İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TÜRBİN TEMELLİ MEKANİK VENTİLATÖRDE BASINÇ KONTROLÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gökberk OMUZ

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Anabilim Dalı

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Programı

HAZİRAN 2020

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TÜRBİN TEMELLİ MEKANİK VENTİLATÖRDE BASINÇ KONTROLÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gökberk OMUZ
(504171110)

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Anabilim Dalı

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Müjde GÜZELKAYA

HAZİRAN 2020

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504171110 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Gökberk OMUZ, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "TÜRBİN TEMELLİ MEKANİK VENTİLATÖRDE BASINÇ KONTROLÜ" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Müjde GÜZELKAYA** .....
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. İbrahim EKSİN** .....
İstanbul Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Cenk ULU .....
Yıldız Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : 15 Haziran 2020
Savunma Tarihi : 13 Temmuz 2020

Geniş Aileme,

ÖNSÖZ

Yapılan bu çalışmanın her anında şahsıma yol gösteren, desteğini hiçbir koşulda esirgemeyen çok kıymetli babam Suat Omuz başta olmak üzere aileme ve en az ailem kadar her fırsatta desteğini ve zamanını benimle paylaşan çok saygıdeğer danışmanım Prof. Dr. Müjde Güzelkaya ve çok kıymetli sayın Prof. Dr. İbrahim Eksin hocama teşekkürlerimi sunarım.

Haziran 2020

Gökberk Omuz
(Kontrol ve Otomasyon Mühendisi)

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ ..... **vii**
İÇİNDEKİLER ..... **ix**
KISALTMALAR ..... **xi**
SEMBOLLER ..... **xiii**
ÇİZELGE LİSTESİ ..... **xv**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **xvii**
ÖZET ..... **xxi**
SUMMARY ..... **xxv**
1. GİRİŞ **1**
1.1 Problem Tanımı 1
1.2 Probleme Önerilen Çözüm 2
1.3 Tez Organizasyonu 2
2. MEKANİK VENTİLASYON **3**
2.1 Mekanik Ventilasyonun Tarihçesi 3
2.2 Uygulanış Şekillerine Göre Ventilasyon 4
2.2.1 Negatif basınçlı ventilasyon 4
2.2.2 Pozitif basınçlı ventilasyon 4
2.3 Ventilasyon Modları 5
2.3.1 Basınç kontrollü ventilasyon 5
2.3.2 Hacim kontrollü ventilasyon 6
2.3.3 Basınç ile hacim kontrol modlarının karşılaştırması 7
2.4 Hava Kaynaklarına Göre Mekanik Ventilatörler 8
3. VENTİLASYON SİSTEMİ TASARIMI ve GERÇEKLENMESİ **9**
3.1 Sistem Tanıtımı 9
3.1.1 Mikrodenetleyici 9
3.1.2 Türbin sistemi 10
3.1.3 Akış ve basınç sensörleri 10
3.1.4 Akışmetre 15
3.1.5 TSI 4000 akış analizatörü 15
3.1.6 Test Balonu 16
3.1.7 Mekanik parçalar 16
3.2 Elektronik Kart Tasarımı 17
3.2.1 Üç faz fırçasız motor sürücüsü 17
3.2.2 Akış ve Basınç Sensör Kartı 24
3.3 Sistem Yazılımı 25
3.4 Sistem Montajı 28
4. SİSTEM MODELLEME **29**
4.1 Sistem Modelinin Özeti 29
4.2 Simscape Kütüphanesi 29
4.3 Türbin Sistem Modeli 30

4.3.1 Üç Faz Fırçasız Doğru Akım Motor Modeli 30
4.3.2 Türbin fan modeli 33
4.4 Solunum Sisteminin Modellenmesi 37
4.4.1 Solunum sistemi direnci 38
4.4.2 Basit Solunum Sistemi Modelleri 39
4.4.3 Yüksek parametreli ciğer modelleri 41
4.5 Sisteme Ait Bilinmeyen Parametrelerin Elde Edilmesi 43
4.5.1 DC Motor parametrelerinin hesaplanması 43
4.5.2 Akış, basınç, dönüş hızı ve güç eğrilerinin elde edilmesi 46
4.5.3 Hava yolu direnci parametreleri hesaplanması 49
4.5.4 Test Ciğeri Kapasitesi Hesaplanması 51
4.6 Gerçek Sistem Yanıtları ve Transfer Fonksiyonu Elde Edilmesi 52
4.6.1 Sisteme çeşitli gerilim girişlerinin uygulanması ve sistem yanıtları 52
4.6.2 Sistem tanıma uygulaması ve gerçek zaman yanıtı ile karşılaştırma 54
4.6.3 Gerçek sistem yanıtı ile simülatör yanıtı karşılaştırması 57
5. SİSTEM KONTROLÜ 61
5.1 Kontrol Problemi ve Kontrol Kriteri 61
5.2 Kontrolör Tasarımı 62
5.3 Ara Referans Değerleri İçin Bulanık Kazanç Ayarlaması 63
5.4 Kontrol Edilmiş Sonuçlar 65
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 75
6.1 Sonuçların Değerlendirilmesi 75
6.2 İleriye Dönük Yapılması Gereken Çalışmalar 75
KAYNAKLAR 77

KISALTMALAR

ADC : Analoğu Dijitali Dönüştürücü
DC : Doğru Akım
DMA : Doğrudan Hafıza Erişimi
EMF : Elektro Manyetik Kuvvet
Et : Nefes Verme Zamanı
It : Nefes Alma Zamanı
I:E : Nefes Alma Süresinin Nefes Verme Süresine Oranı
ITAE : Zamana Göre Hatanın Mutlak Değerinin İntegrali
ITSE : Zamana Göre Hatanın Karesinin Toplamı
Kp **:** Oransal Kazancı
Ki **:** İntegral Kazancı
Kd **:** Türev Kazancı
L/dk : Litre bölü dakika
mbar **:** Milibar
MHz : Mega Hertz
mL : Mililitre
ms : Milisaniye
Pa **:** Paskal
PID **:** Oransal İntegral Türev
PWM : Darbe Genişlik Modülasyonu
RC **:** Direnç Kapasitör
RLC **:** Direnç Bobin Kapasitör
RR : Dakikadaki Nefes Sayısı
Vt : Tidal Hacim

SEMBOLLER

$\boldsymbol{A}$	*: Alan*
$\boldsymbol{B}$	*: Damper Katsayısı*
$\boldsymbol{C}$	*: Kapasitans*
$\boldsymbol{e}$	*: Geri-EMF*
$\boldsymbol{E}$	*: Elastans*
$\boldsymbol{g}$	*: Yer Çekimi İvmesi*
$\boldsymbol{H}$	*: Basma Yüksekliği*
$\boldsymbol{i}$	*: Akım*
$\boldsymbol{J}$	*: Eylemsizlik Momenti*
$\boldsymbol{K_b}$	*: Geri EMF Kazancı*
$\boldsymbol{L}$	*: Indüktans*
$\boldsymbol{P}$	*: Güç*
$\boldsymbol{p}$	*: Basınç*
$\Delta\boldsymbol{p}$	*: Basınç Farkı*
$\boldsymbol{p_t}$	*: Toplam Basınç*
$\boldsymbol{p_s}$	*: Statik Basınç*
$\boldsymbol{p_d}$	*: Dinamik Basınç*
$\boldsymbol{\rho}$	*: Yoğunluk*
$\boldsymbol{R}$	*: Direnç*
$\boldsymbol{Re}$	*: Reynold Sayısı*
$\boldsymbol{T}$	*: Tork*
$\boldsymbol{v}$	*: Akışkan Hızı*
$\boldsymbol{V_s}$	*: Besleme Gerilimi*
$\boldsymbol{V_{out}}$	*: Çıkış Gerilimi*
$\boldsymbol{w}$	*: Dönme Hızı*
$\boldsymbol{Q}$	*: Akış*
$\boldsymbol{\theta}$	*: Pozisyon*

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 3.1 : Mutlak basınç sensörüne ait özellikler. **11**
Çizelge 3.2 : Fark basınç sensörüne ait özellikler. **11**
Çizelge 3.3 : 60 derece konumlanmış hal sensörlerin konumları. **19**
Çizelge 3.4 : 120 derece konumlanmış hal sensörlerin konumları. **19**
Çizelge 3.5 : Konumlara göre enerjilendirilecek fazlar. **21**
Çizelge 3.6 : L6235 entegresi çalışma değerleri. **21**
Çizelge 4.1 : Sistem tanıma uygulamasında elde edilen sonuçlar. **54**
Çizelge 5.1 : Farklı referans ve modellere göre tasarlanan PID parametreleri. **63**

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : Mekanik ventilatör ve hasta. **1**
Şekil 2.1 : Pozitif basınçlı ilk ventilatör örneği Pulmotor. **3**
Şekil 2.2 : Demir akciğer. **4**
Şekil 2.3 : Basınç kontrollü ventilasyon dalga formu. **6**
Şekil 2.4 : Hacim kontrollü ventilasyon basınç grafiği. **7**
Şekil 2.5 : Hacim ve Basınç kontrollü ventilasyon dalga formları. **8**
Şekil 2.6 : Nucleo-64 mikrodenetleyicisinin görünümü. **9**
Şekil 2.7 : Kullanılan türbin fanın görünümü. **10**
Şekil 3.1 : Fark basınç sensörünün görünümü. **11**
Şekil 3.2 : Mutlak basınç sensörünün görünümü. **12**
Şekil 3.3 : Basınç sensörünün modeli. **12**
Şekil 3.4 : Fark basınç sensörünün modeli. **13**
Şekil 3.5 : Pitot tüpü kullanılarak hesap edilen akışın modeli. **14**
Şekil 3.6 : Gerçek zamanlı akış ölçümü. **15**
Şekil 3.7 : Kullanılan gaz analizatörünün görünümü. **16**
Şekil 3.8 : Basınç ölçüm çılışı bulunan ara bağlantı elemanı. **17**
Şekil 3.9 : Kullanılan küresel vana. **17**
Şekil 3.10 : 60 derece açı ile konumlandırılmış hal sensörleri ve konumlara göre değerleri. **18**
Şekil 3.11 : 120 derece açılarla konumlandırılmış hal sensörleri ve konumlara göre değerleri. **18**
Şekil 3.12 : Üç faz motoru kontrol etmek için kullanılan H-köprüsü. **20**
Şekil 3.13 : 6 adım motor kontrol fazların enerjilendirilme sırası ve yönleri. **20**
Şekil 3.14 : L6235 entegresinin örnek kullanım devresi. **22**
Şekil 3.15 : Tasarlanan motor sürücüsünün şeması. **22**
Şekil 3.16 : Elektronik kart tasarımı. **23**
Şekil 3.17 : Üretilen elektronik kartın üst yüzeyi. **23**
Şekil 3.18 : Basınç sensör modülünün şeması. **24**
Şekil 3.19 : Basınç sensörüne ait elektronik kart. **24**
Şekil 3.20 : Fark basınç sensörüne ait üretilen elektronik kart. **25**
Şekil 3.21 : CubeMx programında tanımlanan pinler. **26**
Şekil 3.22 : Hazırlanan deney seti. **28**
Şekil 4.1 : Simscape ortamında oluşturulan simülatör. **29**
Şekil 4.2 : Simscape ortamında tasarlanan solunum kütüphanesi. **30**
Şekil 4.3 : 3 faz fırçasız motor modeli. **31**
Şekil 4.4 : DC motora ait elektriksel modelin ve mekanik modelin gösterimi. **32**
Şekil 4.5 : DC motora ait blok diyagramı. **33**
Şekil 4.6 : Simscape kullanılarak oluşturulan DC motor modeli. **33**
Şekil 4.7 : Hava girişindeki hız üçgeni. **34**
Şekil 4.8 : Hava çıkışına ait hız üçgeni. **35**
Şekil 4.9 : Pervane yönü ve bıçak açıları. **35**

Şekil 4.10 : Bıçak açılarına göre ideal akış – basınç eğrisi. **36**
Şekil 4.11 : Türbin sisteme ait kayıp kaçaklar. **36**
Şekil 4.12 : Üç farklı dönme hızında akış ve basınç eğrisi. **37**
Şekil 4.13 : Temel akciğer modeline ait blok diyagramı. **39**
Şekil 4.14 : Akciğer modelinin elektriksel RLC devresi ile gösterimi. **40**
Şekil 4.15 : Akciğer modelinin elektriksel gösterimi. **42**
Şekil 4.16 : Kullanılan sürücü kartı IHM – 07. **44**
Şekil 4.17 : Motor Profiler için kullanılan deney düzeneği. **44**
Şekil 4.18 : Motor parametreleri ve motor profiler uygulaması. **45**
Şekil 4.19 : Motor sürücüsüne ait Tacho çıkışının grafiği. **47**
Şekil 4.20 : Türbin sisteme ait akış – basınç eğrisi. **47**
Şekil 4.21 : Türbin sisteme ait akış – dönme hızı eğrisi. **48**
Şekil 4.22 : Türbin sisteme ait akış – güç eğrisi. **48**
Şekil 4.23 : Gerçek zamanlı akış grafiği. **49**
Şekil 4.24 : Gerçek zamanlı basınç grafiği. **50**
Şekil 4.25 : Rohrer direncinin akış ile değişimi. **50**
Şekil 4.26 : Rohrer direncine ait akış ve basınç grafiği. **51**
Şekil 4.27 : Eğri uydurma ile Rohrer direnci hesabı. **51**
Şekil 4.28 : 12 V giriş değeri için basınç grafiği. **52**
Şekil 4.29 : 16 V giriş değeri için basınç grafiği. **53**
Şekil 4.30 : 20 V giriş değeri için basınç grafiği. **53**
Şekil 4.31 : 12 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve model yanıtı. **55**
Şekil 4.32 : 16 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve model yanıtı. **56**
Şekil 4.33 : 20 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve model yanıtı. **56**
Şekil 4.34 : 10 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve simülatör yanıtı. **57**
Şekil 4.35 : 12 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve simülatör yanıtı. **58**
Şekil 4.36 : 16 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve simülatör yanıtı. **58**
Şekil 4.37 : 20 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve simülatör yanıtı. **59**
Şekil 5.1 : Kontrol bloğunun yapısı. **62**
Şekil 5.2 : Sisteme ait genel blok diyagramı. **63**
Şekil 5.3 : Tasarlanan bulanık mekanizmasının giriş ve çıkışları. **64**
Şekil 5.4 : Tasarlanan bulanık mekanizmasına ait üyelik fonksiyonları. **64**
Şekil 5.5 : Referans değerine göre Kp kazancı. **64**
Şekil 5.6 : Referans değerine göre Ki kazancı. **65**
Şekil 5.7 : Referans değerine göre Kd kazancı. **65**
Şekil 5.8 : 5 – 10 mbar referans değeri için transfer fonksiyonunun kontrol edilmiş sistem yanıtı. **66**
Şekil 5.9: 5 – 10 mbar referans değeri için tasarlanan kontrolöre ait kontrol işareti…. **66**
Şekil 5.10 : 5 – 15 mbar referans değeri için transfer fonksiyonunun kontrol edilmiş sistem yanıtı. **67**
Şekil 5.11: 5 – 15 mbar referans değeri için tasarlanan kontrolöre ait kontrol işareti… **67**
Şekil 5.12 : 5 – 20 mbar referans değeri için transfer fonksiyonunun kontrol edilmiş yanıtı **68**
Şekil 5.13: 5 – 20 mbar referans değeri için tasarlanan kontrolöre ait kontrol işareti…. **68**
Şekil 5.14 : 5 – 25 mbar referans değeri için transfer fonksiyonunun kontrol edilmiş sistem yanıtı. **69**

Şekil 5.15: 5 – 25 mbar referans değeri için tasarlanan kontrolöre ait kontrol işareti… **69**
Şekil 5.16 : 5 – 30 mbar referans değeri için transfer fonksiyonunun kontrol edilmiş sistem yanıtı..... **70**
Şekil 5.17: 5 – 30 mbar referans değeri için tasarlanan kontrolöre ait kontrol işareti….. ..... **70**
Şekil 5.18 : 5 – 10 mbar referans değeri için simülatörün kontrol edilmiş sistem yanıtı..... **71**
Şekil 5.19 : 5 – 15 mbar referans değeri için simülatörün kontrol edilmiş sistem yanıtı..... **72**
Şekil 5.20 : 5 – 20 mbar referans değeri için simülatörün kontrol edilmiş sistem yanıtı..... **72**
Şekil 5.21 : 5 – 25 mbar referans değeri için simülatörün kontrol edilmiş sistem yanıtı..... **73**
Şekil 5.22 : 5 – 30 mbar referans değeri için simülatörün kontrol edilmiş sistem yanıtı..... **73**

TÜRBİN TEMELLİ MEKANİK VENTİLATÖRDE BASINÇ KONTROLÜ

ÖZET

Mekanik ventilatörler COVID-19 salgının da etkisi ile dünya üzerinde en çok talep gören tıbbi cihazdır. Mekanik ventilatörler yüksek katma değerli ürünler olduklarından dolayı bu cihazlar hakkında yapılan akademik çalışmalar genellikle sınırlı sayıda kalmaktadır.

Ülkemizde de mekanik ventilatörlerle alakalı bir takım çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmalar içerisinde çok kıymetli çalışmalarda bulunmaktadır. Fakat bu çalışmalar içerisinde türbin temelli ventilatörlerle alakalı bir çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışma ülkemizde türbin temelli mekanik ventilatörlerle alakalı ilk çalışmadır.

Ventilatör cihazları hacim kontrollü veya basınç kontrollü modlarda çalışmaktadır. Türbin sistemlerin girş gerilimi ile basınç arasında doğrusal olmayan bir ilişki vardır. Bu sebeple basınç kontrollü modların kontrol edilmesi hacim kontrollü modlara göre daha karmaşık bir kontrol problemidir. Ayrıca hasta ciğerlerine ait parametrelerin her hastaya göre farklılık göstermesi ve belirsiz olması ise ikinci bir kontrol problemidir. Basınç kontrollü ventilasyonda sağlanması gereken iki ana unsur vardır. Birinci unsur basınç değerinin mümkün olduğunca çabuk bir şekilde referans değer ulaştırılmasıdır. İkinci husus ise mümkün olan en az aşımı yaptırmaktır. Bu iki unsur birbirlerine bağımlı kavramlar olduğundan dolayı tasarımcı tarafından karar verilir. Hızlı bir yerleşme zamanına sahip olmak için az da olsa aşım kabul edilebilir bir durumdur.

Bu çalışmada öncelikle basınç kontrollü ventilasyona uygun bir deney seti tasarlanmış ve gerçeklenmiştir. Tasarlanan deney seti: türbin fan, üç faz fırçasız motor sürücüsü, basınç sensörü, akış sensörü ve mikrodenetleyiciden oluşmaktadır. Hasta simülatörü olarak bir litrelik bir test balonu kullanılmıştır. Deney seti kullanılarak türbin sisteme ait akış, basınç, çıkış gücü ve dönme hızı parametreleri ölçümlenmiştir. Bu parametreler türbin fanın benzeşim kuralları kullanılarak

modellenmesinde kullanılır. Üç faz fırçasız doğru akım motoruna ait parametreler ST electronics firmasının IHM-007 isimli sürücü kartı ve motor profiler programı kullanılarak hesap edilmiştir. Test balonu ise basit bir RC elektriksel devresi olarak modellenmiştir. Hava yolu direnci Rohrer denklemi kullanılarak modellenmiştir. Rohrer denklemine göre hava yolu direnci ile akış arasında doğrusal bir ilişki vardır. Akış miktarı artıkça hava yolu direnci de artar. Solunum sistemini oluşturan bütün bu elemanlar Matlab Simscape kütüphanesi kullanılarak yeni bir sınıf oluşturularak tanımlanmıştır. Tanımlanan elemanlar ve sınıf kullanılarak Matlab ortamında solunum simülatörü oluşturulmuştur. Deney seti ile farklı giriş gerilim değerleri için çeşitli sistem tanıma deneyler uygulanmıştır. Deney setinden alınan veriler ile solunum simülatörüne ait veriler birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Sistem tanıma deneyi sonucunda çeşitli transfer fonksiyonları elde edilmiştir, elde edilen transfer fonksiyonları gerçek zamanlı sistem yanıtları ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen transfer fonksiyonları iki ve üç kutuba sahiptir. Bu transfer fonksiyonlarına ait kazanç değeri sabit veya doğrusal olmadığından dolayı sistem kazancı fonksiyon olarak tanımlanmıştır.

Sistem tanıma deneyleri sonucunda elde edilen transfer fonksiyonları kullanılacak beş farklı referans değerine göre şeçilmiştir. 5 – 10 mbar, 5 – 15 mbar, 5 – 20 mbar, 5 – 25 mbar ve 5 – 30 mbar referans değerleri seçilmiştir. Her bir model üç farklı PID kontrolör kullanılarak kontrol edilir. Birinci PID sadece ilk faz da 0 – 5 mbar arasında kullanılır. Daha sonra ikinci PID nefes alma fazlarında üçüncü PID ise nefes verme fazlarında kullanılır. İkinci ve üçüncü PID kontrolörler sürekli kullanılırlar. Birinci ve üçüncü PID kontrolöre ait Kp, Ki, Kd parametreleri bütün modeller için aynı seçilmiştir. İkinci PID kontrolöre (nefes alma fazına ait PID) ait PID parametreleri her bir transfer fonksiyonu ve referans değerine göre farklılık göstermektedir. PID kontrolörler Big Bang Big Crunch optimizasyon yöntemi kullanılarak tasarlanmıştır. Amaç fonksiyonu olarak bir başarım kriteri tanımlanmıştır. Başarım kriterinde sistem yanıtının aşımı, yükselme zamanı, yerleşme zamanı ve hatanın integralinin toplamı gibi değerler kullanılmıştır. Bu yöntem kullanılarak üç farklı referans değerine(5 – 10 mbar, 5 – 20 mbar ve 5 – 30 mbar) göre üç farklı PID kontrolör tasarlanmıştır. Tasarlanan PID parametreleri kullanılarak referans değerine göre PID parametrelerini ayarlayan bir bulanık mantık mekanizması tasarlanmıştır. Bulanık mantık mekanizması ile sisteme ait ara referans

değerleri(5 – 15 mbar ve 5 – 25 mbar) de kontrol edilmiştir. Daha sonra tasarlanan bulanık mantık mekanizmasına ait PID parametreleri beş farklı referans değeri için solunum simülatörü üzerinde denenmiştir. Solunum simülatörüne ait elde edilen sonuçlar ile transfer fonksiyonlarına ait elde edilen sonuçlar birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

Kontrol edilmiş sonuçlar incelendiğinde optimizasyon ile tasarlanan PID parametrelerinin transfer fonksiyonları baz alınarak tasarlandıklarından dolayı gayet başarılı olduğu görülmüştür. Solunum simülatörü ile transfer fonksiyonları arasında model farkı olduğundan dolayı solunum simlatöründe elde edilen sonuçlar transfer fonksiyonunda elde edilen sonuçlara göre yavaş kalmıştır.

PRESSURE CONTROL OF BLOWER BASED MECHANICAL VENTILATOR

SUMMARY

Mechanical ventilators are the most demanded medical device in the world with the effect of COVID-19 epidemic. Since mechanical ventilators are high value-added products, academic studies on these devices are usually limited.

Related to mechanical ventilator various studies it has been carried out in Turkey. There are many valuable works among these studies. However, there is no study related to turbine-based ventilators among these studies. This study is the first on turbine-based mechanical ventilators in Turkey.

Ventilator devices operate in volume-controlled or pressure-controlled modes. There is a nonlinear relationship between the input voltage of the turbine systems and the pressure. For this reason, controlling pressure-controlled modes is a more complex control problem than volume-controlled modes. A second control problem is that the parameters of the patient's lungs differ according to each patient and are uncertain. There are two main points to be achieved in pressure controlled ventilation. The first point is to reach the reference value as quickly as possible. The second point is to have the least possible excess. Since these two elements are interdependent concepts, the designer decides. In order to have a fast settling time, a little overshoot is acceptable.

In this study, firstly, a suitable experimental set for pressure controlled ventilation was designed and implemented. It consists of turbine fan, three-phase brushless motor driver, pressure sensor, flow sensor and microcontroller. One liter test balloon was used as a patient simulator. Flow, pressure, output power and rotational speed parameters of the turbine system were measured using the experiment set. These parameters are used to model the turbine fan using affinity rules. The parameters of the three-phase brushless DC motor were calculated using the driver board produced by ST electronics company named IHM-007 and motor profiler program. The test

baloon is modeled as simple RC electrical circuit. Airway resistance is modeled using the Rohrer equation. According to the Rohrer equation, there is a linear relationship between airway resistance and flow. If the flow rate increases, airway resistance increases. All these elements that exists the respiratory system are defined in Simscape library as a new domain. Using this domain a new respiratory system simulator is created. Various system identification experiments have been applied for experiment set for different input voltage values. Real time results and simulator results are compared with each other. For each system response one transfer function is defined. These transfer function results are compared with real time responses. Some of these transfer functions have two poles and some of them have three poles. The gain parameter of transfer function is not a constant or linear variable. Because of that gain is defined as a function in second order.

After system identification experiments five different reference value is selected for system control. These reference values are : 5 – 10 mbar, 5 – 15 mbar, 5 – 20 mbar, 5 – 25 mbar and 5 – 30 mbar. Respiratory rate of an adult is generally defined as 12-15 breaths in a minute. This means that one breath takes four or five seconds. In this study respiratory rate is selected as 20 breaths in one minute. Inspiration time is one second and expiration time is two seconds. 20 breaths are choosen to exceed te general respiratory rate. Three different PID controllers are used for pressure control. Reference is divided into three parts. Firstly, at the beginning reference is equal to expiratory pressure (5 mbar) and real pressure is zero, first PID controller is used once here. Second PID controller is used in inspiratory phase and third one is used in expiratory phase. PID parameters Kp, Ki, Kd are constant for first PID and third PID. Second PID parameters are varying according to reference value. Each PID parameters are calculated with Big Bang Big Crunch optimization algorithm. A cost function is choosed to have a little overshoot and fast settling and rise time. Three different PID is calcuated for reference values 5 – 10 mbar, 5 – 20 mbar and 5 – 30 mbar. For different reference values between 10 – 20 mbar and 20 – 30 mbar these PID parameters are useless. To avoid that problem a fuzzy logic interference is designed. It has one reference input and three outputs. These outputs are Kp, Ki and Kd values. Fuzzy logic interference mechanicsm is tested with different reference values 5 – 15 mbar and 5 – 25 mbar. Designed controllers are implemented to the

respiratory system simulator which is created using simscape library. Results are compared each other.

PID parameters are designed according to the transfer functions with using BBBC optimization algorithm. Because of that controlled system responses are very close to the desired performance. Maximum overshoot value is about 2.5 %. If reference value increases it takes more time reach reference value because of system has some limits. When reference is 5 – 30 mbar, settling time is about 0.5 seconds. Minimum settling time is about 0.3 seconds. Designed controller has a good performance if it is implemented to the transfer function models. This controller is implemented to the respiratory system simulator. Because of the model differences controlled simulator responses are a little bit slower than controlled transfer function models. However system responses are useful. Slowness is because of the derivative term or integral term. To solve this problem derivate gain can be decreased or integral term can be increased to have a very good controller performance.

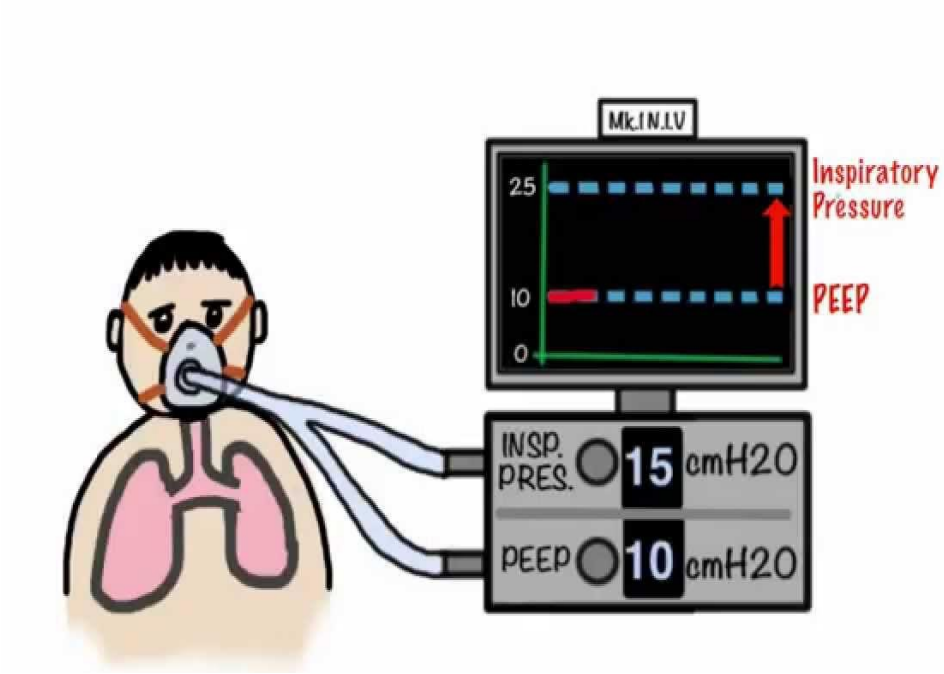
To improve that study more consistent simulator model can be created. Instead of classical PID controller intelligent controller algorithms should be used to have better control performance. Also patient lung models have unknown and varying parameters mostly. New control algorithm has to come through that situation easily. This PID controller algorithm should be implemented on real time system and can be compared with matlab enviroment results.

1. GİRİŞ

Dünya nüfusunun ve hava kirliliğinin her geçen gün artması sonucu, pek çok insan solunum sistemine bağlı hastalılara maruz kalmaktadır. Bununla beraber dünyada halen etkisini sürdüren Covid-19 salgının da etkisi ile günümüzde en çok ihtiyacı bulunan tıbbi cihazların başında solunum cihazları gelmektedir.

1.1 Problem Tanımı

Mekanik ventilatörler solunum fonksiyonlarını kısmen veya tamamen kaybetmiş hastalarda solunum fonksiyonlarını otomatik olarak mekanik, pnömatik ve elektronik elemanlarla yerine getiren tıbbi cihazdır (Kaplan ve Han,2014).Mekanik ventilatörler farklı tedavi ve hasta gruplarına göre çeşitlilik gösterirler.



Şekil 1.1 : Mekanik ventilatör ve hasta.

Tüm ventilator cihazlarında çeşitli hava kaynakları kullanılır. Bunlardan bir tanesi de türbin sistemidir. Hava kaynağı olarak türbin sistemi kullanmanın birçok avantajı olmakla beraber alternatiflerine göre en büyük dezavantajı karmaşık ve doğrusal olmayan(lineer olmayan) karakteristiğe sahip olmasıdır. Bu durumla beraber her

hastalanın farklı duruma ve değişken ciğer parametrelerine sahip olması sebebi ile doğrusal PI(D) kontrol performansı yeterli olmamaktadır (Berndt ve Diğerleri,2015). Bu ürünün ticari bir değeri olması sebebi ile üzerinde yapılan akademik çalışmalar genellikle yeterli düzeyde değildir.

1.2 Probleme Önerilen Çözüm

Bu tezde karşılaşılan kontrol problemlerinden bir tanesi doğrusal olmayan karakteristiğe sahip bir sistemin kontrol edilmesidir. Klasik kontrol yaklaşımını bu problemin çözümünde yetersiz kaldığı bilinmektedir. Bu sebeple önerilen çözüm tasarlanan farklı PID kontrolörlerin kontrol parametreleri kullanılarak farklı referans değerlerinde yeni kontrol parametrelerini bulanık mantık uygulaması ile güncellemektir.

1.3 Tez Organizasyonu

Tez altı ana bölümden oluşmaktadır. Bunlar: giriş, mekanik ventilasyon, sistem tasarımı ve gerçeklenmesi, sistem modellenmesi, sistem kontrolü son olarak sonuç ve öneriler bölümleridir.

Mekanik ventilasyon bölümünde mekanik ventilasyona ait ventilatör çeşitleri, ventilatör hastalarına ait bilgiler, temel solunum modları gibi gerekli bilgiler verilmektedir.

Sistem tasarımı ve gerçeklenmesi bölümünde, mekanik ventilatör de basınç kontrolü yapmak için tasarlanmış gerekli donanım ve tasarlanan deney seti detaylıca anlatılmaktadır.

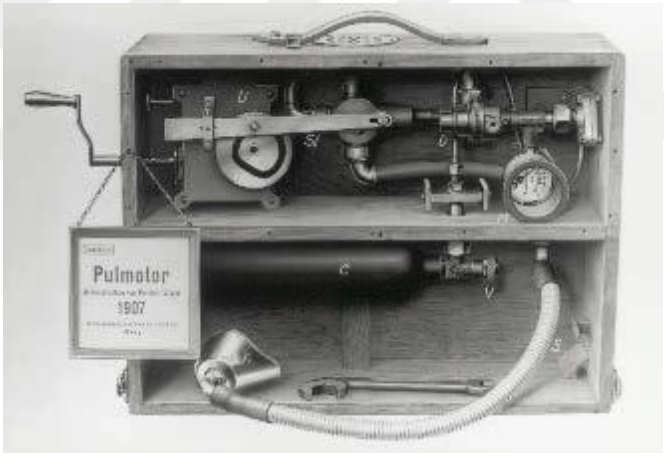
Sistem modellenmesi bölümünde tasarlanan sistemin modellenmesi ve elde edilen sonuçların gerçek sisteme ait yanıtlarla karşılaştırılması bulunmaktadır. Gerçek sistem yanıtları doğrusal transfer fonksiyonları ile sistem tanıma yazılımı kullanarak ayrıca modellenmiştir. Doğrusal modellere ait yanıtlar ile gerçek sistem yanıtları karşılaştırılmıştır.

Sistem kontrolü bölümünde elde edilen 3 farklı referans değeri için 3 farklı model kullanılarak optimizasyon ile PID kontrolör parametreleri elde edilmiştir. Elde edilen 3 farklı PID kontrolör parametresi kullanılarak ara referans değerlerine uygun PID kontrolör parametreleri bulanık mantık uygulaması ile elde edilmiştir.

2. MEKANİK VENTİLASYON

2.1 Mekanik Ventilasyonun Tarihçesi

Mekanik ventilasyonun ilk örnekleri Hipokrat ile başladığı düşünülür. Hipokrat suda boğulma vakalarına karşı nefes borusu yolu ile boğulan kişiye hava verilmesi gerekliliğini bildirir. Suni tenefüs ise ventilasyonun ilk ventilasyon türlerinden biri olarak raporlanmıştır (Kaplan ve Han,2014). Bilinen ilk ventilatör örneklerinden birisi 1876 yılında Woillez tarafından yapılan negatif basınçlı ventilatör cihazıdır (Chatburn,n.d.). Bilinen ve patentli ilk pozitif basınçlı ventilatör cihazı ise bugün dünyanın en önemli ventilatör üreticilerinden birisi konumundaki Drager firmasının 1907 yılında ürettiği "Pulmotor" isimli ventilatör cihazıdır (Bahns,2015).



Şekil 2.1 : Pozitif basınçlı ilk ventilatör örneği Pulmotor.

