



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

**ELEKTRİKSEL SİSTEM OLARAK İNSAN KALBİNİN
MODELLENMESİ - ANALİZ VE SİMÜLASYON**

**ERTEM KIZILKAPLAN
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Fikret YALÇINKAYA**

KIRIKKALE-2022



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

**ELEKTRİKSEL SİSTEM OLARAK İNSAN KALBİNİN
MODELLENMESİ - ANALİZ VE SİMÜLASYON**

**ERTEM KIZILKAPLAN
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Fikret YALÇINKAYA**

KIRIKKALE-2022

Ertem KIZILKAPLAN tarafından hazırlanan “ELEKTRİKSEL SİSTEM OLARAK İNSAN KALBİNİN MODELLENMESİ - ANALİZ VE SİMÜLASYON” adlı tez çalışması, aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ/OY ÇOKLUĞU ile Kırıkkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Fikret YALÇINKAYA

Elektrik-Elektronik Mühendisliği/Kırıkkale Üniversitesi İmza.....

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum

Başkan: Prof. Dr. İnan GÜLER

Elektrik-Elektronik Mühendisliği/Gazi Üniversitesi İmza.....

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Ata SEVİNÇ

Elektrik-Elektronik Mühendisliği/Kırıkkale Üniversitesi İmza.....

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum

Tez Savunma Tarihi: .../.../ 2022

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Prof. Dr. Recep ÇALIN

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYANI

Kırıkkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu bildirir,

aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Ertem KIZILKAPLAN

...../...../2022

ÖZET

ELEKTRİKSEL SİSTEM OLARAK İNSAN KALBİNİN MODELLENMESİ- ANALİZ VE SİMÜLASYON

Kırıkkale Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Fikret YALÇINKAYA

Eylül 2022, 70 Sayfa

Modern mühendislik sistemlerinin analizi ve tasarımı genellikle multidisipliner olmayı, yani aynı konuya farklı branşlar üzerinden (Hidrolik, mekanik ve elektrik alanları gibi) odaklanmayı gerektirir. Birleşik modelleme metodolojisi; hidrolik, mekanik ve elektrik sistemlerinde birbirine karşılık gelen temel unsurlar (parametreler) arasındaki analojiye dayanmaktadır. Bu kapsamda önerilen birleşik modelleme metodolojisi ile insan kardiyovasküler sisteminin geliştirilen bütünsel hidro-elektro-mekanik sistem (HEMS) modeli üzerinden, tüm alt-sistemlerin özgün eşdeğer devreleri üretilerek entegre edilmiş formlarının birlikte çalıştığı 12 seri eşdeğer devre aracılığıyla modelleme yapılmış ve ardından kardiyovasküler sistemin davranışı, sistem dinamiğini öngören diferansiyel denklemler aracılığıyla matematiksel olarak modellenerek tüm sistemin Matlab/Simulink ile simülasyonu gerçekleştirilmiştir. Bu tez çalışmasında, kalbin karıncık ve kulakçıkları zamanla değişen geometrik modeller ile ifade edilmiştir. Sistemik ve pulmoner dolaşımın modellenmesi için doğrusal olmayan bir toplu parametre modeli ile uyarlanabilir Windkessel modelinden ve kalp kapaklarının çalışma mekanizması için laminar akış koşullarını göz önünde bulunduran Poiseuille Yasası'ndan yararlanılmıştır. Sonuç olarak geliştirilen bu kardiyovasküler sistem modelinin, hemodinamik sistem parametrelerinin olağan fizyolojik değerlerinin doğrulanmasında yeni bir mühendislik görevi icra etmesi hedeflenmiş olup, önerilen bu modelin insan kardiyovasküler sistem ve ilgili alt sistemlerin anatomik yapılarını anlamak için alternatif bir yöntem olacağı öngörülmektedir.

Anahtar kelimeler: Hidro-elektro-mekanik sistem (HEMS), Matlab simülasyonu, Kardiyovasküler sistem, Biyomedikal, Dolaşım sistemi.

ABSTRACT

MODELING OF THE HUMAN HEART AS AN ELECTRICAL SYSTEM - ANALYSIS AND SIMULATION

Kırıkkale University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Electrical-Electronic Engineering, Master's Thesis

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Fikret YALÇINKAYA

September 2022, 70 Pages

The analysis and design of modern engineering systems usually requires being multidisciplinary, that is, focusing on the same subject through different branches (such as hydraulic, mechanical and electrical fields). Combined modeling methodology is based on analogy between the counterparts of the basic elements (parameters) corresponding to hydraulic, mechanical and electrical systems. In this context, with the proposed combined modeling methodology, the integrated hydro-electro-mechanical system (HEMS) model of the human cardiovascular system was developed using equivalent circuits of all sub-systems through 12 series equivalent circuits in which the integrated forms work together as if one single integrated form and then simulate the entire behavior of the cardiovascular system. The whole system was simulated with Matlab/Simulink by mathematically modeling it through differential equations that predict the system dynamics. In this thesis, the ventricles and atria of the heart are expressed with time-varying geometric models. A nonlinear batch parameter model and adaptive Windkessel model were used to model the systemic and pulmonary circulation, and Poiseuille's Law takes into account the laminar flow conditions for the working mechanism of heart valves used. As a result, the developed cardiovascular system model is aimed to perform a new engineering task in confirming the standard physiological values of hemodynamic system parameters, and it is predicted that this proposed model will be an alternative method to understand the anatomical structures of the human cardiovascular system and related subsystems thereinto.

Keywords: Hydro-electro-mechanical system (HEMS), Matlab simulation, Cardiovascular system, Biomedical, Circulatory system.

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması esnasında hiçbir yardımcı esirgemeyen, biz genç araştırmacılara her türlü yol gösterici olan, bilgi birikimiyle yaptığım çalışmalara farklı açılardan bakmamı sağlayan, beni cesaretlendiren, beraber çalışmaktan ve her zaman öğrencisi olmaktan gurur duyduğum değerli danışman hocam, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Fikret Yalçınkaya'ya, bilimsel konularda daima yardımcı görduğüm hocam, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ata Sevinç'e, Sayın Doç. Dr. Murat Lüy'e ve de Sayın Prof. Dr. Tolga Eren'e teşekkür ederim.

Son olarak tezimi hazırlamam esnasında yardımlarını esirgemeyen sevgili eşime, gelecekteki en büyük umut ışığım kızıma ve tüm hayatım boyunca benim yanımda olan, aldığım kararları her zaman destekleyen, eğitim hayatım boyunca üzerimde en büyük emeği bulunan sevgili anneme sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Sayfa

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Sistem Modelleme	1
1.1.1. Fiziksel Modelleme.....	2
1.1.2. Matematiksel Modelleme	2
1.2. Fizyolojik Sistem Modelleme.....	4
1.3. Kardiyovasküler Sistem Modelleme	4
2. MATERYAL VE YÖNTEM	8
2.1. Hidrolik Eşdeğer Model	9
2.2. Mekanik Eşdeğer Model.....	12
2.3. Elektrik Eşdeğer Model	13
2.4. Hidro-Elektro-Mekanik Sistem Eşdeğer Modeli (HEMS)	15
2.4.1. Sol Karıncık Modeli.....	19

2.4.2. Sağ Karıncık Modeli	23
2.4.3. Sol Kulakçık Modeli	24
2.4.4. Sağ Kulakçık Modeli	28
2.4.5. Aort Modeli.....	31
2.4.6. Sistemik Atardamar Modeli.....	33
2.4.7. Sistemik Kılcaldamar Modeli	34
2.4.8. Sistemik Toplardamar Modeli	36
2.4.9. Vena Kava Modeli	37
2.4.10. Pulmoner Atardamar Modeli	39
2.4.11. Akciğer Modeli	41
2.4.12. Pulmoner Toplardamar Modeli.....	43
2.4.13. Kalp Kapak Modeli.....	46
3. BULGULAR	54
4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	59
KAYNAKLAR	62
ÖZGEÇMİŞ.....	69

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>ÇİZELGE</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. Elektrik, mekanik ve hidrolik sistem parametreleri arasındaki analogi gösterimi	8
2.2 Sağlıklı bir yetişkine ait kalbin karıncıkları ve kulakçıkları için tanımlanmış hemodinamik parametre değerleri	17
2.3 Sağlıklı bir yetişkin için tanımlanmış HEMS eşdeğer devre elemanlarının parametre değerleri	18
2.4 Kardiyovasküler sistemin damar bölgelerine göre gerilmemiş hacim değerleri	45
2.5 Kardiyovasküler sistemdeki kan akış durumuna göre kalp kapaklarının konumları	47

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>ŞEKİL</u>	<u>Sayfa</u>
1.1 Dinamik bir sistemin giriş ve çıkışlarını gösteren blok diyagramı.....	1
1.2 Autocad programı ile kalbin 3 boyutlu anatomik yapısının çizimi.....	5
2.1 Kardiyovasküler Sistemin Matlab-Simscape ile oluşturulmuş Hidrolik Eşdeğer Devresi.....	11
2.2 Kardiyovasküler Sistemin Matlab / Simscape ile oluşturulmuş Mekanik Eşdeğer Devresi.....	13
2.3 Kardiyovasküler Sistemin Matlab/Simulink ile oluşturulmuş Elektrik Eşdeğer Devresi.....	14
2.4 Autocad ile 3-boyutlu çizilen kalp segmentlerinde temsili kan akışı sıralaması.....	16
2.5 Kalbin Hidro-Elektro-Mekanik Sistem Modelinin Eşdeğer Devresi.....	17
2.6 Kalbin Hidro-Elektro-Mekanik Sistem Modelinin Matlab/Simulink Eşdeğer Blok Şeması.....	19
2.7 Kalbin sol karıncık bölümünün Bullet (Mermi) geometrisi (silindirik bir üst kısım ile elipsoidal bir taban birleşimi) ile modellenmesi.....	20
2.8 Kalbin sol karıncık modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Fonksiyon bloğu ile gösterimi.....	22
2.9 Kalbin sağ karıncık modeli için üretilen denklemlerin Matlab/Fonksiyon bloğu ile gösterimi.....	24
2.10 Kalbin sol kulakçık modeli için üretilen denklemlerin Matlab/Fonksiyon bloğu ile gösterimi.....	26
2.11 Sol kulakçıkta oluşan basınç-zaman değişimi gösterimi.....	27
2.12 Sol kulakçıkta oluşan hacim-zaman değişimi gösterimi.....	27

2.13 Kalbin sağ kulakçık modeli için üretilen denklemlerin Matlab/Fonksiyon bloğu ile gösterimi	29
2.14 Sağ kulakçıkta oluşan basınç-zaman değişimi gösterimi. P_{RA} : Sağ kulakçık basıncı (mmHg).	30
2.15 Sağ kulakçıkta oluşan hacim-zaman değişimi gösterimi. V_{ra} : Sağ kulakçık hacmi (ml).....	30
2.16 (a) Aort-Kalp bağlantısının Autocad ile 3-boyutlu çizimi, (b) Aorta bağlı Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi.....	31
2.17 Kalbin aort modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi	32
2.18 Sistemik atardamarların Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi	33
2.19 Sistemik atardamar modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.	34
2.20 Sistemik kılcaldamarların Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi ...	35
2.21 Sistemik kılcaldamar modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.	36
2.22 Sistemik toplardamarların Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi ...	36
2.23 Sistemik toplardamar modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.	37
2.24 Üst ve alt vena kavalının Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi.	38
2.25 Vena kava modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi	39
2.26 Pulmoner atardamarların Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi.....	40
2.27 Pulmoner atardamar modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.	41
2.28 Akciğerlerin Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi.	42
2.29 Akciğer modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi. ...	43
2.30 Pulmoner toplardamarların Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi.....	44

2.31 Pulmoner toplardamar modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.	45
2.32 Bir tüpteki tek yönlü basınçla yönlendirilen laminar akış	46
2.33 Autocad programı ile tasarlanmış aort kapak modeli	47
2.34 Kalbin aort kapak modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Fonksiyon bloğu ile gösterimi.	49
2.35 Kalbin mitral kapak modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Fonksiyon blok ile gösterimi.	50
2.36 Pulmoner kapak modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Fonksiyon blok ile gösterimi.	51
2.37 Triküspid kapak modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Fonksiyon blok ile gösterimi.	52
2.38 Kalp kapaklarının kan akışı dalga formları.....	52
2.39 Sağ Karıncık Hacmi (V_{TV} - ml) ve Sol Karıncık Hacmi (V_{LV} - ml).....	56
2.40 Bir kardiyak döngü boyunca sol karıncıkta meydana gelen basınç-hacim değişimi grafiği.....	56
2.41 Sol karıncık basıncı (P_{LV} - mmHg) ile aort basıncının (P_{AO} - mmHg) değişim grafiği.	57
2.42 Sağ karıncık basıncı (P_{RV} - mmHg) ile pulmoner atardamar basıncının (P_{PART} - mmHg) değişim grafiği.	58

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<i>0D</i>	Sıfır Boyutlu
<i>1D</i>	Bir Boyutlu
<i>2D</i>	İki Boyutlu
<i>3D</i>	Üç Boyutlu
<i>A</i>	Diyastolik Fonksiyon Katsayısı
<i>AO</i>	Aort
<i>ART</i>	Sistemik Arter (Atardamarlar)
<i>AV</i>	Aort Kapak
<i>BV</i>	Sistemik Toplardamarlar
<i>CAPS</i>	Sistemik Kılcaldamarlar
<i>C_{ao}</i>	Aort Kompliyansı
<i>C_{art}</i>	Sistemik Atardamar Kompliyansı
<i>C_{bv}</i>	Sistemik Toplardamar Kompliyansı
<i>C_{caps}</i>	Sistemik Kılcaldamar Kompliyansı
<i>C_{lungs}</i>	Akciğer Kompliyansı
<i>C_{part}</i>	Pulmoner Atardamar Kompliyansı
<i>C_{pvs}</i>	Pulmoner Toplardamar Kompliyansı
<i>C_{vc}</i>	Üst ve Alt Vena Kava Kompliyansı
<i>CVS</i>	Kardiyovasküler Sistem
<i>CO</i>	Kalp Debisi
<i>D</i>	Kulakçık Gevşeme Süresi
<i>DVS</i>	Bağımlı Gerilim Kaynağı
<i>E_a</i>	Kulakçık Elastansı
<i>E_d</i>	Diyastol Sonu Karıncık Elastansı
<i>EDV</i>	Diyastol Sonu Hacim
<i>EF</i>	Ejeksiyon Fraksiyonu
<i>E_{max}</i>	Maksimum Kulakçık Elastansı
<i>E_{min}</i>	Minimum Kulakçık Elastansı
<i>E_s</i>	Sistol Sonu Karıncık Elastansı

$E_{s,lv}$	Sistol Sonu Sol Karıncık Elastansı
$E_{s,rv}$	Sistol Sonu Sağ Karıncık Elastansı
ESV	Sistol Sonu Hacim
E_v	Karıncık Elastansı
f_{act}	Aktivasyon Fonksiyonu
$f_{act,a}$	Kulakçıklar için Aktivasyon Fonksiyonu
$f_{act,v}$	Karıncıklar için Aktivasyon Fonksiyonu
h	Eksen Uzunluğu
HEMS	Hidro-Elektro-Mekanik Sistem
h_{la}	Sol Kulakçık Eksen Uzunluğu
h_{lv}	Sol Karıncık Eksen Uzunluğu
h_{ra}	Sağ Kulakçık Eksen Uzunluğu
h_{rv}	Sağ Karıncık Eksen Uzunluğu
l	Tüp/Kalp Kapak Uzunluğu
LA	Sol Kulakçık
L_{ao}	Aort İneransı
L_{art}	Sistemik Atardamar İneransı
L_{lungs}	Akciğer İneransı
LUNGS	Akciğerler
LV	Sol Karıncık
MV	Mitral Kapak
ODE	Adi Diferansiyel Denklemler
P	Basınc
P_1	Tüp Çıkış Basıncı
P_2	Tüp Giriş Basıncı
PART	Pulmoner Arter (Atardamar)
P_{LA}	Sol Kulakçık Basıncı
$P_{lv,a}$	Sol Karıncık Basıncı Aktif Bileşeni
$P_{lv,p}$	Sol Karıncık Basıncı Pasif Bileşeni
P_{LV}	Sol Karıncık Basıncı
P_{RA}	Sağ Kulakçık Basıncı
P_{RV}	Sağ Karıncık Basıncı
$P_{rv,a}$	Sağ Karıncık Basıncı Aktif Bileşeni
$P_{rv,p}$	Sağ Karıncık Basıncı Pasif Bileşeni

PV	Pulmoner Kapak
Q	Akış
Q_{AO}	Aort Kan Akışı
Q_{ART}	Sistemik Atardamarda Kan Akışı
Q_{AV}	Aort Kapaktaki Kan Akışı
Q_{BV}	Sistemik Toplardamarda Kan Akışı
Q_{CAPS}	Sistemik Kılcaldamarda Kan Akışı
Q_{LA}	Sol Kulakçıkta Kan Akışı
Q_{LUNGS}	Akciğerlerde Kan Akışı
Q_{LV}	Sol Karıncıkta Kan Akışı
Q_{MV}	Mitral Kapaktaki Kan Akışı
Q_{PART}	Pulmoner Atardamarda Kan Akışı
Q_{PV}	Pulmoner Kapaktaki Kan Akışı
Q_{PVS}	Pulmoner Toplardamarda Kan Akışı
Q_{RA}	Sağ Kulakçıkta Kan Akışı
Q_{RV}	Sağ Karıncıkta Kan Akışı
Q_{TV}	Triküspid Kapaktaki Kan Akışı
Q_{VC}	Üst ve Alt Vena Kavalarda Kan Akışı
r	Yarıçap
RA	Sağ Kulakçık
R_{ao}	Aort Direnci
R_{art}	Sistemik Atardamar Direnci
R_{av}	Aort Kapak Direnci
R_{bv}	Sistemik Toplardamar Direnci
R_{vc}	Üst ve Alt Vena Kava Direnci
R_{caps}	Sistemik Kılcaldamar Direnci
r_{la}	Sol Kulakçık Yarıçapı
$r_{la,0}$	Sol Kulakçık Başlangıç Yarıçapı
R_{lungs}	Havayolu ve akciğer Direnci
R_{lungs2}	Çevresel Direnç
r_{lv}	Sol Karıncık Yarıçapı
$r_{lv,0}$	Sol Karıncık Başlangıç Yarıçapı
R_{mv}	Mitral Kapak Direnci
R_{part}	Pulmoner Atardamar Direnci

R_{pv}	Pulmoner Kapak Direnci
r_{ra}	Sağ Kulakçık Yarıçapı
$r_{ra,0}$	Sağ Kulakçık Başlangıç Yarıçapı
r_{rv}	Sağ Karıncık Yarıçapı
$r_{rv,0}$	Sağ Karıncık Başlangıç Yarıçapı
R_{tv}	Triküspid Kapak Direnci
RV	Sağ Karıncık
t	Zaman değişkeni
T	Bir Kalp Atım Süresi
T_1	Aktivasyon Fonk. Minimum Zamanı
T_2	Aktivasyon Fonk. Maksimum Zamanı
T_a	Kulakçık Kasılması Başlangıç Zamanı
TV	Triküspid Kapak
SV	Stroke (Atım) Hacmi
V_0	Başlangıç Hacmi
VC	Üst ve Alt Vena Kava
V_{la}	Sol Kulakçık Hacmi
$V_{la,0}$	Sol Kulakçık Başlangıç Dolum Hacmi
V_{lv}	Sol Karıncık Hacmi
$V_{lv,0}$	Sol Karıncık Başlangıç Dolum Hacmi
V_{ra}	Sağ Kulakçık Hacmi
$V_{ra,0}$	Sağ Kulakçık Başlangıç Dolum Hacmi
V_{rv}	Sağ Karıncık Hacmi
$V_{rv,0}$	Sağ Karıncık Başlangıç Dolum Hacmi
VS	Pulmoner Toplardamar
w	Duvar Gerilme Faktörü
WK	Windkessel Model
w_{la}	Sol Kulakçık Duvar Gerilmesi
w_{lv}	Sol Karıncık Duvar Gerilmesi
w_{ra}	Sağ Kulakçık Duvar Gerilmesi
w_{rv}	Sağ Karıncık Duvar Gerilmesi
η	Viskozite
η_b	Kan Viskozitesi

1. GİRİŞ

1.1. Sistem Modelleme

Günümüzde sistem kavramı oldukça geniş bir anlamda kullanılmaktadır. Mühendislik uygulamalarında sistem denildiğinde, belirli sayıda girişi işleyip belirli sayıda çıkış veren, birbirleriyle ve çevreleriyle etkileşim halinde bulunan elemanlar topluluğu akla gelmektedir. Sistem sınırlarının dışında kalan tüm unsurlar ise sistemin çevresini oluşturur. Sistemi tanımlayan bazı özelliklerin zamanla değişmesi ile ifade edilen büyüklüklere sahip sistemlere de dinamik sistemler denir [1]. Dinamik bir sistemin girişleri ve çıkışları arasındaki ilişkiyi tanımlayan blok diyagramı Şekil 1.1’de gösterilmektedir.



Şekil 1.1 Dinamik bir sistemin giriş ve çıkışlarını gösteren blok diyagramı.

Gerçek yaşam koşullarının sistem içerisindeki ilişkilerini tanımlayabilmek ve sistemlerin davranış biçimlerini öngörebilmek amacıyla modellemeye ihtiyaç duyulmuştur [2]. Bir sistemin farklı koşullar altındaki davranışını ön görmek, olayın fiziksel gerçekliğini anlamak, olayı matematiksel olarak tanımlamak ve diğer olaylardan farklı tutmak amacıyla fiziksel ve(ya) matematiksel modeller kullanılmaktadır [3,4]. Karmaşık bir sistemin anlaşılır hale getirilmesi sırasında sistemdeki fiziksel olaylar basit bir şekilde tanımlanabilir ve bu tanımlamalar ile yapılan analizlerin sonuçları da yeterince doğru olmayabilir. Bir sistemin tasarlanması sırasında doğru tahminlerde bulunmak suretiyle ve en iyi modele ulaşmak için karmaşık bir sistem daha anlaşılır hale getirilerek zamandan kazanım sağlanabilir [5]. Bu sebeple, bir model mümkün olduğu kadar basit olmalı ancak sistemin incelenmek

istenen özelliğini yeterli doğrulukta tanımlayabilmelidir. Kısacası sistem modelleme, fiziksel bir sistemin matematiksel olarak doğru tanımlanmasını ve analizini sağlar.

1.1.1. Fiziksel Modelleme

Fiziksel modelleme, bir amacı gerçekleştirmek için nesnelerin birbirine bağlandığı bir sistemdir. Fiziksel modellerin analizinde ilk adım sistemin gerçekçi bir modelini kurmaktır. Çünkü herhangi bir fiziksel sistemi gerçek haliyle temsil etmek bir hayli güçtür. Bu nedenle, sistemlerin analizi ve sentezi için varsayımlar yapmak zorundayız.

Fiziksel bir sistem, probleme ve uğraşmamız gereken doğruluğa bağlı olarak farklı şekillerde modellenebilir. Gerçek bir fiziksel sistemi oluşturmaya çalışmak için fiziksel sistemin karakteristiklerinin (Uzunluk, Kesit Alanı, Hacim, Atalet vb.) iyi bir şekilde incelenerek doğru bir şekilde saptanması gerekir. Ayrıca fiziksel modeli daha kurallı ve fonksiyonel oluşturmak için boyut analizi de kullanılır [6].

Multidisipliner mühendisliğin ilgilendiği bazı fiziksel sistemler; elektrik, mekanik, hidrolik, elektromekanik, hidromekanik ve hidroelektrik modelleri içerir [7,8,9,10,11]. Bu sistemler de toplu parametre varsayımı kullanılarak, davranışları adi diferansiyel denklem (ODE'ler) modelleri ile matematiksel olarak tanımlanır [12]. Bu denklemler genel olarak doğrusal değildir, ancak genellikle analiz ve tasarım amaçları için bir çalışma noktası hakkında doğrusallaştırılabilir [13].

Fiziksel bir sistemin oluşumu için en önemli koşul, fiziksel modeli matematiksel bir model olarak elde edebilmektir. Bu amaçla mühendislikte bir sistemin davranışını anlama, tahmin etme veya kontrol etme yeteneğini artırmak için matematiksel bir model kullanılır. Örneğin; Laplace dönüşümü, bir dizi lineer diferansiyel denklemi, daha sonra bir transfer fonksiyonu şeklinde bir girdi-çıkı tanımlı elde etmek için kontrol edilebilen cebirsel denklemlere dönüştürmek için yaygın olarak kullanılır [14]. Transfer fonksiyonu, frekans alanındaki geleneksel yöntemlerle kontrol sistemlerinin analizi ve tasarımı için temel oluşturur [15]. Buna karşılık, modern kontrol teorisi, sistem davranışını bir dizi durum değişkeninin zaman türevleri olarak tanımlayan durum denklemlerini içeren zaman alanı analizi üzerine kuruludur [16].

1.1.2. Matematiksel Modelleme

Matematiksel modelleme, matematik denklemleri ile fiziksel bir sistemin tepkilerinin açıklanması işlemidir. Bir süreç ya da herhangi bir sistem davranışı, sistem dinamiğini

veren diferansiyel denklemler aracılığıyla matematiksel olarak modellenebilir [17]. Matematiksel modeli tanımlayan denklemlerin çözümü, sistemin verilen girdiye karşı cevabı ile elde edilir. Modelin doğruluk seviyesi, kabul edilen modelin özelliklerine ve ayrıntı derecesine bağlıdır. Uygun olarak geliştirilmiş, ayrıntılı modellerle sistemin matematiksel tanımlanması daha doğru olarak yapılabilir [18].

Matematiksel modelleme günümüzde sadece matematik alanında değil, mimarlık, mühendislik, teknoloji, tıp ve daha birçok farklı alanlarda kullanılmaktadır. Matematiksel modellemenin farklı alanlarda kullanılması, bu kavramın önemini açıkça ortaya koymaktadır [19]. Fizyolojide çok uzun ve zengin bir tarihe sahip olan matematiksel modelleme ile Otto Frank'ın arteriyel nabızla ilgili matematiksel analizi, on dokuzuncu yüzyılın sonlarına kadar uzanır [20]. Dolaşım sisteminin mekanik özelliklerini anlamaya yönelik benzer çalışmalar daha sonraki yıllarda da matematikçiler tarafından araştırmalara konu olmuştur [21].

Matematiksel modelleme, insan organizmasının çözülemeyen problemlerini deneysel çalışmalar ile desteklemek amacıyla araştırmacılar tarafından kullanılan önemli bir araçtır [22]. Deneylemin tasarımı deneğin sağlığına zarar verme riski ile sınırlıdır ve gerekli fizyolojik verilerin doğrudan ölçümü genellikle teknik ve finansal sınırlamalara tabidir [23]. Sonuçların yorumlanması da biyolojik sistemlerin yüksek durağan olmaması nedeniyle sıklıkla karmaşıktır.

Matematiksel modeller, fizyolojik sistemlerin simülasyonu ve tasarımı için önemli bir enstrümandır. Çoğu durumda, sistemin matematiksel modeli çok karmaşık hale gelir ve basitleştirme gerektirir. Her ne kadar basitleştirme sürecinin en büyük dezavantajı olan kontrol sistem tasarımı için kritik olabilecek bazı fiziksel olayları göz ardı edebilme durumu olsada, matematiksel modelin amacı, analiz edilen sistemin ilgili özelliklerini taklit etmek için gerçekliğin basitleştirilmiş bir temsili olmaktır.

Nesnelerin (veya varlıkların) bir sistem sınırına girip çıktığı fiziksel sistemleri modellemek için matematik denklemleri, sistem dinamiklerini birikmiş bir özelliğin değişim hızı açısından tanımlamak için kullanılabilir. Bu sebeple gerçek dünyadan matematiksel modelleme yoluyla nesnel kavramsal bir dünyaya çevrilir. Bu süreç, nesnelere gözlemleyerek, ona matematiksel bir model uygulayarak ve simülasyon yoluyla davranışını tahmin ederek başlatılır [24].

