

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

**AKCİĞERİN ELEKTRİKSEL MODELLENMESİ İLE BULANIK MANTIK TABANLI
SOLUNUM CİHAZININ (VENTİLATÖR) TASARLANMASI**

DOKTORA TEZİ

Yük. Müh. Hasan GÜLER

(07211203)

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 11.01.2012
Tezin Savunulduğu Tarih : 25.01.2012**

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Fikret ATA (F.Ü.)

Diğer Jüri Üyeleri : Prof.Dr. Mehmet AKIN (D.Ü.)

Doç. Dr. İbrahim TÜRKOĞLU (F.Ü.)

Yrd. Doç. Dr. Mustafa TÜRK (F.Ü.)

Yrd. Doç. Dr. Davut HANBAY (F.Ü.)

OCAK-2012

ÖNSÖZ

Lisansüstü çalışmalarına başladığım ilk günden beri her konuda benden desteğini esirgemeyen danışmanım sayın Yrd.Doç.Dr. Fikret ATA'ya ve bu tezin şekillenmesinde çok büyük emeği olan sayın Doç.Dr. İbrahim TÜRKOĞLU'na teşekkürlerimi sunarım.

Doktora çalışmamın önemli bir kısmını oluşturan akciğerin elektriksel modelinin elde edilmesinde maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen sayın Prof.Dr. Jason H.T. BATES'e ve Vermont Üniversitesi-Vermont Lung Center yöneticilerine, tasarımı gerçekleştirilen ventilatör cihazında bulunan elektronik kartların yapım aşamasında çok büyük yardımları olan sayın Yrd.Doç.Dr. Yavuz EROL'a teşekkürlerimi sunarım.

Tıbbi konularda bana her zaman yol gösteren ve beni bu konuda çalışmamı heveslendiren anestezi uzmanı sayın Prof.Dr. M.Akif YAŞAR'a, ratlar ile gerçekleştirdiğimiz deneyler esnasında desteklerini esirgemeyen sayın Prof.Dr. Servet KILINÇ'a ve Arş.Gör.Dr. Kadri KULUALP'e teşekkürü bir borç bilirim.

Doktora süresince her türlü görüş ve bilgilerinden faydalandığım çalışma arkadaşlarım ve dostlarım sayın Arş.Gör.M.Temel ÖZDEMİR'e, Yrd.Doç.Dr. Ayhan AKBAL'a ve Arş.Gör.Dr.Turgay KAYA'ya teşekkür ederim.

İlkokula başladığım andan bugüne kadar benden maddi ve manevi desteğini esirgemeyen başta rahmetli babama, sevgili anneme, ağabeylerime ve sabırla bana destek olan sevgili eşime teşekkür ederim.

Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi'ne (FÜBAP-1911) projeye yaptığı maddi desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Hasan GÜLER
ELAZIĞ-2012

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET	VI
SUMMARY.....	VII
ŞEKİLLER LİSTESİ	VIII
TABLolar LİSTESİ.....	XIII
SEMBOLLER LİSTESİ.....	XIV
KISALTMALAR LİSTESİ	XV
1. GİRİŞ	1
1.1. Literatür Bilgileri	1
1.2. Tezin Amacı	9
1.3. Tezin Organizasyonu ve Katkıları	10
2. VENTİLASYON.....	11
2.1. Ventilasyona ait Temel Kavramlar	11
2.2. Ventilasyon için Geliştirilen Yöntemler	11
2.2.1. Negatif Basıncılı Ventilasyon.....	12
2.2.2. Pozitif Basıncılı Ventilasyon	12
2.2.3. Yüksek Frekanslı Ventilasyon.....	13
2.3. Ventilasyon Temel Değişkenleri	13
2.3.1. Basıncı.....	13
2.3.2. Volüm.....	13
2.3.3. Akım.....	14
2.3.4. Zaman.....	14
2.4. Ventilasyon Modları	14
2.4.1. Aralık Zorunlu Ventilasyon (IMV).....	14
2.4.2. Senkronize Aralık Zorunlu Ventilasyon (SIMV)	15
2.4.3. Basıncı Kontrollü Ventilasyon (PCV)	15
2.4.4. Basıncı Destekli Ventilasyon (PSV).....	16

2.5.	Pozitif Basıncı Ventilasyona ait Basıncı Kavramları.....	16
2.5.1.	Baseline Basıncı.....	17
2.5.2.	Pik Basıncı.....	17
2.5.3.	Plato Basıncı.....	18
2.5.4.	Ekspirasyon Sonu Basıncı	18
2.6.	Ventilasyon Seçimi ve Kullanımı	19
2.6.1.	Negatif Basıncı Solunum Cihazı	19
2.6.2.	Pozitif Basıncı Solunum Cihazı.....	20
2.6.3.	Yüksek Frekanslı Solunum Cihazı	20
2.7.	Solunum Cihazı Kontrol Metotları	21
2.7.1.	Klasik Kontrol	22
2.7.2.	Akıllı Kontrol	23
3.	AKCİĞERİN ELEKTRİKSEL MODELİNİN OLUŞTURULMASI VE BULANIK KONTROLÜ	25
3.1.	Tek Bölmeli Akciğer Mekaniği	25
3.1.1.	Tek Bölmeli Akciğerin Elektriksel Modeli	28
3.2.	Çift Bölmeli Akciğer Mekaniği	29
3.2.1.	Paralel Çift Bölmeli Akciğer Mekaniği	29
3.2.2.	Paralel Çift Bölmeli Akciğerin Elektriksel Modeli	31
3.2.3.	Seri Çift Bölmeli Akciğerin Mekaniği.....	32
3.2.4.	Seri Çift Bölmeli Akciğerin Elektriksel Modeli.....	34
3.3.	Bulanık Denetleyiciler	36
3.3.1.	Bulanık Küme Kavramı ve Bulanık Mantık.....	37
3.3.2.	Bulanık Denetleyicinin Avantaj ve Dezavantajları	41
3.3.3.	Bulanık Denetim Sistemi	41
3.4.	Akciğer Parametrelerinin Bulanık Kontrolü	42
3.4.1.	İnspirasyon-Ekspirasyon Süresinin Belirlenmesi	43
3.4.2.	Tidal Volümün Bulanık Kontrolü.....	48
3.4.3.	FiO ₂ 'nin Bulanık Kontrolü	52
3.4.4.	Solunum Sayısının Bulanık Kontrolü	55
4.	SOLUNUM CİHAZININ BULANIK MANTIK İLE MODELLENMESİ .59	
4.1.	Solunum Cihazının Modellenmesi.....	59
4.2.	Solunum Cihazının Bulanık Denetleyicili Kontrolü.....	60

4.2.1.	İnspirasyon ve Ekspirasyon Sürelerinin Akıllı Kontrolü	60
4.2.2.	Tidal Volümün Akıllı Kontrolü	74
5.	AKILLI SOLUNUM CİHAZININ GERÇEKLEŞTİRİLMESİ.....	82
5.1.	Grafik Programlama Dili – LabVIEW	82
5.2.	Akıllı Solunum Cihazında Kullanılan Elektriksel Devreler.....	84
5.3.	Cihaz ve Uygulaması	89
5.3.1.	Test İşlemleri	92
5.3.2.	Kontrol Algoritması	93
5.4.	DeneySEL Sonuçlar	94
6.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	110
6.1.	Sonuçlar.....	110
6.2.	Öneriler.....	113
	KAYNAKLAR.....	114
	SÖZLÜKÇE.....	121
	EKLER.....	122
	ÖZGEÇMİŞ	125

ÖZET

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

Bu tez çalışmasında, önce akciğerin elektriksel modelleri elde edilmiş ve daha sonra bu modeller yardımı ile ventilasyonun benzetimi gerçekleştirilmiştir. 3 farklı akciğer modeli elde edilmiştir. Modelleme çalışmasında literatürde yaygınca kullanılan elektriksel direnç ve kapasite elemanları kullanılmıştır. Elde edilen akciğer modellerini solunum cihazı modeliyle birleştirerek hastanın ventilasyonunun benzetimi gerçekleştirilmiştir. Burada akciğer dinamikleri olan R ve C değerlerinin değiştirilmesi ile hastada meydana gelen değişimler incelenmiştir. Bu benzetimlerde kontrolör olarak bulanık mantık denetleyici kullanılmıştır.

Bu tez çalışmasındaki amaç, akciğerin elektriksel modeli çıkarılarak bulanık mantık tabanlı bir akıllı solunum cihazının gerçekleştirilmesidir. Cihazda, anlık değerleri kullanan kapalı çevrim kontrol yapısı geliştirilmiştir. Bu amaç ile önce sistem donanımsal olarak gerçekleştirilmiş daha sonra ise sistemin istenilen şekilde çalışmasını sağlayan program yazılmıştır. Cihazın başarımını test etmek için Fırat Üniversitesi Hayvan Deneyleri Etik Kurulu'nun onayı alınarak 8 adet rat deneyi yapılmıştır. Bu testler sonucunda hedeflenen başarı kriterleri elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Solunum Cihazı, Akciğer Mekaniği, LabVIEW, Bulanık Mantık

SUMMARY

The Design of Respiratory Device Based on Fuzzy Logic with Electrical Modeling of Lung

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.

In this thesis, electrical models of lung were obtained firstly and then simulation of ventilation has been implemented with helping of these models. 3 different lung models were obtained. Resistance and capacity being used widely in literature were used to model lung. Simulation of patient's ventilation was done by combining the obtained models and respiration device model. The change occurring in patient were investigated with helping of changing lung dynamics values, R and C. At system, fuzzy logic was used as a controller.

The main purpose of this thesis is to achieve design of an intelligent respiration device based on fuzzy logic by obtaining electrical model of the lung. At device, closed loop control structure that use instantaneous value of patient was developed. With this aim, firstly, the system was implemented in hardware and then the program that provides to operate the system as desired was written. 8 rats experiments were done to test performance of device by taking upon the approval of Animal Experimental Ethics Committee of Firat University. The targeted successful criterias were obtained from experiments.

Keywords: Respiratory Device, Lung Mechanics, LabVIEW, Fuzzy Logic.

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1. Aralık zorunlu ventilasyon moduna ait basınç-zaman dalga şekli.....	15
Şekil 2.2. Senkronize aralık zorunlu ventilasyon moduna ait basınç-zaman dalga şekli	15
Şekil 2.3. Basınç kontrollü ventilasyon moduna ait basınç-zaman dalga şekli.....	16
Şekil 2.4. Basınç destekli ventilasyon moduna ait basınç-zaman dalga şekli.....	16
Şekil 2.5. Pozitif basınçlı ventilasyona ait basınç parametreleri	17
Şekil 2.6. Pozitif Basınçlı ventilasyona ait bir başka basınç parametreleri	18
Şekil 2.7. Negatif basınçlı solunum cihazı.....	19
Şekil 2.8. Pozitif basınçlı solunum cihazı	20
Şekil 2.9. Solunum cihazının açık çevrimli kontrolü.....	21
Şekil 2.10. Solunum cihazının kapalı çevrimli kontrolü.....	21
Şekil 2.11. Set ayarlamalı kontrol blok diyagramı	22
Şekil 2.12. Servo kontrol blok diyagramı	22
Şekil 2.13. Optimal kontrol blok diyagramı.....	23
Şekil 2.14. Bulanık denetleyicili solunum cihazı kontrol blok diyagramı.....	23
Şekil 2.15. Yapay sinir ağı solunum cihazı kontrol blok diyagramı	24
Şekil 3.1. Tek bölmeli akciğerin elastik balon şeklinde temsili	25
Şekil 3.2. Tek bölmeli akciğerin mekanik modeli.....	26
Şekil 3.3. Akciğer elastansı sabit iken basınç-hacim eğrisi	26
Şekil 3.4. Akciğer rezistansı sabit iken basınç değişimi-gaz akımı eğrisi	27
Şekil 3.5. Tek bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli	28
Şekil 3.6. Tek bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli	28
Şekil 3.7. Paralel çift bölmeli akciğerin elastik balon şeklinde temsili	30
Şekil 3.8. Paralel çift bölmeli akciğerin mekanik modeli	30
Şekil 3.9. Paralel çift bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli.....	31
Şekil 3.10. Paralel çift bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli.....	31
Şekil 3.11. Seri çift bölmeli akciğerin elastik balon şeklinde temsili.....	33
Şekil 3.12. Seri çift bölmeli akciğerin mekanik modeli.....	33
Şekil 3.13. Seri çift bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli	34
Şekil 3.14. Seri çift bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli	34

Şekil 3.15. Sabit gaz akımı esnasında akciğerde oluşan açık havayolu basıncı grafiği	36
Şekil 3.16. Sıcaklık için bir keskin küme örneği.....	38
Şekil 3.17. Sıcaklık için bulanık küme	39
Şekil 3.18. Bulanık kümelerde örtüşüm.....	39
Şekil 3.19. Klasik boy uzunlukları kümesi	39
Şekil 3.20. Boy uzunlukları bulanık kümesi	40
Şekil 3.21. Üçgen, yamuk ve çan eğrisi üyelik fonksiyonları.....	40
Şekil 3.22. Bulanık mantık denetleyicinin temel yapısı.....	42
Şekil 3.23. Sistem blok diyagramı	43
Şekil 3.24. a-Hatanın üyelik fonksiyonu, b- hatadaki değişimin üyelik fonksiyonu.....	44
Şekil 3.25. a-İnspirasyon süresine ait üyelik fonksiyonu, b- ekspirasyon süresine ait üyelik fonksiyonu.....	44
Şekil 3.26. Hata için üretilen giriş değişkenlerine ait histogram.....	46
Şekil 3.27. Hatadaki değişim için üretilen giriş değişkenine ait histogram.....	46
Şekil 3.28. Bulanık denetleyicinin hesapladığı inspirasyona ait histogram.....	47
Şekil 3.29. Bulanık denetleyicinin hesapladığı ekspirasyona ait histogram	47
Şekil 3.30. a- PEEP basıncı, b- SaO ₂ , c- plato basıncının üyelik fonksiyonları.....	48
Şekil 3.31. Tidal volümün üyelik fonksiyonu	48
Şekil 3.32. SaO ₂ için üretilen giriş değişkenine ait histogram	50
Şekil 3.33. PEEP basıncı için üretilen giriş değişkenine ait histogram	50
Şekil 3.34. Plato basıncı için üretilen giriş değişkenine ait histogram	51
Şekil 3.35. Bulanık denetleyicinin hesapladığı tidal volüme ait histogram.....	51
Şekil 3.36. a-PaO ₂ 'nin üyelik fonksiyonu, b- SaO ₂ 'nin üyelik fonksiyonu.....	52
Şekil 3.37. FiO ₂ 'nin üyelik fonksiyonu	52
Şekil 3.38. SaO ₂ için üretilen giriş değişkenine ait histogram	53
Şekil 3.39. PaO ₂ için üretilen giriş değişkenine ait histogram	54
Şekil 3.40. Bulanık denetleyicinin hesapladığı FiO ₂ değerinin histogram	54
Şekil 3.41. a-SaO ₂ 'nin üyelik fonksiyonu, b- tidal volümün üyelik fonksiyonu.....	55
Şekil 3.42. Solunum sayısının üyelik fonksiyonu	55
Şekil 3.43. SaO ₂ için üretilen giriş değişkenine ait histogram	56
Şekil 3.44. Tidal volüm için üretilen giriş değişkenine ait histogram	57
Şekil 3.45. Bulanık denetleyicinin hesapladığı dakikadaki solunum sayısı.....	57
Şekil 4.1. Solunum cihazının matlab/simulink'te modellenmesi	59

Şekil 4.2. Toplam respirasyon süresinin belirlenmesi için kullanılan testere dişi sinyali ...	60
Şekil 4.3. Tek bölmeli akciğer modelinde bulanık denetleyiciyle inspirasyon ve ekspirasyon süresinin belirlenmesi	61
Şekil 4.4. Akciğer modelinden elde edilen basıncın zamana göre değişimi	61
Şekil 4.5. $R= 2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C=0.08 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	62
Şekil 4.6. $R= 2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C=0.04 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	62
Şekil 4.7. $R= 2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C=0.01 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	63
Şekil 4.8. $R= 3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C=0.08 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	64
Şekil 4.9. $R= 4 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C=0.08 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	65
Şekil 4.10. $R= 5 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C=0.08 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	65
Şekil 4.11. Seri çift bölmeli akciğer modelinde bulanık denetleyiciyle inspirasyon ve ekspirasyon süresinin belirlenmesi	66
Şekil 4.12. Akciğer modelinden elde edilen basıncın zamana göre değişimi	67
Şekil 4.13. $R_1=R_2=2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.04 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	68
Şekil 4.14. $R_1=R_2=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.04 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	69
Şekil 4.15. $R_1=R_2=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.06 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	69
Şekil 4.16. Paralel çift bölmeli akciğer modelinde bulanık denetleyiciyle inspirasyon ve ekspirasyon süresinin belirlenmesi	70
Şekil 4.17. Akciğerde elde edilen basıncın zamana göre değişimi.....	71
Şekil 4.18. $R_1=R_2=R_c=2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.04 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	72
Şekil 4.19. $R_1=R_2=R_c=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.04 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	72

Şekil 4.20. $R_1=R_2=R_c=3 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$, $C_1=0.06 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi	73
Şekil 4.21. Tidal volümün bulanık denetleyici ile kontrolü.....	75
Şekil 4.22. Hata ve hatadaki değişimin üyelik fonksiyonları.....	75
Şekil 4.23. Tidal volüme ait üyelik fonksiyonu	76
Şekil 4.24. Akciğer modelinden elde edilen basıncın zamana göre değişimi	77
Şekil 4.25. Bulanık denetleyicinin hesapladığı tidal volümün zamana göre değişimi	77
Şekil 4.26. Akciğer modelinden elde edilen basıncın zamana göre değişimi	78
Şekil 4.27. Bulanık denetleyicinin hesapladığı tidal volümün zamana göre değişimi	79
Şekil 4.28. Akciğer modelinden elde edilen basıncın zamana göre değişimi	80
Şekil 4.29. Bulanık denetleyicinin hesapladığı tidal volümün zamana göre değişimi	80
Şekil 5.1. Örnek bir VI'nın ön panel görüntüsü	83
Şekil 5.2. Örnek bir VI'nın blok diyagram görüntüsü.....	83
Şekil 5.3. c-RIO 9073 ve analog/dijital giriş/çıkış modülleri	84
Şekil 5.4. 24V-90mA, 12V-65mA, -12V-65mA'lık güç kaynağı	85
Şekil 5.5. Oransal valflere ait elektronik kart düzeneği.....	85
Şekil 5.6. Basınç regülatörüne ait elektronik kart düzeneği.....	86
Şekil 5.7. İnspirasyon/ekspirasyon valflerine ait elektronik kart düzeneği	86
Şekil 5.8. 1PSI ve 5 PSI'lık basınç sensörlerine ait elektronik kart düzeneği	87
Şekil 5.9. İnspirasyon akış sensörüne ait elektronik kart düzeneği	87
Şekil 5.10. Ekspirasyon akış sensörüne ait elektronik kart düzeneği	87
Şekil 5.11. Ana kartın genel görünüşü.....	88
Şekil 5.12. Gerçekleştirilen cihazın görüntüsü.....	88
Şekil 5.13. Sistemin elektro-pnömatik gösterimi	89
Şekil 5.14. Cihazın çalışmasını gösteren akış şeması.....	90
Şekil 5.15. Gerçekleştirilen programın arayüzü-1	90
Şekil 5.16. Gerçekleştirilen programın arayüzü-2.....	91
Şekil 5.17. Trakeotomi yapılarak respirasyonu gerçekleştirilen ratın görüntüsü.....	92
Şekil 5.18. Pik basıncı üyelik fonksiyonu.....	93
Şekil 5.19. Basınç regülatörü çıkış basıncı üyelik fonksiyonu.....	94
Şekil 5.20. Rat'lara uygulanan basıncın zamana göre değişimi.....	95
Şekil 5.21. Rat-1'in el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi	96
Şekil 5.22. Rat-1'in bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi	96

Şekil 5.23. Rat-2'nin el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi	97
Şekil 5.24. Rat-2'nin bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi ...	97
Şekil 5.25. Rat-3'ün el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi	98
Şekil 5.26. Rat-3'ün bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi	98
Şekil 5.27. Rat-4'ün el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi	99
Şekil 5.28. Rat-4'ün bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi	99
Şekil 5.29. Rat-5'in el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi	100
Şekil 5.30. Rat-5'in bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi ...	100
Şekil 5.31. Rat-6'nın el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi	101
Şekil 5.32. Rat-6'nın bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi .	101
Şekil 5.33. Rat-7'nin el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi	102
Şekil 5.34. Rat-7'nin bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi .	102
Şekil 5.35. Rat-8'in el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi	103
Şekil 5.36. Rat-8'in bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi ...	103
Şekil 5.37. Deneylerdeki ratlarda ölçülen basınç farkları	104
Şekil 5.38. Deneylerin başında ve sonunda hesaplanan akciğer direnç değerleri	107
Şekil 5.39. Deneylerin başında ve sonunda hesaplanan statik akciğer kapasite değerleri.	108
Şekil 5.40. Deneylerin başında ve sonunda hesaplanan statik akciğer kapasite değerleri.	108

TABLÖLER LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 3.1. İnspirasyon için tanımlanan kural tablosu	45
Tablo 3.2. Ekspirasyon için tanımlanan kural tablosu	45
Tablo 3.3. Tidal volüm kural tablosu	49
Tablo 3.4. FiO_2 için tanımlanan kural tablosu	53
Tablo 3.5. Solunum sayısı için tanımlanan kural tablosu	56
Tablo 4.1. Tek bölmeli akciğer modelinde elde edilen inspirasyon/ekspirasyon süreleri ve pik inspirasyon basınç değerleri	66
Tablo 4.2. Seri çift bölmeli akciğer modelinde elde edilen inspirasyon/ekspirasyon süreleri ve pik inspirasyon basınç değerleri	70
Tablo 4.3. Paralel çift bölmeli akciğer modelinde elde edilen inspirasyon/ekspirasyon süreleri ve pik inspirasyon basınç değerleri	74
Tablo 4.4. Tidal Volüm için belirlenen kural tablosu	76
Tablo 4.5. 3 ayrı akciğer modelinde elde edilen pik inspirasyon basınçları ve ortalama tidal volüm değerleri	81
Tablo 5.1. Rat'lardan elde edilen pik basınç değerleri	104
Tablo 5.2. Vecuronyum verilmeden önce hesaplanan akciğer direnci, dinamik ve statik akciğer kapasite değerleri	106
Tablo 5.3. Vecuronyum verilip, respirasyon bitirilmeden önce hesaplanan akciğer direnci, dinamik ve statik akciğer kapasite değerleri	107

SEMBOLLER LİSTESİ

f	: Solunum Frekansı
cmH₂O	: Santimetre Su
mmHg	: Milimetre Civa
μ	: Üyelik Fonskiyonu
x	: İncelenen grup
n	: İncelenen gruptaki veri sayısı

KISALTMALAR LİSTESİ

O₂	: Oksijen
CO₂	: Karbondioksit
PEEP	: Pozitif Ekspiratuar Sonu Basıncı
PSIMV	: Aralık Zorunlu Basınç Kontrollü Ventilasyon
PIP	: Pik İnspiratuar Basınç
PI	: Oransal Integral Kontrolör
PID	: Oransal Integral Türev Kontrolör
SaO₂	: Saturation of Oxygen (Kandaki Oksijen Saturasyon yüzdesi)
SpO₂	: Saturation of Oxygen (Kandaki Oksijen Saturasyon yüzdesi)
FiO₂	: Fraction of Inspired Oxygen (Alınan Havanın Oksijen Yüzdesi)
ASSS	: Akut Solunum Sıkıntısı Sendromu
ETT	: Endoktral Tüp
KOAH	: Kronik Obstüriktif Akciğer Hastalığı
F_ECO₂	: Fraction of End Tidal CO ₂ (Verilen Havadaki Oksijen Yüzdesi)
I/E	: Inspirasyon/Ekspirasyon Oranı
YSA	: Yapay Sinir Ağları
P_{insp}	: İnspirasyon Basıncı
PaO₂	: Partial Oxygen Percent (Kısmi Oksijen Yüzdesi)
PaCO₂	: Partial Carcobdioxide Percent (Kısmi Karbonsioksit Yüzdesi)
P_{plato}	: Plato Basıncı
f	: Solunum Frekansı
IMV	: Aralık Zorunlu Ventilasyon
PCV	: Basınç Kontrollü Ventilasyon
PSV	: Basınç Desteli Ventilasyon
Hz	: Hertz
ml	: Mili Litre
L	: Litre
Kg	: Kilogram
s	: Saniye
ml/kg	: Mililitre/kilogram

1. GİRİŞ

Tıp alanındaki ilerlemeler mühendislik alanındaki ilerlemeyle orantılı olarak artmaktadır. Tedavi ve teşhis amaçlı yapılan mühendislik temelli bilimsel çalışmalar neticesinde bugün medikal alanda kullanılan birçok cihaz ve yardımcı aparatlar geliştirilmiştir. Bunlardan bir tanesi de yoğun bakım ünitelerinin vazgeçilmez cihazlarından olan solunum cihazıdır. Akciğer rahatsızlığı ve solunum yetmezliği gibi rahatsızlığı olan canlılarda solunumu yapay olarak gerçekleştiren cihaza ventilatör, yapılan bu işleme de ventilasyon denilmektedir. Yoğun bakım ünitelerinde ventilatör ile birlikte kullanılan monitör yardımıyla hastanın durumu anlık olarak klinisyenler tarafından takip edilmektedir. Hastada meydana gelen değişiklikler karşısında klinisyenler, hastanın durumuna göre ventilasyon parametrelerini değiştirmektedir. İnspirasyon ve ekspirasyon (nefes alma ve verme) süreleri ve basınçları, tidal volüm, respirasyon oranı, PEEP (Ekspirasyon Sonu Pozitif Basınç), PIP (Pik İnspiratuar Basıncı) değiştirilen parametrelerden bazılarıdır.

1.1. Literatür Bilgileri

Seksenli yıllardan itibaren mekanik ventilasyon işleminin daha da iyileştirilmesi için literatürde birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalar, kontrol ve matematiksel modelleme olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Kontrol grubunda yapılan çalışmalarda ilk zamanlarda klasik kontrol metotları ile kontrol yapılırken, son yıllarda yapay zeka tekniklerinin gelişmesiyle akıllı kontrol metotları kullanılmıştır. Modelleme çalışmalarında ise akciğerin matematiksel denklemleri elde edilip, buna göre akciğerin modellenmesi ve benzetimi gerçekleştirilmiştir. Bu tip çalışmalar klasik kontrol grubunda yapılan çalışmalar olup, bununla ilgili literatürde çok sayıda benzetim yapılmıştır.

Laubscher T.P ve diğ. yaptıkları çalışmada, kapalı çevrim kontrol ile uyarlanabilir akciğer ventilasyon işlemini gerçekleştirmişlerdir. Bunu yaparken 3 farklı tip de akciğer modeli geliştirerek, respirasyon hızını, tidal volüm ve inspirasyon basıncını hesaplamışlardır. Sistemlerini anestezi altında 6 hasta üzerinde deneyerek sistemin doğruluğunu test etmişlerdir [1].

Stegmaier P.A. ve Zollinger A. çalışmalarında, özel olarak geliştirdikleri açık çevrim kontrollü ventilatör ile gerçek zamanlı hava yolu sinyallerini ve akciğer fonksiyon bilgilerini gözlemlemişlerdir. 8 hasta üzerinde yapılan deneyde hava yolu bilgileri olarak, akım, basınç, CO₂ konsantrasyonu ölçülür iken, akciğer fonksiyonu olarak toplam kapasite, toplam direnç ve anlık PEEP değerleri incelenmiştir [2].

Laubscher T.P ve diğ. yaptıkları çalışmada, aralık zorunlu basınç kontrollü ventilasyon (PSIMV-Pressure Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation) modunu kullanarak respirasyon oranı ve tidal volümü kontrol etmişlerdir. Bunu yaparken hava yolu akımı ve basıncı ve sürekli CO₂ konsantrasyonu ölçülmüştür [3].

Cappa P. ve Scuito S.A., çalışmalarında, yeni doğmuş bebeklerin ventilasyonu için otomatik ölçüm sistemi geliştirmişlerdir. Bu sistem ile ventilasyon parametreleri ve hastadaki basınç değişiklikleri ölçülmektedir [4].

Larrabe J.L., ve diğ. yaptıkları makale çalışmalarında, zaman ayarlı, basınç limitli ve volüm kontrollü solunum için bir sistem geliştirmişlerdir. Ventilasyon için akciğere ait mekaniklerin belirlenmesi işlemine ait parametrelerin ölçülmesi gerçekleştirilmiştir [5].

Chatburn R., yaptığı çalışmada, ventilatör-hasta ilişkisinin elektriksel devresini ortaya çıkarmış, açık ve kapalı çevrim kontrolünün nasıl olduğundan bahsetmiştir [6].

Rios C.A. ve Tafur J.C., çalışmalarında, akciğer-ventilatör prototipi kullanarak, hava ve O₂'nin karıştırılıp ventilatöre gönderilmesi işlemini gerçekleştirmişlerdir. Valfin ve pnömatik devrenin matematiksel modeli çıkartılmıştır. Sistemin kontrol algoritmasında açık çevrim kontrol ve PI (Proportional-Integral-Oransal Integral) kontrolör birlikte kullanılmıştır [7].

Luepschen H. ve diğ., makale çalışmalarında, PID (Proportional-Integral-Derivative – Oransal-Integral-Türev) kontrol ünitesi tasarlayarak SaO₂'nin (Kan oksijen saturasyonu) kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. Sistemin performansını ve dayanıklılığını ölçmek için MATLAB simulink ortamında ASSS (Akut Solunum Sıkıntısı Sendromu) modeli geliştirmişlerdir. Alınan havanın oksijen yüzdesi olarak bilinen FiO₂'yi ayarlayarak SaO₂'yi kontrol etmişlerdir [8].

Khoo M.C.K. ve Benser M.E., yaptıkları çalışmada, bilgisayar modeli geliştirerek Chyne-Stokes respirasyonunu kontrol etmeyi amaçlamışlardır. Geliştirilen bilgisayar modeli ile tidal volüm ve inspirasyon süresini belirlemeye çalışmışlardır [9].

Hoeven S.V.D. ve diğ., makalelerinde, anestezi esnasında alınan nefesin gaz karışımının kontrolü için dahili bir model tasarlamışlardır. Anestezi altında alınan O₂, diazot oksid

(N₂O) ve isoflurane gazlarının karışımının kontrolü gerçekleştirilmiştir. Akciğerin ve sistemin modellenmesi ile sistemin benzetimi de yapılmıştır [10].

Dellaca R.L. ve diğ., yaptıkları çalışmada, evde kullanılan ventilatörlerin internet üzerinden gerçek zamanlı kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. Akciğer simülasyonu ve fareler üzerinde deneyler gerçekleştirip, gerçek zamanlı bilgilerin internet üzerinden hastaneye ulaştırılması ve tedavinin yine internet üzerinden ventilatöre iletilmesini amaçlamışlardır [11].

Felber R. çalışmasında hiperbarik oksijen tedavisinde tidal volümde meydana gelecek komplikasyonları PIC mikro kontrolör ile otomatik olarak kontrol eden bir sistemi gerçekleştirmiştir [12].

Ahmadi M. ve Bates J.H.T. yaptıkları çalışmada, geliştirdikleri bilgisayar programı yardımıyla prototip ventilatörlerde bulunan vanayı açıp kapatarak, inspirasyon ve ekspirasyon işlemini gerçekleştirmişlerdir [13].

Schumann S. ve diğ., ventilasyon esnasında endotrakeal tüp (ETT)'den dolayı meydana gelen basınç düşümünün sebeplerini belirlemek için deney düzeneği oluşturup, trake basıncı ile havayolu basıncı arasındaki ölçme işini yapmışlardır. Çalışma frekansı ve ETT'nin çapı arttığında kayıpların daha çok arttığı vurgulanmıştır [14].

Penhaker M. ve Vavrik D., ticari ventilatör ve test akciğeri kullanarak, Y-bağlantı ve Y-bağlantı kaçış yolu olacak şekilde 2 ayrı bağlantı noktası olan deney düzeneği kurarak hava yolundaki kayıp basıncı ile ilgili ölçüm ve test işlemini yapmışlardır. Basınç ve volüm bilgileri alınıp, Labview'de inspirasyon süresi, frekans ve tidal volümün analizi yapılmıştır [15].

Chambrin M.C. ve diğ., ventilatörden hastanın ayrılması için mevcut ventilasyon modlarının dezavantajlarını gideren bir deney düzeneği ve algoritma geliştirmişlerdir. Sistemin giriş değişkeni olarak optimum dakika ventilasyonu, minimum tidal volüm ve maksimum hava basıncı seçilmiş, çıkış olarak ise inspirasyon ve ekspirasyon valfleri seçilmiştir [16].

Tehrani F. ve diğ. ventilasyon esnasında meydana gelebilecek oksijen azlığı veya fazlalığını önlemek amacı ile kapalı çevrim kontrol sistemi kurarak FiO₂'yi kontrol etmişlerdir. Mikroişlemci temelli geri beslemeli sistemin PID (Oransal-Integral-Türev) kontrolör ile birleştirilmesi ile FiO₂'nin kontrolü gerçekleştirilmiştir [17].

Güler H., küçük akciğer hacmine sahip laboratuvar hayvanlarının anestezi altındaki solunumunu gerçekleştiren açık çevrim kontrollü ventilatör tasarlamıştır. Sistemde kontrolör olarak S7-200 PLC (Programlanabilir Lojik Kontrolör) kullanılmıştır [18].

Rozanek M. ve Roubik K., solunum sisteminin matematiksel modelini geliştirmişlerdir. Bunu yaparken, elektro-akustik benzerliğinden yararlanılarak solunum sisteminin akustik özelliklerini hesaplamışlardır. Solunum sisteminin geometrik boyutu kullanılarak matematiksel modelden akciğer parametrelerini gösteren R,L,C'yi yetişkin ve yeni doğan bebekler için hesaplamışlardır [19].

Son yıllarda akıllı kontrol tekniklerinin birçok medikal sistemde başarı ile kullanılmasından sonra araştırmacılar mekanik ventilatörlerin de akıllı hale getirilmesi ile ilgili çalışmalar yapmışlardır. Rees S.E. ve diğ. çalışmalarında yoğun bakım ünitesinde kullanılan ventilatörün parametreleri için karar destek sistemi geliştirmişlerdir. Sistemlerini üç aşamada oluşturmuşlardır. Bunlar, fizyolojik (O_2 - CO_2 alıp-verilmesi), klinik uygulama ve akıllı kontrol tekniği ile kontroldür [20].

Noshiro M. ve diğ. makalelerinde, yüksek frekanslı ventilasyonda geleneksel kontrol yöntemleri ile bulanık kontrolü birleştirerek end-tidal pCO_2 'nin ölçülmesini gerçekleştirmişlerdir. Bulanık PI kontrolörün iki girişinden biri hata, diğeri ise hatadaki değişim olarak seçilmiştir [21].

Stegmaier P.A. ve diğ. yaptıkları çalışmada, bulanık mantık ile ventilasyon esnasında hastaya ulaşan basınçtaki değişikliklerden faydalanarak hastanın öksürmesinin takip edilmesini gerçekleştirmişlerdir. Basınç sensöründen alınan bilgiler analog-dijital dönüştürücü yardımı ile sayısallaştırılıp bulanık kontrolöre verilmektedir [22].

Nemoto T. ve diğ. makale çalışmalarında, kalp atış hızı, tidal volüm, nefes alma hızı ve SaO_2 değerlerine göre KOAH (Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı) hastalarının ventilatörden ayrılma işlemini bulanık denetleyici ile gerçekleştirmişlerdir. Hastanın iyileşme/kötüleşme eğilimini belirlemek amacı ile 96 adet kural oluşturmuşlardır. Gerçekleştirdikleri sistemi 13 hasta üzerinde test etmişlerdir [23].

Schaublin J. ve diğ. çalışmalarında kapalı çevrim geri beslemeli mekanik ventilatörde, ventilasyon frekansını ve tidal volümü ayarlayarak, F_ECO_2 'yi (End-tidal karbon dioksit karışımı) istenilen seviyede tutmak için bulanık denetleyici kullanmışlardır. Bulanık denetleyicinin girişi, istenilen F_ECO_2 değeri ile gerçek F_ECO_2 değeri arasındaki hata; çıkış ise frekans ve tidal volüm olarak seçilmiştir. 30 hastanın ameliyatı esnasında bulanık ventilatör ve ticari ventilatör kullanılarak sistemin güvenilirliği test edilmiştir [24].

Nelson ve diğ. yaptıkları çalışmada asiste mekanik ventilasyon modunda respirasyon hızı ve SaO_2 kontrolünü bulanık denetleyici ile gerçekleştirmişlerdir. Sistemin gerçekleştirilmesinde Matlab/Fuzzy Toolbox kullanılarak 7 ayrı program gerçekleştirip en iyi çözümün hangisi olduğunu incelemişlerdir [25].

Wang ve diğ. makale çalışmalarında teşhis ve tedavi amaçlı, volüm ayarlı ventilatörler için kontrol sistemi geliştirmişlerdir. Yapay akciğer modeli üzerinde bulunan butonlar ile solunum esnasında oluşabilecek çeşitli durumların benzetimi gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Sensörlerden aldıkları bilgileri bilgisayara ileterek hastanın genel durumu belirlenip, respirasyon oranı, I:E (Inspirasyon: Ekspirasyon) oranı ve tidal volümü petri ağırları kullanarak kontrol etmişlerdir [26].

H.F.Kwok ve diğ. çalışmalarında, yoğun bakım ünitelerinde kullanılan ventilatörler için hibrit (melez) algoritma kullanarak Matlab/ Simulink ortamında benzetim çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen sistemde 2 kısım mevcuttur. İlk modda kan gazları, FiO_2 , PEEP, Pinsp , Vrate gibi parametreleri sistem tarafından değiştirilirken, ikinci modda bu değişiklikleri yapması için klinisyene öneride bulunmaktadır [27].

H.F.Kwok ve diğ. yaptıkları çalışmada, kan gazı olan PaO_2 ve PaCO_2 değerlerinin bulanıklaştırılması ile hastanın respirasyon oranının hesaplatılması işlemini gerçekleştirmişlerdir. Sistemin üyelik fonksiyonları klinisyenlere danışılarak 2 farklı şekilde anket yapılarak oluşturulmuştur. Bu anket sonucunda klinisyenlerin ortak bir fikirde buluşmadığı ortaya çıkarılmıştır [28].

N.Claure ve diğ. makale çalışmalarında, premature bebeklerin ventilasyonunda mekanik desteği minimize etmek için bir hibrid algoritma gerçekleştirmişlerdir. Önce “kapalı çevrim hedeflenen dakika ventilasyonu” ve “kapalı çevrim hedeflenen tidal volüm” ayrı ayrı oluşturulup, daha sonra da bunlar birleştirilerek oluşabilecek durumlara karşı verdiği cevaplar dikkate alınarak sonuçlar irdelenmiştir. Ventilatör frekansı ayarlanarak kapalı çevrim dakika ventilasyonu, inspirasyon pik basıncı ayarlanarak kapalı çevrim tidal volüm kontrolü gerçekleştirilmiştir [29].

Tehrani F. çalışmasında, hem hastaların tedavisi hem de mekanik ventilasyon yönetimi için kapalı çevrim karar destek sistemi geliştirmiştir. Kapalı çevrim sistemi gerçekleştirilir iken, arterial kan gazını normal seviye içinde ayarlanmasına, nefes alma eforunun azaltılmasına ve ventilatörden ayrılma süresinin azaltılmasına dikkat edilmiştir. PCO_2 , SpO_2 , FiO_2 , PEEP parametrelerin değerlerine göre hastanın ventilatörden ayrılmasına karar verilmiştir [30].

Zhu H. ve Möller K., yaptıkları çalışmada, bulanık-nöral sistem kullanarak doğrusal olmayan sistem olan solunum sisteminin kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. Bulanık sistem ile gaz akımı kontrol edilmeye çalışılır iken, nöral sistem ile doğrusal olmayan respirasyon sistemi kontrol edilmiştir. Veriler hastanede gerçek hastalar üzerinden elde edilmiştir. Sistem matlab/simulink ortamında benzetim yapılarak gerçekleştirilmeye çalışılmıştır [31].

Zhu H. ve diğ. makale çalışmalarında, ventilasyon yapılan hastanın fizyolojik özelliklerine göre hava yolu basıncının uyarlanabilir kontrolünü yapay sinir ağları (YSA) ile gerçekleştirmişlerdir. YSA'nın eğitimi ve test işlemi için gerekli data 28 AŞS hastasından elde edilmiş ve bu data 28'in yarısı eğitim işlemi için diğer yarısı da test işlemi için kullanılmıştır. Hastalardan alınan fizyolojik parametreler, PaO_2 , $PaCO_2$ ve nefes alma hızıdır [32].

A.Tzavaras ve diğ. çalışmalarında, KOAH hastalarının ventilasyonunda, uygun tidal volüm ve respirasyon hızının ANFIS ile modellenmesi ve kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. 4 hastanın kontrollü mod ventilasyonunda fizyolojik parametreler ve ventilatör ayarları toplanılmıştır. Elde edilen bu bilgilerin %60 ile eğitim, geri kalanı ile de test işlemi gerçekleştirilmiştir. Sistemin giriş değişkenleri oksijen saturasyonu (SpO_2), akciğer kompliansı ve direnci, pik inspirasyon basıncı (PIP) ve plato basıncı (P_{plato})'dır [33].

Liu F. ve diğ. yaptıkları çalışmalarında, nöral-bulanık hibrit sistemini kullanarak FiO_2 'yi modellemişlerdir. BIPAP (Bi-level Positive Airway Pressure-Değişken Pozitif Hava Yolu Basıncı) ventilasyon modu altında tedavi gören hastaların fizyolojik bilgileri 20 gün süresince kayıt edilmiştir. Kayıt edilen parametreler (SaO_2 , FiO_2 , respirasyon oranı ve PEEP) yardımı ile FiO_2 değerinin ayarlanması gerçekleştirilmiştir [34].

Güler H. ve Ata F., çalışmalarında, senkronize aralık zorunlu ventilasyonda (SIMV-Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation) basınçtaki hata ve bu hatanın değişim oranına bağlı olarak, respirasyon oranı (nefes alıp-verme sürelerinin toplamı), tidal volüm ve hastaya verilen basıncın bulanık mantık denetleyici ile hesaplanması işlemini gerçekleştirmişlerdir [35].

Güler H. ve Ata F. makalelerinde, akciğer dinamikleri olan direnç ve kapasite değerlerine göre hastanın inspirasyon ve ekspirasyon sürelerinin tahmin edilmesini gerçekleştirmişlerdir [36].

H.Kwok ve diğ., ventilatör kontrolü için Matlab ortamında ANFIS (Uyarlanabilir Sinirsel Bulanık Çıkarım Sistemi) kullanarak kural tabanlı çıkarımı gerçekleştirmişlerdir. 71 klinik senaryo için 8 klinisyenin verdiği cevapları kullanarak modeli eğitmişlerdir.

Sistem girişi olarak PaO_2 , FiO_2 , PEEP ve ΔFiO_2 seçilmiştir. Elde edilen sonuçlar daha önce yapılan çalışmalarda kullanılan FAVeM (Ventilator Yönetimi için Bulanık Danışman) programı ile karşılaştırılmış, ANFIS'ın daha doğru sonuçlar verdiği vurgulanmıştır [37].

Zhu H. ve Möller K., bulanık mantık kullanarak, 2 hastanın PaO_2 , $PaCO_2$, f, I:E, maksimum ventilatör volümü (MVV), vital kapasite (VC) ve tidal volüm (VT) parametrelerine bakarak hastaya uygulanan tedavinin başarılı olup olmadığının tahmin edilmesi işlemini gerçekleştirmişlerdir [38].

Zhu H. ve Möller K. volüm ve basınç kontrollü modların birleştirilmesi ile oluşturulan çift yönlü kontrol modunun bulanık kontrolör ile kontrol edilmesini 2 ayrı kontrol birimi kullanarak geliştirmişlerdir. Eğer sistem parametreleri yavaşça değişiyorsa bulanık kontrol, hızlı değişiyorsa geliştirdikleri uzatma kontrol opsiyonu devreye girmektedir [39].

Gao Z. ve diğ. optimizasyon algoritması kullanarak, ventilasyondan kaynaklanan akciğer rahatsızlıklarını azaltmak için ventilasyona ait tidal volüm, I/E ve PEEP değerlerini optimize ederek PaO_2 ve pH dengesini kontrol etmişlerdir [40].

Bates J.H.T. ve diğ., bulanık mantığın kapalı çevrim mekanik ventilasyonda klinisyenlerin yerine nasıl gecebileceğini ve ventilatörden ayrılma işlemine nasıl yardımcı olabileceği konusunu incelemişlerdir. COPD (Chronic Obstructive Pulmonary Disease) hastalarına ait kalp atış hızı, SaO_2 , tidal volüm, solunum hızı, solunum hızının değişimi ve SaO_2 değişimi olmak üzere 6 tane giriş belirleyerek basınç destekli ventilasyonda (PSV) hastanın durumu hakkında bulanık tahmin işlemi gerçekleştirilmiştir [41].

Bates J.H.T. ve Young M.P., ortalama arterial kan basıncı ve saatlik ürün çıkış değerlerine bakarak damar içi akıcı sıvı oranını bulanık denetleyici ile kontrol etmeye çalışmışlardır [42].

Borillo V.M. ve diğ. özel olarak geliştirilmiş akıllı izleme sisteminden elde edilen verileri (hastanın yaşı, önceki hastalıkları v.b) sinir ağlarında giriş olarak kullanarak, hastanın tedavisi için çıkarım yapmışlardır. Sinir ağlardan elde edilen sonuçlar ile klinisyenin uygulamış olduğu tedavi arasında %9 oranında fark olduğu vurgulanmıştır [43].

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 [44].

Sun Y. ve diğ. ventilasyon uygulanan yeni doğmuş bebeklerde FiO_2 oksijen konsantrasyonunu ayarlamak için bir bulanık kontrol gerçekleştirmişlerdir. SaO_2 'nin ölçümü yapıp, hata ve hatadaki değişime bağlı olarak FiO_2 'yi kontrol etmişlerdir [45].