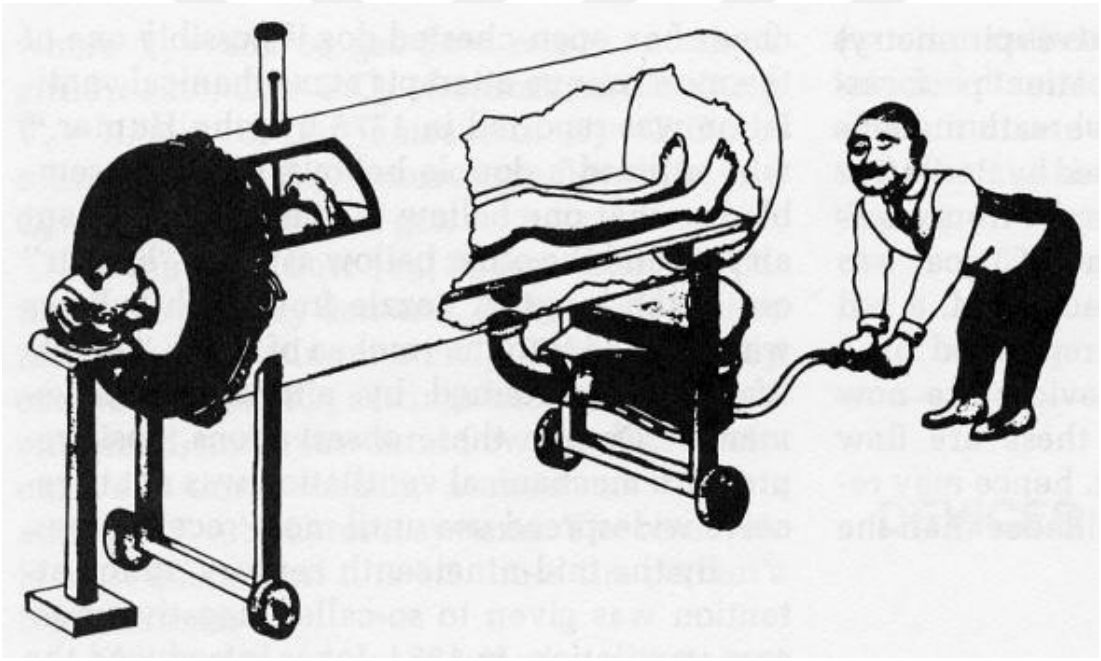
1950'li yıllarda "polio" salgını sırasında ventilatör cihazlarının kullanımı ile bu hastalığa ait ölüm yüzdesi büyük ölçüde düşürülmüştür. Bu salgınla beraber ventilatör cihazlarının üretimi ve tekniğinin geliştirilmesi anlamında önemli gelişmeler yaşanmıştır (West,2005). Günümüzde elektroniğin ve mikroişlemcilerin hızlı ilerlemesi ile mekanik ağırlıklı ventilatörler yerini elektronik ağırlıklı ventilatörlere bıraktı.

2.2 Uygulanış Şekillerine Göre Ventilasyon

Hastanın ciğerlerine gerekli miktarda hava akıtabilmek amacı ile ciğer ile cihaz arasında basınç farkı olması gerekir (Sayın,2017). Bu noktada iki farklı yöntem uygulanır. Negatif basınçlı ventilasyon ve pozitif basınçlı ventilasyon.

2.2.1 Negatif basınçlı ventilasyon

Negatif basınçlı ventilasyon hastaların ciğerlerine negatif basınç uygulanarak ortam ile arasında basınç farklı oluşturarak solunum yaptırmaya dayalı bir ventilasyon şeklidir (MEB,2012). İlk örneği 1876 yılında Dr. Woillez tarafından geliştirilmiştir (Khusid,n.d.).Negatif basınçlı ventilatörlere örnek olarak demir akciğer gösterilebilir. Negatif basınçlı ventilatör cihazının uygulanması sırasında insan bedeninin tamamı veya bir kısmı(belden yukarısı) büyük bir hazne içerisinde bulunmalıdır.



Şekil 2.2 : Demir akciğer.

2.2.2 Pozitif basınçlı ventilasyon

Pozitif basınçlı ventilasyon hastanın ciğerine pozitif hava basıncı uygulamak sureti ile hastaya hava akışının sağlandığı ventilasyon uygulamasıdır. Türbin temelli ventilasyon pozitif basınçlı ventilasyon uygulaması sınıfında yer alır. Günümüzde negatif basınçlı ventilasyon prensibi yerini büyük ölçüde pozitif basınçlı ventilasyon prensibi almıştır.

2.3 Ventilasyon Modları

Ventilasyon modları akciğere ulaştırılan havanın basınç değerinin veya hacim değerinin kontrol edilmesi üzerine iki temel kontrol modundan oluşur. Bunlar basınç kontrollü ventilasyon ve hacim kontrollü ventilasyondur. Bu kontrol modlarına çeşitli özelleştirmeler yapılarak farklı ventilasyon modları oluşturulur. Fakat bu noktada kontrol edilecek değişken parametre değişmez.

Ventilasyonu(nefes alma fazını) ventilatör veya hasta başlatabilir. Hastanın spontan solunumu olmadığı durumlarda belirli zamanlar içerisinde ventilatör cihazı nefes alma ve verme fazlarını başlatır bitirir buna zaman döngülü (C) mod denir. Şayet hastanın spontan solunumu varsa cihazı tetikleyerek nefes alma ve verme fazlarını başlatıp bitirebilir buna asiste(A) mod denir. Basınç kontrol ve hacim kontrol modları asiste ve/veya zaman kontrollü çalışabilir(A/C) (Ak ve Yıldız,2018).Yüksek lisans tezinde zaman döngülü basınç kontrollü ventilasyon modu seçilmiştir.

2.3.1 Basınç kontrollü ventilasyon

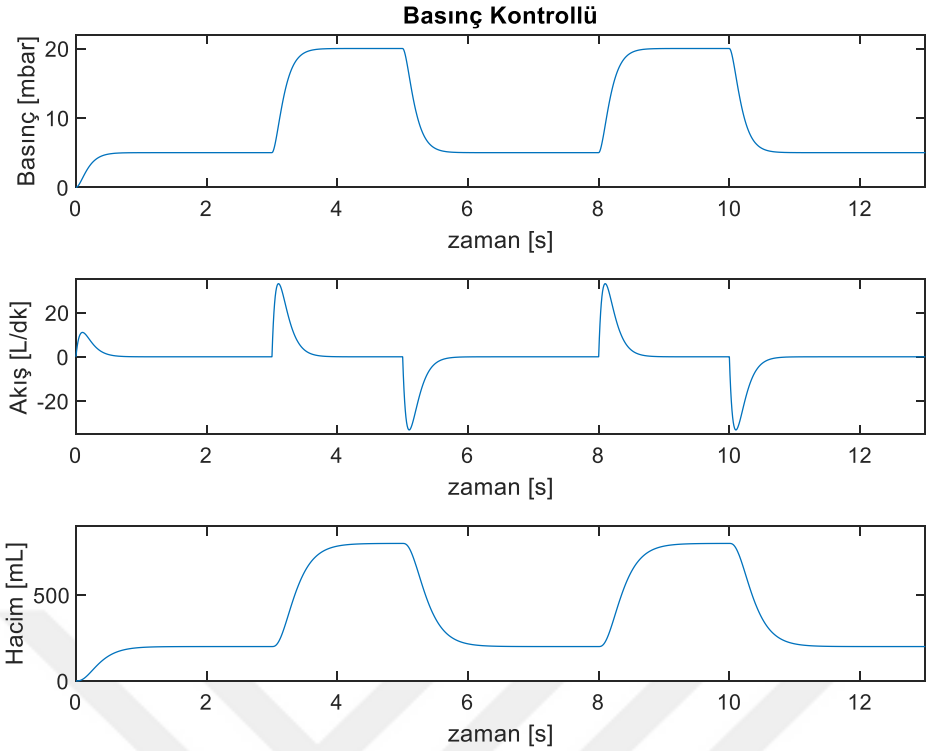
Basınç kontrollü ventilasyonda amaç istenilen zaman içerisinde basıncı ayarlanılan nefes alma basıncına(PIP,IPAP) ve nefes verme basıncına(PEEP,EPAP) ayarlamaktır. Basınç parametrelerinin haricinde zaman paremetreleri mevcuttur. Bunlar dakikadaki nefes sayısı(RR), nefes alma süresi(It), nefes verme süresi(Et) veya nefes alma süresinin nefes verme süresine oranı olan alma verme oranı(I:E) parametreleridir. Bu dört parametre birbirine bağımlı parametreler oldukları için iki parametrenin ayarlanması yeterli olacaktır.

Örneğin RR = 20 bpm, It = 1 s için:

$$Et = \frac{60}{RR} - It \rightarrow \frac{60}{20} - 1, Et = 2\ s \tag{2.1}$$

$$I{:}E = \frac{It}{Et} = \frac{1}{2} \tag{2.2}$$

Denklem 2.1 ve 2.2 de nefes alma süresi 1 saniye ve dakikada ki nefes sayısı 20 olan bir soluğun nefes verme süresi ve nefes alma verme oranı hesaplanmıştır.



Şekil 2.3 : Basınç kontrollü ventilasyon dalga formu.

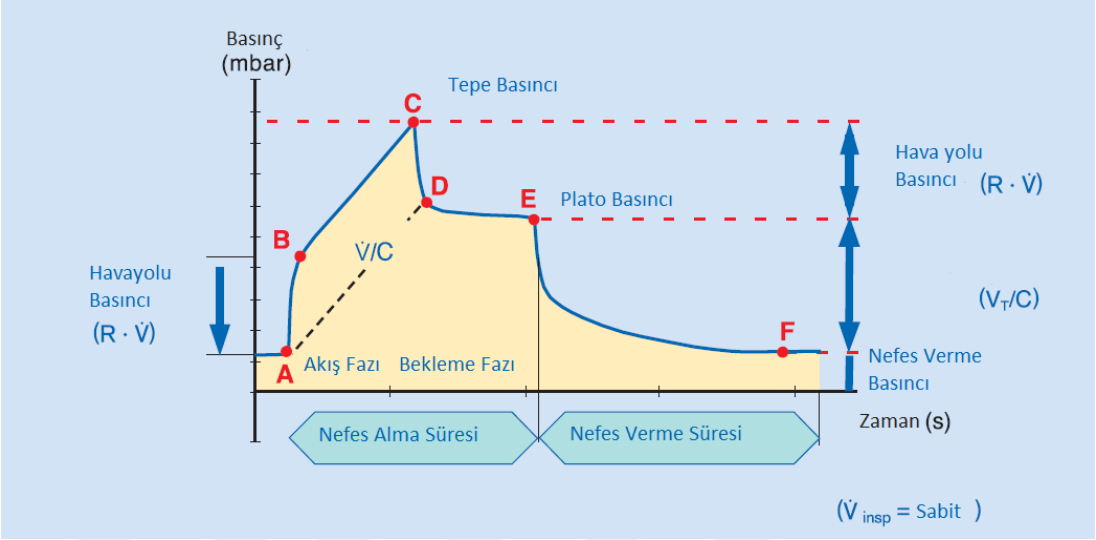
Yukarıda basınç kontrollü ventilasyona ait basınç, akış ve hacim grafikleri gösterilmiştir. Basınç kontrollü ventilasyonda amaç nefes alma ve verme basıncını kontrol etmek olduğundan dolayı akış değeri değişkenlik gösterir.

2.3.2 Hacim kontrollü ventilasyon

Hacim kontrollü ventilasyonda amaç hastanın ciğerine dolacak havanın hacmini kontrol etmektir. Nefes alma fazında ciğere dolacak havanın hacmi hedef(tidal) hacim(Vt) olarak isimlendirilir. Havanın hacmini doğrudan ölçmek olası olmadığı için hava akışı ölçülerek tidal hacim hesaplanır. Hacim kontrollü modda geri besleme akış sensöründen geribesleme alınır. Ayarlanan tidal hacim nefes süresine bölünerek akış referansı oluşturulur. Örneğin tidal hacim 500 mL ayarlanırsa ve nefes alma süresi 1 saniye ayarlanırsa akış referansı 30 L/dk olarak ayarlanır.

Hacim kontrollü ventilasyonda nefes alma fazında hastanın ciğerine sabit miktarda hava akıtılır. Hava akışının oluşturduğu basınç sabittir, hastanın ciğerine dolan havanın basıncı zamanla artar. Hava akışı bittiği zaman havayolu direncine bağlı dinamik basınç sıfır olacağı için toplam basınç bir miktar düşebilir. Toplam basıncın ulaştığı en yüksek değer tepe basıncı olarak isimlendirilir. Akış durduğundan akciğerde bulunan havanın yapmış olduğu basınç plato basıncı olarak isimlendirilir.

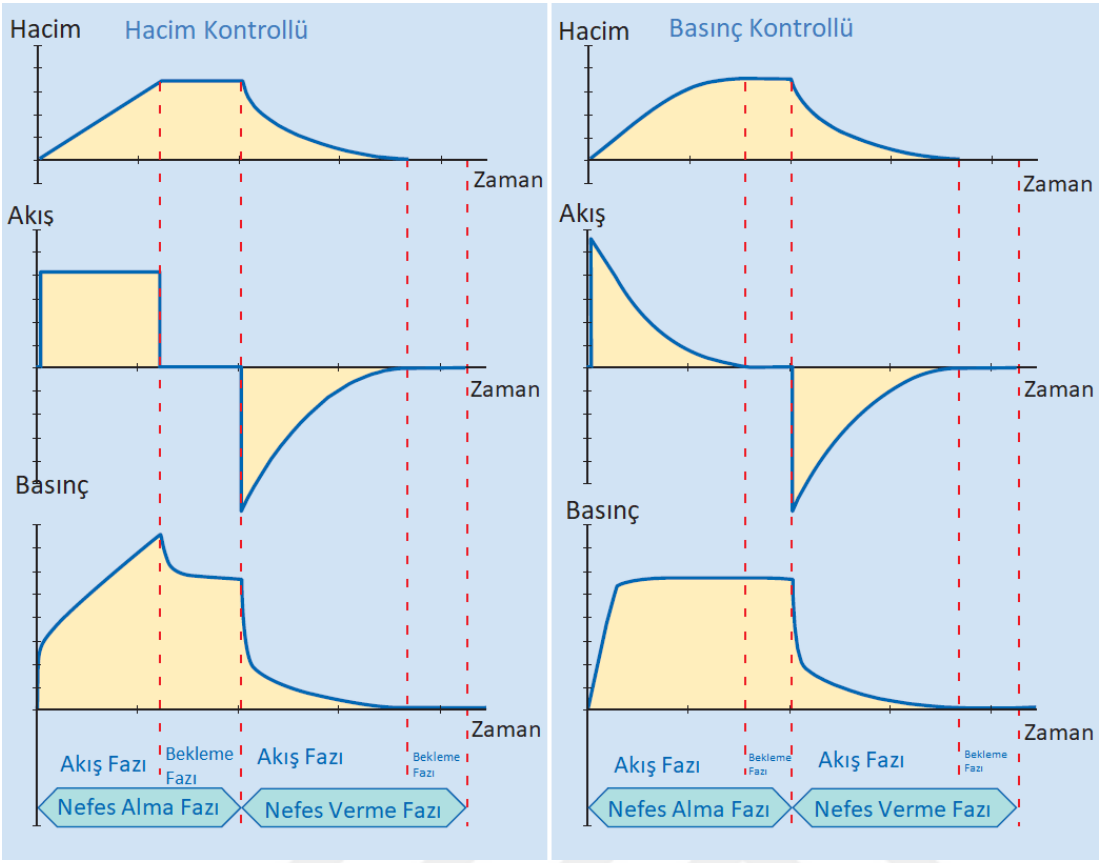
Tepe basıncı ile plato basıncı arasındaki fark havayolu basıncına eşittir. Belirli bir zaman sonunda nefes alma fazı biter ve hastanın akciğer basıncı nefes verme basıncına eşitlenir.



Şekil 2.4 : Hacim kontrollü ventilasyon basınç grafiği.

2.3.3 Basınç ile hacim kontrol modlarının karşılaştırması

Ventilatör hastalarına uygulanan tedavinin yaklaşık % 90'nı hacim kontrollü ventilasyon modları oluşturmaktadır. Sadece hastaların % 10 basınç kontrollü ventilasyon modunda tedavi görmektedir (Nichols ve Haranath,2007). Bu iki ventilasyon modunun da birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Hacim kontrollü ventilasyonun basınç kontrollü ventilasyona göre daha uygun bir yöntem olduğuna inanılmıştı. Günümüzde ise akciğerin zaman içerisinde özelliklerinin ve ciğer elastansının değişmesi durumunda hacim kontrollü modda bu durum yüksek basınca sebep olabileceği için her hastanın ihtiyacına uygun değildir (Kaplan ve Han,2014). Basınç kontrollü modda basınç sabit olacağı için bu durum söz konusu olmaz. Bazı durumlarda basınç kontrollü modda değişken miktarda hava akışı olması tercih edilebilir bir durumdur (Nichols ve Haranath,2007). Türbin karakteristiği nedeniyle sistemin akışını kontrol etmek basıncı kontrol etmekten daha kolaydır. Buna türbin sistemin gerilim girişi ile akış arasındaki ilişkinin doğrusal olması sebeptir. Basınç ile gerilim girişi arasında doğrusal olmayan bir ilişki mevcuttur.



Şekil 2.5 : Hacim ve Basınç kontrollü ventilasyon dalga formları.

Hacim kontrollü ve basınç kontrollü ventilasyonların nefes verme fazlarında aynı mantıkla çalışırlar. Aslında nefes verme fazı her iki kontrol modunda da basınç kontrollüdür. İki mod arasıdaki fark nefes alma fazında görülür (Döring ve Rittner,n.d).

2.4 Hava Kaynaklarına Göre Mekanik Ventilatörler

Hava kaynaklarına göre ventilatör cihazları ikiye ayrılır. Bunlar dahili ve harici kaynağa sahip ventilatör cihazlarıdır. Harici hava kaynağına sahip olan ventilatör cihazları yüksek basınçlı hava kaynağına bağlı çalışan cihazlardır. Oransal bir valf ile hava akışı veya basınç kontrol edilir. Genellikle bu tip ventilatörler yoğun bakım ünitelerinde bulunurlar. Dahili kaynaklara sahip türbin sistemli, körüklü veya piston sürüşlü yapılar mevcuttur.

3. VENTİLASYON SİSTEMİ TASARIMI ve GERÇEKLENMESİ

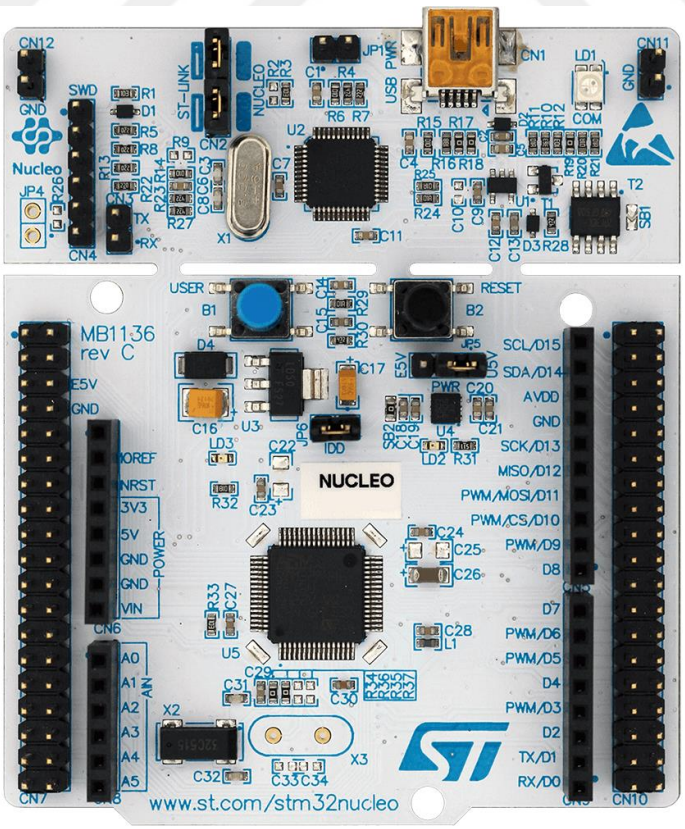
Bu çalışmada basınç kontrollü ventilasyonu gerçekleştirmek için gerekli deney seti tasarlanmış ve gerçeklenmiştir.

3.1 Sistem Tanıtımı

Sistemi oluşturan elemanlar tanıtılmıştır. Bu elemanlar Mikrodenetleyici kartı, türbin sistemi, sensörler, akışmetre, akış analizörü ve mekanik parçalardır.

3.1.1 Mikrodenetleyici

ST elektronik firmasının ARM Cortex M-4 mimarisine sahip STM 32NUCLEO-F302 isimli mikrodenetleyici geliştirme kartı kullanılmıştır. Geliştirme kartı 72 MHz maksimum işlem hızına sahip bir karttır. Kartın üzerindeki 8 MHz'lik osilatör kristali kullanılmıştır. Mikrodenetleyici 64 adet bacağa sahiptir (ST Electronics,2019).



Şekil 2.6 : Nucleo-64 mikrodenetleyicisinin görünümü.

3.1.2 Türbin sistemi

Sistemin hava kaynağı olarak kullanılan türbin fan İşviçre'nin Micronel firması tarafından üretilmiştir. Micronel firmasına ait U71-MX modeli kullanılmıştır. Dünyada üzerinde üretilen birçok ventilatör cihazında Micronel firmasının ürettiği türbin fanlar kullanılmaktadır. Bu türbin fanın en önemli üstünlüklerinden bir tanesi ise düşük güç tüketmesidir. Ventilatör cihazlarının batarya ile de çalışmasını gerektiren durumlarla sık sık karşılaşılmaktadır. Türbin fan üç fazlı fırçasız motor ile döndürülür. Motorun önerilen çalışma gerilimi 24 volt DCdir. Türbin fanın ağzı kapalı olduğu durumda maksimum basınç, minimum akış gerçekleşir. Ağzı tamamen açık olduğu durumda akış maksimum, basınç minimum olur. Sabit gerilimde, türbin fandan akan akış miktarı arttığında yapmış olduğu iş artacağından dolayı daha fazla akım çeker ve dönüş hızı azalır.Giriş gerilimi ile akış arasında doğrusal, basınç ile karesel ve güç ile kübik bir ilişki mevcuttur.



Şekil 2.7 : Kullanılan türbin fanın görünümü.

3.1.3 Akış ve basınç sensörleri

Tasarlanan sistemde bir adet mutlak basınç sensörü ve fark basınç sensörü kullanılmıştır. Seçilen iki sensör de çeşitli ventilatörlerde kullanılmakta olan solunum cihazları ve medikal uygulamalara özel üretilmiş sensörlerdir. Mutlak basınç sensörü olarak NXP firmasının ürettiği mpx5010 model ismine sahip mutlak basınç sensörüdür. Piezoresistif bir yapıya sahiptir. Analog çıkışa sahip bir

sensördür. Dahili sıcaklık kompanzasyon devresi ve yükseltici devreye sahiptir (Freescale Semiconductor,2012).

Çizelge 3.1 : Mutlak basınç sensörüne ait özellikler.

Besleme Gerilimi	Çıkış Gerilim Aralığı	Basınç Ölçüm Aralığı	Tepki Süresi
5 V	0.2 – 4.7 V	0 – 100 mbar	1 ms

Fark basınç sensörü ise hastaya iletilen havanın akış miktarını ölçmek için kullanılır. Akışmetre olarak adlandırılan mekanik parça yardımı ile akışın oluşturduğu basınç farkı kullanılarak akış hesaplanır. Sensirion firmasının ürettiği SDP – 1108 R isimli fark basınç sensörü kullanılmıştır. Medikal ventilatörlere göre tasarlanmış bir sensördür. Analog çıkışlı bir sensördür (Sensirion,2016).

Çizelge 3.2 : Fark basınç sensörüne ait özellikler.

Besleme Gerilimi	Çıkış Gerilim Aralığı	Basınç Ölçüm Aralığı	Tepki Süresi
5 V	0.25 – 3.75 V	0 – 5 mbar	8 ms



Şekil 3.1 : Fark basınç sensörünün görünümü.



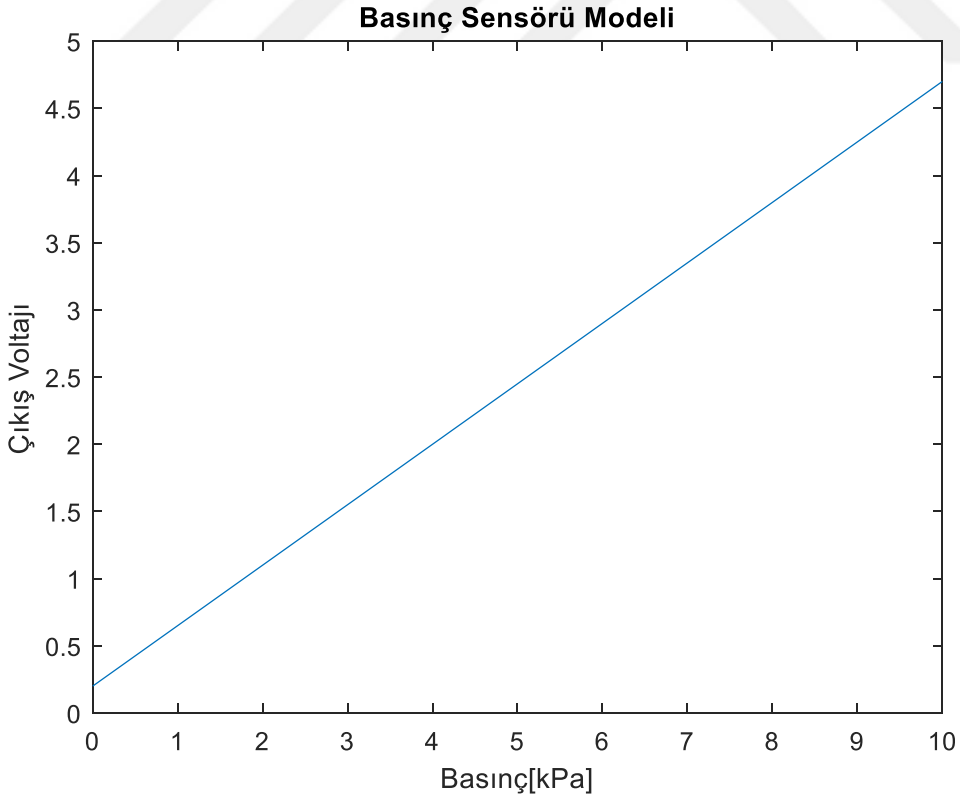
Şekil 3.2 : Mutlak basınç sensörünün görünümü.

Mutlak basınç sensörünün bilgilendirme kılavuzunda bulunan transfer fonksiyonu aşağıdaki denklemde gösterilmiştir. Denklem 3.1 ve 3.3 de basınç sensörünün matematiksel modeli gösterilniştir. V_{out} çıkış gerilimini ifade eder. V_s sensörün giriş gerilimini ifade eder. p ölçülen basıncı ifade eder. Ölçüm aralığı denklem 3.3 de gösterilmiştir.

$$V_{out} = V_s \times (0.09 \times P + 0.04) \quad (3.1)$$

$$V_s = 5\ V \quad (3.2)$$

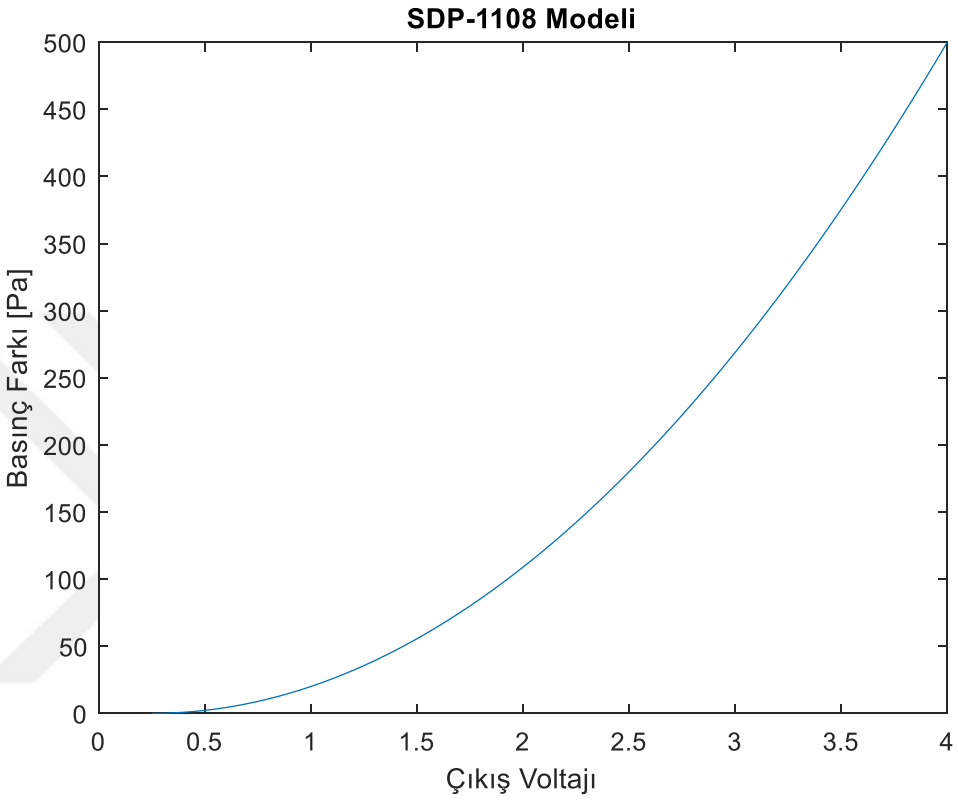
$$p = 0 - 10\ kPa \quad (3.3)$$



Şekil 3.3 : Basınç sensörünün modeli.

SDP 1108 fark basınç sensörüne ait bilgilendirme kılavuzunda çıkış gerilimi ile ölçülen basınç farkı arasındaki ilişki aşağıdaki denklemde gösterilmiştir. V_{out} sensörün çıkış gerilimidir. Δp ise basınç farkını ifade eder.

$$\Delta p\ [Pa] = \left(\frac{V_{out} - 0.25}{3.75}\right)^2 \times 500 \qquad (3.4)$$



Şekil 3.4 : Fark basınç sensörünün modeli.

Yukarıdaki şekilde çıkış gerilimi ile basınç farkı arasındaki ilişki gösterilmiştir. Bu noktada basınç farkını akışa çevirmek gerekmektedir. Bu sebeple bir akışmetre kullanılmıştır. Akışmetre olarak pitot tüpü yapısı kullanılmıştır. Pitot tüpleri genellikle havacılıkta da kullanılan ve çoğu zaman havanın hızı ölçmek için kullanılan bir yapıdır. Akışmetre iki zıt yönlü pitot tüpüne sahiptir. Hava akışı olduğu zaman iki nokta arasında basınç farkı oluşur. Birinci noktada basınç statik basınç ve dinamik basıncın toplamına eşittir. Basınç ise ikinci noktada sadece statik basınca eşittir. Fark basınç sensörü iki nokta arasındaki basınç farkını alır ve dinamik basınç değeri ölçülür. Dinamik basınç değeri kullanılarak denklem3'de havanın hızı hesaplanır. Havanın geçtiği alan sabit olduğundan dolayı akış miktarı denklem4 kullanılarak hesaplanır. p_t toplam basıncı ifade eder. Statik basınç p_s ile dinamik basınç ise p_d ile tanımlanmıştır. v havanın hızı olarak tanımlanmıştır. ρ havanın

yoğunluğudur. A ise akışın geçtiği alandır. Alan ile hızın çarpımı akış miktarına (Q) eşittir.

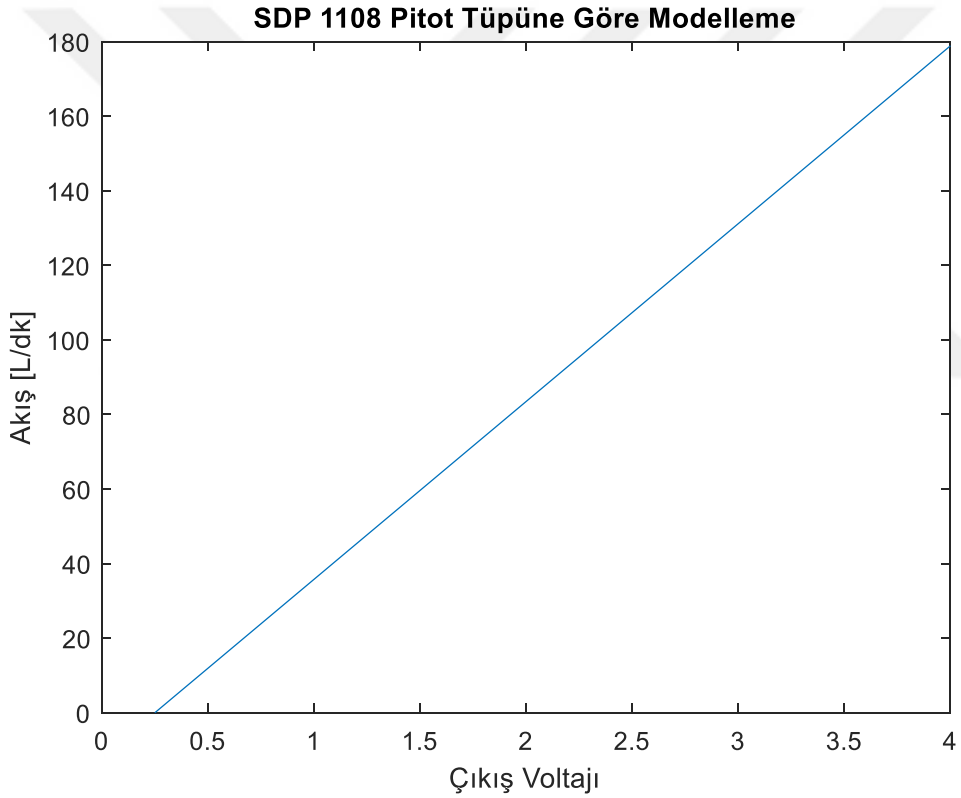
$$p_t = p_s + p_d \tag{3.5}$$

$$p_d = \frac{\rho\, v^2}{2} \tag{3.6}$$

$$v = \sqrt{\frac{2\, p_s}{\rho}} \tag{3.7}$$

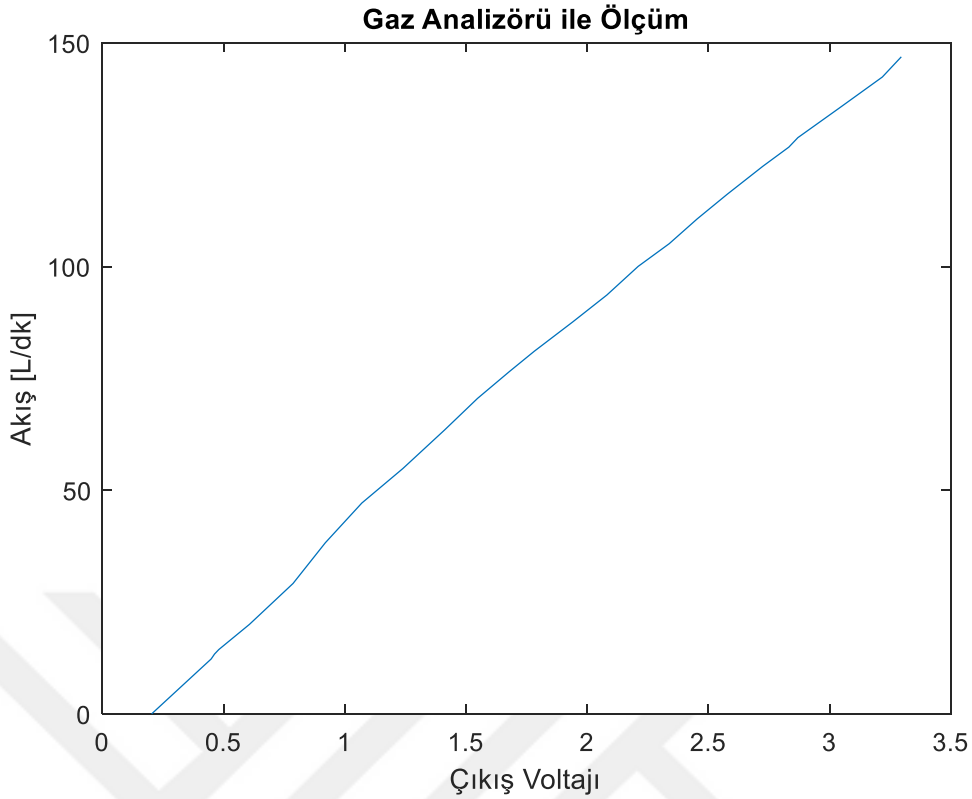
$$Q = A.v \tag{3.8}$$

Denklem 3.4 kullanılarak elde edilen basınç değeri denklem 3.7 de ve denklem 3.8 de yerine yazıldığında aşağıdaki grafik elde edilir.