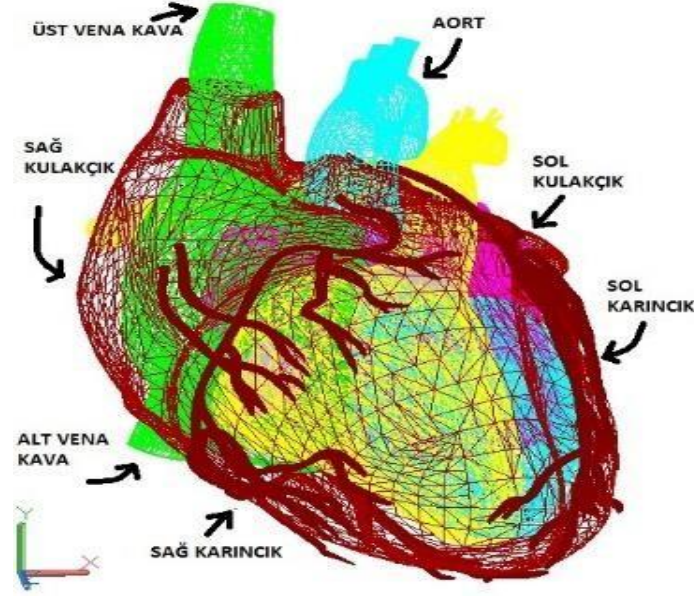
Modelleme ve simülasyon, dinamik bir sistemin tasarımı için önemlidir, çünkü doğrudan bir sistemi tasarlamaya ve üretmeye devam etmek ve ardından beklenen performansı test etmek kaçınılmaz olarak pahalı olacaktır [25]. Yüksek hızlı ve yüksek kapasiteli bilgisayarların mevcudiyeti, simülasyon sürecini daha da ilgi çekici hale getirdi [26]. Modelleme ve simülasyon, teori ve deney arasındaki kesişme noktasında yer alır ve bilimsel keşifte oldukça değerlidir. Kısacası matematiksel modellerin simülasyonu da, her koşulda uygulanabilecek sanal deney olarak görülebilir.

1.2. Fizyolojik Sistem Modelleme

Fizyolojik bir sistemi modellemek için nesnelerin fiziksel, mekanik ve kimyasal fonksiyonlarını ve sistemlerinin işleyişini basit ve anlaşılır bir şekilde belirlemek gerekir. Örnek olarak kardiyovasküler bir sistemin fizyolojik modelleri, genellikle, vasküler bölmeler içinde basıncın homojen dağılımlarını varsayarak, "toplu parametre" yöntemlerini kullanır [27]. Toplu parametre modelleriyle, fizyolojik bir sistemin kan akışını (Q), viskozitesini (R) ve basıncını (P) elektrik devre parametreleri ile temsil etmek mümkündür. Bu analogiye göre, sürtünme kayıplarını direnç (R), kan akışının ataletini indüktör (L - büyük damarlar için), damar esnekliğini veya rezervuar kapasitesi de kapasitör (C) kullanılarak temsil edilir.

1.3. Kardiyovasküler Sistem Modelleme

Kalp, dört hazneli ve eşit sayıda kapakçıklara sahip kaslı bir pompadır. Kalbin en üst bölümündeki iki hazne sağ ve sol kulakçık ve alt bölümündeki iki hazne ise sağ ve sol karıncık olarak bilinir. Kulakçıklar, vücudun farklı bölgelerinden dönen kanı alırken, karıncıklar bu kanı tüm vücut dokularına geri pompalar. Kulakçıkları, karıncıklardan ayıran kapakçıklara atriyoventriküler kapakçıklar denir ve iki adettir; sağdaki triküspid kapakçık ve soldaki ise mitral kapakçıktır. Karıncık çıkışlarındaki kapakçıklara ise semilunar kapakçıklar denir. İki semilunar kapakçığı ise pulmoner ve aort kapakçıklarıdır. Artarda gelen kalp atışları sırasında meydana gelen olaylar kalp döngüsünü oluşturur. Kalbin bu anatomik yapısal durumu Autocad programı ile 3 boyutlu olarak bu tez kapsamında çizilmiştir (Şekil 1.2).



Şekil 1.2 Autocad programı ile kalbin 3 boyutlu anatomik yapısının çizimi.

Kardiyovasküler sistem modellemesi, kalbin fonksiyonlarını anlamak ve fonksiyon zafiyetinden kaynaklanan sorunları çözmek için en önemli araştırma yöntemlerinden biridir. İnsan kalbi, birçok alt sistemden meydana gelmiş çok karmaşık bir yapıdır. Uzun yıllar boyunca gerçek fiziksel modelleri referans alan yapay sistemler kullanılarak, insan kalbinin çeşitli matematiksel modelleri ortaya konmuş ve incelenmiştir [28]. Fizyolojik ve patolojik süreçleri etkileyen mekanizmaları anlamak için kardiyovasküler sistemin matematiksel modelleri ve sayısal simülasyonları çok faydalıdır. Son yıllarda sistem biyolojisi ve bilgisayar bilimi gibi çeşitli disiplinlerdeki modelleme zorluklarını çözmek için farklı hesaplama yöntemlerinin geliştirilmesine önem verilmiştir. Bu bağlamda, insan kardiyovasküler sistemindeki kan akışının daha iyi anlaşılmasını ve simülasyonunu sağlamak amacıyla 0, 1, 2 veya 3 boyutlu modellemelere gidilmiş ve deneysel yöntemlerden de yararlanan farklı hesaplama teknikleri geliştirilmiştir [29]. Bir boyutlu modelleme, insan kalp araştırmaları için güçlü bir araç olarak görülse de daha kapsamlı bir modelin keşfini ve geliştirilmesini de tetiklemiştir. Sistemik dolaşımda çok sayıda damar vardır; bu nedenle, tüm kardiyovasküler sistemde nabız dalga yayılımının 3D simülasyonu zordur. 0D ve 1D modeller ile bölgesel 3D modellerine ek olarak kardiyovasküler sistemin daha anlaşılabilirliği açısından kapalı döngü sistemler için çeşitli çalışmalar yapılmıştır [30]. Bu amaçla kalbi anlamak için, çok boyutlu modellere ve araştırmalara ihtiyaç duyulmuştur. İnsan dolaşım sisteminin matematiksel toplu parametre modeli, karıncık

destek cihazlarının laboratuvar ortamı testlerinde destekleyici deneysel unsur olarak işlev görmüştür [31]. Bilim ve bilimsel enstrümanlar geliştikçe, bu etkin aletlerin tümleşik kullanımları kalbin fonksiyonlarını ve çalışma prensiplerini araştırmak ve anlamak için geniş fırsatlar sunmaktadır. Bu amaçla matematiksel modeller, fiziksel modeller, elektriksel eşdeğer devreler ve sayısal analiz yöntemleri geniş ölçüde kullanılmıştır [32]. Elektriksel analogi veya toplu parametrelili genelleştirilmiş modelleme yöntemi kardiyovasküler sistem gibi tümleşik modelleri başarılı bir tarzda simüle ettiği için modellemenin tercih edilen bir yöntemi olmuştur [33]. İnsan arteriyel sistemindeki kan akışı, insan fizyolojisinin daha iyi anlaşılmasını sağlamak amacıyla sıvı dinamiği problemi olarak düşünülmüştür [34]. Sistemik arterlerdeki kan akışını modelleyen, bir toplu parametre – genelleştirilmiş model elde edilmiştir [35]. İnsan kalbinin karmaşık doğası nedeniyle, tek başına yeterli olmak iddiası taşıyan modeller öncelikle kalbin temel bileşenlerinin ve işlevlerinin dikkate alınması gerektiğini iddia etmektedirler [36]. Tüm sistemin tümleşik modellenmesi yapılmaya çalışılırken karşılaşılan zorluklar nedeniyle, gerçek sistemin tüm alt-sistemlerini modellemek yerine parçalarını bağımsız modellemek tercih edilerek problem karmaşıklığı küçültülmektedir, örneğin arteriyel dolaşımı veya kalp fonksiyonu modellemesinde bu yönteme başvurulmuştur. Akut kalp yetmezliği olan hastalarda, bir mekanik kalp cihazı kalbin çalışmasını anlamak ve destek olmak için parça modellemesine örnek olarak verilmiştir [37]. Basınç, akış ve kan gazı konsantrasyonları gibi hemodinamik değişkenleri incelemek için, oksijen ve karbondioksit konsantrasyonlarının difüzyon modellerini entegre eden hipoplastik sol kalp sendromu (HLHS) dolaşımının toplu bir parametre modeli geliştirilmiştir [38]. İnsan arterlerindeki akış yapıları bilgisi, faal birçok parametrenin sistem modellemesine katılamaması nedeniyle yetersiz kalmıştır. Bunun çözümü için kardiyovasküler sistemin toplu bir bütünsel modellemesine ihtiyaç duyulmaktadır. Yayınlanan modeller, kardiyovasküler sistemin sadece belirli alanlarını simüle etmekle birlikte, çoğunlukla çözülmesi zor ve kararsız sistemler ortaya çıkarmaktadır [39]. Çok sayıda kalp sistemi modellemeleri mevcut olmasına rağmen bu modellerden beklenen, kalp modellerini mümkün olduğunca basitleştirmek suretiyle kalbin bir bütün olarak fonksiyonlarını anlamlı icra eden modelleri ortaya çıkarmaktır. Genelleştirilmiş toplu parametre kardiyovasküler sistem (CVS) modellerinde kan akışını simüle etmek için sistem karmaşıklığını minimumda tutan fakat fizyolojik doğruluğu önemli ölçüde artıran, yeni bir karma formülasyon yaklaşımı ana hatlarıyla belirlenmiştir [40]. Bu amaçla, CVS'de Navier-Stokes

denklemlerinin uygun kullanımı sayesinde bir boyutlu matematiksel modellemelere gidilmiştir [41]. Kalbin karmaşıklığı, çok fonksiyonluluğu ve bölmeli yapısından kaynaklanmaktadır. Bu özel yapısal durumundan ötürü doğrusal olmayan, çok katmanlı ve çok alt sistemli bu yapılar için oldukça az bir araştırma-geliştirme çalışmaları yapılmıştır. Bu zorluğun üstesinden gelmek için, hastalıkları taklit etme özelliğine sahip sağlıklı bir hesaplamalı kalp modeli geliştirilmiştir [42]. İnsan kalbinin modellenmesinde karşılaşılan zorluklar nedeniyle, hesaplamalı modellere ilgi artmaktadır. Vücudun tümünde kan basıncını ve kan akışını tahmin etmek için insan arteriyel sisteminin bir hesaplamalı modeli geliştirilmiştir [43]. Bu tür fizyolojik sistemlerin modellenmesi için uygun iki simülasyon ortamı, Matlab-Simulink ve Simscape enstrümanları mevcuttur [44]. Netice olarak, kalbin tümleşik tam eşdeğeri önemli bir alan olarak yeni ar-ge incelemelerine açık durmaktadır.

2. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu bölümde kardiyovasküler sistemi mühendislik alan diline dönüştüren ve hidro-elektro-mekanik sistemi meydana getiren tüm alt-sistemlerin özgün eşdeğer devrelerinin üretildiği matematiksel modeller tartışılacaktır. Kardiyovasküler sistemi ve bu sisteme bağlı tüm alt sistemleri analiz etmeye yönelik bir yaklaşım olan, optimal kontrol teorisine dayanan optimallik koşullarının bu sistemlerin tasarımına ve modelleme sürecine uygulanması gerekliliği de göze önünde bulundurulmuştur. Kardiyovasküler sistemin modellenmesi için oluşturulacak devre elemanlarının elektrik, mekanik ve hidrolik parametreleri arasındaki eşdeğerlilik ilişkisi Çizelge 2.1’de gösterilmiş olup, bu analogi ile fiziksel sistemleri birbirine bağlı bileşenler olarak modellemek için, sistem modelinin parçaları ayrı bileşenler ile birleştirilebilecektir. Bu analogiye göre; elektrik sistemleri söz konusu olduğunda, bu elemanlar direnç (R), kapasitör (C) ve indüktör (L) içerir. Mekanik sistemler için bu eşdeğer elemanlar, atalet (kütle- M), yay (K) ve amortisör (veya sürtünme elemanı- B) içerir. Hidrolik ve akışkan sistemler için eşdeğer parametreler, akış direnci/viskozitesi (R), inertans (L) ve hazne kompliyansı (rezervuar kapasitesini) (C) içerir.

Çizelge 2.1. Elektrik, mekanik ve hidrolik sistem parametreleri arasındaki analogi gösterimi.

Elektrik Sistem			Mekanik Sistem			Hidrolik Sistem		
R	Direnç	ohm	B	Sönüm Elemanı	N.s/m	R	Kan Viskozitesi	mmHg.s/ml
L	Endüktans	s.ohm	M	Kütle	kg	L	Inertans	mmHg.s ² /ml
C	Kapasitans	s/ohm	K	Yay Sabiti	m/N	C	Hazne Kompliyansı	ml/mmHg
U	Gerilim	volt	F	Kuvvet	N	P	Basınç	mmHg
q	Yük	amper.s	x	Konum Sabiti	m	V	Hacim	ml
I	Akım	amper	v	Hız	m/s	Q	Kan Akışı	ml/s

Kardiyovasküler sistem gibi karmaşık / tümleşik modelleri başarılı tarzda simüle ettiği için, toplu parametrelili genelleştirilmiş modeller bu tez çalışmasında da tercih sebebi olmuştur. Toplu parametrelili modeller; tek bölmeli ve çok bölmeli olarak iki gruba ayrılmıştır. Tek bölmeli modellerde, tüm sistemik damar sistemi tek bir bloğu temsil eder (göz önünde bulundurulmuş anatomik dağılıma göre), böylece ayrı damarların

basınçlarını ve akış hızlarını hesaplama ihtiyacını ortadan kaldırır. Çok bölmeli modellerde ise her bölüm veya bölme, daha sonra tüm ağ sisteminin birleşik bir modelinde derlenen yerel özelliklere bağlı olarak kendi viskozitesine, kompliyansına ve inertansına sahiptir. Kardiyovasküler sistem modelimizde tüm alt sistemlerin birbiri ile uyumunu ve de her segment için basınç ve akış değerlerinin değişimini izlemek adına çok bölmeli model tercih edilmiştir. Böylece çalışma yapılacak ilgili bölmelerde, gerekli doğruluğa ulaşılması amacıyla hedeflenen doğruluğa uyacak şekilde uyarlamalarda yapılabilecektir. Tüm bu bilgiler ışığında modelimiz dört başlık altında incelenecektir: Hidrolik Eşdeğer Model, Mekanik Eşdeğer Model, Elektrik Eşdeğer Model ve Hidro-Elektro-Mekanik Sistem Eşdeğer Modeli.

2.1. Hidrolik Eşdeğer Model

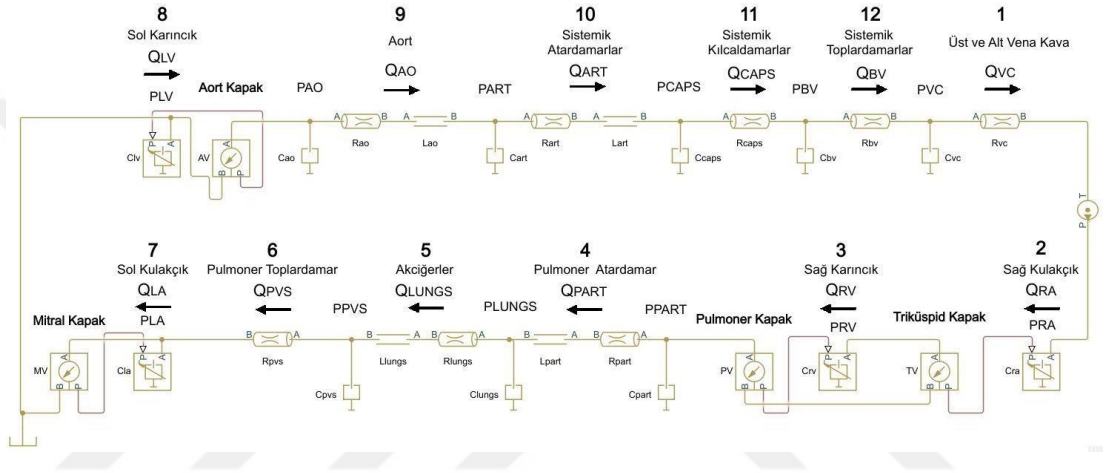
Kardiyovasküler sistem modelinin tasarlanmasında, çalışmaların istenilen amaçlarına ve doğruluğuna göre, temsilde değişen boyutlara göre modeller seçilebilir. Özellikle, kalp-dolaşım aparatının fizyolojisi, sıfır boyutlu (0D) ve tek boyutlu (1D) matematiksel modeller aracılığıyla incelenebilir. Her bir dolaşım alt sisteminin belirli özelliklerini tanımlamak için bir dizi 0D modeli üretilmiştir. 0D modeller, kalp-dolaşım döngü sisteminin birbirleri ile etkileşimini tüm bileşenleri ile değerlendirmek amacıyla tasarlanmıştır. 0D modellerinin altında yatan diğer bir durumda; organ, damar veya damar kesiti gibi kardiyovasküler sistem bölümlerinin temel değişkenlerin parametrelerinin (yani basınç, hacim ve akış) tek tip dağılımıdır. Buna karşılık, daha yüksek boyutlu modeller ile değişken parametrelerin çeşitli varyasyonlarına da izin verilir [45]. Bir boyutlu (1D) modeller, arteriyel ağdaki nabız dalgası iletimini, yüksek dereceli hesaplamalı modellemenin hesaplama gereksinimlerinin bir kısmında verimli bir şekilde karakterize edilebilmesini sağlar. Bunun yerine, iki boyutlu (2D) modeller ile damar sistemlerin farklılıklarına göre aksel simetrik tüplerdeki radyal hız değişimlerinin temsiline daha iyi adapte olabilirler. Türbülans ile karakterize edilen bölgelerde ise, karmaşık akış modellerini tanımlamak için üç boyutlu (3D) çözümlerinin hesaplama gücü gerekebilir [46].

0D modelleme, sadece tek tip analogiye bağlı olmadan hidrolik ve elektrik kavramını kullanmayı sağlayabilen kullanışlı bir çerçevedir. Hidrolik empedans, sürtünme kaybının, damar duvarının esnekliğinin ve kan akışı üzerindeki kan ataletinin etkilerini hesaba kattığından, elektriksel empedans, elektrik devreleri üzerindeki direnç,

kapasitans ve endüktansın etkilerini bütünleştirir [47]. 0D kardiyovasküler modelleme, kalp-dolaşım sistemini, kalp kapakçıklarını ve damarları temsil etmek için kullanılan Windkessel'in orijinal arteriyel akış modellemesinden yararlanmıştır [48]. Windkessel modeli (WK), 1899'da fizyolog Otto Frank tarafından geliştirilen toplu, tek bölmeli bir modeldir [49]. Otto Frank bu modelde, kalp ve atardamar sistemini kapalı bir hidrolik devre olarak tanımlamıştır. Bu devre, bir miktar hava dışında suyla dolu bir hazneye bağlanan eski tip bir yangın söndürme mekanizmasına bağlı bir su pompasından oluşur. Pompa çalışmaya başladığında su, havayı sıkıştırarak suyu kompartımanın çıkışına doğru itmeye çalışır. Otto Frank, 2 bileşenli Windkessel modelini ilk kavramsallaştırmasında, bir dirençle paralel bir kapasitör kullandı. İlki, büyük damar arterlerinde "gerilmiş" kan hacminin bir rezervini temsil ederken, ikincisi, kan sistemik dolaşım ağında ilerlerken ortaya çıkan kayıpları açıklıyordu. Windkessel modeli bir elektrik devresi modeli olarak gösterilebilir. Elektrik devresi modelinde, hidrolik mekanizmasının akışkan boşluklarındaki su olarak tanımlanan akışkan hacmi, tüm elektrik olaylarını tanımlayan elektrik yüklerine karşılık gelir. Kardiyovasküler sistemdeki damarda kan akışı, Ohm yasasına göre elektrik devrelerindeki akım, voltaj ve direnç ilişkisine dayalı olarak temsil edilebilir [50]. Çünkü hidrolik sistemlerde basınç ve akış arasındaki ilişki, elektrik sistemindeki gerilim ve akım arasındaki ilişki kadar basit olmadığından dolayı, hidrolik sistemde ölçülebilen en kolay büyüklük olan basıncın akış ile olan denklem çözümlerinden de yararlanmak gerekmektedir.

Matlab ve Simulink, tasarlanan modelin matematiksel denklemlerini çözmek ve sistemin yapısını tanımlamak için iyi bir hesaplama prosedürünü yansıtırken, Simscape ise bu yapının iyi tanımlanmış bağlantılara sahip bileşenler olarak düzenlenmesini sağlar [51]. Belirtmek gerekir ki, bu nedensellik içinde modelin tasviri Simscape olarak simülasyon ortamı, Simulinkteki klasik birbirine bağlı blok şemalarından farklı olarak modellenen sistemin fiziksel gerçekliğine benzetmek amacı ile tercih edilmiştir. Bu nedenle hidrolik ve mekanik eşdeğer devre tasarımının Simscape ile oluşturulması, sistem davranışının görsel oluşumunu Simulinkten çok daha sezgisel bir şekilde tasarlanabileceği düşüncesiyle sağlanmıştır. Ayrıca burada geliştirilen fiziksel modelin gelecekte bir simülasyon aracı olarak kullanılabilmesi düşüncesiyle Simscape gibi bir nesne yönelimli simülasyon ortamında bu amaçla gerçekliğe uygun olarak tasarlanabilecektir.

Kardiyovasküler Sistemin Matlab / Simscape ile oluşturulmuş hidrolik eşdeğer devresi Şekil 2.1’de verilmiştir. Bu model, kardiyovasküler kapalı kan dolaşım sisteminin hidrolik eşdeğeridir. Sistem hemodinamiğinin tüm davranış sirkülasyonunu yakalamak için, (Şekil 2.1'deki gibi) kanın tüm biyolojik sistemdeki dolaşımını kapalı bir sistem olarak tasarlanmış ve hidrolik tüm eşdeğer devre karşılığı elde edilmiştir. Kardiyovasküler sistemin modellenmesi için oluşturulacak devre elemanlarının hidrolik parametreleri Çizelge 2.1’de gösterilmiş olup, bu analogi ile fiziksel sistemleri birbirine bağlı bileşenlerle modellemek için, sistem modelinin parçaları ayrı bileşenler ile entegre edilmiştir.



Şekil 2.1 Kardiyovasküler Sistemin Matlab-Simscape ile oluşturulmuş Hidrolik Eşdeğer Devresi.

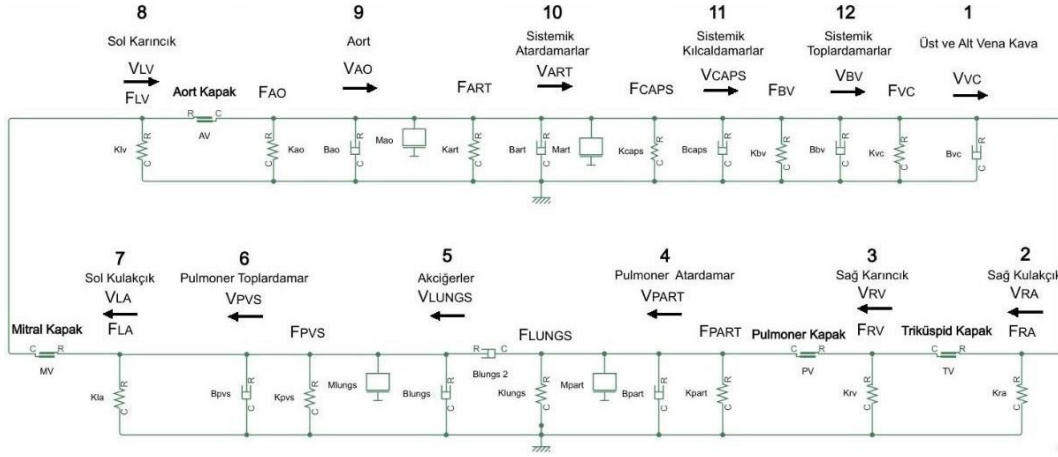
Bu analogiye göre; hidrolik sistemler söz konusu olduğunda, akış viskozitesi (R) dairesel ve dairesel olmayan kesitlere sahip hidrolik boru hatlarını modellemek ve yalnızca direnç özelliğini hesaba katmak amacıyla hidrolik dirençli tüp ile kanın ataleti (L) sabit kesit alanlı bir kan geçişi boyunca kan hızındaki değişimin neden olduğu basınç farkını modelleyen inertans ile ve hazne kompliyansı (C) kullanılan sert veya esnek duvarlara sahip sabit hacimli bir hazne ile temsil edilmiştir. Ayrıca karıncık ve kulakçıkları sembolize etmek amacıyla değişken kapasiteli hidrolik piston haznesi tercih edilmiştir. Vena kavalardan sağ kulakçığa yönelen kan akışını sembolize etmek üzere sabit hidrolik bir basınç kaynağı ile basınç farkı korunmaya çalışılmıştır. Hidrolik sistemde kalp kapaklarını temsil etmek için ideal bir hidrolik basınç sensörü, yani iki nokta arasında ölçülen hidrolik basınç farkını basınçla orantılı bir fiziksel kontrol sinyaline dönüştüren sensör kullanılmıştır. Bu basınç sensörü ile kapakçıkların tek yönlü akışının gerçekleşmesi sağlanacaktır.

2.2. Mekanik Eşdeğer Model

Mekanik sistem modelleme, incelenen sistemin dinamik özelliklerinin belirlenmesi ile oluşur. Mekanik sistemlerin modellenmesi, kontrol sistemlerinin yanı sıra dinamik sistemlerin analizi ve tasarımında da önemli bir adımdır. Sistemlerin matematiksel modelleri, dinamik sistemleri oluşturan bileşenlerin doğasını yöneten temel fiziksel yasaların uygulanmasıyla elde edilir. Bu temel fizik yasalarından Newton yasaları, mekanik sistemlerin matematiksel modellemesinde kullanılır [52].

Tamamen farklı fiziksel modeller aynı matematiksel modele sahip olabilir. Matematiğin bu birleştirici gücünün bir başka etkileyici gösterimi, bir R-L-C elektrik devresinde gösterildiği gibi mekanik sistemlerde de kütle-damper-yay (M-B-K) sistemi şeklinde de verilebilir. Translasyonel mekanik sistemlerde kütle (M), rijitlik elemanı (yay sabiti - K) ve viskoz sürtünme (sönüm) elemanı (B) olmak üzere üç ana sistem elemanı vardır. Elektrik devresinde L endüktansı, mekanik sistemler de M kütlelerine karşılık gelir ve aslında, bir indüktör, bir kütleinkine benzer bir "atalet etkisine" sahip olan, akımdaki bir değişikliğe direnç gösterir. Direnç (R), sönüm elemanı (B)'ye karşılık gelir ve bir direnç, tıpkı bir sönümlenme elemanı gibi enerji kaybına neden olur. Diğer bir elektrik devre elemanı kapasitans (C) ise mekanik sistemler de rijitlik elemanı olan yay sabiti (K) 'ne karşılık gelir.

Kardiyovasküler sistemin Matlab / Simscape ile oluşturulmuş mekanik devresi Şekil 2.2'de verilmiştir. Bu model, kardiyovasküler kapalı kan dolaşım sisteminin mekanik eşdeğeridir. Sistem hemodinamiğinin tüm davranış sirkülasyonunu yakalamak için, (Şekil 2.2'deki gibi) kanın tüm biyolojik sistemdeki dolaşımı kapalı bir sistem olarak tasarlanmış ve hidrolik eşdeğer devreye benzer şekilde mekanik tüm eşdeğer devre karşılığı elde edilmiştir. Kardiyovasküler sistemin modellenmesi için oluşturulacak devre elemanlarının mekanik parametreleri Çizelge 2.1'de gösterilmiş olup, bu analogi ile fiziksel sistemleri birbirine bağlı bileşenlerle modellemek için, sistem modelinin parçaları ayrı bileşenler ile entegre edilmiştir.



