



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

**EKG VE PPG SİNYALLERİ İLE MAŞONSUZ GİYİLEBİLİR KAN  
BASINCI ÖLÇÜM SİSTEMİ TASARIMI**

**Ümit ŞENTÜRK**

**DOKTORA TEZİ  
ELEKTRİK-ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI**

**DANIŞMAN  
PROF. DR. İbrahim YÜCEDAĞ**

**DÜZCE, 2020**

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

**EKG VE PPG SİNYALLERİ İLE MAŞONSUZ GİYİLEBİLİR KAN  
BASINCI ÖLÇÜM SİSTEMİ TASARIMI**

Ümit ŞENTÜRK tarafından hazırlanan tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

**Tez Danışmanı**

Prof. Dr. İbrahim YÜCEDAĞ

Düzce Üniversitesi

**Eş Danışman**

Prof. Dr. Kemal POLAT

Abant İzzet Baysal Üniversitesi

**Jüri Üyeleri**

Prof. Dr. İbrahim YÜCEDAĞ

Düzce Üniversitesi

Prof. Dr. Uğur GÜVENÇ

Düzce Üniversitesi

Doç. Dr. Mehmet Recep BOZKURT

Sakarya Üniversitesi

Dr.Öğr.Üyesi Serdar BİROĞUL

Düzce Üniversitesi

Dr.Öğr.Üyesi Muhsin Uğur DOĞAN

Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi

Tez Savunma Tarihi: 13/03/2020

## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

13 Mart 2020

Ümit ŞENTÜRK

## TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimimde ve bu tezin hazırlanmasında gösterdiği her türlü destek ve yardımlarından dolayı çok değerli hocam Prof. Dr. İbrahim YÜCEDAĞ'a en içten dileklerle teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca değerli katkılarını esirgemeyen eş danışmanım Prof. Dr. Kemal POLAT'a de şükranlarımı sunarım.

Bu çalışma boyunca tüm zorlukları benimle göğüsleyen, motive eden ve hayatımın her evresinde bana destek olan eşim Hacer ŞENTÜRK'e ve aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışması, Düzce Üniversitesi BAP-2018.07.02.878 numaralı Bilimsel Araştırma Projesiyle desteklenmiştir.

13 Mart 2020

Ümit ŞENTÜRK

## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ŞEKİL LİSTESİ .....	VII
ÇİZELGE LİSTESİ .....	IX
KISALTMALAR.....	X
SİMGELER .....	XII
ÖZET .....	XIII
ABSTRACT .....	XIV
EXTENDED ABSTRACT .....	XV
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. KARDİYOVASKÜLER FİZYOLOJİ .....</b>	<b>5</b>
2.1. KAN.....	5
2.2. KAN DAMARLARI .....	6
2.3. KALP .....	8
2.4. KAN BASINÇ SİSTEMİ.....	9
2.5. KAN BASINCI VE GÖSTERGELERİ .....	12
<b>3. KAN BASINÇ ÖLÇÜMÜ.....</b>	<b>15</b>
3.1. İNVAZİV KAN BASINÇ ÖLÇÜMÜ .....	15
3.2. NONİNVAZİV KAN BASINÇ ÖLÇÜMÜ .....	18
3.2.1. Damar Yolunu Tıkayıcı Kan Basınç Ölçüm Yöntemleri .....	18
3.2.1.1. Oskültasyon yöntemi.....	18
3.2.1.2. Osilometri yöntemi.....	20
3.2.1.3. Palpasyon yöntemi.....	21
3.2.1.4. Volüm- klemp pletismografi yöntemi .....	22
3.2.1.5. Tonometri yöntemi .....	23
3.2.2. Damar Yolunu Tıkamayan Kan Basınç Ölçümü.....	25
3.3. ÖNERİLEN KAN BASINÇ ÖLÇÜM YÖNTEMİ .....	32
<b>4. MATERYAL VE YÖNTEM.....</b>	<b>34</b>

<b>4.1. BİYOSİNYALLERİN ELDE EDİLMESİ.....</b>	<b>35</b>
4.1.1. EKG Sinyali.....	35
4.1.2. PPG Sinyali.....	39
4.1.3. ABP Sinyali.....	42
4.1.4. Veri tabanı.....	43
<b>4.2. SİNYAL ÖNİŞLEME.....</b>	<b>43</b>
4.2.1. Filtreleme.....	43
4.2.2. Taban Düzeltme.....	44
<b>4.3. BÖLÜTLEME.....</b>	<b>45</b>
<b>4.4. ÖZİNİTELİK ÇIKARTIMI.....</b>	<b>46</b>
4.4.1. Zaman Öznitelikler.....	47
4.4.2. Frekans Öznitelikler.....	47
4.4.3. Kaotik Öznitelikler.....	48
<b>4.5. TAHMİN ALGORİTMASI.....</b>	<b>48</b>
4.5.1. Regresyon Algoritmaları.....	48
4.5.2. Yapay Sinir Ağları.....	48
4.5.2.1. <i>NARX Mimarisi</i> .....	49
4.5.2.2. <i>LSTM-NN Mimarisi</i> .....	50
<b>5. TANSİYON HOLTER CİHAZI.....</b>	<b>52</b>
5.1. EKG MODÜLÜ.....	53
5.2. PPG MODÜLÜ.....	53
5.3. SD KART MODÜLÜ.....	54
5.4. BLUETOOTH MODÜLÜ.....	55
<b>6. BULGULAR VE TARTIŞMA.....</b>	<b>56</b>
6.1. REGRESYON ALGORİTMALARI PERFORMANS SONUÇLARI.....	56
6.2. YAPAY SİNİR AĞLARI PERFORMANS SONUÇLARI.....	61
<b>7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....</b>	<b>65</b>
<b>8. KAYNAKLAR.....</b>	<b>68</b>

## ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Hemotokrit oranları [18].....	6
Şekil 2.2. Kardiyovasküler dolaşım sistemi [18].....	7
Şekil 2.3. Kan basınç baroreseptörleri [20]. ....	7
Şekil 2.4. Kalp a) Üstten kesiti b) Kapakçıkları [18].....	8
Şekil 2.5. Basınç ve debi ilişkisi [18]. ....	10
Şekil 2.6. Kan basınç dengeleme [25]. ....	11
Şekil 2.7. Kan basınç dengeleme sistemi [25].....	12
Şekil 2.8. Kan damarları ve yapısı [18]. ....	14
Şekil 2.9. Pulmoner ve Sistemik dolaşım kan basınç göstergeleri [18].....	14
Şekil 3.1. Hales kan basınç ölçüm deneyi [27].....	15
Şekil 3.2. Akışkan sıvılı kateter-transdüser kan basınç izleme monitörü. ....	17
Şekil 3.3. Transdüser-kateter invaziv kan basınç ölçüm yöntemi. ....	17
Şekil 3.4. Oskültasyon kan basınç ölçüm yöntemi [18]. ....	19
Şekil 3.5. Osilometrik kan basınç ölçüm yöntemi [40]. ....	21
Şekil 3.6. Palpasyon yöntemi [41]. ....	22
Şekil 3.7. Volüm-Klemp yöntemi [25]. ....	23
Şekil 3.8. a) AtCor Medical Sphymocor, b) OMRON HEM 9000. ....	24
Şekil 3.9. Nabız dalgası oluşumu [18]. ....	25
Şekil 3.10. Ana ve yansıyan nabız basınç dalgaları. ....	26
Şekil 3.11. Arteriyel sertlik artışı ve nabız dalga şekli. ....	26
Şekil 3.12. Arter dallanmalarındaki nabız basıncı ve akış hızı [55]. ....	27
Şekil 3.13. Akışkan kütle modeli. ....	28
Şekil 3.14. Biyomekanik arter duvar modeli. ....	28
Şekil 3.15. Nabız geçiz zamanı (PTT). ....	29
Şekil 3.16. Tasarlanan tansiyon holter. ....	33
Şekil 4.1. Tansiyon holter çalışma blok diyagramı [31]. ....	34
Şekil 4.2. Kalp elektrofizyolojisi [64]. ....	36
Şekil 4.3. Normal EKG bölüm ve aralıkları [64]. ....	37
Şekil 4.4. Einthoven üçgeni. ....	38
Şekil 4.5. Tansiyon holter MAX 30003. ....	38
Şekil 4.6. Beer-Lambert modeli [68]. ....	39
Şekil 4.7. PPG sensör yerleşimi [55]. ....	39
Şekil 4.8. Yetişkin insan kanının optik özellikleri [55]. ....	40
Şekil 4.9. Deri dokusu ve optik özellikleri [72]. ....	41
Şekil 4.10. PPG sinyali. ....	41
Şekil 4.11. MAX30100 Modül. ....	42
Şekil 4.12. Sinyal filtreleme a) Gerçek EKG sinyali b) Dalgacık ile filtrelenmiş EKG sinyali. ....	44
Şekil 4.13. EKG taban düzeltme medyan filtre. ....	44
Şekil 4.14. Tepe noktaları belirlenmiş EKG, PPG ve ABP sinyalleri. ....	45
Şekil 4.15. Hareketli pencere ortalama yöntemi ile bölütleme. ....	46
Şekil 4.16. NARX Mimarisi. ....	50

Şekil 4.17. LSTM Nöronu [78].....	50
Şekil 4.18. LSTM-NN Mimarisi.....	51
Şekil 5.1. Tansiyon holter cihazı. ....	52
Şekil 5.2. Tansiyon Holter EKG elektrot yerleşimi.....	53
Şekil 5.3. PPG Sensörü Parmak Yerleşimi. ....	54
Şekil 5.4. Mikro SD Kart Modülü. ....	54
Şekil 5.5. HC-05 Bluetooth Modülü.....	55
Şekil 6.1. LSTM tahmin sonuçları eğri uydurma. ....	62
Şekil 6.2. (devam) LSTM sinir ağı tahmin performansı Bland Altman grafiği, a) Sistolik kan basıncı, b) Diyastolik kan basıncı. ....	64





## ÇİZELGE LİSTESİ

	<b><u>Sayfa No</u></b>
Çizelge 1.1. Amerikan kalp derneği kan basınç kategorileri.....	2
Çizelge 1.2. BSH sınıflandırma kriterleri [13]. .....	3
Çizelge 3.1. PWV metotları.....	30
Çizelge 6.1. Kaotik özniteliklerin regresyon algoritmaları ile performans değerlendirmesi. ....	58
Çizelge 6.2. Zaman özniteliklerin regresyon algoritmaları ile performans değerlendirmesi. ....	59
Çizelge 6.3. Frekans özniteliklerin regresyon algoritmaları ile performans değerlendirmesi. ....	60
Çizelge 6.4. NARX ve LSTM-NN'in kan basınç ölçüm performansları. ....	61



## KISALTMALAR

ABP	Arter Kan Basıncı (Arterial Blood Pressure)
AgCL	Gümüş Klorür
AHA	Amerika Kalp Derneği
	Amerika Ulusal Standartları Enstitüsü / Tıbbi Aletlerin Geliştirilmesi Derneği (American National Standards Institute / Association for the Advancement of Medical Instrumentation)
ANSI/AAMI	
AV	Atriyoventriküler Düğüm
BCG	Balistokardiyografi (Ballistocardiography)
BHS	İngiliz Hipertansiyon Cemiyeti (British Hypertension Society)
CO	Kardiyak Çıkış (Cardiac Output)
CT	Ağaç Algortimalleri
DBP	Diyastolik Kan Basıncı (Diastolic Blood Pressure)
DC	Doğru Akım (Direct Current)
EDV	Diyastol Sonu Hacmi (End-Diastolic Volume)
EHS	Avrupa Hipertansiyon Derneği (European Society of Hypertension)
EKG	Elektrokardiyografi
EMG	Elektromiyogram
ESV	Sistol Sonu Hacmi (End-Systolic Volume)
GPR	Gausiyen Regresyon (Gaussian Process Regression)
Hb	Hemoglobin
HbCO	Karboksihemoglobin (Carboxyhemoglobin)
HbO <sub>2</sub>	Oksihemoglobin
HR	Kalp Atım Hızı (Heart Rate)
IR	Kızıl Ötesi (Infrared)
KHD	Kardiyovasküler Hastalıklar (Cardiovascular Disease)
KVS	Kardiyovasküler Sistem
LA	Sol Kulakçık (Left Atrium)
LR	Doğrusal Regresyon (Linear Regression)
LSTM-NN	Uzun Kısa Süreli Bellek Yapay Sinir Ağları (Long Short-Term Memory Neural Network)
LV	Sol Karıncık (Left Ventricle)
MAE	Ortalama Mutlak Hata (Mean Absolute Error)
MAP	Ortalama Kan Basıncı (Mean Arterial Pressure)
metHb	Methemoglobin
MIMIC	Yoğun Bakımda Çok Parametrelili Akıllı İzleme (Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive Care)
MSE	Ortalama Hatanın Karesi (Mean Square Error)
NARX	Doğrusal Olmayan Otoregresif Eksojen Girişler (Nonlinear Autoregressive Network with Exogenous Inputs)
PEP	Ön Enjeksiyon Periyodu (Preejection Period)
PPG	Fotopletizmografi (Photoplethysmography)
PTT	Nabız Geçiş Zamanı (Pulse Transit Time)
PWV	Nabız Dalga Hızı (Pulse Wave Velocity)

RA	Sağ Kulakçık (Right Atrium)
ReLU	Doğrultulmuş Lineer Ünite (Rectified Linear Unit)
RMS	Ortalamanın Karesinin Karekökü (Root Mean Square)
RMSE	Ortalama Hatanın Karesinin Karekökü (Root Mean Square Error)



## SİMGELER

cmHg	Santimetre Cıva
D	Arter Parçası Uzunluğu
dx	Arter Uzunluğu
h	Arter Duvar Kalınlığı
Hz	Hertz
I	Işık Akısı
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mmHg	Milimetre Cıva
n	Tahmin Sayısı
nm	Nanometre
L	Litre
l	Doku Kalınlığı
P	Giriş Basıncı
P+dP	Çıkış Basıncı
Q	Giriş Kan Debisi
Q+dQ	Giriş Kan Debisi
R	Arteriyel Yarıçap
R2	Korelasyon Deteminasyonu
V	Kan Hızı
$\dot{V}_j$	Gerçek Değer
$\hat{V}_j$	Tahmin Edilen Değer
$\rho$	Kan Yoğunluğu
$\sigma$	Çevresel Duvar Kalınlığı
$\tau$	Duvar Gerilimi
%	Yüzde
$\Sigma$	Toplam
~	Arasında
$\alpha$	Işık Emilim Katsayısı
s	Saniye
$p$	Denklem Katsayısı
$\pm$	Artı Eksi

## ÖZET

### EKG VE PPG SİNYALLERİ İLE MAŞONSUZ GİYİLEBİLİR KAN BASINCI ÖLÇÜM SİSTEMİ TASARIMI

Ümit ŞENTÜRK

Düzce Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı  
Doktora Tezi

Danışman: Prof. Dr. İbrahim YÜCEDAĞ

Eş Danışman: Prof. Dr. Kemal POLAT

Mart 2020, 74 sayfa

Kardiyovasküler hastalıklardan biri olan yüksek tansiyon dünya genelinde çok fazla insanı etkilemektedir. Yüksek tansiyon hastalığının teşhisinde hastaya tansiyon holter takılmaktadır. Sağlık sektöründe kullanılan tansiyon holter cihazları hantal ve konforsuz yapıdadır. Hastalar bundan dolayı ölçüm sistemini şikâyet etmektedirler. Standart kullanılan tansiyon holterler 20-60 dakikada bir ölçüm almaktadır. Uzman hekimler iki kan basıncı ölçümü arasındaki bilgilere ulaşamamaktadırlar. Yapılan çalışmada noninvaziv damar yolunu tıkamayan kan basınç ölçüm cihazı tasarlanmıştır. Cihaz vücuttan aldığı Elektrokardiyografi (EKG) ve Fotopletismografi (PPG) sinyalleri kaydetmektedir. Kayıtlı veriler bilgisayar ortamına aktarılıp filtre, taban düzeltme ve bölümlendirme işlemlerinden geçirilmiştir. Sinyallerden çıkartılan zaman, frekans ve kaotik öznelikler çıkartılıp yapay sinir ağı mimarisinde kan basıncı tahminleri gerçekleştirilmiştir. Sistolik kan basıncı için (Ortalama  $\pm$  Standart Sapma)  $0,0224 \pm (2,211)$  ve diyastolik kan basıncı için  $0,0417 \pm (1,2193)$  tahmin değerlerine ulaşılmıştır. Kan basınç ölçüm cihazları standardı olan İngiliz Hipertansiyon Cemiyeti (British Hypertension Society -BHS), Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü (American National Standard Institute / Association for the Advancement of Medical Instrumentation ANSI/AAMI SP10:2002) ölçüm sınırlarına ulaşılmıştır. Tasarlanan tansiyon holter, ayakta tedaviye uygun olacak ve klinik uygunluğu sağlayacaktır. Sağlık sektöründe kullanılacak standart ölçüm sistemleri içine girecektir.

**Anahtar sözcükler:** Kan basınç ölçümü, Nabız dalga hızı, Noninvaziv, Tansiyon Holter, Yapay sinir ağı

## ABSTRACT

### CUFFLESS WEARABLE BLOOD PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM DESIGN WITH ECG AND PPG SIGNALS

Ümit ŞENTÜRK

Düzce University

Graduate School of Natural and Applied Sciences, Department of Electrical -  
Electronics and Computer Engineering

Doctoral Thesis

Supervisor: Prof. Dr. İbrahim YÜCEDAĞ

Co-supervisor: Prof. Dr. Kemal POLAT

March 2020, 74 pages

High blood pressure, which is one of the cardiovascular diseases, affects more people in the worldwide. In the diagnosis of high blood pressure disease, a blood pressure holter is attached to the patient. Blood pressure holter devices used in the health sector are bulky and uncomfortable. Patients therefore complain about the measuring system. Blood pressure holters that are used as standard take a measurement every 20-60 minutes. Specialist physicians cannot access information between two blood pressure measurements. In the study, a blood pressure measuring device that does not obstruct the noninvasive vascular access was designed. The device records Electrocardiography (ECG) and Photoplethysmography (PPG) signals it receives from the body. The recorded data was transferred to the computer environment and passed through filter, base correction and segmentation processes. The time, frequency and chaotic features extracted from the signals were extracted and blood pressure estimates were made in the artificial neural network architecture. Estimation values of  $0.0224 \pm (2.211)$  for systolic blood pressure (Mean  $\pm$  Standard Deviation) and  $0.0417 \pm (1.2193)$  for diastolic blood pressure were reached. The standard for blood measuring devices, has reached The British Hypertension Society (BHS), the American National Standard ANSI / AAMI SP10: 2002 measurement limits. The designed blood pressure holter will be suitable for ambulatory and will provide clinical suitability. It will be included in standard measurement systems to be used in the health sector.

**Keywords:** Artificial neural network, Blood pressure holter, Blood pressure measurement, Noninvasive, Pulse wave velocity

# **EXTENDED ABSTRACT**

## **CUFFLESS WEARABLE BLOOD PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM DESIGN WITH ECG AND PPG SIGNALS**

Ümit ŞENTÜRK

Düzce University

Graduate School of Natural and Applied Sciences, Department of Electrical -  
Electronics and Computer Engineering

Doctoral Thesis

Supervisor: Prof. Dr. İbrahim YÜCEDAĞ

Co-supervisor: Prof. Dr. Kemal POLAT

March 2020, 74 pages

### **1. INTRODUCTION**

In this section, the rate of blood pressure in diseases in the world is given. Information was given about load blood pressure diseases, references were given about their causes. Information was given about blood pressure measurement systems, brief information about blood pressure measurement systems was given. In Part 2, cardiovascular physiology is described. In Section 2.1, information about blood is given. In section 2.2, the structure of blood vessels is described. In section 2.3, heart study is explained. In Section 2.4, the physiological factors that form the blood pressure system are examined. In section 2.5, systolic and diastolic blood pressure indicators are explained and their formation systems are shown. In section 3, blood pressure measurement systems are explained. In section 3.1, invasive blood pressure methods are described. In section 3.2, noninvasive blood pressure measurement methods are described. The blood pressure method recommended in section 3.3 is described.

### **2. MATERIAL AND METHODS**

Tension holter device is designed. ECG and PPG signals were taken from the body surface and recorded and transferred to the computer. In section 4.1, biosignals measurement schemes are explained. The biosignals transferred to the computer are preprocessed in Section 4.2. The signals filtered and the base corrected are partitioned in Section 4.3. Here, the correction of the signals with the window method was also made. In section 4.4, time frequency and chaotic features are extracted from biosignals. In section 4.5, the algorithms used in blood pressure estimation are examined and estimations are made. Artificial neural network architectures have been used in blood

pressure estimation. In section 5, the production of blood pressure holter device is explained. ECG, PPG, SD card and Bluetooth modules used in blood pressure holter are explained in detail.

### **3. RESULTS AND DISCUSSIONS**

Blood pressure estimation results were evaluated according to performance criteria. MSE, MAE, R2 and RMSE were used as performance criteria. In Chapter 6, the standards of blood pressure measuring devices are explained and the estimation results of the designed blood pressure holter are compared with these standards. In section 6.1, regression algorithms blood pressure estimation results are evaluated. In section 6.2, blood pressure estimates are made with neural network architectures. Regression algorithms and neural network architectures are compared to the prediction results. LSTM neural networks were found to provide the highest performance.

### **4. CONCLUSION AND OUTLOOK**

Blood pressure holter device has been developed as an alternative measurement system for the negative aspects of blood pressure holter devices being used in the standard. Pulse wave velocity is used in blood pressure measurement studies conducted in recent years. However, since there are many factors that affect pulse wave velocity changes, the performance of the prediction algorithms changes. Only biosignals are measured in the designed blood pressure holter device. Since blood pressure estimations are made in computer environment, more successful results can be obtained with new algorithms.



# 1. GİRİŞ

Kardiyovasküler hastalıklar (KVH) dünyada bir numaralı ölüm sebebidir. Kanser, diyabet ve solunum yolu hastalıklarına oranla çok daha fazla insan KVH'den dolayı hayatını kaybetmektedir. Dünyada yaklaşık 18 milyon insan [1] KVH'den dolayı yaşamını yitirmektedir. KVH'den dolayı hayatını kaybedenlerin sayısı gelecekte daha da artacaktır. 2030 yılında yıllık KVH'den dolayı ölüm sayısının 23,6 milyona ulaşması beklenmektedir [2]. Dünya genelindeki yıllık ölümlerin %38'i KVH'den kaynaklanmaktadır [3]. Bu oranlar düşünüldüğünde can kaybı ve mali açıdan en büyük kayıplar KVH'den olmaktadır. Dünya Sağlık Örgütü (World Healty Organization-WHO) yayınladığı rapora (A Global Brief on Hypertension) göre tansiyon hastalığı sessiz ve görülemeyen öldürücü hastalık [4] olarak isimlendirilmektedir. KVH'ler erken tanı ve teşhiste ilaç yardımı ile tedavi edilebilmektedir. Kalp krizi, inme ve yüksek tansiyon KVH'in sonucunda başlıca ölüm nedenlerindedir. İnsanlar arasındaki tüm yaş gruplarında 2017 yılında 10,44 milyon insan yüksek tansiyon riskinden dolayı hayatını kaybetmiştir. Yüksek tansiyondan en fazla 50 yaş ve üzerindeki insanlar etkilenmektedir. Bununla birlikte yüksek tansiyon daha erken yaşlarda da görülmeye başlamıştır. Obezite, dengesiz beslenme ve stres gibi etkenlerden dolayı daha düşük yaşlarda da yüksek tansiyon görülmeye başlamıştır [5].