Şekil 3.5 : Pitot tüpü kullanılarak hesap edilen akışın modeli.

Yukarıda elde edilen grafiğin doğruluğunu sağlamak amacı ile akış ölçer ile ölçüm yapılmış ve elde edilen sonuçlar aşağıdaki grafikte çizdirilmiştir. İki grafik incelendiğinde ikisininde doğrusal bir karakteristiğe sahip olduğu söylenebilir. Elde edilen değerler birbirlerine hemen hemen çok yakındır.



Şekil 3.6 : Gerçek zamanlı akış ölçümü.

3.1.4 Akışmetre

Akışmetre basınç farkını kullanarak akış miktarını hesaplamak için kullanılan mekanik bir parçadır. Seçilen akışmetre pitot tüpü mantığında üretilmiştir. Akışmetre girişinden çıkışına bir akış olduğu durumda giriş tarafında bulunan ölçüm noktasındaki basınç çıkış noktasındakinden daha fazla olacaktır. Girişte bulunan ölçüm noktasında sistem basıncı(statik basınç) ile akan havanın oluşturduğu basınç(dinamik basınç)(Cimbala ve Çengel,2008) mevcuttur. Çıkış noktasında bulunan ölçüm noktasında ise sadece sistem basıncı mevcuttur. Fark sensörü bu iki ölçüm noktasının farkı aldığından dolayı ölçülen değer sadece dinamik basınçtır. Akan havanın hızı bir önceki bölümde denklem 3.7 kullanılarak elde edilir. Havanın hızı ile hava akışı arasındaki ilişki denklem 3.8 de (Cimbala ve Çengel,2008) doğrusal olduğundan dolayı, akışmetrenin sabit alanlı bir yapıya sahip olmasından dolayı içerisinden geçen havanın akışı fark basınç sensörü kullanılarak ölçülebilir.

3.1.5 TSI 4000 akış analizatörü

Amerikan TSI firmasının ürettiği 4000 serisi akış analizatörü kullanılmıştır. Akış analizatörü medikal gazları(oksijen, hava) ölçmek üzere tasarlanmıştır. Ölçtüğü akış

miktarı dakikada 0 – 300 litre aralığındadır. 5 volt girişle çalışır. RS232 portu ile haberleşir. TSI firmasının geliştirdiği TSIFlow yazılımı aracılığı ile akış miktarı ölçülür. Örnekleme zamanı kullanıcı tarafından ayarlanabilir. Bu çalışmada örnekleme zamanı 10 milisaniye olarak ayarlanmıştır.



Şekil 3.7 : Kullanılan gaz analizatörünün görünümü.

3.1.6 Test Balonu

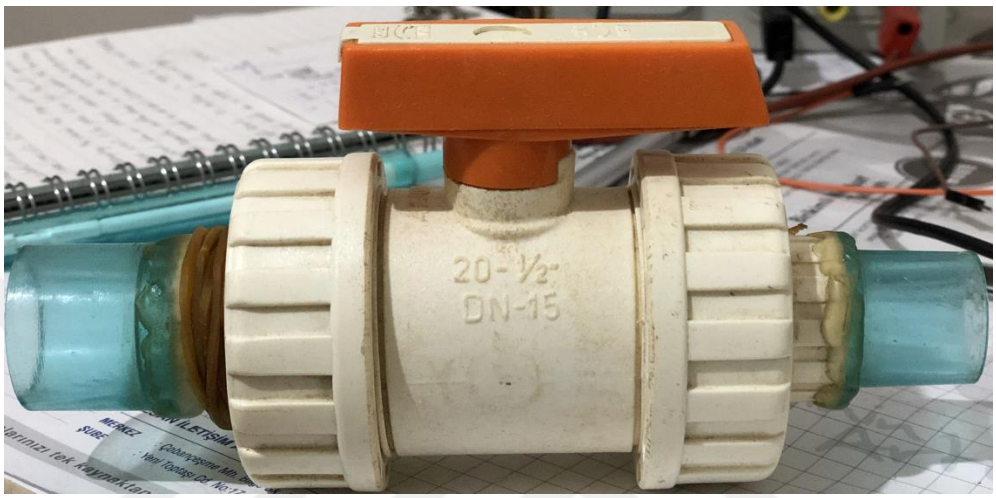
Sistemde kullanılan Besmed firmasına ait bir litre kapasiteye sahip elastik bir test balonu kullanılmıştır. Test balonun dışarısında bulunan yapı diyagram kasının görevini görmekte ve balonun basıncı arttığında balona baskı yapmaktadır. Kullanılan test balonuna ait ciğer kapasitesi ve direnci bilinmemektedir.

3.1.7 Mekanik parçalar

Sistemde çeşitli bağlantı elemanları kullanılmıştır. Bunlar 22 mm ve 16 mm genişliklerine sahip bağlantı elemanlarıdır. Sistem basıncı şekil 3.8 de gösterilen bağlantı elemanı üzerindeki ölçüm noktasından ölçülür. Akışmetre silikon bir parça içerisine geçirilerek içerisinden hava akıtılmıştır. Ara bağlantılar için çeşitli kalınlıklarda silikon hortumlar kullanılmıştır. Ayrıca sensör bağlantılarıda silikon hortumlarla yapılmıştır. Son olarak türbin sistemi modellemek için şekil 3.9 da gösterilen küresel valf kullanılmıştır.



Şekil 3.8 : Basınç ölçüm çılışı bulunan ara bağlantı elemanı.



Şekil 3.9 : Kullanılan küresel vana.

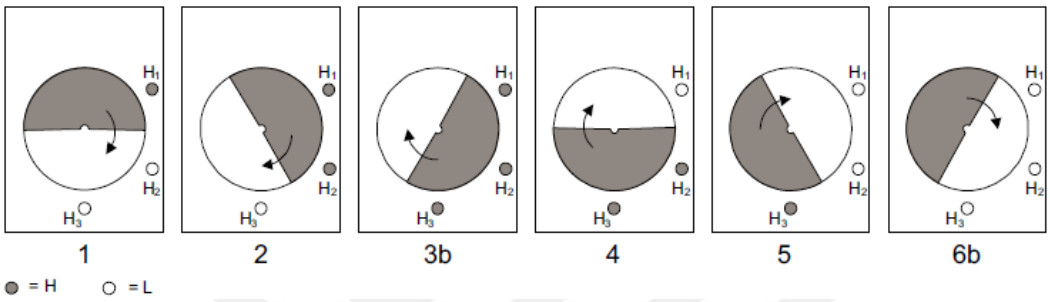
3.2 Elektronik Kart Tasarımı

Elektronik kart tasarımı Orcad Capture, padstack editor ve pcb editor programları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Üç faz fırçasız motor sürücüsü ve sensör kartları tasarlanmıştır. Tasarlanan elektronik kartlar Coppercam programı kullanılarak CNC makinesinde üretilmiştir. CNC makinesine yerleştirilen bakır plaka kazınarak tasarlanan elektronik devre üretilmiştir. Üretilen elektronik kart temizlenerek üzerindeki elemanlar dizilmiş ve lehimlenmiştir.

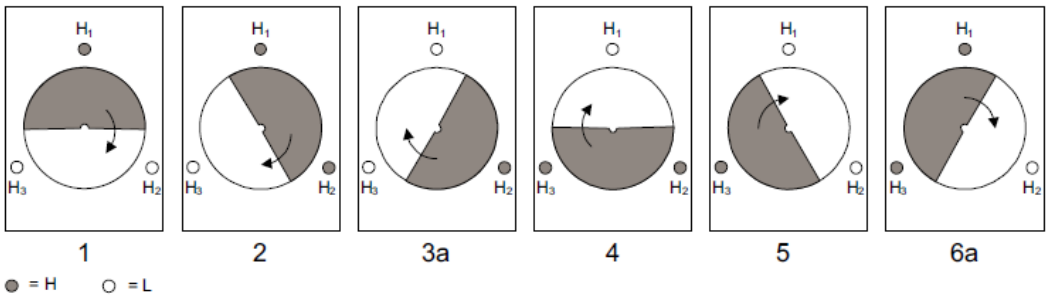
3.2.1 Üç faz fırçasız motor sürücüsü

Motor sürücüsü türbin fanı döndürmek için tasarlanmıştır. Sürülecek motor üzerinde 120 derece açılarla üç adet hal sensör bulunur. Sürüş yöntemi olarak altı adım sürüş tercih edilmiştir. Altı adım yönteminde her 60 derecede bir akımın üzerinden geçeceği faz değiştirilir. Bu yöntemde 6. Adımdan sonra motor pozisyonu ilk konuma geldiğinden dolayı 6 adım olarak isimlenmiştir. Motor konumu motor üzerinde bulunan manyetik sensörler kullanılarak takip edilir. Manyetik sensörler 60

derece aralıklarla veya 120 derece aralıklarla konumlandırılabilir. Üç faz fırçasız motorlar genellikle 120 derece manyetik sensör konumlandırılmıştır. Manyetik sensörlerin farklı açılarla konumlanması doğruluk tablosunu değiştirmektedir. Manyetik sensörler 5V ile çalışmaktadır. Manyetik alan uygulandığında sensör çıkışı toprağa çekilir aksi halde çıkış değeri 5V olur. Sensör çıkışları lojik olarak 0 – 1 diye gösterilir. Motor fazları faz A, B, C olarak isimlendirilmiştir. Sensör çıkışları ise HA, HB, HC olarak isimlendirilmiştir. Akımın farklı fazlar üzerinden akıtılması ise 6 adet anahtarlama elemanından oluşan h köprüsü ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.10 : 60 derece açı ile konumlandırılmış hal sensörleri ve konumlara göre değerleri.



Şekil 3.11 : 120 derece açılarla konumlandırılmış hal sensörleri ve konumlara göre değerleri.

Yukarıda yer verilen şekilde hal sensörlerinin dizilişi ve 60 derecelik farklı konumlar için alacağı değerler gösterilmiştir. Hal sensörlerinin alacağı değerler aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Marano,2003).

Çizelge 3.3 : 60 derece konumlanmış hal sensörlerin konumları.

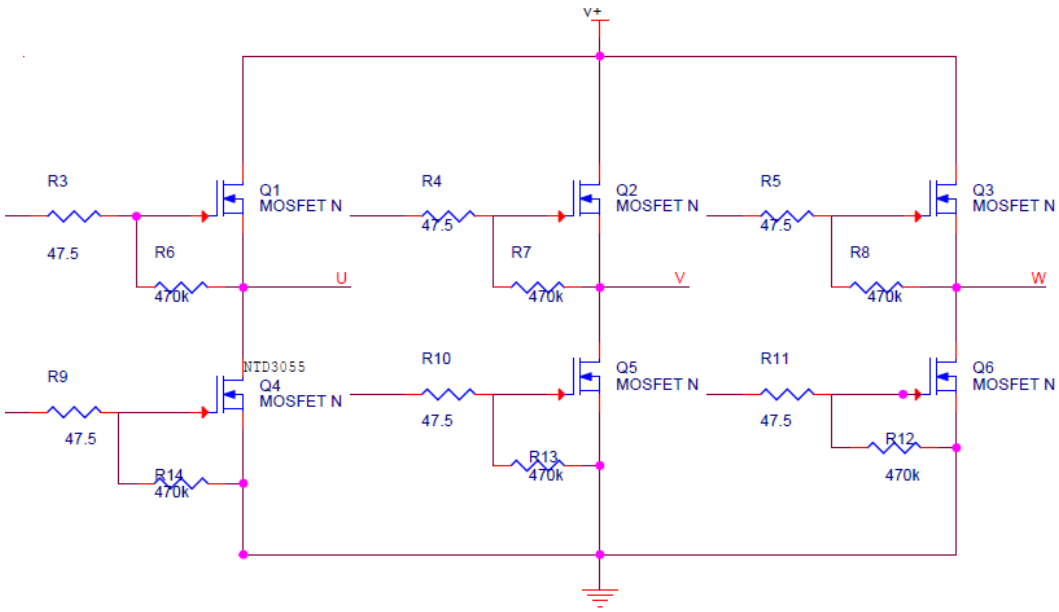
Konum	H1	H2	H3
1	1	0	0
2	1	1	0
3	1	1	1
4	0	1	1
5	0	0	1
6	0	0	0

Çizelge 3.4 : 120 derece konumlanmış hal sensörlerin konumları.

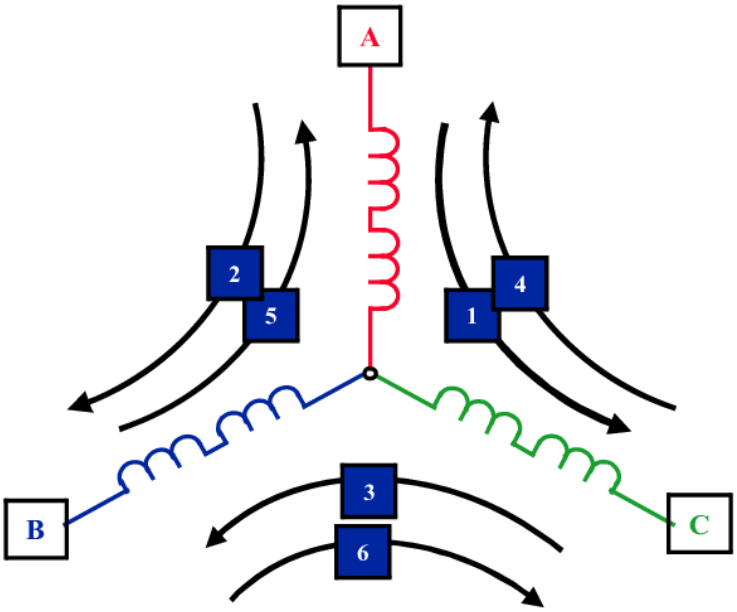
Konum	H1	H2	H3
1	1	0	0
2	1	1	0
3	0	1	0
4	0	1	1
5	0	0	1
6	1	0	1

Her iki tabloda da sadece iki konumda farklılık vardır. Bunun dışındaki dört konumda da hal çıkışları birbirleri ile ortaktır. Hal sensörlerinden elde edilen konum bilgisi motorun bir sonraki adımı atması için hangi iki faza güç vermesi gerektiğini belirlemede kullanılır.

Fazlara enerji verilmesi h köprüsü olarak adlandırılan üzerinde 6 adet anahtarlama elemanı bulunan elektronik devre ile yapılabilir. Her konumda sadece iki motorun iki fazına enerji uygulanır. Uygulanacak enerji motor konumuna göre seçilir.



Şekil 3.12 : Üç faz motoru kontrol etmek için kullanılan H-köprüsü.



Şekil 3.13 : 6 adım motor kontrol fazların enerjilendirilme sırası ve yönleri.

Yukarıda gösterilen şekilde farklı konumlara göre enerjilendirilecek fazlar gösterilmiştir. Akım ok yönünde akmaktadır. Oklarda bulunan numaralar konumu belirtmektedir (Li,2015).

Çizelge 3.5 : Konumlara göre enerjilendirilecek fazlar.

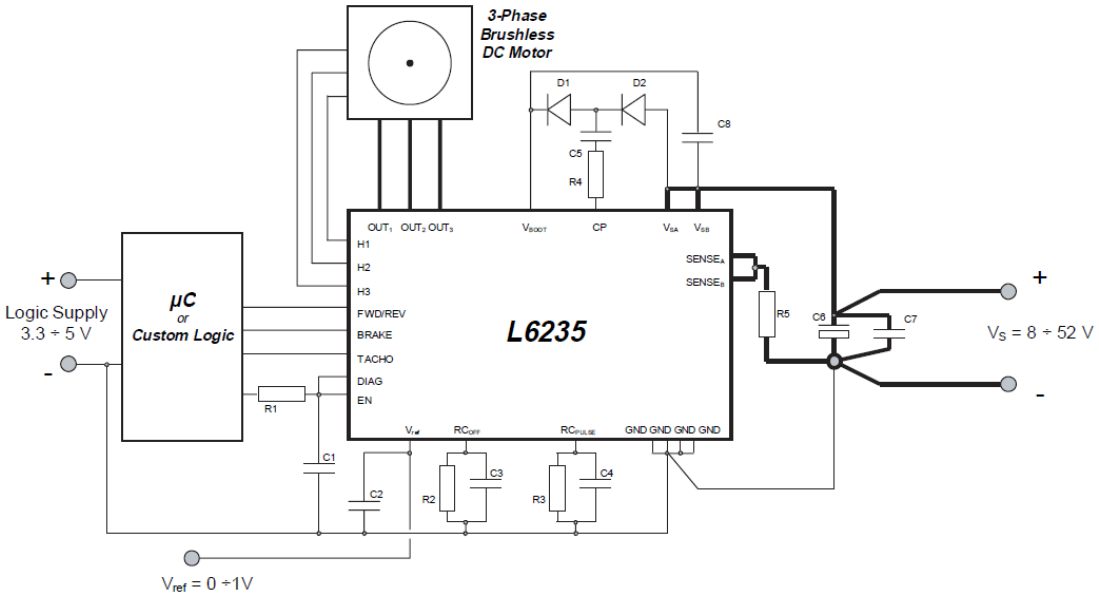
Konum	A Fazı	B Fazı	C Fazı
1	+V	-	-V
2	+V	-V	-
3	-	-V	+V
4	-V	-	+V
5	-V	+V	-
6	-	+V	-V

Yukardaki tabloda +V değeri ile ifade edilen faz artı gerilim değerine -V değeri ile ifade edilen faz negatif gerilim değerine sahiptir. – ile tanımlanan fazlar ise nötr(etkisiz) olarak tanımlanmıştır. Bu sebeple konum birde A fazı üzerinden C fazına akım akar.

Çeşitli üç faz fırçasız motor sürücüleri incelenmiştir ve zaman faktörü göz önüne alınarak ST elektroniğin üzerinde dahili h köprüsü bulunan ST L6235D motor sürücüsü entegresi seçilmiştir. Bu entegrenin seçilme nedenlerinden bir taneside üzerinde motor hızı bilgisine ulaşmayı sağlayan TACHO çıkışına sahip olmasıdır.

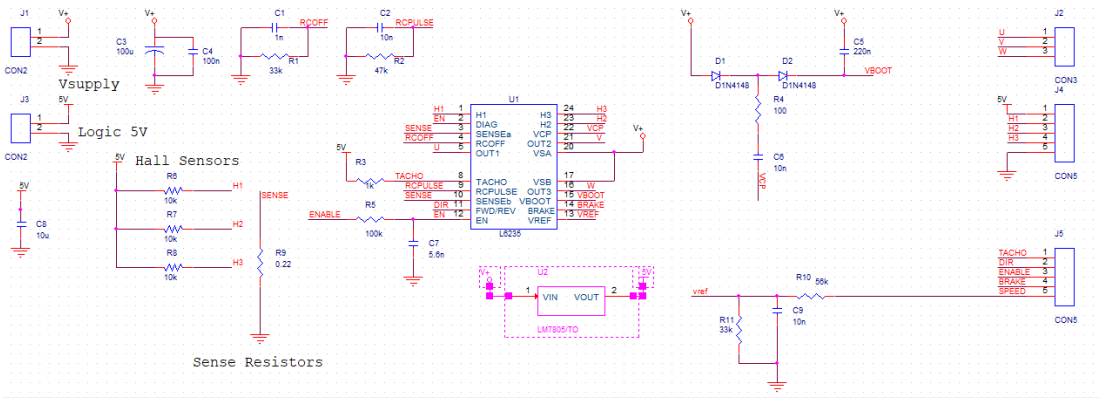
Çizelge 3.6 : L6235 entegresi çalışma değerleri.

Çalışma Gerilimi	Maks. Tepe Akımı	Maks. Çalışma Akımı	Anahtarlama Frekansı
8 – 52 V	5.6 A	2.8 A	100 kHz



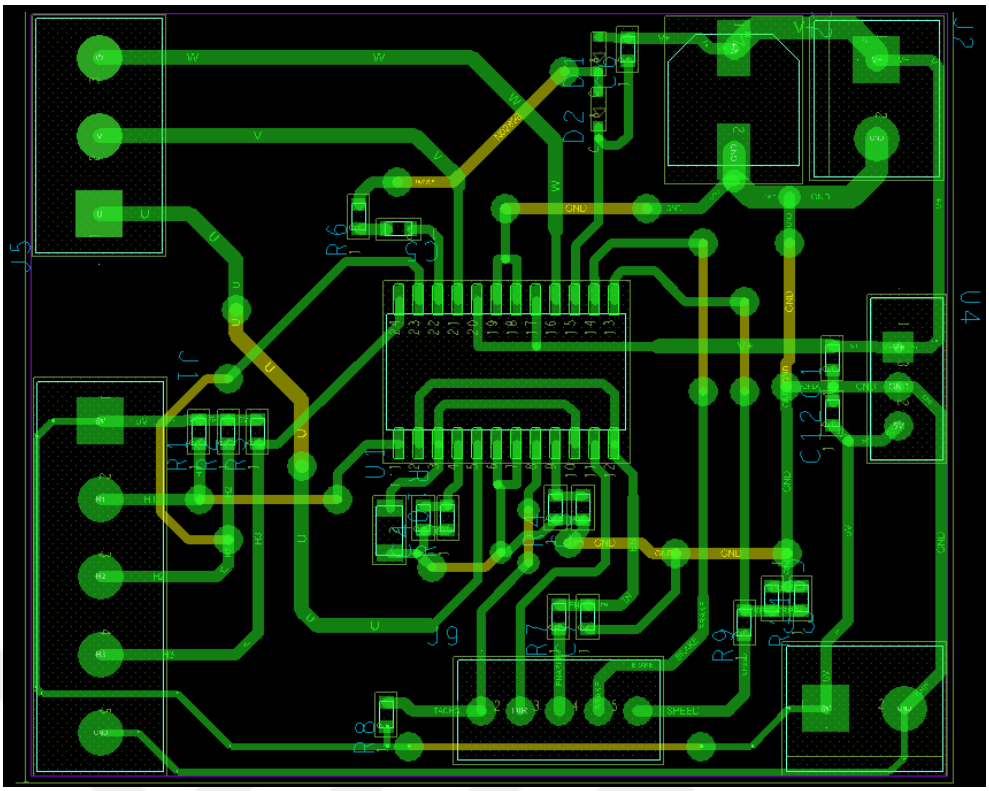
Şekil 3.14 : L6235 entegresinin örnek kullanım devresi.

L6235 entegresinin bilgilendirme kılavuzunda yukarda belirtilen yapı önerilmiştir. Aşağıda L6235 entegresi ile tasarlanan sürücüye ait şema gösterilmiştir. Orcad bilgisayar yazılımı kullanılarak tasarlanmıştır.

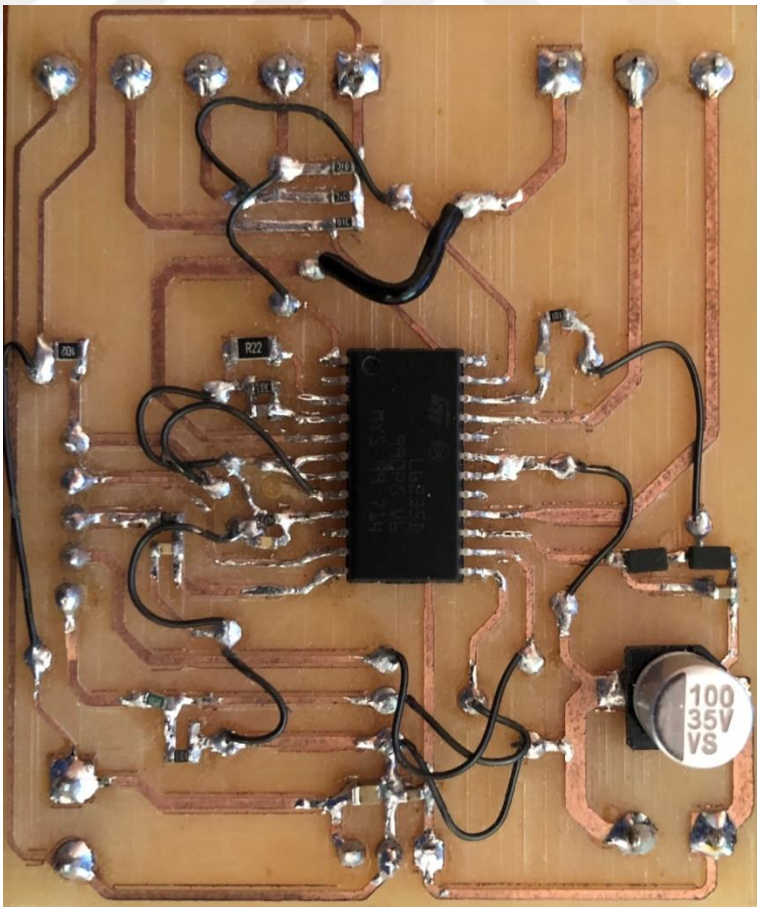


Şekil 3.15 : Tasarlanan motor sürücüsünün şeması.

Tasarlanan şema daha sonra Orcad PCB editor bilgisayar yazılımı kullanılarak aşağıdaki şekilde gösterildiği gibi çizilmiştir.



Şekil 3.16 : Elektronik kart tasarımı.

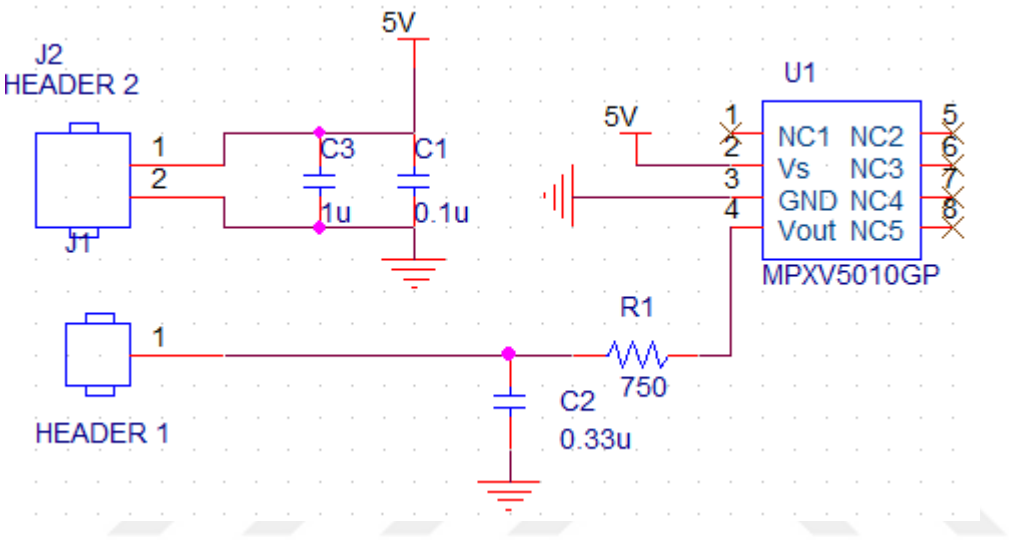


Şekil 3.17 : Üretilen elektronik kartın üst yüzeyi.

Şekil 3.16 da tasarlanan kart CNC makinesinde üretilmiştir. Üretilen kart şekil 3.17 de gösterilmiştir.

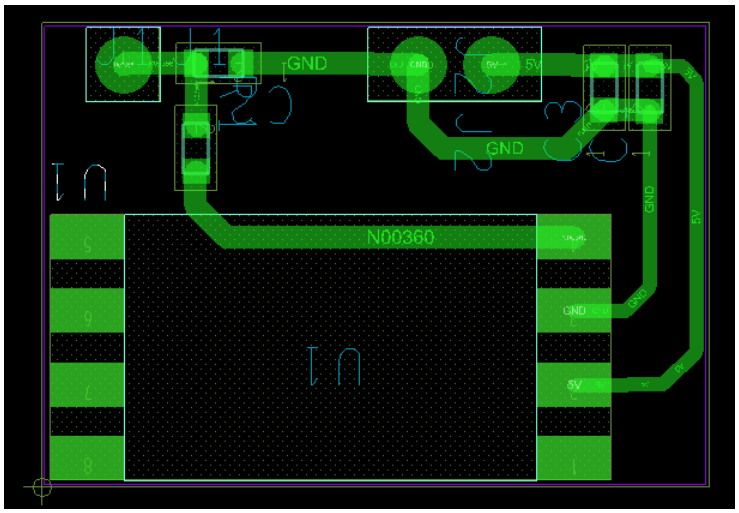
3.2.2 Akış ve Basınç Sensör Kartı

Kullanılan sensörleri yerleştirmek ve mikrodenetleyici üzerine yerleştirerek ölçüm alabilmek için tasarlanmıştır. NXP firması tarafından uygulama notunda gösterilen alçak geçirgen filtre devresi de eklenmiştir. Mutlak basınç sensörü kartı mikrodenetleyici üzerine monte edilecek şekilde tasarlanmıştır.



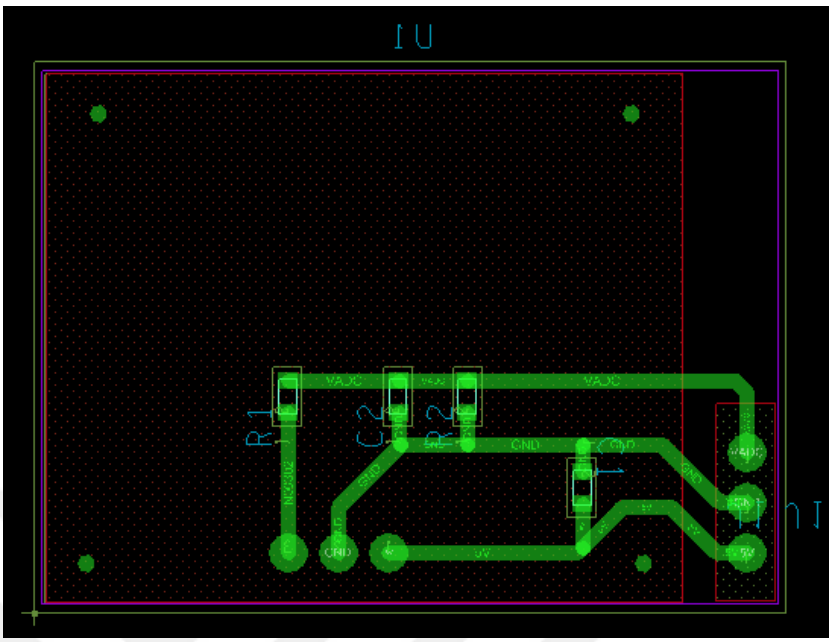
Şekil 3.18 : Basınç sensör modülünün şeması.

Mutlak basınç sensörü bilgilendirme kılavuzunda gösterildiği gibi alçak geçirgen filtre ile filtrelenmiştir. Aşağıda gösterilen elektronik kart CNC ile kazınarak üretilmiştir.



Şekil 3.19 : Basınç sensörüne ait elektronik kart.

Fark basınç sensörü SDP-1108 ise boyutu dolayısı ile standart kablo bağlantısı kullanılarak mikrodenetleyiciye bağlanmıştır.

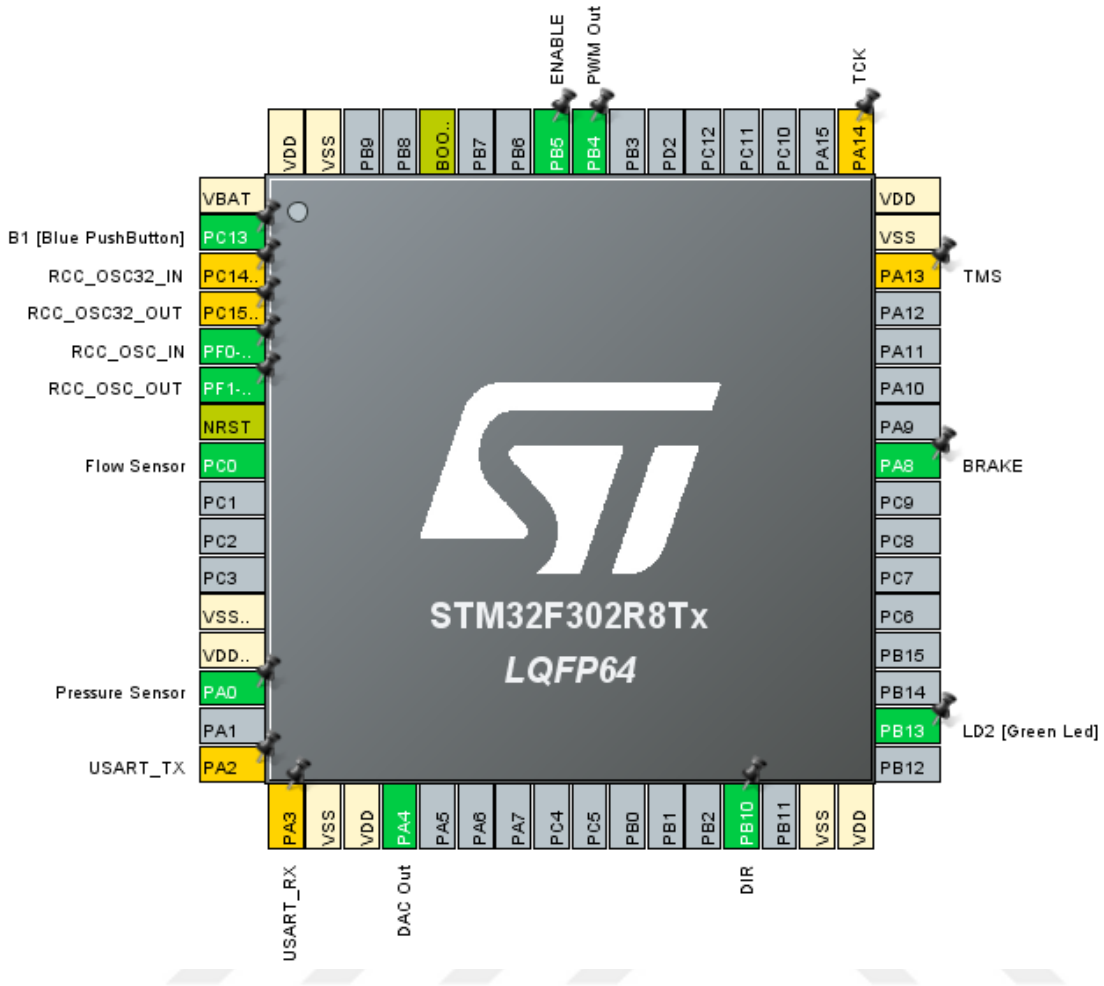


Şekil 3.20 : Fark basınç sensörüne ait üretilen elektronik kart.

3.3 Sistem Yazılımı

Sistemde kullanılan mikrodenetleyicisi ARM Cortex M4- mimarisi kullanılarak tasarlanmıştır. Sistem yazılımı Arm firmasının sahip olduğu Keil yazılım geliştirme ortamı kullanılarak tasarılanmıştır. Yazılım C dilinde yazılmıştır.

Tasarlanan sistemde çeşitli özelliklerde giriş ve çıkış pinleri kullanılmıştır. Kullanılan pinler ST elektronik firması tarafından geliştirilen CubeMx isimli bilgisayar yazılımı kullanılarak kolayca tanımlanmıştır. CubeMx yazılımı kullanılacak mikrodenetleyicinin veya mikroişlemcinin görsel araçlar kullanılarak başlangıç ayarlarının, pinlerinin tanımlanması, işlem hızlarının ayarlanmasını sağlar.



Şekil 3.21 : CubeMx programında tanımlanan pinler.

Kullanılacak mikrodenetleyici kartı seçilir ve şekil 3.18 de gösterildiği gibi mikrodenetleyiciye ait pinler ekranda belirir. Yeşil renkli pinler çıkış veya giriş pini olarak tanımlanmış pinlerdir. Sarı renkte olan pinler ise tanımlanmış ama aktif edilmemiştir.