Şekil 2.2 Kardiyovasküler Sistemin Matlab / Simscape ile oluşturulmuş Mekanik Eşdeğer Devresi.

Bu analogiye göre; mekanik sistemler söz konusu olduğunda, kütle (M) ideal bir mekanik öteleme kütlesi ile (bağlantı noktasından referans noktasına doğru pozitif yönde bir atalet kuvvetinin etkisi olduğu anlamına gelir), rijitlik elemanı (yay sabiti - K) kuvvetin pozitif bir yönde etki etmesini göz önünde bulundurarak ideal bir doğrusal mekanik yay ile ve viskoz sürtünme (sönüm) elemanı (B) ise belirli bir zamanda öteleme ivmesinin büyüklüğünü belirtmek için doğrusal öteleme sönümleyicisi ile temsil edilmiştir. Ayrıca mekanik sistemde kalp kapaklarını temsil etmek için ötelemeli sürtünme elemanı kullanılmıştır. Bu ötelemeli sürtünme elemanı ile hareketli cisimler arasındaki temas halindeki sürtünmeler göz önünde bulundurulmuştur.

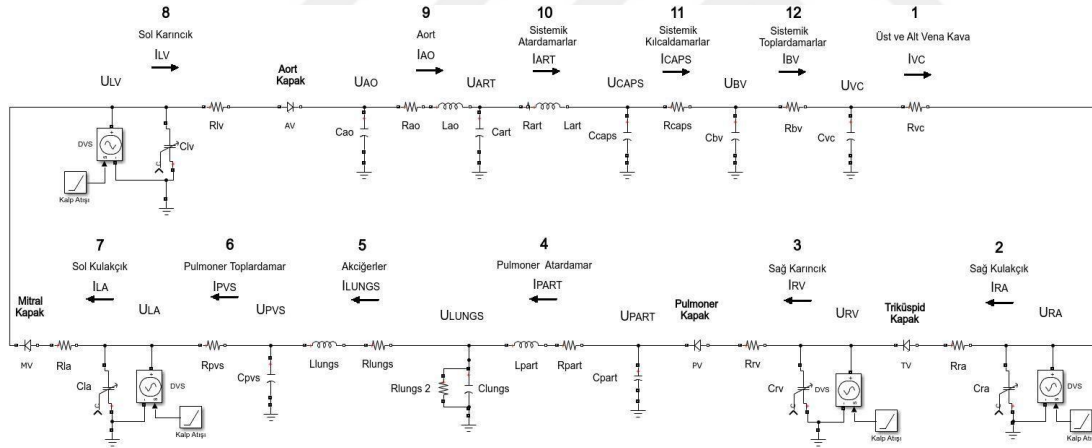
2.3. Elektrik Eşdeğer Model

Karmaşık elektrik devre sistemleri genellikle; dirençler, kapasitörler, transistörler ve transformatörler gibi devre elemanları ile temsil edilir. Akım veya voltaj ile diğer fiziksel parametreler arasındaki analogileri kullanarak, termal, mekanik, manyetik ve akustik sistemleri analiz etmek için eşdeğer devreler de kullanılabilir [53]. Modellerin geliştirilmesinde ve uygulanmasında yinelenen bir konu, doğruluk ve karmaşıklık arasında bir uzlaşmaya izin vermek için basitleştirici varsayımların kullanılmasıdır. Belirli bir uygulama için en iyi model, ilgili davranışı kabul edilebilir doğrulukla tahmin eden en basit modeldir.

Matematiksel modelleme kullanılarak birçok önemli mühendislik problemi çözülebilir ve birçok elektrik sisteminin davranışı açıklanabilir. Bu nedenle, elektrik sistemleri,

mühendislik amaçları için yeterli doğrulukla, temel elektrik olaylarını temsil eden bir dizi ideal toplu eleman tarafından sıklıkla tanımlanabilir. Basit bir elektrik sistemi direnç (R), endüktans (L) ve kapasitans (C) elemanlarından oluşur. Bu elemanların değişik şekillerde birbirine bağlanması ile farklı elektrik devreleri oluşur.

Kardiyovasküler sistemin elektriksel eşdeğer modeli için oluşturulan devre elemanlarının elektrik parametreleri arasındaki ilişki Çizelge 2.1’de gösterilmiş olup, bu analogide yer alan parametrelere göre Matlab ortamında elektrik devresi Şekil 2.3’de gösterilmiştir. Bu model, kardiyovasküler kapalı kan dolaşım sisteminin elektriksel eşdeğeridir. Sistem hemodinamiğinin tüm davranış sirkülasyonunu yakalamak için, (Şekil 2.3’deki gibi) kanın tüm biyolojik sistemdeki dolaşımını kapalı bir sistem olarak tasarlanmış ve hidrolik eşdeğer devreye benzer şekilde elektriksel tüm eşdeğer devre karşılığı elde edilmiştir. Kalbin karıncık ve kulakçıklarının aktif olarak kasılıp gevşemesi sırasında ise basınç, hacim ve akış koşullarının sağlanması için elektrik eşdeğer devre modelimizde zamanla değişen (değişken) kapasitanslar (C_{lv} , C_{rv} , C_{la} , C_{ra}) ve bağımlı gerilim kaynağı (DVS) kullanılmıştır.



Şekil 2.3 Kardiyovasküler Sistemin Matlab/Simulink ile oluşturulmuş Elektrik Eşdeğer Devresi.

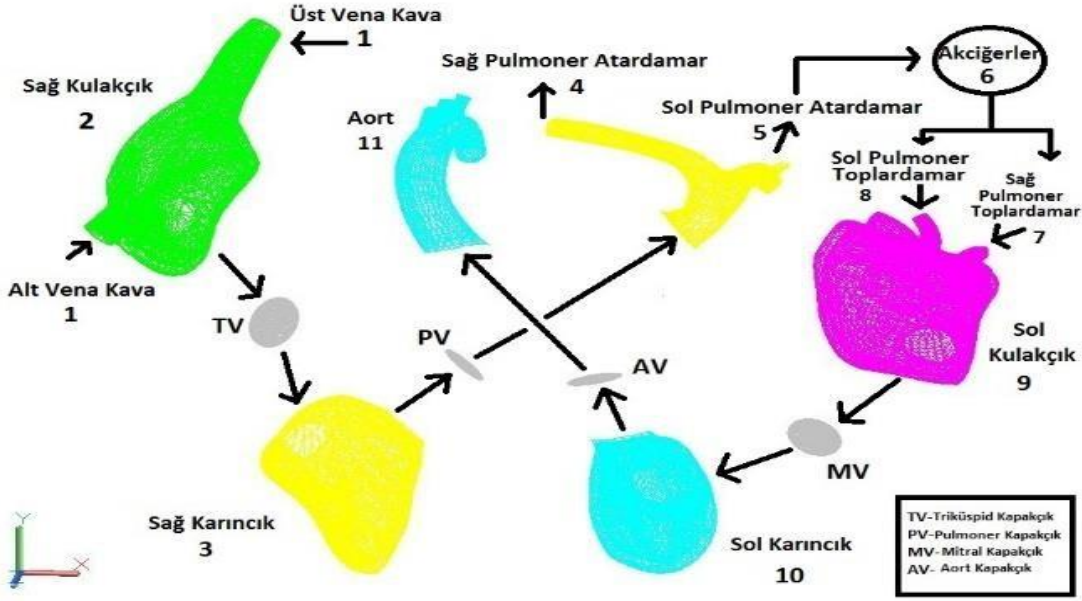
Elektrik sistemlerinin, mekanik ve hidrolik sistemlere göre kullanımı; sistem kayıplarının az olmasından, yeniden yapılandırılabilir ve tekrar programlanabilir olmasından, güç iletiminin ve sistem kontrolünün daha kolay olmasından, güç tüketiminin de muadillerine göre çok daha az olmasından dolayı daha avantajlıdır.

2.4. Hidro-Elektro-Mekanik Sistem Eşdeğer Modeli (HEMS)

Kardiyovasküler sistem, kalbin ritmik ve periyodik hareketleri sonucu pompalanan kanın, damarlar ağı vasıtasıyla hücrelere taşınmasını ve hücrelerde kullanılmış kanın yine damarlar marifetiyle kalbe geri dönmesini sağlar ve bu sebeple dolaşım sistemi hemodinamiği, modelleme sistemimiz açısından da temel önem arz eder. Kalp kasında elektrik akımları sonucu oluşan düzenli ve ritmik sinyaller veya meydana gelen fizyolojik hareketler sadece elektriksel bir biyosinyal olarak değerlendirilmemelidir. Aslında kalbe bir hidro-elektro-mekanik organ olarak bakılabilir. Hidrolik fonksiyon, kanın damarlar içerisinde sessiz ve genellikle kararlı (laminer) bir şekilde akmasıdır. Mekanik fonksiyon ise kimyasal süreçler ve reaksiyonlar sonucunda oluşan çok küçük elektriksel iyon akımlarının (mA) kalp kasını uyarmasıyla icra edilirler.

Hidrolik, elektrik ve mekanik parçaların bir araya getirildiği sistemlerin simülasyonu ve modellenmesine yönelik yaklaşımlar literatürde bir hayli fazladır ve mühendisler arasında en yaygın kullanılan yazılım paketleri, Simulink araçlarını kullanan bir alt kümeyi içeren, doğrusal ve doğrusal olmayan sistemleri oluşturma ve simüle etme olanağı sağlayan Matlab'dır [54]. Simulink araçları; kontrol, sinyal işleme ve iletişim sistemleri için dinamik sistemlerin hızlı ve etkili bir şekilde geliştirilmesine izin veren model tabanlı tasarım sürecini kullanır. Model tabanlı mühendislik; sistem gereksinimlerinin tasarımı, analizi, doğrulanması ve doğrulanan faaliyetlerin desteklenmesi için kavramsal tasarım aşamalarında başlayan, geliştirilen ve tüm yaşam döngüsü boyunca devam eden modellemenin geliştirilmiş bir uygulamasıdır [55].

Geliştirilen hidro-elektro-mekanik sistemin 3-boyutlu bileşenleri aşağıdaki gibi verilmiştir. Dört bölmenin ve diğer bileşenlerin Autocad ile 3-boyutlu çizilen kalp segmentlerinde temsili kan akışı sıralaması Şekil 2.4'de gösterilmiştir ve şu alt-sistemlerden oluşmuştur: Alt ve Üst Vena Kava (1), Sağ Kulakçık (2), Sağ Karıncık (3), Sağ Pulmoner Atardamarı (4), Sol Pulmoner Atardamarı (5), Akciğerler (6), Sağ Pulmoner Toplardamarı (7), Sol Pulmoner Toplardamarı (8), Sol Kulakçık (9), Sol Karıncık (10), Aort (11), Triküspid kapakçık (TV), Pulmoner kapakçık (PV), Mitral kapakçık (MV) ve Aort kapakçık (AV).

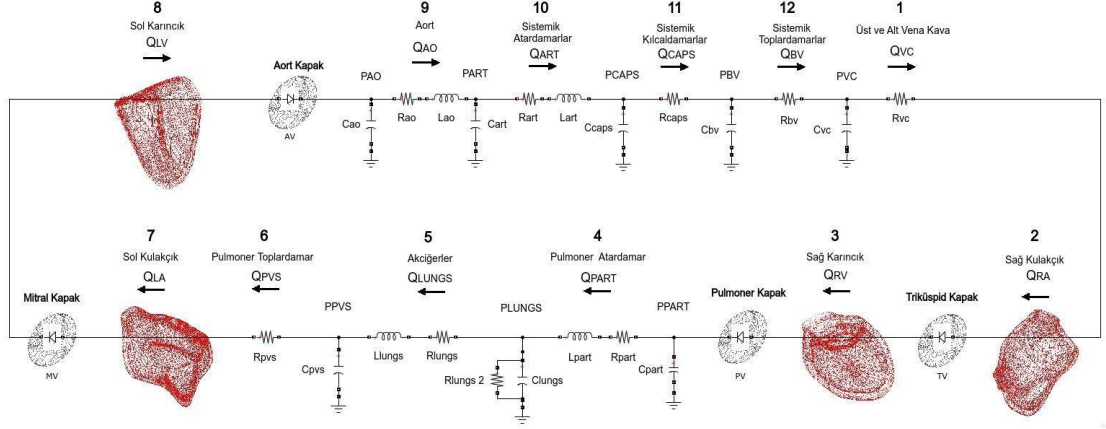


Şekil 2.4 Autocad ile 3-boyutlu çizilen kalp segmentlerinde temsili kan akışı sıralaması.

Hidro-elektro-mekanik sistem (HEMS) modellemesinin ana fikri, insan kan dolaşım sisteminin matematiksel denklemler olarak davranışını tanımlamaktır [56, 57]. Analitik olarak çözülebilen hidrolik, elektrik ve mekanik modeller belirli organların (Örn; Kalp) tüm alt sistemlerini incelemek için tasarlanmıştır. İnsan vücut sisteminin çok sistemliliği ve her sistemin çok-alt sistemliliği biyolojik modellemeyi son derece karmaşık hale getirmesi nedeniyle, dolaşım sisteminin işlevlerini, özelliklerini ve yanıtını etkileyen çok sayıda değişken vardır. Deneysel olarak, bilinen tüm değişkenleri tek bir sisteme dahil etmek imkansızdır. Bununla birlikte, HEMS modeli aynı anda bir grup değişkeni değerlendirebilmekte ve hatta değişkenler arasındaki etkileşimi incelemeyi de mümkün kılmaktadır.

Kalbin hidro-elektro-mekanik sistemi, kalbi meydana getiren tüm alt-sistemlerin özgün eşdeğer devreleri üretilerek entegre edilmiş formunun birlikte çalıştığı 12 seri eşdeğer devre aracılığıyla modellenmiştir. Kalbin karıncık ve kulakçıklarının zamanla değişen geometrik modelleri ile hidro-elektro-mekanik sistemin dolaşım döngüsünün elektrik analogu Şekil 2.5’de ve bu model için belirlenmiş olan anatomik değerler de Çizelge 2.2 ve Çizelge 2.3’de verilmiştir. Sistem hemodinamiğinin tüm davranış sirkülasyonunu yakalamak için, (Şekil 2.5'deki gibi) kanın tüm biyolojik sistemdeki dolaşımını, kapalı bir sistem olarak tasarlanmış ayrıca karıncıkların ve kulakçıkların geometrik modelleri ile birlikte elektrikselsel tüm eşdeğer devre karşılığı elde edilmiştir. Kalbin sistem modellemesi iki temel üzerine bina edilmiştir: Kalbi meydana getiren

parçaların tek başına elektriksel eşdeğeri ve ilgili parçaların ilgili segment içindeki fonksiyonel eşdeğeri.



Şekil 2.5 Kalbin Hidro-Elektro-Mekanik Sistem Modelinin Eşdeğer Devresi.

Kalbin karıncık ve kulakçıklarının zamanla değişen geometrik modellerinin denklemlerinin içerisinde yer alan bütün parametrelerin değerleri Çizelge 2.2’de verilmiştir.

Çizelge 2.2 Sağlıklı bir yetişkine ait kalbin karıncıkları ve kulakçıkları için tanımlanmış hemodinamik parametre değerleri [58, 59]. [Denklem (1) ve denklem (24) arasındaki denklemleri çözmek için kullanılacak parametrelerin değerleri]

Parametreler	Sol Karıncık ("LV"/"lv")	Sağ Karıncık ("RV"/"rv")	Sol Kulakçık ("LA"/"la")	Sağ Kulakçık ("RA"/"ra")
h (cm)	8	7.2	4	4.8
w	1.15	1.7	1.25	1.25
V_0 (ml)	25	65	2	2
E_s (mmHg/ml)	3.5	1.5	-	-
E_d (mmHg/ml)	0.5	0.5	-	-
A	0.02	0.02	-	-
E_{max} (mmHg/ml)	-	-	0.3	0.3
E_{min} (mmHg/ml)	-	-	0.2	0.2
T (s)	0.8	0.8	0.8	0.8
T_1 (s)	$0.33 * T$	$0.33 * T$	-	-
T_2 (s)	$0.45 * T$	$0.45 * T$	-	-
T_a (s)	-	-	$0.8 * T$	$0.8 * T$
D (s)	-	-	0.04	0.04

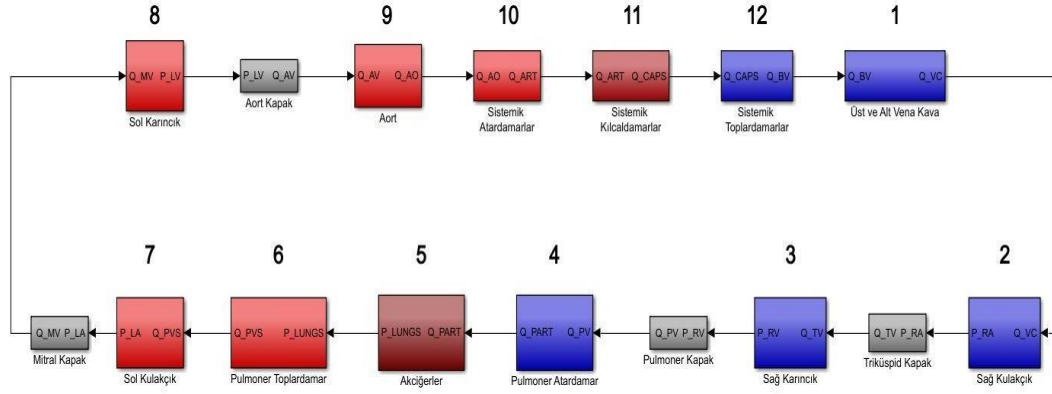
Dinlenim koşullarında ve normal şartlar altında, kalp atışının oluşumu için sinüs düğümünden dakikada 60 – 100 uyarı çıkar. Modelimizde belirlediğimiz kalp atımı süresi (T) 0,8 saniyedir (75 atım /dakika kalp atımına karşılık gelir). Modelimizin oluşumu için bu süre zarfında sistol süresi 0,3 s ve diyastol süresi 0,5 s olarak alınmıştır.

Kalbin ana bölümleri olan karıncık ve kulakçıkların dışında kalan sistemik ve pulmoner dolaşım ile birlikte kalp kapakları denklemlerini de kapsayan elektrik eşdeğer devre içerisindeki diğer parametrelerin değerleri ise Çizelge 2.3’de verilmiştir.

Çizelge 2.3 Sağlıklı bir yetişkin için tanımlanmış HEMS eşdeğer devre elemanlarının parametre değerleri [60, 61]. [Denklem (25) ve denklem (55) arasındaki denklemleri çözmek için kullanılacak parametrelerin değerleri]

Kalp İlgili Bölümleri	<i>R</i> [mmHg.s/mL]	<i>L</i> [mmHg.s ² /mL]	<i>C</i> [mL/mmHg]	<i>r</i> (cm)	<i>l</i> (cm)
Üst ve Alt Vena Kava (vc)	0.05	-	31	-	-
Aort (ao)	0.05	0.00001	0.19	-	-
Pulmoner Atardamar (part)	0.01	0.00001	8	-	-
Akciğerler (lungs)	0.15	0.00001	0.21	-	-
Akciğerler 2 (lungs 2)	0.22	-	-	-	-
Pulmoner Toplardamar (pvs)	0.05	0.00001	29	-	-
Sistemik Atardamar (art)	1	0.00001	1.65	-	-
Sistemik Kılcaldamar (caps)	0.01	-	0.1	-	-
Sistemik Toplardamar (bv)	0.05	-	0.1	-	-
Triküspid Kapak (TV)	-	-	-	1.675	1
Mitral Kapak (MV)	-	-	-	1.27	1
Pulmoner Kapak (PV)	-	-	-	1.305	1
Aort Kapak (AV)	-	-	-	1.14	1

Kalbin Hidro-Elektro-Mekanik sistem modelini oluşturmak ve tüm alt segmentlerdeki doğrusal olmayan durumları dikkate alarak basınç, hacim ve akış durumlarını gözlemleyebilmek amacıyla Matlab R2020a sürümü kullanılmıştır. Matlab / Simulink programı ile oluşturulmuş eşdeğer modelimizin (Şekil 2.6) tüm alt segmentlerinin bulunduğu model sistemi içerisinde kurgulandığı orijinal denklemlere göre parametrelerin sayısal değerlerinin verildiği bir set için (Çizelge 2.2 ve Çizelge 2.3) grafiksel çıkışlar belirlenmiştir.



Şekil 2.6 Kalbin Hidro-Elektro-Mekanik Sistem Modelinin Matlab/Simulink Eşdeğer Blok Şeması.

Kardiyovasküler sistem modelimizde karıncık, kulakçık ve kalp kapakları için oluşturulmuş denklem eşitliklerinde gösterilen koşullu ifadeleri tanımlayabilmek için Matlab / Fonksiyon blokları kullanılmıştır. MATLAB / Fonksiyon bloğu, her bir değişkenin boyutunu, sınıfını ve karmaşıklığını belirleyen bir analize dayalı olarak verimli, gömülebilir kod üretilmesine olanak sağlar. Matlab / Fonksiyon bloğunun kullanılmasının en önemli amacı ise istenilen verilerin görselleştirilmesini (dışa aktarımını) sağlamaktır.

Modelimizde karıncıkların ve kulakçıkların kasılmasını sağlayan zamana bağlı bir aktivasyon fonksiyonu [Denklem (4), Denklem (18)] ile kalp kapaklarının kan akışı [Denklem (46), Denklem (49), Denklem (52), Denklem (55)] için uyarlanan Matlab / Fonksiyon bloğu, standart C programlama dili benzeri bir program mantığındaki if-else şartlılığını sağlamaya çalışır. Ayrıca bu fonksiyon blokları, kendinden önce gelen model bloklarının giriş ve çıkış parametre değerlerinin sonucuna göre bir sistem oluşturmak için önceden yapılandırılmış bir alt sistem bloğu görevini üstlenmiştir.

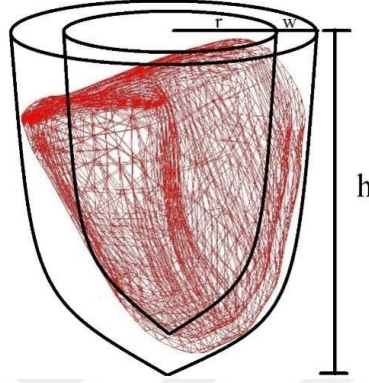
2.4.1. Sol Karıncık Modeli

Bu bölüm, dinamik bir sistemin, yani çıktısı zamanla değişen bir sistemin matematiksel tanımını elde etme sürecini açıklayacaktır. Sürekli zamanlı sistemlerin modelleri öncelikle lineer ve lineer olmayan diferansiyel denklemler olarak tanımlanır [62].

Zamana bağlı olarak değişen elastans modelleri ile kardiyovasküler sistem üzerindeki basınç, hacim ve akış sinyallerinin simulasyonları gerçekleştirilebilir. Ancak bu simulasyonlar, hastalıkların tespiti ve teşhisi için tek başına yeterli olmayıp, farklı

tedavi tekniklerinin değerlendirilmesi için daha fazla bilgi gerektirir. Bu çalışmada, kalp fonksiyonunu tanımlamak için kalp haznelerinin geometrik boyutlarını esas alan genişletilmiş bir model önerilmiştir.

Bu çalışmada önerilen matematiksel modelde sol karıncık modellenmesi için Bullet (Mermi) geometrisi kullanılmıştır (Şekil 2.7). Bullet (Mermi) modeli, silindir şeklinde bir üst bölge ile elipsoidal şeklinde bir alt bölgenin birleşiminden oluşur [63].



Şekil 2.7 Kalbin sol karıncık bölümünün Bullet (Mermi) geometrisi (silindirik bir üst kısım ile elipsoidal bir taban birleşimi) ile modellenmesi. r: yarıçap (cm); h: eksen uzunluğu (cm); w: duvar gerilme faktörü.

Sol karıncık hacmi (V_{lv} , ml), sol karıncık yarıçapı (r_{lv} , cm), sol karıncık eksen uzunluğu (h_{lv} , cm) ve kasılmanın etkisini incelemeye yarayan sol karıncık duvar gerilmesini (w_{lv}) içeren bir faktör ile hesaplanarak aşağıdaki denklemde ifade edilmiştir:

$$V_{lv} = \frac{5\pi r^2 w_{lv} h_{lv}}{6} \quad (1)$$

Eksen uzunluğunun (h_{lv}) bir kalp döngüsü boyunca sabit olduğu varsayılarak, sol karıncık yarıçapı (r_{lv}) aşağıdaki denklem ile ifade edilebilir:

$$r_{lv} = \sqrt[3]{\frac{6V_{lv}}{5\pi w_{lv} h_{lv}}} \quad (2)$$

Karıncıklar, zamanla değişen bir elastans modeli [$E_v(t)$] kullanılarak modellenmiştir [58]. Bu model, sol karıncık ve sağ karıncık kasılmasını sağlayan zamana bağlı bir aktivasyon fonksiyonu [$f_{act,v}(t)$], sistol sonu (E_s) ve diyastol sonu (E_d) karıncık elastansı ile tanımlanır:

$$E_v(t) = E_d + \frac{E_s - E_d}{2} \cdot f_{act,v}(t) \quad (3)$$

$$f_{act,v}(t) = \begin{cases} 1 - \cos\left(\left(\frac{t}{T_1}\right)\pi\right), & t < T_1 \\ \frac{1}{2} \left[1 + \cos\left(\left(\frac{t - T_1}{T_1 - T_2}\right)\pi\right) \right], & T_1 \leq t < T_2 \\ 0, & T_2 \leq t < T \end{cases} \quad (4)$$

Denklem (4)'de t bir kalp döngüsü içerisindeki zaman değişkenidir. Ayrıca T_1 ve T_2 aktivasyon fonksiyonunun minimum ve maksimum olduğu zamanları ve T bir kalp atım süresini ifade eder [64].