Kalpten pompalanan kanın aorta yaptığı basınca tansiyon denilmektedir. Aort iç çeperine kan tarafından uygulanan bu basınç kesintisiz ve salınımsal olarak devam etmektedir. Kan kalbin sol karıncığından pompalandığında aorttaki kan basıncı en yüksek seviyeye ulaşır. Basıncın etkisi ile kan arter boyunca ilerlemeye başlar. Kalp gevşemeye başladığında kan basıncı en düşük seviyeye düşer. En yüksek ve en düşük seviye arasındaki basınç değişimi kesintisiz olarak devam eder. Organların ve dokuların beslenmesi (perfüzyonu) için kan basınç değerinin sürekli sistemsel olarak kontrol edilmesi gerekmektedir. Otonom sinir sistemi kan basınç dengesini sağlar. Kan basıncının çok yükselmesi veya düşmesi sistemsel bozulmalara neden olur ve dolaşım sistemi görevini yerine getiremez hale gelmektedir. Dünyada kabul görmüş kan basınç kategorileri bulunmaktadır. Çizelge 1.1'de Amerikan Kalp Derneğinin (American Heart Association- AHA) kan basınç kategorileri görülmektedir.

Çizelge 1.1. Amerikan kalp derneği kan basınç kategorileri.

Kan basınç kategorisi	Sistolik mmHg Yüksel değer	ve/veya	Diyastolik mmHg Düşük değer
Normal	120 den az	ve	80 den az
Yüksek	120-129	ve	80 den az
Yüksek kan basıncı (hipertansiyon) 1. evre	130-139	veya	80-89
Yüksek kan basıncı (hipertansiyon) 2. evre	140 ve ya üzeri	veya	90 veya üzeri
Hipertansif kriz (acilen doktora başvurulmalı)	180 den yüksek	ve/veya	120 den yüksek

Kan basıncı yaş, stres, kilo, beyaz önlük etkisi [6], cinsiyet ve çalışma temposu gibi durumlarda hızlıca değişebilmektedir. Otonom sinir sistemi kendi mekanizmaları ile kan basıncını dengeler. Çizelge 1.1’de gösterilen kategoriler dengelenmiş kan basınç seviyeleridir. Eğer hastanın dengelenmiş kan basıncı 120 ve üzeri ise yüksek kategorisine girmiş demektir. Hastanın hangi kan basınç kategorisine girdiği uzman kardiyologların kararına bağlıdır.

Otonom sinir sisteminin kan basıncını dengeleyemediği hastalık veya su kaybı [7] gibi durumlarda kan basıncının ölçülüp ilaçlı ya da ilaçsız müdahale edilmesi gerekmektedir. Kan basıncının normal değerlerde olması istenir. Kan basıncı ölçümü 1800’lü yıllara kadar uzanmaktadır. Hales [8] ilk kan basınç ölçüm çalışmalarını hayvanlar üzerinde yapmıştır. Daha sonraki gelişmelerle damar yolunun tıkayıcı ölçüm sistemleri geliştirilmiş, Korotkoff [9] halen günümüzde kullanılmakta olan kan basınçölçerleri geliştirilmiştir. Kan basınç ölçümünde altın standart cerrahi müdahale ile artere basınç sensörlü kateter yerleştirilmesidir [10]. Kan basınç ölçüm yöntemleri damar yolunu tıkayıcı ve tıkayıcı olmayan yöntemler olarak ikiye ayrılmaktadır. Tıkayıcı yöntemlerde arterden geçen kan akışı durdurulur, sonra kanın geçişine izin verilir ve steteskop ya da basınç sensörü yardımı ile oluşan kanın sesi ya da basınç sensöründeki değişimlerden kan basıncı ölçülür. Damar yolunu tıkamayan kan basınç ölçüm yöntemlerinde vücut yüzeyinden Elektrokardiyografi (EKG), Fotopletismografi (PPG) ve Balistokardiyografi (BCG) sinyaller alınır ve bu sinyaller analiz edilerek kan basıncı tahmin edilmektedir. Tıkayıcı kan basınç ölçüm cihazlarında standartlar bulunmaktadır. Avrupa Hipertansiyon Derneği (European Society of Hypertension-ESH) [11], Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü (American National Standard Institute / Association for the

Advancement of Medical Instrumentation ANSI/AAMI SP10:2002) [12] ve İngiliz Hipertansiyon Cemiyeti (British Hypertension Society -BHS) [13] kan basınç ölçüm cihazları için standartları bulunmaktadır. Tıkayıcı olmayan kan basınç ölçüm yöntemleri ile genel olarak kanın damar içinde ilerleme hızının kan basıncı ile ilişkisinden faydalanarak ölçüm yapılır. Otonom sinir sisteminin birçok farklı mekanizması kan akışını kontrol ettiği için henüz tıkayıcı olmayan kan basınç ölçüm yöntemleri ve cihazları için oluşturulmuş bir standart bulunmamaktadır. Çizelge 1.2’de BHS sınıflandırma kriterleri [13] görülmektedir.

Çizelge 1.2. BSH sınıflandırma kriterleri [13].

	≤5mmHg	≤10mmHg	≤15mmHg
<b>SINIF</b>	<b>KÜMÜLATİF YÜZDESEL OKUMA</b>		
<b>A</b>	%60	%80	%95
<b>B</b>	%50	%75	%90
<b>C</b>	%40	%60	%85
<b>D</b>	C’DEN DAHA KÖTÜ		

Tıkayıcı kan basınç ölçüm cihazlarında ölçümler osilometrik sinyaller veya dinleme yöntemi ile yapılmaktadır. Osilometrik sinyaller dijital ortama aktarılır ve denetimsiz olarak tahmin algoritmaları sayesinde kan basıncı tahmin edilir. Dinleme metodunda ise kanın damar içinden akışı başladığında oluşan sesin dinlenmesi ile manşondaki basınç sensörü karşılaştırılarak ölçümler gerçekleştirilir. Tıkayıcı yöntemlerin olumsuz yönü, kesintisiz ölçüm yapılamamasıdır. Sadece tek seferde bir SBP ve DBP değerleri elde edilir. Ölçümlerin sık tekrarlanması manşonun bağlı bulunduğu bölgedeki sinirsel aktiviteyi etkilemesi, kasları ve damarları sıkıştırarak deformasyona sebep olmaktadır. Taşınabilmesi ve giyilebilir teknolojilere adaptasyonu zordur. Dinleme metodunda ise ölçümler operatör denetiminde yapılmaktadır. Bu olumsuz nedenlerden dolayı araştırmacılar tıkayıcı olmayan kan basınç yöntemlerine yönelmiştir.

Tıkayıcı olmayan kan basınç ölçüm yöntemlerinde Nabız Geçiş Zamanı (Pulse Transit Time - PTT) [14] ve Nabız Dalga Hızı (Pulse Wave Velocity – PWV) [15] kullanılmaktadır. Kanın damar içindeki hızı ve damardan geçiş süresi kan basıncı ile orantılı olarak değişmektedir. Vücut yüzeyinden alınan ölçümler arterin iki noktasından alınmakta ve kanın bu iki damar noktasından geçişi kan basıncı ile oranlanmaktadır. Genel ölçüm mantığı akışkanlar mekaniğindeki hesaplamalar ile kan basıncı tahminine gidilmiştir. Ancak arterler esnek ve kanın viskozitesi değişkendir. Yani kan basıncı ile

kanın damar içindeki ilerleyişinde doğrusal bir bağıntı yoktur. Bu da tıkayıcı olmayan kan basınç ölçüm yöntemlerini daha çözülememiş bir problem olarak karşımıza koymaktadır.

Bu çalışmada EKG ve PPG sinyalleri kullanılarak, kesintisiz ölçüm alabilecek, giyilebilir kan basınç ölçüm holteri tasarlanmıştır. holterde ölçümler tıkayıcı olmayan yöntemler ile alınıp kaydedilmiştir. Holter olarak tasarlanan cihaz topladığı EKG ve PPG sinyallerini hafıza kartına kaydedip sonuçların tahmin edilebilmesi için bilgisayara aktarılmıştır. Bilgisayar ortamında sinyaller ön işleme tabi tutulmuştur. Taban düzeltme, filtreleme ve bölütleme işlem adımlarından geçen sinyaller yapay sinir ağına giriş olarak verilmiştir. Bölütleme işleminde sinyaller EKG sinyalinin R tepe noktasından (Bölüm 4.3'te detaylı anlatılmıştır) kalp atım-atım parçalara ayrılmıştır. Yine kalp atım- atım kayan ortalama yöntemi kullanılarak sinyaller gürültü ve artifaklardan arındırılmıştır. Yapay sinir ağı modeli olarak Uzun Kısa Süreli Bellek Yapay Sinir Ağları (Long Short Term Memory Neural Network- LSTM-NN) [16] kullanılmıştır. LSTM-NN ile yapılan tahminlerin BHS'nin kan basınç ölçü aletlerinin sınıflandırmasında A sınıfı ölçü aletleri kategorisine girdiği görülmektedir. Tıkayıcı kan basınç ölçü aletlerinin dezavantajlarından ve tıkayıcı olmayan PTT dayalı çalışan ölçü aletlerinin ölçümlerdeki hata oranının yüksek olmasından dolayı tasarlanan kan basınç holteri sağlık sektöründe kullanılabilir. Tasarlanan kan basınç holterdeki EKG ve PPG sensörleri geliştirilerek daha konforlu hale getirilebilecektir.

## 2. KARDİYOVASKÜLER FİZYOLOJİ

Kan basıncı dolaşım sisteminin bir çıktısı olduğundan, dolaşım sisteminin (Kardiyovasküler Sistem KVS) anatomisinin ve işleyişinin doğru anlaşılması önemlidir.

Dolaşım sisteminin üç temel bileşeni vardır. Bunlar:

- a. Kan
- b. Kan damarları
- c. Kalp

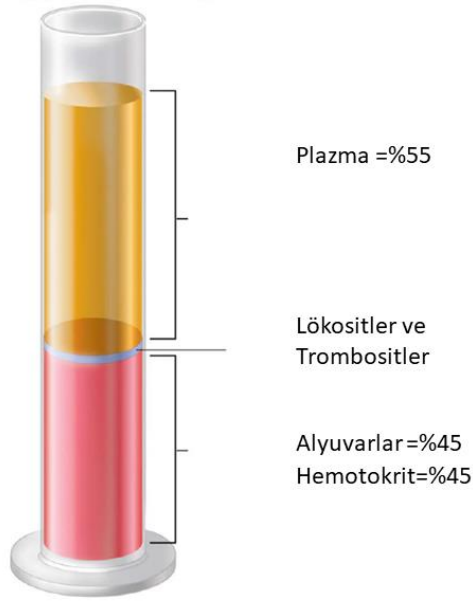
KVS fonksiyonu (kalp ve dolaşım sistemi); endokrin sistem, sinir sistemi ve böbreklerden etkilenir. İnsanlardaki dolaşım sisteminin öncelikli hayati fonksiyonları vardır. Bunlar;

1. Oksijenli kanı organ ve dokulara, oksijen oranı düşük kanı ve hücrel atıkları geri toplama görevi vardır.
2. Vücut sıcaklığının kontrolünü sağlar.
3. Hormonların sistem üzerinde dolaşımını sağlar.

Dolaşım sisteminin temel bileşenlerinden birinin işlevini yerine getirememesi sonucunda hayati fonksiyonları yerine getiremez, dolaşım sistemi çalışmayan kişiler ilaç tedavisi ile düzeltilmeye çalışılır.

### 2.1. KAN

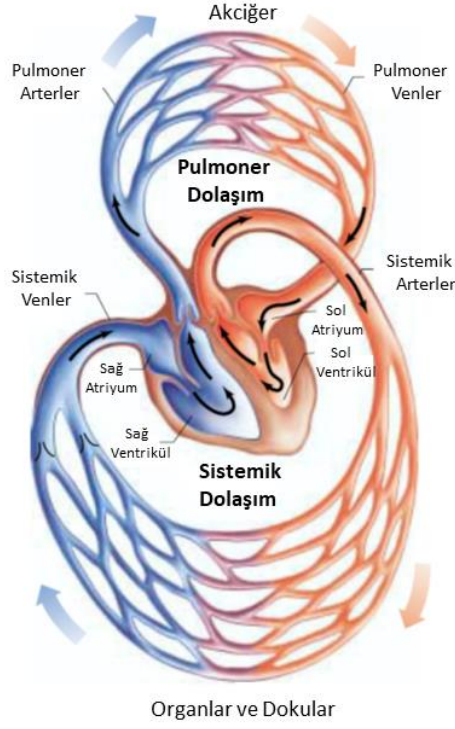
Kanın içeriğinde plazma, kan hücreleri (alyuvar, akyuvar), hücre parçaları (Trombositler), metabolik atıklar, besinleri ve vücutta taşınan diğer moleküller bulunur. Plazma içeriğinde çoğunlukla su bulunmaktadır. Kemik iliği tarafından üretilen kırmızı kan hücrelerinde (akyuvar) depolanan bir protein olan hemoglobin hücrelere oksijen taşımakla görevlidir. Plazma kan hücrelerini taşımamanın yanında besinleri hücre ve dokulara taşır [16], hücrelerden aldığı atıkları da dışarıya atılacağı organlara taşımaktadır. Kanın tüm içeriğinin alyuvar miktarına oranına Hemotokrit denir [17]. Şekil 2.1’de hemotokrit oranları grafiği görülmektedir. Yetişkin erkeklerde normal hemotokrit oranı %42-54 [17] arasındadır. Kan basınç kontrol sistemini hemotokrit oranı etkilemektedir.



Şekil 2.1. Hemotokrit oranları [18].

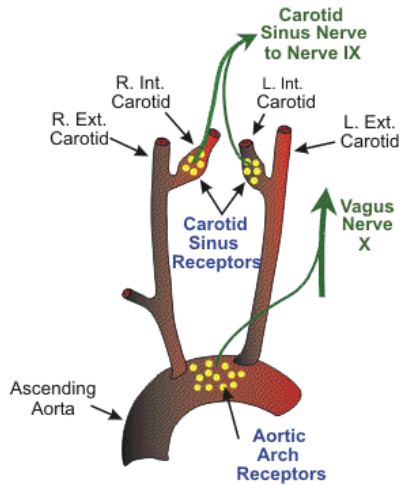
## 2.2. KAN DAMARLARI

Kardiyovasküler sistemde iki tür dolaşım vardır. Bunlardan biri sistemik diğeri pulmoner (Akciğer) dolaşımıdır. Şekil 2.2’de kardiyovasküler dolaşım sistemi görülmektedir. Pulmoner dolaşımında kalbin sağ karıncığındaki kirli kan (oksijen oranı az karbondioksit oranı yüksek) akciğere gönderilir. Akciğerde karbondioksit salınımı ve oksijen bağlanması gerçekleşir. Akciğerden çıkan oksijen oranı yüksek kan kalbin sol kulakçığına gelir. Kalp ile akciğer arasındaki bu gaz değişimine pulmoner dolaşım denilmektedir. Oksijenli kan sol karıncıktan aort’a (ana atardamar) pompalanarak tüm vücuda gönderilir. Kılcal damarlardan geçen kandaki oksijen ve hücrelerin ihtiyacı olan diğer besinler aktarılır, atıklar ve oksijen oranı düşük kan toplardamarlar ile tekrar kalbe geri döner. Bu şekilde kalpten çıkıp vücudu dolaştıktan sonra tekrar kalbe geri dönen kan dolaşımına sistemik kan dolaşımı denilmektedir. Tüm sistem senkronize çalışmaktadır. Tüm arterler kanı kalpten uzaklaştırır, tüm venler kalbe kanı toplar. Atardamarının yapısı elastik olduğundan dolayı kalbin oluşturduğu basıncı kılcal damarlara kadar iletmektedir. Kılcal damarlar atar damarlardan gelen basınçlı kana direnç göstererek oksijen ve besin geçişini sağlarlar.



Şekil 2.2. Kardiyovasküler dolaşım sistemi [18].

Aort atar damarı üzerinde iki bölgede baroreseptör (basınç sensörü) bulunmaktadır. Aort kemerinde, aort kemeri reseptörü [19] ve ana atardamarının çatallandığı bölgede, karotis sinüs reseptörü [20] bulunmaktadır. 9. ve 10. (Karotis ve Vagus sinirleri) [21] duyuşal sinirlere bağlanan bu basınç algılayıcılar sayesinde kan basıncı ayarlanmaktadır. Şekil 2.3'te insan vücudunda bulunan kan basınç baroreseptörlerin arter üzerindeki yerleri görülmektedir.

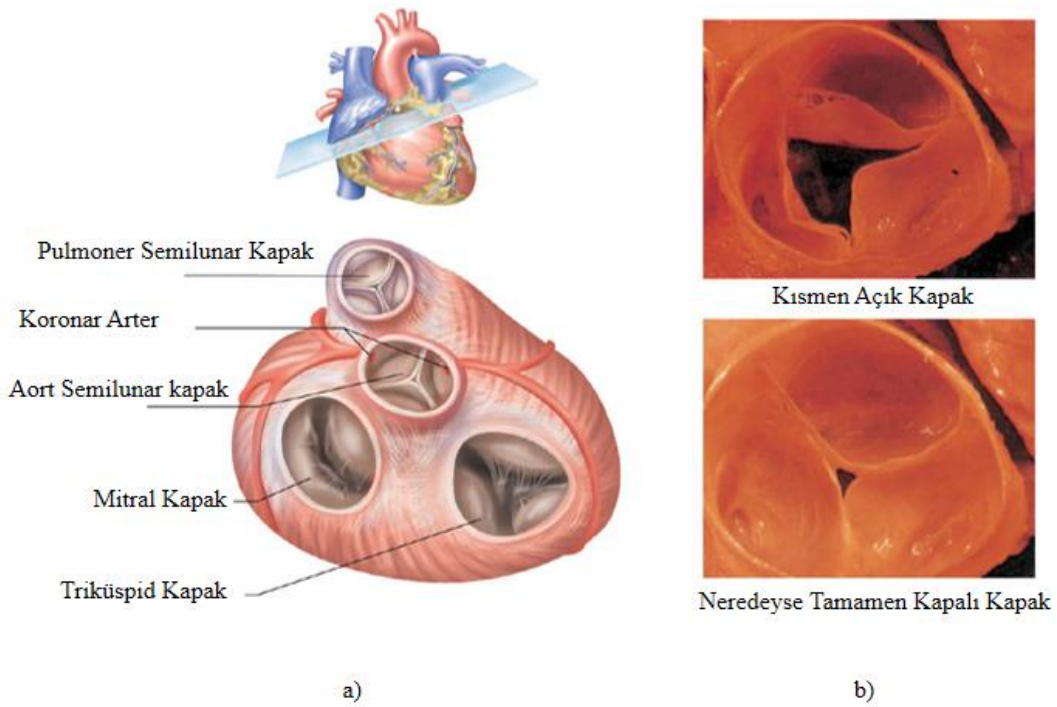


Şekil 2.3. Kan basınç baroreseptörleri [20].

### 2.3. KALP

Kalp kanın Pulmoner dolaşım sisteminde akciğere pompalanması, sistemik dolaşım sisteminde vücudun hücre ve dokularına pompalanmasını gerçekleştirir. Sağ kulakçık (Right Atrium RA), sağ karıncık (Right Ventricle RV), sol kulakçık (Left Atrium LA), sol karıncık (Left Ventricle LV) olmak üzere 4 bölümden oluşmaktadır. Oksijen oranı düşük kirli kan kalbe RA'dan girer kalp kapakçıklarından geçerek RV'yi doldurur. Kalbin kasılması ile beraber kan RV'den akciğerlere pompalanır. Akciğerde karbondioksit salınımı gerçekleşir ve kan hücreleri oksijenle birleşerek, oksijen oranı yükselmiş kan LA'ya gelir. Kalp kapakçığından geçen kan LV'yi doldurur ve kalbin kasılması ile birlikte ana artere kan pompalanır. Bu süreç bir kalp atım sürecinde gerçekleşir. Kalbin elektriksel aktivitesi Bölüm 4. Materyal ve Yöntem 4.1.1'de detaylı bir şekilde anlatılacaktır.

Kalp kapakları kanın karıncık ve kulakçıkları arasındaki geçişleri kontrol eden yapılarıdır. Toplardamarların içinde de kapakçıklar bulunmaktadır. Kalp kapakçıkları tek yönde kan akışına müsaade ederler. Kan karıncığa ya da kulakçığa dolduktan sonra kalbin kasılması ile birlikte bulunduğu bölgeden geri kaçışını önlemekle görevlidirler. Şekil 2.4'te kalp kapakçıklarının kesiti ve çalışması görülmektedir.



Şekil 2.4. Kalp a) Üstten kesiti b) Kapakçıkları [18].

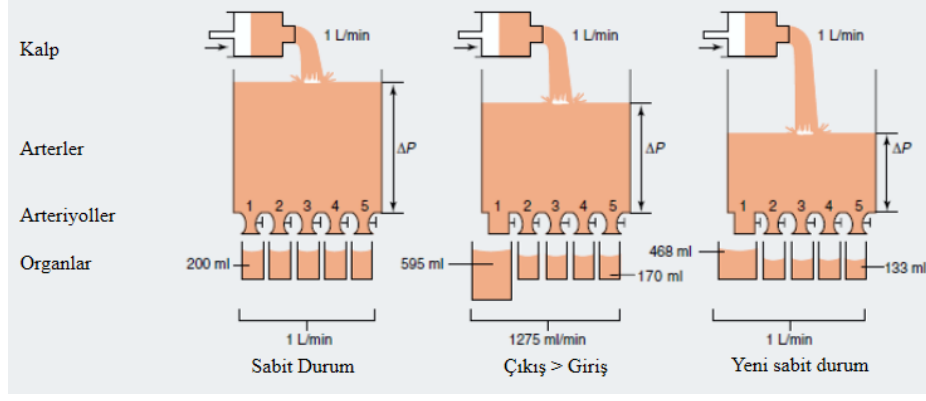


Kalp kapakçıklarının görevini yerine getirememesi kan basıncını olumsuz etkilemektedir. Yapılan çalışmalarla kalp kapakçıkları yapay kalp kapakçığı ile değiştirilebilmektedir [23]. Kalp kasları hiç durmadan çalıştıklarından besin ve oksijen ihtiyaçlarını sol karıncıktan pompalanan kandan sağlarlar. Aort'un ilk kısmında bulunan koroner arterden beslenen kalp kaslarında arterler dallanır, kan kılcal damarlardan geçerek koroner sinüse (ana toplardamara) boşalır. Kalbi besleyen arterlerde tıkanıklık gibi sorunların oluşması, kalbin kan pompalama görevini yerine getirememesi anlamına gelir.

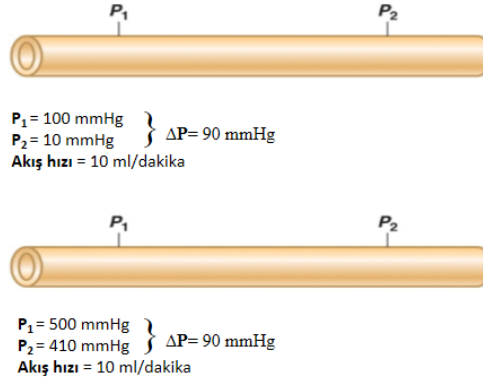
## 2.4. KAN BASINÇ SİSTEMİ

Kan basıncından önce kan bir akışkan olduğundan dolayı mekaniğinin incelenmesi gerekmektedir. Akışkanlarda basınç, debi ve direnç gibi fiziksel özellikler bulunmaktadır.

- **Basınç:** Sıvılar için içinde bulunduğu nesnenin iç duvarına uyguladığı kuvvettir. Kan basıncı ölçülürken mmHg birimi ile ifade edilir. Cıvanın yüksekliği üzerinden ölçümler gerçekleştirilir. 12-8 cmHg veya 120-80 mmHg birimlerinde ölçümler söylenebilmektedir.
- **Debi:** Bir borudan geçen birim zamanda geçen akışkanın miktarıdır. Kan için mL/dak birimidir.
- **Direnç:** Akışkanlarda sıvının akışına gösterilen zorluktur. Kan akışında basınç farkı olan iki nokta arasında ne kadar zor geçtiğidir. Direnç kan akışını zorlaştıran sürtünmenin bir fonksiyonudur. Dolaşım sisteminde damarların uzunluğu, genişliği ve kanın viskozitesi direnci değiştirir. Damarların boyu uzayıp kısalmadığı için dirençte çok etkin değildir. Atardamarlar esnek yapıda olduğundan genişlemektedir fakat bu genişleme basınca bağlı olarak sınırlıdır. Yani damar genişliği sınırlı oranda dirence etki edebilmektedir. Kanın içinde bulunan kan hücrelerinin sayısı kanın viskozitesini değiştirdiğinden dolaşım sistemindeki kana karşı gösterilen direnci de değiştirmektedir. Şekil 2.5'te basınç ve debi ilişkisi görülmektedir.



a)



b)

Şekil 2.5. Basınç ve debi ilişkisi [18].