Geliştirilen yazılımda CubeMx kullanılarak iki adet zamanlayıcı(timer), iki adet analog giriş ve üç adet çıkış tanımlanmıştır. Mikrodenetleyici hızı 64Mhz ayarlanmıştır. Reset ve saat kontrolü 8 Mhzlik bir kristal osilatör ile gerçekleştirilir. Tanımlanan iki adet zamanlayıcıdan bir tanesi PWM çıkışı oluşturmak için kullanılır. Elde edilen PWM çıkışının frekansı 30 kHz olarak ayarlanmıştır. PWM frekansı zamanlayıcıya ait ön ölçekleyici değeri ve zamanlayıcı periyodu değerleri kullanılarak aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanır. PWM genişliği motor hızını ayarlamada kullanılır.

$$Frekans = \frac{CPU\ Frekansı}{(\text{Ön Bölücü} + 1)(Periyod + 1)} \tag{3.9}$$

İkinci zamanlayıcı sensörleri belirli zaman aralıklarında ölçmek amacı ile kullanılmıştır. Sistemin örnekleme zamanı 10 milisaniye olarak ayarlanmıştır. Ölçümler 10 ms de bir zaman kesmesi(timer interrupt) kullanılarak yapılmıştır.

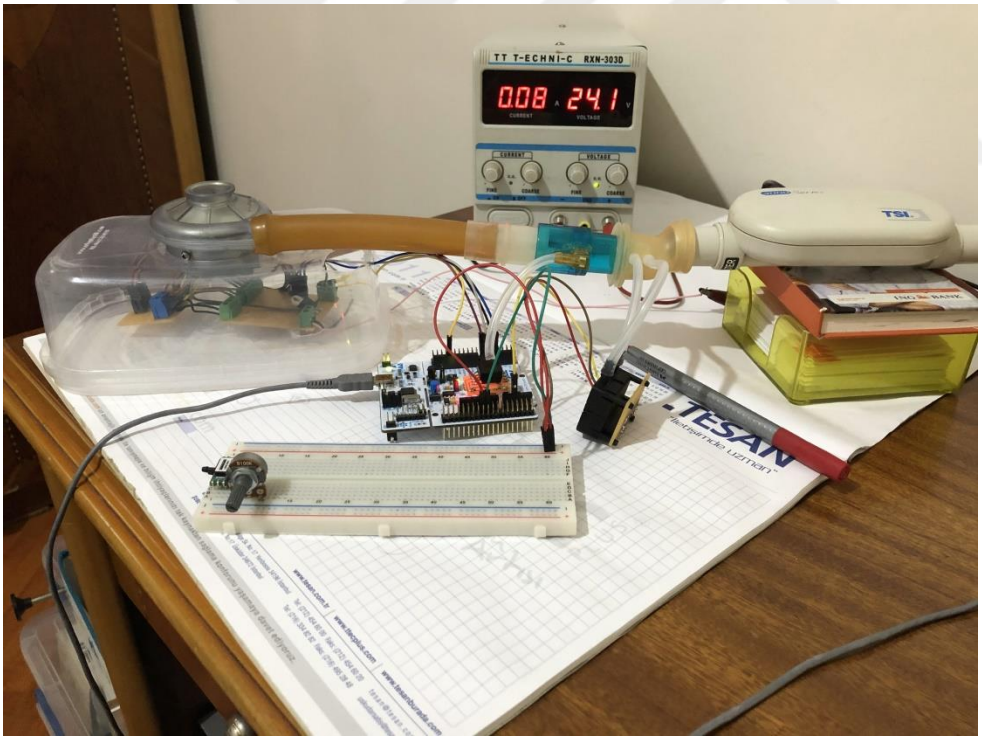
STM 32F302 geliştirme kartı yalnızca bir adet ADC(Analog to Digital Converter) kanalı vardır. Bu kanal üzerinde 16 adet ADC girişi bulunur. Basınç ve fark basınç sensörleri için iki ADC girişi tanımlanmıştır. ADC girişleri 6 – 12 bit arasında ayarlanabilir. İki ADC girişi de 12 bit olarak tanımlanmıştır. Bu sebeple okunan ADC değeri 0 – 4095 aralığındadır.ADC okuma işlemi doğrudan hafıza erişimi(Direct Access Memory DMA) kullanılarak yapılır. DMA işlemci yükünü azaltmak için doğrudan hafızaya erişerek gerekli işlemi yerine getirir. Geliştirme kartı üzerinde bir adet buton vardır. Bu buton motor hareketini başlatır ve durdurur. Harici kesme ile çalışmaktadır. Eğer motor çalışıyorken butona basılırsa motor hareketi sona erer ve motor durur. Motor hareketsiz iken butona basılırsa motor çalışmaya başlar. Ayrıca motor üzerinde bulunan DIR(yön), BRAKE(fren) ve EN(aktif et) girişleri de genel amaçlı çıkış olarak tanımlanmıştır. Türbin sisteminin kanatları bir yöne göre havayı sıkıştırarak ittirmek üzere tasarlanmıştır. Bu sebeple yön seçimi elde edilecek maksimum akış ve basınç değerlerlerini doğrudan etkiler. Doğru yön her iki yönde akacak akış miktarına bakılarak seçilebilir veyahut motorun pervanesi incelenerek dönmesi gereken yön kestirilebilir.

Yazılım motorun akış, basınç vb. parametrelerini hesaplamak için tasarlanmıştır. Bu noktada akış ve basınç değerleri ölçüldükten hemen sonra flow ve pressure isimli dizilerde saklanmıştır. Ayrıca veri toplamak amacı ile ST firmasının geliştirmiş olduğu STM studio isimli bilgisayar yazılımı da kullanılmıştır. STM studio programında takip edilmesi istenen parametreler seçilir ve gerçek zamanlı olarak grafikte görülebilir. Aynı zamanda incelenen veriler metin dosyası olarak bilgisayara kayıt edilir.

Sistem yazılımını genel olarak özetlemek gerekirse, buton ile motor hareketi başlatılır ve durdurulur. Motor hızı PWM genişliği ile ayarlanır. Akış ve basınç sensörü ayarlanan örnekleme zamanında analog değerleri okur ve okunan değerler ortalama filtre ile filtrenerek kayıt altına alınır.

3.4 Sistem Montajı

Sistem mekanik ve elektronik parçalar aşağıdaki şekilde gösterildiği gibi bir araya getirilmiştir. Motorun gövdesinin sabit kalması için plastik kutunun ortası motoru yerleştirecek şekilde delinmiş ve motor o deliğe oturtturulmuştur. Tasarlanan motor sürücüsünün çeşitli bir şekilde kısa devre yapıp zarar görmesini engellemek için kutunun içine yerleştirilmiştir. Motor çıkışına silikon hortum geçirilerek hava akışının iletilmiştir. Mavi renkli bağlantı parçası üzerinde bulunan hava çıkışı sistem basıncını ölçmek için kullanılır. Basınç ölçüm noktasından sonra içerisinde akışmetre bulunan silikon ara bağlantı parçası bulunur. Akışmetre üzerindeki ölçüm noktarına fark basınç sensörü bağlanmıştır. TSI 4000 akış analizörü aşağıdaki şekilde ölçülen akış miktarını doğrulamak için bağlanmıştır. Motor parametreleri elde edilirken küresel vana bağlanmıştır. Sistem yanıtları toplanırken ise 1 litrelik test ciğeri bağlanmıştır. Sistemde maksimum 3 amper akım limitli bir güç kaynağı kullanılmıştır.

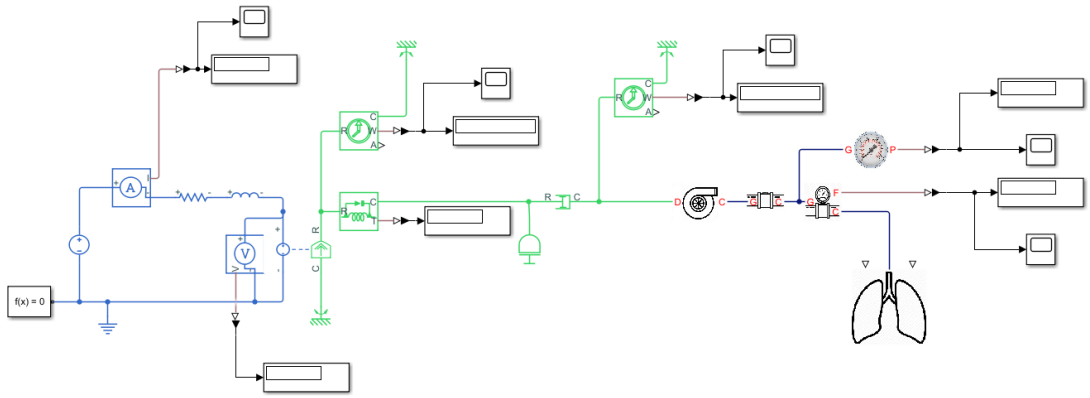


Şekil 3.22 : Hazırlanan deney seti.

4. SİSTEM MODELLEME

4.1 Sistem Modelinin Özeti

Sistem iki ana modele ayrılmıştır. Birincis türbin sisteminin modeli, ikincisi ise solunum sisteminin modelidir. Bu modellerde kendi içlerinde ayrılmaktadır. Türbin sistemi üç faz fırçasız motor modeli ve fan modeli olarak ayrılır. Solunum sisteminin modellenmesinde yıllardır çok farklı modeller geliştirilmiş ve denenmiştir (He,2011).



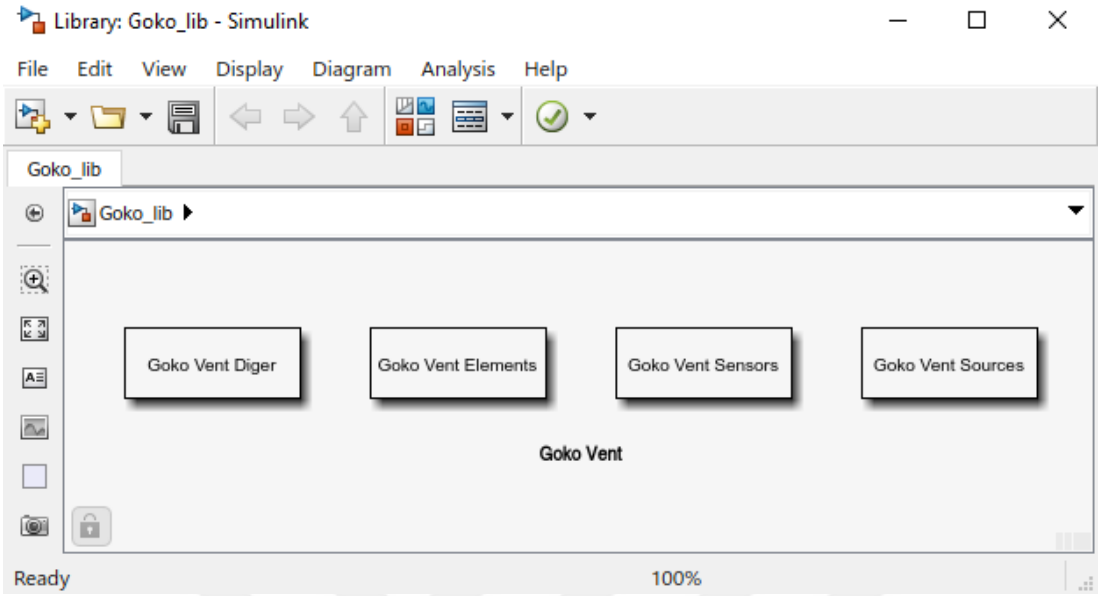
Şekil 4.1 : Simscape ortamında oluşturulan simülatör.

Yukarıdaki şekilde simscape ortamında oluşturulan simülatör gösterilmiştir.

4.2 Simscape Kütüphanesi

Simscape Matlab'in fiziksel sistemleri modellemek amacı ile oluşturmuş olduğu bir simulink kütüphanesidir (Mathworks,2020). Sadece simulink ortamında kullanılır. Kendine özel kuralları vardır. Simscape kütüphanesinde elektrik, mekanik, hidrolik, pnömatik ve termal gibi sistemler mevcuttur. Farklı sınıflara ait elemanların renkleri de farklıdır. Solunum sistemlerinin modellenmesinde yeni bir sınıf tanımlanmış ve sistem modellemesi tanımlanan bu yeni sınıf üzerinden sürdürülmüştür. Motor modelinde simscape kütüphanesinin elektrik sınıfından çeşitli elemanlar da kullanılmıştır. Simscape ortamında tanımlanmış her elemanın parametrelerinin

birimleri ile tanımlanmış olması gerekir. Simscape kütüphanesinin dili matlab dilinden daha farklıdır.



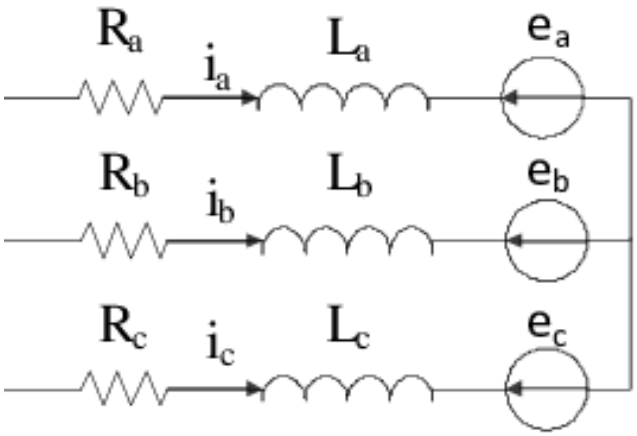
Şekil 4.2 : Simscape ortamında tasarlanan solunum kütüphanesi.

Yukarıdaki şekilde simscape ortamında oluşturulan kütüphane gösterilmiştir.

4.3 Türbin Sistem Modeli

4.3.1 Üç Faz Fırçasız Doğru Akım Motor Modeli

Üç faz fırçasız doğru akım motorlar yapı olarak isminde de olduğu üzere doğru akım motorları ile benzerlik gösterirler. Doğru akım motoru ile karşılaştırıldığında en büyük farkı üç farklı faza sahip olmasıdır . Her faz elekriksel olarak şekil abc'de olduğu gibi bir direnç ve bobin kullanılarak ifade edilir. Üç faz fırçasız motorun elektriksel modeli şekil 4.3 gösterilmiştir. Her bir faza ait denklemler aşağıda denklem 4.1 ve 4.12 arasında ifade edilmiştir (Kurdoğlu,2007).



Şekil 4.3 : 3 faz fırçasız motor modeli.

Denklem 4.1 ve 4.3 arasında fazlara ait elektrik denklemleri gösterilmiştir. Fazlara etki eden elektrik akımı toplamı sıfır olduğundan dolayı faz gerilimleri eşitlenerek denklem 4.4 ve 4.5 elde edilir. Denklem 4.6 da mekanik hareket denklemi ifade edilmiştir.Denklem 4.7 – 4.9 faz farkından kaynaklı geri EMF gerilimleri gösterilmiştir.

$$V_{ab} = R(i_a - i_b) + L\frac{d}{dt}(i_a - i_b) + e_a - e_b \tag{4.1}$$

$$V_{bc} = R(i_b - i_c) + L\frac{d}{dt}(i_b - i_c) + e_b - e_c \tag{4.2}$$

$$V_{ca} = R(i_c - i_a) + L\frac{d}{dt}(i_c - i_a) + e_c - e_a \tag{4.3}$$

$$2\,V_{ab} + V_{bc} = 3\,R\,i_a + 3\,L\frac{d}{dt}\,i_a + 2\,e_a - e_b - e_c \tag{4.4}$$

$$-V_{ab} + V_{bc} = 3\,R\,i_b + 3\,L\frac{d}{dt}\,i_b + 2\,e_b - e_a - e_c \tag{4.5}$$

$$T_e = \frac{(e_a i_a + e_b i_b + e_c i_c)}{\dot{\theta}_m} \tag{4.6}$$

$$e_a = \frac{k_b}{2}\,\dot{\theta}_m\, f(\theta_m) \tag{4.7}$$

$$e_b = \frac{k_b}{2}\,\dot{\theta}_m\, f\left(\theta_m - \frac{2}{3}\pi\right) \tag{4.8}$$

$$e_c = \frac{k_b}{2}\,\dot{\theta}_m\, f\left(\theta_m - \frac{4}{3}\pi\right) \tag{4.9}$$

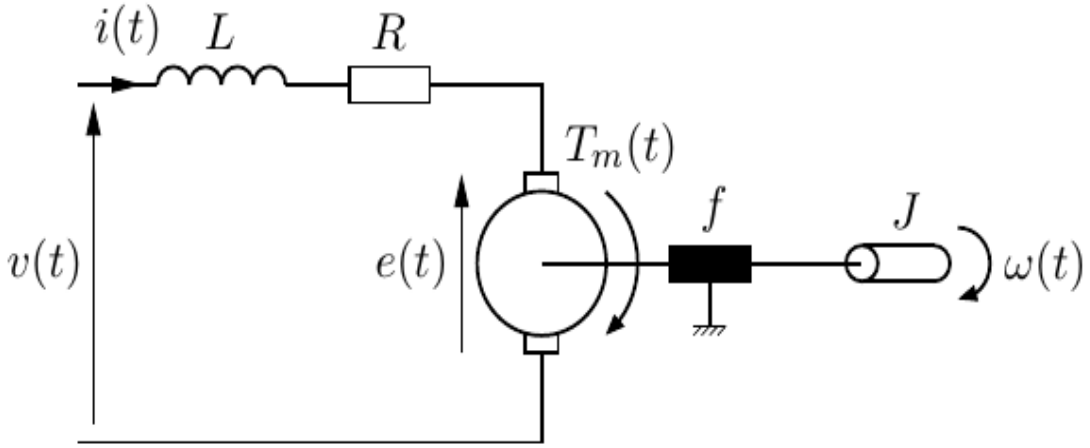
$$f(x) = \begin{cases} 1, \ 0 \leq \theta_m < \frac{2}{3}\pi \\ 1 - \frac{6}{\pi}\left(\theta_m - \frac{2}{3}\pi\right), \frac{2}{3}\pi \leq \theta_m < \pi \\ -1, \ \pi \leq \theta_m < \frac{5}{3}\pi \\ -1 + \frac{6}{\pi}\left(\theta_m - \frac{5}{3}\pi\right), \frac{5}{3}\pi \leq \theta_m < 2\pi \end{cases} \quad (4.10)$$

$$T_e = \frac{K_b}{2}\left(f(\theta_m)i_a + f\left(\theta_m - \frac{2}{3}\pi\right)i_b + f\left(\theta_m - \frac{4}{3}\pi\right)i_c\right) \quad (4.11)$$

$$T_e = B\dot{\theta}_m + J\ddot{\theta}_m \quad (4.12)$$

Denklem 4.11 de akım ve pozisyon kullanılarak tork değeri hesap edilmiştir.Denklem 4.12 de genel hareket demklemi gösterilmiştir.

Her bir denklem dikkatli incelendiğinde tek faz dc motor denklemleri ile hemen hemen aynı olduğu sadece denklemler arasında faz farkları olduğu görülür. Elektrik denklemleri kullanılarak elde edilen hareket denklemleri 4.13 ile 4.16 arasında gösterilmiştir.



Şekil 4.4 : DC motora ait elektriksel modelin ve mekanik modelin gösterimi.

Elektrik Denklem:

$$L\frac{di(t)}{dt} = V(t) - Ri(t) - e(t) \quad (4.13)$$

Mekanik Denklem:

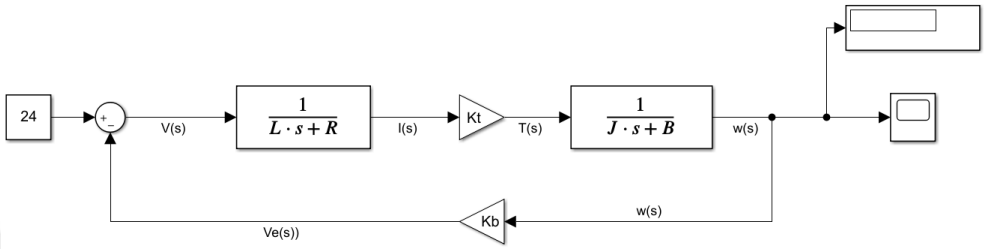
$$J_m\frac{d\omega(t)}{dt} + B_m\omega(t) = T_m(t) - T_l(t) \quad (4.14)$$

Elektro-Mekanik:

$$e(t) = K_b\omega(t) \quad (4.15)$$

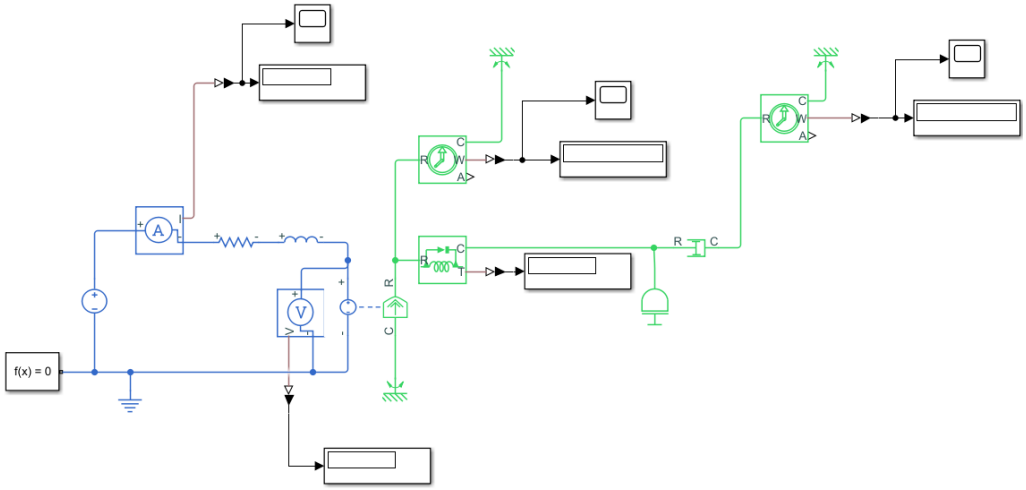
$$T_m(t) = K_t i(t) \quad (4.16)$$

Bütün bu denklemler incelendiğinde üç faz fırçasız doğru akım motor modeli yerine DC motor modeli kullanılmıştır. DC motor modelinin kullanılmasının temel sebebi modelin basit ve daha anlaşılır olmasını sağlamaktır. Çünkü oluşturulan simülatör de esas amaç gerilim, dönme hızı, basınç ve akış ilişkilerini elde etmektir. Simülatör matlab simscape ortamında modellendiğinden dolayı motoru üç fazlı sürmek yerine tek fazlı sürmek tercih edilmiştir. Buda kullanılması ve incelenmesi basit bir model oluşturur. Ayrıca tespit edilecek motor parametre sayısıda azaltılmış olur.



Şekil 4.5 : DC motora ait blok diyagramı.

Yukarıdaki şekilde DC motor modeline ait blok diyagramı gösterilmiştir.



Şekil 4.6 : Simscape kullanılarak oluşturulan DC motor modeli.

Yukarıdaki şekilde simscape ortamında oluşturulan DC motor modeli gösterilmiştir.

4.3.2 Türbin fan modeli

Türbin fan modeli simülatör üzerindeki en önemli bölümdür. Model içerisinde bulunan elemanlar arasında doğrusallıktan en uzak karakteristiğe türbin fan sahiptir. Türbin fanın modellenmesi ile alakalı olarak çeşitli metod ve yöntemler mevcuttur.. Konunun daha iyi anlaşılması amacı ile kullanılan temel yöntem kurallar anlatılmıştır.

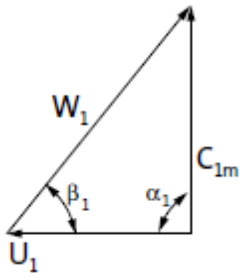
Türbin fan pervane, emme girişi ve basınçlı hava çıkışlarından oluşur. Türbin modelinin temel matematiksel formülleri 4.16 ve 4.24 arasındaki gibidir. Bu formüllerde türbin fanın elemanlarına ait boyutlar kullanılmıştır. Pervane emiş girişinin çapı, pervane çapı gibi boyutlar kullanılır. Emilen havanın akışı ve havanın hızı aşağıdaki şekildeki gibi vektörel olarak gösterilir ve hız vektörleri hesaplanır. Hız vektörlerinin hesabı aşağıdaki formülde gösterilmiştir (Jacobsen,n.d).

$$C_{1m} = \frac{Q_{imp}}{A_1} \tag{4.16}$$

$$U_1 = r_1 w \tag{4.17}$$

$$tan\beta_1 = \frac{C_{1m}}{U_1} \tag{4.18}$$

Şekil 4.7 de gösterilen hız üçgenine ait bileşenler denklem 4.16 ile 4.18 arasında hesaplanmıştır. C_{1m} türbin sisteme giren havanın hızıdır. Giren havanın akışının giriş alanına bölünmesi sonucu hesaplanır. Denklem 4.17. Giren havanın dönme sonucu yapmış olduğu hareketin hızı (U_1) pervane çapı (r_1) ile dönme hızının (w) çarpımı sonucunda elde edilir. Denklem 4.16 ve 4.17 kullanılarak β_1 açısı hesaplanır.



Şekil 4.7 : Hava girişindeki hız üçgeni.

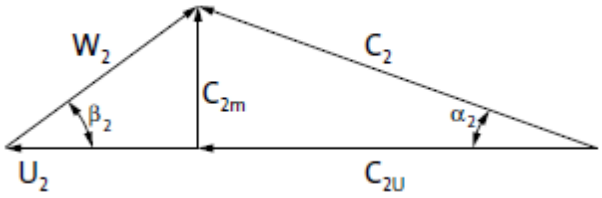
$$C_{2m} = \frac{Q_{imp}}{A_2} \tag{4.19}$$

$$U_2 = r_2 w \tag{4.20}$$

$$W_2 = \frac{C_{2m}}{sin\beta_2} \tag{4.21}$$

$$C_{2U} = U_2 - \frac{C_{2m}}{tan\beta_2} \tag{4.21}$$

Denklem 4.19 ve 4.21 arasında şekil 4.8 de gösterilen hız üçgenine ait değişkenler hesaplanır. Çıkış alanı (A_2), bıçak yarıçapı (r_2) gibi türbine ait büyüklükler kullanılmıştır.



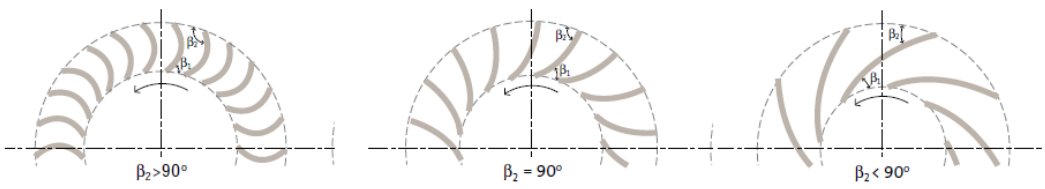
Şekil 4.8 : Hava çıkışına ait hız üçgeni.

$$H = \frac{U_2.C_{2U} - U_1.C_{1U}}{g} \tag{4.22}$$

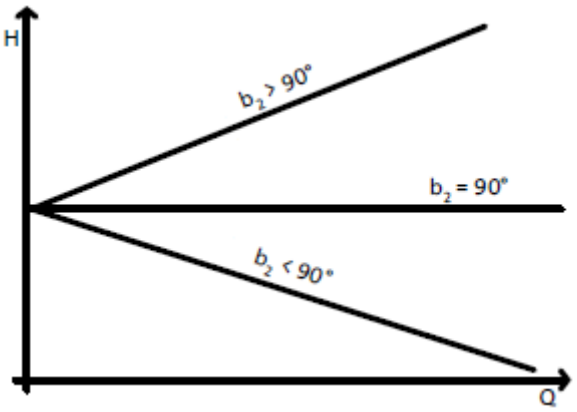
$$H = \frac{{U_2}^2}{g} - \frac{U_2}{\pi\,.D_2.b_2.g.\tan(\beta_2)} \tag{4.23}$$

Denklem 4.22 de türbin sisteme ait basma yükseliği hesaplanmıştır. Bu noktada C_{1U} değeri tanımlanmamıştır. C_{1U} değeri girişte dönme hızının etkisi ile savrulma olduğu durumda ortaya çıkar. İdeal durumda savrulma ihmal edilir ve denklem 4.23 elde edilir.(Yalçın,1998) Denklem 4.23 de D_2 pervane çapını ifade eder. b_2 çıkış kanat enidir.

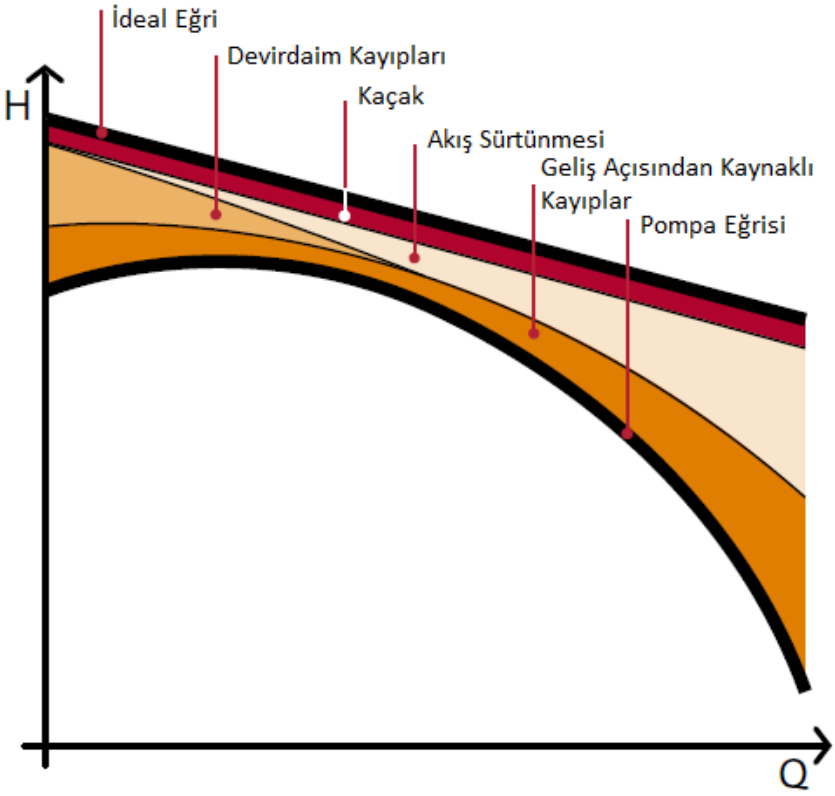
Pervanenin sahip olduğu kanat sayısı ve kanat açıları kullanılır. Solunum cihazları için üretilmiş olan türbin sistemlerin kanat açıları doksan dereceden küçük üretilir. Kanat açıları doksan dereceden küçük, doksan dereceye eşit ve doksan dereceden büyük olması durumuna göre gruplandırılır. Üç farklı kanat açısına sahip türbin fanın ideal basınç ve akış karakteristiği aşağıdaki şekil 4.9 da gösterilmiştir. Bu durum denklem 4.24 ile ispatlanır. Bu formüle göre akış ve basınç eğrisi doğrusal olarak elde edilir. Teorik olarak türbin sistemler doğrusal bir karakteristiğe sahiptir. Türbin fanlarda birçok kayıp mevcuttur. Bu kayıplar dolayısı ile türbin fan doğrusal olmayan bir karakteristiğe sahiptir.



Şekil 4.9 : Pervane yönü ve bıçak açıları.



Şekil 4.10 : Bıçak açılarına göre ideal akış – basınç eğrisi.



Şekil 4.11 : Türbin sisteme ait kayıp kaçaklar.

Yukarıdaki şekilde ideal akış – basınç eğrisine sahip bir türbinin kayıp ve kaçaklar sonucu elde edilen karakteristiği gösterilmiştir.

Türbin fanlarının modellenmesinde kullanılan başka bir yöntem ise daha pratik ve daha az parametre kullanılarak gerçeklenebilecek olan benzişim kuralını kullanmaktır. Benzeşim kuralı belirli bir dönme hızında türbin fanın basınç akış ve güç parametreleri biliniyorsa, aşağıdaki formüller kullanılarak farklı hızlardaki akış,

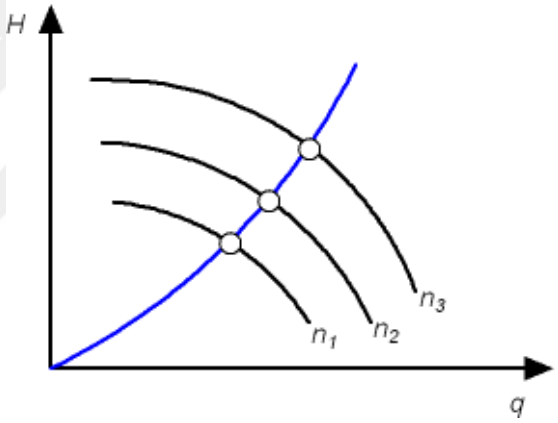
basınç ve güç değerleri hesaplanabilir. Bu sebeple türbin fana ait akış basınç ve güç eğrilerine ihtiyaç vardır. Bu eğriler ilerki bölümde deneysel olarak elde edilecektir.

$$\frac{N_1}{N_2} = \frac{Q_1}{Q_2} \tag{4.24}$$

$$\left(\frac{N_1}{N_2}\right)^2 = \frac{H_{p1}}{H_{p2}} \tag{4.25}$$

$$\left(\frac{N_1}{N_2}\right)^3 = \frac{P_1}{P_2} \tag{4.26}$$

Denklem 4.24 ile 4.26 benzeşim kurallarına ait denklemler ifade edilmiştir. Herhangi bir dönme hızına ait akış basınç ve güç değerleri bilinirse farklı dönme hızlarında da hesap edilebilir. N_1 bilinen dönme hızı, N_2 hesaplanması istenen dönme hızı, Q akış, H_p basma yüksekliği (yoğunluk ve yer çekimi ivmesi ile çarpımı basınca eşittir), P türbin gücüne eşittir.



Şekil 4.12 : Üç farklı dönme hızında akış ve basınç eğrisi.

Yukarıdaki şekilde benzeşim kuralları ile hesaplanabilecek farklı eğrilere ait noktalar gösterilmiştir.

4.4 Solunum Sisteminin Modellenmesi

Solunum sistemi insan fizyolojisi incelendiği zaman da görülebileceği üzere birçok farklı bölümden oluşmaktadır. Bu bölümler de kendi içlerinde farklı görevlere sahiptir. Örneğin solunum sisteminde nefes alıp verme işlemi mekanik bir işlemken, alınan havada bulunan oksijenin kana geçmesi ve karbondioksite dönüşmesi kimsayal bir işlemdir. Solunum sisteminin matematiksel olarak modellenmesi üzerinde uzun yıllardır birçok çalışma gerçekleştirilmiştir. Genel olarak mühendislik çalışmalarında solunum sistemi modeli olarak daha basit yapılar tercih edilmiştir.

Bunun başlıca sebeplerinden bir tanesi ise ciğer parametrelerini iki veya üç adet ile sınırlamaktır. Bilimsel çalışmalar arasında çok fazla ciğer parametresine sahip modeller de mevcuttur. Fakat bu parametreleri tek tek tespit ederek belirlemek fazlası ile zaman alacak bir çalışmadır.

4.4.1 Solunum sistemi direnci

Hava akışı akışkanlar mekaniğinde laminar ve türbülanslı olmak üzere ikiye ayrılır. Akışın ait olduğu sınıf reynold sayısı hesaplanarak yapılır. Reynold sayısı 2300 değerinin altında hesaplanan akış laminar olarak kabul edilir. Reynold sayısı 5000 değerinin üzerinde hesaplanan akış türbülanslı akış olarak tanımlanır. Reynold sayısı 2300 ve 5000 arasında hesaplanan akışlar karışık akış olarak tanımlanabilir. Reynold sayısının değerini belirleyen en önemli faktörlerden bir tanesi akışın hızıdır. Türbin sistemin karakteristiği sebebi ile çoğu zaman türbülanslı akış elde edilir. Reynold sayısının hesaplanması denklem 4.28 de gösterilmiştir.