Hatzakis G.E. ve Davis G.M. bulanık mantık denetleyici kullanarak ventilasyona ihtiyaç duyan yeni doğmuş bebeklerin ventilatörden ayrılma sürecini belirlemeye çalışmışlardır. SIMV (Senkronize Aralık Zorunlu Ventilasyon) modunda bebeklerin kalp atışı, solunum hızı, tidal volüm ve SaO_2 değerleri ile bunların değişimlerini kullanarak bulanık denetleyicinin hesapladığı SIMV seviyesi ile klinisyenlerin belirlediği SIMV seviyesini karşılaştırmışlardır [46].

Merouani M. Ve diğ. bulanık mantık temelli kapalı çevrim kontrol ile hastaların mekanik ventilatörden ayrılma sürecini incelemişlerdir. Sistemin girişi olarak ortalama arterial basınç ile bu basıncın değişimi seçilir iken, 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 [47].

Literatür taramasında görüldüğü üzere mekanik ventilatör ile ilgili araştırmalar genellikle kontrol ve ventilasyon modlarının iyileştirilmesi şeklinde gerçekleştirilmiştir. İlk zamanlarda mekanik ventilatörün klasik kontrol metotları ile kontrolü yapılmıştır [1-18]. Daha sonraları yapay zeka tekniklerinin gelişmesi ile araştırmacılar mekanik ventilatörü akıllı kontrol teknikleri ile kontrol etmeye çalışmışlardır [19-47]. Bu çalışmaların büyük bir kısmında ventilasyona ait parametrelerin kontrolü ile ilgili benzetimler yapılmıştır. Diğer yapılan çalışmalarda ise ticari olarak satın alınan solunum cihazlarına akıllı sistemleri ekleyerek solunum cihazının akıllı hale getirilmesi sağlanmıştır. Bu tez çalışmasında ise öncelikle akciğerin elektriksel modeli çıkartılıp, bununla ilgili Matlab/Simulink'te sistemin akıllı kontrolü ile ilgili benzetim gerçekleştirilmiştir. Daha sonra ise solunum cihazı tasarlanıp, LabVIEW yazılımı ile kontrolü yapılmıştır. Kontrol tekniği olarak akıllı kontrol tekniklerinden bulanık denetleyici kullanılmıştır.

Bu tez çalışmasında, solunum cihazının akıllı kontrol teknikleri ile kontrolü baz alınmıştır. İncelenen çalışmalarda hedeflenen uyarlanabilir bir sistemin oluşturularak klinisyenin iş yükünün azaltılması bu çalışmada da hedeflenmektedir. Kendi geliştirdiğimiz solunum cihazının bulanık denetleyici kullanarak akıllı hale getirilmesi, tezin şu ana kadar yapılan çalışmalardan farkı olarak ortaya çıkmaktadır. Ayrıca

gerçekleştirilen çalışma ile yerli üretim teknolojisi geliştirilerek, bu sistemin maliyetini düşürmek hedeflenmektedir.

1.2. Tezin Amacı

Bu tez çalışmasının genel amacı, yapay zeka tekniklerinden bulanık mantık kullanılarak akıllı solunum cihazı tasarımını gerçekleştirmektir. Sisteme ait veriler (İnspirasyon ve ekspirasyon süreleri, tidal volüm, PIP, PEEP, FiO₂, I/E -Inspirasyon/Ekspirasyon- oranı) uzman görüşleri ile birleştirilmiş ve yapay zeka teknikleri yardımı ile akıllı solunum cihazı tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Bu tezin amaçlarından biri, akıllı solunum cihazı ile hastada meydana gelebilecek anlık değişimlere cevap verebilen uyarlanabilir bir sistemin oluşturulmasıdır. Böylece klinisyenin her an hastanın yanında olmasına ihtiyaç kalmayacaktır. Eğer istenilmeyen bir durum oluşur ise alarm sistemi ile klinisyen uyarılacaktır. Tıp ve veteriner fakültelerinde deneysel hayvan çalışmalarında da kullanılabilecek ucuz maliyetli akıllı solunum cihazı tasarlanması hedeflenmektedir.

Tezin amaçlarından bir diğeri, akciğerin elektriksel modelinin elde edilip, ventilasyon benzetiminin gerçekleştirilmesidir. Akciğer dinamiklerinin değişmesi durumuna göre ventilasyonda oluşabilecek durumların analizi gerçekleştirilecektir.

Literatürde solunum cihazının akıllı hale getirilmesi ile ilgili birçok teorik ve pratik çalışma yapılmıştır. Yapılan deneysel çalışmalarda, ticari olarak satın alınan solunum cihazlarına ek modüller takılarak akıllı hale getirilmeye çalışılmıştır. Bu tez çalışmasında ise, deneysel çalışmalarda solunum cihazının satın alınması yerine, bulanık denetleyici ile anlık değişimlere cevap verebilen kapalı çevrim kontrollü solunum cihazı tasarlanacak ayrıca akciğerin elektriksel modelinin oluşturulması ile literatürde şuna kadar yapılmayan ventilasyon işleminin benzetimi gerçekleştirilecektir. Hem akıllı solunum cihazının tasarlanması hemde tüm ventilasyonun benzetiminin gerçekleştirilmesi bu tezin özgünlüğüdür.

1.3. Tezin Organizasyonu ve Katkılar

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

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

Bölüm 3’de akciğer mekaniğine ait 3 ayrı model incelenmiş daha sonra bu modellerin elektriksel eşdeğer devreleri elde edilmiştir. Ayrıca yapay zeka tekniklerinden bulanık mantık denetleyiciler detaylı olarak incelenmiş ve ventilasyon parametrelerinden birkaçı için bulanık kontrol ile ilgili örnekler verilmiştir.

Bölüm 4’de akıllı solunum cihazının modellenmesi gerçekleştirilmiştir. Daha sonra bu modelin 3. bölümde elde edilen akciğer modelleri ile birleştirilmesi ile ventilasyon işleminin benzetimi yapılmıştır. Akciğer modellerindeki parametrelerin değişimine bağlı olarak oluşan değişimler gözlemlenmiştir.

Bölüm 5’de akıllı solunum cihazını oluşturan ekipmanlar hakkında kısa bilgiler verilerek, cihazın çalışma algoritması anlatılmıştır. Daha sonra gerçekleştirilen cihaz yardımı ile yapılan deneylerden elde edilen sonuçlar ayrıntılı olarak incelenmiştir.

Bölüm 6’da tez çalışmasında elde edilen sonuçlar irdelenmiş ve tezde yapılan orijinal katkılar vurgulanmıştır.

Bu tez çalışması Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projesi birimi tarafından FÜBAP-1911 nolu proje desteği ile desteklenmiştir.

2. VENTİLASYON

Solunum fonksiyonu bozulmuş canlıların yapay olarak solunumunu gerçekleştiren cihaza ventilatör, yapılan bu işlemede ventilasyon denilmektedir. Günümüzde solunum cihazları (ventilatörler) yoğun bakım ünitelerinin ayrılmaz bir parçası durumundadır. Geçmişten günümüze birçok araştırmacı bu cihazın gelişmesine katkıda bulunmuştur. İlk olarak 14. yüzyılda gerçekleştirilen solunum cihazı uygulaması, 21. yüzyılda hala geliştirilmeye çalışılmaktadır. Günümüzde biyomedikal alanda çalışan 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 azaltmak ve klinisyenlerin iş yükünü hafifletmektir.

2.1. Ventilasyona ait Temel Kavramlar

Ventilatör ve ventilasyonun daha iyi anlaşılması için bazı terimlerin kısaca açıklanması gerekmektedir.

Ventilasyon: Makina yardımıyla yapay olarak gerçekleştirilen solunum olarak tanımlanmaktadır.

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

İnspirasyon: Ventilasyon esnasında havanın akciğerlere girişi yani nefes alma olarak tanımlanmaktadır.

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

Tidal volüm: İnspirasyon veya ekspirasyon esnasında akciğere giren veya çıkan hava miktarı olarak tanımlanmaktadır.

2.2. Ventilasyon için Geliştirilen Yöntemler

Ventilasyon için 3 yöntem geliştirilmiştir. Bunlar;

- Negatif Basıncılı Ventilasyon,
- Pozitif Basıncılı Ventilasyon,

- Yüksek Frekanslı Ventilasyon'dur.

Bu yöntemler aşağıda kısaca açıklanmıştır.

2.2.1. Negatif Basıncılı Ventilasyon

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

Negatif basınçlı ventilasyon uygulamalarında hastanın tüm vücudu, negatif yani atmosferik basınç'dan daha düşük bir basınç oluşturulmak üzere hava geçirmez bir kabin ile kapatılır. Ventilatör tarafından negatif basınç oluşturulduğunda bu basınç göğüs duvarını geçip, ağız basıncına göre daha negatif bir değere geldiğinden solunum havası akciğerlere ulaşır [48]. Göğüs duvarı etrafındaki basınç kaldırıldığında bu sefer de ekspirasyon meydana gelir ve akciğerlerin normal elastik büzüşmesi ile havanın dışarı doğru akımı sağlanır.

2.2.2. Pozitif Basıncılı Ventilasyon

Bu tip ventilasyon, yapay bir havayolu oluşturularak, akciğerlere belirli bir basınçta gaz akımı gönderilmesi prensibine göre çalışmaktadır. Bu tip ventilatör ile hastaya hava veya oksijen verilmeye başlanıldığında, basınç değeri ağızda pozitif, alveolde sıfırdır. Böylece oluşan basınç farklılığından ötürü solunum havası alveollere ulaştırılır. Bundan dolayı üst havayollarında oluşan basınç, akciğer ve göğüs duvarının elastik büzüşmesi için gerekli olan basınç ve havayolu direncini yenmesi için gerekli basıncın toplamına eşit olmak zorundadır [49]. Bu şekilde alveollerde pozitif bir basınç oluşmakta ve inspirasyon gerçekleşmektedir. İnspirasyon sonunda ventilatörün pozitif basınç uygulaması durur ve bu durumda ağızda oluşan basınç sıfıra düşer iken, alveoler basınç ise hala pozitif kalmaktadır. Böylece ağız ve alveol arasında yine bir basınç farklılığı meydana gelir ve hava dışarı çıkar. Alveoler basıncın tekrardan sıfıra dönmesi ile ekspirasyon sona erer. Günümüzde, ventilasyon uygulamalarında rutin olarak pozitif basınçlı ventilasyon kullanılmaktadır.

2.2.3. Yüksek Frekanslı Ventilasyon

Yüksek frekanslı ventilasyon, esasında pozitif basınçlı ventilasyon temelli çalışan bir uygulamadır. Fakat burada hastanın ventilasyonu için gerekli olan dakika volümü, düşük ventilasyon volümü ve yüksek ventilasyon hızları kullanılarak sağlanmaktadır. Bunun için geliştirilmiş 3 temel modeli mevcuttur [50].

- Yüksek frekanslı pozitif basınçlı ventilasyon; bu tür ventilasyonda solunum sayısı 60-100/dakika'dır.
- Yüksek frekanslı jet ventilasyon; burada solunum sayısı 100-600/dakika'dır.
- Yüksek frekanslı osilasyon; solunum sayısı dakikada 1000'in üzerinde yaklaşık 4000/dakika'dır.

Bu tip ventilasyon çocuklarda daha etkili sonuçlar vermektedir.

2.3. Ventilasyon Temel Değişkenleri

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

2.3.1. Basınç

Ventilasyon esnasında basınç farkları ile gaz hareketi gerçekleşir. Burada oluşturulan basınç farkları ile hastanın akciğer kapasitesi ve havayolu direncine bağlı olarak gaz değişimi için gerekli olan volümü, alveollere ulaştırmak hedeflenmektedir.

2.3.2. Volüm

Kendi kendine olan solunumda olduğu gibi mekanik ventilasyonda da temel amaç uygun dakika ventilasyonu için akciğerde gerekli tidal volümü sağlamaktır. Ventilasyon esnasında volüm, zaman ve basıncın belirlediği akım hızına bağlıdır.

2.3.3. Akım

Hız ve model olmak üzere iki komponenti olan akım, ventilasyon esnasında belirli bir zaman diliminde gazın hareketini ifade eder.

2.3.4. Zaman

Ventilasyon esnasında zaman çok önemli rol oynamaktadır. İnspirasyonun başından ekspirasyonun sonuna kadar geçen süreye respirasyon süresi denilmektedir.

2.4. Ventilasyon Modları

Pozitif basınçlı ventilasyon pratiğinde genellikle inspirasyona başlama şekli mod olarak isimlendirilmektedir. Örneğin;

Kontrollü ventilasyon = Kontrollü mod

Asiste ventilasyon = Asiste mod

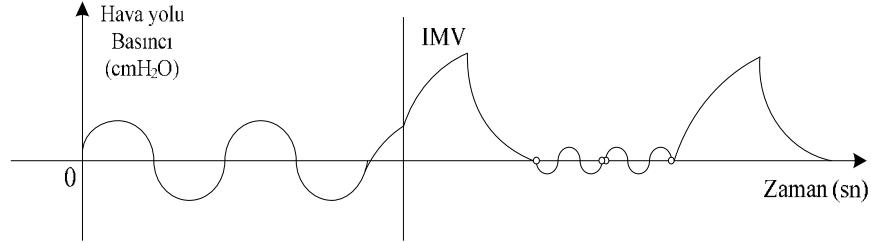
olarak isimlendirilmektedir. Günümüzde teknolojik gelişmelere paralel olarak kontrollü ve asiste modların dışında birçok mod geliştirilmiştir. Fakat bunlardan sadece birkaçı klinisyenler tarafından tedavi esnasında tercih edilmektedir. Şuan yoğun bakım ünitelerinde yaygın kullanılan ventilasyon modları;

- Aralıklı zorunlu ventilasyon (Intermittent mandatory ventilation: IMV)
- Senkronize aralıklı zorunlu ventilasyon (Synchronized intermittent mandatory ventilation: SIMV)
- Basınç kontrollü ventilasyon (Pressure control ventilation: PCV)
- Basınç destekli ventilasyon (Pressure support ventilation: PSV)

2.4.1. Aralık Zorunlu Ventilasyon (IMV)

Bu modun temeli zaman tetiklemelidir ve saptanan sürelerde akım veya volüm sınırlı mekanik solunumlar meydana getirilir ve bunun haricinde de hastanın kendi yaptığı solunum da korunur. Bu ventilasyon tipinde kullanıcı tarafından IMV için, solunum hızı, tidal volümü ve akım ayarlanır. IMV sırasında hastanın kendi solunumu asiste edilmez.

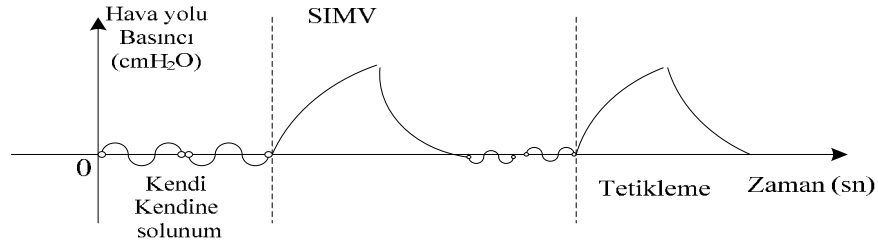
Ancak mekanik solunumların olmadığı dönemlerde de ventilatörden gaz akımı devam eder. Şekil 2.1’de aralık zorunlu ventilasyona ait dalga şekli görülmektedir.



Şekil 2.1. Aralık zorunlu ventilasyon moduna ait basınç-zaman dalga şekli

2.4.2. Senkronize Aralık Zorunlu Ventilasyon (SIMV)

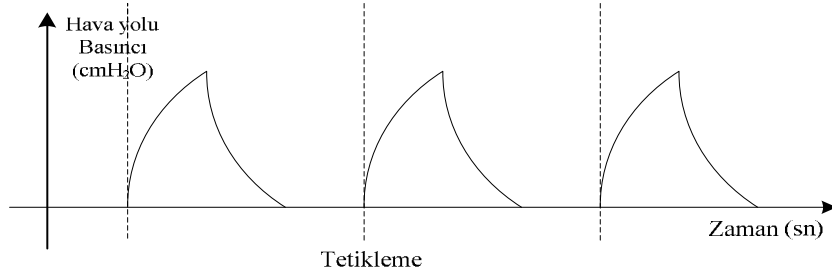
Bu ventilasyon modunda hastanın solunumuna izin verilmektedir. Klinisyenin belirlediği zaman aralıklarında ventilatör hastanın inspirasyon eforunu bekler ve efor algılandığında pozitif basınçlı ventilasyon uygulanarak hastanın solunumu desteklenir. Ventilatörde solunum hızı, tidal volüm ve akım ilk başta ayarlanır. Ayarlanan zaman aralığında hastada solunum eforu algılanmaz ise solunum cihazı hastaya kontrollü bir solunum desteği sağlar. Şekil 2.2’de senkronize aralık zorunlu ventilasyona ait dalga şekli verilmiştir.



Şekil 2.2. Senkronize aralık zorunlu ventilasyon moduna ait basınç-zaman dalga şekli

2.4.3. Basınç Kontrollü Ventilasyon (PCV)

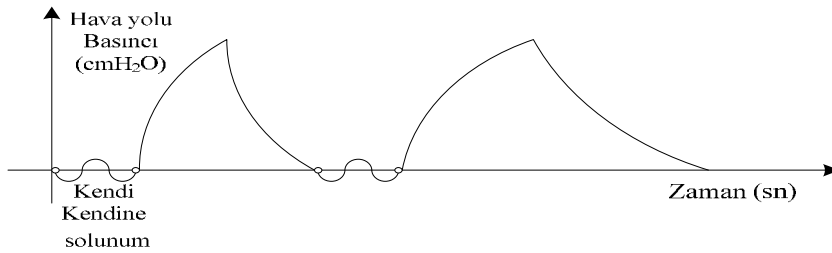
Bu ventilasyon modu zaman tetiklemeli ve basınç sınırlı olarak çalışmaktadır. Ventilasyona ait parametreler klinisyen tarafından ilk başta belirlenir. Hastaya belirlenen zaman aralıklarında pozitif basınçlı ventilasyon uygulanmaktadır. Şekil 2.3’de basınç kontrollü ventilasyona ait dalga şekli gösterilmiştir.



Şekil 2.3. Basınç kontrollü ventilasyon moduna ait basınç-zaman dalga şekli

2.4.4. Basınç Destekli Ventilasyon (PSV)

Solunum hasta tarafından başlatıldığından, kendi kendine solunum yapmaya yatkın hastalarda tercih edilmektedir. Bu modda tidal volüm kontrol edilerek, pik inspirasyon basıncı ayarlanmaktadır. Şekil 2.4'te bu ventilasyon moduna ait dalga şekli gösterilmiştir.



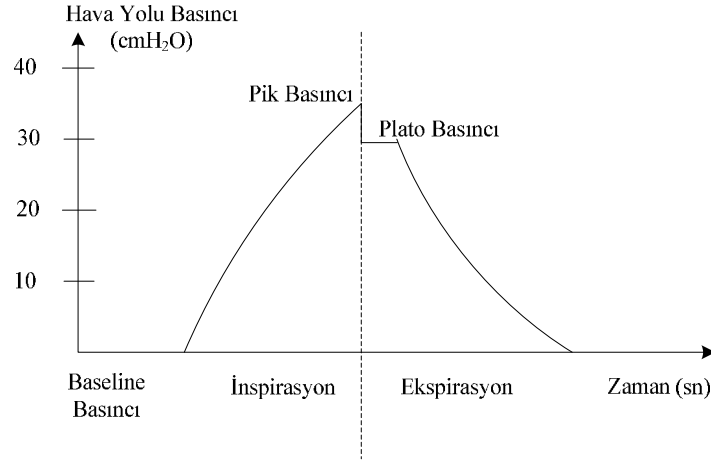
Şekil 2.4. Basınç destekli ventilasyon moduna ait basınç-zaman dalga şekli

2.5. Pozitif Basıncılı Ventilasyona ait Basınç Kavramları

Pozitif basınçlı ventilasyonda üst solunum yollarına pozitif basınç uygulanarak hava keseciklerine hava veya oksijen ulaştırılması hedeflenmektedir. Bundan dolayı ventilasyon esnasında kullanılacak basınçların çok iyi bilinmesi ve izlenmesi gerekmektedir. Bu basınçların bazıları şunlardır;

- Baseline (Temel) Basınç
- Pik Basıncı
- Plato Basıncı
- Ekspirasyon Sonu Basıncı

Şekil 2.5'de pozitif basınçlı ventilasyona ait basınç parametreleri gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Pozitif basınçlı ventilasyona ait basınç parametreleri

2.5.1. Baseline Basıncı

Pozitif basınçlı ventilasyon’da tüm basınçlar bir referans basınca göre okunur. Normalde manometre başlangıç noktası sıfırdır ve inspirasyon ya da ekspirasyon öncesini gösterir. Havayolunda ek bir basınç yoktur. Ancak pratik ventilatörlerde ekspirasyon esnasında sıfırdan büyük bir basınç oluşturacak şekilde ayarlanabilir. Bu değer ekspirasyon sonu pozitif basınç (Positive End Expiratuar Pressure-PEEP) olarak ifade edilir. Burada ekspirasyon valfi yardımıyla nefes verme esnasında makinenin oluşturduğu soluklar arasında basıncın sıfıra ya da atmosferik basınca düşmesi önlenir.

2.5.2. Pik Basıncı

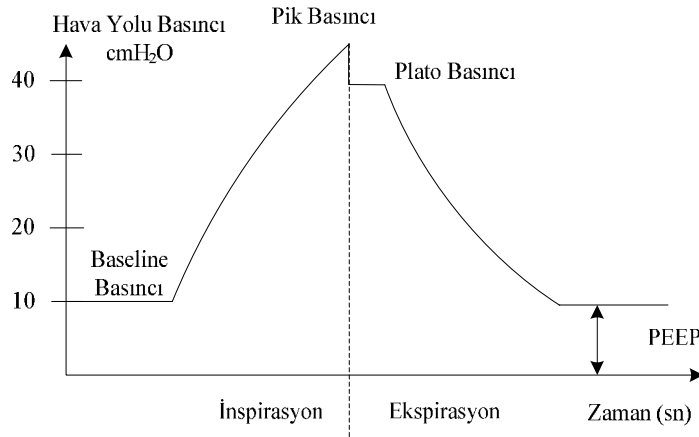
Pozitif ventilasyonda, inspirasyon esnasında manometre pik basıncına yükselir. Bu, inspirasyon sonunda elde edilen en yüksek basınçtır. Pik basıncı, pik hava yolu basıncı olarak da adlandırılmaktadır. İnspirasyon esnasında herhangi bir noktada meydana gelen basınç, PTA(iletici havayolunda kaybedilen basınç) ve PA (alveolü şişirmek için gerekli basınç)’nın toplamıdır.

2.5.3. Plato Basıncı

Plato basıncı, hastaya ventilatörden hava veya oksijen verilip inspirasyon yapıldıktan hemen sonra ve ekspirasyon başlamadan önce ölçülen basınç değeridir. Ventilatör, plato basıncı oluşturacak şekilde ayarlandığında ekspirasyon kısa bir süre için ventilatör tarafından önlenir. Bu durum, nefes alma işleminden sonra havayı tutmaya benzer. Bu esnada solunum durduğu için alveoldeki ve ağızdaki basınç eşit olacağından gaz akımı yoktur. Nefes almaya yardımcı olan kasların gevşemesi ile akciğere güç aktarmış gibi olacaktır. Bu bir pozitif basınç oluşturup, manometrede pozitif basınç okunmasına sebep olacaktır.

2.5.4. Ekspirasyon Sonu Basıncı

Normalde ekspirasyon sonunda manometreden okunması gereken değer sıfır olması gerekirken, ekspirasyon için yeteri süre tanınmaz ise akciğerlerde bir miktar hava tutulacaktır. Bunu durumu önlemek için, nefes alma işlemi başlamadan önce ve nefes verme işleminden sonra basınç ölçülmelidir. Böylece başlangıç noktasının sıfır ya da PEEP değerine eşit olması sağlanır. Şekil 2.6’da PEEP’li basınç dalga şekli verilmiştir.



Şekil 2.6. Pozitif Basıncılı ventilasyona ait bir başka basınç parametreleri

2.6. Ventilasyon Seçimi ve Kullanımı

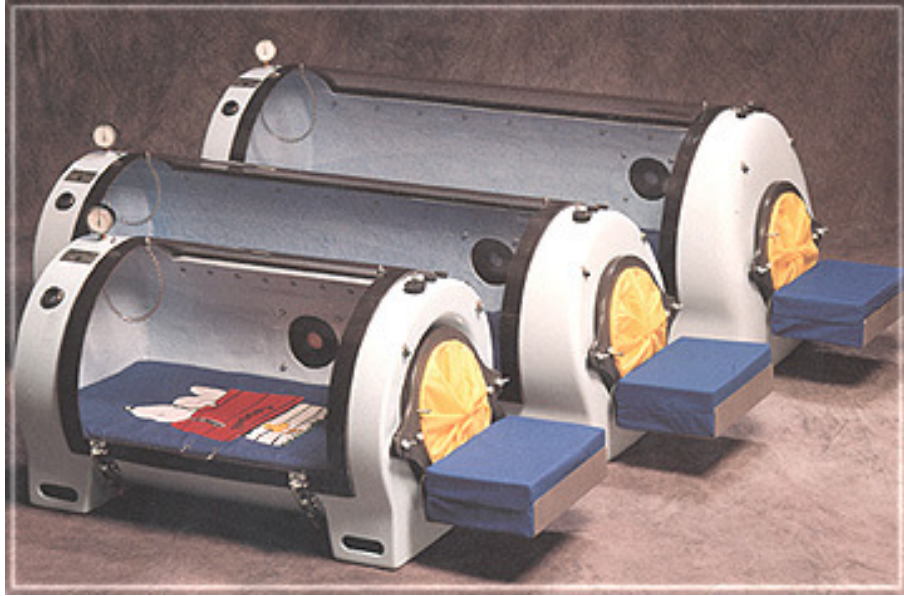
Hastaya uygulanacak ventilasyonun ne tip olacağı ve ne tip bir ventilatör seçileceği önceden belirlenmesi gerekir. Buna göre;

- Negatif veya pozitif basınçlı ventilasyon
- Normal veya yüksek frekanslı ventilasyon

Kararının verilmesi ve uygun ventilatörün devreye sokulması gerekmektedir.

2.6.1. Negatif Basınçlı Solunum Cihazı

Negatif basınç kullanılan negatif basınçlı solunum cihazları, kasların fonksiyonlarını taklit etmekte ve hastanın fizyolojik mekanizmalara göre solunumuna izin vermektedirler. Şekil 2.7’de bu ventilatörün resmi görülmektedir.



Şekil 2.7. Negatif basınçlı solunum cihazı

Bu solunum cihazlarının avantajları; sağlamlık, kullanım kolaylığı ve güvenlik olarak sıralanabilir. Bu yöntemde hastanın ventilasyonunda yapay solunum yollarına ihtiyaç duyulmaz. Hastaların konuşup, rahatlıkla beslenebilmeleri en büyük avantajı olarak göze çarpmaktadır. Fakat büyük ve hantal oluşu ve bazı hastalıkların tedavisinde görülen sıkıntılar bu cihazların dezavantajlarıdır.

2.6.2. Pozitif Basıncı Solunum Cihazı

Bu tip solunum cihazları, üst solunum yolunda pozitif basınç oluşturarak inspirasyonu sağlayan ventilatörlerdir. Günümüzde kullanılan ventilatörlerin büyük çoğunluğu bu tip ventilatörlerdir ve temelde 2 tipi mevcuttur. Bunlar;

- Volüm ayarlı solunum cihazları
- Basınç ayarlı solunum cihazları

Volüm ayarlı solunum cihazları sabit veya değişken akım modelleri ile hasta akciğeriindeki değişikliklerden bağımsız olarak sabit volüm sağlamaktadır. Bu tip cihazlar genellikle volüm ya da zaman fazlıdır. Bu cihazlar son derece karmaşık yapıdadırlar ve kapsamlı alarm sistemlerine sahiptirler.

Basınç fazlı ventilasyon sağlayan basınç jeneratörlerin avantajları küçük ve taşınabilir olmaları ve elektrik enerjisi gerektirmemeleri olarak sıralanabilir. Bu cihazlar özellikle ventilasyon desteğine ihtiyaç gösteren hastaların taşınmasında, acil durumlarda, anesteziyen uyanmanın geç olduğu hastaların kısa süreli ventilasyonunda uygun ventilatörlerdir. Şekil 2.8’de bu tip solunum cihazına ait resim gösterilmiştir.



Şekil 2.8. Pozitif basınçlı solunum cihazı

2.6.3. Yüksek Frekanslı Solunum Cihazı

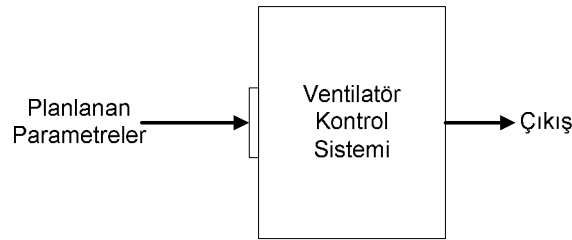
Bu tip solunum cihazları, havayolu bütünlüğü tamamıyla bozulan hastalarda faydalı olduğu bildirilmektedir [50]. Bu tip ventilasyonun erişkinlerde kullanımı çok sınırlıdır ve bunun artırılması için deneysel çalışmalar devam etmektedir. Bu ventilasyon modu

genellikle bebeklerin ventilasyonunda kullanılmaktadır. Yüksek frekanslı ventilasyon, düşük havayolu basıncı gerektiren durumlarda solunumu sağlamak için veya hastanın hareket etmemesi gereken durumlarda kullanılabilir. Bu tip ventilasyonda, solunum gazlarının nemlendirilmesi yetersiz olur ise soluk borusunda bazı sorunlar meydana gelebilir.

2.7.Solunum Cihazı Kontrol Metotları

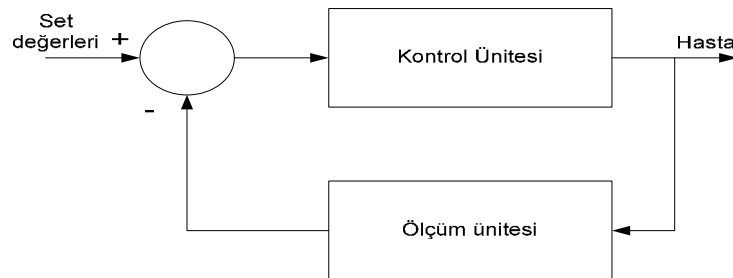
Solunum cihazında kullanıcı tarafından hastaya ulaştırılması planlanan volüme ait parametrelerin ayarlandığı sistemdir. Solunum cihazlarında kullanılan kontrol metotları farklı özellikler gösterirken bu özellikler şu şekilde özetlenebilir;

Açık Çevrim Sistem: Kullanıcı tarafından ayarlanan parametreler solunum cihazı tarafından denetlenmeden hastaya uygulanır. Şekil 2.9’da açık çevrim sistemli solunum cihazına ait kontrol şeması gösterilmiştir.



Şekil 2.9. Solunum cihazının açık çevrimli kontrolü

Kapalı Çevrim Sistem: Ayarlanan parametreler solunum cihazı tarafından sürekli olarak denetlenir ve gerekirse düzeltilir. Ayarlanan değerlerin hastaya ulaşmasında bir problem oluşursa alarm düzeneği ile kullanıcı uyarılır. Şekil 2.10’da kapalı çevrim sistemli solunum cihazına ait kontrol şeması verilmiştir.

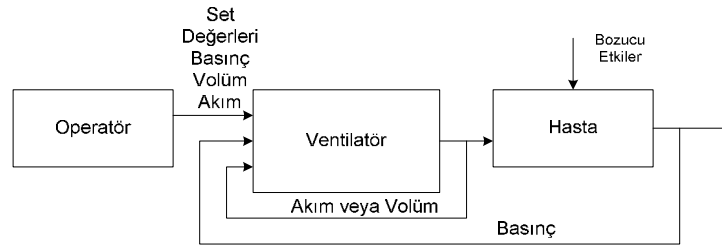


Şekil 2.10. Solunum cihazının kapalı çevrimli kontrolü

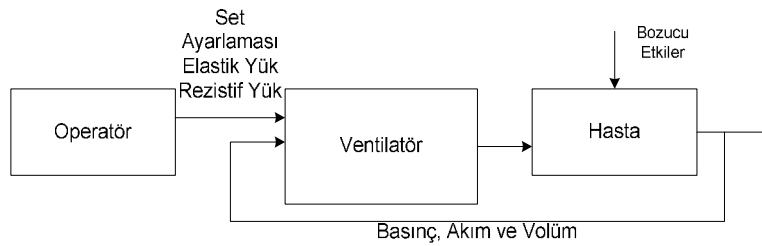
Modern solunum cihazlarında akım ve volüm dalga şekillerini üretmek için büyük ölçüde PID tip kontrol kullanılmaktadır. Günümüzde yapay zeka teknikleriyle solunum cihazı kontrolünün gerçekleştirilmesi çalışmaları yapılmaktadır. Bu çalışmalarda genellikle, bilgi destekli sistemler cihazdan ayrılma sürecinde, yapay sinir ağları oransal asiste ventilasyon kontrolünde, bulanık denetleyicili sistemler ise solunum cihazının zorunlu veya asiste kontrolünde kullanılmaktadır [51].

2.7.1. Klasik Kontrol

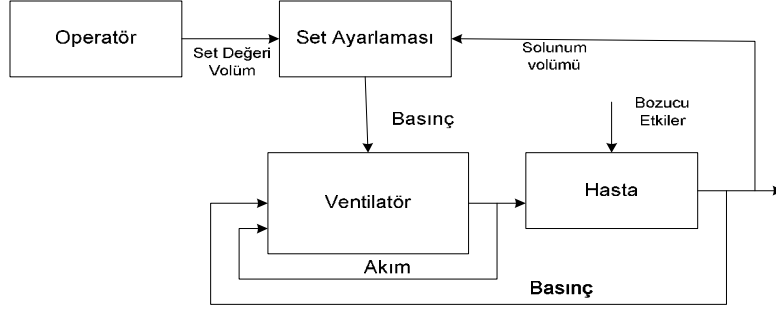
Ventilatör kontrolünde klasik kontrol yöntemleri ventilatör kontrolünün yapılmaya başlanıldığı ilk zamanlardan beri kullanılmaktadır. Bu kontrol yönteminde set ayarlamalı, servo kontrol ve optimal kontrol olmak üzere 3 ayrı kontrol yöntemi mevcuttur [52]. Bu üç yönteme ait blok diyagramları aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir.



Şekil 2.11. Set ayarlamalı kontrol blok diyagramı



Şekil 2.12. Servo kontrol blok diyagramı

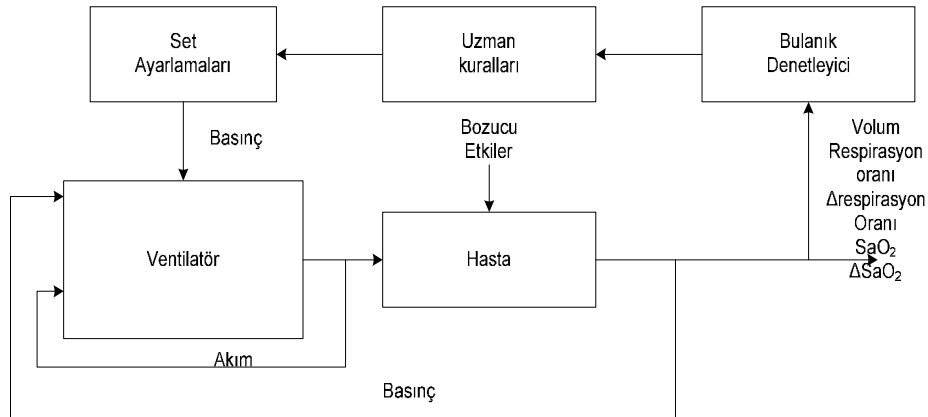


Şekil 2.13. Optimal kontrol blok diyagramı

Set ayarlamalı kontrolde, solunum cihazının 3 girişinden birini klinisyen belirlemektedir. Diğer ikisi ise geri besleme olarak alınan bilgilerdir. Bunlar hastanın hava yolunda ölçülen basınç ve hastaya gelen akım/volüm bilgisidir. Servo kontrolde klinisyen cihaza elastik ve rezistif yük değerlerini girmektedir. Solunum cihazının diğer girişi ise hastadan alınan anlık parametrelerdir. Optimal kontrolde klinisyen volümü girmektedir. Set edilen volüm ile hastanın anlık volümü değerlerine göre cihaza yeni bir basınç değeri verilmektedir. Böylece basınç ayarlı volüm kontrollü ventilasyon gerçekleştirilmektedir.

2.7.2. Akıllı Kontrol

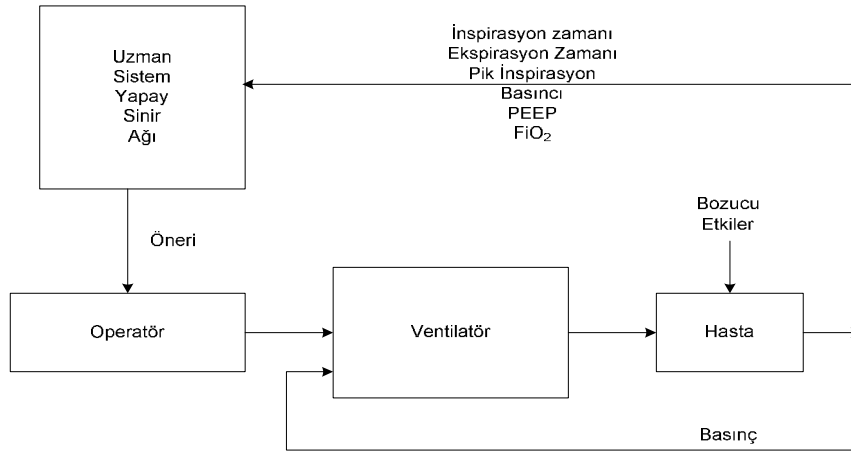
Yapay zeka tekniklerinin son yıllarda gelişmesiyle beraber, bu teknik solunum cihazının kontrolünde de kullanılmaya başlanılmıştır. Bulanık denetleyici veya yapay sinir ağları (YSA) kullanılarak ventilasyona ait parametrelerin kontrolü gerçekleştirilmektedir. Şekil 2.14'te bulanık denetleyicili ventilatör-hasta ilişkisini gösteren kontrol şeması verilmiştir [52].



Şekil 2.14. Bulanık denetleyicili solunum cihazı kontrol blok diyagramı

Burada hastanın anlık respirasyon oranı, volüm ve oksijen saturasyonu gibi fizyolojik değerlerin yanında bunların değişim oranları da hesaplanmaktadır. Hesaplanan değerlere göre uzman kişiler tarafından yazılan kurallar işletilip, set ayarlamaları yeniden belirlenerek cihaza iletilmekte ve böylece hastaya uyarlanabilir bir tedavi uygulanmış olmaktadır.

Son yıllarda yapay sinir ağı ventilatör kontrolü birçok çalışmaya konu olan başka bir yöntemdir. YSA'lar modellenmesi güç olan yani giriş-çıkış ilişkisinin kurulmasının mümkün olmadığı sistemlerde başarı ile kullanılmaktadır. Solunum sistemi de karmaşık bir yapıya sahip olduğu için YSA'lar bu alanda da kullanılmaya başlanmıştır. YSA'nın öğrenme yeteneği kullanılarak hastanın anlık veya sürekli durumu belirlenmeye çalışılmaktadır. Şekil 2.15'te yapay sinir ağı solunum cihazı kontrol blok diyagramı görülmektedir [51].



Şekil 2.15. Yapay sinir ağı solunum cihazı kontrol blok diyagramı

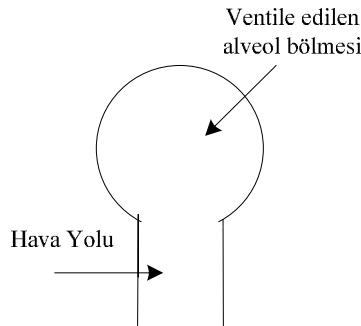
Şekilde görüldüğü üzere, hasta ile ilgili anlık fizyolojik değerler ölçülerek uzman sistem olan YSA'lara verilmekte, YSA'lar ise hastanın anlık değerlerine bakarak bir çıkarım yapmakta ve operatöre öneri olarak sunmaktadır. Hem bulanık denetleyicili hem de YSA'lı cihaz kontrolünde hastada bozucu etmenlerin olduğu görülmektedir. Bu bozucu etmenler hastanın öksürmesi veya soluk borusuna hastanın tükürüğünün kaçması olarak düşünülebilir.

3. AKCİĞERİN ELEKTRİKSEL MODELİNİN OLUŞTURULMASI VE BULANIK KONTROLÜ

Solunum, tüm canlıların yaşamlarını sürdürebilmesi için gerekli olan yaşamsal bir fonksiyondur. Bilindiği üzere canlılar solunum yaparken atmosferden O_2 'yi alıp, atmosfere CO_2 'i vermektedir. Bu solunum işleminde akciğerin önemi büyüktür. Bu nedenden dolayı solunum esnasında oluşan durumları gözlemlemek amacıyla akciğerin modellenmesi önem arz etmektedir. Literatürde akciğerin modellenmesi ile ilgili birçok çalışma yapılmış ancak bilim çevrelerinde herkesin kabul ettiği bir akciğer modeli henüz ortaya konulmamıştır [1, 6, 9, 16, 19]. Verilen kaynaklardaki akciğer modellerinin doğruluğu bilinmediğinden, tez çalışmasında kullanılacak akciğer modelinin elde edilmesi için Vermont Üniversitesi (ABD)-Vermont Lung Center'da Prof.Dr. Jason H.T.Bates ve çalışma grubuyla akciğerin modelleme çalışmaları yapılmıştır. Yapılan modelleme çalışmalarında akciğerin mekanik modelinden, akciğerin elektriksel modelleri ortaya çıkarılmıştır. Akciğerin elektriksel modellenmesinde direnç ve kondansatör devre elemanları kullanılmıştır. Akciğer tek bölmeli ve çift bölmeli olmak üzere iki kısımda modellenmektedir. Çift bölmeli akciğer modeli de kendi arasında ikiye ayrılmaktadır. Bunlar çift bölmeli seri ve çift bölmeli paralel modelleridir. Ayrıca bulanık denetleyici kullanılarak akciğere ait parametrelerin değişimlerinin benzetimi gerçekleştirilmiştir.

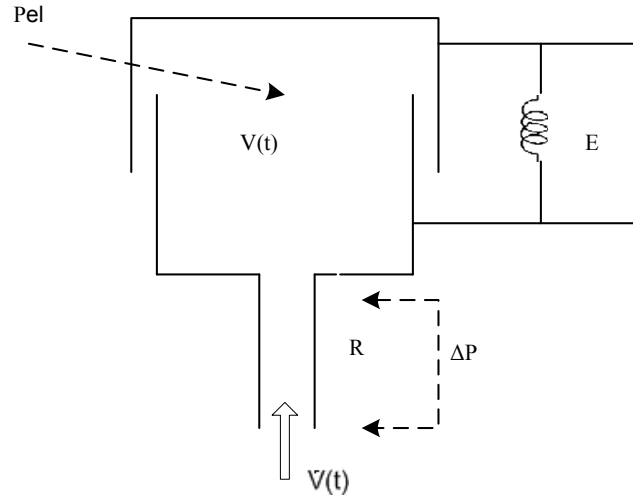
3.1. Tek Bölmeli Akciğer Mekaniği

Tek bölmeli akciğerin en basit şekildeki temsili bir boru ucuna bağlanmış balon olarak gösterilebilir. Şekil 3.1'de balonla temsil edilen akciğer modeli görülmektedir [53].



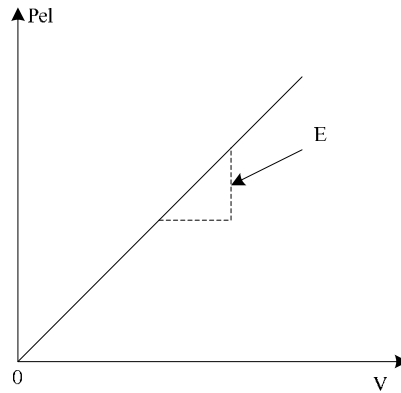
Şekil 3.1. Tek bölmeli akciğerin elastik balon şeklinde temsili

Tek bölmeli akciğerin temsili gösteriminin tek başına kullanımı ile modelleme tamamlanmış olmamaktadır. Bu nedenle tek bölmeli akciğerin mekanik modeli oluşturularak, bu modele ait matematiksel denklemleri elde edilmeye çalışılmıştır. Şekil 3.2’de bu modelin şekli gösterilmiştir [53].

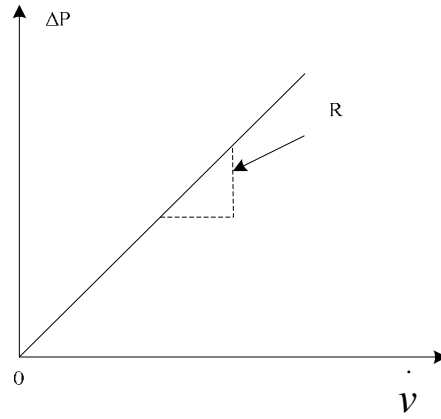


Şekil 3.2. Tek bölmeli akciğerin mekanik modeli

Şekil 3.2’deki E; akciğerin elastansı yani kompliansın tersi ($1/C$), R; akciğer rezistansı, P_{el} ; akciğer bölmesinin hacmiyle orantılı basınç, ΔP ; boru yolu üzerindeki basınç farkı, $\dot{V}$ ise gaz akımıdır. Hacim ve gaz akımı zamanın fonksiyonudur. Şekil 3.3 ve 3.4’de bu modele ait basınç-hacim ve basınç-gaz akımı eğrileri verilmiştir.