Şekil 2.5'te sabit durumda organlara ulaşan kan 200 ml'dir. Herhangi bir organın kan ihtiyacı arttığında arteriyoller kasılıp gevşeyerek gerekli kanı sağlarlar. Bununla birlikte arterlerdeki kan basıncında bir miktar düşer. Organın kan ihtiyacı sağlandığında sistem tekrar sabit durumuna geri döner. Kan basıncını etkileyen üç önemli faktör bulunmaktadır. Bunlar Kalp Atım Hızı (Heart Rate - HR), Kalp Vuru Hacmi (Stroke Volume - SV) ve Toplam Çevresel Dirençtir (Total Peripheral Resistance - TPR).

$$CO = HR \times SV \quad (2.1)$$

$$SV = EDV - ESV \quad (2.2)$$

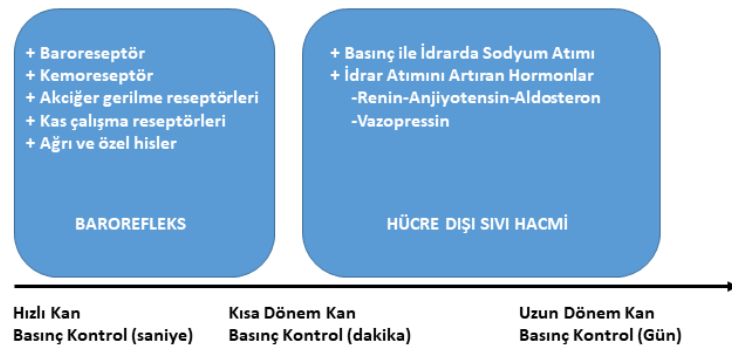
$$MAP = CO \times TPR \quad (2.3)$$

Kardiyak çıkış (Cardiac Output - CO) kalp hızı ile kalp vuru hacminin çarpımına eşittir ve birimi Litre/dakikadır. Diyastol Sonu Hacmi (End Diastolic Volume - EDV) ve Sistol

Sonu Hacmidir (End Systolic Volume – ESV). SV mmHg x dakika/litre ile ifade edilir. Ortalama kan basıncı (Mean Arterial Pressure - MAP) CO ve TPR çarpımı ile bulunabilir. Kan basıncı kalp hızı, kalp vuru hacmi ve toplam çevresel damar direnci ile kontrol edilmektedir.

KVS'nin önemli görevi, organlar ve dokular için gerekli en iyi kan perfüzyonunu sağlamak ve bunu gerçekleştirmek için kan basıncının hemostatik (denge) kontrolünü yapmaktır [24]. Spor, uyku, yemek yeme ve çalışma gibi günlük rutin aktivitelerde kan basıncı çok kısa sürelerde KVS'nin kontrol mekanizmaları sayesinde düzenlenmektedir. Kısa vadede kan basınç kontrolü barorefleksler sayesinde gerçekleşmektedir. Barorefleksler otonom sinir sistemini etkileyerek kan basınç sisteminin perfüzyonunu ve dengelenmesini sağlar. Aortta bulunan baroreseptörler, kemoreseptörler, akciğerde bulunan reseptörler, kaslarda bulunan reseptörler, ağrı ve özel algılar barorefleks algılayıcılarıdır.

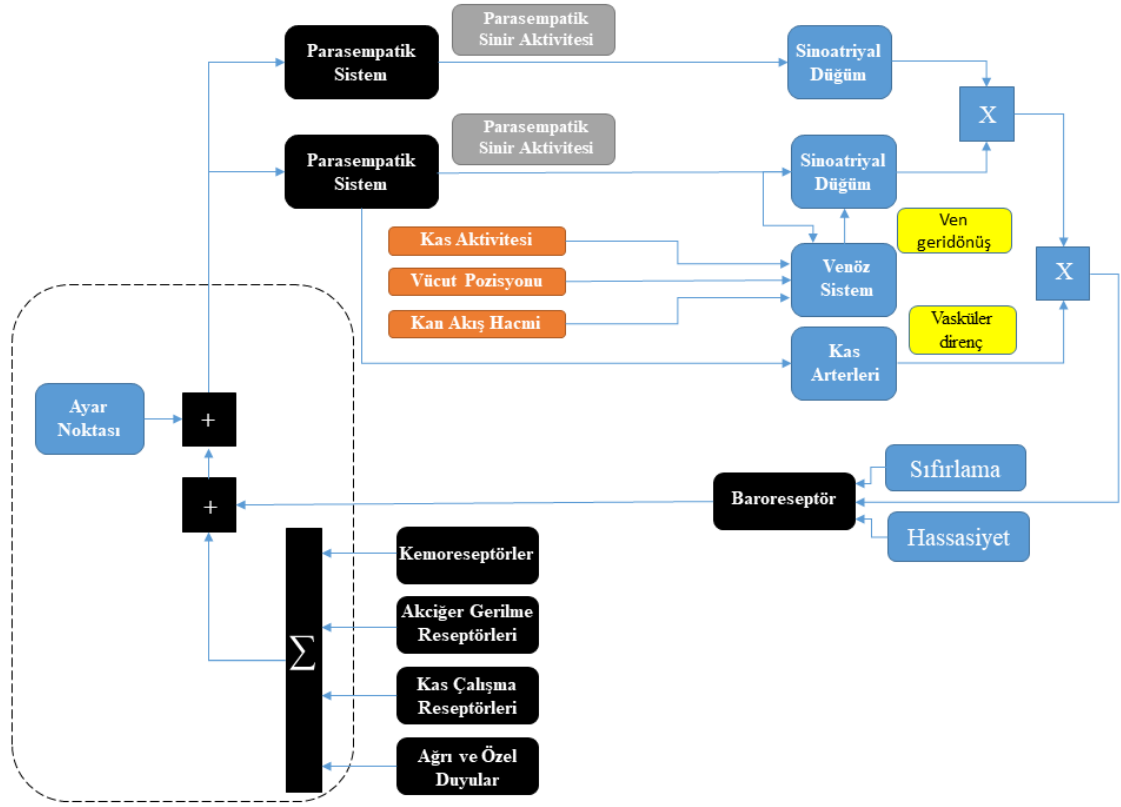
Kan basıncını uzun ve kısa vadede kontrol eden mekanizmalar bulunmaktadır. Kan basıncını barorefleksler sayesinde kısa sürede kontrol edilip dengelenir. Kan basıncı birkaç saatten fazla değişmediyse veya kişi yüksek tansiyon hastası ise kan basıncının kontrolünü böbrekler ele alır. Böbrekler kanın içindeki tuz ve su dengesini değiştirerek kalbe geri dönen kanın hacmini değiştirir ve kalbin vuru hacmi değişeceğinden kan basıncında değişmiş olur. Şekil 2.6'da uzun ve kısa vadede kardiyovasküler kan basıncı dengeleme mekanizmaları görülmektedir.



Şekil 2.6. Kan basınç dengeleme [25].

KVS kan basıncını iki yolla düzenlemektedir. KVS kalbin atım hızı ve vuru hacmini değiştirerek veya arteriyollerin büzülüp gevşemesini sağlayarak kan basıncını ayarlanmaktadır. Otonom sinir sistemi kan basıncının ayarlanmasında görev üstlenir. Hormonal sistem, yerel denetimler, epinefrin salınımı, kas iskelet sisteminin hareketleri

gibi birçok faktör kan basıncı değişiminde rol almaktadır. Şekil 2.7’de arterdeki kan basıncının dengelenmesini etkileyen faktörler görülmektedir.



Şekil 2.7. Kan basınç dengeleme sistemi [25].

Arter kan basıncını kardiyak çıkış ve toplam çevresel dirençler etkilemektedir. Hemotokrit, yerel kontroller, sinir kontrolü ve hormon kontrolleri arteriyollerin kas sistemini etkileyerek büzüşmesine veya gevşemesine neden olurlar. Bu sebeplerden dolayı toplam çevresel dirençler değişir ve sonucunda arterdeki kan basıncı değişmiş olur. Baroreflekslerin aktif olması ile otonom sinir sistemi doğrudan kalp hızını ve kalp vuru hacmini değiştirebilir. Heyecan durumunda salgılanan epinefrin [26], iskelet sistemi hareketleri kalp hızı ve kalp vuru hacmini değiştirebilir. Kalp hızı ve kalp vuru hacminin değişimi kardiyak çıkışını değiştirir bunun sonucunda arterdeki kan basıncıda değişir.

## 2.5. KAN BASINCI VE GÖSTERGELERİ

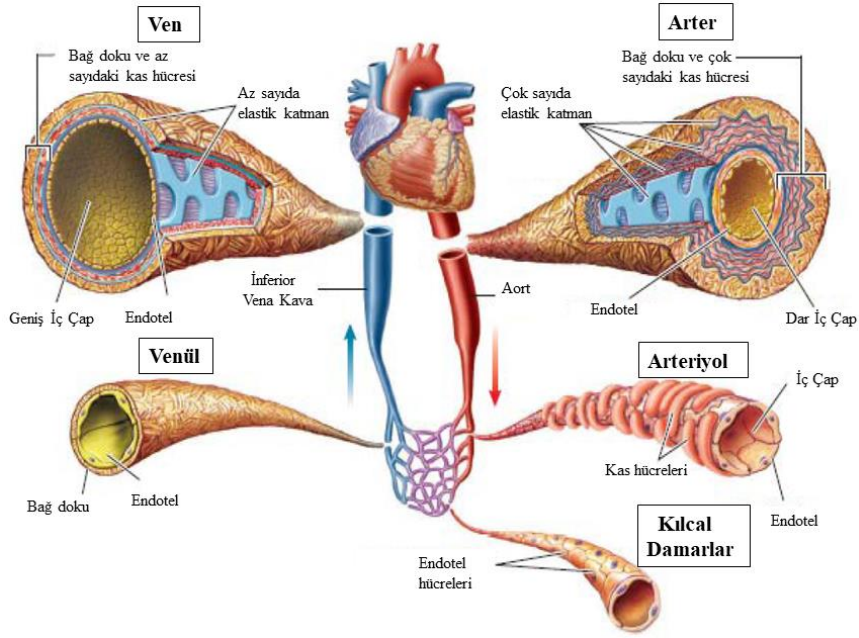
KVS'nin kan basınç mekanizması birçok farklı değişkenin sisteme girmesi veya çıkması ile kontrol edilmektedir. Kan basınç sistemi dengelenmek zorundadır, eğer dengeye ulaşamazsa dokular ve organların gerekli perfüzyonu sağlanamaz. Kan basınç

mekanizması sürekli olarak çalışmaktadır. Periyodik olarak sistem kendini tekrar eder. Bu süreklilik tekrar eden döngü sadece tek bir kan basıncı değeri değildir. Klinik olarak üç farklı gösterge kullanılmaktadır [26]. Bunlar:

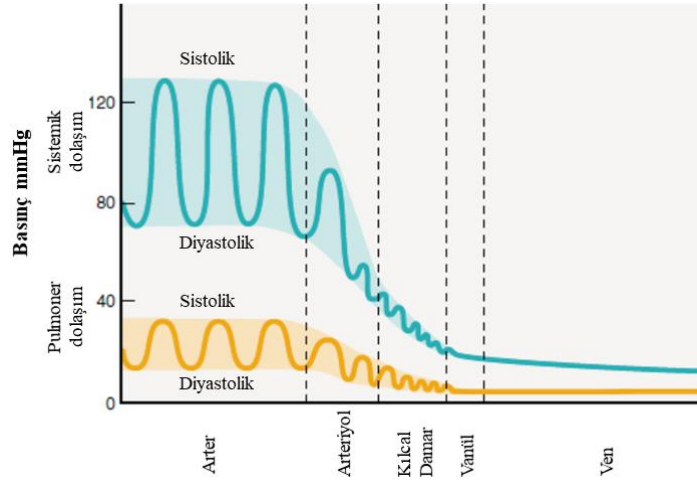
- 1. Sistolik Kan Basıncı (SBP):** Kalbin kasılması ile birlikte atardamar çeperinde oluşan kan basıncıdır. Kalp sol ventrikülden kanı aorta pompaladığı andan aort kapağının kapandığı ana kadar oluşan kan basıncıdır. Sistolik kan basıncında aorttaki basınç en yüksek seviyesine ulaşır.
- 2. Diyastolik Kan Basıncı (DBP):** Kalbin gevşemesi sonucu atardamar çeperinde oluşan kan basıncıdır. Kalp gevşediğinde aorttaki kan basıncı en düşük seviyesine iner.
- 3. Ortalama Kan Basıncı (MAP):** Atardamardaki ortalama kan basıncıdır. Denklem 2.4'te ortalama kan basıncının hesaplandığı denklem verilmiştir.

$$MAP = \frac{SBP + 2(DBP)}{3} \quad (2.4)$$

KVS'deki kardiyak döngüde kan basıncı sürekli olarak SBP ve DBP arasında değişken basınçta hareket eder. Kan basıncı esnek damar olan arterlerde ilerledikten sonra arteriyollere dağılır. Arteriyollerde damar çapları küçüldüğünden dolayı kan basıncı düşmektedir. Arteriyoller kaslı yapıya sahiptir ve kan basıncının kontrolünde önemli rol oynamaktadır. Arteriyoller büzüşerek veya gevşeyerek kan basınç kontrolünde otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilmektedir. Kılcal damarlara ulaşan kan burada hücre perfüzyonunu sağlar. Kan basıncı kılcal damarların çapının düşmesinden dolayı daha da düşmektedir. Kılcal damarlardan geçen kan venüllerde (toplardamarcıklar) toplanır. Venüllerde toplanan kanın basıncı mevcuttur ancak kan basıncı salınım şeklinde değil doğrusal olarak düşmektedir. Venlere (toplardamarlara) ulaşan kan buradan kalbin sol kulakçığından giriş yapar. Kan basıncı venlerin içinde en düşük seviyesine ulaşır. Sistemik dolaşımda pulmoner dolaşıma oranla arterlerdeki kan basıncı göstergeleri daha yüksektir. Vene ulaşan kan basıncı sistemik ve pulmoner dolaşımda aynı seviyelere gelmektedir. Şekil 2.8'de kan damarlarının yapısı ve Şekil 2.9'da pulmoner ve sistemik dolaşım sistemi kan basınç göstergeleri görülmektedir.



Şekil 2.8. Kan damarları ve yapısı [18].



Şekil 2.9. Pulmoner ve Sistemik dolaşım kan basınç göstergeleri [18].

Elastik yapılarda birim basınç değişiminde meydana gelen hacim artışı olarak tanımlanan kompliyans dolaşım sistemi için de geçerlidir. Toplardamarların kompliyansı atardamarlardan daha fazladır. Kompliyansı fazla olan toplardamarlar elastik yapıda olmadığından kan akışı kapakçıklar sayesinde gerçekleşir. Atardamarlarda elastik geri yaylanmadan dolayı kan akışı sağlanabilmektedir.

Kalpden artere pompalanan kan kompliyans ve elastik geri yaylanmadan dolayı arteriyollere doğru hareket etmektedir. Kan akışına karşı gösterilen direnç arterlerde az olduğundan dolayı kan arteriyollere kolaylıkla iletilebilir.

### 3. KAN BASINÇ ÖLÇÜMÜ

Dolaşım sistemi ile ilgili ilk çalışmaları yapan William Harvey'dir (1628). Harvey'in çalışmalarından yararlanarak Hales (1733) kan basınç ölçüm çalışmaları gerçekleştirmiştir. Çalışmalarını hayvanlar üzerinde yapan Hales atın damarına yerleştirdiği manometre ile kan basıncını ölçmeye çalışmıştır. Şekil 3.1'de Hales'in kan basınç deneyi görülmektedir.



Şekil 3.1. Hales kan basınç ölçüm deneyi [27].

Kan basıncı ölçümü invaziv (müdahale derinliği) ve noninvaziv (müdahale edilmeyen) yöntemler olarak iki ayrılmaktadır. İnvaziv kan basınç ölçüm yönteminde deri ve damar bütünlüğü bozularak artere doğrudan müdahale ile kan basıncı ölçülür. Noninvaziv kan basınç ölçüm yöntemlerinde ise herhangi bir vücut bütünlüğü bozulma olayı gerçekleşmez. Kişiye iğne yapılması invaziv bir tıbbi uygulama iken üst kola manşon bağlayıp basınç uygulamak noninvaziv bir uygulamadır.

#### 3.1. İNVAZİV KAN BASINÇ ÖLÇÜMÜ

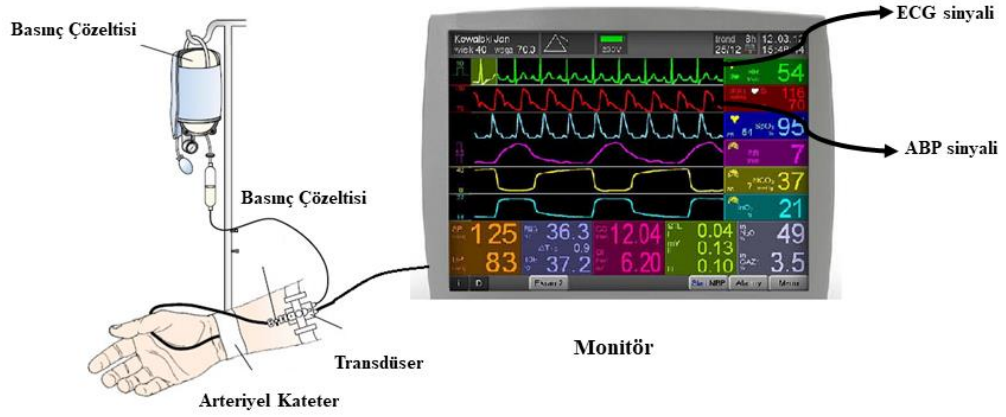
Hales ile başlayan kan basınç ölçüm çalışmaları invaziv kan basınç ölçme yöntemidir. Tıbbi müdahale ile damar yoluna girilip damar içi kan basıncının ölçülmesi yöntemidir. Poiseuille (1828) [28] Hales'in çalışmalarını geliştirip sıvı manometre kullanarak kan basıncını ölçmüştür. 1847'de Carl Ludwig [29] Poiseuille'nin ölçümünü izlemek için bir çizici eklemiş ve Kymograph [30] bulmuştur. Sensör teknolojisinin gelişmesi ve

görüntüleme teknolojisindeki yenilikler ile ölçümler kolay bir şekilde yapılmaktadır. Tıbbi steril ortamda damar yoluna kateter ile bir basınç algılayıcı yerleştirilmektedir. Bu basınç algılayıcı kan basıncı bilgisini görüntüleyici cihazlara aktarmaktadır. Günümüzde hastanelerde tıbbi sağlık personeli tarafından kan basıncı ölçümleri aynı şekilde yapılmaktadır. İnvaziv yöntem doğrudan damar içinden kanın basıncını ölçtüğü için altın standart olarak bilinmektedir[31].

İnvaziv kan basınç ölçümünde kullanılan kateterin türüne ve sensör yerleşimine göre üçe ayrılmaktadır. Bunlar:

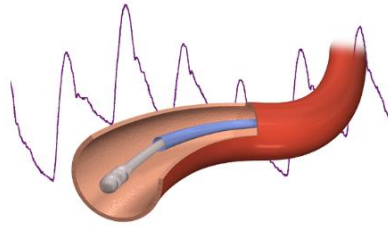
- a. Radyo telemetri: Arterin içine cerrahi müdahale ile bir transdüser implantının yerleştirilmesi ile kan basıncı ölçülmektedir. Ölçülen kan basınç değeri kablosuz aktarıcılar ile görüntüleme cihazına aktarılmaktadır. Doğrudan damar içine yerleştirilen transdüser kesintisiz olarak ölçüm almakta, vücut dışına radyo frekans dalgaları yardımıyla iletilmektedir. Kullanılan teknolojiye dolayı pahalı bir yöntemdir. Hayvanlarda yapılan deneylerde bazı olumsuz sonuçlar görülmüştür [32]. Pıhtı atması, arter bozukluğu ve enfeksiyon gibi hasta durumunu olumsuz etkileyebilecek durumlar ile karşılaşmaktadır.
- b. Akışkan sıvılı kateter- transdüser: Damar yoluna içi sıvı dolu kateter ile girilir. Kateterin damar dışında kalan diğer ucunda bulunan transdüser ile kan basıncı ölçülür. Hastanelerin yoğun bakım ünitelerinde kalan hastalarda, yüksek tansiyonun hastane ortamında sürekli takip edilmesi gereken durumlarda bu yöntem kullanılmaktadır [33]. Ucuz ve kullanımın kolay olmasından dolayı invaziv kan basınç ölçüm yöntemleri arasında en fazla kullanılan yöntemdir. Tıbbi personelin kateteri yerleştirilmesi, enfeksiyon riski ve invaziv yöntem oluşundan dolayı kullanımı kısıtlıdır. Şekil 3.2'de Akışkan sıvılı kateter-transdüser kan basınç izleme monitörü görülmektedir.





Şekil 3.2. Akışkan sıvılı kateter-transdüser kan basınç izleme monitörü.

- c. Transdüser-Kateter: Damar yoluna yerleştirilen kateterin uç kısmında basınç transdüseri bulunmaktadır. Doğrudan arter içindeki sensör basınç bilgisini kateter içindeki elektrik kablolarıyla görüntüleme cihazına aktarmaktadır. Arter içine yerleştirilen transdüserin boyutlarının küçük olması önemlidir. Küçük boyutlarda transdüserlerin yapımından dolayı akışkan sıvılı kateter- transdüser yöntemine göre pahalıdır. Enfeksiyon riski, arter bozuklukları, cerrahi müdahale ve invaziv bir yöntem oluşu olumsuz yönleridir. Şekil 3.3'te invaziv kan basınç ölçüm yöntemi görülmektedir.



Şekil 3.3. Transdüser-kateter invaziv kan basınç ölçüm yöntemi.

İnvaziv kan basınç ölçümleri sağlık kuruluşlarında tıbbi personel tarafından yapılmalı ve steril ortamlarda ölçümler alınmalıdır. Ev ve kişisel kullanımlar için uygun değildir. Kan basıncını sürekli ölçümü için kullanılırlar, ancak taşınabilir değildirler. Acil müdahale gerektiğinde, çok düşük ve çok yüksek basınçlarda ve aritmi hastalarında invaziv kan basınç ölçme metodu kullanılmaktadır. Doğrudan kan basıncını ölçümleri için kan basınç ölçümünde altın kuraldır. Yapılan çalışmada yapay sinir ağı mimarilerinin eğitimlerinde hedef olarak arter içi kan basıncı ölçüm verileri kullanılmıştır.

## 3.2. NONİNVAZİV KAN BASINÇ ÖLÇÜMÜ

Vücut bütünlüğünü bozmadan yapılan kan basınç ölçümleridir. Karl Von Vierordt (1855)'te Sphygmograph'ı [30] keşfi ile noninvaziv kan basıncı ölçme çalışmaları yapmıştır. Arterin üzerine yerleştirilen ağırlık mekanizması ile çalışan bu cihaz ağırlığın büyüklüğüne göre kan basıncını tahmin yöntemi ile çalışmaktadır. Bu cihaz tahmin yöntemiyle çalıştığı için kesin sonuçlar vermemektedir. Marey 1860'ta Sphygmorapgh'ı geliştirerek daha basit kullanılabilir hale getirmiştir [30]. 1876'da alt kol çevresine bir kapalı kap yerleştirilmiş, içi önce hava ile sonra su ile doldurulmuştur. Arterdeki hacimsel artış kadar sudaki palsler plethysmograph ile çizdirilmiştir. 1880 yılında Basch [34], kola geçirilen su dolu kaba bir manometre yerleştirmiş ve kan basıncını ölçmüştür. Rocci 1896'da üst kola bir manşon bağlayarak şişirdi [35]. Manşona bağladığı cıvalı manometre ile kan basıncını ölçmüştür. Rocci'nin bu yöntemi halen günümüzde kullanılan osilometrik kan basınç ölçüm cihazlarının temel prensibini oluşturmaktadır. 1905'te Korotkoff [36], üst kola bağlanan manşonun havasının indirilmesi ile arterde meydana gelen seslerin kan basıncı ile ilgisini keşfetmiştir. Steteskop ile çıkan sesleri dinlemiş, sesin başlangıç ve bitiş noktalarını sistolik ve diyastolik kan basıncı olarak belirlemiştir. Çok basit bir yöntem olan damar seslerinden kan basınç ölçümü günümüzde halen aynı şekilde kullanılmaktadır. İnvaziv kan basınç ölçümü ikiye ayrılmaktadır. Bunlar; damar yolunu tıkayan ve tıkamayan ölçüm yöntemleridir.

