

**T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KARDİOVASKÜLER SİSTEMDE PULSATİL AKIŞIN MODELLENMESİ VE
KONTROLÜ**

SERDAR YILMAZ

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ELEKTRONİK PROGRAMI**

**DANIŞMAN
PROF. DR. HERMAN SEDEF**

İSTANBUL, 2011

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KARDİYOVASKÜLER SİSTEMDE PULSATİL AKIŞIN MODELLENMESİ VE
KONTROLÜ**

Serdar YILMAZ tarafından hazırlanan tez çalışması 31 Ekim 2011 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Herman SEDEF
Yıldız Teknik Üniversitesi

Eş Danışman

Doç. Dr. Onur TOKER
Fatih Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Herman SEDEF
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Tülay YILDIRIM
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Muhammet KÖKSAL
Haliç Üniversitesi

Prof. Dr. Kemal FİDANBOYLU
Fatih Üniversitesi

Prof. Dr. Mehmet KORÜREK
İstanbul Teknik Üniversitesi

Bu alışma,

TUBITAK 1001 Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projeleri Destekleme Programı 104S531 nolu proje ve Fatih Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü P50091001_2 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Hayat boyu desteklerini hiç eksik etmeden sürdüren anneme, babama ve kardeşlerime bugünlere kadar ulaşmamı sağlayan hayat enerjisi ve motivasyonu verdikleri için teşekkür ederim.

Tez çalışmalarımda maddi ve manevi destek olan eşime, bir yıldır hayatımızı renklendiren oğluma, kazandırdıkları farklı bakış açıları ile kayın anne ve babama teşekkür ederim.

Doktora çalışmalarında, danışmanlığımı yürüten, yön veren ve destek olan Tez Danışmanı Hocam Prof. Dr. Herman SEDEF hocama, yönlendirme ve motivasyonları ile proje çalışmaların da her zaman yanımda bulunan ve yardımlarını eksik etmeyen Doç. Dr. Onur TOKER ve Doç. Dr. Nurullah ARSLAN hocalarıma, tez izleme jürisinde değerli katkıları ile yön veren ve destek olan Prof. Dr. Tülay YILDIRIM ve Prof. Dr. Muhammet KÖKSAL hocalarıma, ayrıca çalışmalarım süresince moral ve motivasyon aşıl原因an Prof. Dr. Kemal FİDANBOYLU ve Prof. Dr. Sadık KARA hocalarıma teşekkürü bir borç bilirim.

Üniversitedeki araştırma ve akademik çalışmalarımı yanımda bulunan, farklı bakış açıları ve katkıları ile destek olan arkadaşlarım; Cihan ULAŞ, Emine DOĞANAY, Hakan TURMUŞ, Hakan Melek OKTAY, Halil İbrahim ÇAKAR, Hasan Seçkin EFENDİOĞLU, Mehmet ÇOKYILMAZ, Mehmet Emin ÖZTÜRK, Mehmet SAĞBAŞ, Mustafa Selman YILDIRIM, Şükrü OKKESİM, Taner ÇEVİK, Ömer IŞIK, Umut Engin AYTEN'e çok teşekkür ederim.

TUBITAK 1001 Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projeleri Destekleme Programı 104S531 nolu projesi ve Fatih Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü P50091001_2 numaralı projesi ile destek veren kuruluşlara, desteklerinden ötürü çok teşekkür ederim.

Ekim, 2011

Serdar YILMAZ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGE LİSTESİ	ix
KISALTMA LİSTESİ.....	x
ŞEKİL LİSTESİ	xi
ÇİZELGE LİSTESİ	xiv
ÖZET	xvi
ABSTRACT	xviii
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ.....	1
1.1 Literatür Özeti.....	1
1.2 Tezin Amacı.....	10
1.3 Hipotez.....	12
BÖLÜM 2	14
DENEY SİSTEMİ, AKIŞ ÖLÇÜM VE AKIŞ KONTROL CİHAZLARI	14
2.1 LDA Hız Ölçüm Cihazı ve Birimleri.....	15
2.1.1 Lazer Doppler Anemometre Cihazı.....	16
2.1.2 BSA Kullanıcı Programı.....	17
2.2 Akış Kontrol Cihazları	17
2.2.1 AC Motor Santrifüj Pompa ve AC motor Sürücüsü.....	18
2.2.2 Servo Motor Dişli Pompa	20
2.2.3 Pnömatik Valf.....	22
2.2.4 Solenoid Valf	24
2.3 Manyetik Akış Ölçerler.....	26
2.4 Humusoft Veri Toplama Kartı	27
2.5 Damar Modeli ve Akış Sistemi	27
BÖLÜM 3	29
KARDİYOVASKÜLER SİSTEM VE SİNYALLER.....	29
3.1 Kardiyovasküler Sinyaller.....	31
3.2 Atardamar Kan Akış Debi Sinyali.....	32
BÖLÜM 4	34

IN VITRO SİSTEMDE DİNAMİK BENZETİM	34
4.1 Dinamik Benzetimde Boyutsuz Sayılar	36
4.2 Klinik Çalışmalarda Fizyolojik Kan Akış Sinyallerinin Alınması.....	37
4.2.1 Fizyolojik Kan Akış Görüntüleri	38
4.2.2 Fizyolojik Kan Akış Görüntülerinin Matlab ile İşlenmesi.....	39
4.2.3 Femoral Kan Akış Sinyalinin Oluşturulması.....	40
4.2.4 In vitro ve In vivo Dinamik Benzetim Çalışmaları.....	41
4.3 Sonuçlar	47
BÖLÜM 5	48
AKIŞ KONTROL CİHAZLARI; KONTROL KABİLİYET TESTLERİ	48
5.1 Tekrar Edilebilirlik	48
5.1.1 AC Motor Santrifüj Pompa	49
5.1.2 Pnömatik Valf	51
5.1.3 Solenoid Valf	52
5.2 Histerisiz Testi	53
5.2.1 AC Motor Santrifüj Pompa	54
5.2.2 Pnömatik Valf	55
5.2.3 Solenoid Valf	56
5.3 Giriş-Çıkış İlişkisi ve Doğrusal Olmayan Model Önerisi.....	56
5.3.1 AC Motor Santrifüj Pompa.....	57
5.3.2 Pnömatik Valf.....	58
5.3.3 Solenoid Valf	59
5.4 Sonuçlar	60
BÖLÜM 6	61
SEZGİSEL KONTROL UYGULAMALARI VE PERFORMANS İNDEKSİ.....	61
6.1 Performans İndeksi.....	62
6.2 Sezgisel Kontrol.....	63
6.2.1 P, PI, PID kontrol uygulamaları	63
6.2.1.1 AC motor PID katsayılarının Ziegler-Nichols 2 yöntemi ile hesaplanması	65
6.2.1.2 Pnömatik valf PID katsayılarının Ziegler-Nichols 2 yöntemi ile hesaplanması	66
6.2.1.3 Solenoid valf PID katsayılarının Ziegler-Nichols 2 yöntemi ile hesaplanması	67
6.2.1.4 Akış kontrol cihazları PID kontrol performans indeksleri (J_n).....	67
6.2.2 P- Σ Kontrol	68
6.2.2.1 AC motor P- Σ kontrol.....	69
6.2.2.2 Pnömatik valf P- Σ kontrol.....	70
6.2.2.3 Solenoid valf P- Σ kontrol	71
6.2.3 P- Σ Prediktif Kontrol	72
6.2.3.1 AC motor P- Σ prediktif kontrol.....	73
6.2.3.2 Solenoid valf P- Σ prediktif kontrol.....	74
6.2.4 P- Σ İleri Tahminli Kontrol.....	74
6.2.4.1 AC motor P- Σ ileri tahminli kontrol	75

6.2.4.2	Selenoid valf P- Σ ileri tahminli kontrol	75
6.2.5	Model Tabanlı İleri Beslemeli Kontrol.....	76
6.2.5.1	AC motor model tabanlı ileri beslemeli kontrol.....	78
6.2.5.2	Selenoid valf model tabanlı ileri beslemeli kontrol.....	79
6.2.6	Model Tabanlı İleri Beslemeli Prediktif Kontrol	79
6.2.6.1	AC motor model tabanlı ileri beslemeli prediktif kontrol	80
6.2.6.2	Selenoid valf model tabanlı ileri beslemeli prediktif kontrol	81
6.2.7	Model Tabanlı İleri Beslemeli ve İleri tahminli Kontrol.....	82
6.2.7.1	AC motor model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol	83
6.2.7.2	Selenoid valf model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol	84
6.2.8	Sezgisel Kontrol Çalışmasında Sonuçlar	85
6.3	Sonuçlar	86
BÖLÜM 7	89
PARAMETRİK POLİNOMLAR İLE SİSTEM TANILAMA	89
7.1	Parametrik Polinomlar	89
7.1.1	ARX modeli.....	90
7.1.2	ARMAX modeli	91
7.1.3	Box-Jenkins (BJ) modeli.....	92
7.1.4	Çıkış-Hata (Output-Error, OE) modeli	93
7.1.5	Durum uzay modeli (State Space Model, SS Model)	94
7.2	Parametrik Polinom ile Sistem Tanılama.....	94
7.2.1	AC motor Sistem Tanılama	95
7.2.1.1	Aort sinyali AC motor sistem tanılama.....	97
7.2.1.2	Femoral sinyali AC motor sistem tanılama	98
7.2.1.3	İliak sinyali AC motor sistem tanılama	99
7.2.1.4	Karotid sinyali AC motor sistem tanılama	100
7.2.1.5	Koroner sinyali AC motor sistem tanılama.....	101
7.2.2	Selenoid Valf Sistem Tanılama.....	102
7.2.2.1	Aort sinyali Selenoid valf sistem tanılama	103
7.2.2.2	Femoral sinyali Selenoid valf sistem tanılama	104
7.2.2.3	İliak sinyali Selenoid valf sistem tanılama	105
7.2.2.4	Karotid sinyali Selenoid valf sistem tanılama.....	106
7.2.2.5	Koroner sinyali Selenoid valf sistem tanılama	107
7.2.3	Servo Motor Sistem Tanılama.....	108
7.2.3.1	Aort sinyali Servo motor sistem tanılama	109
7.2.3.2	Femoral sinyali Servo motor sistem tanılama.....	110
7.2.3.3	İliak sinyali Servo motor sistem tanılama.....	110
7.2.3.4	Karotid sinyali Servo motor sistem tanılama	111
7.2.3.5	Koroner sinyali Selenoid valf sistem tanılama	112
7.3	Transfer Fonksiyonları Performans Grafikleri.....	113
7.3.1	AC Motor Performans Grafikleri	114
7.3.2	Selenoid Valf Performans Grafikleri	115
7.3.3	Servo Motor Performans Grafikleri	116

BÖLÜM 8	117
GÖZLEMLEYİCİ TASARIMI	117
8.1 AC motor Sistem Tanılama ve Gözlemleyici tasarımı	119
8.1.1 AC motor gözlemleyici kutup ataması 1	121
8.1.2 AC motor gözlemleyici kutup ataması 2	122
8.1.3 Sadeleştirilmiş transfer fonksiyonu ile gözlemleyici tasarımı	124
8.1.4 Luenberger gözlemleyici tasarımı	125
8.2 Servo motor Sistem Tanılama ve Gözlemleyici tasarımı	126
8.2.1 Servo motor gözlemleyici kutup ataması	128
8.2.2 Sadeleştirilmiş model gözlemleyici tasarımı	129
8.2.3 Luenberger gözlemleyici tasarlanması	131
8.3 Sonuçlar	132
BÖLÜM 9	133
SONUÇ VE ÖNERİLER	133
KAYNAKLAR	135
EK-A	140
MATLAB KODLARI	140
A-1 Performans İndeksi	140
A-2 Atardamar sinyalinin oluşturulması	140
A-3 Tekrar Edilebilirlik	142
A-3 Sistem Tanılama Kod Örneği	143
EK-B	145
SIMULINK BLOKLARI	145
B-1 AC Motor Açık Çevrim Kontrol Bloğu	145
B-2 Referans Sinyal ve Alt Blokları	146
B-4 AC Motor P- Σ kontrol bloğu	147
EK-C	148
SİSTEM TANILAMA ÇALIŞMALARI	148
ÖZGEÇMİŞ	151

SİMGE LİSTESİ

d	Birim zaman geciktirme katsayısı
g	Statik modelin tersi
J_n	Performans indeksi
K_p	Oransal kazanç
K_i	İntegral kazanç
K_d	Türevsel kazanç
K_o	Kritik osilasyon kazancı
K_{pp}	Prediktif ve ileri tahmin kazancı
Q	Debi sinyalleri (ml/s)
$P-\Sigma$	Oransal kazançlı ve birim zaman hafızalı kontrol bloğu
r	Referans sinyal (istenilen debi sinyali)
T_o	Kritik osilasyon periyodu
x_0	Simülasyon başlangıç değeri
y	Deneysel ölçülen çıkış (debi) sinyali
y_h	Model ile hesaplanan çıkış debi sinyali
\hat{y}	Gözlemleyici çıkış değeri
Σ	Birim gecikme sağlayıcı
α	Womersley Sayısı
ρ	Yoğunluk (kg/m^3)
μ	Dinamik viskozite ($\text{kg}/\text{m}\cdot\text{s}$)

KISALTMA LİSTESİ

AC	Alternatif akım (Alternative Current)
ARX	Harici girişli özbağlanımlı (Autoregressive model with external input) parametrik model
ARMAX	Harici girişli özbağlanımlı yürüyen ortalamalı (Autoregressive moving average model with external input) parametrik model
AV	Arteriovenous (Hemodiyaliz damar implantı)
BAP	Bilimsel araştırma projesi
BJ	Box-Jenkins parametrik model
BOP	Basit kullanıcı paneli (Basic operator panel)
BSA	Lazer ölçümlerin alındığı arayüz yazılımı
CCD	Yük iliştilmiş cihaz (Charge-coupled device)
DAQ	Veri toplayıcı (Data Acquisition)
DC	Doğru akım (Direct Current)
EKG	Elektrokardiyogram
HE	Histerisiz etki değeri
HIL	Kapalı çevrim içinde donanım (Hardware in the loop)
LDA	Lazer Doppler Anemometre
MR	Manyetik Rezonans
MD	Maksimum debi farkı
OE	Çıkış hata (Output-Error) parametrik model
OTA	Üçgen dalga maksimum genlik değeri
P	Oransal (Proportional)
PI	Oransal-İntegral (Proportional-Integral)
PID	Oransal-İntegral-Türev (Proportional-Integral-Derivative)
PIV	Parçacık hız görüntüleme (Particle Image Velocimetry)
PVC	Plastik ve vinil karışımı malzeme (Polyvinyl chloride)
PWM	Darbe genlik modülasyonu (Pulse-width modulation)
Re	Reynolds sayısı
RS232	Seri port standardı (Recommended Standard 232)
SS	Durum uzay modeli (State space model)
TF	Transfer fonksiyonu
VFD	Değişken frekans sürücü (Variable-frequency drive)

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1	In vitro deney sistemi blok şeması 15
Şekil 2.2	Lazer Doppler Cihazı [23] 16
Şekil 2.3	LDA cihazı arka panel görüntüsü [23] 16
Şekil 2.4	AC motor-sürücü kart ve şebeke güç bağlantısı [24] 18
Şekil 2.5	DAQ kart, motor sürücü bağlantısı ve başlatma anahtarı [24] 19
Şekil 2.6	AC motor koroner sinyali ile giriş-çıkış grafiği 20
Şekil 2.7	Servo motor ve sürücü kartı bağlantısı [25] 21
Şekil 2.8	Helis dişli pompa ve iç görünümü [26] 21
Şekil 2.9	Servo motor koroner sinyali ile giriş-çıkış grafiği 22
Şekil 2.10	Pnömatik valf gövde (a) ve elektro-pnömatik pozisyoner [27, 28] 23
Şekil 2.11	Pnömatik valf koroner sinyali ile giriş-çıkış grafiği 23
Şekil 2.12	Solenoid valf gövde; program paneli, kontrol kartı ve çekirdek [29] 24
Şekil 2.13	Solenoid valf koroner sinyali giriş-çıkış grafiği 25
Şekil 2.10	Manyetik Akış Ölçer ve DAQ kart bağlantısı [30] 26
Şekil 2.11	Hemodiyaliz AV graft damar modeli [19] 28
Şekil 2.12	Koroner By-pass damar modeli [32] 28
Şekil 3.1	Wiggers diyagramında kardiyovasküler sinyaller [41] 32
Şekil 3.2	Aort debi ve elektrokardiyogram sinyali [41] 33
Şekil 4.1	MR görüntüsü ile alınan femoral atardamara ait debi bilgisi [50] 39
Şekil 4.2	Femoral atardamar kan akış karakteristiğine ait Fourier katsayılarının oluşturulması 40
Şekil 4.3	Femoral atardamarı kan akış sinyalinin Matlab üzerinde oluşturulması.. 41
Şekil 4.4	Aort atardamarı kan akış sinyali Çizelge 4.4'e göre düzenlenmesi 44
Şekil 4.5	Femoral atardamarı kan akış sinyali Çizelge 4.4'e göre düzenlenmesi 44
Şekil 4.6	Karotid atardamarı kan akış sinyali Çizelge 4.4'e göre düzenlenmesi 45
Şekil 4.7	Koroner atardamarı kan akış sinyali Çizelge 4.4'e göre düzenlenmesi 45
Şekil 4.8	AV graft implant kan akış sinyali Çizelge 4.4'e göre düzenlenmesi 46
Şekil 5.1	Tekrar edilebilirlik, maksimum ve minimum değişim grafiği 50
Şekil 5.2	Tekrar edilebilirlik, maksimum ve minimum değişim grafiği 51
Şekil 5.3	Tekrar edilebilirlik, maksimum ve minimum değişim grafiği 52
Şekil 5.4	AC motor histerisiz grafiği 54
Şekil 5.5	Pnömatik valf, histerisiz grafiği 55
Şekil 5.6	Solenoid valf, histerisiz grafiği 56
Şekil 5.7	AC motor giriş-çıkış grafiği 58

Şekil 5. 8	Pnömatik valf, giriş-çıkış grafiği.....	59
Şekil 5. 9	Selenoid valf, giriş-çıkış grafiği	60
Şekil 6. 1	Koroner atardamarı referans sinyali	61
Şekil 6. 2	Kritik osilasyon kontrol bloğu.....	64
Şekil 6. 3	AC motor kritik osilasyon grafiği	65
Şekil 6. 4	Pnömatik valf kritik osilasyon grafiği	66
Şekil 6. 5	Selenoid valf kritik osilasyon grafiği.....	67
Şekil 6. 6	PID kontrol bloğu	68
Şekil 6. 7	P-Σ kontrol bloğu	69
Şekil 6. 8	Koroner debi sinyali AC motor P-Σ kontrol grafiği	69
Şekil 6. 9	Koroner debi sinyali pnömatik valf, P-Σ kontrol grafiği.....	70
Şekil 6. 10	Koroner debi sinyali selenoid valf, P-Σ kontrol grafiği	71
Şekil 6. 11	P-Σ prediktif kontrol bloğu	72
Şekil 6. 12	P-Σ ileri tahminli kontrol bloğu.....	75
Şekil 6. 13	Doğrusal olmayan model tabanlı ileri beslemeli kontrol bloğu-1.....	77
Şekil 6. 14	Doğrusal olmayan model tabanlı ileri beslemeli kontrol bloğu-2.....	77
Şekil 6. 15	Model tabanlı ileri beslemeli prediktif kontrol	80
Şekil 6. 16	Model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol.....	83
Şekil 6. 17	AC motor ileri beslemeli prediktif kontrol $J_n=7,4599$	87
Şekil 6. 18	Selenoid valf ileri beslemeli prediktif kontrol $J_n=5,2319$	88
Şekil 7. 1	Sistem tanılama bloğu.....	90
Şekil 7. 2	ARX sistem tanılama bloğu.....	91
Şekil 7. 3	ARMAX sistem tanılama bloğu.....	92
Şekil 7. 4	BJ sistem tanılama bloğu.....	93
Şekil 7. 5	OE sistem tanılama bloğu	94
Şekil 7. 6	Sistem tanılamasında kullanılan aort, femoral, iliak, karotid ve koroner debi sinyalleri	96
Şekil 7. 7	AC motor (7.31)'de verilen BJ, OE transfer fonksiyonu, y ölçülen çıkış debi sinyalleri, yh hesaplanan debi sinyalleri.....	114
Şekil 7. 8	Selenoid valf (7.56)'da verilen OE transfer fonksiyonu, y ölçülen çıkış debi sinyalleri, yh hesaplanan debi sinyalleri.....	115
Şekil 7. 9	Servo motor (7.76)'da verilen BJ, OE transfer fonksiyonu, y ölçülen çıkış debi sinyalleri, yh hesaplanan debi sinyalleri.....	116
Şekil 8. 1	a. Parçalı elemanlı ve b. Blok durum uzay diyagramı.....	118
Şekil 8. 2	Durum denklemleri ile gözlemleyici blok diyagramı	118
Şekil 8. 3	Simulink, AC motor gözlemleyici bloğu.....	120
Şekil 8. 4	Model kutupları $k_1=(-0,7867 + 1,5133i)$, $k_2=(-0,7867 -1,5133i)$	121
Şekil 8. 5	a. Mevcut olan kutuplar. b. Kutuplar $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ seçildiğinde elde edilen doğrusal simülasyon tepki sonuçları	121
Şekil 8. 6	Kutuplar $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ seçildiğinde r , y ve \hat{y} sinyalleri.....	122
Şekil 8. 7	a. Mevcut olan kutuplar ile doğrusal simülasyon sonucu. b. Kutuplar $k_1 = -10$ ve $k_2 = -20$ seçildiğinde	123
Şekil 8. 8	Kutuplar $k_1 = -10$ ve $k_2 = -20$ seçildiğinde r , y ve \hat{y} sinyalleri.....	123
Şekil 8. 9	a. Mevcut olan kutuplar. b. Kutuplar $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ seçildiğinde elde edilen doğrusal simülasyon tepki sonuçları	124
Şekil 8. 10	Sadeleştirilmiş TF ile gözlemleyici tasarımı r , y ve \hat{y} sinyalleri	125

Şekil 8. 11	Simulink, AC motor Luenberger gözlemleyici bloğu	126
Şekil 8. 12	Luenberger Kontrol Bloğu r , y ve \hat{y} sinyalleri, $J_n=15,9857$	126
Şekil 8. 13	Açık çevrim, Servo motor, referans r ve ölçülen çıkış sinyal y grafiği	127
Şekil 8. 14	Model kutupları $k_1=(-2,76+ 2,89i)$, $k_2=(-2,76 -2,89i)$	128

ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 2. 1	Analog kontrol giriş ile AC motor sürücü program çizelgesi 19
Çizelge 4. 1	Dinamik Benzetim için kullanılan boyutsuz sayılar [42]..... 36
Çizelge 4. 2	İnsan vücudundaki atardamar çap ve kan akış debileri 42
Çizelge 4. 3	İnsan vücudundaki atardamarlara ait Reynolds sayıları 43
Çizelge 4. 4	Deney sistemi üzerindeki debi miktarlarının hesaplanması 43
Çizelge 4. 5	Deney sistemi üzerindeki atardamar periyotları..... 47
Çizelge 5. 1	AC motor tekrar edilebilirlik deney çizelgesi..... 49
Çizelge 5. 2	Pnömatik valf, tekrar edilebilirlik deney çizelgesi..... 52
Çizelge 5. 3	Solenoid valf, tekrar edilebilirlik deney çizelgesi 53
Çizelge 6. 1	Ziegler-Nichols 2 ile P, PI ve PID katsayı hesaplama çizelgesi 65
Çizelge 6. 2	AC motor P, PI ve PID katsayı hesaplama çizelgesi 66
Çizelge 6. 3	Pnömatik valf P, PI ve PID katsayı hesaplama çizelgesi 67
Çizelge 6. 4	Solenoid valf P, PI ve PID katsayı hesaplama çizelgesi 67
Çizelge 6. 5	AC motor P-Σ prediktif çizelgesi 73
Çizelge 6. 6	Solenoid valf, P-Σ prediktif çizelgesi 74
Çizelge 6. 7	AC motor, P-Σ ileri tahminli çizelgesi..... 75
Çizelge 6. 8	AC motor, P-Σ ileri tahminli çizelgesi..... 76
Çizelge 6. 9	AC motor ileri beslemeli kontrol-1 78
Çizelge 6. 10	AC motor ileri beslemeli kontrol-2 78
Çizelge 6. 11	Solenoid valf, ileri beslemeli kontrol-1 79
Çizelge 6. 12	Solenoid valf, ileri beslemeli kontrol-2 79
Çizelge 6. 13	AC motor model tabanlı K_{pp} çizelgesi 81
Çizelge 6. 14	AC motor model tabanlı d çizelgesi..... 81
Çizelge 6. 15	Solenoid valf model tabanlı K_{pp} çizelgesi..... 82
Çizelge 6. 16	Solenoid valf model tabanlı d çizelgesi 82
Çizelge 6. 17	Model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol, K_{pp} çizelgesi..... 84
Çizelge 6. 18	Model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol, d çizelgesi..... 84
Çizelge 6. 19	Model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol, K_{pp} çizelgesi..... 85
Çizelge 6. 20	Model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol, d çizelgesi..... 85
Çizelge 6. 21	Sezgisel kontrol çalışmaları sonuçlar çizelgesi 87
Çizelge 7. 1	AC motor, Parametrik polinom model ve TF dereceleri 97
Çizelge 7. 2	Aort debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları 98

Çizelge 7. 3	Femoral ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	99
Çizelge 7. 4	İliak debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	99
Çizelge 7. 5	Karotid debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	100
Çizelge 7. 6	Koroner debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	101
Çizelge 7. 7	Parametrik polinom model ve TF dereceleri.....	102
Çizelge 7. 8	Aort debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	104
Çizelge 7. 9	Femoral debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	105
Çizelge 7. 10	İliak debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	106
Çizelge 7. 11	Karotid debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	107
Çizelge 7. 12	Koroner debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	108
Çizelge 7. 13	Parametrik polinom model ve transfer fonksiyonu dereceleri.....	109
Çizelge 7. 14	Aort debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	109
Çizelge 7. 15	Femoral debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	110
Çizelge 7. 16	İliak debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	111
Çizelge 7. 17	Karotid debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	111
Çizelge 7. 18	Koroner debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları.....	112

KARDİYOVASKÜLER SİSTEMDE PULSATİL AKIŞIN MODELLENMESİ VE KONTROLÜ

Serdar YILMAZ

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Herman SEDEF

Eş Danışman: Doç. Dr. Onur TOKER

Bu tez çalışması, atardamarlara ait pulsatil fizyolojik kan akış debi sinyallerinin gerçekleştirilmesi, dinamik benzetimle deney sistemine (in vitro) uygun modellenmesi, çeşitli akış kontrol cihazları ve yeni geliştirilen çeşitli kapalı çevrim kontrol teknikleriyle debi sinyalinin kontrol edilmesi, kontrolü gerçekleştiren sistemin matematiksel performanslarının ortaya konulmasını amaçlamaktadır. Gerçekleştirilen çalışmanın ürünü olarak yüksek doğrulukta elde edilen kan akış sinyallerinin hemodinamik araştırmalarda kullanılacak olması tez çalışmasının gerçekleştirilmesinde motivasyon kaynağı olmaktadır.

Klinik çalışmalarla ölçülen kan akışı debi sinyalleri, zaman-debi karakteristikleri korunarak ve dinamik benzetim yöntemleri kullanılarak, aynı karakteristiğe sahip debi sinyalleri olarak in vitro deney sisteminde elde edilmişlerdir.

Deney sisteminde kullanılan akış kontrol cihazları; pnömatik valf, selenoid valf, alternatif akım (Alternative Current, AC) motor ile santrifüj pompa ve servo motor ile dişli pompadan oluşmaktadır.

Yüksek performanslı kapalı çevrim kontrol sistemi oluşturmak ve algoritmadaki performans sonuçlarını açıklayabilmek için akış kontrol cihazlarına kontrol edilebilirlik testleri uygulanmıştır. Kontrol edilebilirlik test çalışmaları için açık çevrim kontrol kullanılmıştır ve giriş sinyali olarak kardiyovasküler sinyaller veya rastgele oluşturulan

sinyaller uygulanmıştır. Akış kontrol cihazlarına açık çevrim kontrol ile uygulanan giriş sinyalleri ve sistemin tepkisi olan çıkış sinyalleri analizlerde kullanılmak üzere kaydedilmiştir. Uygulanan testler sonucunda cihazlara ait doğrusal olmayan bölgeler ve histerisiz etkileri ortaya konmuştur. Böylece akış kontrol cihazlarının kapalı çevrim kontrol algoritmalarındaki performansları kontrol edilebilirlik testleri sayesinde açıklanabilir olmaktadır.

Başlangıç olarak akış kontrol cihazları sistemde fizyolojik debi sinyalini oluşturmak üzere geleneksel oransal (proportional, P), oransal-integral (proportional-integral, PI) ve oransal-integral-türev (proportional-integral-derivative, PID) kapalı çevrim kontrol teknikleri ile test edilmişlerdir. Literatürde bir ilk olarak, gözlem ile kıyaslama yerine, in vitro sistemde oluşturulan debi sinyali y ile dinamik benzetimle hesaplanan fizyolojik kan akış debi sinyali r arasındaki eşleşme performans indeksi J_n ile matematiksel olarak hesaplanmıştır.

Akış kontrol cihazları farklı kontrol teknikleri kullanılarak kumanda edilmiştir. P- Σ , P- Σ prediktif, P- Σ ileri tahminli, doğrusal olmayan model tabanlı ileri beslemeli, ileri beslemeli prediktif, ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol teknikleri akış kontrol cihazlarına uygulanmıştır. Uygulanan sezgisel kontrol yönteminden sonra her bir akış kontrol cihazının fizyolojik kan akış sinyalini elde etmedeki başarısı J_n ile hesaplanmış ve böylece akış kontrol cihazları veya algoritmalarının birbirlerine göre üstünlüklerinin ortaya konması sağlanmıştır.

Parametrik tanılama yöntemleri kullanılarak, akış kontrol cihazına bağlı olarak sistemin matematiksel modelleri çıkarılmıştır. Modele dayalı kontrol çalışmalarında; AC motor ile santrifüj pompa ve servo motor ile dişli pompa kullanılmıştır. Akış kontrol cihazlarının matematiksel modelleri gözlemleyici tasarımında kullanılarak kutup atama (pole placement) yöntemi ile modele dayalı kontrolleri gerçekleştirilmiştir.

Literatürde bir ilk olarak farklı teknolojilere sahip akış kontrol cihazları ile çeşitli kapalı çevrim kontrol teknikleri kullanılarak fizyolojik kan akış debi sinyalinin kontrolü deneysel sistemde gerçekleştirilmiştir. Literatürde bu alanda gerçekleştirilen çalışmalar içinde yine üstün bir yön olarak matematiksel performans kriteri (J_n) tanımlanmıştır. Yine literatürde bir ilk olarak sistem tanılama çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Sistemin matematiksel modeli parametrik polinomlar ile elde edilmiş ve gözlemleyici tasarımı ile modele dayalı kapalı çevrim kontrolünde kullanılmıştır.

Gerçekleştirilen sezgisel kapalı çevrim kontrol çalışmalarının da en başarılı sonuç selenoid valfin kullanıldığı model tabanlı ileri beslemeli prediktif kontrol ile elde edilmiştir. Diğer taraftan modele tabanlı kontrol çalışmasında en başarılı sonuç Servo motor dişli pompa ile sağlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Hemodinamik, akış kontrol cihazları, debi kontrol, dinamik benzetim, atardamar debi sinyalleri, koroner debi sinyali, kapalı çevrim kontrol, sezgisel kontrol, model tabanlı denetleyici tasarımı, gözlemleyici tasarımı ve Luenberger kontrol

MODELLING AND CONTROL OF PULSATILE FLOW IN CARDIOVASCULAR SYSTEM

Serdar YILMAZ

Department of Electronics and Communications Engineering

Phd. Thesis

Advisor: Prof. Dr. Herman SEDEF

Co-Advisor: Assoc. Prof. Dr. Onur TOKER

In this thesis, for realization of pulsatile physiologic arterial blood flow control, modelling properly for in vitro with dynamic similarities, controlling various flow control devices with newly proposed closed-loop feedback techniques, representing clearly defined mathematical performance have been intended. As the product of the completed study, blood flow signals were obtained with the high accuracy; it would be thesis motivation source to be used hemodynamic research.

In the clinical studies blood signal flows were recorded, preserving time-flow characteristics and using dynamic similarities of signals were obtained with same characteristics in experimental system.

In the experimental system flow control devices are consists of pneumatic valve, solenoid valve, AC motor centrifugal pump, servo motor gear pump.

In order to build a high performance closed-loop control system and in order to explain the performance of the algorithms, controllability tests are applied to the flow control devices. For controllability test studies open-loop control was used and the input signal is applied as a cardiovascular signals or signals are generated randomly. For use in analysis, input signals which are applied to the flow control devices with open loop control and the output signals which are response of the system were recorded. As a result of the performed tests, hysteresis effects and the non-linear regions of the

devices have been out. Thus performance of the flow control devices can be explained due to controllability tests in close-loop control algorithms.

At the beginning of study, flow control devices were tested for realization of the physiological blood flow signals with traditional P (proportional), PI (proportional-integral) and PID (proportional-integral-derivative) close-loop control algorithms. In the literature as a first, rather than comparison with the observations, between generated flow signal y in vitro system and desired signal which is calculated dynamic similarities physiological flow r , match performance was calculated as J_n mathematically.

Flow control devices have been controlled using different control techniques. P- Σ , P- Σ predictive, P- Σ ileri tahminli, non-linear feed forward control, feed forward predictive control and feed forward look-ahead control techniques have been applied to the flow control devices. Heuristic control method are applied to the flow control devices and each performance of them have been calculated as J_n for physiological blood flow signals and so that which flow control devices or which control algorithms have superiority has been put out.

Mathematical model of the system according to flow control devices were calculated by parametric model estimation techniques. Model based control studies; AC motor centrifugal pump and servo motor gear pump have been used. The flow control device's mathematical models were used to design of observer and model based controls have been performed with pole placement technique.

As a first in the literature, flow control devices with various technologies and various close-loop control techniques have been used to control physiological blood flow signals in experimental system. In the literature studies again as a superiority mathematical performance criterion (J_n) has been defined. Again as a first in the literature, system identification studies were performed. System mathematical model are obtained by parametric polynomials and used in model based close-loop control with observer design.

After performed heuristic close-loop control studies most successful result was obtained by selenoid valve in the model based feed forward predictive control. On the other hand most successful results in the model based control study was achieved by sevo motor gear pump.

Key words: Hemodynamic, flow control devices, flow rate control, dynamic similarities, artery flow rate signals, coronary flow rate signal, close-loop control, heuristic control, model based control design, observer design and Luenberger controller

1.1 Literatür Özeti

Literatür çalışmasında, deney sistemi (in vitro) kullanılarak, kan akış sinyallerinin modellendiği çalışmalar araştırılmış ve 1980 ve 2010 yılları arasında gerçekleştirilen yayınlar özetlenmektedir. Literatürde verilen çalışmaların gerçekleştirilmesindeki motivasyon kaynağı ve hedefleri, deney sisteminde kullanılan cihazlar ve kontrol yöntemleri, ölçülen fizyolojik kan akış sinyalinin hangi başarı ile elde edildiğine dair durumlar göz önünde bulundurularak yayınlar özetlenmiştir.

H. M. Crawshaw ve ekibinin 1980 yılında gerçekleştirmiş olduğu çalışmada [1]; 15° ve 45° olarak seçilen iki farklı geometri, atardamar üzerinde by-pass senaryosu olarak düzenlenmiş ve akış içindeki hız çizgilerinin bu iki farklı geometrik senaryodaki değişimleri deneysel olarak ortaya konulmuştur. Damar geometrisi üzerinde, birden fazla enjeksiyon kullanılarak damar üzerindeki hız çizgileri Lazer Doppler Anomometre (LDA) kullanılarak ölçülmüştür. Deney sistemi üzerindeki pulsatil akışın nasıl oluşturulduğundan net olarak bahsedilmemekle birlikte sistemde pompa olduğundan bahsedilmektedir. Sistem üzerinde gerçekleştirilen akış kontrol çalışmalarında herhangi bir kontrol yapısından söz edilmemektedir.

Ahmed ve Giddens 1984 yılında gerçekleştirdikleri çalışmalarında [2], silindirik atardamar modeli üzerinde damar daralması (stenoz) senaryo ederek, pulsatil akış sinyalinde akış çizgilerini ve türbülans etkilerini ortaya koymak için LDA ile ölçümler yapmışlardır. Deney sistemi; piston pompa, piston pompa sürücü elektronik sistem,

akış ölçer, valf, stenoz damar modeli, rezervuar tank ve LDA ölçüm cihazlarından oluşmaktadır. Sistem üzerindeki mekanik pompa yardımıyla sinüzoidal akış sinyalinin oluşturulduğu anlatılmakla birlikte, kapalı çevrim bir kontrolden söz edilmemektedir.

M. Nakamura ve çalışma ekibinin [3], 1993 yılında gerçekleştirdiği çalışmada, aort damarına ait dinamik parametrelerin pulsatil akışlarda bulunması hedeflenmiştir. Çalışmada, zamana göre akışı modellemek üzere basit anlamda sinüzoidal debi sinyali oluşturulmuştur. Reynolds sayısı 4000'ler seviyesinde tutulmaya çalışılmış ve Womersley sayısı 10 olarak düzenlenmiştir. Duvar kayma gerilmesi (wall shear stres) ölçümlerinin sağlanabilmesi için yapılan düzenlemelerde piston pompa, valf, elektromanyetik akış ölçer, sistem bütünlüğü için farklı tanklar ve basit elektronik kartlı veri kayıt sistemi kullanılmıştır. Sistemde tam olarak bir kontrolden bahsetmek mümkün olmamakla birlikte valf ve piston yardımı ile elde edilen sinüzoidal akış sinyalleri manyetik akış ölçerler ve basınçölçerler yardımı ile kaydedilmiştir. Herhangi görsel veya matematiksel performans analizinden bahsedilmemekle beraber, aort damarına ait katmansal ve türbülans etkilerinin modellenmesi sağlanmaya çalışılmıştır.

J. Peacock ve arkadaşlarının 1997 yılında gerçekleştirdikleri çalışmada [4], 45° ile by-pass yapılmış koroner damar modeli senaryo edilmiştir. Deney sisteminde reosta kullanılarak farklı seviyelerde sabit hızlara ayarlanabilen bir pompa kullanılmaktadır. Pulsatil hızlarda akış oluşturmak için ise, dairesel hareketi doğrusal harekete dönüştüren (İskoç mekanizması, Scotch yoke) mekanizması olarak adlandırılan mekanik bir tasarım kullanılmıştır. Sistem üzerinde atardamar akış sinyalleri, insan fizyolojisindeki hız karakteristiğinden farklı olarak; sinüzoidal hız değişimleri kullanılarak modellenmiştir. Model damar üzerindeki duvar kayma gerilmesini ölçmek için hot film prob kullanılmıştır. Dinamik benzetimi sağlamak için referans olarak Reynolds sayısı kullanılmış ve deney sonuçlarında verilmiştir.

1999 yılında gerçekleştirilen başka bir deneysel çalışmada Sivanesan ve ekibi [5], AV fistül implant damar bağlantısı üzerinde çalışmalar gerçekleştirmiştir. Model damara ait geometrik yapının kan akışı sırasında meydana getirdiği hemodinamik etkileri ortaya koymak üzere, sabit hızda ve pulsatil hızlara sahip iki farklı akış kontrol sistemi ile deneyler gerçekleştirilmiştir. Sabit hızlı ve değişen hızlarda gerçekleştirilen akışın

hemodiyaliz hastalar üzerindeki etkilerinin ortaya konması hedeflenmiştir. Kullanılan deneysel akış kontrol sisteminde rezervuar tank, piston pompa, dinlenme tankı, AV fistül damar modeli, akış ölçer, LDA, yük iliştirilmiş cihaz (Charge-coupled device, CCD) kamera, bilgisayar ve servo kuvvetlendirici sistem kullanılmıştır. Sistem, piston motorun servo kuvvetlendiricisi ile açık çevrim olarak kontrol edilmiştir.

Bertram ve çalışma ekibinin 1999 yılında gerçekleştirdikleri çalışmada [6], elastik atardamar modeli üzerindeki pulsatil akışların doğrusal (linear) ve doğrusal olmayan (non-linear) yöntemler ile ölçülmesi hedeflenmiştir. Deneysel sistem; piston pompa, aç-kapa valf (check valve), ultrasonik hızölçer prob, basınçölçer ve veri toplayıcı karttan oluşmaktadır. Sistem üzerinde herhangi bir kontrol mekanizmasından bahsedilmemektedir. Çalışmanın hedefi, elastik damar modeli üzerindeki pulsatil kan akışındaki zayıflamaya ait ölçüm tekniklerinin verilmesi olduğundan herhangi bir performans ölçütünden de bahsedilmemektedir.

Yu 1999 yılında gerçekleştirdiği çalışmasında [7], karın bölgesi aortik anevrizmalarını sabit hızlı ve pulsatil hızlı akış modeli parçacık hız görüntüleme (PIV) yöntemi kullanarak incelenmiştir. Çalışmada gerçekleştirilen ölçümlerde Reynolds sayısı 400-1400 arasında değişimlere sahipken, Womersley sayısı 17-22 arasında değişen değerlere sahip olarak seçilmiştir. Deney sistemi iki farklı tank, elektromanyetik akış ölçer, DC motor, piston pompa, çeşitli valfler, damar modeli, kamera, PIV ve sinyal işleme cihazlarından oluşmaktadır. Deney sisteminde kontrol açık çevrim olarak gerçekleştirilmiş ve kan akış sinyali olarak sinüzoidal bir sinyal kullanılmıştır. Sağlıklı bireye ait silindirik damar modeli ile aortik anevrizma damar modeli üzerindeki hız çizgileri, sabit hızlı akış ve pulsatil hızlardaki akış için karşılaştırmalı olarak senaryo edilmiş ve sonuçlar hız-vektör grafiklerinde detaylı olarak verilmiştir.

Pennati ve çalışma arkadaşları 2000 yılında [8], doğum öncesi bebeklerde görülen kalp damar geometri ve yapısal bozukluklarındaki (congenital heart defect) hastalıklar için akciğer kan dolaşımını destekleyen damar bağlantısı önermektedir. Çalışmalarda deneysel ve nümerik olarak birbirini destekleyen mahiyette yürütülmüştür. Önerilerini desteklemek üzere gerçekleştirdikleri in vitro çalışmada akışı oluşturan bir bobin pompa, elektromanyetik akış ölçer ve çok düşük seviyelerde hız ölçümü gerçekleştiren

ölçüm probu kullanmışlardır. Sistem üzerinde herhangi bir kontrol yapısından söz edilmemektedir. Seçilen konunun özgünlüğü ve klinik ortamda yapılmış ön çalışmalar nedeniyle oldukça başarılı bir çalışma olarak görülmektedir.

Liepsch 2001 yılında gerçekleştirdiği çalışmada [9] biyo-akışkanlar mekaniğinde basit model ve uygulamalarını anlatan bir çalışma yayınlamıştır. Çalışmasında karotid atardamarı üzerindeki daralma (stenoz) ve damar duvarı incelmelerini (anevrizma) temel olarak almıştır. Deneysel ortamda gerçekleştirdiği çalışmalarını destekleyici nümerik çalışmalar da yayında yer almaktadır. Kurmuş olduğu deneysel sistem; hava basınçlı tank, rezervuar tanklar, pompa, valf, LDA ve basınçölçer cihazdan oluşmaktadır. Deney sistemi üzerinde açık çevrim kontrol kullanılarak pulsatil karotid kan akış sinyalleri oluşturulmuştur. Karotid damarı ve ayrılan iki ana kol (internal carotid artery, external carotid artery) üzerinde sağlıklı bireye ait kan akış sinyalinin hız çizgileri grafiksel olarak verilirken, ayrılan karotid damar modeli üzerinde daralma senaryoları da gerçekleştirilmiştir.

Loth ve ekibinin 2003 yılında yapmış oldukları deneysel ve nümerik çalışmada [10], hemodiyaliz hastalarında klinik ortamda tespit edilen, AV graft üzerindeki toplardamar genişlemeleri (venous anastomosis) senaryo edilmiştir. Deneysel çalışma için %42 su ve %58 gliserin karışımı kanı modellemek için kullanılmıştır. LDA ile model üzerindeki ölçümler gerçekleştirilmiştir ve hemodinamik etkileri nümerik çalışmalar ile karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Deney çalışmalarında santrifüj pompa, debi ölçer ve ultrasonik hız ölçer kullanılmıştır. Ölçümler sırasında sabit hızlı akışlar sistem üzerinde oluşturulmuştur. Farklı iki seviyede sabit hızlı akış oluşturularak 1060 ve 1820 arasındaki Reynolds sayıları için ölçümler gerçekleştirilmiştir.

Tricht ve çalışma grubu [11], 2003 yılında, hemodiyaliz hastalarında implant damar olarak kullanılan AV graft damar bağlantısındaki, düz ve konik yapıları iki farklı geometrinin hemodinamik araştırmasını, karşılaştırılmalı olarak incelemiştir. Kan akışını modellemek için %40 gliserin ve %60 su ihtiva eden karışımı sistem üzerinde kullanmış ve pulsatil debi ve basınç sinyalleri için deneyler gerçekleştirilmiştir. Deney düzeneği basit ve tek yönlü akış sağlayan, rezervuar tank, pompa, valf ve damar modelinden oluşmaktadır. Damar içerisindeki hemodinamiğin incelenmesi ise ultrasonik

görüntüleme teknikleri ile yapılmıştır. Damar modelinin farklı noktaları için elde edilen görüntülerin analizi gerçekleştirilmiştir. Deneylerde 500ml/dakika ile 1500ml/dakika oranında değişen debilerde akış oluşturulduğu verilmekle birlikte, herhangi bir kontrol yönteminden bahsedilmemektedir.

Arslan 2004 yılında araştırma grubu içinde gerçekleştirdiği çalışmasında [12], kurulan in vitro sistem, pulsatil akış hızlarına sahip kan akış sinyallerinin modellenmesi için kullanılmıştır. Hemodiyaliz hastalarında cerrahi operasyon ile oluşturulan AV graft damar modeli çalışmalarda model olarak kullanılmıştır. Klinik ortamda kaydedilen kan akış ölçümleri, deney sistemi üzerinde elde edilmeye çalışılmıştır. Çalışmada pulsatil akış hızının kontrolü, santrifüj pompa ve oransal valf ile gerçekleştirilmiştir. Dinamik benzetim yöntemleri kullanılarak kan akış periyodunun 16 saniye olması gerektiği hesaplanmıştır. 2500, 1200 ve 1800 değerleri arasında değişen Reynolds sayıları ile deneyler yapılmış ve elde edilen kan akış sinyalinin hemodinamik etkilerinin araştırılması Lazer Doppler Anemometre ile gerçekleştirilmiştir.

Peattie çalışma ekibinin 2004 yılında gerçekleştirmiş oldukları çalışmada [13] karın bölgesi aortik anevrizmaları araştırılmıştır. Çalışmada pulsatil akış hızlarında yedi farklı anevrizma modeli senaryo alınarak ölçümler yapılmıştır. Deney sistemi; 3 rezervuar tank, damar modeli, ultrasonik hızölçer, pompa ve iki valften oluşmaktadır. Modellere ait hız ölçümleri ise lazer doppler hız ölçüm cihazı (LDV) ile gerçekleştirilmiştir. Ayrıca basınçölçer kullanarak anevrizma damar modelleri üzerindeki basınç değişimlerini elde ederek çalışmasında yayınlamıştır. Pulsatil akışını gerçekleştirmek için sabit hızla çalışan bir pompa ve elektronik olarak aç-kapa yapan iki valf kullanmıştır. Deney sisteminde tankların ve valflerin yerleri özel olarak seçilmiş ve sinüzoidal yapıda değişen debi sinyallerinin oluşturulmasına imkan sağlanmıştır. Valflerin kontrolü kullanıcı tarafından açık çevrim kontrol ile gerçekleştirilmektedir, yani grafiksel olarak gözlemlenen debi sinyalleri elektronik bir devre ile valflerin aç-kapa sürelerinin ayarlanmasıyla sağlanmaktadır. Ölçümler esnasında deney sisteminde oluşturulan debi sinyallerinin, istenilen referans sinyale göre performans analizlerinden söz edilmemektedir. Hız çizgilerinin ve duvar kayma gerilmelerinin ölçümleri ise Lazer Doppler Velocimetre ile gerçekleştirilmiştir. Aortik anevrizma modellerine ait vektörel hız çizgileri ve türbülans

akış çizgileri çalışmada detaylı olarak verilmektedir.

Arslan 2006 yılında gerçekleştirdiği in vitro sistem üzerindeki çalışmada [14], AV graft damarındaki kritik akış bölgelerinin tespit edilmesi için pulsatil akışlarda LDA kullanarak ölçümler yapmıştır. Hemodiyaliz hastalarından alınan kan akış sinyalini modellemek amacıyla; rezervuar tank, pompa, AC motor, bilgisayar kontrollü valf, manyetik akış ölçer ve LDA'dan oluşan deneysel sistemde AV graft damar modelindeki hemodinamik etkileri araştırmıştır. Yapılan deneysel çalışmada, değişen hızlarda kan akış sinyali elde etmek için sabit hızda çalışan bir pompa ve zamana göre kan akış hızını düzenleyen oransal valf kullanılmıştır. Gerçekleştirilen çalışmada kontrol tekniklerinden ve performans yöntemlerinden bahsedilmemektedir.

Sang-Wook Lee ve arkadaşları 2007 yılında [15], hemodiyaliz hastalarında kullanılan, arteriovenous (AV) graft damar geometrisini senaryo olarak, deneysel ve nümerik olarak hız karakteristiklerini ortaya koyan bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada Reynolds sayısı 1200 civarında tutularak model üzerindeki hız çizgileri LDA kullanılarak ölçülmüştür. Deneysel sistemde, elektro manyetik akış ölçer, veri toplayıcı kart (DAQ), elektronik kontrol edilebilen valf ve çeşitli tanklar bulunmaktadır. Sistem üzerinde akış sinyalini elde etmek için kullanılan kontrol yönteminden ve hata performans analizlerinden bahsedilmemektedir.

Liou ve Li [16], 2008 yılında, damar duvarında meydana gelen anevrizma etkilerini araştırmak üzere nümerik ve deneysel ortamda karşılaştırmalı olarak araştırmalar yapmışlardır. Gerçekleştirilen çalışmada anevrizma içerisindeki, kan akışını düzenlemek üzere stent model kullanılmıştır. Anevrizma damar modeline eklenen stent ile oluşturulan yeni modelin içerisindeki hemodinamik etkiler araştırılmıştır. Hesaplanan hız çizgileri stentin takılı olma ve stentin takılı olmama durumları için anevrizma damar modeli üzerinde senaryo edilmiştir. Deneysel çalışmalar ile elde edilen sonuçlar nümerik çalışmalar ile de tekrar edilmiştir. Kullandıkları deney sistemi; rezervuar tank, oransal valf, akış ölçer, pompa, Lazer Doppler cihazı, CCD kamera, veri toplayıcı kart ve damar modelinden oluşmaktadır. Damar üzerindeki anevrizma etkisini incelemek için kullanılan model 14mm çapında ağız, 10mm çapında boyun ve 15mm derinliğe sahip iki odacıktan oluşmaktadır. Anevrizmal yapının model damardan olan toplam yüksekliği

ise 20 mm'dir. Deneyler sırasında dinamik eşdeğerlik için maksimum Reynolds sayısı 250 ve Womersley sayısı 3,9 olarak kullanılmıştır. Anevrizma etkilerine sahip damar içerisindeki hemodinamik etkilerin araştırılması, LDA ile incelenmiş ve anevrizma içindeki stres bölgeleri ortaya konulmuştur. Sistemden kan akış sinyalinin modellenmesi amacıyla kapalı çevrim PI kontrol tekniği kullanılmıştır. Sistemdeki geri besleme akış ölçerler ile sağlanmıştır. Bununla birlikte elde edilen sonuçlar görsel olarak karşılaştırılabilmesi için grafik üzerinde verilmiştir.

Schmidt ve çalışma ekibinin gerçekleştirmiş oldukları ve 2008 yılında yayınlanan çalışmalarında [17], pulsatil hızlarda kan akışının modellenmesi amacıyla; kontrol kartı, enjeksiyon pompa, damar modeli ve ölçümler için ise LDA'nın kullanıldığı bir deney sistemi kurmuşlardır. Açık çevrim ile sürülen enjeksiyon sistemli pompa 5ml, 7,5ml ve 10ml maksimum hacimleri ile dakikada 40, 60 ve 80 atışlık kan akışı sinyalleri sistem üzerinde oluşturulmuştur. "Vena contracta" modeli üzerindeki kan akışının ve viskozitesinin etkileri üzerine yapılan çalışmada hücre yıpranmaları ile ilgili olarak sonuçlar verilmiştir. Gerçekleştirilen çalışmada kontrol yöntemleri ve performans analizlerinin yapıldığı herhangi bir bölüme rastlanmamıştır.

2010 yılında, Tsai ve Savaş [18], insan fizyolojisindeki kan akış sinyallerini modellemek üzere bir akış kontrol sistemi kurmuşlardır. Fakat deneylerin tümünü açık çevrim kontrol ile gerçekleştirmişlerdir. Deneyler sırasında sinüzoidal giriş sinyalindeki genlik/frekans bilgisinin eşleştirilmesi, elle kumanda edilerek yapılmıştır. Deney sistemi piston pompa, dişli pompa, geri baskı valfi, 600 W ve 400W gücünde iki adet pompa sürücü servo motor, bilgisayar, veri toplayıcı kart kontrol sisteminden oluşmaktadır. Kurulan sistemin kolaylıkla Matlab veya Labview üzerinden kumanda edilebilmesi, bir avantaj olarak sunulmaktadır. Tüm bunlara rağmen, bilgisayar üzerindeki giriş sinyali ile akış ölçerlerden gelen çıkış sinyalinin eşleştirmesi kullanıcı tarafından elle kumanda yoluyla yapılmaktadır. Elde edilen çıkış sinyallerinin performans analizleri yapılmamakla birlikte 15 ölçümün ortalaması alınarak giriş sinyali ile performans karşılaştırması görsel olarak yapılmıştır.

2010 yılında Arslan ve Şengül gerçekleştirdiği çalışmada [19], hemodiyaliz için kullanılan graft damar bağlantısının kritik akış bölgelerinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Deneyler, pleksiglas AV graft modeli üzerinde, sabit hızla çalıştırılan santrifüj pompa ile gerçekleştirilmiştir. Dinamik benzetimin sağlanması amacıyla gerçek hastalardan alınan hız kayıtları kullanılmış ve Reynolds sayısı 1400 olarak hesaplanmıştır. Deney çalışmaları için ölçümler, sabit hızlı akışlarda, Reynolds sayısının 1400 civarında tutulması ile sağlandığı için sistem üzerinde açık veya kapalı çevrim kontrolün sağlanması amaçlanmamıştır. Damar modeli içerisindeki hız vektörlerinin belirlenmesi ve kritik akış bölgelerinin ortaya konabilmesi için LDA ile ölçümler yapılmıştır.

Kronolojik olarak verilen tüm bu çalışmalarda kapalı çevrim kontrol sadece Liou ve Li [16] 2008 yılında yaptıkları çalışmada görülmektedir. Kapalı çevrim kontrolün verildiği bu çalışmada, basit PI kontrol kullanıldığı birkaç satırda anlatılmıştır. Bu ve verilen diğer tüm literatür çalışmalarında istenilen akış sinyali ile deney sistemi üzerinde ölçülen akış sinyallerinin matematiksel kıyaslaması yapılmamıştır. İstenilen ve ölçülen sinyallerin karşılaştırılması için detay veren çalışmalarda ise karşılaştırmalar grafikler üzerinde görsel olarak yapılmıştır.

Şu ana kadar özetlenen literatür çalışmaları konu bütünlüğü sağlayacak şekilde tekrar düzenlenerek verilmektedir.

Kardiyovasküler sistemlerdeki kan akışını ve etkilerini araştıran birçok nümerik ve deneysel çalışma bulunmaktadır. Nümerik çalışmalar; kana ait kimyasal ve damara ait geometrik verilerin bilgisayar ortamında matematiksel modellenmesiyle yapılmaktadır [10], [12], [15], [16]. Nümerik çalışmalarda kullanılan parametrik kriterlerin sayısına bağlı olarak benzetim süreleri artmaktadır. Gerçekte birkaç dakikalık veri kaydı gerektiren bir deney için simülasyon çalışmalarında parametrelerin etkilerine bağlı olarak saatler sürebilmektedir. Elde edilen sonuçlar yine de gerçek deney sistemi üzerinde yapılan tüm parametrik verileri içermez. Deneysel sistemlerin doğası gereği, tüm verileri içermesi ve gerçek zamanlı veri kaydı yapılabilmesine imkan vermesi, bu çalışmalara, nümerik çalışmalara göre büyük avantajlar sağlar. Deneysel ve nümerik çalışmaların birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları olsa bile, kan akışı benzetim çalışmaları deneysel ve nümerik alanda birbirlerini destekler mahiyette yürütülmektedir [10], [12], [15], [16].

Girişimsel olmayan (non-invasive) ölçümlerin yapılmasını mümkün kılan MR görüntüleme tekniklerin keşfedilmesiyle insan vücudundaki kan akış verileri (hız ve debi) ölçülmeye başlanmıştır. Elde edilen bu veriler sayesinde in vitro çalışmalar popüler hale gelmiş ve bu alandaki çalışmaların sayısı artmıştır [4]. Atardamarlardaki kan akış hızlarının girişimsel olmayan yöntemlerle ölçülebilmesine rağmen uzun süreli in-vivo çalışmaların gerçek hastalar üzerinde yapılması etik olarak doğru kabul edilemez [4] ve pratikte uygulanması hasta sağlığı açısından zararlar oluşturabilir. Bu nedenle en iyi çözüm, kan akış hızlarının gerçek hastalardan alınarak deneysel sistemler üzerinde simülasyonu ve ilgili araştırmaların yapılmasıdır [20].

Literatürde in vitro araştırmaların yapıldığı deney sistemleri; akış kontrol cihazları, ölçüm cihazları, damar modeli, akışkan ve boru sistemlerinden oluşmaktadır [1], [3-19], [21]. Genellikle akışkan olarak gliserin-su karışımı kanı modellemek için tercih edilmektedir. İstenilen viskoziteyi elde etmek için belirli oranlarda su-gliserin karışımı oluşturulmakta ve damar modeli için ise, ölçüm kaydını yapacak cihaza uygun olarak kauçuk gibi esnekliğe sahip bir malzemeden veya pleksiglas gibi [5], [6], [9], [11] katı yapıya sahip esnek olmayan [1], [3], [4], [7], [12], [14], [15], [19] malzemelerden yapılmaktadır. Kan akış hızı veya debi ölçümleri için ise; manyetik akış ölçer [3], [4], [7], [8], [14], [15], [19], [21], ultrasonik akış ölçer, manometre [6], [9], fotonik algılayıcı (photomultiplier) [9], Lazer Doppler Anemometre (LDA) [1], [5], [12-15], [19], parça görüntülemeli hız ölçer (Particle Image Velocimetry, PIV) [4], [7], [9], [21] ve CCD kamera gibi cihazların kullanıldığı görülmektedir. Manyetik ve ultrasonik akış ölçerler model üzerindeki debi bilgisini verirken, LDA ve PIV cihazların parçacık hız analizleri ya da CCD kamera akış görüntüleme (flow-visualization) kayıtları, asıl hemodinamik araştırmalar için kullanılmaktadır.