Şekil 3.3. Akciğer elastansı sabit iken basınç-hacim eğrisi



Şekil 3.4. Akciğer rezistansı sabit iken basınç değişimi-gaz akımı eğrisi

Şekil 3.3 ve 3.4 eğrilerinde eğim sabit olduğundan buralardan elde edilecek denklemler, Denklem 3.1 ve 3.2’de verilmiştir.

$$P = E \cdot V \quad (3.1)$$

$$\Delta P = R \cdot \dot{V} \quad (3.2)$$

Buradaki $\dot{V}$ hacmin zamana göre türevidir. Model üzerine düşen toplam basınç ifadesi boru üzerinde düşen basınç ile bölmedeki basınçların toplamıdır. Bu ifade Denklem 3.3’de verilmiştir.

$$P = P_{el} + \Delta P$$

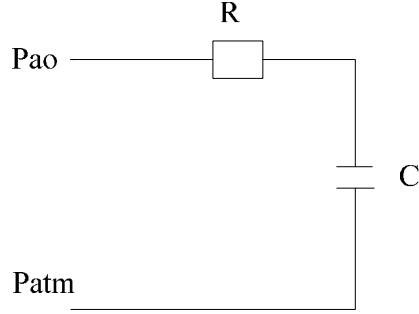
$$P = EV + R\dot{V}$$

$$P(t) = EV(t) + R\dot{V}(t) \quad (3.3)$$

Buradaki ifadelerden P , V , $\dot{V}$ zamanın fonksiyonu cinsinden yazmakta mümkündür.

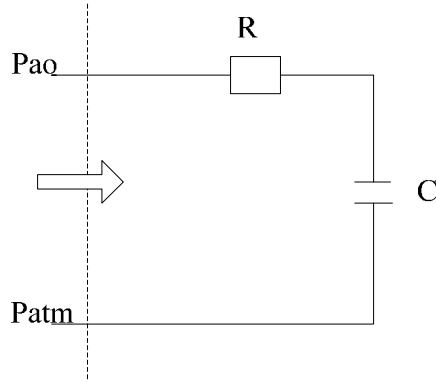
3.1.1. Tek Bölmeli Akciğerin Elektriksel Modeli

Şekil 3.2’de gösterilen mekanik modelden yola çıkılarak tek bölmeli akciğerin elektriksel modeli çıkarılabilir. Şekil 3.5’te tek bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Tek bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli

Burada Pao, havayolu basıncını, Patm atmosfer basıncını, R akciğer rezistansını (direncini), C ise akciğer kapasitesini temsil etmektedir. Burada $C=1/E$ 'dir. Şekil 3.6’da gösterilen ok yönünde bakıldığında elde edilen devrenin eşdeğer empedansı Denklem 3.5’de verilmiştir.



Şekil 3.6. Tek bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli

$$Z = R + \frac{1}{j\omega C} \quad (3.4)$$

Denklem 3.4’de verilen karmaşık düzlemden S-düzlemine geçilirse,

$$Z = R + \frac{1}{sC}$$
$$Z = \frac{sCR + 1}{sC} \quad (3.5)$$

elde edilir.

Denklem 3.5’de R’ye $2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ ve C’ye de $0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ verildiğinde tek bölmeli akciğer modelinin eşdeğer empedansı elde edilir.

$$Z = \frac{2S+10}{S} \quad (3.6)$$

Elde edilen bu ifade hastaya verilen gaz akımına karşılık düşen basınç ifadesidir. Burada modellemelerde kullanılacak transfer fonksiyonu ise verilen basınca karşılık oluşan hacim ifadesidir [53]. Denklem 3.3’ten yararlanarak bu ifade elde edilmektedir.

$$\frac{V(s)}{P(s)} = \frac{1}{Z \cdot S} \quad (3.7)$$

Denklem 3.6, Denklem 3.7’de yerine konursa elde edilen transfer fonksiyonu Denklem 3.8’deki gibi olmaktadır. Bu, modellemelerde kullanılacak sonuç transfer fonksiyondur.

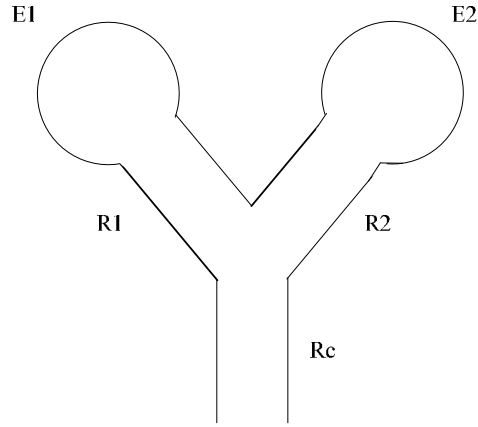
$$H(s) = \frac{1}{2S+10} \quad (3.8)$$

3.2. Çift Bölmeli Akciğer Mekaniği

Çift bölmeli akciğer modelinin tek bölmeli akciğer modeline göre daha gerçekçi bir modelleme olduğu söylenebilir. Çift bölmeli akciğer modeli seri ve paralel olmak üzere ikiye ayrılmaktadır [53].

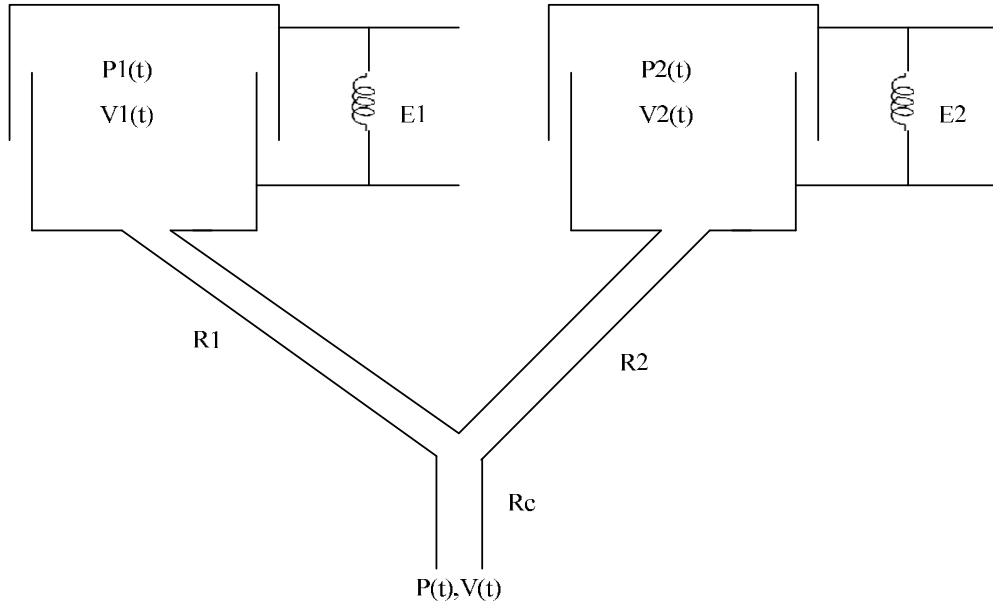
3.2.1. Paralel Çift Bölmeli Akciğer Mekaniği

Paralel çift bölmeli akciğerin elastik balon şeklindeki temsili Şekil 3.7’de gösterilmiştir.



Şekil 3.7. Paralel çift bölmeli akciğerin elastik balon şeklinde temsili

Şekil 3.8’de paralel çift bölmeli akciğerin mekaniksel gösterimi verilmiştir [53].



Şekil 3.8. Paralel çift bölmeli akciğerin mekanik modeli

Paralel çift bölmeli akciğer modelinde kullanılan parametreler R_1 , E_1 , R_2 , E_2 , R_c ’dir. Bölmelerdeki basınç ve volüm ifadeleri sırasıyla $P_1(t)$, $V_1(t)$, $P_2(t)$, $V_2(t)$ ’dir. Açık hava yolundaki basınç ve volüm ifadeleri ise $P(t)$ ve $V(t)$ ’dir. Buradaki açık hava yolundaki basınç ifadesi Denklem 3.3’den yola çıkılarak bulunmaktadır. Denklem 3.9 ve 3.10’da basınç ifadeleri verilmiştir.

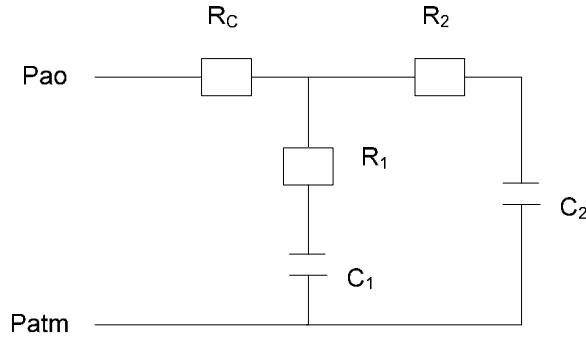
$$P(t) = E_1 V_1(t) + (R_1 + R_c) \dot{V}_1(t) + R_c \dot{V}_2(t) \quad (3.9)$$

$$P(t) = E_2 V_2(t) + (R_2 + R_c) \dot{V}_2(t) + R_c \dot{V}_1(t) \quad (3.10)$$

Denklem 3.9 veya 3.10'u kullanarak açık havayolundaki basınç ifadesi bulunabilir.

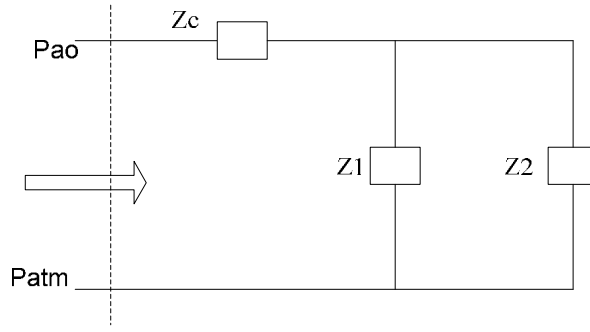
3.2.2. Paralel Çift Bölmeli Akciğerin Elektriksel Modeli

Şekil 3.8'den yola çıkarak paralel çift bölmeli akciğerin elektriksel devresi Şekil 3.9'da elde edilmiştir.



Şekil 3.9. Paralel çift bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli

Bu elektriksel eşdeğer devrenin Şekil 3.10'da gösterilen yönden görülen eşdeğer empedans, Denklem 3.12'de verilmiştir.



Şekil 3.10. Paralel çift bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli

$$Z = Z_c + \frac{Z_1 Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (3.11)$$

Burada Z_c , Z_1 ve Z_2 ifadeleri aşağıdaki gibidir.

$$Z_c = R_c$$

$$Z_1 = R_1 + \frac{1}{j\omega C_1}$$

$$Z_1(s) = R_1 + \frac{1}{sC_1}$$

$$Z_2 = R_2 + \frac{1}{j\omega C_2}$$

$$Z_2(s) = R_2 + \frac{1}{sC_2} \quad (3.12)$$

Denklem 3.12'deki ifadeler Denklem 3.11'de yazıldığında elde edilen eşdeğer empedans, Denklem 3.13'deki gibidir.

$$Z = \frac{S^2[R_C C_1 C_2 (R_1 + R_2) + R_1 R_2 C_1 C_2] + S[R_C (C_1 + C_2) + (R_1 C_1 + R_2 C_2)] + 1}{S^2 C_1 C_2 (R_1 + R_2) + S(C_1 + C_2)} \quad (3.13)$$

Burada $R_1=R_2=R_C=1\text{cmH}_2\text{O}.\text{S}^2.\text{L}^{-1}$, $C_1=0.01\text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1\text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ seçilir ise Denklem 3.14 elde edilir.

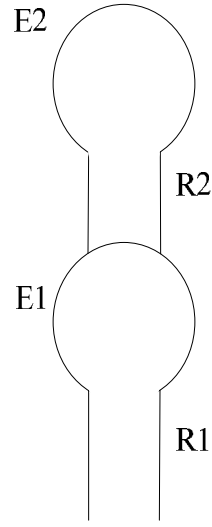
$$Z = \frac{S^2 + 73.33S + 333.33}{S^2 + 55S} \quad (3.14)$$

Yine burada da verilen basınca karşılık hacim ifadesi elde etmek için Denklem 3.7 kullanıldığında paralel çift bölmeli akciğer modelinin transfer fonksiyonu elde edilir.

$$H(s) = \frac{S^2 + 55S}{S^3 + 73.33S^2 + 333.33S} \quad (3.15)$$

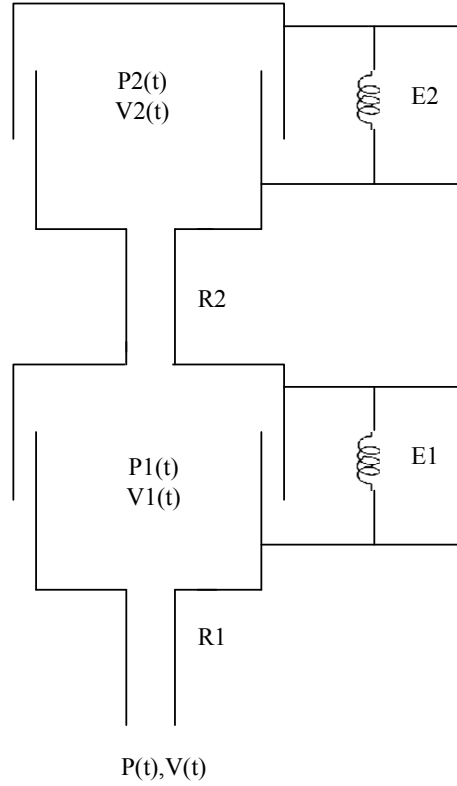
3.2.3. Seri Çift Bölmeli Akciğerin Mekaniği

Seri çift bölmeli akciğerin elastik balon şeklindeki temsili Şekil 3.11'de gösterilmiştir.



Şekil 3.11. Seri çift bölmeli akciğerin elastik balon şeklinde temsili

Şekil 3.12’de seri çift bölmeli akciğerin mekanik gösterimi verilmiştir [53].



Şekil 3.12. Seri çift bölmeli akciğerin mekanik modeli

Seri çift bölmeli akciğer modelinde kullanılan parametreler R_1 , E_1 , R_2 , E_2 ’dir. Bölmelerdeki basınç ve volüm ifadeleri sırasıyla $P_1(t)$, $V_1(t)$, $P_2(t)$, $V_2(t)$ ’dir. Açık hava

yolundaki basınç ve volüm ifadeleri ise $P(t)$ ve $V(t)$ 'dir. Buradaki açık hava yolundaki basınç ifadesi Denklem 3.3'den yola çıkılarak bulunmaktadır. Denklem 3.16 ve 3.17'de basınç ifadeleri verilmiştir.

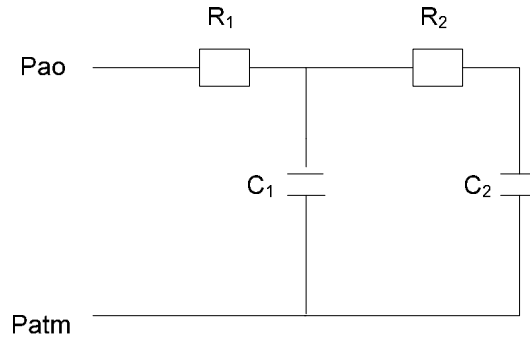
$$P(t) = E_1 \cdot V_1(t) + R_1 \dot{V}(t) \quad (3.16)$$

$$E_1 V_1(t) - E_2 (V(t) - V_1(t)) = R_2 (\dot{V}(t) - \dot{V}_2(t)) \quad (3.17)$$

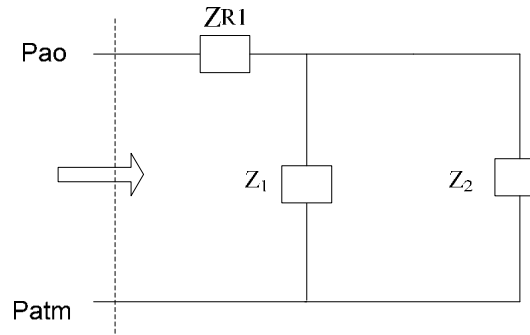
Denklem 3.16 ve 3.17 kullanılarak ilgili basınç ve volüm ifadeleri bulunabilir.

3.2.4. Seri Çift Bölmeli Akciğerin Elektriksel Modeli

Şekil 3.12'den yola çıkarak paralel çift bölmeli akciğerin elektriksel devresi Şekil 3.13'de elde edilmiştir.



Şekil 3.13. Seri çift bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli



Şekil 3.14. Seri çift bölmeli akciğerin elektriksel eşdeğer modeli

Bu elektriksel eşdeğer devrenin Şekil 3.14’de gösterilen yönden görülen eşdeğer empedansı Denklem 3.18’de verilmiştir.

$$Z = Z_{R1} + \frac{Z_1 Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (3.18)$$

$$Z_{R1} = R_1$$

$$Z_1 = \frac{1}{j\omega C_1}$$

$$Z_1(s) = \frac{1}{sC_1}$$

$$Z_2 = R_2 + \frac{1}{j\omega C_2}$$

$$Z_2(s) = R_2 + \frac{1}{sC_2} \quad (3.19)$$

Denklem 3.19’deki ifadeler, Denklem 3.18’de yazıldığında elde edilen eşdeğer empedans Denklem 3.20’deki gibidir.

$$Z = \frac{S^2[R_1 R_2 C_1 C_2] + S[R_1 C_1 + R_1 C_2 + R_2 C_2] + 1}{S^2 R_2 C_1 C_2 + S(C_1 + C_2)} \quad (3.20)$$

Burada $R_1=R_2=1 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.01 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ seçildiğinde Denklem 3.21 elde edilmektedir.

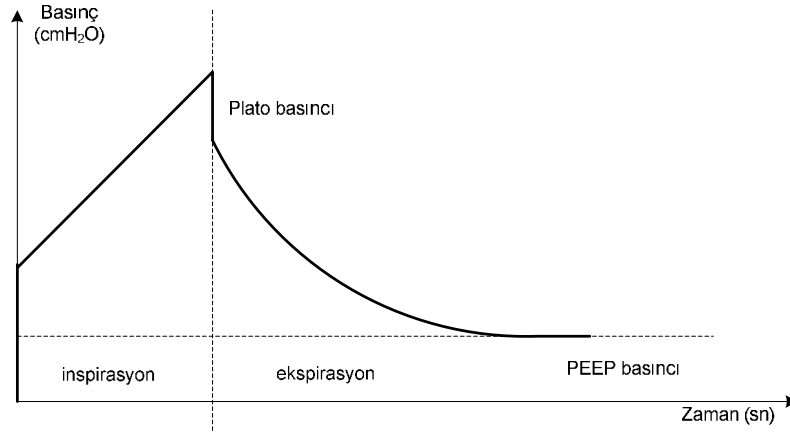
$$Z = \frac{S^2 + 210S + 1000}{S^2 + 110S} \quad (3.21)$$

Basınç-hacim ilişkisini ortaya koyan transfer fonksiyonunu bulmak için Denklem 3.7 kullanılırsa, seri çift bölmeli akciğer modelinin sonuç transfer fonksiyonu elde edilir.

$$H(s) = \frac{S^2 + 110S}{S^3 + 210S^2 + 1000S} \quad (3.22)$$

Görüldüğü üzere çift bölmeli akciğerin modelinden elde edilen transfer fonksiyonu ikinci dereceden bir fonksiyon iken, tek bölmeli akciğer modeli birinci dereceden fonksiyon olmaktadır. Burada akciğer dinamiklerinin değerleri, insan akciğerine göre seçilmiştir.

Akciğere inspirasyon esnasında sabit basınç uygulandığında havayolunda oluşan basıncın zamana göre değişimi Şekil 3.15’de verilmiştir [53]. Burada inspirasyonda doğrusal bir artış gözlemlenir iken, pasif bir olay olan ekspirasyonda doğrusal olmayan bir şekilde azalma görülmektedir. Yine Şekil 3.15’den görüleceği üzere inspirasyon sonunda bir plato basıncı oluşmakta ve ekspirasyon sonunda da PEEP basıncı oluşmaktadır.



Şekil 3.15. Sabit gaz akımı esnasında akciğerde oluşan açık havayolu basıncı grafiği

3.3. Bulanık Denetleyiciler

Bulanık mantık ve bulanık küme teorisi ilk olarak 1965 yılında Prof. L.A.Zadeh tarafından ortaya atılmıştır. İlk dönemlerde araştırmacılar bu konuya şüphe ile yaklaşmış daha sonraları güncel konulara getirdiği yeni çözümlerin anlaşılması ile bu konuda çalışmalara hız vermeye başlamışlardır. Bulanık kontrol, haberleşme, entegre devre üretimi, işletme, biyomedikal ve psikoloji gibi bir çok alanda uygulanmış fakat en önemli uygulamalar ve çalışmalar bulanık denetim alanında olmuştur.

Bulanık mantık, makineler insanları özel verilerini işleyebilme ve onların deneyimlerinden ve önsezilerinden yararlanarak çalışabilme yeteneği kazandırır [54-56]. Bu yeteneği kazandırır iken sayısal ifadeler yerine sembolik ifadeler kullanılır. Bu sembolik ifadelerin makinelere aktarılması matematiksel bir temele dayanır. Bu matematiksel temel bulanık mantık kümeler kuramı ve buna dayanan bulanık mantıktır.

Bulanık mantık denetleyicinin temeli sözlü ifadeler ve bunlar arasındaki mantıksal ilişkiler üzerine kurulmuştur. Bulanık mantık denetleyici uygulanır iken sistemin matematiksel olarak modellenmesi şart değildir.

Sözel ifadelerin bilgisayara aktarılması matematiksel bir temele dayanmaktadır. Bu temel, bulanık kümeler kuramı ve bulanık mantık olarak adlandırılır. Bulanık mantık, bilinen klasik mantık gibi (0,1) olmak üzere iki seviyeli değil, [0-1] aralığında çok seviyeli işlemleri ifade etmektedir.

Örneğin odadaki klimanın motoru otomatik olarak değil de, bir insan tarafından denetlendiği varsayılır ise; Eğer oda sıcaklığı biraz arttıysa kontrol eden kişi motorun hızını biraz arttıracaktır, eğer oda sıcaklığı çok düştü ise motor hızını çok azaltacaktır. Burada kullanılan ‘biraz’ ve ‘çok’ terimleri dilsel terimler olup bulanık değişkenler olarak isimlendirilirler. Bulanık mantık denetimi dilsel olarak tanımlanmış denetim şeklini uzman tabanlı otomatik denetim algoritmasına çevirir. Elde edilen deneyimler bulanık mantık denetimi ile elde edilen çıkış performansının klasik yöntemler ile elde edilene göre daha iyi olduğunu göstermiştir. Özellikle sistemin karmaşık olduğu, analizinin klasik yöntemlerle yapılamadığı ve bilgilerin niteliklerinin belirsiz veya kesin olmadığı durumlarda bulanık denetim yöntemi çok uygun olmaktadır.

Bulanık mantığı ilk olarak ifade eden Zadeh, bulanık mantığın genel özelliklerini şu şekilde ifade etmiştir [54,55];

Bulanık mantıkta, kesin değerlere dayanan düşünme yerine yaklaşık düşünme kullanılır.

- Bulanık mantıkta her şey [0,1] aralığında belirli bir derece ile gösterilir.
- Bulanık mantıkta bilgi büyük, küçük, çok az gibi dilsel ifadeler şeklindedir.
- Bulanık çıkarım işlemi dilsel ifadeler arasında tanımlanan kurallar ile yapılır.
- Her mantıksal sistem bulanık olarak ifade edilebilir.
- Bulanık mantık matematiksel modeli çok zor elde edilen sistemler için çok uygundur.

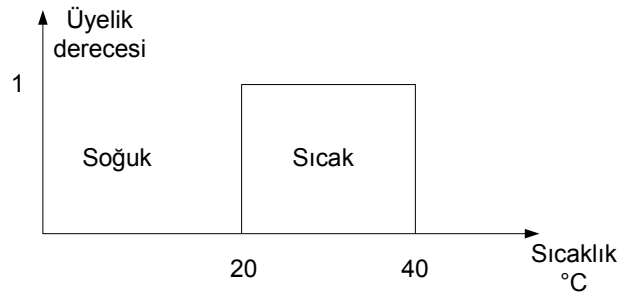
Kısaca bulanık mantık tam olarak bilinmeyen veya eksik girilen bilgilere göre işlem yapma yeteneğine sahiptir denilebilir.

3.3.1. Bulanık Küme Kavramı ve Bulanık Mantık

Bulanık mantık işlemleri problemin analiz edilmesi ve tanımlanması, kümelerin ve mantıksal ilişkilerin oluşturulması, mevcut bilgilerin bulanık kümelere dönüştürülmesi ve modelin yorumlanması aşamalarından oluşmaktadır. Birçok ön şart kullanılarak bulanık mantığın problemi çözüme götürüp götürmeyeceğine karar verilebilir.

Bulanık mantık kuramının en büyük özelliği klasik bilgide olduğu gibi sayılardan çok sembolik bilgilerin kullanılmasıdır. Klasik küme kavramında bir eleman o kümenin ya elemanıdır ya da değildir. Hiçbir zaman kısmi üyelik olmaz. Bulanık mantık, insanın günlük yaşantısında nesnelere verdiği üyelik değerlerini, dolayısı ile insan davranışlarını taklit eder. Örneğin elini suya sokan bir kişi hiçbir zaman tam olarak suyun sıcaklığını bilmez, onun yerine sıcak, az sıcak, soğuk, çok soğuk gibi dilsel ifadeler kullanır.

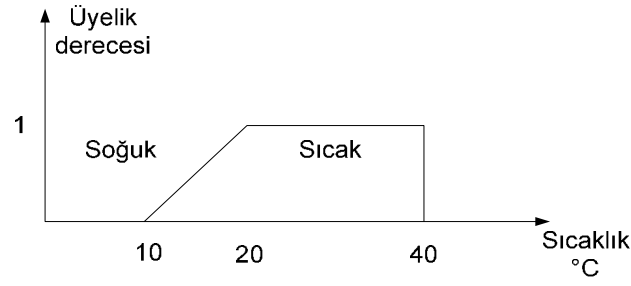
Klasik kümelerle örnek Şekil 3.16’da verilmiştir. Eğer sıcaklık 20°C ’nin altında ise soğuk, üstünde ise sıcak olarak tanımlanmıştır. Yani klasik mantık kuramına göre 19.5°C sıcak değil iken, 20.5°C sıcak olarak kabul edilmektedir. Doğal olarak bu mantığın hiçbir esnekliği yoktur. Gerçek yaşamda ise sınırlar bu kadar keskin değildir.



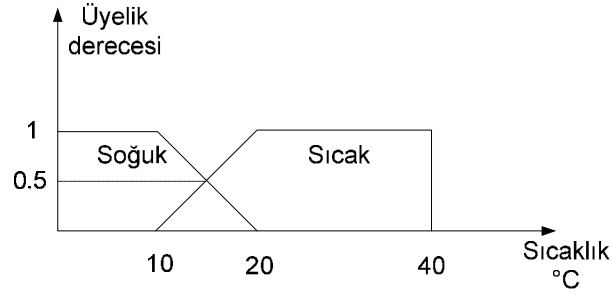
Şekil 3.16. Sıcaklık için bir keskin küme örneği

Klasik kümelerin aksine bulanık kümelerde elemanların üyelik dereceleri $[0-1]$ aralığında sonsuz sayıda değişebilir. Keskin kümelerdeki sıcak-soğuk, hızlı-yavaş, aydınlık-karanlık gibi ikili değişkenler, bulanık mantıkta biraz soğuk, biraz sıcak, biraz karanlık gibi esnek niteleyiciler ile yumuşatılarak gerçek dünyaya benzetilir.

Bulanık kümeler için Şekil 3.17’de bir örnek verilmiştir [54]. Burada $10-40^{\circ}\text{C}$ arasındaki değerler sıcak kümesine üyedirler. $20-40^{\circ}\text{C}$ arasındaki değerlerin üyelik derecesi 1’dir. $10-20^{\circ}\text{C}$ derece arasındaki sıcaklıkların ise üyelik dereceleri $0-1$ değerleri arasında değişecektir. Diğer bir deyiş ile örneğin 12°C az sıcak, 16°C biraz sıcak olarak değerlendirilecektir. 20°C oda sıcaklığı kabul edilirse, soğuk bulanık kümesi oluşturulduğunda Şekil 3.18 elde edilir.



Şekil 3.17. Sıcaklık için bulanık küme

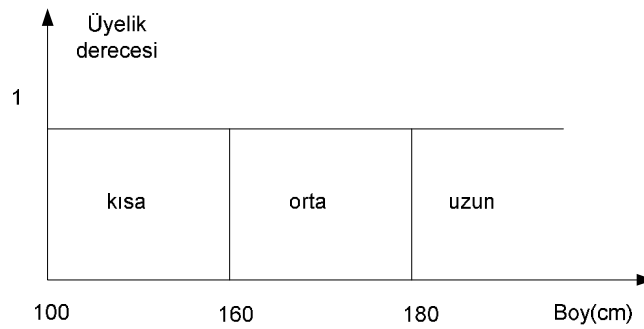


Şekil 3.18. Bulanık kümelerde örtüşüm

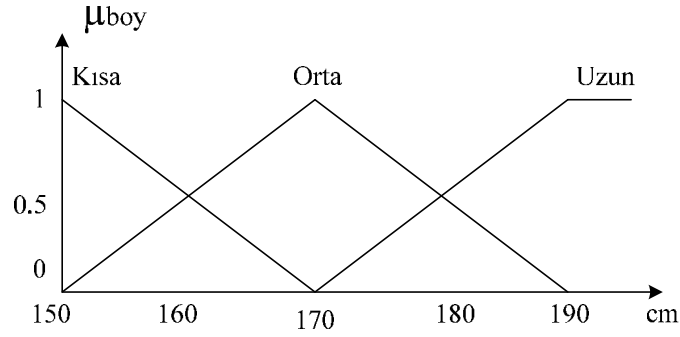
Şekil 3.18'de görüldüğü gibi, 15°C 0.5 üyelik derecesi ile hem sıcak bulanık kümesine hem de soğuk bulanık kümesine üyedir. 10-20°C derece arasındaki değerler hem sıcak hem de soğuk kümesine aittirler.

Bulanık mantık denetleyici herhangi bir $x \in X$ 'e $[0,1]$ kapalı aralığında bir üyelik derecesi belirler. Bulanık mantık kesin olmayan ya da matematiksel olarak tam modellenemeyen bilgilerle ilgilenmesine rağmen, sözel nitelikli matematiksel kurama dayanmaktadır.

Başka bir örnek olarak boy ölçütünü verebiliriz. Örneğin 1.60 cm boyundaki bir kişi kısa boylu olarak nitelendirilebileceği gibi orta boylu olarak da nitelendirilebilir. Bu, Şekil 3.19 ve 3.20'de gösterilmiştir [54-56].



Şekil 3.19. Klasik boy uzunlukları kümesi



Şekil 3.20. Boy uzunlukları bulanık kümesi

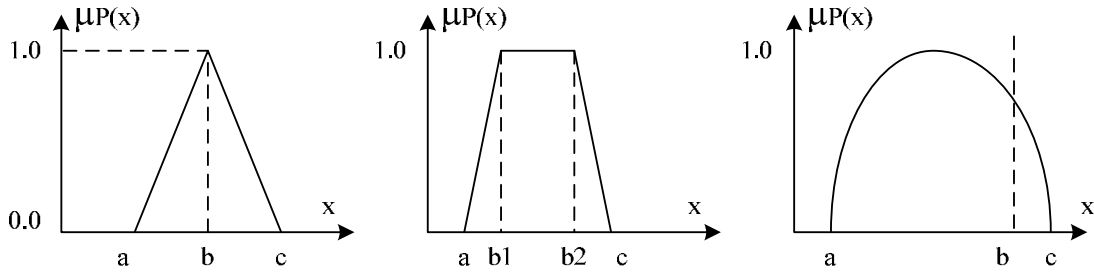
Şekil 3.20'den de görüldüğü gibi 160 cm'den 170 cm'ye doğru büyüyen değerler için kısa kümesine ait olma derecesi düşer iken, orta kümesine ait olma derecesi artmaktadır.

X evrensel kümesinde tanımlanan, bulanık küme A için μ_A üyelik işlevi şöyle ifade edilir;

$$\mu_A : X \rightarrow \{0,1\} \quad (3.23)$$

μ_A üyelik işlevi $[0,1]$ kapalı aralığında gerçek bir sayıyı göstermektedir.

Bulanık mantık sistemin temeli, üyelik işlevlerinden ortaya çıkarılan dilsel değişkenlerin oluşturduğu girişleri karar verme sürecinde kullanmaktadır. Bu değişkenler, dilsel EĞER-O HALDE kuralların ön şartları tarafından birbirleriyle eşleşirler. Her bir kuralın sonucu, girişlerin üyelik derecelerinden, durulaştırma metoduyla sayısal bir değer elde edilmesi ile belirlenir. Bulanık mantık sistemin kural listesi ve üyelik işlevi tasarımı için genellikle uzman kişilerden sağlanan bilgiler kullanılmaktadır. Şekil 3.21'de üyelik fonksiyonları için kullanılan üçgen, yamuk ve parabolik eğrisi gösterilmiştir. Denetimi yapılan sistemin özelliğine göre bunların dışında uygun bir fonksiyonda kullanılabilir.



Şekil 3.21. Üçgen, yamuk ve çan eğrisi üyelik fonksiyonları

3.3.2. Bulanık Denetleyicinin Avantaj ve Dezavantajları

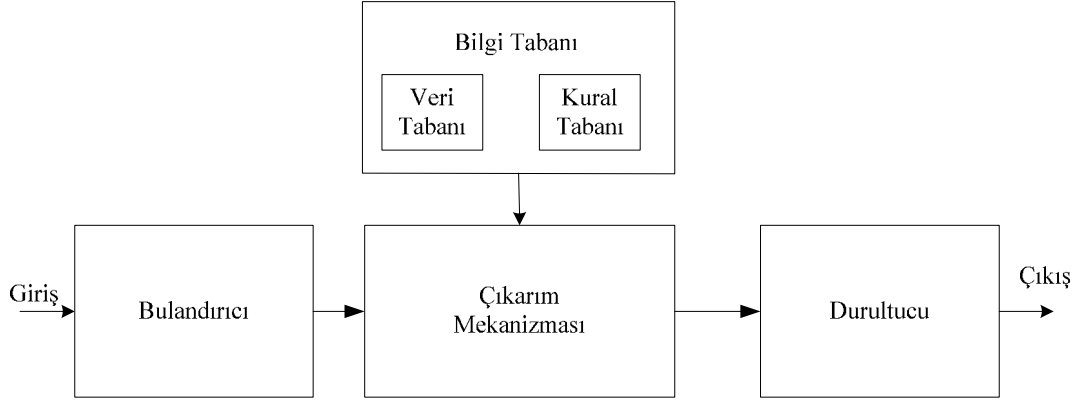
Bulanık mantık kuramının insan düşünüş tarzına çok yakın olması en büyük üstünlüğünü oluşturmaktadır. Bilindiği gibi denetim işlemlerinin birçoğu dilsel niteleyiciler ile yapılmaktadır. Bulanık mantık yaklaşımı matematiksel modele ihtiyaç duymadığından matematiksel modeli iyi tanımlanamamış, zamanla değişen ve doğrusal olmayan sistemler en başarılı uygulama alanlarıdır. Bulanık mantık yaklaşımında işaretlerin bir ön işlemeye tabi tutulmaları ve geniş bir alana yayılmış değerlerin az sayıda üyelik işlevlerine indirgenmeleri uygulamaların daha hızlı bir şekilde sonuca ulaşmasını sağlar.

Bulanık denetleyicinin en büyük dezavantajı, üyelik fonksiyon ayarlanmasının uzun zaman alması ve öğrenme yeteneği olmamasıdır. Ayrıca, üyelik fonksiyonlarını ve bulanık mantık kurallarını tanımlamak her zaman kolay değildir. Bundan dolayı bulanık mantık uygulamalarında mutlaka kuralların uzman deneyimlerine dayanarak tanımlanması gerekmektedir.

3.3.3. Bulanık Denetim Sistemi

Bir sistemi gerçekleştirmek için denetlenecek sistemin yapısının ve dinamiğinin çok iyi bilinmesi ve matematiksel olarak modellenmesi gerekir. Fakat bazı sistemlerin matematiksel olarak modellenmesi mümkün olmayabilir. Çünkü sistemde bulunan değişkenlerin matematiksel modelinin oluşturulması, bu değişkenlerin zamana bağlı olarak değişmesi ve kesin olmamasından dolayı karmaşıklık ve belirsizlik arz edebilmektedir. Böyle durumlarda o sistem üzerinde bilgi sahibi uzman kişilerin bilgi ve deneyimlerinden yararlanılması yoluna başvurulur. İşte bulanık mantık denetleyici bu tür sözlü ifadeler ve bunlar arasındaki mantıksal ilişkiler üzerine kurulmuştur. Bulanık mantık, klasik mantıktan farklı olarak (0,1) olmak üzere iki seviyeli değil, [0-1] aralığında işlemleri ifade etmektedir [54-55].

Bir bulanık denetleyici temel olarak dört ana bölümden oluşur. Bunlar, bulandırıcı, kural tabanı, çıkarım mekanizması ve durultucu bölümleridir.



Şekil 3.22. Bulanık mantık denetleyicinin temel yapısı

Bir bulanık denetleyicinin giriş birimi olan bulandırıcı, giriş değişkenlerinin değerlerini, çıkarım mekanizmasında kolayca kullanılacak bilgilere dönüştürür. Bulandırıcı temel olarak giriş değişkenlerinin aldığı her değere, ilgili giriş değişkeni için tanımlanan tüm bulanık kümeler için bir üyelik derecesi belirler.

Bulanık denetleyicinin kural tabanı genellikle kontrol edilecek sistem hakkında bilgi sahibi uzman kişilerin dilsel ifadelerinden elde edilen EĞER-O HALDE kuralından oluşur.

Çıkarım mekanizması, bulandırıcının çıkışlarını (üyelik derecelerini) ve kural tabanını kullanarak bir bulanık küme oluşturur.

Durultucu birimi, çıkarım mekanizmasının oluşturduğu sonuç çıkış bulanık kümesini kullanarak denetleyicinin çıkışını sayısal olarak hesaplar. Durulama işleminde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Önce her kural için üyelik derecelerinden oluşan değer ve sonuç kural tespit edilir. Daha sonra en uygun yöntem seçilerek durulama yapılır. En çok kullanılan durultucu yöntemleri aşağıda sıralandığı gibidir.

- Maksimum üyelik yöntemi
- Ağırlık merkezi yöntemi
- Ağırlık ortalaması yöntemi
- Mean-max üyelik yöntemi

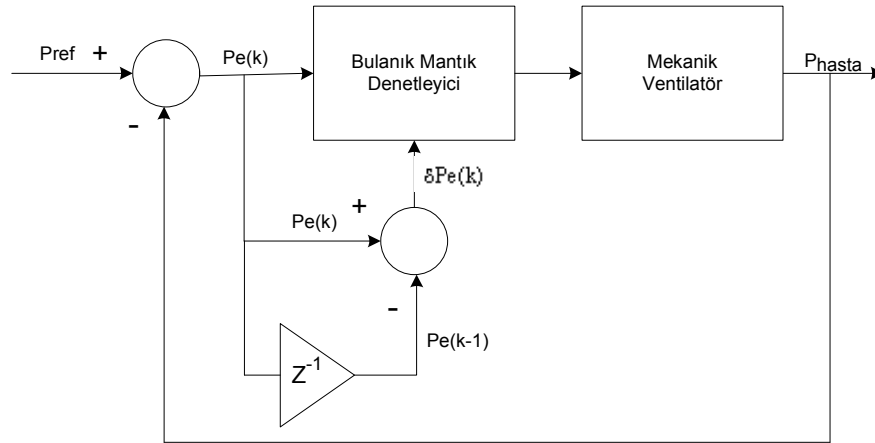
3.4. Akciğer Parametrelerinin Bulanık Kontrolü

Ventilasyon esnasında klinisyen ventilatör üzerinde respirasyon parametrelerini ayarlamaktadır. Hastanın durumunda bir değişiklik olduğunda alarm devreye girerek klinisyen uyarılmakta ve yeniden ilgili parametreler değiştirilmektedir. Bu işlem yoğun çalışma şartları altında klinisyenlerin iş yükünü daha arttırmaktadır. Bu iş yükünü

hafifletmek amacıyla akciğere ait parametrelerden bazılarının bulanık kontrolü ile ilgili çalışmalar yapılmıştır [20-47]. İnspirasyon süresinin belirlenmesi, tidal volümün ayarlanması, FiO₂ oranının belirlenmesi, solunum sayısının belirlenmesi bu çalışmaların birkaçıdır.

3.4.1. İnspirasyon-Ekspirasyon Süresinin Belirlenmesi

Respirasyonda en önemli durumlardan biri inspirasyon ve ekspirasyon süresinin belirlenmesidir. Bu süreler genellikle klinisyen tarafından belirlenmektedir. Klinisyenlerin respirasyondaki rolünü azaltmak için bir algoritma geliştirildi. Hastanın durumundaki değişime göre, nefes alıp verme süresinin değiştirilmesi işlemi bulanık denetleyici ile gerçekleştirildi. Burada bulanık denetleyici için iki giriş ve iki çıkış belirlenmiştir. Girişler, referans basınç değeri ile hastada ölçülen basınç değerinin farkını belirten hata ve bu hatadaki değişim oranıdır. Çıkışlar ise inspirasyon ve ekspirasyon süreleridir. Şekil 3.23’de bu sistemin blok diyagramı görülmektedir.

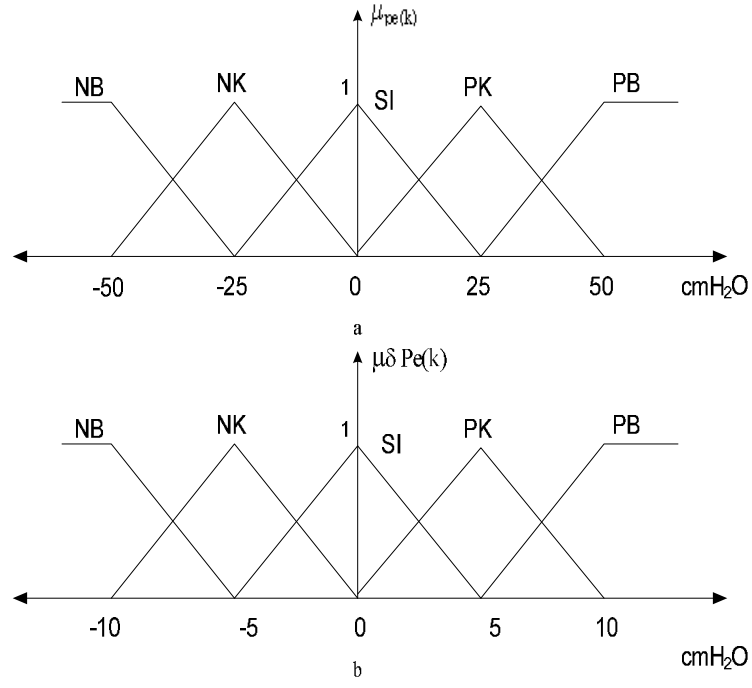


Şekil 3.23. Sistem blok diyagramı

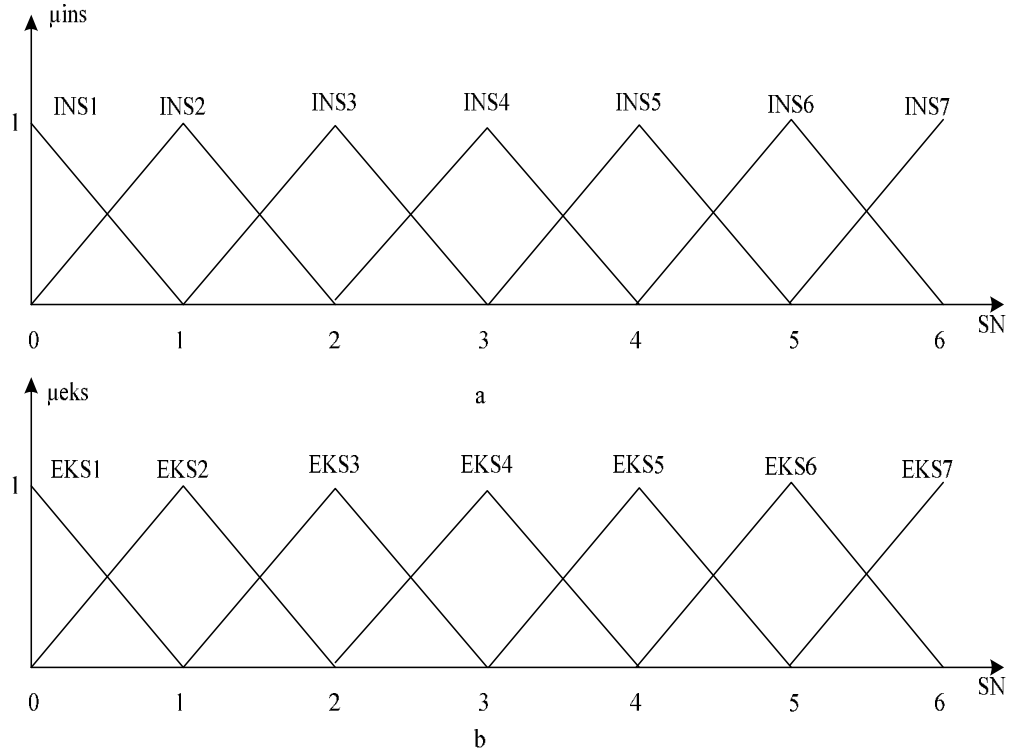
$$Pe(k) = Pref - Phasta \quad (3.24)$$

$$\delta Pe(k) = Pe(k) - Pe(k-1) \quad (3.25)$$

Şekil 3.24’te hata ve hatadaki değişime ait üyelik fonksiyonları, Şekil 3.25’te de inspirasyon ve ekspirasyona ait üyelik fonksiyonları verilmiştir.