### 3.2.1. Damar Yolunu Tıkayıcı Kan Basınç Ölçüm Yöntemleri

Kalp tarafından aorta pompalanan kan tüm vücuda arterler yardımı ile yayılır. Tıkayıcı kan basınç ölçümü yönteminde şişirilebilen manşon ile arterden geçen akışı kısmen ya da tamamen durdurulur. Manşonun havası yavaşça indirilerek, manşonun basıncından ya da arterden gelen türbülans sesinden kan basınç bilgisi elde edilir.

#### 3.2.1.1. Oskültasyon yöntemi

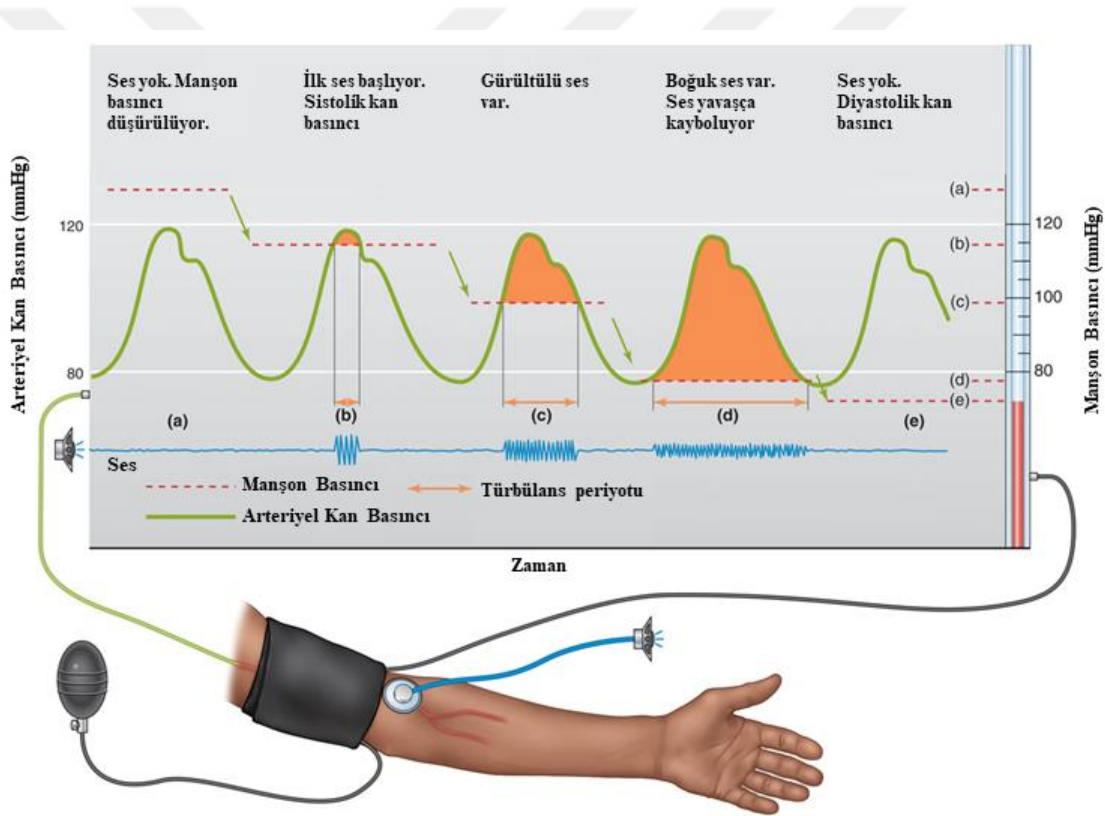
Korotkoff tarafında geliştirilen bu ölçüm sistemi arterden geçen kanın oluşturduğu ses ile kan basınç ölçme tekniğidir. 20. Yüzyılın başlarında tekniğin bulunmasına rağmen, günümüzde halen kullanılan bir tekniktir.

Oskültasyon tekniği şu işlem basamaklarını içermektedir [25]:

1. Üst kola manşon brakiyal arterin üstüne kolu tamamen saracak şekilde sarılır. Kola sarılacak manşonun basıncı sistolik kan basıncının üzerinde olmalıdır.

Steteskop dirsek çukuruna yerleştirilip hafifçe bastırılmalıdır.

2. Üst kola bağlanan manşon radyal arterdeki nabzın kaybolduğu basınç seviyesinden 20-30 mmHg üstüne kadar şişirilir. Kontrol valfi açılarak saniyede 2-4 mmHg düşürülecek kadar hava dışa verilir.
3. Manşonun basıncı düşürülürken arterden kan akışı başlar ve türbülans sesi duyulur. Steteskoptan duyulan bu ilk ses sistolik kan basınç değerini belirtir.
4. Manşonun basıncı düşürülmeye devam edilir. Arterdeki türbülans sesi tamamen kesilinceye kadar manşonun basıncı düşürülmeye devam eder. Steteskoptan duyulan türbülans sesi tamamen kaybolduğu andaki basınç değeri diyastolik kan basıncıdır. Şekil 3.4'te oskültasyon kan basınç ölçüm yöntemi görülmektedir.



Şekil 3.4. Oskültasyon kan basınç ölçüm yöntemi [18].

Ölçümler arasında bir miktar süre beklenmelidir. Manşon arterlerle beraber venleri de tıkadığından venlerin içinde kan birikmesine sebep olmaktadır. Vende biriken kan diyastolik sesin duyulmasını engelleyebilir. Bunun için iki ölçüm arasında beklenmeli, eller ve kol hareket ettirilmemelidir. Eğer hala diyastolik ses duyulamıyorsa kol baş seviyesinin üstüne çıkartılıp ölçüm yeniden yapılmalıdır. Oskültasyon tekniğinin olumsuz yönleri; teknik bir uygulayıcı tarafından ölçüm alınır, eğer ölçen kişinin işitme

seviyesi düşükse yanlış ölçümlere sebep olabilir. Ölçüm alınması için uygulayıcı bulunması gerekir. Kesintisiz ölçüm için uygun değildir, maşon kola devamlı basınç uygularsa damarlara, dokulara ve sinirlere zarar verebilmektedir. Oskültasyon yöntemi ile kan basınç ölçüm cihazlarına sfigmomanometre denilmektedir. Cıva manometreli, aneroid (yuvarlak basınç göstergeli) ve elektronik hibrit sfigmomanometreler bulunmaktadır. Bunların arasında en doğru sonucu araştırmalar sonucunda cıvalı manometre sfigmomanometreler adı verilmektedir [37].

### 3.2.1.2. Osilometri yöntemi

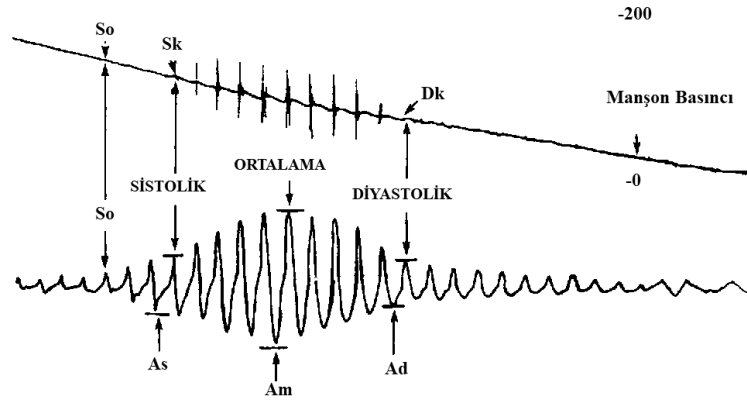
Bu yöntemle ilgili ilk çalışmaları Marey (1863) yapmıştır. Oskültasyon yönteminin en büyük dezavantajlarından biri ölçümü için bir operatör yardımı gerektirmesidir. 1970'lerde geliştirilen kan basınç ölçü aletlerinde hassas basınç sensörleri ve mikroişlemciler kullanılarak kan basıncı ölçülmüştür. Bir operatöre ihtiyaç duymayan bu sistem kişisel kullanım için kolaylık sağlamaktadır. Osilometrik kan basınç ölçüm cihazlarının kolay kullanımı ve operatöre ihtiyaç duymamasından dolayı oskültasyon yönteminin yerini almıştır [38]. Bu yöntemde:

1. Oskültasyon ölçüm yönteminde olduğu gibi üst kola bir maşon bağlanır. Hava pompası ve basınç hortumu ile maşon basıncı suprasistolik (sistolik basıncın 20 mmHg fazlası) basınca kadar şişirilir.
2. Osilometrik cihaz üzerinde bulunan otomatik basınç değiştirgeci ile maşonun basıncı düşürülmeye başlanır. Maşondaki basınç bilgisi hortum ile izleme ünitesindeki basınç sensörüne aktarılıp cihaz tarafından karar verilmektedir.
3. Arterde sıkışan kan arter duvarına çarpmakta ve bu bir osilasyon sinyali oluşturmaktadır. Maşonun iç yüzeyine çarpan bu osilasyonlar basınç sensörüne aktarılmaktadır. Maşon basıncındaki osilasyon sinyalleri ile sistolik, ortalama ve diyastolik kan basınç değerlerine ulaşılır.

Osilometrik kan basınç ölçüm yönteminin en büyük handikabı sistolik ve diyastolik kan basınç değerlerinin ortalama kan basıncından tahmin yolu ile elde edilmesidir. Osilometrik yöntemde ortalama kan basıncı 0.69~0.86 oranı ile diyastolik kan basıncı, 0.43~0.73 oranı ile sistolik kan basıncı değerlerine ulaşılır [39]. Şekil 3.5'te osilometrik kan basınç ölçümü görülmektedir. Osilometrik cihaz üreticileri farklı algoritmalar ve yöntemler kullanarak kan basıncını ölçmektedir. Oskültasyon yöntemine göre bulunan basınç değerleri gerçek ölçümler değildir, tahmin sonucu bulunan değerlerdir. Osilometrik cihaz üreticileri

daha doğru sonuçlara ulaşması için çok sayıda ölçüm yapması ve tahmin yöntemini geliştirmesi gerekmektedir.

Ölçüm alınan kişinin hareketinden kaynaklı artefaktlar osilometrik sinyalleri bozmaktadır. Ölçüm alınan kişide KVS bozuklukları varsa yine osilometrik sinyaller bozulabilmektedir. Bunların sonucunda osilometrik kan basınç ölçüm sisteminde hatalar meydana gelebilmektedir. Çok yüksek ve düşük kan basınç değerlerinde ölçümlerde hata oranı yükselmektedir. Oskültasyon yönteminde olduğu gibi ölçümler belirli aralıklar ile yapılmalıdır ve sürekli ölçüm için uygun bir yöntem değildir.

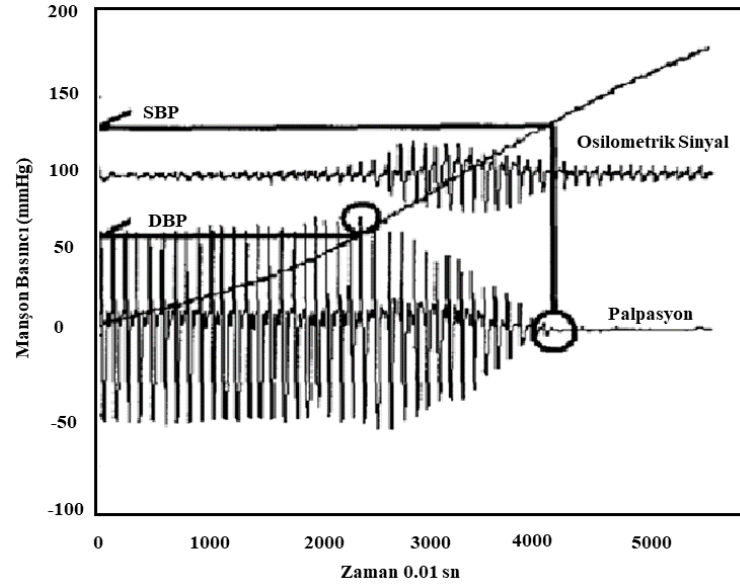


Şekil 3.5. Osilometrik kan basınç ölçüm yöntemi [40].

Bütün olumsuzluklarının yanında osilometrik kan basınç ölçüm yöntemi operatör gerektirmemesi ve ölçümlerdeki hata oranlarını düşürmesi ile günümüzde aktif olarak kullanılmaktadır. Araştırmacılar açısından halen daha doğru ölçüm sonuçları alınabilmesi için araştırma kapasıdır. Osilometrik kan basınç ölçüm cihazlarında ölçümler sadece koldan değil bilekten de yapılmaktadır. Bilekten ölçüm cihazları daha estetik ve kullanımı kolaydır.

### 3.2.1.3. *Palpasyon yöntemi*

Palpasyon kan basınç ölçümünde üst kola manometreli manşon bağlanır ve parmak ile arterdeki nabız hissedilir. Yöntem iki şekilde uygulanabilmektedir. Manşon şişirilirken ya da söndürülürken ölçüm alınabilmektedir. Manşon, parmakla bilekten hissedilen nabız kaybolana kadar şişirilir. Şişirme işlemi sırasında nabız hissedilirken monometrede izlenir. Nabzın kaybolduğu değer sistolik kan basınç değeridir. Üst kola bağlanan manşon basıncı düşürülürken nabzın hissedildiği değer yine sistolik kan basıncını vermektedir. Palpasyon yönteminde diyastolik kan basıncı ölçülememektedir. Şekil 3.6'da palpasyon yöntemi görülmektedir.

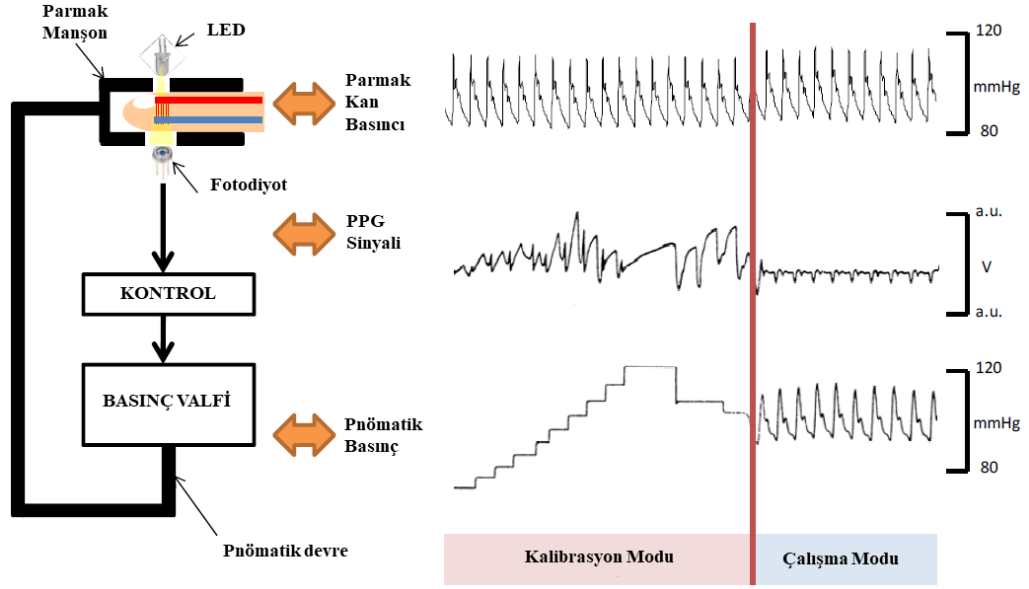


Şekil 3.6. Palpasyon yöntemi [41].

Palpasyon yönteminde diyastolik kan basınç değerinin ölçülmesi zordur. Osilometrik yöntemle benzer ölçüm yapılmaktadır. Ancak nabız hissedilmesi el ile yapıldığından ölçüm sonuçlarının doğruluğunda hata oranları çok yüksektir. Yeni geliştirilen palpasyon-PPG yöntemi ile optik olarak ölçümler yapılabilmektedir [42]. Palpasyon yönteminde manşon kullanıldığı için sürekli ölçümler için uygun değildir. Yine kan basınç ölçümlerinin standartlaşması ve hata oranının yüksek olmasından dolayı ölçümler tartışma konusudur.

#### 3.2.1.4. *Volüm- klemp pletismografi yöntemi*

İlk kez Penaz tarafından 1973'te önerilen kan basınç ölçüm yönteminde kanın hacmi kullanılarak ölçüm yapılmaktadır [43]. Penaz'ın metodunda parmağa manşon takılmıştır ve PPG sensörü bağlanmıştır. Yöntem iki aşamadan oluşmaktadır. Kalibrasyon ve çalışma durumu. Kalibrasyon aşamasında, parmağa bağlanan manşon şişirilir bu arada optik sensörden alınan PPG sinyali genliği maksimum olduğu noktada manşon basıncı ile arter basıncı eşit olur, kalibrasyon işlemi tamamlanır. Kalibrasyondan sonra çalışma durumuna geçer. Çalışma durumunda manşon basıncı arter basıncını takip eden formdadır. Manşon basıncı üzerinden kan basıncı tahmin edilir. Şekil 3.7'de Volüm- klemp kan basınç ölçüm yöntemi görülmektedir.



Şekil 3.7. Volüm-Klemp yöntemi [25].

Volüm-klemp yönteminde manşon basıncı ile kan basıncı birbirini takip eden sinyaller olduğundan ölçümler yapılabilir. İki ölçüm arasında bir süre geçmesine gerek yoktur. Ölçüm alınan bölgeye sürekli basınç uygulandığı için toplardamar bozulmalarına sebep olmaktadır. BHS ve AAMI standartlarının altında ölçüm doğruluğuna sahiptir. Volüm-Klemp yöntemi ile ilgili farklı çalışmalar yapılmaktadır [43-45]. Tüm olumsuzluklarına rağmen volüm-klemp yöntemi sürekli kan basınç ölçüm yöntemidir ve ölçüm yapılırken herhangi bir operatöre ihtiyaç duymaz.

### 3.2.1.5. Tonometri yöntemi

Bu kan basınç ölçüm yönteminde Marey'in çalışmalarından faydalanılmıştır. Tonometri yönteminde deri yüzeyinden arterin bulunduğu yere arterin ortasına gelecek şekilde basınç sensörü ile baskı uygulanır [46]. Arterdeki basınç nabızla birlikte değişmektedir. Bu değişim damar yüzeyine çarpar, tonometrik sensör ile arter üzerine basınç uygulanarak kan basıncı ölçümü yapılır. Arter üzerindeki dikey yaylanma baskı uygulanan sensördeki basınç sensörleriyle algılanarak elektriksel sinyallere dönüştürülür ve kaydedilir. Tonometrik kan basınç ölçümü yönteminde arter, deri yüzeyine basınç uygulanan sensör ile kemik arasında kalmalıdır. Arter sıkıştırılmazsa ya da artere dik yerleştirilmezse yapılan ölçümler hatalı olabilmektedir. Tonometri yönteminde arter tamamen sıkıştırılmaz ve kan akışı durdurulmaz. Bu yüzden tonometrik kan basınç ölçümü yarı tıkaçıcı bir yöntemdir [47]. Tonometrik kan basınç ölçümü yönteminin bazı sınırları mevcuttur. Bunlar;

- Basınç sensörleri çok yüksek hassasiyettedir. Bunun sonucu olarak ölçüm alınan hastanın fiziksel hareketlerden olumsuz etkilenir ve ölçüm sonuçları yanlış olmaktadır.
- Tonometri yönteminde uygulanacak basınç tam arterin ortasına yapılmalı, arter kemik ile sensör arasında kalmalıdır. Eğer sensör arterin ortasına basınç uygulamazsa ölçümlerdeki hata oranı artar. Bu problemin üstesinden gelmek için tek basınç noktası yerine sıralı sensör ile bası uygulanarak kan basıncı ölçülmektedir.
- Basınç sensörü ile yapılan ölçümler gerçek kan basınç değerleri değildir. Manşonlu kan basınç ölçü aleti ile kalibre edilmesi gerekmektedir. Her hasta için kalibrasyon işleminin tekrarlanması gerekmektedir. Kalibrasyon için 24skültasyon yöntemi kullanılmaktadır. Kalibrasyon işleminden sonra sürekli kan basınç ölçümleri alınabilmektedir. Kalibrasyon işlemi ile gerçek kan basıncı ile sensörden gelen basınç bilgisi bir tahmin algoritması işletilerek basınç değerleri üretilir.

İmplant yöntemi ile oluşturulmuş tonometrik kan basınç ölçüm sistemleri bulunmaktadır [48]. Tonometri yöntemiyle ilgili kullanılan medikal cihazlar (AtCor Medical, OMRON HEM-9000) üretilmiştir [49]. Şekil 3.8'de AtCor Medical tarafından geliştirilen Sphymocor ve OMRON HEM 9000 cihazları görülmektedir. Ölçüm sonucunu etkileyebilecek olumsuz yönlerinin bulunmasının yanında noninvaziv bir yöntem oluşu, sürekli ölçüm alınabilmesi ve damar yolunu tıkamamasından dolayı kan basınç ölçümünde kullanılan bir yöntemdir.



Şekil 3.8. a) AtCor Medical Sphymocor, b) OMRON HEM 9000.



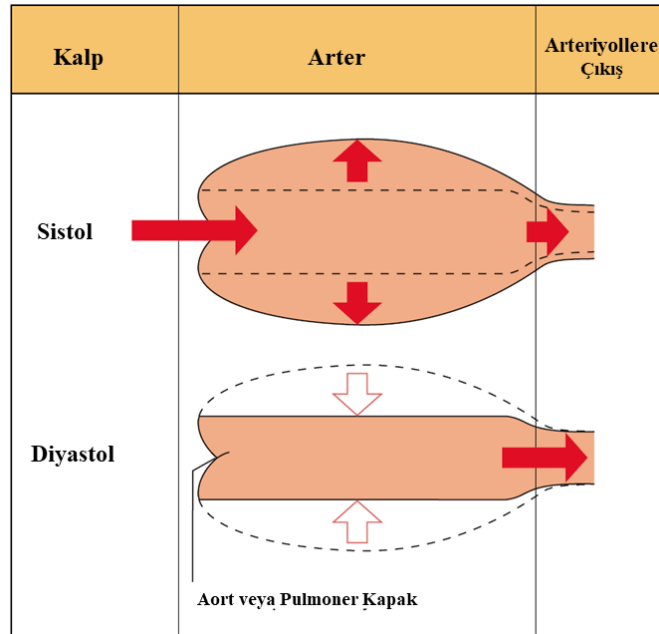
### 3.2.2. Damar Yolunu Tıkamayan Kan Basınç Ölçümü

Damar tıkaçıcı kan basınç ölçüm yöntemlerinin hantal yapısı ve sürekli ölçüm için uygun olmayışı araştırmacıları alternatif yöntemler bulmaya itmiştir. Noninvaziv kan basınç ölçümünde alternatif yöntem olarak Nabız Dalga Hızı (PWV) kullanılmaktadır. Arter içindeki kanın hızı ile kan basıncının ilişkisi üzerine geliştirilmiş bir ölçüm sistemidir. PWV ile kan basınç ölçümü herhangi bir damar tıkama işlemi gerçekleşmediği için uzun süreli kan basınç ölçümleri ve ayaktan ölçümler için uygun bir yöntemdir.