Akış kontrolü için, enjeksiyon yapıları bir pompa [1], piston pompa [3-5], [7], [18], motor pompa [6-21], dişli pompa [18] gibi farklı tip pompalar ve farklı tip valfler [1], [3], [5-19], [21] literatürdeki, çalışmalarda kullanılmıştır. Çalışmalarda sabit hızlarda akış sadece motor pompa ile sağlanırken, pulsatil akış kontrolü sabit hızda çalışan pompa motor ve aç-kapa yapan valf kombinasyonu ile sağlanmıştır [1], [6], [8-17], [19], [21]. Piston pompa ile yapılan çalışmalarda ise piston pompanın tek başına ya da valfler ile

oluşturduğu düzeneklerle açık çevrim kontrollü pulsatil akışlar elde edilmiştir [3-5], [7], [18].

Literatürde verilen tüm bu çalışmalarda, istenilen kan akış hızının (debi) sistem üzerinde hangi başarı ile elde edildiğine dair performans ölçütü verilmemektedir. Örneğin deney sistemi üzerinde gerçekleştirilen bir çalışmada, pulsatil 15 kan akış debisinin ortalaması alınarak istenilen kan akış debisi ile karşılaştırılması grafik üzerinde görsel olarak yapılmıştır [18]. Deneyleerin tümü, açık çevrim kontrol ile gerçekleştirilmiştir. Deneyleer sırasında, referans sinyal ile ölçülen sinyaldeki genlik ya da frekans bilgisinin eşleştirilmesi kullanıcı tarafından el ile kumanda edilerek yapılmaya çalışılmıştır. Deney sistemi piston pompa, dişli pompa, geri baskı valfi, 600 W ve 400W gücünde iki adet servo motor, bilgisayar, veri toplayıcı kart kontrol sisteminden oluşmaktadır. Kurulan sistemin kolaylıkla Matlab ya da Labview üzerinden kumanda edilebilmesi avantaj olarak çalışmada verilmektedir.

Bu çalışmaların tümünde sistem kontrolünün açık çevrim ile gerçekleştirildiği görülmektedir. Açık çevrim kontrol; ya mekanik sistemle ya da kullanıcı kontrolüyle yapılmaya çalışılmıştır. Açık çevrim ile gerçekleştirilen pulsatil akışlar ise gerçek kan akış debi karakteristiği yerine sinüzoidal debi sinyalleri ile deney sistemlerinde oluşturulmuştur [3], [4], [7]. Benzetimi yapılan sinüzoidal sinyalin debisindeki alt ve üst değişim miktarı hesaplanarak, istenilen grafiksel eşleşmenin yapıldığı düşünülerek sonuçlara ulaşmaya çalışılmıştır. Yapılan literatür taramasında sadece bir çalışmada kapalı çevrim (PI) kontrol tekniğinin kullanıldığı görülmüştür [16]. Sistem, sabit hızlı çalışan bir pompa ve valfin bir arada kullanımı ile sürülmüştür. Fakat sistemin istenilen debideki akışı elde etmedeki performansı hesaplanmamış, bunun yerine grafiksel olarak eşleşmedeki başarısı görsel olarak tartışılmıştır.

1.2 Tezin Amacı

1970'li yıllara kadar bilim insanların sayısal olarak doğayı modellemesiyle başlayan ve özellikle insan fizyolojisine ait araştırmalar gelişen teknolojiyle birlikte verilerin nümerik ve/veya gerçek deney ortamlarına aktarılmasıyla yeni boyut ve yön kazanmıştır. Dünya üzerinde ölüm nedenleri üzerinde büyük bir paya sahip olan kardiyovasküler hastalık

ve rahatsızlıkların araştırılması, yaşam kalitesini arttırmak adına büyük önem arz etmektedir. Bu nedenle kardiyovasküler sistemde kan akışının insan fizyolojisine etkisinin araştırılması ancak araştırmaların deneysel ve nümerik ortamlara matematiksel olarak aktarılmasıyla anlam kazanmaktadır.

Bu tez çalışması, klinik yöntemler ile elde edilen pulsatil atardamar kan akış debi sinyallerinin, dinamik benzetim yöntemleri kullanarak, farklı kapalı çevrim kontrol teknikleri sayesinde, farklı akış kontrol cihazları ile in vitro sistem üzerinde elde edilmesini amaçlamaktadır.

Pulsatil hızlara sahip fizyolojik kan akış sinyallerinin, dinamik benzetim yöntemleri ile deneysel bir sisteme aktarılması, farklı kapalı çevrim kontrol teknikleri kullanılarak farklı kontrol yeteneklerine sahip akış kontrol cihazlarının yüksek doğrulukta kontrolü tez çalışmaları içerisinde amaçlanmaktadır.

Yüksek doğrulukta elde edilen kan akış sinyallerinin in vitro sistemlerde, hemodinamik etkilerin araştırılmasında kullanılması bu tez çalışmasının motivasyon kaynağı olmuştur. Ayrıca bu tez çalışması; kalp-damar implant araştırmaları için in vitro sistem ortaya koymakta ve cerrahi operasyonlarda kullanılacak damar bağlantıları için öngörüler de bulunabilmesini hedeflemektedir. Kardiyovasküler sistemlerde kullanılacak olan yapay organların sebep olabileceği, hücresel etkilerin, örneğin kan hücreleri yıkımı (rheology) gibi çalışmalara ışık tutabilecektir. Fizyolojik kan akış sinyallerinin, yüksek doğrulukta elde edilecek olması, hemodinamik araştırmalarda, damar geometrilerinin fizyoloji üzerindeki etkilerinin anlamlandırılmasında, yapay damar materyallerinin kan akışına etkilerinin araştırılmasında, damar içine yerleştirilen stent araştırmalarında, damar tıkanıklığı vb. birçok araştırmalara yeni boyutlar kazandırabilir.

Tez çalışması süresince oluşturulan deney yapısı, geliştirilen algoritmalar ve kullanılan akış kontrol cihazları literatürdeki incelenen çalışmaları sunduğu deney yapılarını, cihazları ve kontrol yöntemlerini kapsar mahiyettedir. Tez çalışmamızda AC motor santrifüj pompa, pnömatik valf, Selenoid valf ve Servo motor dişli pompa olmak üzere farklı teknolojilere sahip akış kontrol cihazı kullanılmıştır. Bu cihazlara ait tekrar edilebilirlik, histerisiz ve giriş-çıkış kontrol testleri yapılmıştır. Klinik çalışmalarda elde

edilen atardamar kan akış sinyallerinin hız veya debi karakteristikleri korunarak deney sistemi üzerinde oluşturulabilmesi sağlanmıştır. Literatürde verilen tüm çalışmalardan farklı ve üstün bir yön olarak matematiksel performans analiz yöntemi (performans indeksi), farklı algoritmalarındaki performansları her bir akış kontrol cihazı için karşılaştırılabilir olarak verilmiştir. Yine literatürdeki çalışmalardan farklı olarak sistemin matematiksel modelleri, akış kontrol cihazlarına bağlı olarak, modele dayalı kontrol algoritmaları için matematiksel modelleri hesaplanmıştır. Elde edilen matematiksel modelleri kullanılarak, modele dayalı kontrol tasarımı gerçekleştirilmiştir.

1.3 Hipotez

Literatür incelemeleri sonrasında, tez çalışmamızda **kapalı çevrim kontrol teknikleri** kullanarak pulsatil kan akış sinyallerinin modellenmesi hedeflenmiştir. Bu hedefe ulaşmak için klinik ortamlarda alınan atardamar kan akış sinyallerine ait karakteristik denklemler elde edilmiştir. Elde edilen referans kan akış sinyali, dinamik benzetim (Reynolds ve Womersley) sayıları kullanılarak deney sisteminde, ölçümlerin yapılabilmesi için düzenlemiştir. Zaman içerisinde geliştirilen deney sistemi farklı akış kontrol cihazları ile çeşitlendirilmiştir. Literatürde incelenen çalışmalar göz önüne alındığında, farklı teknolojilere sahip akış kontrol cihazlarının ve farklı kapalı çevrim kontrol algoritmalarının kullanılması dahi tek başına büyük bir üstünlük sağlamaktadır.

Literatürde verilen çalışmalarda deney sistemine ait açık çevrim veya kapalı çevrim kontrolün başarısı grafiksel olarak gözlemlenebilecek şekilde düzenlenmiştir. Literatürde incelenen çalışmalardan üstün bir yön olarak referans sinyalin ve ölçülen sinyalin eşleşmedeki başarısı matematiksel olarak performans indeksi J_n ile hesaplanmıştır. Her bir cihaz ve/veya algoritma için ayrı ayrı hesaplanan performans indeksi cihazların veya algoritmaların karşılaştırılabilir olmasını sağlamıştır. Gerçekleştirdiğimiz çalışma sadece performans indeksiyle dahi literatürdeki çalışmalara göre önemli bir özgünlüğe sahiptir.

Yine literatürde incelenen çalışmalardan üstün bir yön olarak sistem tanılama çalışmaları yapılmıştır. Parametrik polinomlar kullanılarak sisteme ait matematiksel modeller hesaplanmıştır. Uygun matematiksel model kullanılarak modele dayalı kapalı

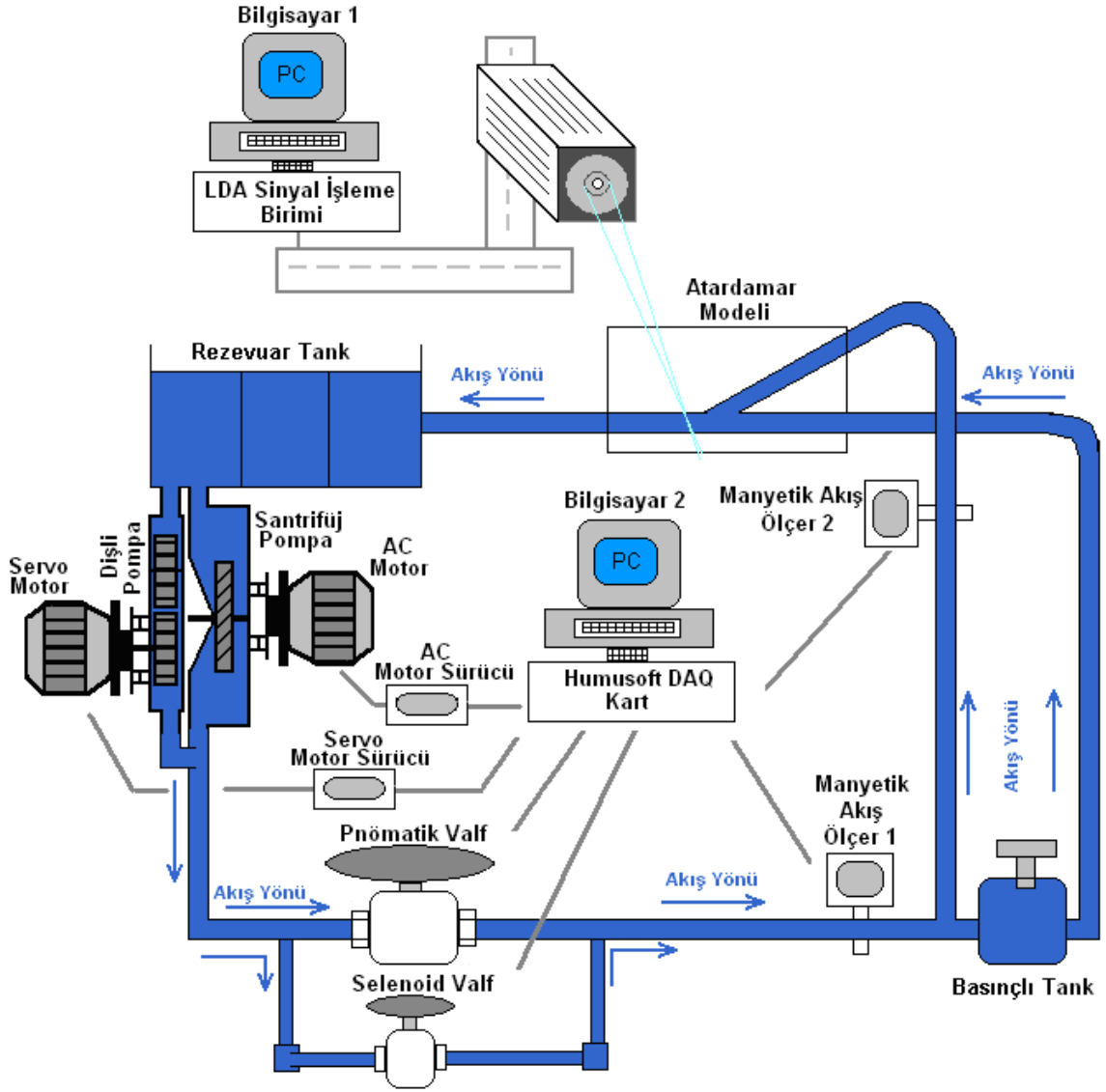
çevrim kontrol çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Modele dayalı kontrol çalışmalarında kutup atama yöntemiyle gözlemleyici tasarlanmış ve sisteme ait kapalı çevrim kontrol AC motor santrifüj pompa ve servo motor dişli pompa ile gerçekleştirilmiştir.

Bölüm 2’de deney sistemi ve sistem üzerinde bulunan cihazların yapısal özellikleri verilmektedir. Bölüm 3’te deney sisteminde, kan akışının modellenmesi çalışmalarında kullanılan kardiyovasküler sistemlerde sinyaller ve özellikle de çalışmamızda kullanılan debi sinyali anlatılmaktadır. Bölüm 4’te in vivo sistemdeki kan akış sinyalinin in vitro sistemde oluşturulması için gerekli dinamik benzetim yöntemleri ve hesaplamaları verilmektedir. Bölüm 5’te deney sistemi üzerinde kullanılan (AC motor santrifüj pompa, servo motor dişli pompa, pnömatik valf ve selenoid valf) akış kontrol cihazlarının kontrol kabiliyetlerinin ortaya konabilmesi için gerçekleştirilen kontrol testleri tekrar edilebilirlik, histerisiz ve giriş-çıkış ilişki testleri verilmektedir. Bölüm 6’da PID kontrol tekniklerinden başlayarak akış kontrol cihazları üzerinde denenen sezgisel kapalı çevrim kontrol teknikleri ve performans indeksindeki başarı ölçütleri verilmektedir. Bölüm 7’de parametrik polinomlar kullanılarak sistemin matematiksel modelinin çıkarılması ve elde edilen bu modellerin başarılarına göre tercih edilmesi anlatılmaktadır. Bölüm 8’de kullanılan matematiksel model ile sistem üzerinde gözlemleyici tasarımı ve modele dayalı kontrolün gerçekleştirilmesi anlatılmaktadır. Son olarak Bölüm 9’da genel olarak elde edilen sonuçlar ve gelecek çalışmalar için önerilerde bulunmaktadır.

DENEY SİSTEMİ, AKIŞ ÖLÇÜM VE AKIŞ KONTROL CİHAZLARI

Bu tez çalışmasında kullanılan in vitro deney sisteminin blok şeması Şekil 2.1’de verilmektedir. Sistem üzerinde iki ana bölüm bulunmaktadır. LDA ölçüm, hareket ve sinyal işleme birimleri ve hız veri kayıtlarının yapıldığı damar modeli birinci ana bölümü oluştururken, diğer bölüm DAQ kart, akış kontrol cihazları, manyetik akış ölçerler ve çevre birimleri olan tanklar, borular ve gliserin-su karışımı akışkandan oluşmaktadır. Her iki bölümde birer bilgisayar tarafından kontrol edilmekte ve veri kayıtları gerçekleştirilmektedir. Bilgisayar 1; LDA, sinyal işleme birimi ve LDA hareket mekanizması üzerinde işlem yapmakta iken, bilgisayar 2; Matlab/Simulink programı üzerinden DAQ kart ile akış kontrol cihazlarına (AC motor, servo motor, pnömatik valf ve selenoid valf) veri gönderebilmekte ve akış ölçerlerden gelen verileri alıp işleyebilmektedir. Her iki sistemin kesişim noktası damar modelidir. İstenilen fizyolojik kan akışı debi sinyalinin, model damar üzerinde, gerçekleştirilmesi için bilgisayar 2 ve kontrolündeki cihazlar kullanılırken, model damar üzerinde oluşturulan debiye bağlı olarak hız ölçümleri bilgisayar 1 ve kontrolündeki sinyal işleme ve hareket kontrol birimleri tarafından gerçekleştirilmektedir.

Kontrol çalışmaları bilgisayar 2’nin bulunduğu akış kontrol cihazları, veri toplama ve işleme birimleri, ölçüm cihazları, damar modeli ve son olarak sistem bütünlüğünü oluşturan akışkan sıvı, tanklar ve borulardan oluşmaktadır. Her bir ana bölüme ait ayrıntılı bilgiler başlıklar halinde verilmektedir.



Şekil 2.1 In vitro deney sistemi blok şeması

2.1 LDA Hız Ölçüm Cihazı ve Birimleri

LDA, akışkanların hızını tespit açısından, diğer akış ölçen cihazlara göre özel avantajlar sunar. Ölçüm yapacağı sıvıya temas etmesine gerek yoktur. Basınç ve sıcaklık benzeri çevresel gürültülerin etkisinde kalmadan, hız ölçümlerini doğru olarak verir. Parametreleri uygun ortam şartları için ayarlandığında gürültüden uzak şekilde hız karakteristiğini ortaya koyar. Yüksek çözünürlüğe sahiptir, diğer ölçüm cihazlarından çok daha yüksek oranda ve kesin ölçüm bilgisi verebilir. LDA ölçüm cihazı uygun konumlandırıldığı şartlarda, iki yönlü akış bilgisini kesin bir hassasiyette ölçerek verebilmektedir.

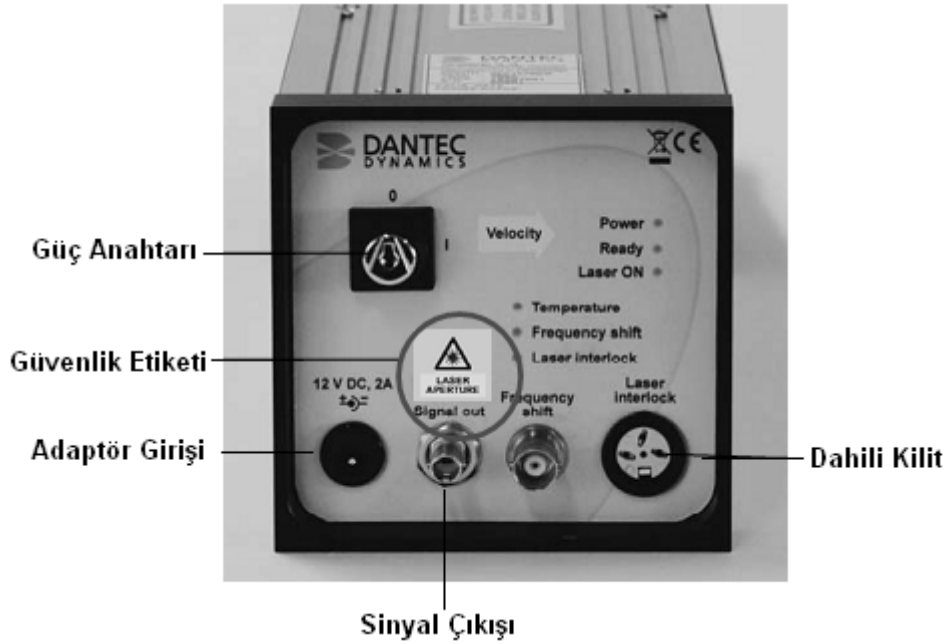
2.1.1 Lazer Doppler Anemometre Cihazı

Sistem üzerinde kullanılan LDA cihazı, FlowExplorer sistemli ve 3B sınıfına aittir. Dikkatli kullanıldığı takdirde canlılara doğrudan bir zararı yoktur. Bununla birlikte doğrudan göze ve canlı deriye tutulmasında zarar oluşturabilir [22].

En yüksek çıkış gücü 60mW. Dalga boyu 650-670 nm'dir.



Şekil 2.2 Lazer Doppler Cihazı [23]



Şekil 2. 3 LDA cihazı arka panel görüntüsü [23]

LDA hız ölçüm sistemi [22];

- LDA cihazı, lensi, fotonik toplayıcı (photomultiplier) kit, kabloları ve

kalibrasyona ait optik disk,

- BSA (Dantec Dynamics firmasına) sinyal işleme birimi,
- BSA (Dantec Dynamics firmasına) kullanıcı programından oluşmaktadır.

Ölçümlerde kullanılan LDA sistemi 1 boyutludur. Sadece tek bir nokta için hız ölçümleri yapabilmektedir. 2 ve 3 boyutlu olarak hız ölçümleri yapabilen lazer cihazları da mevcuttur.

2.1.2 BSA Kullanıcı Programı

BSA yazılım paketi donanım ile gerekli olan veri haberleşmesi ve veri işlenmesi işlemlerini yerine getirmektedir. Yazılım LDA'nın hareket mekanizmasını, lazer ölçüm parametrelerinin ayarlanmasını ve ölçümler sonrasında elde edilen verilerin kaydedilmesini ve işlenmesini sağlayan, kullanıcı arayüz programı ile gerçekleştirmektedir [22].

2.2 Akış Kontrol Cihazları

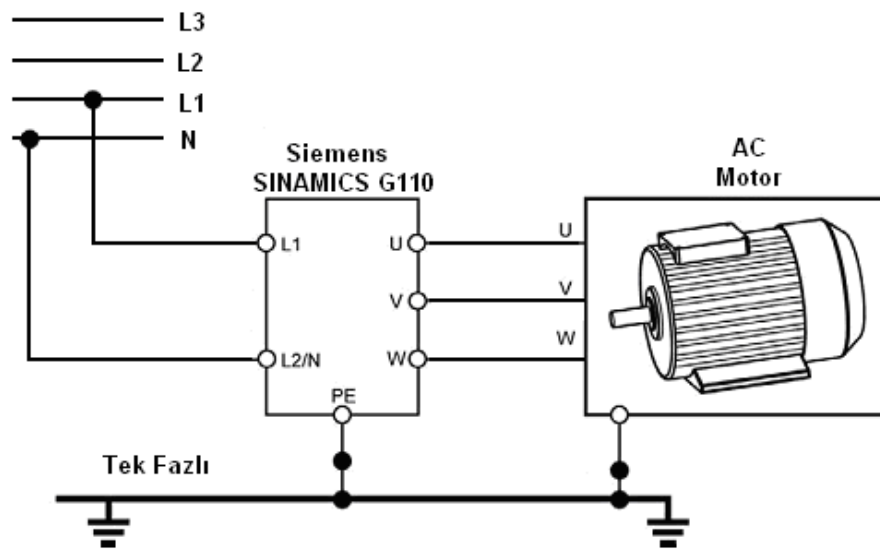
Sistemde akış kontrolünü sağlamak için Ege Endüstriyel Kontrol firmasına ait ecoflo-GV2 pnömatik valf, Burkert Fluid Control System firmasına ait oransal Tip 2835 selenoid valf, Fasco firmasına ait Type U83B1 AC motor santrifüj pompa cihazları kullanılmıştır. Her bir cihaz sahip olduğu farklı kontrol donanımları sebebiyle farklı akış kontrol kabiliyetlerine sahiptirler. Pnömatik valf; YT-1000L model elektro-pnömatik pozisyoner (electro-pneumatic positioner) ile oransal kontrol gerçekleştirmekte ve harici gelen 4–20mA akım değerlerine bağlı olarak oransal akışa izin vermektedir. Selenoid valf ise elektronik kart (Type 8605 Electronic Controller) ile harici gelen kontrol sinyalini PWM sinyallere dönüştürerek selenoid çekirdeği oransal olarak kontrol etmektedir. Selenoid valf üzerindeki kontrol kartı sayesinde akım, gerilim sinyallerini veya dijital sinyalleri giriş olarak alınmasına olanak verirken, pnömatik valfin pozisyoner kumandası sadece 4-20mA akım sinyali ile kontrol edilebilmektedir. Diğer taraftan AC motor pompa ise Siemens firmasının (Sinamics G110) inverter sürücüsü (variable-frequency drive (VFD)) ile AC motorun hızı, değişen frekanslara karşılık devir olarak

kontrol edilmektedir. Sinamics G110 inverter BOP (basic operator panel) kullanımı ile giriş DC sinyaline karşılık gelecek en yüksek ve en düşük hız-frekans ayarlarının yapılmasına imkan vermektedir.

2.2.1 AC Motor Santrifüj Pompa ve AC motor Sürücüsü

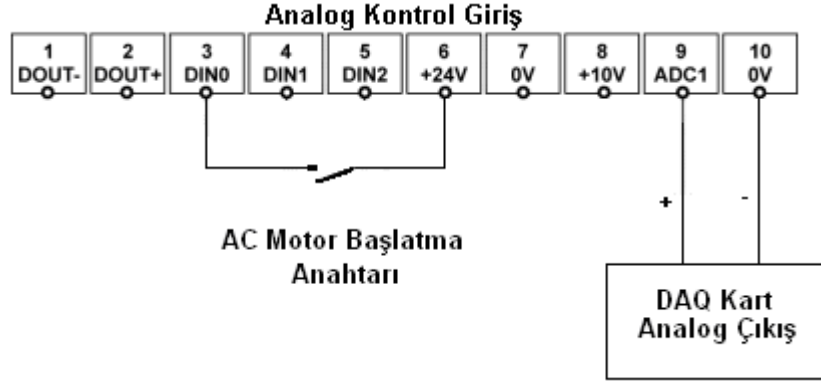
AC motor; Fasco firmasına ait 220V, 1,2A ve 50Hz standart beslemeye karşılık olarak 2900 devir/dakika dönüş yapabilmektedir. AC motor rezervuar tankta depolanan sıvıyı sisteme santrifüj pompa yardımı ile iletmektedir. Santrifüj pompa sadece tek yönlü akış oluşturabilmektedir. AC motor sürücüsü (inverter), Siemens firmasına ait G110 modelidir, değişen frekanslara bağlı olarak AC motorun hızını ayarlamaktadır [24].

AC motorun sürücü kart ile olan bağlantısı ve ayrıca motor sürücü kartının veri toplama kartı ile olan bağlantısı Şekil 2.4 ve 2.5'te verilmiştir.



Şekil 2. 4 AC motor-sürücü kart ve şebeke güç bağlantısı [24]

Şekil 2.5'te verilen, motor sürücü kartın Pin 9 ve Pin 10 numaralı girişleri ile veri toplayıcı kartın iki numaralı analog çıkışı birbirine bağlanmıştır. Böylece veri toplama kartının çıkışa göndereceği gerilim doğrultusunda motor sürücü kart motor pompanın devrini ayarlayabilmektedir. DAQ kartın analog çıkışları -10V ile +10V arasında düzenlenebilmekte iken sürücünün uygun gerilim değeri için DAQ kartın analog çıkışı 0V-10V gerilim değerleri arasında çıkış üretecek şekilde düzenlenmiştir.



Şekil 2. 5 DAQ kart, motor sürücü bağlantısı ve başlatma anahtarı [24]

DAQ ve motor sürücü kartının uygun şekilde bağlantısının sağlanmasından sonra motor sürücü kartın (Sinamics G110) kullanıcı paneli kullanılarak analog giriş, aç/kapa ve kontrol parametreleri Çizelge 2.1'de verilen tabloya göre düzenlenmiştir.

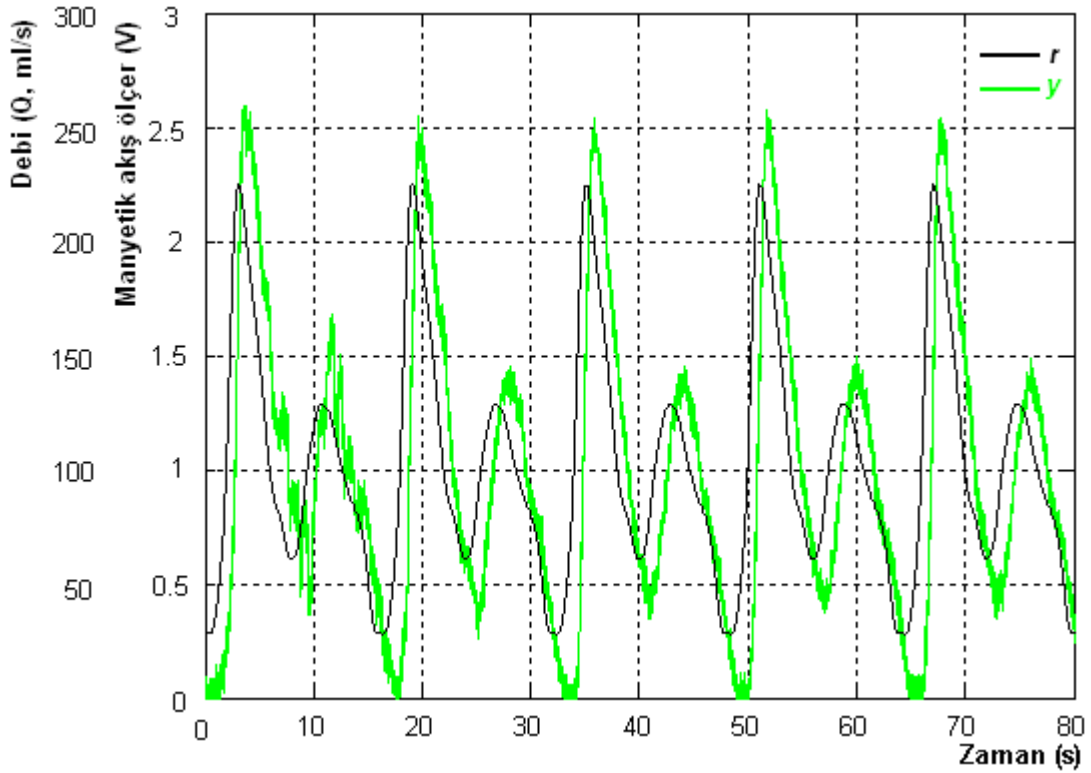
Çizelge 2. 1 Analog kontrol giriş ile AC motor sürücü program çizelgesi

Tanımlama	Terminal	Parametreler	Fonksiyon
Frekans Değeri	9	P1000=2	Analog Giriş
Kaynak	3,4 & 5	P0700=2	
Dijital Giriş 0	3	P0701=1	AÇ/KAPA
Dijital Giriş 1	4	P0702=12	Terse Dönüş
Dijital Giriş 2	5	P0703=9	Hata Bilgisi
Kontrol Yöntemi		P0727=0	Standart Kontrol

P1000 komut satırına motorun maksimum hangi frekansa kadar çalıştırılacağı bilgisi girilmektedir. P1000 parametresine kaydedilen frekans değerine karşılık Pin 9 bağlantısından gelen gerilim bilgisi motorun istenilen devirde çalışmasını sağlamaktadır. Analog Kontrol Giriş üzerindeki 3 ve 6 nolu pinler kullanarak AC motorun başlatma ve durdurma işlemi anahtarlanmaktadır. AC motor 3-4 nolu pinler anahtar ile kısa devre yapıldığında DAQ kartın 9 nolu pine gönderdiği DC sinyaline uygun oranda devire ulaşmak için dönmeye başlar.

AC motorun sistem üzerindeki montajı tamamlandıktan sonra, DAQ kart kullanılarak

koroner sinyal, r referans sinyali olarak (açık çevrim kontrol) uygulanmıştır. Manyetik akış ölçer ile sistemin tepkisi y ölçülerek kaydedilmiştir. AC motorun koroner sinyal ile elde edilen giriş-çıkış grafiği Şekil 2.6’da verilmiştir.

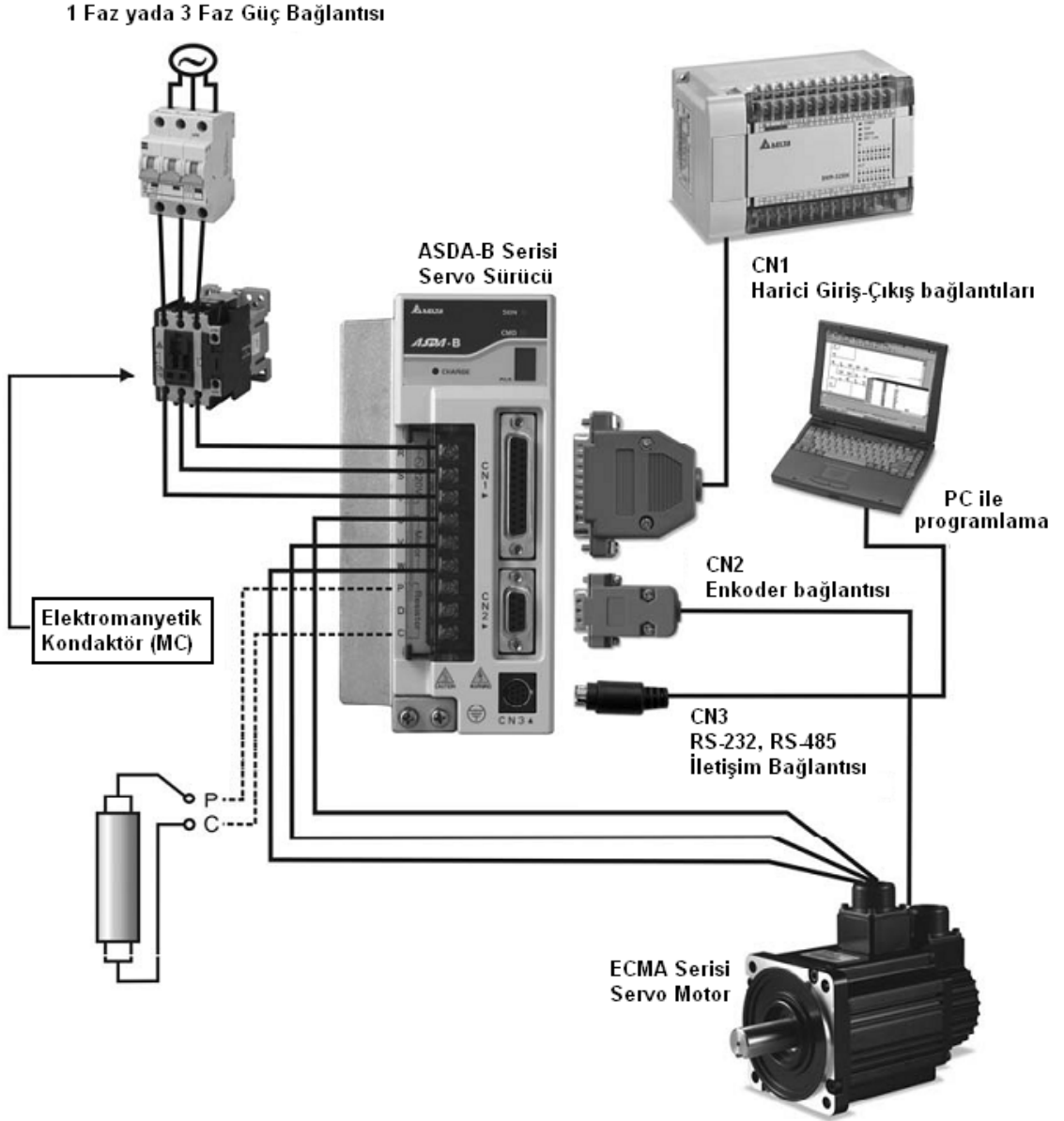


Şekil 2. 6 AC motor koroner sinyali ile giriş-çıkış grafiği

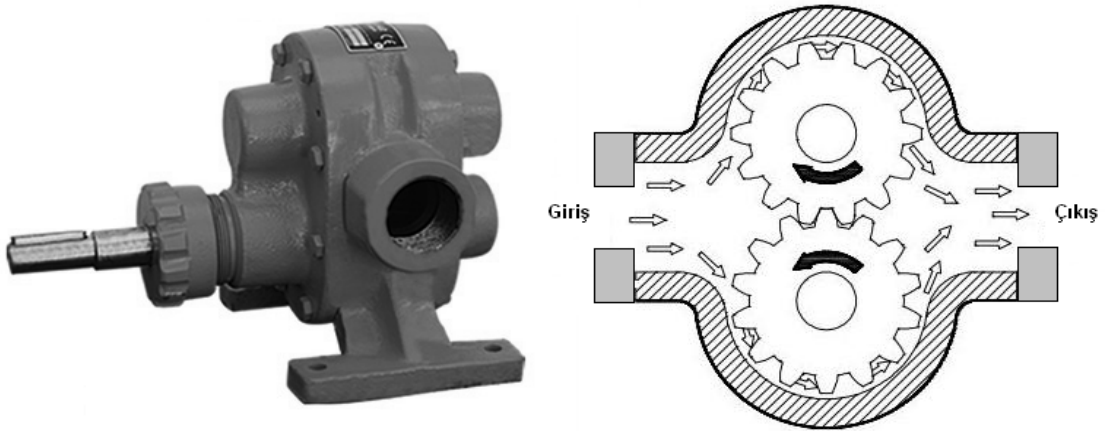
2.2.2 Servo Motor Dişli Pompa

Servo motor ve sürücüsü Delta Elektronik (Delta Electronics, Inc.) firmasına ait ASD-B1021-A modelidir ve 220V, 50Hz ve 6,2A girişe karşılık; 110V, 0-200Hz ve 6,8A çıkış üretmektedir. Servo motor sürücüsü 1.0kW güce sahiptir ve ürettiği güce karşılık 2000devir/dakika, 4,77Nm kuvvet üretir. Delta Elektronik firmasının ECMA-E31310GS seri kodlu ürünüdür [25].

Servo sürücü kullanıcı programı ile bilgisayar ve RS232 kablosu kullanılarak; servo motor sürücüsü, hız modunda çalışmak üzere programlanmıştır. Servo motor güç bağlantısı sürücüsü üzerinden tek fazlı olarak yapılmıştır (Şekil 2.7). Servo motorun bağlı olduğu dişli pompa Kupar Pompa KHP 1¹/₂ seri ve 20100056 nolu ürünüdür. Helis tip dişli pompa yapısına sahiptir. Dış gövdesi ve pompa dişlileri paslanmaz çeliktir [26].

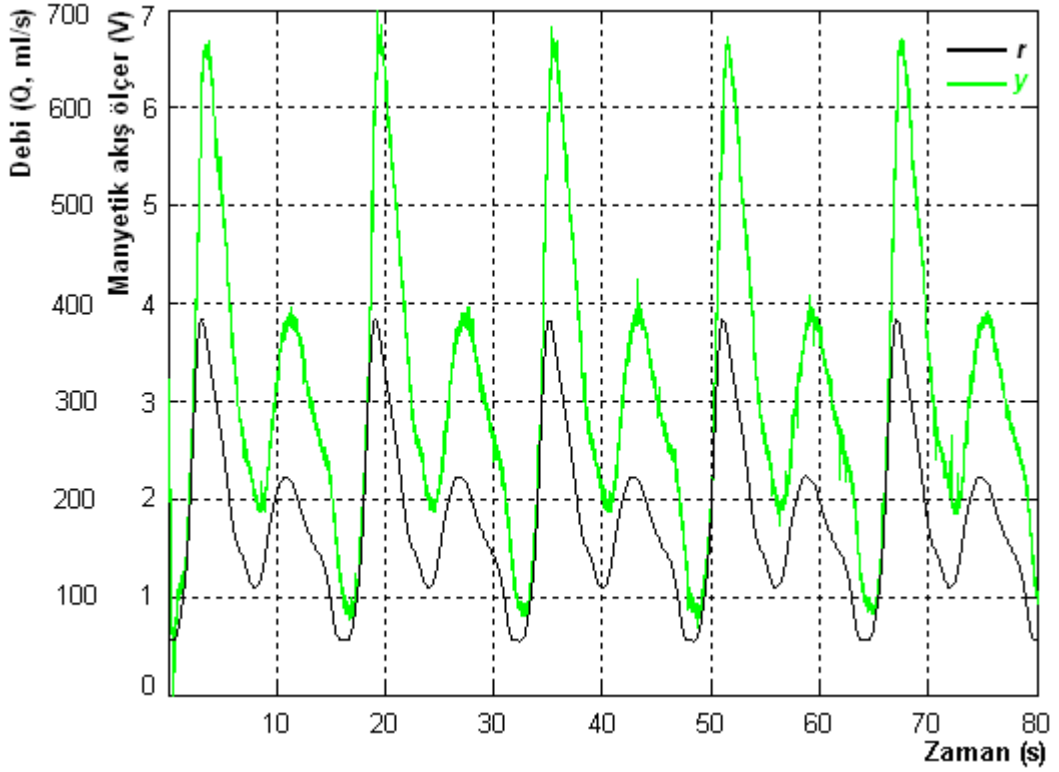


Şekil 2. 7 Servo motor ve sürücü kartı bağlantısı [25]



Şekil 2. 8 Helis dişli pompa ve iç görünümü [26]

Pompa helis dişli yapısına sahiptir. Helis dişli yapısı Şekil 2.8’de verilmektedir. Helis dişli yapısı nedeniyle her iki yönde de akış kontrol sağlayabilmektedir.



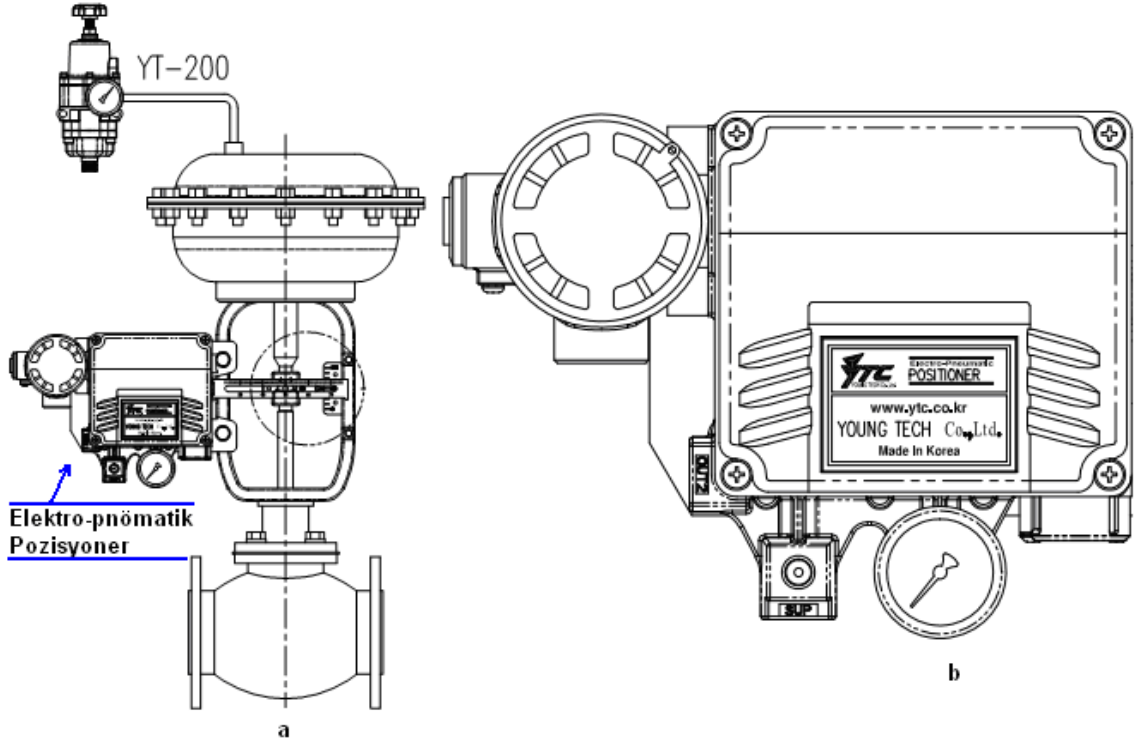
Şekil 2.9 Servo motor koroner sinyali ile giriş-çıkış grafiği

Servo motorun kurulumu gerçekleştirildikten sonra *r* referans sinyali olarak koroner sinyali kullanılmıştır. Açık çevrim kontrol ile gerçekleştirilen çalışmada sistemin tepkisi *y* manyetik akış ölçer ile kaydedilmiş ve Şekil 2.9’daki grafikte gösterilmiştir.

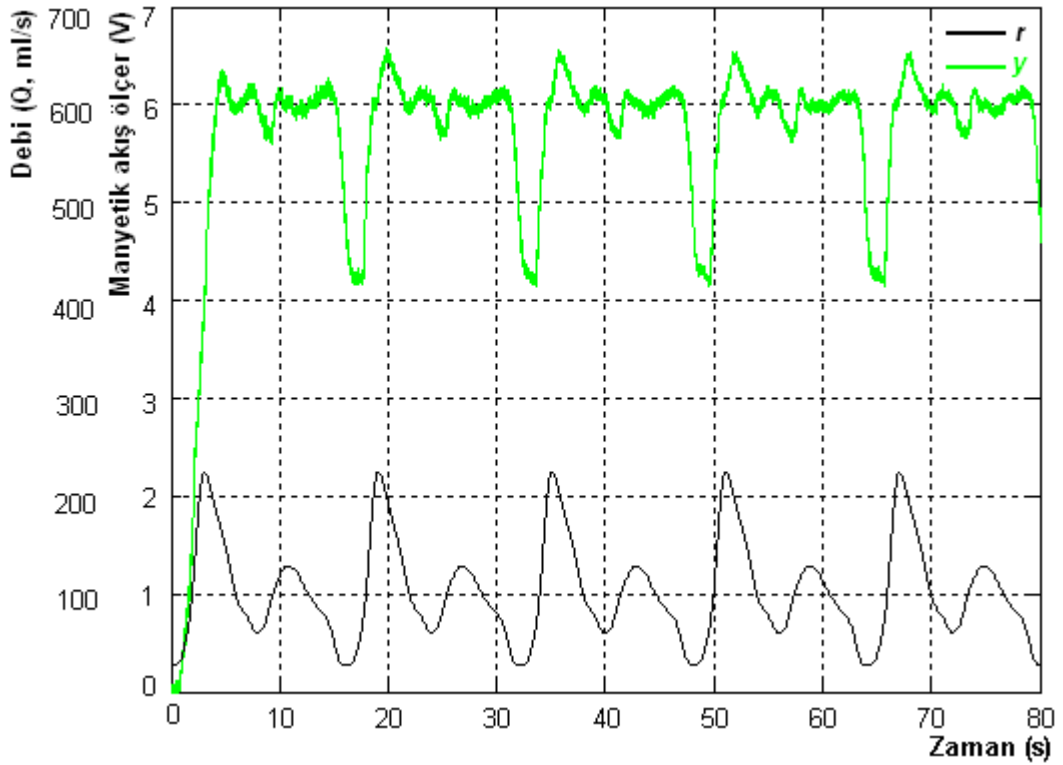
2.2.3 Pnömatik Valf

Ege Endüstriyel Kontrol firmasına ait pnömatik valf düşük debili akışların kontrolü için geliştirilmiştir. Pnömatik valf gövdesi, GV2 serisi mikro akış kontrol uygulamaları için geliştirilmiş diyafram valf, YT-1000L elektro-pnömatik pozisyoner, YT-200 hava regülatör kaynağı ve paslanmaz boru sisteminden oluşmaktadır. Kontrolün gerçekleştiği ana nokta elektro-pnömatik pozisyonerdir ve 4-20mA giriş sinyaline karşılık oransal akış kontrolü sağlamaktadır. Elektro-pnömatik pozisyoner; giriş sinyaline bağlı olarak manyetik bir rölenin karşıladığı yaylı bir mekanizma ile hava regülatöründen gerekli miktarda havayı diyafram valfe gönderir. Giriş sinyaline karşılık oransal olarak açılan diyafram valf, bulunduğu pozisyona bağlı olarak ilgili miktarda akış

geçmesine izin verir (Şekil 2.10).



Şekil 2. 10 Pnömatik valf gövde (a) ve elektro-pnömatik pozisyoner [27, 28]



Şekil 2. 11 Pnömatik valf koroner sinyali ile giriş-çıkış grafiği

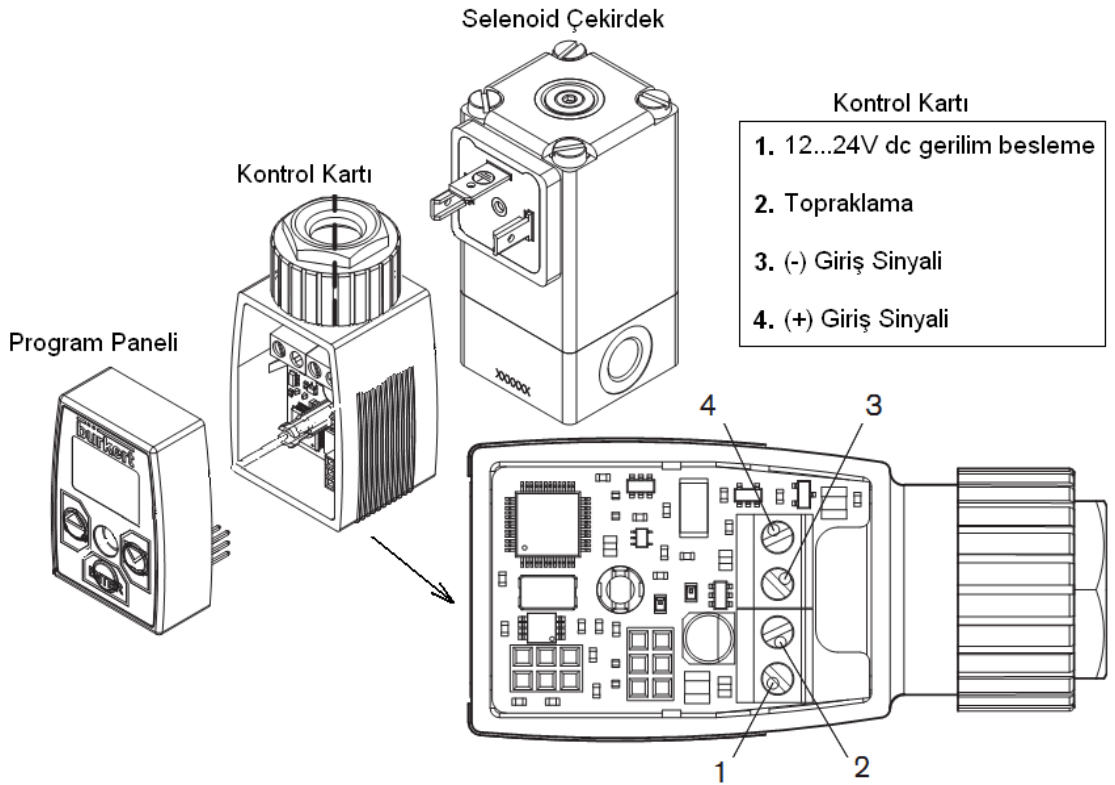
Pnömatik valfin manyetik röle ile karşılık yaylı bir mekanizma ile diyafram valfi açır

kapatması histerisiz etkilerini artırmaktadır [27]. Yapılacak olan testlerde ve akış kontrol kabiliyeti deneylerinde pnömatik valfin bu etkilerinin açıkça ortaya konması hedeflenmektedir.

Pnömatik valfin sistem üzerindeki montajı gerçekleştirildikten sonra koroner sinyali r giriş sinyali olarak uygulanarak sistemin tepkisi y manyetik akış ölçer ile kaydedilmiştir. Pnömatik valf kullanılarak gerçekleştirilen çalışmadaki giriş-çıkış koroner sinyallerini gösteren grafik Şekil 2.11’de verilmektedir.

2.2.4 Selenoid Valf

Selenoid valf olarak Burkert firmasına ait Tip 2835 G1/2” valf kullanılmaktadır. Selenoid valfe ait gövde şeması Şekil 2.12’de verilmektedir. Üç parçadan oluşan gövdede kullanıcı program paneli, kontrol kartı ve selenoid çekirdek bulunmaktadır.

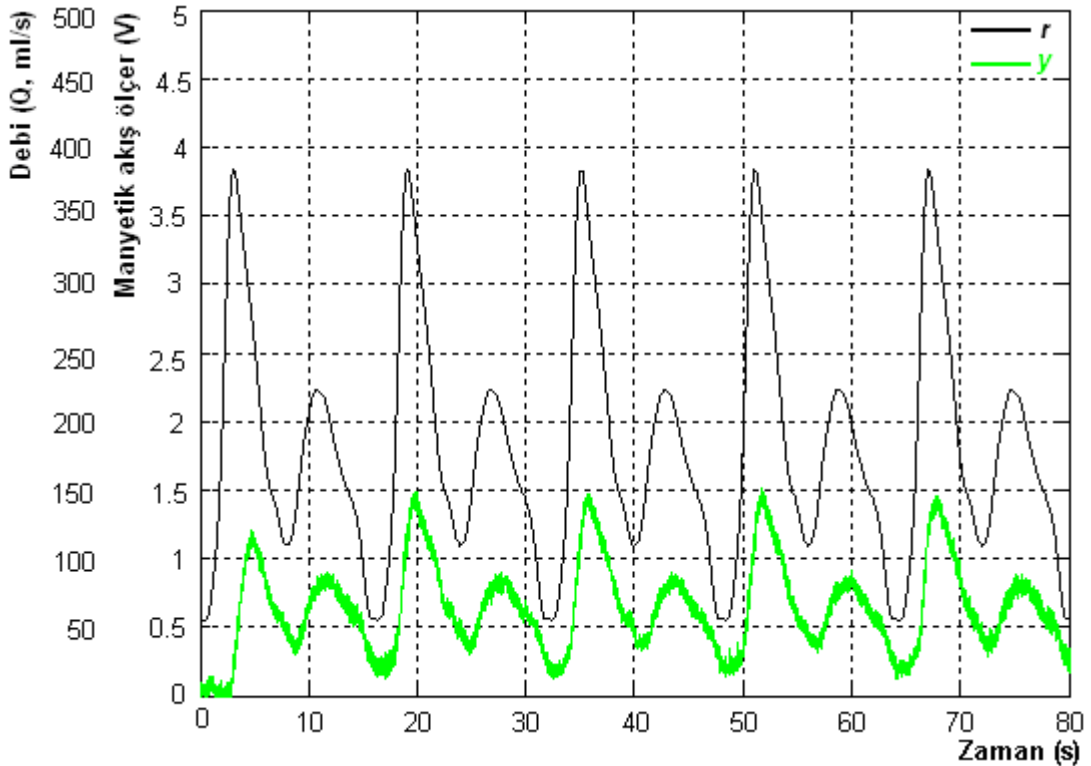


Şekil 2. 12 Selenoid valf gövde; program paneli, kontrol kartı ve çekirdek [29]

Selenoid valf ve pnömatik valf birbirlerine paralel olacak şekilde bağlanmaktadır ve Şekil 2.1’de verilen sisteme ait blok şemada, bağlantı açık şekilde görülmektedir. Selenoid valfin ve pnömatik valfin paralel olarak bağlanmasındaki amaç akış kontrol

çalışmalarında iki valfin bağımsız olarak kullanımını sağlamaktır. Selenoid valf; 24V DC gerilim beslemeli, 8mm iç çapa, 16W güce sahiptir. Valfin kontrolü; Tip 8605 kontrol kartının, Humusoft DAQ karta adaptasyonu ile sağlanmaktadır. 0-10V aralığında giriş gerilimine bağlı olarak valf oransal olarak açılıp kapanabilmektedir [29].

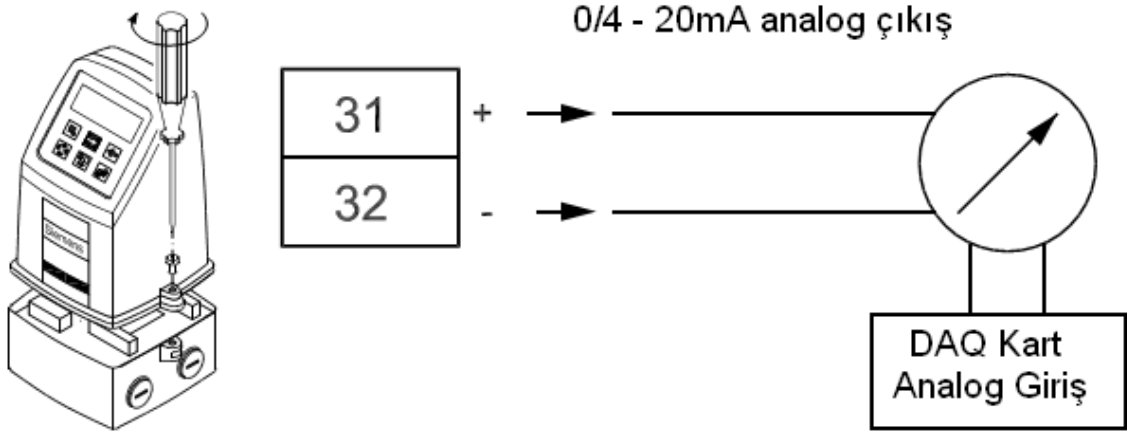
Valfin montajının sisteme gerçekleştirilmesinden sonra kontrol paneli valf üzerine yerleştirilmiştir. Kontrol paneli kullanılarak; valf tanımlanması için, sinyal girişi, çıkış tepkileri, kontrol parametreleri ayarlanmıştır. Selenoid valfin kullanıcı paneli valfi kontrol edecek olan sinyalin ayarlanmasına ve akımın 0-20mA veya gerilimin 0-10V olmasına olanak sağlamaktadır. Bu düzenlemeler kullanıcı tarafından rahatlıkla yapılabilmektedir. Selenoid valfin sunulan bu düzenlemelerinden, daha önce olduğu gibi DAQ kartın analog çıkışına uygun olacak şekilde 0-10V gerilim kontrolü tercih edilmiştir. Böylece selenoid valf 0-10V kontrol sinyaline karşılık oransal aç/kapa yapacak şekilde programlanmıştır. Selenoid valfin sistem üzerindeki montajı tamamlandıktan sonra, koroner atardamar sinyali r giriş sinyali alınarak, açık çevrim kontrol ile giriş-çıkış sinyalleri kaydedilmiş ve Şekil 2.13'te görülmektedir.



Şekil 2. 13 Selenoid valf koroner sinyali giriş-çıkış grafiği

2.3 Manyetik Akış Ölçerler

Sistemde debi miktarını ölçmek için Siemens firmasına ait manyetik akış ölçer MAG 5000 modeli kullanılmaktadır. MAG 5000 manyetik akış ölçer %0,5 gibi çok düşük hata oranı ile yüksek hassasiyetlerde ölçüm sağlamaktadır. Kullanıcı paneli üzerinden istenilen çıkış verisi dijital ya da analog olarak ayarlanabilmektedir. Deney sistemi üzerindeki maksimum ve minimum debideki akışlar için akış metre çıkış sinyalini kalibre etme imkânı sunmakta ve DAQ karta göndereceği verinin karşılık geleceği debi miktarının hesaplanmasında kolaylık sağlamaktadır. Manyetik akış ölçerler; dijital çıkış veya analog çıkış verebilmektedir. Sistem düzenlemesinde manyetik akış ölçer kontrol kartında, 31-32 numaralı pinler kullanılarak analog çıkış sinyali alınarak DAQ karta bağlanmıştır.