Şekil 3.24. a-Hatanın üyelik fonksiyonu, b- hatadaki değişimin üyelik fonksiyonu



Şekil 3.25. a-İnspirasyon süresine ait üyelik fonksiyonu, b- ekspirasyon süresine ait üyelik fonksiyonu

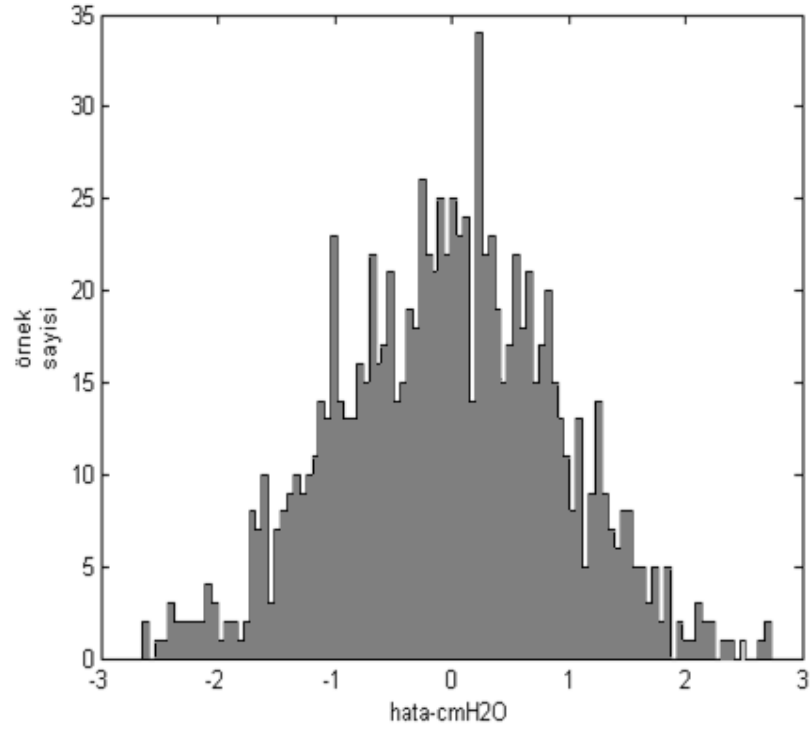
Tablo 3.1. İspirasyon için tanımlanan kural tablosu

$e(k)/\delta e(k)$	NB	NK	SI	PK	PB
NB	INS1	INS1	INS2	INS3	INS4
NK	INS1	INS2	INS3	INS4	INS5
SI	INS2	INS3	INS4	INS5	INS6
PK	INS3	INS4	INS5	INS6	INS7
PB	INS4	INS5	INS6	INS7	INS7

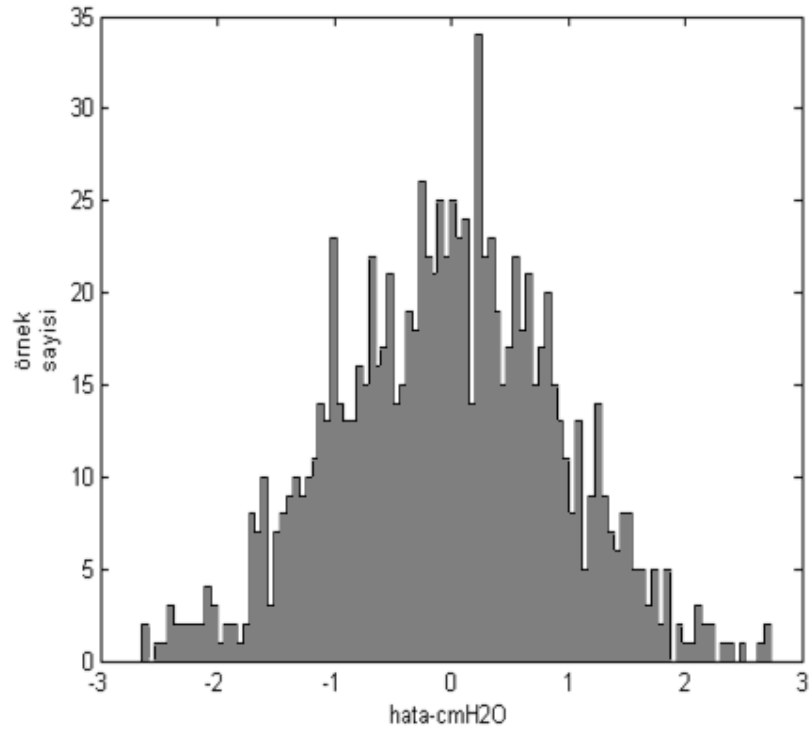
Tablo 3.2. Ekspirasyon için tanımlanan kural tablosu

$e(k)/\delta e(k)$	NB	NK	SI	PK	PB
NB	EKS7	EKS7	EKS6	EKS5	EKS4
NK	EKS7	EKS6	EKS5	EKS4	EKS3
SI	EKS6	EKS5	EKS4	EKS3	EKS2
PK	EKS5	EKS4	EKS3	EKS2	EKS1
PB	EKS4	EKS3	EKS2	EKS1	EKS1

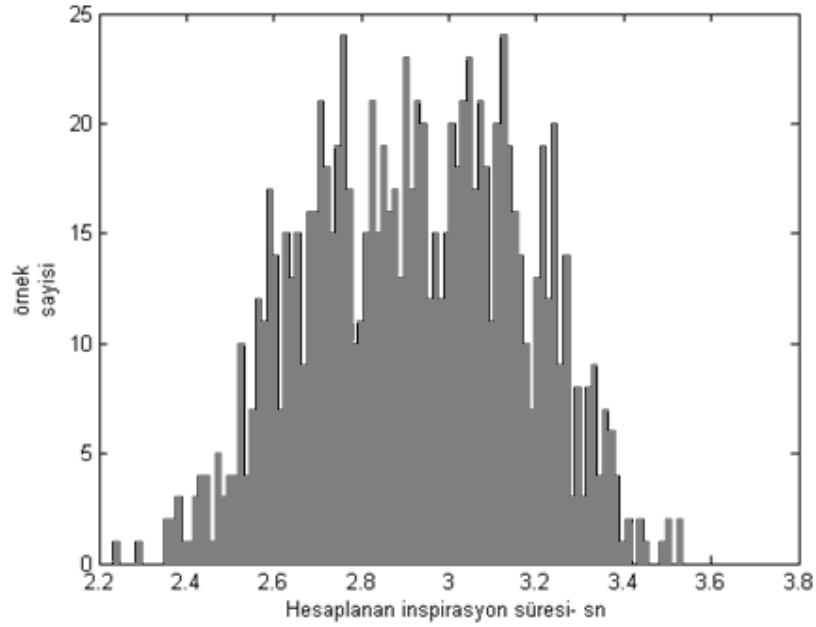
Gerçekleştirilen sistemi test etmek için 1000 adet rastgele değer oluşturulmuştur. Bu değerlerin bulanık denetleyicinin girişlerinde belirlenen sınırlarda olması için gauss dağılımı metodu kullanılmıştır [68]. Gauss dağılımında hata ve hatadaki değişim için ortalama değer 0, standart sapma ise 1 olarak seçilmiştir. Giriş değişkenlerine ait histogramlar Şekil 3.26 ve 3.27’de verilmiştir. Bulanık denetleyicinin çıkışında hesaplanan inspirasyon ve ekspirasyon sürelerine ait histogram şekilleri Şekil 3.28 ve 3.29’da gösterilmiştir.



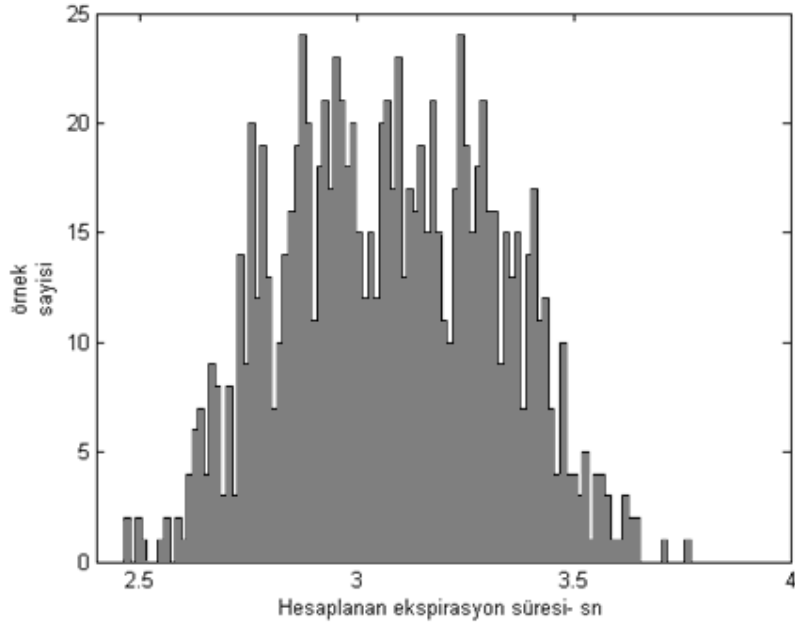
Şekil 3.26. Hata için üretilen giriş değişkenlerine ait histogram



Şekil 3.27. Hatadaki değişim için üretilen giriş değişkenine ait histogram



Şekil 3.28. Bulanık denetleyicinin hesapladığı inspirasyona ait histogram

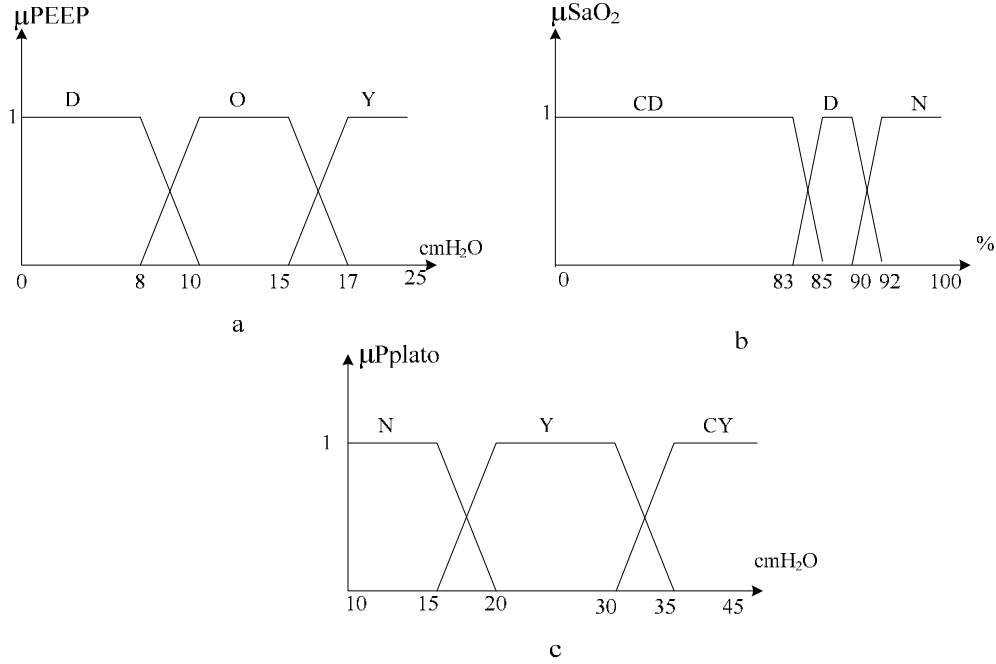


Şekil 3.29. Bulanık denetleyicinin hesapladığı ekspirasyona ait histogram

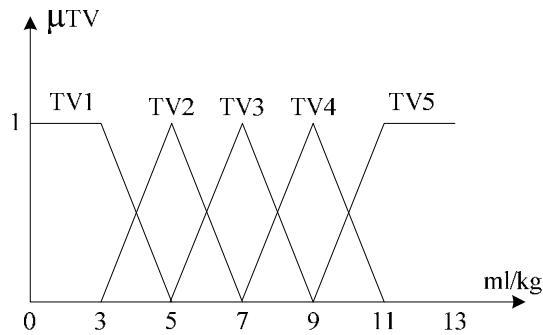
Rastgele üretilen giriş değişkenlerine bakıldığında hatanın en fazla olduğu değer 0.5 cmH₂O iken hatadaki değişim en fazla 0 cmH₂O değerindedir. Bulanık denetleyicinin hesapladığı inspirasyon ve ekspirasyon süreleri 2.7 ile 3.3 sn arasında yoğunlaşmaktadır. Hesaplanan inspirasyonun ortalama değeri 3.0045 sn, hesaplanan ekspirasyon süresinin ortalama değeri 2.9955 sn olmuştur.

3.4.2. Tidal Volümün Bulanık Kontrolü

Tidal volüm akciğerin nefes alma kapasitesi yani nefes alma veya verme esnasında akciğerlere dolan veya boşalan hava miktarı olarak tanımlanır ve birimi ml'dir. Fakat hastanın ihtiyacı olan tidal volümün birimi ml/kg olarak ifade edilmektedir. Bu parametrenin bulanık mantık ile kontrolünde SaO_2 , PEEP basıncı ve plato basıncı ifadeleri kullanılmıştır. Şekil 3.30'da SaO_2 , PEEP ve Plato basıncının üyelik fonksiyonları gösterilmiştir. Şekil 3.31'de tidal volümün üyelik fonksiyonu verilmiştir.



Şekil 3.30. a- PEEP basıncı, b- SaO_2 , c- plato basıncının üyelik fonksiyonları



Şekil 3.31. Tidal volümün üyelik fonksiyonu

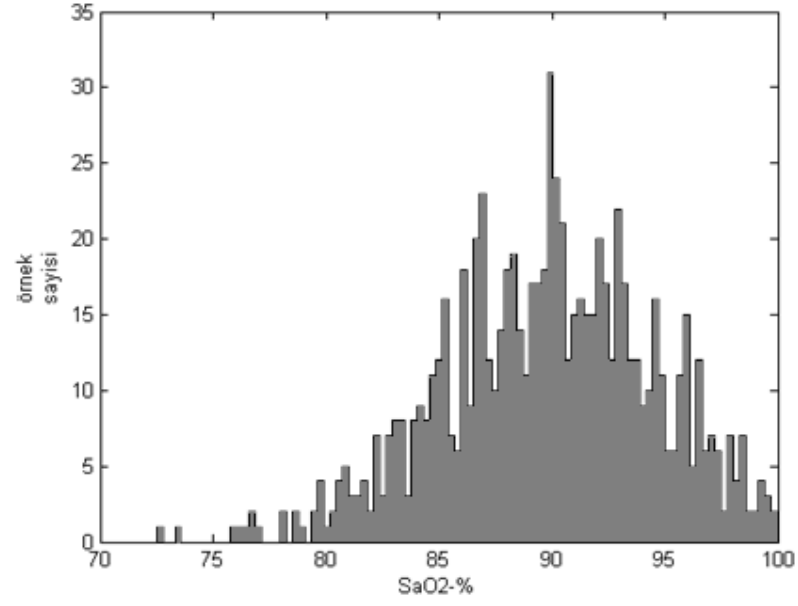
Tablo 3.3'de tidal volüm için tanımlanan kural tablosu verilmiştir.

Tablo 3.3. Tidal volüm kural tablosu

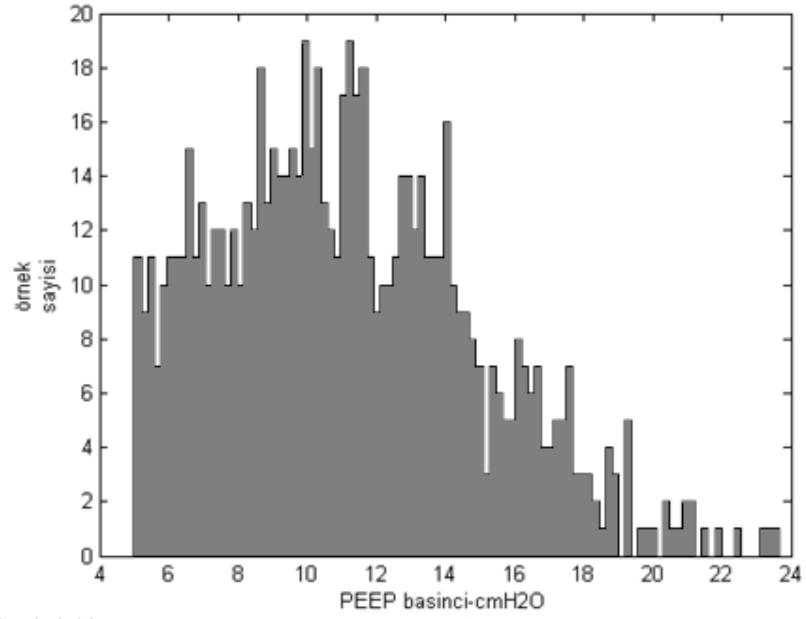
SaO2	PEEP	Pplato	TV
CD	D	N	TV5
CD	D	Y	TV5
CD	D	CY	TV5
CD	O	N	TV4
CD	O	Y	TV4
CD	O	CY	TV4
CD	Y	N	TV3
CD	Y	Y	TV3
CD	Y	CY	TV3
D	D	N	TV4
D	D	Y	TV4
D	D	CY	TV4
D	O	N	TV3
D	O	Y	TV3
D	O	CY	TV3
D	Y	N	TV3
D	Y	Y	TV2
D	Y	CY	TV2
N	D	N	TV3
N	D	Y	TV3
N	D	CY	TV2
N	O	N	TV2
N	O	Y	TV2
N	O	CY	TV2
N	Y	N	TV1
N	Y	Y	TV1
N	Y	CY	TV1

CD: çok düşük, D: düşük, N: normal, O:orta, Y:yüksek, CY: çok yüksek

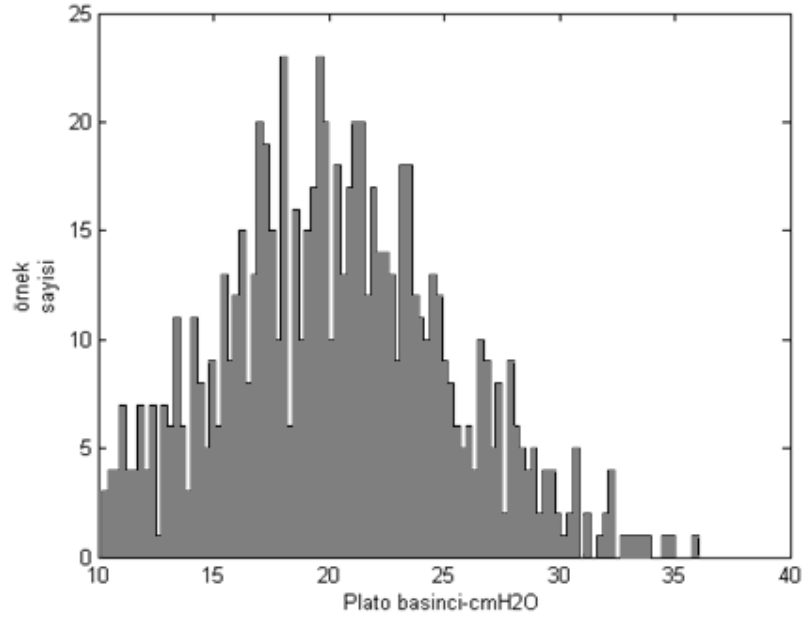
Gerçekleştirilen sistemi test etmek için 1000 adet rastgele değer oluşturulmuştur. Bu değerlerin bulanık denetleyicinin girişlerinde belirlenen sınırlarda olması için gauss dağılımı metodu kullanılmıştır. Rastgele üretilen değerlerin anlamlı olması için SaO₂'nin ortalama değeri 90, standart sapması 5, PEEP'in ortalama değeri 10 cmH₂O, standart sapması 5 cmH₂O, plato basıncının ortalama değeri 20 cmH₂O, standart sapması 5 cmH₂O olarak seçilmiştir. Giriş değişkenlerine ait histogramlar Şekil 3.32, 3.33 ve 3.34'de verilmiştir. Bulanık denetleyicinin çıkışında hesaplanan tidal volüme ait histogram Şekil 3.35'de gösterilmiştir.



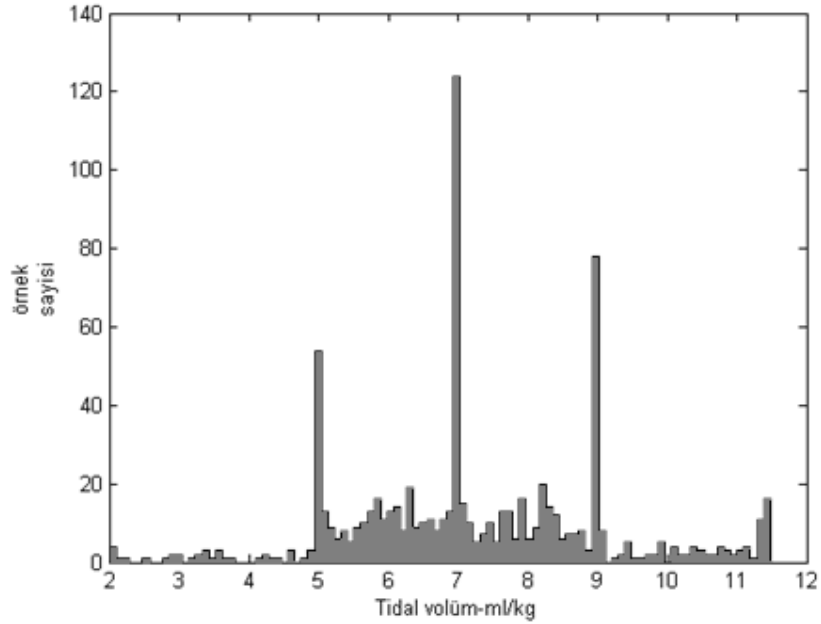
Şekil 3.32. SaO₂ için üretilen giriş değişkenine ait histogram



Şekil 3.33. PEEP basıncı için üretilen giriş değişkenine ait histogram



Şekil 3.34. Plato basıncı için üretilen giriş değişkenine ait histogram



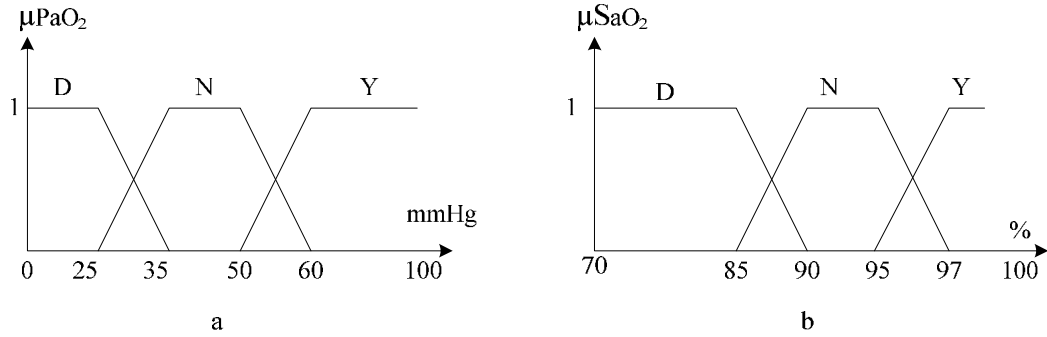
Şekil 3.35. Bulanık denetleyicinin hesapladığı tidal volüme ait histogram

Bulanık denetleyicinin girişlerine verilen değerlere bakıldığında SaO_2 'nin en fazla %90, PEEP basıncının 10 ve 12 cmH₂O ve Plato basıncının ise 18-20 cmH₂O olduğu görülmektedir. Giriş değerlerine göre bulanık denetleyicinin hesapladığı tidal volümün en fazla hesaplandığı değer 7 ml/kg'dır. Giriş değişkenleri olan SaO_2 , PEEP ve plato basıncının ortalama değerleri sırasıyla % 89.7664, 11.1874 cmH₂O, 20.4454 cmH₂O olmuştur. Hesaplanan tidal volümün ortalama değeri 7.2639 ml/kg hesaplanmıştır. Böylece

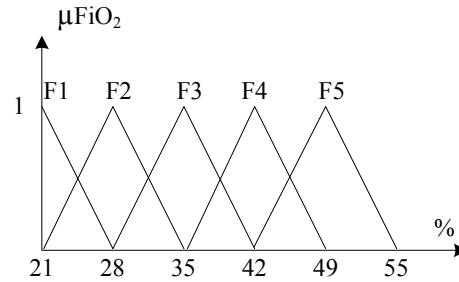
ARDS gibi hastalıklarda 6-8 ml/kg arasında olması istenilen tidal volüm değeri elde edilmiş olmaktadır.

3.4.3. FiO₂'nin Bulanık Kontrolü

FiO₂, solunum esnasında alınan havanın oksijen yüzdesi olarak tanımlanmaktadır. Hastanın oksijenasyonunda çok önemli bir parametredir. Bu nedenle bu parametrenin kontrol edilmesi hayati öneme sahiptir. FiO₂'yi etkileyen parametrelerin başında SaO₂ (oksijen saturasyon yüzdesi) ve PaO₂ (oksijen arter kısmi basıncı) verilebilir. Klinisyenler bu iki değere göre hastanın oksijene olan ihtiyacını belirleyip oksijen miktarını artırıp azaltmaktadır. Bu parametrenin bulanık kontrolünü gerçekleştirerek klinisyenlerin iş yüklerini azaltmak mümkün olabilir. Bu nedenle SaO₂ ve PaO₂ değerlerine bağlı olarak FiO₂ değerinin kapalı çevrim kontrolünün benzetimi yapılmıştır. Şekil 3.36'da bulanık denetleyicinin girişlerine ait üyelik fonksiyonları, Şekil 3.37'de de çıkış üyelik fonksiyonu gösterilmiştir.



Şekil 3.36. a-PaO₂'nin üyelik fonksiyonu, b- SaO₂'nin üyelik fonksiyonu



Şekil 3.37. FiO₂'nin üyelik fonksiyonu

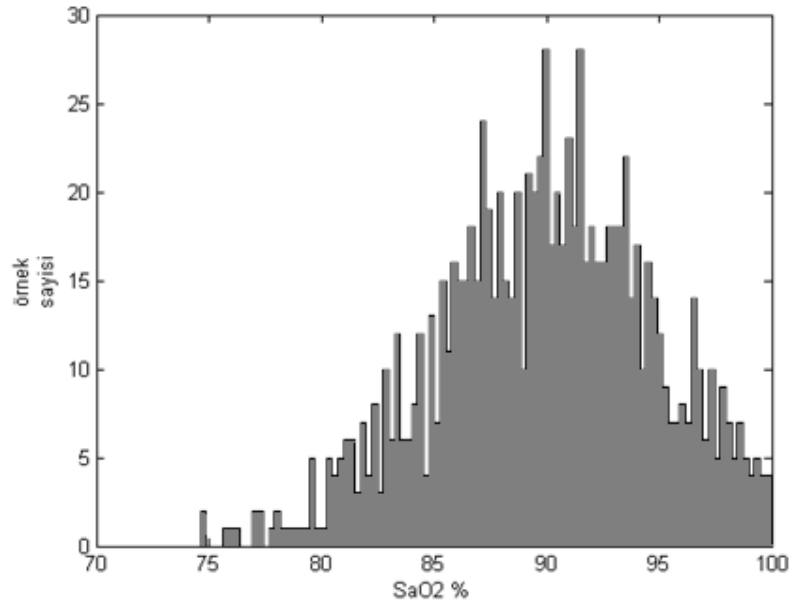
Bulanık denetleyici için tanımlanan kural tablosu Tablo 3.4'te verilmiştir.

Tablo 3.4. FiO₂ için tanımlanan kural tablosu

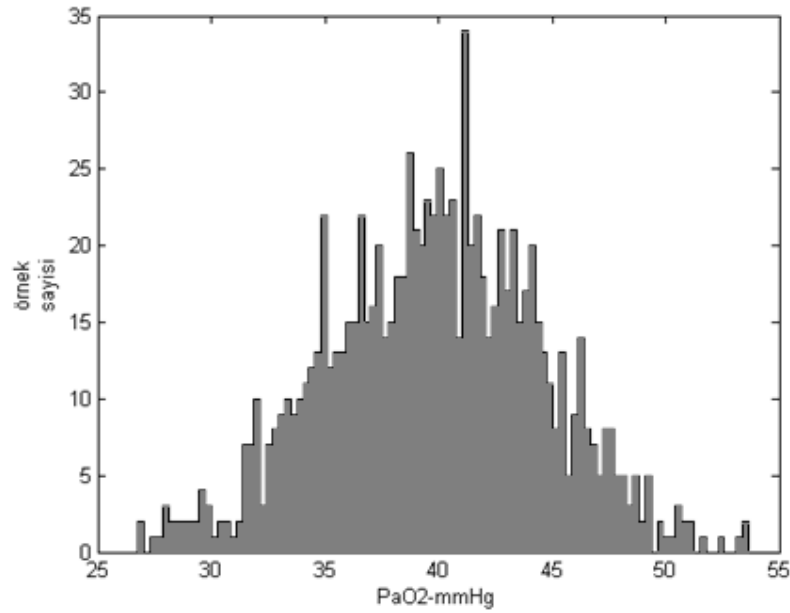
SaO ₂ /PaO ₂	D	N	Y
D	F5	F4	F3
N	F4	F3	F3
Y	F3	F2	F1

D: düşük, N: normal, Y:yüksek

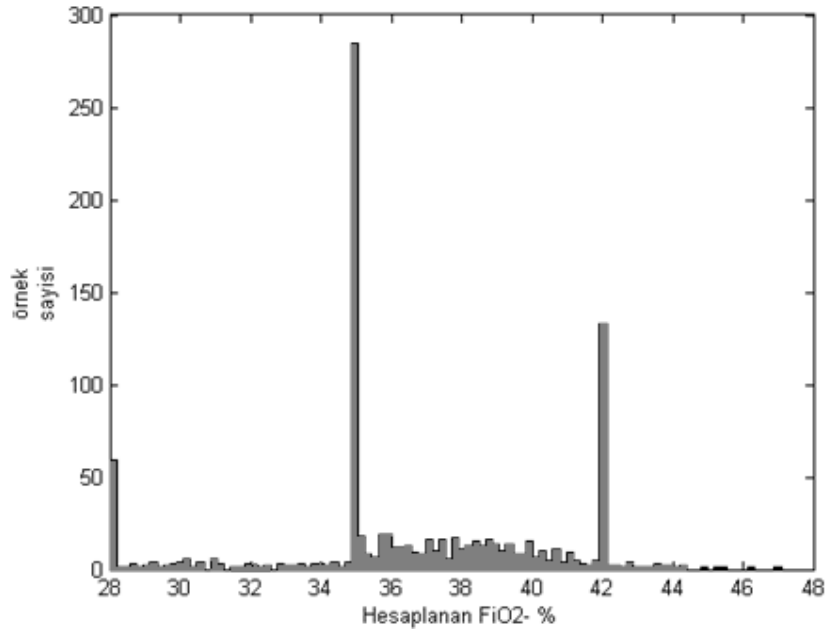
Gerçekleştirilen sistemi test etmek için 1000 adet rastgele değer oluşturulmuştur. Bu değerlerin bulanık denetleyicinin girişlerinde belirlenen sınırlarda olması için gauss dağılımı metodu kullanılmıştır. Rastgele üretilen değerlerin anlamlı olması için SaO₂'nin ortalama değeri 90, standart sapması 5, PaO₂'nin ortalama değeri 40 mmHg, standart sapması 5 mmHg olarak seçilmiştir. Giriş değişkenlerine ait histogramlar Şekil 3.38 ve 3.39'da verilmiştir. Bulanık denetleyicinin çıkışında hesaplanan FiO₂'ye ait histogram Şekil 3.40'da gösterilmiştir.



Şekil 3.38. SaO₂ için üretilen giriş değişkenine ait histogram



Şekil 3.39. PaO₂ için üretilen giriş değişkenine ait histogram

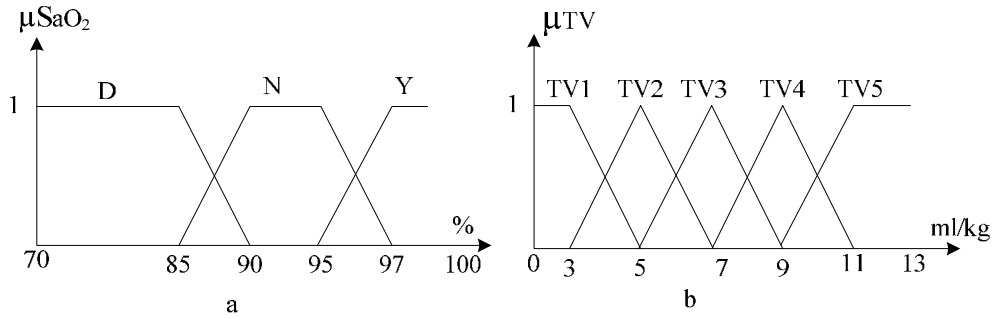


Şekil 3.40. Bulanık denetleyicinin hesapladığı FiO₂ değerinin histogram

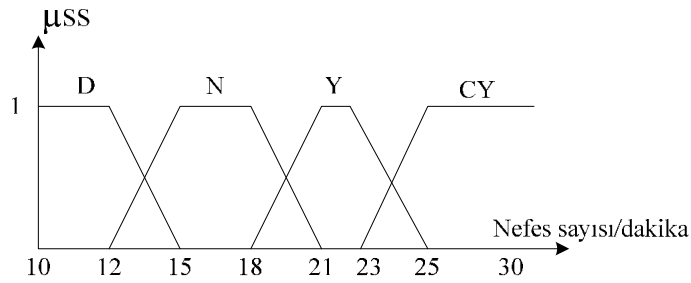
Giriş için rastgele üretilen değerlere bakıldığında SaO₂ %90, PaO₂ değeri ise 42 mmHg'dir. Bulanık denetleyicinin çıkışında hesaplanan FiO₂ değeri en fazla % 35 olarak görülmektedir. Giriş değişkenleri olan SaO₂ ve PaO₂ ortalama değerleri sırasıyla % 89.8862 ve 39.7863 mmHg olmuştur. Hesaplanan FiO₂'nin ortalama değeri % 36.6991 hesaplanmıştır. Hesaplanan FiO₂ değeri %28 ile %47 arasında değişim göstermektedir. Bu değişim aralığı tedavi esnasında kabul edilebilir sınırlara sahip olduğu görülmektedir.

3.4.4. Solunum Sayısının Bulanık Kontrolü

Akciğerin kendi kendine solunum yapma yeteneğini kaybettiği durumlarda hasta ventilatör ile solutuluyor ise dakikada yaptırılacak solunum sayısı klinisyenler için önem arz etmektedir. Solunum sayısını hastanın durumuna göre tekrardan değiştirilmesi gerekebilmektedir. Bu parametrenin kontrolü klinisyenlerin iş yükünü azaltmaktadır. Normal bir yetişkinde dakikadaki solunum sayısı 12-20'dir. Çeşitli akciğer rahatsızlıklarına göre bu sayı değişiklik göstermektedir. Ventilasyon esnasında birçok parametre birbiriyle ilişkili olarak değişmektedir. Solunum sayısı hastanın oksijenasyonu ile ilgili olduğu için SaO_2 ve tidal volüm bu parametreyi etkilemektedir. Bulanık denetleyicinin girişleri SaO_2 ve tidal volüm, çıkış ise solunum sayısı seçilmiştir. Şekil 3.41'de giriş değişkenlerine ait üyelik fonksiyonları, Şekil 3.42'de de çıkış üyelik fonksiyonu gösterilmiştir. Bulanık denetleyicinin çıkışı olan solunum sayısının değeri için tanımlanan kural tablosu Tablo 3.5'te verilmiştir.



Şekil 3.41. a- SaO_2 'nin üyelik fonksiyonu, b- tidal volümün üyelik fonksiyonu



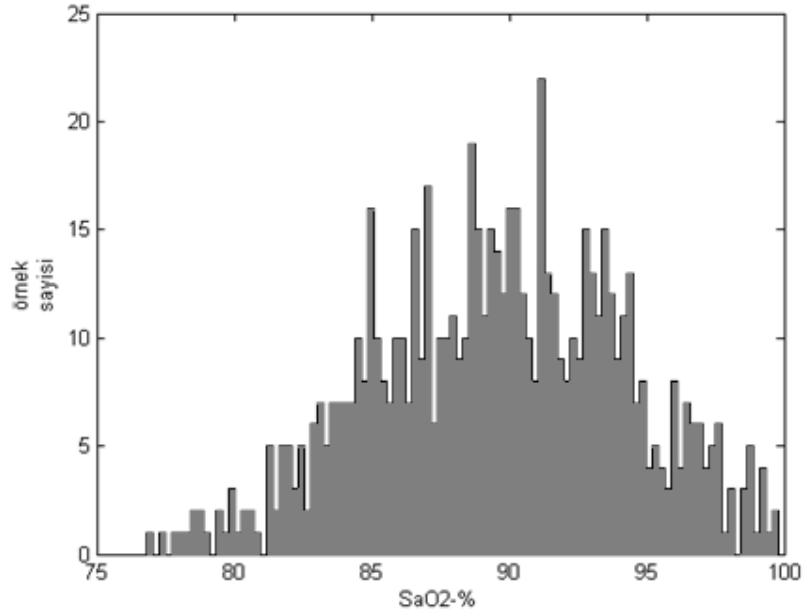
Şekil 3.42. Solunum sayısının üyelik fonksiyonu

Tablo 3.5. Solunum sayısı için tanımlanan kural tablosu

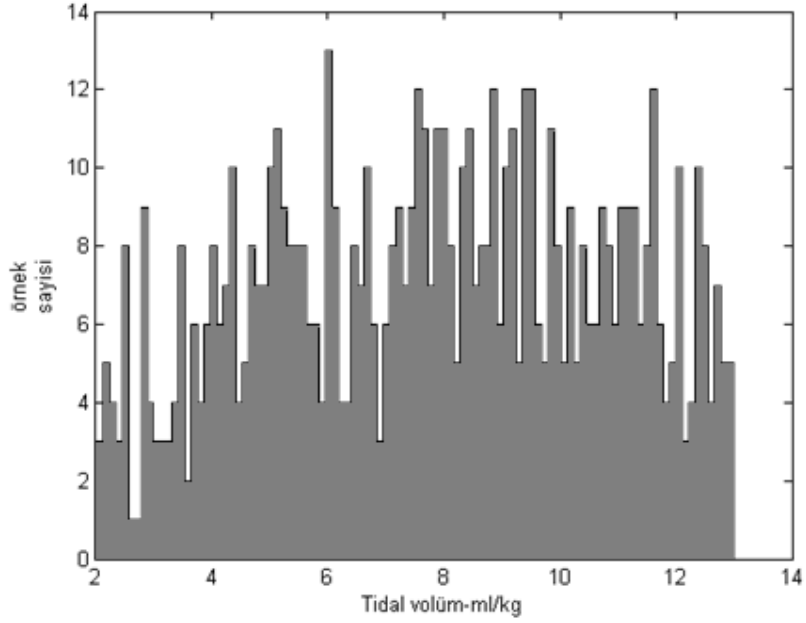
TV/SaO2	D	N	Y
TV1	CY	CY	Y
TV2	CY	Y	Y
TV3	Y	N	N
TV4	N	N	D
TV5	N	N	D

D:düşük, N:normal, Y:yüksek, TV1-TV5:Tidal Volüm

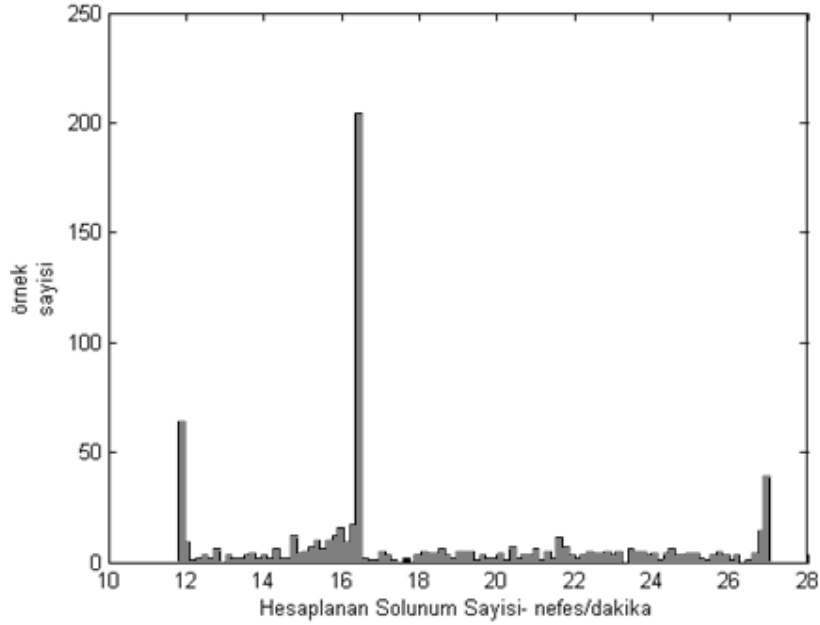
Gerçekleştirilen sistemi test etmek için 1000 adet rastgele değer oluşturulmuştur. Bu değerlerin bulanık denetleyicinin girişlerinde belirlenen sınırlarda olması için gauss dağılımı metodu kullanılmıştır. Rastgele üretilen değerlerin anlamlı olması için SaO_2 'nin ortalama değeri 90, standart sapması 5, tidal volümün ortalama değeri 8 ml/kg, standart sapması 5 ml/kg olarak seçilmiştir. Giriş değişkenlerine ait histogramlar Şekil 3.43 ve 3.44'de verilmiştir. Bulanık denetleyicinin çıkışında hesaplanan solunum sayısına ait histogram Şekil 3.45'de gösterilmiştir



Şekil 3.43. SaO_2 için üretilen giriş değişkenine ait histogram



Şekil 3.44. Tidal volüm için üretilen giriş değişkenine ait histogram



Şekil 3.45. Bulanık denetleyicinin hesapladığı dakikadaki solunum sayısı

SaO₂ için üretilen en fazla yüzde değeri % 92.5, tidal volüm değeri 6 ml/kg'dir. Çıkışta hesaplanan en fazla solunum sayısının değeri 16.45 nefes/dakika olmuştur. Giriş değişkenleri olan SaO₂ ve tidal volümün ortalama değerleri sırasıyla % 89.5758 ve 7.8213 ml/kg olmuştur. Hesaplanan solunum sayısının ortalama değeri 18.1243 nefes/dakika olarak hesaplanmıştır. Normal sağlıklı bir insanda 12 nefes/dakikadır. Benzetimde soluk

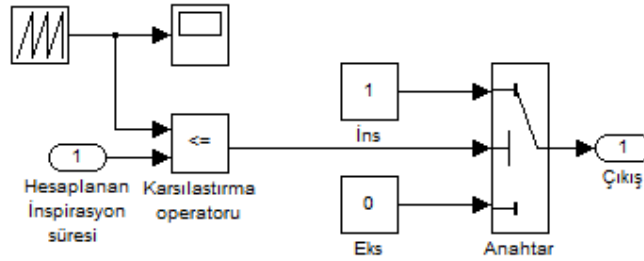
sayısı akciğere ait parametrelerin değişimine bağlı olarak 12 ile 27 nefes/dakika arasında değişim göstermiştir.

4. SOLUNUM CİHAZININ BULANIK MANTIK İLE MODELLENMESİ

Ventilatör modellenmesi işlemi, akıllı kontrol tekniklerinden bulanık mantık denetleyici kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Benzetim işlemi Matlab/simulink ortamında ventilatörün modellenip, akciğer modeliyle birleştirilmesiyle yapılmıştır. Böylece ventilasyon işlemi modellenmiş olmaktadır. Ventilasyon modellemesinde bulanık denetleyici kullanılmıştır. Akciğer parametrelerinin değişimine bağlı olarak hasta tarafında oluşan değişimler gözlemlenmiştir. Önceki bölümde yapılan benzetimlerden farklı olarak bu sefer hasta modeli benzetime eklenmiştir.

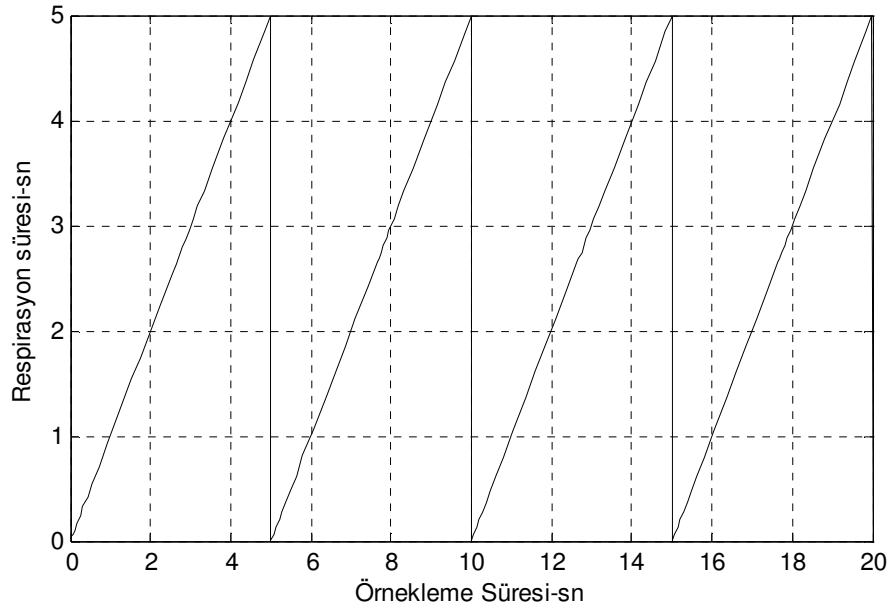
4.1. Solunum Cihazının Modellenmesi

Solunum cihazının matlab ortamında modellenmiş hali Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Solunum cihazının matlab/simulink'te modellenmesi

Karşılaştırma operatörünün bir girişi ventilasyonda hesaplanan veya klinisyen tarafından belirlenen inspirasyon süresi, diğer girişi ise testere dişi dalgasını göstermektedir. Testere dişi sinyalin dalga şekli Şekil 4.2’de gösterilmiştir. Testere dişi sinyalin tepe değeri inspirasyon ve ekspirasyon toplam süresi olarak belirlenmiştir. Bu örnekte toplam respirasyon süresi 5 sn olması için tepe ve örnekleme zaman aralığı 5 sn olarak seçilmiştir.