Kalbin karıncık ve kulakçıklarının çalışması, basınç (P , $mmHg$) - hacim (V , ml) ilişkisi ile tanımlanır ve buna bağlı olarak geometrik modellenen fizyolojik elemanlar etrafında hacim ve akış değerleri oluşturulur. Karıncıkları tanımlayan her iki kalp bölümü de aktif olarak kasılır. Basıncı, hacim ile ilişkilendiren bu ilişki zamanla değişen elastans [$E(t)$] model aracılığıyla ifade edilebilir; her aktif kalp bölümünün kendine özgü bir özelliği ise sol karıncığın aktif olarak kasılması ve gevşemesi sırasındaki üretilen basıncı ($P_{lv,a}$); bir aktivasyon fonksiyonu ($f_{act,v}$), sistol sonu sol karıncık elastansı ($E_{s,lv}$), sol karıncık yarıçapı (r_{lv}) ile basıncın sıfır olduğu durumdaki sol karıncık yarıçapı ($r_{lv,0}$) arasındaki ilişki ile tanımlamaktır:

$$P_{lv,a}(t) = E_{s,lv} \cdot \left[\frac{5}{6} \pi w_{lv} h_{lv} (r_{lv}^2 - r_{lv,0}^2) \right] \cdot f_{act,v}(t) \quad (5)$$

Basıncın sıfır olduğu durumdaki sol karıncık yarıçapı ($r_{lv,0}$) ile sol karıncık hacminin başlangıç ($V_{lv,0}$) değeri arasındaki ilişki ise denklem (6)'da tanımlanmıştır:

$$r_{lv,0} = \left(\frac{6V_{lv,0}}{5\pi w_{lv} h_{lv}} \right)^{1/2} \quad (6)$$

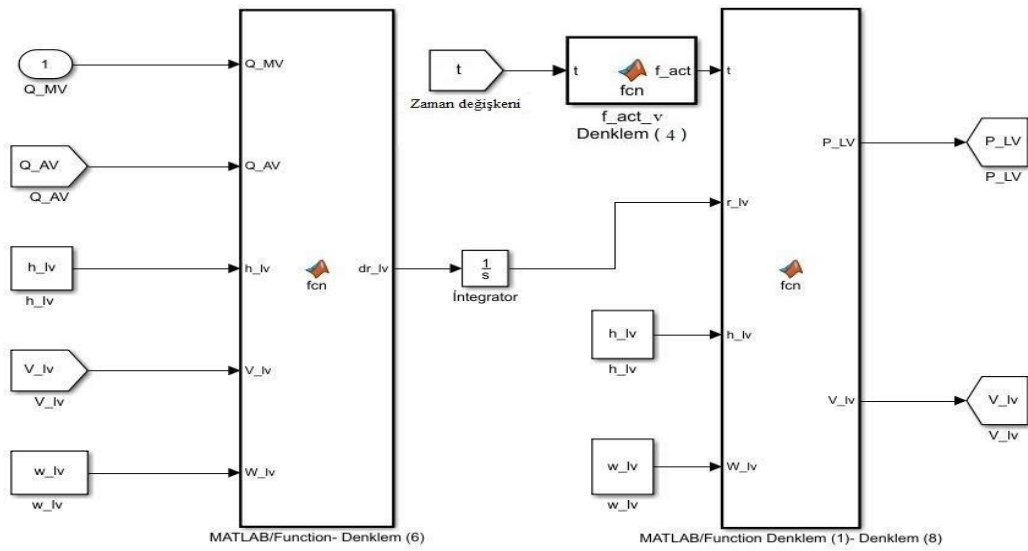
Sol karıncığın pasif olarak kasılması ($P_{lv,p}$) sırasında; sol karıncık hacmi (V_{lv}) ile zamana bağlı sol karıncık yarıçapı (r_{lv}) arasındaki ilişki denklem (7)'de tanımlanmış olup bu denklem içerisinde yer alan "A" katsayısı sol karıncık diyastolik fonksiyon bozukluğunu azaltmak amacıyla kullanılmıştır [65].

$$P_{lv,p}(t) = e^{(A_{lv}^5 \pi w_{lv} (r_{lv}(t))^2 h_{lv})} - 1 \quad (7)$$

Bir kalp döngüsü boyunca sol karıncık basıncı (P_{LV}), aktif ($P_{lv,a}$) ve pasif ($P_{lv,p}$) bileşenlerin kullanılması ile elde edilmiştir:

$$P_{LV} = P_{lv,a} + P_{lv,p} \quad (8)$$

Sol karıncığın modellenmesi için denklem (1)'den denklem (8)'e kadar üretilen tüm denklemler Çizelge 2.2'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak Matlab / Fonksiyon blokları ile Şekil 2.8'de gösterildiği gibi oluşturulmuştur.



Şekil 2.8 Kalbin sol karıncık modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Fonksiyon bloğu ile gösterimi. t : bir kalp döngüsü içerisindeki zaman değişkeni (s); Q_{MV} : Mitral kapaktaki kan akışı (ml/s); Q_{AV} : Aort kapaktaki kan akışı (ml/s).

Yetişkin bir insan kalbinin uzunluğu 12 cm, genişliği 9 cm, kalınlığı 6 cm ve ağırlığı ise ortalama 300 gr'dır [66]. Bu bilgiler doğrultusunda kalbimizin sol tarafı toplam kalp hacminin yaklaşık 2/3' ünü oluştururken, sağ taraf 1/3' ünü oluşturmaktadır. Böylece kalbin sol karıncığı için yapılan hacim hesaplamasının bir benzeri sağ karıncık modeli için de bir sonraki bölümde benzer denklemler kullanılarak üretilmiştir.

2.4.2. Sağ Karıncık Modeli

Sağ karıncık hacmi (V_{rv} , ml) sağ karıncık yarıçapı (r_{rv} , cm), eksen uzunluğu (h_{rv} , cm) ve kasılmanın etkisini incelemeye yarayan sağ karıncık duvar gerilmesini (w_{rv}) içeren bir faktör ile hesaplanarak aşağıdaki denklemde ifade edilmiştir:

$$V_{rv} = \frac{11\pi r_{rv}^2 w_{rv} h_{rv}}{12} \quad (9)$$

Eksen uzunluğunun (h_{rv}) bir kalp döngüsü boyunca sabit olduğu varsayılarak, sağ karıncık yarıçapı (r_{rv}) aşağıdaki denklem ile ifade edilebilir:

$$r_{rv} = \left(\frac{12V_{rv}}{11\pi w_{rv} h_{rv}} \right)^{1/2} \quad (10)$$

Sağ karıncığın aktif olarak kasılması ve gevşemesi sırasındaki üretilen basıncı ($P_{rv,a}$); bir aktivasyon fonksiyonu ($f_{act,v}$), sistol sonu sağ karıncık elastansı ($E_{s,rv}$), sağ karıncık yarıçapı (r_{rv}) ile basıncın sıfır olduğu durumdaki sağ karıncık yarıçapı ($r_{rv,0}$) arasındaki ilişki ile tanımlanır:

$$P_{rv,a}(t) = E_{s,rv} \cdot \left[\frac{11}{12} \pi w_{rv} h_{rv} (r_{rv}^2 - r_{rv,0}^2) \right] \cdot f_{act,v}(t) \quad (11)$$

Basıncın sıfır olduğu durumdaki sağ karıncık yarıçapı ($r_{rv,0}$) ile sağ karıncık hacminin başlangıç ($V_{rv,0}$) değeri arasındaki ilişki:

$$r_{rv,0} = \left(\frac{12V_{rv,0}}{11\pi w_{rv} h_{rv}} \right)^{1/2} \quad (12)$$

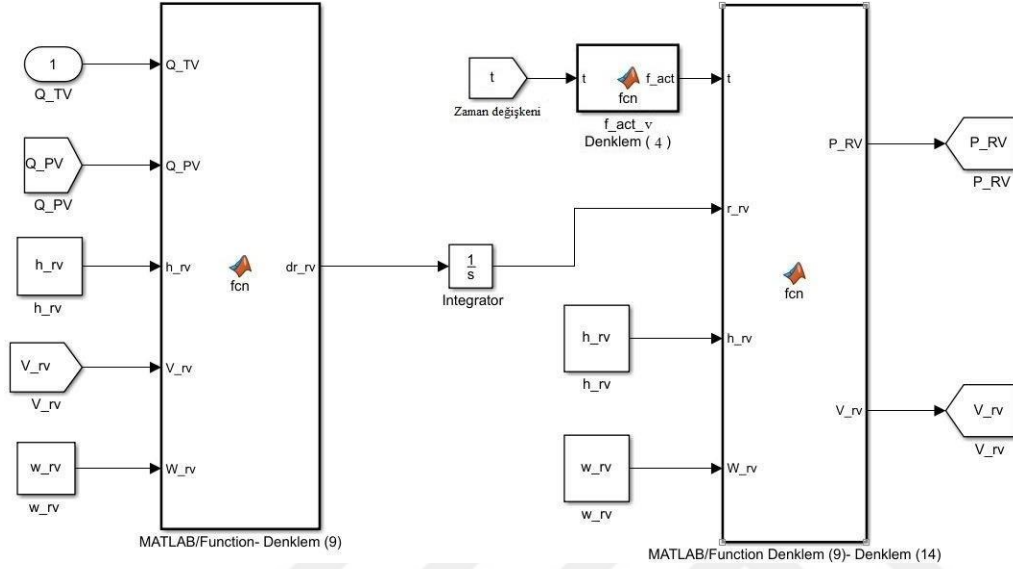
Sağ karıncığın pasif olarak kasılması ($P_{rv,p}$) sırasında; sağ karıncık hacmi (V_{rv}) ile zamana bağlı sağ karıncık yarıçapı (r_{rv}) arasındaki ilişki denklem (13)'de tanımlanmış olup bu denklem içerisinde yer alan "A" katsayısı sağ karıncık diyastolik fonksiyon bozukluğunu azaltmak amacıyla kullanılmıştır.

$$P_{rv,p}(t) = e^{(A \frac{11}{12} \pi w_{rv} (r_{rv}(t))^2 h_{rv})} - 1 \quad (13)$$

Bir kalp döngüsü boyunca sağ karıncık basıncı (P_{RV}), aktif ($P_{rv,a}$) ve pasif ($P_{rv,p}$) bileşenlerin kullanılması ile elde edilmiştir:

$$P_{RV} = P_{rv,a} + P_{rv,p} \quad (14)$$

Sağ karıncığın modellenmesi için denklem (9)'dan denklem (14)'e kadar üretilen tüm denklemleri Çizelge 2.2'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak Matlab / Fonksiyon blokları ile Şekil 2.9'da gösterildiği gibi oluşturulmuştur.



Şekil 2.9 Kalbin sağ karıncık modeli için üretilen denklemlerin Matlab/Fonksiyon bloğu ile gösterimi. t : bir kalp döngüsü içerisindeki zaman değişkeni (s); Q_{TV} : Triküspid kapaktaki kan akışı (ml/s); Q_{PV} : Pulmoner kapaktaki kan akışı (ml/s).

Sağ ve sol kulakçık geometrileri de, karıncık geometrilerine benzer bir modelleme tekniği kullanılarak oluşturulmuştur. Bu nedenle, sağ ve sol kulakçık hacimlerinin hesaplanması için farklı parametre değerlerine göre yarıçap (r , cm), eksen uzunluğu (h , cm) ve duvar gerilme faktörünü (w) içeren benzer matematiksel denklemler kullanılmıştır.

2.4.3. Sol Kulakçık Modeli

Sol kulakçık hacmi (V_{la} , ml); sol kulakçık yarıçapı (r_{la} , cm), eksen uzunluğu (h_{la} , cm) ve kasılmanın etkisini incelemeye yarayan sol ventikül duvar gerilmesini (w_{la}) içeren bir faktör ile hesaplanarak aşağıdaki denklemde ifade edilmiştir:

$$V_{la} = \frac{5\pi r_{la}^2 w_{la} h_{la}}{18} \quad (15)$$

Eksen uzunluğunun (h_{la}) bir kalp döngüsü boyunca sabit olduğu varsayılarak, sol kulakçık yarıçapı (r_{la}) aşağıdaki denklem ile ifade edilebilir:

$$r_{la} = \left(\frac{18V_{la}}{5\pi w_{la} h_{la}} \right)^{1/2} \quad (16)$$

Sağ ve sol kulakçıklar da, karıncıklardan farklı ve zamanla değişen bir elastans modeli [$E_a(t)$] kullanılarak modellenmiştir [60]. Bu model; sol kulakçık ve sağ kulakçık kasılmasını sağlayan zamana bağlı bir aktivasyon fonksiyonu [$f_{act,a}(t-D)$] ve kulakçıkların içerisindeki minimum (E_{min}) ve maksimum (E_{max}) basınç-hacim ilişkilerini baz alan kulakçık elastansı ile tanımlanır:

$$E_a(t) = E_{min} + 0.5(E_{max} - E_{min}) \cdot f_{act,a}(t - D) \quad (17)$$

$$f_{act,a}(t) = \begin{cases} 0, & 0 \leq t < T_a \\ 1 - \cos\left(2\pi \frac{t - T_a}{T - T_a}\right), & T_a \leq t < T \end{cases} \quad (18)$$

Denklem (18)'de t bir kalp döngüsü içerisindeki zaman değişkenidir. Ayrıca D kulakçık gevşemesi için geçen zamanı, T_a kulakçık kasılmasının başlangıç zamanı ve T bir kalp atım süresini ifade eder [67].

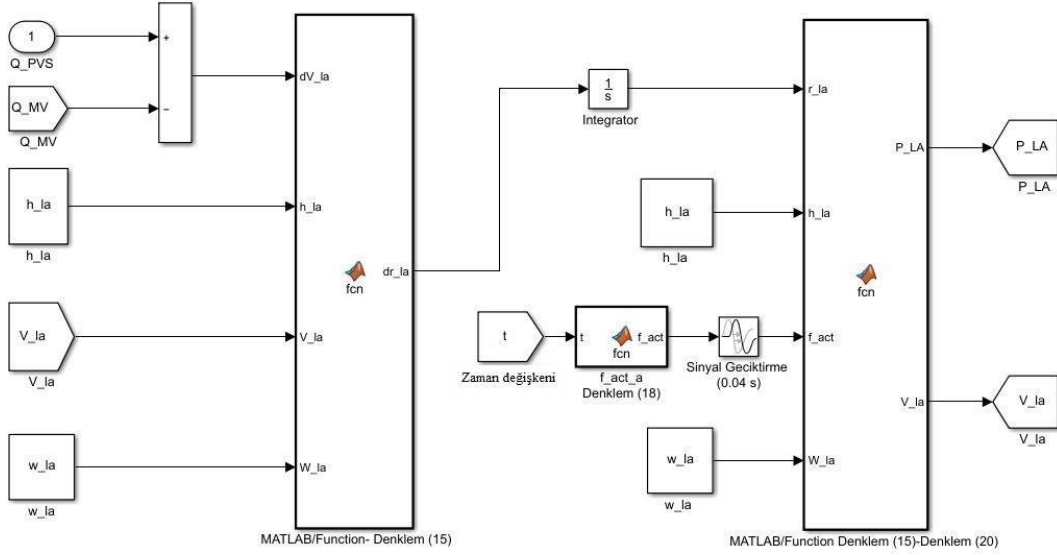
Sol kulakçık basıncı (P_{LA}); zamanla değişen sol kulakçık elastansı (E_a), sol kulakçık yarıçapı (r_{la}) ile basıncın sıfır olduğu durumdaki sol kulakçık yarıçapı ($r_{la,0}$) arasındaki ilişki ile tanımlanır:

$$P_{LA}(t) = E_a(t) \cdot \left[\frac{5}{18} \pi w_{la} h_{la} (r_{la}^2 - r_{la,0}^2) \right] \quad (19)$$

Basıncın sıfır olduğu durumdaki sol kulakçık yarıçapı ($r_{la,0}$) ile sol kulakçık hacminin başlangıç ($V_{la,0}$) değeri arasındaki ilişki ise aşağıdaki denklemde ifade edilmiştir:

$$r_{la,0} = \left(\frac{18V_{la,0}}{5\pi w_{la} h_{la}} \right)^{1/2} \quad (20)$$

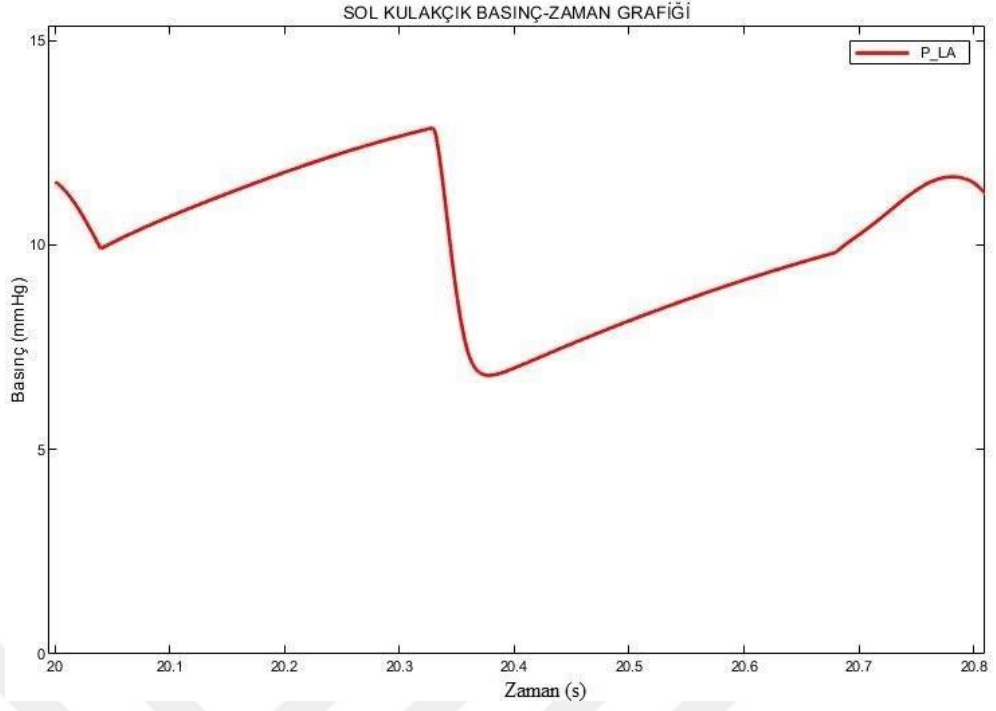
Sol kulakçığın modellenmesi için denklem (15)'den denklem (20)'ye kadar üretilen tüm denklemleri Çizelge 2.2'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak Matlab/Fonksiyon blokları ile Şekil 2.10'da gösterildiği gibi oluşturulmuştur.



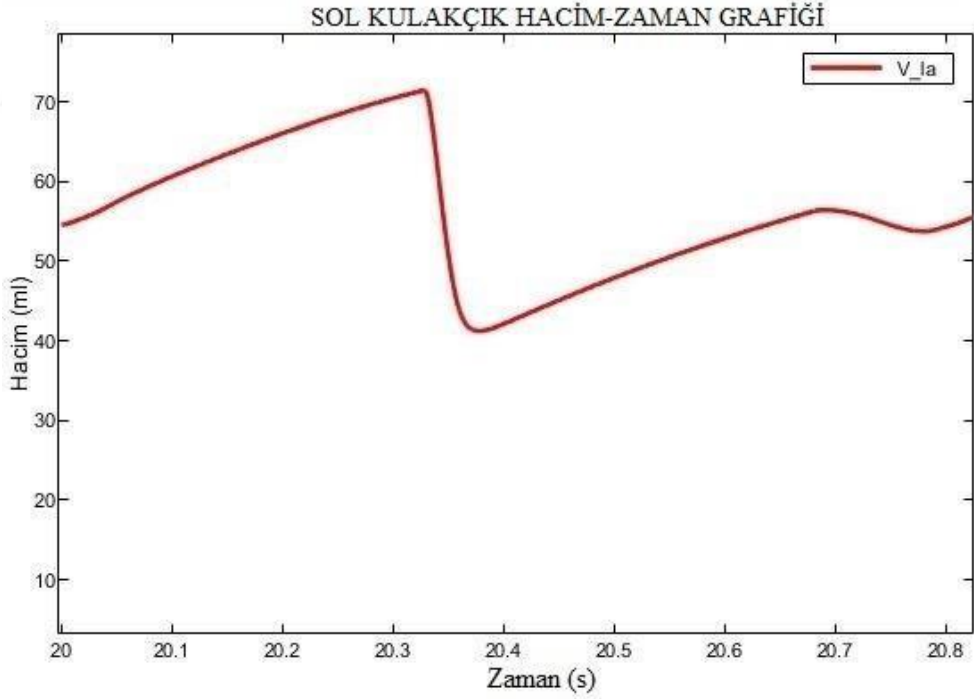
Şekil 2.10 Kalbin sol kulakçık modeli için üretilen denklemlerin Matlab/Fonksiyon bloğu ile gösterimi. t : bir kalp döngüsü içerisindeki zaman değişkeni (s); Q_{PVS} : Pulmoner toplardamar kan akışı (ml/s); Q_{MV} : Mitral kapaktaki kan akışı (ml/s).

Sol kulakçığın zamana bağlı aktivasyon fonksiyonunun çıkış sinyali, bir geciktirme kompartmanı ile (Transport Delay) bağlantı yapılarak pulmoner dolaşımdaki görünme süresi gecikmesi (D) 0.04 s olarak ayarlanmıştır.

Şekil 2.10’da sol kulakçık modelinin çalıştırılması ile oluşan grafikler Şekil 2.11 ve Şekil 2.12’de gösterilmiştir. Şekil 2.11’de bir kardiyak döngü boyunca sol kulakçığındaki basınç değişimi gösterilmiş olup, Şekil 2.12’de sol kulakçığındaki zamana bağlı hacim değişimi gösterilmektedir.



Şekil 2.11 Sol kulakçıkta oluşan basınç-zaman değişimi gösterimi. P_{LA} : Sol kulakçık basıncı (mmHg).



Şekil 2.12 Sol kulakçıkta oluşan hacim-zaman değişimi gösterimi. V_{la} : Sol kulakçık hacmi (ml).

2.4.4. Sağ Kulakçık Modeli

Sağ kulakçık hacmi (V_{ra} , ml); sağ kulakçık yarıçapı (r_{ra} , cm), eksen uzunluğu (h_{ra} , cm) ve kasılmanın etkisini incelemeye yarayan sağ ventikül duvar gerilmesini (w_{ra}) içeren bir faktör ile hesaplanarak aşağıdaki denklemde ifade edilmiştir:

$$V_{ra} = \frac{\pi r_{ra}^2 w_{ra} h_{ra}}{3} \quad (21)$$

Eksen uzunluğunun (h_{ra}) bir kalp döngüsü boyunca sabit olduğu varsayılarak, sol kulakçık yarıçapı (r_{ra}) aşağıdaki denklem ile ifade edilebilir:

$$r_{ra} = \left(\frac{3V_{ra}}{\pi w_{ra} h_{ra}} \right)^{1/2} \quad (22)$$

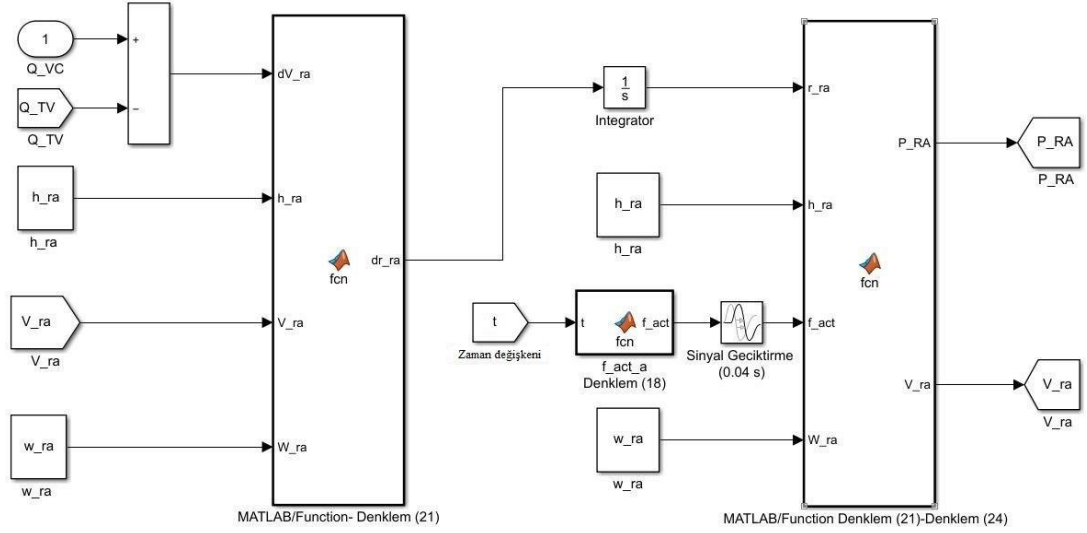
Sağ kulakçık basıncı (P_{RA}); zamanla değişen sağ kulakçık elastansı (E_a), sağ kulakçık yarıçapı (r_{ra}) ile basıncın sıfır olduğu durumdaki sağ kulakçık yarıçapı ($r_{ra,0}$) arasındaki ilişki ile tanımlanır:

$$P_{RA}(t) = E_a(t) \cdot \left[\frac{1}{3} \pi w_{ra} h_{ra} (r_{ra}^2 - r_{ra,0}^2) \right] \quad (23)$$

Basıncın sıfır olduğu durumdaki sağ kulakçık yarıçapı ($r_{ra,0}$) ile sağ kulakçık hacminin başlangıç ($V_{ra,0}$) değeri arasındaki ilişki ise aşağıdaki denklemde ifade edilmiştir:

$$r_{ra,0} = \left(\frac{3V_{ra,0}}{\pi w_{ra} h_{ra}} \right)^{1/2} \quad (24)$$

Sağ kulakçığın modellenmesi için denklem (21)'den denklem (24)'e kadar üretilen tüm denklemleri Çizelge 2.2'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak Matlab/Fonksiyon blokları ile Şekil 2.13'de gösterildiği gibi oluşturulmuştur.

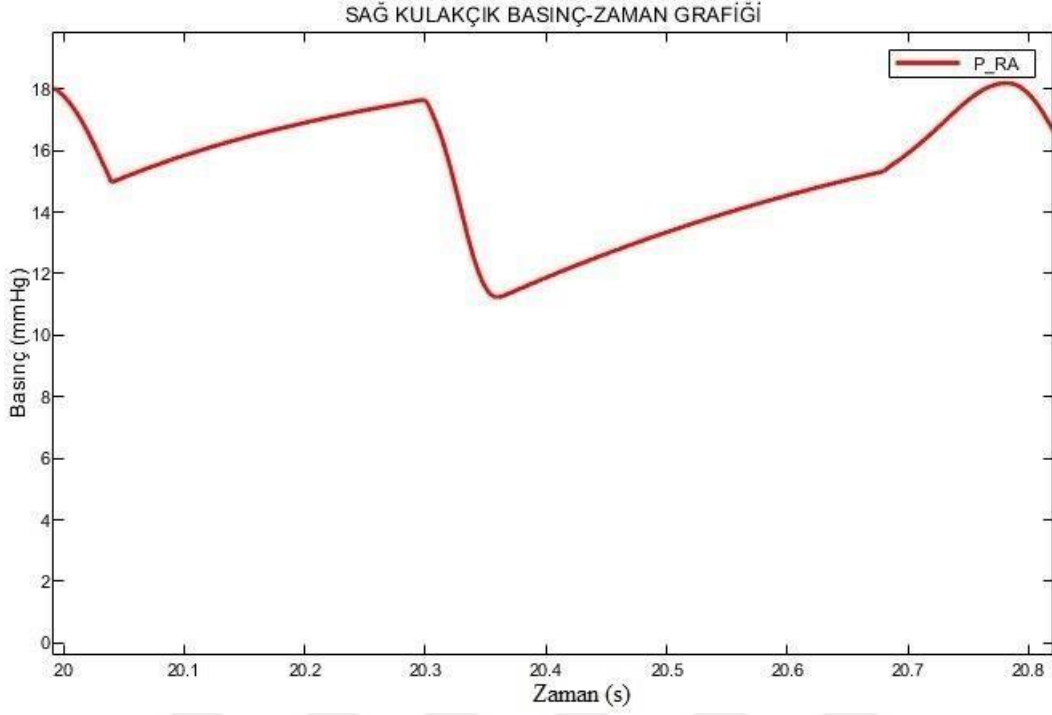


Şekil 2.13 Kalbin sağ kulakçık modeli için üretilen denklemlerin Matlab/Fonksiyon bloğu ile gösterimi. t : bir kalp döngüsü içerisindeki zaman değişkeni (s); Q_{VC} : Üst ve alt vena kava kan akışı (ml/s); Q_{TV} : Triküspid kapaktaki kan akışı (ml/s).