Şekil 2. 10 Manyetik Akış Ölçer ve DAQ kart bağlantısı [30]

LDA ölçümlerine imkan veren koroner ve hemodiyaliz hastalarında kullanılan AV graft model damarları sistemde bulunmaktadır. Deney sistemi koroner ve AV graft damar modellerinde olduğu gibi geometrik modellere ait deneylerin gerçekleştirilmesi için 2 farklı alt kola ayrılmaktadır (Bakınız Şekil 2.1, Şekil 2.11, Şekil 2.12). Ölçüm yapılacak olan model damarlar için bağlantı noktalarındaki debiler ayarlanabilmektedir. Örneğin; koroner atardamarına by-pass implant uygulaması model olarak alınıp model damarın üzerindeki kollardan, farklı oranlarda sıvı akışına izin verilerek, bu düzenleme rahatlıkla yapılabilmektedir. Her iki alt kolun debi miktarlarını ölçmek için 2 adet manyetik akış metre sisteme yerleştirilmiştir.

2.4 Humusoft Veri Toplama Kartı

Bilgisayar 2 üzerinde veri toplama ve işleme birimi olarak DAQ (Data Acquisition) kart bulunmaktadır. Bilgisayar üzerinde Matlab/Simulink programı yüklüdür. DAQ kart Humusoft firmasına ait MF614 modelidir. Simulink kontrol platformu ve algoritmalar, veri toplama ve işleme birimlerinin bilgisayar 2 üzerindeki yazılım kısmını oluşturmaktadır. Kontrol algoritmaları ve detayları gelecek konu başlıklarında anlatılacaktır. Burada asıl bahsedilmesi gereken veri toplama işlemlerinin gerçekleştiği DAQ kartın, gerçek zamanlı veri toplama yapabilmesidir. DAQ kart 8 analog giriş ve 4 analog çıkışa sahiptir. Ayrıca 8 dijital giriş, 8 dijital çıkış, dahili zaman devresi, Analog/Dijital ve Dijital/Analog dönüştürücüleri de bulunmaktadır [31]. Yukarıda da bahsettiğimiz gibi Humusoft MF614 DAQ kartı asıl özel yapan gerçek zamanlı veri işlemesi (Matlab Real Time Toolbox) ile uyumlu olarak çalışmasıdır.

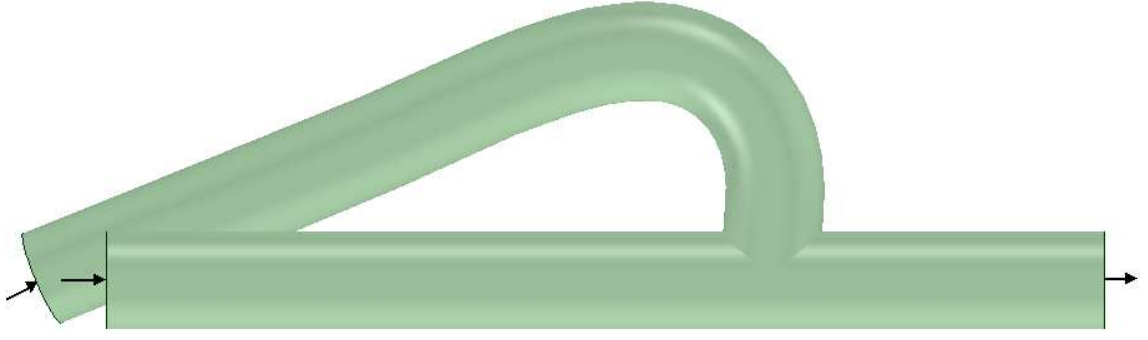
2.5 Damar Modeli ve Akış Sistemi

Damar modelleri saydam pleksiglastan üretilmiştir. Aynı malzemeden yapılan dikdörtgen kasa içerisine yerleştirilen damar modeliyle kasa arasına kırılma indisini en düşük seviyede tutacak şekilde gliserin doldurulmaktadır. Böylece kırılma indisi LDA ile yapılacak ölçümler için damar içerisindeki noktalara odaklanılmasında kolaylıklar sağlayacaktır.

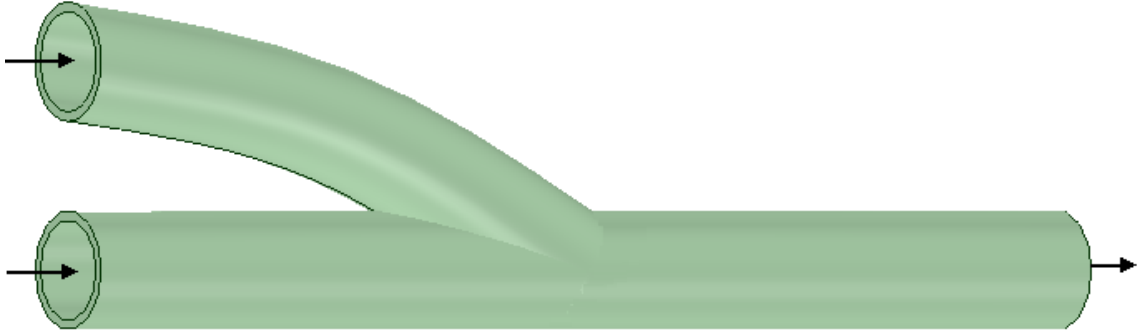
Deney sistemi üzerindeki ana akış hattı 2 farklı alt dala ayrılmaktadır. Ölçüm yapılacak olan model damarlar için bağlantı noktalarındaki debiler ayarlanabilmektedir. Sistemde koroner by-pass ve hemodiyaliz hastalarında kullanılan AV graft model damarları bulunmaktadır. Örneğin; koroner atardamarına by-pass implant uygulaması model olarak alınıp damarlardan farklı oranlarda sıvı akışına izin verilecekse, bu düzenleme rahatlıkla yapılabilmektedir. 2 adet manyetik akış ölçer, iki alt dalın debi miktarlarını ölçmek için sistemde bulunmaktadır.

Deneysel sistem üzerindeki akış saat yönünde gerçekleşmektedir ve akış yönü Şekil 2.1'de gösterilmektedir. Bununla birlikte LDA, Şekil 2.1'de verilen deney sisteminin diğer tarafında bulunduğu için Şekil 2.11 ve 2.12'deki model damarlara ait sıvı akış

yönü saat yönünün tersi istikametinde çizilmiş ve oklar ile gösterilmiştir.



Şekil 2. 11 Hemodiyaliz AV graft damar modeli [19]



Şekil 2. 12 Koroner By-pass damar modeli [32]

Sistemde rezervuar (upstream) ve basınçlı (downstream) olmak üzere iki tank bulunmaktadır. Pompalar ilk olarak rezervuar tanktan sıvıyı alarak sisteme, Şekil 2.1’de olduğu gibi saatin tersi istikametinde pompalarlar. Basınçlı tank; sistemde tam gelişmiş akış oluşabilmesini (Fully Developed Flow) sağlamak, model öncesinde oluşan akış kontrol cihazlarının ve manyetik akış ölçerlerin türbülans etkilerini, ayrıca sistem üzerinde LDA ölçümlerini etkileyecek olan hava kabarcıklarını ortadan kaldırmak amacıyla yerleştirilmiştir. Sistemde %60 oranında gliserin ve %40 oranında su karışımı sıvı akış için kullanılmaktadır. Rezervuar tank, akış kontrol cihazları ve manyetik akış ölçerlerin bulunduğu boru sistemi üzerinde yaklaşık olarak 2 bar civarında basınç oluşmaktadır. Çalışmaların güvenli ve sağlıklı yürütülebilmesi için rezervuar tank ve model arasında ki bağlantıların PVC boru sistemiyle düzenlenmesine karar verilmiştir.

KARDİYOVASKÜLER SİSTEM VE SİNYALLER

Kardiyovasküler Sistem; kan yardımıyla, gerekli maddelerin organlar ve sistemler arasında taşınması ve gereksiz olan maddelerin uzaklaştırılmasını sağlayan kalp ve damar sisteminden oluşan organlar bütünüdür [33]. Kanın vücut içerisindeki dolaşımı kalp tarafından sağlanır. Atardamarlardaki ve toplardamarlardaki kan akışının tümü kalbin kasılıp gevşemesine bağlı olarak değişmektedir [33].

Batı dünyasında kardiyovasküler hastalıklar bedensel sakatlıkların ve ölümlerin en büyük sebebidir [1]. Gelişmekte olan ülkelerde ise; ölümlerin büyük oranda sebebi olarak yine kardiyovasküler hastalıklar olduğu görülmektedir [34]. Kardiyovasküler sistemin görevi, gerekli miktarda kanı dokulara, organlara ulaştırmaktır. Bu nedenle kardiyovasküler sistem vücudun değişen durumlardaki (spor, uyku, yemek, dinlenme vs.) isteklerine bağlı olarak metabolizmayı kan akışıyla destekler. Vücudun istekleri doğrultusunda; atardamarların esnekliği, geometrisi, kanın viskozitesi kesit damardaki kan akış hızını artırıp azaltabilir [33], [20]. Atardamardaki kan akışının zamana göre hızı ya da debi karakteristiği, kardiyovasküler sistemlerdeki normal ya da anormal durumların göstergesi olmaktadır. Vücuttaki kan hareketi hayati öneme sahiptir ve doğumdan ölüme kadar; vücudun gelişimi, yaşlanması, damar sertliği ve tıkanması gibi tüm süreçleri yönetir [34], [33]. Değişen kan basıncı ve akış hızı tüm vücudu hücrelerden başlayarak kademeli olarak, biyokimyasal sinyallere, dokulara, organlara ve sistemlere kadar etkiler [35-38]. Kardiyovasküler sistemlerde kan akış hızı (cm/s), debisi (ml/s) ve basıncı (mmHg) gibi sinyallerin araştırılması, yalnızca insan vücudundaki hücrelerden organ sistemlerine varan etkileri ortaya koymakla kalmaz,

ayrıca yapay kalp, yapay organ, yapay damar gibi implant araştırmaları, hemodiyaliz araştırmaları, kan yıkımı (rheology) ve benzeri hücrenel araştırmaları da içine alır [9].

Kalp kırmızı çizgili kastan yapılmış bir pompadır. Çizgili kastan yapılmış olmasına rağmen istem dışı çalışır. Kalp üstte iki kulakçık, altta iki karıncık olmak üzere dört odalıdır. Kalbe kan getiren damarlar kulakçıklara açılırlar. Kulakçıklar, kalbe gelen kanın toplandığı odacıklardır. Kulakçıklara kan getiren damarlar toplardamarlardır. Kalpten vücuda kan götüren damarlar karıncıklardan çıkarlar. Vücuda kan götüren bu damarlar atardamarlardır. Kalbin sol tarafında temiz, sağ tarafında ise kirli kan bulunur [39], [40].

Besin ve oksijen bakımından fakir olan kana kirli kan denir, tersi durumunda besin ve oksijen bakımından zengin olan kana temiz kan denir.

Kalp kasılıp gevşeyerek çalışır. Kulakçık ve karıncıkların kasılıp gevşemesi kanın hareketi için itici bir güç oluşturur. Kulakçık ve karıncıkların kasılıp gevşemesi birbirine zıttır. Kulakçıkların her ikisi aynı anda kasılırken karıncıklar gevşeme durumuna geçer. Kalbin her odacığı kasılma sırasında içindeki kanı pompalar. Gevşeme sırasında ise kanla dolar. Kulakçıklar ile karıncıklar arasında kanın geri dönmesini engelleyen kapakçıklar vardır [39], [40].

Kandaki besin maddeleri ve oksijenin vücut hücrelerine iletilmesi hücrelerde oluşan artık maddelerin boşaltım organlarına taşınması karbondioksitin de akciğere taşınması dolaşım sistemi ile olur. Ayrıca hormonların vücut içerisinde taşınması kan dolaşımı ile gerçekteştirilir. Kalp akciğere gelen temiz kanı aort atardamarı ile vücuda gönderir.

Aort atardamarı kalpten çıktıktan sonra iki kola ayrılır. Üste giden damar baş ve kollara, alta ayrılan damar ise birçok yan damarlarla mide, pankreas, bağırsak gibi bütün iç organlara ve bacaklara gider. Bu organlarda da kılcal damarlara ayrılır. Kılcal damarlardaki kanla, hücreler arasında madde alış verişi olur. Kanda bulunan oksijen ve besin doku hücrelerine, doku hücrelerinde oluşan karbondioksit ve artık maddeler de kana geçer. Kirlenen kan kılcal damarlardan toplardamara geçer. Kirli kan alt ve üst ana toplardamarı ile kalbin sağ kulakçığına dökülür. Kulakçıkların kasılmasıyla kan karıncıklara geçer. Sağ karıncıkta bulunan kirli kan karıncıkların kasılmasıyla akciğere

atardamarlarına pompalanır. Akciğer atardamarı kalpten çıktıktan sonra ikiye ayrılarak hem sağ hem de sol akciğere kan gönderir. Akciğerlere gelen bu damarlar Alveollerin etrafında kılcallara ayrılır. Kirli kandaki karbondioksit alveollere, alveollerdeki oksijen ise kana geçer. Temizlenen kan akciğer toplardamarı ile kalbin sol kulakçığına gelir Böylece kan kalpten başlayan yolculuğuna aynı yere gelerek tam bir dolaşım yapmış olur [39], [40].

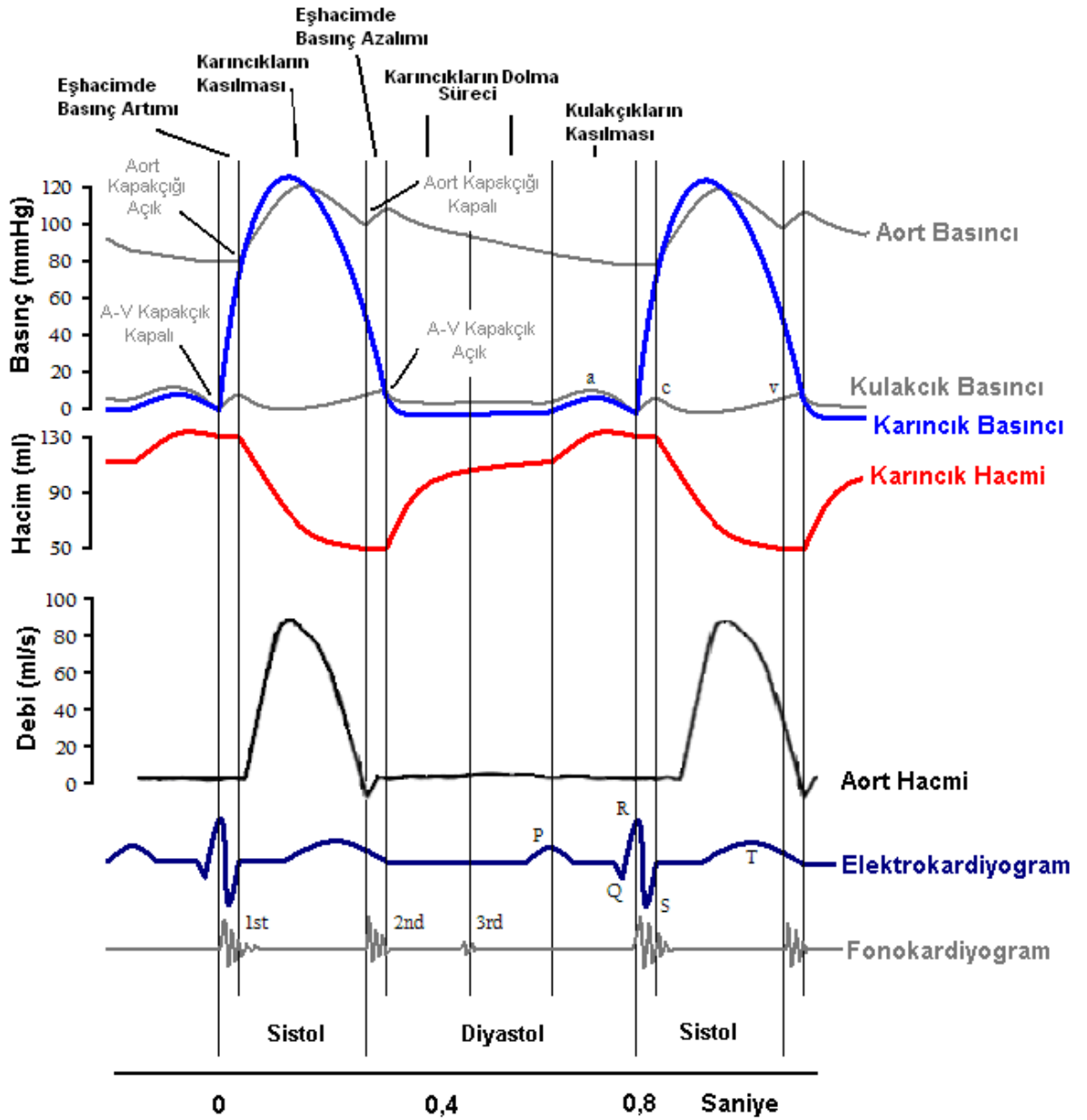
Oksijen bakımından doygun olan kanın sol karıncıktan çıkıp vücutta kirlenerek sağ kulakçığa dökülmesine büyük kan dolaşımı, kanın sağ karıncıktan akciğere pompalanıp, akciğerlerde oksijen bakımından doyurularak sol kulakçığa dökülmesine küçük kan dolaşımı denir.

3.1 Kardiyovasküler Sinyaller

Wiggers diyagram [41] kardiyoasküler sinyallerin bir arada gösterildiği standart bir diyagramdır. Kalp üzerindeki kardiyoasküler sinyaller Şekil 3.1’de Wiggers diyagramı üzerinde gösterilmektedir. Yatay eksen üzerinde zaman çizgisi saniye olarak işaretlenmiştir. Düşey eksen ise aort basınç değişimi, kulakçık basınç değişimi, karıncık basınç değişimi, karıncık hacim değişimi, aort hacim değişimi, elektrokardiyogram (EKG), fonokardiyogram sinyalleri verilmektedir.

Erişkin bir insanda dinlenme anındaki ortalama kalp atım periyodu 0,8 saniyedir. Şekil 3.1’de verilen sinyaller bu periyot üzerindeki zaman ekseninde gösterilmektedir. Karıncık ve kulakçık basınç değişim değerleri sol karıncık ve kulakçık için verilmekte ve büyük kan dolaşımı ifade edilmektedir. Aort basınç değişimi kalpten ayrılan ve ana atardamar olan damar üzerindeki kesitin basınç değişimi olarak düzenlenmiştir.

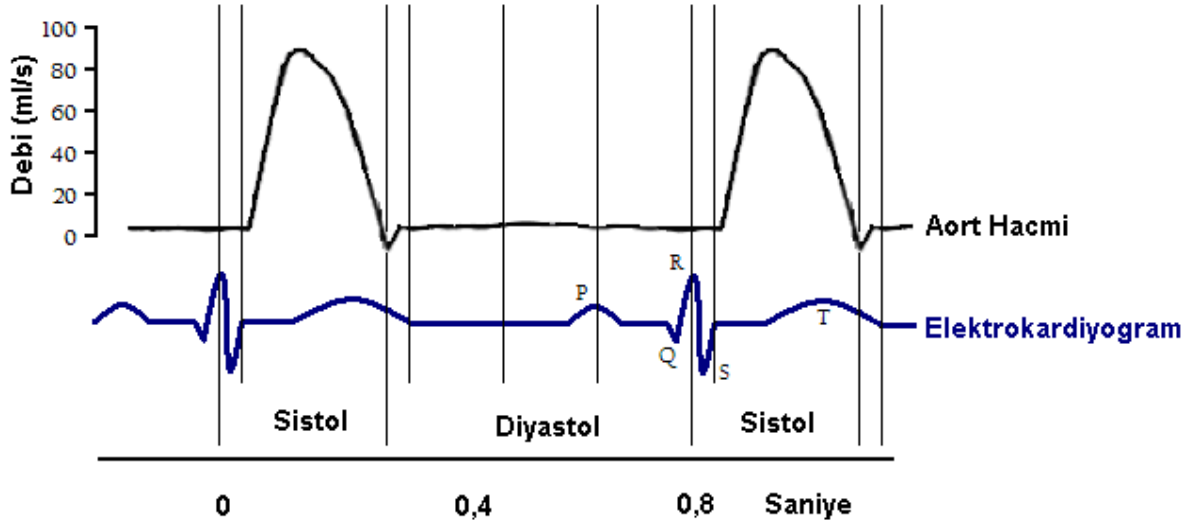
Aort atardamarındaki hacim değişimi tüm atardamarlar için referans kan akış debi sinyalidir. Yani aort debi sinyali atardamarlardaki geometrilere ve damar bölünmelerindeki açılara (dallanma, daralma, genişleme vb.) bağlı olarak diğer atardamarların karakteristiğini belirleyen debi sinyalidir.



Şekil 3. 1 Wiggers diyagramında kardiyovasküler sinyaller [41]

3.2 Atardamar Kan Akış Debi Sinyali

Tez çalışmamızda referans olarak kullanacağımız sinyal, debi sinyali olacaktır. Atardamarların kan akış sinyallerindeki debi karakteristiğini oluşturan aort sinyali Şekil 3.2'de elektrokardiyogram sinyali ile birlikte verilmektedir. Verilen aort debi sinyali iki periyot olarak tekrar etmektedir. Debi sinyalinin değişim bölgelerinin anlaşılabilir olması nedeniyle elektrokardiyogram sinyali ile birlikte verilmiştir.



Şekil 3. 2 Aort debi ve elektrokardiyogram sinyali [41]

Aort; kalbin sol karıncığından çıkan, tüm atardamarlar ile kalbin bağlantısını sağlayan ana atardamardır. İnsan vücudundaki diğer atardamarlar ile tüm vücudu besler. Doğası gereği en büyük çaplı atardamardır ve en yüksek debili kan akışına sahiptir. Erişkin bir insanda aort atardamarı, ortalama 80-90ml/s debili kan akışı gerçekleştirir.

IN VITRO SİSTEMDE DİNAMİK BENZETİM

Fiziksel modelleme, gerçek yaşamdaki (in vivo) fiziksel olayın laboratuvar koşulları ile (in vitro) gerçekleştirilen, benzer bir fiziksel olay ile incelenmesi tekniğidir.

Modellemede temel olan; gerçek yaşamdaki fiziksel olay veya olgunun matematiksel modelinin, benzetim denklemleri kullanarak farklı boyuttaki oluşturulan fiziksel şartlar için gerçekleştirilmesi ya da hesaplanmasıdır. Oluşturulan yeni fiziksel model ortam, gerçek modele (gerçek yaşamdaki modele) göre daha basittir. Böylelikle daha kolay araştırma ve çalışma ortamı sunar.

Modelleme tekniğini kullanarak araştırmalar yapılmasının nedenleri maddeler halinde oldukça uzatılabilir. Ancak genel olarak birkaç temel ilke ile durumu açıklamak uygun olur.

- 1- Gerçek sistem üzerinde istenilen çalışmaların yapılabilmesinin pratikliği yoktur.
- 2- Veri alınması gereken durumlar veya şartlar gerçek sistem üzerinde oluşmamakta veya oluşturulamamaktadır.
- 3- Gerçekleştirilecek sistemin maruz kalacağı fiziksel durumlar için ekonomik veya küçültülmüş modeller üzerinde ön çalışmalarda bulunma gerekliliği vardır.
- 4- Nümerik çalışmalar için gerekli olan çok boyutlu ve değişkenli matematiksel modellerin bilgisayarlar üzerinde çalıştırılması mümkün olmamaktadır. Modelleme için birçok değişken sisteme eklense dahi gerçek deneysel çalışmalar nümerik çalışmalardaki eksiklikleri ortaya koymaktadır [42].

1. maddede verilen durum gerçekleştirmiş olduğumuz tez çalışmalarını kapsamaktadır.

Gerçek sistem üzerinde istenilen çalışmaların yapılabilmesinin pratik ve etik açıdan uygulanabilirliği yoktur. Çünkü gerçek hastalar üzerinde yapay organ, yapay damar ya da cerrahi operasyonlar sonrası değişen damar geometrileri içerisindeki kan hareketlerinin ölçülmesi pratik olarak mümkün olamamakla birlikte, etik açıdan da mümkün değildir. Bu nedendir ki, tez çalışmalarımızı gerçekleştirdiğimiz in vitro sistemlerin kurulması ve dinamik benzetim kullanılarak fizyolojik kan akışı debi sinyallerinin araştırılması gerekmektedir.

Dinamik benzetim kavramı gerçek ve model sistemlerin matematiksel geçişler ile karşılıklı olarak ilişkilendirilmesidir. Model bir sistem; geometrik, kinematik ve dinamik benzerliklerin tümü kullanılarak gerçek bir sistem ile ilişkilendirilebilir. Verilerin güvenilirliği açısından sırasıyla geometrik benzetim, kinematik benzetim ve dinamik benzetim sağlanmalıdır [42].

Geometrik benzetim; model sistemin şekil olarak gerçek sistem ile aynı yapıda olması gerektiği anlamına gelir. Özellikle model üzerindeki veri kaydının yapıldığı noktaların gerçek sisteme göre izdüşümü şeklinde seçilmesi gerekmektedir [42].

Kinematik Benzetim; geometrik benzetimin mevcut olduğu gerçek ve model akım bölgelerinde karşılıklı olarak seçilebilen bütün nokta çiftlerindeki hızlar aralarında orantılı olmalıdır. Model ve sistem üzerinde kinematik benzetim zaten geometrik benzetimin sağlanması ile mümkün olmaktadır [42].

Dinamik Benzetim; geometrik ve kinematik benzetimin mevcut olduğu gerçek ve model akım bölgelerinde karşılıklı olarak seçilebilen bütün nokta çiftlerindeki kuvvetler aralarında orantılı olmalıdır [42].

Gerçek sistem ve model sistem üzerindeki benzetimin sağlanabilmesi için gerekli şartların geometrik, kinematik ve dinamik benzetim olduğunu söyledik. Dinamik benzetimin sağlanabilmesi içinde gerçek ve model sistem üzerindeki kuvvetlerin orantılı olması gerekmektedir. Özellikle dinamik benzetimin sağlanması için boyutsuz sayılar kullanılarak gerçek sistem ile model sistem arasında geçiş sağlanmaktadır [42].

4.1 Dinamik Benzetimde Boyutsuz Sayılar

Dinamik benzetimde kullanılan sayılar Çizelge 4.1’de verilmiştir. Dinamik benzetimde birçok boyutsuz sayı kullanılması ile birlikte bu sayılardan sadece Reynolds ve Womersley sayılarının kullanılması, fizyolojik kan akış sinyali ile deney sistemi üzerinde, dinamik benzetimin sağlanması için yeterli olacaktır [42].

Çizelge 4. 1 Dinamik Benzetim için kullanılan boyutsuz sayılar [42]

Boyutsuz Sayı	Kısa Yazılışı	Kullanıldığı Yerler	Formül
Reynold Sayısı	Re	Tüm akışkanlar mekaniğinde kullanılmaktadır.	$\frac{\rho V l}{\mu}$
Womersley Sayısı	α	Nabız atışlı akışın viskoz etkilerini gösterir karakteristik sayıdır.	$R\left(\frac{\omega}{v}\right)^{1/2}$

Reynolds Sayısı; bütün Akışkanlar Mekaniğinin en önemli boyutsuz sayıdır. Tanımı Osborne Reynolds tarafından 1884’te [42], [43] akışkanlar mekaniği içinde tanımlanmıştır. Atalet kuvvetlerinin, viskoz kuvvetlere oranıdır.

$$Re = \frac{\rho V D}{\mu} \quad (4.1)$$

V ; ortalama hız (m/s), D ; çap (m), ρ ; yoğunluk (kg/m³), μ ; dinamik viskozite (kg/m.s) ve R ; yarıçap (m) değerini göstermekte iken birimler denklem üzerinde yerine yazıldığında Reynold sayısının birimsiz olduğu görülmektedir [42], [43].

Womersley Sayısı; akışkanlar mekaniğinin boyutsuz sayıları arasındadır. John R. Womersley tarafından bulunmuştur. Pulsatil akışa sahip (nabız atışlı) sistemlerde akışın frekansının farklı viskoz iki sistem arasında ilişkilendirilmesi için kullanılan sayıdır ve genellikle α ile sembolize edilir [42], [43].

$$\alpha = R\left(\frac{\omega}{v}\right)^{1/2} = R\left(\frac{\omega \rho}{\mu}\right)^{1/2} \quad (4.2)$$

$\omega = \frac{2\pi}{T}$, R ; silindir yarıçapı, ω ; açısal frekans, v ; kinematik viskozite ve $v = \mu/\rho$

dönüşümü kullanılarak Womersley sayısı hesaplanabilir [42], [43].

4.2 Klinik Çalışmalarda Fizyolojik Kan Akış Sinyallerinin Alınması

Teorik olarak Reynolds ve Womersley sayılarından bahsettikten sonra, literatürde Reynolds ve Womersley sayılarının yer aldığı çalışmalardan bahsetmek uygun olur.

Gerçekleştirilen bir çalışmada [44] Womersley ve Reynolds sayıları gerçek-model sistem geçişlerinin sağlanması amacıyla kullanıldığı gibi in vivo çalışmalarda kullanılan deneklerin hemodinamik etkilerinin birbirleriyle kıyaslanması amacıyla da kullanılabilir. Hemodiyaliz hastaları üzerinde gerçekleştirilen bir çalışma 57 hasta üzerinden alınan kayıtlar Womersley ve Reynolds sayıları kritik alınarak karşılaştırılmıştır. Yapılan bu çalışmada kullanılacak olan kateterin uzun ömürlü olması ve etkin kullanılması amaçlanmıştır.

Benzer bir çalışmada [45] klinik ortamlarda alınan kan akış sinyallerinin nümerik çalışmalarda kullanılması da benzer şekilde Womersley ve Reynolds sayıları referans olarak kullanılmaktadır. Aort damarındaki geometrik damar yapısı ve aort damarındaki dallanma geometrisindeki etkiler nümerik çalışma ile incelenmiştir. Yapılan nümerik çalışmada gerçek hastalardan alınan kan akış sinyalleri Womersley ve Reynolds sayıları kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Dinlenme ve egzersiz sırasındaki aort damarında meydana gelebilecek stenoz ve anevrizma etkilerinin incelenmesi amacıyla gerçek kişilerden kaydedilen veriler kullanılmıştır. Dinlenme sırasındaki Reynolds sayısı $362 < Re < 1053$ ve egzersiz sırasında $3308 < Re < 5696$ olarak elde edilmiştir. Womersley sayısı ise $16,4 < \alpha < 21,2$ değerleri arasında değişmekte olduğu hesaplanmıştır. Böylece boyutsuz sayıların hesaplanması ile nümerik ortamda benzetim gerçekleştirilmesi mümkün olmaktadır [46].

Nümerik olarak gerçekleştirilen bir çalışmada pulsatil akış sırasında ısı transferinin gerçekleşmesinde kritik bir Womersley sayısı olduğu ortaya konmuştur [47]. Ayrıca ısı transferi konusunda farklı alanlarda yapılan araştırmalarda da Womersley sayısı matematiksel modeller içinde yer almaktadır. Endüstriyel bir uygulamada düzenli zaman aralıkları ile pompalanan akışkanın ısıtılması ve ısı transferindeki matematiksel

modelin oluşturulmasında Reynolds ve Womersley sayıları kullanılmıştır [48].

Aort damarı üzerindeki stenoz ve anevrizma etkilerinin araştırılması için deneysel bir sistem kurulmuştur. Anevrizma etkileri silindirik bir cam tüp üzerinden modellenerek LDA ile veriler kaydedilmiştir. Deney çalışması sırasında pulsatil akış piston hareketli bir pompa ile sağlanmıştır. Damar modeli ve kan akış sinyali klinik ortamında gerçek hastalardan alınarak oluşturulmuştur. Deney sistemi için Womersley ve Reynolds boyutsuz sayıları ile geçişler sağlanmıştır [49].

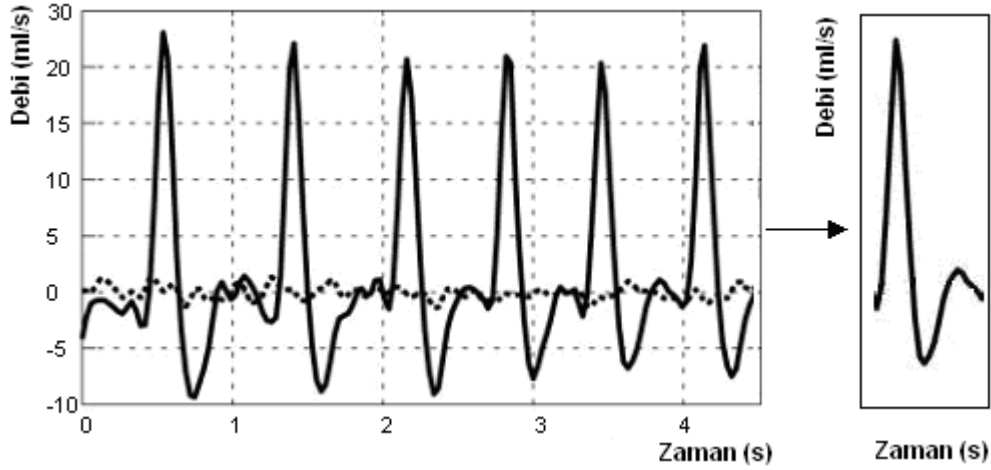
İnsan fizyolojisinde kan akışının hemodinamik etkileri ile ilgili problemlerin incelenmesi için radyolojik çalışmalar ile klinik ortamlarda elde edilen kan akış sinyalleri; görüntü işleme teknikleri kullanılarak sayısal hale dönüştürülmüştür. Elde edilen sayısal sinyalin Fourier katsayıları karakteristik kan akış debi sinyalinin deneysel ortamda elde edilmesi için kullanılmış ve gerek benzetim tabanlı gerekse deneysel araştırmaların yapılması sağlanmıştır. Klinik çalışmalar ile elde edilen insan vücudundaki kan akış sinyalleri, dinamik benzetim yöntemiyle model sisteme aktarılmıştır.

4.2.1 Fizyolojik Kan Akış Görüntüleri

Çalışmamızda, insan vücudundaki kan akışının in vitro model üzerinde deneysel olarak incelenmesi sağlanmakta ve bu konudaki yöntemler ortaya konmaktadır. Aort, femoral, karotid, koroner atardamarlarına [50–54] ait karakteristik kan akış sinyallerini oluşturmak için; radyoloji çalışmaları ile elde edilen görüntüler, görüntü işleme teknikleri ile koordinat eksenlerine ait verilerin elde edilmesinde kullanılmıştır. Daha sonra, koordinat eksen verileri kullanılarak, Simulink blok üzerinde kullanılmak üzere referans kan akış sinyaline ait Fourier katsayıları hesaplanmıştır. Her karakteristik kan akış sinyali için, denemeler sonucunda, gerçek kan akış sinyali ile örtüşmesi hedeflenerek 14 adet Fourier katsayısı kullanılmasına karar verilmiştir. AV graft damar [55] bağlantısı, hemodiyaliz hastalarının aynı kol üzerindeki, atardamar ve toplardamarının cerrahi operasyon ile birbirine bağlanması gerçekleştirilmektedir. Bağlantı için teflon yapılı bir malzeme kullanılır. Bu nedenle AV graft implant üzerindeki kan akışı, doğal olmayan bir karakteristik göstermektedir. Benzer şekilde atardamarlar için gerçekleştirilen çalışmalar AV graft debi sinyali içinde gerçekleştirilmiş ve Fourier

katsayıları elde edilmiştir.

R. B. Thompson ve E. R. McVeigh tarafından geliştirilen, girişimsel olmayan faz-kontrast MR görüntüleme tekniği sayesinde, atardamarlara ait kan akış hız ve debi sinyalleri başarı ile elde edilmektedir [50]. Bu çalışmada dizüstü bölgesindeki femoral atardamarına ait kan akış debi bilgisi grafiksel olarak elde edilmiştir. Şekil 4.1'de femoral atardamara ait debi bilgisi atımlar halinde görülmektedir.



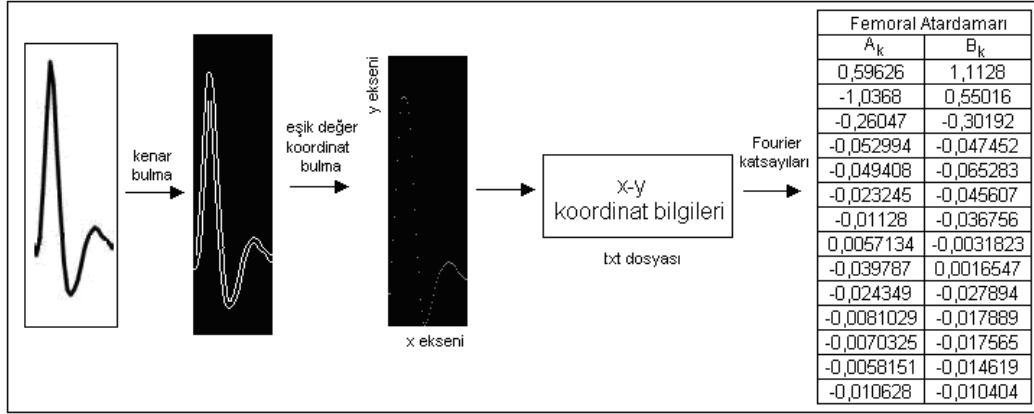
Şekil 4. 1 MR görüntüsü ile alınan femoral atardamara ait debi bilgisi [50]

Femoral damara ait kan akış sinyalinin debi karakteristiğini oluşturabilmek için sinyalin bir periyotluk bölümü seçilmekte ve gerekli işlemlere tabi tutulmaktadır. Bir periyotlu sinyal karakteristiğini görüntü işleme teknikleri kullanılarak sayısal hale dönüştürülmesi sağlanmaktadır.

4.2.2 Fیزیyolojik Kan Akış Görüntülerinin Matlab ile İşlenmesi

Klinik çalışmalarla elde edilen bir periyotluk femoral ve koroner atardamarlarına ait sinyallerin koordinat eksenlerinin bulunabilmesi için Matlab programı kullanılmıştır. Renkli formattaki MR görüntüleri 0-255 seviyeli gri resimlere dönüştürülmektedir. Gri seviyeli resimler daha sonra kenar işleme yöntemlerinin uygulanabilmesi için 0-1 kodlu siyah beyaz resim formatı haline getirilmektedir. Giriş resmindeki koordinat noktalar; eşik değer metodu kullanılarak txt dosyasına kaydedilmektedir. Son olarak, kan akış sinyalinin sayısal hale dönüştürülmesi için txt dosyasındaki koordinat bilgileri Fourier katsayılarına dönüştürülmektedir. Femoral atardamarının kan akış sinyalinin

oluşturulması için gerekli Fourier katsayılarının elde edilmesine ait işlemler Şekil 4.2’de verilmektedir.



Şekil 4. 2 Femoral atardamar kan akış karakteristiğine ait Fourier katsayılarının oluşturulması

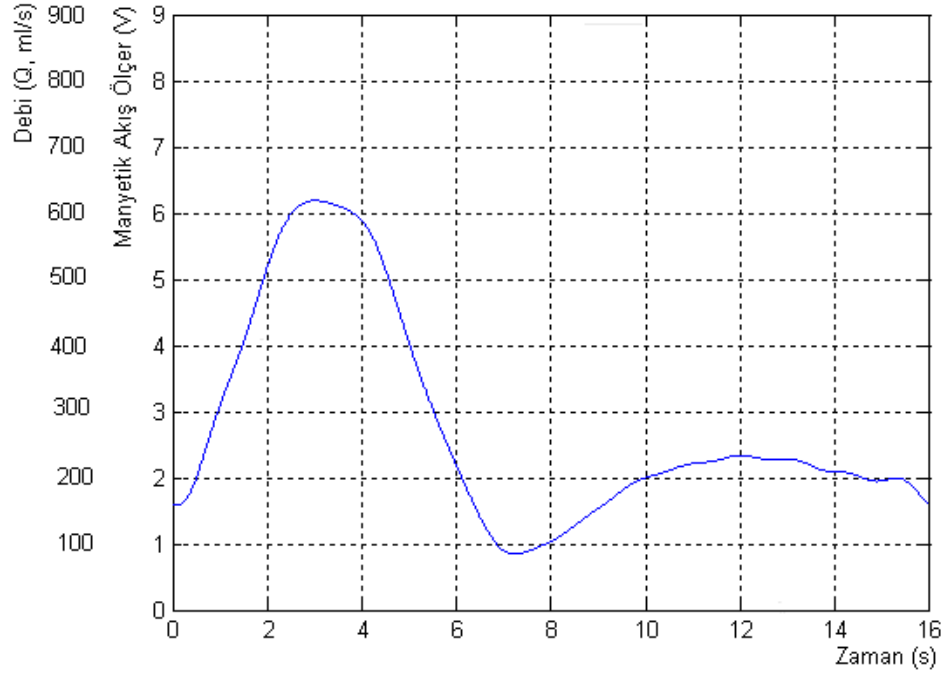
Giriş resmindeki sinyalin karakteristik özelliklerini düzenleyebilmek için, sinyalin genliği, periyodu, DC değerleri Fourier katsayılarının elde edilmesinden önce parametre olarak program üzerinden düzenlenebilmektedir. Böylece var olan kan akış sinyali karakteristiği farklı genlik ve periyot değerleri için ayarlanabilmektedir.

4.2.3 Femoral Kan Akış Sinyalinin Oluşturulması

Örnek olarak femoral atardamarına ait kan akış sinyali ve biyomedikal sinyalin Simulink üzerinde oluşturulması için gerekli katsayılar Bölüm 4.2.2’de hesaplanmıştır. Şekil 4.2’de klinik ortamda alınmış femoral atardamar debi sinyali ve elde edilen sinyale ait katsayılar verilmektedir.

Sistem üzerinde istenilen kan akış sinyalini oluşturabilmek için, ilgili sinyale ait katsayılar sinyal üretici bloğa sinüs ve kosinüs katsayıları olarak girilir. Sinyali üreten blok (4.3) verilen denkleme eşdeğer hesaplamayı gerçekleştirmektedir. Sinyal üretici blok alt blokları ile birlikte Ek B-2’de verilmektedir.

$$Q(t) = \sum_{k=1}^{14} A_k \cos(2\pi kt / T) + B_k \sin(2\pi kt / T) \quad (4.3)$$



Şekil 4. 3 Femoral atardamarı kan akış sinyalinin Matlab üzerinde oluşturulması

Uygulanan katsayılar sonrasında elde edilen çıkış sinyali Şekil 4.3'te çizdirilmiştir. Aort, femoral, karotid, koroner atardamarlarına ait debi karakteristiklerin deney sisteminde oluşturulabilmesi için MR görüntüleri kullanılmıştır. Sistem üzerinde atardamlara ait kan akış karakteristiklerinin sistem üzerinde oluşturulabilmesi için yapılan işlemler Bölüm 4.2.2'de anlatılmaktadır. Elde edilen atardamar sinyalleri üzerinde dinamik benzetim çalışmaları ise Bölüm 4.2.4'de gerçekleştirilmiştir.

4.2.4 In vitro ve In vivo Dinamik Benzetim Çalışmaları

In vivo ve in vitro çalışmalar arasındaki dinamik benzetim için gerekli olan debi Q (ml/s) benzetimi Reynolds (Re) sayısı ile ve periyot benzetimi ise (T,s) Womersley (α) sayıları kullanılarak yapılacaktır.

Aort atardamarının kardiyak çıkışındaki debi değişimi atardamarlardaki karakteristik debi değişimini oluşturur. Her atardamarın debi değişimi; damar sistemi içerisindeki geometrik yapı ve damar daralmalarına bağlı olarak farklılık gösterebilir. Çizelge 4.2'de insan vücudundaki atardamarlardaki kan akış sinyallerinin dinlenme ve egzersiz anındaki üst sınırları verilmiştir. Bu verilen üst sınır debi miktarları kullanılarak deney sistemi (in vitro) üzerinde gerekli olan debi miktarlarının Reynolds sayısı ile

hesaplanması sağlanacaktır.

Çizelge 4. 2 İnsan vücudundaki atardamar çap ve kan akış debileri

Atardamar	Damar Çapı (mm) D_{vivo}	Damar Üzerindeki Hacimsel Kan Akışı	
		Dinlenme Q_{vivo} (Debi ml/s)	Egzersiz Q_{vivo} (Debi ml/s)
Aort [50]	25 ± 5	80	240
Femoral [51]	10,6 ± 4	25	70
Karotid [38], [53], [54]	5 ± 2	20	60
Koroner [52]	1,8 ± 0,4	3	9
AV Graft [55]	6 ± 5	30	-

4.2.4.1 Reynolds Sayısının Hesaplanması

Reynolds sayısının (4.1) verilen formu, ρ_{vivo} ve μ_{vivo} kullanılarak (4.4)'te verilen denklem elde edilebilir ($\rho_{vivo}=1050 \text{ kg/m}^3$, $\mu_{vivo}=3,5 \cdot 10^{-3} \text{ kg/s.m} = 3,5 \text{ cP}$, Q ; debi (l/s)).

$$\pi \cdot R^2 \stackrel{R=(D/2)}{=} \frac{\pi \cdot D^2}{4} \quad (4.4)$$

$$Q = V \cdot A$$

$$Q = V \cdot \frac{\pi \cdot D^2}{4} \quad (4.5)$$

$$V = \frac{4 \cdot Q}{\pi \cdot D^2}$$

$$Re_{vivo} = \frac{\rho_{vivo} V_{vivo} D_{vivo}}{\mu_{vivo}} = \frac{4 \cdot \rho_{vivo} \cdot Q_{vivo}}{\pi \cdot \mu_{vivo} \cdot D_{vivo}} \quad (4.6)$$

(4.4) denklemi ve (4.5) denklemleri (4.1) denkleminde yerine konursa; elimizdeki değerleri ile Reynolds sayısını hesaplayabileceğimiz sade bir denklem (4.6)'yı elde ederiz. Çizelge 4.2'de bilgileri verilen insan vücudundaki damarlara ait kan akışının debisi ve damar çapı kullanılarak ilgili damarlar için Reynolds sayıları Çizelge 4.3'te hesaplanmıştır.

Çizelge 4. 3 İnsan vücudundaki atardamarlara ait Reynolds sayıları

Atardamar	Re_{vivo}	
	Dinlenme (birimsiz)	Egzersiz (birimsiz)
Aort	1020	3055
Femoral	868	2430
Karotid	1273	3819
Koroner	572	1718
AV Graft	2083	-

Çizelge 4.3'teki verilen Reynolds sayıları kullanılarak $Re_{vivo}=Re_{vitro}$ dinamik benzetimi gerçekleştirilmiştir ve Çizelge 4.4 verilmiştir. İn vitro sisteme ait $\rho_{vitro}=1011 \text{ kg/m}^3$ yoğunluk, $\mu_{vitro}=10.10^{-3} \text{ kg/s.m}$ dinamik viskozite ve $D_{vitro}=27\text{mm}$ silindir çapı kullanılarak (4.7) denkleminde Q_{vitro} değerleri hesaplanmıştır.

$$Re_{vivo} = Re_{vitro} \text{ ise}$$

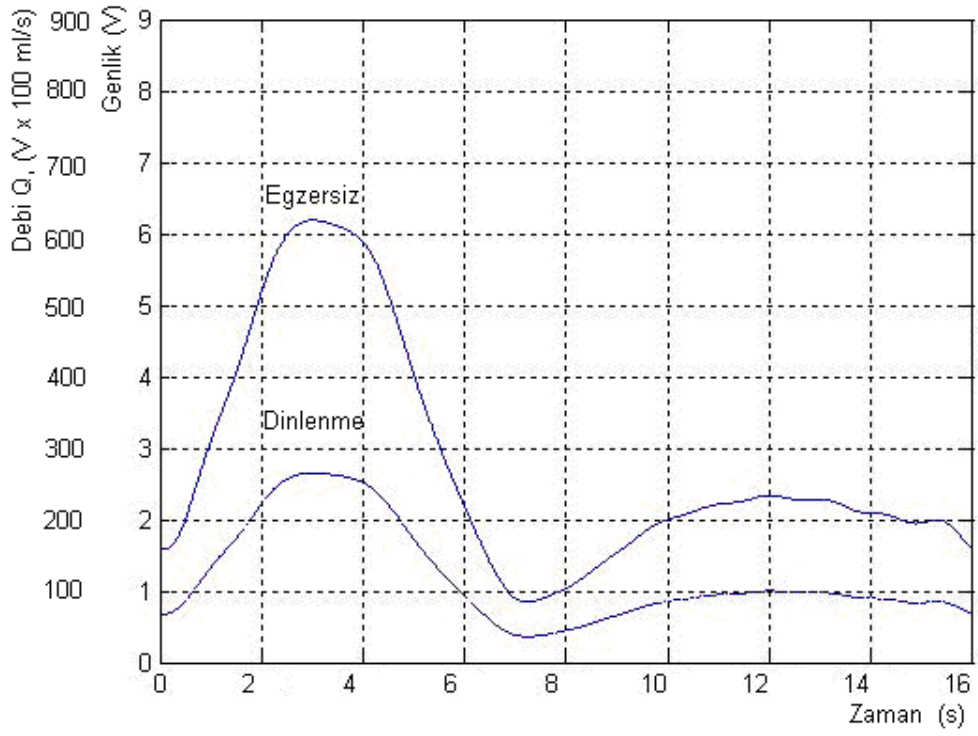
$$\frac{4 \cdot \rho_{vitro} \cdot Q_{vitro}}{\pi \cdot \mu_{vitro} \cdot D_{vitro}} = Re_{vivo} \quad (4.7)$$

$$Q_{vitro} = \frac{Re_{vivo} \cdot \pi \cdot \mu_{vitro} \cdot D_{vitro}}{4 \cdot \rho_{vitro}}$$

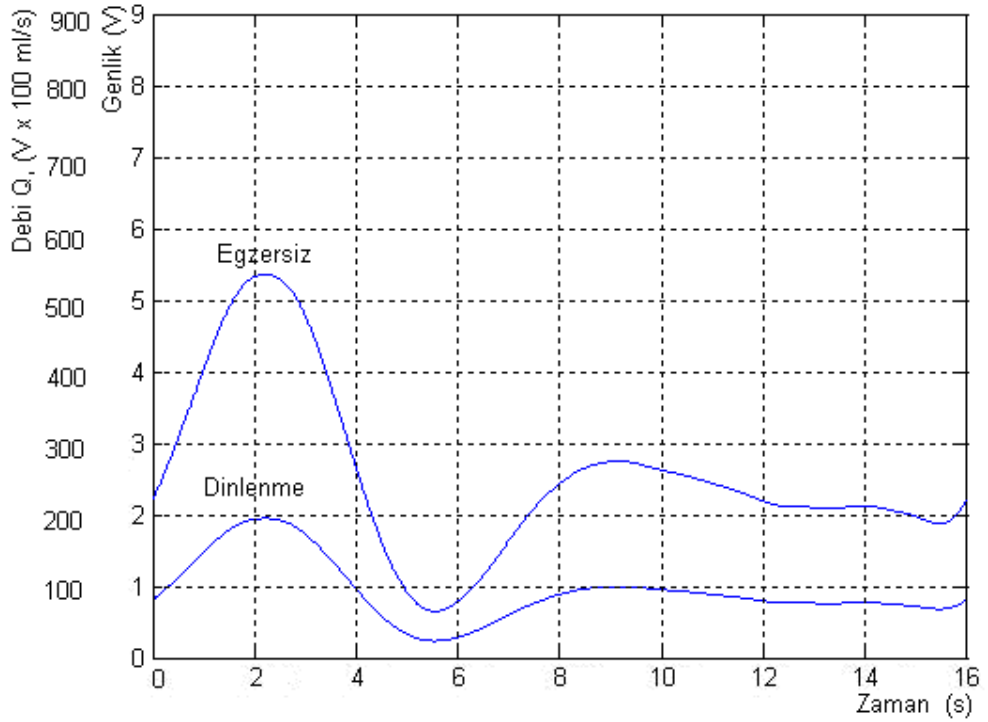
Çizelge 4. 4 Deney sistemi üzerindeki debi miktarlarının hesaplanması

Atardamar	Q_{vitro}	
	Dinlenme (ml/s)	Egzersiz (ml/s)
Aort	250	620
Femoral	183	511
Karotid	267	800
Koroner	120	361
AV Graft	437	-

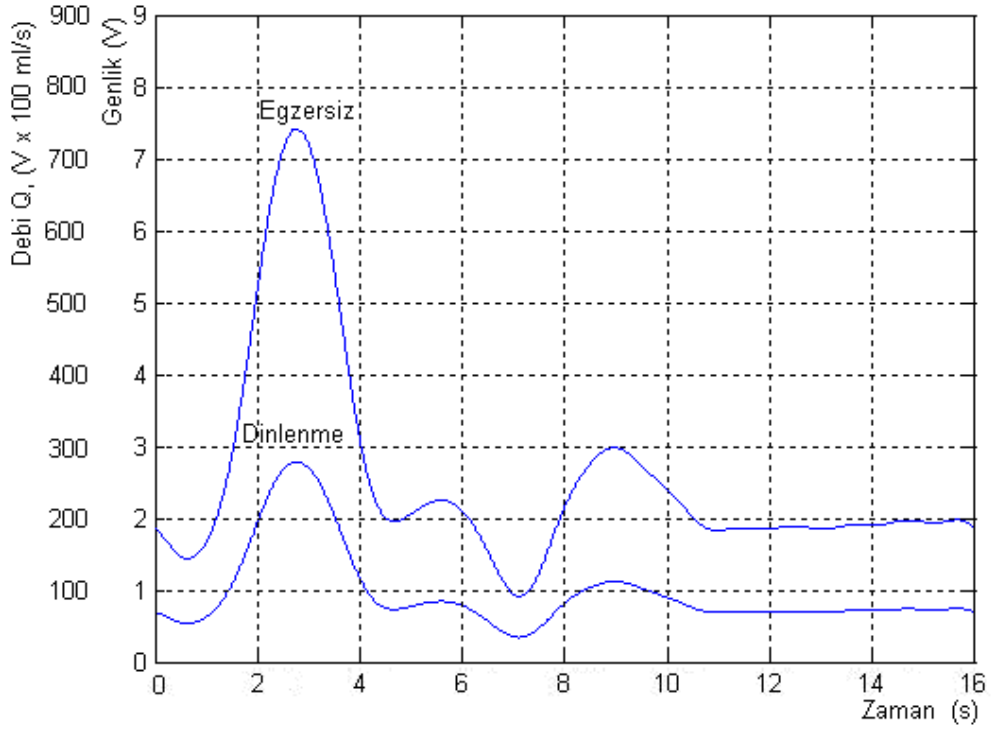
Çizelge 4.4'te elde edilen Q_{vitro} değerleri için sistemde elde edilmesi gereken debi miktarlarına göre ilgili damarların grafikleri Şekil 4.4-Şekil 4.8'de çizdirilmiştir.



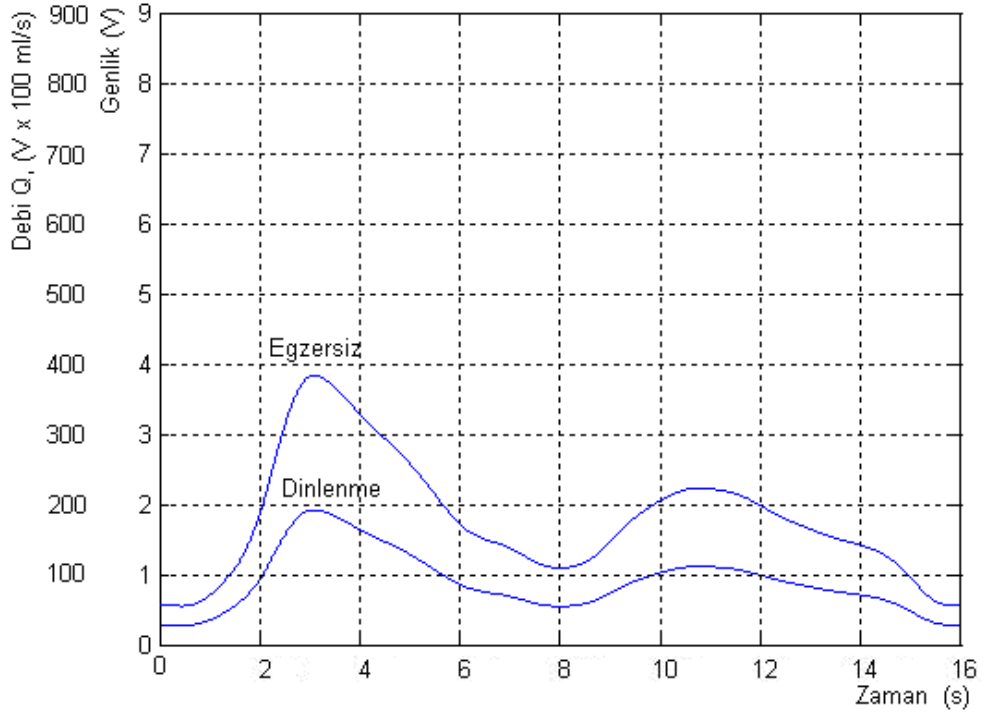
Şekil 4. 4 Aort atardamarı kan akış sinyali Çizelge 4.4'e göre düzenlenmesi



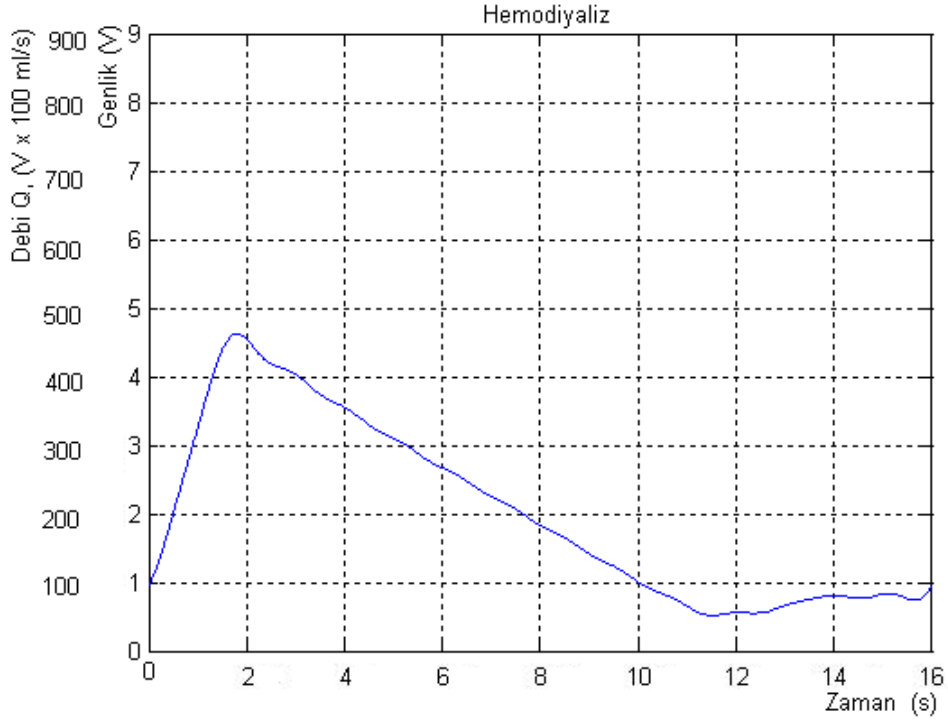
Şekil 4. 5 Femoral atardamarı kan akış sinyali Çizelge 4.4'e göre düzenlenmesi



Şekil 4. 6 Karotid atardamarı kan akış sinyali Çizelge 4.4'e göre düzenlenmesi



Şekil 4. 7 Koroner atardamarı kan akış sinyali Çizelge 4.4'e göre düzenlenmesi



Şekil 4. 8 AV graft implant kan akış sinyali Çizelge 4.4'e göre düzenlenmesi

4.2.4.2 Womersley Sayısının Hesaplanması

Womersley sayısını hesaplayabilmek için α denklemi kullanılır ve gerçek kan akış sinyali ile deney sistemindeki kan akış sinyalinin eşitlenmesi ile denklem çözümlenme yoluna gider. Denklem (4.2) üzerinde $\omega = (2\pi/T)$ düzenlenirse (4.8)'de verilen işlemler gerçekleştirilebilir.

$$\alpha_{vivo} = \alpha_{vitro}$$

$$D_{vivo} \left(\frac{\omega_{vivo} \rho_{vivo}}{\mu_{vivo}} \right)^{1/2} = D_{vitro} \left(\frac{\omega_{vitro} \rho_{vitro}}{\mu_{vitro}} \right)^{1/2}$$

$$(D_{vivo})^2 \left(\frac{2\pi\rho_{vivo}}{T_{vivo}\mu_{vivo}} \right) = (D_{vitro})^2 \left(\frac{2\pi\rho_{vitro}}{T_{vitro}\mu_{vitro}} \right) \quad (4.8)$$

$$(D_{vivo})^2 \left(\frac{2\pi \cdot 1050}{T_{vivo} \cdot 3,5 \cdot 10^{-3}} \right) = (D_{vitro})^2 \left(\frac{2\pi \cdot 1011}{T_{vitro} \cdot 10 \cdot 10^{-3}} \right)$$

$$\frac{(D_{vivo})^2}{T_{vivo}} \left(\frac{2\pi \cdot 1050}{3,5 \cdot 10^{-3}} \right) = \frac{(D_{vitro})^2}{T_{vitro}} \left(\frac{2\pi \cdot 1011}{10 \cdot 10^{-3}} \right)$$

D_{vivo} ilgili damara bağlı olarak değişecektir. Bununla birlikte $D_{vitro}=27\text{mm}$ deney sistemi üzerindeki damar çapı aynı kalacaktır. Gerçek kan akış sinyalindeki periyot T_{vivo}

dinlenme anı ve egzersiz anında değişecektir. Erişkin bir insanda ortalama olarak 70-80 arası atım (kasılma-gevşeme) yapan kalp dakikada egzersiz durumlarında 160 atıma kadar çıkabilmektedir [22].

$$D_{vitro}=27\text{mm} \quad T_{vivo} \text{ dinlenme}=(60/\sim 80)\text{s} \quad T_{vivo} \text{ egzersiz}=(60/\sim 160)\text{s}$$

Çizelge 4. 5 Deney sistemi üzerindeki atardamar periyotları

Atardamar	T_{vitro} periyot (s)			
	Dinlenme (s)		Egzersiz (s)	
	Tvivo	Tvitro	Tvivo	Tvitro
Aort	0,75	0,758	0,375	0,284
Femoral	0,75	3,03	0,375	1,13
Karotid	0,75	18,95	0,375	7,10
Koroner	0,75	45,01	0,375	23,49
AV Graft	0,75	9,04	---	---

Womersley hesaplamaları (4.8) eşitliği kullanılarak yapılmıştır. İlgili atardamarlara ait sistem üzerinde dinlenme ve egzersiz durumları için gereken sinyal periyotları Çizelge 4.5'te verilmektedir.