Ventriküler enjeksiyon kalbin sol ventrikülüne kan dolduğunda başlar. Kalbin kasılması ile birlikte aort kapağı açılır ve kan aorta enjekte edilir. Kalbin kasılması bittiğinde basınç düşer ve aort kapağı kapanır. Kalbin kasılması ve aort kapağının açılması ile ön enjeksiyon periyodu (Preejection Period - PEP) [50] başlar, ventriküler basınç minimum noktaya düştüğünde aort kapağı kapanır ve mitral kapak açılır. Aort kapağının kapanması ile PEP sona erer. PEP in sona ermesi ile kan aorta pompalanmış olur.

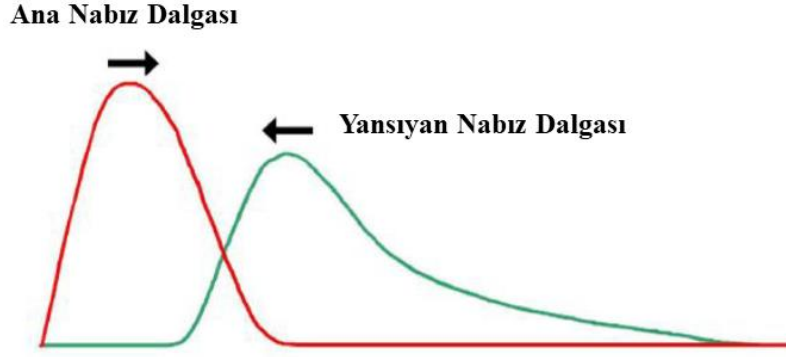
#### Arteriyel Hemodinamik

Ventriküler enjeksiyonda elastik yapıda olan aort esner ve basınç etkisi ile enerji depolar. Kalp gevşeme durumuna geçtiğinde aort kapağı kapanır ve aortta pompalanan enerji aortun sertleşmesi sonucu kanın bir basınç dalgası ile birlikte ilerlemesine neden olur. Şekil 3.9'da nabız dalgasının oluşumu görülmektedir.



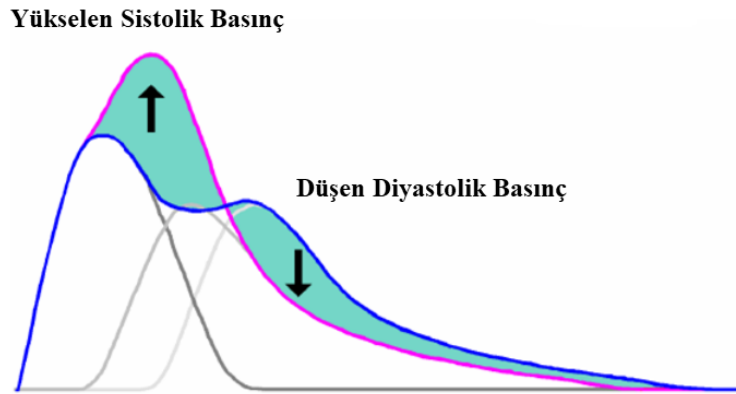
Şekil 3.9. Nabız dalgası oluşumu [18].

Sistol ve diyastol işlemlerinden sonra aorta pompalanan kan hermodinamik etki ile ilerler. İlerleyen nabız dalgası çatallanan arter üzerinden yansıyarak geri gelir ve ana nabız dalgası ile birleşerek ilerleme hareketine devam eder [51]. Ana nabız dalgası ve yansıyan dalga birleşiminde arterlerin esnekliği önemli rol oynamaktadır. Şekil 3.10'da ana nabız dalgası ve yansıyan nabız dalgaları birleşimi görülmektedir.

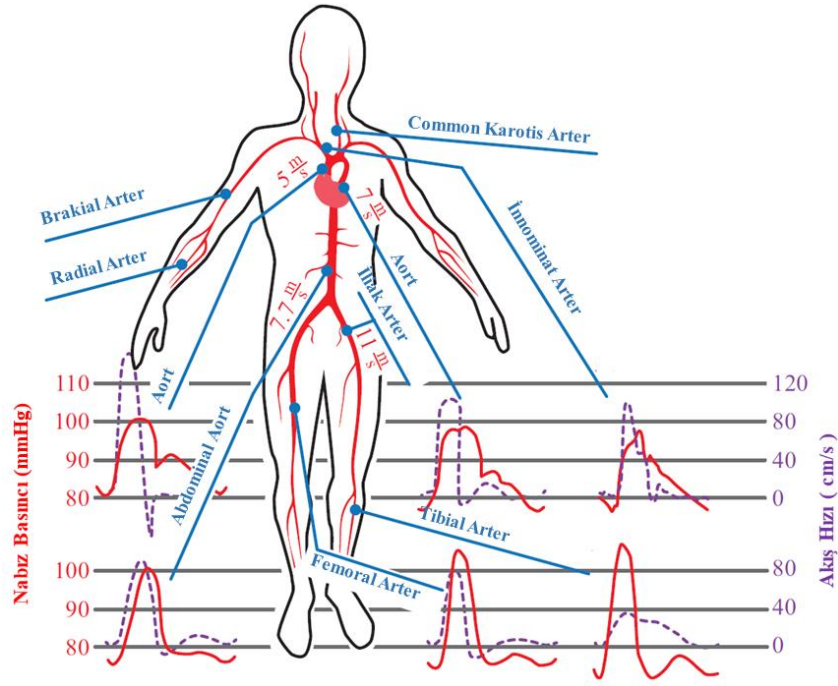


Şekil 3.10. Ana ve yansıyan nabız basınç dalgaları.

Arterlerin dallanması ile bütün dallanma noktalarında yansıma işlemi gerçekleşir ve arter ve arteriyollerdeki dirençle birlikte azalarak kılcal damarlara ulaşır. Yaş, cinsiyet, alkol kullanımı ve kandaki şeker oranı gibi birçok faktör arterlerin esnekliğini değiştirmektedir. İnsanlar yaşlandıkça arterler esnekliğini kaybeder ve yansıyan dalga sertleşmiş arter dallanmasından daha hızlı yansıyarak ana nabız dalgasına eklenir ve sistolik kan basıncını artırır, diyastolik kan basıncını düşürür [52, 53]. Sistolik kan basıncı artması kalbin iş yükünü artırır, diyastolik kan basıncının düşmesi ise kan perfüzyonunu düşürdüğü için kalp kası performansının düşmesine neden olur [54]. Şekil 3.11'de sertleşmiş arterden yansıyan dalga ve ana dalga formu görülmektedir.



Şekil 3.11. Arteriyel sertlik artışı ve nabız dalga şekli.



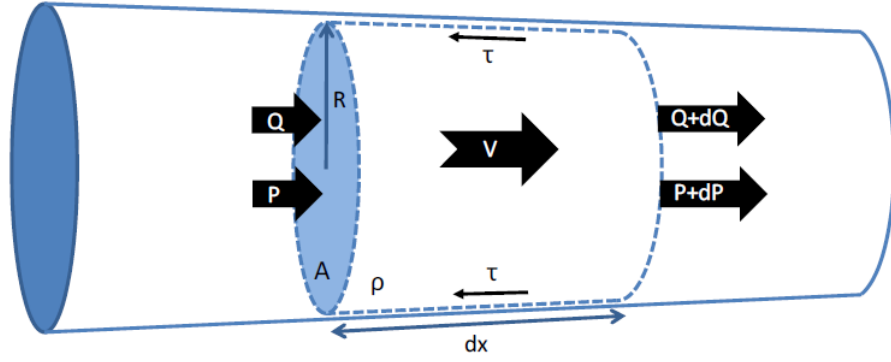
Şekil 3.12. Arter dallanmalarındaki nabız basıncı ve akış hızı [55].

Arterdeki dallanmalar arttıkça kanın damar içindeki akış hızı düşecek ve farklı arterlerde farklı hız değerleri görülecektir. Şekil 3.12’de genç sağlıklı bir kişinin arteriyel dallanmalar sonucu oluşan nabız basıncı ve kanın akış hızı görülmektedir.

Arterdeki dallanmalar ile birlikte yansıyan dalganın etkisi ile dallanan arterlerde nabız basıncı artarak devam eder. Nabız basıncının tersine akış hızı kalpten uzaklaştıkça arter iç direncinden dolayı giderek düşmeye başlar. Elastik arterlerden kaslı arteriyollere ulaşan nabız basınç dalgası hızlı bir şekilde düşmeye başlar. Kılcal damarlardan geçtiğinde nabız dalgası kaybolur.

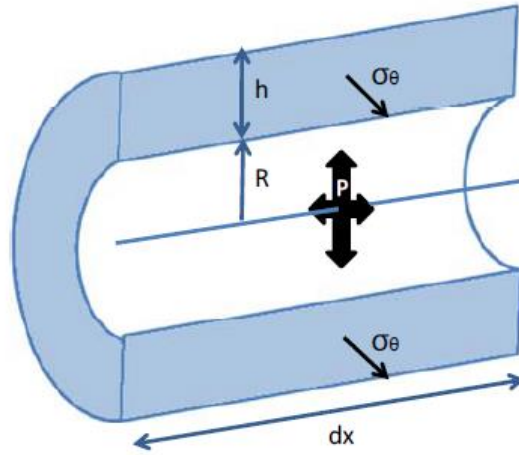
### PWV ve Moens-Korteweg Eşitliği

Önceki bölümde arteriyel duvarların biyomekanik özelliklerinde dolayı nabız dalga hızının değiştiğinden bahsedilmişti. Bu bölümde bu ilişkiyi destekleyen matematiksel model sunulacaktır. Özellikle yaygın olarak bilinen Moens-Korteweg denkleminde [56] PWV ile arteriyel duvar sertliği, duvar kalınlığı ve arteriyel duvar çapı arasındaki ilişki gösterilmektedir. Şekil 3.13’te akışkan mekaniği ve Şekil 3.14’te biyomekanik arter duvar modeli görülmektedir.



Şekil 3.13. Akışkan kütle modeli.

R: Arteriyel yarıçap, P: Giriş basıncı, P+dP: Çıkış basıncı, Q: giriş kan debisi, Q+dQ: çıkış kan debisi, V: kanın hızı,  $\rho$  : kan yoğunluğu,  $\tau$ : duvar gerilimidir.



Şekil 3.14. Biyomekanik arter duvar modeli.

R: Arteriyel yarıçap, h: arter duvar kalınlığı, P: arter basıncı, dx: arter uzunluğu,  $\sigma$ : çevresel duvar gerilimidir.

Bramwell-Hill denklemi [57] Denklem (3.1) ile arter duvarlarının kasılmasından nabız basıncının yayılma hızının tahmin edilmesinde kullanılır.

$$C = \sqrt{\frac{R}{2\sigma} x \frac{dP}{dR}} \quad (3.1)$$

Arter duvar geriliminin ölçümünde Young katsayısı kullanılmaktadır. Denklem (3.2) de Young katsayısı ile arter duvarı arasındaki ilişki görülmektedir.

$$E_{inc} = \frac{R^2}{h} \chi \frac{dP}{dR} \quad (3.2)$$

Denklem (3.3) Bramwell-Hill ile Young katsayısının [58] kullanımı ile Moens-Korteweg denklemi nabız dalga hızı hesaplamalarında kullanılmaktadır.

$$PWV = \sqrt{\frac{hE_{inc}}{2\sigma R}} \quad (3.3)$$

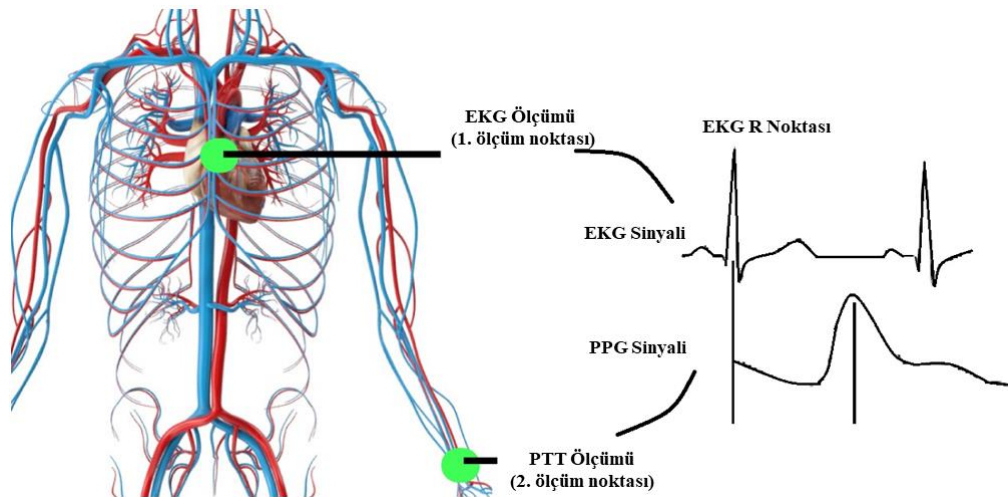
Moens-Korteweg denklemine göre arterdeki kan basıncının yayılması işleminde daha sert bir basınç darbesinde kanın arter içinde daha hızlı ilerleyeceğini öngören bir bakış açısı sağlar.

### PWV ile Kan Basınç Ölçümü

Arteriyel PWV basit anatomik ve fizyolojik yaklaşımlara dayanmaktadır. Arteriyel nabız dalga hızı, arterin uzunluğunun nabız palsinin bu uzunluktaki arterden geçiş süresine (PTT) bölünmesi ile elde edilir. PTT aort kapağının açılması ile başlar, nabzın son ölçüm notasına ulaşması ile sona eren süreyi kapsar. Şekil 3.15'de nabız geçiş zamanı görülmektedir. PWV Denklem (3.4) ile hesaplanabilir.

$$PWV = \frac{D}{PTT} \quad (3.4)$$

D arter parçasının uzunluğudur.



Şekil 3.15. Nabız geçiş zamanı (PTT).

PWV belirlendikten sonra (kan basıncı ile ilişki önceki bölümde anlatılmıştı) kan basıncı tahmin algoritmaları ile bulunabilir. PWV ölçümünde bazı zorluklar bulunmaktadır. Bunlar:

- Nabız basıncının hareket ettiği arter parça uzunluğunun tam olarak ölçülememesi: Arterler vücutta erişilemeyen bölgede olduğundan dolayı fizyolojik veya mekanik olarak uzunluğunu ölçmek mümkün olmamaktadır.
- PWV arterin iki noktasında PTT ölçülerek hesaplanmaktadır. Ölçüm alınacak arterler vücutta erişilemeyecek kısımda olduklarından optik ya da tonometrik olarak artere erişmek zordur. Deri yüzeyine en yakın femoral ve karotis arterler tercih edilmektedir.

PWV ölçmenin mevcutta iki yöntemi vardır. Bunlar Tonometri ve PPG yöntemleridir. Tonometri yöntemi 3.2.1.5'te detaylı olarak anlatılmıştır. PPG yöntemi ise Bölüm 4.1.2'de detaylı olarak anlatılacaktır. Tonometri yöntemi ile PWV ölçümü yapılabilmesi için arterin üzerine sensör ile bası yapılması gerekmektedir. Bundan dolayı göğüs kemiğinin altında bulunan aort üzerinden ölçüm yapılması olanaksızdır. Vücut yüzeyine yakın olan femoral, brakial ve karotis arterler ölçüm için tercih edilmektedir. Burada önemli olan arter üzerindeki iki noktadan ölçüm alınabilmesidir. İki farklı tonometri ya da PPG olabileceği gibi, bazen de EKG, BCG ve Korotkoff sesleri de ölçümlerde kullanılabilir. Çizelge 3.1'de PWV metotları ve ölçüm cihazları görülmektedir.

Çizelge 3.1. PWV metotları.

Metot	Ölçülen PTT ve D uzunluğu	Taşınabilirliği	Ticari cihaz
EKG ve Brakial Arter	EKG R dalgası ile brakial artere bağlı manşon arası (Korotkoff sesleri)	Evet	NovaCore [59]
Femoral ve Karotis Arter	EKG R dalgası ile kalem tonometre ile femoral arter ve karotis arter arası.	Hayır	SphygmoCor [60]
Femoral arter ve Karotis arter	İki adet tonometrik sensör kullanılır. Femoral arter ve karotis arter arası	Hayır	Complior [61]

Çizelge 3.1. (devam) PWV metotları.

EKG ve Radyal arter	EKG R dalgası ile PPG sensörü radyal arter arası	Evet	-
EKG ve Karotis arter	EKG R dalgası ile PPG sensörü karotis arter arası	Evet	-
Dopler	Aortun herhangi bir bölgesi	Hayır	-

NovaCore cihazında EKG sinyali ölçülür ve brakial artere bağlı manşon şişirilerek kan geçişi durdurulur. Kan geçişine izin verildiğinde oluşan Korotkoff sesleri arasındaki geçiş süresi hesaplanır. SphygmoCor cihazında ise yine EKG sinyalinin R dalgası belirlenir. Tonometrik basınç sensörü ile femoral arter ve karotis arterden ölçümler alınır. EKG-femoral arter, EKG-Karotis arter ölçümleri birleştirilerek PWV elde edilir. PPG sinyalleri doğrudan arter üzerinden ölçüm alınmadığından, ölçümler kılcal damarlardan alındığı için standart geliştirilmiş ticari bir cihaz bulunmamaktadır.

Manşon gibi tıkaçıcı bir yöntemle PWV elde edildiğinden hantaldır ve sürekli ölçüm yerine 15-20 dakika ara ile ölçümler alınmaktadır. Tonometrik kan basınç ölçüm cihazları büyük ve taşınabilir olmadığından ayaktan ölçüm için uygun değildir. Dopler metodunda da cihaz büyüyeceğinden taşınabilirlik açısından uygun değildir. Amaç taşınabilir sürekli ölçüm yapan bir cihaz olduğu için EKG ve PPG en uygun ölçüm yöntemleri haline gelmektedir. Bu yöntemde ön kalibrasyon işleminden sonra her kalp atımı için bir tansiyon değeri hesaplanır. Ancak atardamarın elastik yapısından dolayı damar içindeki kanın PWV'sini değerlendirmek hiç kolay bir iş değildir. Stres, yaş, kilo ve duygusal durum özellikleri atardamarların elastikiyetini değiştirmektedir. Tıkaçıcı olmayan kan basınç ölçüm yöntemleri halen tam anlamıyla çözülememiş bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır.

PWV'nin invaziv ölçümüyle ilgili çalışmalar yapılmaktadır ancak PWV ile kan basınç ilişkisi klinik olarak çok ilerleme gösterememiştir. PWV'ye dayalı ölçüm sistemleri üzerinde teknolojik çalışmalar yapılmakta, yeni nesil teknolojiler ve sensörler ölçüm doğruluğunu arttırmaktadır. İnvaziv, sürekli ve damar yolunu tıkamayan kan basınç

ölçümleri için klinik çalışmalar yetersiz kalmakta, teknolojik gelişmeler klinik çalışmalarla tam anlamı ile desteklenememektedir.

### 3.3. ÖNERİLEN KAN BASINÇ ÖLÇÜM YÖNTEMİ

Kan basınç ölçümünde Bölüm 3.1 ve 3.2’de invaziv ve noninvaziv yöntemler anlatılmıştır. Bu yöntemlerin eksik yönleri ve avantajları bulunmaktadır. Bu çalışma kapsamında taşınabilir sürekli ölçüm alabilen doktorlara kan basınç problemleri ile alakalı bilgi sağlayabilecek tansiyon holteri tasarlanmıştır.

Bazı tansiyon hastalarına teşhis ve tedavi için doktor tarafından tansiyon holter takıldığını, tansiyon holter takılan hastalarda uyku bozukluğu meydana geldiği bilinmektedir.

Doktorlar hastalarının kan basınç bilgisini takip edebilmek için 24 saat ya da daha uzun süreli olarak tansiyon holter takmaktadırlar. Hastanın üst kol çevresine takılan manşon kolu saracak şekilde yerleştirilir [62]. Devam eden zamanlarda tansiyon holter otomatik olarak kan basıncını ölçer ve kayıt eder. 30 veya 60 dakika ölçüm aralığına ayarlanan cihaz zamanı geldiğinde pnömatik basınçla koldaki manşonu şişirir, manşonun bulunduğu koldan kan akışını durdurur. Hasta tekrar doktora geldiğinde tansiyon holter ölçüm sonuçları doktorun bilgisayarına aktarılır. Doktor hastanın ölçüm kayıtlarını inceleyerek tansiyon hakkında teşhisini yapar ve uygun tedaviyi uygular.

Tansiyon holterler hakkında hastalardan geri dönüt alındığında, holterlerin çok konforsuz olduğunu söylemektedirler. Tansiyon holterleri rahatsızlık verici derecede seslidir, hatta hassas ciltlerde ve kan sulandırıcı kullanan hastaların ciltlerinde kızarıklık ve morarmalar görülebilmektedir. Tansiyon holterler gün boyu takılı kaldığından geceleri de kan basıncı ölçmektedirler [63]. Gece alınan otomatik ölçümler hastaların uyku düzenini bozmakta ve uyku bozukluğuna sebep olmaktadır ve hatta tansiyon holterler kendi ölçümlerini kendileri bozmaktadır. Tansiyon holterlerde ölçümler aralıklı olarak yapıldığı için doktorların kan basıncındaki hızlı değişimleri değerlendirmemeleri tansiyon holterlerin olumsuz yönleridir.

Holter tasarlanırken iki önemli noktaya odaklanmak gerekmektedir. Bunlar; ayaktan tedaviye uygunluğu ve klinik uygunluğudur.

**Ayaktan tedaviye uygunluk:** Ayaktan tedavi denildiğinde, hasta cihazı yanında



taşıyabilecek, uzun süreli ölçümler alınacaktır. Ayaktan tedavide üç önemli unsur vardır. Bunlar; Kan basınç ölçümleri bir operatör denetiminde mi yapılıyor? Kan basıncı sürekli ölçülebiliyor mu? Damar yolunu tıkiyor mu? Bu üç unsurdan en ideal tansiyon holterin özellikleri operatöre ihtiyaç duymaması, kesintisiz ölçüm alınabilmesi ve damar yolunu tıkamamasıdır. Tüm kan basıncı ölçüm yöntemlerine bakıldığında en uygun ölçüm sisteminin PPG ölçüm yöntemi olduğu görülmektedir.

**Klinik uygunluk:** Ölçüm sisteminin ne kadar doğru ölçtüğünün göstergesidir. Klinik uygunluğun iki önemli unsuru; ölçüm sisteminin arter içi kan basınç ölçümüne göre ne kadar doğru olduğudur. İkincisi ölçümler aralıklarla mı, kalp atımı arası mı veya kesintisiz bir dalga formunda mı yapılmaktadır? Klinik uygunlukta ölçüm sistemin doğruluğu çok önemlidir. Bunun için kan basınç ölçüm cihazları için BHS ve ANSI/AAMI standartları oluşturulmuştur. İdeal bir kan ölçüm cihazı için doğruluğunu standartlar içinde olması, kesintisiz dalga formunda kan basıncını göstermesidir.

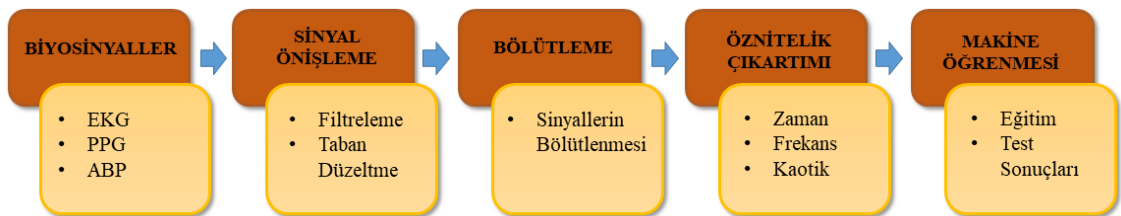
Tasarlanan holter cihazın ayaktan tedaviye uygunluğu yüksektir ancak klinik açıdan oskültasyon yöntemine göre zayıf kalmaktadır. Ölçümler her kalp atımı için sistolik ve diyastolik olmak üzere hesaplanmaktadır. Kalp sesleri gibi doğrudan ölçüm yapılmadığında tahmin metotları kullanılarak kan basıncı belirlenmektedir. Holter cihazında EKG ve parmak PPG öznelikleri kullanılarak kan basıncı ölçülmüştür. Şekil 3.16 te tasarlanan tansiyon holter görülmektedir.