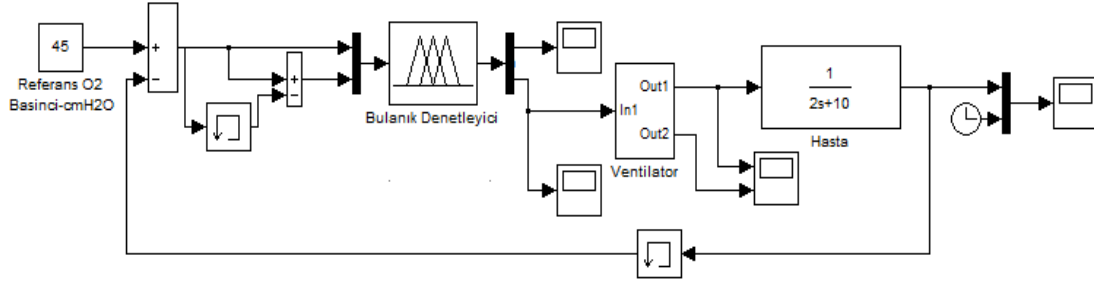
Şekil 4.2. Toplam respirasyon süresinin belirlenmesi için kullanılan testere dişi sinyali

4.2.Solunum Cihazının Bulanık Denetleyicili Kontrolü

Solunum cihazı ve akciğer modelinin matlab/simulink'te modellenmesiyle ventilasyona ait bazı parametrelerin kontrolü gerçekleştirilebilir. Bunların başında inspirasyon ve ekspirasyon sürelerinin belirlenmesi ve tidal volümün kontrolüdür.

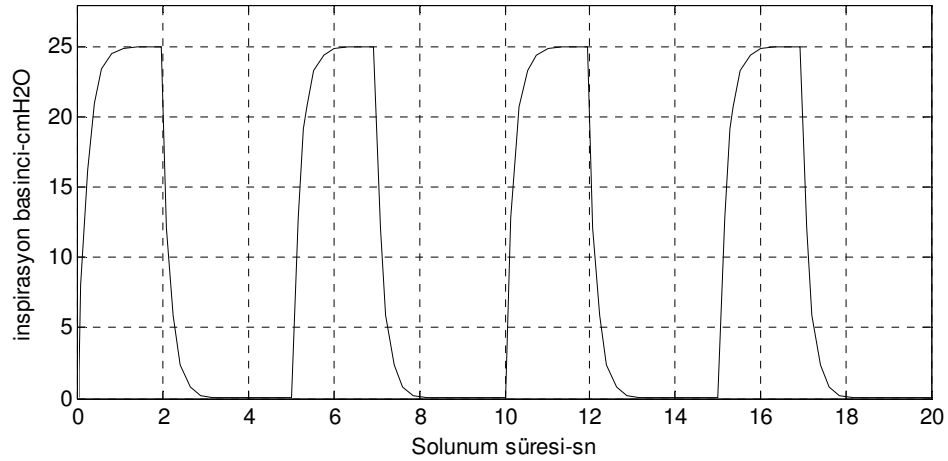
4.2.1. İnspirasyon ve Ekspirasyon Sürelerinin Akıllı Kontrolü

Ventilasyonda inspirasyon ve ekspirasyon sürelerinin bulanık denetleyici kullanılarak belirlenmesi işleminde sistemin girişleri referans basınç ile hastada ölçülen basınç arasındaki hata ve bu hatadaki değişim miktarı olarak belirlenmiştir [58]. Burada kullanılan bulanık denetleyiciye ait giriş-çıkış üyelik fonksiyonları ve kural tablosu bölüm 3'te ayrıntılı olarak verilmiştir. Şekil 4.3'de gerçekleştirilen simulink modelinde hasta olarak tek bölmeli akciğer modeli kullanılmıştır.



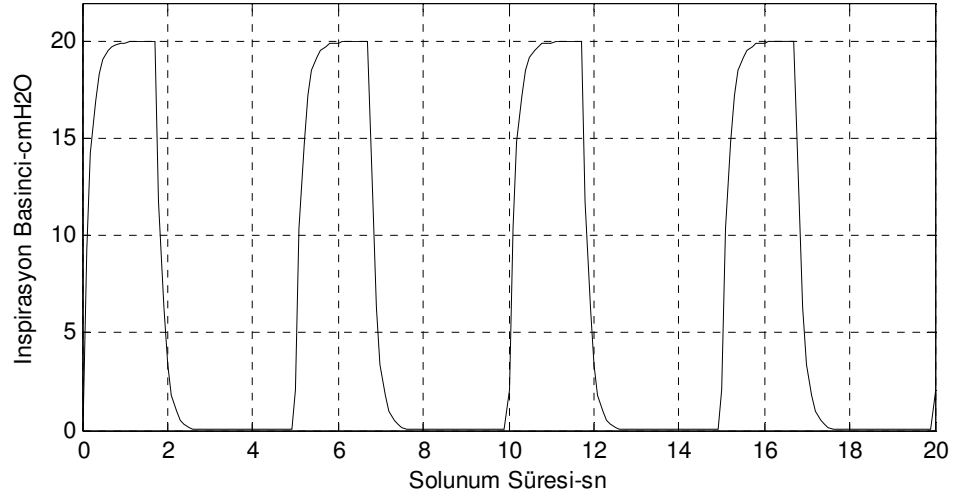
Şekil 4.3. Tek bölmeli akciğer modelinde bulanık denetleyiciyle inspirasyon ve ekspirasyon süresinin belirlenmesi

Modelde referans basıncı 45 cmH₂O olarak seçilmiştir. Tek bölmeli akciğer modelinde akciğer direnci 2 cmH₂O.S².L⁻¹, akciğer kapasitesi 0.1 L.cmH₂O⁻¹ seçilmiştir. Bu değerlere göre akciğer modelinde görülen basıncın zamana göre değişimi Şekil 4.4'te gösterilmiştir.

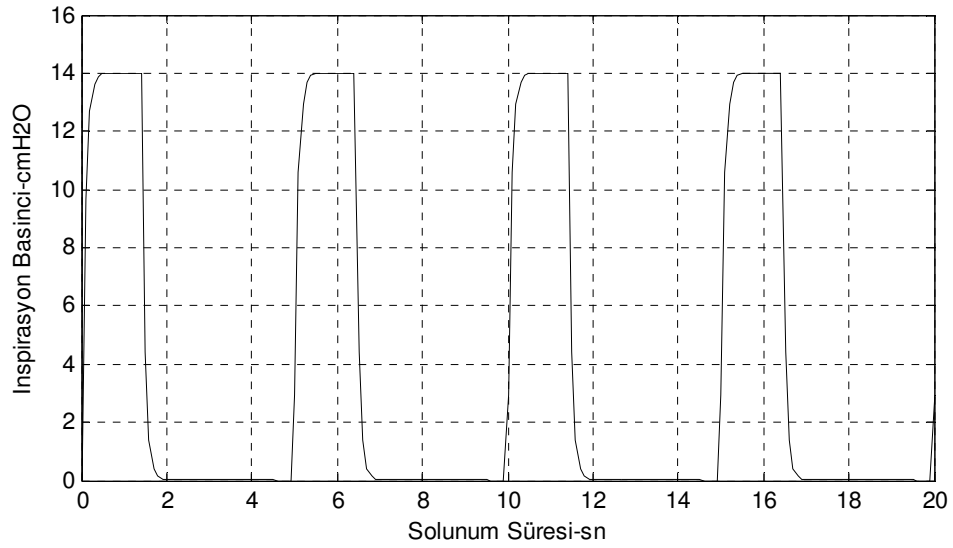


Şekil 4.4. Akciğer modelinden elde edilen basıncın zamana göre değişimi

Şekilden görüldüğü üzere inspirasyon basıncı 25 cmH₂O'ya kadar ulaşmaktadır. Inspirasyon süresi 1.93 sn iken ekspirasyon süresi de 3.07 sn olmaktadır. Bu şekilde akciğer dinamikleri değişmediği sürece inspirasyon ve ekspirasyon süreleri de değişmeyecektir. Akciğer direncinin sabit, kapasitesinin azaldığı durumda elde edilen akciğer modelindeki değişim Şekil 4.5'te gösterilmiştir. Inspirasyon süresi 1.74 sn'ye düşerken, ekspirasyon süresi de 3.16 sn'ye çıkmaktadır. Akciğer kapasitenin azalması durumunda akciğer hacmi de azalacaktır. Bundan dolayı inspirasyon süresi ve basıncı da azalacaktır [57]. Bu durum Şekil 4.5 ve 4.6'da gösterilmiştir.

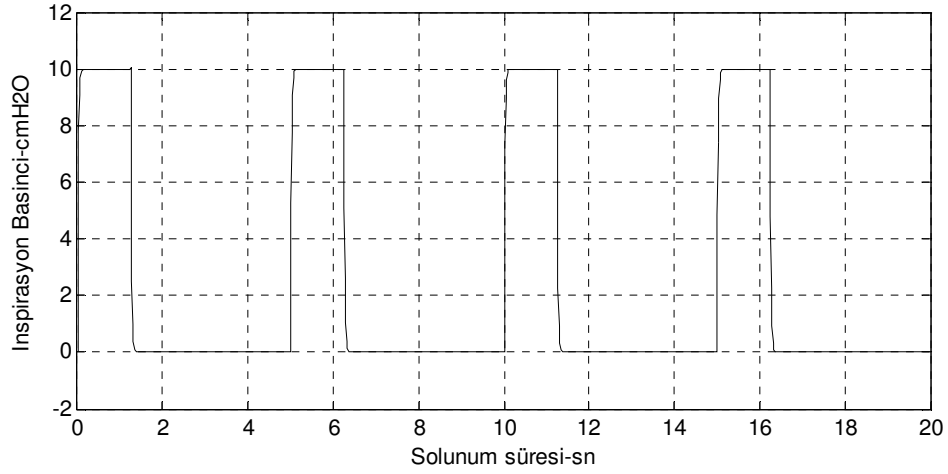


Şekil 4.5. $R= 2 \text{ cmH}_2\text{O}.\text{S}^2.\text{L}^{-1}$, $C=0.08 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi



Şekil 4.6. $R= 2 \text{ cmH}_2\text{O}.\text{S}^2.\text{L}^{-1}$, $C=0.04 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi

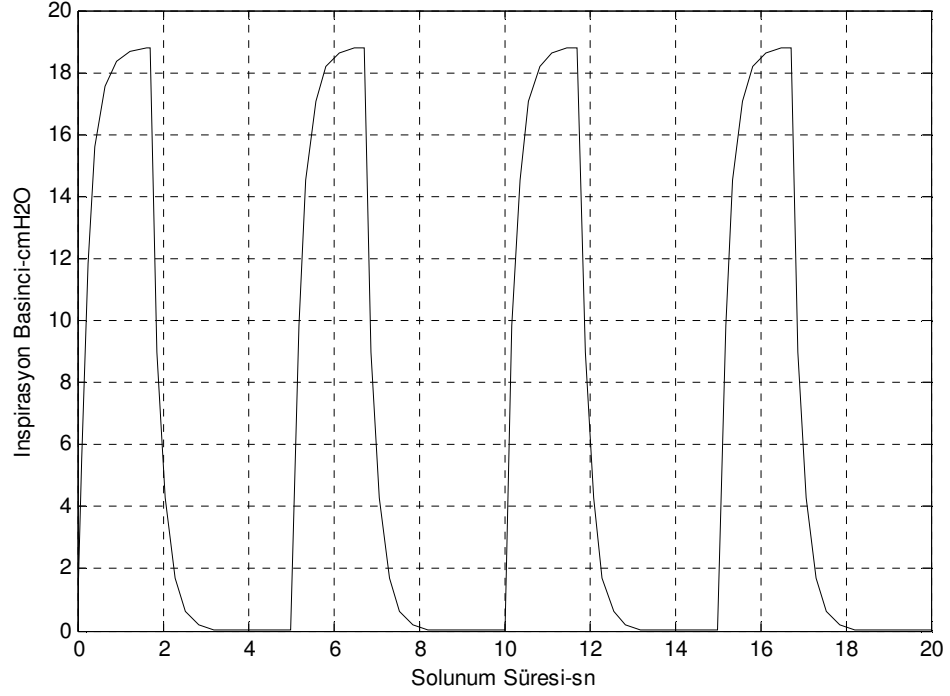
Akciğer modelinde $R= 2 \text{ cmH}_2\text{O}.\text{S}^2.\text{L}^{-1}$, $C=0.04 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ seçildiğinde inspirasyon süresi 1.41 sn, ekspirasyon süresi 3.59 sn ve inspirasyon sonunda elde edilen pik basıncı 14 cmH₂O'ya düşmüştür. Akciğer kapasitesinin daha da azalması durumunda elde edilen dalga şekli Şekil 4.7'de verilmiştir.



Şekil 4.7. $R= 2 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$, $C=0.01 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi

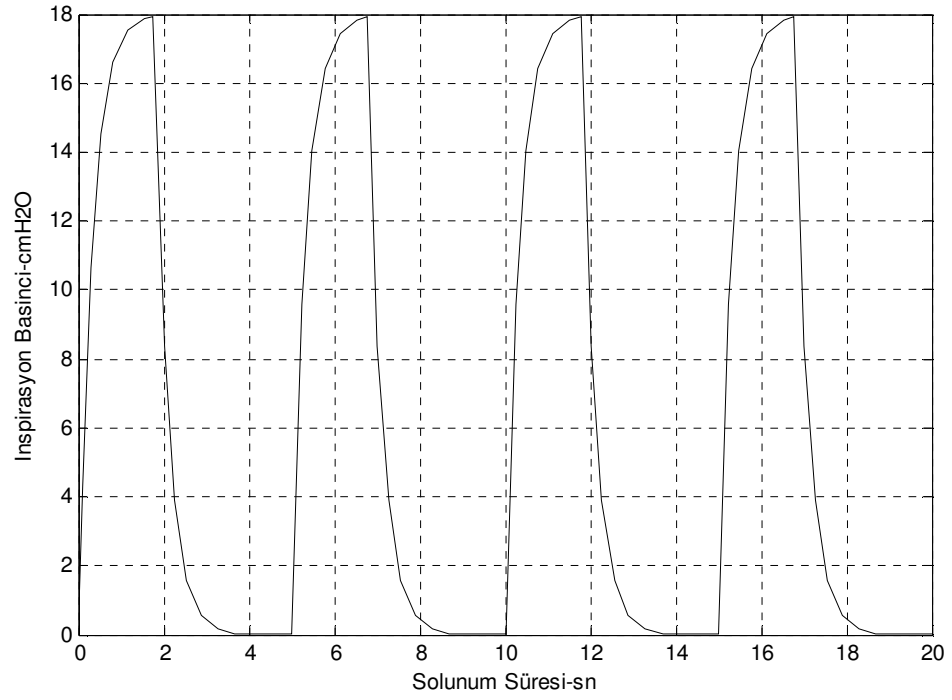
$R= 2 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$, $C=0.01 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ olması durumunda modelden elde edilen inspirasyon süresi 1.25 sn, ekspirasyon süresi 3.75 sn ve pik basıncı 10.08 cmH₂O olmuştur. Akciğer kapasitesinin olabileceği en kötü durum olan $C=0.01 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ halinde bulanık denetleyicide en düşük inspirasyon süresi hesaplanmış ve en düşük pik basıncı benzetimden elde edilmiştir. Bu durumda elde edilen şekil eksponansiyel grafikten uzaklaşıp, kare dalgaya benzemektedir. Bunun nedeni, basınç kontrollü mod'a göre sabit basınç uygulandığından akciğer hacmi, uygulanan basınç altında yeterli volüme çok kısa sürede ulaşmaktadır. Bu durum benzetimde bulanık denetleyicinin hesapladığı inspirasyon süresine kadar devam etmektedir. Benzetimde ekspirasyon başladığında tekrardan çok kısa sürede akciğerdeki hava boşalacağından, elde edilen dalga şekli kare dalgaya benzemektedir. Bu durum kapasitenin artması durumunda tekrardan normale dönmektedir.

Akciğer kapasitesinin sabit olduğu, direncinin ise $3 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$ 'e çıktığı durumda elde edilen dalga Şekil 4.8'de, direncin $4 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$ 'e çıktığı durumda elde edilen dalga Şekil 4.9'da, direncin $5 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$ 'e çıktığı durumda elde edilen dalga Şekil 4.10'da verilmiştir.

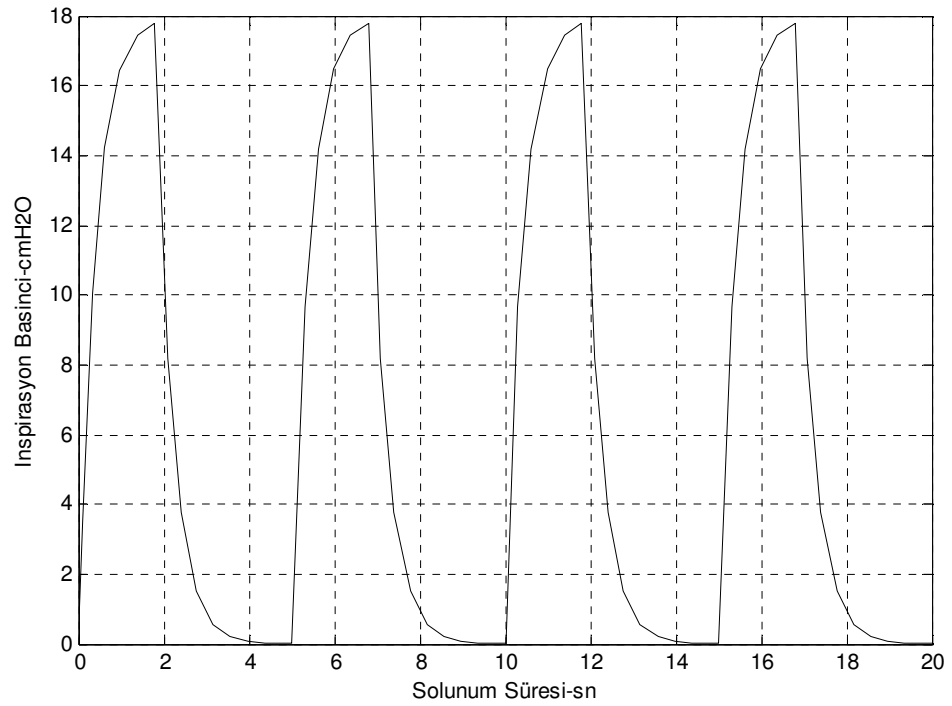


Şekil 4.8. $R= 3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C=0.08 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi

Şekil 4.8, 4.9 ve 4.10’da görüldüğü üzere akciğer modelinde direncin artması durumunda inspirasyon ve ekspirasyon süresinin arttığı, pik inspirasyon basıncının ise azaldığı gözlemlenmiştir. Bu durum beklenen bir durumdur. Çünkü akciğer direncinin tek başına artması veya azalması sadece nefes alma ve verme ile alakalıdır. Bundan dolayı burada sadece inspirasyon/ekspirasyon süresini etkilemektedir. Pik inspirasyon basıncında ise çok küçük değişimlerin olması da normal olarak kabul edilmektedir [53].



Şekil 4.9. $R= 4 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$, $C=0.08 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi



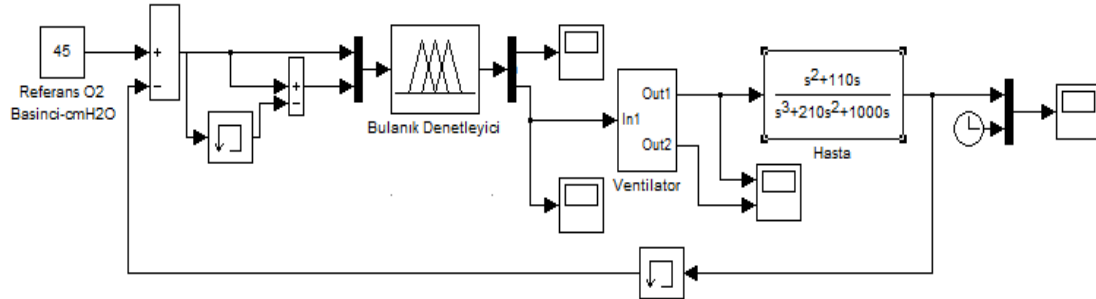
Şekil 4.10. $R= 5 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$, $C=0.08 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi

Tablo 4.1’de tek bölmeli akciğerde parametrelerin değişmesi sonucunda elde edilen inspirasyon/ekspirasyon süreleri ve pik inspirasyon basınç değerleri verilmiştir.

Tablo 4.1. Tek bölmeli akciğer modelinde elde edilen inspirasyon/ekspirasyon süreleri ve pik inspirasyon basınç değerleri

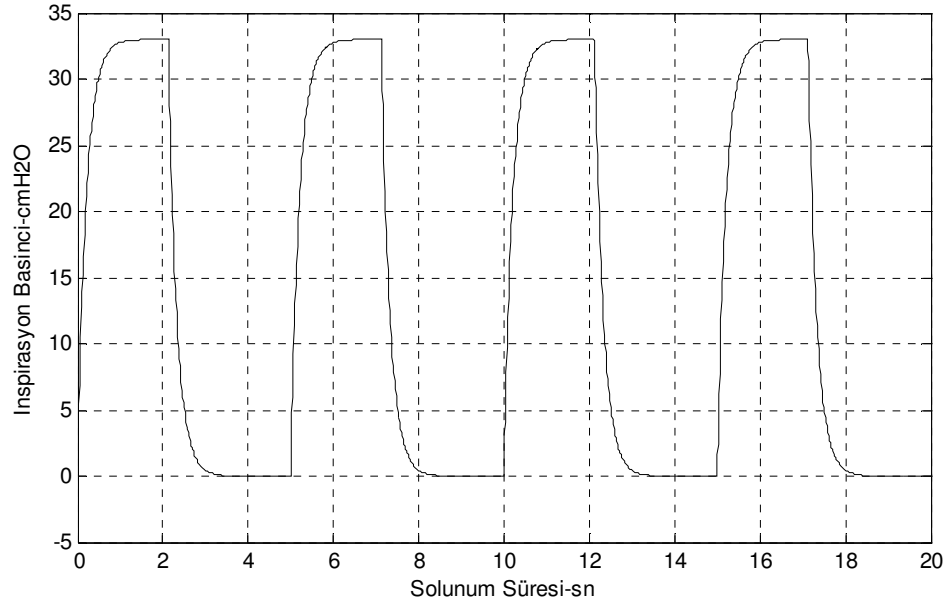
	İnspirasyon süresi (sn)	Ekspirasyon süresi (sn)	Pik Basıncı (cmH ₂ O)
R=2 cmH ₂ O.S ² .L ⁻¹ C=0.1 L.cmH ₂ O ⁻¹	1.93	3.07	25
R=2 cmH ₂ O.S ² .L ⁻¹ C=0.08 L.cmH ₂ O ⁻¹	1.74	3.16	20
R=2 cmH ₂ O.S ² .L ⁻¹ C=0.04 L.cmH ₂ O ⁻¹	1.41	3.59	14
R=2 cmH ₂ O.S ² .L ⁻¹ C=0.01 L.cmH ₂ O ⁻¹	1.25	3.75	10.08
R=3 cmH ₂ O.S ² .L ⁻¹ C=0.08 L.cmH ₂ O ⁻¹	1.7	3.3	19.2
R=4 cmH ₂ O.S ² .L ⁻¹ C=0.08 L.cmH ₂ O ⁻¹	1.75	3.25	18.1
R=5 cmH ₂ O.S ² .L ⁻¹ C=0.08 L.cmH ₂ O ⁻¹	1.77	3.23	17.6

Seri çift bölmeli akciğer modelinin benzetim modeli Şekil 4.11’de gösterilmiştir.



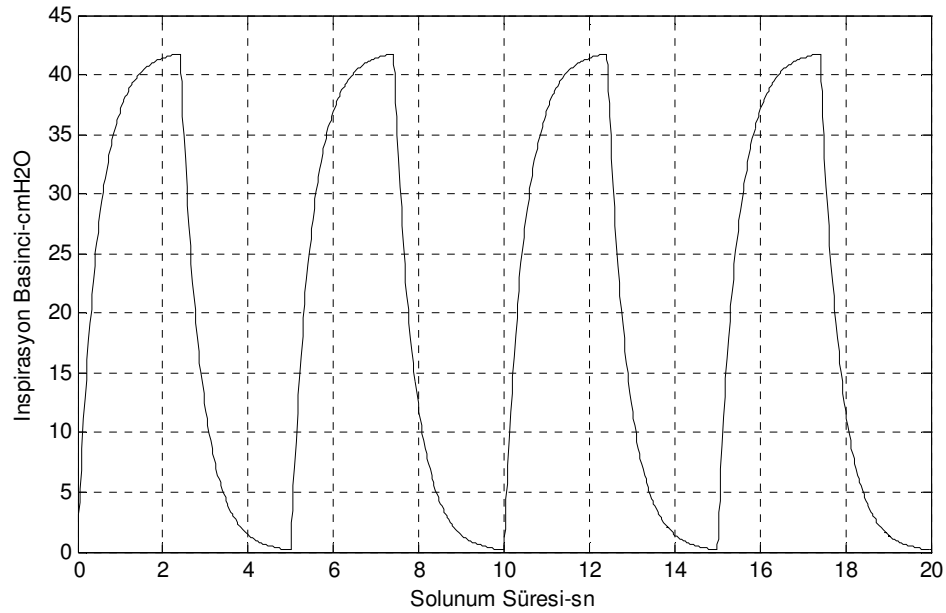
Şekil 4.11. Seri çift bölmeli akciğer modelinde bulanık denetleyiciyle inspirasyon ve ekspirasyon süresinin belirlenmesi

Şekil 4.11’deki modelin çalıştırılması sonucu elde edilen inspirasyon basıncının zamana göre değişim grafiği Şekil 4.12’de verilmiştir.



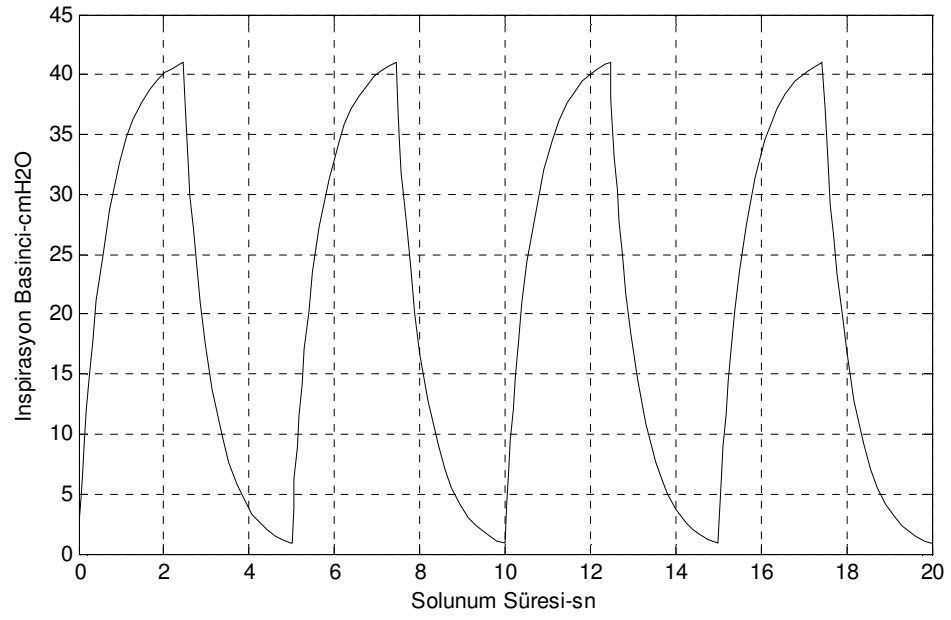
Şekil 4.12. Akciğer modelinden elde edilen basıncın zamana göre değişimi

Burada seri çift bölmeli akciğer modelinde akciğer dirençleri $R_1=R_2=1 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.01 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ olarak seçilmiştir. Bu durumda inspirasyon süresi 2.125 sn iken ekspirasyon süresi 2.875 sn olarak hesaplanmıştır. Pik inspirasyon basıncı ise 33 cmH₂O olarak bulunmuştur. Tek bölmeli akciğer modeline göre pik inspirasyon basıncı ve süresi artmıştır. Bunun sebebi akciğer dinamiklerinin sayısının artmasıdır [53]. Akciğer dinamiklerinin değişmesi durumunda elde edilen grafikler Şekil 4.13, 4.14 ve 4.15'te gösterilmiştir.

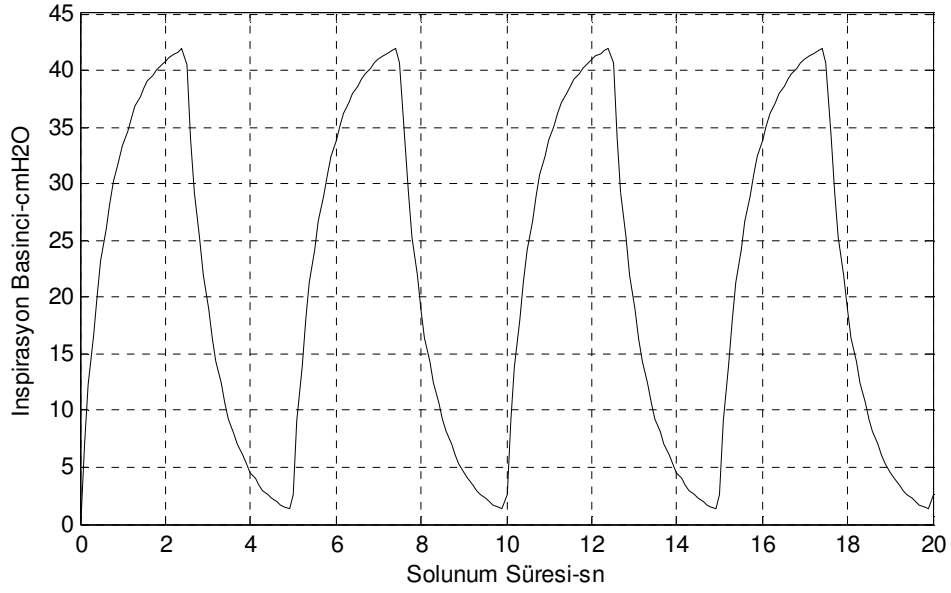


Şekil 4.13. $R_1=R_2=2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.04 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi

Şekil 4.13’de görüldüğü üzere akciğer dinamikleri arttığı zaman pik inspirasyon basıncı da artmıştır. Pik basıncı $41.7 \text{ cmH}_2\text{O}$, inspirasyon süresi 2.41 sn , ekspirasyon süresi 2.59 sn olarak bulunmuştur. Akciğer dirençlerinin $3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ çıktığı akciğer kapasitelerinin ise bir önceki değerde kalması durumunda benzetimden elde edilen dalga şekli Şekil 4.14’te gösterilmiştir. Burada pik basıncı $41 \text{ cmH}_2\text{O}$, inspirasyon süresi de 2.44 sn olmaktadır. Akciğer direncinin bir önceki değerinde iken akciğer modelindeki şönt kapasite $0.06 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ değerine çıktığında elde edilen dalga Şekli 4.15’te verilmiştir. Bu benzetimde pik inspirasyon basıncı $38.8 \text{ cmH}_2\text{O}$ ’ya, inspirasyon süresi de 2.42 sn ’ye düşmektedir. Seri çift bölmeli akciğer modelinde sadece direncin artması halinde pik inspirasyon basıncı yaklaşık eşit olmakta iken inspirasyon süresi artmaktadır. Akciğer direncinin sabit, kapasitesinin artması durumunda pik inspirasyon basıncı artarken, inspirasyon süresi azalmıştır. Basıncın artması akciğer modelinde havanın tam boşalamamasına sebep olmaktadır. Bu durum, bir kondansatörün üzerindeki gerilimi tam boşaltmadan tekrardan şarj olması gibi açıklanabilir. Bu, ventilasyonda PEEP basıncına karşılık gelmektedir.



Şekil 4.14. $R_1=R_2=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.04 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi



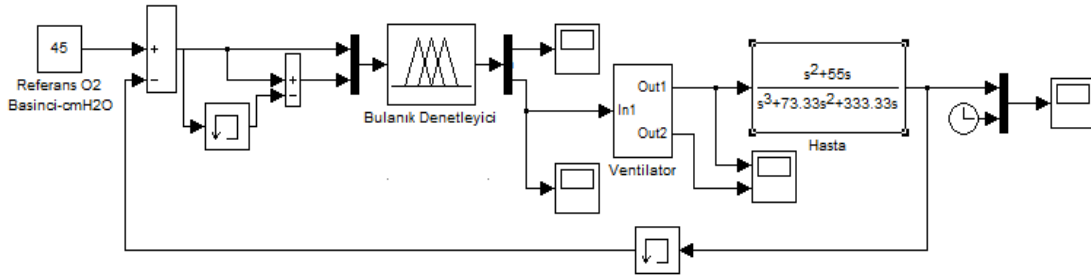
Şekil 4.15. $R_1=R_2=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.06 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi

Tablo 4.2’de seri çift bölmeli akciğer modelinde parametrelerin değişmesi sonucu elde edilen değerler verilmiştir.

Tablo 4.2. Seri çift bölmeli akciğer modelinde elde edilen inspirasyon/ekspirasyon süreleri ve pik inspirasyon basınç değerleri

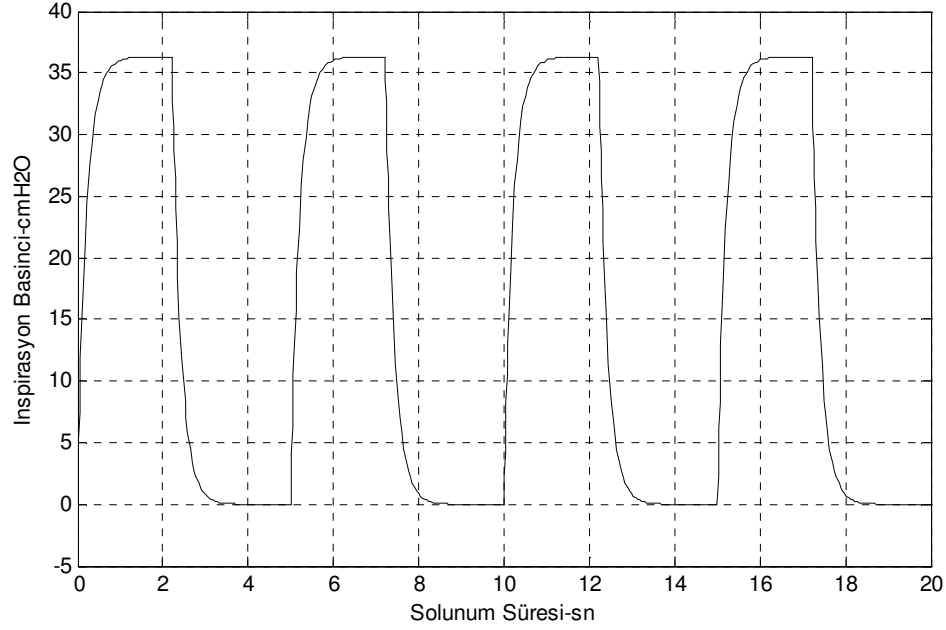
	İnspirasyon süresi (sn)	Ekspirasyon süresi (sn)	Pik Basıncı (cmH ₂ O)
$R_1=R_2=1 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C_1=0.01 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	2.125	2.875	33.8
$R_1=R_2=2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C_1=0.04 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	2.41	2.59	41.7
$R_1=R_2=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C_1=0.04 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	2.44	2.56	41
$R_1=R_2=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C_1=0.06 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	2.42	2.58	41.5

Paralel çift bölmeli akciğer modelinin benzetim modeli Şekil 4.16’da gösterilmiştir.



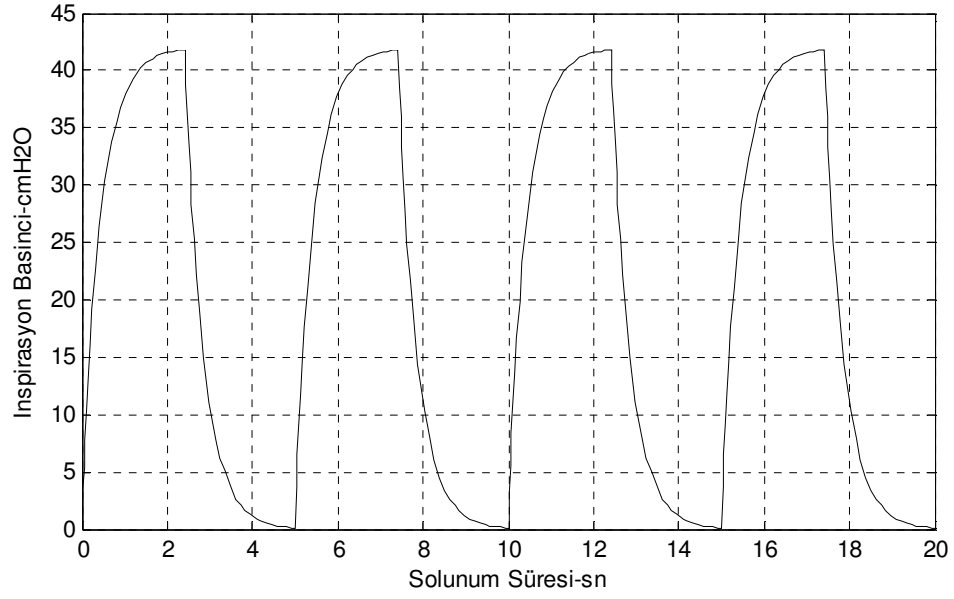
Şekil 4.16. Paralel çift bölmeli akciğer modelinde bulanık denetleyiciyle inspirasyon ve ekspirasyon süresinin belirlenmesi

Şekil 4.17’deki modelin çalıştırılması sonucu elde edilen inspirasyon basıncının zamana göre değişim grafiği Şekil 4.18’de verilmiştir.

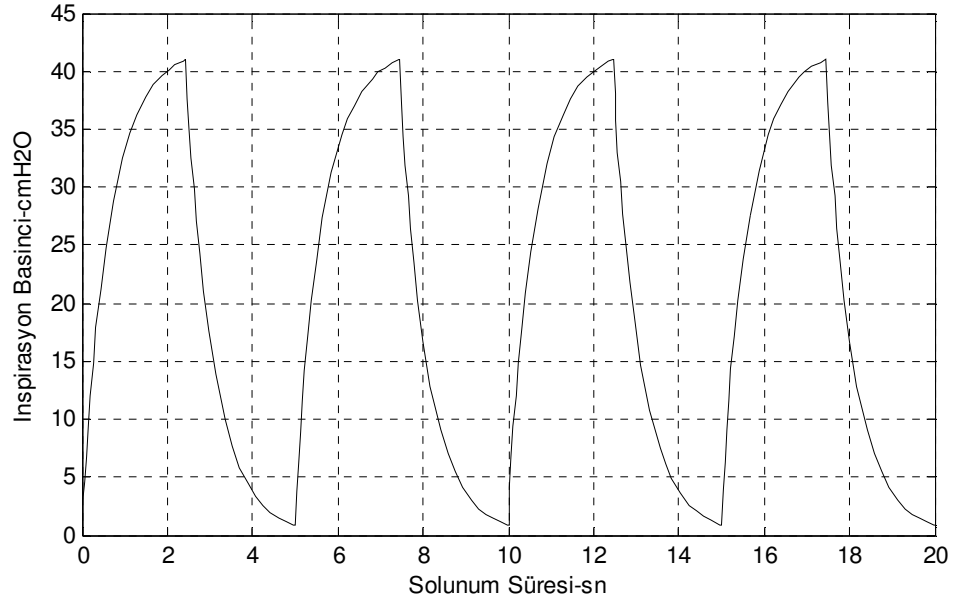


Şekil 4.17. Akciğerde elde edilen basıncın zamana göre değişimi

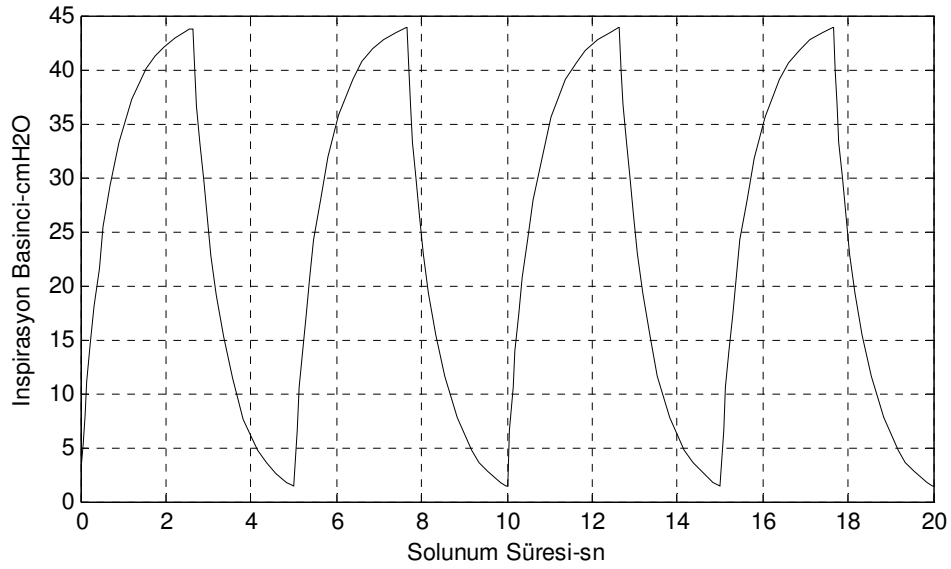
Burada paralel çift bölmeli akciğer modelinde akciğer dirençleri $R_1=R_2=R_c=1$ $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.01$ $\text{L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1$ $\text{L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ olarak seçilmiştir. Burada inspirasyon süresi 2.23 sn iken ekspirasyon süresi 2.77 sn olarak hesaplanmıştır. Pik inspirasyon basıncı ise 36.3 cmH_2O olarak bulunmuştur. Seri çift bölmeli akciğer modeline göre pik inspirasyon basıncı ve süresi artmıştır. Bunun sebebi akciğer dinamiklerinin sayısının artmasıdır [53]. Akciğer dinamiklerinin değişmesi durumunda elde edilen grafikler Şekil 4.18, 4.19 ve 4.20’de gösterilmiştir.



Şekil 4.18. $R_1=R_2=R_c=2 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$, $C_1=0.04 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi



Şekil 4.19. $R_1=R_2=R_c=3 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$, $C_1=0.04 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi



Şekil 4.20. $R_1=R_2=R_c=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.06 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ iken elde edilen basıncın zamana göre değişimi

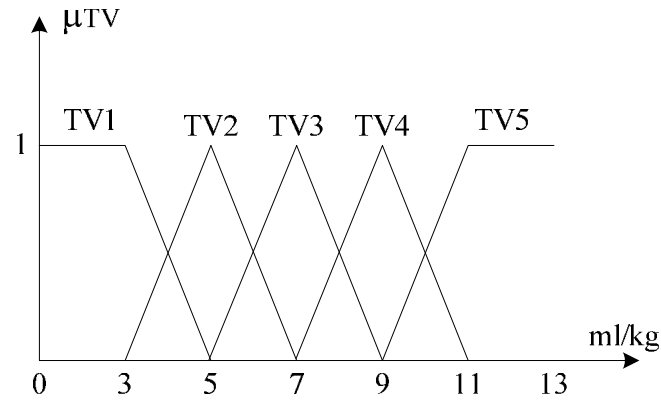
Şekil 4.18’de Pik basıncı $41.8 \text{ cmH}_2\text{O}$, inspirasyon süresi 2.42 sn , ekspirasyon süresi 2.58 sn olarak bulunmuştur. Akciğer dirençlerinin $3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ çıktığı akciğer kapasitelerinin ise bir önceki değerde kalması durumunda benzetimden elde edilen dalga şekli Şekil 4.19’da gösterilmiştir. Burada pik basıncı $41 \text{ cmH}_2\text{O}$, inspirasyon süresi de 2.5 sn olmaktadır. Akciğer direncinin bir önceki değerinde iken akciğer modelindeki şönt kapasite $0.06 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ değerine çıktığında elde edilen dalga Şekli 4.20’de verilmiştir. Bu benzetimde pik inspirasyon basıncı $43.8 \text{ cmH}_2\text{O}$ ’ya, inspirasyon süresi de 2.63 sn ’ye çıkmaktadır. Paralel çift bölmeli akciğer modelinde sadece direncin artması halinde pik inspirasyon basıncı neredeyse sabit kalmış, inspirasyon süresi ise artmıştır. Akciğer direncinin sabit, kapasitesinin artması durumunda hem pik inspirasyon basıncı hem de inspirasyon süresi artmıştır. PEEP basıncı yine akciğer modelindeki basıncın artması ile birlikte burada da oluşmuştur.

Tablo 4.3. Paralel çift bölmeli akciğer modelinde elde edilen inspirasyon/ekspirasyon süreleri ve pik inspirasyon basınç değerleri

	İnspirasyon süresi (sn)	Ekspirasyon süresi (sn)	Pik Basıncı (cmH ₂ O)
$R_1=R_2=R_c=1 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$ $C_1=0.01 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ $C_2=0.1 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$	2.23	2.77	36.3
$R_1=R_2=R_c=2 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$ $C_1=0.04 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ $C_2=0.1 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$	2.42	2.58	41.8
$R_1=R_2=R_c=3 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$ $C_1=0.04 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ $C_2=0.1 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$	2.5	2.5	41
$R_1=R_2=R_c=4 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$ $C_1=0.06 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ $C_2=0.1 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$	2.63	2.37	43.8

4.2.2. Tidal Volümün Akıllı Kontrolü

Tidal volümün bulanık denetleyici ile kontrolü için geliştirilen matlab/simulink modeli Şekil 4.21’de gösterilmiştir. Bu parametrenin kontrolünde ilk olarak tek bölmeli akciğer modeli kullanılmıştır. Bu benzetimde inspirasyon süresi olarak 2 sn, toplam respirasyon süresi de 5 sn olacak şekilde belirlenmiştir. Referans basınç değeri 45 cmH₂O seçilmiştir. Bulanık denetleyicinin girişleri olarak referans basınç değeri ile hastada ölçülen basınç arasındaki hata ve bu hatanın değişim oranı olarak seçilmiştir. Bulanık denetleyiciye ait giriş ve çıkış değişkenlerine ait üyelik fonksiyonları Şekil 4.22’de ve 4.23’te gösterilmiştir. Kural tablosu ise Tablo 4.4’te verilmiştir. Bu benzetimde akciğer parametrelerinin değişmesi durumunda tidal volümün nasıl değiştiği gösterilmeye çalışılmıştır. Akciğer modelinden elde edilen inspirasyon basıncının zamana göre değişimi Şekil 4.24’de, bulanık mantık denetleyicinin hesapladığı tidal volümün zamana göre değişimi ise Şekil 4.25’de gösterilmiştir. Benzetimde 20 sn aralıklarla akciğer direnci ve kapasite parametreleri değiştirilmiştir. İlk olarak akciğer direnci $R=2 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$, kapasite $C=0.1 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ olarak seçilmiş, daha sonra $R=3 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$, $C=0.06 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ yapılarak sonuçlar alınmış ve en sonunda da $R=4 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$, $C=0.03 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ çıkarılarak, akciğerde oluşan basınç ve tidal volümün nasıl değiştiği gözlemlenmiştir.

