2014
- [6] **H.Guler, F.Ata,** "Design of a Fuzzy-LabVIEW-Based Mechanical Ventilator" International Journal of Computer Systems Science & Engineering,vol:29,no:3,219-229,2014
- [7] **H.Guler, , I. Türkoğlu, F. Ata,** "Designing Intelligent Mechanical Ventilator and User Interface By Using LabVIEW®"The Arabian Journal for Science and Engineering (AJSE),Springer, vol.39, no:6,2014
- [8] **H. Guler, F. Ata,** " Design and Implementation of Training Mechanical Ventilator Set for Clinicians and Students" Procedia - Social and Behavioral Sciences 83,2013,493 – 496, doi:10.1016/j.sbspro.2013.06.095, Elsevier
- [9] **J.H.T.Bates, H.Guler, B.Ma, G.B.Allen,** "A Fuzzy Logic Algorithm For Rationalized Departure From 6 ml/kg Tidal Volume When Ventilating the Injured Lung", American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine 183;2011:A1691
- [10] **H.Guler, F.Ata** " Estimation of Inspiration and Expiration Time by Using Fuzzy Control with Respect to Lung's Dynamics ",ICSCCW 2009-Fifth International

Conference on Soft Computing, Computing with Words and Perceptions in System Analysis, Decision and Control, 1-4 September 2009-N. Cyprus

- [11] **Esteban A., Frutos F. and Tobin M.J.**, “A comparison of four methods of weaning patients from mechanical ventilation”. *N Engl J Med* 1995; 332:345-50.
- [12] **Krishnan J.A., Moore D., Robeson C., Rand C.S. and Fessler H.E.**, “A Prospective, Controlled Trial of a Protocol-Based Strategy to Discontinue Mechanical Ventilation”. *Respir Crit Care Med* ; 169:673–678, 2004.
- [13] **Jiin-Chyr Hsu, Yung-Fu Chen, Yi-Chun Du¹, Yung-Fa Huang Xiaoyi Jiang and Tainsong Chen**, “Design of a Clinical Decision Support for Determining Ventilator Weaning Using Support Vector Machine”, *International Journal of Innovative Computing, Information and Control*, Volume 8, Number 1(B), January 2012.
- [14] **Brochard, L., Rauss, A., Benito, S., Conti, G., Mancebo, J., Rekik, N., Gasparetto, A. and Lemaire F.**, “Comparison of three methods of gradual withdrawal from ventilatory support during weaning from mechanical ventilation.” *Am J Respir Crit Care Med*. 150:896–903. 1994.
- [15] **Aynur Koyuncu, Ayla Yava, Mustafa Kürklüoğlu, Adem Güler ve Ufuk Demirkılıç**, “Weaning from mechanical ventilation and nursing”, *Türk Göğüs Kalp Damar Cerrahisi Dergisi Turkish Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* doi:10.5606/tgkdc.dergisi..112. 2011.
- [16] **Inmaculada Alía and Andrés Esteban**, “Weaning From Mechanical Ventilation” *Crit. Care*, 4: 72–80. 2000.
- [17] **Mauo-Ying Bien, You Shuei Lin, Huei-Guan Shie¹, You-Lan Yang, Chung-Hung Shih, Jia-Horng Wang and Kuo-Chen Cheng.**, “Rapid Shallow Breathing Index and Its Predictive Accuracy Measured under Five Different Ventilatory strategies in the Same Patient Group”; *Chinese Journal of Physiology* 53(1): 1-10, 2010, DOI: 10.4077/CJP.2010.AMK013.
- [18] **Karl L. Yang, M.D. and Martin J. Tobin, M.D.**, “A Prospective Study of Indexes Predicting the Outcome of Trials of Weaning from Mechanical Ventilation” *N Engl J Med* 1991; 324:1445-1450.