4.3 Sonuçlar

Reynolds ve Womersley sayıları mevcut sistemde in vitro çalışmalar ve ölçümler için hesaplanmıştır. Reynolds sayısına bağlı olarak deney sistemi üzerinde kullanılacak olan referans debi sinyali, r (Q_{vitro}) aralığı Çizelge 4.4'te verilmektedir. Deney sisteminde istenilen debi sinyali periyodu için yapılan hesaplamalara ait sonuçlar ise Çizelge 4.5'te verilmektedir. Sistem üzerinde oluşturulacak olan referans debi sinyali, kullanılan sıvının yoğunluk (ρ) veya dinamik vizkozite (μ) parametreleri değiştirilerek düzenlenebilmektedir.

AKIŞ KONTROL CİHAZLARI; KONTROL KABİLİYET TESTLERİ

Akış kontrol cihazlarının farklı debilerdeki kontrol kabiliyetlerini görebilmek, özellikle hangi debilerde doğrusal olmayan (non-linear) davranışlar sergilediğini ya da histerisiz etkilerine sahip olduğunu anlayabilmek amacıyla tekrar edilebilirlik (repeatability), histerisiz ve giriş-çıkış ilişki testlerine bakılmıştır. Uygulanan tüm bu testlerde, cihazlara açık çevrim kontroller uygulanarak kayıtlar alınmaktadır. Bu testler sonrasında cihazların kontrol kabiliyetlerinin açıkça görülebileceği düşünülmüştür.

Ayrıca akış kontrol cihazlarının farklı atardamarlara ait kan akış debi sinyalini, kapalı çevrim kontrol ile hangi başarıda elde edebilecekleri hakkında fikir verecektir.

5.1 Tekrar Edilebilirlik

Farklı zamanlarda akış kontrol cihazlarına gelen aynı değerdeki kontrol sinyalinin sistemde oluşturduğu debinin maksimum ve minimum değişimlerini göstermek amacıyla tekrar edilebilirlik testleri geliştirilmiştir. Tekrar edilebilirlik deneyleri açık çevrim kontrol ile gerçekleştirilmiştir. Deney çalışmaları için Matlab/Simulink üzerinde tekrar edilebilirlik test bloğu oluşturulmuş ve akış kontrol cihazının oluşturduğu debi bilgisi ana koldaki manyetik akış ölçerden alınarak kaydedilmiştir. Giriş sinyallerinin akış kontrol cihazlarına hangi süreler için uygulanacağı tekrar edilen deneyler sonrasında kararlaştırılmıştır. Kontrol edilen cihazın giriş sinyaline gösterdiği tepki; debi değişiminin oluşması için geçen toplam süre olarak hesaplanmış ve giriş sinyal süreleri ayarlanmıştır. Tekrar edilebilirlik test bloğu tarafından akış kontrol cihazlarına uygulanan giriş sinyalleri uygun aralıkta rastgele (pseudorandom) seçilerek

oluşturulmaktadır. Rastgele seçilen sinyaller, 5 ya da 10 saniyelik süreler halinde akış kontrol cihazlarına, 0-10V arasındaki genlik değerlerinde DC gerilim olarak uygulanmıştır. Giriş değerlerine karşılık manyetik akış ölçerden gelen debi verileri, maksimum ve minimum debi miktarını gösterecek şekilde aynı grafikte 2 farklı eğri olarak çizdirilmiştir.

Matlab çalışma belleği (workspace) uzun süreli kayıtlara izin vermediği için çalışmalar esnasında örnekleme frekansı 1 Hz olarak kullanılmış ve giriş sinyaline karşılık gelen maksimum-minimum debi değişim bilgileri kaydedilmiştir.

5.1.1 AC Motor Santrifüj Pompa

Sistem üzerinde AC motor ile akış oluşturabilmek için DAQ kart ile gönderilen 0-10V DC değerli sinyaller motor sürücüsünden frekans etkisiyle motora iletilmektedir. 10V sinyal ile sürüldüğünde, motor sürücüsünün ısı uyarısı nedeniyle hataya geçtiği denemeler sonrasında görülmüştür. Bu nedenle AC motor tekrar edilebilirlik çalışmalarında 9V sinyal ile sürülmüştür. AC motor ile yapılan deneylerde motorun düşük devirlerden yüksek devirlere geçmesi yaklaşık 10 saniye gibi bir süre almaktadır. Örneğin; AC motorun, sistem üzerinde, 100ml/s debiden 900ml/s debiye ulaşması için 10 saniye süre geçmektedir. Bu nedenle, pnömatik valf ve selenoid valfte uygulanan tekrar edilebilirlik çalışmalarından farklı olarak AC motora 10 saniye süreli rastgele DC giriş sinyalleri uygulanmıştır.

AC motor ile yapılan tekrar edilebilirlik deneyine ait parametreler Çizelge 5.1'de verilmektedir.

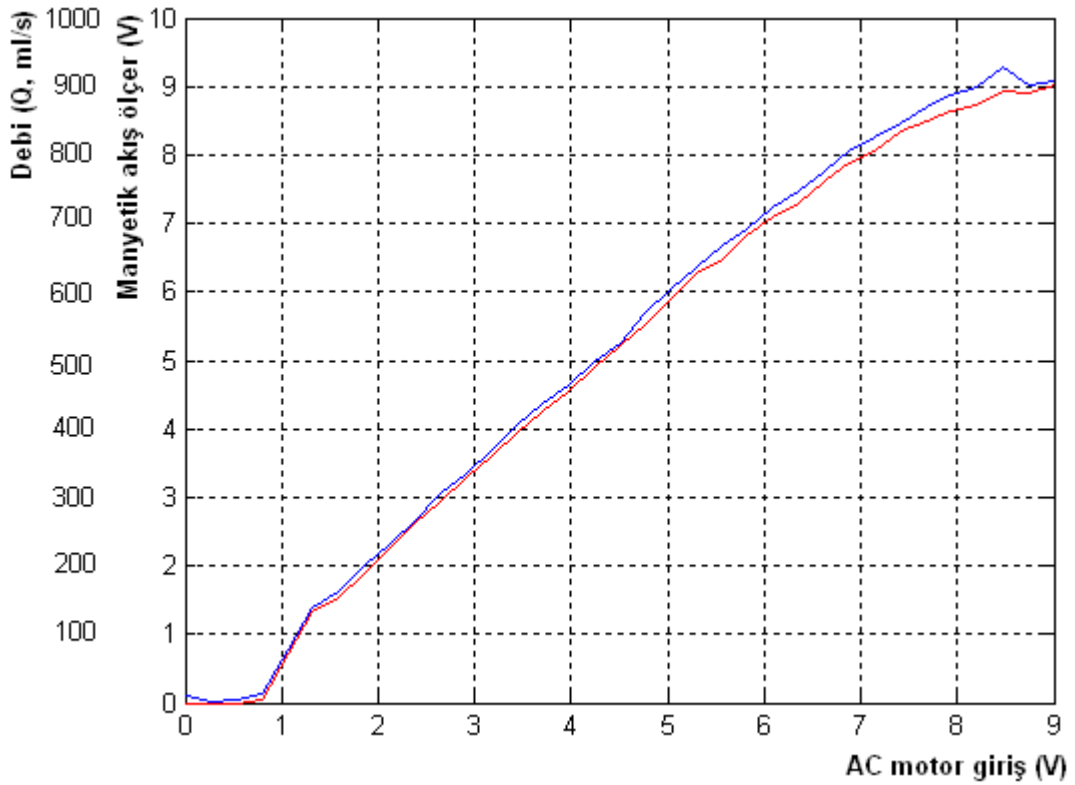
Çizelge 5. 1 AC motor tekrar edilebilirlik deney çizelgesi

Tekrar Süresi (saniye)	Giriş değer aralığı (V)	Girişlerin tekrar sayısı	Giriş değer aralığının bölümü	Toplam deney süresi (saniye)
10	0-9	5	46	2350

Çizelge 5.1'deki veriler, 0,2V'lik artımlar ile 0-9V arasında değişen 46 farklı gerilim değeriyle rastgele girişler oluşturulduğunu ve her bir giriş değerinin farklı zamanlarda 5

kez tekrar ederek motor sürücüsüne 10 saniye süreyle uygulandığını göstermektedir. Ayrıca deneyin toplam olarak 2350 saniyede tamamlandığını çizelgeden görebilmekteyiz. Böylece elimizde 5 kez tekrar eden ve 0V değerinden başlayarak 9V'ye kadar 0,2V'lik aralıklarla artan 46 farklı gerilim değerinden oluşturulmuş rastgele seçili DC gerilim dizisi olacaktır.

AC motora ait tekrar edilebilirlik deney sonuçları Şekil 5.1'de verilmektedir. AC motor 0-1V aralığındaki giriş sinyallerine karşılık sistem üzerinde akış oluşturamadığı görülmektedir. Diğer taraftan AC motora uygulanan 8V'den büyük sinyallerde ise giriş sinyaline karşılık sistemde debi miktarında artış gerçekleşmemektedir.

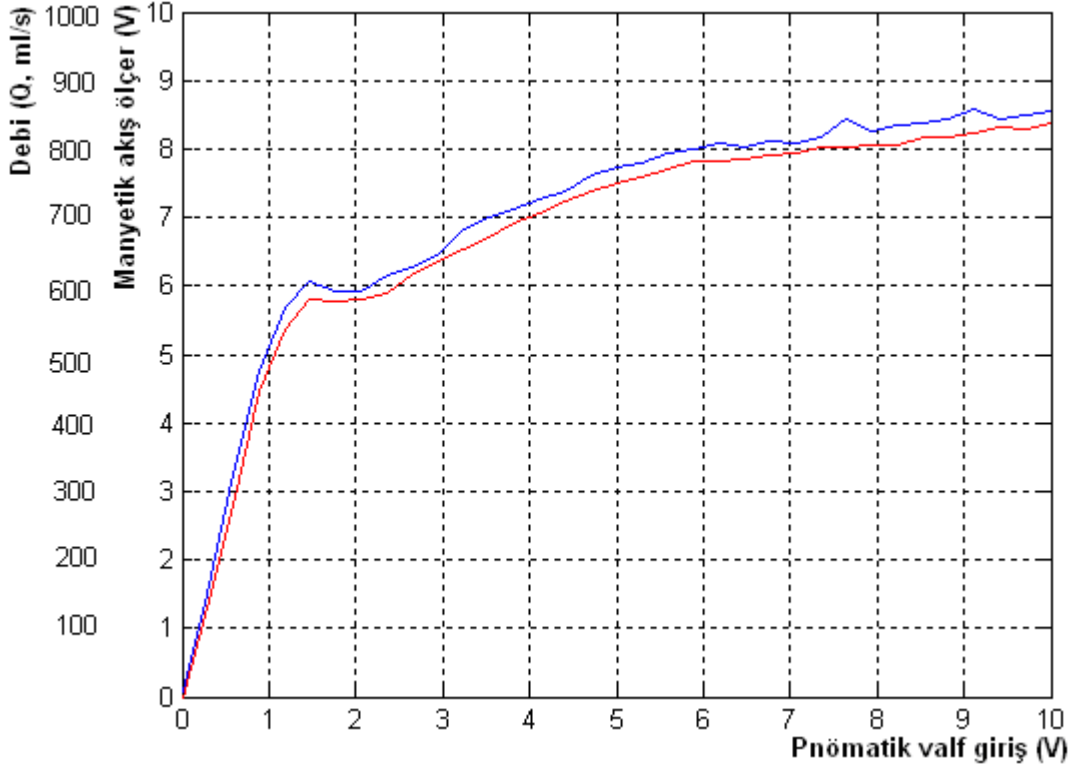


Şekil 5. 1 Tekrar edilebilirlik, maksimum ve minimum değişim grafiği

AC motor ile yapılan tekrar edilebilirlik deneylerinde; AC motorun 1V giriş sinyalinin altında ve 8V giriş sinyalinin üzerinde doğrusal olarak çalışmadığı görülmektedir. AC motor ile gerçekleştirilecek akış kontrollerinde bu olumsuz çalışma bölgeleri dikkate alınmıştır. Bundan sonra yapılacak olan pnömatis ve selenoid valf akış kontrol ve test çalışmalarında AC motorun 8V giriş sinyali ile sürülmesi kararlaştırılmıştır.

5.1.2 Pnömatik Valf

Pnömatik valf tekrar edilebilirlik testleri; DAQ kartın analog çıkışının pnömatik valfin elektro-pnömatik pozisyonerini 0-10V DC sinyal ile sürmesi ile sağlanmaktadır. AC motorun kontrol kabiliyetleri sonrasında 8V'lık giriş sinyali ile sürülmesine karar verilmiştir. Tekrar edilebilirlik testi pnömatik valfe açık çevrim ile uygulanmış ve deneyler süresince selenoid valf tam kapalı pozisyonda tutulmuştur.



Şekil 5. 2 Tekrar edilebilirlik, maksimum ve minimum değişim grafiği

Yapılan ön tekrar edilebilirlik testleri sonrasında pnömatik valfin sistem üzerinde oluşturduğu debi tepki süresinin 5 saniye olduğu hesaplanmıştır. Giriş sinyalleri olarak 0-10V arasında 34 seviyeye bölünmüş ve 10 kez farklı zamanlarda tekrar eden 5 saniye süreli rastgele DC sinyaller uygulanmıştır. Deney rastgele 350 değişkenli dizi ile her bir değişken ayrı zamanlarda 10 tekrar yaparak, 1750 saniye sürede tamamlanmıştır. Deney parametreleri Çizelge 5.2'de verilmiştir.

Gerçekleştirilen tekrar edilebilirlik deneylerinde 1 - 2,5V aralığındaki giriş sinyallerine karşılık 500-650ml/s debi oluşturan bölgede, pnömatik valfin doğrusal çalışmadığı gözlenmiştir. Pnömatik valfin doğrusal olmayan bu bölgesi, bundan sonra yürütülecek

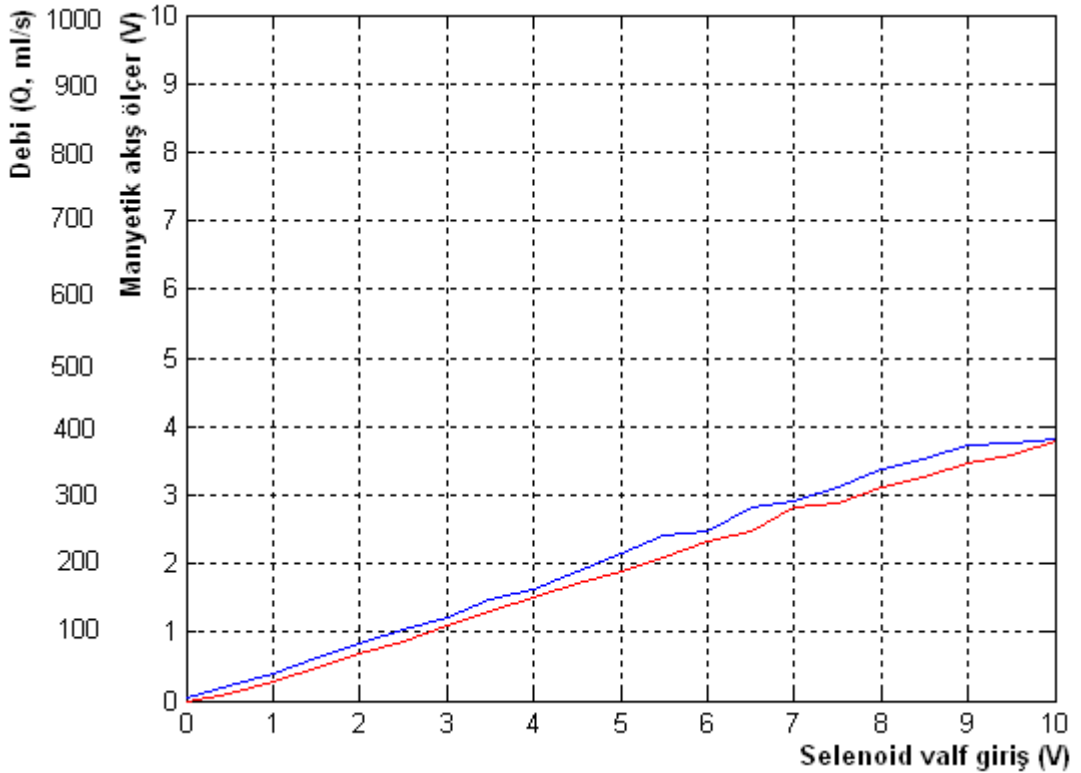
çalışmalarda dikkate alınacaktır.

Çizelge 5. 2 Pnömatik valf, tekrar edilebilirlik deney çizelgesi

Tekrar Süresi (saniye)	Giriş değer aralığı (V)	Girişlerin tekrar sayısı	Giriş değer aralığının bölümü	Toplam deney süresi (saniye)
5	0-10	10	34	1750

5.1.3 Selenoid Valf

Selenoid valfin tekrar edilebilirlik testleri DAQ kartın DC çıkış sinyalini alarak PWM sinyallere çeviren selenoid çekirdek tarafından gerçekleştirilmektedir. Selenoid valfin açık çevrim yapılan tekrar edilebilirlik denemelerinde sistemin üzerinde tepki sürelerinin diğer akış kontrol cihazlarına göre daha hızlı olduğu görülmüştür. Ölçülen toplam tepki süresinin 5 saniyenin altında olmasına rağmen, rastgele sinyallerin 5 saniye süre ile tekrar etmesinin uygun olduğuna karar verilmiştir.



Şekil 5. 3 Tekrar edilebilirlik, maksimum ve minimum değişim grafiği

Deneylerde AC motor 8V'lik genlik sinyali ile sürülürken, pnömatik valf tam kapalı pozisyonda tutulmuştur. Giriş sinyali 0-10V aralığı, 20'ye bölünerek 0,5V farklarla

değişen rastgele sayı dizisinden oluşturulmuştur. Her bir değer 10 kez farklı zamanlarda 5 saniye süre ile tekrar etmekte toplamda deney 1050 saniye sürmektedir. Deney parametreleri Çizelge 5.3'te verilmiştir.

Çizelge 5. 3 Selenoid valf, tekrar edilebilirlik deney çizelgesi

Tekrar Süresi (saniye)	Giriş değer aralığı (V)	Girişlerin tekrar sayısı	Giriş değer aralığının bölümü	Toplam deney süresi (saniye)
5	0-10	10	20	1050

Selenoid valfin tekrar edilebilirlik sonuçları Şekil 5.3'te verilmektedir. Maksimum ve minimum değerler arasındaki fark pnömatik valfe oranla daha yüksek çıkmıştır. Bununla birlikte uygulanan giriş sinyallerine karşılık selenoid valfin, diğer akış kontrol cihazlarına göre çok daha başarılı ve doğrusal bir tepkiye sahip olduğu görülmektedir.

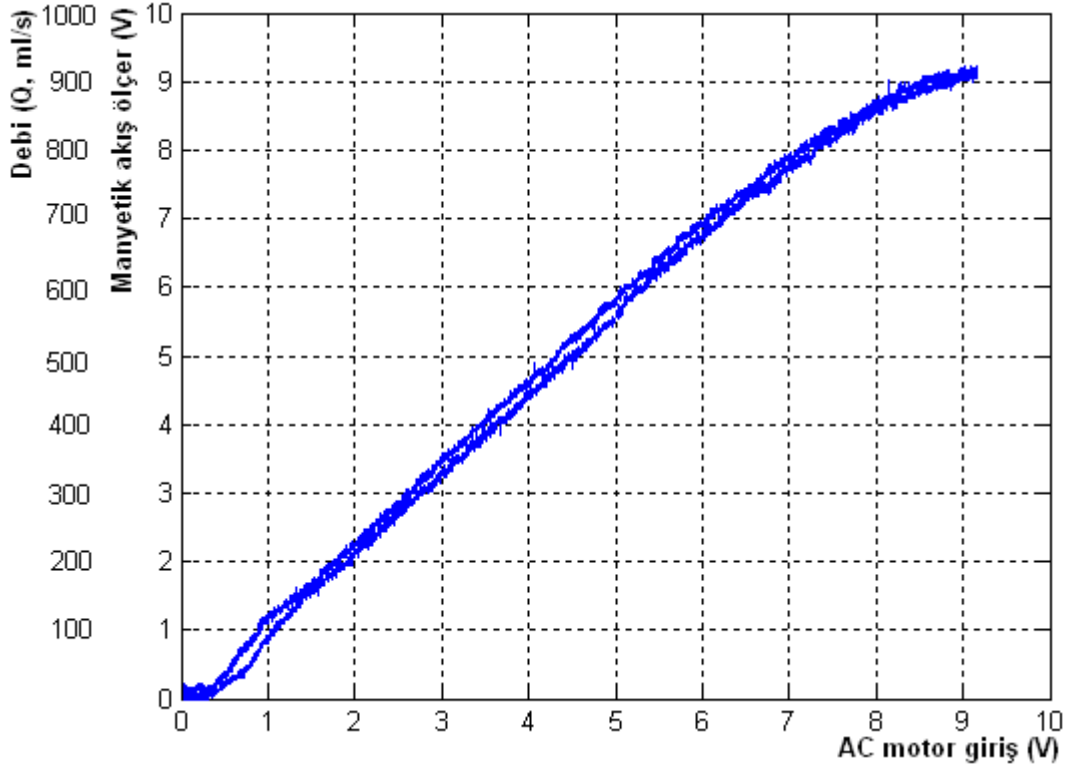
5.2 Histerisiz Testi

Akış kontrol cihazlarının histerisiz etkilerini görmek üzere 100 saniye periyotlu üçgen dalga sinyali açık çevrim ile akış kontrol cihazlarına uygulanmıştır. Uygulanan üçgen dalga giriş sinyalinin genliği akış kontrol cihazının açık çevrim kontrol sonrası sistemde oluşturacağı debi sinyalinin değişimi göz önüne alınarak seçilmiştir. Uygulanan üçgen dalganın sonucu olarak akış kontrol cihazının sistemde oluşturduğu debi sinyali histerisiz etkilerinin görülmesi için kaydedilmiştir. Böylece akış kontrol cihazının histerisiz etkilerinin grafik üzerinde görülebilmesi amaçlanmıştır. Uygulanan üçgen dalga giriş sinyaline karşılık sistemin tepkisi olan debi bilgisi üzerinde histerisiz etkisinin sayısal bir anlam ifade edebilmesi için (5.1)'de verilen matematiksel hesaplama yöntemi kullanılmaktadır. Uygulanan üçgen dalganın yükselme ve düşme eğrisinde, aynı değerlerine karşılık gelen maksimum debi farkı (MD), çıkışta üçgen dalganın genliğine (OTA) oranı bulunarak, histerisiz etkileri (Histerisiz Effect, HE) hesaplanmaktadır. Böylece her bir akış kontrol cihazı için karşılaştırılabilir sayısal değerler elde edilmiş olur.

$$HE = \frac{MD}{OTA} 100 \quad (5.1)$$

5.2.1 AC Motor Santrifüj Pompa

AC motor santrifüj pompa histerisiz deneylerinde, 9V genlikli 100 saniye periyotlu üçgen dalga açık çevrimle AC motora uygulanmıştır. Elde edilen histerisiz eğrisi, üçgen dalganın yükselme ve düşme değerlerine karşılık gelen debi değeri Şekil 5.4'te grafikte düşey eksende verilmektedir.

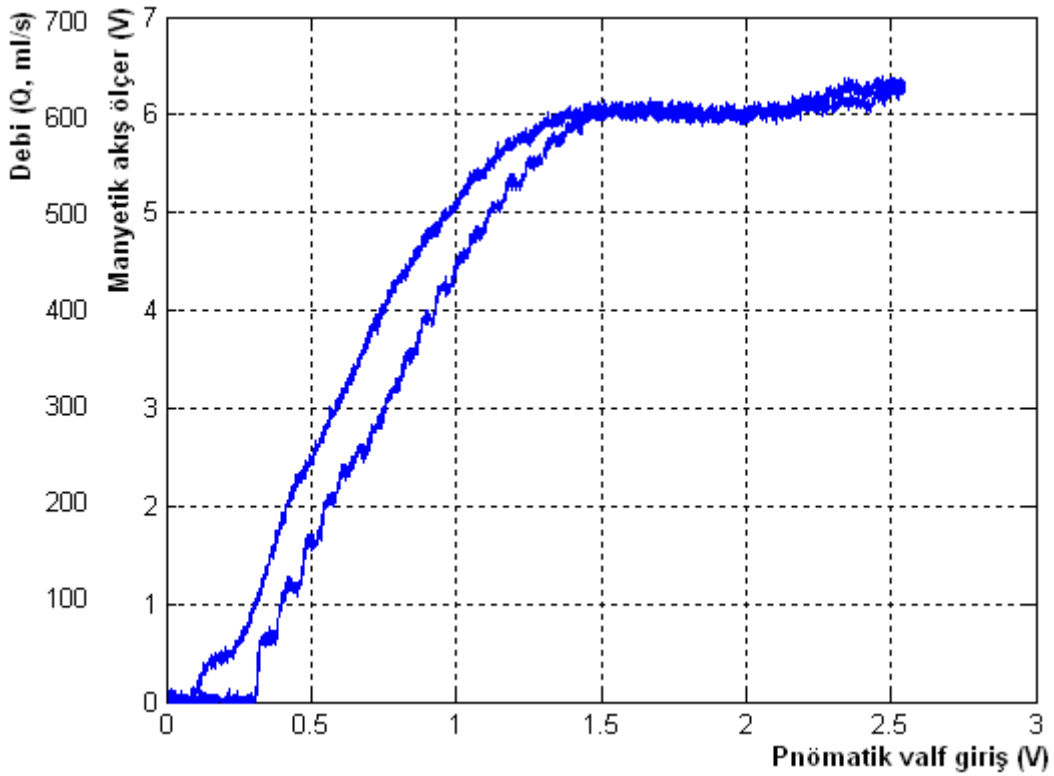


Şekil 5. 4 AC motor histerisiz grafiği

AC motorun 1V sinyalin altında ve 8V sinyalin üzerindeki girişlerde doğrusal olmayan davranışlar gösterdiğini gözlemlemiştik. Fakat histerisiz deneyleri için ısınma hatası vermeyecek şekilde giriş sinyali 9V olarak ayarlanmıştır. Giriş sinyaline karşılık sistemde oluşan debi değişim eğrisi şekilde açıkça görülmektedir. Benzer şekilde histerisiz eğrisinde de 100ml/s debi değerinin altında ve 800-850ml/s debi değerinin üstünde doğrusal olmayan sapmalar görülmektedir. Bununla birlikte histerisiz etkisini göstermek için oluşturulan *HE* değeri hesaplandığında %3 gibi çok küçük bir değer elde edilmiştir.

5.2.2 Pnömatik Valf

Pnömatik valfin histerisiz deneyi için AC motor doğrusal olduğu 8V sinyal ile sürülmüş ve buna karşılık valfin sistemi açık çevrim ile kontrol etmesi istenmiştir. Tekrar edilebilirlik deneylerinden bilinen ve pnömatik valfin doğrusal olmayan bölgedeki tepkilerinin daha iyi görülebilmesi için elektro-pnömatik pozisyonere 0-2,5V genliğinde giriş sinyali üçgen dalga sinyali uygulanmıştır. Böylece pnömatik valfin doğrusal olmayan tepkisinin histerisiz etkilerinin daha iyi görülebilmesi hedeflenmiştir.

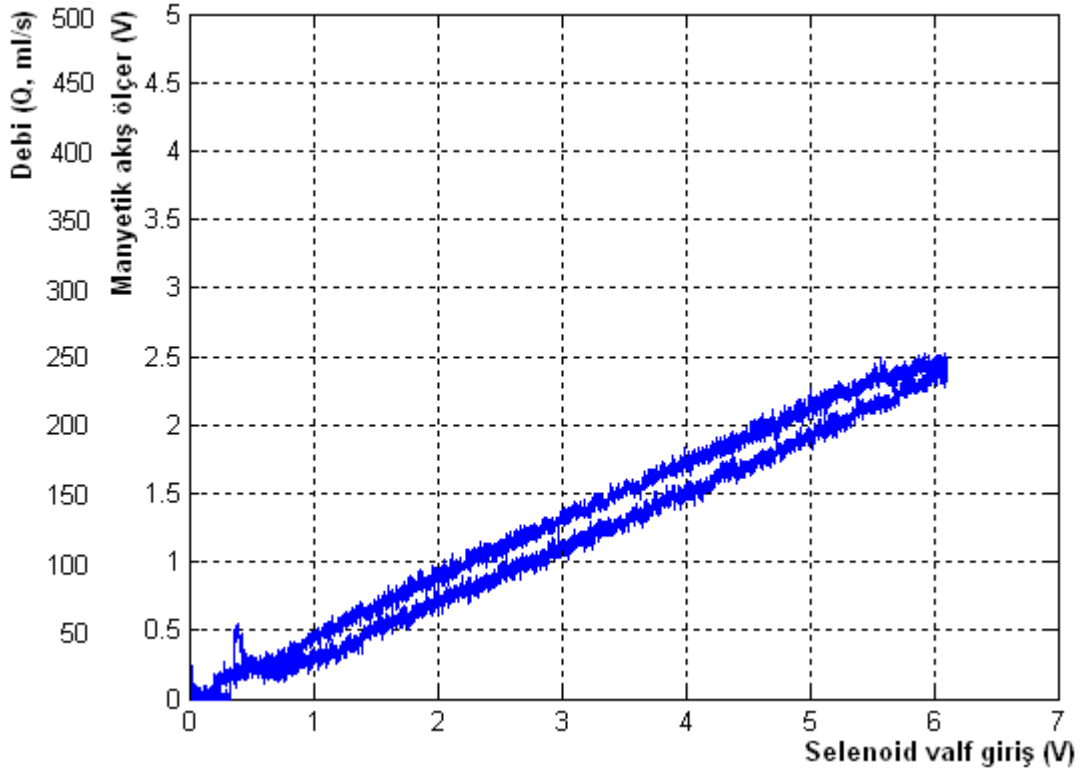


Şekil 5. 5 Pnömatik valf, histerisiz grafiği

Şekil 5.5'te görüldüğü üzere; pnömatik valf 1,5-2,5V aralığındaki giriş sinyallerine karşılık sistemde debi değişimine neden olamamaktadır ve sistemde 600ml/s değerinde debi oluşmaktadır. Ayrıca 0,3-1,3V aralığında giriş sinyali üçgen dalganın yükselen ve düşen kısımları için farklı değerlerde debiler oluşmasına neden olmakta ve bu bölgede histerisiz etkileri açıkça görülmektedir. Pnömatik valf için hesaplanan HE değerinin %18 gibi yüksek bir değer çıkması da grafikteki doğrusal olmayan durumları desteklemektedir.

5.2.3 Selenoid Valf

Histerisiz etkilerini görmek amacıyla 100 saniye periyotlu ve 6V genlikli üçgen dalga sinyali selenoid valfe açık çevrim ile uygulanmıştır. Selenoid valfin açık çevrim kontrolü sırasında AC motor 8V'lık sinyal ile sürülürken pnömomatik valf ise tam kapalı pozisyonda tutulmuştur.



Şekil 5. 6 Selenoid valf, histerisiz grafiği

Şekil 5.6'da görüldüğü üzere selenoid valf, doğrusal bir çıkış eğrisine sahiptir. Bununla birlikte selenoid valfin hesaplanan histerisiz genlik değeri, HE %8 olarak hesaplanmıştır. HE değeri ile grafik gözönüne alındığında selenoid valfin doğrusal kontrol yapısına sahip olduğu açıkça görülmektedir. Ayrıca pnömomatik valfin %18 gibi büyük bir HE değerine sahip olduğu düşünülürse selenoid valf oldukça kararlı bir kontrole sahiptir.

5.3 Giriş-Çıkış İlişkisi ve Doğrusal Olmayan Model Önerisi

Bu bölümde akış kontrol cihazlarının giriş-çıkış ilişkilerine bakılarak kontrol kabiliyetlerinin gözlemlenmesi ve doğrusal olmayan modellerinin elde edilmesi hedeflenmiştir. Akış kontrol cihazlarının giriş-çıkış ilişkileri için akış kontrol cihazlarının

giriş sinyaline tepkileri kapalı çevrim bir kontrol uygulanmaksızın açık çevrim ile sistemin debi verisi kaydedilmiştir. Akış kontrol cihazlarına uygulanan giriş sinyali sonrasında sistemin çıkış tepkisi için gereken süre beklenerek sistemin debi tepkisi kaydedilmektedir.

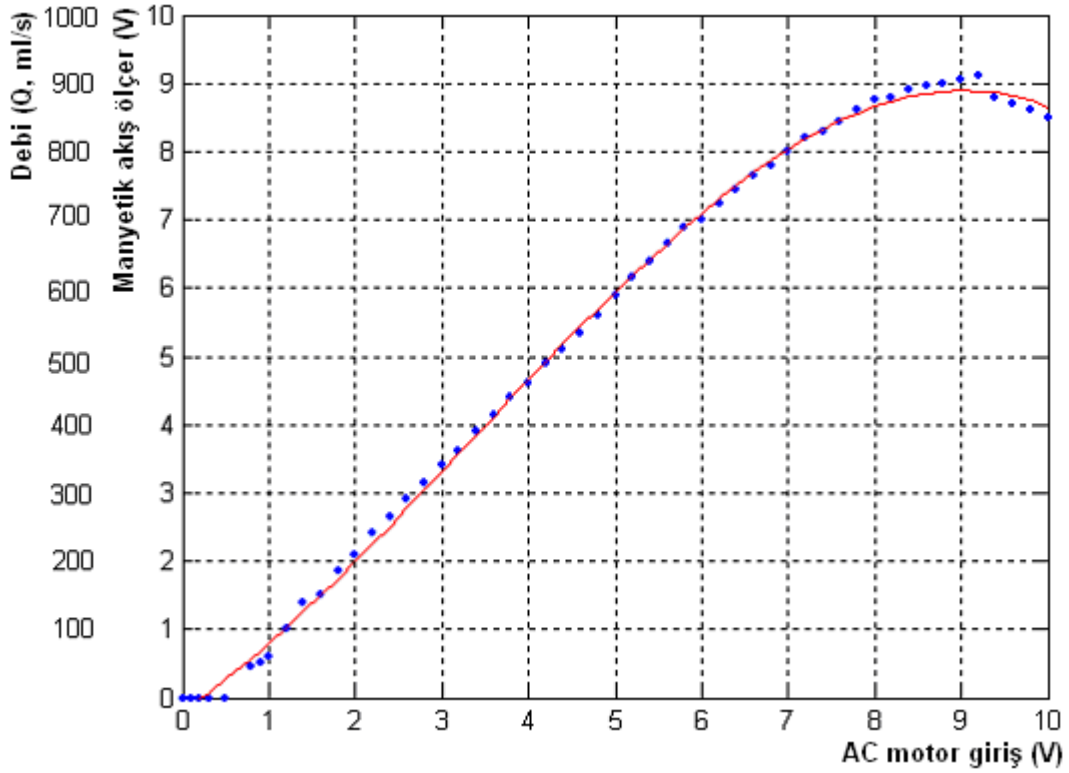
Akış kontrol cihazlarının giriş-çıkış ilişkilerine bakılarak; doğrusal kontrol edilebilirliklerini görmek ve ayrıca elde edilecek giriş-çıkış polinomları ile cihaza ait doğrusal olmayan sıfırıncı derece (zero order) bir modelin geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Eğer tekrar edilebilirlik ve histerisiz problemleri ortadan kaldırılabiliirse ve akış kontrol cihazlarının iç dinamiklerinden kaynaklanan sorunlar düzeltilebilirse, statik doğrusal olmayan ve cihazları doğrusal olmaya yönelten bir model geliştirilebilir. Geliştirilecek olan statik doğrusal olmayan model kapalı çevrim kontrole adapte edilebilir ve kolay uygulanabilir olmasıyla ciddi kontrol avantajları sağlayabilir. Kapalı çevrim üzerinde kullanılacak olan bu modelin tersi ile sistem daha başarılı ve kontrol kabiliyetleri daha yüksek bir hale gelebilir.

5.3.1 AC Motor Santrifüj Pompa

AC motor doğrusal olmayan model çalışmaları için 50'den fazla uygulanan DC giriş karşılık, sistemin tepki debi değeri kaydedilmiştir. Çalışmalar esnasında pnömatik valf tam açık pozisyonda tutularak akışa izin verilmiştir. AC motordan giriş değerine karşılık kısa süreli çıkış değeri kayıtları alındığından 10V'ye kadar giriş-çıkış kayıtları alınmıştır.

Şekil 5.7'de görüldüğü gibi AC motorun giriş-çıkış ilişki grafiği tekrar edilebilirlik testinde alınan sonuçlar ile oldukça benzerlik göstermektedir. Bu çalışmada yine tekrarla söylenmesi gereken doğrusal olmayan tepkiler gözlemlenmiştir. Elde edilen giriş-çıkış ilişkisine ait kayıtlar kullanılarak AC motorun 3. dereceden örten $p(x)$ polinom modeli oluşturulmuştur.

Doğrusal olmayan polinom modelin oluşturulması için Şekil 5.7'de verilen AC motorun giriş-çıkış grafiğiyle eşleşen en düşük dereceli polinom seçilmiş ve model $p(x)$ (5.2)'de verilmiştir.



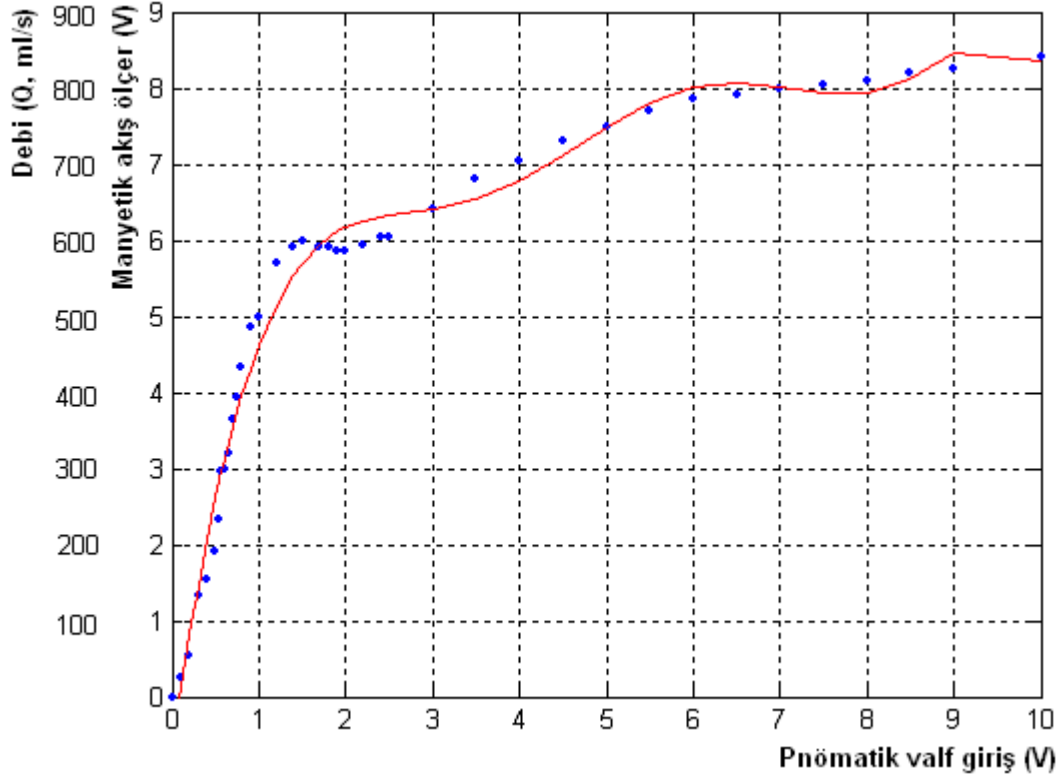
Şekil 5. 7 AC motor giriş-çıkış grafiği

$$p(x) = -0,010989x^3 + 0,1049x^2 + 0,98425x - 0,26017 \quad (5.2)$$

5.3.2 Pnömatik Valf

Pnömatik valfin doğrusal olmayan modelinin elde edilmesi çalışmaları için 38 giriş-çıkış verisi kullanılmıştır. Özellikle pnömatik valfin doğrusal davranmadığı bölgeler için daha sık veri kaydı alınmıştır. Gerçekleştirilen çalışma; AC motorun 8V giriş sinyaliyle sürülmesi ve selenoid valfin tam kapalı konumda tutulması ile yapılmıştır.

Pnömatik valfin doğrusal olmayan tepkileri bu deney çalışmasında da açıkça görülmektedir. 1-2,5V giriş sinyaline karşılık gelen, 600ml/s debi çıkış sinyalinin olduğu bölge özellikle kontrol açısından problemler içermektedir, giriş sinyalinin 1-2,5V arasında değişmesine karşın sistemin tepki verisi 600ml/s debi de değişmeden kalmaktadır.



şekil 5. 8 Pnömatik valf, giriş-çıkış grafiği

Valfin giriş-çıkış ilişkisini en başarılı şekilde örten polinom 7. dereceden hesaplanmış ve $p(x)$ (5.3)'te verilmiştir.

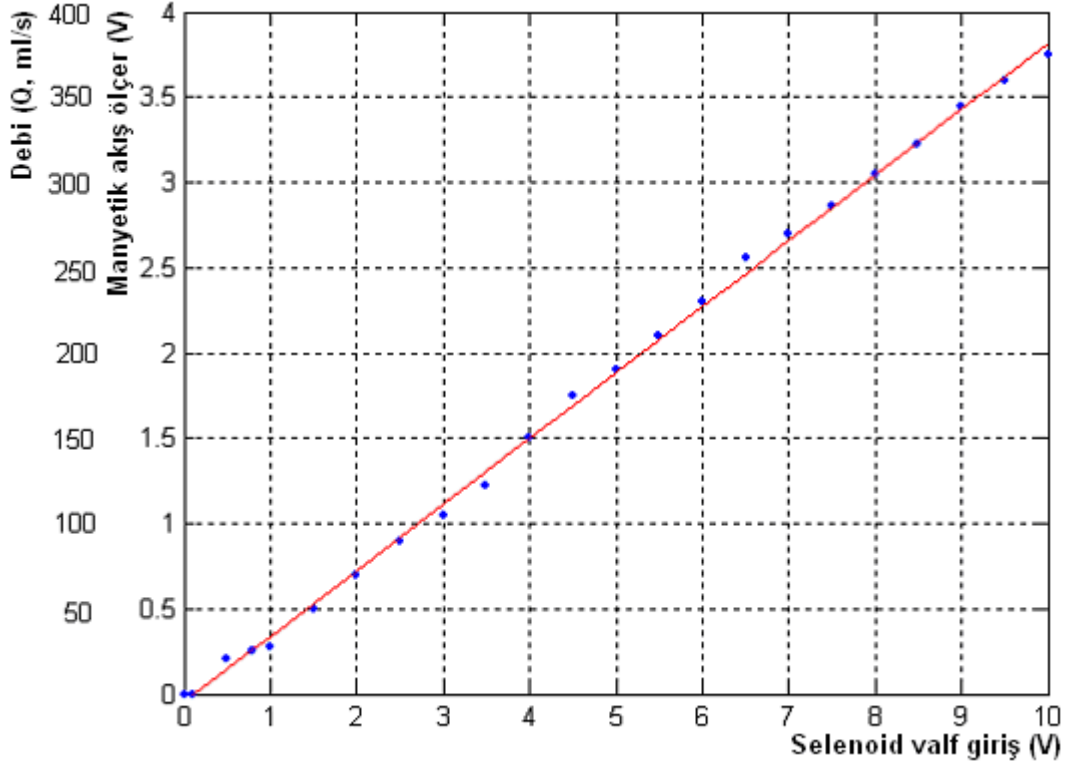
$$p(x) = 0,00024223x^7 - 0,0091533x^6 + 0,13904x^5 - 1,0843x^4 + 4,5946x^3 - 10,357x^2 + 11,818x + 0,6572 \quad (5.3)$$

5.3.3 Selenoid Valf

Giriş-çıkış ilişkisinden en az veri kaydı yapılan akış kontrol cihazıdır. Toplam 23 nokta için giriş-çıkış kaydı alınmıştır. Çalışmalar selenoid valfin açık çevrim kontrolü ile gerçekleştirilmiş, pnömatik valf kapalı pozisyonda tutulurken 8V giriş sinyali ile AC motor sabit hızda sürölmüştür.

Selenoid valf giriş-çıkış verilerine bakıldığında diğer iki akış kontrol cihazına göre daha doğrusal bir yapıya sahiptir. Valfin doğrusal olmayan modeli için giriş-çıkış verilerini en başarılı şekilde örten 1. dereceden bir polinom yeterli olmuştur ve polinom $p(x)$ (5.4)'te verilmiştir.

$$p(x) = 0,38681x - 0,049268 \quad (5.4)$$



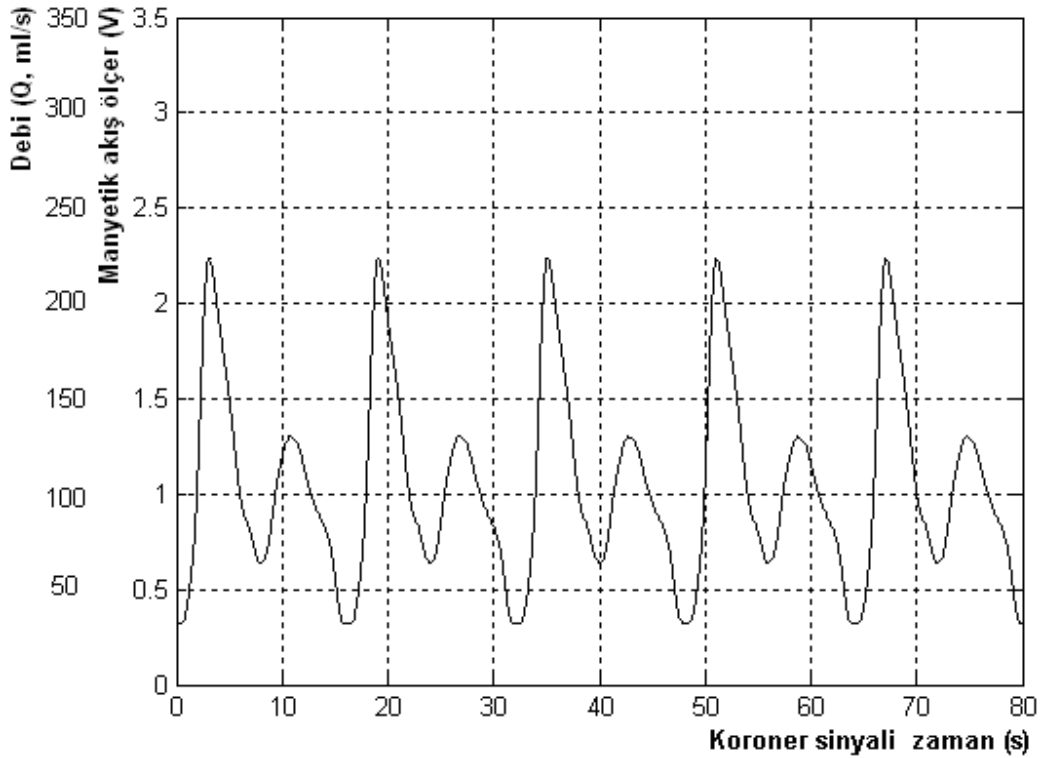
Şekil 5.9 Selenoid valf, giriş-çıkış grafiği

5.4 Sonuçlar

Deney sisteminde bulunan AC motor santrifüj pompa, pnömatik valf ve selenoid valfe ait kontrol edilebilirlik testleri bu bölümdeki çalışmalarda gerçekleştirilmiştir. AC motor ve selenoid valfin testler sonrasında başarılı bir şekilde kontrol edilebileceği gerçekleştirilen çalışmalar neticesinde görülebilmektedir. Pnömatik valf ise doğrusal olmayan kontrol karakteristiği ve histerisiz etkileri göstermektedir. Akış kontrol cihazlarına ait test sonuçları gelecek bölümlerde yapılacak olan kontrol çalışmalarında göz önünde bulundurulacaktır.

SEZGİSEL KONTROL UYGULAMALARI VE PERFORMANS İNDEKSİ

Tez çalışmalarının bu bölümünde, akış kontrol cihazları, AC motor santrifüj pompa, pnömatik valf ve selenoid valf kullanılarak sezgisel kontrol algoritmaları geliştirilmiştir.



Şekil 6. 1 Koroner atardamarı referans sinyali

Akış kontrol cihazları, başlangıç olarak, yaygın bir etkiye sahip ve geleneksel kontrol algoritması olan PID kontrol algoritmasıyla denenmişlerdir. Kontrol cihazlarının performansları matematiksel olarak performans indeksi (J_n) ile hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır. Bu bölüm çalışmalarında sistem üzerinde koroner atardamarına ait model bulunması sebebiyle sistem üzerindeki akış kontrol çalışmalarında da koroner

atardamarına ait debi sinyali kullanılmıştır (Şekil 6.1).

6.1 Performans İndeksi

Deney sisteminde; kullanılan akış kontrol cihazlarının kapalı çevrim performanslarını ve kullanılan algoritmaların kontrol performanslarını matematiksel olarak gerçek anlamda ortaya koymak için performans indeksi yöntemi önerilmektedir. Benzer bir matematiksel yöntem veya öneriye bugüne kadar yapılan literatür araştırmalarında rastlanmamıştır. Yapılan literatür araştırmalarında yazarlar, referans sinyal ve deney sisteminde oluşturdukları debi sinyallerini grafik üzerinde görsel olarak karşılaştırmışlardır.

Gerçekleştirdiğimiz çalışmaya motivasyon olarak; sistem üzerinde kontrol sonrasında elde edilen fizyolojik kan akış debi sinyali zamanda kaymalar olmasına karşın referans sinyal ile yüksek bir eşleşme performansı ile örtüşebilir ve bu örtüşmenin başarısı matematiksel olarak ifade edilebilir. Çünkü sistem üzerinde, zaman ekseninde meydana gelecek gecikmeler olması, LDA ve benzeri cihazlarla gerçekleştirilecek olan hemodinamik araştırma ve çalışmalara engel oluşturmamaktadır. LDA ile gerçekleştirilecek parçacık hız ölçümlerinde, fizyolojik kan akış debi sinyalindeki zaman gecikmeleri rahatlıkla ihmal edilebilir. Sinyallerin periyodik olması, zaman gecikmelerinin neden olacağı sorunları doğal olarak ortadan kaldırmaktadır.

Tüm bu durumlar göz önüne alındığında oluşturulan fizyolojik kan akış debi sinyali referans debi sinyali ile zamanda meydana gelen gecikmelerden bağımsız olarak karşılaştırılabilir ve verilen denklemlerdeki gibi hesaplanabilir.

Sistem performansı (6.1) hesaplanırken

$$J = \min_{0 \leq \tau \leq T} \sum_{t=t_1}^{t_1+T} |r(t) - y(t - \tau)| \quad (6.1)$$

$r(t)$ referans sinyal (istenilen akış debi sinyali) ve $y(t)$ sistem üzerinde oluşturulan akış debi sinyalini göstermektedir. Sistem performansı %100 üzerinden normalize edilirse hesaplanan değer, performans indeksi;

$$J_n = 100J / \left(\sum_{t=t_1}^{t_1+T} |r(t)| \right) \quad (6.2)$$

T sinyal periyodu, t_1 zaman gecikmesinden büyük seçilmek üzere (6.2) elde edilir. Periyodik iki sinyal arasındaki farkı hesaplayan L_1 fark normu kullanılmış ve zaman gecikmesinden bağımsız hale getirilerek performans indeksi hesaplanmıştır.

Tez çalışması süresince gerçekleştirilen referans sinyal ve sistem üzerinde oluşan kan akış debi sinyali eşleşme performansları performans indeksi kullanılarak yapılmıştır.

6.2 Sezgisel Kontrol

Kapalı çevrim kontrol tekniklerinde; PID kontrol tekniğinden başlayarak, yeni önerilen kontrol teknikleriyle birlikte sezgisel kontrol teknikleri bu başlık altında anlatılmaktadır. Gerçekleştirilen kontrol kabiliyet testleri sonrasında akış kontrol cihazlarının hangi strateji ile çalıştırılacaklarına karar verilmiş ayrıca her bir cihazın kontrol kabiliyetleri ortaya çıkarılmıştır.

AC motorun sistem üzerinde açık çevrim ve kapalı çevrim kontrolünde, ana kol üzerindeki pnömatik valf tam açık pozisyonda tutulmuş, selenoid valf ise paralel kolda tam kapalı pozisyonda tutularak çalışmalar yapılmıştır. Böylece AC motor, istenilen debilerdeki akışı manyetik ölçerlerden gelen geri besleme sinyali ile sağlayabilmektedir.

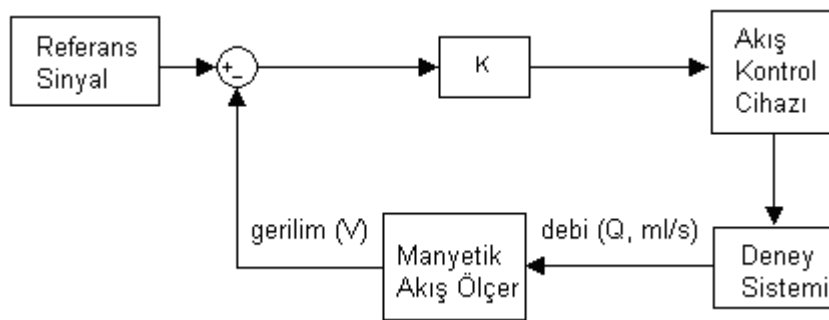
Pnömatik valf ve selenoid valfin kapalı çevrim kontrolleri için AC motorun sabit hızla 8V genlik sinyal ile sürülmesine karar verilmiştir. AC motorun 8V sinyali ile sürülmesinin nedenleri akış kontrol cihazları üzerinde yapılan kontrol kabiliyet testleri kısmında anlatılmıştır. AC motorun 8V'lik giriş sinyaline karşılık sistemde 800ml/s debilerde sıvı akışı oluşmaktadır. Pnömatik ve selenoid valfler oransal kontrolleri sayesinde manyetik akış ölçerlerden gelen debi bilgisine bağlı olarak oransal kontrol yapılabilmektedir.

6.2.1 P, PI, PID kontrol uygulamaları

Akış kontrol çalışmalarında, cihazlara ait P, PI ve PID katsayılarının bulunmasında Ziegler-Nichols 1 ve Ziegler-Nichols 2 yöntemleri kullanılmıştır [56-59]. Bu yöntemlerin yanı sıra K_p , K_i ve K_d katsayılarının kontrol üzerindeki etkilerine bakılarak sezgisel bir

yöntemle PID katsayıları hesaplanmış ve elde edilen PID katsayıları kullanılarak hangi yöntemin daha başarılı bir kontrol sağladığı araştırılmıştır [60]. PID katsayıların elde edilmesinde uygulanan bu farklı yöntemlerin performansları performans indeksi kullanılarak hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır. Literatürde PID kontrol, farklı yaklaşımlar ve teknikler ile birlikte kullanılarak kontrol performansının artırılması yoluna gidilmiştir [61-63]. Bu tez çalışmasında ise PID kontrol tekniği temel alınarak performans değerlendirmeleri yapılmış ve daha sonraki kontrol çalışmalarında PID kontrol ile birlikte kullanılabilir olan sezgisel kontrol teknikleri denenmiştir.

Ziegler-Nichols 1 yönteminde açık çevrim kontrol uygulaması kullanılmaktadır. Sistemi maksimum genliğe ulaştıracak referans adım (step) sinyali uygulanmıştır. Sistemin manyetik akış ölçerlerden kaydedilen tepkisi; tepki genliği ve tepki süresine bakılarak PID katsayıları hesaplanmaktadır. Ziegler-Nichols 2 yönteminde ise kontrol sistemini kritik osilasyona ulaştırılan, kritik osilasyon kazancı K_o ve kritik osilasyon periyodu T_o ile PID katsayıları hesaplanmaktadır. PID kontrol ile ilgili olarak yapılan bu çalışmalardan sonra akış kontrol cihazlarında performans indeksi en düşük olan ve referans sinyalini daha başarılı şekilde takip eden Ziegler Nichols 2 yönteminin başarılı olduğu performans indeksi ile hesaplanmıştır. Bu başarısından dolayı PID çalışmalarında Ziegler Nichols 2 yönteminin kullanılmasına karar verilmiştir. Ziegler Nichols 2 yöntemiyle PID katsayılarının elde edilmesinde kullanılan kontrol bloğu Şekil 6.2’de verilmektedir.