Şekil 3.16. Tasarlanan tansiyon holter.

## 4. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada noninvaziv tıkaçıcı olmayan kan basınç ölçme yöntemi kullanılarak kan basıncı ölçülmüş, EKG ve PPG sinyallerinin toplandığı tansiyon holter cihazı yapılmıştır. Bu çalışmanın amacı halen günümüzde kullanılmakta olan tansiyon holterlere alternatif yeni tansiyon holterin yapılması, bu holterin klinik ve ayaktan tedaviye uygunluğunun sağlanmasıdır. Bu amaç kapsamında Bölüm 5'te tansiyon holterin yapım aşamaları anlatılmıştır. Yapılan holter cihazın ayaktan tedaviye uygunluğu seçilen yöntem ve tasarım çalışmaları ile sağlanmıştır. Tansiyon holter ile kesintisiz ölçümler alınabilecek, uzman hekim tarafından hastalık teşhisi ve takibi yapılabilecektir. Holter cihazı ölçüm alınacak kişiye bağlanabilecek ve ölçümler gerçek zamanlı olarak kaydedilebilecektir. Tansiyon holterin klinik uygunluğunun sağlanabilmesi için gerçek kişilerden ölçüm alınmış, klinik geçerliliği bulunan bir veri tabanı kullanılmıştır. Bu veri tabanından alınan EKG, PPG ve Arter Kan Basıncı (Arterial Blood Pressure - ABP) sinyalleri ile oluşturulan yapay sinir ağı mimarisi eğitilmiş, yapılan holter cihazından alınan sinyaller eğitilmiş yapay sinir ağı ile kan basınç tahmininde kullanılmıştır. Klinik veri tabanından alınan ve tansiyon holter cihazı ile kaydedilen sinyaller sinyal önileme, bölütleme ve öznelik çıkartımı aşamalarından geçirilmiştir. Bu aşamadan sonra veri tabanından alınan sinyaller yapay sinir ağının eğitiminde, tansiyon holter cihazından alınan sinyallerde eğitilmiş yapay sinir ağı ile kan basınç tahmininde kullanılmışlardır. Şekil 4.1'de tansiyon holter çalışma blok diyagramı görülmektedir. Bu bölümde işlem basamakları sırası ile açıklanacaktır.



Şekil 4.1. Tansiyon holter çalışma blok diyagramı [31].

Kan basınç ölçümünde kullanılacak EKG ve PPG sinyallerinin vücuttan alınması, kullanılan sensör ve devreler Bölüm 4.1'de anlatılacaktır. Elde edilen biyosinyaller Bölüm 4.2'de ön işleme tabi tutulacaktır. Biyosinyaller ölçülürken oluşan gürültü sinyalleri ve artefaktların asıl sinyalden ayırt edilmesi işlemleridir. Bölüm 4.3'te

gürültülerden arındırılan sinyallerin kan basınç tahmini yapılırken bölütlere ayrılması gerekmektedir. Bölüm 4.4'te bölütlere ayrılmış biyosinyaller büyük veri içerdiklerinden dolayı biyosinyalleri en iyi tanımlayan öznelik çıkartımı anlatılacaktır. Bölüm 4.5'te biyosinyallerden çıkartılan öznelikler ile kan basıncını tahmin eden algoritmalar anlatılacaktır.

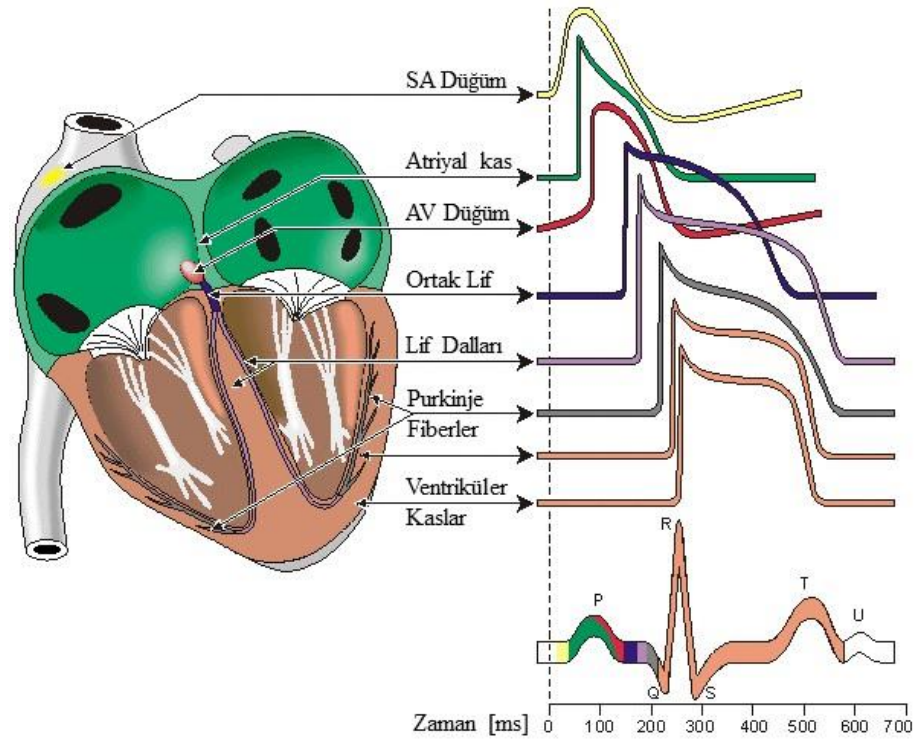
## **4.1. BİYOSİNYALLERİN ELDE EDİLMESİ**

İnsan vücudunda elektriksel aktiviteler ya da farklı fiziksel büyüklükler sensörler yardımıyla ölçülebilmektedir. Kan basıncı dolaşım sisteminin döngüsü içinde yer aldığından kalbin elektriksel aktivasyonunu ölçülen EKG, kanın ışık Emilimi ölçümü PPG ve kanın arter içindeki basıncı ABP sinyallerinin kaydedilmesi gerekmektedir. Biyosinyallerin nasıl oluştuğu, ölçüm yapılan sensör çeşitleri ve kullanılan elektronik devreler bu bölümde anlatılacaktır.

### **4.1.1. EKG Sinyali**

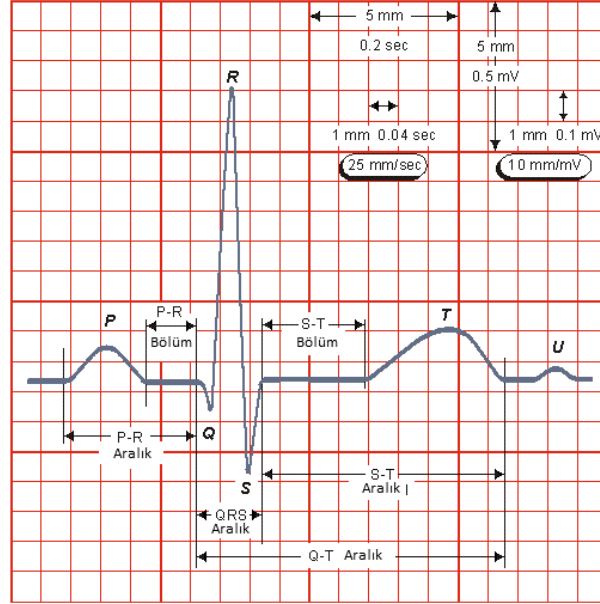
EKG kalbin kasılması ve gevşemesi iletim sisteminde meydana gelen repolarizasyon ve depolarizasyon sırasında oluşan elektrik potansiyelinin vücut yüzeyinden ölçülmesidir. Kalp kaslarından hariç kalbin kasılmasını ve gevşemesini sağlayan özelleşmiş hücreler bulunmaktadır. Bu hücreler kalbin içinde bir iletim ağı oluşturur ve kalp kasları ile bağlantı kurarak kasılmalarını sağlarlar. İletim ağında aksiyon potansiyeli oluşur ve kardiyak döngü başlar. İletim sistemi ile kalbin tamamına iletilir. İletim sistemindeki hücreler polarize ve depolarize olmaktadır. Hücre polarizasyon ve depolarizasyon işlemleri hakkında daha detaylı bilgi için [64] numaralı referansa bakabilirsiniz.

Kalp üzerinde düğüm hücreleri bulunmaktadır. Kalbin üzerinde sağ atriyumunda sinoatriyel düğüm (SA) ve ventrikül üstünde atrioventriküler (AV) düğüm hücreleri bulunmaktadır. Aksiyon potansiyeli SA düğümünde oluşur ve AV düğümü pil gibi davranır [65]. İletim ağı ile oluşan potansiyel AV düğüm noktasına ulaşır. Burada 0.1 saniye gecikmeye uğrar [66]. Bunu nedeni ventriküllerin tamamen dolması ve kalp kapaklarından kanın geriye sızmasını önlemektir. AV düğüm notasından sonra iletim ağı sağ ve sol ventrikül üzerine iki dala ayrılır. Ventrikülün dış yüzeyinde Purkinje lifleri ile yayılarak kardiyak döngünün tamamlanmasını sağlarlar. Şekil 4.2'de kalp elektrofizyolojisi görülmektedir.



Şekil 4.2. Kalp elektrofizyolojisi [64].

SA düğüm noktasında başlayıp ventriküler kasların kasılıp gevşemesi ile son bulan kardiyak döngüde oluşan elektrik potansiyellerin toplamı vücut yüzey elektrotları ile toplanarak EKG ölçümü gerçekleştirilir. Normal bir EKG sinyalinde aralık ve bölümler bulunmaktadır. EKG sinyalindeki sapmalar alfabetik olarak isimlendirilmişlerdir. Atriyumların kasılması sırasında P harfi, ventrikülün kasılmasında QRS aralığı ve kalp gevşemesi T harfi ile tanımlanır. Karıncıkların gevşemesinde oluşan potansiyel QRS aralığına göre çok küçük olduğunda EKG sinyallerinde bazen görülmeyebilir. Şekil 4.3'te Normal EKG bölüm ve aralıkları görülmektedir.

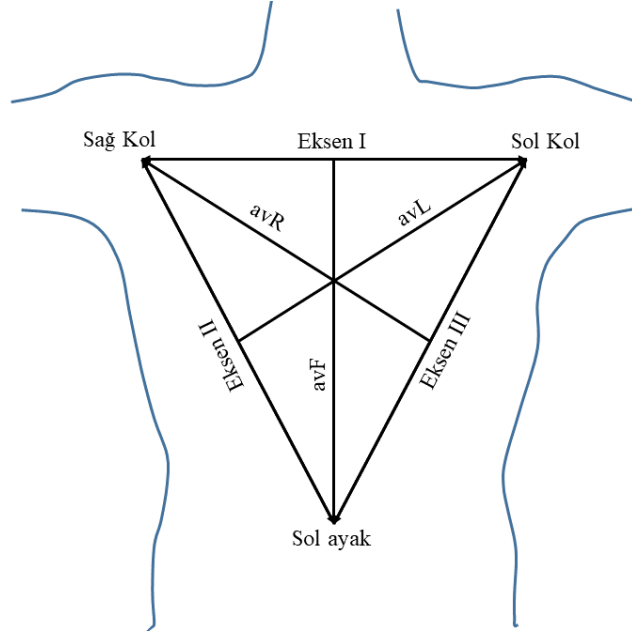


Şekil 4.3. Normal EKG bölüm ve aralıkları [64].

EKG sinyalinde en belirgin sinyallerden birisi QRS aralığıdır. Nabız ölçümlerinde, EKG sinyallerinin bölütlere ayrılmasında referans nokta olarak kullanılmaktadır. Diğer önemli T dalgasıdır. T dalgası kalbin repolarizasyonu sırasında oluşan bir sinyaldir. Kalbin repolarizasyonu ilaç kullanımı, yaş ve stres gibi birçok etkenden değişebilmektedir. Örneğin kalp krizi geçirilirken T dalgasının yönü değişmektedir.

### EKG sinyali ölçümü Einthoven üçgeni

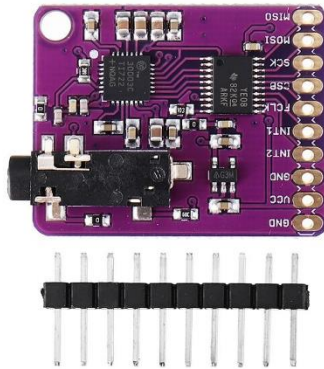
EKG ölçümlerinde kalp eksenini temel alınarak 6 adet standart elektrot vücut ön yüzüne yerleştirilmektedir. Lead I, Lead II, Lead III, aVR, aVL, aVF olmak üzere ölçüm yönleri mevcuttur. Sağ ayak toprak olarak kabul edilir. Kalpte oluşan aksiyon potansiyeli ve iletim demetleri potansiyelleri vücut yüzeyine yansır ve elektrotlar ile bu potansiyel algılanır. EKG işaretlerinin tam doğru olarak alınabilmesi için elektrotların doğru yerleştirilmesi gerekmektedir. Kalbin kasılması ve gevşemesi ile oluşan elektrik aktivitesinin vücut yüzeyinde oluşturduğu potansiyel vektörler ile ifade edilir. Einthoven üçgeni [67] kalbi merkezine alan birbiri ile 60 derece açı ile yerleştirilmiş vektör düzenidir. Ölçümler bu vektörel düzen göre yapılmaktadır. Şekil 4.4'te Einthoven üçgeni görülmektedir.



Şekil 4.4. Einthoven üçgeni.

### EKG Modül

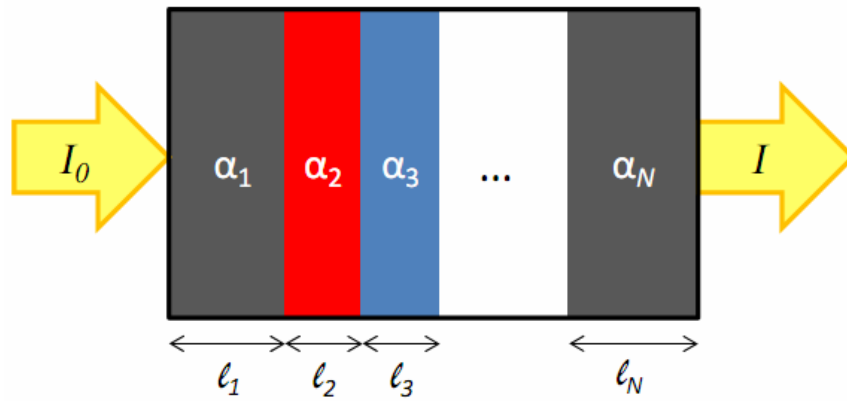
EKG sinyali ölçümü için birçok cihaz geliştirilmiş olup halen sağlık uygulamalarında kullanılmaktadır. Bu çalışmada tansiyon holter cihazı modüler olarak tasarlanmıştır. MAXIM firmasının üretmiş olduğu MAX30003 mikroçipi EKG ölçümü için tasarlanmış elektronik komponenttir. EKG ölçümü için gerekli sinyal dönüşümleri, filtreler ve iletişim protokolleri tek bir mikroçipte toplanmıştır. Gerekli enerji bağlantıları yapıp elektrotlar yerleştirildiğinde EKG sinyalleri ölçülebilir. Seri iletişim yapılarak ölçülen EKG sinyalleri kaydedilebilir. Şekil 4.5’de tansiyon holter üzerindeki MAX 30003 Modülü görülmektedir.



Şekil 4.5. Tansiyon holter MAX 30003.

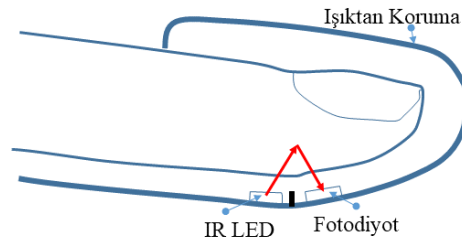
#### 4.1.2. PPG Sinyali

PPG damardan geçen kan hacmi değişikliklerini tespit etmek için kullanılan optik ölçme yöntemidir. Deri yüzeyine yansıtılan ışığın bir kısmı yansır, bir kısmı deri ve dokular tarafından emilirler. Damar içindeki kana ulaşan ışık demetinin, nabız değişimlerinde kan hacmi değişeceğinden farklı oranlarda emilimi gerçekleşir. Optik sensör ile değişen ışık yoğunluğu algılandığında kanın hacmi ve dolaylı olarak kanın basıncı hakkında bilgiler vermektedir. Işığın dokulardan geçişi Beer-Lambert modeli ile açıklanmaktadır. Bu modelde ışık farklı dokulardan farklı oranlarda geçmektedir. Şekil 4.6'da Beer-Lambert modeli görülmektedir.  $I_0$  ve  $I$  dokuya giren ve çıkan ışık akıları,  $\alpha_1$ - $\alpha_N$  dokuların ışık emilim katsayıları ve  $l_1$ - $l_N$  dokuların kalınlıklarını ifade etmektedir.



Şekil 4.6. Beer-Lambert modeli [68].

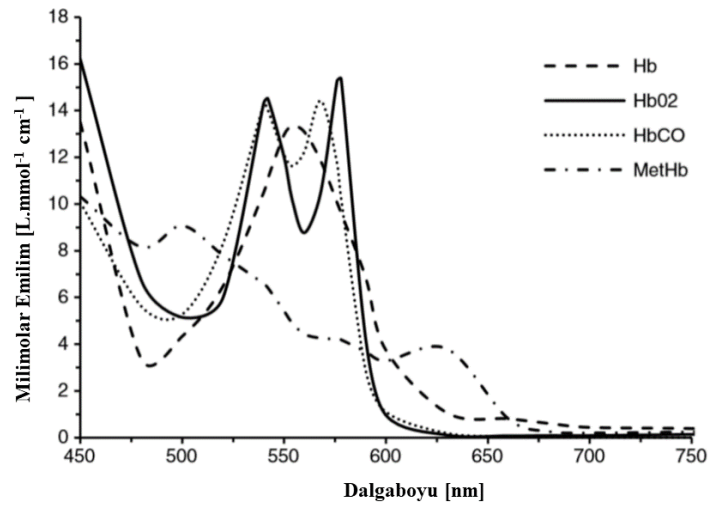
PPG sensörleri ışık kaynağı ve optik sensörden oluşmaktadır. Işık kaynağı ve optik sensör yan yana ya da karşılıklı olarak yerleştirilebilirler. Her iki yerleşimde de optik sensöre ulaşan ışığın yoğunluğu değişmektedir. Şekil 4.7'de PPG sensör yerleşimi görülmektedir.



Şekil 4.7. PPG sensör yerleşimi [55].

Dokuları geçerek kana ulaşan ışık demetinin kanda bulunan hemoglobin bileşimlerinden dolayı farklı oranlarda emilimi gerçekleşir. Kanda bulunan hemoglobin farklı ışık dalga boylarında farklı oranda ışığı soğurur. Şekil 4.8'de kanın optik özellikleri görülmektedir.

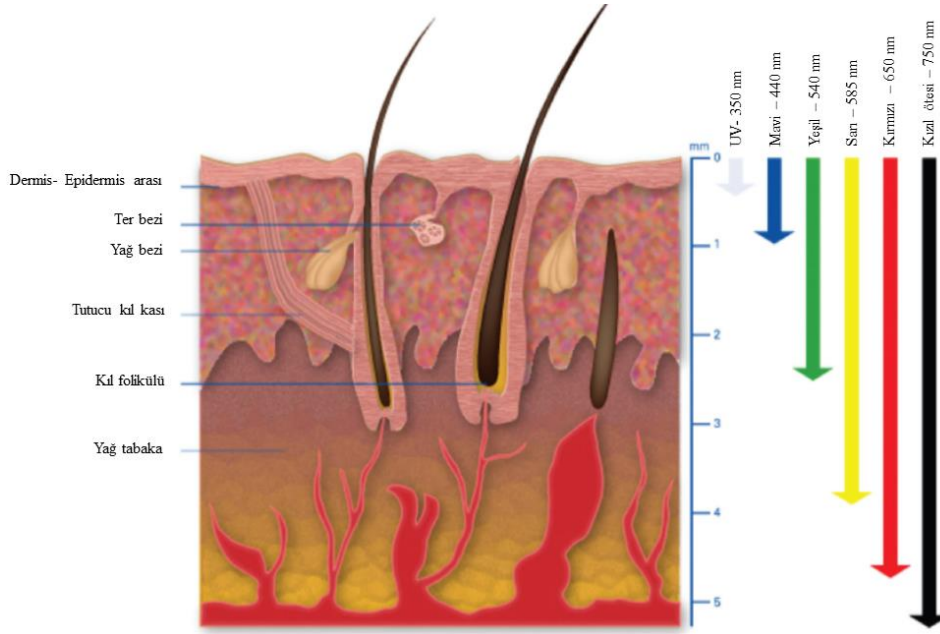
Grafikte kanın içeriğinde bulunan Hemoglobin (Hb), Oksihemoglobin (HbO<sub>2</sub>), Karboksihemoglobin (HbCO) ve Methemoglobin (metHb) ışık dalga boyuna göre farklı oranlarda ışığı absorbe etmektedir [69]. En yüksek emilim 450-650 nm (yeşil ve kırmızı) dalga boyundaki ışıkta meydana gelmektedir. İnsan derisi iki katmandan oluşmaktadır. Dış yüzeyde dermis ve dermisin altında epidermis katmanı bulunmaktadır. Dermis katmanı 0,5 mm kalınlığında, epidermis katmanı 3-4 mm kalınlığında olabilmektedir. İnsan vücudunda farklı noktalarda farklı kalınlıklarda deri bulunmaktadır. En kalın deri tabakası el ayak içi ve ensedir. Epidermis ve dermis kalınlığı 5 mm'yi bulabilmektedir [70].



Şekil 4.8. Yetişkin insan kanının optik özellikleri [55].

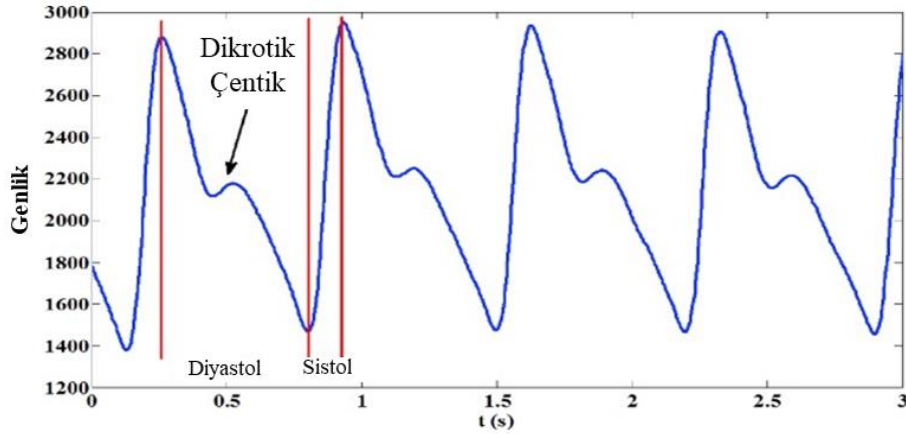
Dermis katmanında kan damarları bulunmaktadır. PPG sensörü ile ölçüm yapmak için dermis tabakasındaki kılcal damarlara ışınların ulaşması gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda kullanılan ışık kaynağının gücü ve dalga boyu deri içinde ışığın ilerleme oranını değiştirmektedir [71]. Şekil 4.9'da Deri dokusu ve optik özellikleri görülmektedir.





Şekil 4.9. Deri dokusu ve optik özellikleri [72].

PPG sinyali şekli nabız dalga şekline benzemektedir. Nabız basıncı arter içinde ilerlerken arterin esnemesine neden olur. Hacimsel olarak damar çapında artış meydana gelir. Arterden geçen kanın hacmi ne kadar büyükse kanın ışık absorpsiyonu o kadar fazla olur. Kan hacmindeki düşüş absorpsiyonda da düşüşe neden olur. Şekil 4.10'da PPG sinyali görülmektedir.