- [19] **Vassilakopoulos T, Zakyntinos S and Roussos C.**, “The Tension time index and of respiratory frequency/tidal volume ratio are the major pathophysiologic determinants weaning failure and success”. *Am J Respir Care Med* 158:378-385.
- [20] **Bellemare F. and Grasino A.**, “Effect of Pressure and Timing of Contraction of The Human Diaphragm Fatigue.” *J Appl Physiol* 53: 1190-1195. 1982.
- [21] **Butler R, Keenan SP, Inman KJ, Sibbald WJ and Block G.**, “Is there preferred technique for weaning the difficult to wean patient? A systematic review of the literature” *Crit Care Med* 27: 2331-2336. 1999.
- [22] **Hall J.B. and Wood L.D.H.**, “Liberation of the patient from mechanical ventilation” *JAMA*; 257: 1621-1628. 1987.
- [23] **Merouani M., Guignard B., Vincent F., Borron S.W, Karoubi P., Fosse J.P, Cohen Y., Clec'h C., Vicaut E., Gueye C.M, Lapostolle F. and Adnet F.**, “Norepinephrine Weaning in Septic Shock Patients by Closed loop Control Based on Fuzzy Logic”, *Critical Care* Vol 12, no.6. 2008.
- [24] **Güler H.**, “Akciğerin elektriksel modellenmesi ile bulanık mantık tabanlı solunum cihazının (ventilatör) tasarlanması”, *Doktora Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü*. 2012.
- [25] **Esteban et al.**, *Am J Respir Crit Care Med*, “Effect of spontaneous breathing trial duration on outcome of attempts to discontinue mechanical ventilation”, 159:512-518, 1999.
- [26] **Ely E.W. et al.**, “Effect on the duration of mechanical ventilation of identifying patients capable of breathing spontaneously”, *N Eng J Med.*; 335:1864-9. 1996.
- [27] **Steven Y. Chang.**, “Mechanical Ventilation Weaning Methods and Extubation Success”; 2nd year research elective resident’s journal Volume II, 1997.
- [28] **Henderson-Smart D.J. and Davis P.G.**, “Prophylactic methylxanthines for endotracheal extubation in preterm infants”, *Cochrane Database Syst Rev*. 2010 Dec 8;(12): CD000139.doi: 10.1002/14651858.CD000139.pub2.
- [29] **Kılıç Y.A. ve Kılıç İ.**, “A Novel Fuzzy Logic Inference System for Decision Support in Weaning from Mechanical Ventilation” *Journal of Medical System*, Vol.34, no.6, 1089-1095, 2009.

- [30] <https://tr.wikipedia.org/wiki/LabVIEW> Wikipedi. 07 Ekim 2015.
- [31] <http://mekatronikdersi.blogspot.com.tr/2014/10/labview-nedir.html> Bizim Sınıf. 07 Ekim 2015.
- [32] Kemalolu, D. LabVIEW Nedir ve Neler Yapılır? <http://www.dinamkemaloglu.com/labview-nedir-ve-neler-yapilir.html>, 7 Ekim 2015.
- [33] <http://www.kilicaslan.nom.tr/labview/LabVIEW.pdf> . 7 Ekim 2015.
- [34] Yapici, İ. LabVIEW nedir. <http://www.ibrahimyapici.com/labview-nedir/>, 8 Ekim 2015.
- [35] Yapici, İ. Daha önce LabVIEW kullanıcı arayüzünü gördünüz mü? <http://www.ibrahimyapici.com/daha-once-labview-kullanici-arayuzunu-gordunuz-mu/>, 8 Ekim 2015.
- [36] Yapici, İ. ve Kaçar, U. LabVIEW’de kullanılan nesneler vardır. <http://www.ibrahimyapici.com/labview-de-kullanilan-nesneler-vardir/>, 8 Ekim 2015.
- [37] https://tr.wikipedia.org/wiki/Bulanık_mantık Wikipedi. 8 Ekim 2015.
- [38] Aydın, N. Bulanık Mantık Nasıl Çalışır? <http://www.elektrikport.com/teknik-kutuphane/bulanik-mantik-nasil-calisir-1-bolum/14849#ad-image-0>, 9 Ekim 2015.
- [39] Ünsaçar, F. ve Eşme, E., 2009. Grafik Programlama Dili LabVIEW, Seçkin Yayıncılık, Ankara.
- [40] Çelikel, İ. Ve İskit, T.A. Mekanik Ventilasyonun Sonlandırılması (Weaning) http://www.yogunbakimdergisi.org/managete/fu_folder/2004-04/html/2004-4-4-205-210.html, 20 Temmuz 2004.
- [41] Kurtipek, Ö. Asit-Baz Dengesi ve Kan Gazlarının değerlendirilmesi <http://med.gazi.edu.tr/posts/download?id=20757>.
- [42] Yarkın, T. Mekanik Ventilasyon Sırasında Solunum Monitörizasyonu. http://www.yogunbakimdergisi.org/managete/fu_folder/2007-03/html/2007-7-3-322-327.htm.
- [43] https://tr.wikipedia.org/wiki/Glasgow_Koma_Skalası Wikipedi. 30 Nisan 2015.