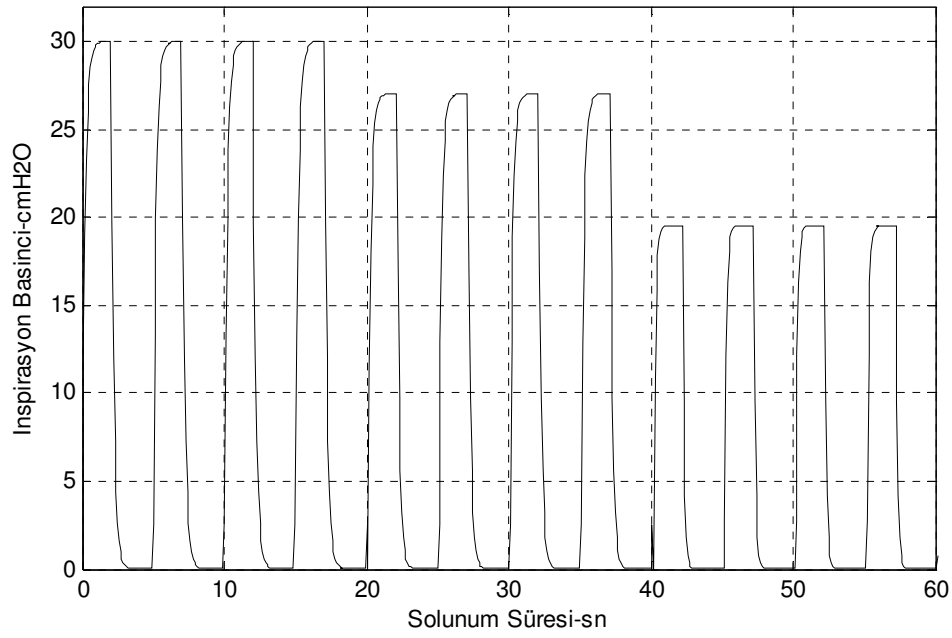


Şekil 4.23. Tidal volüme ait üyelik fonksiyonu

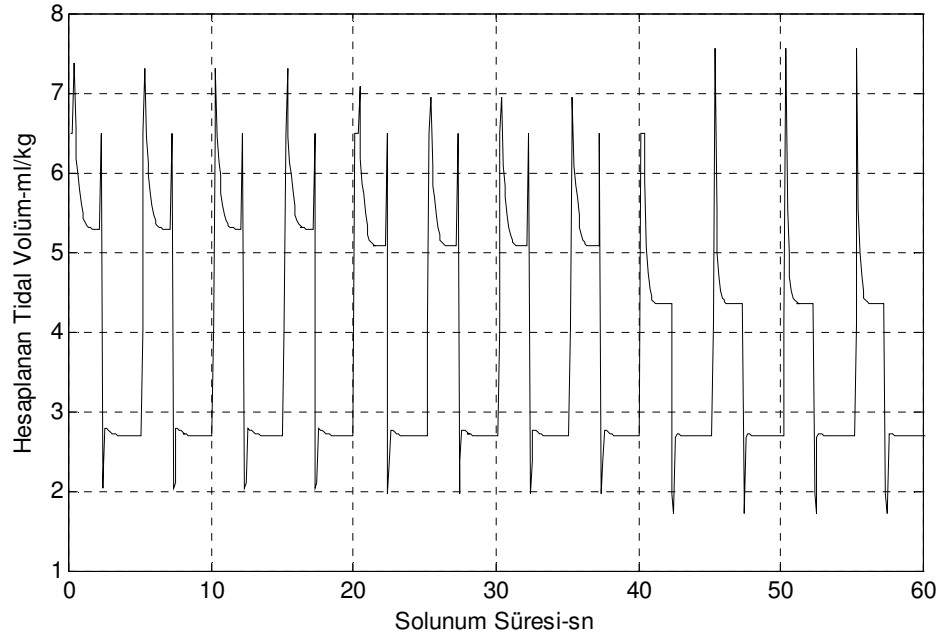
Tablo 4.4. Tidal Volüm için belirlenen kural tablosu

$e(k)/\delta e(k)$	NB	NK	SI	PK	PB
NB	TV1	TV1	TV1	TV2	TV3
NK	TV1	TV1	TV2	TV3	TV4
SI	TV1	TV2	TV3	TV4	TV5
PK	TV2	TV3	TV4	TV5	TV5
PB	TV3	TV4	TV5	TV5	TV5

Şekil 4.24 ve 4.25'ten de görüldüğü üzere akciğer modelinde direnç değerleri artıp, kapasite değerleri azaldığında akciğer modelinden elde edilen basınç değeri de azalmaktadır. İlk durumda pik inspirasyon basıncı 30 cmH₂O, ikinci durumda 26 cmH₂O ve son durumda da 19.5 cmH₂O olmuştur. Akciğer kapasitesinin azalması akciğere dolan hava miktarını da azaltacağından inspirasyon basıncıda azalacaktır [57]. Benzetimden elde edilen veriler bu gerçeklikle örtüşmektedir.



Şekil 4.24. Akciğer modelinden elde edilen basıncın zamana göre değişimi

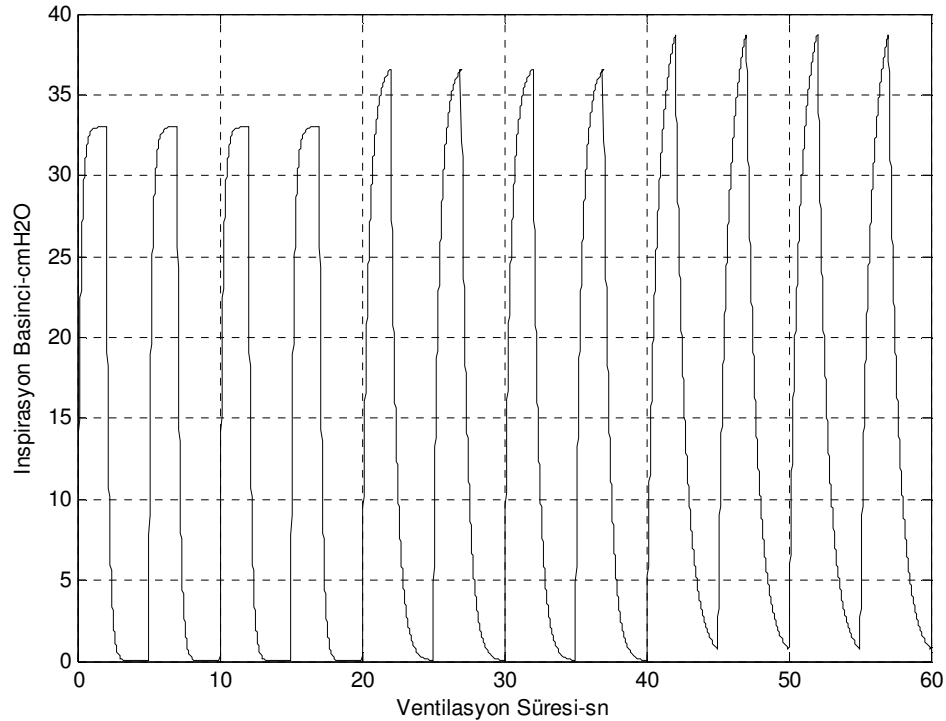


Şekil 4.25. Bulanık denetleyicinin hesapladığı tidal volümün zamana göre değişimi

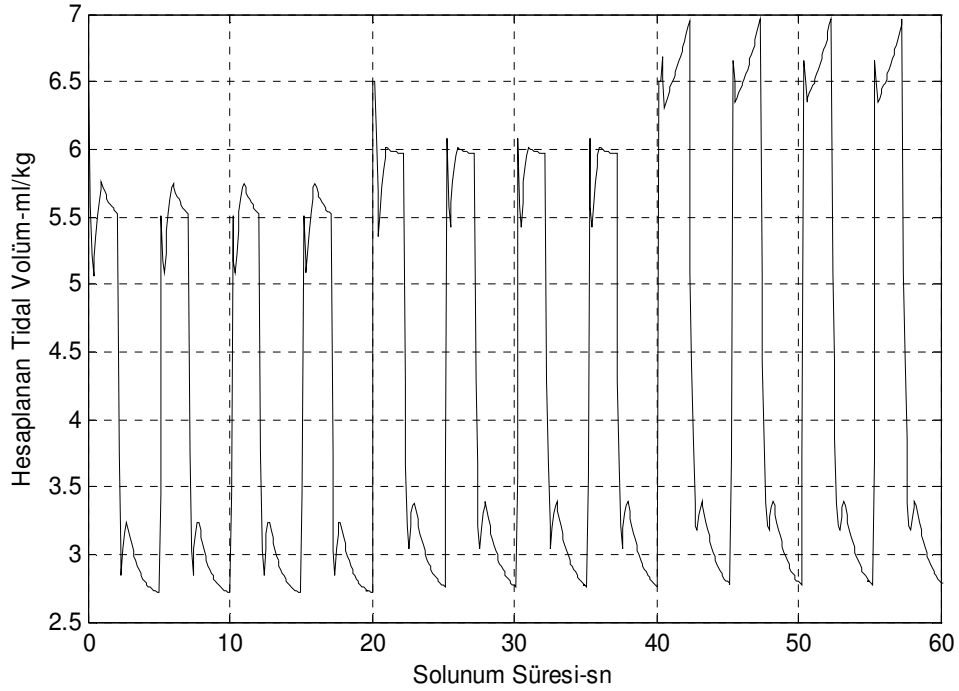
Şekil 4.25'den de görüldüğü üzere benzetimin ilk kısmında hesaplanan tidal volümün ortalama değeri 4.53 ml/kg, 20 sn sonra yapılan değişiklik sonrası hesaplanan ortalama değer 4.36 ml/kg ve son yapılan değişiklik ardından hesaplanan ortalama değer 3.88 ml/kg

olmaktadır. Ventilasyon süresince elde edilen ortalama tidal volüm değeri 4.25 ml/kg olmaktadır.

Paralel çift bölmeli akciğer modeli aynı benzetimde akciğer modeli olarak kullanıldığında elde edilen basınç dalga şekli ve tidal volüm Şekli 4.26 ve 4.27’de verilmiştir. Benzetimde 20 sn aralıklarla akciğer direnci ve kapasite parametreleri değiştirilmiştir. İlk başta $R_1=R_2=R_c=1 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, kapasiteler $C_1=0.01$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ olarak seçilmiş, 20 sn sonra $R_1=R_2=R_c=2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.03 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ yapılmış ve son 20 sn’de ise $R_1=R_2=R_c=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.06 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ ’e çıkarılarak, akciğerde oluşan basınç ve tidal volümün nasıl değiştiği gözlemlenmiştir. Şekillerden de görüldüğü üzere akciğer modelinde direnç ve kapasite değerleri arttığında akciğer modelinden elde edilen basınç değeri de artmaktadır. İlk durumda pik inspirasyon basıncı 33 cmH₂O, ikinci durumda 36.2 cmH₂O ve son durumda da 38.4 cmH₂O olmuştur. Akciğer kapasitesinin artması akciğere dolan hava miktarını da arttıracığından inspirasyon basıncı da artacaktır [57].



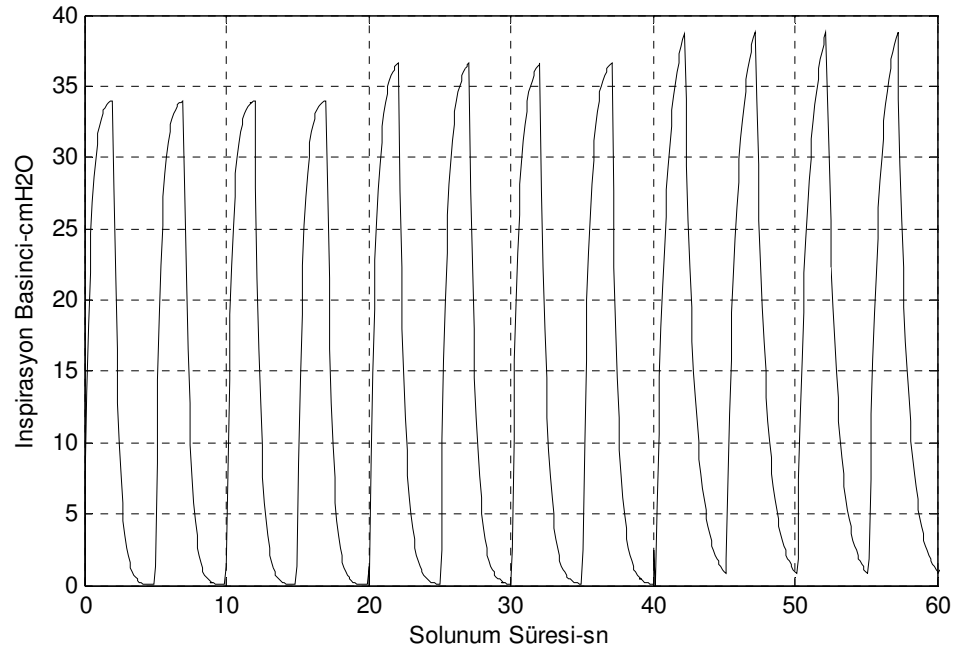
Şekil 4.26. Akciğer modelinden elde edilen basıncın zamana göre değişimi



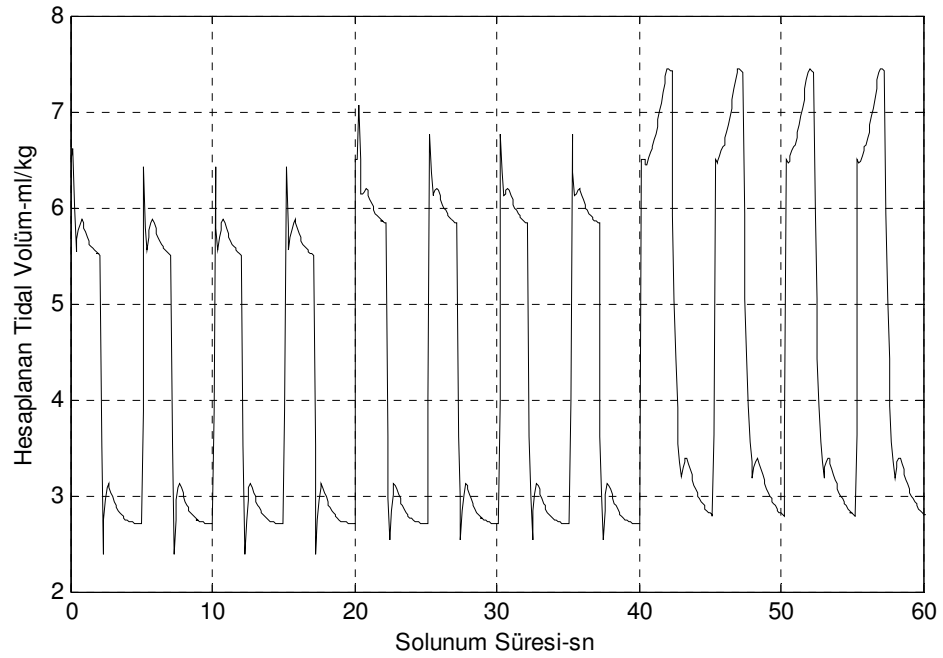
Şekil 4.27. Bulanık denetleyicinin hesapladığı tidal volümün zamana göre değişimi

Benzetimde aralıklarla yapılan değişiklikler sonrası bulanık denetleyicinin hesapladığı tidal volümün ortalama değerleri sırasıyla 4.23, 4.77 ve 5.4 ml/kg olmuştur. Ventilasyon süresince elde edilen ortalama tidal volüm değeri 4.8 ml/kg olmaktadır.

Seri çift bölmeli akciğer modeli kullanılarak yapılan benzetimden elde edilen basınç dalga şekli ve tidal volüm şekli Şekil 4.28 ve 4.29’da verilmiştir. Benzetimde 20 sn aralıklarla akciğer direnci ve kapasite parametreleri değiştirilmiştir. Benzetimde akciğer dirençleri ilk olarak $R_1=R_2=1 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, kapasiteler $C_1=0.01$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ olarak seçilmiş, 20 sn sonra $R_1=R_2=2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.03 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ yapılmış ve son 20 sn’de de $R_1=R_2=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$, $C_1=0.06 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$ ’e çıkarılarak, akciğerde oluşan basınç ve tidal volümün nasıl değiştiği gözlemlenmiştir.



Şekil 4.28. Akciğer modelinden elde edilen basıncın zamana göre değişimi



Şekil 4.29. Bulanık denetleyicinin hesapladığı tidal volümün zamana göre değişimi

Şekillerde görüldüğü üzere akciğer modelinde direnç ve kapasite değerleri arttığında akciğer modelinden elde edilen basınç değeri de artmaktadır. İlk durumda pik inspirasyon

basıncı 34 cmH₂O, ikinci durumda 36.9 cmH₂O ve son durumda da 37.3 cmH₂O olmuştur. Şekil 4.27'den de görüldüğü üzere benzetimin ilk kısmında hesaplanan tidal volümün ortalama değeri 4.61 ml/kg, 20 sn sonra yapılan değişiklik sonrası hesaplanan ortalama değer 5.28 ml/kg ve son 20 sn'de hesaplanan ortalama değer 5.43 ml/kg olmaktadır. Ventilasyon süresince elde edilen ortalama tidal volüm değeri 5.10 ml/kg olmaktadır

Tablo 4.5'de bu benzetimde kullanılan 3 ayrı akciğer modelinde, parametrelerin değiştirilmesi sonucu elde edilen pik inspirasyon basınçları ve ortalama tidal volüm değerleri verilmiştir. Tablodan da görüldüğü üzere 3 ayrı akciğer modelinde de hesaplanan tidal volümün ortalama değerleri, yoğun bakım klinisyenlerinin hastaların tedavisinde hedeflediği 4-6 ml/kg değerleri arasında kalmaktadır [53].

Tablo 4.5. 3 ayrı akciğer modelinde elde edilen pik inspirasyon basınçları ve ortalama tidal volüm değerleri

		Pik inspirasyon Basıncı (cmH ₂ O)	Ortalama Tidal Volüm (ml/kg)
Tek Bölmeli Akciğer Modeli	$R=2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	30	4.53
	$R=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C=0.06 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	26	4.36
	$R=4 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C=0.03 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	19.5	3.88
Seri Çift Bölmeli Akciğer Modeli	$R_1=R_2=1 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C_1=0.01 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1} \quad C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	33	4.23
	$R_1=R_2=2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C_1=0.03 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1} \quad C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	36.2	4.77
	$R_1=R_2=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C_1=0.06 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1} \quad C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	38.4	5.4
Paralel Çift Bölmeli Akciğer Modeli	$R_1=R_2=R_c=1 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C_1=0.01 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1} \quad C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	34	4.61
	$R_1=R_2=R_c=2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C_1=0.03 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1} \quad C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	36.9	5.28
	$R_1=R_2=R_c=3 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{S}^2 \cdot \text{L}^{-1}$ $C_1=0.06 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1} \quad C_2=0.1 \text{ L} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$	37.3	5.43

5. AKILLI SOLUNUM CİHAZININ GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

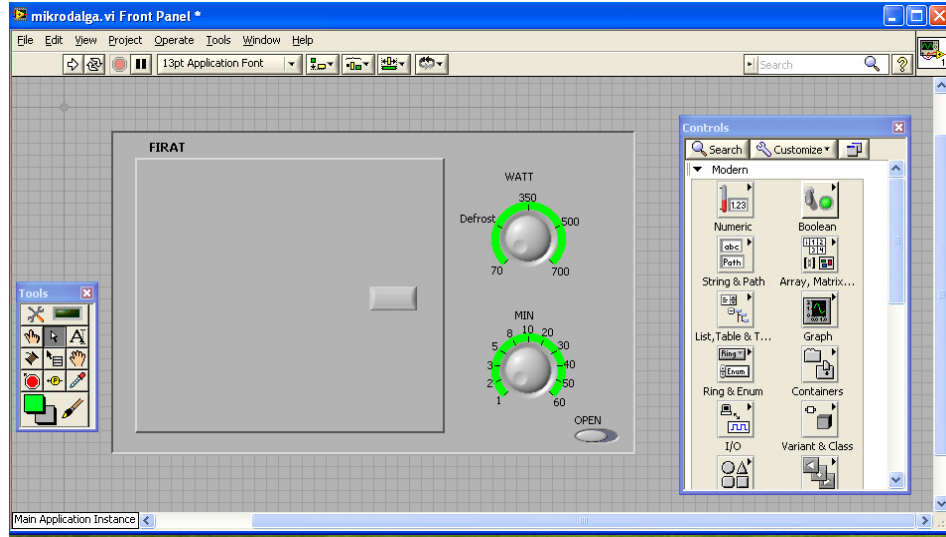
Akıllı solunum cihazı prototipinin gerçekleştirilmesinde, National Instruments (NI) firmasının bulanık denetleyici kontrolüne sahip grafik tabanlı kontrol ve kumanda yapabilen LabVIEW yazılımı ve ilgili analog-dijital giriş/çıkış üniteleri kullanılmıştır. NI firmasının analog-dijital giriş/çıkış modülleri, oransal valfler, basınç regülatörü, akış sensörü ve basınç sensörlerine ek olarak tarafımızdan tasarlanan sürücü devreleri ve güç kaynağı sistem içerisinde kullanılmıştır. Akıllı kontrol tekniklerinden bulanık denetleyici ile sistemin kontrolü gerçekleştirildiğinden cihaza akıllı solunum cihazı ismi verilmiştir.

5.1. Grafik Programlama Dili – LabVIEW

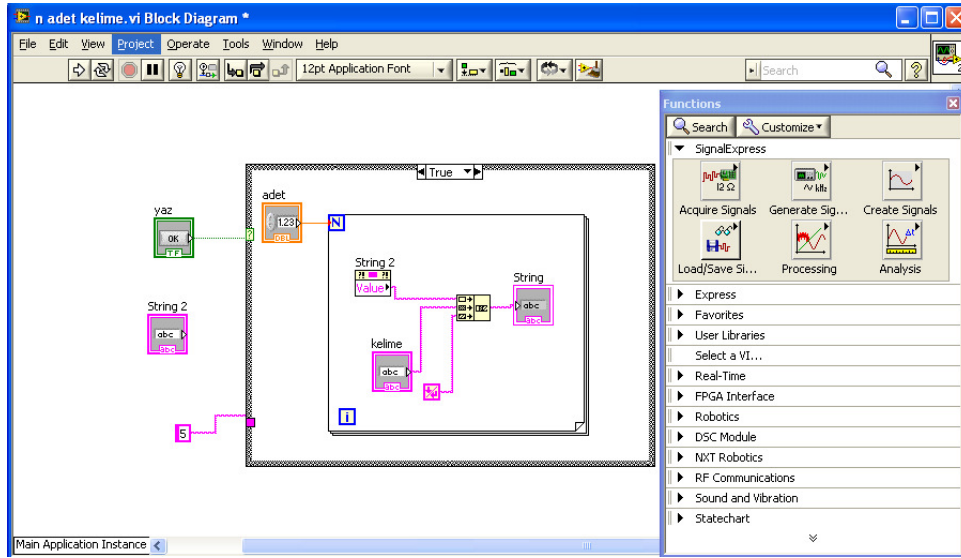
Grafik programlama dili, sembolleştirilmiş komut setlerine sahip olduğundan, metin tabanlı programlamadaki gibi komut ezberlemeyi ortadan kaldırmıştır [59]. National instruments firması ilk olarak 1976 yılında grafiksel ölçme sistemi ile ilgili çalışmalara başlamış, 1986 yılında LabVIEW (Laboratuary Virtual Instruments For Engineering Workbench) sanal ölçme kavramını ortaya çıkarmıştır. Yaklaşık 20 yılı aşkın bir süreden beri endüstri uygulamalarında ve akademik çalışmalarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır [60-65].

Sanal ölçme (Virtual Instruments-VI) olarak karşımıza çıkan LabVIEW programının 2 ana penceresi vardır. Bunlardan ilki; görsel öğelerin yerleştirildiğı ve kullanıcı ara yüzü olarak çalışan ön panel, diğeri ise ön panelde oluşturulan görsel nesnelerin kontrolünün yapıldığı yer olan blok diyagramdır. Bu iki pencere kullanılarak laboratuvar ortamında bulunan cihazların benzetimini sanal olarak gerçekleştirmek mümkündür. Ayrıca, diğerk programlama dillerinde de olan alt programlama mantığı burada da mevcut olup başka VI'lerden ağırılabilme özelliğine sahiptir.

Şekil 5.1 ve Şekil 5.2'de LabVIEW programına ait ön panelin ve blok diyagramının görüntüsü verilmiştir. Şekil 5.1 mikrodalga bir fırının görselleştirilmiş halini gösterirken, Şekil 5.2 girilen bir kelimenin istenilen sayıda yazılmasını sağılayan blok diyagramını göstermektedir. Ön panel ve blok diyagramda kullanılan çok önemli iki araç paleti mevcuttur. Kontrol paleti ön panelde kullanılır iken, fonksiyon paleti blok diyagramda kullanılmaktadır.



Şekil 5.1. Örnek bir VI'nin ön panel görüntüsü



Şekil 5.2. Örnek bir VI'nin blok diyagram görüntüsü

LabVIEW'de kontroller, göstergeler ve fonksiyonlar olmak üzere nesneler de mevcuttur. Kontroller blok diyagrama veri girişi sağlayan nesneler iken, göstergeler blok diyagramda üretilen sonuçları gösteren nesnelerdir. Fonksiyonlar ise LabVIEW'in temel işlem elemanlarıdır [59].

LabVIEW yazılımı ölçme, test etme, analiz yapma, veri akışı yönetmede kullanılabilen bir yapıya sahip olduğu için akademik çalışmalarda ve endüstride birçok alanda tercih edilmektedir.

5.2. Akıllı Solunum Cihazında Kullanılan Elektriksel Devreler

Akıllı ventilatör, 8 ayrı elektronik karttan oluşmaktadır.

- Güç kaynağı
- Oransal valflerin bulunduğu kart
- Basınç regülatörü ve basınç sensörünün bulunduğu kart
- İnspirasyon/ekspirasyon valflerin bulunduğu kart
- Basınç sensörlerinin bulunduğu kart
- İnspirasyon akış sensörünün bulunduğu kart
- Ekspirasyona ait akış sensörünün bulunduğu kart
- Tüm kartlardan gelen sinyalleri cRIO-9073 şasesi ile iletişim sağlayan ana kart.

Şekil 5.3 ve 5.4’de c-RIO 9073 şasesine bağlı ilgili donanımları ve gerçekleştirilen güç kaynağının resmi verilmiştir.



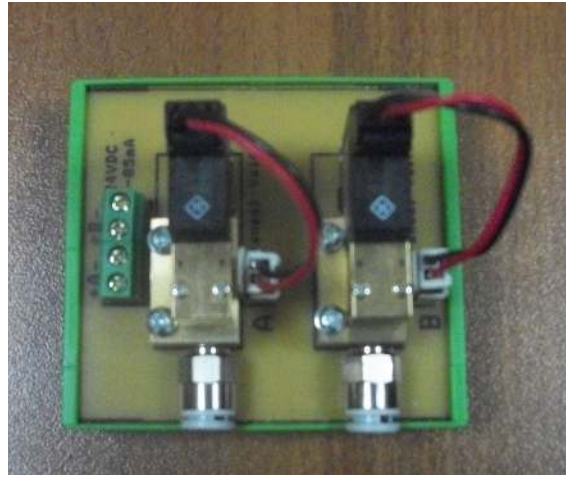
Şekil 5.3. c-RIO 9073 ve analog/dijital giriş/çıkış modülleri

National Instruments firmasının ürettiği c-RIO-9073 şasesi, 266 MHz çalışma frekansına ve 8 ayrı giriş/çıkış biriminin bağlandığı slotlara sahiptir. Şase üzerinde NI-9203 analog giriş modülü, NI-9265 analog çıkış modülü, NI-9426 dijital giriş modülü ve NI-9476 dijital çıkış modülü bulunmaktadır.



Şekil 5.4. 24V-90mA,12V-65mA, -12V-65mA'lik güç kaynağı

SMC firmasının ürettiği PVQ13 serisi oransal valfler, oksijen ve hava yüzde oranlarını ayarlamak amacıyla kullanılmıştır ve 0-85 mA giriş akımı ile çalışmaktadırlar. Şekil 5.5'te oransal valflerin bulunduğu elektronik kart düzeneği gösterilmiştir.



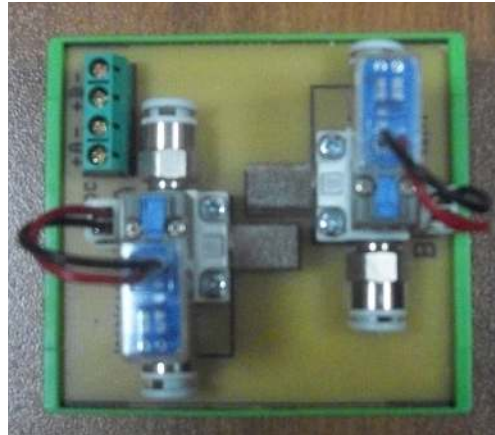
Şekil 5.5. Oransal valflere ait elektronik kart düzeneği

SMC firmasının ürettiği ITV0010 serisi basınç regülatörü 0,001MPa-0,1MPa arasındaki basınç aralığında çalışmaktadır. 24 VDC ile beslenen basınç regülatörü, 4-20 mA giriş akımı ile basınç ayarlaması yapmaktadır. Şekil 5.6'da basınç regülatörüne ait elektronik kart düzeneği gösterilmiştir.



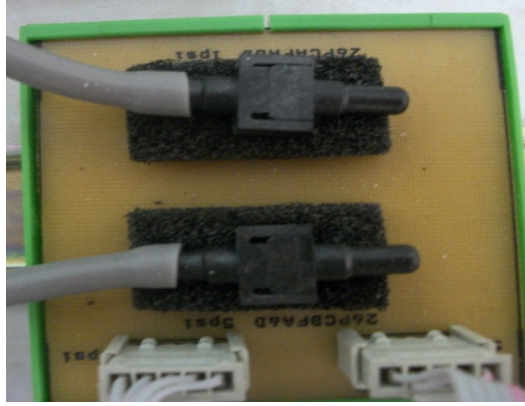
Şekil 5.6. Basınç regülatörüne ait elektronik kart düzeneği

SMC firmasının ürettiği V100 serisi minyatür selenoid valfler 24 VDC ile beslenmekte ve maksimum 20 Hz çalışma frekansına sahiptir. Şekil 5.7’de inspirasyon ve ekspirasyon valflerinin bulunduğu elektronik kart düzeneği gösterilmiştir.



Şekil 5.7. İnspirasyon/ekspirasyon valflerine ait elektronik kart düzeneği

Honeywell firmasının ürettiği 26PC serisi basınç sensörleri 12 VDC ile beslenmekte ve maksimum basınç değerinde ise 16 mV çıkış vermektedir. Gerçekleştirilen devrede 1PSI ve 5PSI’lık basınç sensörleri kullanılmıştır. Şekil 5.8’de basınç sensörlerine ait elektronik kart düzeneği gösterilmiştir.



Şekil 5.8. 1PSI ve 5 PSI'lık basınç sensörlerine ait elektronik kart düzeneği

SMC firmasının ürettiği PFM710S serisi akış sensörleri 0-10 litre/dakika akış oranına sahiptir. 24 VDC ile beslenen sensörler, 4-20 mA çıkış akımı ile geçen akış miktarını kontrolöre iletmektedir. Şekil 5.9'da inspirasyon akış sensörüne ait elektronik kart, Şekil 5.10'da ise ekspirasyon akış sensörüne ait elektronik kart düzeneği gösterilmiştir.



Şekil 5.9. İnspirasyon akış sensörüne ait elektronik kart düzeneği



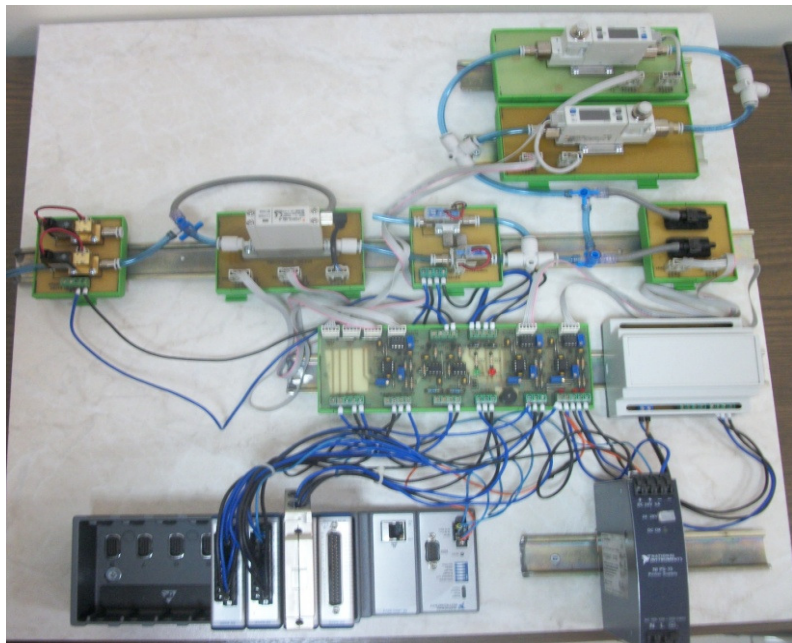
Şekil 5.10. Ekspirasyon akış sensörüne ait elektronik kart düzeneği

Tüm bu kartlardan alınan bilgileri c-RIO 9073 şasesine bağlı analog ve dijital giriş/çıkış ünitelerine aktaran ana kart Şekil 5.11'de gösterilmiştir. Devrenin elektriksel şeması Ek-1'de verilmiştir.



Şekil 5.11. Ana kartın genel görünüşü

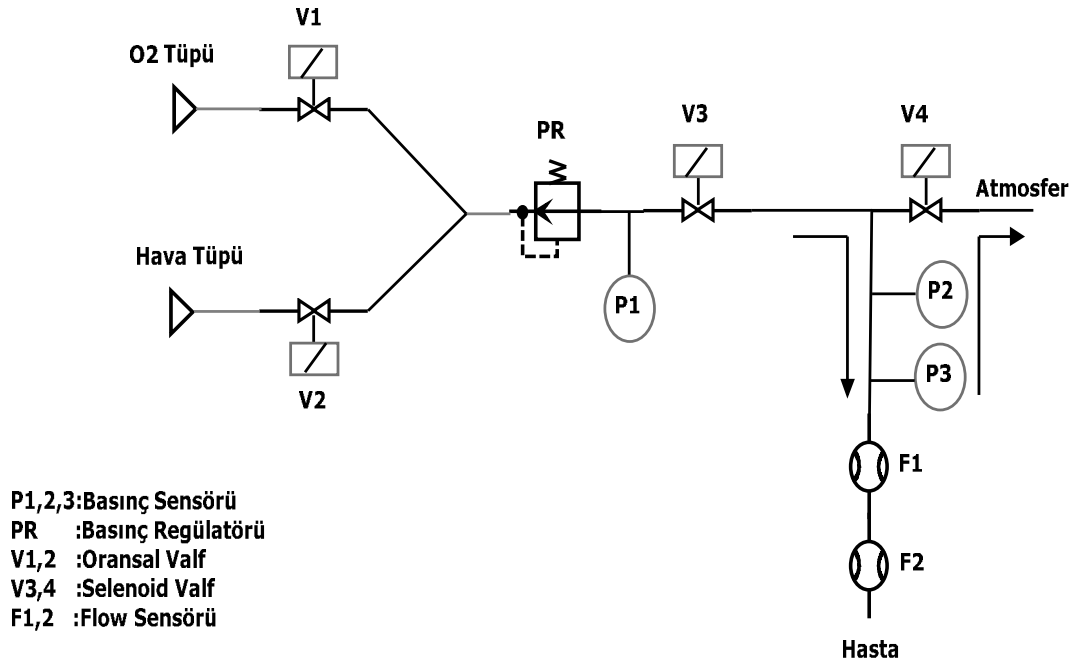
Yukarıda gerçekleştirilen tüm elektronik kartların elektriksel ve oksijen tüpünden gelen gazın pnömatik elemanlardan geçişini sağlayacak hortum bağlantılarının yapılması ile akıllı ventilatör cihazının deney düzeneği ortaya çıkarılmıştır. Şekil 5.12’de bu düzenek gösterilmiştir.



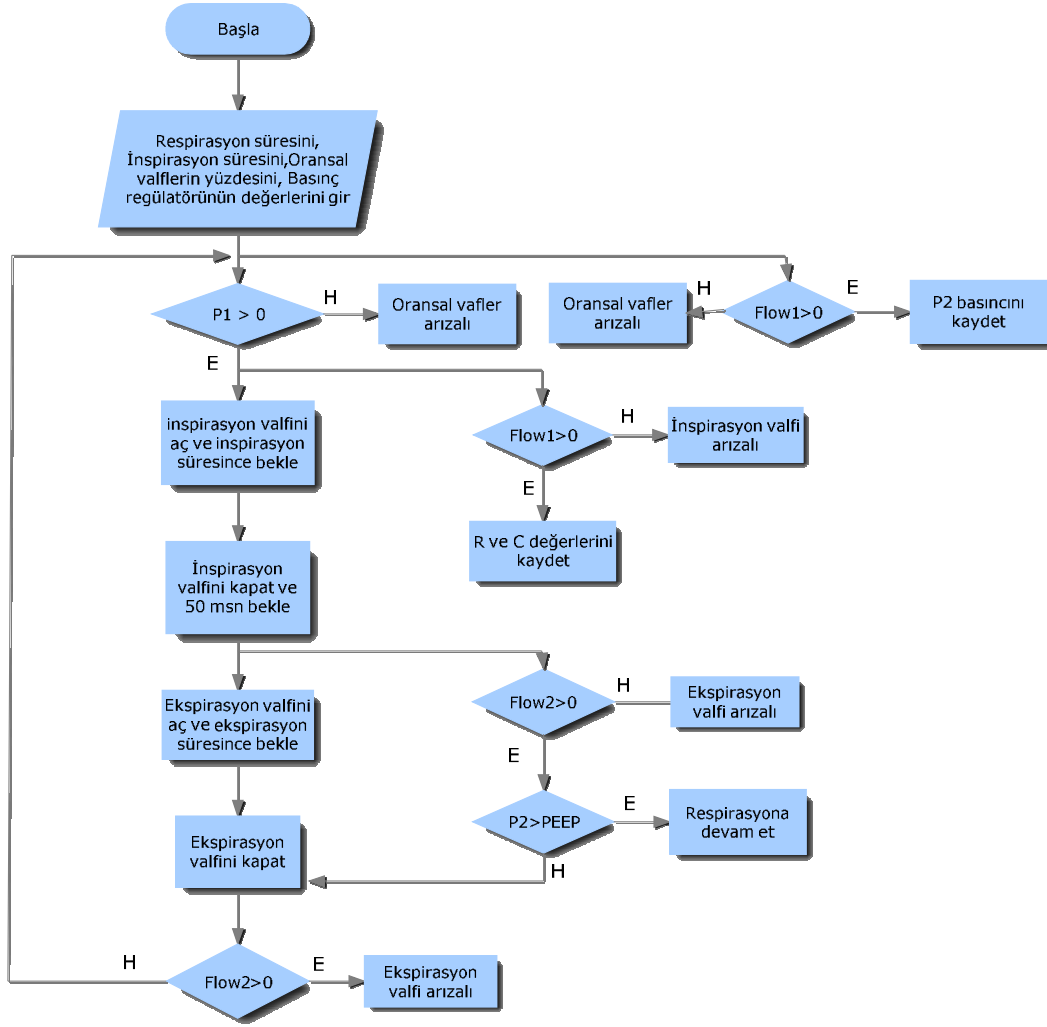
Şekil 5.12. Gerçekleştirilen cihazın görüntüsü

5.3. Cihaz ve Uygulaması

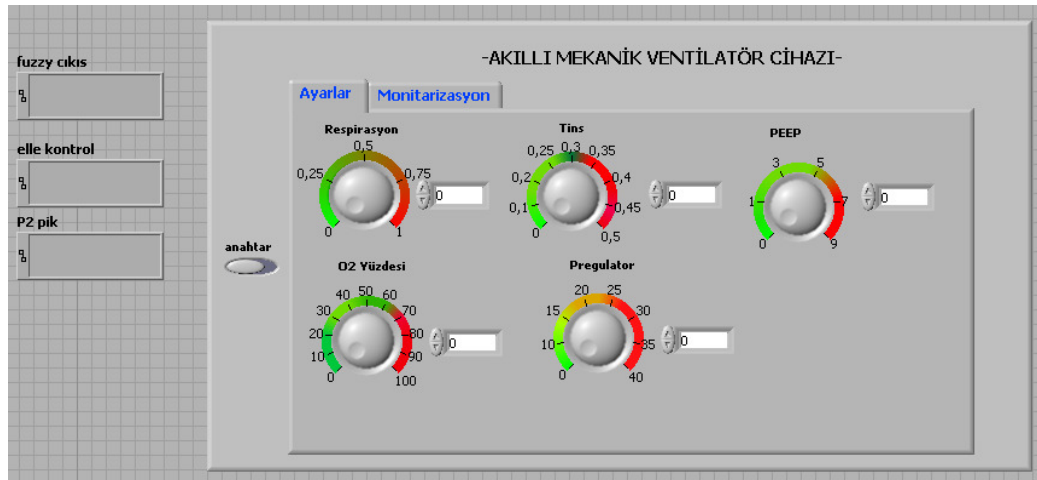
Gerçekleştirilen sisteme ait tüm ekipmanların birleştirilmesi sonucunda ortaya çıkan elektro-pnömatik sistem Şekil 5.13'te, sistemin çalışma algoritmasını gösteren akış şeması Şekil 5.14'te, gerçekleştirilen LabVIEW yazılımının ön panel görüntüsü Şekil 5.15 ve 5.16'da verilmiştir.



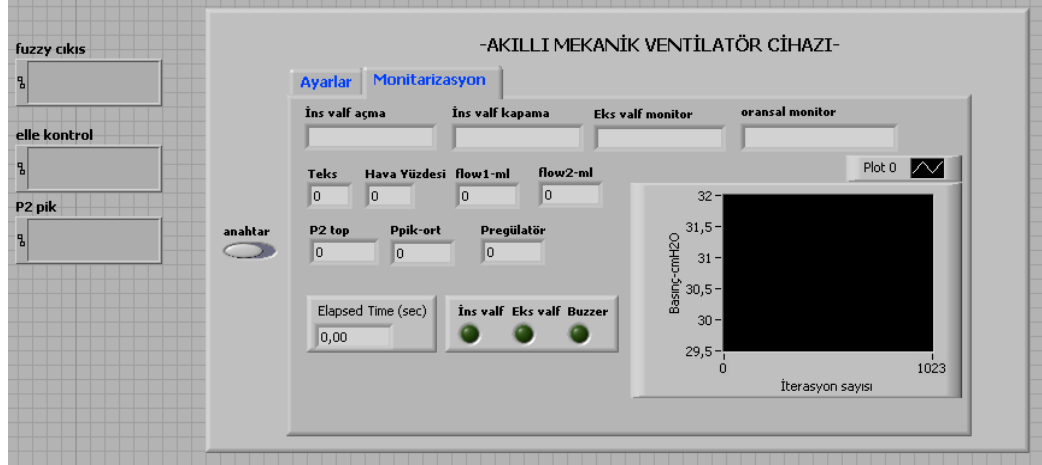
Şekil 5.13. Sistemin elektro-pnömatik gösterimi



Şekil 5.14. Cihazın çalışmasını gösteren akış şeması



Şekil 5.15. Gerçekleştirilen programın arayüzü-1



Şekil 5.16. Gerçekleştirilen programın arayüzü-2

Gerçekleştirilen prototipin canlılar üzerinde kullanılabilirliğini test etmek için Fırat Üniversitesi Hayvan Deneyleri Etik Kurulu'nun 08.04.2010 tarih ve 33 karar numarası onayı ile wistar-albino cinsi 8 adet dişi rat kullanılmıştır. Bu ratların ortalama ağırlığı 225 ± 25 gramdır. Literatürde ratlar için belirlenmiş ventilasyon parametreleri kullanılmıştır [66-67]. Buna göre ventilasyon parametreleri, basınç kontrollü ventilasyon modu, $FiO_2:1$, PEEP:0 cmH_2O , I/E:1/2 (İnspirasyon süresi 0.25 sn, ekspirasyon süresi 0.5 sn) ve solunum frekansı 80 soluk/dakika olarak belirlenmiştir. Tidal volümü 6 ml/kg olacak şekilde gaz akışı sağlanmıştır. Prototip cihaz oksijen ve havayı karıştırma özelliğine sahip olmasına rağmen literatürde FiO_2 'nin 1 seçilmesinden dolayı deneylerde sadece saf oksijen tedavisi uygulanmıştır. Şekil 5.15 ve 5.16'da gösterilen programın ön panelinde bulunan anahtar yardımıyla el ile veya bulanık kontrol şeklinde cihazın çalışması sağlanmıştır. Deneyler yapılmadan önce ratlar, yaklaşık 50 dakika uyutulacak şekilde 0.3 ml Ketamin ve 0.1 ml Rompun uygulanarak genel anesteziye alınmıştır. Daha sonra trakeotomi yani nefes borusuna gırtlak seviyesinden delik açılarak, cihazdan gelen oksijeni direk akciğerlere ulaştırma işlemi yapılmıştır. Ratlar cihaza bağlı olarak solunum işlemini gerçekleştirmeye başladıktan sonra 0.3 ml Vecuronyum uygulanarak solunum kaslarının felç edilmesi sağlanmıştır. Böylece ratlar tamamen cihaza bağlı olarak respirasyonunu gerçekleştirmek zorunda bırakılmışlardır. Respirasyon esnasında cihazdan kaynaklanan bir sorun oluşması durumunda ratlar, kendi kendine soluk alma yeteneğini kayb ettikleri için oksijen yetersizliğinden öleceklerdir. Ratların nabız ve kalp atışını gösteren bir görüntüleme sistemi mevcut olmadığından bu parametrelerin gözlemlenmesi mümkün olmamıştır.