Hava yolunun sahip olduğu doğrusal direncinin hesaplanmasında Poiseuille'ye yasası kullanılır. Poiseuille denklemi denklem 4.28 de gösterilmiştir. Akışkanın geçtiği alan ve akışkan özellikleri kullanılarak oluşacak basınç hesaplanır. Havayolunun alanı hesaplanarak direnci bulunabilir. 20. yüzyılın önemli solunum uzmanlarından olan Rohrer, Rohrer denklemi olarak adlandırılan denklem ile üst havayolu direncini tanımlar (Chiu ve diğerleri,2010). Rohrer direnci türbülanslı akış olduğu durumlarda etki eder.

$$Re = \frac{\rho\, v\, d}{\mu} \tag{4.27}$$

v akışkanın hızını, ρ akışkanın yoğunluğunu, d akışanın geçtiği silindirin çapını, μ dinamik viskoziteyi ifade eder.

$$\Delta p = \frac{8\,\mu\, L\, Q}{\pi\, r^4} = \frac{8\,\mu\,\pi\, L\, Q}{A^2} \tag{4.28}$$

Poiseuille denklemine ait de μ dinamik viskoziteyi L havayolu uzunluğunu, R havayolu yarı çapını, Q hava akışını ve A havayolu kesit alanını ifade eder.

$$\Delta p = K_1 \times Q + K_2 \times Q^2 \tag{4.29}$$

Sistemin rohrer formülünde bulunan iki parametre deneysel yöntem kullanılarak elde edilen veriler kullanılarak hesaplanmıştır.

4.4.2 Basit Solunum Sistemi Modelleri

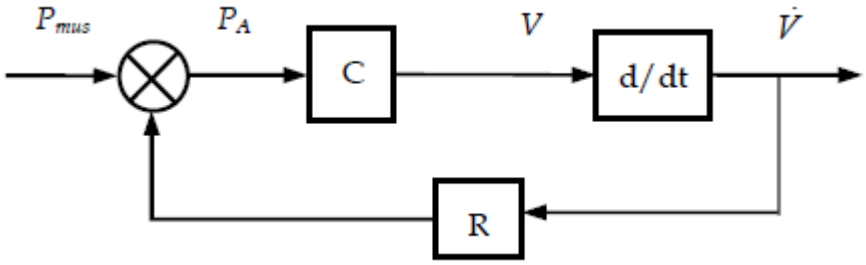
Solunum sisteminin matematiksel modellenmesi hakkında ilk çalışmalar Rohrer tarafından 1915 yılında başlamıştır. Rohrer yalnızca havayolu direnci üzerinde çalışmıştır. Bilinen ilk modern modellerden biri 1956 yılında Otis ve diğerleri tarafından gerçekleştirilmiştir (He,2011).

Solunum sisteminde modellenmesi gereken ikinci ilişki ise akciğerdeki havanın hacmi ile oluşacak basınç arasındaki ilişkidir. Havanın biriktiği ciğer elastik bir yapıya sahiptir. Bu sebeple elastans değeri kullanılarak hacim ile basınç arasındaki ilişki elde edilir. En sık önerilen matematiksel model tek bir rezistans ve elastans parametrelerinin bulunduğu modeldir. Bu model elektriksel olarak basit bir RC devresine karşılık gelmektedir. RC devresine ait denklem ve blok şeması aşağıda verilmiştir (He ve Zhao,2011).

$$\Delta p = \frac{1}{C} V + R\, Q \tag{4.30}$$

$$V = \int Q\, dt \tag{4.31}$$

V ciğere dolan havanın hacmini ifade eder. R hava yolu direncini, C ciğer kapasitesini ifade eder.



Şekil 4.13 : Temel akciğer modeline ait blok diyagramı.

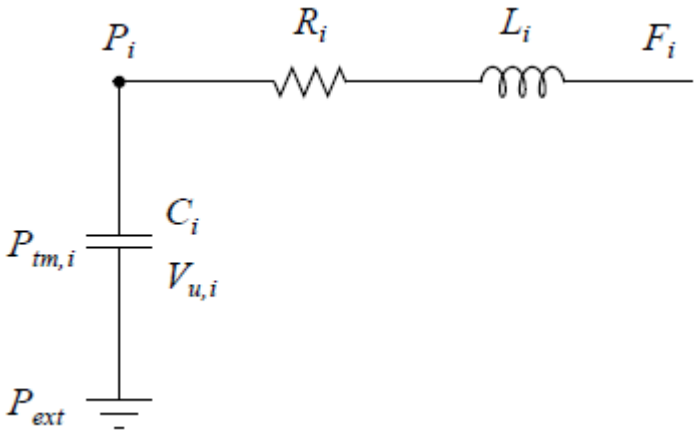
Yukarıdaki şekilde basit RC devresine ait modelin blok diyagramı gösterilmiştir.

Basit RC modeline solunum sisteminin yapısı dolayısı ile baskın olmayan bir elektriksel olarak bobin etkisi gören bir yapı eklenerek RLC olarak da modellenebilir (Rafl,2008).

$$\Delta p = \frac{1}{C} V + R\, Q + L\, \dot{Q} \tag{4.32}$$

$$V = \int Q\, dt \tag{4.33}$$

Denklem 4.30 da 4.32 ye ait parametreler ifade edilmiştir. L havayolu indüktansı olarak ifade edilir.



Şekil 4.14 : Akciğer modelinin elektriksel RLC devresi ile gösterimi.

Yukarıdaki şekilde kullanılan basit modellerden biri olan RLC devresi gösterilmiştir.

İki model de incelendiğinde basınca sebep olan üç temel faktör olduğu görülebilir. Birinci akciğerde biriken havanın hacmi nedeni ile oluşan basınç, ikinci olarak hava akışının sürtünme ile oluşturmuş olduğu basınç ve son olarak ise akış hızı ile oluşan basınçtır. Hemen hemen her model bu denklemler kullanılarak oluşturulur. Daha karmaşık olan ciğer modellerinde de bu denklemler kullanılır, bu noktada karmaşıklığa sebep olan faktör bu denklemlerin solunum sisteminin farklı noktaları için farklı parametre veya fonksiyonlar ile kullanılmasındandır. Bir sonraki bölümde karmaşık ve çok parametreli modeller detaylı olarak açıklanacaktır.

Çoğu zaman tek parametreli direnç ve ciğer kapasitesi değeri kullanılan modellerin fazlaca basit kalacağından dolayı bu yapıya doğrusal olmayan denklemler eklenir. Çoğu zaman bunlardan bir tanesi bir önceki bölümde anlatılan Rohrer direncidir. Aşağıda gösterilen doğrusal olmayan denklem modeli daha tutarlı yapmak amacı ile önerilmiştir. Bu modelin olumsuz yanı parametre sayısının iki yerine dört olmasıdır.

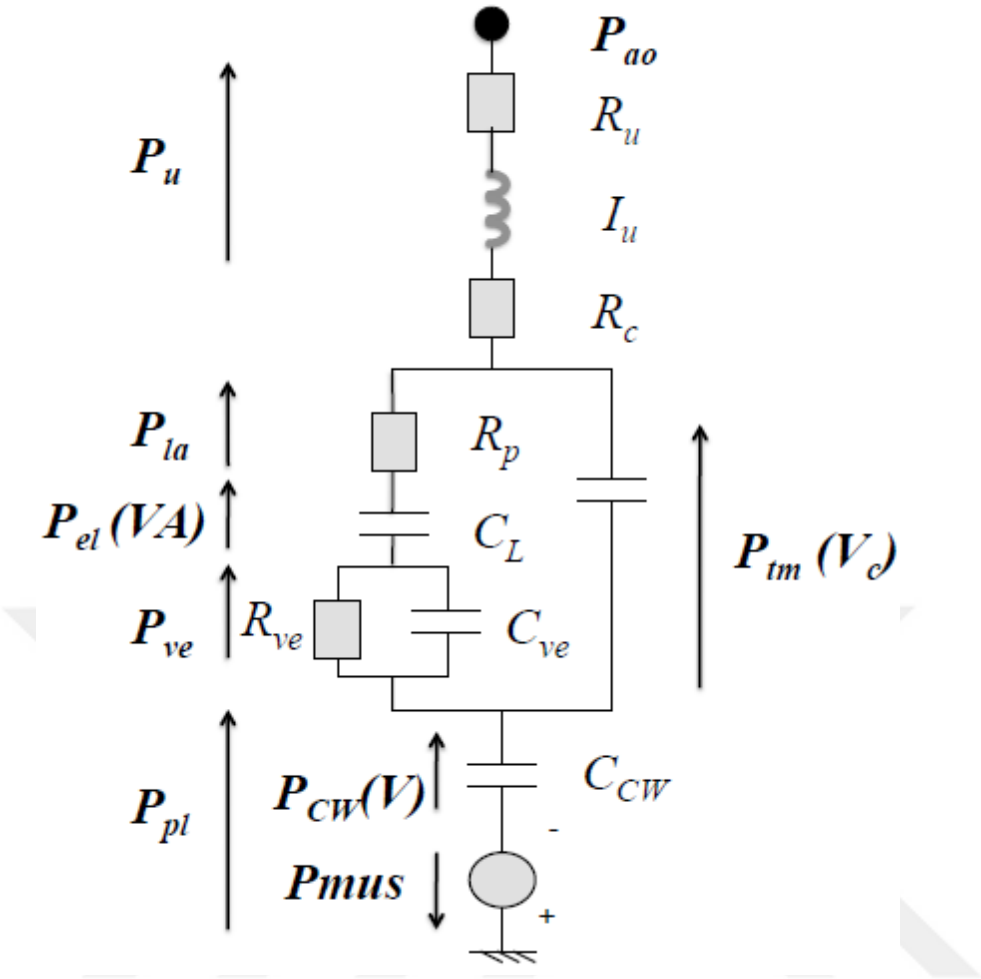
$$P = (K_1 Q(t) + K_2 |Q(t)|)Q(t) + \big(E_1 + E_2 V(t)\big)V(t) + P_0 \qquad (4.34)$$

Denklem 4.34 de $V(t)$ ciğere dolan havanın hacmini, p_0 ise ciğerde kalan ölü havanın basıncını ifade eder (Bates,2009). E parametresi ciğer elastansını ifade etmekte ve K parametresi ise Rohrer direncine ait parametrelerdir.

4.4.3 Yüksek parametreli ciğer modelleri

Solunum sistemini matematiksel olarak modellemek için bugüne kadar birçok matematiksel model ve fiziki sistemler önerilmiştir. Bunlardan bazıları: kauçuk balon, körük ve benzeri yapılardır. Ciğer mekaniğini sağlamak amacı ile körüğün hareketine karşı yönde bir yay eklenir. Bu yay nefes alma durumunda körüğün hareketine negatif etki ederken nefes verme durumunda körüğün hareketine pozitif yönde etki etmektedir. Solunum sistemleri memeli canlılarda yapı itibari ile birbirine benzerlik gösterirler. Bu sebeple solunum sistemlerinin modellenmesi için çeşitli hayvanlar üzerinde yapılmış olan çalışmalar mevcuttur. Le rolle ve arkadaşlarının kuzular üzerinde yapmış oldukları çalışma sonucunda solunum sistemini aşağıda verilen şekildeki gibi elektriksel olarak modellemişlerdir (Hernandez ve diğerleri,2013).

Geliştirilen bu model yapılan çalışmalar arasındaki en kapsamlı çalışmalaradan bir tanesidir. Solunum sistemine ait birçok farklı bileşen tanımlanmış ve modellenmiştir. Bu modelde kullanılan elemanların bazılarının katsayıları doğrusal olmayan fonksiyonlara bağlıdır.



Şekil 4.15 : Akciğer modelinin elektriksel gösterimi.

Yukarıdaki şekilde kuzulara ait solunum sisteminin elektriksel olarak modeli gösterilmiştir (Hernandez ve diğerleri,2013).

Elektriksel model incelendiğinde genel eleman yapısı basit ciğer modellerinde olduğu gibi üç farklı elektrik elemanından oluşmaktadır. Bununla beraber diyafram kasının oluşturacağı kuvvet gerilim kaynağı ile ifade edilmiştir. Bu modelde kullanılan yapılar doğrusal görünmekle birlikte sahip oldukları parametreler çeşitli fonksiyonlarla ifade edilir. Bu çalışmaya ait denklemler aşağıda gösterilmiştir.

$$R_u = K_1 + K_2|Q| \tag{4.35}$$

$$R_c = K_3\left(\frac{V_{cmax}}{V_c}\right)^2 \tag{4.36}$$

$$P_u = R_u.Q + I_u.\dot{Q} + R_c.Q \tag{4.37}$$

Denklem 4.35 de üst solunum yolunun direnci Rohrer direnci R_u ile ifade edilmiştir. R_c ise darabilir(collapsible) havayoludur.

$$V_c = \frac{V_{max}}{1 + e^{-(P_{tm} - c)/d}} \tag{4.38}$$

$$P_{la} = R_p . Q_A \tag{4.39}$$

$$P_{el} = \frac{V_A}{C_L} \tag{4.40}$$

$$P_{ve} = R_{ve} . Q_A + \frac{V_{ve}}{C_{ve}} \tag{4.41}$$

Denklem 4.38 ve 4.41 arasında şekil 4.15 de bulunan elemanlardan P_{la}, P_{el} ve P_{ve} şekil 4.13 ve denklem 4.30 - 4.31 ile aynı şekilde doğrusal olarak tanımlanmıştır.

$$P_{mus} = A_{mus} \cos(2\pi f t) - A_{mus} \tag{4.42}$$

$$P_{pl} = P_{cw} - P_{mus} \tag{4.43}$$

$$P_{ao} = P_u + P_{tm} + P_{pl} \tag{4.44}$$

P_{mus} diyafram kasının yapmış olduğu basıncı ifade eder. A_{mus} kas hareketinin büyüklüğünü ifade eder (Brandes ve diğerleri,2018). Denklem 4.44 de bütün sisteme etki eden basınçlar toplanarak P_{ao} hesaplanır. Denklem 4.43 de yer alan P_{cw} ise sabit ciğer kapasitesi değerine sahiptir.

Bu çalışma solunum sisteminin matematiksel olarak modellenmesi açısından son derece değerli bir çalışmadır. Fakat mühendislik uygulaması için bu çalışma çeşitli olumsuzluklar barındırmaktadır. Matematiksel modele ait çok sayıda farklı parametre mevcuttur, bu parametrelerin yetişkin ciğerine göre tekrar tespit edilmesi ise başlı başına yeni bir çalışma konusudur. Bu nedenle kullanılan simülatörde basit bir yapı seçilmiştir.

4.5 Sisteme Ait Bilinmeyen Parametrelerin Elde Edilmesi

Oluşturulan simülatörde birçok bilinmeyen parametre mevcuttur. Bu parametreler deneysel olarak hesaplanmıştır. Motor parametreleri, türbin fan eğrileri, test ciğeri direnci ve kapasitesi deneysel olarak hesaplanan parametrelerdendir.

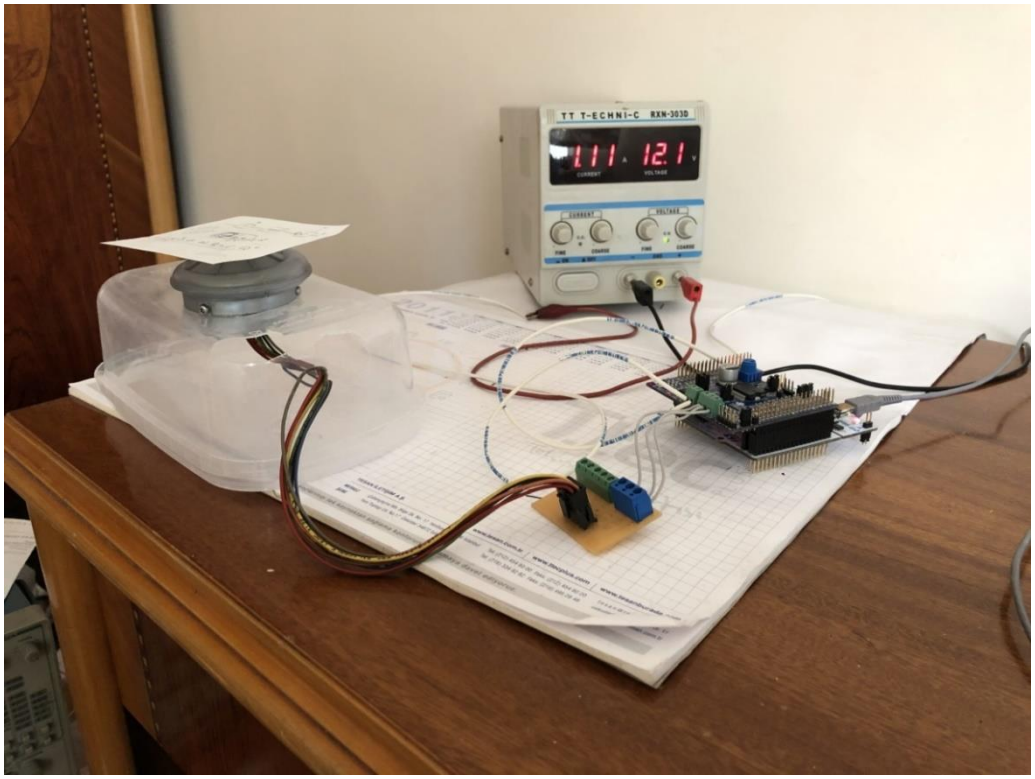
4.5.1 DC Motor parametrelerinin hesaplanması

Bilinmeyen Dc motor parametreleri motorun direnç değeri, bobin değeri, tork kazancı atalet ve sürtünme katsayılarıdır. Bu değerler ST elektroniğin geliştirmiş olduğu Motor profiler bilgisayar yazılımı ve IHM 07 donanımı kullanılarak motor parametreleri hesap edilmiştir.



Şekil 4.16 : Kullanılan sürücü kartı IHM – 07.

Yukarıdaki şekilde ST firmasının üretmiş olduğu elektronik devre IHM – 07 gösterilmiştir. Bu elektronik kart üç faz motor sürmek için özel olarak tasarlanmıştır. Elektronik kart motora ait akım, güç, dönme hızı, geri-EMF gerilimi gibi gerekli parametrelerin ölçülecek şekilde tasarlanmıştır. Bütün bu parametreler farklı testler ile ölçülür (ST Electronics,2018).



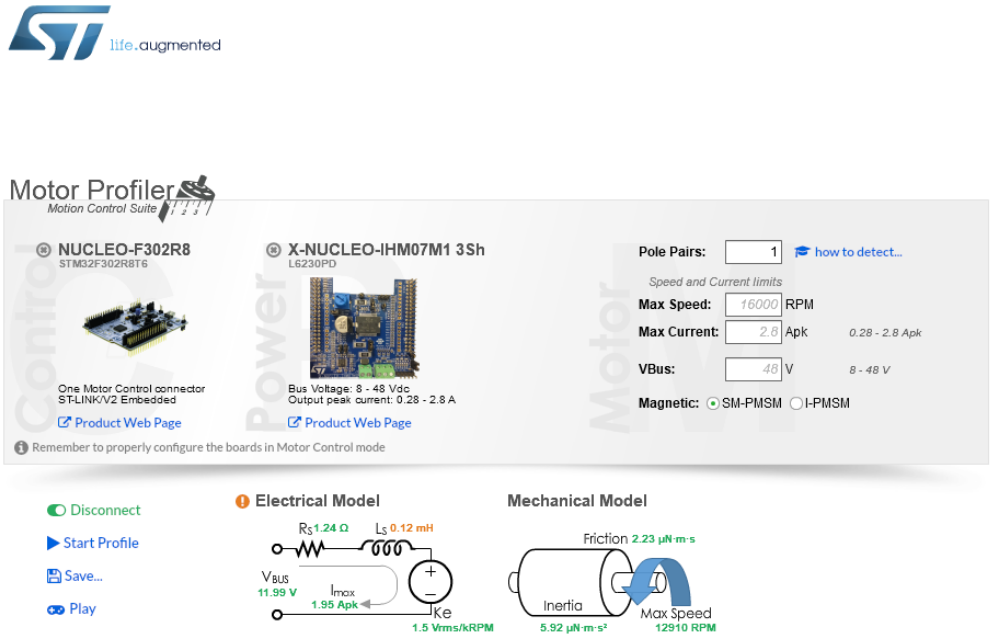
Şekil 4.17 : Motor Profiler için kullanılan deney düzeneği.

Yukarıdaki şekilde motor parametrelerini hesaplamak için kullanılan donanım düzeneği gösterilmiştir.

Kullanılan donanım ve yazılım çeşitli testlerle motora ait parametreleri hesaplar. Bilgisayar yazılımı da üç faz fırçasız doğru akım motoru tek faz olarak modeller. Bilgisayar yazılımında motor parametrelerini hesap edebilmesi için kullanıcının motora ait kutup çifti sayısını belirtmesi gerekir. Motor kutup çifti deneysel olarak bulunur. Motorun her hangi iki fazı arasına normal geriliminin yaklaşık yüzde 10 değeri uygulanır ve motor elle döndürülür. Motor çeşitli noktalarda mıknatıs etkisi ile sabit kalmaya çalışır. Kaç noktada sabit kalırsa motorun o kadar kutup çifti vardır. Kullanılan fırçasız motor tek kutup çiftine sahiptir.

Motorun çeşitli parametreleri basit testlerle de bulunabilir. Örneğin motor direnci direnç değeri ölçebilen bir ölçme aleti yardımı ile yaklaşık değeri tespit edilebilir. Bobinin değeri motora kısa süreli gerilim uygulayarak akım değerine bakılarak bulunabilir.

Motorun geri- EMF sabiti osiloskop yardımı ile motor elle çevrilerek bulunabilir. Osiloskopta oluşacak geri EMF değerinin tepe değeri ve frekansı kullanılarak hesaplanabilir (ST Electronics,n.d.).



Şekil 4.18 : Motor parametreleri ve motor profiler uygulaması.

Yukarıdaki şekilde motor profiler uygulamasına ait arayüz ve hesap edilmiş motor parametreleri gösterilmiştir.

Tasarlanan motor sürücüsü ve güç kaynağı ile türbin fanın ağzı tamamen kapatılarak çeşitli deneyler yapılmıştır. Osiloskop yardımı ile dönme hızı ölçülmüştür. Akım değeri için güç kaynağı üzerinde okunan akım değeri kullanılmıştır. Bu değerler ve Dc motor formülleri kullanılarak hesaplanan parametrelerin doğruluğu kontrol edilmiş ve kısmen iyileştirmeler yapılmıştır. Damper katsayısı tekrar formüllere göre hesaplanmıştır. Bu noktada hesaplanan geri-EMF sabitinin yarısı DC motor modelinde kullanılacaktır. Bunun sebebi denklem 4.11'de gösterilmiştir. Elde edilen verilere göre sistem kayıpları doğrusal değildir. Sistem kayıplarını tek tek modellemek pek mümkün olmadığından dolayı doğrusal bir kazanç kullanılarak uygun bir şekilde modellenmiştir.

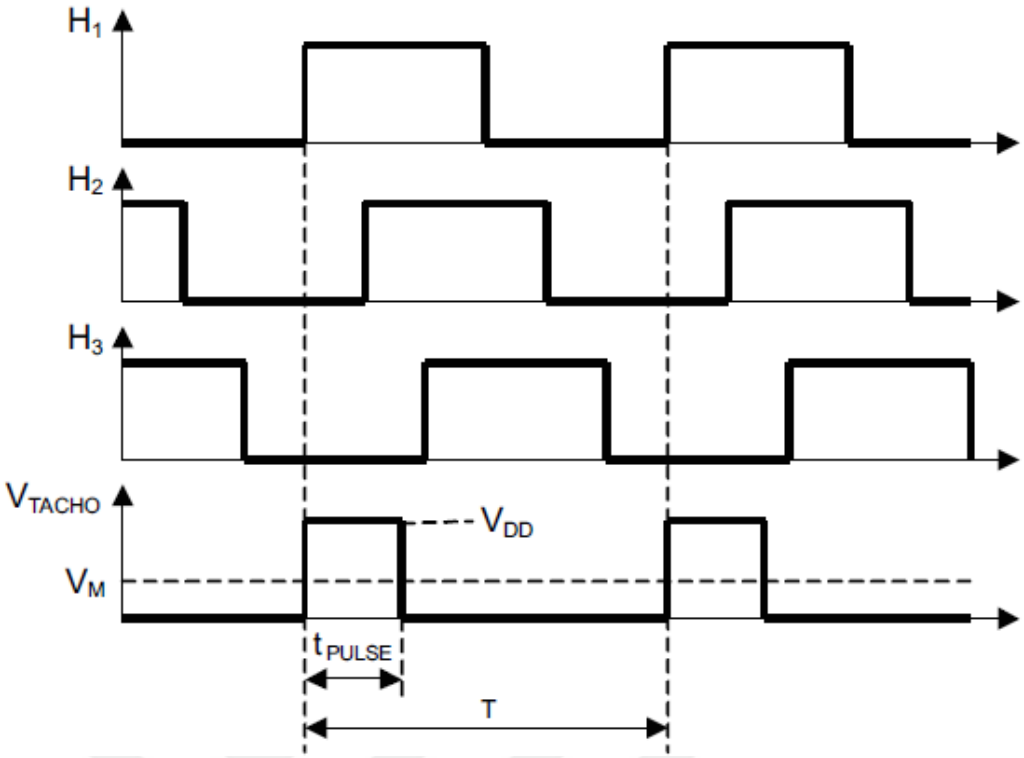
Hesaplanan parametreler simscapede oluşturulan simülasyonda gerçeklenerek ölçülen veriler ile karşılaştırılmıştır. Tork değerinin az olduğu ölçümler için değerler çok yüksek tutarlılığa sahiptir. Tork değeri ile kayıp arasında doğrusal olmayan bir ilişki olduğundan ve modelde doğrusal bir kayıp kullanıldığından dolayı tork değeri arttıkça hata miktarı artmaktadır.

4.5.2 Akış, basınç, dönüş hızı ve güç eğrilerinin elde edilmesi

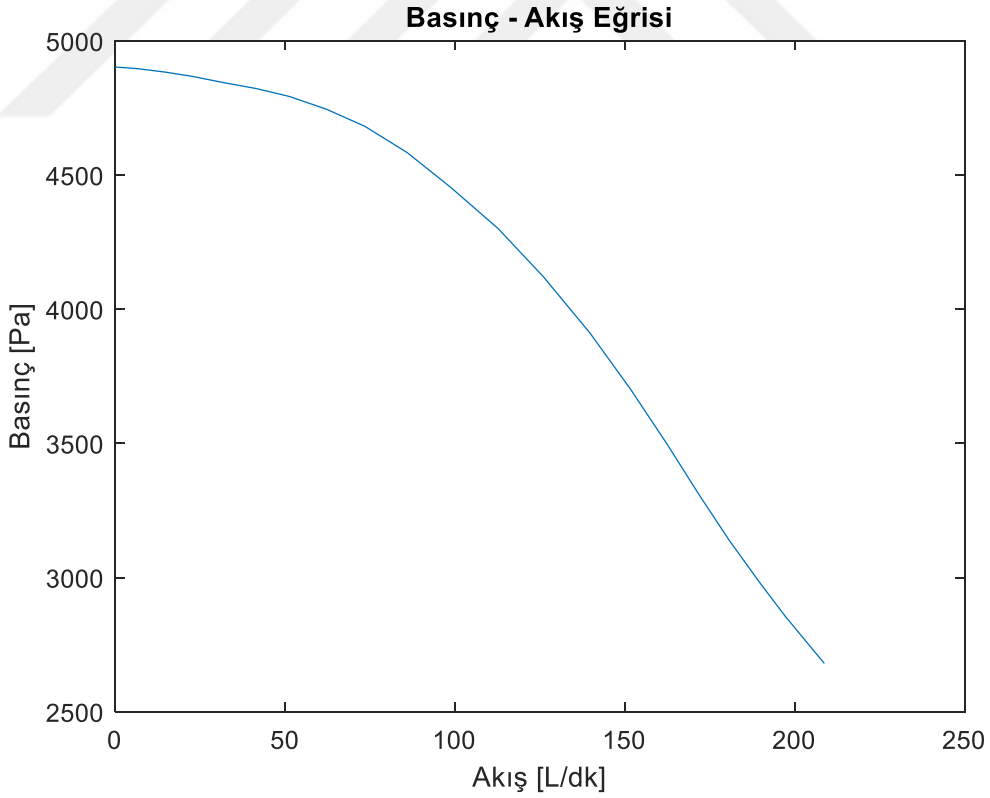
Türbin sistemi benzeşim kuralları kullanılarak modellenmiştir. Benzeşim kurallarında türbin karakteristiğine dair çeşitli eğrilere ihtiyaç vardır. Bu eğriler akış-basınç eğrisi, akış-güç ve akış-dönme hızı eğrileridir. Bu eğriler üretici firma tarafından paylaşılmadığından dolayı deneysel olarak hesaplanmıştır.

Türbin sistemlerde bu eğriler değişken bir direnç yapısı oluşturularak elde edilebilir. Bu çalışmada küresel bir vana yardımı ile değişken direnç yapısı oluşturulmuştur. Küresel vana ayarlanarak sistem direnci değiştirilir ve böylece akış, basınç ve diğer parametrelerin değişimleri, ilişkileri gözlemlenebilir. Aşağıdaki resimde ölçüm düzeneği gösterilmiştir.

Akış ve basınç değerleri sensörler kullanılarak ölçülür. Dönme hızı sürücü kartının TACHO çıkışının osiloskop ile incelenmesi sonucunda ölçülür. Akış güç eğrisi güç kaynağı kullanılarak elde edilir. Bu noktada dikkat edilmesi gereken nokta şudur: güç kaynağında elde edilen değer sistemin elekrik gücüdür. Bu değer kullanılarak motor çıkışındaki güç hesap edilir ve çıkış gücü ve akış eğrisi kullanılır.

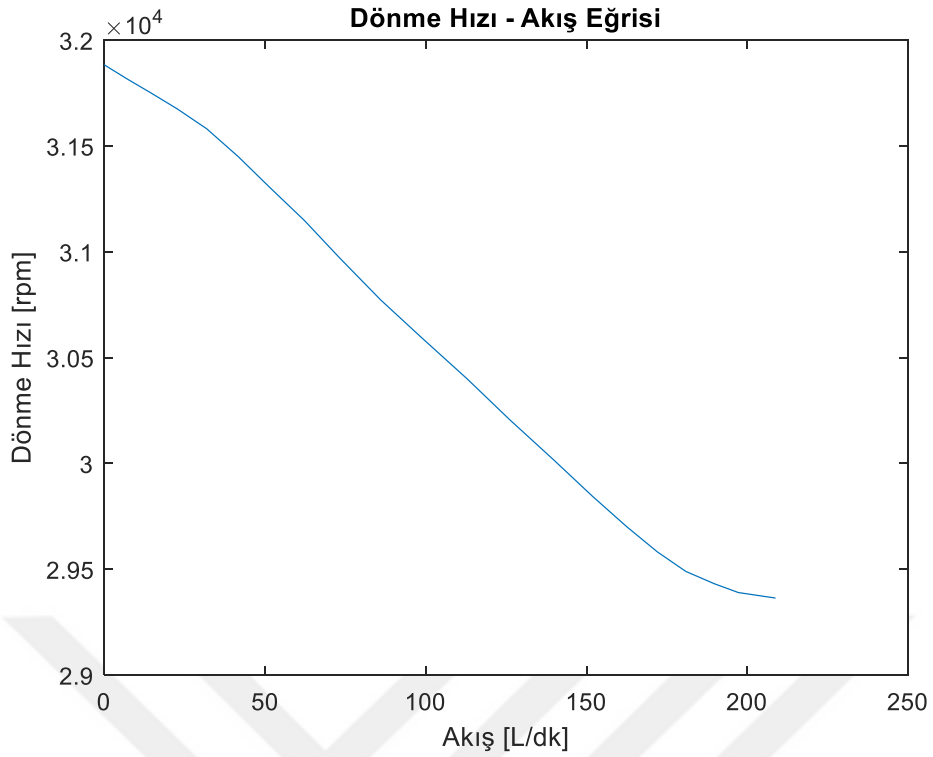


Şekil 4.19 : Motor sürücüsüne ait Tacho çıkışının grafiği.



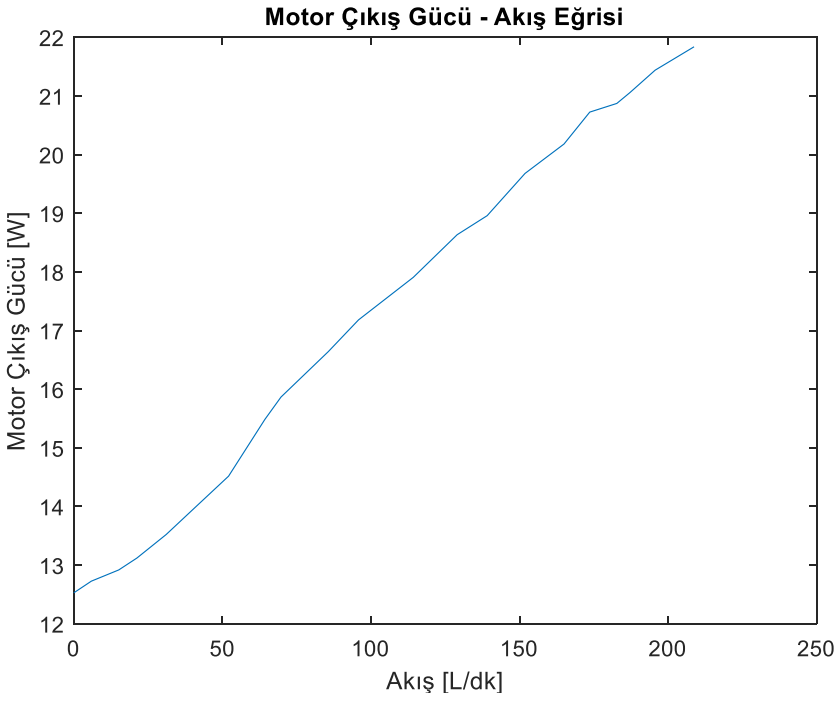
Şekil 4.20 : Türbin sisteme ait akış – basınç eğrisi.

Yukarıdaki şekilde akış ve basınç arasındaki ilişki gösterilmiştir. Akış ve basınç değerleri arasında doğrusal olmayan bir ilişki görülmektedir.



Şekil 4.21 : Türbin sisteme ait akış – dönme hızı eğrisi.

Yukarıdaki şekilde akış ve dönme hızı arasındaki ilişki gösterilmiştir. Denklem 4.24 de tanımlandığı gibi dönme hızı ile akış miktarı arasında doğrusal bir ilişki vardır. Bu durumun şekil 4.21 de farklı olması ise küresel vananın pozisyonları değiştirilerek basınç değerinde oluşan farklılık sebebi iledir.