Şekil 4.10. PPG sinyali.

PPG sinyali ABP sinyaline benzemektedir [73]. ABP sinyalinde bulunan ana nabız dalgası ve yansıyan nabız dalgası birleşimi PPG sinyalinde de aynen görülmektedir. Ana nabız dalgası ile yansıyan nabız dalgasının birleşim noktasında dikrotik çentik meydana gelmektedir. PPG sinyali ölçümleri kılcal damar bulunan parmak uçlarından yapılmasına

rağmen arterden ölçüm yapılan ABP sinyaline benzerlikler göstermektedir. Arteriyoller ve kılcal damarlar esnemediği için arter içindeki nabız dalgası şekli PPG sinyalinin şekline benzerlik göstermektedir.

### PPG ölçüm modülü

PPG ölçüm cihazlarında ışık kaynağı ve foto alıcı devre elemanları bulunmaktadır. Işık kaynağının dalga boyu ile foto alıcının algıladığı dalga boyu genişliği aynı olmalıdır. Foto alıcıdan algılanan ışık yoğunluğu analog sinyaldir ve dijital sinyale çevrilmesi gerekir. PPG sinyali toplam foto alıcı çıkışındaki sinyali sadece %1-2 kadar olduğundan PPG sinyalinin DC bileşeninin atılıp filtrelenmesi gerekmektedir. DC bileşen atılıp filtrelendikten sonra analog sinyaller dijital dönüştürülüp kaydedilmesi gerekmektedir. Tansiyon holter cihazı modüler yapıda tasarlandığından bu çalışmada MAXIM firmasının MAX 30100 PPG modülü kullanılmıştır. Yukarıda anlatılan tüm işlemler MAX 30100 modülünde mikroçip halinde birleştirilip ölçüm sistemi haline getirilmiştir. Şekil 4.11'de MAX 30100 modülü görülmektedir.



Şekil 4.11. MAX30100 Modül.

### 4.1.3. ABP Sinyali

Bölüm 3.1'de invaziv kan basınç ölçüm yöntemlerinde ABP ölçümü anlatılmıştır. Yapılan çalışmada ABP sinyalleri ölçümü yapılmayacaktır. Yoğun Bakımda Çok Parametrelili Akıllı İzleme (Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive Care - MIMIC-II) [74] klinik veri tabanından EKG, PPG ve ABP sinyalleri alınmış olup yapay sinir ağları eğitimlerinde kullanılmıştır. Bu çalışmada yapılan tansiyon holter cihazı ile sadece EKG ve PPG sinyalleri ölçülmüş olup yapılan çalışmanın sonuçlarının karşılaştırmasında ABP sinyalleri yerine ERKA 125 osilometrik kan basınç ölçüm cihazı kullanılmıştır.

#### **4.1.4. Veri tabanı**

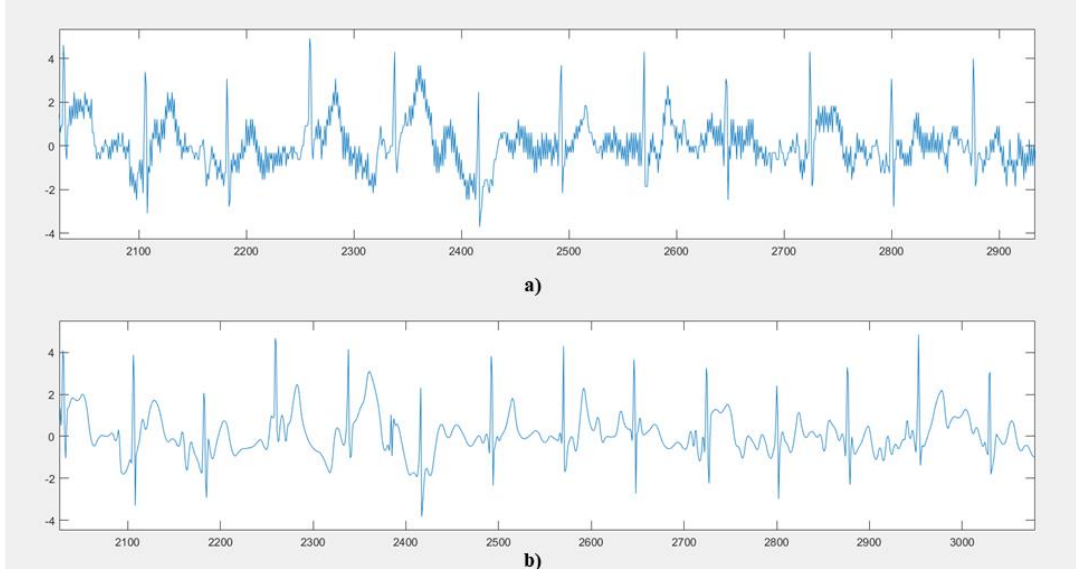
Bu çalışmada EKG ve PPG sinyallerinden kan basınç tahmini yapılabilecek tansiyon holter cihazı tasarımı yapılmıştır. Yapılan tansiyon holter cihazının klinik uygunluğunun sağlanabilmesi için klinik veri tabanından sinyaller alınmıştır. MIMIC-II gerçek zamanlı EKG, PPG ve ABP sinyallerinin aynı anda ölçüldüğü ve kaydedildiği medikal veri tabanıdır. Bu veri tabanındaki sinyaller 128 Hz frekansındadır ve ölçüm cihazı ile elektronik filtrelenmiştir.

## **4.2. SİNYAL ÖNİŞLEME**

Ölçülen EKG ve PPG sinyallerinde gürültü ve artefaktlar mevcuttur. EKG için Elektromiyogram (EMG), şebeke gürültüsü, solunum kaynaklı hareket ve elektrotların yüzey temas direncine bağlı gürültü ve artefaktlar oluşmaktadır. PPG sinyali için ölçüm sırasında kişinin hareket etmesi, ortam ışığının optik sensörü etkilemesi ve solunum hareketi gibi gürültüler mevcuttur. Gürültü ve artefaktlardan dolayı EKG ve PPG sinyalleri elektronik filtreden daha sonra veriler bilgisayara aktarıldıktan sonra dijital filtrelerden geçirilmişlerdir. Gürültü ve artefaktlar düşük frekanslı ve yüksek frekanslı olarak ayrılmıştır. Elektronik filtreler ile sinyaller yüksek frekanslı gürültülerden arındırılmıştır. Dijital filtreler ile düşük frekanslı gürültü ve artefaktlar temizlenmiştir.

### **4.2.1. Filtreleme**

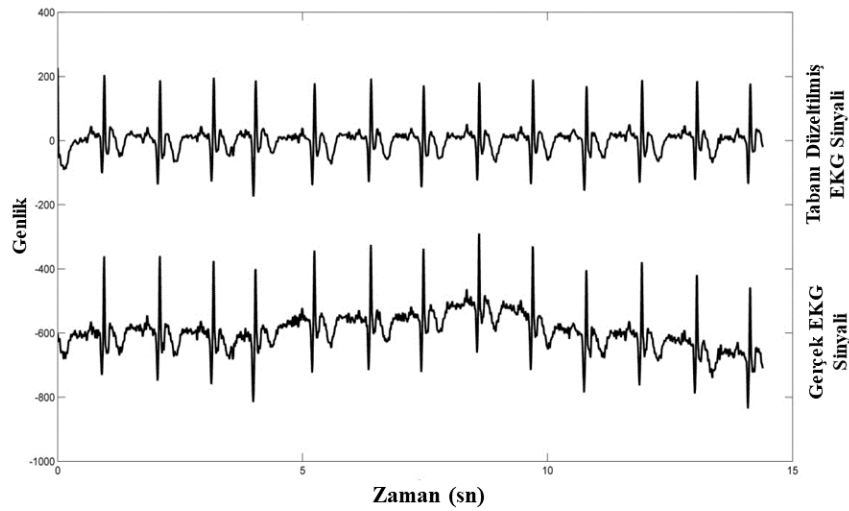
Filtreleme gerçek sinyalden istenmeyen girişimlerin temizlenmesi işlemidir. İki şekilde gerçekleştirilebilir, elektronik ve dijital filtreleme. Elektronik filtreleme; EKG ve PPG sinyalleri algılandıktan sonra elektronik devre elemanları ile yapılan filtreleme yöntemidir. Alçak geçiren ve yüksek geçiren filtreler EKG ve PPG modüllerinde kullanılmıştır. Elektronik filtreleme elektronik devre elemanlarının sınırlarından dolayı sınırlı seviyede yapılabilmektedir. Elektronik filtrelemenin yok edemediği gürültü ve artefaktlar dijital filtreler ile temizlenmektedir. Kalman, dalgacık (Wavelet) gibi farklı dijital filtreler mevcut olup bu çalışmada dalgacık filtre kullanılmıştır. Dalgacık filtrelemenin yarı periyodik sinyallerin filtrelenmesinde başarımı yüksektir. Şekil 4.12’de dalgacık kullanılarak filtrelenmiş EKG sinyali görülmektedir.



Şekil 4.12. Sinyal filtreleme a) Gerçek EKG sinyali b) Dalgacık ile filtrelenmiş EKG sinyali.

#### 4.2.2. Taban Düzeltme

Solunum ve harekete bağlı artefaktlar düşük frekanslıdır. Düşük frekanslı artefaktlar sinyalin taban düzlemini kaydırarak bozulmalara neden olmaktadır. Bu tür bozulmalarda medyan filtreler ve ya dalgacık dönüşümleri kullanılmaktadır [75]. Şekil 4.13'te EKG sinyalinde medyan filtre kullanılarak taban düzeltme işlemi yapılmıştır.



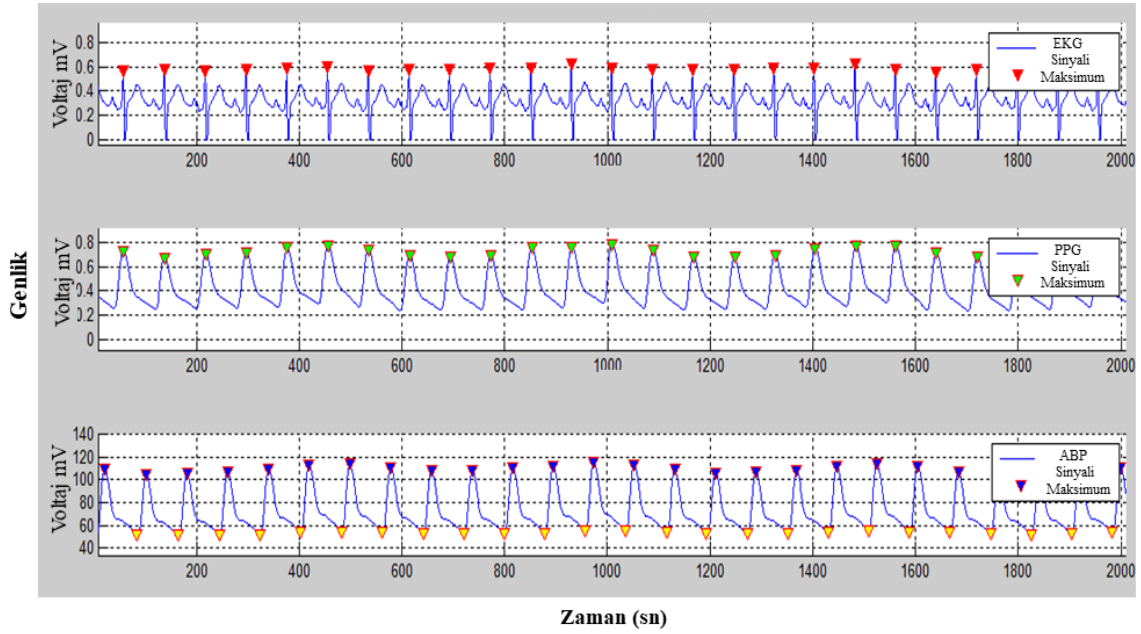
Şekil 4.13. EKG taban düzeltme medyan filtre.

Taban düzeltme işlemi ile sinyallerin tabanı düzeltilmiş olup öznelilik çıkarma işleminde genlik bilgisinin doğruluğu arttırmış olacaktır. Yapılan çalışmada hem kolay olması hem de işlem yükünün az olmasından dolayı medyan filtre kullanılmıştır. Veri tabanından

alınan sinyallerin örnekleme frekansı 128 Hz olduğundan medyan filtre derecesi 128 olarak alınmıştır.

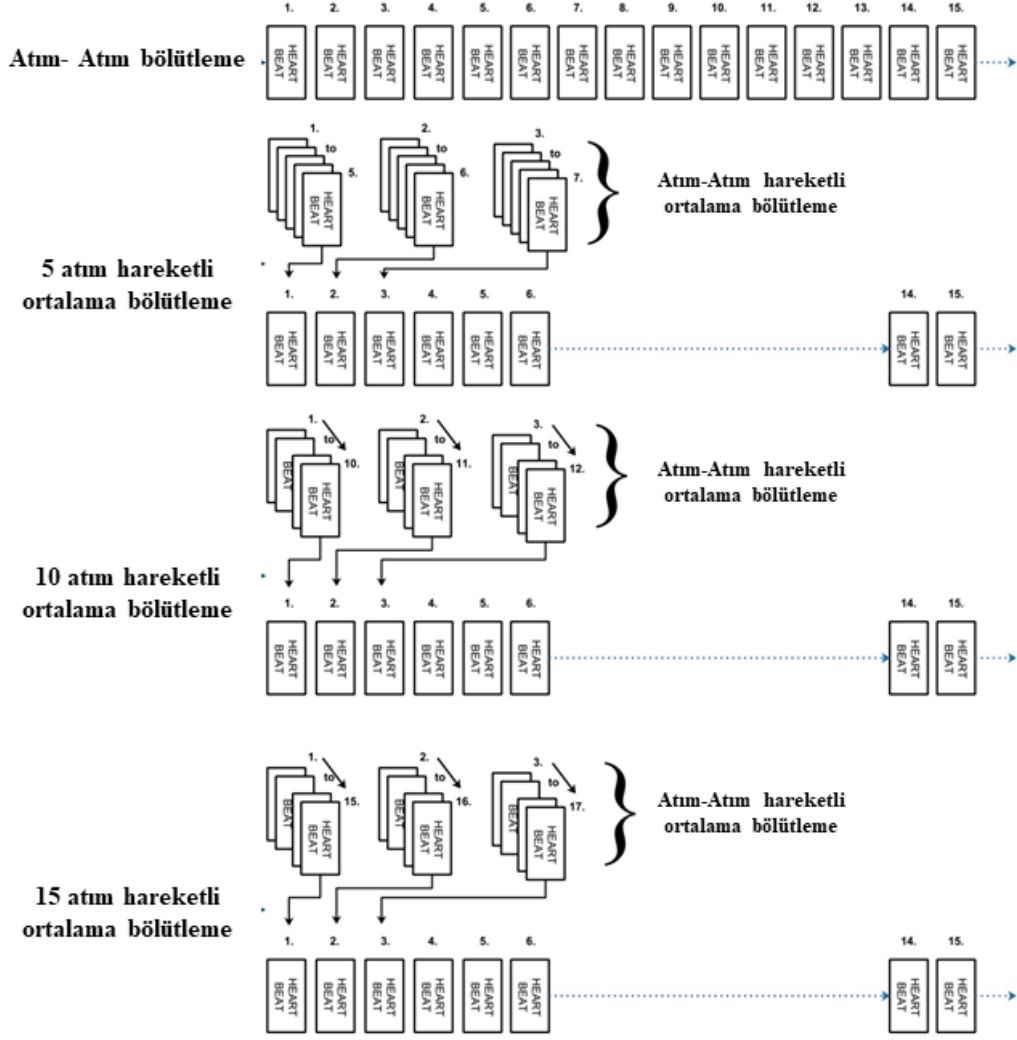
### 4.3. BÖLÜTLEME

Ölçülen EKG ve PPG sinyalleri kesintisiz ölçüm alınan sürekli sinyallerdir. Kan basıncını tahmin edilebilmesi için bu sinyallerin parçalara ayrılıp analiz edilmesi gerekmektedir. Bölümlendirme işleminde EKG sinyalinde R dalgası tercih edilmiştir. Bu sebebi R dalgasının genliğinin yüksek olması ve Pan-Tompkins algoritması [76] gibi tepe yakalama algoritmaları ile kolayca belirlenebilmesidir. Şekil 4.14'te Pan-Tompkins algoritması kullanılarak tepe noktaları belirlenmiş EKG, PPG ve ABP sinyalleri görülmektedir



Şekil 4.14. Tepe noktaları belirlenmiş EKG, PPG ve ABP sinyalleri.

R-R tepe noktalarından bölütleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Filtreleme ve taban düzeltme işlemleri sonrasında EKG ve PPG sinyallerinde ölçüm sistemine bağlı olan bozulmalar bulunmaktadır. EKG ve PPG sinyallerinin görünümlerinin kısa zaman diliminde çok fazla değişiklik göstermeyeceğinden yola çıkarak her R-R bölütlerine hareketli pencere ortalama yöntemi uygulanmıştır. 1, 5, 10 ve 15 R-R bölütü ortalama alınarak toplanmış sinyaller gürültülerden arındırılmıştır. Şekil 4.15'te hareketli pencere ortalama yöntemi ile bölütleme görülmektedir.



Şekil 4.15. Hareketli pencere ortalama yöntemi ile bölütleme.

#### 4.4. ÖZNETELİK ÇIKARTIMI

Öznitelik çıkarımı EKG ve PPG sinyallerinden türetilmiş değerler oluşturma işlemidir. EKG ve PPG sinyallerinin bazı özellikleri örneğin sinyallerin eğimleri tepe noktaları kapladıkları alan sinyallerin kendinden daha fazla tanımlayıcı olabilmektedir. Zaman, genlik, frekans ve kaotik öznitelikler sinyallerden çıkartılabilmektedir. Çıkarılan özniteliklerin sayısı orijinal sinyalin uzunluğunu geçebilmektedir. En önemli nokta tahmin sonucuna ulaşmada hangi özniteliğin daha etkin olduğunun bulunmasıdır. Yapılan çalışmada zaman, frekans ve kaotik öznitelikler EKG ve PPG sinyallerinden çıkartılmıştır. Bu özniteliklerin yanında EKG ve PPG sinyallerinde PTT hesaplanarak eklenmiştir.

#### 4.4.1. Zaman Öznitelikler

EKG ve PPG sinyalleri belirli zamanda ölçülen elektrik potansiyelinin genliği şeklinde kaydedilir. Sinyaller belirli bir örnekleme frekansında zaman serisi olarak kayıt edilirler. Zaman serisi sinyaller orijinal kayıtlardır ve çıkartılan öznitelikler doğrudan orijinal sinyallerden çıkartılır. Bu çalışmada 9 adet zaman özneliği çıkartılmıştır. Bunlar:

- Basıklık: Sinyalin tepe noktasının taban noktaya yakınlığını ve yayılmış olduğunun göstergesidir.
- Çarpıklık: Sinyalin sağa ya da sola çarpıklığının göstergesidir.
- Nabız: Kardiyak döngünün ne kadar sürede tamamlandığıdır.
- Ortalama: Bir atım için sinyalin tüm genlik değerlerinin ortalamasıdır.
- Maksimum: Sinyalin bir atımının en yüksek genlik değeridir.
- Maksimum minimum açıklığı: Sinyalin en yüksek genliği ile en düşük genliği arasındaki farktır.
- Ortalamanın karesinin karekökü (RMS): Sinyalin her atım için ortalamasının karesinin karekökü.
- Tepe faktörü: Bir sinyalin tepe noktasının ortalamasına oranıdır.

#### 4.4.2. Frekans Öznitelikler

Zaman özelliklerinin yanında frekans özellikleri de çıkarılmaktadır. Kan basınç tahmininde frekans öznelikleri kullanılmıştır. Kan basıncında meydana gelen bir değişim frekansının değişmesine neden olacaktır. Zaman domeninde anlaşılmayan bazı değişimler frekans domeninde daha iyi bulunabilmektedir. Yapılan çalışmada frekans öznelikleri çıkartılmıştır. Bunlar:

- Ortalama frekans: EKG ve PPG sinyallerinin zaman frekans dönüşümü yapılmış ve frekans spektrumu ortalaması alınmıştır.
- Medyan frekans: Zaman frekans dönüşümü yapıldıktan sonra ortanca frekans değeri bulunmuştur.
- Bant gücü: her kalp atımı zaman serisi sinyalleri frekans dönüşümü yapıldıktan sonra alt ve üst frekanslar belirlenmiş ve bu frekans bandının gücü hesaplanmıştır.

#### **4.4.3. Kaotik Öznitelikler**

Zaman ve frekans özelliklerin açıklayamadığı değişimlerdir. Bu çalışmada entropi ve fraktal boyut kaotik öznitelikleri kullanılmıştır. Entropi düzensizlik ve karmaşıklık anlamına gelmektedir [77]. Örneklem entropi, yaklaşık entropi, shannon entropi, belirsiz entropi ve permutasyon entropi öznitelikleri çıkartılmıştır. Fraktal boyut kırılmış ya da parçalanmış boyutlarıdır. Bir sinyali kareler olarak tanımlamak istendiğinde oluşan kare sayısı ve karelerin boyutları büyüdüğünde oluşan kare sayısına oranıdır. Bu çalışmada Higuchi fraktal boyut ve Katz fraktal boyutları öznitelikleri çıkartılmıştır.

#### **4.5. TAHMİN ALGORİTMASI**

İnvaziv arter kan basınç ölçümünün dışındaki tüm kan basınç ölçüm yöntemleri tahmin kullanmaktadır. Bu çalışmada noninvaziv tıkaçıcı olmayan kan basınç ölçüm yöntemi kullanılmıştır. Tıkaçıcı olmayan kan basınç ölçümünde PWV sinyali kalibrasyon için kullanılmakta ve ön kalibrasyon işleminden sonra PWV sinyaline bağlı olarak kan basıncı tahmin edilmektedir. PWV Bölüm 3.2.2’de anlatıldığı gibi birçok faktöre bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Belirli zaman aralıklarında PWV’nin tekrar kalibrasyon işlemine tabi tutulması gerekmektedir. Bu çalışmada yapay sinir ağları kullanılarak hem kalibrasyon yapılmamış hem de daha doğru ölçüm sonuçlarına ulaşılmıştır.

##### **4.5.1. Regresyon Algoritmaları**

EKG ve PPG sinyalleri ile kan basınç ölçümünde MIMIC-II veri tabanı kullanılmıştır. MIMIC-II veri tabanında EKG, PPG ve ABP sinyalleri aynı anda kaydedilmiştir. Bu veri tabanındaki ABP sinyali invaziv yöntemle hastalardan alınmış ve kaydedilmiştir. MIMIC-II veri tabanı altın ölçme tekniği olan invaziv yöntemle alınan ABP sinyali ile eğitim verileri oluşturulmuştur. Tasarlanan holter cihazından elde edilen EKG ve PPG sinyalleri eğitilmiş regresyon algoritmaları ile tahmin edilmiştir. Doğrusal regresyon, ağaç algoritmaları, destek vektör makinaları ve gausyen yöntemler ile kan basıncı tahmin edilmiştir.