Respirasyon esnasında ratların yaşıyıp yaşamadığı, kalp atışının el ile kontrolü ve göz renklerine bakılarak tespit edilmiştir.

Rat'lar, yaklaşık 20 dakika el ile, 20 dakika da bulanık kontrol ile respirasyon işlemine tabi tutulmuştur. Bu süre sonunda ratlara uyanmadan servikal dislokasyon (baş ile boyun arasındaki omuriliklerin kopartılarak yaşama son verilmesi) yöntemi uygulanarak ötenazi yapılmıştır. Şekil 5.17'te trakeotomi yapılmış ratın görüntüsü verilmiştir.



Şekil 5.17. Trakeotomi yapılarak respirasyonu gerçekleştirilen ratın görüntüsü

5.3.1. Test İşlemleri

Prototipin testi yapılırken şu aşamalar gerçekleştirilmiştir.

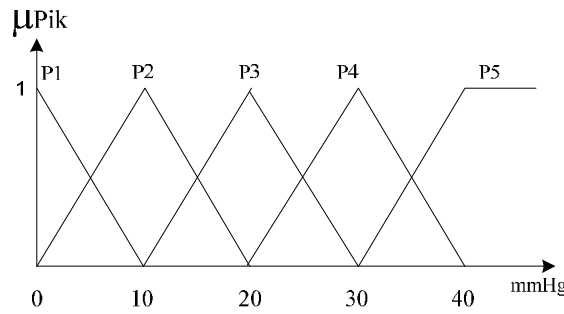
- Ratın anestezi ile uyutulması.
- Trakeotomi işleminin gerçekleştirilmesi.
- Ventilasyon parametrelerinin LabVIEW ön panelinden belirlenmesi
- 20 dakika boyunca uygulanacak el ile kontrol şeklinin labVIEW ekranından belirlenmesi.
- Cihaz ile respirasyonun 1 dakika boyunca sağlanması.
- Solunum kaslarının felç edilmesi.
- El ile kontrol süresi bittikten sonra, 20 dakika süresince uygulanacak bulanık kontrol şeklinin labVIEW ekranından seçilmesi.
- 40 dakika sonunda ratın prototipten ayrılması ve ötenazi işlemine tabi tutulması.

5.3.2. Kontrol Algoritması

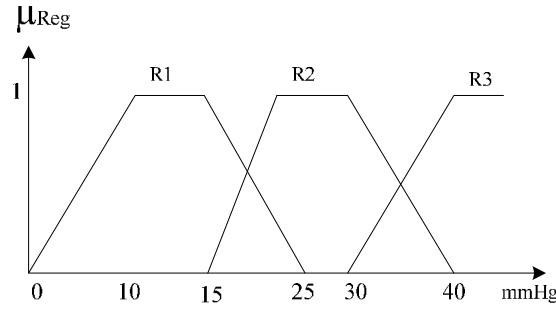
Akıllı ventilatör cihazı için geliştirilen yazılımda, 2 farklı kontrol algoritması oluşturulmuştur. Bunlar, el ile kontrol algoritması ve bulanık kontrol algoritmasıdır. El ile kontrol algoritmasında, gerçekleştirilen yazılım ile kullanıcıya herhangi bir anda kontrolü gerçekleştirilen parametreye müdahale olanağı sağlanmıştır. Deneylerin gerçekleştirildiği basınç kontrollü ventilasyon modunda sadece basıncın kontrol edilmesinden dolayı, her iki kontrol algoritmasında da sadece basınç regülatörünün kontrolü yapılmıştır. Deneyler esnasında anestezi uzmanının olmaması ve bazı fizyolojik parametrelerin ölçülememesinden dolayı el ile kontrol deneyinde geliştirilen algoritma kullanılmıştır.

El ile kontrol algoritması her ne kadar klinisyen müdahalesine olanak sağlasa da, deneyler esnasında basınç regülatörüne gönderilen değer, her inspirasyon esnasındaki pik basınç değerlerinin toplanıp, aritmetik ortalamasının bulunması ile elde edilmiştir.

Bulanık kontrolde bulanık denetleyicinin girişine verilen değer, yine her inspirasyon esnasındaki pik basıncının toplanıp, aritmetik ortalamasının bulunması ile elde edilmiştir. Her iki kontrol tipinde de ratlardan ölçülen anlık değerler kullanılarak kontrol işlemi gerçekleştirilmiştir. Bulanık denetleyicinin çıkışı, basınç regülatörünün ayarlayacağı basınç değeri olarak belirlenmiştir. Pik basıncının üyelik fonksiyonu Şekil 5.18’de, basınç regülatörünün ayarlayacağı çıkış basıncı ise Şekil 5.19’da verilmiştir.



Şekil 5.18. Pik basıncı üyelik fonksiyonu



Şekil 5.19. Basınç regülatörü çıkış basıncı üyelik fonksiyonu

Basınç regülatörün çıkışında ratlara ulaştırılacak basınç ifadesi 0-40 mmHg arasında kalacak şekilde seçilmiştir. Bu neden ile, R1 üyelik fonksiyonun 0 mmHg basınçta 0 üyelik derecesi olacak şekilde seçilmiştir.

Bulanık kontrol sistem için belirlenen kurallar aşağıda verilmiştir.

EĞER Pik basıncı P1 ise **O HALDE**, Basınç regülatörü çıkış değeri R1'dir.

EĞER Pik basıncı P2 ise **O HALDE**, Basınç regülatörü çıkış değeri R1'dir.

EĞER Pik basıncı P3 ise **O HALDE**, Basınç regülatörü çıkış değeri R2'dür.

EĞER Pik basıncı P4 ise **O HALDE**, Basınç regülatörü çıkış değeri R2'dür.

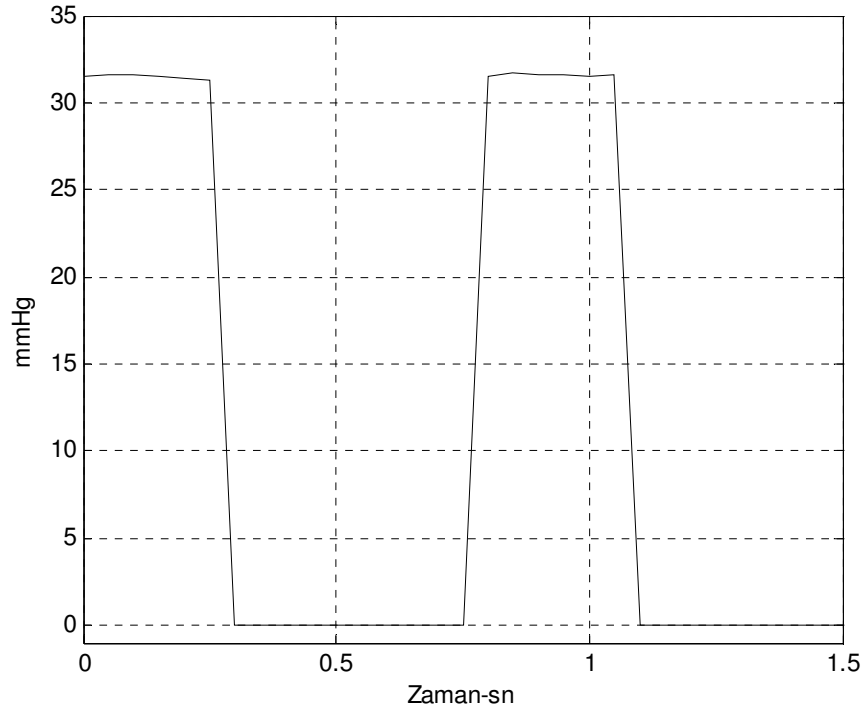
EĞER Pik basıncı P5 ise **O HALDE**, Basınç regülatörü çıkış değeri R3'dür.

Ratların respirasyon esnasında ihtiyaç duyduğu basınç ve oksijen akış miktarının ayarlanmasında kullanılan parametre sadece pik basıncı olduğu için bulanık denetleyicinin girişi olarak bu parametre seçilmiştir. Ratlar üzerinden diğer fizyolojik parametrelerin alınması bu aşamada mümkün olmadığı için cihazın testi işleminde sadece basınç kontrollü ventilasyon modu gerçekleştirilmiştir.

5.4. Deneysel Sonuçlar

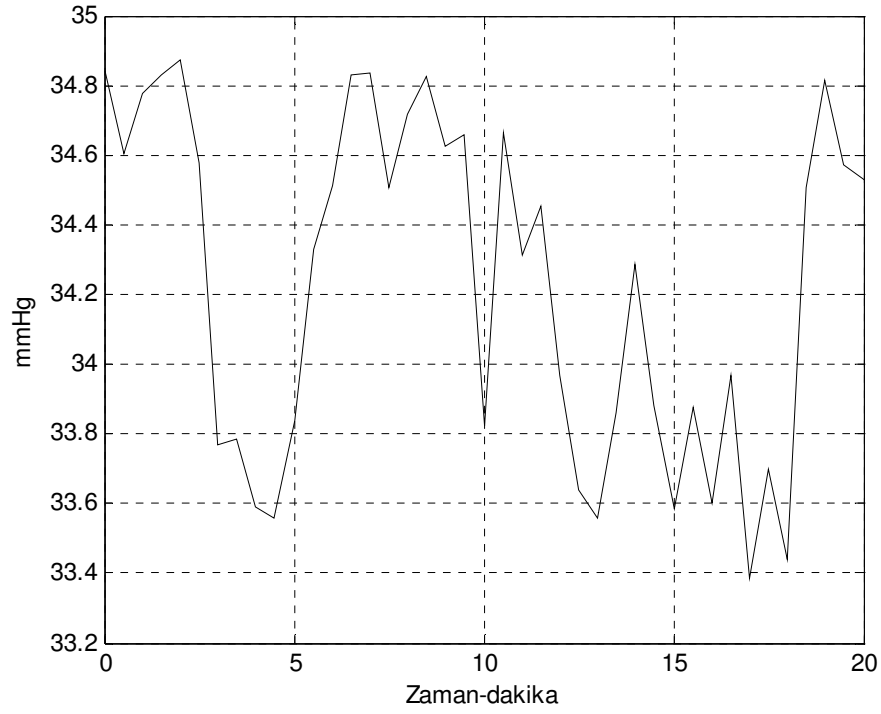
Cihazın test edilmesi işleminde, 8 Wistar-Albino cinsi 8 adet dişi rat kullanılmıştır. Yapılan ilk deneyde, cihaz üzerinden belirlenen parametrelerin ve anestezi miktarının ratlarda uygun olup olmadığı test edilmiştir. Bu test sonrasında, anestezi miktarının yetersiz kaldığı ve ratların inspirasyon esnasındaki pik basınçlarının [67]'de belirtilen basınçtan daha fazla olması gerektiği anlaşılmıştır. Bu bulgular ışığında anestezi miktarı ve oksijen akış miktarı artırılarak deneylere devam edilmiştir. Her bir rat cihaza bağlandıktan sonra ratın büyüklüğüne göre rata verilen oksijen miktarı, tidal volümü sabit tutmak kaydı ile artırılıp azaltılmıştır.

Ratlara uygulanan basıncın zamana göre değişimi Şekil 5.20’de verilmiştir.

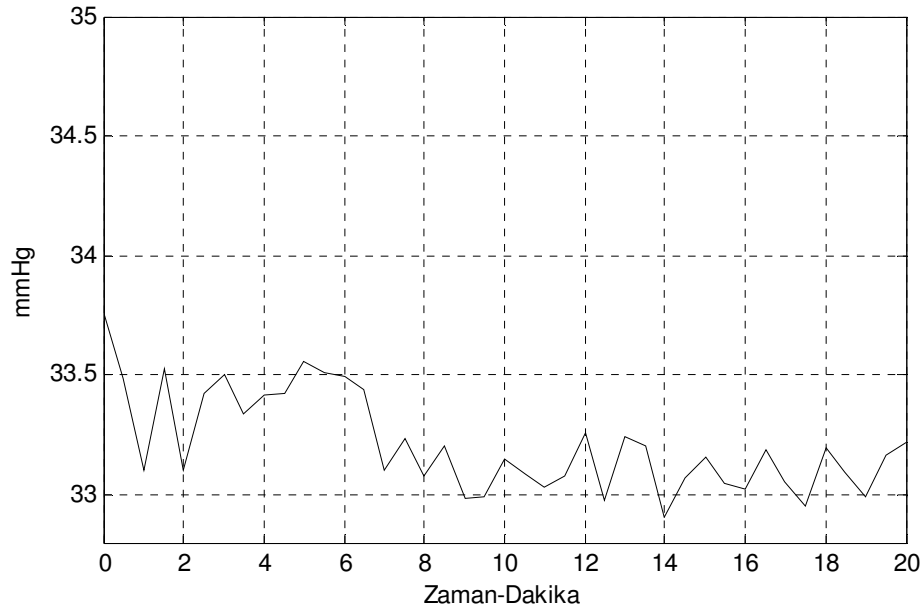


Şekil 5.20. Rat'lara uygulanan basıncın zamana göre değişimi

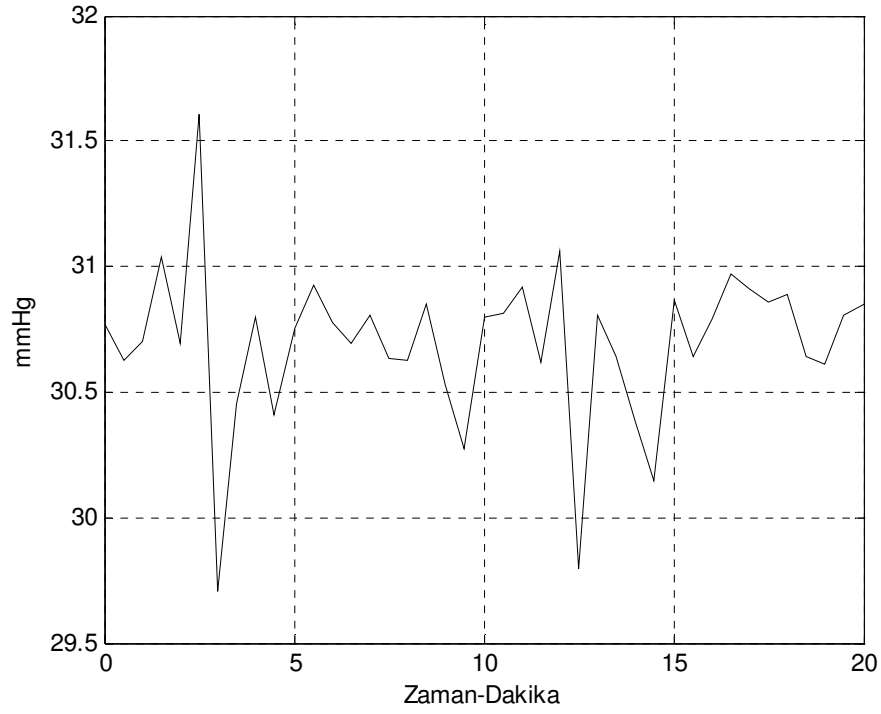
Önceki bölümlerde basınç birimi olarak cmH_2O kullanılmasına rağmen cihaz tasarımında kullanılan ekipmanların farklı basınç birimleriyle ifade edilmesinden dolayı labVIEW’de geliştirilen programda kolaylık sağlaması için bütün basınç birimleri mmHg seçilmiştir. Cihazın testi için yapılan rat deneylerinden elde edilen grafiksel sonuçlar sırasıyla verilmiştir. Her bir rat deneyinde, yukarıda belirlenen işlemler sırasıyla uygulanmıştır. 20 dakika el ile kontrol, 20 dakika da bulanık kontrol ile ventilasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.21-5.36 arasındaki şekiller her iki kontrol tipinde basınç regülatörünün çıkışında ölçülen basınç değerlerinin zamana göre değişimini göstermektedir.



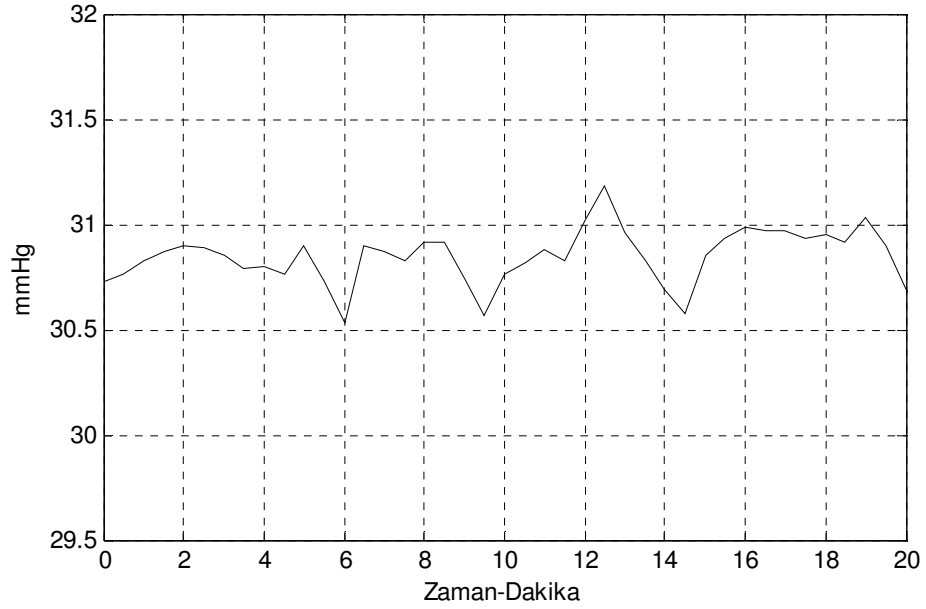
Şekil 5.21. Rat-1'in el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi



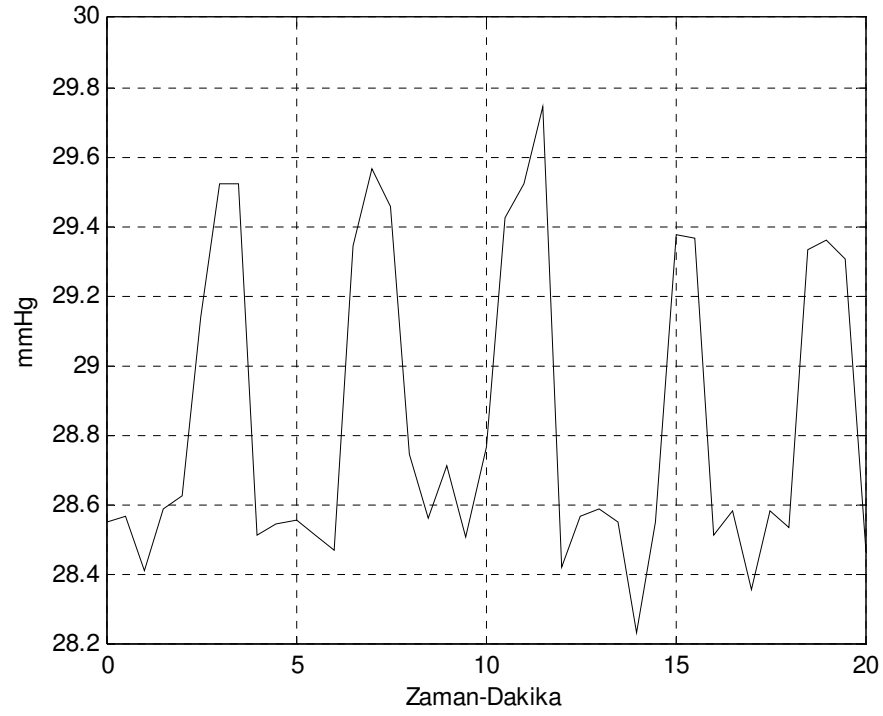
Şekil 5.22. Rat-1'in bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi



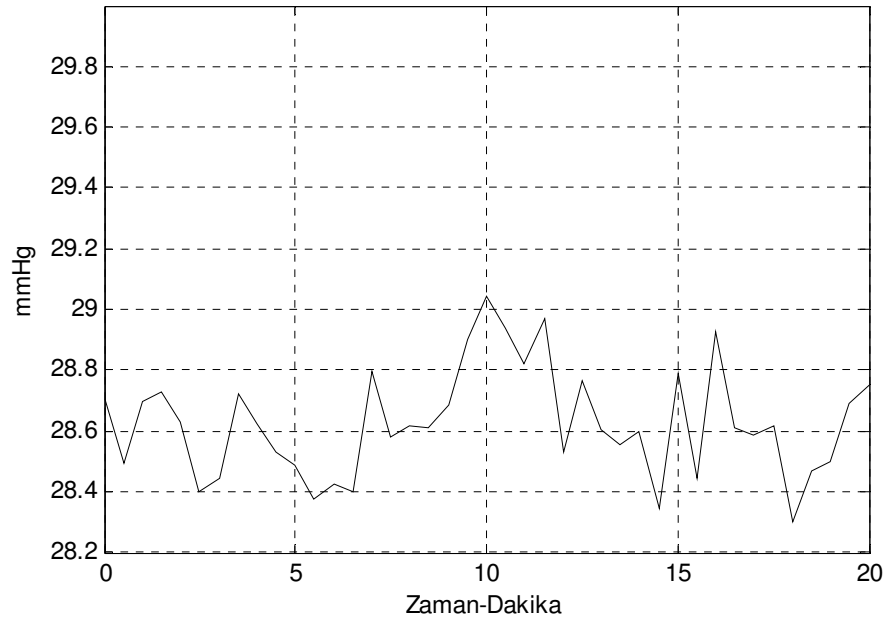
Şekil 5.23. Rat-2'nin el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi



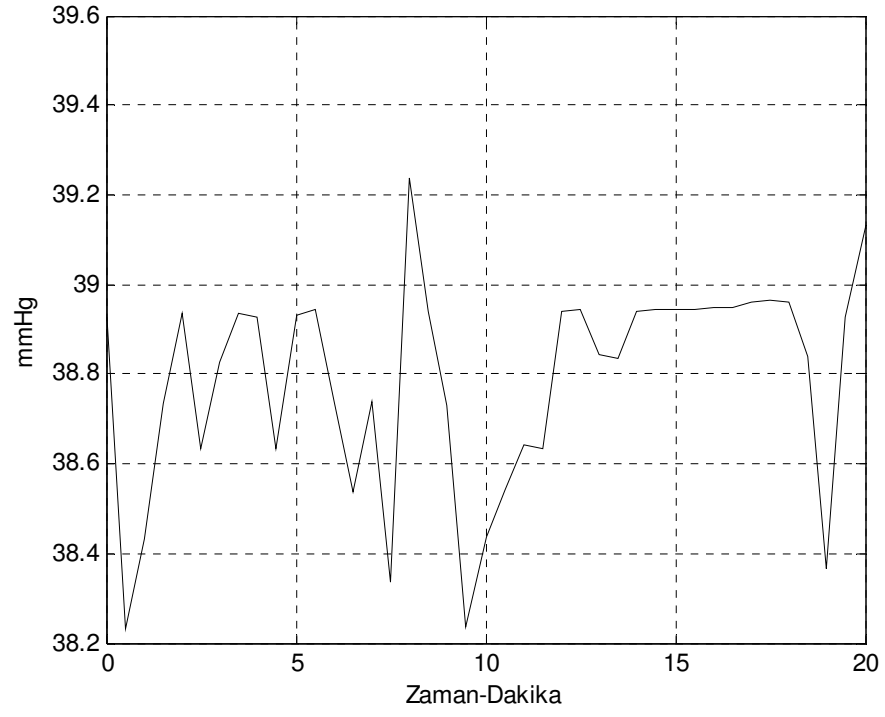
Şekil 5.24. Rat-2'nin bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi



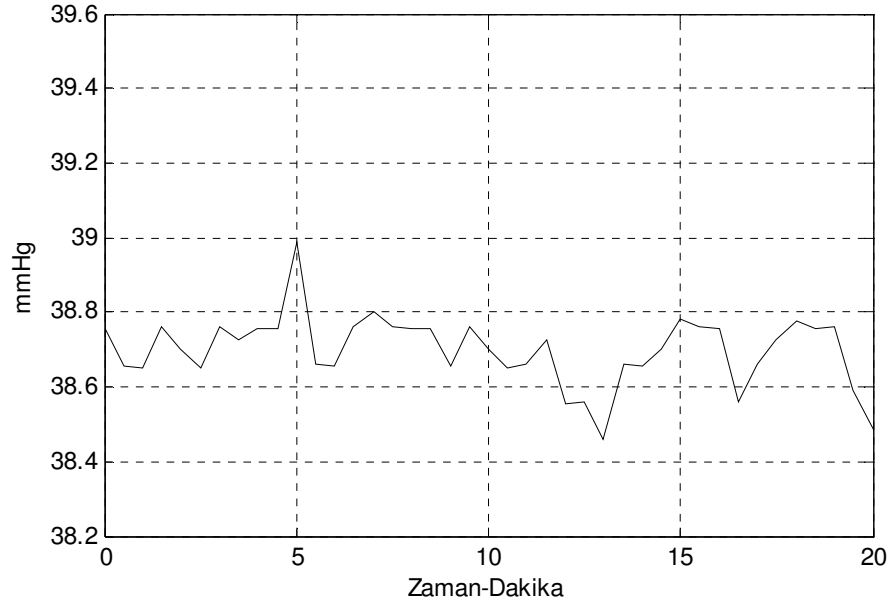
Şekil 5.25. Rat-3'ün el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi



Şekil 5.26. Rat-3'ün bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi



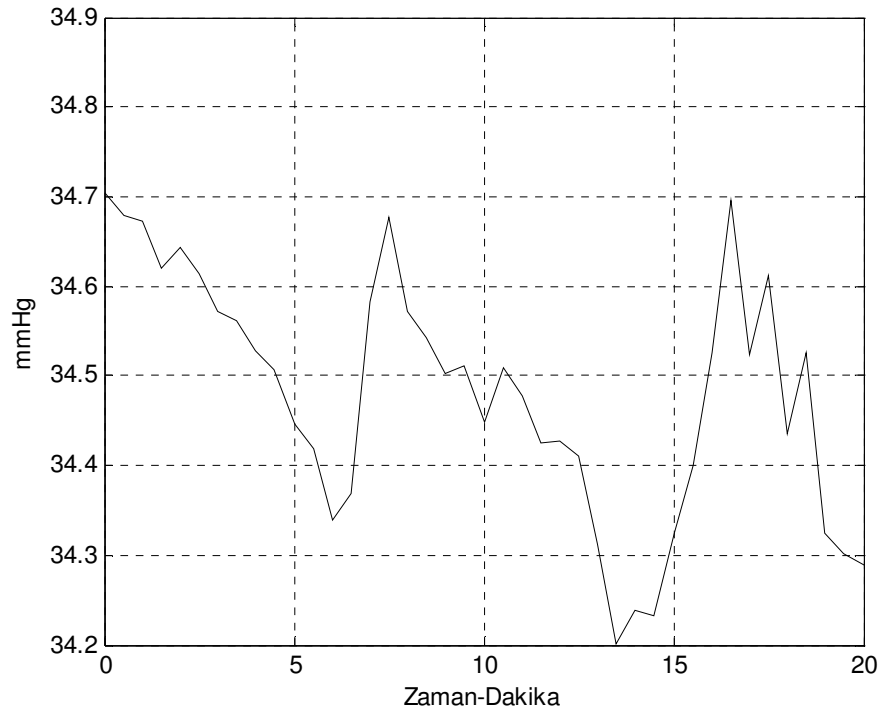
Şekil 5.27. Rat-4'ün el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi



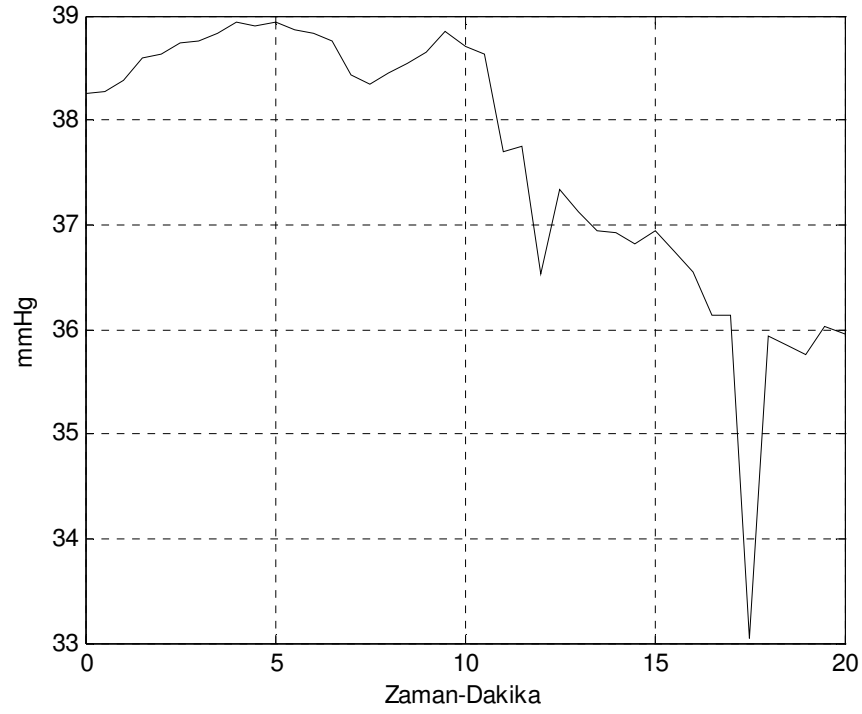
Şekil 5.28. Rat-4'ün bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi



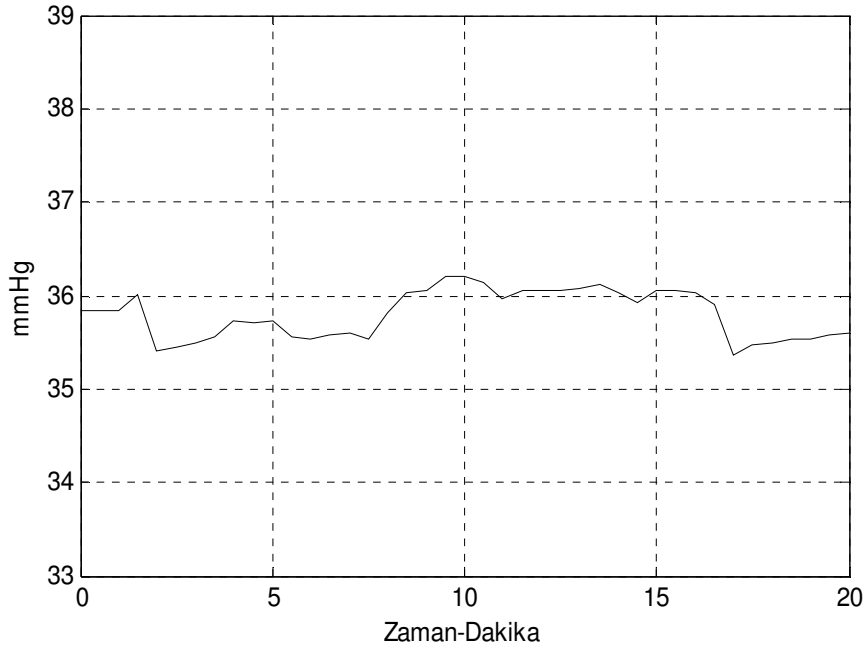
Şekil 5.29. Rat-5'in el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi



Şekil 5.30. Rat-5'in bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi



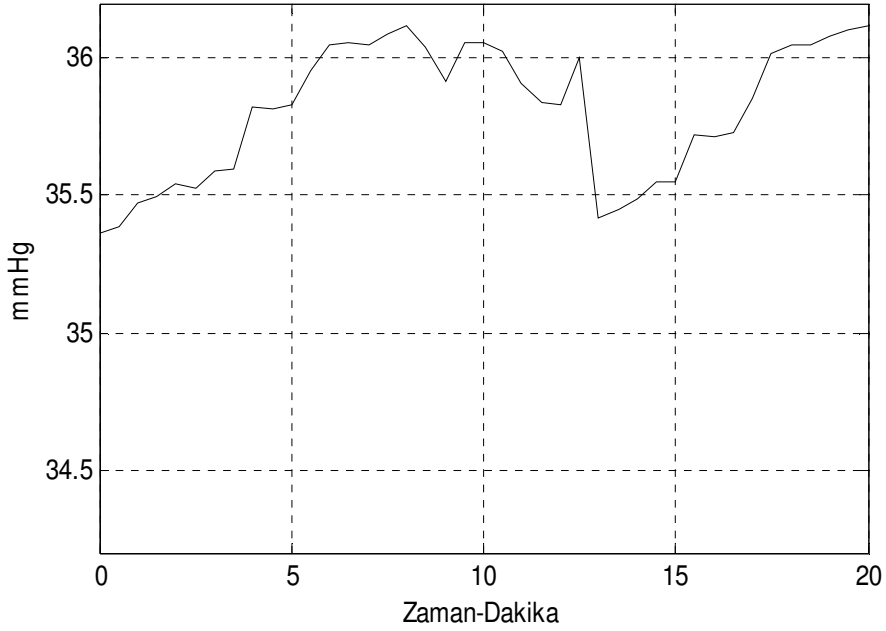
Şekil 5.31. Rat-6'nın el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi



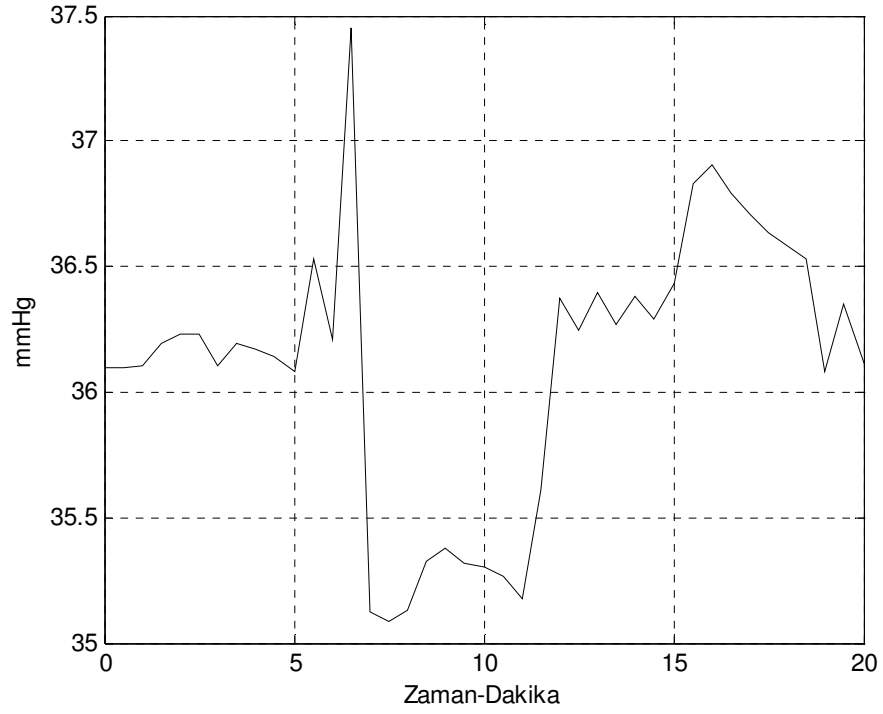
Şekil 5.32. Rat-6'nın bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi



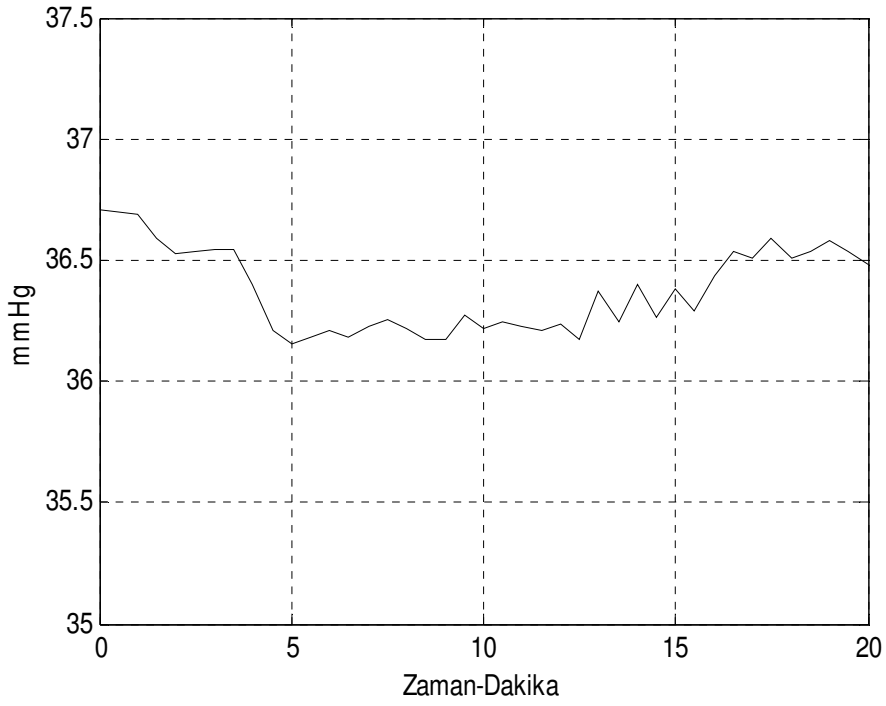
Şekil 5.33. Rat-7'nin el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi



Şekil 5.34. Rat-7'nin bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi



Şekil 5.35. Rat-8'in el ile kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basınç değişimi

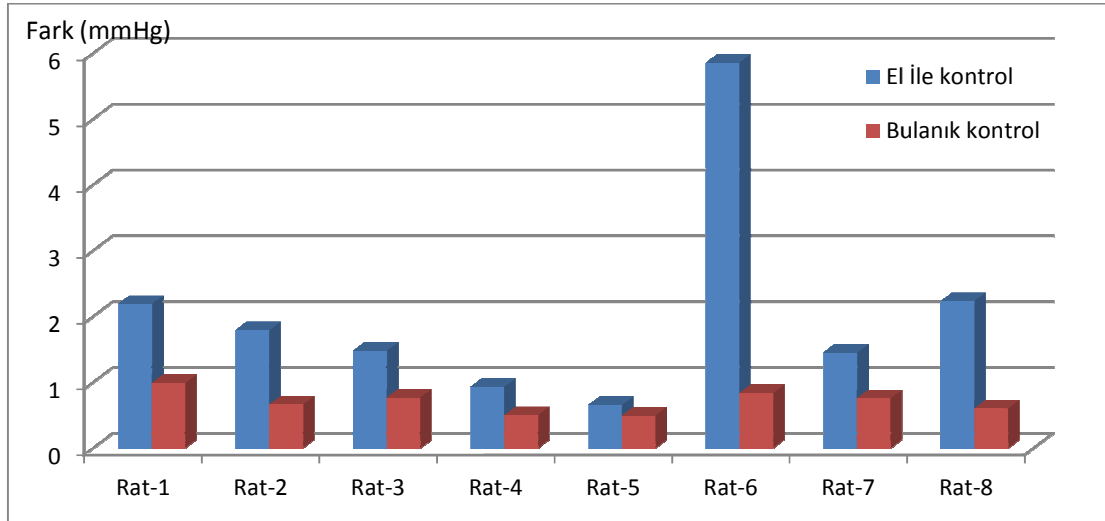


Şekil 5.36. Rat-8'in bulanık kontrolünden elde edilen regülatör çıkış basıncı değişimi

Tablo 5.1. Rat'lardan elde edilen pik basınç değerleri

	Elle Kontrol			Bulanık Kontrol		
	Maksimum Pik Basıncı(mmHg)	Minimum Pik Basıncı(mmHg)	Ortalama Pik Basıncı(mmHg)	Maksimum Pik Basıncı(mmHg)	Minimum Pik Basıncı(mmHg)	Ortalama Pik Basıncı(mmHg)
Rat-1	34.743	32.554	33.987	33.878	32.887	33.315
Rat-2	31.503	29.710	30.708	31.198	30.532	30.901
Rat-3	29.712	28.231	28.989	29.088	28.318	28.656
Rat-4	39.221	38.289	38.735	38.981	38.478	38.623
Rat-5	34.139	33.483	33.387	34.698	34.202	34.443
Rat-6	38.942	33.087	36.683	36.213	35.374	35.788
Rat-7	35.827	34.374	35.102	36.124	35.368	35.891
Rat-8	37.448	35.212	36.118	36.692	36.087	36.421

Şekil 5.37’de her iki kontrol tipinde maksimum ve minimum basınçlar arasındaki farkı gösteren bar grafik verilmiştir.



Şekil 5.37. Deneylerdeki ratlarda ölçülen basınç farkları

Şekil 5.37’de gösterilen bar grafiğinden de görüldüğü gibi el ile yapılan kontrolde regülatör çıkışında ölçülen basınç değişiminin, bulanık denetleyici ile yapılan kontrolde ölçülen basınç değişiminden daha fazla olduğu görülmüştür. En büyük fark 6. ratta olmuştur. Bu rat diğer ratlara göre daha büyük olması nedeniyle daha fazla hava akışı başta sağlanmış, yapılan basınç regülasyonu ile dengeli bir oksijen akışı sağlanmıştır. El ile kontrolde, maksimum ve minimum pik basınçları arasında en fazla 5.855 mmHg (6.rat), en az 0.656 mmHg (5.rat) değişim elde edilirken, bulanık kontrolde bu basınç değerleri arasındaki fark en fazla 0.991 mmHg (1.rat), en az 0.496 mmHg (5.rat) olarak ölçülmüştür.

El ile kontrolde ve bulanık kontrolde elde edilen pik basınçları arasındaki farklılığın istatistiksel olarak incelenmesinde *t-testi* uygulanmıştır. *T-testi*, iki grubun ortalamaları karşılaştırılarak aradaki farkın rastlantısal veya istatistiksel olarak anlamlılığı ortaya çıkarmaktadır [69-70]. *T-testi* veri kümesinin az olduğu ve ana kütleyle ait verilerin standart sapmalarının bilinmediği durumlarda kullanılmaktadır. *T-testi* üç farklı durum için uygulanmaktadır. Bunlar aşağıda verilmiştir.

- İncelenen bir değişken açısından bir gruba ait ortalama değerin önceden belirlenen değerlerden farklılığının incelenmesinde tek grup *t-testi* kullanılır.
- İncelenen bir değişken açısından bağımsız iki grup arasında fark olup olmadığının incelenmesinde bağımsız iki grup *t-testi* kullanılır.
- İncelenen bir değişken açısından herhangi bir grubun farklı koşullar altındaki tepkilerinde farklılığın olup olmadığının incelenmesinde eşleştirilmiş iki grup arasındaki farkların *t-testi* kullanılır.

Deneyler sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel anlamlılığını test etmek için eşleştirilmiş iki grup arasındaki farkların *t-testi* uygulanmıştır. El ile kontrol ile bulanık kontrol arasında anlamlı bir fark olup olmadığını $P < 0.05$ önem düzeyine göre test edilmiştir. *T-testi* için kullanılan formüller Denklem 5.1, 5.2, 5.3'te verilmiştir [69].

$$\text{Aritmetik ortalama: } \bar{x} = \frac{\sum X}{n} \quad (5.1)$$

$$\text{Varyans: } S^2 = \frac{\sum (X - \bar{X})^2}{n-1} \quad (5.2)$$

$$\text{Sınama Förmülü : } t = \frac{(\bar{X}_1 - \bar{X}_2)}{\sqrt{\frac{S_1^2}{n_1-1} + \frac{S_2^2}{n_2-1}}} \quad (5.3)$$

Burada x incelenen grubu, n ise gruptaki veri sayısını göstermektedir. Yapılan analizler doğrultusunda $P > 0.032$ önem düzeyi elde edilmiştir. Bu sonuca göre % 96.8 güvenirlikle iki kontrol şeklinde de elde edilen maksimum pik basınçları arasında, minimum pik basınçları arasında ve ortalama pik basınçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Fakat el ile kontrolde ratlara uygulanan pik basıncındaki değişimlerin bulanık kontroldeki değişimlere göre daha büyük olması, uzun süreli

tedavilerde akciğerlerde travmalara sebep olacağı bu sebeple bulanık kontrolün uzun süreli tedavilerde akciğerlerde travma riskini azalttığı söylenilebilir. Ventilasyon işlemi uygulanan ratların akciğerlerinde bir bozulmanın olup olmadığı konusunda ön bilgi verebilecek olan akciğer direnci, dinamik ve statik akciğer kapasite değerleri Denklem 5.4, 5.5 ve 5.6'ya göre hesaplanmıştır [26]. Ratlara anestezi uygulanıp, ventilasyon başladıktan sonra (solunum kasları felç edilmeden önce) elde edilen basınç değerlerine göre hesaplanan akciğer direnci, dinamik ve statik akciğer kapasite değerleri Tablo 5.2'de verilmiştir.

$$R = \frac{P_{pik} - P_{plato}}{\dot{V}} \quad (5.4)$$

$$C_{dinamik} = \frac{V_t}{P_{pik} - PEEP} \quad (5.5)$$

$$C_{statik} = \frac{V_t}{P_{plato} - PEEP} \quad (5.6)$$

Burada, tidal volüm 6 ml ve PEEP'de sıfır olarak alınmıştır. Diğer basınç ve akış değerleri cihazdan alınmıştır.