- [44] Kıyan, E. Solunum Fonksiyon Testleri. http://file.toraks.org.tr/TORAKSFD23NJKL4NJ4H3BG3JH/kisokulu5-ppt pdf/esen_kiyan_solunum.pdf.
- [45] <http://smallcollation.blogspot.com.tr/2013/12/oxygen-delivery-methods.html>
Smallcollation. 21 Aralık 2015.



SÖZLÜKÇE

Mekanik Ventilatör: Solunum fonksiyonu bozulmuş veya düzensiz olan canlıların solunumunu yapay olarak gerçekleştiren cihaz.

Mekanik Ventilasyon: Solunum fonksiyonu bozulmuş veya düzensiz olan canlıların solunumunun yapay olarak gerçekleştirilmesi işlemi.

İnspirasyon: Nefes alma işlemi.

Ekspirasyon : Nefes verme işlemi.

Respirasyon: Soluk alıp verme işlemi.

Spontan Solunum: Hastanın kendi solunumunu tolere etmesi durumu.

Tidal Volüm: Bir soluk sırasında akciğere giren ve çıkan havanın hacmi.

PEEP: Nefes verilmesi sonunda akciğerlerde hapsolunan hava basıncı.

FiO₂: Akciğere verilen havanın oksijen yüzdesi.

SaO₂ veya SpO₂: Kandaki alveollerdeki oksijen saturasyonu.

Mortalite: Ölüm Oranı.

Morbidite: Belirli bir nüfusta belirli bir zaman dilimi içerisinde hastalığa tutulanların sayısı.

Yeterli Pulmoner Fonksiyon: Yeterli akciğer kapasitesi.

Hemodinamik Stabilite: Kan akımının düzenine bağlı fonksiyonların toplamı.

Kan Gazları Düzeyi: Asit Baz Dengesi ve Yeterli Oksijenasyon çıktılarından oluşmuş fonksiyon.

Vücut Fonksiyonları: Yeterli Pulmoner Fonksiyonu ve Hemodinamik Stabilite çıktılarından oluşmuş fonksiyon.

Endotrakeal Tüp: Genel anestezi altındaki hastada serbest bir solunum yolu sağlanması amacıyla ses telleri arasından uzatılan tüp.

Kardiyovasküler Sistem: Dolaşım sistemi.

Kardiyopulmoner Rezerv: Kalp ve Akciğer kapasitesi.

İnfeksiyon: Bir organizmada hastalığa yol açan bir mikrobun yerleşip gelişmesi.

Barotravma: Alveoler basıncın yırtılmaya yol açacak kadar yükselmesi.

Diyafram: Karın boşluğu ile göğüs boşluğunu ayıran yassı kas.

Anemi: Kansızlık.

Aritmi: Kalp ritmi düzensizliği.

Kardiyak Debi: Kalbin bir dakikada aorta pompaladığı kan miktarı.

Sekresyon: Salgı, akıntı.

Puls Oksimetri: Kan gazları analizi yapılan noninvaziv sistem.