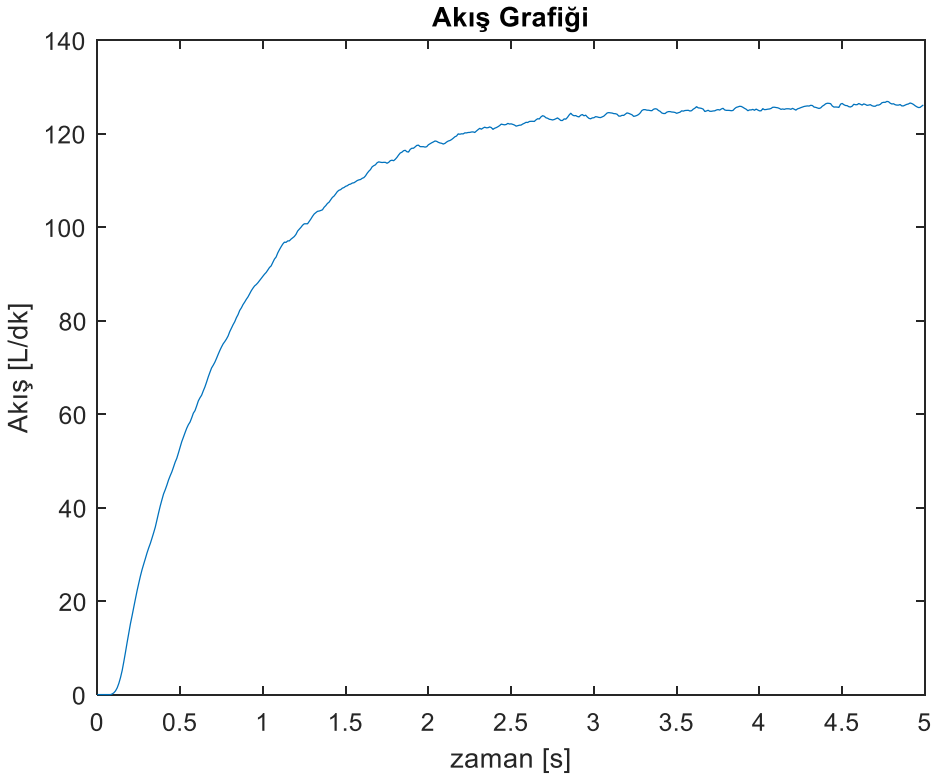
Şekil 4.22 : Türbin sisteme ait akış – güç eğrisi.

Yukarıdaki şekilde akış ve motor çıkış gücü arasındaki ilişki gösterilmiştir. Akış miktarının sıfır olduğu koşulda motor en az güç tüketimi yapmaktadır. Motor verimliliği açısından bakıldığında akış miktarı artıkça verimlilik azalmaktadır.

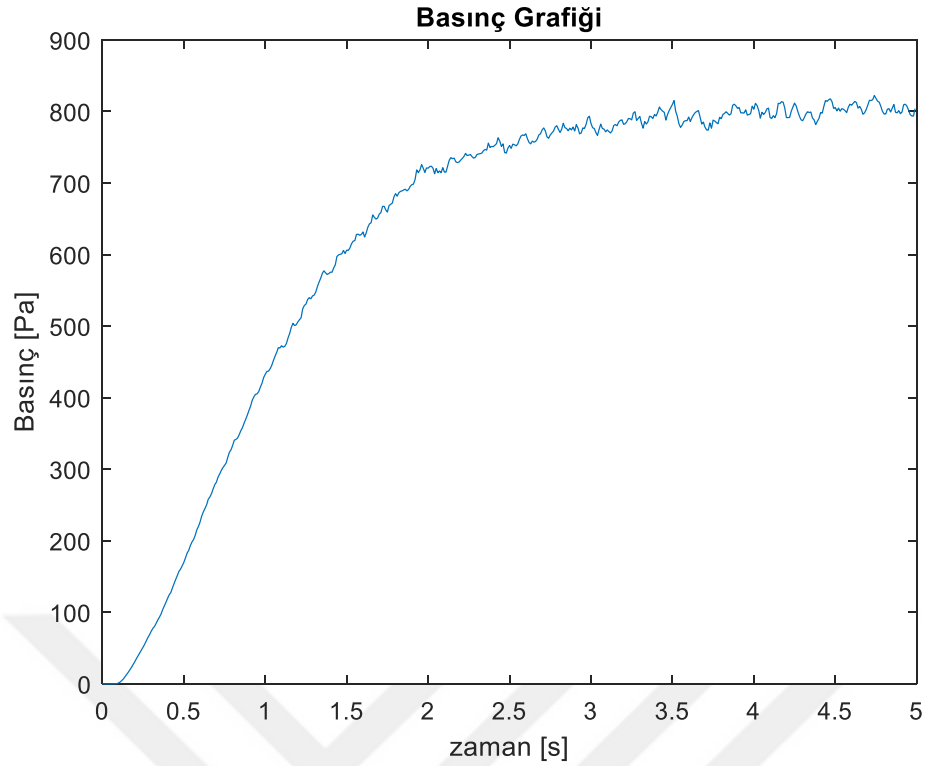
Elde edilen eğriler farklı vana konumlarında elde edilmiştir. Bu deneyin amacı direncin sıfır ve sonsuz olduğu noktalar arasındaki karakteristiği elde etmektir. Bu sayede benzeşim kurallarında verilen denklemler kullanılarak herhangi koşulda elde edilebilecek akış, basınç ve güç değerleri hesaplanabilir.

4.5.3 Hava yolu direnci parametreleri hesaplanması

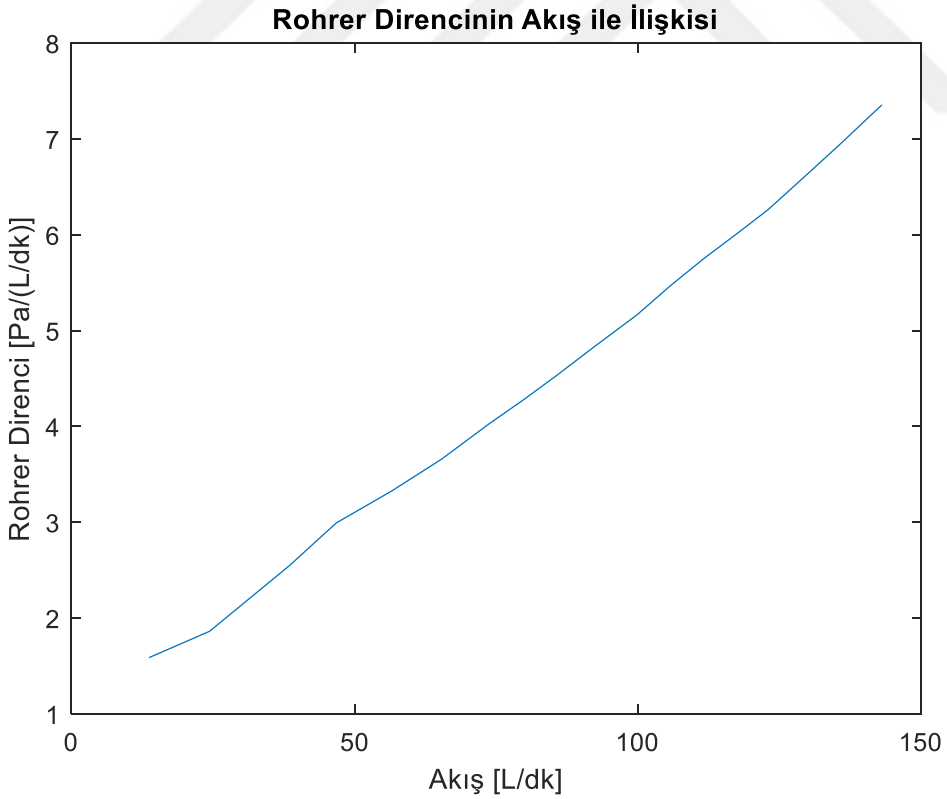
Solunum sistemi direnci olarak sistem modellemesi bölümünde anlatılan Rohrer direnci kullanılmıştır. Bu sebeple hesaplanması gereken iki adet parametre vardır. Bu parametreler deneysel olarak toplanan veriler ve ölçümler sonucunda hesaplanmıştır. Deney şu şekilde gerçekleştirilmiştir: sisteme türbin fanın ağzı açık kalacak şekilde farklı giriş gerilimleri uygulanmıştır. Bunun sonucunda sistemde oluşan akış ve basınç değeri ölçülerek kayıt edilmiştir. Elde edilen sonuçlar aşağıda bulunan şekillerde gösterilmiştir. Deney sabit gerilim uygulanmak yerine test ciğerine sabit akış uygulanarak gerçekleştirilse idi test ciğerinin de hava yolu direnci daha kolay gözlemlenirdi.



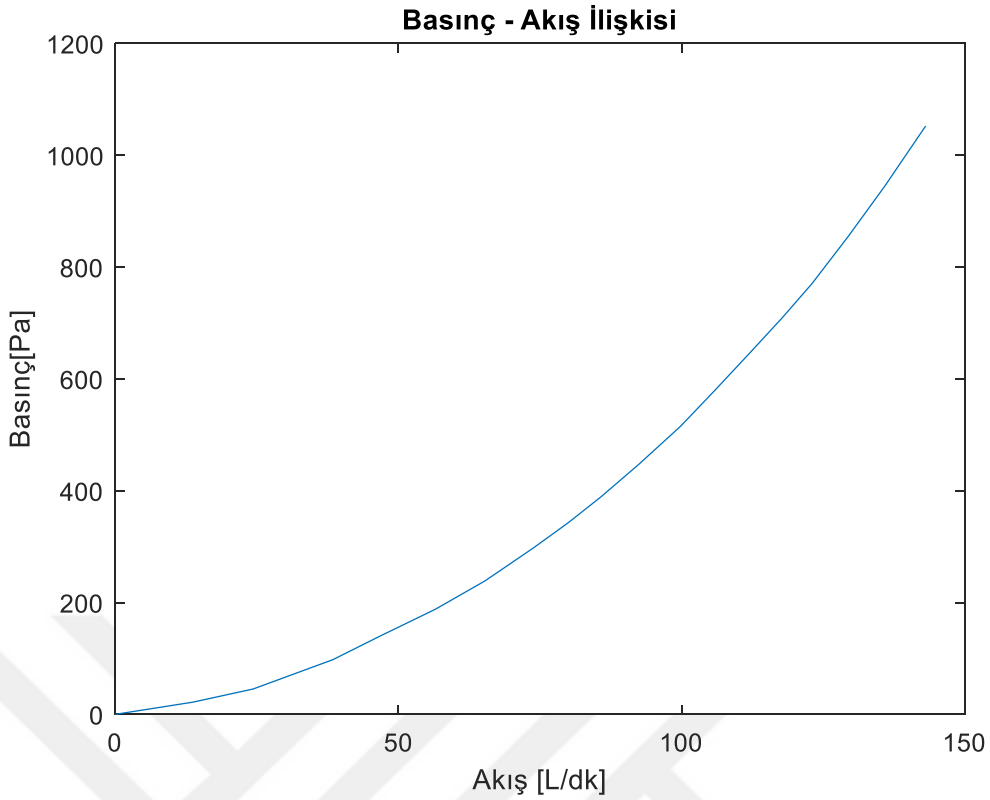
Şekil 4.23 : Gerçek zamanlı akış grafiği.



Şekil 4.24 : Gerçek zamanlı basınç grafiği.

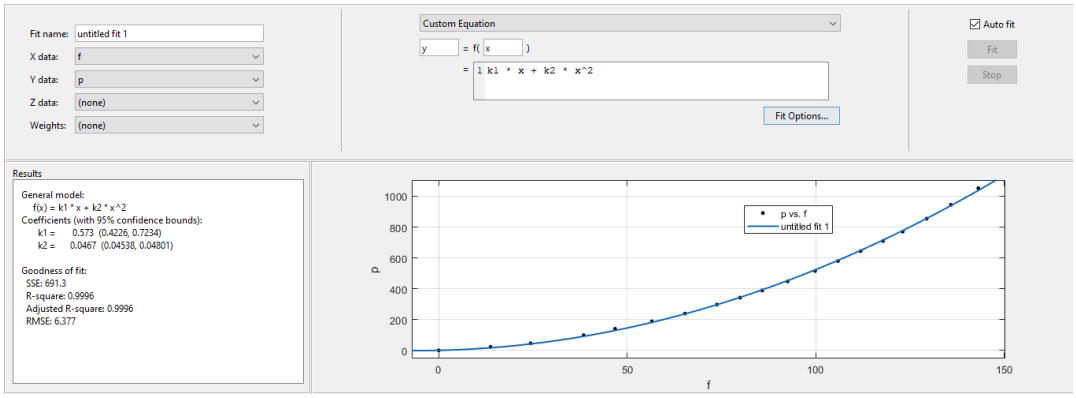


Şekil 4.25 : Rohrer direncinin akış ile değişimi.



Şekil 4.26 : Rohrer direncine ait akış ve basınç grafiği.

Akış ve basınç verileri matlab eğri uydurma(curve fitting) uygulaması kullanılarak hesap edilmiştir. Ayrıca şekil 4.23 de elde edilen akış grafiğine Rohrer denklemi uygulandığında elde edilen basınç grafiği ile şekil 4.24 deki basınç grafiği ile karşılaştırıldığında hemen hemen aynı olduğu görülmüştür. Aşağıda bulunan şekilde elde edilen veri ile formül sonuçlarının birbirleri ile çok yakın olduğu görülmektedir.



Şekil 4.27 : Eğri uydurma ile Rohrer direnci hesabı.

4.5.4 Test Ciğeri Kapasitesi Hesaplanması

Hacmin basınç ile ilişkisinde önerilen modeller içerisindeki en basit model seçilmiştir. Hacim ile basınç arasındaki ilişki doğrusal kabul edilmiştir. Bu sayede

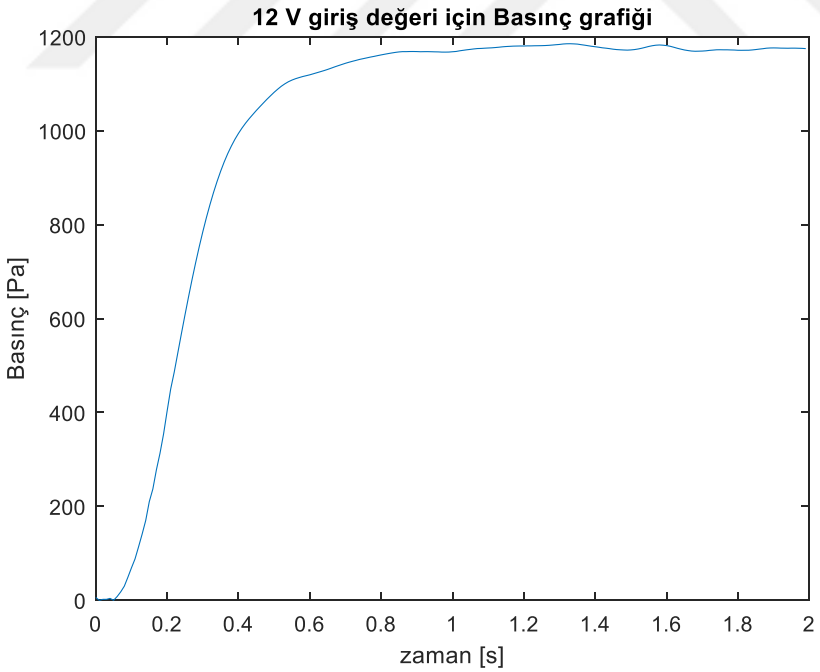
hesaplanması gereken tek bir kapasite değeri vardır. Kapasite değeri deneysel olarak hesaplanmıştır. Sisteme sabit gerilim uygulanarak test ciğerine dolan havanın hacmi ile basınç arasındaki ilişki incelenerek kapasite değeri bulunmuştur.

4.6 Gerçek Sistem Yanıtları ve Transfer Fonksiyonu Elde Edilmesi

Bu bölümde tasarlanmış olan sisteme 8 – 24 V arasında farklı giriş değerleri uygulanmış ve çıkış yanıtları kayıt altına altınmıştır. Matlab sistem tanıma uygulaması kullanılarak ‘s’ düzleminde transfer fonksiyonları elde edilmiştir. Oluşturulan simülatör ile gerçek zamanlı sistem yanıtları karşılaştırılmıştır. Simülatörün geçerliliği incelenmiştir.

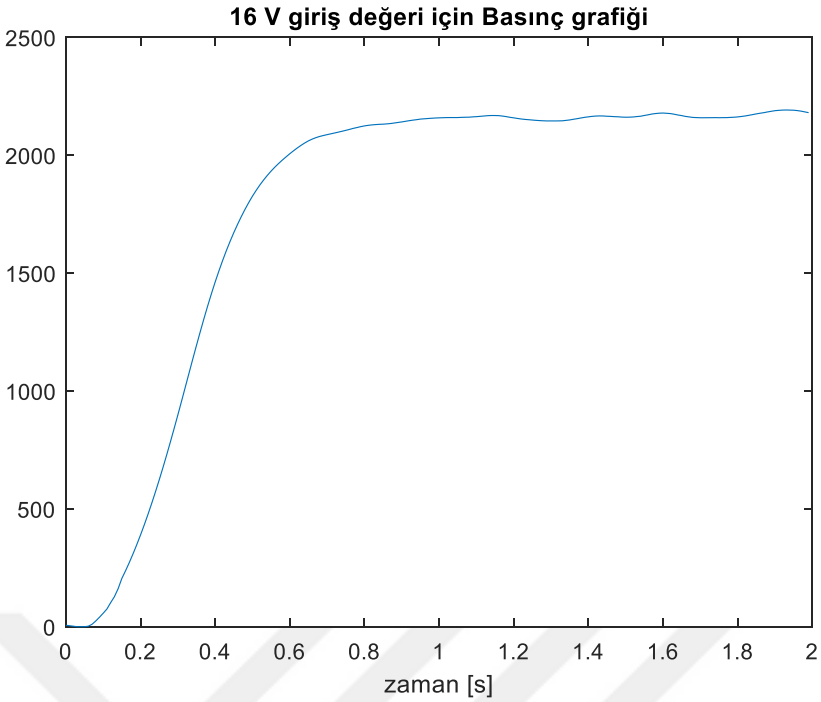
4.6.1 Sisteme çeşitli gerilim girişlerinin uygulanması ve sistem yanıtları

Sisteme ilk önce 8 V değeri birim basamak girişi olarak uygulanmış ve basınç değeri kayıt edilmiştir. Aynı prosedür giriş gerilimi her seferinde 2 V arttırılarak 24 V değerine kadar tekrar edilmiştir. Elde edilen sonuçlar aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir.



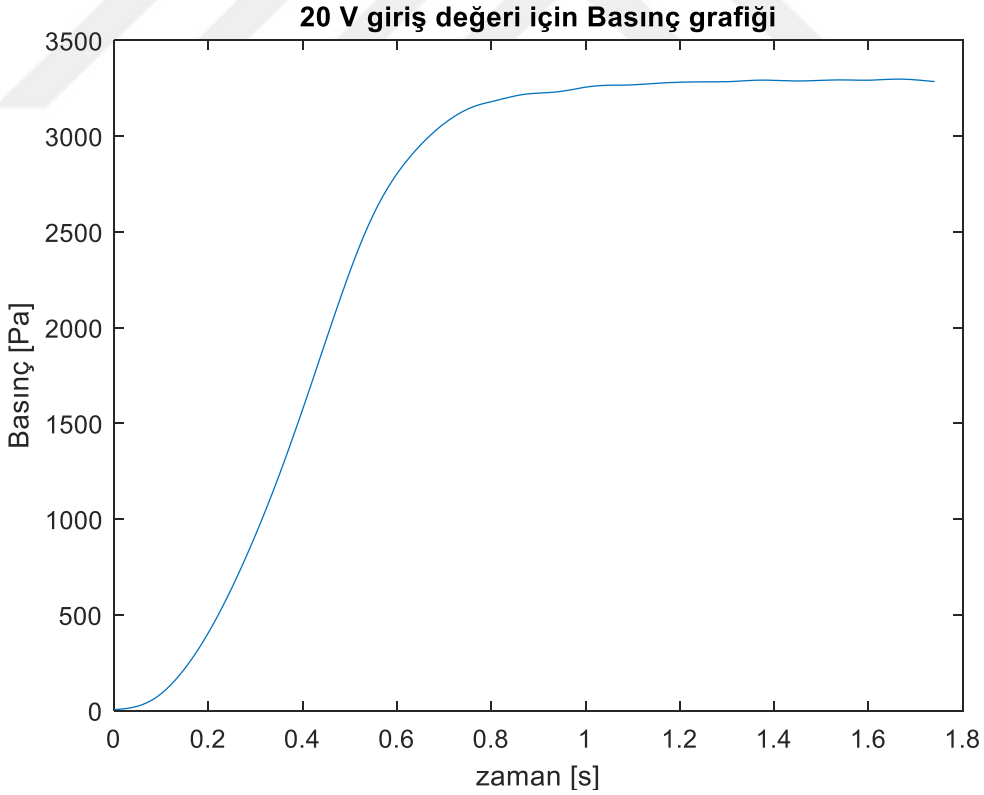
Şekil 4.28 : 12 V giriş değeri için basınç grafiği.

Yukarıdaki şekilde 12 V giriş değeri için gerçek zamanlı basınç grafiği gösterilmiştir.



Şekil 4.29 : 16 V giriş değeri için basınç grafiği.

Yukarıdaki şekilde 16 V giriş değeri için gerçek zamanlı basınç grafiği gösterilmiştir.



Şekil 4.30 : 20 V giriş değeri için basınç grafiği.

Yukarıdaki şekilde 20 V giriş değeri için gerçek zamanlı basınç grafiği gösterilmiştir.

Bu bölümde sisteme birçok farklı gerilim giriş değeri uygulanmıştır. Elde edilen sistem yanıtları aşımsızdır.Sistem yaklaşık 30 milisaniye civarında da bir gecikme süresine sahiptir. Basınç değerinin ölçümü türbin fanın çıkışından yapıldığından dolayı gecikme zamanı ihmal edilmiştir. Gerçek uygulama hasta çıkışından yapılacağından dolayı daha belirgen bir gecikme zamanı belirecektir. Sistem kazancı doğrusal değildir.

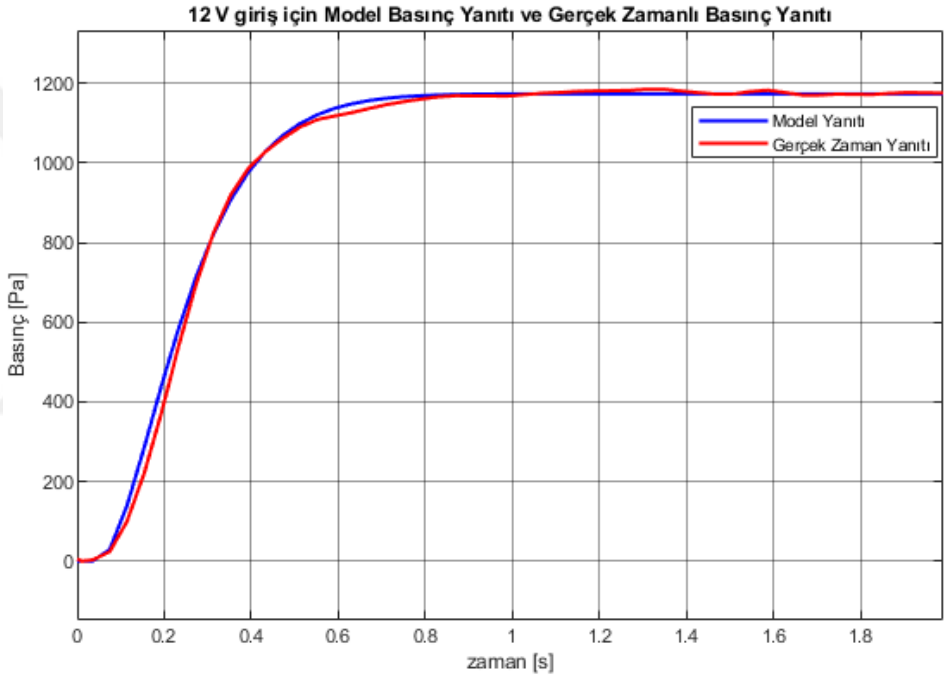
4.6.2 Sistem tanıma uygulaması ve gerçek zaman yanıtı ile karşılaştırma

Sistem yanıtlarının aşımsız olması sebebi ile sistem tanıma uygulamasında elde edilecek modellerin kutuplarının birçoğunun reel eksende yer alması ön görülmektedir.. Sistem tanıma yazılımında 8 – 20 V arasındaki değerler için sadece 2 kutuplu transfer fonksiyonları hesaplanmıştır. Transfer fonksiyonlarının iki kutuplu seçilmesinin ana nedeni daha kolay kontrol edebilmek içindir.

Çizelge 4.1 : Sistem tanıma uygulamasında elde edilen sonuçlar.

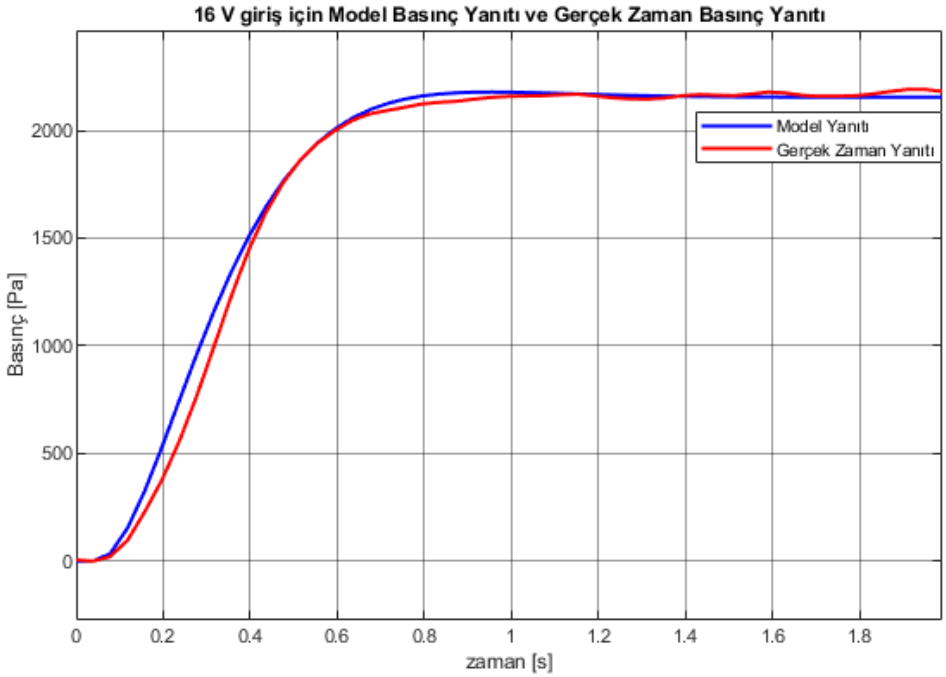
Giriş	Kutup Sayısı	Model Tutarlılığı
8 V	2	% 96.85
10 V	2	% 97.45
12 V	2	% 96.42
14 V	2	% 96.69
16 V	2	% 95.64
18 V	2	% 95.07
20 V	2	% 94.56
22 V	3	% 98.01
24 V	3	% 97.58

Yukarıdaki tabloda 8 – 24 V girişleri için model yapısı ve model tanıma uygulaması sonucu elde edilen model tutarlıklık yüzdesi gösterilmiştir. Sistem kazancının doğrusal olmaması sebebi ile elde edilen modellerin hepsinin kazanç değerleri farklıdır. Giriş gerilimlerinin 8 V – 14 V arasında olduğu yanıtların kutuplarının pozisyonları birbirlerine çok yakındır. 14 V değerinin üzerinde ki giriş gerilim değerleri için sistem modelinin doğrusal olmaması sebebi ile farklılık göstermeye başlar. Bu sebeple 20 V üzeri değerler için iki adet kutup sayısı üçe çıkarılmıştır. Özet olarak elde edilen modeller üçüncü dereceden modellenirse daha yüksek bir model tutarlılığı elde etmek mümkün olacaktır. Kontrolör tasarımın kolaylaştırmak adına mümkün mertebe ikinci derece transfer fonksiyonları tercih edilmiştir.



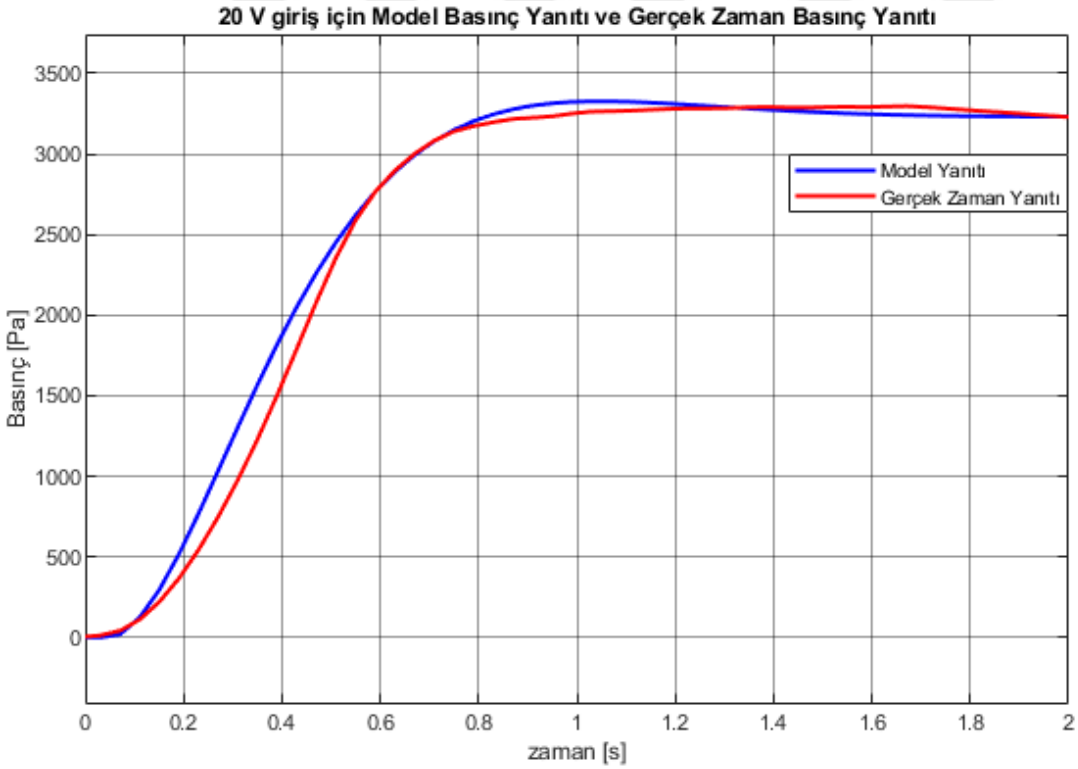
Şekil 4.31 : 12 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve model yanıtı.

Yukarıdaki şekilde 12 V giriş değeri için transfer fonksiyonuna ait yanıt ve gerçek zaman yanıtı birlikte gösterilmiştir.



Şekil 4.32 : 16 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve model yanıtı.

Yukarıdaki şekilde 16 V giriş değeri için transfer fonksiyonuna ait yanıt ve gerçek zaman yanıtı birlikte gösterilmiştir.



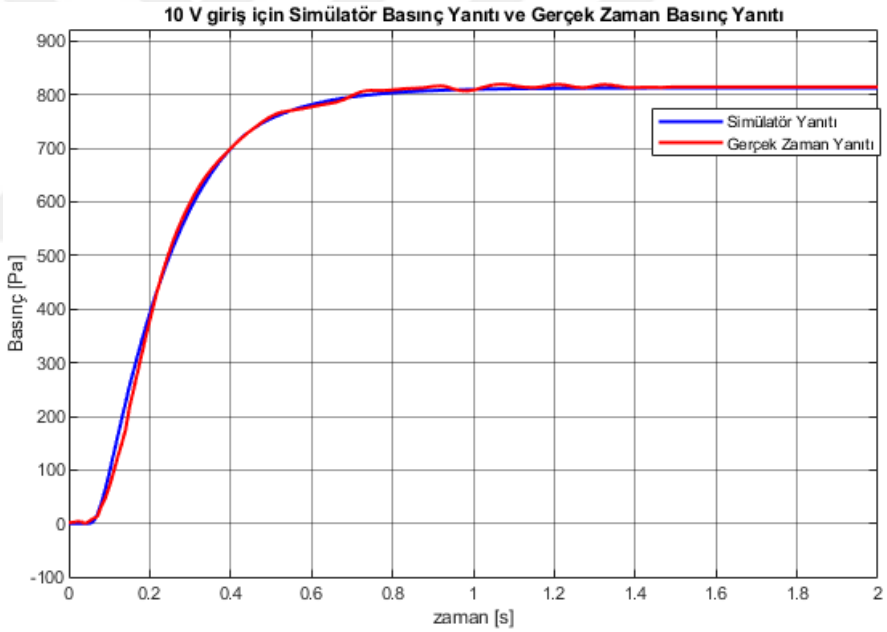
Şekil 4.33 : 20 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve model yanıtı.

Yukarıdaki şekilde 20 V giriş değeri için transfer fonksiyonuna ait yanıt ve gerçek zaman yanıtı birlikte gösterilmiştir.

Elde edilen transfer fonksiyonlarına ait yanıtlar ile gerçek sisteme yanıtlar birbirleri ile karşılaştırıldığında elde edilen yanıtların 20 V giriş değeri harici gayet başarılı olduğu şekil 4.31 ve 4.32 de gösterilmiştir. Şekil 4.33 incelendiğinde ikinci derece transfer fonksiyonu yerine üçüncü derece bir transfer fonksiyonun kullanılması durumda elde edilecek sistem yanıtının daha uygun olduğu görülmüştür. Fakat kontrolör tasarımını basitleştirmek adına ikinci derece transfer fonksiyonu kullanılarak tasarım gerçekleştirilmiştir.

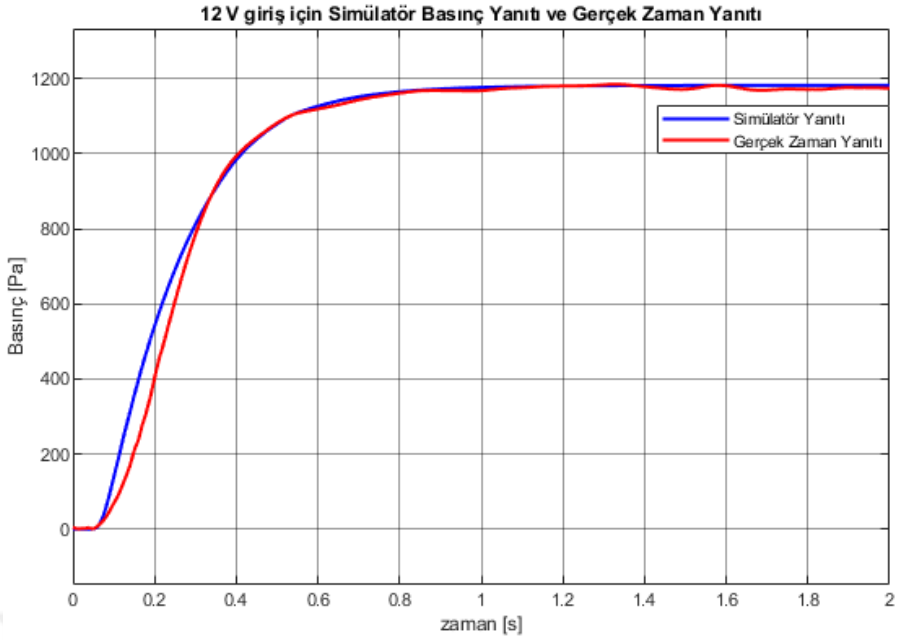
4.6.3 Gerçek sistem yanıtı ile simülatör yanıtı karşılaştırması

Bu bölümde bir önceki bölümde gösterilmiş olan gerçek sistem yanıtı ile oluşturulan simülatör yanıtları beraber gösterilmiştir.