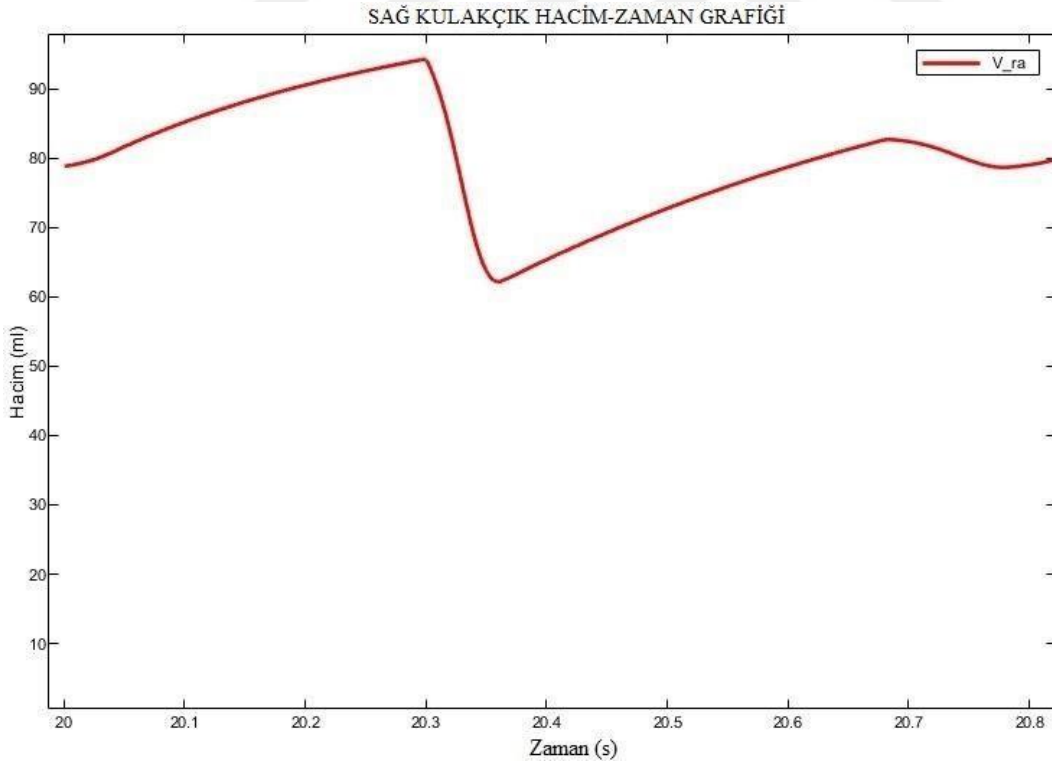
Sağ kulakçığın zamana bağlı aktivasyon fonksiyonunun çıkış sinyali, bir geciktirme kompartmanı ile (Transport Delay) bağlantı yapılarak pulmoner dolaşımdaki görünme süresi gecikmesi (D) 0.04 s olarak ayarlanmıştır.

Kulakçıkların ve karıncıkların aksel uzunlukları toplamı 12 cm olarak, yetişkin bir insanın sahip olduğu anatomik ölçülere göre belirlenmiştir [68]. Karıncık ve kulakçıkların basınç ve hacim değerlerini belli referans aralıkları içinde belirlemek amacıyla karıncık ve kulakçık yarıçapları (r , cm), bir duvar gerilme faktörü (w) ile ayarlanmıştır.

Şekil 2.13’de sağ kulakçık modelinin çalıştırılması ile oluşan grafikler Şekil 2.14 ve Şekil 2.15’de gösterilmiştir. Şekil 2.14’de bir kardiyak döngü boyunca sağ kulakçıktaki basınç değişimi gösterilmiş olup, Şekil 2.15’de sağ kulakçıktaki zamana bağlı hacim değişimi gösterilmektedir.



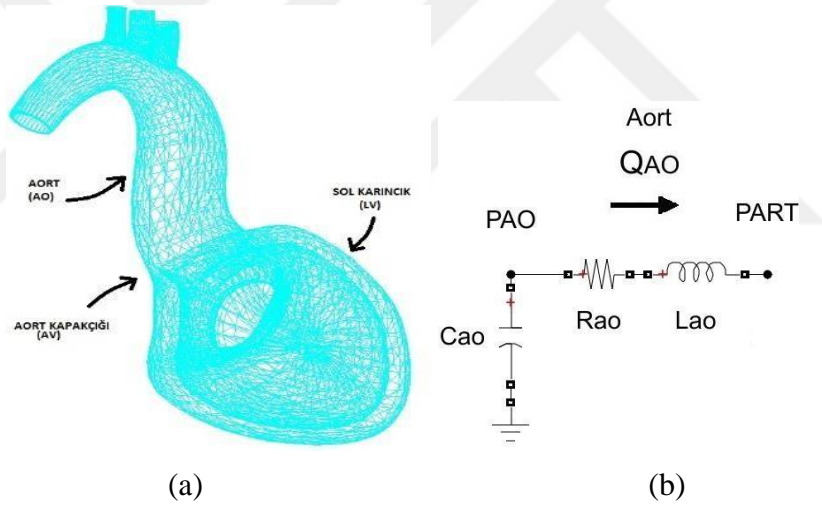
Şekil 2.14 Sağ kulakçıkta oluşan basınç-zaman değişimi gösterimi. P_{RA} : Sağ kulakçık basıncı (mmHg).



Şekil 2.15 Sağ kulakçıkta oluşan hacim-zaman değişimi gösterimi. V_{ra} : Sağ kulakçık hacmi (ml).

2.4.5. Aort Modeli

Kalp, pulmoner ve sistemik kan dolaşımını sağlayan kardiyovasküler sistemin organıdır. Kanı kalpten uzaklaştıran damarlar atardamarlardır ve aort vücuttaki en büyük atardamardır. Aort'un görevi, oksijenli kanı sistemik dolaşım yoluyla vücudun tüm bölgelerine dağıtmaktır. Damar sisteminin akış ve basıncındaki değişiklikleri gözlemlemek için atardamar sistemi için uyarlanabilir Windkessel modelinden yararlanılabilir. Windkessel modeli, damar sisteminin toplu bir parametre modelidir. Windkessel modeli, direnç (R), inertans (L) ve kompliyans (C) gibi atardamar sisteminin hemodinamiklerini tanımlar. Ayrıca, Windkessel modeli, kalp döngüsünün sistolik ve diyastolik fazları tarafından belirlenen atardamarların kompliyansını, ataletini ve toplam periferik direncin etkilerini hesaba katar. Windkessel modelinin, aorttaki kan akışı ile kan basıncı arasında ortaya koyduğu ilişki Şekil 2.16'da gösterilmiştir:



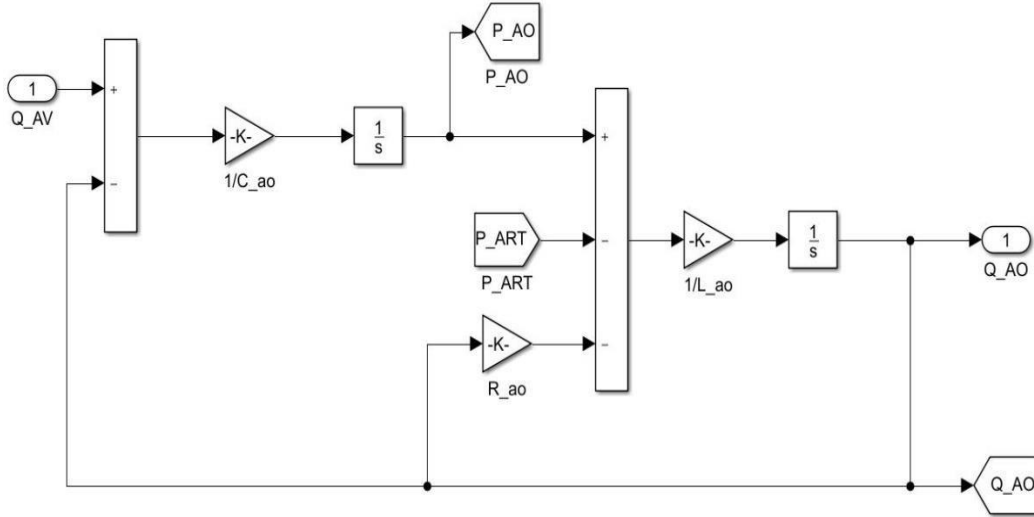
Şekil 2.16 (a) Aort-Kalp bağlantısının Autocad ile 3-boyutlu çizimi, (b) Aorta bağlı Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi. P_{AO} : Aort basıncı (mmHg); P_{ART} : Sistemik atardamar basıncı (mmHg); Q_{AO} : Aort kan akışı (ml/s); L_{ao} : Aort inertansı (mmHg.s²/ml); R_{ao} : Aort direnci (mmHg.s/ml); C_{ao} : Aort kompliyansı (ml/mmHg).

Dolaşım döngüsünün her bir segmenti, o segmentle ilişkili basınç (P , mmHg), hacim (V , ml) ve akış (Q , ml/s) parametreleri arasındaki ilişkileri açıklayan bir dizi diferansiyel denklem aracılığıyla modellenmiştir. Aort hidrolik bileşenlerini yöneten düğüm noktalarındaki basınç ve akış denklemleri, diferansiyel denklemler kullanılarak denklem (25) ve denklem (26)'daki şekilde formüle edilmiştir:

$$\frac{dQ_{AO}}{dt} = \frac{P_{AO} - P_{ART} - (R_{ao} \cdot Q_{AO})}{L_{ao}} \quad (25)$$

$$\frac{dP_{AO}}{dt} = \frac{Q_{AV} - Q_{AO}}{C_{ao}} \quad (26)$$

Bu denklemlerde R_{ao} ($mmHg.s/ml$) kan viskozitesine ve damar çapına bağlı olarak kanın karşılaştığı akış direncine karşı aort kan damarının direncini, L_{ao} ($mmHg.s^2/ml$) aort kan akışının ataletini, C_{ao} ($ml/mmHg$) aortun esnekliğini ve uzayabilirliğini, Q_{AV} (ml/s) ise aort kapağındaki kan akışı ifade eder. Aortun modellenmesi için tanımlanmış denklem (25) ve denklem (26)'nın çözümü için, Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak, Matlab / Simulink ile istenilen model Şekil 2.17'de oluşturulmuştur:



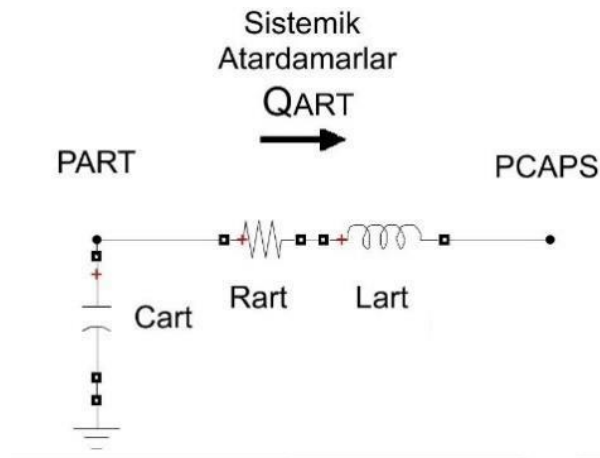
Şekil 2.17 Kalbin aort modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.

Hidrolikte basınç ve akış arasındaki ilişki, elektrikte gerilim ve akım arasındaki ilişki kadar basit olmadığından işin içine farklı parametreler girmektedir. Bu sebeple hidrolik devrelerde ölçülebilen en önemli büyüklük olan basınç değerine ulaşmak için akış değerini basınç değerine dönüştürmek gerekmektedir. Ayrıca, aort akışı (Q_{AO}), bir kardiyak döngü boyunca kardiyak çıktıyı elde etmek için sistem modelimize entegre edilmiştir. Bu amaçla denklem (25) ve denklem (26)'daki matematiksel ifadeler, formüle edilmiş olup istenilen sistem cevabına ulaşmak içinde Şekil 2.17'de görülen Matlab / Simulink ile eşdeğer model oluşturulmuştur.

2.4.6. Sistemik Atardamar Modeli

Sistemik atardamarlar, kardiyovasküler sistem içerisinde oksijenli kanı kalbin sol tarafından alır ve oksijeni giderilmiş kanı kalbe geri döndürür. Sistemik atardamarlardaki akış ve basınç, farklı değişken parametrelerine bağlı olarak matematiksel denklemler aracılığıyla modellenebilir. Belirli bir model için seçilen yaklaşım, tasarımcının sistem gereksinimine bağlı olmalıdır. Bu bölümde asıl amaç, nabız dalgasını sistemik atardamarların herhangi bir yerinde aslına uygun olarak yeniden üretebilen bir model geliştirmektir. Analitik veya sayısal olarak çözülebilen, atardamarlardaki akış ve basıncın tüm detaylarını tahmin edebilen matematiksel bir model geliştirmek mümkün değildir. Sonuç olarak istenilen sistemi tanımlamak amacıyla sistemik atardamar ağının 3D modelini üretmek bir hayli zor olacağından dolayı, atardamar bölümlerini temel fizik ilkelerine dayalı üç boyutlu (3D) basit bir model olarak geliştirmek için farklı modelleme teknikleri gerekecektir.

Yalnızca bir uzaysal boyutu içeren bir modele sahip olmak, akış ve basınç dalgalarının atardamarlar boyunca yayılırken nasıl değiştiğini incelemeye olanak tanır. Damarların değişen geometrisi ve yapısı sonucunda dalgaların şekli değişir [69, 70]. Dalga biçimindeki ana değişiklik, damarların sivrilmesinden, çatallanmalardan ve atardamar yatağının direncinden kaynaklanan yansılardan kaynaklanmaktadır. Şekil 2.18'de sistemik atardamar ağının modellenmesinde de, Windkessel modelinde kullanılan benzer eşdeğer elektrik devre elemanları kullanılmıştır:



Şekil 2.18 Sistemik atardamarların Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi.

P_{ART} : Sistemik atardamar basıncı ($mmHg$); P_{CAPS} : Kılcaldamar basıncı ($mmHg$);

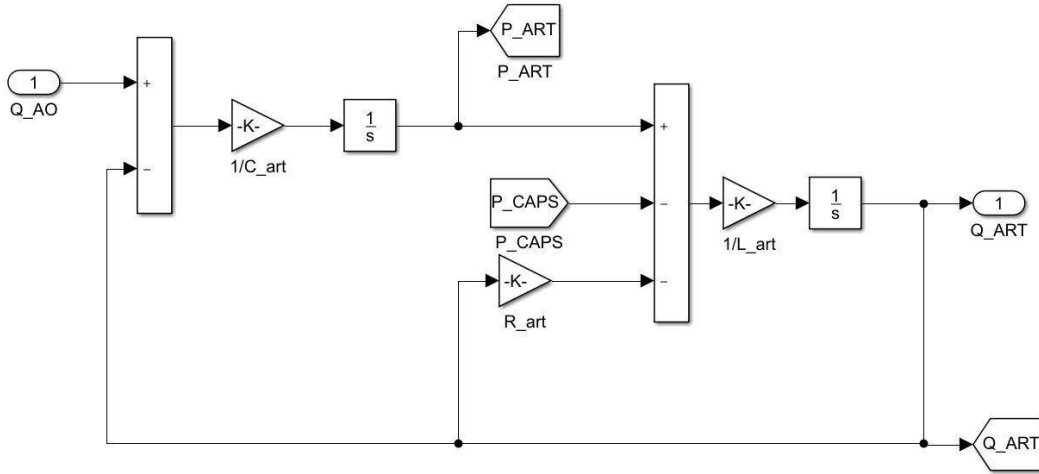
Q_{ART} : Sistemik atardamar kan akışı (ml/s); R_{art} : Sistemik atardamar direnci ($mmHg.s/ml$); L_{art} : Sistemik atardamar inertansı ($mmHg.s^2/ml$); C_{art} : Sistemik atardamar kompliyansı ($ml/mmHg$).

Sistemik atardamarların hidrolik bileşenlerini yöneten düğüm noktalarındaki basınç ve akış denklemleri ise diferansiyel denklemler kullanılarak denklem (27) ve denklem (28)'deki şekilde formüle edilmiştir:

$$\frac{dQ_{ART}}{dt} = \frac{P_{ART} - P_{CAPS} - (R_{art} \cdot Q_{ART})}{L_{art}} \quad (27)$$

$$\frac{dP_{ART}}{dt} = \frac{Q_{AO} - Q_{ART}}{C_{art}} \quad (28)$$

Bu denklemlerde R_{art} ($mmHg.s/ml$) kan viskozitesine ve damar çapına bağlı olarak kanın karşılaştığı akış direncine karşı sistemik atardamarların direncini, L_{art} ($mmHg.s^2/ml$) sistemik atardamardaki kan akışının ataletini, C_{art} ($ml/mmHg$) sistemik atardamarların esnekliğini ve uzayabilirliğini, Q_{AO} (ml/s) ise aorttaki kan akışını ifade eder. Sistemik atardamarların modellenmesi için tanımlanmış denklem (27) ve denklem (28)'in çözümü için, Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak, Matlab / Simulink ile istenilen model Şekil 2.19'da oluşturulmuştur:

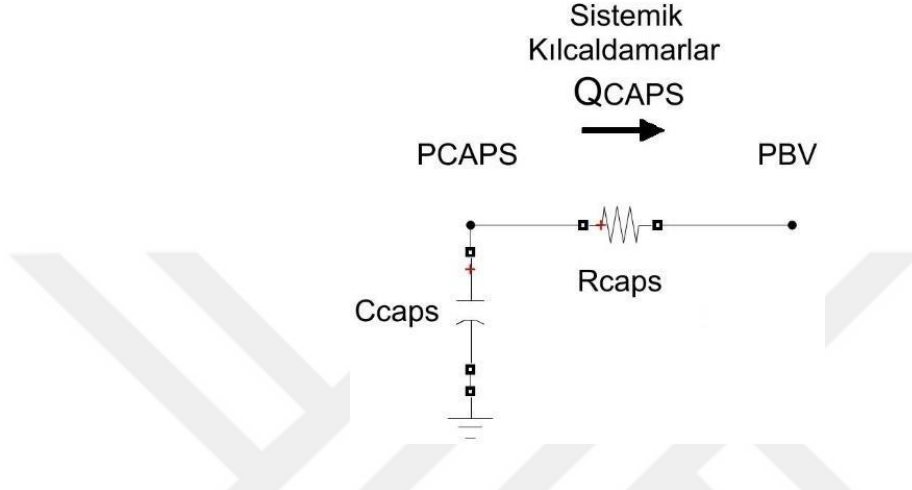


Şekil 2.19 Sistemik atardamar modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.

2.4.7. Sistemik Kılcaldamar Modeli

Sistemik kılcaldamarlar hücrelere kan, besin ve oksijen sağlayan hassas kan damarlarıdır. Kılcaldamarlarda kanın dolaşım hızı ve basıncı diğer doku hücreleri ile temas halinde olması sebebi ile düşüktür. Vücuttaki en küçük kan damarları olan sistemik kılcaldamarlar, atardamarlar ile toplardamarlar arasında bir köprü görevi

görür. Kılcaldamarların bu konumundan dolayı damarların daralması (kasılması) durumunda atardamar ve toplardamarların basıncı artar. Bunun tersi durumunda (damar genişlemesi) atardamar ve toplardamarlardaki kan oranı düşeceği için damarlardaki basınçta azalır. Şekil 2.20’de sistemik kılcaldamar ağının modellenmesi de Windkessel modelinde kullanılan benzer eşdeğer elektrik devre elemanları kullanılarak oluşturulmuştur:



Şekil 2.20 Sistemik kılcaldamarların Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi. P_{CAPS} : Sistemik kılcaldamar basıncı ($mmHg$); P_{BV} : Sistemik toplardamar basıncı ($mmHg$); Q_{CAPS} : Sistemik kılcaldamar kan akışı (ml/s); R_{caps} : Sistemik kılcaldamar direnci ($mmHg.s/ml$); C_{caps} : Sistemik kılcaldamar kompliyansı ($ml/mmHg$).

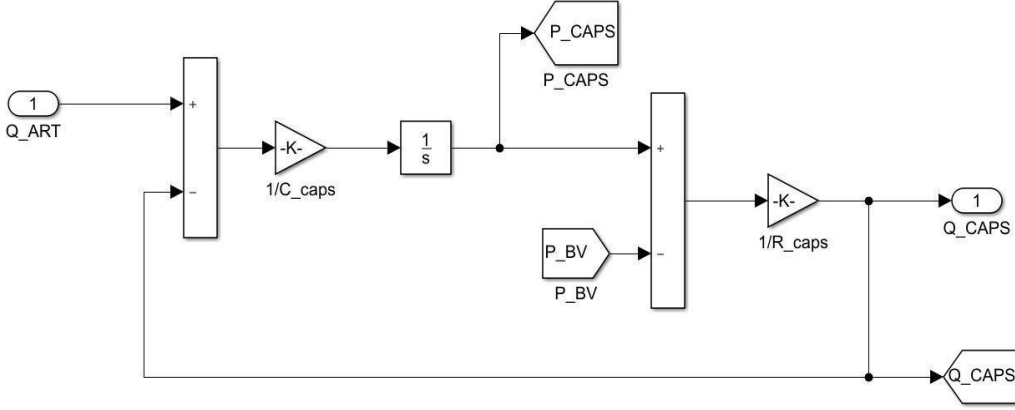
Basınç-akış arasında aranan lineer ilişki kılcaldamarların modellenmesinde de göz önünde bulundurulmuş olup, denklem (29) ve denklem (30)’da sistemdeki akış ölçümü için kılcaldamar direnci (R_{caps}) ile devre uçları arasında oluşan basınç farkından yararlanılmıştır.

$$Q_{CAPS} = \frac{P_{CAPS} - P_{BV}}{R_{caps}} \quad (29)$$

$$\frac{dP_{CAPS}}{dt} = \frac{Q_{ART} - Q_{CAPS}}{C_{caps}} \quad (30)$$

Bu denklemlerde R_{caps} ($mmHg.s/ml$) kan viskozitesine ve damar çapına bağlı olarak kanın karşılaştığı akış direncine karşı sistemik kılcaldamarların direncini, C_{caps} ($ml/mmHg$) sistemik kılcaldamarların esnekliğini ve uzayabilirliğini, Q_{ART} (ml/s) ise sistemik atardamarların kan akışını ifade eder. Sistemik kılcaldamarların

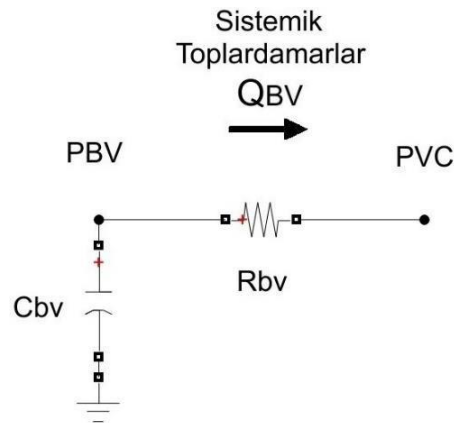
modellenmesi için tanımlanmış denklem (29) ve denklem (30)'un çözümü için, Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak, Matlab / Simulink ile istenilen model Şekil 2.21'de oluşturulmuştur:



Şekil 2.21 Sistemik kılcaldamar modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.

2.4.8. Sistemik Toplardamar Modeli

Sistemik toplardamarlar, dokular tarafından kullanıldıktan sonra kılcaldamarlar vasıtası ile vücutta toplanan ve oksijen bakımından fakir (karbondioksit bakımından zengin) kanın kalbe dönüşünü sağlar. Şekil 2.22'de sistemik toplardamar ağının modellenmesi de, Windkessel modelinde kullanılan benzer eşdeğer elektrik devre elemanları kullanılarak oluşturulmuştur:



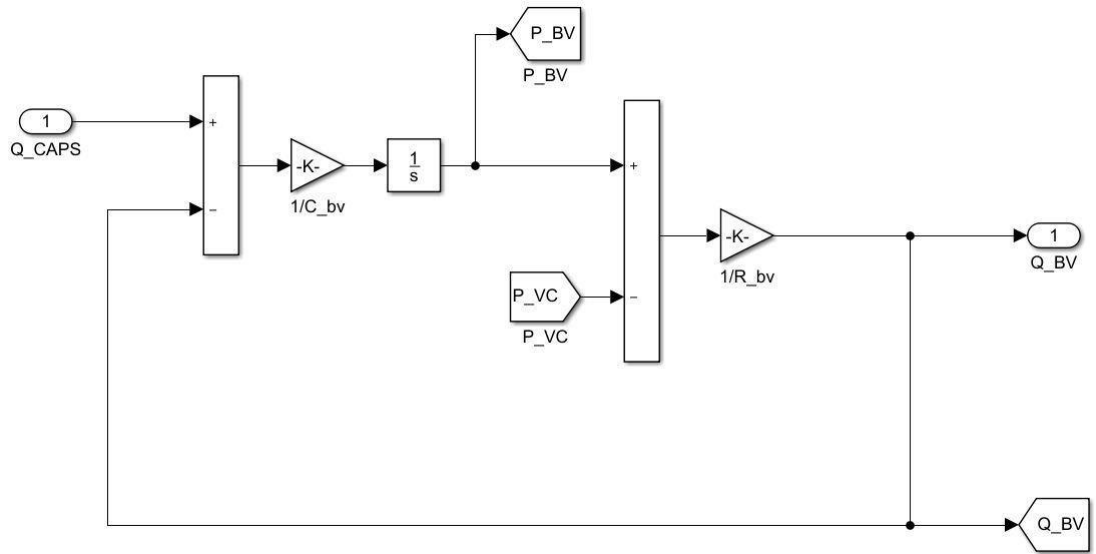
Şekil 2.22 Sistemik toplardamarların Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi. P_{BV} : Sistemik toplardamar Basıncı ($mmHg$); P_{VC} : Üst ve alt vena kava basıncı ($mmHg$); Q_{BV} : Sistemik toplardamar kan akışı (ml/s); R_{bv} : Sistemik toplardamar direnci ($mmHg.s/ml$); C_{bv} : Sistemik toplardamar kompliyansı ($ml/mmHg$).

Sistemik toplardamarların hidrolik bileşenlerini yöneten düğüm noktalarındaki basınç ve akış denklemleri diferansiyel denklemler kullanılarak denklem (31) ve denklem (32)'daki şekilde formüle edilmiştir:

$$Q_{BV} = \frac{P_{BV} - P_{VC}}{R_{bv}} \quad (31)$$

$$\frac{dP_{BV}}{dt} = \frac{Q_{CAPS} - Q_{BV}}{C_{bv}} \quad (32)$$

Bu denklemlerde R_{bv} ($mmHg.s/ml$) kan viskozitesine ve damar çapına bağlı olarak kanın karşılaştığı akış direncine karşı sistemik toplardamarların direncini, C_{bv} ($ml/mmHg$) sistemik toplardamarların esnekliğini ve uzayabilirliğini, Q_{CAPS} (ml/s) ise sistemik kılcaldamarların kan akışını ifade eder. Sistemik toplardamarların modellenmesi için tanımlanmış denklem (31) ve denklem (32)'nin çözümü için, Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak, Matlab / Simulink ile istenilen model Şekil 2.23'de oluşturulmuştur:

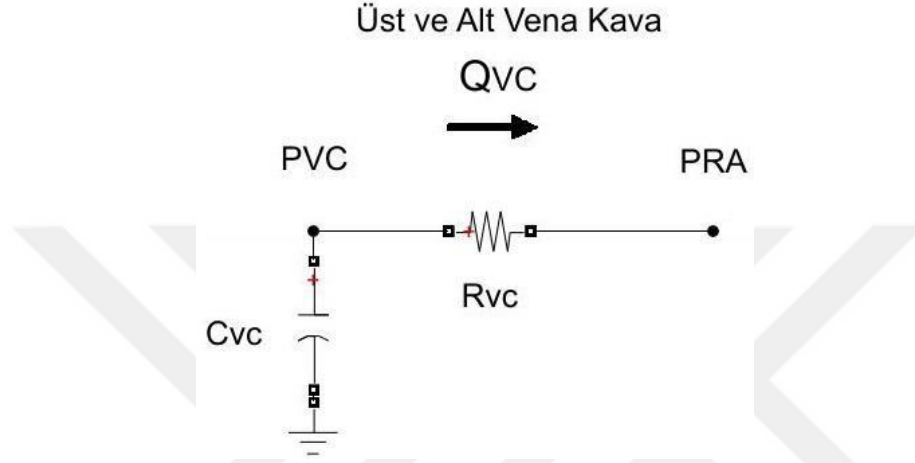


Şekil 2.23 Sistemik toplardamar modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.