Şekil 6. 2 Kritik osilasyon kontrol bloğu

Ziegler-Nichols 2 yönteminde çok küçük bir başlangıç değerine sahip, kapalı çevrim oransal katsayı K ile sistem çalıştırılmaktadır. Başlangıç değeri olarak AC motor ve selenoid valf için $K=0,01$ ve pnömatis valf için $K=0,001$ olarak seçilmiştir. Bu değerler

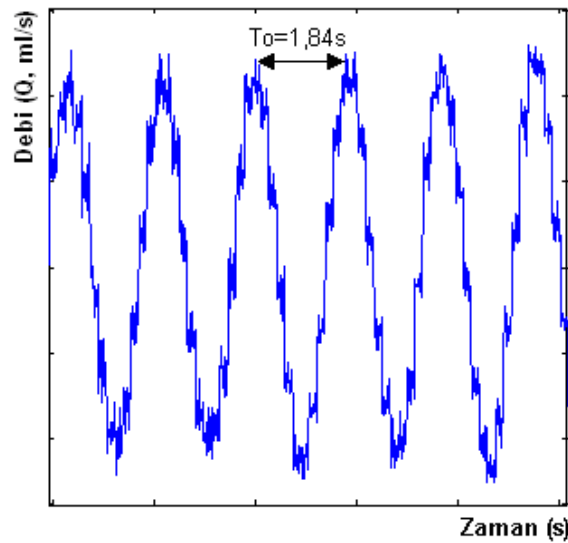
seçilirken, sistem üzerinde oluşturulan debi sinyalinin, referans sinyali düşük bir hızda takip etmesi ve osilasyon yapmaması öncelikli dikkat edilmesi gereken noktadır. Seçilen K başlangıç değerleri adım adım artırılarak sistem tepkisi debi sinyalinin referans sinyal üzerinde osilasyon yapması sağlanır. Debi tepki sinyalinin osilasyonları referans sinyale göre aynı genlikte değişmeli, sönümlenme ve osilasyon genliğinde artma olmamalıdır. Referans sinyale göre sabit bir genlikte sisteme osilasyon yaptıran K değerine kritik osilasyon kazancı K_o ve sistem tepkisi debi sinyalinin osilasyon periyoduna T_o kritik osilasyon periyodu denir. K_o ve T_o değerleriyle; P, PI ve PID katsayıları Çizelge 6.1 kullanılarak hesaplanır.

Çizelge 6. 1 Ziegler-Nichols 2 ile P, PI ve PID katsayı hesaplama çizelgesi

Kontrol Katsayısı	Kazanç K_p	İntegral Kazanç K_i	Türev Kazanç K_d
P	$0,5K_o$		
PI	$0,45K_o$	$1,2/T_o$	
PID	$0,6K_o$	$2/T_o$	$T_o/8$

6.2.1.1 AC motor PID katsayılarının Ziegler-Nichols 2 yöntemi ile hesaplanması

AC motorun sistem kontrolü sırasında kritik osilasyon periyodu için yapılan deney ölçümüne ait grafik Şekil 6.3'te verilmektedir.



Şekil 6. 3 AC motor kritik osilasyon grafiği

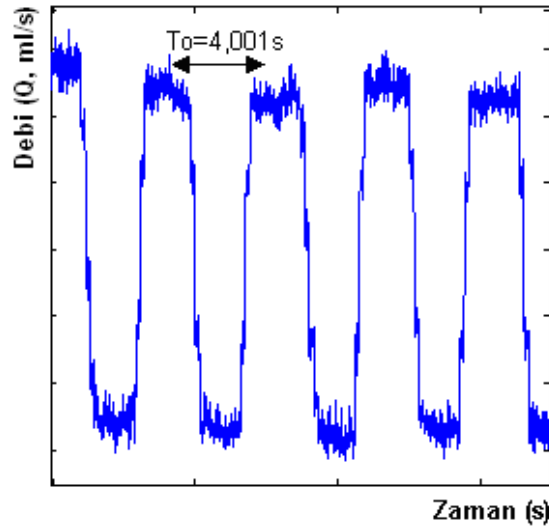
AC motorun sistem üzerindeki tepkisine kritik osilasyon yaptıran osilasyon kazancı $K_o=0,033$ 'tür. Kritik osilasyon periyodu kaydedilen sinyal üzerinde $T_o=1,8241s$ olarak hesaplanmıştır. Kritik osilasyon kazancı ve periyodu değerleri kullanılarak Çizelge 6.2'deki değerler hesaplanır.

Çizelge 6. 2 AC motor P, PI ve PID katsayı hesaplama çizelgesi

P Kontrol Katsayıları	PI Kontrol Katsayıları	PID Kontrol Katsayıları
$K_p = 0,5 \times K_o = 0,0165$	$K_p = 0,45 K_o = 0,01485$ $K_i = 1,2 / T_o = 1,2 / 1,83 = 0,6514 \text{Hz}$	$K_p = 0,6 \times K_o = 0,0198$ $K_i = 2 / T_o = 1,085 \text{Hz}$ $K_d = T_o / 8 = 0,2302 \text{s}$

6.2.1.2 Pnömatik valf PID katsayılarının Ziegler-Nichols 2 yöntemi ile hesaplanması

Pnömatik valfin kritik osilasyon kazancı $K_o=0,003$ olarak alındığında, kritik osilasyona ulaşılmış ve Şekil 6.4'te verilen grafik elde edilmiştir. Sistemin kritik osilasyon periyodu ise $T_o=4,001s$ olarak hesaplanmıştır.



Şekil 6. 4 Pnömatik valf kritik osilasyon grafiği

Kritik osilasyon kazancı ve kritik osilasyon periyodu kullanılarak P, PI ve PID katsayıları Çizelge 6.3'te hesaplanmıştır.

Çizelge 6. 3 Pnömatik valf P, PI ve PID katsayı hesaplama çizelgesi

P Kontrol Katsayıları	PI Kontrol Katsayıları	PID Kontrol Katsayıları
$K_p = 0,5 \times K_o = 0,0015$	$K_p = 0,45 \times K_o = 0,00135$ $K_i = 1,2/T_o = 0,3\text{Hz}$	$K_p = 0,6 \times K_o = 0,0018$ $K_i = 2/T_o = 0,5\text{Hz}$ $K_d = T_o/8 = 0,5\text{s}$

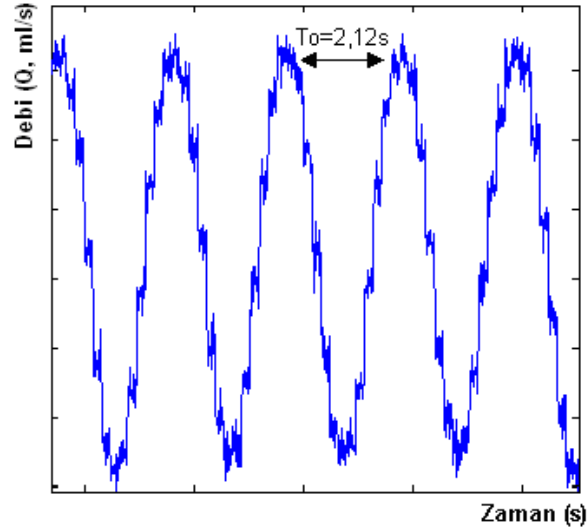
6.2.1.3 Selenoid valf PID katsayılarının Ziegler-Nichols 2 yöntemi ile hesaplanması

Selenoid valfi kritik osilasyona kazanç değeri $K_o=0,14$ olarak bulunmuş ve kritik osilasyon periyodu T_o , Şekil 6.5'teki grafikte verildiği gibi ölçülerek 2,12s olarak hesaplanmıştır.

Selenoid valfe ait PID katsayıları hesaplanarak Çizelge 6.4'te verilmiştir.

Çizelge 6. 4 Selenoid valf P, PI ve PID katsayı hesaplama çizelgesi

P Kontrol Katsayıları	PI Kontrol Katsayıları	PID Kontrol Katsayıları
$K_p = 0,5 \times K_o = 0,07$	$K_p = 0,45 \times K_o = 0,063$ $K_i = 1,2/T_o = 0,5660\text{Hz}$	$K_p = 0,6 \times K_o = 0,084$ $K_i = 2/T_o = 0,943\text{Hz}$ $K_d = T_o/8 = 0,2969\text{s}$

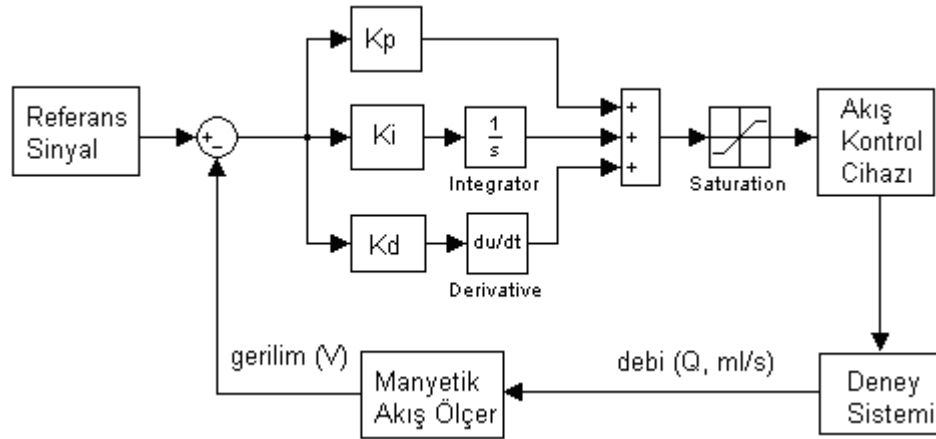


Şekil 6. 5 Selenoid valf kritik osilasyon grafiği

6.2.1.4 Akış kontrol cihazları PID kontrol performans indeksleri (J_n)

Gerçekleştirilen PID kontrol çalışması sonrasında AC motor %31,10, pnömatik valf

%99,36 ve selenoid valf ise %23,06 performans indeks değeri göstermişlerdir. Özellikle pnömatik valfin gerçek anlamda referans sinyalinin takip ettiğinden söz etmek mümkün değildir, bununla birlikte pnömatik valfin referans sinyali için göstermiş olduğu performans indeksi hesaplanarak verilmiştir. Bundan sonraki kapalı çevrim kontrol çalışmalarında yeni yaklaşımlar denenerek akış kontrol cihazlarının performanslarının artırılması hedeflenmektedir.



Şekil 6.6 PID kontrol bloğu

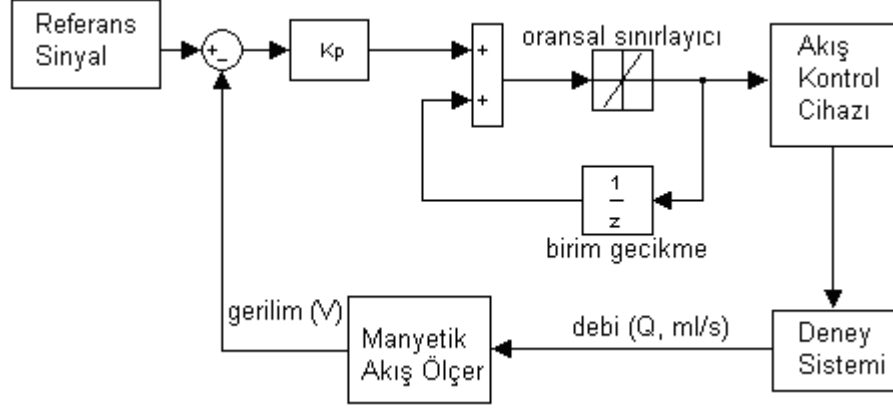
6.2.2 P-Σ Kontrol

P-Σ kontrol sistemi basit anlamda oran sınırlamalı integratördür ve Şekil 6.7'de kontrol bloğu verilmektedir. Kontrol etkinliğini artırmak üzere kapalı çevrim bloğuna önceki durum bilgisini saklayıp şimdiki durum bilgisine karşılaştırmayı mümkün kılan Σ birimi eklenmiştir. P, PI ve PID kontrol teknikleri ile birlikte kullanılan Σ birimi kontrol etkinliğini artırmadaki başarısı karşılaştırılarak, en düşük performans indeksine sahip P-Σ kontrol bloğu bu bölümdeki çalışmalarda kullanılmıştır. P-Σ bloğu kontrolünün arkasında yatan düşünce valflerin bulunduğu son pozisyon bilgisi veya AC motorun son hız bilgisini birim zaman gecikmesine sahip elemanda tutarak, bu bilgiye bağlı göreceli oransal değişikliklerle, oransal sınırlayıcının engel olduğu osilasyon yeteneğini bir araya getirmektir.

Matematiksel olarak yazmak istersek, eğer $c(t)$ akış kontrol cihazına gönderilen sinyal olursa, $r(t)$ referans (istenilen) akış sinyali, $m(t)$ manyetik akış ölçerinin değeri, $rLim$ oransal sınırlayıcı olmak üzere;

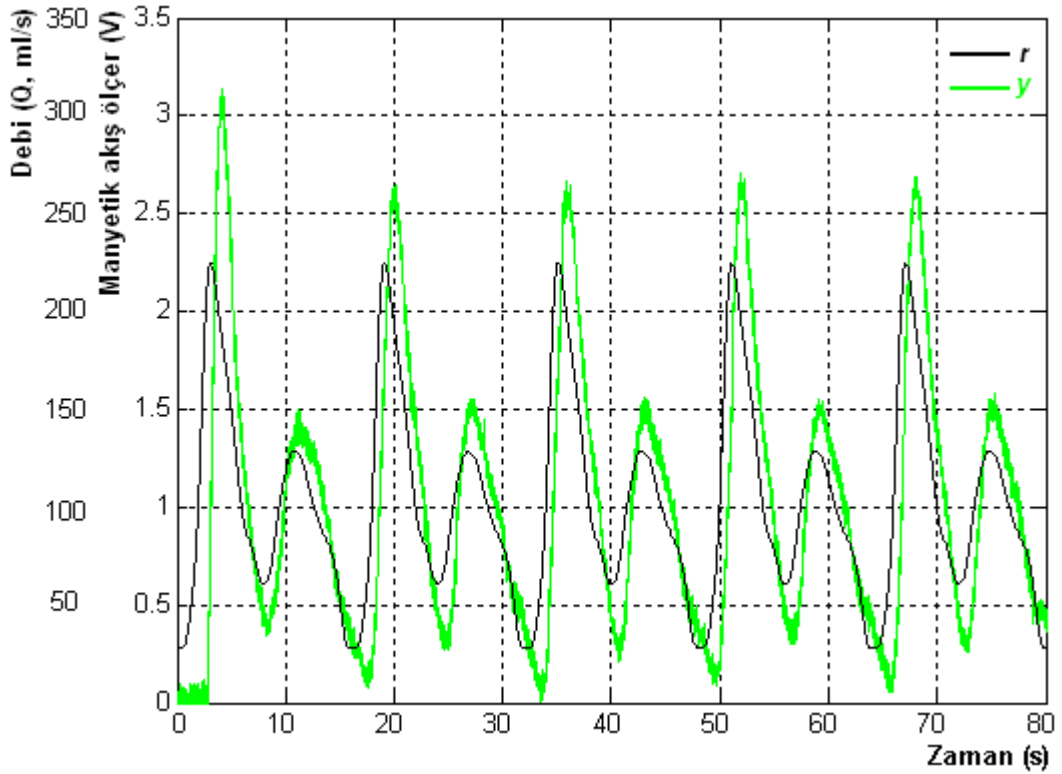
$$c(t) = rLim(K_p(r(t) - m(t)) + c(t-1)) \quad (6.3)$$

denklemleri yazılabilir. Ac motor, pnömatik valf ve selenoid valf için P-Σ kontrol bloğunun performans indeks analizleri koroner atardamar sinyali ile hesaplanmıştır.



Şekil 6. 7 P-Σ kontrol bloğu

6.2.2.1 AC motor P-Σ kontrol



Şekil 6. 8 Koroner debi sinyali AC motor P-Σ kontrol grafiği

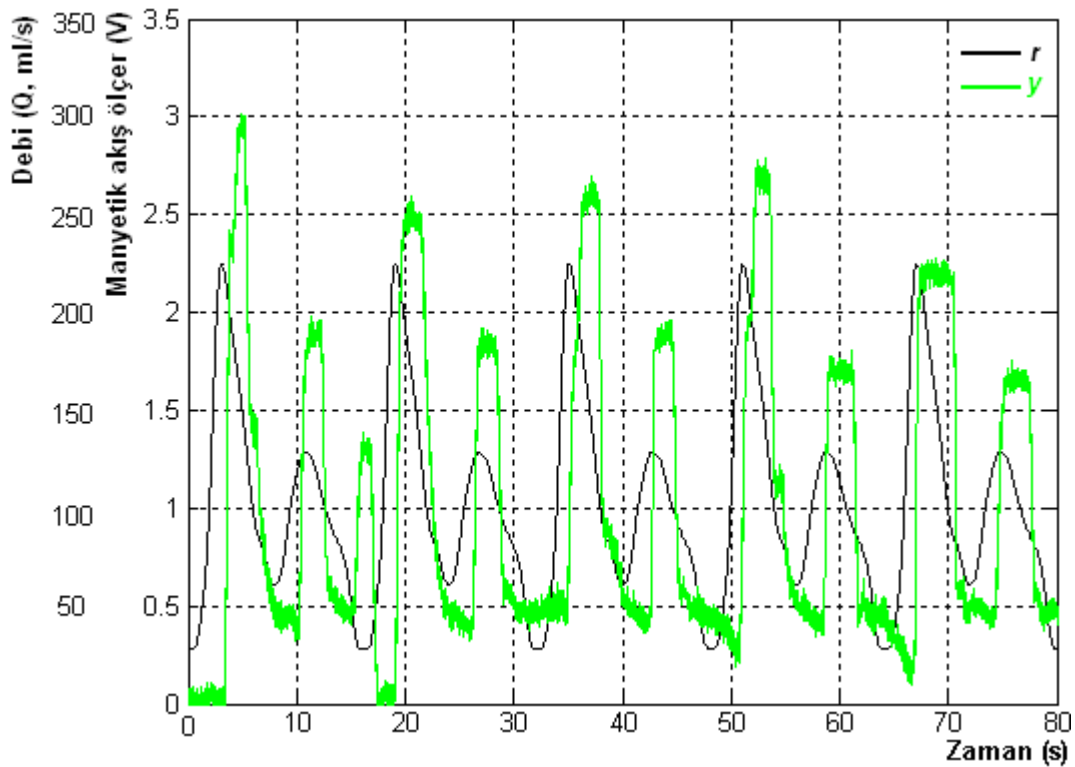
AC motor kontrolünde kullanılan, P-Σ bloğundaki $K_p=0,0165$ değeri Zeigler-Nichols 2 yöntemi ile elde edilen değerdir. Oransal sınırlayıcı bloğun değeri ± 5 olarak

düzenlenmiştir. PID kontrol göz önüne alındığında, %51 oranında performans indeksinde gelişme sağlanmış ve $J_n=15,11$ olarak hesaplanmıştır.

P- Σ kontrol bloğu ile gerçekleştirilen AC motor performansı Şekil 6.8'de grafiksel olarak verilmektedir.

6.2.2.2 Pnömatik valf P- Σ kontrol

Pnömatik valf için yapılan P- Σ kontrol deney çalışmasında, Zeigler-Nichols 2 yöntemi ile elde edilen K_p değeri alınmış ve 0,0015 olarak kontrol bloğunda kullanılmıştır. Oransal sınırlayıcı blok aynı şekilde ± 5 olarak düzenlenmiştir. Pnömatik valfin, koroner debi sinyalini elde etmedeki başarısında, PID kontrole göre %69 başarı sağlanmış ve J_n değeri 31,01 olarak elde edilmiştir. Pnömatik valfin, P- Σ kontrol bloğu ile sistem üzerindeki başarısı Şekil 6.9'da verilmektedir.



Şekil 6. 9 Koroner debi sinyali pnömatik valf, P- Σ kontrol grafiği

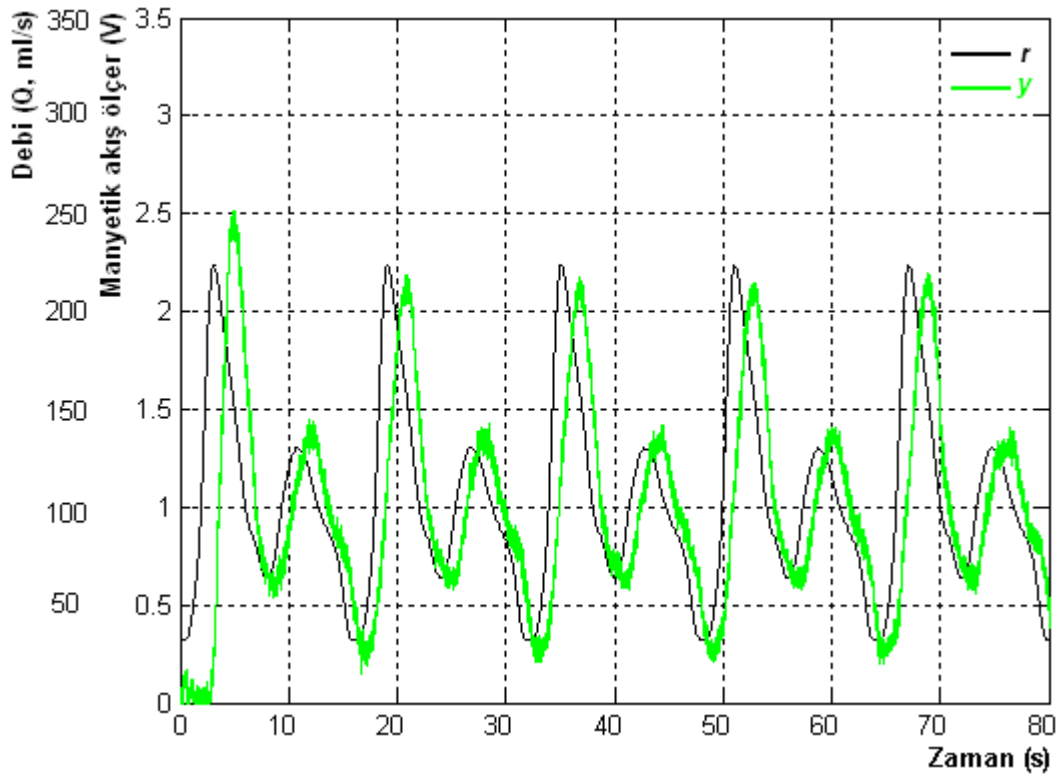
Pnömatik valfin performansında bir artış kaydedilmesine rağmen, %31,01 değerinde performans indeks değeri, AC motorun PID kontrol başarısı ile karşılaştırılmaz. AC motorun oluşturduğu debi sinyalinin koroner sinyalini takip etmeye çalıştığı açıktır.

Diğer yandan pnömatik valfin, histerisiz etkilerine sahip olması kontrol başarısını düşürmekte, osilasyonlar şeklinde referans sinyalinin takip etmesine neden olmaktadır. Pnömatik valfin koroner atardamar debi sinyalini osilasyonlar ile takip ettiği Şekil 6.9'da görülmektedir.

6.2.2.3 Selenoid valf P-Σ kontrol

Selenoid valf PID kontrolde en yüksek kontrol başarısını elde etmiştir. P-Σ kontrol ile gerçekleştirilen çalışmada, selenoid valf performans indeksini %66 oranında geliştirmiştir. Bu bölümdeki çalışmalarda olduğu gibi selenoid valfin P-Σ kontrolünde kullanılan K_p değeri Zeigler-Nichols 2 yöntemi ile elde edilmiş ve sistemde 0,03 olarak kullanılmıştır. Selenoid valfin performans indeksi ise $J_n=7,78$ olarak hesaplanmıştır.

Selenoid valfin sistem üzerinde gösterdiği kontrol başarısı Şekil 6.10'da verilen grafikte, referans debi sinyali ve manyetik akış ölçer debi sinyallerinin görsel olarak eşleşmelerinde de görülmektedir.



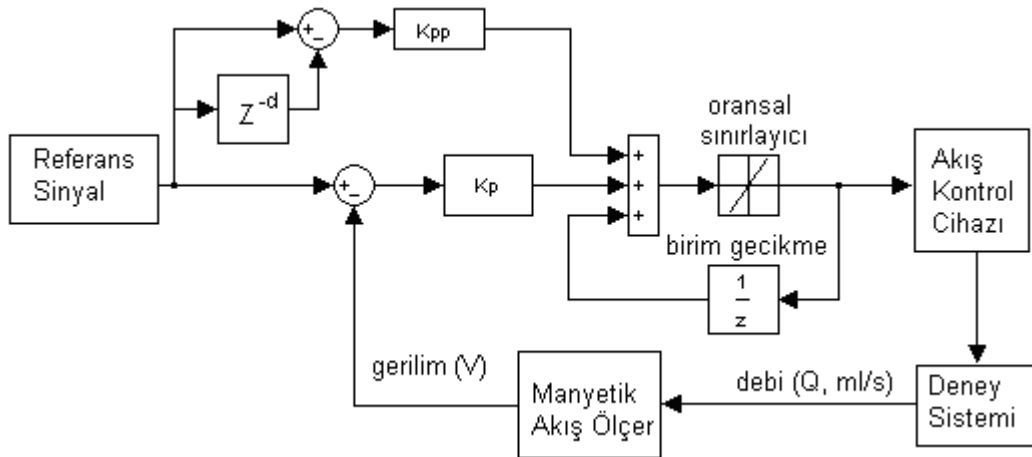
Şekil 6. 10 Koroner debi sinyali selenoid valf, P-Σ kontrol grafiği

Gerçekleştirilen PID kontrol ve P-Σ kontrol çalışmalarında açıkça görüldüğü üzere

pnömatik valf, akış kontrol cihazları içinde çok yüksek bir performans indeks değerine sahiptir. Ayrıca görsel olarak referans sinyalini takip etmedeki başarısı da oldukça kötüdür. Pnömatik valfin histerisiz etkilerine sahip olması ve doğrusal olmayan davranışlar göstermesi nedeniyle, bundan sonra gerçekleştirilecek olan kontrol çalışmalarından pnömatik valfin çıkarılmasına karar verilmiştir.

6.2.3 P-Σ Prediktif Kontrol

P-Σ kontrol sistemi basit anlamda oran sınırlamalı integratördür ve oransal kazançta sahiptir. P-Σ kontrol kararlı hal hatasını (steady state error) azaltmaktadır. Bununla birlikte performansını daha da artıracak dinamik bir yapıya sahip değildir. Bu nedenle P-Σ kontrole tahmin yapacak şekilde alt bir blok eklenmiştir ve geliştirilen P-Σ prediktif kontrol bloğu Şekil 6.11’de verilmiştir.



Şekil 6. 11 P-Σ prediktif kontrol bloğu

Eklenecek prediktif alt blok, referans sinyaldeki yükselme durumuna göre, selenoid valf çok az miktarda açılma yönünde pozisyonunu değiştirirken, AC motorun ise hızını çok az bir miktar artırmaktadır. Aksi durumunda, yani referans sinyalde düşme meydana geldiğinde, selenoid valfi çok az bir miktar kapatmakta ya da AC motorun hızını çok az bir miktar düşürmektedir.

Akış kontrol cihazını kontrol eden P-Σ prediktif kontrol sinyali (6.4)'te gösterildiği gibi yazılabilir.

$$c(t) = rLim(K_{pp}(r(t) - r(t-d)) + K_p(r(t) - m(t)) + c(t-1)) \quad (6.4)$$

$K_{pp}(r(t) - r(t-d))$ terimi şimdiki ve geçmiş durumları karşılaştıran terimdir. Bu terim referans sinyalin şimdiki durumundan geçmiş zaman durumlarını çıkartarak, kontrolün referans sinyalindeki değişimlerini algılamasını sağlar.

6.2.3.1 AC motor P-Σ prediktif kontrol

AC motorun P-Σ prediktif kontrolünde hesaplanması gereken iki değişken vardır ve bunlar K_{pp} ve d değişkenleridir. Öncelikle d değişkeni 75 birimde sabit tutularak sistemi kontrol eden uygun bir K_{pp} katsayısı aranmaktadır. Daha sonra bulunan K_{pp} değeri kullanılarak en düşük performans indeksini (J_n) veren d değişkeni hesaplanmaktadır.

Birçok prediktif katsayısı K_{pp} ve gecikme birimi d denenmesine karşılık; P-Σ kontrol ile karşılaştırıldığında, AC motorun kapalı çevrim kontrol performansında kayda değer bir gelişme kaydedilememiştir. Gerçekleştirdiğimiz bu uygulamada AC motor P-Σ prediktif kontrolünde gelişme sağlanamamasının nedeni AC motor sürücüsüdür. Motor sürücüsü, endüstriyel bir mikro işlemciye sahip, karmaşık güç kontrolü olan elektronik bir sistemdir. Diğer bir neden olarak, deney ölçümleri hatası ya da yetersiz $K_{pp} - d$ düzlemi olabilir. Bu bölümde gerçekleştirilen performans artırma çalışmaları Çizelge 6.5'te verilmektedir.

Çizelge 6. 5 AC motor P-Σ prediktif çizelgesi

d	K_{pp}	K_p	Performans indeksi J_n
75	0,01	0,01	31,7094
75	0,001	0,01	17,1757
75	0,0001	0,01	16,1702
75	5e-5	0,01	15,6437
100	5e-5	0,01	16,1280
125	5e-5	0,01	15,8121
150	5e-5	0,01	15,2952

6.2.3.2 Selenoid valf P-Σ prediktif kontrol

Selenoid valfin P-Σ prediktif kontrolünde, P-Σ kontrol ile karşılaştırıldığında belirgin bir performans artışı sağlanmaktadır. AC motor deneyinde olduğu gibi K_{pp} ve d değişkenleri için deneyler yapılmıştır. d değişkeni sabit tutularak uygun K_{pp} değeri bulunmuş ve daha sonra elde edilen K_{pp} değeri için en uygun d değişkeni elde edilmiştir. Performans indeksi J_n %29 oranında uygun prediktif katsayısı ve gecikme değerinin ($K_{pp} - d$) bulunmasıyla geliştirilmiştir. Selenoid valfin P-Σ prediktif kontrolünde elde edilen performans indeksleri Çizelge 6.6'da verilmektedir.

Çizelge 6. 6 Selenoid valf, P-Σ prediktif çizelgesi

d	K_{pp}	K_p	Performans indeksi J_n
75	0,001	0,03	5,6578
100	0,001	0,03	5,5578
125	0,001	0,03	5,9306
150	0,001	0,03	5,9502

6.2.4 P-Σ İleri Tahminli Kontrol

P-Σ ileri tahminli kontrol basit anlamda, P-Σ kontrol bloğuna ileri tahminli (ileri bakan) alt bloğunun eklenmesiyle sağlanmıştır. Gerçekten P-Σ prediktif kontrolden farklı olarak P-Σ ileri tahminli blok geçmiş durumlara bakarak değil gelecek durumlara bakarak kontrol performansını artırmayı hedeflemektedir. Matematiksel olarak P-Σ ileri tahminli kontrol (6.5) şeklinde ifade edilebilir.

$$c(t) = rLim(K_{pp}(r(t+d) - r(t)) + K_p(r(t) - m(t)) + c(t-1)) \quad (6.5)$$

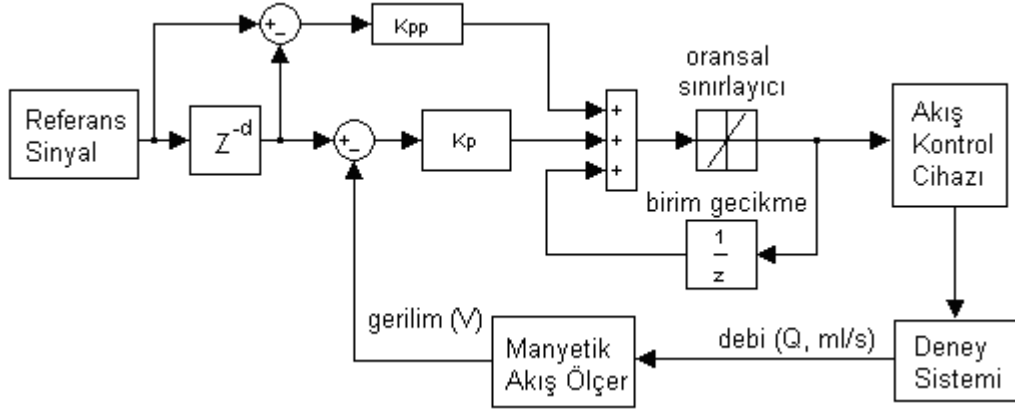
Nedensel olmayan (non-causal) kontrolün doğası gereği; kapalı çevrimdeki donanım (hardware in the loop, HIL) kurulumu Şekil 6.12'deki gibi yapılabilir ve (6.5)'teki verilen ifade, $r_1(t) = r(t+d)$ eşitliği kullanılarak, nedensel (causal) olarak (6.6)'daki yapısıyla ifade edilebilir.

$$c(t) = rLim(K_{pp}(r_1(t) - r_1(t-d)) + K_p(r_1(t-d) - m(t)) + c(t-1)) \quad (6.6)$$

Performans indeksi de zaman kaymasından etkilenmeyecektir.

$$J = \min_{0 \leq \tau \leq T} \sum_{t=t_1}^{t_1+T} (r(t) - m(t - \tau))^2 = \min_{0 \leq \tau \leq T} \sum_{t=t_1}^{t_1+T} (r_1(t) - m(t - \tau))^2 \quad (6.7)$$

Sistem performansı Şekil 6.12'de verilen, nedensel olmayan P-Σ ileri tahminli kontrol bloğu kullanılarak elde edilebilir.



Şekil 6. 12 P-Σ ileri tahminli kontrol bloğu

6.2.4.1 AC motor P-Σ ileri tahminli kontrol

PID ve P-Σ kontrol ile karşılaştırıldığında AC motor P-Σ ileri tahminli kontrol ile performans artışı sağlamıştır. Gerçekleştirilen bu kontrol yapısı uygun öngörme katsayısı ve gecikme değeri ile %12 oranında J_n performans indeksi, $K_{pp} - d$ düzleminde geliştirilmiştir. Gerçekleştirilen deneylerde elde edilen sonuçlar Çizelge 6.7'de verilmektedir.

Çizelge 6. 7 AC motor, P-Σ ileri tahminli çizelgesi

d	K_{pp}	K_p	Performans indeksi J_n
75	0,0075	0,0165	15,7784
100	0,0075	0,0165	13,2685
125	0,0075	0,0165	13,6301

6.2.4.2 Selenoid valf P-Σ ileri tahminli kontrol

Selenoid valf P-Σ ileri tahminli kontrol algoritması, AC motorda olduğu gibi performans

artışı sağlamıştır. P- Σ kontrol ile karşılaştırıldığında ileri tahminli kontrol alt bloğu %20 oranında performans artışı sağlamıştır. $K_{pp} - d$ düzleminde, uygun öngörme katsayısı ve gecikme değeri için yapılan deneyler Çizelge 6.8’de verilmektedir.

Çizelge 6. 8 AC motor, P- Σ ileri tahminli çizelgesi

d	K_{pp}	K_p	Performans indeksi J_n
50	0,01	0,03	6,2608
75	0,01	0,03	6,2531
100	0,01	0,03	6,2767

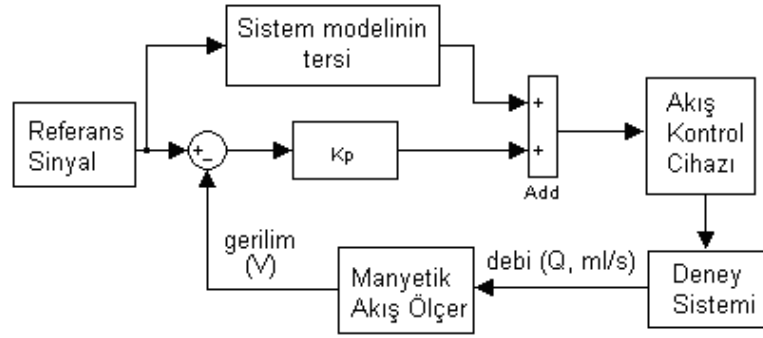
Sezgisel kontrol kapsamında gerçekleştirilen çalışmalar genel olarak değerlendirildiğinde; P- Σ kontrol tekniği, Ziegler-Nichols 2 yöntemi ile gerçekleştirilen PID kontrole göre daha başarılı performans değerleri vermektedir. Ayrıca öngörme teknikleri olan prediktif ve ileri tahminli alt blokları ile P- Σ kontrol performansı artırılmıştır.

Gelecek çalışmalarda verilecek olan sezgisel kontrol tekniklerinde, Bölüm 5.3’te oluşturulan doğrusal olmayan modellerin terslerinin kullanılmasıyla ileri beslemeli kontrol teknikleri akış kontrol cihazlarında denenmiştir.

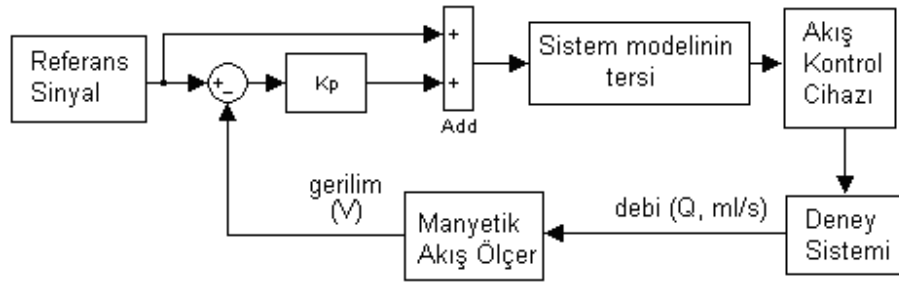
6.2.5 Model Tabanlı İleri Beslemeli Kontrol

Bölüm 5.3’te akış kontrol cihazlarının giriş-çıkış ilişkileri kaydedilerek statik modelleri oluşturulmuştur. Akış kontrol cihazlarının sadece statik doğrusal olmayan davranışlar gösterdiklerini söylemek doğru olmaz, gerçek anlamda dinamik davranışlar göstermektedirler. Giriş-çıkış ilişkisi her ne kadar statik bir model oluşturacak dahi olsa, bu matematiksel modelin tersi, sezgisel çalışmalarında kullanılarak giriş-çıkış ilişkisine ait bir model ile kontrol sağlanabilir. Model yaklaşımının sistem üzerinde neden olacağı kontrol hataları, oransal kontrol (PID) yöntemleri ile telafi edilebilir. Ciddi olarak kapalı çevrimin bulunduğu literatürdeki bir çalışmada benzer yöntem kullanılmış fakat detaylar çok yüzeysel bulunmuştur [16]. Çalışmada Şekil 6.13 ve 6.14’te verilen, iki farklı kontrol bloğu kullanarak doğrusal olmayan model tabanlı ileri beslemeli kontrol

gerçekleştirilmiştir.



Şekil 6. 13 Doğrusal olmayan model tabanlı ileri beslemeli kontrol bloğu-1



Şekil 6. 14 Doğrusal olmayan model tabanlı ileri beslemeli kontrol bloğu-2

Şekil 6.13'te verilen kontrol bloğunun akış kontrol cihazına gönderdiği sinyalin matematiksel ifadesi (6.8)'de verilmektedir.

$$c(t) = K_p(r(t) - m(t)) + g(r(t)) \quad (6.8)$$

Şekil 6.14'te verilen kontrol bloğunun akış kontrol cihazına gönderdiği sinyalin matematiksel ifadesi (6.9)'da verilmektedir.

$$c(t) = g(K_p(r(t) - m(t)) + r(t)) \quad (6.9)$$

Denklemlerdeki g , akış kontrol cihazına ait statik modelin tersini göstermektedir. Giriş-çıkış ilişkisi ile elde edilen akış kontrol cihazına ait statik model, ters polinom interpolasyonu (inverted polynomial interpolation) ile Matlab programı üzerinde gerçekleştirilmiştir. Simulink üzerinde, doğrusal olmayan modelin tersinin oluşturulması, başvuru tablosu (look-up) blok ile gerçekleştirilmiştir.

6.2.5.1 AC motor model tabanlı ileri beslemeli kontrol

İleri beslemeli kontrolü gerçekleştirebilmek için öncelikle kontrol bir boyut uzayında K_p katsayısının ayarlanması gerekmektedir. Referans sinyali takip etmedeki başarıyı yükselten K_p katsayıları seçilerek, ileri beslemeli kontrol bloğu 1 ve 2 için deney sonuçları Çizelge 6.9 ve 6.10'da verilmektedir.

Çizelge 6. 9 AC motor ileri beslemeli kontrol-1

K_p	Performans İndeksi J_n
0,01	14,7968
0,1	13,34
0,5	8,4534
0,75	7,6778
1	8,9580

Çizelge 6. 10 AC motor ileri beslemeli kontrol-2

K_p	Performans İndeksi J_n
0,01	15,5389
0,1	11,8090
0,5	9,6623
0,75	8,7538
1	10,8726

AC motorun PID, P- Σ , P- Σ prediktif ve P- Σ ileri tahminli algoritmalarıyla gerçekleştirilen kontrollere bakıldığında en başarılı performans indeksi 13,2685 değeri ile P- Σ ileri tahminli kontrole aittir. Gerçekleştirilen ileri beslemeli kontrol bloğu bu başarı performansını %42 oranında geliştirmiş ve performans indeksini %7'lere kadar düşürmektedir.

6.2.5.2 Selenoid valf model tabanlı ileri beslemeli kontrol

AC motorda olduğu gibi K_p değerinin bulunması için bir boyutlu uzayda K_p değeri için ileri beslemeli kontrol bloğu 1 ve 2 için deneyler yapılmış ve sonuçları Çizelge 6.11 ve 6.12'de verilmektedir.

Çizelge 6. 11 Selenoid valf, ileri beslemeli kontrol-1

K_p	Performans İndeksi J_n
0,01	12,1617
0,1	10,5214
0,5	8,0823
0,75	6,6234
1	6,8689

Çizelge 6. 12 Selenoid valf, ileri beslemeli kontrol-2

K_p	Performans İndeksi J_n
0,01	8,8570
0,1	7,4384
0,5	5,5849
0,75	5,3783
1	5,4590

Selenoid valf için daha önce gerçekleştirilen PID, P- Σ , P- Σ prediktif ve P- Σ ileri tahminli algoritmalarıyla karşılaştırma yapıldığında çok az bir gelişme kaydedilmiştir. Performans indeksi 5,3783'e düşürülerek yaklaşık olarak %3 oranında geliştirilmiştir.

6.2.6 Model Tabanlı İleri Beslemeli Prediktif Kontrol

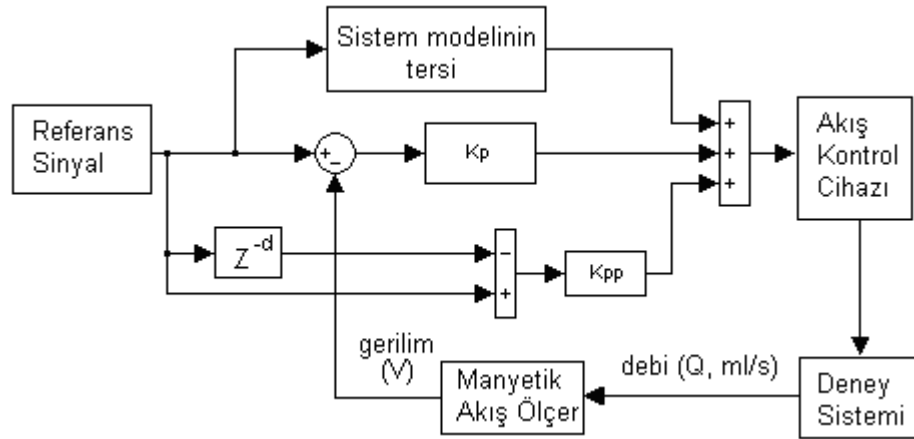
Sezgisel kontrol çalışmalarında kullanılan prediktif kontrol alt bloğu, P- Σ kontrol performansını artırmıştır. Bu çalışmada da benzer şekilde, ileri beslemeli kontrol

bloğuna, prediktif kontrol sağlayan alt blok eklenmiştir. Bu çalışmada kullanılan kontrol bloğu Şekil 6.15'te verilmektedir.

Akış kontrol cihazına uygulanan sinyale ait denklem (6.10)'da verilmektedir.

$$c(t) = g(r(t)) + K_p(r(t) - m(t)) + K_{pp}(r(t) - r(t - d)) \quad (6.10)$$

K_p oransal kazanç, K_{pp} prediktif katsayısı ve d birim zaman gecikmesidir. Performans indeksinde başarı sağlamak için $K_p - K_{pp} - d$ uzayında üç parametrenin uygun bir şekilde düzenlenmesi gerekmektedir. Bu düzenlemede K_p parametresi, her iki tip model çalışmasında da 0,75 değerinde başarılı olmasından dolayı, bu değeri korunarak $K_{pp} - d$ durum uzayı için düzenleme yapılmıştır.



Şekil 6. 15 Model tabanlı ileri beslemeli prediktif kontrol

6.2.6.1 AC motor model tabanlı ileri beslemeli prediktif kontrol

AC motor model tabanlı ileri beslemeli kontrol çalışmasında, gerçekleştirilen model tabanlı ileri beslemeli kontrol çalışmalarındaki performanslara bakılarak K_p parametresi 0,75 olarak seçilmiştir. Zaman gecikmesi d parametresi ve K_{pp} prediktif katsayıları, performansı artıracak şekilde $K_{pp} - d$ uzayında düzenlenmiştir. İlk olarak d 75 değerinde sabit tutularak uygun olan K_{pp} değeri aranmış ve daha sonra bulunan K_{pp} değeri için uygun olan d parametresi elde edilmiştir. Deney çalışmalarının sonuçları Çizelge 6.13 ve 6.14'te verilmektedir.

Çizelge 6. 13 AC motor model tabanlı K_{pp} çizelgesi

d	K_p	K_{pp}	Performans İndeksi J_n
75	0,75	0.01	8,2903
75	0,75	1e-3	7,8031
75	0,75	1e-4	7,7952
75	0,75	5e-4	7,9147
75	0,75	1e-5	7,4599
75	0,75	1e-6	8,3885

Çizelge 6. 14 AC motor model tabanlı d çizelgesi

d	K_p	K_{pp}	Performans İndeksi J_n
25	0,75	1e-5	8,4400
50	0,75	1e-5	7,6722
75	0,75	1e-5	7,4620
100	0,75	1e-5	7,7751
125	0,75	1e-5	7,8812
150	0,75	1e-5	7,8885

AC motor ile gerçekleştirilen model tabanlı ileri beslemeli çalışmada performans indeksi $J_n=7,45$ olarak hesaplanmıştır ve daha önce gerçekleştirilen kontrol çalışmaları ile karşılaştırıldığında %3 oranında gelişme kaydedilmiştir.

6.2.6.2 Selenoid valf model tabanlı ileri beslemeli prediktif kontrol

Selenoid valf model tabanlı ileri beslemeli kontrol çalışmasında, K_p değerinin seçilmesi daha önce gerçekleştirilen 6.2.5'teki model tabanlı ileri beslemeli çalışmalara bakılarak 0,75 olarak seçilmiştir. Zaman gecikmesi d parametresi ve K_{pp} prediktif katsayıları, performansı artıracak şekilde $K_{pp} - d$ uzayında düzenlenmiştir. AC motor için gerçekleştirilen çalışmada olduğu gibi d , 75 değerinde sabit tutularak uygun olan K_{pp}

değeri deneyler ile aranmış ve sonra bulunan K_{pp} değeri için uygun olan d parametresi elde edilmiştir. K_{pp} değeri için gerçekleştirilen çalışmalar Çizelge 6.15'te ve d parametresi için gerçekleştirilen çalışmalar ise Çizelge 6.16'da verilmektedir.

Çizelge 6. 15 Selenoid valf model tabanlı K_{pp} çizelgesi

d	K_p	K_{pp}	Performans İndeksi J_n
75	0,75	0,8	7,8249
75	0,75	0,6	5,7357
75	0,75	0,1	7,4950
75	0,75	0,01	9,2781

Çizelge 6. 16 Selenoid valf model tabanlı d çizelgesi

d	K_p	K_{pp}	Performans İndeksi J_n
25	0,75	0,6	6.8410
50	0,75	0,6	6.4887
100	0,75	0,6	5.2319
125	0,75	0,6	5.2444
150	0,75	0,6	5.5466

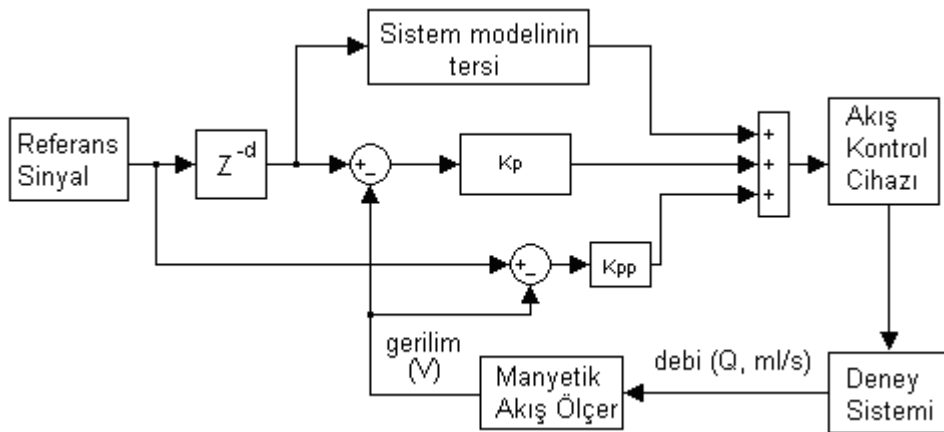
Model tabanlı ileri beslemeli prediktif kontrol algoritması kullanılarak gerçekleştirilen selenoid valf kontrolünde performans indeksinde %3 oranında gelişme kaydedilerek $J_n=5,23$ olarak hesaplanmıştır.

6.2.7 Model Tabanlı İleri Beslemeli ve İleri tahminli Kontrol

Sezgisel kontrol çalışmalarında kullanılan ileri tahminli kontrol alt bloğu, P- Σ kontrol performansını artırmıştır. Benzer düşünceden yola çıkılarak ileri tahminli alt bloğu model tabanlı ileri beslemeli kontrol bloğuna eklenmiş ve akış kontrol cihazları ile sistem üzerindeki performans hesaplamaları yapılmıştır. Model tabanlı ileri beslemeli ileri tahminli kontrol çalışmalarında kullanılan ve akış kontrol cihazlarına uygulanan

kontrol sinyali (6.11) ve kullanılan kontrol bloğu Şekil 6.16'da verilmektedir. Model tabanlı ileri beslemeli kontrol bloğuna eklenen ileri tahminli alt bloğu, performans indeksinde kayda değer bir gelişme sağlanmamıştır. AC motor ile gerçekleştirilen model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol çalışmasında daha önceki çalışmalarda elde edilen performans indeksi korunurken, selenoid valf ile gerçekleştirilen çalışmada performans indeksi P-Σ kontrol seviyelerine gerilemiştir.

$$c(t) = g(r(t-d)) + K_p(r(t-d) - m(t)) + K_{pp}(r(t) - m(t)) \quad (6.11)$$



Şekil 6. 16 Model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol

AC motor ve selenoid valf için gerçekleştirilen model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol çalışmalarına ait deney sonuçları ilgili alt konu başlıklarında detaylı olarak verilmiştir.

6.2.7.1 AC motor model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol

Bu bölümdeki çalışmalarda da ileri besleme kontrol K_p parametresi 0,75 olarak seçilmiştir. Zaman gecikmesi d parametresi ve K_{pp} ileri tahmin katsayıları, $K_{pp} - d$ uzayında, uygun performans indeks değeri için düzenlenmiştir. İlk olarak d zaman gecikme parametresi 75 değerinde sabit tutularak uygun olan K_{pp} değeri aranmıştır, bu çalışmalara ait sonuçlar Çizelge 6.17'de verilmektedir. Bulunan K_{pp} değerine bağlı olarak uygun olan d parametresi için ikinci grup deneyler gerçekleştirilmiştir, deney sonuçları Çizelge 6.18'de verilmektedir.

Çizelge 6. 17 Model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol, K_{pp} çizelgesi

d	K_p	K_{pp}	Performans İndeksi J_n
75	0,75	0.01	7,9063
75	0,75	0.001	7,7673
75	0,75	1e-4	7,8664
75	0,75	5e-4	8,4475

Çizelge 6. 18 Model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol, d çizelgesi

d	K_p	K_{pp}	Performans İndeksi J_n
25	0,75	0,001	7,9833
50	0,75	0,001	8,3547
100	0,75	0,001	7,7573
125	0,75	0,001	8,5106
150	0,75	0,001	7,8202

Bu bölümde akış kontrol cihazı AC motora uygulanan algoritma ile performans indeksinde kayda değer gelişme sağlanamamıştır. d parametresi 100 ve K_{pp} ileri tahmin katsayısı 0,001 olarak alındığında en uygun performans indeks $J_n=7,75$ değerine ulaşılmıştır.

6.2.7.2 Selenoid valf model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol

Selenoid valf ile gerçekleştirilen model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol çalışmasında K_p parametresi 0,75 olarak seçilmiştir. Zaman gecikmesi d parametresi ve K_{pp} ileri tahminli katsayıları, $K_{pp} - d$ uzayında, uygun performans indeks değeri için düzenlenmiştir.

Sabit tutulan d parametresine karşılık performans indeksini J_n en başarılı değere getiren K_{pp} katsayısı aranmıştır. $K_{pp}=0,1$ olduğunda, performans indeks $J_n=7,2405$ ile en başarılı durumuna ulaşmaktadır, bu sonuçların verildiği deney çalışmaları Çizelge

6.19'da verilmektedir. İkinci grup deneyler ile uygun d parametresi aranmaktadır. Uygun olan d parametresi düzenlenmiş olsa bile performans indeksi J_n önceki çalışmalarda olduğu gibi istenilen oranda geliştirilememiştir ve deney sonuçları Çizelge 6.20'de verilmiştir.

Çizelge 6. 19 Model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol, K_{pp} çizelgesi

d	K_p	K_{pp}	Performans indeksi J_n
75	0,75	0,5	7,9576
75	0,75	0,1	7,2405
75	0,75	0,01	8,0305
75	0,75	0,001	7,6344
75	0,75	0,0005	8,1567
75	0,75	0,0001	8,0123

Çizelge 6. 20 Model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kontrol, d çizelgesi

d	K_p	K_{pp}	Performans indeksi J_n
25	0,75	0.1	8,6189
50	0,75	0.1	7,1569
100	0,75	0.1	7,7961
125	0,75	0.1	7,4022

6.2.8 Sezgisel Kontrol Çalışmasında Sonuçlar

Koroner atardamarına ait debi sinyali; deneysel bir sistemde, farklı akış kontrol cihazları kullanılarak ve farklı sezgisel kapalı çevrim kontrol algoritmaları uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Koroner atardamarına ait sinyalin simülasyonundaki başarı göstergesi olarak çalışmalar sırasında gerekliliği düşünülerek ortaya konan performans indeksi J_n , kullanılan akış kontrol cihazlarının ve algoritmaların performanslarını matematiksel olarak verebilmektedir.

5. bölümde gerçekleştirilen kontrol test çalışmaları sonrasında, bu bölümde sezgisel kontrol kapsamında, akış kontrol cihazlarının kontrolünde PID kontrol teknikleri uygulanmıştır. PID kontrol katsayılarının elde edilmesinde farklı teknikler kullanılmış ve bu tekniklerin birbirlerine göre üstünlükleri performans indeksi J_n kullanılarak hesaplanmıştır.

Bir önceki durumda kontrole gönderilen değeri tutan ve şimdiki kontrol sinyali ile karşılaştırmayı mümkün kılan Σ birimi P kontrole eklenerek P- Σ kontrol bloğu oluşturulmuştur. Sistem üzerinde kullanılan referans sinyallerinin periyodik olmasının vermiş olduğu kolaylık ile P- Σ kontrol bloğuna referans sinyalinin geçmiş durumlarının, prediktif ya da gelecek durumlarının, ileri tahminli kontrol alt bloğu ile etki etmesi sağlanmış ve J_n performans indeksinde, gelişmeler kaydedilmiştir. 5. bölüm çalışmalarında yapılan giriş-çıkış kontrol verilerinin ilişkilendirilmesi ile doğrusal olmayan sistem modelleri kullanılarak performansın geliştirilmesi sağlanmıştır. Özellikle AC motor performans indeksi J_n , model tabanlı ileri besleme kontrolü ile %50'lere varan oranda geliştirilmiştir. Model tabanlı ileri besleme kontrol bloklarına eklenen prediktif ve ileri tahminli kontrol alt blokları ile J_n performans indeksindeki gelişmeler sınır değerlerine ulaşmıştır. Selenoid valf; model tabanlı ileri beslemeli prediktif kontrol ile performans indeksini J_n , 5,23'lere kadar geliştirirken benzer şekilde AC motor, performans indeksini $J_n=7,45$ değerine kadar düşürmüştür.

AC motorun ve selenoid valfin en başarılı performans indeksi J_n ile gerçekledikleri koroner atardamar sinyalleri Şekil 6.17 ve 6.18'de verilmektedir.

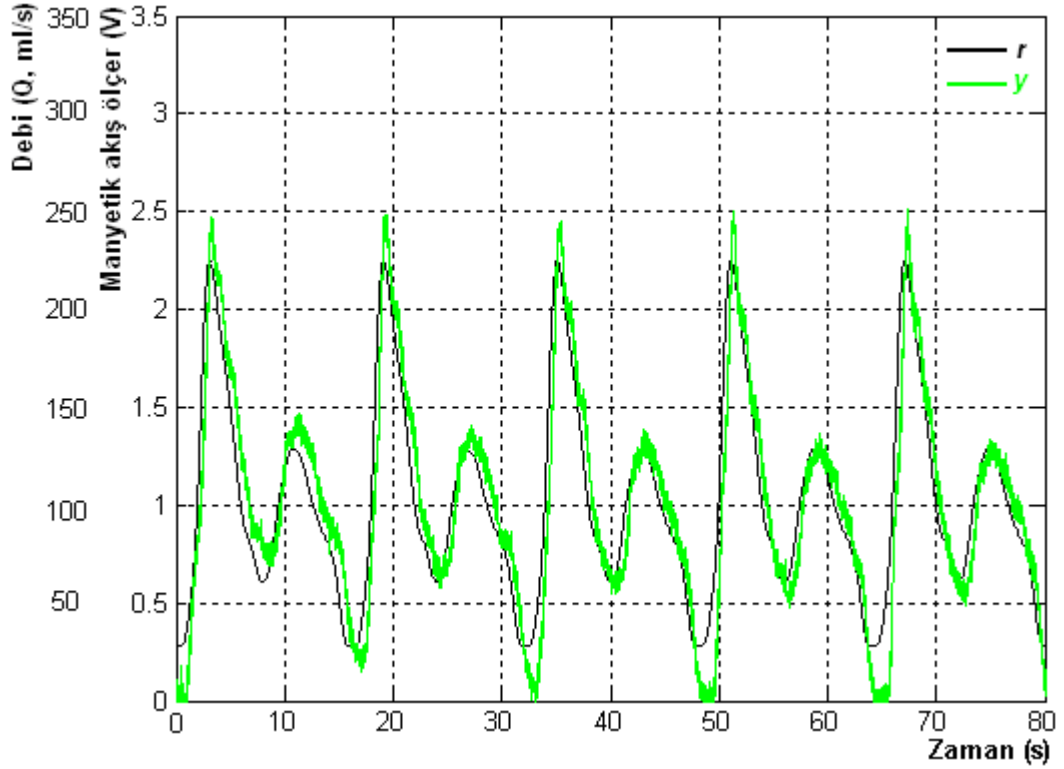
6.3 Sonuçlar

Bu bölümde, akış kontrol cihazları ve kullanılan kontrol algoritmalarının performansını hesaplamak için performans indeksi J_n ortaya konmuştur. Literatürde bir ilk olarak verilen performans indeksi; istenilen debi sinyali r ile sistem üzerinde ölçülen debi sinyallerinin y matematiksel olarak eşleşmelerindeki performansı matematiksel olarak göstermektedir. Matematiksel olarak elde edilen bu değer LDA ölçümlerin yapılacağı model üzerinde oluşturulacak olan debi sinyalinin başarısını zamandan ekseninde bağımsız bir şekilde ortaya koymaktadır.