Narkotik ve Sedatif ilaçlar: Anestezi amacıyla kullanılan ilaçlar.

Parenteral Beslenme: Ağızdan yoluyla beslenmesi mümkün olmayan hastalarda besin gereksinimlerinin damar içi veya deri altı olarak verilmesi.

Enteral Beslenme: Besinlerin bir tüp aracılığıyla mideye veya ince bağırsağa verilmesi.

Rezidüel Akciğer Volümü: Akciğer hacmi.

Ekshale Etmek: Dışarı vermek.

Nöromusküler Performans: Sinir-kas performansı.

Paradoksal Göğüs ve Karın Solunumu: Asimetrik göğüs kafesi hareketi ve düzensiz solunum.

Trakeotomi: Cerrahi yollarla soluk borusuna giden bir delik açılması işlemi.

Vazoaktif İlaç: Kan damarlarının çapı üzerine etki gösteren ilaç.

Respiratuvar Asidoz: Solunum merkezinin duyarlılığının azalması ile oluşan, kanda CO₂ artışı.

Aspirasyon: Hava veya sıvıların emilmesi.

Aspirasyon Pnömonisi: Tükürüğün ya da mideden gelen reflü materyalinin yutulamamasından ötürü akciğer yoluna kaçması durumu.

Akut Solunum Yetersizliği: Solunum yetmezliğinin spesifik ve hayati tehlike yaratan tipi.

Orofarenks: Orta yutak.

Blok Diyagram: LabVIEW’de program bloklarının hazırlandığı kısım.

Ön Panel: LabVIEW’de kontrol ve göstergelerin olduğu kısım.

Windows, Mac, Linux: İşletim sistemleri.

Pattern: Örüntü, Veri.

Fuzzy Logic: Bulanık mantık sistemi

Fuzzy System Designer: Bulanık Sistem Tasarlayıcı.

C: Programlama dili.

Toolbox: Araç kutusu.

Sub VI: Alt VI.

İnput: Giriş Verisi.

Output: Çıkış Verisi.

Connector: Bağlantı Noktası.

PH : Kanın asitlik bazlık derecesini gösteren ölçü birimi.

Hemoglobin : Kanda oksijen taşıyan birim.

Venöz: Toplardamar, Toplardamarla ilgili.

Respiratuar: Solunum, Solunumla ilgili.

Hipoventilasyon: Kan normal gaz seviyesini korumak için gerekli olan hava giriş çıkışının normalin altında gerçekleşmesi.

Hiperventilasyon: Kan normal gaz seviyesini korumak için gerekli olan hava giriş çıkışının normalin üstünde gerçekleşmesi.

Nekroz: Canlı maddelerin fiziksel ve kimyasal değişimi.

Noninvaziv: Kansız yöntem.

Kollabe: Sönmüş, çökmüş.

Hipotansiyon: Düşük kan basıncı.

Hipertansiyon: Yüksek kan basıncı.

Rezidüel volüm: Artık hacim.

Perfüzyon Bozuklukları: Sıvı dengesi ve kan akımı bozuklukları.

Asidoz ve Alkaloz: Kanda aşırı miktarlarda asit veya alkalinin (baz) bulunduğu anormal durum.

Akciğer Kompliyansı: Basıncıdaki her birim artışa karşı akciğerlerin genişleme derecesi.



ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında Bursa’da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Elazığ’da tamamladı. 2008 yılında Fırat Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliğine kayıt yaptırdı, 2011-2012 yılları arasında Erasmus Programı kapsamında son sınıfını Danimarka’da tamamlayıp 2013 yılında mezun oldu. 2013 yılında Fırat Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği A.B.D da Yüksek lisansa başladı. 2013 yılında Harran Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği bölümünde Araştırma Görevlisi olarak göreve başladı.

Akıllı sistemler, MATLAB, LabVIEW, YSA, Bulanık Mantık, çalışma alanlarından bir kaçıdır. Halen Harran Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümünde Araştırma Görevlisi olarak görev yapmaktadır.