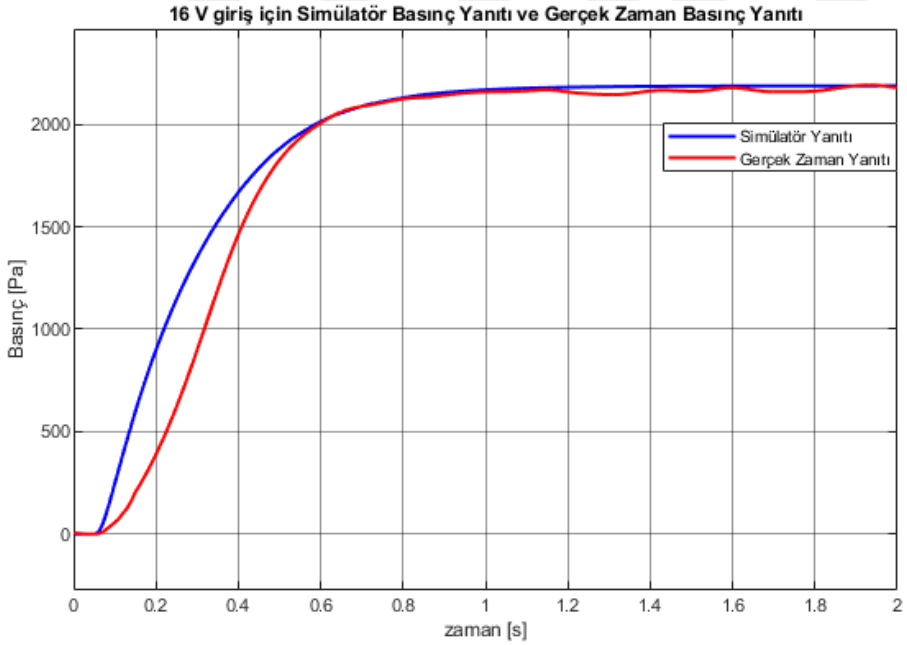
Şekil 4.34 : 10 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve simülatör yanıtı.

Yukarıdaki şekilde 10 V giriş değeri için simülatör yanıtı ve gerçek zaman yanıtı birlikte gösterilmiştir.



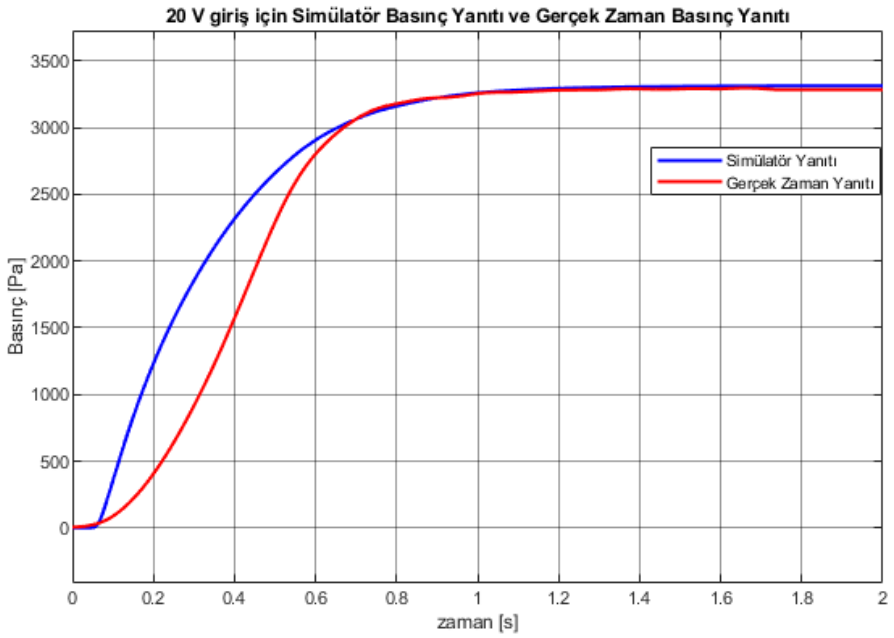
Şekil 4.35 : 12 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve simülatör yanıtı.

Yukarıdaki şekilde 12 V giriş değeri için simülator yanıtı ve gerçek zaman yanıtı birlikte gösterilmiştir.



Şekil 4.36 : 16 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve simülatör yanıtı.

Yukarıdaki şekilde 16 V giriş değeri için simülator yanıtı ve gerçek zaman yanıtı birlikte gösterilmiştir.



Şekil 4.37 : 20 V giriş değeri için gerçek sistem yanıtı ve simülatör yanıtı.

Yukarıdaki şekilde 20 V giriş değeri için simülator yanıtı ve gerçek zaman yanıtı birlikte gösterilmiştir.

Şekil 4.34 ile 4.37 arasında gösterilen şekiller incelendiğinde elde edilen sistem yanıtlarından giriş gerilim değeri 10 V ve 12 V olduğu durumda simülatöre ait sistem yanıtı ile gerçek sisteme ait sistem yanıtının çok yüksek oranda birbirlerine benzediği görülmüştür. 12 V üzeri giriş değeri için olan yanıtlar incelendiğinde simülatöre ait yanıtların gerçek sisteme ait yanıtlardan hızlı yükselme zamanının olduğu fakat bütün yanıtların yerleşme zamanlarının birbirleri ile hemen hemen aynı olduğu görülmektedir. Gerçek sistem yanıtının yavaş kalmasının muhtemel sebeplerinden bir tanesi güç kaynağının sınırlı güç üreterek akımı sınırlaması olabilir. Bir diğer sebep ise sisteme ait kayıpların doğrusal modellenmesidir. Giriş gerilimi arttıkça motora ait bütün parametrelerde bir artış olacağından dolayı örneğin dönme hızı artması sürtünme kaybını da arttıracaktır. Sistem doğrusal olmadığından dolayı bu kayıpların da doğrusal olması beklenemez. Yüksek gerilim girişi uygulandığında simülatöre ait sistem yanıtları ile gerçek zamana ait sistem yanıtları arasındaki fark bu sebeplerle açıklanabilir.

5. SİSTEM KONTROLÜ

Bir önceki bölümde sistem tanıma uygulaması kullanılarak hesaplanmış farklı transfer fonksiyonlarına çeşitli PID kontrolörler tasarlanmıştır. PID kontrolör BBBC optimizasyon metodu kullanılmıştır (Eksin,2004). Optimizasyon amaç fonksiyonu olarak gerekli kontrol kriterlerine göre bir başarım kriteri tanımlanmış ve kontrol parametreleri aranmıştır.

5.1 Kontrol Problemi ve Kontrol Kriteri

Önceki bölümlerde de gösterildiği gibi sistem karakteristiği doğrusal değildir. Basınç kontrollü ventilasyonda klasik kontrol uygulamalarının başarılı olmadığı bilinmektedir. Basınç değerinin kontrollünde dikkat edilmesi gereken iki önemli husus vardır. Birincisi sistem yanıtının referans değerine olabildiğince hızlı ulaşmasıdır (Hunnekens ve diğerleri,2020). İkincisi ise sistem yanıtının hızlı olmasına karşın aşım değerinin düşük olması gerekir. Yetişkin hastalarda hata ve aşım toleransları bebek ve yenidoğan hastalara göre daha yüksektir. Yetişkin ciğer kapasitesinin daha yüksek olması sebebi ile referans değerine ulaşmak için gereken süre yenidoğan ve bebeklere göre daha uzundur. Optimizasyon amaç fonksiyonu bu iki kriter göz önüne alınarak oluşturulmuştur.

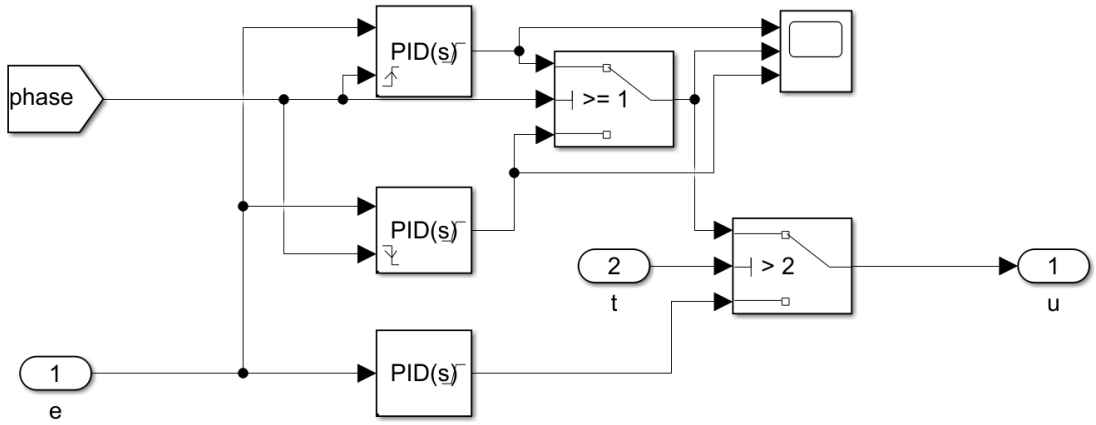
Kontrol edilecek transfer fonksiyonlarından bir tanesi seçilmiş ve amaç fonksiyonu olarak zamana göre hatanın karesinin toplamı (ITSE) ve zamana göre hatanın mutlak değerinin toplamı(ITAE) seçilmiştir. ITSE ve ITAE için iki farklı PID kontrolör tasarlanmıştır. Tasarlanan iki PID kontrolör sonuçları birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Bunun sonucunda iae metodu ile tasarlanan kontrolörün yanıtının kontrol kriterlerine daha uygun olmasından dolayı ITAE metodu seçilmiştir. Akbıyık ve diğerlerinin(Akbıyık,2005) makalesinde bulunan başarım kriteri metodu ile ITAE değeri amaç fonkisyonu olarak kullanılmıştır. Amaç fonksiyonu aşağıda denklem 5.1 de gösterilmiştir.

$$PI = -\frac{1000}{(c_1 \times os) + (c_2 \times t_r) + (c_3 \times t_s) + (c_4 \times \text{ITAE})} \quad (5.1)$$

Başarım kriteri ait katsayılar çeşitli denemeler ve uzman görüşü ile seçilmiştir. Aşım değeri ve yükselme zamanı değerlerinin kritik kontrol kriteri olması sebebiyle bu değerlerin katsayıları daha baskın seçilmiştir.

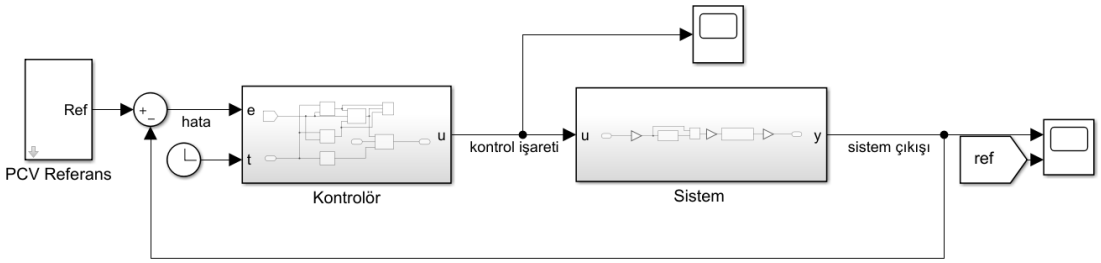
5.2 Kontrolör Tasarımı

Basınç kontrollü ventilasyonda referans değerleri nefes alma ve verme basıncı olmak üzere kare dalgadır. Nefes verme basıncı genel olarak 4 – 8 mbar değerleri arasında tercih edilir. Çalışma aralığı olarak nefes verme basıncı 5 mbar olarak seçilmiştir. Bunun haricinde nefes alma basıncı olarak 10 – 20 – 30 mbar değerleri seçilmiştir. Referans değerine uygun transfer fonksiyonu seçilmiş ve PID parametreleri optimizasyon ile hesaplanmıştır. Nefes alma ve verme fazları için farklı PID parametreleri bulunmuştur..



Şekil 5.1 : Kontrol bloğunun yapısı.

Kontrolör bloğunun içerisinde üç farklı PID kontrolör bulunur. Bu PID'lerden bir tanesi sadece bir kere çalışır. Bu PID ilk çalışma esnasında (basınç değeri sıfırdır) basıncı sıfır değerinden beş mbar değerine getirmek için kullanılır. Kalan iki PID'den bir tanesi nefes alma fazını kontrol eder diğeri ise nefes verme fazını kontrol eder. Nefes verme fazını kontrol eden PID'ye ait parametreler sabittir. Nefes alma fazında farklı referans değerleri için farklı parametreler kullanılır.



Şekil 5.2 : Sisteme ait genel blok diyagramı.

Simulinkde oluşturulan genel blok şeması gösterilmiştir.

Çizelge 5.1 : Farklı referans ve modellere göre tasarlanan PID parametreleri.

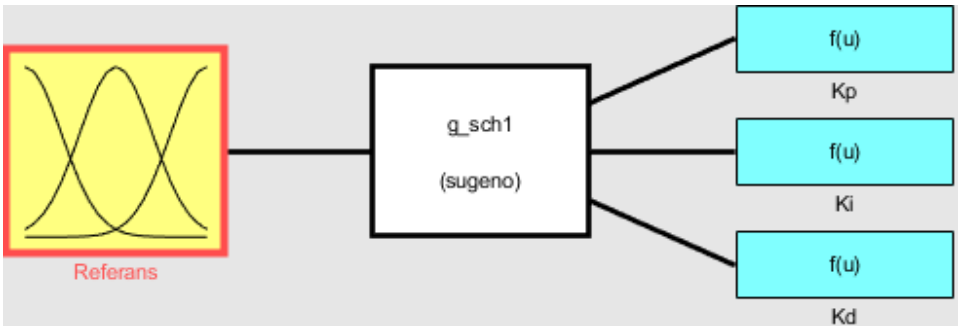
Model Numarası	Kp	Ki	Kd
1	5	14	0.15
2	4.5	4.25	0.22
3	13	2.15	0.5

Nefes alma fazında tasarlanmış farklı PID kontrolör parametreleri tabloda gösterilmiştir.

5.3 Ara Referans Değerleri İçin Bulanık Kazanç Ayarlaması

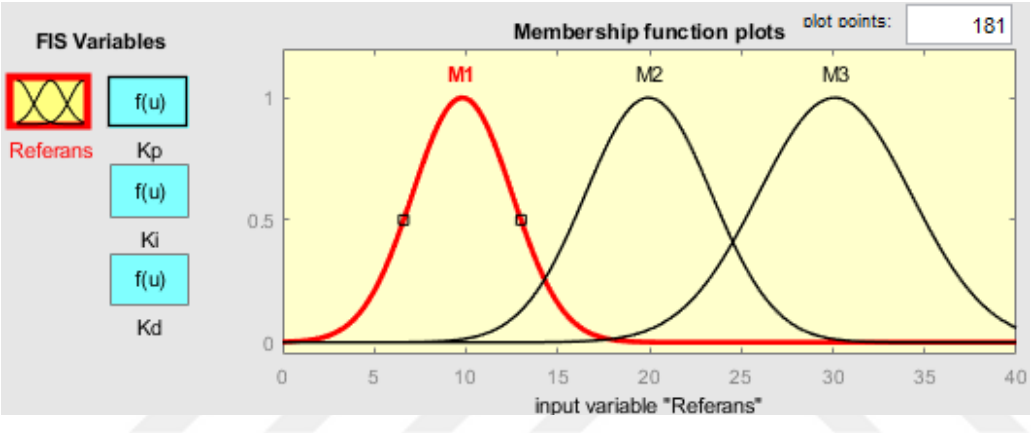
Tasarlanan PID kontrolörler 5 – 10 mbar, 5 – 20 mbar ve 5 – 30 mbar referans değerlerine göre tasarlanmıştır. Tasarlanan PID kontrolörler 5 – 15 mbar ve 5 – 25 mbar referans değerlerinde uygulandığında tasarlanan kontrolörler parametrelerinin uygun olmadığı görülmüştür. Bu noktada farklı referans değerlerine göre PID parametrelerinin bulanık mantık uygulaması ile ayarlayan bir bulanık mekanizma tasarlanmıştır. Tasarlanan bu mekanizma 15 mbar ve 25 mbar değerine uygun transfer fonksiyonları seçilerek bu transfer fonksiyonlarında bu mekanizma denemiş ve sonuçlar gösterilmiştir.

Bulanık mantık mekanizması tek giriş üç çıkış olacak şekilde oluşturulmuştur. Nefes alma basıncı sistem bulanık mantık mekanizması girişidir. Bulanık mantık mekanizmasının çıkışları PID kontrolöre ait Kp, Ki ve Kd parametreleridir. Tasarlanmış bulanık mantık mekanizması Takagi – Sugeno çıkarım yöntemi kullanılmıştır.



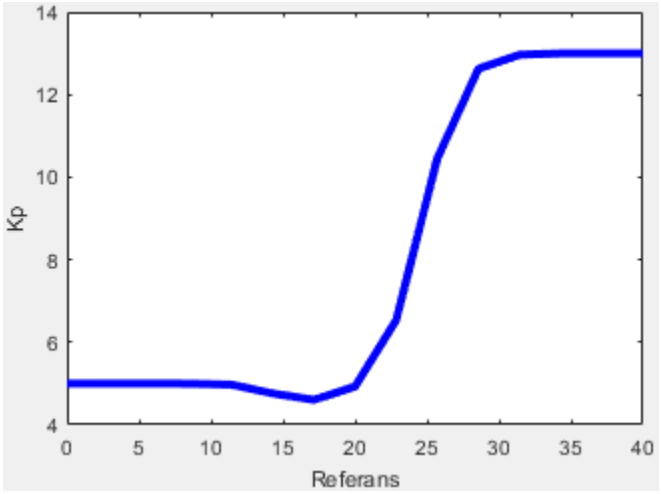
Şekil 5.3 : Tasarlanan bulanık mekanizmasının giriş ve çıkışları.

Yukarıdaki şekilde oluşturulan bulanık mantık mekanizmasının giriş ve çıkışları gösterilmiştir.



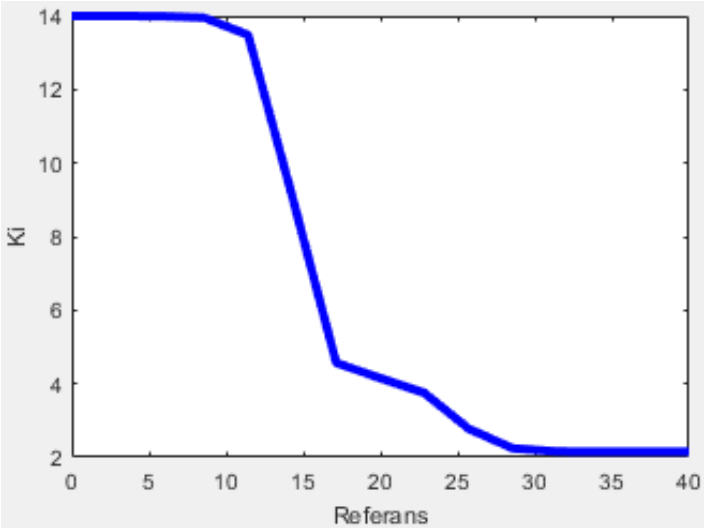
Şekil 5.4 : Tasarlanan bulanık mekanizmasına ait üyelik fonksiyonları.

Yukarıdaki şekilde bulanık mantık mekanizmasına ait üyelik fonksiyonları gösterilmiştir.



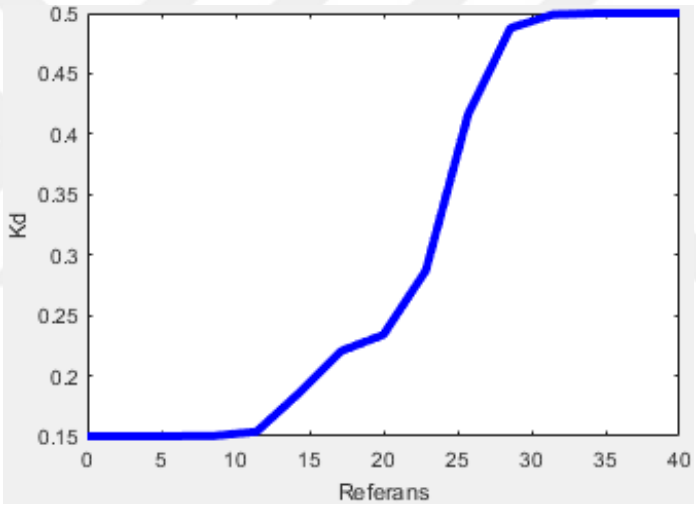
Şekil 5.5 : Referans değerine göre Kp kazancı.

Yukarıdaki şekilde Kp parametresinin referans değerine göre değişimi gösterilmiştir.



Şekil 5.6 : Referans değerine göre Ki kazancı.

Yukarıdaki şekilde Ki parametresinin referans değerine göre değişimi gösterilmiştir.

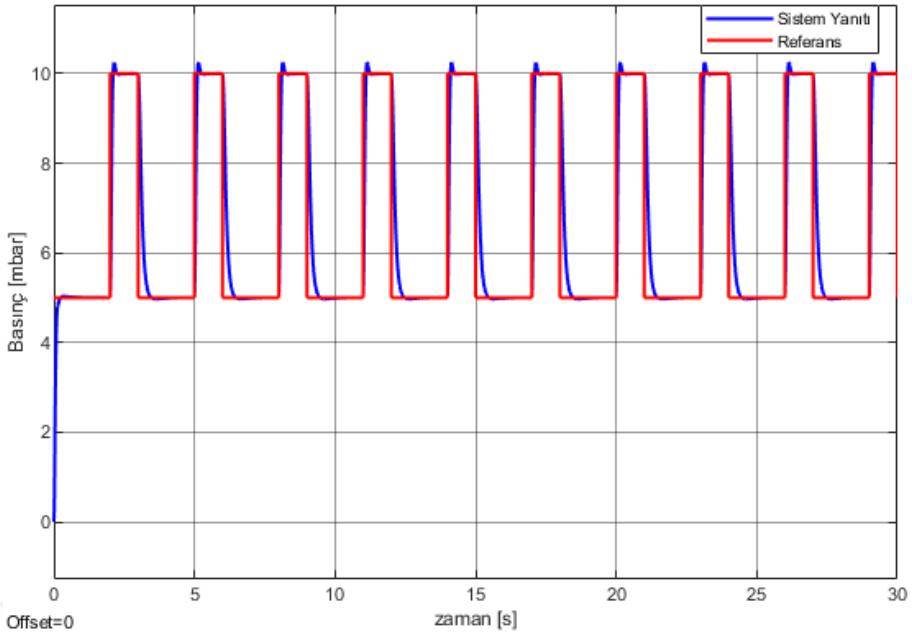


Şekil 5.7 : Referans değerine göre Kd kazancı.

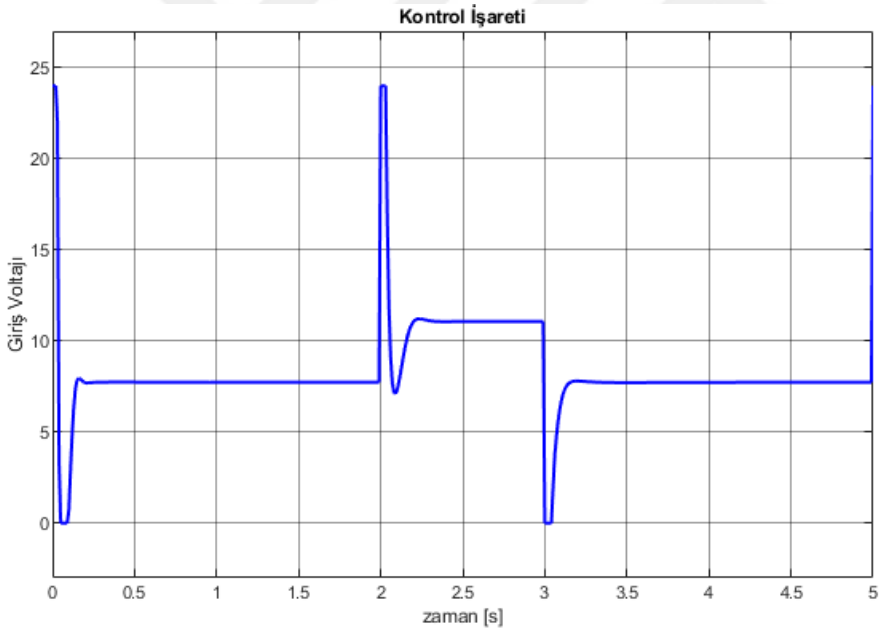
Yukarıdaki şekilde Kd parametresinin referans değerine göre değişimi gösterilmiştir.

5.4 Kontrol Edilmiş Sonuçlar

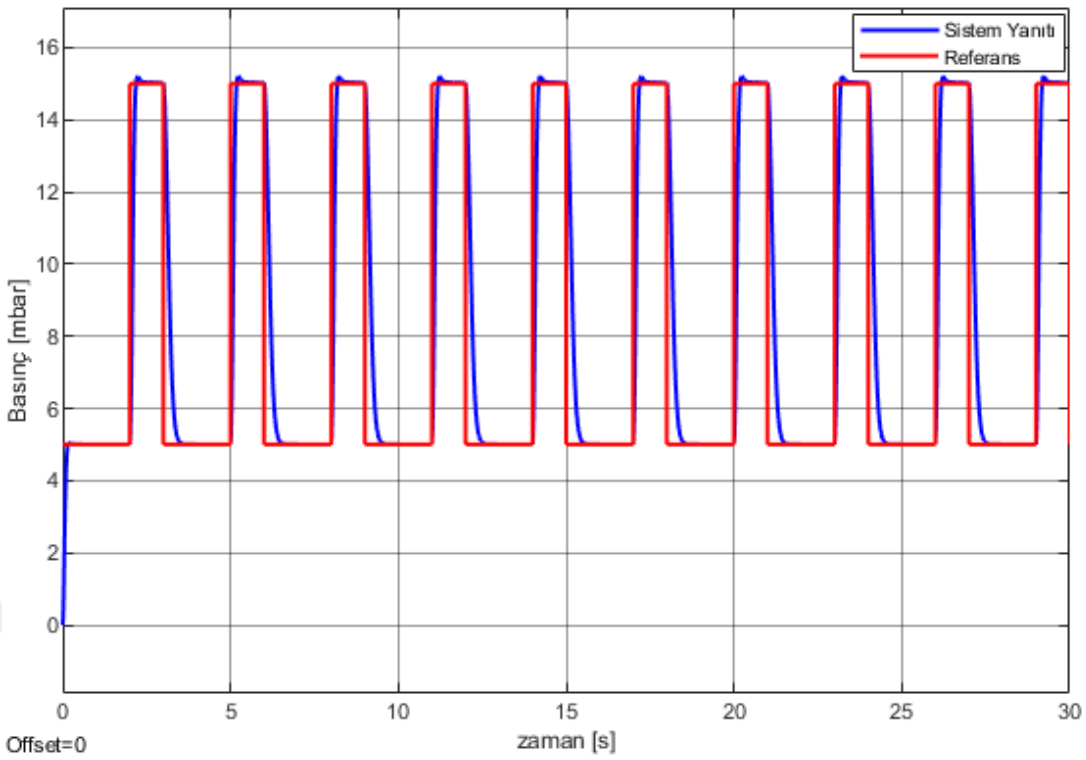
Beş farklı referans değeri beş farklı modelde tasarlanan bulanık mantık mekanizması kullanılarak kontrol edilmiştir. Beş farklı değer için beş farklı PID parametreleri elde edilmiş ve kontrol edilmiştir. Elde edilen sonuçlar aşağıda gösterilmiştir.



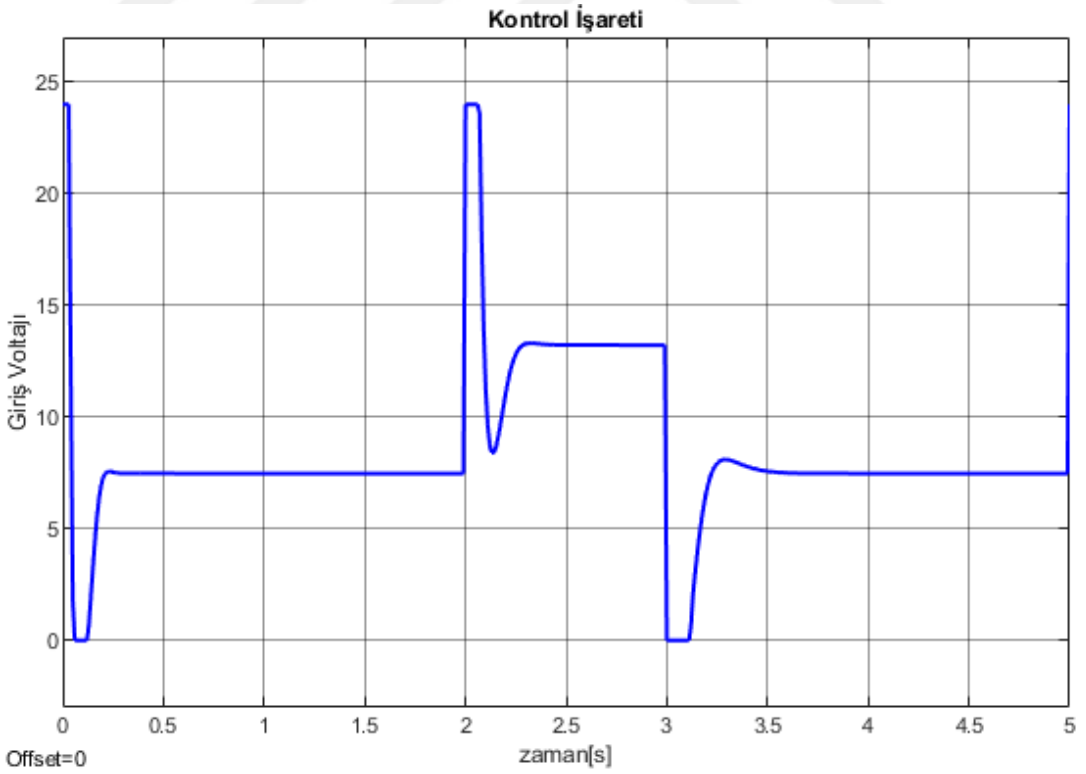
Şekil 5.8 : 5 – 10 mbar referans değeri için transfer fonksiyonunun kontrol edilmiş sistem yanıtı.



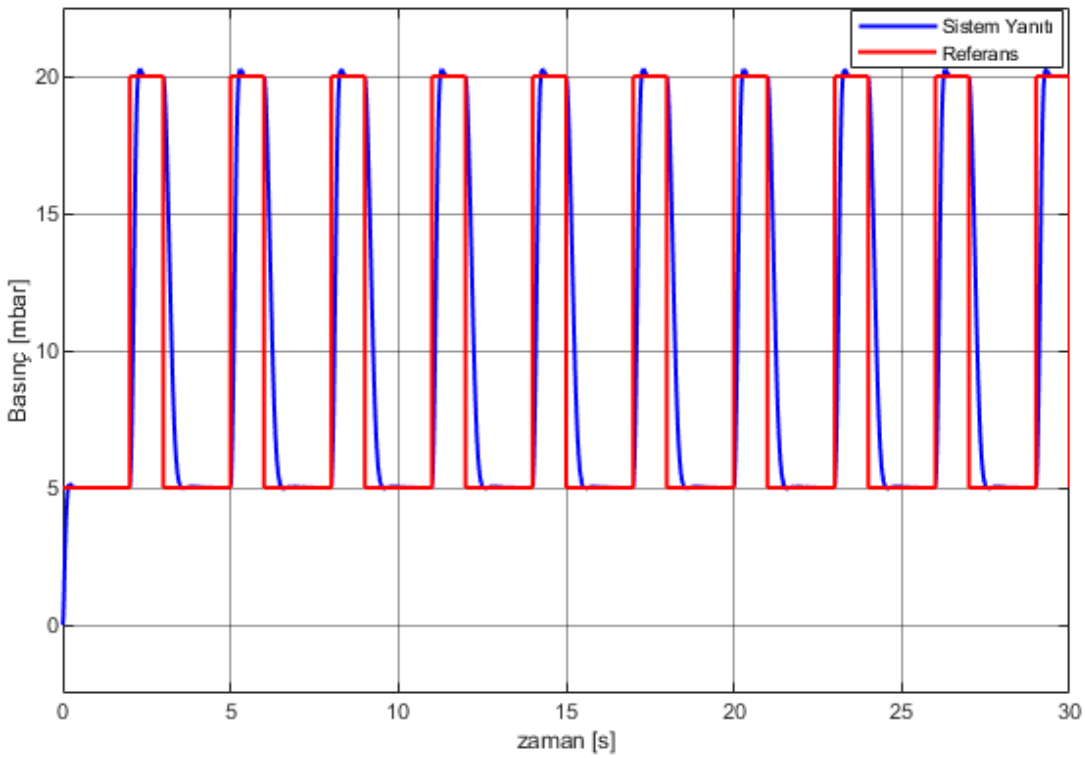
Şekil 5.9 : 5 – 10 mbar referans değeri için tasarlanan kontrolöre ait kontrol işareti.



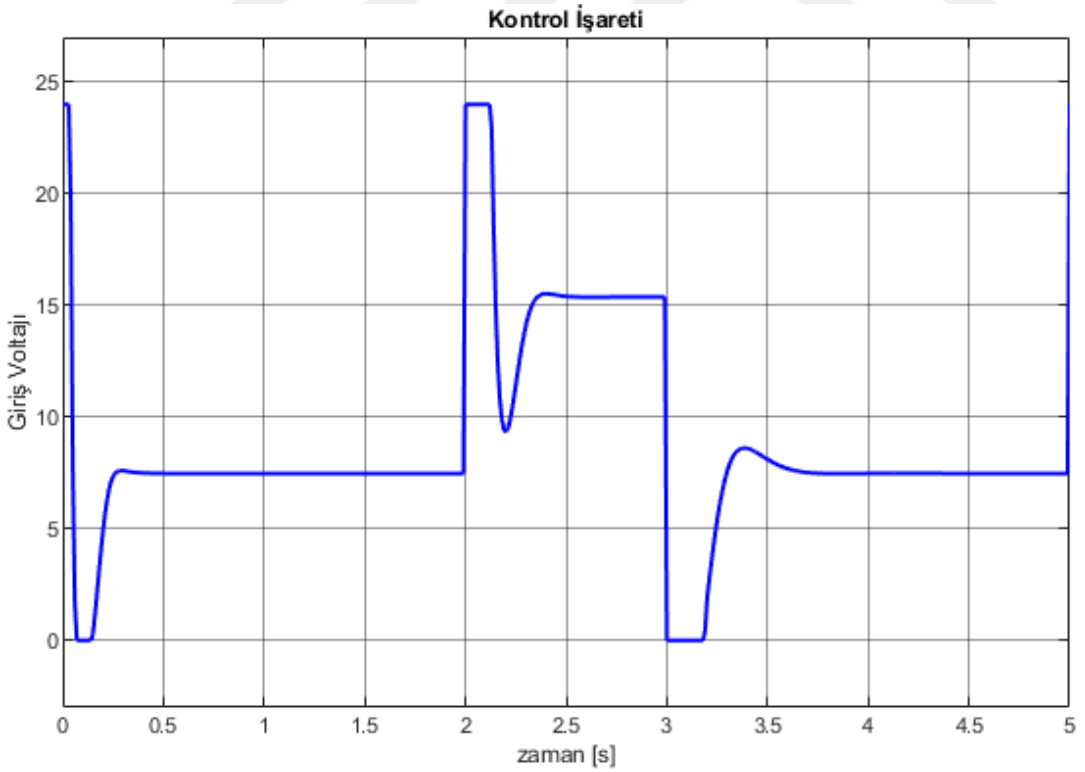
Şekil 5.10 : 5 – 15 mbar referans değeri için transfer fonksiyonunun kontrol edilmiş sistem yanıtı.