Tablo 5.2. Vecuronyum verilmeden önce hesaplanan akciğer direnci, dinamik ve statik akciğer kapasite değerleri

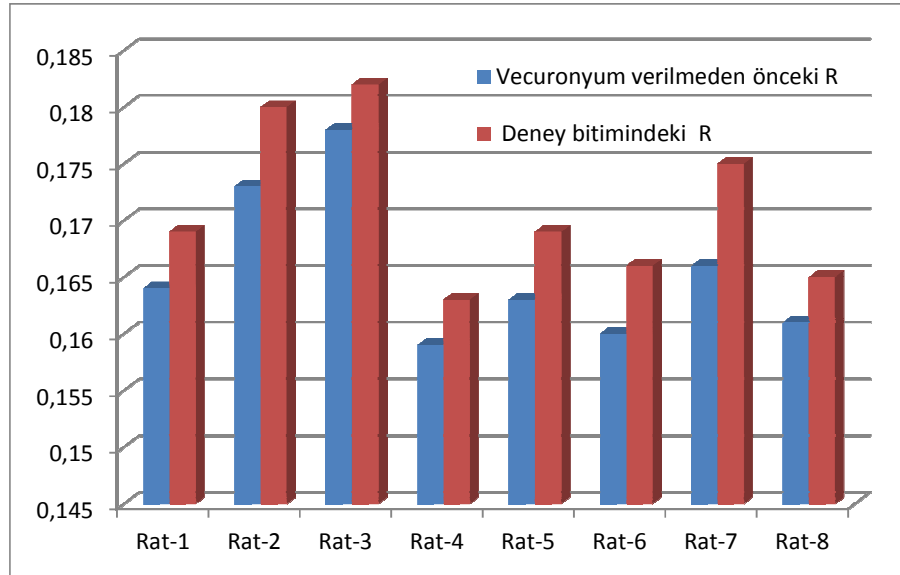
	R (mmHg/ml/sn)	C _{dinamik} (ml/mmHg)	C _{statik} (ml/mmHg)
Rat-1	0.164	0.172	0.194
Rat-2	0.173	0.189	0.214
Rat-3	0.178	0.201	0.233
Rat-4	0.159	0.153	0.170
Rat-5	0.163	0.176	0.199
Rat-6	0.160	0.154	0.171
Rat-7	0.166	0.162	0.179
Rat-8	0.161	0.167	0.188

Ratlara vecuronyum verilip, respirasyon işlemi bitirilmeden önce elde edilen değerlere göre hesaplanan akciğer direnci, dinamik ve statik akciğer kapasite değerleri Tablo 5.3'de verilmiştir.

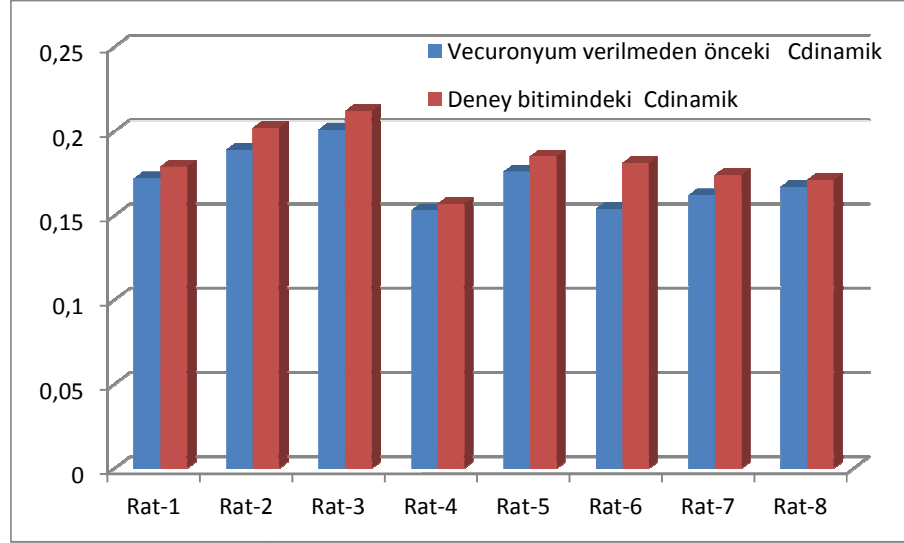
Tablo 5.3. Vecuronyum verilip, respirasyon bitirilmeden önce hesaplanan akciğer direnci, dinamik ve statik akciğer kapasite değerleri

	R (mmHg/ml/sn)	C _{dinamik} (ml/mmHg)	C _{statik} (ml/mmHg)
Rat-1	0.169	0.179	0.204
Rat-2	0.180	0.202	0.233
Rat-3	0.182	0.212	0.247
Rat-4	0.163	0.157	0.175
Rat-5	0.169	0.185	0.210
Rat-6	0.166	0.181	0.205
Rat-7	0.175	0.174	0.197
Rat-8	0.165	0.171	0.193

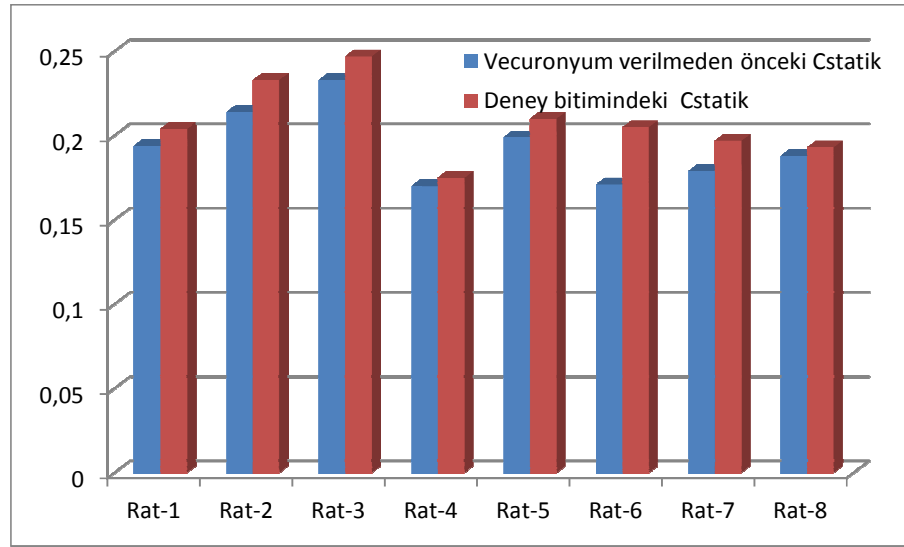
Hesaplanan akciğer dinamikleri incelendiğinde, ventilasyona tabi tutulan ratların akciğer dinamiklerinde çok büyük bir değişim söz konusu olmamıştır. Bu değerlerin $P<0.05$ önem düzeyine göre *t-testi* ile istatistiksel analizi yapıldığında akciğer dinamiklerinin değerleri arasında % 98.7 güvenilirlik ile istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Tablo 5.2 ve 5.3’de görülen farklılık ratlara verilen vecuronyum ilacından kaynaklanmaktadır. Bu değişimlere ait bar grafikleri Şekil 5.38, 5.39, 5.40’da verilmiştir.



Şekil 5.38. Deneylerin başında ve sonunda hesaplanan akciğer direnç değerleri



Şekil 5.39. Deneylerin başında ve sonunda hesaplanan statik akciğer kapasite değerleri



Şekil 5.40. Deneylerin başında ve sonunda hesaplanan statik akciğer kapasite değerleri

Bar grafikler karşılaştırıldığında, ventilasyon sonunda akciğer dinamiklerinin değerlerinde bir miktar artma tespit edilmiştir. Bu artışların, ratlara uygulanan anestezi ilaçlarla solunum kaslarının tamamen felç olmasından kaynaklandığı söylenebilir. Geliştirilen ventilatör cihazının, ventilasyon esnasında akciğerlere zarar vermediği, akciğer direnç ve kapasite değerlerindeki değişime bakıldığında görülebilir. Ventilasyon işleminden sonra akciğerlerde tam anlamıyla ne gibi değişimlerin olduğunu belirlemek başka bir çalışma konusu olup, bu tez çalışmasında değerlendirilmemiştir.

Yapılan 8 rat deneyinde hiçbir rat, ventilasyon esnasında ölmemiştir. Ventilasyon işlemi uygulanan ratlar, ventilasyon bitiminde cihazdan ayrılarak servikal dislokasyon yöntemi ile ötenazi yapıp, deney sonuçlandırılmıştır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Bulanık denetleyiciler, biyomedikal alanda uzun bir süreden beri teşhis ve tedavi amaçlı kullanılmaktadır. Bulanık mantık denetleyiciler, uzman kişiler yardımı ile kural tabanı oluşturulduğunda medikal sistemlerin başarımı ile ilgili iyi sonuçlar verdiği literatür [20-46] incelendiğinde görülmektedir. Bu tez kapsamında da, bulanık denetleyici kullanarak, kapalı çevrim kontrollü solunum cihazı (ventilatör) gerçekleştirilmiştir. Bulanık denetleyiciler akıllı kontrol tekniklerinden biri olduğundan, gerçekleştirilen cihaza akıllı solunum cihazı ismi konulmuştur.

Bu tez çalışmasında yapılan çalışmalar ve elde edilen bulgular aşağıda sıralanmıştır.

- Vermont Üniversitesi-Vermont Lung Center'da yapılan çalışmalar neticesinde akciğer mekaniği incelenmiş ve akciğere ait 3 ayrı elektriksel model elde edilmiştir. Bu modeller, tek bölmeli akciğer modeli, paralel çift bölmeli akciğer modeli ve seri çift bölmeli akciğer modelidir. Bu modellerde elektriksel devre elemanlarından direnç ve kondansatör kullanılmıştır. Bu modeller oluşturulur iken, direnç ve kapasite değerleri, insanların akciğer direnci ve kapasitesi değerlerine göre seçilmiştir.
- Matlab/simulink ortamında solunum cihazı modellemesi yapıp, bulanık denetleyici ile ventilasyon esnasında değiştirilen çeşitli parametrelerin kontrolünün benzetimi gerçekleştirilmiştir. Literatürde hem solunum cihazının hem de akciğer modelinin elde edilip tümüyle ventilasyonun benzetiminin yapılması ile ilgili bir çalışma olmadığından elde edilen sonuçları karşılaştırma imkanı bulunamamıştır. Fakat, benzetimlerde akciğer modellerinden elde edilen dalga şekilleri, ventilasyon esnasında akciğerde oluşan dalga şekilleriyle [Şekil 4.7-4.20] uyumlu olduğu görülmüştür.
- İnspirasyon ve ekspirasyon sürelerinin bulanık denetleyici ile tahmin edilmesi benzetiminde tek bölmeli, paralel çift bölmeli ve seri çift bölmeli akciğer modelleri kullanılmıştır. Akciğer modelinde kullanılan akciğer direnci ve kapasitesinin değişimine bağlı olarak bulanık denetleyici inspirasyon ve ekspirasyon sürelerini

hesaplamıştır. 3 ayrı akciğer modeline göre değişimler ayrı ayrı gösterilip, karşılaştırılmıştır.

- Tidal volümün bulanık mantık denetleyici ile kontrolünün yapıldığı benzetimde ise, yine 3 ayrı akciğer modeline bağlı olarak tidal volüm değişimi incelenmiştir. Tek bölmeli, paralel çift bölmeli ve seri çift bölmeli akciğer modellerindeki direnç ve kapasite değerleri değiştirilerek, tidal volümde ne gibi değişimlerin olduğu gözlemlenmiş ve 3 ayrı akciğer modeli için karşılaştırma yapılmıştır.
- Akıllı solunum cihazının gerçekleştirilmesinde National Instrument firmasının ürettiği analog ve dijital giriş/çıkış modülleri ve lisanslı LabVIEW 2010 akademik Premium Suite programı kullanılmıştır. Akademik alanda LabVIEW yazılımının kullanılma alanının çok geniş olması, veri analizi yapabilme yeteneğinin diğer kontrolörlere göre daha iyi olması, kontrolü gerçekleştirilen sistemi görselleştirebilme özelliği olması, programcıya programlamada kolaylıklar sağlayan araç kitlerinin bulunması ve bunun gibi birçok özelliğe sahip olmasından dolayı bu yazılım tercih edilmiştir.
- Gerçekleştirilen cihazda oransal valfler, basınç regülatörü, basınç sensörleri, selenoid valfler ve akış sensörleri gibi pnömatik ekipmanlar kullanılmıştır. Bu pnömatik elemanlardan gelen bilgileri c-RIO-9073'e gönderen veya c-RIO-9073'den gelen bilgileri ilgili elemanlara gönderen bir ana kart tasarlanmıştır. Küçük test programları yazılıp, her bir pnömatik elemana basınçlı hava verilerek, gerekli ofset ayarları ve elektriksel test işlemleri gerçekleştirilmiştir. Tüm bu ayarlamalardan sonra cihazda bulunan pnömatik elemanlar ve tasarlanan ana kart, c-RIO 9073 ile birleştirilerek akıllı solunum cihazı ortaya çıkarılmıştır. Deneylere başlanılmadan evvel tüm sistemin testi, gerçekleştirilen program ile yapılmıştır.
- Cihazın testi için, Fırat Üniversitesi Hayvan Deneyleri Etik Kurulu'nun onayı ile 8 adet winstar-albino cinsi yetişkin dişi rat kullanılmıştır. Sağlıklı olan ratlara önce anestezi verilip uyutulması sağlanmış, daha sonra kendi kendine yapılan solunumu ortadan kaldırmak için solunum kaslarını felç eden ilaç enjekte edilmiştir. Böylece ratların solunumunun cihaza bağlı olarak gerçekleşmesi sağlanmıştır. Deneylerde ratların solutma işleminde trakeotomi yapılarak ventilasyon gerçekleştirilmiştir.
- Gerçekleştirilen yazılımda 2 farklı kontrol algoritması seçeneği kullanıcıya sunulmuştur. El ile kontrolde kullanıcı sisteme her an müdahale edebilmektedir. Bulanık kontrol ile yapılan kontrolde de kullanıcının müdahale etmesi gerektiğinde

programda kullanılan anahtar yardımıyla el ile kontrole geçip müdahale olanağı açık tutulmuştur. El ile kontrolde ve bulanık kontrol de ratlardaki anlık değişimlere cevap verebilen uyarlanabilir bir kontrol algoritması geliştirilmiştir.

- Yapılan deneylerde basınç kontrollü ventilasyon işlemi gerçekleştirildiğinden sadece cihazda bulunan basınç regülatörünün kontrolü yapılmıştır. El ile kontrolde ve bulanık kontrolde, her inspirasyon esnasında anlık ölçülen pik basınç değerine bağlı olarak oluşturulan algoritma ile basınç regülatörünün kontrolü gerçekleştirilmiştir.
- Yapılan deneyler sonucunda, her iki kontrol tipinden elde edilen verilere göre yapılan istatistiksel analizde iki kontrol tipi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık ortaya çıkmamıştır. Fakat el ile kontrolde basınç regülatörünün çıkışında ölçülen basınç değeri, bulanık kontrolde ölçülen basınç değerine göre daha fazla değişim göstermektedir. Bu değişimlerin uzun süreli tedavilerde sürekli olması durumunda akciğerlerde kalıcı hasarlar bırakabilir. Bu nedenle bulanık kontrol ile gerçekleştirilen kontrol algoritması el ile kontrole göre daha istikrarlı sonuçlar ürettiği gözlemlenmiştir.
- Ventilasyonun akciğerlere zarar verip vermediği hakkında ön bilgi verecek olan akciğer direnci ve kapasite değerleri, ventilasyonun başında ve sonunda elde edilen değerlere göre değerlendirilmiştir. Ventilasyon işlemi başladıktan sonra (ratın solunum sistemi felç edilmeden önce) akciğer direnç ve kapasite değerleri hesaplanmıştır. Solunum sistemi felç edildikten sonra ventilasyona devam edilmiş, deney sonunda cihazdan ayrılmadan önce akciğer direnç ve kapasite değerleri yeniden hesaplanmıştır. Hesaplanan değerler *t-testi* ile istatistiksel analiz yapılmış, akciğer dinamiklerinde oluşan farklılığın istatistiksel olarak bir anlamlı olmadığı görülmüştür. Bu değerler karşılaştırıldığında, deney sonunda hesaplanan değerlerde ihmal edilebilir bir artış olduğu görülmüştür. Oluşan bu artışların ventilatörden kaynaklanan akciğer travması olmadığı, solunum sistemini felç eden ilaçtan kaynaklandığı anestezi uzmanlarınca belirtilmiştir.
- Gerçekleştirilen solunum cihazının deneyler esnasında, gerek donanımsal gerek yazılımsal olarak yüksek performans göstermesi, ratların akciğer dinamiklerinde deney öncesi ve sonrasında cihazdan kaynaklanan bir değişimin görülmemesi ve ratların deney boyunca yaşamsal fonksiyonlarını kaybetmemesi kriterlerine bakarak gerçekleştirilen akıllı solunum cihazının başarılı olduğu söylenebilir.

6.2. Öneriler

Yapılan tez çalışmasında, ileriye dönük yapılabilecek çeşitli araştırma ve iyileştirme alanları aşağıda maddeler halinde verilmiştir.

- Deney hayvanlarındaki fizyolojik parametrelerin görüntülenmesini sağlayan ekipmanların temin edilmesi ile aynı anda birçok parametrenin kontrolü gerçekleştirilebilir.
- Ratlarda çeşitli hastalıklar oluşturularak tasarlanan ventilatör yardımı ile farklı ventilasyon modlarının uygulanması gerçekleştirilebilir.
- Yapılacak farklı deneylerden elde edilen veriler yardımı ile yapay sinir ağları kullanarak cihazın kontrolü ile ilgili çalışmalar yapılabilir.
- Ventilasyon esnasında görüntüleme işlemi bilgisayar destekli yapıldığından, sisteme uzaktan erişim imkanı sağlanabilir.
- Cihazın uluslararası standartlara göre gerekli test işlemlerinin yapılması ile ev ventilatörü olarak insanlarda kullanılması gerçekleştirilebilir.

KAYNAKLAR

- [1] **Laubscher T.P., Heinrichs W., Weiler N., Hartmann G. ve Brunner J.X.**, “An Adaptive Lung Ventilation Controller” IEEE Transactions on Biomedical Engineering Vol.41,51-58,1994
- [2] **Stegmaier P.A, Zollinger A.**, “A Ventilator Workstation for Simultaneous Recording of Lung Function Indices and Airway Signals” IEEE-EMBC and CMBEC Clinical Engineering/Medical Informatics Conference,731-732,1995
- [3] **Laubscher T.P., Heinrichs W., Weiler N., Hartmann G. ve Brunner J.X.**, “The Minimal Alveolar Ventilation Controller” Engineering in Medicine and Biology Society,Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE,Vol.6,2711-2712,1992
- [4] **Cappa P., Scuito S.A.**, “Experimental Analysis of the Airway Circuit Effects on Breathing Pattern Generates by Neonatal Pulmonary Ventilators” Proceedings-22nd International Conference-IEEE/EMBS-Vol.4, 3132-3135,2000
- [5] **Larrabe J.L, Alvarez F.J., Cuesta E.G., Soller A.V., Alfonso L.F.**, “Development of a Time-Cycled Volume Controlled Pressure-Limited Respirator and Lung Mechanics System for Total Liquid Ventilator” IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine Vol.48,1134-1142,2001
- [6] **Chatburn R.L.**, “Engineering Principles Applied to Mechanical Ventilator” Proceedings- 25th International Conference-IEEE/EMBS,Vol.1,406-410,2003
- [7] **Rios C.A., Tafur J.C.**, “Mathematical Model and Control of the Pneumatic System of a Lung Ventilator Prototype” Proceedings-25th International Conference-IEEE/EMBS, Vol.3, 2776-2779,2003
- [8] **Luepschen H.,Zhu L.,Leonhardt S.**, “Robust Closed Loop Control of the Inspired Fraction of Oxygen for the Online Assesment of Recruitment Maneuver” Proceedings-29th International Conference-IEEE/EMBS,495-498,2007
- [9] **Khoo M.C.K., Benser M.E.**, “Optimal Application of Ventilatory Assist in Chyne-Stokes Respiration: A Simulation Study” Engineering in Medicine and Biology Society,. 27th Annual International Conference of the IEEE, 2005
- [10] **Hoeven S.V.D., Duncan S.,Farmery A., Hann C.**, “Internal Model Control of Inhaled Anaesthesia” American Control Conference ACC-07,582-587,2007

- [11] **Dellaca R.L., Gobbi A., Govoni L., Navajas D., Pedotti A., Farre R.,** “A Novel Simple Internet – Based System for Real Time Monitoring and Optimizing Home Mechanical Ventilation” International Conference on eHealth, Telemedicine and Social Medicine, 209-215, 2009
- [12] **Felber R.,** “Automation of Ventilator Control for Hyperbaric Oxygen Therapy” Bioengineering Conference, Proceedings of the IEEE 30th, 19-20, 2004.
- [13] **Ahmadi M., Bates J.H.T.,** “A Computer-Controlled Mechanical Ventilator Based on A Rotating Vane” Engineering in Medicine and Biology, 21st Annual Conf. and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Soc. BMES/EMBS Conference, Vol.1, 336-337, 1999
- [14] **Schumann S., Krappitz M., Moller K., Hentschel R., Braun G., Guttman J.,** “Pressure Loss Caused by Pediatric Endotracheal Tubes During High-Frequency-Oscillation-Ventilation” Respiratory Physiology & Neurobiology 162, 132–137, 2008
- [15] **Penhaker M., Vavrik D.,** “The Measurement and Failure Simulations of Basic Ventilation Modes” 2010 International Conference on Networking and Information Technology, 554-556, 2010
- [16] **Marie-Ch. C., Claude C., Mangalaboyi J., Lestavel P., Fourrier F.** “An Autoadaptive Volumetric Inspiratory Aid For Mechanical Ventilation” IEEE Engineering In Medicine & Biology Society 10th Annual International Conference, 1853-1854, 1988
- [17] **Tehrani F., Rogers M., Lo T., Malinowski T., Afuwape S., Lum M., Grundl B., Terry M.,** “Closed-Loop Control of Inspired Fraction of Oxygen in Mechanical Ventilation”, Journal of Clinical Monitoring and Computing, Vol.17, 367-376, 2002
- [18] **Güler H.,** Programlanabilir Lojik kontrolör ile Mekanik Ventilator Tasarımı, Master Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 2007
- [19] **Rozanek M., and Roubik K.,** “Mathematical Model of the Respiratory System- Comparison of the Total Lung Impedance in the Adult and Neonatal Lung” World Academy of Science, Engineering and Technology, Vol.30, 293-296, 2007
- [20] **Rees S.E., Kjaergaard S., Thorgaard P., Toft., Andreassen S.,** “A Physiological Model Based Approach to Medical Decision Support in the Intensive Care Unit” Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE, Vol.1, 432-433, 2003

- [21] **Noshiro M., Matsunami T., Takakuda K., Ryumae S., Kagawa T., Shimizu M., Fujino T.**, “Fuzzy and Conventional Control of High Frequency Ventilation” *Med.& Biol. Eng.&Computer*, Vol.32,377-383,1994
- [22] **Stegmaier P.A., Brunner J.X., Tschichold N.N., Laubscher T.P., Liebert W.**, “ Fuzzy Logic Cough Detection: A First Step Towards Clinical Application”, *Fuzzy Systems, IEEE World Congress on Computational Intelligence.*, Proceedings of the Third IEEE Conference,1000-1005,1994
- [23] **Nemoto T., Hatzakis G.E., Thorpe C.W., Olivenstein R., Dial S., Bates J.H.T.**, “Automatic Control of Pressure Support Mechanical Ventilation Using Fuzzy Logic” *American Journal Respiratory and Critical Care Medicine*, Vol.160,no.2,550-556,1999s
- [24] **Schaublin J., Derighetti M., Feigenwinter P., Petersen-Felix P., Zbinden A.M.**, “Fuzzy Logic Control of Mechanical Ventilation During Anaesthesia” *British Journal of Anaesthesia*, Vol.77,636-641,1996
- [25] **Nelson D.S., Strickland J.H., Jannet T.C.**, “Simulation of Fuzzy Control for Management of Respiratory Rate in Assist Control Mechanical Ventilaton” *Proceedings-19th International Conference-IEEE/EMBS-Vol.3*,1104-1107,1997
- [26] **Wang C.S., Shaw D., Jih K.S.**, “An Intelligent Control System for Ventilators” *Medical Engineering & Physics*, Vol. 20, 534-542,1998
- [27] **Kwok H.F., Linkens D.A., Mahfouf M., Mills G.H.**, “SIVA: Hybrid knowledge and model based advisory system for intensive care ventilators” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol.8 no.2,161-171,2004
- [28] **Kwok H.F., Linkens D.A., Mahfouf M., Mills G.H., Simpson C.L., Goode K.M.**, “Fuzzy Logic Knowledge Elicitation for Model Based Ventilator Management in the ICU” *Advances in Medical Signal and Information Processing*,9-13, 2000.
- [29] **Claure N., Suguihara C., Ozdamar Z., Bancalari E.**, “Hybrid Algorithm for Automatic Regulation of Mechanical Ventilation in Premature Infants Based on Expert Rules and Proportional Differential Control” *Engineering in Medicine and Biology Society, IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, Vol.2,3929-3932,2004
- [30] **Tehrani F.T.**, “A new decision support system for mechanical ventilation” *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*,3569-3572,2007

- [31] **Zhu H., Möller K.,** “ Ventilator Control Based on Fuzzy-Neural Network Approach”,*Bioinformatics and Biomedical Engineering, ICBBE 2008*, 747-750,2008
- [32] **Zhu H., Guttman J., Möller K.,** “Control of Respiratory Mechanics with Artificial Neural Networks” *Bioinformatics and Biomedical Engineering, ICBBE 2007*,1202-1205,2007
- [33] **Tzavaras A., Weller P.R., Spyropoulos B.,** “A Neuro-Fuzzy Controller for the Estimation of Tidal Volume and Respiration Frequency Ventilator Settings for COPD Patients Ventilated in Control Mode”, *Proceedings of the Annual International Conference, of the IEEE-EMBS*,3765-3768,2007
- [34] **Liu F., Ng G.S., Quek C., Loh T.F.,** “Artificial Ventilation Modelling Using Neuro-Fuzzy Hybrid System” *International Joint Conference on Neural Networks-IJCNN06*, 2859 – 2864,2006
- [35] **Güler H., Ata F.,** “Senkronize Aralık Zorunlu Ventilasyonda Respirasyon Süresi, Tidal Volüm ve Basınç Değerinin Bulanık Mantık Denetleyici ile Hesaplanması”, 5. Uluslar arası İleri Teknolojiler Sempozyumu-IATS’09,373-377,2009
- [36] **Güler H., Ata F.,** “Estimation of Inspiration and Expiration Time By Using Fuzzy Control with Respect to Lung’s Dynamics” *Soft Computing, Computing with Words and Perceptions in System Analysis, Decision and Control- ICSCCW 2009*, 1-5, 2009
- [37] **Kwok H.F., Linkens D.A., Mahfouf M., Mills G.H.,** “Rule-Base Derivation for Intensive Care Ventilator Control Using ANFIS” *Artificial Intelligence in Medicine vol.29*,185–201,2003
- [38] **Zhu H., Möller K.,** “Evaluation on Mechanical Ventilation using Fuzzy Assessment Method ”,*Bioinformatics and Biomedical Engineering, ICBBE 2009*,1-4,2009
- [39] **Zhu H., Möller K.,** “A Concept on Dual Control of Mechanical Ventilation Based on the Extension Strategy ”,*Bioinformatics and Biomedical Engineering, ICBBE 2010*,1-4,2010
- [40] **Gao Z., Das A., Menon P. P., Hardman J.G., Bates D.G.,** “A Control Engineering Approach to Calculating Optimal Ventilator Settings for Critically-Ill Patients under Mechanical Ventilation” *ICROS-SICE International Joint Conference, Japan-2009*
- [41] **Bates J.H.T, Hatzakis G.E., Olivenstein R.,** “Fuzzy Logic and Mechanical Ventilation” *Respiratory Care Clinics of North America*,1078, 363-377,2001

- [42] **Bates J.H.T., Young M.P.**, “Applying Fuzzy Logic to Medical Decision Making in the Intensive Care Unit” American journal Respiratory Critical Care Medicine, vol-167,948-952,2003
- [43] **Bonillo V.M., Fernandez J.D., Lamas A.L.**, “A Neural Network Model For Diagnosis of Critical Patients Receiving Mechanical Ventilation” 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society,1995-1996, 1996
- [44] **Kılıç Y.A., 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
- [45] **Sun Y., Kohane I., Stark A.R.**, “ Fuzzy Logic Assisted Control of Inspired Oxygen in Ventilated Newborn Infants”, Annual Symposium on Computer Application in Medical Care, 757-761,1994
- [46] **Hatzakis G.E. ve Davis G.M.**, “Fuzzy Logic Controller for Weaning Neonates from Mechanical Ventilation” AMIA 2002 Annual Symposium Proceedings,315-319,2002
- [47] **Merouani M., Guignard B., Vincent F., Borron S.W, Karoubi P., Fosse J.P, Cohen Y., Clec'h C., Vicaud E., Gueye C.M, LapostolleF. and Adnet F.**, “Norepinephrine Weaning in Septic Shock Patients by Closed loop Control Based on Fuzzy Logic” Critical Care Vol 12, no.6,2008
- [48] **Barach A. ,Hylan A., Petty T.**, “Perspective in pressure breathing” Respiration Care, vol:20,627,1975
- [49] **Perel A., Stock M.**, “Handbook of Mechanical Ventilatory Support”. 1st Ed. Williams and Wilkins, 3-4,1992
- [50] **Kirby R.R., Banner M.J., Downs J.B.**, “Ventilatory Support” 1st Ed Churchill Luingsstone inc. Newyork,1990
- [51] **Tobin M.J.**, “Principles & Practise at Mechanical Ventilation”,2nd Ed.,Mc Graw Hill,New York,2006
- [52] **Chatburn R.L.**,“Computer Control of Mechanical Ventilation”, Respiratory Care Vol.49, 507-515, 2004
- [53] **Bates J.H.T.**, “ Lung Mechanics an Inverse Modelling Approach” Cambridge University Press,New York,2009
- [54] **Elmas Ç.**, “Bulanık Mantık Deneteleyiciler”, Seçkin yayıncılık,Ankara, 2003
- [55] **Nabiyev V.V.**, “Yapay Zeka”,Seçkin yayıncılık,Ankara,2005

- [56] **Kıyak E.**, “Bulanık Mantık Yöntemi ile Uçuş Kontrol Yöntemleri”, A.Ü.Fen Bilimleri Enst. Yük.Lisans Tezi,2003
- [57] **Özbek U.**, “Mekanik Ventilasyon”,Adana Nobel Tıp Kitabevi,2000
- [58] **Güler H., Ata F.**, “Calculation of Inspiration and Expiration Time with Fuzzy Logic Controller in Positive Pressure Ventilation”, The 6th International Symposium On Intelligent & Manufacturing Systems, IMS-08, 14-17 October-Sakarya University-2008.
- [59] **Ünsaçar F., Eşme E.**, “Grafik Programlama Dili LABVIEW”, Seçkin yayıncılık, Ankara, 2009.
- [60] **Jovitha J., Aravind A.P., Arunkumar V., Balasubramanian P.**, “LabVIEW based Intelligent Controllers for Speed Regulation of Electric Motor”, IMTC 2005 - InsInstrumentation and Measurement Technology Conference, 935-940,17-19 May 2005
- [61] **Thepsatoml P., Numsomran A., TipsuwanpoM V. and Teanthong T.**, “DC Motor Speed Control using Fuzzy Logic based on LabVIEW ”, SICE-ICASE nternational Joint Conference 2006, 3617-3620,Oct. 18-2 1, 2006.
- [62] **Prommeuan1 S., Boonpiyathud S. ve Suksri T.**, “Fuzzy Logic Based on LabVIEW for Speed Control of Two-Inertia System” ICROS-SICE International Joint Conference 2009,2867-2870, August 18-21, 2009.
- [63] **Erbil N.**, “Uzaktan kontrol Edilebilen Kalp Cihazına ait Yazılım Geliştirilmesi”, S.Ü. Fen bilimleri Enst. Yük. Lisans Tezi, 2007.
- [64] **Güner Y.**, “ Labview Progamlama ile Veri Toplama, Veri İşleme ve Veri İzlemenin E-Öğrenme Olarak Hazırlanması” M.Ü. Fen Bilimleri Enst. Yük.Lisans Tezi, 2005.
- [65] **Sevinç B.**, “Geleneksel Charpy Vurma Deneyi Verilerinden Labview Programı Kullanılarak Elde Edilmesi ve Değerlendirilmesi”, M.Ü. Fen Bilimleri Enst. Yük.Lisans Tezi 2007.
- [66] **Eroğlu F. ve Eroğlu H.E.**, “Ratlarda Aneljezi ve Anestezi”, Journal of Clinical and Analytical Medicine, 2011.
- [67] **Tanju S.**, “ Solunum Sistemi Hastalıklarında Deneysel Hayvan Modelleri-Deney Hayvanı Kullanım Teknikleri”, Türk Toraks Derneği 13.yıllık Kongresi, 2010.
- [68] **Bates J.H.T., Guler H., Ma B., Allen G.B.**, “A Fuzzy Logic Algorithm For Rationalized Departure From 6 ml/kg Tidal Volume When Ventilating The Injured Lung” American Thoracic Society International Conference- ATS-2011,USA

- [69] **Tekin V.N.**, “SPSS Uygulamalı İstatistik Teknikleri”, Seçkin yayıncılık, Ankara, 2006.
- [70] **Tekin V.N.**, “Uygulamalı Temel İstatistik Yöntemler”, Seçkin yayıncılık, Ankara, 2006

SÖZLÜKÇE

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

Ventilasyon: Yapay olarak solunum gerçekleştirilmesi işlemi.

İnspirasyon: Nefes alma.

Ekspirasyon : Nefes verme.

Respirasyon: Soluk alıp verme işlemi.

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

PEEP: Nefes verilmesi sonunda akciğerlerde hapsolunan hava basıncı.

PIP veya PIK Basıncı: Nefes alma sonunda ulaşılan maksimum havayolu basıncı.

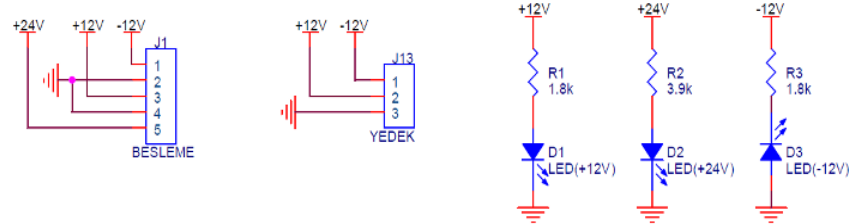
FiO₂: Akciğere verilen havanın oksijen yüzdesi.

SaO₂ veya SpO₂: Kandaki alveollerdeki oksijen saturasyonu

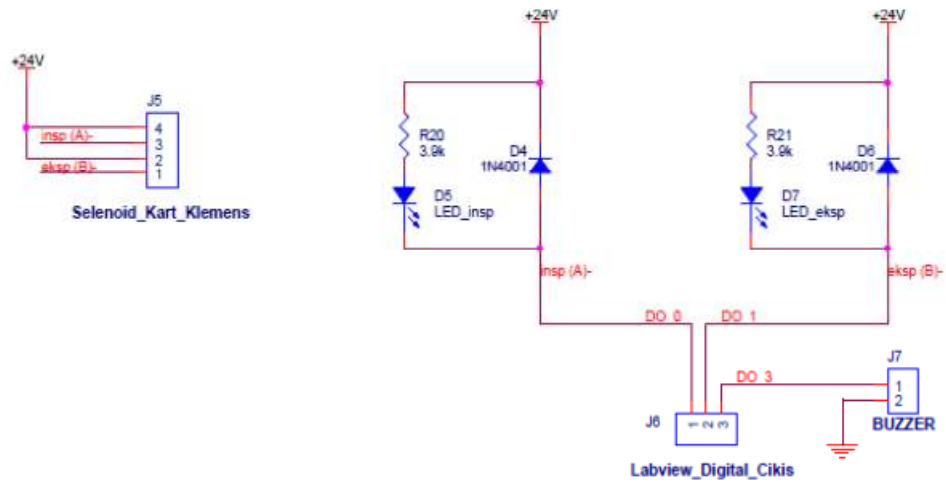
cmH₂O: Basınç birimi

EKLER

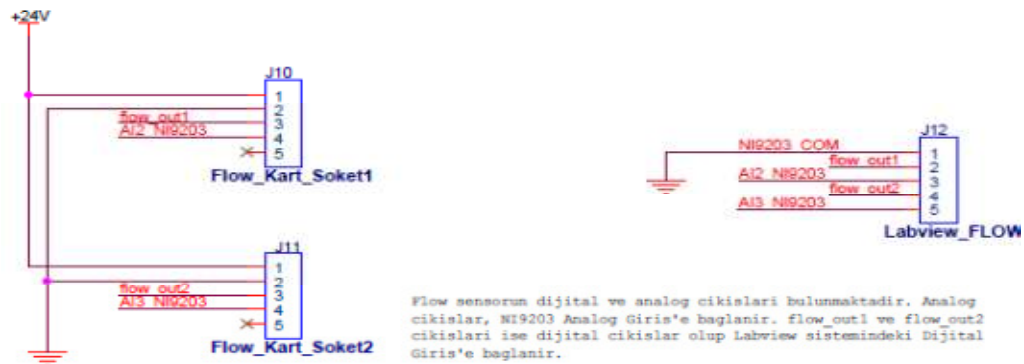
BESLEME DEVRESİ BAĞLANTISI



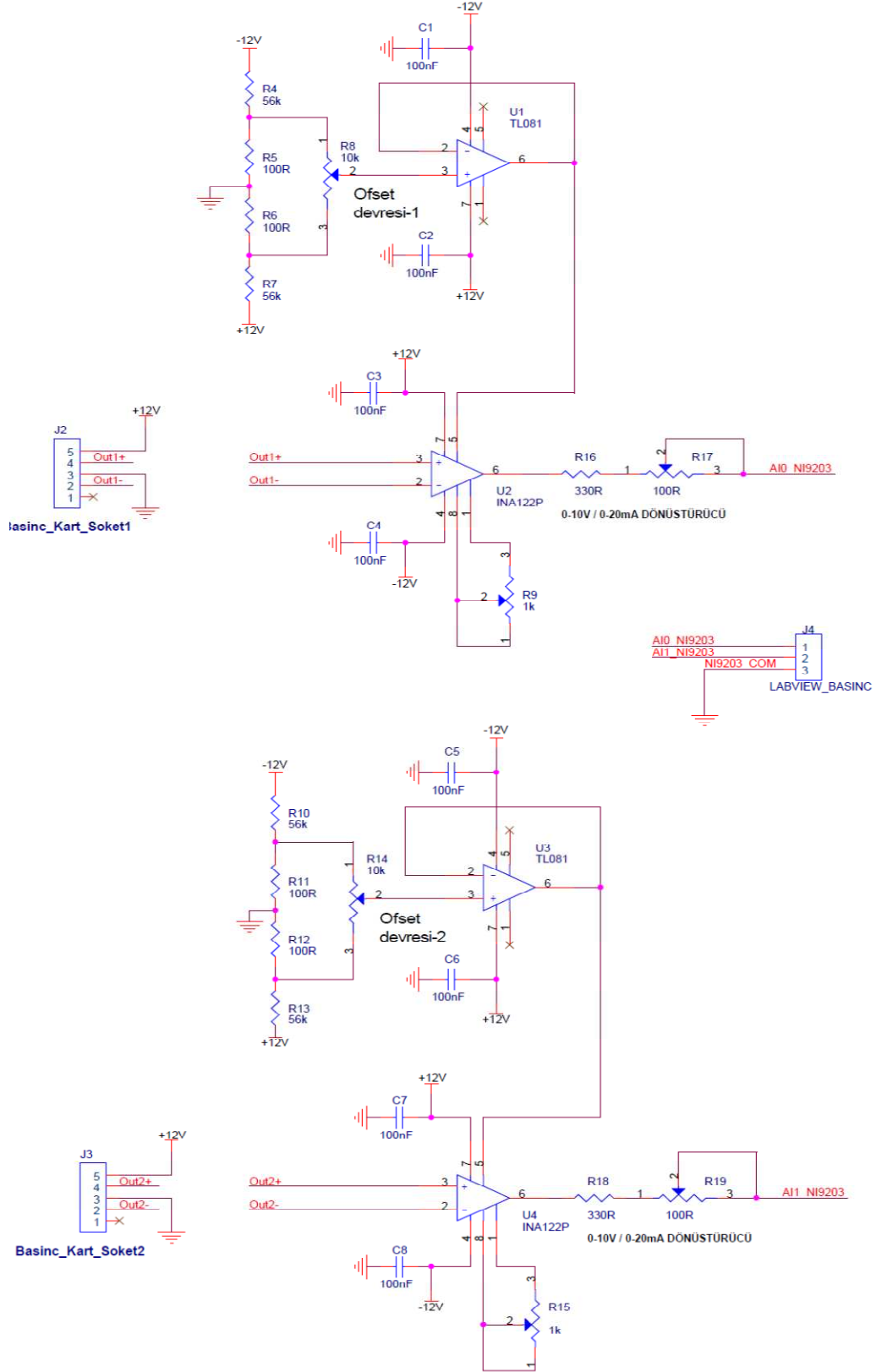
İNSPRASYON-EKSPRASYON SELENOİD SÜRME DEVRESİ ve BUZZER



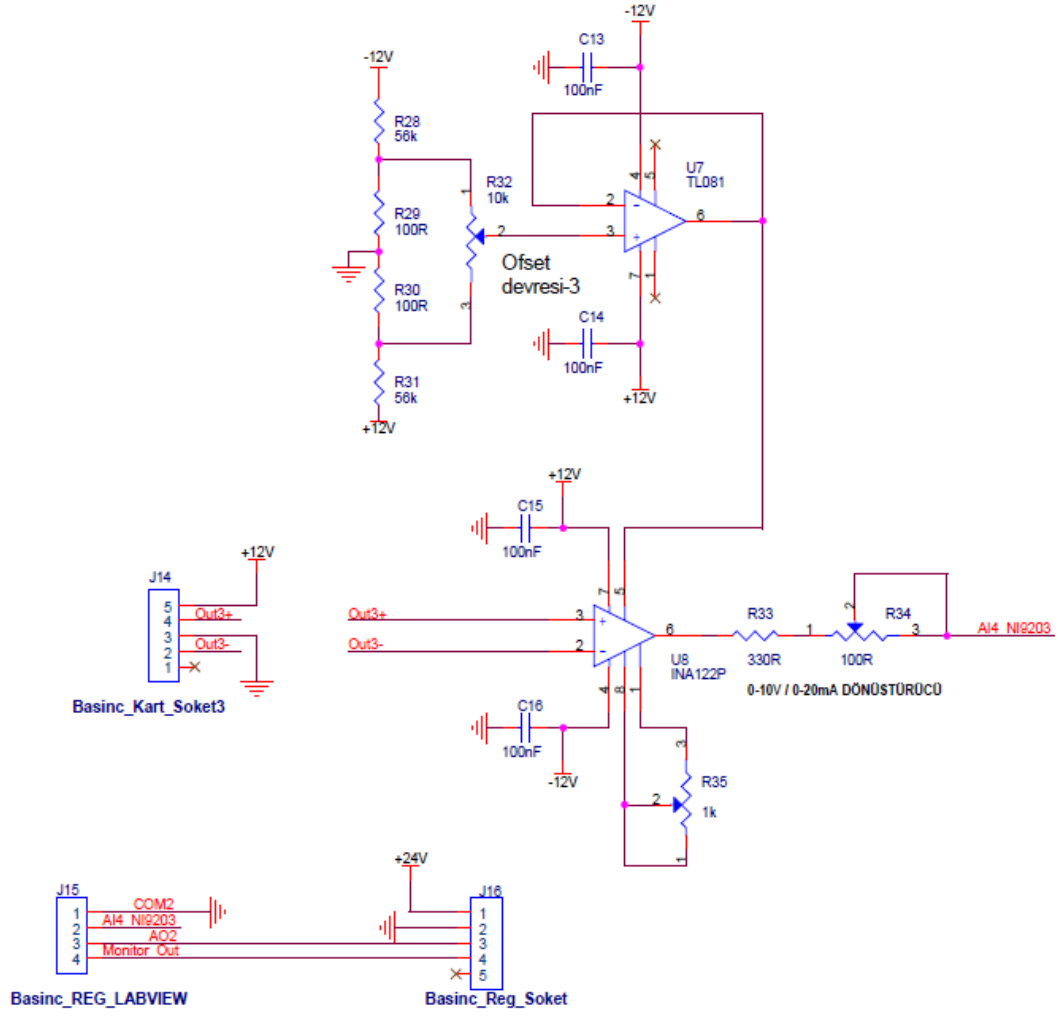
FLOW SENSÖR DEVRESİ



BASINÇ ÖLÇÜM DEVRESİ



BASINC REGULATORU DEVRESİ



ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Elazığ'da doğdu. İlk ve orta eğitimini Elazığ'da yaptı. 1997 yılında Fırat Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliğine kayıt yapıp, 2001 yılında mezun oldu. 2001-2002 yılları arasında Orta Doğu Teknik Üniversitesi-Yabancı Diller Yüksek Okulunda İngilizce hazırlık kursuna katıldı. 2002 yılında Fırat Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümünde Araştırma Görevlisi olarak göreve başladı. 2003 yılında görevlendirme ile Boğaziçi Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümünde çalışmalarda bulundu. 2005 yılında Fırat Üniversitesindeki görevine göre dönerek yüksek lisans çalışmalarına başladı. 2007 yılında Yüksek Mühendis ünvanı aldı. 2008 yılında doktora çalışmalarına başladı ve 2010 yılında doktora çalışmaları için ABD-Vermont Üniversitesi-Vermont Lung Center'da misafir araştırmacı olarak çalıştı.

Akıllı sistemler, programlanabilir lojik kontrolör, LabVIEW yazılımı, akciğer mekaniği ve solunum sistemlerinin kontrolü çalışma alanlarından bir kaçıdır. Halen Fırat Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümünde Araştırma Görevlisi olarak görev yapmaktadır.