2.4.9. Vena Kava Modeli

Üst ve alt vena kava, oksijeni giderilmiş kanın kalbe geri dönmesinden sorumlu ana kan damarlarıdır. Üst vena kava baş, boyun, kollar ve göğüs dahil olmak üzere

vücudun üst kısmından oksijeni giderilmiş kanı döndürürken; alt vena kava karın, pelvis, bacaklar ve ayaklar dahil olmak üzere vücudun alt kısmından kalbe kan dönmesini sağlar. Üst vena kava kanı kalbin sağ kulakçığına yukarıdan taşırken, alt vena kava arka ve alt pozisyondan kanın birleşimini sağlar. Şekil 2.24’de üst ve alt vena kavalının modellenmesi de Windkessel modelinde kullanılan benzer eşdeğer elektrik devre elemanları kullanılarak oluşturulmuştur:



Şekil 2.24 Üst ve alt vena kavalının Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi.
 P_{VC} : Üst ve alt vena kava basıncı ($mmHg$); P_{RA} : Sağ kulakçık basıncı ($mmHg$); Q_{VC} :
 Üst ve alt vena kava kan akışı (ml/s); R_{vc} : Üst ve alt vena kava direnci ($mmHg.s/ml$);
 C_{vc} : Üst ve alt vena kava kompliyansı ($ml/mmHg$).

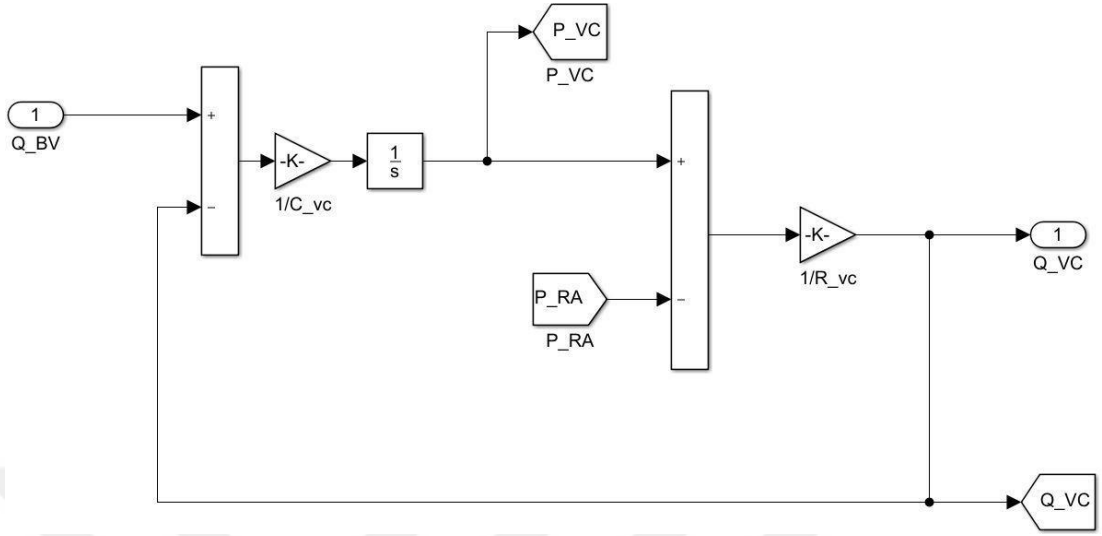
Üst ve alt vena kavalının hidrolik bileşenlerini yöneten düğüm noktalarındaki basınç ve akış denklemleri diferansiyel denklemler kullanılarak denklem (33) ve denklem (34)’deki şekilde formüle edilmiştir:

$$Q_{VC} = \frac{P_{VC} - P_{RA}}{R_{vc}} \quad (33)$$

$$\frac{dP_{VC}}{dt} = \frac{Q_{BV} - Q_{VC}}{C_{vc}} \quad (34)$$

Bu denklemlerde R_{vc} ($mmHg.s/ml$) kan viskozitesine ve damar çapına bağlı olarak kanın karşılaştığı akış direncine karşı üst ve alt vena kavalının direncini, C_{vc} ($ml/mmHg$) üst ve alt venakavalının esnekliğini ve uzayabilirliğini, Q_{BV} (ml/s) ise sistemik toplardamarların kan akışını ifade eder. Üst ve alt vena kavalının modellenmesi için tanımlanmış denklem (33) ve denklem (34)’ün çözümü için,

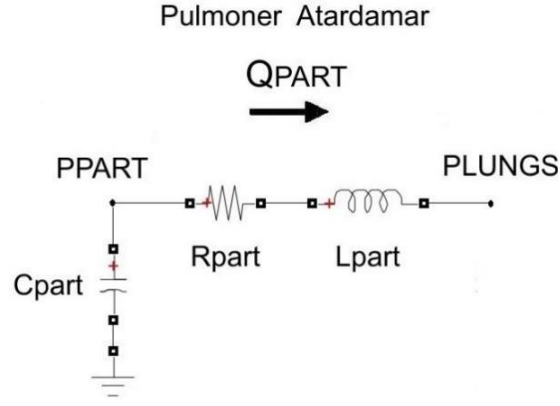
Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak, Matlab / Simulink ile istenilen model Şekil 2.25'de oluşturulmuştur:



Şekil 2.25 Vena kava modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.

2.4.10. Pulmoner Atardamar Modeli

Pulmoner atardamarlar, pulmoner toplardamarları ve pulmoner kılcaldamarları da içeren pulmoner dolaşımın bir parçasıdır. Pulmoner dolaşımın amacı, vücuttaki kan ile akciğerlerde solunan hava arasındaki oksijen ve karbondioksiti transfer etmektir. Pulmoner atardamarların özel rolü, oksijeni düşük ve karbondioksit oranı yüksek olan kanı, bu değişimin gerçekleştiği akciğerlerin pulmoner kılcaldamarlarına taşımaktır. Kan oksijenle zenginleştirildiğinde ve karbondioksitten arındırıldığında, pulmoner damarlarımızdan kalbimizin sağ ventrikülüne geri akar. Oradan, kan sol ventriküle pompalanır ve sonunda aort yoluyla oksijenle zengin kanı vücutta taşıyan atardamarlara dağılır. Şekil 2.26'da pulmoner atardamarların modellenmesi de Windkessel modelinde kullanılan benzer eşdeğer elektrik devre elemanları kullanılarak oluşturulmuştur:



Şekil 2.26 Pulmoner atardamarların Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi.

P_{PART} : Pulmoner atardamar basıncı ($mmHg$); P_{LUNGS} : Akciğerlerin basıncı ($mmHg$);

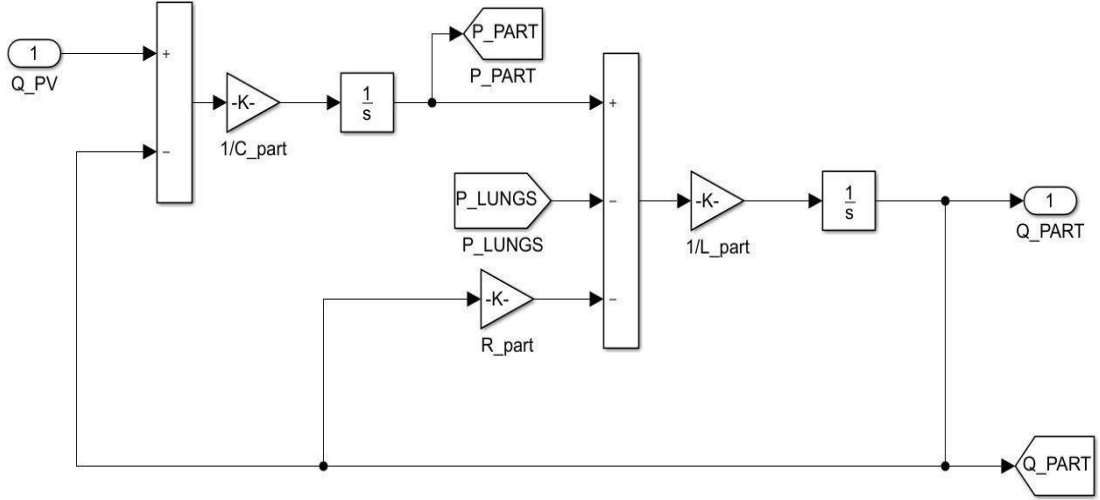
Q_{PART} : Pulmoner atardamar kan akışı (ml/s); R_{part} : Pulmoner atardamar direnci ($mmHg.s/ml$); L_{part} : Pulmoner atardamar inertansı ($mmHg.s^2/ml$); C_{part} : Pulmoner atardamar kompliyansı ($ml/mmHg$).

Pulmoner atardamarların hidrolik bileşenlerini yöneten düğüm noktalarındaki basınç ve akış denklemleri diferansiyel denklemler kullanılarak denklem (35) ve denklem (36)'daki şekilde formüle edilmiştir:

$$\frac{dQ_{PART}}{dt} = \frac{P_{PART} - P_{LUNGS} - (R_{part} \cdot Q_{PART})}{L_{part}} \quad (35)$$

$$\frac{dP_{PART}}{dt} = \frac{Q_{PV} - Q_{PART}}{C_{part}} \quad (36)$$

Bu denklemlerde R_{part} ($mmHg.s/ml$) kan viskozitesine ve damar çapına bağlı olarak kanın karşılaştığı akış direncine karşı pulmoner atardamarların direncini, L_{part} ($mmHg.s^2/ml$) pulmoner atardamardalardaki kan akışının ataletini, C_{part} ($ml/mmHg$) pulmoner atardamarların esnekliğini ve uzayabilirliğini, Q_{PV} (ml/s) ise pulmoner kapaktan çıkan kan akışını ifade eder. Pulmoner atardamarların modellenmesi için tanımlanmış denklem (35) ve denklem (36)'nın çözümü için, Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak, Matlab / Simulink ile istenilen model Şekil 2.27'de oluşturulmuştur:



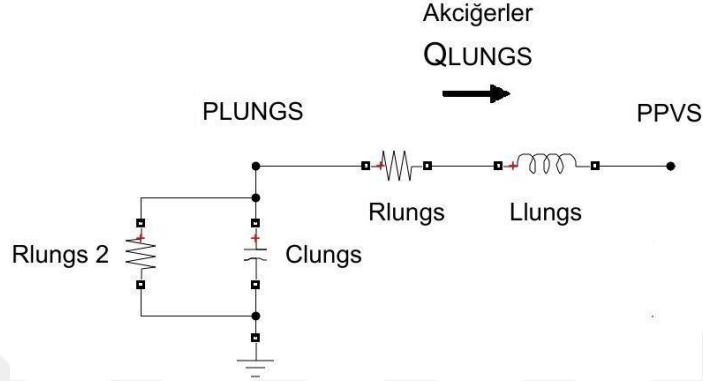
Şekil 2.27 Pulmoner atardamar modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.

2.4.11. Akciğer Modeli

Kardiyovasküler ve solunum sistemleri hiçbir şekilde birbirinden bağımsız değildir, aksine işlevleri büyük ölçüde karşılıklı etkileşimlerinin ürünüdür. Kardiyovasküler sistemin kontrol mekanizmaları, solunum sisteminin kontrolüne yönelik mekanizmalarla etkileşime girer ve solunumun doğru bir şekilde yerine getirilmesi amacıyla ventilasyon sırasında değişen ve seviyelerini ölçen akciğerler ve kemoreseptörler (merkezi ve periferik) arasındaki kan dolaşımındaki taşıma süresi nedeniyle gecikmelere neden olur.

Kan akışının hızı ve dağılımı, akciğerlerdeki gaz değişiminin etkinliğini ve doku bölmelerinin işlevini de etkiler. Vazomotor aktivite, solunum merkezi aktivitesi ile ilişkilidir, öyle ki aktivitedeki artışlar aynı zamanda solunumu da artırma eğilimindedir. Ursino ve diğerleri tarafından insan solunum kontrol sisteminin son modeli [71, 72], hipoksik ve hiperkapnik uyarılara verilen yanıtlara odaklanarak bu kardiyorespiratuarın birbiri ile etkileşimini içermektedir. Bu kardiyο-dolaşım ve solunum modeli, optimal bir kontrol uygulamak için bazı mekanizmaların sisteme nasıl entegre edilmesi gerektiğini göstermiştir. Wabel ve Leonhardt [73] ayrıca kardiyovasküler ve solunum sistemlerini Matlab / Simulink ile kalp, dolaşım ve solunum sistemleri, böbrekler ve temel sinir sistemi kontrol mekanizmalarının yanı sıra hüморal, yani endokrin, bileşenlerinin tümünün dahil olduğu bir sistemi simüle etmek için yeni bir model de geliştirdiler.

Akciğerlerin birbirine seri bağlı $R-L-C$ devresi olarak sisteme entegre edilmesi amacıyla eşdeğer devremiz için Diong ve ark. [74] önerdiği model tercih edilmiştir. Ayrıca bu model ile küçük hava yolu dirençlerinin de karakterize edilmesi sağlanmıştır. Akciğerlerin modellenmesinde kullanılan elektrik devre elemanları Şekil 2.28’de verilmiştir:



Şekil 2.28 Akciğerlerin Windkessel etkisinin elektriksel eşdeğer devresi. P_{LUNGS} : Akciğerlerin basıncı ($mmHg$); P_{PVS} : Pulmoner toplardamar basıncı ($mmHg$); Q_{LUNGS} : Akciğerlerin kan akışı (ml/s); R_{lungs} : Havayolu ve akciğer direnci ($mmHg.s/ml$); R_{lungs2} : Çevresel direnç ($mmHg.s/ml$); L_{lungs} : Akciğer inertansı ($mmHg.s^2/ml$); C_{lungs} : Alveoler kompliyans ($ml/mmHg$).

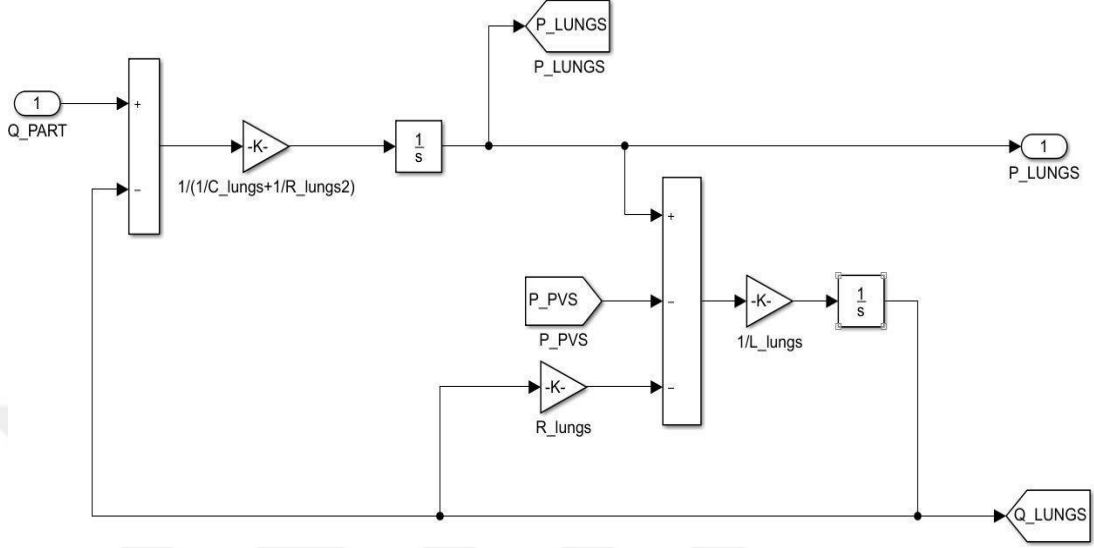
Akciğerlerin hidrolik bileşenlerini yöneten düğüm noktalarındaki basınç ve akış denklemleri diferansiyel denklemler kullanılarak denklem (37) ve denklem (38)’deki şekilde formüle edilmiştir:

$$\frac{dQ_{LUNGS}}{dt} = \frac{P_{LUNGS} - P_{PVS} - (R_{lungs} \cdot Q_{LUNGS})}{L_{lungs}} \quad (37)$$

$$\frac{dP_{LUNGS}}{dt} = \frac{Q_{PART} - Q_{LUNGS}}{\left(\frac{1}{C_{lungs}} + \frac{1}{R_{lungs2}}\right)} \quad (38)$$

Bu denklemlerde R_{lungs} ($mmHg.s/ml$) kan viskozitesine ve damar çapına bağlı olarak kanın karşılaştığı akış direncine karşı havayolu ve akciğer direncini, R_{lungs2} ($mmHg.s/ml$) kan viskozitesine ve damar çapına bağlı olarak kanın karşılaştığı akış direncine karşı çevresel direnci, L_{lungs} ($mmHg.s^2/ml$) akciğerlerdeki kan akışının ataletini, C_{lungs} ($ml/mmHg$) akciğerlerin esnekliğini, Q_{PART} (ml/s) ise pulmoner atardamar kan akışını ifade eder. Akciğerlerin modellenmesi için tanımlanmış

denklem (37) ve denklem (38)'in çözümü için, Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak Matlab / Simulink ile istenilen model Şekil 2.29'da oluşturulmuştur:



Şekil 2.29 Akciğer modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.

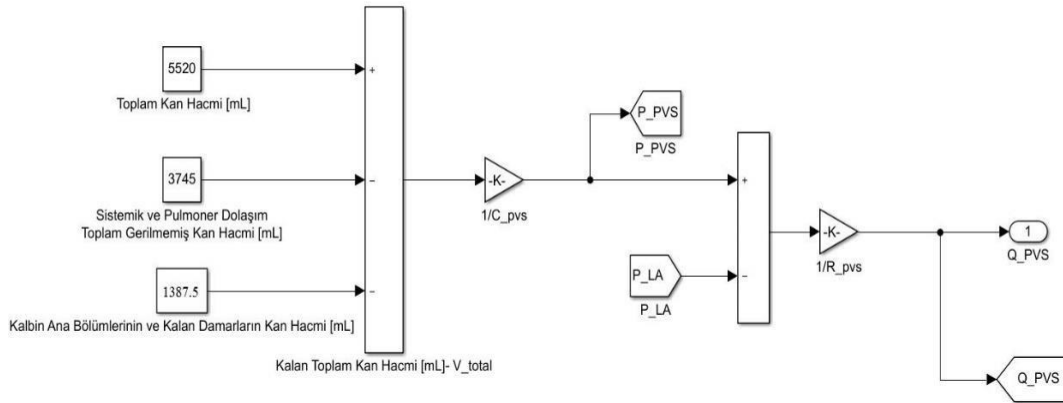
2.4.12. Pulmoner Toplardamar Modeli

Pulmoner toplardamarlar, pulmoner atardamarların tam tersi bir görev yapar ve oksijenli kanı toplar ve akciğerlerden kalbin sol kulakçığına geri taşır. Pulmoner toplardamarlar, her bir akciğer alveollerindeki bir kılcal damar ağına (küçük kan damarları) bağlıdır. Alveoller, akciğerlerde oksijen ve karbondioksitin değiş tokuş edildiği küçük hava keseleridir. Bu kılcaldamarlar, akciğerin her bir lobundan tek bir kan damarı oluşturmak üzere birbirine bağlanır. Lob sayıları birbirinden farklı olarak, üç lob bulunan sağ akciğeri kalbe bağlayan pulmoner toplardamarlara sağ pulmoner toplardamarlar; kalbi iki lob bulunan sol akciğere bağlayan toplardamarlara ise sol pulmoner toplardamarlar denir. Tipik olarak her bir akciğer için iki tane olmak üzere dört pulmoner toplardamar vardır. Şekil 2.30'da eşdeğer devre modelimizi oluştururken pulmoner toplardamar ağı toplu olarak tek bir segment olarak belirlenmiştir:

Çizelge 2.4 Kardiyovasküler sistemin damar bölgelerine göre gerilmemiş hacim değerleri (Gerilmemiş kan hacmi toplamı 3745 ml'dir.)

Damar Bölgesi	Gerilmemiş Hacim (ml)
Sistemik arteriyel dolaşım	615
Sistemik venöz dolaşım	2500
Pulmoner arter (atardamar) dolaşımı	90
Pulmoner venöz dolaşım	490
Kardiyak dolaşım	50

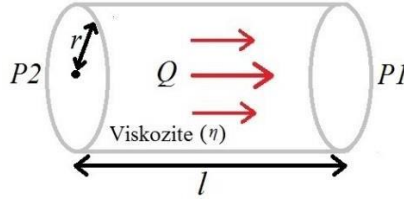
Farklı vasküler kompartmanlar arasındaki toplam gerilmemiş kan hacmi literatürde yer alan önceki çalışmalarda baz alınarak ve Çizelge 2.4'de belirtildiği gibi belirlenmiştir. Pulmoner dolaşımında atardamar bölümü için 90 ml gerilmemiş hacim ve venöz (toplardamar) kompartmanda (bölümde) 490 ml gerilmemiş hacim belirlenmiştir. Sistemik dolaşım ile ilgili olarak, bir boyutlu (1D) atardamarlar ve arteriyoller (küçük atardamarlar) arasında dağıtılan 615 ml arteriyel gerilmemiş hacmi ve kılcak damarlara, venüllere (daha küçük toplardamarlar) ve bir boyutlu (1D) damarlara atanan 2500 ml venöz dolaşım için gerilmemiş hacmi dikkate alınmıştır [75]. Şekil 2.31'de görüleceği üzere modelimizi kurgularken; pulmoner toplardamar kısmında, tüm damarların ve kalbin ana bölümlerinin hacimsel dağılımları belirlenmiş olup toplam kan hacminden (5520 ml) belirlenen miktarlar çıkarılmıştır, kalan kısım ise toplardamar kapasitöründeki kan akışına göre dağıtılmıştır. Ayrıca pulmoner toplardamarların modellenmesi için tanımlanmış denklem (37) ve denklem (38)'in çözümü için, Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak, Matlab / Simulink ile istenilen model şu şekilde oluşturulmuştur:



Şekil 2.31 Pulmoner toplardamar modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Simulink ile gösterimi.

2.4.13. Kalp Kapak Modeli

Esnemeyen silindirik bir tüp içerisindeki laminar akış Poiseuille Yasası ile ifade edilir [76]. Bir tüpteki tek yönlü basınçla yönlendirilen laminar akışı (Poiseuille Yasası) göz önünde bulundurarak kan akışını basınç ile ilişkilendirebiliriz (Şekil 2.32). Bu durum Denklem 41’de ifade edilmiştir.



Şekil 2.32 Bir tüpteki tek yönlü basınçla yönlendirilen laminar akış (Poiseuille Yasası). Q : Sıvı Akışı (ml/s), P_2-P_1 : Basınç Farkı ($mmHg$), r : Tüp Yarıçapı (cm), l : Tüp Uzunluğu (cm), η : Viskozite ($mmHg.s$).

$$Q = \frac{P_2 - P_1}{R} \quad (41)$$

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4} \quad (42)$$

$$Q = \frac{(P_2 - P_1)\pi r^4}{8\eta l} \quad (43)$$

Burada (R), akışa karşı olan direnç olarak düşünülebilir. Poiseuille yasası, viskozitesi η olan sıkıştırılmaz bir akışkanın l uzunluk ve r yarıçaplı bir borudan laminar akışı için geçerlidir. Akış yönü yüksek basınçtan düşük basınca doğrudur. Sıvı akışı (Q), basınç farkı $P_2 - P_1$ ile doğru orantılıdır ve borunun uzunluğu l ve akışkanın viskozitesi η ile ters orantılıdır. Sıvı akışı (Q), yarıçapın dördüncü kuvveti olan r^4 ile artar. Kardiyovasküler sistem tek bir düz borudan oluşmaz ve kan akışı genellikle türbülanslıdır ancak sistem karmaşıklığını ortadan kaldırmak amacıyla kan akışı laminar olarak belirlenebilir.

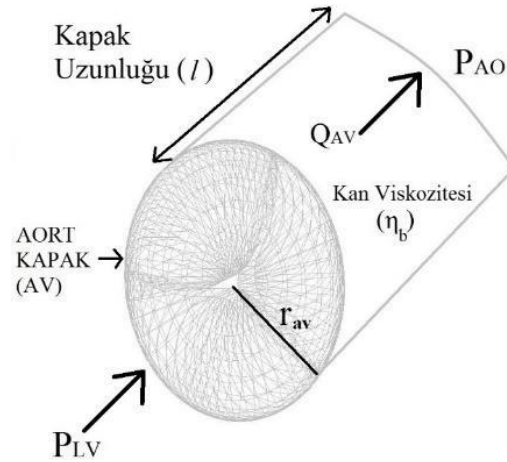
Kalbin içinde, her ventrikülün girişinde ve çıkışında dört kalp kapağı bulunur (Çizelge 2.5). Kalp kapakları kalpten akan kanı düzenler. Mitral ve triküspit kapaklar, kulakçıkların kanla dolması ile birlikte karıncıklara kanın akmasına izin vermek amacıyla açılırlar. Kanın, pulmoner ve aort kapaklarından karıncıkların kasılması

sırasında akciğerlere ve vücuda pompalanması ile birlikte mitral ve triküspit kapaklar kapanır. Aynı tipteki kapaklar sadece yapısal olarak benzer değildir, aynı zamanda işlevsel olarak da benzerdir.

Çizelge 2.5 Kardiyovasküler sistemdeki kan akış durumuna göre kalp kapaklarının konumları.

Kalp Kapakları	Sembol	Giriş	Çıkış
Aort Kapak	AV	Sol Karıncık (LV)	Aort (AO)
Mitral Kapak	MV	Sol Kulakçık (LA)	Sol Karıncık (LV)
Pulmoner Kapak	PV	Sağ Karıncık (RV)	Pulmoner Atardamar (PART)
Triküspid Kapak	TV	Sağ Kulakçık (RA)	Sağ Karıncık (RV)

Dört kalp kapağının çalışma prensibi, hidrolik endüstrisinde kullanılan çek valflerin çalışmasına benzer şekildedir, amaç kanın ters akışını veya kalp haznelere geri kaçmasını önlemektir. Valflerin yüzeylerine etki eden basınç ve akış kombinasyonu, valf uçlarının açılma ve kapanma süreçlerini belirler. Kardiyovasküler sistem modelinde ise kalp kapakları yalnızca tek yönlü kan akışına izin veren ideal diyotlar olarak modellenebilir. Modelimizde kalp kapaklarını modellemek için Şekil 2.33'de gösterilen aort kapağının bir benzeri autocad programı ile çizilmiş ve bu model için oluşturulmuş kan akışını simüle edebilmek amacıyla da Şekil 2.32'de yer alan laminer akış koşullarını göz önünde bulundurarak basınç ile akış arasındaki ilişkiyi tanımlayan Poiseuille Yasasının çalışma prensibinden yararlanılmıştır.



Şekil 2.33 Autocad programı ile tasarlanmış aort kapak modeli. P_{LV} : Sol karıncık basıncı ($mmHg$); P_{AO} : Aort basıncı ($mmHg$); Q_{AV} : Aort kapağındaki kan akışı (ml/s); r_{av} : Aort kapak yarıçapı (cm); l : Kapak uzunluğu (cm); η_b : Kan viskozitesi ($mmHg.s$).

Kan non-newtonian bir sıvı olarak, kırmızı kan hücrelerinin kayma gerilimi ve kan viskozitesinde doğrusal olmayan bir ilişki yaratır. Benzetimleri kolaylaştırmak amacıyla bu tez kapsamında kan, newtonian davranış sergileyen bir sıvı olarak kabul edilmiştir. Kardiyovasküler sistem modellemede, kan damarlarında ve kalp haznelerinde kan akışını kısıtlamak için kan viskozitesi kullanılır. Modelimizde, kanın dinamik viskozitesi (η_b) 0.003217 (*mmHg.s*) alınmıştır.