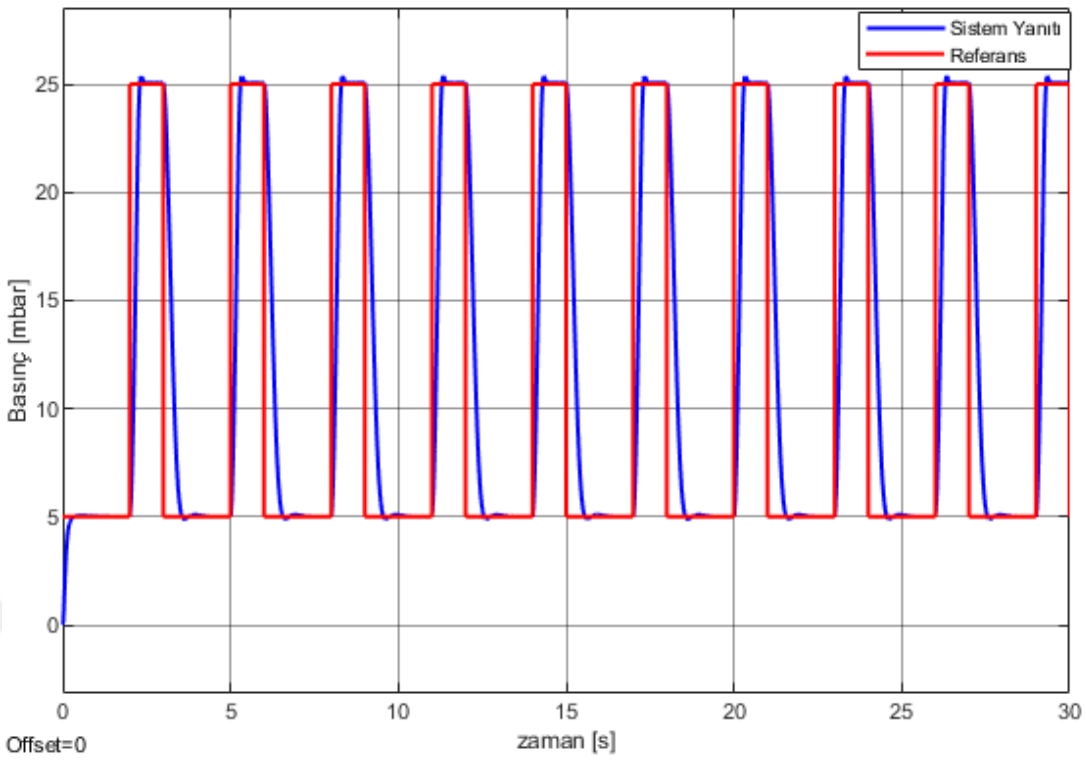
Şekil 5.11 : 5 – 15 mbar referans değeri için tasarlanan kontrolöre ait kontrol işareti.



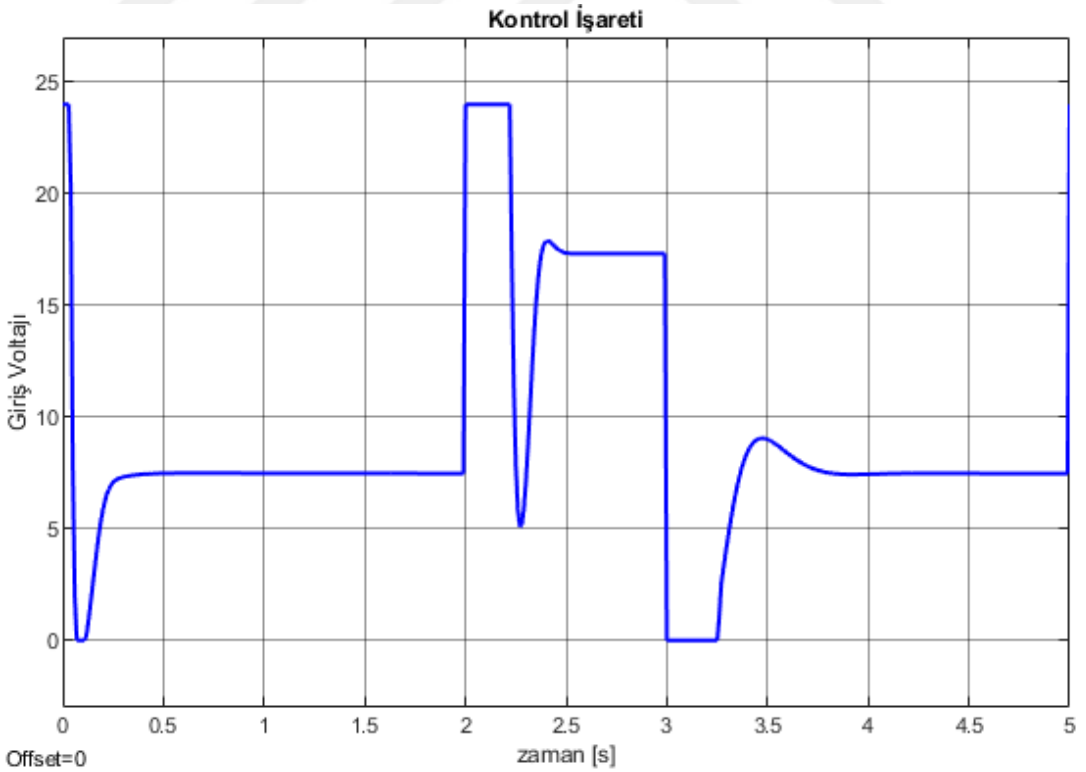
Şekil 5.12 : 5 – 20 mbar referans değeri için transfer fonksiyonunun kontrol edilmiş yanıtı



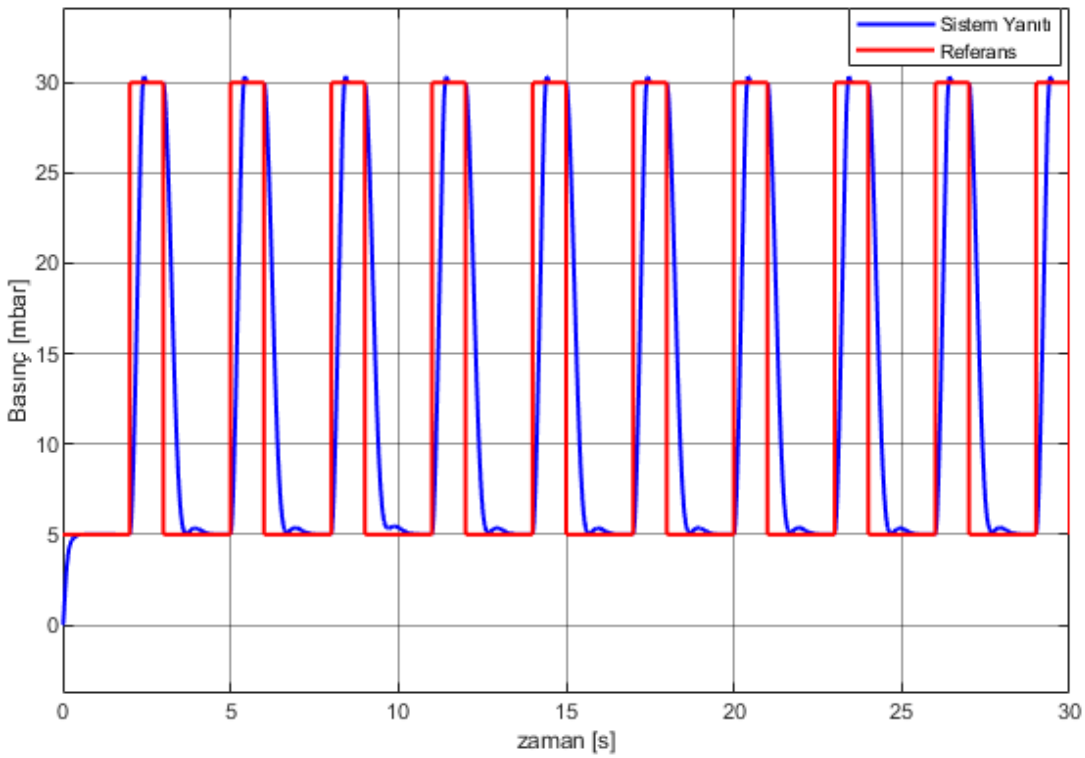
Şekil 5.13 : 5 – 20 mbar referans değeri için tasarlanan kontrolöre ait kontrol işareti.



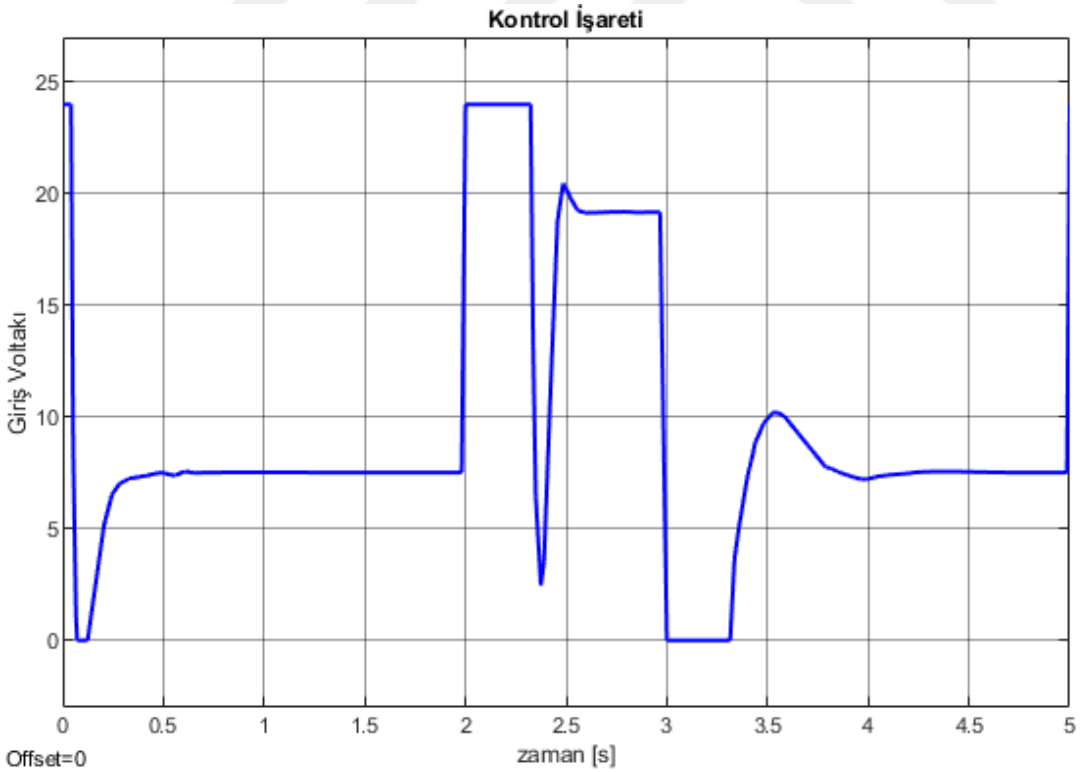
Şekil 5.14 : 5 – 25 mbar referans değeri için transfer fonksiyonunun kontrol edilmiş sistem yanıtı.



Şekil 5.15 : 5 – 25 mbar referans değeri için tasarlanan kontrolöre ait kontrol işareti.



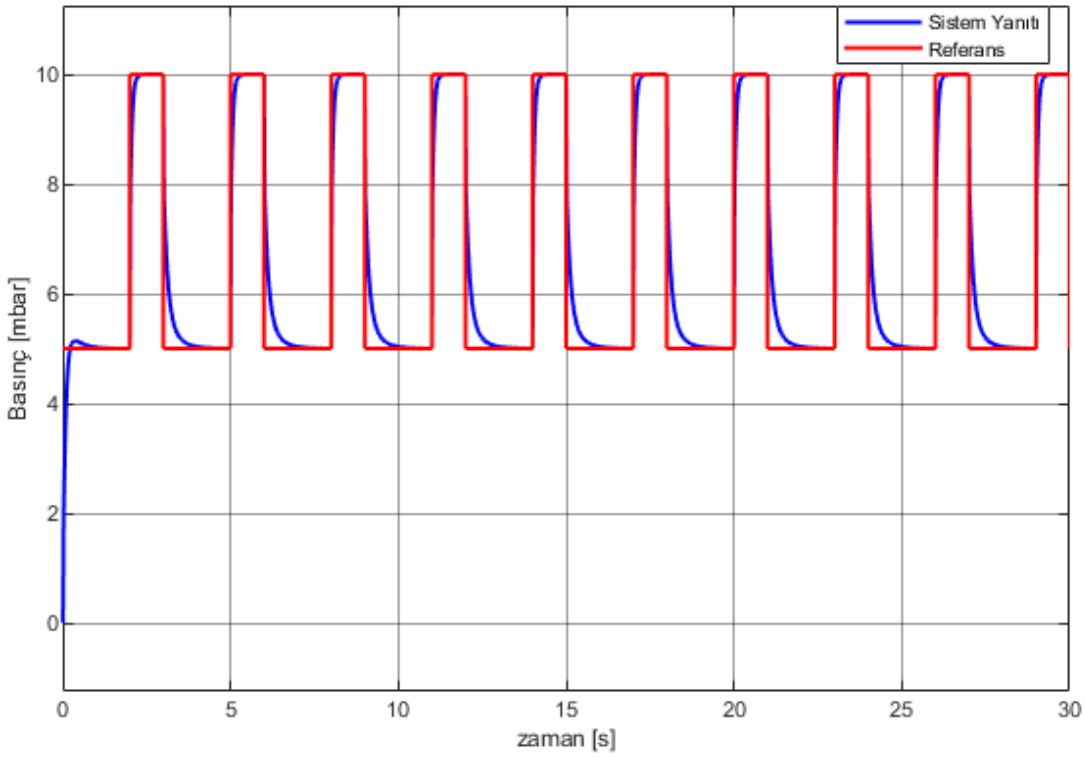
Şekil 5.16 : 5 – 30 mbar referans değeri için transfer fonksiyonunun kontrol edilmiş sistem yanıtı.



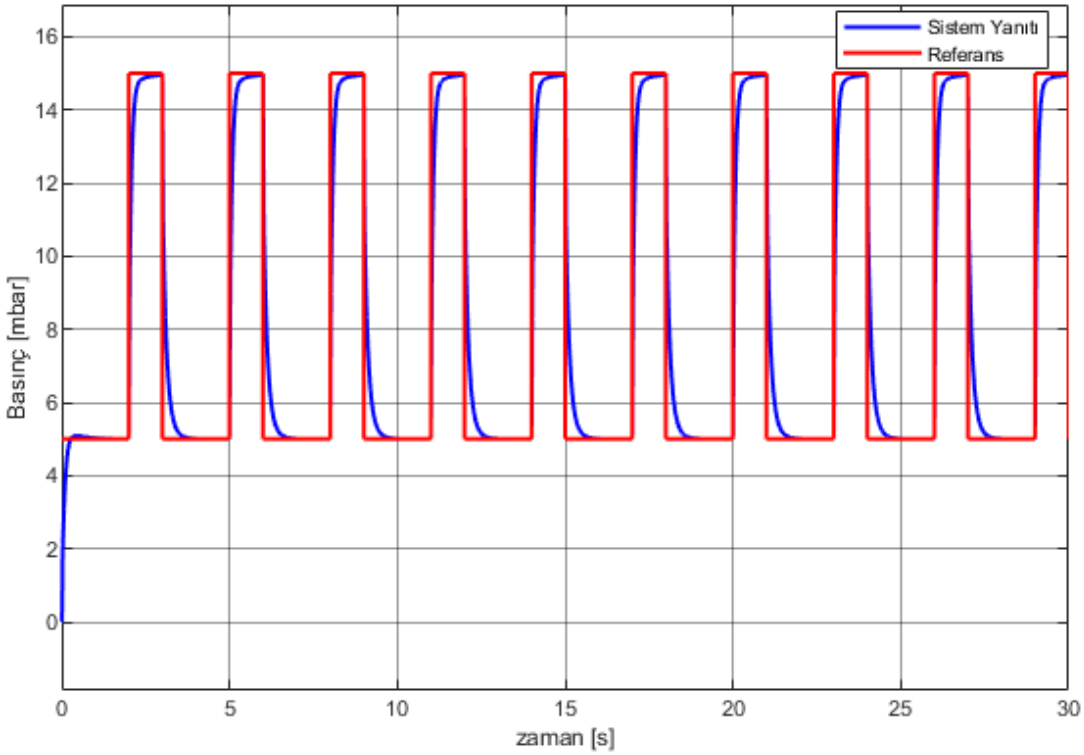
Şekil 5.17 : 5 – 30 mbar referans değeri için tasarlanan kontrolöre ait kontrol işareti.

Bu bölümde sistem tanıma uygulaması ile elde edilen 12 V – 14 V – 16 V – 18 V – 20 V giriş değerleri için hesaplanmış beş farklı transfer fonksiyonuna PID kontrolör uygulanmıştır. Beş farklı referans değeri için kontrol edilmiş sistem yanıtları ile kontrol işaretleri gösterilmiştir. Kontrol işareti 0 – 24 V aralığında gösterilmiştir. Kontrol edilen sistem yanıtlarının maksimum aşım değeri % 2.5 civarındadır. Çalışmada öngörülen maksimum aşım değeri % 3 olarak düşünüldüğünden dolayı elde edilen sistem yanıtları aşım yönünden uygundur. Referans değeri arttıkça ciğere doldurulması gereken havanın hacmi artacağından dolayı referans değeri artıkça yerleşme zamanı da artacaktır. Referans değerinin 30 mbar olduğu sistem yanıtında yerleşme zamanı yaklaşık olarak 0.5 saniyedir. Referans değerinin daha düşük olduğu sistem yanıtlarında oturma zamanı yaklaşık olarak 0.3 saniyedir. Sistem yanıtları yerleşme zamanı ve yükselme zamanı bakımından uygundur.

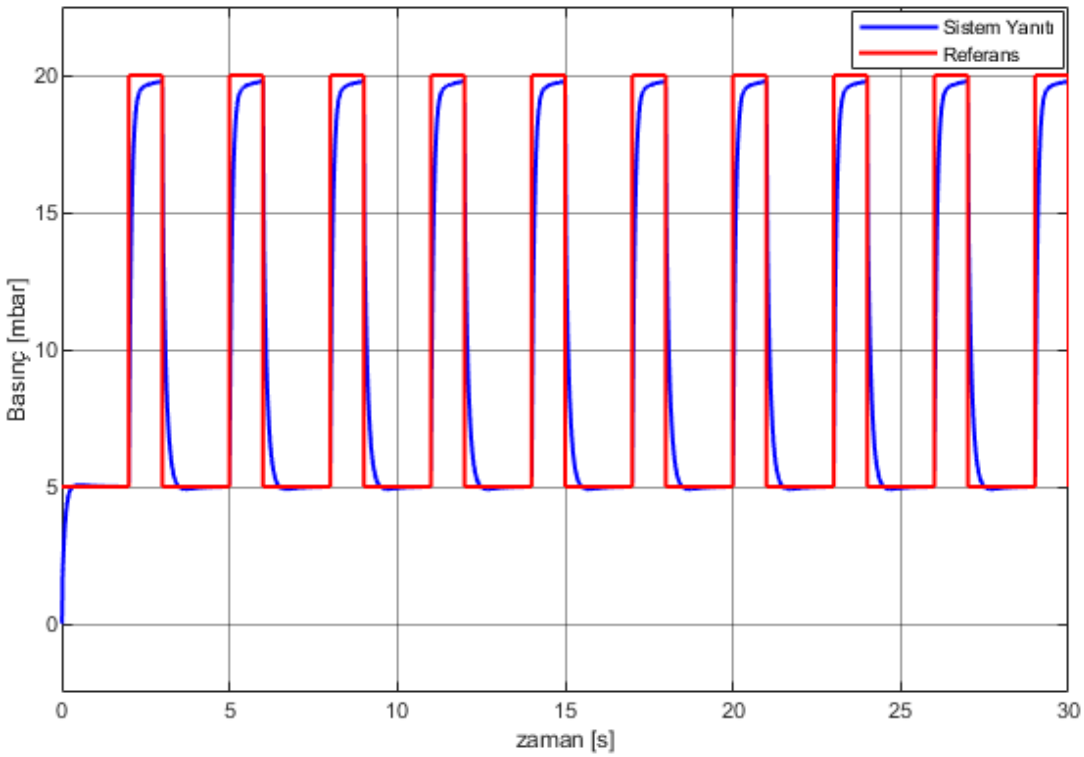
Transfer fonksiyonlarına uygulanan kontrolörler beş farklı referans değerine de uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar aşağıda gösterilmiştir.



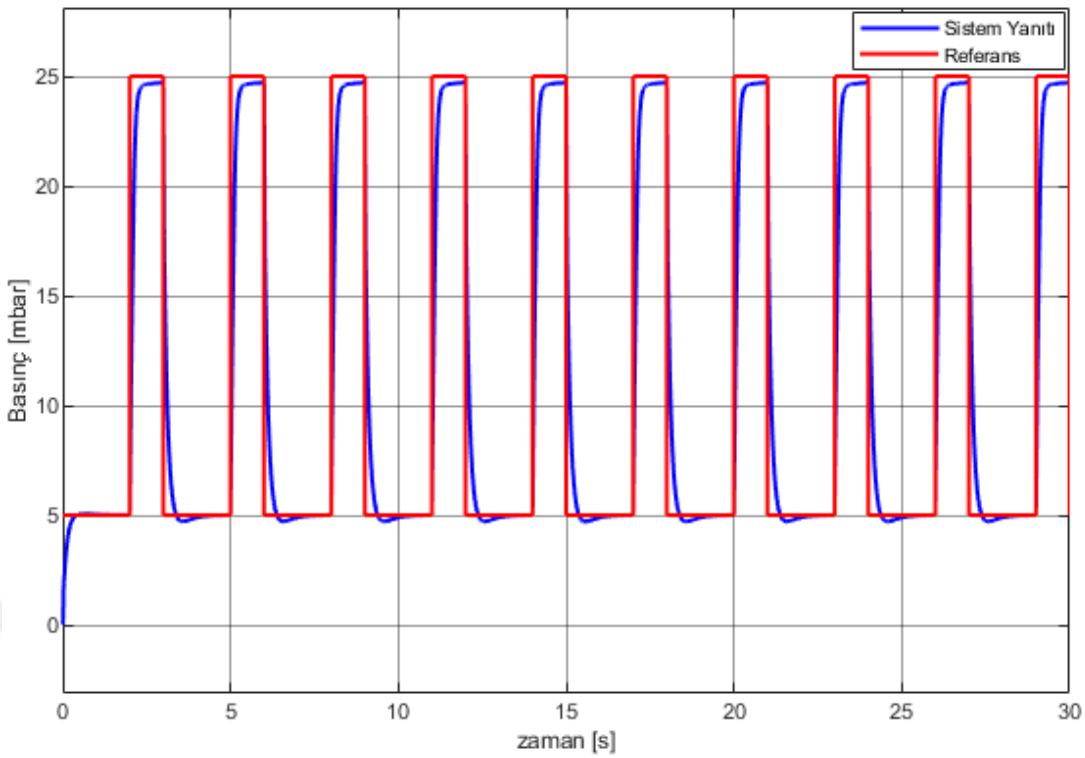
Şekil 5.18 : 5 – 10 mbar referans değeri için simülatörün kontrol edilmiş sistem yanıtı.



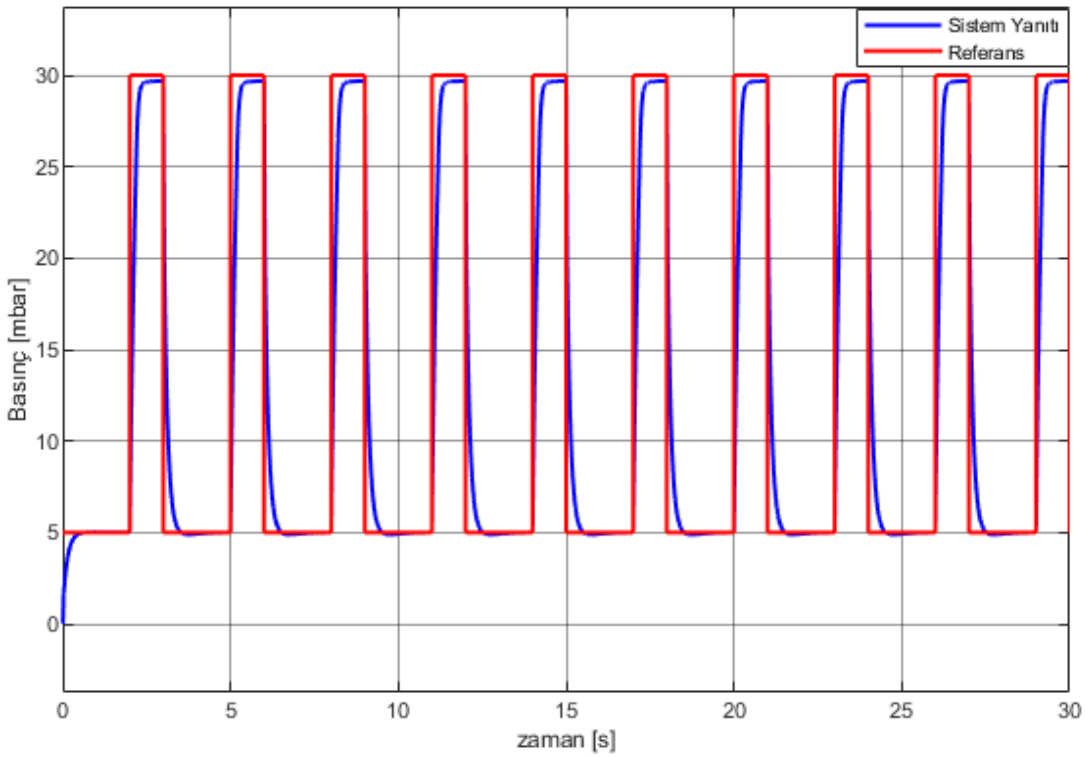
Şekil 5.19 : 5 – 15 mbar referans değeri için simülatörün kontrol edilmiş sistem yanıtı.



Şekil 5.20 : 5 – 20 mbar referans değeri için simülatörün kontrol edilmiş sistem yanıtı.



Şekil 5.21 : 5 – 25 mbar referans değeri için simülatörün kontrol edilmiş sistem yanıtı.



Şekil 5.22 : 5 – 30 mbar referans değeri için simülatörün kontrol edilmiş sistem yanıtı.

Bu bölümde tasarlanan kontrolörler simülatöre uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde referans değeri arttıkça sistem yanıtının yavaş kaldığı görülmüştür. Bu durumda elde edilen ikinci derece transfer fonksiyonlarının yerine farklı bir yapı kullanılması durumunda elde edilecek sonuçlar bir birlerine daha yakın olacaktır. Ayrıca simülatörde elde edilen sonuçlar kontrol kriterlerini sağlamaktadır. Kriterleri sağlamakla beraber istenilen seviyeden biraz uzak kalmıştır. Bu durum integral kazancı arttırılarak veya türev kazancı azaltılarak çözülebilir. Bu sebeple elde edilen PID parametrelerine ufak ayarlamalar yapılarak bu sorun kolaylıkla çözülebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Ülkemizde türbin sistemli bir ventilatör cihazının kontrolü ile alakalı henüz bu kapsamda bir çalışmama olmaması dolayısıyla bundan sonraki çalışmalarda faydalanılabilecek bir çalışma ortaya çıkmıştır. Bu çalışma kontrol, modelleme ve gerçekleme açısından ele alınmıştır. Bu tarz bir sistemin modellenmesi, kontrolü ve gerçeklenmesi başlı başına her birisi bir tez çalışması olabilecek genişlikte çalışmalardır. Konunun bu kadar derin olması ve kısıtlı zaman dolaysıyla bu çalışmada da çeşitli eksiklikler olması maruz görülmelidir.

6.1 Sonuçların Değerlendirilmesi

Elde edilen sonuçlar modelleme ve kontrol açısından değerlendirilmelidir. Düşük giriş gerilimlerinin uygulandığı yanıtlar ikinci derece modeller ile yüksek tutarlılık sağlamakta iken giriş gerilimi arttıkça sistem karakteristiğinin değiştiği görülmektedir. Bu durum kontrol kolaylığı sağlamak açısından göz ardı edilmiştir. simülatör oluşturulurken kayıpların doğrusal olarak modellenmesi ve çeşitli kayıpların ihmal edilmesi sebebi ile gerçek sistem yanıtı ile simülator arasında farklılıklar mevcuttur.

Kontrol tasarımı transfer fonksiyonlarının üzerinden yürütüldüğünden dolayı tasarlanan kontrolörler transfer fonksiyonları için elde edilen yanıtlar yeterli gelmişlerdir. Transfer fonskiyonları ile simülatör arasındaki model farkından dolayı aynı kontrolör simülatöre uygulandığında yanıtların daha yavaş kaldığı görülmüştür.

6.2 İleriye Dönük Yapılması Gereken Çalışmalar

Bu çalışma sonucunda türbin sistemlerin modellenmesine, karakteristiklerine ve davranışlarına birçok konu tecrübe edildi ve öğrenildi. Bu noktada elde edilen tecrübe ışığında bu çalışmada ortaya çıkan eksikliklerin giderilmesi için yapılması gereken çalışmalar mevcuttur.

Geliştirilmesi gereken en önemli konu sistem modellenmesinin daha geliştirilmesi ve doğrusal olmayan yöntemler kullanılarak daha tutarlı ve düzgün bir model elde edilmesi gerekir.

Tasarlanacak kontrol yapısının farklı parametrelere sahip test ciğerleri kullanılarak test edilmesi ve tasarımın bu kriter göz önüne alınarak yapılması gerekir. Bu sebepten dolayı farklı ciğer parametrelerine sahip hastalarda kontrol algoritmasının kendini adapte etmesi gerekir. Bu sebeple çalışma anında kendinden uyarlamalı bir yapı tercih edilmelidir.

Son olarak bu çalışmada tasarlanan kontrolörler gerçek zamanlı sisteme uygulanarak denenememiştir. Gerçek zaman uygulamasına yönelik yeni elektronik kart tasarlanacaktır. Mikrodenetleyici birimi, motor sürücüsü ve sensör birimi bu elektronik kart üzerinde bulunacaktır. Bu kart sayesinde bütün elemanlar bir arada aynı yapıda çalışma fırsatı olacaktır. Daha profesyonel bir yapı ile gerçeklenecek ve kullanılan kablo vb. yapıların oluşturacağı parazit ve gürültüler mümkün mertebe yok edilecektir.

KAYNAKLAR

Ak,H.Y. ve Yıldız,M. (2018). Mekanik Ventilasyona Pratik Yaklaşım. *Koşuyolu Heart Journal*,21(1):65-69 .doi: 10.5578/khj.53920.

Akbıyık, B., Eksin, İ., Güzelkaya, M. ve Yeşil, E. (2005) Evaluation of the Performance of Various Fuzzy PID Controller Structures on Benchmark Systems. *ELECO '2005, 4rd International Conf. on Electrical and Electronics Engineering, At Bursa, Turkey*

Bahns,E. (2015) It began with the Pulmotor The History of Mechanical Ventilation

Bates,J.H.T (2009). Lung Mechanics An Inverse Modeling Approach. - Chapter 5 Nonlinear single-compartment models(Vol.1 pp.82-85).

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

Brandes,M.,Fix,L.E.,Khoury,J.,Moores,R.R.,Linkous,L. ve Rozycki,H.J. (2018). Theoretical open-loop model of respiratory mechanics in the extremely preterm infant.

Chatburn,R.L (n.d) *History of Mechanical Ventilation Technology*[PowerPoint Slides]. Retrieved from https://foocus.com/wp-content/uploads/2018/08/The-Fascinating-History-of-Mechanical-Ventilation.pdf

Cimbala,J.M. ve Çengel,Y.A. (2008**).** Akışkanlar Mekaniği: Temelleri ve Uygulamaları, (T.Engin Çev.) Güven Bilimsel

Chiu,C.C.Guo,,N.R.. ve Lin, S.L (2010) Modeling and Simulation of Respiratory Control with LabVIEW doi: 10.5405/jmbe.829 *J. Med. Biol. Eng., Vol. 32 No. 1 2012*

Döring,M. ve Rittner, F. (n.d.) Curves and Loops in Mechanical Ventilation (pp. 7,13)

Eksin, İ. ve Erol, O.K. (2004) A new optimization method: Big Bang–Big Crunch *Advances in Engineering Software* 37 (2006) 106–111

Freescale Semiconductor (2012). MPX5010 Datasheet: Technical Data *https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MPX5010.pdf*

Han, S. ve Kaplan, T. (2014) Mekanik Ventilatörlerin Tarihsel Süreç İçindeki Gelişimi DOI:10.5152/tcb.2014.024

Haranath, S. ve Nichols, D. (2007). Pressure Control Ventilation. *Critical Care Clinics* 23 (2007) 183–199

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

He, Z. ve Zhao, Y. (2011). Modeling in Respiratory Movement Using LabVIEW and Simulink. *Modelling, Programming and Simulations Using LabVIEW™ Software*

Hernandez, A.I., Praud, J.P., Rolle, V.L. ve Samson, N. (2013). Mathematical modeling of respiratory system mechanics in the newborn lamb. *Acta Biotheoretica, Springer Verlag,* 2013, 61 (1), pp.91-107. 10.1007/s10441-013-9175-7. hal-00880028

Khusid, F.(n.d.) *The Incredibly, Fascinating History of Respiratory Therapy and Mechanical Ventilation*[PowerPoint slides.]Retrieved from https://foocus.com/wp-content/uploads/2018/04/The-Fascinating-History-of-Respiratory-Therapy.pdf

Kurdoğlu, A. (2007*) Brushless Dc Motor Speed Control Circuit Design*. (Yüksek Lisans Tezi). İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Li, X. (2015). *Model-Based Design of Brushless Dc Motor Control and Motion Control Modelling For Robocup Ssl Robots.* (Yüksek Lisans Tezi). Vaasan Ammattikorkeakoulu University, Degree Programme in Information Technology, Finland.

Mathworks (2020) Simscape Language Guide *https://www.mathworks.com/help/pdf_doc/physmod/simscape/simscape_lang.pdf*

Marano, V. (2003) L6235 Three Phase Brushless Dc Motor Driver *AN1625 Application Note*

MEB. (2012) Yapay Solunum (Ventilatör) Cihazlari.*Biyomedikal Cihaz Teknolojileri,Ankara*

Jacobsen, C.B. (n.d) The Centrifugal Pump. *Grundfos Research and Technology*

Rafl, J. (2008) Artificial Ventilation Simulator. *Diploma Thesis Electrical Engineering and Information Technology Biomedical Engineering.*

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

Sensirion (2016) Datasheet SDP1108-R Version 2.1. *https://www.mouser.com/datasheet/2/682/Sensirion_Differential_Pressure_Sensors_SDP1108-R_-1109392.pdf*

ST Electronics (n.d.) STM32 PMSM FOC SDK 4.3 Hands-on workshop with hardware tools Rev 1.6. *https://www.st.com/content/ccc/resource/sales_and_marketing/presentation/application_presentation/group0/83/54/8e/3b/90/89/4c/e7/STM32_PMSM_FOC_SDK_Getting_Started/files/stm32_pmsm_foc_sdk_getting_started.pdf/jcr:content/translations/en.stm32_pmsm_foc_sdk_getting_started.pdf*

ST Electronics.(2018). *UM2374 Rev 3 User manual Getting started with STM32 motor control SDK v5.0*[PowerPoint slides.]Retrieved from https://www.st.com/resource/en/user_manual/dm00484271-getting-started-with-stm32-motor-control-sdk-v50-stmicroelectronics.pdf

ST Electronics (2019) UM1724 User Manual STM32 Nucleo-64 boards (MB1136) *https://www.st.com/resource/en/user_manual/dm00105823-stm32-nucleo-64-boards-mb1136-stmicroelectronics.pdf*

West, J.B (2005). The physiological challenges of the 1952 Copenhagen poliomyelitis epidemic and a renaissance in clinical respiratory physiology. *Appl Physiol* 99: 424–432, 2005;doi:10.1152/japplphysiol.00184.2005.

Yalçın, K. (1998). Hacımsal ve Santrifüj Pompalar. *Çağlayan Kitabevi, İstanbul*

ÖZGEÇMİŞ



Ad-Soyad **:** Gökberk Omuz

Doğum Tarihi ve Yeri **:** 1994 - İstanbul

E-posta **:** gokberkomuz@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** **:** 2017,İstanbul Teknik Üni.,Elektrik-Elektronik Fak. Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- 2012-2017 yılları arasında Foras Medikal firmasında yarı zamanlı
- 2017-2018 yılları arasında Foras Medikal firmasında tam zamanlı