Çizelge 6. 21 Sezgisel kontrol çalışmaları sonuçlar çizelgesi

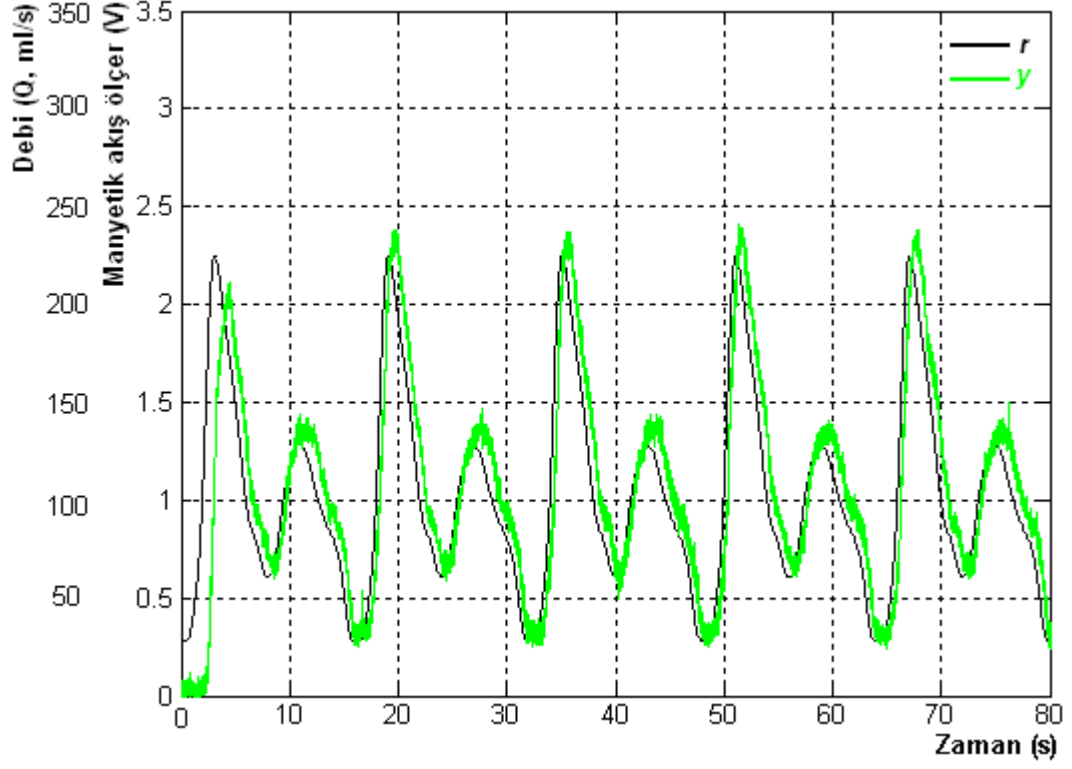
Algoritma / Cihaz	AC Motor	Pnömatik Valf	Selenoid Valf
PID	31,1	99,36	23,06
P-Σ Kontrol	15,11	31,01	7,78
P-Σ Prediktif Kontrol	15,29	-	5,55
P-Σ Look-ahead Kontrol	13,26	-	6,25
Model Tabanlı İleri Beslemeli Kontrol	7,67	-	5,37
Model Tabanlı İleri Beslemeli Prediktif Kontrol	7,45	-	5,23
Model Tabanlı İleri Beslemeli Look-ahead Kontrol	7,75	-	7,15

Sezgisel kontrol çalışmalarındaki tüm sonuçları Çizelge 6.21’de gösterilmektedir. Pnömatik valf kapalı çevrim kontroldeki histerisiz ve doğrusal olmayan etkileri nedeniyle kontrol çalışmalarından çıkarılmıştır.



Şekil 6. 17 AC motor ileri beslemeli prediktif kontrol $J_n=7,4599$

Çalışmalar neticesinde AC motor ileri beslemeli prediktif kontrol ile $J_n=7,4599$ performans gösterirken (Şekil 6.17), selenoid valf ileri beslemeli prediktif kontrol ile $J_n=5,2319$ performans (Şekil 6.18) göstermiştir.



Şekil 6. 18 Selenoid valf ileri beslemeli prediktif kontrol $J_n=5,2319$

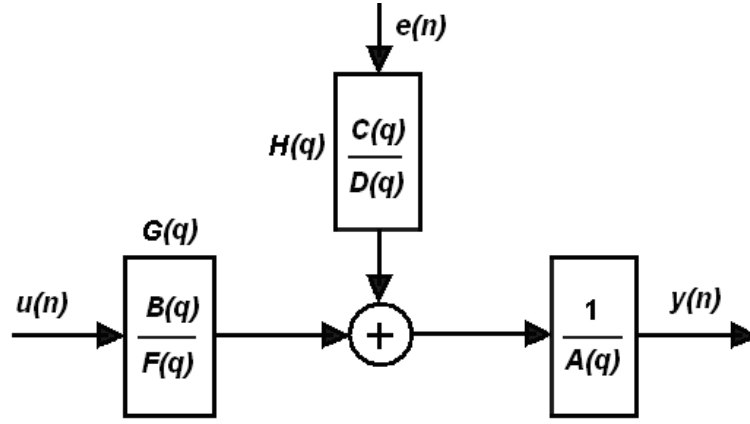
PARAMETRİK POLİNOMLAR İLE SİSTEM TANILAMA

Sistem tanılama (system identification), dinamik bir sisteme ait ölçülen, zaman ya da frekans uzayındaki istatistiksel verileri kullanarak dinamik sistemin matematiksel olarak modellenmesi olarak tanımlanabilir [64], [65]. Bu bölümdeki çalışmamızda deney sistemindeki akış kontrol cihazlarının, sistem tanılama çalışmaları, parametrik polinomlar ve durum uzay modeli kullanılarak yapılacaktır. Sistem tanılama sürecinde, deney sisteminin planlaması ve veri toplaması, modellerin matematiksel olarak bulunması, deney verilerinden bilinmeyen sistem parametrelerinin tahmin edilmesini ve bulunan modelin geçerliliğinin test edilmesi gerekmektedir. Sistem tanılama çalışmaları; akış kontrol cihazlarına uygulanan test sinyallerinin ve sistem üzerinde oluşan debi sinyallerinin kaydedilmesi ile elde edilen verilerin Matlab program araçlarında işlenmesiyle gerçekleştirilmiştir [65]. Matlab sistem tanılama araçlarından parametrik sistem tanılama polinomları, her bir akış kontrol cihazı ile sistemin gösterdiği bütünlüğe ait matematiksel modelin çıkarılmasında kullanılmıştır.

7.1 Parametrik Polinomlar

Parametrik model sistemin diferansiyel denklemler ve transfer fonksiyonu ile ifade edilmesi ve tanımlanmasıdır. Fiziksel olarak ayrılması ve ayrıştırılması mümkün olmayan sistemler için çok başarılı bir sistem tanılama yöntemidir [66], [67].

Sistem üzerinde kaydedilen çıkış verileri y , sisteme gönderilen giriş sinyali u ve sisteme etkileyen gürültüler e ise; parametrik sistem tanılama bloğu ayrık zamanda Şekil 7.1'de olduğu gibi gösterilebilir.



Şekil 7. 1 Sistem tanılama bloğu

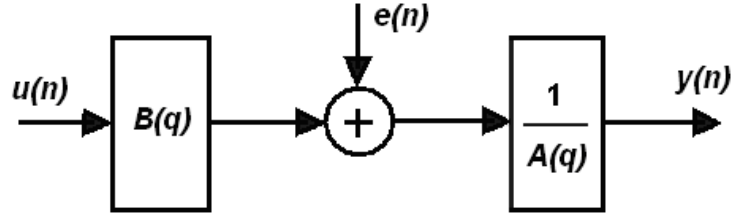
Parametrik polinomlar, ayrık zaman uzayında kaydedilmiş verileri kullanarak, matematiksel modeller önermektedir. Verilen tanılama bloğuyla dinamik sistemler; doğrusal olan polinom model ile ifade edebilmektedir ve (7.1)'de olduğu gibi yazılabilir.

$$y(n) = G(q)u(n-k) + H(q)e(n) = \frac{B(q)}{A(q)F(q)}u(n-k) + \frac{C(q)}{A(q)D(q)}e(n) \quad (7.1)$$

$y(n)$ sistem çıkışı, $u(n)$ sistem girişi, k sistemdeki birim zaman gecikmelerini gösterirken, $e(n)$ ise sisteme etkileyen gürültüleri göstermektedir. $G(q)$ fonksiyonunu oluşturan $B(q)/F(q)$ polinomları, sistemin dinamik özelliklerini bulmak (ifade etmek) için kullanılırken, $H(q)$ fonksiyonunu oluşturan $C(q)/D(q)$ polinom bütünü, sistemin etkilendiği gürültü özelliklerini ifade eder. Parametrik sistem tanılama bloğundaki polinomlardan $B(q)$, $F(q)$, $C(q)$, $D(q)$, $A(q)$ ilgili olanlarının bire eşitlenmesi ile ARX, ARMAX, BJ ve OE parametrik polinom blokları elde edilebilir. Sisteme ait transfer fonksiyonunun nasıl elde edildiği EK-C Bölümünde işlem şeması üzerinde anlatılmıştır.

7.1.1 ARX modeli

Harici girişli özbağlanımlı (Autoregressive model with external input) ARX parametrik model sistem tanılamadaki başarı açısından oldukça verimli çalışmaktadır (Şekil 7.2). Özellikle yüksek dereceden sistemlerin modellenmesi için uygun modeller önerir ve yüksek dereceden modellemeler için tercih edilmektedir. Gürültü modellemesi göz önünde bulundurulduğunda diğer modellere göre dezavantajlara sahiptir [66], [67].



Şekil 7. 2 ARX sistem tanılama bloğu

$G(q)$ sistem modelini ifade etmek üzere ve q^{-1} giriş ile çıkış arasındaki gecikmeyi gösteriyor ise; (7.2) dinamik model ve (7.3) gürültü modelini gösterecek şekilde ifade edilebilir.

$$G(q) = q^{-nk} \frac{B(q)}{A(q)} \quad (7.2)$$

$$H(q) = \frac{1}{A(q)} \quad (7.3)$$

$A(q)$ ve $B(q)$ polinomları gecikme operatörü q^{-1} ile (7.4) olduğu gibi yazılabilir.

$$\begin{aligned} A(q) &= 1 + a_1 q^{-1} + \dots + a_{na} q^{-na} \\ B(q) &= b_1 + b_2 q^{-1} + \dots + b_{nb} q^{-nb+1} \end{aligned} \quad (7.4)$$

na ve nb polinomların derecelerini ve nk giriş çıkış arasındaki birim gecikme süresini göstermektedir. ARX için model (7.5)'te gösterildiği gibi ifade edilebilir.

$$A(q)y(n) = B(q)u(n-k) \quad (7.5)$$

(7.5)'te verilen ifade açılarak yazıldığı takdirde (7.6)'daki ifade elde edilir.

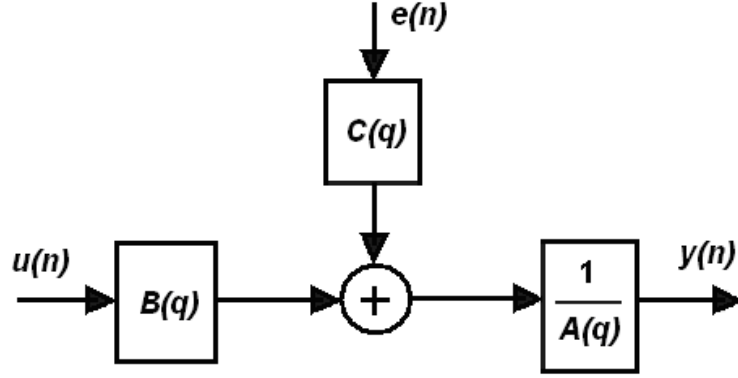
$$y(n) + a_1 y(n-1) + \dots + a_{na} y(n-na) = b_1 u(n-nk) + b_2 u(n-nk-1) + \dots + b_{nb} u(n-nk-nb+1) \quad (7.6)$$

ARX sistem tanılama çalışmalarında; Matlab sistem tanılama araçlarında, na ve nb polinom dereceleri ve nk gecikme değişkeni katsayıları girilerek giriş çıkış arasındaki modeli veren polinom değerleri elde edilir.

7.1.2 ARMAX modeli

ARX modelinden farklı olarak, harici girişli özbağlanımlı yürüyen ortalamalı (Autoregressive moving average model with external input) ARMAX parametrik model

gürültünün model içerisinde barındırılması yönüyle daha etkin bir tanılama yöntemidir. Sistem tanılama blokları Şekil 7.2 ve Şekil 7.3'e bakıldığında da görüleceği gibi ARMAX, ARX'ten sadece gürültü polinomu $C(q)$ ile ayrılır. Sisteme eklenen gürültünün sistemde daha önceden mevcut olması durumu modellemeye yer alır [66], [67].



Şekil 7. 3 ARMAX sistem tanılama bloğu

Sistem modeli $G(q)$ (7.2)'de olduğu gibi ifade edilebilir. Hata polinomu $H(q)$ (7.7)'deki gibi yazılabilir.

$$H(q) = \frac{C(q)}{A(q)} \quad (7.7)$$

Hata polinom ifadesi için (7.4)'teki $A(q)$ ve (7.8)'de verilen $C(q)$ ile yazılabilir.

$$C(q) = 1 + c_1 q^{-1} + \dots + c_{nc} q^{-nc} \quad (7.8)$$

ARMAX'a ait model (7.9)'da olduğu gibi yazılabilir.

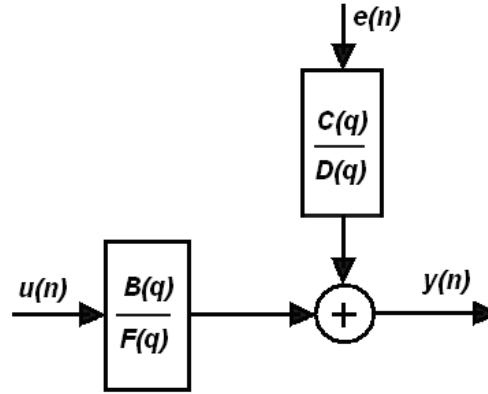
$$A(q)y(n) = B(q)u(n-k) + C(q)e(n) \quad (7.9)$$

ARMAX sistem tanılama çalışmalarında; Matlab sistem tanılama araçlarında, na ve nb sistemi ifade eden polinom dereceleri ve nk gecikme değişkeni ve nc gürültüyü ifade eden polinom katsayıları girilerek giriş çıkış arasındaki modeli veren polinom değerleri elde edilir.

7.1.3 Box-Jenkins (BJ) modeli

BJ parametrik polinom modeli, gürültünün modellenmesinde $C(q)$ ve $D(q)$ polinomları ile tüm bir model sunar. Gürültünün ayrı ve sistem dinamiklerinin ayrı sistemde

modellenmesini sağlar. Özellikle gürültünün sisteme daha sonradan katılma etkilerini tanılama açısından daha etkilidir. BJ parametrik polinom bloğu Şekil 7.4'te verilmektedir [66], [67].



Şekil 7. 4 BJ sistem tanılama bloğu

Sistem tanılama bloğunda yer alan $C(q)$ (7.8)'de ve $D(q)$ (7.10)'da verilmektedir. Sistemin dinamik modelindeki $B(q)$ polinomu (7.4)'te ve $F(q)$ polinomu da (7.11)'de verilmektedir.

$$D(q) = 1 + d_1 q^{-1} + \dots + d_{nd} q^{-nd} \quad (7.10)$$

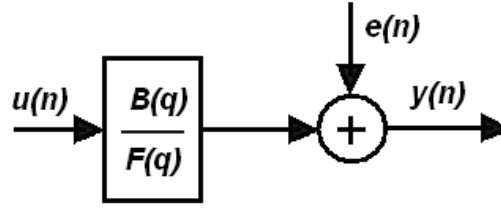
$$F(q) = 1 + f_1 q^{-1} + \dots + f_{nf} q^{-nf} \quad (7.11)$$

Matlab sistem tanılama araçlarında, BJ sistem tanılama polinomunun dinamik sistemi ifade eden nf ve nb polinom dereceleri, nk gecikme değişkeni, nc ve nd gürültüyü ifade eden polinom katsayıları girilerek giriş çıkış arasındaki modeli veren polinom değerleri elde edilir.

7.1.4 Çıkış-Hata (Output-Error, OE) modeli

OE model bloğu sistem dinamiklerini birbirinden ayrı olarak modeller. Gürültü için sistem model dinamikleri kullanılmaz. OE modeline ait dinamik model; $B(q)$ polinomu (7.4) ve $F(q)$ polinomundan (7.11) oluşur. Diğer parametrik polinomlar ile karşılaştırıldığında en sade model bloğuna sahiptir ve Şekil 7.5'te verilmektedir [66, 67]. Matlab sistem tanılama araçlarında, OE sistem tanılama polinomunun, dinamik sistemi ifade eden, nf ve nb polinom dereceleri, nk gecikme değişkeni katsayıları

girilerek giriş çıkış arasındaki modeli veren polinom değerleri elde edilir.



Şekil 7. 5 OE sistem tanılama bloğu

7.1.5 Durum uzay modeli (State Space Model, SS Model)

Parametrik polinom modelleri temel olarak sistem tanılama gerçekleştirilirken; giriş değerlerini çıkış değerleri ile ilişkilendiren karesel hata oranlarının toplamına (sum of squared error) bakmaktadır. SS model ise bunlardan çok daha fazlasını içermektedir. Yüksek dereceli karmaşık sistemleri modellemesini, birden fazla giriş ve çıkışa sahip sistem modellenmesini (multi input-multi output, MIMO) ve ayrıca bu tip karmaşık modellerin elde edilmesinde gereken süre ve iterasyonlar açısından da oldukça kazanımlar sağlamaktadır.

SS modeline ait denklem (7.11)'de verilmektedir.

$$\begin{aligned} x(n+1) &= Ax(n) + Bu(n) + Ke(n) \\ y(n) &= Cx(n) + Du(n) + e(n) \end{aligned} \quad (7.11)$$

$x(n)$ durum vektörü, $y(n)$ sistem çıkışı, $u(n)$ sistem girişi ve $e(n)$ hatayı göstermektedir. A , B , C , D ve K ; SS model sistem matrislerini ifade etmektedir. $x(n)$ durum vektörünün derecesi modele ait transfer fonksiyonunun derecesini de göstermektedir.

Matlab sistem tanılama araçlarında, SS model ile sistem tanılama çalışmalarında, giriş verileri ile çıkış verilerini ilişkilendiren modelin katsayısını da oluşturan n , değişken olarak girilmektedir [66, 67].

7.2 Parametrik Polinom ile Sistem Tanılama

Akış kontrol cihazları; AC motor ile santrifüj pompa, Selenoid valf ve Servo motor ile dişli pompa kullanılarak, Matlab programındaki sistem tanılama araçlarıyla, sistem tanılama çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Sistem tanılama çalışmalarında, giriş sinyali olarak atardamarlara ait kan akış sinyallerinin kullanılması, elde edilecek matematiksel

modelin başarısı açısından daha uygun olduğu düşünülmektedir. Çünkü deney sistemi üzerinde modellemeler sonrasında benzer sinyal bileşenlerine sahip atardamar kan akış sinyalleri modellenecektir. Bu nedenle farklı debi karakteristiklerine sahip; aort, femoral, iliak, karotid ve koroner atardamar debi sinyalleri referans sinyal olarak üç farklı akış kontrol cihazına uygulanmıştır. Atardamar sinyalleri, akış kontrol cihazlarına açık çevrim giriş (referans) sinyali olarak verilmiştir. Sistem üzerinde; referans sinyal giriş sinyali olarak ve manyetik akış ölçerlerden alınan sinyaller çıkış sinyalleri olarak kaydedilmiştir.

Referans atardamar debi sinyalleri, elde edilen transfer fonksiyonlarına uygulanmış, modellere ait çıkış debi sinyalleri yh hesaplanmıştır. Manyetik akış ölçerlerden kaydedilen debi sinyali y ile performansları (7.12)'de verilen eşleşme F fonksiyonu ile karşılaştırılmıştır [65].

$$F = 100 \left(1 - \frac{\|yh - y\|}{\|y - (\bar{y})\|} \right) \quad (7.12)$$

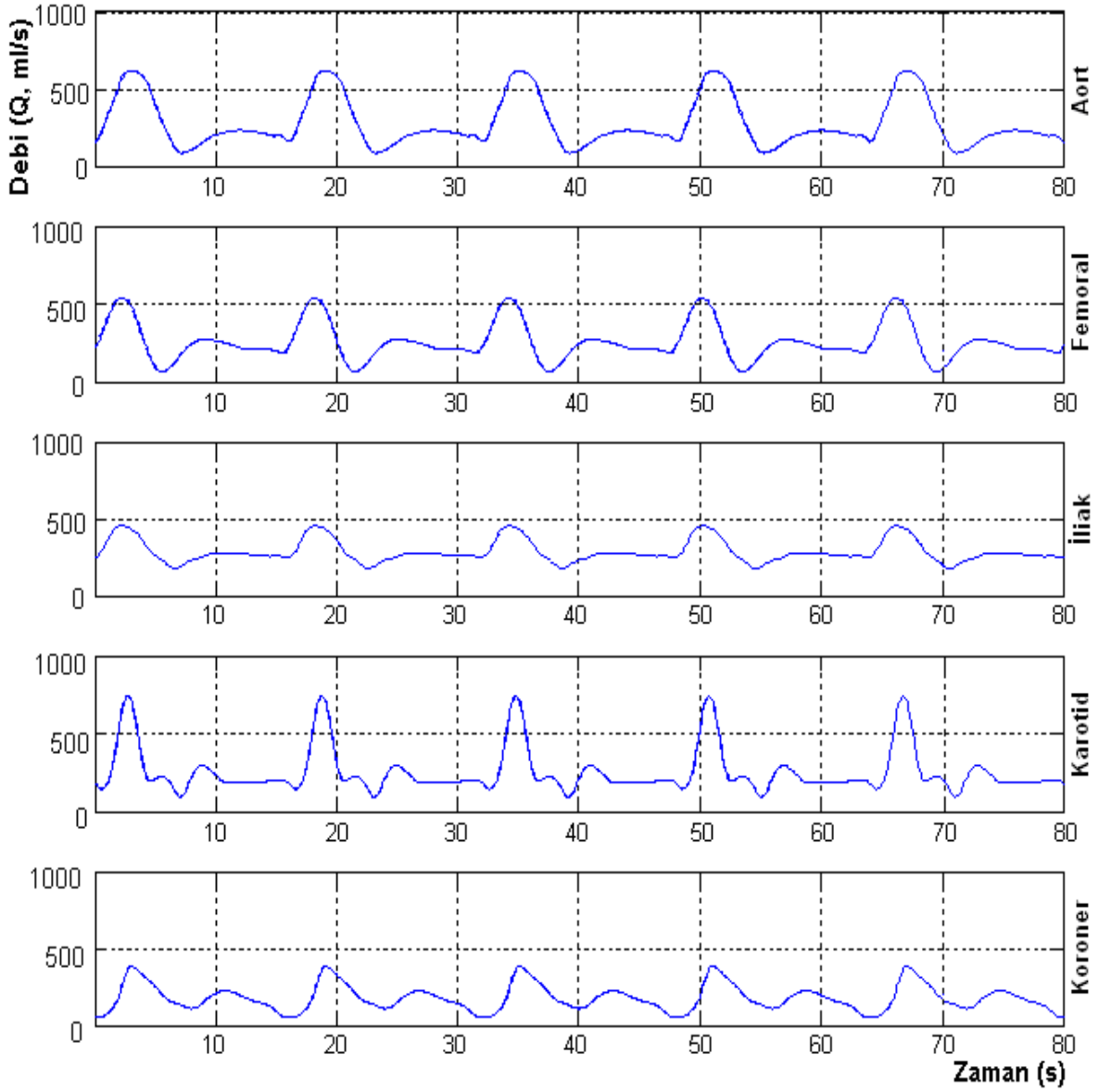
yh transfer fonksiyonu ile hesaplanan çıkış debi sinyali ve y manyetik akış ölçerden ölçülen çıkış debi sinyalini göstermektedir. $\| \cdot \|$ Öklid (Euclidean) normunu gösterirken \bar{y} ortalama değerini göstermektedir.

Sistem tanılama çalışmalarında, 5 farklı atardamar sinyaline karşılık her bir akış kontrol cihazının giriş-çıkış sinyalleri kaydedilmiştir. Böylece her bir akış kontrol cihazı için 5 farklı damara ait açık çevrim giriş-çıkış sinyalleri elde edilmiştir. Her bir akış kontrol cihazı için kaydedilen atardamar sinyaline 5 farklı sistem tanılama yöntemi uygulanarak her bir akış kontrol cihazına ait 25 adet transfer fonksiyonu (TF) elde edilmiştir.

7.2.1 AC motor Sistem Tanılama

Aort, femoral, iliak, karotid ve koroner atardamarlarına ait 5 farklı kan akış debi sinyali AC motor sistem tanılama çalışmalarında kullanılmıştır. Kullanılan referans atardamar sinyalleri Şekil 7.6'da verilmektedir. Her bir farklı damara ait debi sinyali AC motorun açık çevrim kontrolü ile sistem üzerinde oluşturulmuş ve manyetik akış ölçerlerden gelen açık çevrim debi bilgisi kaydedilmiştir. Sistem tanılama çalışmaları, 7.1'de verilen ARX, ARMAX, OE, BJ ve SSM parametrik polinomları kullanılarak yapılmıştır. Kullanılan

her parametrik polinom ile oluşturulan model transfer fonksiyonu sürekli zamanda verilmektedir.



Şekil 7. 6 Sistem tanılamasında kullanılan aort, femoral, iliak, karotid ve koroner debi sinyalleri

Parametrik model, parametrik model katsayıları, transfer fonksiyonu derecesi Çizelge 7.1'de verilmiştir. AC motor model çalışmalarında Çizelge 7.1'de verilen değerler kullanılarak TF'leri elde edilmiştir.

Çizelge 7. 1 AC motor, Parametrik polinom model ve TF dereceleri

Parametrik Model	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Polinom Katsayı Dereceleri	2 2 0	3 3 0 0	1 2 1	1 0 0 2 1	3
Transfer Fonksiyon Derecesi	2	3	2	2	3

Parametrik polinom katsayıları, Matlab programına ait kullanıcı arayüzünde performans eşleşmeleri denenerak gerçekleştirilmiştir. Deneme çalışmalarında yüksek eşleşme performansına karşılık en düşük transfer fonksiyonu aranmıştır. Uygun bulunan polinom katsayıları, Matlab komut satırında yazılarak TF'ye ait sonuçlar alınmıştır. Ayrıca AC motor açık çevrim kontrolünde kaydı yapılan tüm kan akışı debi (aort, femoral, iliak, karotid ve koroner) sinyallerinin girişleri, ilgili kan akış debi sinyali için elde edilen transfer fonksiyonları uygulanarak hesaplanan çıkış debi sinyalleri oluşturulmuştur. Elde edilen modele ait performans değerlendirmeleri (7.12)'de verilen hesaplama yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir ve tüm transfer fonksiyonları için aynı hesaplama yapılarak ilgili başlık altındaki çizelgelerde verilmiştir.

7.2.1.1 Aort sinyali AC motor sistem tanılama

$$\frac{-0,5003s^2 - 97,08s + 596,5}{s^2 + 291,4s + 544,8} \text{ ARX} \quad (7.13)$$

$$\frac{-62,76s^3 - 12580s^2 - 4957s + 97160}{s^3 + 437,3s^2 + 59210s + 89220} \text{ ARMAX} \quad (7.14)$$

$$\frac{-9,123 \cdot 10^{-5}s^2 + 3,649}{s^2 + 1,946s + 3,421} \text{ BJ, OE} \quad (7.15)$$

$$\frac{6,462s^3 - 1308s^2 + 3189s + 1554}{s^3 + 3,904s^2 + 4307s + 1290} \text{ SSM} \quad (7.16)$$

(7.13)-(7.16) arasındaki denklemlerde aort damarına ait debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonları verilmektedir.

Aort debi sinyali ile elde edilen ARX, ARMAX, OE, BJ ve SS parametrik modellerin (7.13)-(7.16)'da verilen transfer fonksiyonları ile AC motor açık çevrim ile kayıtları alınan aort,

femoral, iliak, karotid ve koroner atardamar debi giriş sinyallerine uygulanarak çıkış debi sinyalleri oluşturulmuştur. Transfer fonksiyonları ile hesaplanan çıkış debi sinyalleri yh ile deney sistemi üzerinde ölçülen y debi sinyallerinin eşleşme performansları (7.12) kullanılarak hesaplanmıştır.

Çizelge 7.2'de eşleşme performansları verilmektedir. Transfer fonksiyonları aort atardamar giriş-çıkış debi sinyali ile elde edildiği için en yüksek performansı aort debi sinyali almıştır.

Çizelge 7. 2 Aort debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	83,95	85,03	88,01	88,01	70,22
Femoral	79,25	81,04	83,02	83,02	64,78
İliak	82,11	84,19	83,08	83,08	56,55
Karotid	59,12	50,30	54,96	54,96	31,08
Koroner	64,30	66,79	71,03	71,03	45,20

7.2.1.2 Femoral sinyali AC motor sistem tanılama

$$\frac{0,112s^2 + 24,28s + 376,8}{s^2 + 294,3s + 337,4} \text{ ARX} \quad (7.17)$$

$$\frac{-127,4s^3 - 25390s^2 + 19320s + 37150}{s^3 + 453,5s^2 + 62510s + 34740} \text{ ARMAX} \quad (7.18)$$

$$\frac{-9751.10 - 5s^2 + 3,901}{s^2 + 2,244s + 3,675} \text{ BJ, OE} \quad (7.19)$$

$$\frac{12,15s^3 - 2445s^2 + 3253s + 965,3}{s^3 + 3,455s^2 + 4206s + 842,2} \text{ SSM} \quad (7.20)$$

Femoral debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonları (7.17)-(7.20)'de verilmiştir. Femoral atardamar debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonları (7.17)-(7.20), AC motor açık çevrim ile kaydedilen tüm atardamar debi giriş sinyallerine uygulanmıştır.

Transfer fonksiyonları ile elde edilen atardamar çıkış debi sinyallerinin performansları (7.12) kullanılarak hesaplanmış ve Çizelge 7.3'te verilmiştir.

Çizelge 7. 3 Femoral ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	77,50	70,86	86,80	86,80	76,40
Femoral	71,82	69,05	82,13	82,13	74,65
İliak	73,93	68,66	81,32	81,32	72,13
Karotid	61,18	53,60	59,93	59,93	28,76
Koroner	56,44	65,62	71,05	71,05	60,48

7.2.1.3 İliak sinyali AC motor sistem tanılama

$$\frac{0,3989s^2 + 82,1s + 463,5}{s^2 + 402,7s + 422,5} \text{ ARX} \quad (7.21)$$

$$\frac{-138,9s^3 - 27580s^2 + 41850s + 35090}{s^3 + 447,7s^2 + 87170s + 33060} \text{ ARMAX} \quad (7.22)$$

$$\frac{-0,0001267s^2 + 5,069}{s^2 + 2,39s + 4,676} \text{ BJ, OE} \quad (7.23)$$

$$\frac{7,466s^3 - 1505s^2 + 2261s + 1406}{s^3 + 5,674s^2 + 3298s + 1270} \text{ SSM} \quad (7.24)$$

Çizelge 7. 4 İliak debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	76,65	67,72	88,82	88,82	80,66
Femoral	70,39	65,13	83,94	83,94	77,66
İliak	74,21	65,96	88,74	88,74	80,85
Karotid	57,47	51,79	46,29	46,29	34,58
Koroner	55,54	59,09	67,51	67,51	62,56

Önceki çalışmalarda olduğu gibi deneyler iliak atardamar sinyali ile tekrarlanmıştır. İliak atardamar debi sinyalinin parametrik modelleri, polinom dereceleri, transfer fonksiyonu Çizelge 7.4'te verilmektedir. İliak ile elde edilen transfer fonksiyonları tüm debi sinyallerine uygulanmış ve sistem üzerinde ölçülen atardamar çıkış debileri ve (7.12) kullanılarak karşılaştırılmıştır.

7.2.1.4 Karotid sinyali AC motor sistem tanılama

$$\frac{-0,3357 s^2 - 65,75 s + 277,7}{s^2 + 279 s + 262,8} \text{ ARX} \quad (7.25)$$

$$\frac{17,12 s^3 + 3349 s^2 - 14490 s + 57040}{s^3 + 420,6 s^2 + 55960 s + 54380} \text{ ARMAX} \quad (7.26)$$

$$\frac{-6,672 \cdot 10^{-5} s^2 + 2,669}{s^2 + 2,501 s + 2,56} \text{ BJ, OE} \quad (7.27)$$

$$\frac{-0,4564 s^3 + 95,47 s^2 - 856,2 s + 3782}{s^3 + 5.213 s^2 + 3923 s + 3517} \text{ SSM} \quad (7.28)$$

Çizelge 7. 5 Karotid debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	60,18	59,12	69,16	69,16	58,82
Femoral	54,73	53,10	63,10	63,10	53,18
İliak	54,50	52,60	60,74	60,74	53,97
Karotid	75,16	73,62	81,30	81,30	73,38
Koroner	53,23	51,51	61,24	61,24	50,23

Karotid sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonları (7.25)-(7.28) arasında verilmektedir. (7.25)-(7.28)'de verilen transfer fonksiyonları kullanılarak, diğer atardamar sinyallerini elde etmedeki başarıları hesaplanmış ve sonuçları Çizelge 7.5'te verilmiştir.

7.2.1.5 Koroner sinyali AC motor sistem tanılama

$$\frac{-4,105 s^2 - 814,3 s + 1330}{s^2 + 353,1 s + 1340} \text{ ARX} \quad (7.29)$$

$$\frac{-91,97 s^3 - 18670 s^2 - 55170 s + 113600}{s^3 + 519,5 s^2 + 83690 s + 120000} \text{ ARMAX} \quad (7.30)$$

$$\frac{-7,186 \cdot 10^{-5} s^2 + 2,875}{s^2 + 1,573 s + 2,909} \text{ BJ, OE} \quad (7.31)$$

$$\frac{11,15 s^3 - 2239 s^2 + 1839 s + 1967}{s^3 + 4,182 s^2 + 4031 s + 1880} \text{ SSM} \quad (7.32)$$

Koroner sinyali kullanılarak elde edilen transfer fonksiyonları (7.29)-(7.32) arasında verilmektedir. Diğer atardamar sinyallerinin, (7.29)-(7.32)'de verilen transfer fonksiyonları ile elde edilmesindeki başarı sonuçları Çizelge 7.5'te verilmektedir.

Çizelge 7. 6 Koroner debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	75,89	60,71	81,06	81,06	74,45
Femoral	71,89	55,84	75,77	75,77	73,44
İliak	60,62	40,12	63,35	63,35	70,39
Karotid	44,19	59,57	56,40	56,40	40,78
Koroner	81,50	68,95	75,39	75,39	72,28

AC motor ile gerçekleştirilen sistem tanılama çalışmalarında, damarların kan akış debi sinyallerinin transfer fonksiyonu ile elde edilmesindeki değerlendirmeler aşağıda verilmiştir. Aort damarına ait en yüksek modelleme performansı iliak kan akış debisi ile elde edilen OE ve BJ transfer fonksiyonlarıyla (7.15) elde edilmiştir ve %88,82 performansı ile eşleşme sağlanmıştır. Aort damarına ait debi sinyalinin kullanılması ile elde edilen transfer fonksiyonu ise %88,01 ile aort debi sinyalini sistemde oluşturabilmektedir.

Femoral damarına ait debi sinyali; iliak debi sinyali ile elde edilen OE ve BJ transfer

fonksiyonları (7.23) femoral atardamarına ait debi sinyalinin oluşturulmasında %83,94 ile en yüksek eşleşme performansını vermiştir.

İliak damarına ait debi sinyali kendisine ait transfer fonksiyonları (7.23) ile elde edilmiştir. OE ve BJ parametrik modellere ait çalışma ile %88,74 ile eşleşme sağlanmıştır.

Karotid damarına ait debi sinyali kendisine ait kan akış sinyali ile en yüksek eşleşme performansını almıştır ve OE ve BJ transfer fonksiyonları (7.27), %81,34 ile eşleşme sağlamıştır. Sonuçları Çizelge 7.5'te verilmektedir.

Koroner damarına ait sinyal; %81,50 ile ARX parametrik modele ait transfer fonksiyonu (7.29) ile sağlanmıştır. Transfer fonksiyonu yine bu damara ait kan akış debi sinyalinden elde edilmiştir.

Çalışmalarda iliak damarına ait debi sinyali ile elde edilen OE ve BJ sistem modelleri aort, femoral ve iliak kan akış sinyallerini en yüksek performansta elde etmiştir. Model tabanlı kontrol çalışmalarında OE ve BJ parametrik polinomlar ile elde edilen transfer fonksiyonlarının kullanılması düşünülmektedir.

7.2.2 Selenoid Valf Sistem Tanılama

Modelleme çalışmalarında kullanılan parametrik polinom modellerinin katsayıları ve elde edilen transfer fonksiyonu katsayıları Çizelge 7.7'de verilmektedir. Parametrik modellerin katsayıları eşleşme performansını artıracak ve transfer fonksiyonunun derecesini 2. derecede tutacak şekilde seçilmiştir. Yalnızca SS model için 3. ve 4. dereceden kullanılmak durumunda kalmıştır.

Çizelge 7. 7 Parametrik polinom model ve TF dereceleri

Parametrik Model	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Polinom Katsayı Dereceleri	2 2 0	2 2 2 1	3 1 0	3 0 3 1 0	3-4
Transfer Fonksiyon Derecesi	2	2	2	2	3-4

Selenoid valfin durum uzay (SS) ile modellenmesi çalışmasında aort ve femoral

damarlarına ait debi sinyalinin oluşturulmasında 4.dereceden daha düşük matematiksel model kullanıldığında eşleşme performansı hesaplanamamaktadır. Bu nedenle aort ve femoral debi sinyallerinin modellenmesinde 4. dereceden transfer fonksiyonları kullanılmıştır. İliak, karotid ve koroner için SS modeli 3. dereceden kullanılmış ve eşleşme performansı (7.12) ile hesaplanmıştır.

Selenoid valfin maksimum 400 ml/s debide akış kontrolü yapması nedeniyle, sistem tanılama çalışmalarında, atardamarlara ait debi sinyallerinin genlikleri 2/3 oranında düşürülmüştür. Kullanılan aort, femoral, iliak, karotid ve koroner atardamar sinyalleri Şekil 7.6'da verilmektedir.

SS model ile sistem tanılama çalışmalarından aort ve femoral kan akış debileri modellenirken 4.dereceden transfer fonksiyonu kullanılmıştır. 3. dereceden transfer fonksiyonu ile yapılan çalışmada sistem performansı hesaplanamamıştır.

İliak, karotid ve koroner atardamar debi sinyallerinde eşleşme performansı hesaplanabildiği için SS model 3. dereceden kullanılmıştır.

7.2.2.1 Aort sinyali Selenoid valf sistem tanılama

$$\frac{-0,5497 s^2 - 108,1 s + 362,4}{s^2 + 585,4 s + 1069} \text{ ARX} \quad (7.33)$$

$$\frac{-0,001862 s^2 + 0,3713 s + 0,2332}{s^2 + 1,426 s + 0,6963} \text{ ARMAX} \quad (7.34)$$

$$\frac{-30,87 s^2 + 46,03 s + 20,32}{s^2 + 200,3 s + 57,66} \text{ BJ} \quad (7.35)$$

$$\frac{-40,9 s^2 + 52,69 s + 22}{s^2 + 200,3 s + 62,83} \text{ OE} \quad (7.36)$$

$$\frac{-49,37 s^4 + 10430 s^3 - 112900 s^2 + 303400 s + 77390}{s^4 + 351,7 s^3 + 256100 s^2 + 1079000 s + 211600} \text{ SSM} \quad (7.37)$$

(7.33)-(7.37) arasındaki denklemlerde aort damarına ait debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonları verilmektedir.

Aort debi sinyali ile elde edilen ARX, ARMAX, OE, BJ ve SS parametrik modellerin (7.33)-(7.37) verilen transfer fonksiyonları; Selenoid valfin açık çevrim kontrolüyle alınan aort, femoral, iliak, karotid ve koroner atardamar debi giriş sinyallerine uygulanarak çıkış debi sinyalleri oluşturulmuştur. Transfer fonksiyonları ile hesaplanan çıkış debi sinyalleri yh ile deney sistemi üzerinde ölçülen y debi sinyallerinin eşleşme performansları (7.12) kullanılarak hesaplanmıştır.

Çizelge 7.8'de hesaplanan yh çıkış debi sinyalleri ve ölçülen y debi sinyallerinin eşleşme performansları verilmektedir. En yüksek eşleşme performans değerleri; aort atardamar giriş-çıkış debi sinyali ile elde edilen modellerde gerçekleşmiştir.

Çizelge 7. 8 Aort debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	76,47	79,55	82,06	77,42	78,55
Femoral	64,12	63,87	70,97	70,16	76,50
İliak	72,94	74,68	77,92	74,95	77,08
Karotid	68,86	65,71	70,76	74,77	79,54
Koroner	70,29	70,51	78,74	76,72	80,85

7.2.2.2 Femoral sinyali Selenoid valf sistem tanılama

$$\frac{-0,1518s^2 - 28,85s + 302,5}{s^2 + 600,5s + 854,9} \text{ ARX} \quad (7.38)$$

$$\frac{-0,001709s^2 + 0,3408s + 0,1858}{s^2 + 1,393s + 0,5302} \text{ ARMAX} \quad (7.39)$$

$$\frac{-29,1s^2 + 44,61s + 20,86}{s^2 + 200,3s + 55,38} \text{ BJ} \quad (7.40)$$

$$\frac{0,2886s^2 - 28,88s + 148,4}{s^2 + 202s + 400,4} \text{ OE} \quad (7.41)$$

$$\frac{-147,2s^4 + 30490s^3 - 211700s^2 + 372400s + 94510}{s^4 + 385,9s^3 + 165600s^2 + 1553000s + 255100} \text{SSM} \quad (7.42)$$

Femoral debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonları (7.38)-(7.42)'de verilmiştir.

Femoral atardamar debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonları (7.38)-(7.42)'de verilmiştir. (7.38)-(7.42)'de verilen transfer fonksiyonları diğer atardamar debi referans sinyallerine uygulanmış ve elde edilen transfer fonksiyonu çıkış debi sinyallerinin performansı (7.12) kullanılarak değerlendirilmiş ve Çizelge 7.9'da sonuçları verilmiştir.

Çizelge 7.9 Femoral debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	78,68	74,40	80,53	72,29	69,80
Femoral	70,79	64,84	80,30	74,47	71,02
İliak	76,11	71,44	79,60	71,44	68,97
Karotid	70,62	62,44	80,49	75,07	72,71
Koroner	74,17	66,81	84,16	77,35	72,78

7.2.2.3 İliak sinyali Selenoid valf sistem tanılama

$$\frac{-0,2757s^2 - 53,62s + 305}{s^2 + 563,7s + 904,5} \text{ARX} \quad (7.43)$$

$$\frac{-0,09778s^2 + 19,41s + 29,44}{s^2 + 198,8s + 79,52} \text{ARMAX} \quad (7.44)$$

$$\frac{-25,09s^2 + 45,19s + 20,37}{s^2 + 200,3s + 57,44} \text{BJ} \quad (7.45)$$

$$\frac{-34,8s^2 + 49,75s + 23,26}{s^2 + 200,3s + 65,25} \text{OE} \quad (7.46)$$

$$\frac{0,5529s^3 - 112,3s^2 + 337,8s + 286,8}{s^3 + 477,7s^2 + 1747s + 838,6} \text{SSM} \quad (7.47)$$

İliak atardamarına ait debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonları (7.43)-(7.47)'de verilmiştir.

İliak ile elde edilen ARX, ARMAX, BJ, OE ve SSM transfer fonksiyonları 5 atardamar giriş debi sinyallerine uygulanmış ve transfer fonksiyonu ile hesaplanan çıkış debi sinyalleri, ölçülen çıkış debi sinyalleri ile karşılaştırılarak performansları hesaplanmıştır. Hesaplanan performans değerleri Çizelge 7.10'da verilmektedir.

Çizelge 7. 10 İliak debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	75,79	52,32	81,02	74,98	76,13
Femoral	62,64	48,25	73,47	68,48	64,81
İliak	71,87	50,52	78,11	72,72	72,86
Karotid	67,24	44,37	74,99	72,79	71,40
Koroner	69,10	47,73	80,47	74,10	71,38

7.2.2.4 Karotid sinyali Selenoid valf sistem tanılama

$$\frac{-0,5403s^2 - 106s + 414,2}{s^2 + 534,1s + 1184} \text{ ARX} \quad (7.48)$$

$$\frac{-0,03863s^2 + 5,861s + 373}{s^2 + 1022s + 998,2} \text{ ARMAX} \quad (7.49)$$

$$\frac{-18,71s^2 + 10,29s + 48,2}{s^2 + 200,7s + 136,1} \text{ BJ} \quad (7.50)$$

$$\frac{-17,3s^2 - 9,953s + 112,8}{s^2 + 201,6s + 310,8} \text{ OE} \quad (7.51)$$

$$\frac{1,345s^3 - 270,5s^2 + 284,1s + 322,4}{s^3 + 9,779s^2 + 2338s + 868} \text{ SSM} \quad (7.52)$$

Karotid atardamarına ait debi sinyalinin kullanılması ile elde edilen transfer

fonksiyonları (7.48)-(7.52) arasında verilmektedir.

(7.48)-(7.52)'de verilen transfer fonksiyonları, giriş debi sinyallerine uygulanarak, 5 farklı atardamara ait çıkış debi sinyalleri elde edilmiştir. Hesaplanarak elde edilen çıkış debi sinyalleri, ölçülerek alınan çıkış debi sinyalleri ile karşılaştırılmış ve performans sonuçları Çizelge 7.11'de verilmektedir.

Çizelge 7. 11 Karotid debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	82,60	70,63	82,73	69,43	62,22
Femoral	72,65	69,42	78,46	63,86	63,27
İliak	79,69	69,28	81,34	68,26	62,26
Karotid	77,94	63,85	83,19	68,80	66,72
Koroner	79,36	68,52	85,02	66,57	64,00

7.2.2.5 Koroner sinyali Selenoid valf sistem tanılama

$$\frac{-1,131s^2 - 223,3s + 589,5}{s^2 + 541,1s + 1642} \text{ ARX} \quad (7.53)$$

$$\frac{0,01362s^2 - 3,827s + 220,6}{s^2 + 565,8s + 594,3} \text{ ARMAX} \quad (7.54)$$

$$\frac{1,69s^2 - 51,49s + 151,8}{s^2 + 202,1s + 424,8} \text{ BJ} \quad (7.55)$$

$$\frac{-11,11s^2 - 42,33s + 169,5}{s^2 + 202,3s + 461,1} \text{ OE} \quad (7.56)$$

$$\frac{1,212s^3 - 244,1s^2 + 343,1s + 347,7}{s^3 + 9,379s^2 + 2207s + 899,6} \text{ SSM} \quad (7.57)$$

Koroner atardamarına ait debi sinyalinin kullanılması ile elde edilen transfer fonksiyonları (7.53)-(7.57) arasında verilmektedir.

Ölçülen ve hesaplanan çıkış debi sinyalleri karşılaştırılarak sonuçları Çizelge 7.12’de verilmiştir. Selenoid valf ile gerçekleştirilen çalışmalar neticesinde; aort damarına ait çıkış debi sinyalini en başarılı şekilde hesaplayan (7.51)’de verilen ve %82,73 başarı sağlayan karotid damarına ait OE parametrik modeldir. Aort kan akış sinyalinden elde edilen transfer fonksiyonu %82,06 performans sağlamıştır.

Çizelge 7. 12 Koroner debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	83,76	72,30	82,27	80,58	65,79
Femoral	77,33	70,62	79,81	74,39	69,95
İliak	81,68	70,92	81,10	78,63	65,48
Karotid	81,69	65,48	83,90	75,45	71,19
Koroner	84,42	70,09	86,91	78,33	70,94

Femoral damarına ait sinyal, yine femoral damarına ait kan akışından elde edilen transfer fonksiyonu ile en yüksek performansta modellenmiştir. OE parametrik modeli ile % 80,30 eşleşme gerçekleştirilmiştir. İkinci en yüksek performans ise %79,81 OE model ile koroner kan akış sinyalinden elde edilen transfer fonksiyonudur.

İliak damarına ait kan akış sinyali %81,68 ile ARX parametrik model ile sağlanmış ve transfer fonksiyonu koroner debi sinyalinin kullanılması ile elde edilmiştir.

Koroner sinyali kullanılarak elde edilen OE parametrik transfer fonksiyonu, karotid debi sinyalini %83,90 ile elde edilmesini sağlamıştır. Koroner atardamarına ait sinyal; OE parametrik modeli ile %86,91 performans ile koroner atardamar debi sinyalinden elde edilmiştir. Selenoid valfi en yüksek performans ile modellenmesi OE parametrik modeli ve koroner atardamar sinyali ile sağlanmıştır.

7.2.3 Servo Motor Sistem Tanılama

Servo motor modelleme çalışmalarında uygun parametrik model katsayıları ve onlara karşılık gelen transfer fonksiyonu dereceleri Çizelge 7.13’te verilmektedir.

Parametrik modellere ait katsayılar; modele ait transfer fonksiyonunu en fazla 3. dereceden olacak şekilde düzenlenmeye çalışılmıştır. Bununla birlikte, SS modelinde 4.derece model kullanılması durumunda ölçülen çıkış debi değeri y ve hesaplanan çıkış debi değeri yh matematiksel olarak (7.12) denklemiyle karşılaştırılabilmektedir.

Çizelge 7. 13 Parametrik polinom model ve transfer fonksiyonu dereceleri

Parametrik Model	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Polinom Katsayı Dereceleri	2 2 0	2 2 2 1	2 2 1	2 0 0 2 0	4
Transfer Fonksiyon Derecesi	2	3	2	2	4

7.2.3.1 Aort sinyali Servo motor sistem tanılama

$$\frac{-7,714s^2 - 1517s + 5100}{s^2 + 385s + 2965} \text{ ARX} \quad (7.58)$$

$$\frac{5,155s^2 - 1050s + 3816}{s^2 + 567,5s + 2217} \text{ ARMAX} \quad (7.59)$$

$$\frac{0,01857s^2 - 3,879s + 33,17}{s^2 + 5,74s + 19,18} \text{ BJ, OE} \quad (7.60)$$

$$\frac{141,5s^4 - 29030s^3 + 153300s^2 - 1119000s + 2785000}{s^4 + 13,85s^3 + 9549s^2 + 47480s + 1617000} \text{ SSM} \quad (7.61)$$

Çizelge 7. 14 Aort debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	93,35	90,90	93,88	93,89	93,83
Femoral	90,37	86,62	90,48	90,48	90,49
İliak	93,43	90,50	94,65	94,65	94,20
Karotid	90,63	86,74	92,07	92,08	92,08
Koroner	93,50	89,23	94,42	94,43	94,47

7.2.3.2 Femoral sinyali Servo motor sistem tanılama

$$\frac{-4,952s^2 - 973,3s + 3440}{s^2 + 279,5s + 1961} \text{ ARX} \quad (7.62)$$

$$\frac{1,917s^2 - 391,5s + 1619}{s^2 + 337,6s + 916} \text{ ARMAX} \quad (7.63)$$

$$\frac{-0,02136s^2 + 4,268s + 0,829}{s^2 + 2,437s + 0,4733} \text{ BJ, OE} \quad (7.64)$$

$$\frac{24,9s^4 - 5291s^3 + 65700s^2 - 672200s + 1954000}{s^4 + 15,98s^3 + 9708s^2 + 84570s + 1114000} \text{ SSM} \quad (7.65)$$

Çizelge 7. 15 Femoral debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	92,85	86,79	92,78	92,78	92,83
Femoral	91,69	82,97	91,30	91,30	91,74
İliak	92,87	85,71	92,62	92,62	92,87
Karotid	90,30	80,64	89,65	89,65	90,07
Koroner	92,77	83,44	91,84	91,84	92,67

7.2.3.3 İliak sinyali Servo motor sistem tanılama

$$\frac{-6,981s^2 - 1373s + 4653}{s^2 + 347,2s + 2702} \text{ ARX} \quad (7.66)$$

$$\frac{0,1445s^2 - 29,72s + 163,7}{s^2 + 29,07s + 94,51} \text{ ARMAX} \quad (7.67)$$

$$\frac{13,92s^2 - 2885s + 20220}{s^2 + 3261s + 11630} \text{ BJ, OE} \quad (7.68)$$

$$\frac{113,1s^4 - 23220s^3 + 123000s^2 - 800000s + 2146000}{s^4 + 12,53s^3 + 10020s^2 + 67900s + 1242000} \text{ SSM} \quad (7.69)$$

Çizelge 7. 16 İliak debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	93,34	92,37	93,28	93,84	93,85
Femoral	90,53	88,35	89,86	90,40	90,58
İliak	93,46	92,63	94,18	94,70	94,61
Karotid	90,64	89,63	92,12	91,59	92,83
Koroner	93,55	91,65	93,77	94,12	94,75

7.2.3.4 Karotid sinyali Servo motor sistem tanılama

$$\frac{-4,062s^2 - 796,5s + 3172}{s^2 + 285,3s + 1850} \text{ ARX} \quad (7.70)$$

$$\frac{0,1681s^2 - 34,69s + 216,3}{s^2 + 33,95s + 124} \text{ ARMAX} \quad (7.71)$$

$$\frac{6,265s^2 - 1286s + 6650}{s^2 + 862,4s + 3821} \text{ BJ, OE} \quad (7.72)$$

$$\frac{591,3s^4 - 120900s^3 + 536700s^2 - 3064000s + 7567000}{s^4 + 11,14s^3 + 11800s^2 + 56500s + 4374000} \text{ SSM} \quad (7.73)$$

Çizelge 7. 17 Karotid debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	93,36	93,50	93,59	93,59	93,65
Femoral	89,72	90,46	90,70	90,70	90,58
İliak	93,77	94,39	94,54	94,53	94,74
Karotid	92,11	92,75	93,25	93,25	93,20
Koroner	93,99	94,11	94,56	94,56	94,75

7.2.3.5 Koroner sinyali Selenoid valf sistem tanılama

$$\frac{-7,55s^2 - 1484s + 5153}{s^2 + 353,1s + 2990} \text{ ARX} \quad (7.74)$$

$$\frac{0,08387s^2 - 17,54s + 152,3}{s^2 + 26,01s + 87,56} \text{ ARMAX} \quad (7.75)$$

$$\frac{10,68s^2 - 2197s + 12350}{s^2 + 1684s + 7117} \text{ BJ, OE} \quad (7.76)$$

$$\frac{536,6s^4 - 109900s^3 + 539000s^2 - 3368000s + 8450000}{s^4 + 21,86s^3 + 9308s^2 + 93210s + 4884000} \text{ SSM} \quad (7.77)$$

Çizelge 7. 18 Koroner debi sinyali ile elde edilen transfer fonksiyonlarının diğer atardamar çıkış debi sinyallerini oluşturma performansları

	ARX	ARMAX	OE	BJ	SS
Aort	93,16	93,30	93,52	93,51	93,80
Femoral	90,56	89,96	90,29	90,27	90,73
İliak	93,31	94,25	94,50	94,48	94,68
Karotid	90,47	92,28	93,06	93,02	93,16
Koroner	93,41	93,90	94,45	94,41	94,92

Servo motora ait sistem tanılama çalışmalarında 2.dereceden transfer fonksiyonları kullanılmasına rağmen başarı %90'ların üzerindedir.

Aort damarına ait en yüksek eşleşme performansı %93,89 ile BJ, OE parametrik modeline (7.60) aittir, Çizelge 7.14'te verilmektedir. Çalışmada modelin elde edilmesinde yine aort damarına ait debi sinyali kullanılmıştır.

Femoral atardamar debi sinyalini modelleyen en yüksek performanslı ARX model ile %91,69 eşleşme performansı ile elde edilmiştir. ARX modelini takip eden en yüksek performanslar BJ ve OE parametrik polinomlar ile sağlanmıştır ve performans sonuçları Çizelge 7.15'te gösterilmektedir.

İliak atardamar debi sinyali kendine ait transfer fonksiyonu ile %94,70 performans ile

BJ, OE parametrik polinom (7.68) kullanılarak eşleştirilmiş ve sonuçlar Çizelge 7.16'da gösterilmiştir.

Karotid debi sinyali de kendine ait fonksiyonu ile en yüksek eşleşme performansı %93,25 vermiştir. OE ve BJ parametrik polinomları (7.72) aynı performansta eşleşme sağlamış ve sonuçlar Çizelge 7.17'de verilmektedir.

Koroner atardamar sinyali karotid ile elde edilen transfer fonksiyonunda en yüksek başarı ile elde edilmiştir. OE ve BJ ile elde edilen sonuçlar Çizelge 7.18'de verilmektedir.