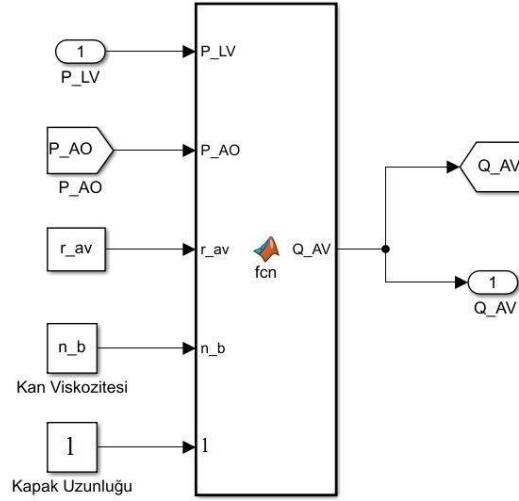
Akış dalga formunu simüle etmek için kalp döngüsünün iki farklı durumu tanımlanmıştır. Sistol sırasında sol karıncık basıncı aort basıncından büyük olduğu durumda, aort kapağı açılacak ve dolayısıyla kan akışı olacaktır. Diyastol sırasında ise aort kapağı kapanacak ve bu nedenle herhangi bir kan akışı da olmayacaktır.

$$Q_{AV} = \frac{P_{LV} - P_{AO}}{R_{av}} \quad (44)$$

$$R_{av} = \frac{8\eta_b l}{\pi(r_{av})^4} \quad (45)$$

$$Q_{AV} = \begin{cases} \frac{(P_{LV} - P_{AO})\pi(r_{av})^4}{8\eta_b l}, & P_{LV} > P_{AO} \\ 0, & P_{LV} \leq P_{AO} \end{cases} \quad (46)$$

Aort kapağındaki kan akışı (Q_{AV})'yi bir kalp döngüsü boyunca simüle etmek için denklem (46)'da gösterilen sınır koşullarına göre tanımlamalar yapılmıştır. Bu tanımlamalara göre Aort kapağının açılıp kapanması sol karıncık ve aort arasındaki basınç farkına bağlıdır. Sol karıncık basıncı (P_{LV}), aort basıncından (P_{AO}) yüksekse kan akışı gerçekleşir, aksi durumda kan akışı gerçekleşmez. Ayrıca, denklem (44) ve denklem (45)'de yer alan R_{av} , aort kapak direncini temsil etmektedir. Şekil 2.34'de aort kapak modeli için tanımlanmış denklem (46)'nın çözümü için, Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak, Matlab / Simulink ile istenilen model oluşturulmuştur:



Şekil 2.34 Kalbin aort kapak modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Fonksiyon bloğu ile gösterimi.

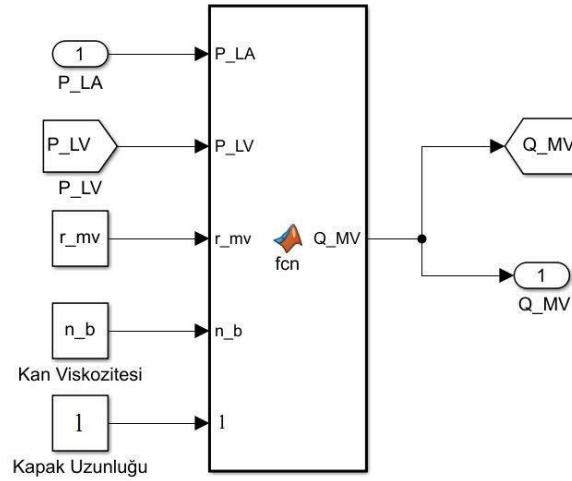
Mitral kapaktaki kan akışı (Q_{MV})'yi bir kalp döngüsü boyunca simüle etmek için denklem (49)'da gösterilen sınır koşullarına göre tanımlamalar yapılmıştır. Bu tanımlamaya göre, mitral kapağın kapanması ve açılması ise yalnızca sol kulakçık ve sol karıncık arasındaki basınç farkına bağlıdır.

$$Q_{MV} = \frac{P_{LA} - P_{LV}}{R_{mv}} \quad (47)$$

$$R_{mv} = \frac{8\eta_b l}{\pi(r_{mv})^4} \quad (48)$$

$$Q_{MV} = \begin{cases} \frac{(P_{LA} - P_{LV})\pi(r_{mv})^4}{8\eta_b l}, & P_{LA} > P_{LV} \\ 0, & P_{LA} \leq P_{LV} \end{cases} \quad (49)$$

Sol kulakçık basıncı (P_{LA}), sol karıncık basıncından (P_{LV}) yüksekse kan akışı gerçekleşir, aksi durumda kan akışı gerçekleşmez. Ayrıca, denklem (47) ve denklem (48)'de yer alan R_{mv} ($mmHg.s/ml$) mitral kapak direncini, r_{mv} (cm) ise mitral kapak yarıçapını temsil etmektedir. Şekil 2.35'de mitral kapak modeli için tanımlanmış denklem (49)'un çözümü için, Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak, Matlab / Simulink ile istenilen model oluşturulmuştur:



Şekil 2.35 Kalbin mitral kapak modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Fonksiyon blok ile gösterimi.

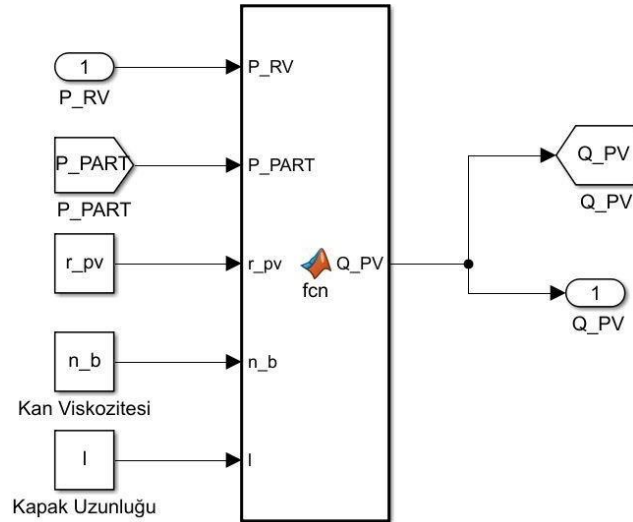
Pulmoner kapaktaki kan akışı (Q_{PV})'yi bir kalp döngüsü boyunca simüle etmek için denklem (52)'de gösterilen sınır koşullarına göre tanımlamalar yapılmıştır. Bu tanımlamaya göre, pulmoner kapağın kapanması ve açılması ise yalnızca sağ karıncık ve pulmoner atardamarlar arasındaki basınç farkına bağlıdır.

$$Q_{PV} = \frac{P_{RV} - P_{PART}}{R_{pv}} \quad (50)$$

$$R_{pv} = \frac{8\eta_b l}{\pi(r_{pv})^4} \quad (51)$$

$$Q_{PV} = \begin{cases} \frac{(P_{RV} - P_{PART})\pi(r_{pv})^4}{8\eta_b l}, & P_{RV} > P_{PART} \\ 0, & P_{RV} \leq P_{PART} \end{cases} \quad (52)$$

Sağ karıncık basıncı (P_{RV}), pulmoner atardamarların basıncından (P_{PART}) yüksekse kan akışı gerçekleşir, aksi durumda kan akışı gerçekleşmez. Ayrıca, denklem (50) ve denklem (51)'de yer alan R_{pv} ($mmHg.s / ml$) pulmoner kapak direncini, r_{pv} (cm) ise pulmoner kapak yarıçapını temsil etmektedir. Şekil 2.36'da pulmoner kapak modeli için tanımlanmış denklem (52)'nin çözümü için, Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak, Matlab / Simulink ile istenilen model oluşturulmuştur:



Şekil 2.36 Pulmoner kapak modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Fonksiyon blok ile gösterimi.

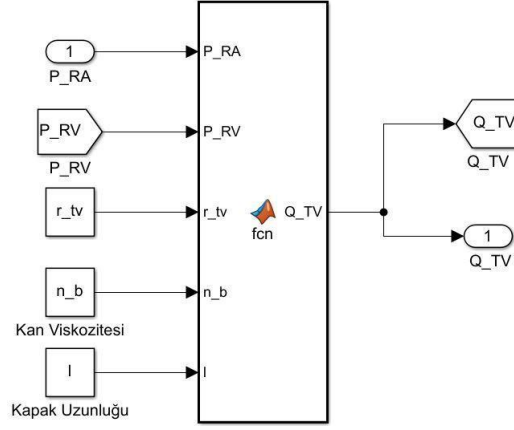
Triküspid kapaktaki kan akışı (Q_{TV})'yi bir kalp döngüsü boyunca simüle etmek için denklem (55)'de gösterilen sınır koşullarına göre tanımlamalar yapılmıştır. Bu tanımlamaya göre, triküspid kapağın kapanması ve açılması ise yalnızca sağ kulakçık ve sağ karıncık arasındaki basınç farkına bağlıdır.

$$Q_{TV} = \frac{P_{RA} - P_{RV}}{R_{tv}} \quad (53)$$

$$R_{tv} = \frac{8\eta_b l}{\pi(r_{tv})^4} \quad (54)$$

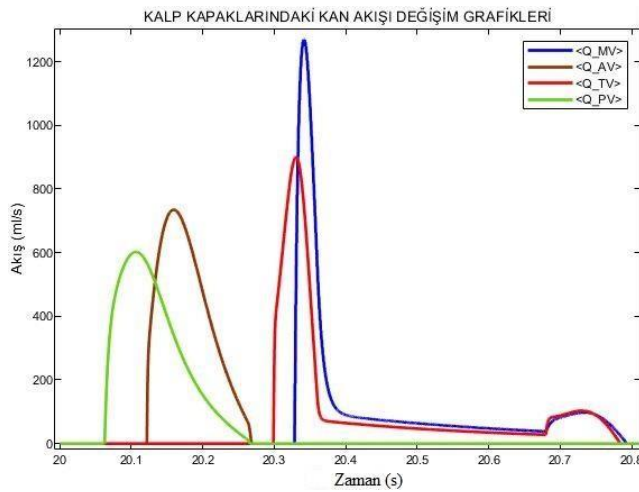
$$Q_{TV} = \begin{cases} \frac{(P_{RA} - P_{RV})\pi(r_{tv})^4}{8\eta_b l}, & P_{RA} > P_{RV} \\ 0, & P_{RA} \leq P_{RV} \end{cases} \quad (55)$$

Sağ kulakçık basıncı (P_{RA}), sağ karıncık basıncından (P_{RV}) yüksekse kan akışı gerçekleşir, aksi durumda kan akışı gerçekleşmez. Ayrıca, denklem (53) ve denklem (54)'de yer alan R_{tv} ($mmHg.s/ml$), triküspid kapak direncini temsil etmektedir. Şekil 2.37'de triküspid kapak modeli için tanımlanmış denklem (55)'in çözümü için, Çizelge 2.3'de yer alan parametre değerleri de baz alınarak, Matlab / Simulink ile istenilen model oluşturulmuştur:



Şekil 2.37 Triküspid kapak modeli için üretilen denklemlerin Matlab / Fonksiyon blok ile gösterimi.

Kalp kapaklarının şekli, Şekil 2.32'de kullanılan bir tüpteki tek yönlü basınçla yönlendirilen laminar akış (Poiseuille Yasası) göz önünde bulundurularak elde edilmiştir. Şekil 2.33'de çizilmiş aort kapağı için oluşturulan yüzey modeli ayrıca sol karıncık çıkış yolunun bir kısmını ve aortu içeriyordu. Aort kapak modeli için oluşturulmuş bu parçalar, 1.14 cm'lik bir yarıçap (r_{av}) ve 1 cm'lik bir uzunluğa sahip dairesel bir model oluşturulacak şekilde modellenmiştir. Benzer şekilde mitral kapak modeli için 1.27 cm'lik bir yarıçap (r_{mv}), pulmoner kapak modeli için 1.305 cm'lik bir yarıçap (r_{pv}) ve triküspid kapak modeli için de 1.675 cm'lik bir yarıçap (r_{tv}) öngörülmüştür. Bu bilgiler ışığında kalp kapaklarındaki kan akışının zamana bağlı değişimini gösteren Matlab / Simulink ile simülasyonu Şekil 2.38'de gösterilmiştir.



Şekil 2.38 Kalp kapaklarının kan akışı dalga formları. Q_{MV} : Mitral kapaktaki kan akışı (ml/s), Q_{AV} : Aort kapaktaki kan akışı (ml/s), Q_{TV} : Triküspid kapaktaki kan akışı (ml/s), Q_{PV} : Pulmoner kapaktaki kan akışı (ml/s).

Şekil 2.38’de kalp kapaklarının fizyolojik akış dalga formları gösterilmektedir. Tek bir kalp döngüsü iki faz ile karakterize edilir; sistolik faz ve diyastolik faz. Sistolik fazlarda mitral kapak kan akışının (Q_{MV}) tepe noktası 1270 ml/s, aort kapak kan akışının (Q_{AV}) tepe noktası 740 ml/s, triküspid kapak kan akışının (Q_{TV}) tepe noktası 900 ml/s ve pulmoner kapak kan akışının (Q_{PV}) tepe noktası ise 610 ml/s olarak karakterize edilmiştir. Kalp kapaklarının kapanmasına eşlik eden diyastol fazlarında ise herhangi bir ters yönde kan akışı oluşmamıştır.



3. BULGULAR

İnsan kardiyovasküler sistemi, oldukça karmaşık hemodinamik bir sistem olarak tanımlanabilir. Sistemin bu son derece karmaşık yapısı nedeniyle, yüksek boyutlu sayısal yaklaşımlar her zaman yerel hemodinami üzerine yapılan çalışmalarla sınırlıdır. Buna karşılık, sistemin çeşitli bölümlerinde basınç, hacim ve akış arasındaki bir dizi ilişki ile hemodinamik özelliklerini matematiksel olarak temsil eden toplu parametre modelleri, tüm sistemin davranışına ilişkin nicel bir içgörü sağlayabilir. Bu modelin yapısı, bir elektrik analog devresi kullanılarak hemodinamiğin fenomenolojik karakterizasyonuna dayalı olarak gerçekleştirilmiştir.

İnsan kardiyovasküler sistemi için önerilen model, sisteme yakın bir şekilde karşılık gelen bir elektriksel analog devre kullanarak, kalbin karıncık ve kulakçıklarının geometrik modeli ile vasküler dolaşımın doğrusal olmayan bir toplu parametre modelinin birleşimini benimsemiştir. İnsan kardiyovasküler sistemi kapalı bir devre sistemi olduğundan, herhangi bir segmentteki hemodinamik, tüm sistem boyunca etkileşim içerisindedir. Yani kalbin karıncık ve kulakçıklarına kan taşıyan sistemik dolaşım ile kalpten organlara kan taşıyan pulmoner dolaşım arasında bir döngü içermektedir.

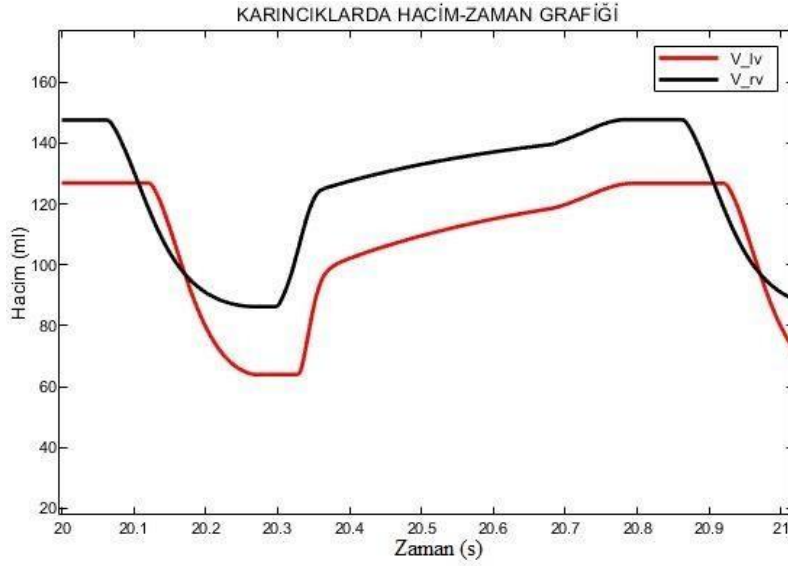
Zamanla değişen elastans modelleri, elastans terimindeki tüm kasılma dinamiklerini bir kardiyak döngü boyunca toplayarak yalnızca karıncıklardaki basınç ve hacim sinyalleri arasındaki ilişkiyi ortaya koyar. Bu çalışmada önerilen kardiyovasküler sistem modeli, kalp haznelerinin geometrik modelleme ile basınç, hacim ve de akış arasındaki ilişkisini de açıklamaktadır. Ayrıca karıncık modellerinde basınçları tanımlamak için sistolik elastanslar kullanılmıştır. Zamanla değişen elastans modelleri, kalp kası liflerinin kasılması ile yönlendirilir ve kalp haznelerindeki basınç ve hacim ilişkisi ile birlikte lifler üzerindeki uzunluk ve gerilimi simüle ederler [77].

Önerilen kardiyovasküler sistem modelinde, kalp hazne geometrilerindeki uzunlamasına kasılma ve düzensizliklerin etkilerini içeren ve fizyolojik kalp sinyallerinin simülasyonunu sağlayan duvar gerilme faktörü (w) kullanılmıştır. Duvar gerilme faktörü (w) ayrıca kalp haznelerindeki çap, basınç ve hacim sinyallerini de

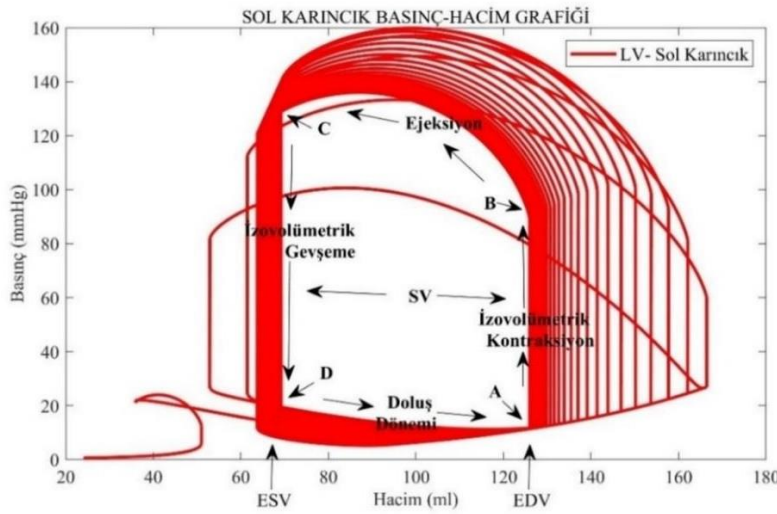
ilişkilendirir. Karıncıklar ve kulaçıklar için tanımlanmış duvar gerilme faktörleri (w_{lv} , w_{rv} , w_{la} , w_{ra}), boyuna kasılmaların kasılma gücündeki değişikliklerini simüle etmek için oluşturulmuştur. Kalp hazneleri için belirlenmiş olan çap değerlerinin değişimi basınç, hacim ve de akış sinyallerinin değişimini etkilemez. Sağ karıncık, tüm kalp hazneleri arasında en karmaşık geometriye sahip olanıdır ve sağ karıncığın uzunlamasına kasılması, kanın pulmoner kapaktan atılmasına önemli ölçüde katkıda bulunur [78]. Hemodinamik değişkenleri simüle etmek amacıyla da geliştirilen kardiyovasküler sistem modelinde, zaman döngüsü içeren aktivasyon fonksiyonu kullanılmaktadır.

Matematiksel olarak, bir sistemin dinamik modeli, kapalı-biçimli analitik çözümlere sahip olamayacak kadar büyük ve karmaşık olduğu için bir bilgisayarda simüle edilen birbirine bağlı bir diferansiyel denklem sistemi oluşturulmalıdır. Bu amaçla HEMS’de dinamik modellerin kısmî tanımı genellikle hidrolik formüller kullanılarak bir dizi diferansiyel denklemle yapılmıştır. Her modellemenin özünde olan kendine has özellik ile tercih edilebilir olması dinamik sistem modelleri içinde geçerlidir. Bir model yerine diğerini benimseme seçimi, araştırmacının multidisipliner olmasını gerektirir. Kardiyovasküler sistem modellemenin önemli avantajı, klinik bağlamda karar vermeye yardımcı olmak için fizyoloji anlayışını analitik bir çerçeveye entegre etme potansiyelidir. Bu nedenle, klinik koşullarda herhangi bir metodoloji üretmeden ve uygun bir model geliştirmeden deneylere doğru ilerleme hissiyatı çoğu araştırmayı eksik bırakmıştır.

Kardiyovasküler sistemde kardiyak fonksiyonların değerlendirilmesinde karıncıkların doluş basınçları önem arz eder. Dolan kan hacmine bağlı karıncıkların doluş basınçları genelde diyastol sonu hacim (EDV) ile ilişkilidir. Ancak aynı zamanda kalbin sistolik ve diyastolik fonksiyonu ile de bağlantılıdır. Sol (V_{lv}) ve sağ (V_{rv}) karıncık hacimlerinin, Matlab/Simulink ile simülasyona dayalı değerleri hesaplanmış ve zamana bağlı grafiksel değişimleri model gereği Şekil 2.39’da verilmiştir. Bir kardiyak döngü sırasında, sol karıncıkta meydana gelen Matlab/Simulink ile simülasyon sonucu üretilen basınç ve hacim değişimi Şekil 2.40’da verilmiştir.



Şekil 2.39 Sağ Karıncık Hacmi (V_{rv} - ml) ve Sol Karıncık Hacmi (V_{lv} - ml).

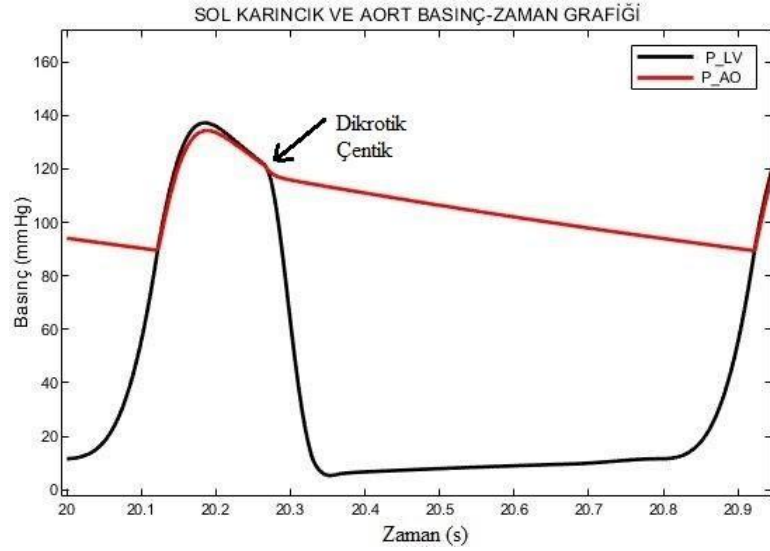


Şekil 2.40 Bir kardiyak döngü boyunca sol karıncıkta meydana gelen basınç-hacim değişimi grafiği.

Şekil 2. 40'da, A'dan D'ye kadar olan 4 nokta sol karıncıkta bir kardiyak döngü boyunca meydana gelen kasılıp gevşeme evrelerindeki faz durumlarını temsil etmektedir. (A) noktasında mitral kapak kapanması ile izovolümetrik kontraksiyon/kasılma meydana gelir, (B) noktasında aort kapak açılır ve ejeksiyon fazı başlar, (C) noktasında aort kapak kapanır ve izovolümetrik gevşeme devam eder, (D) noktasında ise mitral kapak kapanır ve karıncıkta dolun meydana gelir. Ayrıca grafik üzerindeki EDV diyastol sonu hacmi (gevşeme/pasif durumu), ESV ise sistol sonu hacmi (kasılma/aktif durumu) gösterir. Görüldüğü gibi, her karıncıktan dışarı

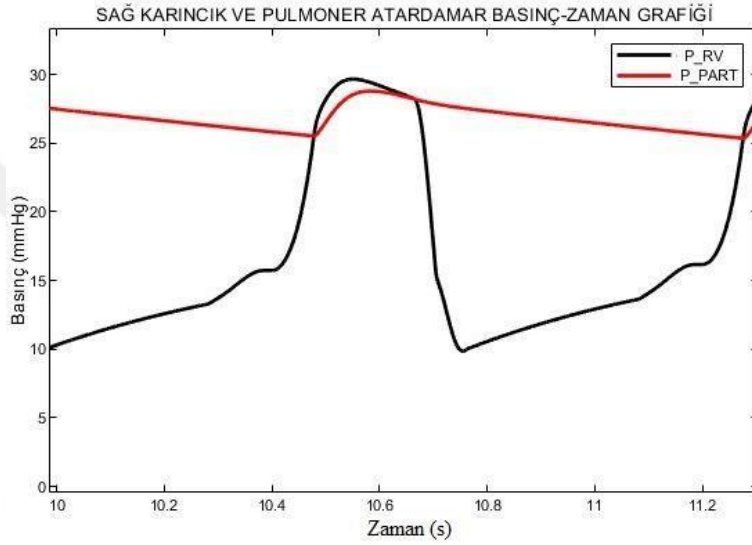
pompalanan atım hacmi yaklaşık 60 ml'dir ve 0,8 s'lik bir kalp atımında, 75 ml/s'lik (4,5 lt/dakika) bir kardiyak verime (kalp debisi- CO) karşılık gelir. Doldurma ve atım hacmi (stroke volume) her iki karıncık için de tam eşit değildir. Bir kalp atışı için bir karıncığın diğerinden biraz daha fazla kan atması mümkündür. Bununla birlikte ortalama olarak, dolun ve tahliye (atım) sol karıncık ve sağ karıncık için eşit olmak zorundadır. Bulduğumuz bu değerler istatistiksel ölçümlerden biraz sapma gösterse de, sistolik sonu hacim (ESV) 65 ml ve diyastol sonu hacim (EDV) ise ortalama 125 ml'dir. Bu, ejeksiyon fraksiyonunun $[(EDV - ESV) / EDV]$ değerinin yaklaşık % 48 olduğu anlamına gelir. Bu değer; kalbin gerekenin yarısı kadar çalıştığı değil, her kasılışta kanın % 48'ini damarlara tahliye ettiği anlamına gelmektedir. Ejeksiyon fraksiyonu (EF), atım hacmi (SV) ile ilişkili bir parametredir. Normalde kalp, her kasıldığında karıncıkların içindeki kanın yarısından fazlasını damarlara atar. EF , her kalp atışında kalbe geri dönen kanın ne kadarını pompaladığını gösterir.

Basınç dalga formu, kalp kapağı hastalıkları ve anevrizma örneklerinde olduğu gibi, insan dolaşım sisteminde önemli anomaliler olduğunu düşündürten ve kardiyovasküler hastalıkların teşhis edilmesinde kullanılan sinyallerdir. Dolaşım sisteminin fizyolojik uyumuna mutabık, aort basıncı ile sol karıncık basıncının zamana bağlı değişimini gösteren ve modelimizin Matlab/Simulink ile simülasyon sonucu ürettiği sol karıncık ile aort basınç-zaman grafiği Şekil 2.41'de verilmiştir ve aradaki basınç farkı değişimi bir periyotluk süre boyunca açıkça izlenebilmektedir.



Şekil 2.41 Sol karıncık basıncı (P_{LV} - mmHg) ile aort basıncının (P_{AO} - mmHg) değişim grafiği.

Basınç farkındaki bu değişim, aort kapağının direnç parametresi ile ilişkilidir. Ayrıca, aort basınç (P_{AO}) grafiğinde yer alan dikrotik çentik, aort kalp kapağının kapanmasının, kan akışının atalet etkisinin ve atardamarlardaki nabız dalgası yansımasının birleşik etkisinin bir sonucudur. Bu yapısal değişiklik, model simülasyonu ile kolayca tespit edilebilmektedir. Ayrıca benzer şekilde pulmoner atardamar basıncı ile sağ karıncık basıncının zamana bağlı değişimini gösteren ve modelimizin Matlab/Simulink ile simülasyon sonucu üretildiği basınç-zaman grafiği Şekil 2.42’de verilmiştir.



Şekil 2.42 Sağ karıncık basıncı (P_{RV} - mmHg) ile pulmoner atardamar basıncının (P_{PART} - mmHg) değişim grafiği.

Kardiyovasküler sistemin mühendislik modelleri, normal ve patofizyolojik koşullarda kalp ve kan damarlarında meydana gelen karmaşık süreçlerin daha derin anlaşılması için faydalıdır. Ayrıca, elde edilen basınç-hacim ilişkilerinden veya değerlendirilen hemodinamik değişkenlerden elde edilen tüm bulgular, bir hastalığın teşhisinde ve daha sonra kardiyovasküler bozuklukların tıbbi tedavi yolunun önerilmesinde faydalı bir yardımcı araç olarak hizmet edebilir.