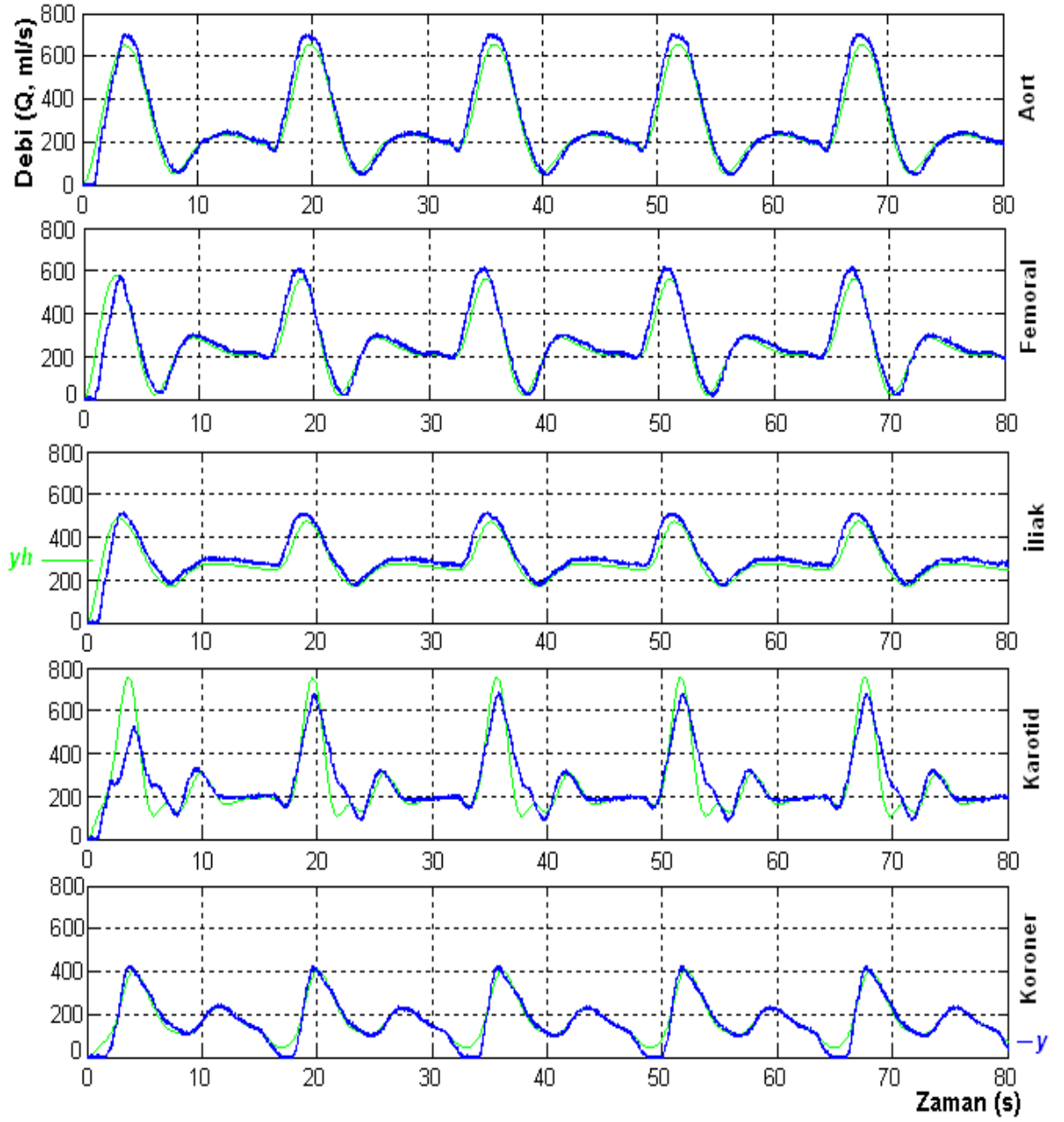
En başarılı performans ortalaması OE-BJ parametrik polinomları ile karotid sinyali ile elde edilmiştir. Sonuçlar Çizelge 7.17'de verilmektedir.

Servo motor ile gerçekleştirilen sistem tanılama çalışmalarından OE, BJ parametrik polinom başarılı eşleşme performansları vermiştir. Sonuçlar çizelgelerde verilmiştir.

7.3 Transfer Fonksiyonları Performans Grafikleri

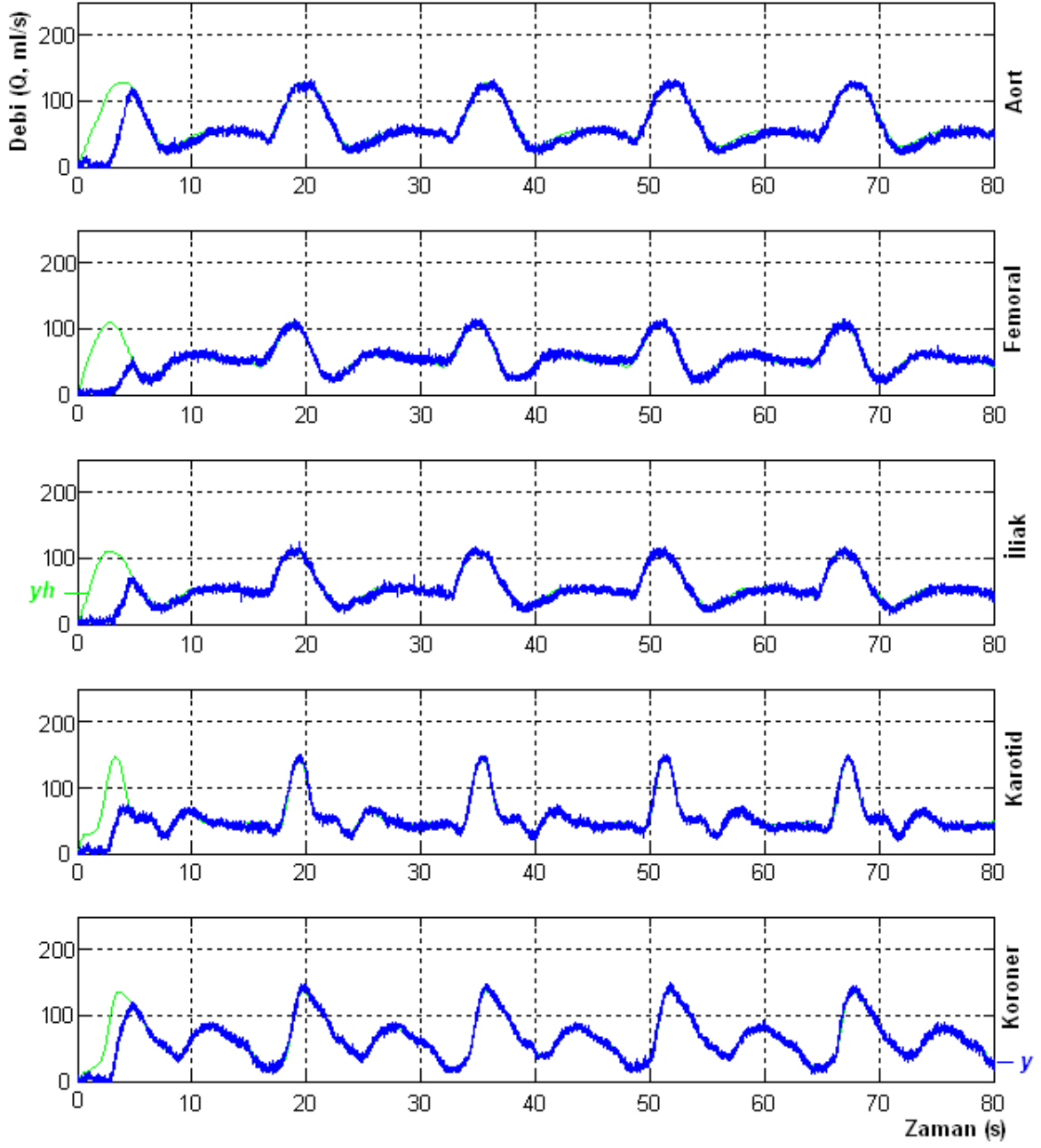
Parametrik polinomlar ile gerçekleştirilen sistem tanılama çalışmalarında ARX, ARMAX, BJ, OE ve SS modellerinden; sistemi yüksek dereceden modelleyen ve performansı düşük olan SS model en başarısız modeldir. Diğer taraftan BJ ve OE modelleri transfer fonksiyonunda düşük katsayılar ve yüksek performans vermesi göz önüne alındığında en başarılı olan ikili modeldir. BJ parametrik polinomundaki gürültüyü modelleyen nf ve nb polinom katsayılarının sıfır (0) girilmesi, AC motor ve Servo motor parametrik modellerinde OE parametrik modelinin de aynı transfer fonksiyonu vermesine neden olmuştur. Deney sistemi üzerinde koroner ve AV graft damarlarına ait modellerin bulunduğu Bölüm 2.5'te anlatılmaktadır. Mevcut sistem üzerinde koroner atardamarına ait debi sinyallerinin modellenmesi hedeflendiğinden; koroner sinyaliyle elde edilen transfer fonksiyonlarını kullanarak sistem modellenme çalışmalarının yapılması uygun görülmektedir. Koroner sinyaliyle elde edilen modellerin çıkış sinyalini modellemedeki başarılarını göstermek için grafiksel olarak sinyaller 7.3.1, 7.3.2 ve 7.3.3'te verilmiştir.

7.3.1 AC Motor Performans Grafikleri



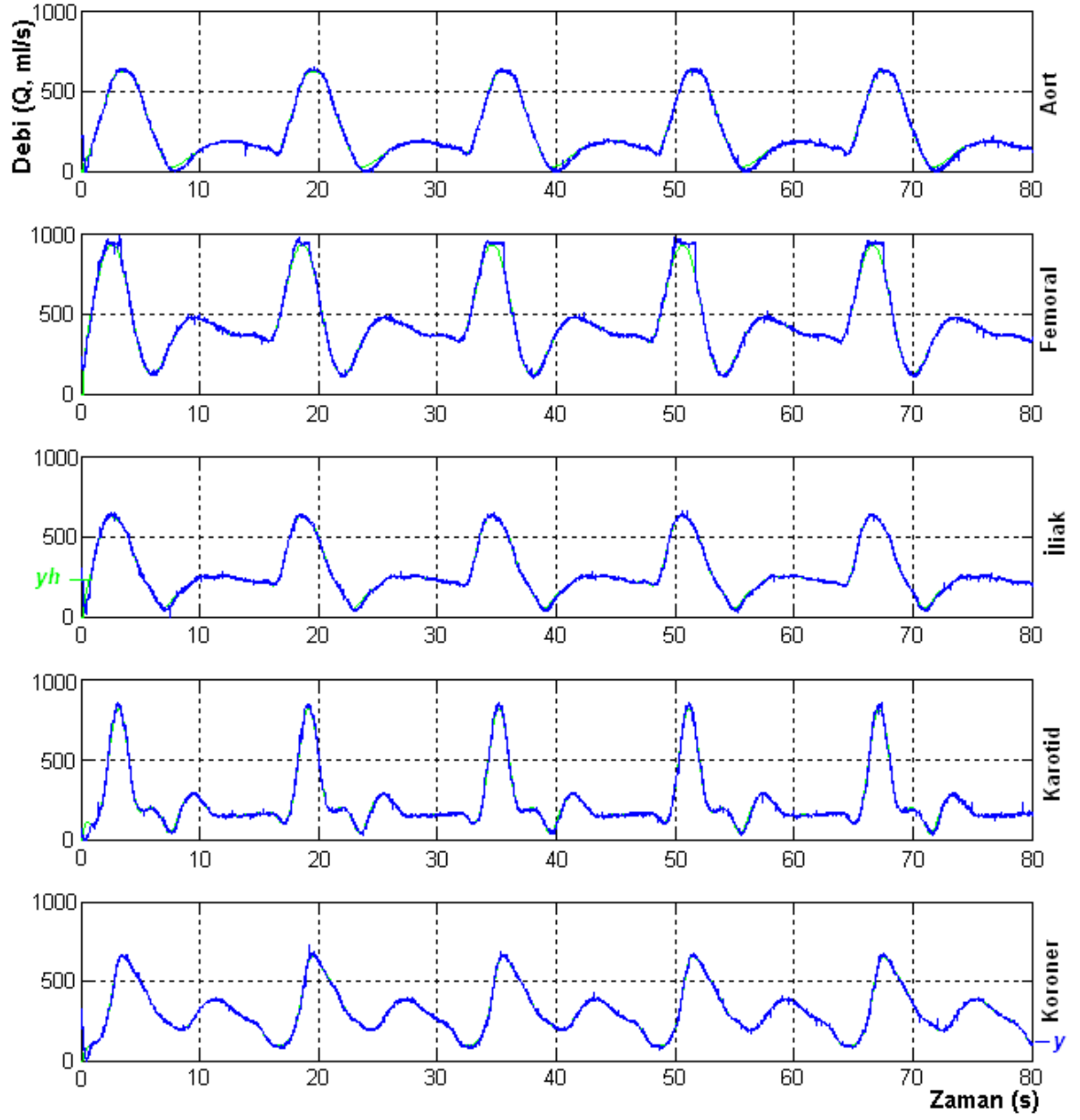
Şekil 7. 7 AC motor (7.31)'de verilen BJ, OE transfer fonksiyonu, y ölçülen çıkış debi sinyalleri, yh hesaplanan debi sinyalleri.

7.3.2 Selenoid Valf Performans Grafikleri



Şekil 7. 8 Selenoid valf (7.56)'da verilen OE transfer fonksiyonu, y ölçülen çıkış debi sinyalleri, y_h hesaplanan debi sinyalleri

7.3.3 Servo Motor Performans Grafikleri



Şekil 7. 9 Servo motor (7.76)'da verilen BJ, OE transfer fonksiyonu, y ölçülen çıkış debi sinyalleri, y_h hesaplanan debi sinyalleri

GÖZLEMLEYİCİ TASARIMI

AC motor ile santrifüj pompa ve servo motor ile dişli pompa için hesaplanan matematiksel modeller, bu çalışmalar içerisinde gözlemleyici tasarlanmasında kullanılmıştır.

Gözlemleyici; genel ölçüm ve algılama teknikleri yanında model tabanlı yeniden yapılanma süreci ile paralel ve geri besleme bağlantıları içerir [64], [68]. Gözlemleyici algılama işlem süreci içerisinde, fiziksel algılayıcılar açısından erişilebilir olmayan, veri çıkarılması için etkin ve canlı bir yöntem sunmaktadır. Bu nedenle sanal sensör olarak da adlandırılan ve bu ilkeyi formüle edebilmek için tüm durumları tanımlayan durum uzay denklemleri (8.1) formu kullanan bir yapıdır.

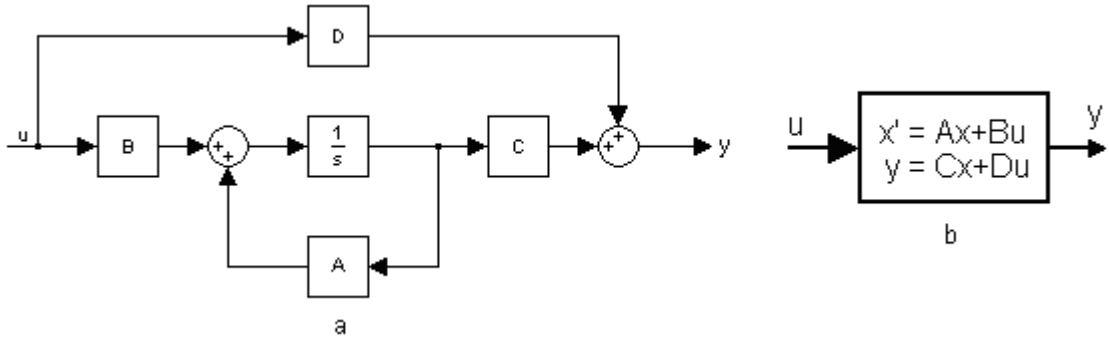
Gözlemleyici tasarımında; tam durum geri beslemesi (full state feedback) ya da kutup yerleştirme (pole placement) [69], [70] metodu kullanılmaktadır. Uygulamada gözlemleyici, sistemin mevcut kutuplarının, sistemi daha kısa sürede tepki verecek ve aşırı tepki genliğine (overshoot) sebep olmayacak şekilde önceden belirlenmiş yerlere atanması ile gerçekleştirilmektedir. Sisteme ait mevcut kutupların yeniden tayin edilmesi için bilgisayar üzerinde doğrusal simülasyon (linear simulation) [70], [71] çalışmaları yapılmıştır. Simülasyon çalışmalarında durum uzay modeli parametreleri (A , B , C , D), simülasyon süresi (t), ve başlangıç koşulu (x_0) kullanılmıştır. AC motor simülasyon çalışmalarında $t=8$ saniye süreli ve başlangıç koşulu $x_0=0,01$ alınmıştır. Servo motor için gerçekleştirilen çalışmalarda $t=3$ saniye ve yine başlangıç koşulu $x_0=0,01$ olarak alınmıştır.

Sistemin karakteristik tepkisinin kontrolü, kutupların yerlerine bağlıdır ve kutuplar

doğrudan sistemin özdeğerlerine (eigenvalues) karşılık gelir ve $|sI - A| = 0$ karakteristik denkleminin kökleridir. Matlab komut satırında özdeğerlere ait fonksiyonlar kullanılarak hesaplanabilir.

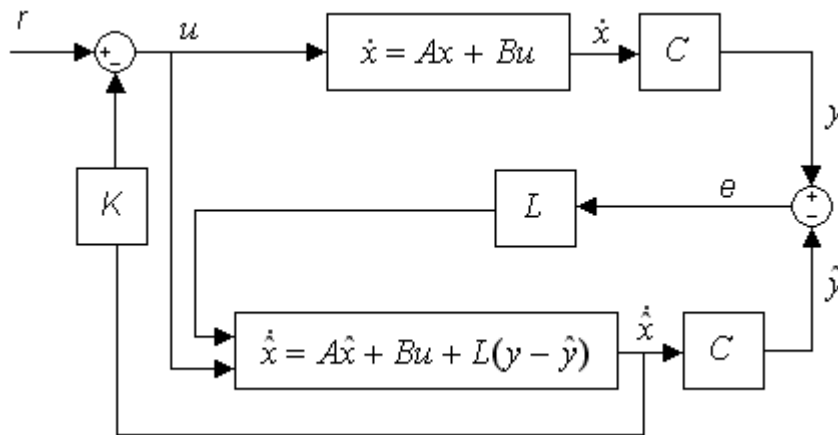
$$\begin{aligned}\dot{x} &= Ax + Bu \\ y &= Cx + Du\end{aligned}\tag{8.1}$$

u kontrol girişi, x durum değişkeni ve y ölçülen çıkış değerini göstermektedir. A, B, C ise durumlar ile giriş, çıkış değerleri arasındaki ilişkileri ifade etmektedir.



Şekil 8. 1 a. Parçalı elemanlı ve b. Blok durum uzay diyagramı

Şekil 8.1. b'de verilen blok durum uzay modeli çalışmalarda kullanılmıştır. Sisteme ait modelin kapalı çevrim kutupları doğrudan zaman tepkisini (yükselme zamanı gibi) ve geçiş salınımlarını (transient oscillations) etkiler. Bu nedenle durum uzay modeli kullanılarak, kapalı çevrim kutupları tekrar tayin edilerek, zaman tepkisi ve geçiş salınımları uygun duruma getirilir.



Şekil 8. 2 Durum denklemleri ile gözlemleyici blok diyagramı

Sisteme ait durum denklemleri ile gözlemleyici tasarlanması sırasında kullanılacak olan

değişkenlerin karışmaması için, \hat{x} tahmini durum değişkeni, \hat{y} tahmini çıkış olmak üzere, gözlemleyici kazancı L 'nin hesaplanması gerekmektedir. Geri besleme kazancı K ile durum kazancı $u=-K\hat{x}$, Şekil 8.2'deki gibi bloğa eklenir.

Gözlemleyici hatası $e=\hat{x}-x$ olur. Şekil 8.2'de verilen gözlemleyici durum uzay denklemleri aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\begin{aligned}\dot{\hat{x}} &= (A - BK)\hat{x} + Bu + L(y - \hat{y}) \\ \hat{y} &= C\hat{x} + Du\end{aligned}\tag{8.2}$$

Gözlemleyici tasarımında, kutupların sistem üzerinde istenilen tepki süresini ve kararlılığı sağlaması için doğrusal simülasyon denemeleri yapılmıştır. Aslında doğrusal olmayan simülasyon çalışmaları, gerçek sistemde deney yapmadan önce seçilen kutupların başarısının ne olacağı konusunda ön bilgi vermektedir. Doğrusal simülasyon sonuçlarında, sistemin tepki süresi ve yükselme genliklerine bakılarak kutupların uygun noktalarda olup olmadığına karar verilmektedir. Tepki süresinin kısa olması ve tepki genliğinin düşük olması tercih edilmektedir.

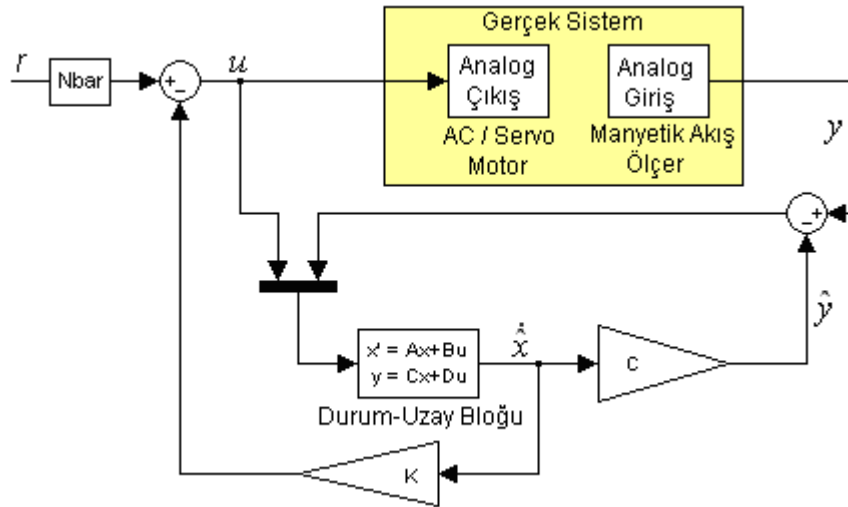
Gerçekleştirilen gözlemleyici ile kontrol çalışmaları sonrasında seçilen kutuplar ile kontrol çalışmaları yapılmıştır. Tercih edilen kutuplar neticesinde, kontrol blokları deney sisteminde kullanılarak sistemin hata performans analizleri yapılmıştır. Referans sinyal r ve sistemin tepkisi y sinyallerinin hata performansları hesaplanarak, seçilen kutupların sistem üzerinde başarılı olup olmadığına karar verilmektedir.

8.1 AC motor Sistem Tanılama ve Gözlemleyici tasarımı

AC motor ile santrifüj pompa için hesaplanan matematiksel modeller gözlemleyici tasarlanmasında kullanılmıştır. Deney sistemi üzerinde koroner atardamarına ait damar modeli bulunması ve düşük debili sinyalin sistem üzerinde oluşturulmasının zorlayıcı etkisi nedeniyle çalışmalarda koroner atardamar debi sinyali tercih edilmiştir. Sistemin koroner atardamar sinyalini modellemedeki en başarılı transfer fonksiyonu (bir önceki dönem) hesaplanan modeller arasından seçilmiştir.

Verilen gözlemleyici bloğu aslında referans sinyal " r " ile gerçek sistemin çıkışı " y " eşleştirmek yerine, " y " ve " \hat{y} " değerlerini eşleştirmektedir. Bu yaklaşımın neden olduğu

referans sinyali r ile çıkış sinyali y 'nin eşleşme problemini ortadan kaldırmak için referans sinyal $Nbar$ derecelendirme sayısı ile çarpılmıştır.



Şekil 8. 3 Simulink, AC motor gözlemleyici bloğu

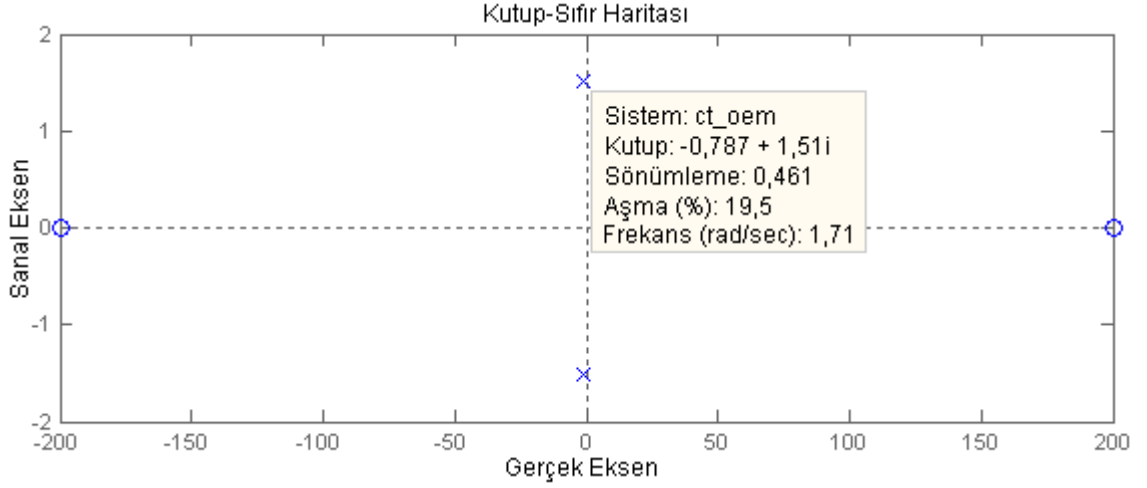
Gözlemleyici tasarımında, OE parametrik model, diğer parametrik modellerin eşleşme performanslarından daha yüksek bir performansa sahip olması nedeniyle tercih edilmiştir. OE parametrik sistem tanılması ile elde edilen transfer fonksiyonu (7.31) s düzleminde (8.3) olarak verilmiştir.

$$\frac{-0,000071865s^2 + 2,875}{s^2 + 1,573s + 2,909} \quad (8.3)$$

Parametrik model ile elde edilen transfer fonksiyonu Matlab üzerinde durum uzay denkleminde dönüştürülmüş ve (8.4)'te verilmektedir.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \begin{bmatrix} -1,5734 & -2,9089 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} u \\ y &= [0,0001 \quad 2,8748]x + [-0,000071865]u \end{aligned} \quad (8.4)$$

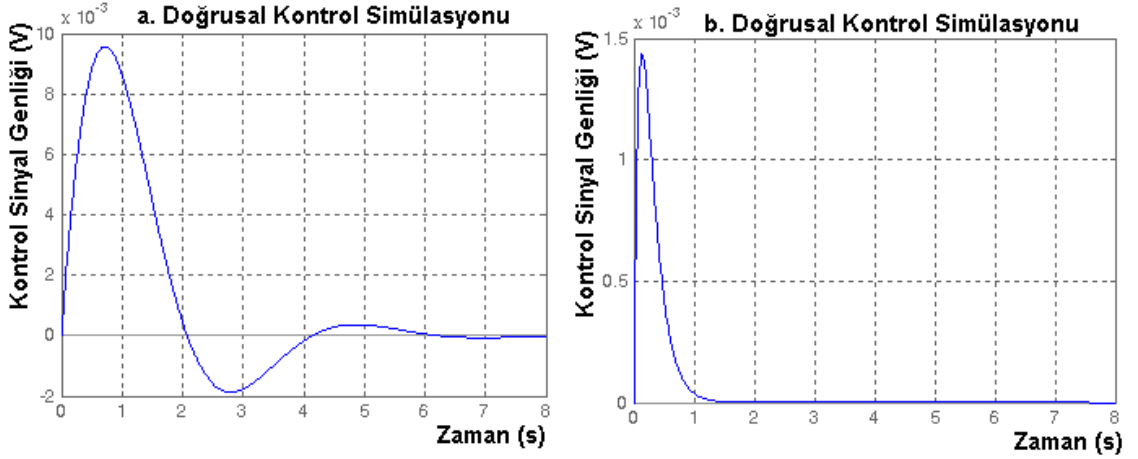
(8.3)'te verilen transfer fonksiyonu ve (8.4)'te durum uzay modeli olarak verilmiştir. Bu modele ait mevcut kutup değerleri $k_1=(-0,7867 + 1,5133i)$, $k_2=(-0,7867 - 1,5133i)$ Şekil 8.4'te gösterilmektedir.



Şekil 8. 4 Model kutupları $k_1=(-0,7867 + 1,5133i)$, $k_2=(-0,7867 -1,5133i)$

8.1.1 AC motor gözlemleyici kutup ataması 1

(8.3)'te verilen transfer fonksiyonu kutupları Şekil 8.4'te verilmektedir. Matlab üzerinde doğrusal simülasyon çalışması yapılarak, sistem kutupları tepki süresini ve tepki genliğini azaltacak yönde, $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ olarak atamıştır. Sisteme ait mevcut kutuplar kullanılarak yapılan doğrusal simülasyonda osilasyon ve yüksek tepki genliği (overshoot) meydana gelmektedir (Bkz. Şekil 8.5 a). $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ kutupları ile yapılan simülasyonda ise tepki süresi ve tepki genliği azalmaktadır (Bkz. Şekil 8.5 b).

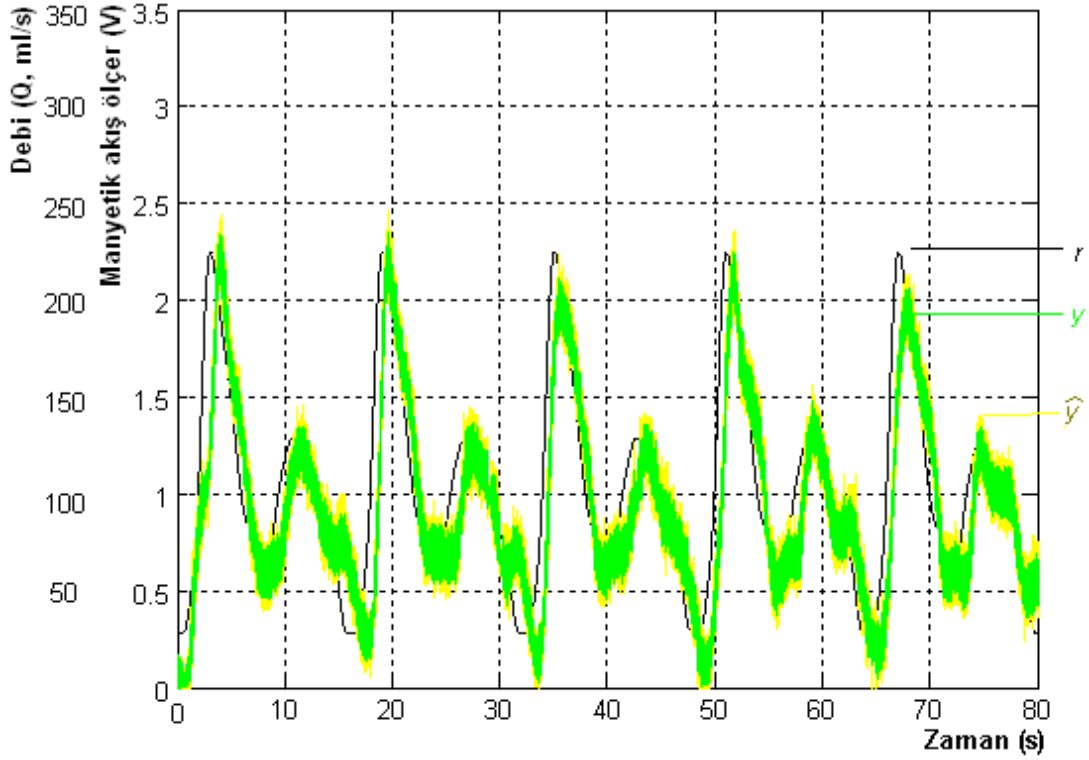


Şekil 8. 5 a. Mevcut olan kutuplar. b. Kutuplar $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ seçildiğinde elde edilen doğrusal simülasyon tepki sonuçları

Elde edilen gözlemleyici için Matlab üzerinde, durum kontrol kazancı K ve gözlemleyici kazancı L değerleri hesaplanmış ve sonuçlar (8.5)'te verilmiştir.

$$K = [13,4266 \quad 47,0911] \quad L = \begin{bmatrix} 1657,1 \\ 51,6 \end{bmatrix} \quad (8.5)$$

Kutuplar $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ olarak düzenlendiğinde gözlemleyici bloğun kontrol performansını göstermek amacıyla r , y ve \hat{y} grafikleri Şekil 8.6'da gösterilmiştir. r ve y sinyallerinin eşleşme performans indeksi J_n % 14,0771 olarak hesaplanmıştır.



Şekil 8. 6 Kutuplar $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ seçildiğinde r , y ve \hat{y} sinyalleri

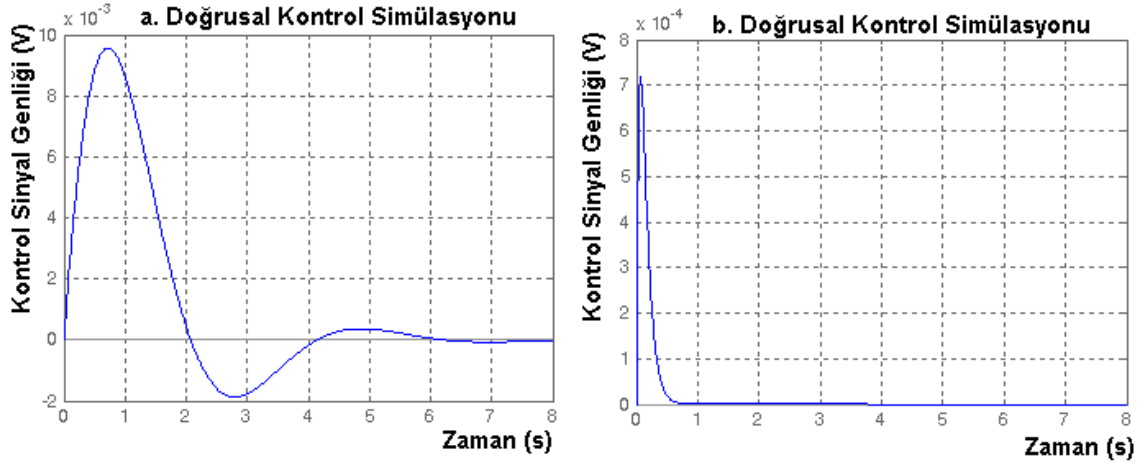
8.1.2 AC motor gözlemleyici kutup ataması 2

Kutuplar $k_1 = -10$ ve $k_2 = -20$ olarak tekrar düzenlenmiş ve doğrusal simülasyon ile yapılan denemede gözlemleyici tepki süresinin düştüğü görülmüştür (Bkz. Şekil 8.7 b). Doğrusal kontrol simülasyonu sonrasında seçilen kutup değerleri $k_1 = -10$ ve $k_2 = -20$ için K ve L değerleri (8.6)'da verildiği gibi hesaplanmıştır.

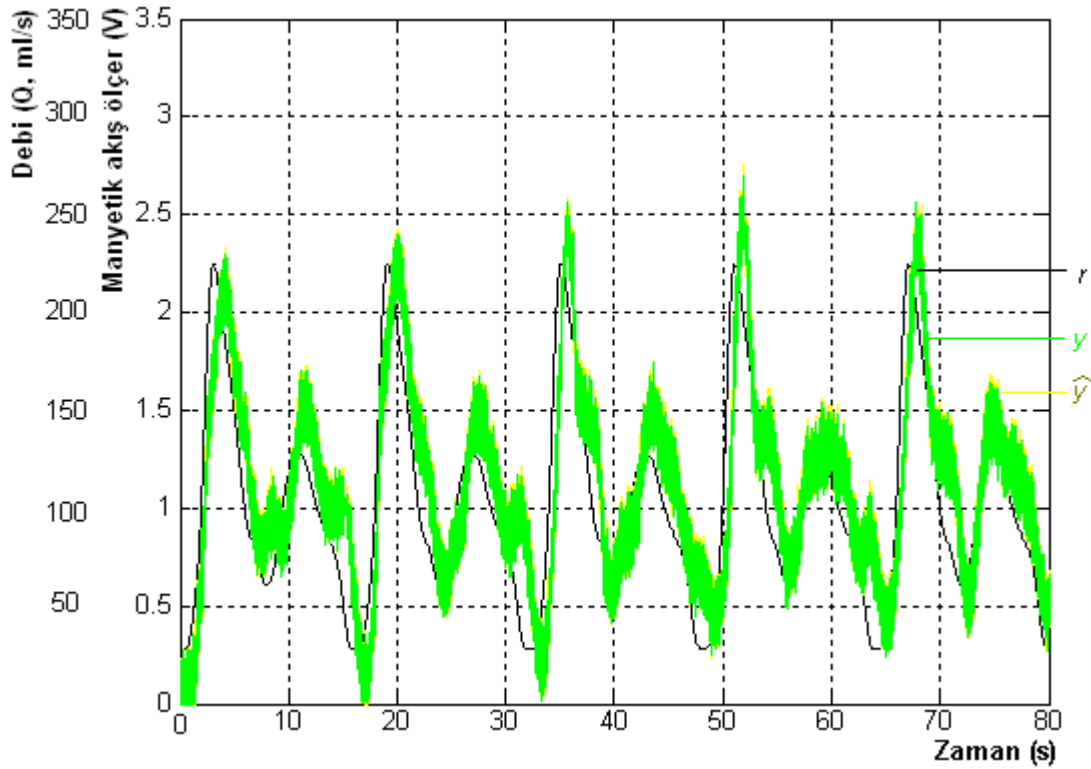
$$K = [28,4266 \quad 197,0911] \quad L = \begin{bmatrix} 1657,1 \\ 51,6 \end{bmatrix} \quad (8.6)$$

Gözlemleyici ile gerçekleştirilen çalışma sonrasında r , y ve \hat{y} grafikleri Şekil 8.8'de çizilmiştir. Gerçekleştirilen gözlemleyici blok ile performans indeksi J_n % 15,1423 olarak

hesaplanmıştır. Simülasyon denemesinde, kutuplar $k_1 = -10$ ve $k_2 = -20$ ile daha iyi bir tepki süresi elde edilmesine rağmen hata performansında gelişme elde edilememiştir.



Şekil 8. 7 a. Mevcut olan kutuplar ile doğrusal simülasyon sonucu. b. Kutuplar $k_1 = -10$ ve $k_2 = -20$ seçildiğinde



Şekil 8. 8 Kutuplar $k_1 = -10$ ve $k_2 = -20$ seçildiğinde r , y ve \hat{y} sinyalleri

Tepki süresini artırmak ve osilasyonları azaltmak için yapılan çalışmalar neticesinde kutupların $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ olarak seçilmesi hata değerinin daha iyi olmasını sağlamaktadır.

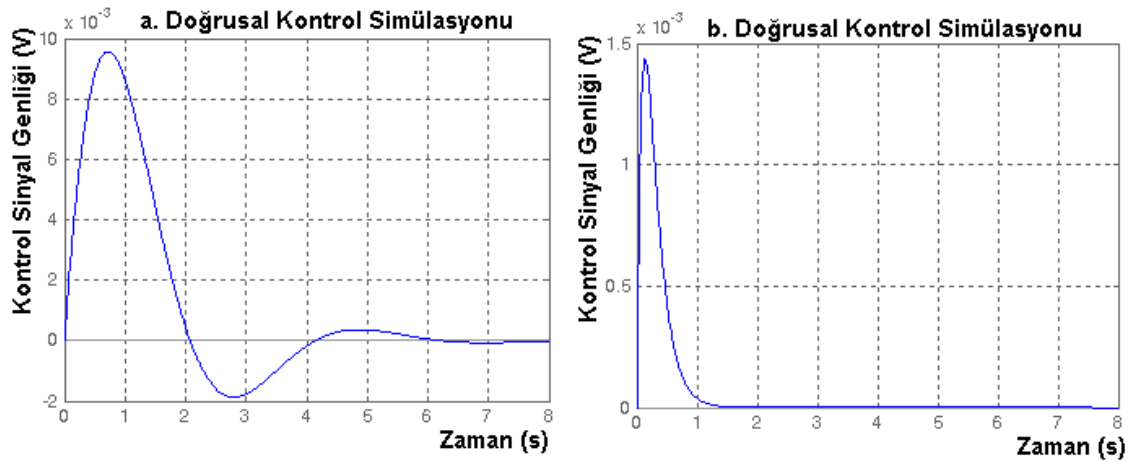
8.1.3 Sadeleştirilmiş transfer fonksiyonu ile gözlemleyici tasarımı

(8.3)'te verilen transfer fonksiyonunun sadeleştirilerek paydaki s^2 teriminin katsayısı sıfıra eşitlenmiştir. Böylece yeniden düzenlenen transfer fonksiyonu (8.7)'de verilmektedir. TF'de yapılan bu sadeleştirme ile deney sistemi üzerinde performans değişimleri araştırılacaktır.

$$\frac{2,875}{s^2 + 1,573s + 2,909} \quad (8.7)$$

Sadeleştirilen (8.7)'deki kullanılarak durum uzay denklemleri elde edilmiş ve aşağıda verilmiştir.

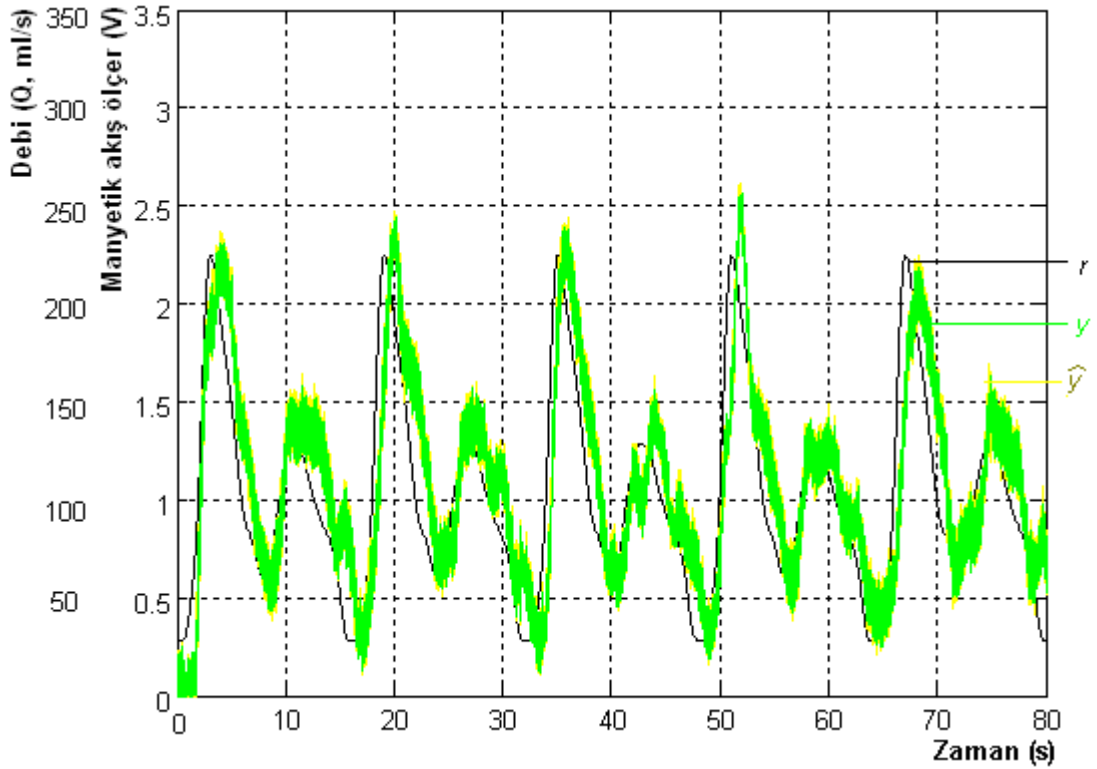
$$\dot{x} = \begin{bmatrix} -1,5734 & -2,9089 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} u \quad (8.8)$$
$$y = [0,0001 \quad 2,8748]x + [0]u$$



Şekil 8. 9 a. Mevcut olan kutuplar. b. Kutuplar $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ seçildiğinde elde edilen doğrusal simülasyon tepki sonuçları

Sistem kutupları 8.1.2'de verilen çalışmanın başarısından dolayı $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ olarak tercih edilmiştir. Doğrusal kontrol simülasyonunda da sadeleştirilmiş TF aynı sonucu vermiştir. Doğrusal kontrol simülasyon sonuçları 8.1.2'de verilen çalışma ile örtüşmektedir. Gözlemleyici için hesaplanan K ve L değerleri (8.9)'da verilmiştir.

$$K = [13,4266 \quad 47,0911] \quad L = \begin{bmatrix} 1047,4 \\ 41,2 \end{bmatrix} \quad (8.9)$$



Şekil 8. 10 Sadeleştirilmiş TF ile gözlemleyici tasarımı r , y ve \hat{y} sinyalleri

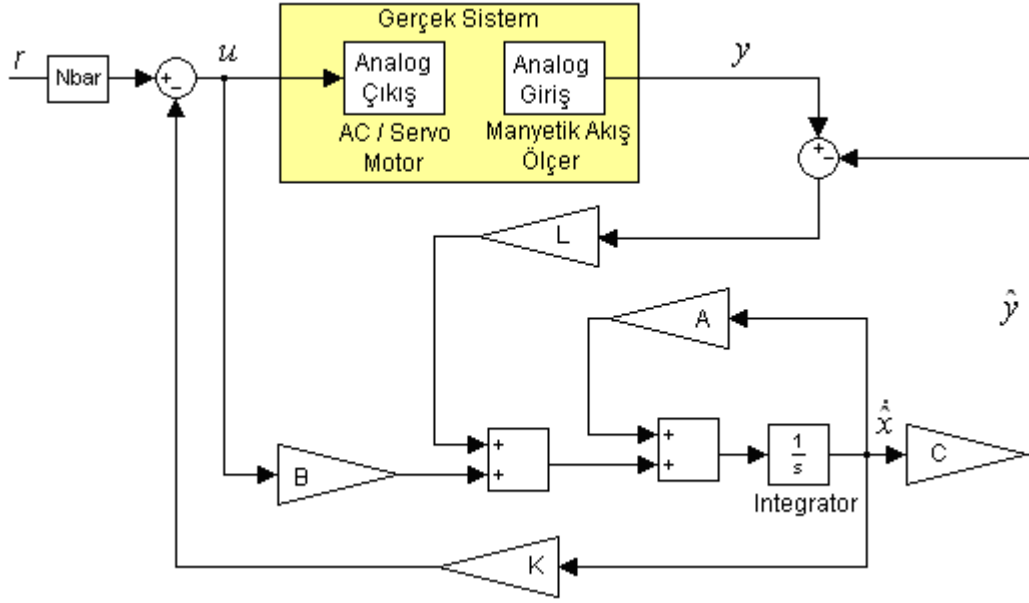
Bilgisayar üzerinde gerçekleştirilen simülasyon sonuçlarının aynı olmasına karşılık deney sisteminde alınan sonuçlarında farklılıklar olmuştur. Sistemin başarısı hesaplandığında %12,3710 oranında hata olduğu görülmektedir.

8.1.4 Luenberger gözlemleyici tasarımı

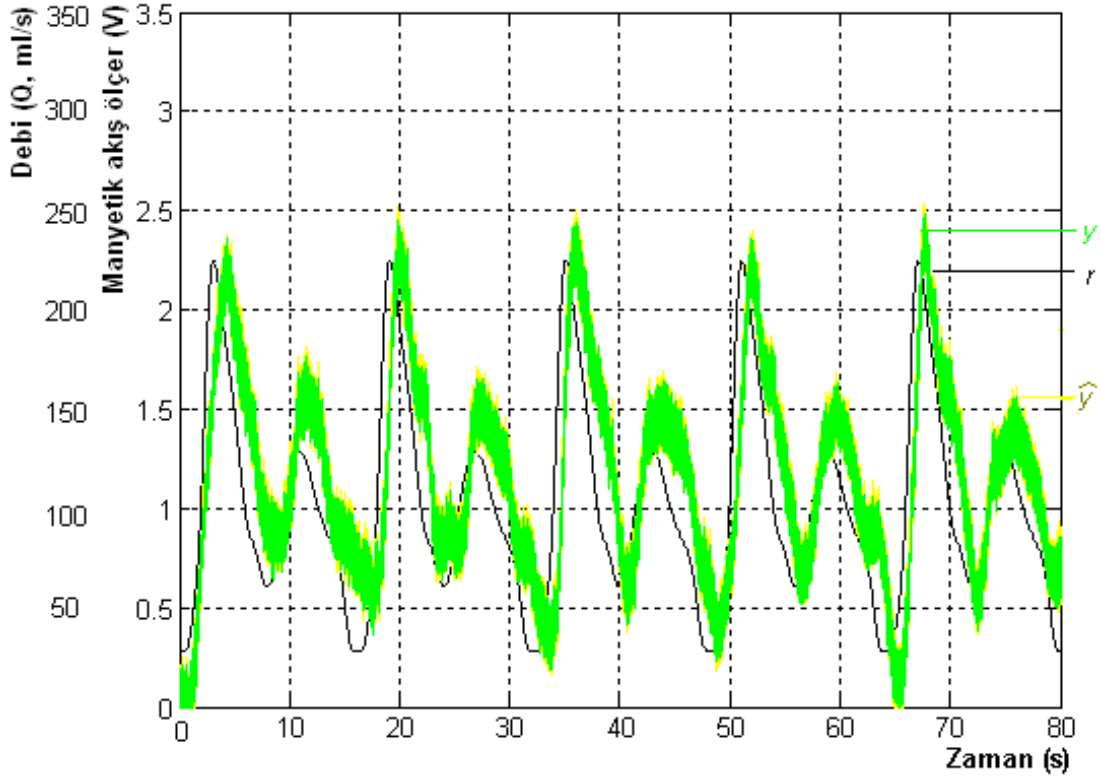
Yapılan çalışmaları takiben Luenberger gözlemleyici bloğunun da denenmesine karar verilmiştir. Her iki gözlemleyici blokta aynı yeteneğe sahip olmasına karşın Luenberger blok gözlemleyici katında parçalı yazılmış bloklara sahiptir. Luenberger gözlemleyici için sadeleştirilmiş (8.7)'deki transfer fonksiyonu kullanılmış ve performans hatası daha iyi olan kutuplar $k_1 = -5$ ve $k_2 = -10$ olarak atanmıştır. Atanan kutuplara bağlı olarak Luenberger bloğun K ve L değerleri hesaplanmıştır.

$$K = [13,4266 \quad 47,0911] \quad L = \begin{bmatrix} 1047,4 \\ 41,2 \end{bmatrix} \quad (8.10)$$

Luenberger blok ile elde edilen performans indeksi $J_n=15,9857$ olarak hesaplanmıştır.



Şekil 8. 11 Simulink, AC motor Luenberger gözlemleyici bloğu

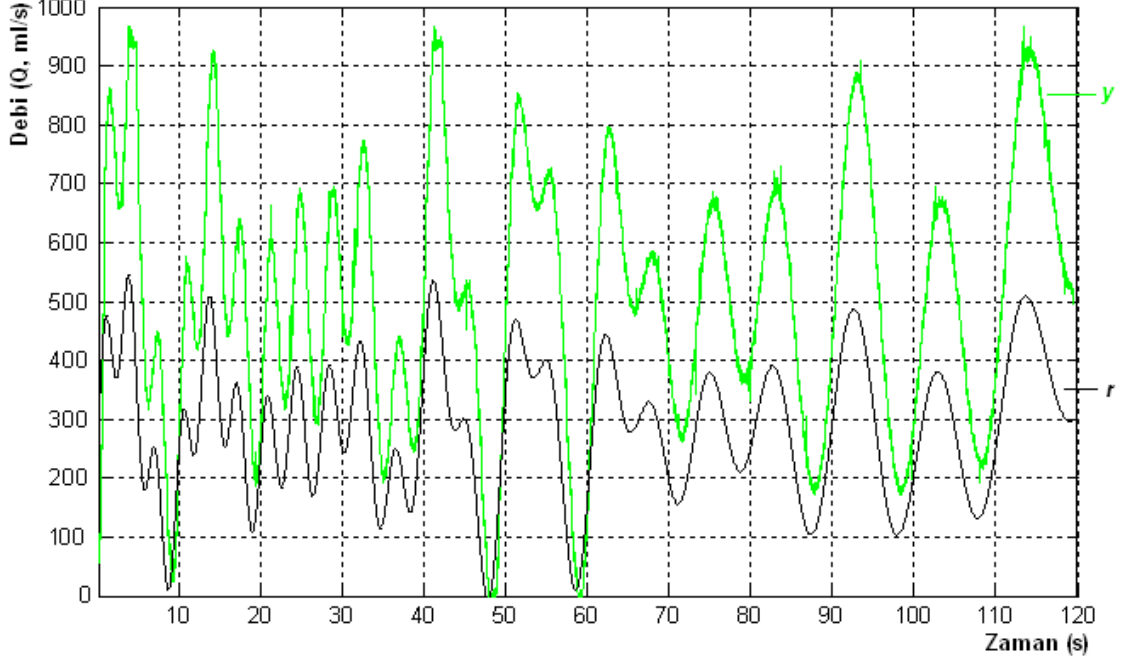


Şekil 8. 12 Luenberger Kontrol Bloğu r , y ve \hat{y} sinyalleri, $J_n=15,9857$

8.2 Servo motor Sistem Tanılama ve Gözlemleyici tasarımı

Gözlemleyici tasarımında 7. Bölümde atardamar debi sinyalleri ile elde edilen Servo motor modeller denenmiştir. Servo motor sürücüsünün çok hızlı tepki vermesi sistemi

arızaya geçirmektedir, 7. Bölümde hesaplanan modeller için yapılan deneysel çalışmalarda Servo motor ile gözlemleyici tasarlanamamıştır. Bu nedenle Servo motor frekansı ve genliği değişen (chirp) sinyal ile tekrar açık çevrimde sürülmüştür.



Şekil 8.13 Açık çevrim, Servo motor, referans r ve ölçülen çıkış sinyal y grafiği

Servo motor gözlemleyici tasarımında Şekil 8.13'te gösterilen sinyal kayıtları kullanılarak sistem modeli hesaplanmıştır. Hesaplamalarda OE parametrik modeli başarısından dolayı tercih edilmiştir. Koroner atardamar debi sinyalinin, gözlemleyici tasarlayarak, kapalı çevrim kontrolü için hesaplanan OE parametrik polinomo (8.11)'de verilen TF'ye dönüştürülmüştür.

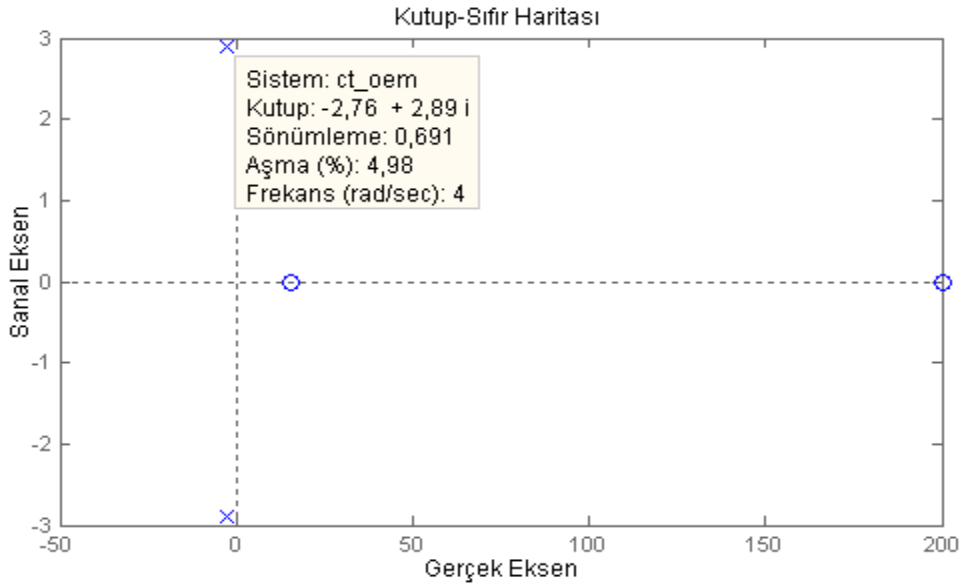
$$\frac{0,009006s^2 - 1,943s + 28,34}{s^2 + 5,526s + 16} \quad (8.11)$$

Verilen transfer fonksiyonun durum uzay modeli (8.12)'de verilmektedir.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \begin{bmatrix} -5,529 & -16,0020 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} u \\ y &= [-1,9927 \quad 28,1957] x + [0,0090] u \end{aligned} \quad (8.12)$$

Servo motor gözlemleyici tasarlanması için gerekli olan (8.11)'deki TF'nin kutupları Şekil 8.14'te verilmiştir. Servo motorun mevcut kutuplarının tepki süresi ve tepki genliği AC motora göre oldukça iyidir. Bununla beraber servo motora ait kutuplar

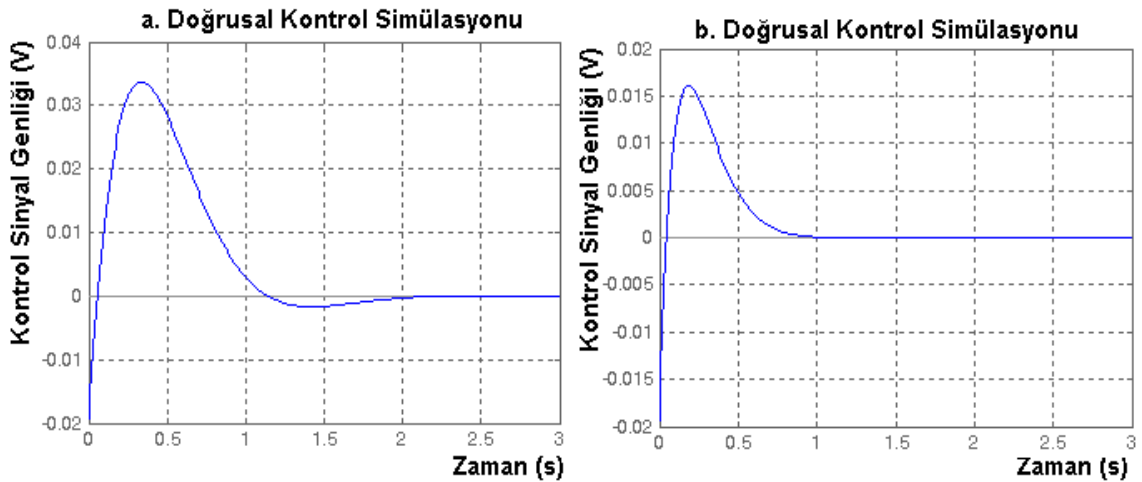
negatif yönde sanal eksenden uzaklaştırılarak doğrusal simülasyon üzerinde tepki süresi ve başlangıç değeri x_0 'a göre tepki genlikleri hesaplanmıştır.



Şekil 8. 14 Model kutupları $k_1=(-2,76+ 2,89i)$, $k_2=(-2,76 -2,89i)$

8.2.1 Servo motor gözlemleyici kutup ataması

Modele ait kutuplar -4 birim sanal eksenden uzaklaştırılarak toplam simülasyon süresi 3 saniye olan, doğrusal simülasyon çalışması yapılmıştır.

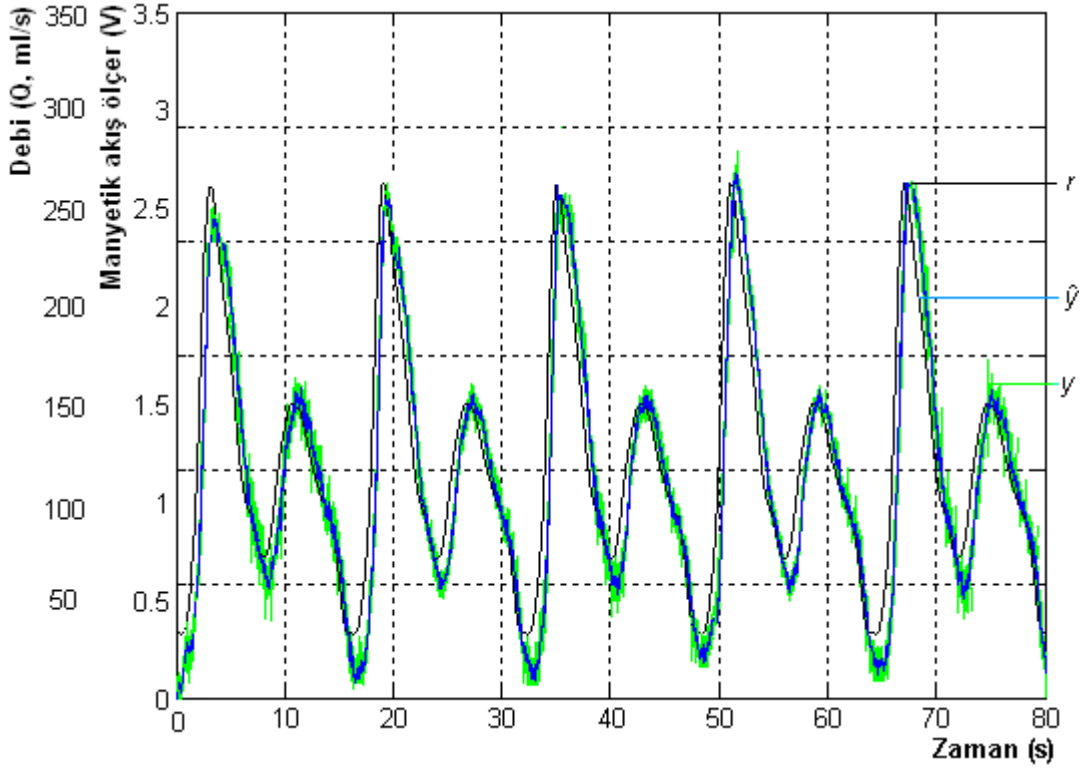


Şekil 8. 15 a. Mevcut olan kutuplar. b. Kutuplar $k_1=(-6,76+ 2,89i)$, $k_2=(-6,76 -2,89i)$ seçildiğinde elde edilen doğrusal simülasyon tepki sonuçları

Kutupların ötelenmesi ile elde edilen tepki süresi ve tepki genliği başarılı bulunarak, servo motor ile gözlemleyici tasarımında kullanılmıştır. Sistem doğrusal simülasyon tepkisi ve kutupların -4 birim uzaklaştırıldığı simülasyon tepkisi Şekil 8.15'te

verilmektedir. Gözlemleyici kutuplarının tayin edilmesi ile K ve L değerleri (8.13) elde edilmiştir.

$$K = [8 \ 38,1038] \quad L = \begin{bmatrix} 5,7140 \\ 1,1878 \end{bmatrix} \quad (8.13)$$



Şekil 8. 16 Gözlemleyici tasarımı r , y ve \hat{y} sinyalleri performans indeksi $J_n=5,9523$

Gözlemleyici ile gerçekleştirilen çalışma sonrasında r , y ve \hat{y} grafikleri Şekil 15'te çizilmiştir. Gerçekleştirilen gözlemleyici blok ile performans hatası %5,9523 olarak hesaplanmıştır.

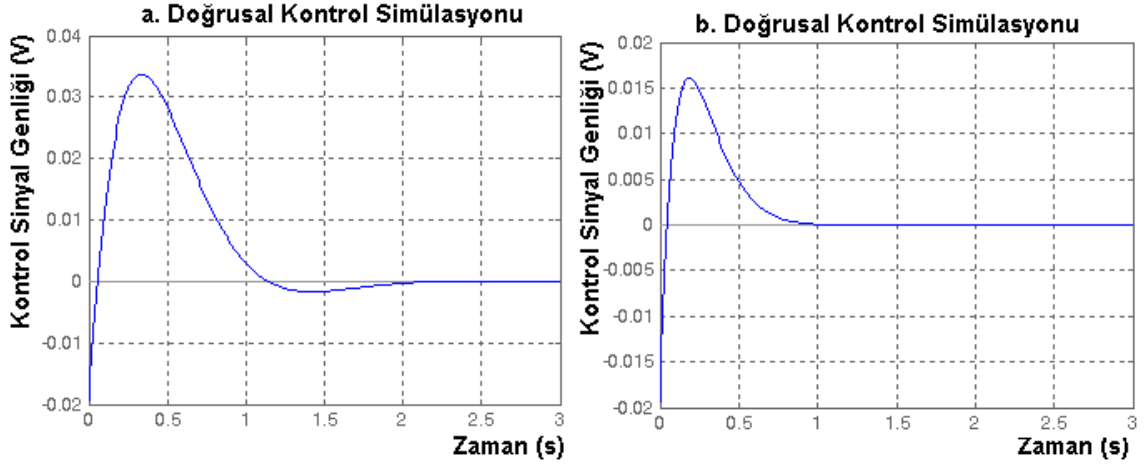
8.2.2 Sadeleştirilmiş model gözlemleyici tasarımı

(8.11)'de verilen TF'nin paydaki s^2 teriminin katsayısı sıfıra eşitlenerek (8.14)'te verilen TF elde edilmiş ve gözlemleyici tasarımı için kullanılmıştır.

$$\frac{-1,943s + 28,34}{s^2 + 5,526s + 16} \quad (8.14)$$

Matlab üzerinde durum uzay (8.15) modeli hesaplanmıştır.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \begin{bmatrix} -5,529 & -16,0020 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} u \\ y &= \begin{bmatrix} -1,9429 & 28,3398 \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} 0 \end{bmatrix} u \end{aligned} \quad (8.15)$$



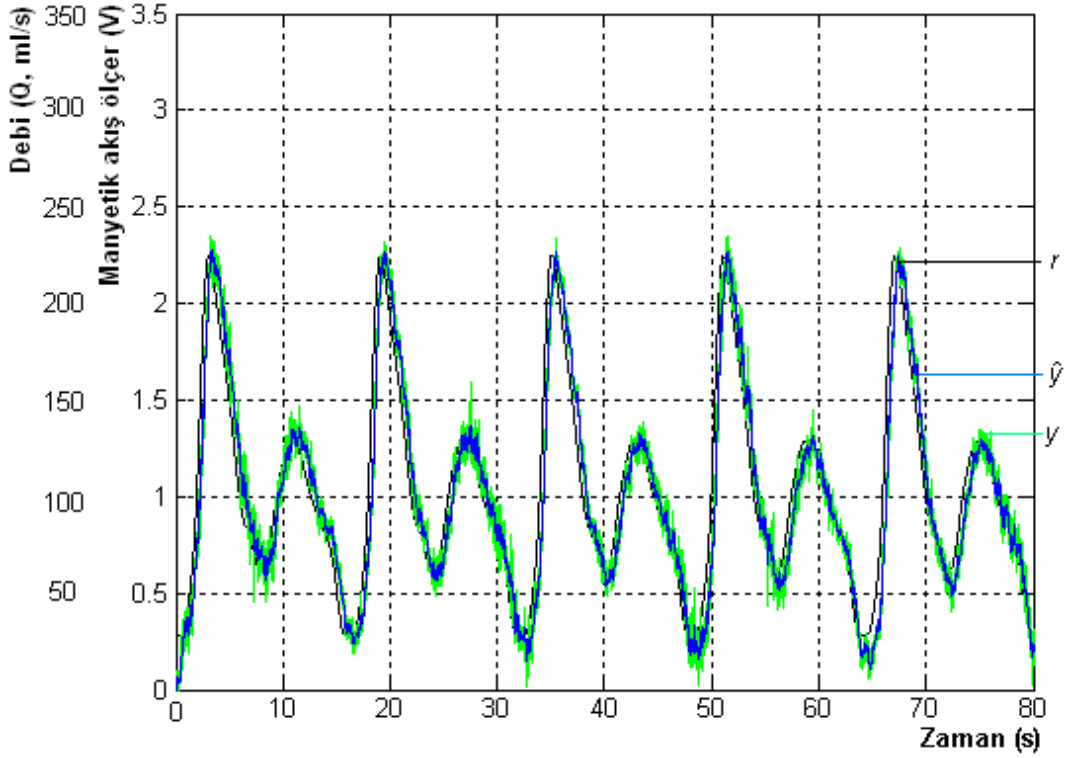
Şekil 8. 17 a. Mevcut olan kutuplar. b. Kutuplar $k_1=(-6,76+ 2,89i)$, $k_2=(-6,76 -2,89i)$ seçildiğinde elde edilen doğrusal simülasyon tepki sonuçları

Sadeleştirilmiş modelin kutupları da sanal eksenden -4 birim kadar uzaklaştırılarak doğrusal kontrol simülasyonu yapılmıştır. Modelin sadeleştirilmiş olmasına rağmen doğrusal kontrol simülasyonu, sadeleştirilmeyen modeldeki ile aynı tepki süresi ve tepki genliğine sahip olduğu görülmektedir.

Gözlemleyici tasarımı için K ve L (8.16) hesaplanmıştır.

$$K = \begin{bmatrix} 8 & 38,1038 \end{bmatrix} \quad L = \begin{bmatrix} 5,7672 \\ 1,1753 \end{bmatrix} \quad (8.16)$$

Sadeleştirilmiş modele ait hata değeri 5,1133 olarak hesaplanmıştır. Sadeleştirilen modelin hata değeri ile sadeleştirilmeyen modele ait hata değerleri birbirlerine oldukça yakın olmakla birlikte, sadeleştirilen modele ait hata değeri daha düşük çıkmıştır. Modelin sistem üzerindeki kontrolüne ait ölçülen sinyal y , referans sinyal r ve gözlemleyici çıkışı \hat{y} değerleri Şekil 8.18'de verilmektedir.



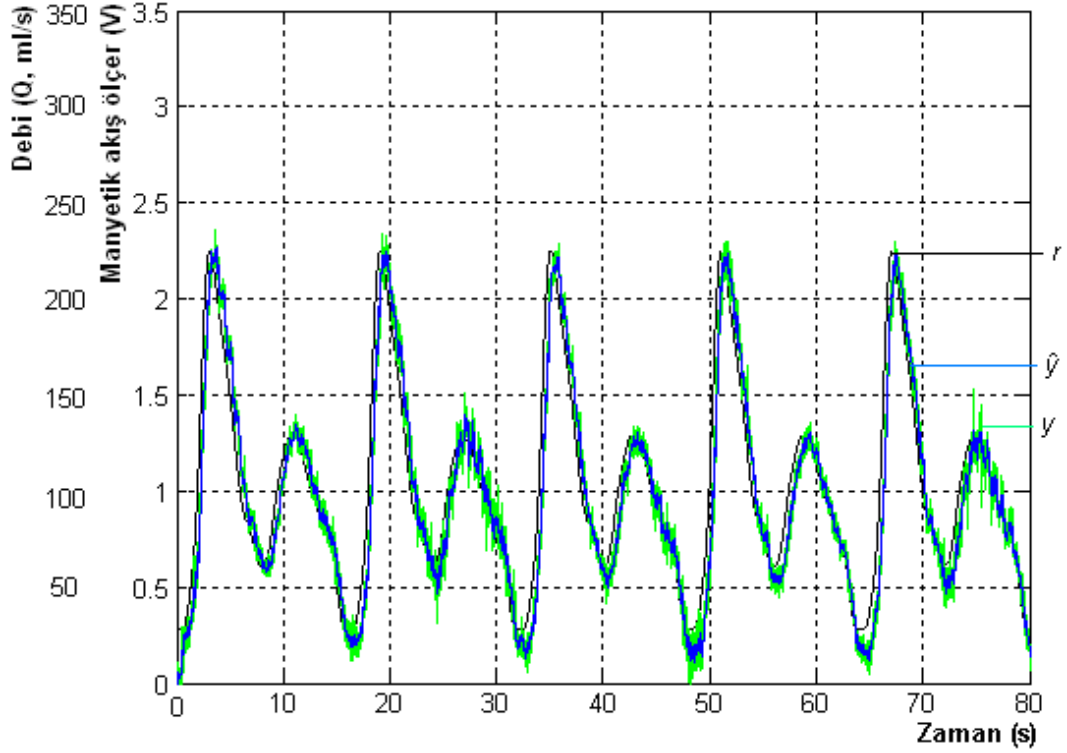
Şekil 8. 18 Sadeleştirilmiş TF ile gözlemleyici tasarımı r , y ve \hat{y} sinyalleri performans indeksi $J_n=5,1133$

8.2.3 Luenberger gözlemleyici tasarlanması

Luenberger gözlemleyici için sadeleştirilmiş (8.14)'te verilen TF kullanılmış ve sanal eksenden -4 birim uzaklaştırılan kutuplar $k_1=(-6,76+ 2,89i)$, $k_2=(-6,76 -2,89i)$ olarak atanmıştır. Atanan kutuplara bağlı olarak Luenberger bloğun K ve L değerleri (8.17) hesaplanmıştır.

$$K = [8 \ 38,1038] \quad L = \begin{bmatrix} 5,7672 \\ 1,1753 \end{bmatrix} \quad (8.17)$$

Luenberger gözlemleyici bloğu, durum uzay parametreleri parçalı yapıda Matlab/Simulink blokta oluşturulmaktadır. Görev bakımından, tek blok halindeki durum uzay modeli ile aynıdır. Fakat AC motor ve servo motor çalışmalarında da hata değeri olan J_n Luenberger blok ile elde edilen sonuçlarda daha yüksek çıkmıştır. Diğer taraftan her iki durum içinde sonuçlar oldukça birbirine yakındır. Luenberger gözlemleyici blok ile gerçekleştirilen kontrol çalışmasına ait grafik Şekil 8.19'da verilmektedir ve performans indeksi $J_n=6,2666$ olarak hesaplanmıştır.



Şekil 8. 19 Sadeleştirilmiş TF ile Luenberger gözlemleyici tasarımı r , y ve \hat{y} sinyalleri performans indeksi $J_n=6,2666$

8.3 Sonuçlar

Sistem tanılama çalışmaları kapsamında Bölüm 7’de parametrik polinomlar kullanılarak kontrol cihazlarına ait matematiksel modeller hesaplanmıştır. Çalışmalarda elde edilmesi gereken referans sinyal koroner debi sinyali olarak tercih edilmiş ve 8. Bölüm çalışmalarında kullanılmıştır. AC motor santrifüj pompa ve servo motor dişli pompa akış kontrol cihazlarına ait matematiksel modeller kullanılarak gözlemleyici tasarlanmış ve kutup atama yöntemiyle kapalı çevrim kontrolleri gerçekleştirilmiştir. Daha önceki çalışmalarda olduğu gibi kontrol cihazlarının ve kullanılan algoritmaların başarıları performans indeksi J_n kullanılarak hesaplanmıştır. Koroner debi sinyalinin kullanıldığı çalışmada servo motor hata değeri 5,11'lere kadar düşürülmüştür. Bölüm 6’da selenoid valfin kullanıldığı sezgisel kontrol çalışmalarındaki hata değerine tekrar ulaşılmıştır.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında farklı teknolojilere sahip akış kontrol cihazları, çeşitli kontrol algoritmaları kullanılarak kapalı çevrim kontrolü gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada sistem üzerinde oluşturulması istenilen r referans debi sinyali klinik çalışmalarda alınan kan akış sinyallerinden elde edilmiştir. Referans debi sinyaline ait debi karakteristikleri, dinamik benzetim yöntemiyle deneysel sisteme aktarılmıştır. Dinamik benzetim çalışmalarında Reynolds sayısı kullanılarak deney sisteminde oluşturulması gereken debi sinyaline ait genlik değişimleri hesaplanırken, Womersley sayısı kullanılarak oluşturulacak olan referans sinyallerin hangi periyot aralığında olması gerektiği hesaplanmıştır.

Literatürde incelenen çalışmalar göz önüne alındığında farklı teknolojilere sahip akış kontrol cihazlarının kullanılması gerçekleştirmiş olduğumuz tez çalışmasına üstünlükler kazandırmaktadır. Deney sistemi üzerinde kullanılan akış kontrol cihazlarının kapalı çevrim kontrol çalışmalarındaki başarılarını tartışabilmek adına kontrol kabiliyetleri testleri gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda tekrar edilebilirlik, histerisiz ve giriş-çıkış ilişkisi testleri AC motor, pnömatik valf ve selenoid valfe uygulanmıştır. Yapılan testler neticesinde pnömatik valfin doğrusal olmayan kontrol bölgelerine ve histerisiz etkilerine sahip olduğu ve sezgisel kapalı çevrim kontrol çalışmalarında diğer akış kontrol cihazlarına göre oldukça başarısız olduğu görülmüştür. Özellikle histerisiz etkilerinin yüksek olması nedeniyle P- Σ kontrol uygulamasından sonra kontrol çalışmalardan çıkarılmasına karar verilmiştir.

Sezgisel kontrol çalışmaları kapsamında akış kontrol cihazlarına PID, P- Σ kontrol, P- Σ

prediktif kontrol, P- Σ ileri tahminli kontrol, model tabanlı ileri beslemeli kontrol, model tabanlı ileri beslemeli prediktif kontrol ve model tabanlı ileri beslemeli ve ileri tahminli kapalı çevrim kontrol teknikleri uygulanmıştır. Literatürde bir ilk olarak kapalı çevrim kontrol hata değeri J_n performans indeksi ile hesaplanmıştır. Çalışmalarda en düşük hata değerine ileri beslemeli prediktif kontrol ile ulaşılmış ve AC motor hata değeri $J_n=7,4599$ ve selenoid valf hata değeri ise $J_n=5,2319$ olarak elde edilmiştir.

Sezgisel kontrol çalışmalarından sonra literatürde bir ilk olarak sistem tanılama çalışmaları yapılmıştır. Bu kapsamda akış kontrol cihazlarına bağlı olarak sistemin matematiksel modelleri çıkarılmıştır. Model çalışmalarından ARX, ARMAX, BJ, OE parametrik polinomlar ve SS durum uzay modeli kullanılmıştır. Gerçekleştirilen performans hesaplamaları sonrasında OE parametrik modelinin sistemi diğer parametrik polinomlardan daha başarılı bir şekilde modellediği görülmüştür. Bu nedenle modele dayalı kontrol çalışmalarında kullanılmak üzere OE parametrik modeli tercih edilmiştir. Parametrik polinomlar ile sistem bütünlüğü içerisinde matematiksel modelleri hesaplanan AC motor santrifüj pompa ve servo motor dişli pompa gözlemleyici tasarımında kullanılmıştır. Kutup atama yöntemiyle gerçekleştirilen çalışmalarda AC motor santrifüj pompa ve Servo motor dişli pompa için ayrı ayrı modele dayalı kapalı çevrim kontrol çalışmaları gerçekleştirilmiştir.

Gerçekleştirilen çalışmalarda literatürde bir ilk olarak; deney sisteminde oluşturulan kan akış debi sinyalinin, referans debi sinyalini oluşturmadaki performansı matematiksel olarak hesaplanmıştır. Yine literatürde bir ilk olarak farklı teknolojilere sahip akış kontrol cihazları, çeşitli kontrol algoritmalarıyla kullanılarak kapalı çevrim kontrol çalışmaları gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışmalarının sonucunda geliştirilen deney sistemi sayesinde insan vücudundaki fizyolojik kan akış debi sinyalleri yüksek doğrulukta modellenenilmekte ve kritik akış bölgelerinin belirlenmesinde kullanılabilir [72]. Kritik akış bölgelerinin LDA kullanılarak belirlenmesi hastaların atardamarlarında oluşan stenoz ve anevrizma oluşum nedenlerinin anlaşılması için büyük önem arz etmekte ve gelecekte yapılacak hemodinamik araştırmalarda kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] Crawshaw, H. M., et al., (1980). "Flow Disturbance at the Distal End-to-Side Anastomosis - Effect of Patency of the Proximal Outflow Segment and Angle of Anastomosis", *Archives of Surgery*, 115: 1280-1284.
- [2] Ahmed S.A., Giddens D. P., (1984). "Pulsatile Poststenotic Flow Studies with Laser Doppler Anemometry", *Journal of Biomechanics*, 17(9): 695-705.
- [3] Nakamura, M. , Sugiyama, W. ve Haruna, M., (1993). "An Experiment on the Pulsatile Flow at Transitional Reynolds-Numbers - the Fluid Dynamical Meaning of the Blood-Flow Parameters in the Aorta", *J Biomech Eng-T Asme*, 115: 412-417.
- [4] Peacock, J., Jones, T., Tock, C. ve Lutz, R. (1997). "An In Vitro Study on the Effect of Branch Points on the Stability of coronary Artery Flow", *Med. Eng. Phys.*, 19: 101-108.
- [5] Sivenesan, S., How, T. V., Black, R. A. ve Bakran, A., (1999). "Flow pattern in the radiocephalic arteriovenous fistula an in vitro study", *Journal of Biomechanics*, 32: 915-925.
- [6] Bertman, C. D., Pythoud, F., Stergiopoulos, N. ve Meister, J. J., (1999). "Pulse Wave Attenuation Measurement By Linear And Nonlinear Methods In Nonlinearly Elastic Tubes", *Medical Engineering and Physics*, 21: 155-166.
- [7] Yu, S. C. M., (2000). "Steady and pulsatile flow studies in Abdominal Aortic Aneurysm models using Particle Image Velocimetry", *International Journal of Heat and Fluid Flow*, 21: 74-83.
- [8] Pennati, G., et al, (2001). "In vitro steady-flow analysis of systemic-to-pulmonary shunt haemodynamics", *J. Biomech*, 34: 23-30.
- [9] Liepsch, D., (2002). "An introduction to biofluid mechanics basic models and applications", *Journal of Biomechanics*, 35: 415-435.
- [10] Loth, F., Fischer, P. F., Arslan, N., Bertram, C. D., Lee, S. E., Royston, T. J., Shaalan, W. E. ve Bassiouny, H. S., (2003). "Transitional Flow at the Venous Anastomosis of an Arteriovenous Graft: Potential Activation of ERK1/2 Mechanotransduction Pathway", *Journal of Biomechanical Engineering*, 125: 49-61.

- [11] Van Tricht, I., De Wachter, D., Tordoir, J. ve Verdonck, P., (2004). "Hemodynamics in a compliant hydraulic in vitro model of straight versus tapered PTFE arteriovenous graft", *J Surg. Res.*, 116: 297-304.
- [12] Arslan, N., Loth, F., Bertram, C. D. ve Bassiouny, H. S., (2005). "Transitional flow field characterization inside an arteriovenous graft-to-vein anastomosis under pulsatile flow conditions", *Eur J Mech B-Fluid*, 24: 353-365.
- [13] Peattie, R. A., (1998). "Experimental Study of Pulsatile Flow in Moldes of Abdominal Aortic Aneurysms", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 20: 367-370.
- [14] Arslan, N., (2007). "An in Vitro Investigation of Steady Transitional Flow in an Arteriovenous Graft-to-Vein Anastomosis", *J.Eng. Env.Sci.*, 37: 79-81.
- [15] Lee, S. W., Smith, D. S., Loth, F., Fischer, P. F. ve Bassiouny, H. S., (2007). "Numerical and experimental simulation of transitional flow in a blood vessel junction", *Numer Heat Tr a-Appl*, 51: 1-22.
- [16] Liou, T. M. ve Li, Y. C., (2008). "Effects of stent porosity on hemodynamics in a sidewall aneurysm model", *Journal of Biomechanics*, 41: 1174-1183.
- [17] Schmidt, A., Pazin-Filho, A., Murta, L. O., Almeida-Filho, O. C., Gallo, L., Marin-Neto, J. A. ve Maciel, B. C., (2008). "Effects of Changing Blood Viscosity and Heart Rate on Vena Contracta Width as Evaluated by Color Doppler Flow Mapping. An In Vitro Study with a Pulsatile Flow Model", *A Journal Of Cardiovascular Ultrasound and Allied Techniques*, 25: 133-140.
- [18] Tsai, W. ve Savas, O., (2010). "Flow pumping system for physiological waveforms", *Med Biol Eng Comput*, 48: 197-201.
- [19] Arslan, N. ve Sengul, A. B., (2009). "Experimental Detection of Critical Flow Regions inside a Complex Graft to Vein Connection Using Laser Doppler Anemometer", *Experimental Techniques, Society of Experimental Mechanics*, 34: 30-37.
- [20] Kamiya, A. ve Togawa, T., (1980). "Adaptive regulation of wall shear stres to flow change in the canine carotid artery", *Am.J.Physiol.Heart Circ.Physiol*, 293: 14-21.
- [21] Liou, T. M. ve Li, Y. C., (2008). "Effects of stent porosity on hemodynamics in a sidewall aneurysm model", *Journal of Biomechanics*, 41: 1174-1183.
- [22] Dantes Dynamics A/S. (2006). *BSA Flow Software Documents Version 4.10 Installation & User's Guide*.
- [23] Dantes Dynamics A/S. (2007). *FlowExplorer Installations & User's Guide*.
- [24] Siemens Operating Instructions (Compact) (2004). *Sinamics G110*.
- [25] Delta Electronics, Inc. (2009). *Asda-B Series User Manuals, Standard AC Servo Drive for General Purpose Applications*.
- [26] Küçükparmak Mühendislik San. Ve Tic. Ltd. Şti. (2011). *Kupar Dişli Transfer Pompaları Katalog*.

- [27] Electro-pneumatic Positioners (2009). YT-1000L Series User's Manual YTC Ver 1.01.
- [28] Ege Endüstriyel Kontrol (2009). Ecoflo-GV pnömatik glob vanalar katalog.
- [29] Bürkert Fluid Control Systems (2010). Type 8605 Operating Instructions.
- [30] Siemens (2009). SITRANS F M Flowmeters Transmitter MAG 5000/6000.
- [31] Humusoft s. r. o. (2002) MF 614 Multifunction I/O Card User's Manual, Printed in Czech Republic.
- [32] Arslan N. ve Turmuş H., (2011) "Computational Solution Of The Velocity And Wall Shear Stress Distribution Inside A Coronary By-Pass Graft To Artery Connection Under Steady Flow Conditions" 2nd International Symposium on Computing in Science & Engineering (ISCSE), İzmir.
- [33] Berne, R. M. ve Levy, M. N., (1986). Cardiovascular Physiology, 9th Edition, St. Louis, CV Mosby, USA.
- [34] Ku, D. N., (1997). "Blood Flow in Arteries", Annual Review of Fluid Mechanics, 29: 399-434.
- [35] Galt, S. W., Zwolak, R. M., Wagner, R. J. ve Gilbertson, J. J., (1993). "Differential response of arteries and vein grafts to blood flow reduction", J. Vasc. Surg., 17: 563-570.
- [36] Liu, S. Q. ve Fung, Y. C., (1989). "Relationship between hypertension, hypertrophy, and opening angle of zero-stress state of arteries following aortic constriction," J. Biomech. Eng, 111: 325-333.
- [37] Hoffman, J. I. ve Kaplan, S., (2002). "The incidence of congenital heart disease," J. Am. Coll. Cardiol., 39: 1890-900.
- [38] Taylor, C. A. ve Draney, M. T., (2004). "Experimental and Computational Methods in Cardiovascular Fluid Mechanics", Annu. Rev. Fluid Mech., 231: 36-197.
- [39] Mohrman, D. E. ve Heler, L. J., (2006). Cardiovascular Physiology, 6th Edition, The McGraw Hill, Minnesota, USA.
- [40] Lippincott, Williams ve Wilkins, (2005). Cardiovascular Physiology Concepts, Data Reproduction Corporation, Philadelphia, USA.
- [41] Wikipedia, Wiggers Diagram, http://en.wikipedia.org/wiki/Wiggers_diagram, Temmuz 2011.
- [42] Munson, B. R. ve Young, D. F., (2002). Fundamental of Fluid Mechanics Department of Mechanical Engineering, Iowa State University Ames, Iowa, USA.
- [43] Rott N., (1990). "Note on the history of the Reynolds number", Annual Review of Fluid Mechanics, 22(1): 1-11.
- [44] Shari L. Meyerson, MD, John Moawad, MD, Francis Loth, PhD, Christopher L.

- Skelly, MD, Hisham S. Bassiouny, MD, James F. McKinsey, MD, Bruce L. Gewertz, MD ve Lewis B. Schwartz, MD, (2000). "Effective hemodynamic diameter: An intrinsic property of vein grafts with predictive value for patency" *Journal of Vascular Surgery*, 31: 5.
- [45] Artoli A. M., Hoekstra A. G. ve Sloom P. M. A., (2006). "Mesoscopic simulations of systolic flow in the human abdominal aorta" *Journal of Biomechanics*, 39: 873–884.
- [46] Egelhoff C. J., Budwig R.S., Elger D.F., Khraishi T. A. ve Johansen K. H., (1999). "Model studies of the flow in abdominal aortic aneurysms during resting and exercise conditions", *Journal of Biomechanics*, 32: 1319-1329.
- [47] Wang X. ve Zhang N., (2005). "Numerical analysis of heat transfer in pulsating turbulent flow in a pipe", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 48: 3957–3970.
- [48] Fusegi T., (1997). "Numerical study of convective heat transfer from periodic open cavities in a channel with oscillatory through flow", *Int. J. Heat and Fluid Flow*, 18: 376–383.
- [49] Yip T. H. ve Yu S. C. M., (2002). "Oscillatory flows in straight tubes with an axisymmetric bulge" *Experimental Thermal and Fluid Science*, 26: 947–961.
- [50] Richard B. Thompson ve Elliot R. McVeigh, (2003). "Real Time Volumetric Flow Measurements with Complex-Difference MRI", *Magnetic Resonance in Medicine*, 50: 1248-1255.
- [51] Radegran G. ve Saltin B., (2000). "Human Femoral Artery Diameter in Relation to Knee Extensor Muscle Mass, Peak Blood Flow and Oxygen Uptake", *American Physiol. Heart Circ.*, 278: 162-167.
- [52] Bertolotti C., Deplanoa V., Fuseri J. ve Dupouyb P., (2001). "Numerical and experimental models of post-operative realistic flows in stenosed coronary bypasses", *Journal of Biomechanics*, 34: 1049–1064.
- [53] Jaroslaw Krejza, MD, PhD; Michal Arkuszewski, MD; Scott E. Kasner, MD, PhD; John Weigele, MD, PhD; Andrzej Ustymowicz, MD, PhD; Robert W. Hurst, MD, PhD; Brett L. Cucchiara, MD; Steven R. Messe, MD, (2006). "Carotid Artery Diameter in Men and Women and the Relation to Body and Neck Size", *Journal of The American Heart Association*, 37: 1103-1105.
- [54] Eckstein H. H., Eichbaum M., Klemm K., Doerfler A., Ringleb P., Bruckner T., Allenberg J.-R., (2003). "Improvement of Carotid Blood Flow After Carotid Endarterectomy Evaluation Using Intraoperative Ultrasound Flow Measurement", *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 25: 168-174.
- [55] Arslan, N., (1999). *Experimental Characterization of Transitional Unsteady Flow Inside a Graft to Vein Junction*, Ph.D thesis, The University of Illinois at Chicago.
- [56] Antonio Visioli, (2006). *Practical PID Control*, Springer Verlag London.
- [57] Ogata, Katsuhiko, (1997). *Modern Control Engineering*, 3rd Edition Prentice

Hall, Inc. New Jersey USA.

- [58] Bishop, R. H. [2009]. *Modern Control Systems Analysis and Design Using Matlab*, Addison-Wesley Texas USA.
- [59] Chi-Tsong Chen (1993). *Analog and Digital Control System Design: Transfer-Function, State-Space, and Algebraic Methods*, Sounders College Publishing .
- [60] Ang K. H., Chong G. C. Y. and Li Y., (2005). "PID control system analysis, design, and technology", *IEEE Trans Control Systems Tech*, 13(4): 559-576.
- [61] W. K. Ho, Y. Hong, A. Hansson, H. Hjalmarsson, J. W. Deng (2002). "Relay auto-tuning of PID controllers using iterative feedback tuning " *Automatica*, 39(1): 149-157.
- [62] Mohammad Shamsuzzoha, Sigurd Skogestad (2010). "The setpoint overshoot method: A simple and fast closed-loop approach for PID tuning" *Journal of Process Control*, 20(10): 1220-1234.
- [63] R. Bandyopadhyay, U. K. Chakraborty, D. Patranabis (2001) "Autotuning a PID controller: A fuzzy-genetic approach" *Journal of Systems Architecture*, 47(7): 663-673.
- [64] Ljung L., (1999). *System Identification - Theory for User*, PTR Prentice Hall, 2nd edition, New Jersey.
- [65] MathWorks Company, (2009). *Matlab, System Identification Toolbox 7.4.1*.
- [66] Paraskevopoulos P. N. (2002). *Modern Control Engineering*, Marcel Dekker Inc. New York, USA.
- [67] Rolans S. Burns (2001). *Advanced Control Engineering*, Butterworth-Heinemann Oxford UK.
- [68] Söderström T., Stoica P., (1989). *System Identification*, Prentice Hall, First published UK.
- [69] Unbehauen H., Rao G. P., (1998). "A review of identification in continuous time systems" *Annual Reviews in Control*, 22: 145-171.
- [70] Jesus I. S., Tenreiro Machado J. A., (2008). "Fractional control of heat diffusion systems", *Nonlinear Dyn*, 54: 263-282.
- [71] Majhi B., Panda G., (2011). "Robust identification of nonlinear complex systems using low complexity ANN and particle swarm optimization technique", *Expert Systems with Applications*, 38: 321-333.
- [72] Mathews L., (2007). "Paradigm Shift in Hemodynamic Monitoring" *The Internet Journal of Anesthesiology*, 11, 2.

MATLAB KODLARI

Tez çalışmasında kullanılan kodların tümünün verilmesinin yerine önem arz eden Matlab kodlarından örnekler seçilerek bu bölümde verilmiştir.

A-1 Performans İndeksi

```
x=referans; % referans sinyal dizisi
y=olculen; % deney sisteminde ölçülen sinyal

x=x(2001:8000);
y=y(2001:8000);

cv=[];
for k=0:500
    v1=x(1:5000);
    v2=y(1+k:5000+k);
    cv=[cv sum(abs(v1-v2))];
end

figure, plot([0:500],cv);
grid

[r c]=min(cv);
perF = 100 * min(cv)/sum(abs(v1))
timeDelay=c/100
```

A-2 Atardamar sinyalinin oluşturulması

```
%% MRI ön görüntü işleme
Img = imread('MRI.JPG');
Gray = RGB2GRAY(Img);
BW = edge(Gray,'prewitt');

clear Img Gray
width = 2;
%% Eşik değeri düzenlenmesi
Edge_x = [];
```

```

Edge_y = [];

for i=1:size(BW,2),
    for j=1:size(BW,1),
        if BW(j,i) ==1,
            Center(j+width,i) = 0.5;
            Edge_x = [Edge_x i];
            Edge_y = [Edge_y size(BW,1)-j+width];
            break;
        end
    end
end

figure
imshow(Center)

%% Eksen değerlerinin düzenlenmesi
x=[1 2]; %zaman (saniye)
y=[0 5.5]; %debi, Q (ml/s)

time = (x(2)-x(1))*(Edge_x-1)/size(BW,2);
flow_rate = (y(2)-y(1))*Edge_y/size(BW,1)+y(1);

fid = fopen('atardamar.txt','wt');
for i=1:size(time,2),
    fprintf(fid,'%f \t %f \n',time(i),flow_rate(i));
end
fclose(fid);

delt=0.01;           % örnekleme zaman aralığı
T=16;               % sinyal periyodu
fs=1/T;             % örnekleme frekansı
t=[0:delt:T]';

% f ölçülen sütun vektörü
Qraw = dlmread(' atardamar.txt','\t');
f = Qraw(:,2);

N=length(f);
dt=T/N;
tv=[0:N-1]'*dt;

c0=sum(f)*dt/T;

for k=1:14
    A(k)=2*sum(f.*cos(tv*k*2*pi/T)*dt)/T;
    B(k)=2*sum(f.*sin(tv*k*2*pi/T)*dt)/T;
end

%=====
%Sinyal Genliğinin Değiştirilmesi
%=====
singen=1; %<= katsayıyı değiştirerek ayarla
A=singen*A;
B=singen*B;

%=====

```



```

% MRI datadan elde edilen katsayılar ile sinyal oluştur
for i=1:14
sc(i,:)=A(i)*cos(2*pi*fs*t*i);
ss(i,:)=B(i)*sin(2*pi*fs*t*i);
end

stt=c0+sum(sc)+sum(ss);

%grafiğinin çizilmesi
%=====
figure
plot(stt);
grid
xlabel('n = fs x t') % label x-axis
ylabel('Q (ml/s) ') %
axis([0 length(stt) 0 9])
%=====
%simulink için arraylar workspace yazılır
A=A';
B=B';

```

A-3 Tekrar Edilebilirlik

```

%=====
% Tekrar deney parametreleri
%=====
% En düşük genlik değeri
lv=0.0;

% En yüksek genlik değeri
uv=10.0;

% Genlik adım sayısı
Mv = 34;

% Deney sayısı
N = 10*(Mv+1);

% 1 örnek deney süresi
ED = 2;

disp('Warning: SET SAMPLING PERIOD TO 1 SEC');

% Random sayının üretilmesi
rvI = round(Mv*rand(N,1));
rvII=[];
for k=1:length(rvI)
rvII=[rvII ; rvI(k)*ones(ED,1)];
end

dv = (uv - lv) / Mv;
rvR = lv + rvII*dv;
x = rvR;

%=====
% Tekrar edilebilirlik deney sonrası analiz
%=====

```

```

xv=zeros(Mv+1,1);
ymin=zeros(Mv+1,1);
ymax=zeros(Mv+1,1);

for k=1:Mv+1
    xv(k)=lv + (k - 1) * dv;
    ymin(k)=100;
    ymax(k)=-100;
end;

for p=1:N

    %xe=rvR(p*ED);
    ye=y(p*ED);

    ki=1+rvII(p*ED);
    if(ymin(ki) > ye)
        ymin(ki) = ye;
    end
    if(ymax(ki) < ye)
        ymax(ki) = ye;
    end
end

end

disp([xv ymin ymax]);

figure, plot(xv,ymin,'r-',xv,ymax,'b-')
axis([lv 9 0 10])
grid
xlabel('Voltage (Valve)');
ylabel('Flow (FlowMeter)');

```

A-3 Sistem Tanılama Kod Örneği

Sistem tanılama Matlab kodu olarak sadece ARX modeline ait sistem tanılama işlemi yapılmış ve ARX modelinin bulunması için AC motor ile açık çevrim kaydedilen koroner sinyali kullanılmıştır. Elde edilen modelin performansı ölçülen diğer atardamar sinyalleri ile karşılaştırılmıştır.

```

Ts=0.01;
datainput=ACMotoCoronaryi;
dataoutput=ACMotoCoronaryo;

% Aort damarına ait kan akış sinyalinin kullanılarak AC motor System
% Identification
data=iddata(dataoutput, datainput, Ts);

baslaPERF=1601;
bitirPERF=10000;
%arx model=====
arxm = arx(data, 'na',2,'nb',2,'nk',0);
figure, compare(data,arxm),title('ARX model')%,axis([1 10862 -1 10])
zt_arxm = tf(arxm, 's');

```

```

figure, subplot(2,1,1), bode(zt_arxm)
ct_arxm=d2c(zt_arxm, 'tustin');
subplot(2,1,2), bode(ct_arxm)

[cnumarx cdenarx]=tfdata(ct_arxm, 'v');
[znumarx zdenarx]=tfdata(zt_arxm, 'v');
% elde edilen TF kullanılarak
OutAortarxz=filter(znumarx,zdenarx,ACMotoAortai);
OutAortarxzfit = 100*(1 - norm(OutAortarxz(baslaPERF:bitirPERF) -
ACMotoAortao(baslaPERF:bitirPERF))/norm(ACMotoAortao(baslaPERF:bitirPERF))-mean(ACMotoAortao(baslaPERF:bitirPERF))))

OutFemarxz=filter(znumarx,zdenarx,ACMotoFemorali);
OutFemarxzfit = 100*(1 - norm(OutFemarxz(baslaPERF:bitirPERF) -
ACMotoFemoralo(baslaPERF:bitirPERF))/norm(ACMotoFemoralo(baslaPERF:bitirPERF))-mean(ACMotoFemoralo(baslaPERF:bitirPERF))))

OutIlliarxz=filter(znumarx,zdenarx,ACMotoIlliaci);
OutIlliarxzfit = 100*(1 - norm(OutIlliarxz(baslaPERF:bitirPERF) -
ACMotoIlliaco(baslaPERF:bitirPERF))/norm(ACMotoIlliaco(baslaPERF:bitirPERF))-mean(ACMotoIlliaco(baslaPERF:bitirPERF))))

OutCaroarxz=filter(znumarx,zdenarx,ACMotoCarotidi);
OutCaroarxzfit = 100*(1 - norm(OutCaroarxz(baslaPERF:bitirPERF) -
ACMotoCarotido(baslaPERF:bitirPERF))/norm(ACMotoCarotido(baslaPERF:bitirPERF))-mean(ACMotoCarotido(baslaPERF:bitirPERF))))

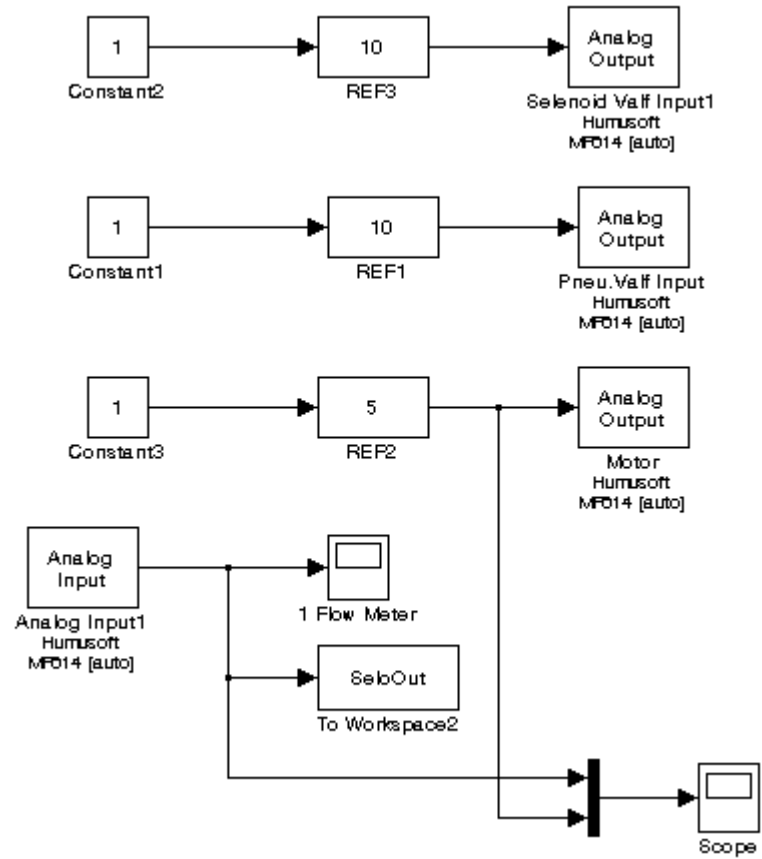
OutCoronarxz=filter(znumarx,zdenarx,ACMotoCoronaryi);
OutCoronarxzfit = 100*(1 - norm(OutCoronarxz(baslaPERF:bitirPERF) -
ACMotoCoronaryo(baslaPERF:bitirPERF))/norm(ACMotoCoronaryo(baslaPERF:bitirPERF))-mean(ACMotoCoronaryo(baslaPERF:bitirPERF))))

```

SIMULINK BLOKLARI

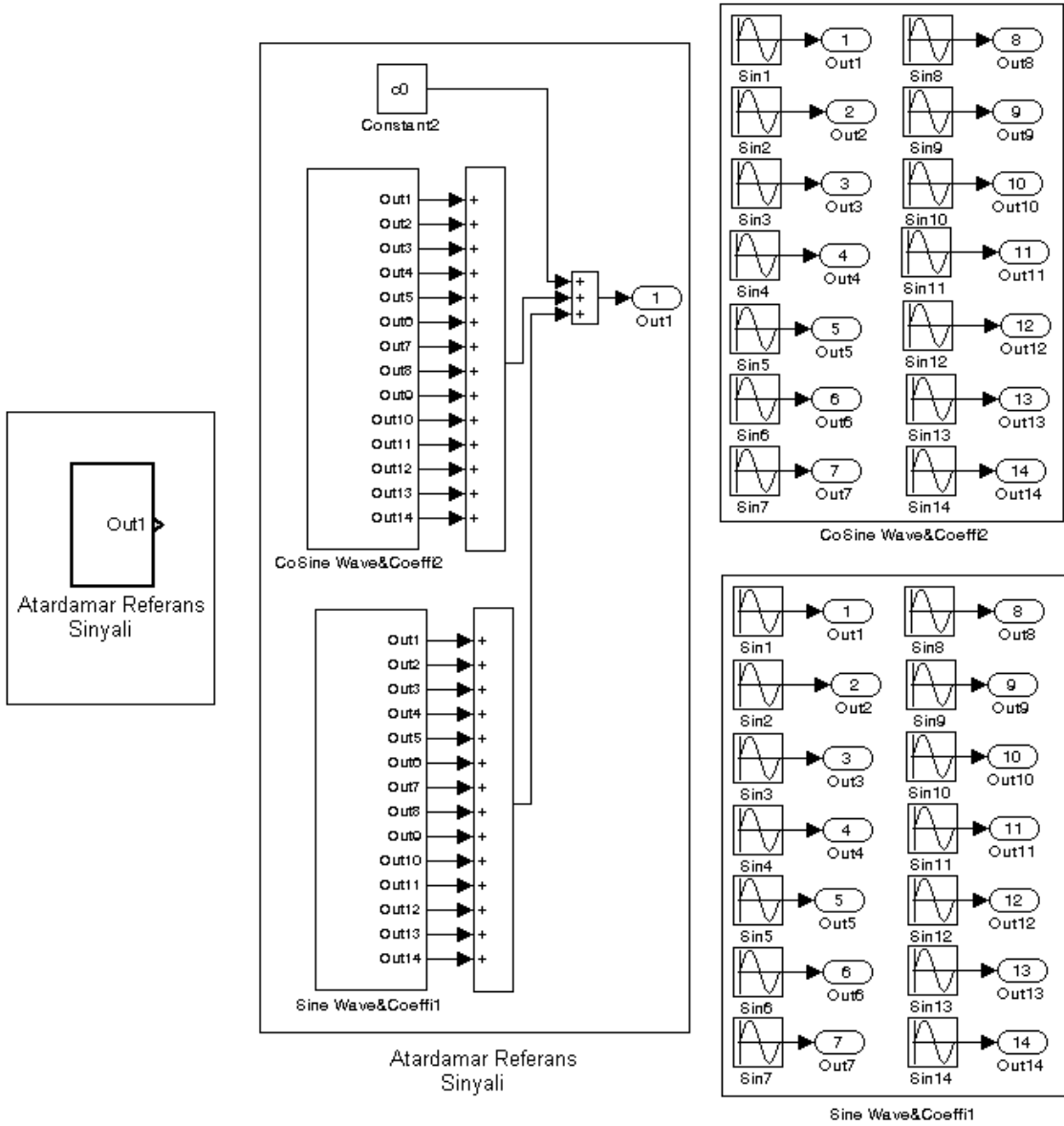
Tez çalışmalarında kullanılan tüm Simulink bloklarının bu bölümde verilmesi sayfa sayısını çok fazla artıracığı düşünülerek çalışmaların anlaşılabilir kılınması için bazı örnekler verilmektedir.

B-1 AC Motor Açık Çevrim Kontrol Bloğu

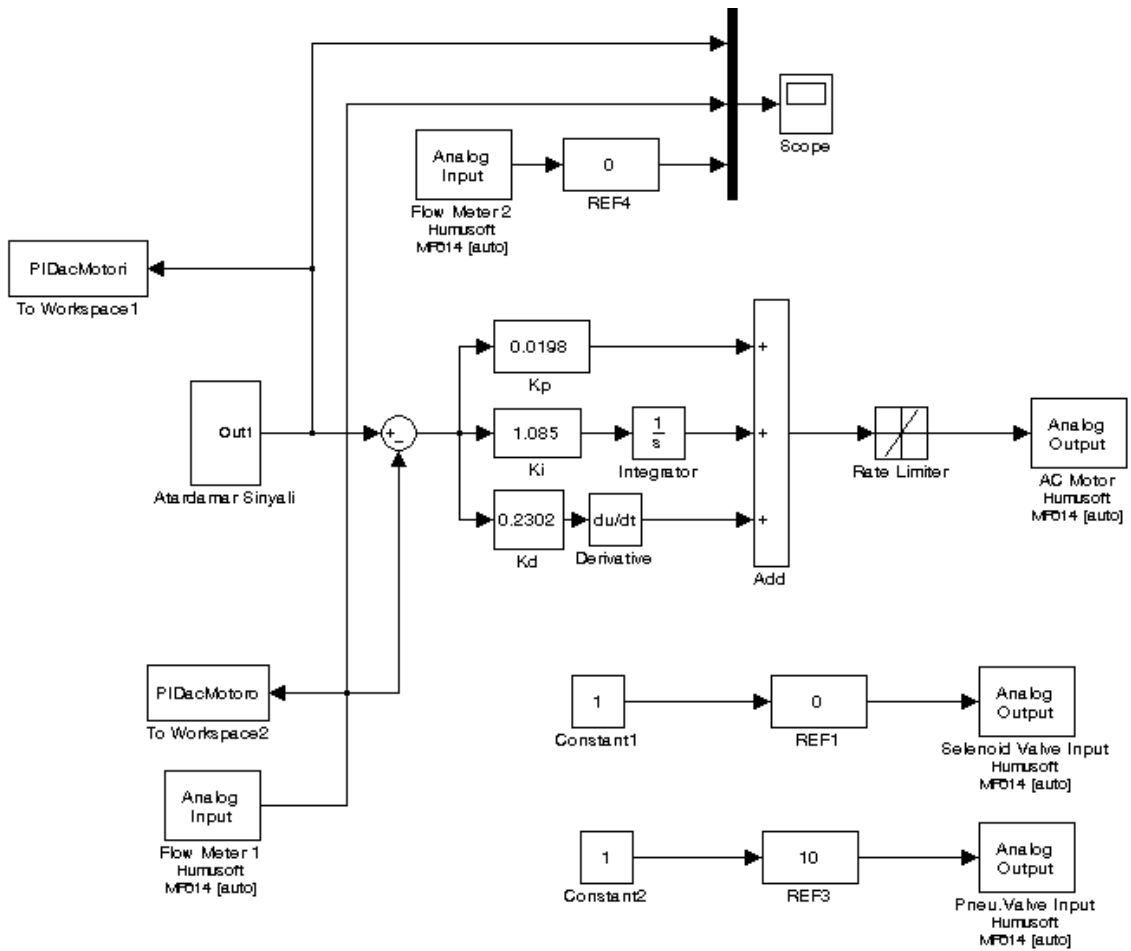


B-2 Referans Sinyal ve Alt Blokları

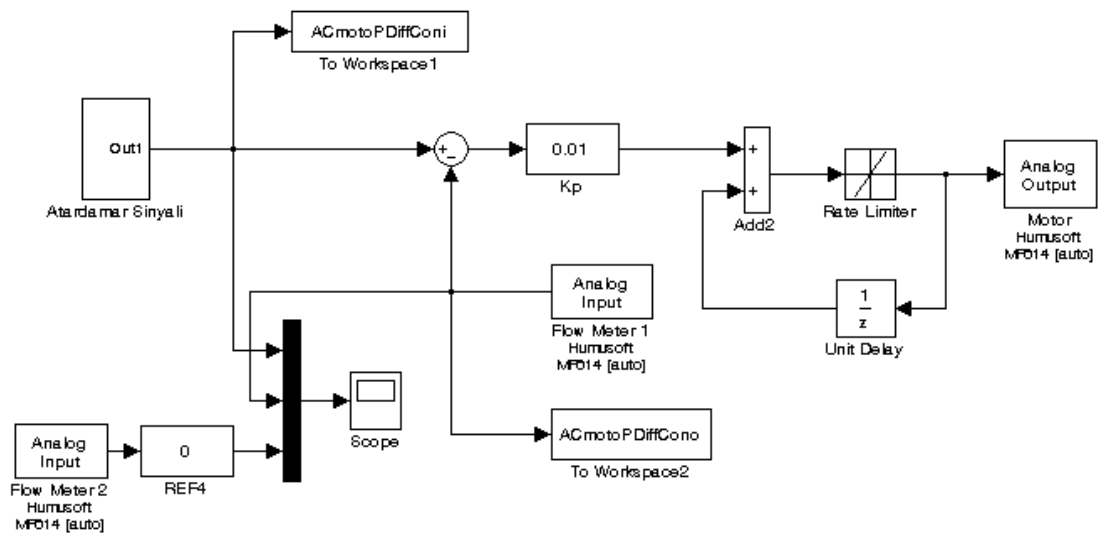
Referans sinyalleri oluşturmak için kullanılan "Atardamar Referans Sinyal" bloğu ve alt blokları verilmektedir.



B-3 AC Motor PID kontrol bloğu

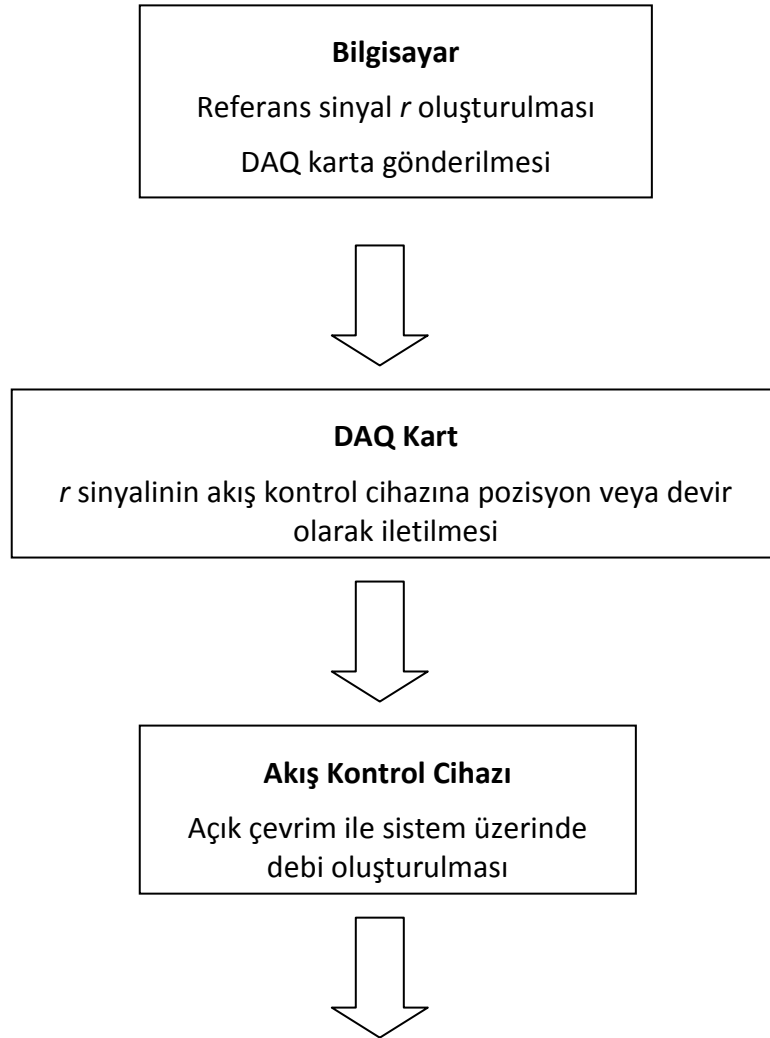


B-4 AC Motor P-Σ kontrol bloğu

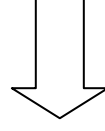


SİSTEM TANILAMA ÇALIŞMALARI

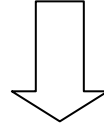
Bölüm 7'de gerçekleştirilen sistem tanılama çalışmalarının detaylı anlatımı akış şeması üzerinde verilmiştir.



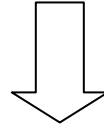
Manyetik Akış Ölçer
Sistem üzerinde oluşan y debi sinyalinin DAQ karta gönderilmesi



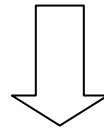
DAQ Kart
 y sistem üzerinde ölçülen çıkış debi sinyalinin aktarılması



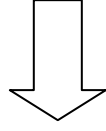
Bilgisayar
 r ve y sinyallerinin kaydedilmesi



Yazılım: Sistem Tanılama
 r sinyalini y sinyaline dönüştüren (fit) parametrik polinomların kullanılması

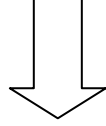


Yazılım: Sistem Tanılama
Transfer fonksiyonu derecesinin düşük ve performansın yüksek olması için uygun parametrik polinom seçilmesi



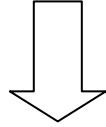
Yazılım: Sistem Tanılama

Transfer fonksiyonu derecesinin düşük ve performansın yüksek olması için uygun parametrik polinom katsayılarının düzenlenmesi



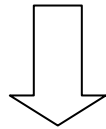
Yazılım: Sistem Tanılama

Elde edilen transfer fonksiyonu ile r giriş sinyaline karşılık yh çıkış sinyallerinin hesaplanması



Yazılım: Sistem Tanılama

Ölçülen y sinyali ile hesaplanan yh sinyalleri arasında performans hesaplamalarının yapılması



Yazılım: Sistem Tanılama

En başarılı transfer fonksiyonunun Gözlemleyici tasarımı için seçilmesi

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Serdar YILMAZ
Doğum Tarihi ve Yeri : 05.11.1975 İstanbul
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : syilmaz@fatih.edu.tr

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	Elektronik Mühendisliği	Fatih Üniversitesi	2003
Lisans	Elektronik Mühendisliği	İstanbul Üniversitesi	2000

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2000	Fatih Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2006	Fatih Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

YAYINLARI

Makale

1. **Serdar YILMAZ, Onur TOKER, Nurullah ARSLAN, Herman SEDEF, "Optimal in-vitro realization of pulsatile coronary artery flow waveforms using closed-loop feedback algorithms with multiple flow control devices" Turkish Journal Of Electrical Engineering & Computer Sciences. Makale Kodu: ELK-1101-1024**

Bildiri

1. **Serdar YILMAZ, Nurullah ARSLAN, Onur TOKER, Herman SEDEF, "Realization of blood flow signals using MR images of femoral and coronary artery in vitro system", Biyomekanik 2010, İzmir, May. 2011, Journals of Biomechanics, 44, 1,pp. 8**
2. **Serdar YILMAZ, Nurullah ARSLAN, Onur TOKER, Herman SEDEF, "Femoral ve Koroner Atardamar MRI Görüntülerinden, Kan Akış Sinyallerinin In Vitro Sistemde Oluşturulması", Biyomekanik 2010, İzmir Türkiye, Sep. 2010, V.Ulusal Biyomekanik Kongresi (Uluslararası Katılımlı), 80,pp. 97.**
3. **Serdar YILMAZ, Nurullah ARSLAN, Onur TOKER, Herman SEDEF, "Pulsatil Akış sinyalinin AC Pompa ve Oransal Pnömatik Valf kullanarak deneysel olarak benzetimi ve karşılaştırılması", Biyomut 2010, 15.Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Antalya, 83, 4-2010.**
4. **Serdar YILMAZ, Onur TOKER, Nurullah ARSLAN, Herman SEDEF, Cihan ULAŞ, "PID ve P-Dinamik Değişim Sınırlayıcı (P-DDS) ile Debi Kontrolü", TOK 2009, Türkiye Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, Ist 153, 2009.**

5. **Serdar YILMAZ, Onur TOKER, Nurullah ARSLAN, "Femoral Atardamardaki Kan Akış Sinyalinin Modellenmesi", Biyomut 2009, Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, İzmir, 05-2009.**

Proje

1. TUBITAK 1001 Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projeleri Destekleme Programı 104S531 proje numarası ile desteklenmiştir.
2. Fatih Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü P50091001_2 proje numarası ile desteklenmiştir.