4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında insan kardiyovasküler sisteminin geliştirilen bütünsel hidro-elektro-mekanik sistem (HEMS) modeli üzerinden, kalbi meydana getiren tüm alt-sistemlerin özgün eşdeğer devreleri üretilmiş ve de entegre edilmiş formunun birlikte çalıştığı 12 seri eşdeğer devre aracılığıyla modellendi. Kalbin karıncık ve kulakçıklarının zamanla değişen geometrik modelleri ile hidro-elektro-mekanik sistemin dolaşım döngüsünün elektrik eşdeğeri bütünleştirilerek, fizyolojik sistemin akış-hacim-basınç ilişkileri ve (ya) hemodinamik parametreler üzerinden insan kalbini ilgilendiren hastalıkların ve kardiyovasküler bozuklukların tanısının konulmasında yardımcı yeni bir modelleme görevi üstleneceği öngörülmüştür. Modelimizde toplam kan hacmi 5520 ml'ye ayarlanmış olup, bunun yaklaşık %70'i gerilmemiş kan hacmi olarak belirlendi. Yetişkin bir insan kalbi yaklaşık 648 ml'dir. Bu hacmin 2/3'ü kalbin sol kısmını oluştururken, 1/3'lük kısmı da kalbin sağ kısmını oluşturmaktadır. Modelimizde karıncıklar ve kulakçıklar arasında da benzer orantısal hesaplamalar yapıldı. Önerilen matematiksel modelde sol karıncık modellenmesi için Bullet (Mermi) geometrisi kullanıldı. Sol karıncık hacmi (V_{lv} , ml), sol karıncık yarıçapı (r_{lv} , cm), sol karıncık eksen uzunluğu (h_{lv} , cm) ve kasılmanın etkisini incelemeye yarayan sol karıncık duvar gerilmesini (w_{lv}) içeren bir faktör ile hesaplanarak modelimiz formüle edildi. Sol karıncığın pasif olarak kasılması ($P_{lv,p}$) sırasında, diyastolik fonksiyon bozukluğunu azaltmak amacıyla "A" katsayısı kullanıldı. Sol kulakçığın ve sağ kulakçığın zamana bağlı aktivasyon fonksiyonunun çıkış sinyali, bir geciktirme kompartmanı (Transport Delay) bağlantı yapılarak pulmoner dolaşımdaki görünme süresi gecikmesi (D) 0.04 s olarak ayarlandı. Ayrıca, sistemik ve pulmoner dolaşımı modellemek için kullanılan matematiksel ve hesaplamalı teknikler üzerine bir araştırma ve geliştirme çalışması yapılmış ve de buna bağlı olarak bir Windkessel modeli geliştirildi. Pulmoner dolaşımda (küçük kan dolaşımı) atardamar bölümü için 90 ml gerilmemiş hacim ve venöz (toplardamar) kompartmanda (bölümde) 490 ml gerilmemiş hacim belirlendi. Sistemik dolaşımla (büyük kan dolaşımı) ilgili olarak, atardamarlar ve arteriyoller (küçük atardamarlar) arasında dağıtılan 615 ml arteriyel gerilmemiş hacmi ve kılcal damarlara, venüllere (daha küçük toplardamarlar) atanan

2500 ml venöz dolaşım için gerilmemiş hacmi dikkate alınarak sistem modelimiz gerçek veriler göz önünde bulundurularak tasarlandı. Modelimizin CVS'de kan basıncını temsil eden girdilerine aynı tepkileri gösterdiği de gözlemlenmiştir. Bu nedenle bu model, kardiyovasküler sistem dinamiklerinin anlaşılması ve çalışmaların yaygınlaştırılması açısından faydalıdır. Ayrıca Windkessel modeli, sol karıncık ve aort davranışlarının zamanlama perspektifi ve elektriksel büyüklükler açısından gerçekleştirilmesi için dijital elektronik kullanan ilk modeldir. Bu model, arteriyel (atardamar) sistemin kompliyans ve direnç gibi hemodinamik parametrelerini dikkate alır. Kardiyovasküler sistem modelimizde, aort davranışını modellemek için bir kan damarı yaklaşımı uygulanmakta ve aort yoluyla arteriyel sistemin basıncındaki değişiklikler hesaplanmaktadır. Kalp kapaklarının şekli, bir tüpteki tek yönlü basınçla yönlendirilen laminar akış (Poiseuille Yasası) göz önünde bulundurularak elde edildi. Aort kapak modeli için oluşturulmuş bu parçalar, 1.14 cm'lik bir yarıçapa (r_{av}) ve 1 cm'lik bir uzunluğa sahip dairesel bir model oluşturulacak şekilde modellendi. Benzer şekilde mitral kapak modeli için 1.27 cm'lik bir yarıçap (r_{mv}), pulmoner kapak modeli için 1.305 cm'lik bir yarıçap (r_{pv}) ve triküspid kapak modeli için de 1.675 cm'lik bir yarıçap (r_{tv}) öngörüldü.

HEMS sisteminin en önemli özelliği mevcut eşdeğer devre üzerinden bölüm odaklı çalışmalar da yapılabilmesidir. Örneğin, Akciğer Modeli için türetilmiş seri R-L-C devresi üzerinden referans alınacak sistem girdileri ile hava akımı ve hacim değişimleri baz alınarak kalbin akciğerler üzerindeki etkisi ileriki çalışmalarda da araştırmaya konu olacaktır.

Hidroelektromekanik sistem yaklaşımı, çoklu fizik (multiphysics) yaklaşımı içeren çalışmalarda da kullanılmaktadır. Örneğin, kalbin elektro-mekanik modeli hücre ya da doku düzeyinde kalpte aksiyon potansiyelinin yayılmasını ve aynı anda bu aksiyon potansiyelinin kalpte yarattığı kasılmayı, her iki fiziksel sistemin denklemlerini ayrı ayrı çözen ve aynı anda etkileşim denklemleri yardımıyla farklı fiziklerin etkileşimini de ortaya koyan modellerdir. Benzer şekilde, katı-sıvı etkileşim (fluid-solid interaction) modelleri; kalbi elastik bir medyum, içindeki kanı da viskoz bir sıvı olarak alır ve hem elastiklik hem de Navier-Stokes denklemlerini etkileşim denklemleri ile birlikte çözer. Çünkü; bu modeller doğaları gereği genelde 3-boyutlu uzayda sonlu elemanlar, sonlu hacimler gibi nümerik yöntemlerle çözülür. Şu ana kadar yapılan çalışmalar içerisinde gerçek anlamda hidroelektromekanik bir çoklu fizik modeli

henüz geliştirilmemiştir. Bu çalışmada hidro-elektro-mekanik jargonu ayrı olarak ortaya konulmuştur. Bundan sonraki çalışmalar da HEMS modelinin çoklu fizik yaklaşımını içeren modellemeler araştırmaya konu olacaktır.



KAYNAKLAR

- [1] Currie, D.J., Smith, C. ve Jagals, P. (2018). The application of system dynamics modelling to environmental health decision-making and policy - a scoping review. *BMC Public Health*, vol. 18(402).
- [2] Guyton, A. C., Coleman, T. G. ve H. J. Granger (1972). Circulation: overall regulation. *Annual Review of Physiology*, vol. 34, no. 1, pp. 13–44.
- [3] Ursino, M. (1998). Interaction between carotid baroregulation and the pulsating heart: a mathematical model. *Am J Physiol. Nov.*, vol. 275(5):H1733-47.
- [4] Abram, S., Hodnett, B., Summers, R., Coleman, T. ve Hester, R. (2007). Quantitative circulatory physiology: an integrative mathematical model of human physiology for medical education. *Advances in Physiology Education*, vol. 31, no. 2, pp. 202–210.
- [5] Burattini, R., Natalucci, S. (1998). Complex and frequency-dependent compliance of viscoelastic windkessel resolves contradictions in elastic windkessels. *Medical Engineering and Physics*, vol. 20(7): 502-514.
- [6] Buckingham, E. (1914). On physically similar systems; illustrations of the use of dimensional equations. *Physical Review*, vol. 4 (4): 345 376.
- [7] Stergiopoulos, N., Westerhof, B. E. ve Westerhof, N. (1999). Total arterial inertance as the fourth element of the windkessel model. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, vol. 45, pp. H81–H88.
- [8] Sherwin, S. J., Formaggia, L., Peiro, J. ve Franke, V. (2003). Computational modelling of 1D blood flow with variable mechanical properties and its application to the simulation of wave propagation in the human arterial system. *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, vol. 43, no. 6-7, pp. 673–700.
- [9] Reul, H. (1983). Hydraulic analog model of the systemic circulation- designed for fluid mechanical studies in the left-heart and systemic arteries. *Advanced in Cardiovascular Physics*, pp. 43-54.
- [10] Conlon, M. J., Russell, D. L. ve Mussivand, T. (2006). Development of a mathematical model of the human circulatory system. *Ann Biomed Eng* 34, pp. 1400–1413.
- [11] Regazzoni, F., Salvador, M., Africa, P. C., Fedele, M., Dede, L. ve Quarteroni, A. (2022). A cardiac electromechanical model coupled with a lumped-parameter model for closed-loop blood circulation. *Journal of Computational Physics*, vol. 457, 111083.

- [12] Rideout, V.C. (1972). Cardiovascular system simulation in biomedical engineering education. *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 19(2):101-7.
- [13] Rideout, V. C. ve Dick, D. E. (1967). Difference-differential equations for fluid flow in distensible tubes. *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 14(3):171-7.
- [14] Roston, S. (1959). Mathematical formulation of cardiovascular dynamics by use of the laplace transform. *Bulletin of Mathematical Biophysics*, vol. 21, pp. 1–11.
- [15] Glisson, T. H. (2011). Transfer functions and frequency-domain analysis. In: Introduction to circuit analysis and design. *Springer*, Dordrecht.
- [16] Monzon, J. E., Pisarello, M. I., Alvarez, P. C. ve Veglia, J. I. (2010). Dynamic modeling of the vascular system in the state-space. *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2010:2612-5.
- [17] Zenker, S., Rubin, J. ve Clermont, G. (2007). From inverse problems in mathematical physiology to quantitative differential diagnoses. *PLoS Computational Biology*, vol. 3, no. 11, pp. 2072–2086.
- [18] Coleman, T. G., Manning, R. D., Norman, R. A. ve Guyton, A. C. (1974). Control of cardiac output by regional blood flow distribution. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 2, no. 2, pp. 149–163.
- [19] Zheng, K. ve Liu, Y. (2022). Application of mathematical models in economic variable input and output models under the scientific visualization. *Computational Intelligence and Neuroscience*, vol. 2022, pp. 10.
- [20] Li, J. (2000). The arterial circulation: Physical principles and clinical applications. *Humana Press Inc.*
- [21] Brunberg, A., Heinke, S., Spillner, J., Autschbach, R., Abel, D. ve Leonhardt, S. (2009). Modeling and simulation of the cardiovascular system: A review of applications, methods, and potentials. *Biomed. Tech. (Berl.)*, vol. 54(5), 233–244.
- [22] Zaitseva, N. V., Kiryanov, D. A., Lanin, D. V. ve Chigvintsev, V. M. (2014). A mathematical model of the immune and neuroendocrine systems mutual regulation under the technogenic chemical factors impact. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2014, pp. 12.
- [23] Herzog, S. A., Blaizot, S. ve Hens, N. (2017). Mathematical models used to inform study design or surveillance systems in infectious diseases: a systematic review. *BMC Infect Dis.*, vol.17 (1):775.
- [24] DeBoer, R. W., Karemaker, J. M. ve Strackee, J. (1987). Hemodynamic fluctuations and baroreflex sensitivity in humans: a beat-to-beat model. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, vol. 253, no. 3, pp. H680–H689.
- [25] Kolh, P., D'Orto, V., Lambermont, B., Gerard, P., Gommès, C. ve Limet, R. (2000). Increased aortic compliance maintains left ventricular performance at lower

energetic cost. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, vol. 17, no. 3, pp. 272–278.

[26] Chetverushkin, B.N. ve Yakobovskiy, M.V. (2021). The prospects of development in Russia of high-performance computing and predictive modeling in modern technologies. *Her. Russ. Acad. Sci.*, vol. 91(6), pp. 661-666.

[27] Huttary, R., Goubergrits, L., Schtte, C. ve Bernhard, S. (2017). Simulation, identification and statistical variation in cardiovascular analysis (SISCA) - a software framework for multi-compartment lumped modelling. *Computers in Biology and Medicine*, vol. 87, pp. 104–123.

[28] Mossa, H. A. L. (2008). Engineering modeling of human cardiovascular system. *The 1st Regional Conference of Eng. Sci. Nucej Spatial*, vol. 11 (Issue 2), pp. 307-314.

[29] Mynard, J. P. ve Smolich, J. J. (2015). One-dimensional haemodynamic modeling and wave dynamics in the entire adult circulation. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 43 (Issue 6), pp. 1443-1460.

[30] Safaei, S. (2015). Simulating blood flow in an anatomical arterial network. Ph.D. Thesis, *University of Auckland, Auckland Bioengineering Institute*, Auckland.

[31] Conlon, M. J., Russell, D. L. ve Mussivand, T. (2006). Development of a mathematical model of the human circulatory system. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 34 (Issue 9), pp. 1400-1413.

[32] Nithiarasu, P. (2014). The finite element method for fluid dynamics (Seventh edition). *Biofluid Dynamics, Butterworh Heinemann, U.K.*, vol. 7, pp. 451-484.

[33] Ghasemalizadeh, O., Mirzaee, M. R., Firoozabadi, B. ve Hassani, K. (2008). Exact modeling of cardiovascular system using lumped method. *International Conference on Bioinformatics and Computational Biology (BIOCOMP)*, vol. 2, pp. 408-417.

[34] Tomas, B. ve Sumam, K. S. (2016). Blood flow in human arterial system-A review. *International conference on emerging trends in engineering, science and technology (ICETEST)*, vol. 24, pp. 339-346.

[35] Kokalari, I., Karaja, T. ve Guerrisi, M. (2013). Review on lumped parameter method for modeling the blood flow in systemic arteries. *J. Biomedical Science and Engineering*, vol. 6, pp. 92-99.

[36] Quarteroni, A., Manzoni, A. ve Vergara, C., (2017). The cardiovascular system: Mathematical modelling, numerical algorithms and clinical applications. *Cambridge University*, vol. 26, pp. 365-590.

[37] Creigen, V., Ferracina, L., Hlod, A., Mourik, S. V., Sjauw, K., Rottschafer, V., Vellekoop, M. ve Zegeling, P. (2007). Modeling a heart pump. *Proceedings of the 58th European Study Group Mathematics with Industry, Utrecht University*, pp. 7-25.

- [38] Jalali, A., Jones, G. F., Licht, D. J., ve Nataraj, C. (2015). Application of mathematical modeling for simulation and analysis of hypoplastic left heart syndrome (HLHS) in pre- and postsurgery conditions. *BioMed Research International*, vol. 2015, pp. 1-14.
- [39] Spelde, P. C. I. (2008). Minimal haemodynamic modelling of the circulation. Master Thesis, *University of Groningen, Faculty of Mathematics and Natural Sciences*, Groningen.
- [40] Gul, R. (2016). Mathematical modeling and sensitivity analysis of lumped-parameter model of the human cardiovascular system. Ph.D. Thesis, *Free University of Berlin, Department of Mathematics and Computer Science*, Berlin.
- [41] Ottesen, J. T., Olufsen, M. ve Larsen, J. K. (2004). Applied mathematical models in human physiology. *Society for Industrial and Applied Mathematics (SIAM)*, vol. 9, Philadelphia.
- [42] Santiago, A. (2018). Fluid-electro-mechanical model of the human heart for supercomputers. Ph.D. Thesis, *Universitat Politècnica de Catalunya, Department of Computer Applications in Science and Engineering*, Barcelona.
- [43] Safaei, S., Blanco, P. J., Müller, L. O., Hellevik, L. R. ve Hunter, P. J. (2018). Bond graph model of cerebral circulation: Toward clinically feasible systemic blood flow simulations. *Computational Physiology and Medicine*, vol. 9 (Issue 148), pp. 1-15.
- [44] Canete, J. F., Saz-Orozco, P. D., Moreno-Boza, D. ve Duran-Venegas, D. (2013). Object-oriented modeling and simulation of the closed loop cardiovascular system by using Simscape. *Computers in Biology and Medicine*, vol. 43 (Issue 4), pp. 323-333.
- [45] Blanco, P. J., Bulant, C. A. ve Müller, L. O. (2018). Comparison of 1D and 3D models for the estimation of fractional flow reserve. *Scientific Reports*, vol. 8, no. 17275.
- [46] Querzoli, G., Fortini, S. ve Cenedese, A. (2010). Effect of the prosthetic mitral valve on vortex dynamics and turbulence of the left ventricular flow. *Physics of Fluids*, vol. 22, no. 4, p. 41901.
- [47] Shi, Y., Lawford, P. ve Hose, R. (2011). Review of zero-D and 1-D models of blood flow in the cardiovascular system. *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 10, no. 1, pp. 33.
- [48] Guyton, A. C., Coleman, T. G. ve Granger, H. J. (1972). Circulation: overall regulation. *Annual Review of Physiology*, vol. 34, pp. 13-46.
- [49] Frank, O. (1899). Die grundform des arteriellen pulses. *Zeitung fur Biologie*, vol. 37:483– 586.
- [50] Batzel, J. J., Fink, M. ve Kappel, F. (2004). Transfusion regimen design: A modeling application. *University of Graz*, vol. 2004, no. 314.

- [51] Canete, J. F., Cuesta, D., Luque, A. ve Barbancho, J. (2021). Physical modelling and computer simulation of the cardiorespiratory system based on the use of a combined electrical analogy. *Mathematical and Computer Modelling of Dynamical Systems, Taylor and Francis Journals*, vol. 27(1), pages 453-488.
- [52] Paraskevopoulos, E. ve Natsiavas, S. (2013). On application of Newton's law to mechanical systems with motion constraints. *Nonlinear Dyn*, vol. 72, 455–475.
- [53] Guo-Liang, Y., Huai-Wu, Z., Yuan-Xun, L. ve Jie, L. (2015). Equivalent circuit method for resonant analysis of multilayer piezoelectric magnetostrictive composite cantilever structures. *Composite Structures*, vol. 125, pp. 467-476.
- [54] Shampine, L. F., Gladwell, I. ve Thompson, S. (2003). Solving ODEs with Matlab. *Cambridge University Press*, Cambridge.
- [55] Wabel, P. ve Leonhardt, S. (1998). A simulink model for the human circulatory system. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, vol. 43, pp. 314-315.
- [56] Yalcinkaya, F., Kizilkaplan, E. ve Erbas, A. (2013). Mathematical modelling of human heart as a hydroelectromechanical system. *8th International Conference on Electrical and Electronics Engineering (ELECO)*, Bursa.
- [57] Yalcinkaya, F. ve Kizilkaplan, E. (2022). The new HEMS modelling of human heart. *Balkan Journal of Electrical and Computer Engineering*, vol. 10(3), pp. 286-294.
- [58] Bozkurt, S. (2019). Mathematical modeling of cardiac function to evaluate clinical cases in adults and children. *PLOS ONE*, vol. 14(10): e0224663.
- [59] Bluemke, D. A., Kronmal, R. A. ve Lima, J. A. (2008). The relationship of left ventricular mass and geometry to incident cardiovascular events: the MESA (Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis) study. *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 52, pp. 2148–2155.
- [60] Sehgal, S. ve Drazner, M.H. (2007). Left ventricular geometry: does shape matter? *Am Heart J.*, vol. 153, pp.153–155.
- [61] Korakianitis, T. ve Shi, Y. (2006). Numerical simulation of cardiovascular dynamics with healthy and diseased heart valves. *Journal of Biomechanics*, vol. 39 (11), 1964:1982.
- [62] Schlichtharle, D. (2010). Continuous-Time Systems. In: Digital Filters. *Springer*, Berlin, Heidelberg.
- [63] O'Dell, W. G. (2019). Accuracy of left ventricular cavity volume and ejection fraction for conventional estimation methods and 3D surface fitting. *Journal of the American Heart Association: Cardiovascular and Cerebrovascular Disease*, vol. 8 (6):e009124.
- [64] Bozkurt, S. ve Safak, K.K. (2013). Evaluating the hemodynamical response of a cardiovascular system under support of a continuous flow left ventricular assist device via numerical modeling and simulations. *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2013:986430.

- [65] Sheffer, L., Santamore, W.P. ve Barnea, O. (2007). Cardiovascular simulation toolbox. *Cardiovasc. Eng. Dordr. Neth.*, vol. 7, pp.81–88.
- [66] Mohammadi, S., Hedjazi, A., Sajjadian, M., Ghoroubi, N., Mohammadi, M. ve Erfani, S. (2016). Study of the normal heart size in Northwest part of Iranian population: a cadaveric study. *J. Cardiovasc Thorac Res.*, vol. 8(3), pp.119-125.
- [67] Hall, J. E. (2015). *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. 13. Edition. Philadelphia, PA: Saunders.
- [68] Blanchard, S. (2005). Anatomy and physiology. Editor(s): John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, *In Biomedical Engineering, Introduction to Biomedical Engineering (Second Edition)*, Academic Press, pp. 73-125.
- [69] Nichols, W. ve O'Rourke, M. O. (1990). McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles. *Lea and Febiger*, 3rd edition.
- [70] Hoppensteadt, F. C. ve Peskin, C. (2002). Modeling and simulation in medicine and the life sciences. *2nd edition Texts in Applied Mathematics, Springer Science and Business Media*, vol. 10.
- [71] Ursino, M. (2000). Modelling the interaction among several mechanisms in the short-term arterial pressure control. *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 71, pp. 139–161.
- [72] Ursino, M., Magosso, E. ve Avanzolini, G. (2001). An integrated model of the human ventilatory control system: the response to hypoxia. *Clinical Physiology*, Vol. 21, no. 4, pp. 465–477.
- [73] Wabel, P. ve Leonhardt, S. (1998). A simulink model for the human circulatory system. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, vol. 43, pp. 314-315.
- [74] Diong, B., Nazeran, H., Nava, P. ve Goldman, M. (2007). Modelling human respiratory impedance. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 26(1), pp. 48-55.
- [75] Celant, M., Toro, E. F. ve Müller, L. O. (2021). Total effective vascular compliance of a global mathematical model for the cardiovascular system. *Biofluids in Medicine: Models, Computational Methods and Applications*, vol. 13(10), 1858.
- [76] Gooch, J.W. (2007). Encyclopedic Dictionary of Polymers. *Springer*, New York.
- [77] Lumens, J., Delhaas, T. ve Kirn, B. (2009). Three-wall segment (TriSeg) model describing mechanics and hemodynamics of ventricular interaction. *Ann. Biomed Eng.*, vol. 37, pp. 2234–2255.
- [78] Grodins, F. S. (.1959). Integrative cardiovascular physiology: a mathematical synthesis of cardiac and blood vessel hemodynamics. *The Quarterly Review of Biology*, vol. 34, no. 2, pp. 93–116.



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ertem KIZILKAPLAN

Doğum Yılı

Yabancı Dil : İngilizce

Eğitim Durumu :

Lisans : Kırıkkale Üniversitesi-Elektrik Elektronik Müh. 2010

Yüksek Lisans : Kırıkkale Üniversitesi-Elektrik Elektronik Müh. 2022

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl/Yıllar: MSK Grup A.Ş. (2010-Devam Ediyor.)

Yayınları :

- 1- Yalcinkaya, F. ve Kizilkaplan, E. (2022). The new HEMS modelling of human heart. *Balkan Journal of Electrical and Computer Engineering*, vol: 10 (3), pp. 286-294.
 - 2- Kizilkaplan, E., Eren, T. ve Yalcinkaya, F. (2020). Kablosuz sensör ağlarında konum belirlemede sezgisel algoritmaların kuantum davranışları ile karşılaştırılması. *International Journal of Engineering Research and Development*, 12 (2), 587-602.
 - 3- Yalcinkaya, F., Kizilkaplan, E. ve Erbas, A. (2013). Mathematical modelling of human heart as a hydroelectromechanical system. *8th International Conference on Electrical and Electronics Engineering (ELECO)*, pp.362-366.
- Atıflar:
 - 3.1. Kuate, G. C. G. ve Fotsin, H. B. (2022). On the nonlinear dynamics of a cardiac electrical conduction system model: theoretical and experimental study. *Physica Scripta*, vol. 97, no. 4.

- 3.2. Sinisi, S., Alimguzhin, V., Mancini, T., Tronci, E., Mari, F. ve Leeners, B. (2020). Optimal personalised treatment computation through in silico clinical trials on patient digital twins. *Fundamenta Informaticae*, vol. 174(3-4):283-310.
- 3.3. Khan, Z. P. Ve Mahadule, S. (2021). Design concept of a bio-electronic heart using artificial muscle. *International Journal for Research in Applied Science & Engineering Technology (IJRASET)*, vol. 9, no. 4.
- 3.4. Gawanmeh, A., Al-Hamadi, H., Al-Qutayri, M., Chin, Shiu-Kai ve Saleem, K. (2015). Reliability analysis of healthcare information systems: State of the art and future directions. *17 th International Conference on E-health Networking, Application & Services (HealthCom)*, pp. 68-74.
- 3.5. Canete, J. F., Cuesta, D., Luque, A. ve Barbancho, J. (2021). Physical modelling and computer simulation of the cardiorespiratory system based on the use of a combined electrical analogy. *Mathematical and Computer Modelling of Dynamical Systems*, vol. 27(1), pp. 453-488.
- 3.6. Das, S. ve Gupta, A. (2016). Modeling of human heart using a systems approach -a survey of recent trends. *Bengal Heart Journal*, vol. 1, no:3.
- 3.7. Subbian, S., Govindaraju, D. ve Narayanan, N. (2019). Machine learning for classification and control of cardiac arrhythmias. *2nd International Conference of Intelligent Robotic and Control Engineering (IRCE)*, pp. 66-71.
- 3.8. Bhowmick, S., Kundu, P. K. ve Sarkar, G. (2017). Design & simulation of equivalent circuit of activity of heart using PSPICE. *Devices for Integrated Circuit (DevIC)*, pp. 56-60.
- 3.9. Bartel, S., Pilch, Z. ve Trawiński, T. (2018). Field modelling of several electromagnetic drive variants of the micropump blood transfusion device. *Springer, Cham, Innovations in Biomedical Engineering (IBE), Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol:623.
- 3.10. Narayanan, S., Sutha, N. S. ve Divya, G. (2017). Development of non-linear model for human heart. *Trends in Industrial Measurement and Automation (TIMA)*, pp. 1-5.
- 3.11. Bhowmick, S., Kundu, P. K. ve Sarkar, G. (2016). Synthesis of ECG waveform using Simulink model. *International Conference on Intelligent Control Power and Instrumentation (ICICPI)*, pp. 61-64.

3.12. Kanjanasurat, I., Chutchavong, V. Pirajanchai, V. ve Janchitrapongvej, K. (2016). Bernstein polynomial and rational Bézier curve for blood pressure simulation. *IEEE Region 10 Conference (TENCON)*, pp. 1737-1741.

3.13. Chatterjee, P., Chatterjee, P. K. ve Ghosh, S. (2016). Malignant melanoma of unknown primary origin presenting as cardiac metastasis. *Bengal Heart Journal*, vol. 1, no:3.

4- Yalcinkaya, F., Erbas, A. ve Kizil Kaplan, E. (2010). The design and construction of a portable multichannel spinal cord stimulator based on PIC18F452 microcontroller. *In Modelling and Simulation. Calgary, AB, Canada: ACTAPRESS.*

Araştırma Alanları : Sistem Modelleme - Matematiksel Modelleme - Kalp Modelleme – Hidro-Elektro-Mekanik Sistem Modelleme - Metasezgisel Algoritmalar ile Hastalık Tespiti - Görüntü İşleme- Metasezgisel Algoritmalar ile Görüntü İşleme - Sinyal İşleme.