##### **4.5.2. Yapay Sinir Ağları**

Biyolojik sınırlara benzetilerek karar verme, genelleme ve hatırlama gibi fonksiyonları yerine getirebilen mantıksal yazılımlardır. Biyolojik beyni oluşturan nöron sistemi yapay sinir ağlarında da mevcuttur. Nöronların birbirileri ile olan bağlantılarıyla nöron mimarisi



oluşur. Mantıksal bir nöronda bağlantı ağırlıkları, aktivasyon fonksiyonu ve toplama işlemi gerçekleşir. Bir yapay sinir ağında üç önemli unsur bulunmaktadır. Bunlar:

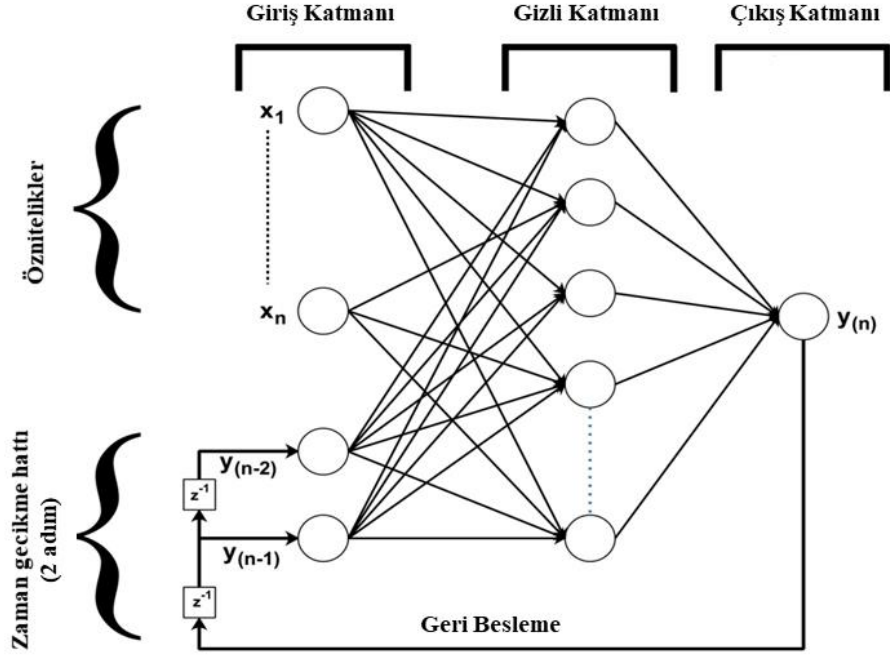
- Yapay sinir ağı mimarisi: Nöronların birbiri ile olan bağlantı yönleri ve sayılarıdır. İleri yayımlı mimariler, nöronlar arasındaki iletişim ağı girişten çıkışa doğrudur ve hesaplamalar girişten çıkışa doğru tekrarlanarak yapılır. Diğer bir mimari türü geri yayımlı mimarilerde bağlantılar hem ileriye hem de geri doğru yapılırlar.
- Öğrenme algoritmaları: Yapay sinir ağlarında bilgi nöronlar arası bağlantı ağırlıklarında tutulmaktadır. Bir yapay sinir ağı eğitilirken bu ağırlıklar hatanın optimal değerine göre hesaplanmaktadır. Ağırlıkların hesaplanmasında Levenberg-Marquardt algoritması gibi öğrenme algoritmaları kullanılmaktadır.
- Aktivasyon fonksiyonları: bir yapay sinir ağı nöronunda çıktı fonksiyonudur. Yapay sinir ağındaki düğümlerin çıktılarının transfer fonksiyonudur. Sigmoid, doğrusal, adımsal ve tanjant hiperbolik aktivasyon fonksiyon çeşitleridir. Son zamanlarda sıklıkla ReLU (Rectified Linear Unit) aktivasyon fonksiyonu sıklıkla yapay sinir ağlarında kullanılmaktadır [78].

### Önerilen Yapay sinir Ağı Mimarileri

EKG ve PPG sinyalleri periyodik zaman serisi sinyalleri olduğundan Tekrarlayan Sinir Ağları (Recurrent Neural Network RNN) yapay sinir ağı mimarisi kullanılmıştır. Bu mimaride nöron çıkış ya da nöron mimarisi çıkışı tekrar girişe geri besleme olarak bağlanması ile oluşturulur. İki farklı mimari, Doğrusal Olmayan Otoresif Eksojen Eksojen Girişler (Nonlinear Autoregressive Network with Exogenous Inputs - NARX) ve LSTM-NN bu çalışmada kullanılmıştır. Tekrarlayan sinir ağlarında geçmiş girişlerden faydalanarak tahmin yaptıkları için bu çalışmada tercih edilmişlerdir.

#### 4.5.2.1. NARX Mimarisi

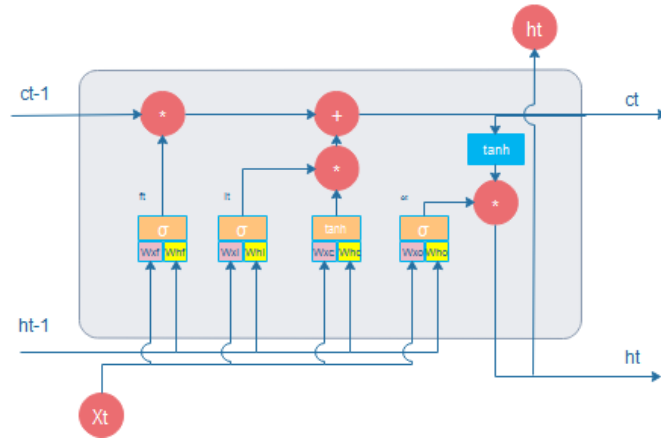
NARX ağ mimarisi klasik yapay sinir ağların mimarisi ile eğitim yönüyle aynı yapısal özellik gösteren fark olarak çıkışındaki geçmiş verileri girişe geri besleyen yapay sinir ağ mimarisidir. NARX'in klasik sinir ağlarından farkları, klasik sinir ağlarında girişler sıra ile ağın girişine uygulanır ve çıkıştan girişe tekrarlayan bir girişe herhangi bir geri besleme yoktur. NARX mimarisinde girişlerin geçmiş değerleri ve çıkışın geçmiş değerleri mimari girişine uygulanmaktadır. Bu sayede girişin ve çıkışın önceki değerleri ile tahminler gerçekleştirilmektedir. Şekil 4.16'da NARX mimarisi görülmektedir.



Şekil 4.16. NARX Mimarisi.

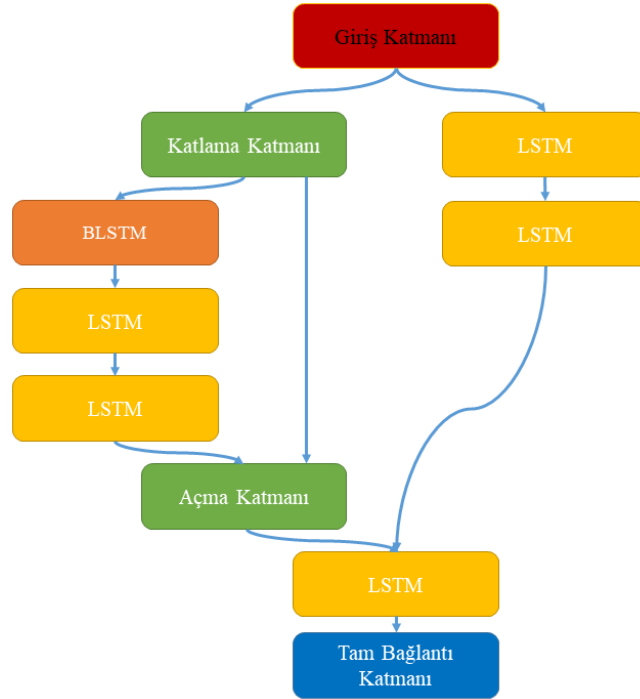
#### 4.5.2.2. LSTM-NN Mimarisi

Klasik yapay sinir ağlarında problemler çözümlenirken statik yapıda davranırlar. Eğitimlerde girişlere bağlı olarak yapay sinir ağı çıkış üretir. Çıktıdaki hata oranına bağlı olarak ağırlıklar tekrar dağıtılır ve eğitim tamamlanır. Girişten uygulanan verilerin sırası eğitimde önemli değildir. LSTM-NN’de giriş verilerinin sırası önemlidir. LSTM-NN giriş verilerindeki tekrar eden (periyodik) özelliklerin bulunmasında kullanılmaktadır. Klasik sinir ağları bir probleme cevap verirken mevcut duruma göre cevap vermektedir. RNN’ler önceki durumlar ile sonraki durum arasında bağ kurarak sonuca ulaşabilmektedir. Şekil 4.17’de bir LSTM-NN nöronu görülmektedir.



Şekil 4.17. LSTM Nöronu [78].

LSTM-NN nöronlarında kan basınç tahmininde kullanılan EKG ve PPG sinyalleri [79] bir boyutlu yarı periyodik sinyallerdir. LSTM-NN nöronunda 3 adet kapı bulunmaktadır. Giriş, çıkış ve unutmaya kapılarından oluşan LSTM-NN nöronunda mevcut durum ve bir önceki durumu bulunmaktadır. Klasik yapay sinir ağı nöronunda bir giriş ve bir çıkış bulunurken LSTM-NN te girişi ve çıkışı kontrol eden kapılar bulunmaktadır. LSTM-NN performansı makine öğrenmesi yöntemlerine oranla çok daha yüksektir. Oluşturulan LSTM mimarisinde katlama yapısı kullanılmıştır. Şekil 4.18’de kullanılan LSTM-NN mimarisi görülmektedir.

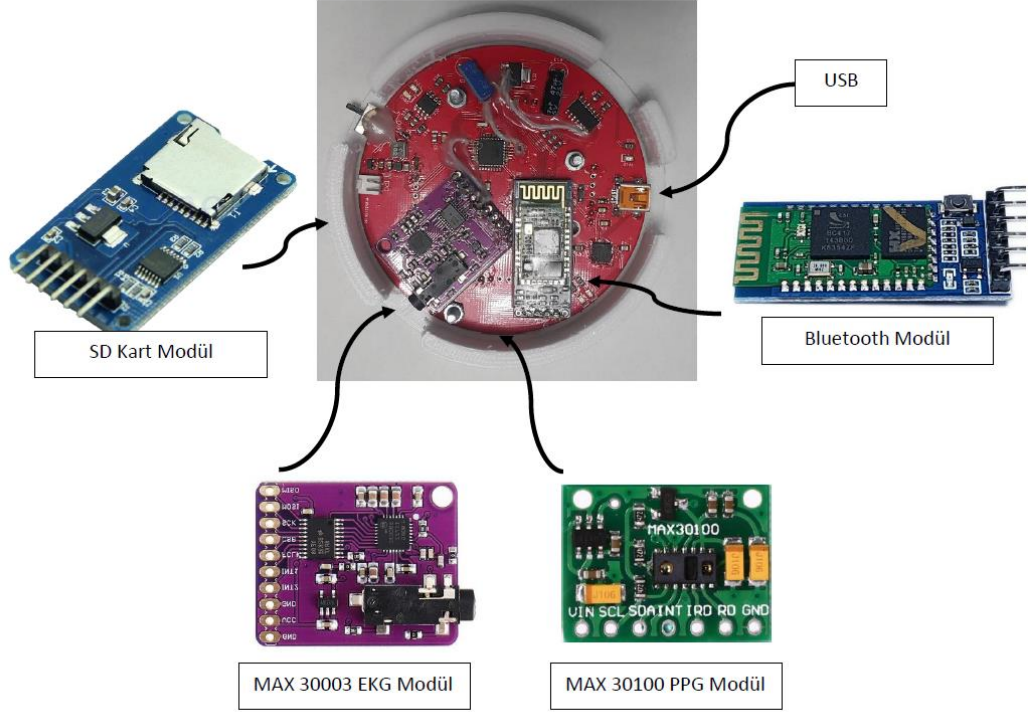


Şekil 4.18. LSTM-NN Mimarisi.

Son zamanlarda geliştirilen derin öğrenme sinir ağı mimarilerinde dallandırılmış yapılar kullanılmaktadır. Mimarinin veri giriş kısmında sinir ağı dallara ayrılıp en son birleştirme yapılarında birleştirilmektedir. Her sinir dal farklı öğrenme gerçekleştirdiği için en son tüm dallardaki bilgiler toplanarak birleştirilmektedir. Nöronlar kendi içinde veriyi tekrarladığı ve farklı dallarda farklı veriler analiz edildiğinden dolayı yapay sinir ağı mimarisinin tahmin performansı yüksek çıkmaktadır.

## 5. TANSİYON HOLTER CİHAZI

Bu bölümde tasarlanan tansiyon holter cihazının içyapısı hakkında bilgi verilecektir. Bölüm 3.3'te ölçüm yöntemi hakkında detaylı bilgi verilmiştir. Tansiyon holteri oluşturan modüller ve tansiyon holterin çalışması anlatılacaktır. Şekil 5.1'de tansiyon holter cihazı görülmektedir.



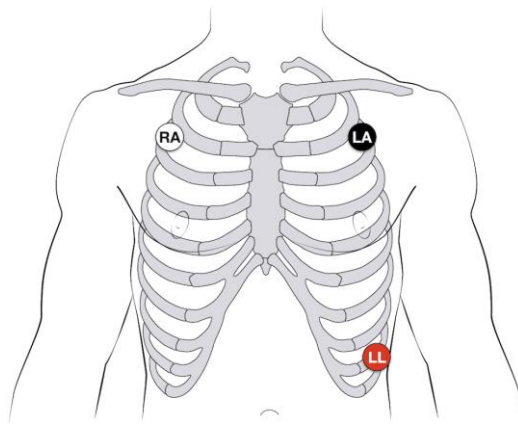
Şekil 5.1. Tansiyon holter cihazı.

Tansiyon holter cihazı modüler olarak tasarlanmıştır. Holter cihazları 24 saat ve daha uzun süreli hasta üzerinden verileri toplamak için kullanılan cihazlardır. Sağlık sektöründe halen ritim holter ve tansiyon holter kullanılmaktadır. Ritim holterler hasta üzerinden 24-48 saat EKG verisini kayıt ederler. Tansiyon holterler Bölüm 3.3'te anlatıldığı gibi 30-60 dakika aralıklarında oskültasyon yöntemi ile kan basıncını ölçerek kayıt ederler. Holterlerdeki genel amaç istenilen verilerin toplanmasıdır. Karar verici mekanizma sağlık personelidir. Ritim holterden alınan verileri hekim inceleyerek kalp ritim bozukluğu olup olmadığının kararını verir. Tansiyon holterlerde de aynı durum söz konusudur. Cihaz tansiyon ölçümleri olarak kaydeder. Uzman hekim yüksek tansiyon olup olmadığına karar verir. Bu çalışmadaki amaç tansiyon holter ile tansiyon kaydetmek değildir. Tansiyon ölçümünde kullanılan EKG ve PPG sinyalleri tansiyon holter ile

ölçülüp kaydedilmektedir. Tansiyon holter hastaya yerleştirildiğinde ölçümler otomatik olarak başlatılır. Kesintisiz olarak uzman hekimin belirlediği süre zarfında ölçümler alınır ve kaydedilir. EKG ve PPG sinyalleri SD kart modülüne anlık olarak zaman bilgisi ile daha sonradan kullanılmak üzere kayıt edilir. Tansiyon holter üzerinde bulunan bluetooth modülü ya da doğrudan SD hafıza kartı ile veriler bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Bilgisayara aktarılan EKG ve PPG sinyalleri ile zaman bilgisi doğrudan çizdirilebilir ya da kan basınç hesaplanması için analiz edilirler. Tansiyon holterde kullanılan modüller kısaca açıklanacaktır.

### 5.1. EKG MODÜLÜ

MAX 30003 tek kanal EKG modülüdür. Modülün sağ kol, sol kol ve sol bacak olmak üzere 3 adet elektrot girişi bulunmaktadır. EKG elektrotları tek kullanımlık AgCl jelli elektrotlardır. Vücut üzerinde doğru noktalara elektrotlar yerleştirilerek ölçümler alınmıştır. Vücut yüzeyinden ölçülen EKG sinyalleri seri iletişim kanalı ile mikrodenetleyici karta aratılmıştır. Mikrodenetleyici kart ile EKG sinyalinin örnekleme frekansı belirlenerek veriler SD hafıza modülüne kayıt edilmiştir. Şekil 5.2’de tansiyon holter ve EKG elektrotlarının yerleşimi görülmektedir.



Şekil 5.2. Tansiyon Holter EKG elektrot yerleşimi.

### 5.2. PPG MODÜLÜ

MAX 30100 PPG sensör modülü kullanılmıştır. Modül üzerinde 660 nm kırmızı led, 880nm kızıl ötesi (IR) LED ve fotosensör bulunmaktadır. Ölçümün yapıldığı ortamın ışığı foto sensörü etkilediğinden dolayı IR led kullanılmıştır. PPG sensörü sol işaret parmağına

bir atel ile tutturulmuştur. Sol işaret parmağındaki PPG sensörü tansiyon holter cihazına kablo kola sabitlenerek bağlantı yapılmıştır. Tansiyon holterin ilk tasarım aşamasında göğüs bölgesinden PPG sinyallerinin ölçülmesi planlanmış fakat modülün ışık şiddeti ve fotosensörün otomatik kazancı bu bölgeden ölçüm alınamamasına neden olmuştur. Şekil 5.3'te parmak PPG yerleşimi görülmektedir.

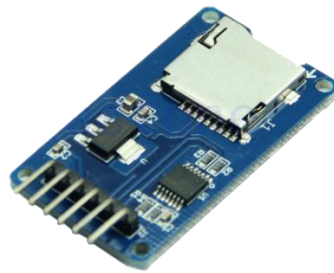


Şekil 5.3. PPG Sensörü Parmak Yerleşimi.

MAX30100'den alınan PPG sinyalleri seri iletişimle mikrodenetleyicinin bulunduğu tansiyon holtere aktarılmıştır. Mikrodenetleyici belirlenen örnekleme frekansı ile PPG sinyalini kayıt eder ve zaman bilgisini oluşturur. Aynı EKG de olduğu gibi PPG sinyali de SD kart modülüne kayıt edilir. Doğrudan SD kart ile ya da bluetooth ile bilgisayar ortamına aktarılıp analizler gerçekleştirilebilir.

### 5.3. SD KART MODÜLÜ

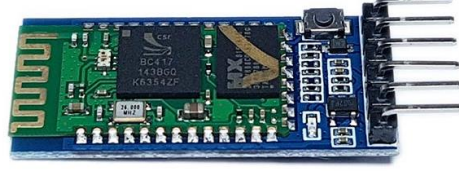
Holterler veri kaydedicilerdir. Bu çalışmada EKG ve PPG verileri SD kart modülüne kaydedilmiştir. Veriler arasındaki senkronizasyonun bozulmaması için bir EKG örneği ardından bir PPG örneği kayıt edilmiştir. Bu sayede ölçülen sinyallerde bir zaman kayması oluşmamıştır. Kullanılan modül mikro SD kart modülüdür. 24-48 saatlik verinin kayıt edilebileceği kapasitededir. Şekil 5.4'te Mikro SD kart Modülü görülmektedir.



Şekil 5.4. Mikro SD Kart Modülü.

#### 5.4. BLUETOOTH MODÜLÜ

Kaydedilen EKG ve PPG sinyallerinin kaydedilen verilerin bilgisayara aktarımının diğeri bir yöntemi bluetooth modülüdür. HC-05 modülü mikrodenetleyici ile seri iletişim kurarak SD kartta kayıtlı verileri bilgisayar ortamına kablosuz olarak aktarmaktadır. Şekil 5.5'te HC-05 bluetooth modülü görülmektedir.



Şekil 5.5. HC-05 Bluetooth Modülü.

## 6. BULGULAR VE TARTIŞMA

Kan basınç ölçüm cihazları Bölüm 3'te detaylı bir şekilde anlatılmıştır. Kan basınç ölçüm cihazlarının yaptığı ölçümlerin doğruluğunun belirlenmesi gerekmektedir. Kan basınç ölçüm cihazlarının altın standart olan invaziv arter içi basınç ölçme yöntemi ile karşılaştırılıp ölçüm doğruluklarının belirlenmesi gerekmektedir. İnvaziv kan basınç ölçüm yöntemleri uzman operatör hekim tarafından hastane ortamında yapıldığından bunun yerine klinik uygunluğu bulunan oskültasyon yöntemi ile karşılaştırılmaktadırlar. Kan basınç ölçü aletleri BHS ve ANSI/AAMI SP10:2002 standartlarına uygunluğu test edilmektedir. Bu çalışmada kan basınç ölçümü holter cihazında değil, EKG ve PPG sinyalleri bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra yapay sinir ağları ile kan basınç ölçümleri yapılmıştır. Standartlara uygunluk testinden önce tansiyon holterin başarımlarının ölçülmesi gerekmektedir. Tansiyon holterin yaptığı ölçümlerdeki hata oranı bulunarak ölçüm doğruluğu bulunabilecektir. Tasarlanan tansiyon holter cihazının hata performansı: Ortalama Hatanın Karesinin Karekökü (Root Mean Square Error - RMSE), Ortalama Mutlak Hata (Mean Absolute Error - MAE), Korelasyon Deteminasyonu (Corelasyon of Determination -  $R^2$ ) ve Ortalama Hatanın Karesi (Mean Square Error - MSE) performans kriterleri ile değerlendirilmiştir.

$$MSE = \frac{1}{n} * \sum_{j=1}^n (Y_j - \hat{Y}_j)^2 \quad (6.1)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} * \sum_{j=1}^n (Y_j - \hat{Y}_j)^2} \quad (6.2)$$

$$r^2 \Rightarrow r = \frac{n(\sum(Y_j * \hat{Y}_j)) - \sum Y_j * \sum \hat{Y}_j}{\sqrt{[n \sum Y_j^2 - (\sum Y_j)^2] * [n \sum \hat{Y}_j^2 - (\sum \hat{Y}_j)^2]}} \quad (6.3)$$

$Y_j$  = Gerçek değer,  $\hat{Y}_j$  = Tahmin edilen değer,  $n$  = Tahmin sayısıdır.

### 6.1. REGRESYON ALGORİTMALARI PERFORMANS SONUÇLARI

Bu çalışmada beş farklı regresyon algoritması ile zaman, frekans ve kaotik öznelikler kullanılarak kan basınç tahminleri yapılmıştır. Regresyon algoritmaları ile kan basınç ölçüm sonuçlarının performans değerleri hesaplanmıştır. Regresyon algoritmalarından



Doğrusal Regresyon (Linear Regression- LR), Ağaç Algortimaları (Coarse Tree – CT), Destek Vektör Makineleri (Gaussian Support Vector Machine – SVM), Ağaç Algortimaları (Bagged Tree- BT), Gausiyen Regresyon (Gaussian process regression - GPR Matern 5/2) kan basınç tahmininde kullanılmışlardır. Çizelge 6.1’de Regresyon modelleri ve performans değerleri verilmiştir. EKG ve PPG sinyallerinden çıkartılan zaman, frekans ve kaotik öznitelikler ayrı ayrı kan basınç tahmininde kullanılmış ve PPG sinyalinden çıkartılan kaotik özniteliklerin EKG sinyaline oranla daha doğru sonuçlar verdiği görülmüştür. Çizelge 6.1-6.2-6.3’den yola çıkarak kan basınç tahmininde PPG sinyalinin özelliklerinin kan basınç ölçümünde daha yüksek performans gösterdiği görülmüş, kaotik öznitelikler ile yapılan kan basınç tahminlerinin zaman ve frekans öznitelikler ile yapılan kan basınç tahminlerine göre daha doğru tahmin sonuçları verdiği görülmektedir. Çizelge 6.1’de zaman özniteliklerin regresyon algortimaları ile performans değerlendirmesi, Çizelge 6.2’de kaotik özniteliklerin regresyon algortimaları ile performans değerlendirmesi, Çizelge 6.3’te Frekans özniteliklerin regresyon algortimaları ile performans değerlendirmesi görülmektedir. Çizelgelere bakıldığında sistolik kan basıncı tahminindeki hata oranlarının diyastolik kan basıncı tahminine oranla daha yüksek olduğu görülmektedir. EKG ve PPG sinyalleri filtrelenip gürültüler temizlendikten sonra bir kalp atımı, 5 kalp atımı, 10 kalp atımı ve 15 kalp atımı olarak Bölüm 4.3’te anlatıldığı gibi bölütleme işleminden geçirilmişlerdir. Bölütlenen EKG ve PPG sinyallerinden zaman, frekans ve kaotik öznitelikler çıkartılmıştır. Çizelge 6.1-6.2-6.3’de regresyon algortimalarının performans sonuçları görülmekte olup koyu ile gösterilen sonuçlar beş farklı algortimada en iyi performans sonuçlarını göstermektedir. Kullanılan regresyon algortimaları arasında GPR Matern 5/2 algortimasının diğer regresyon algortimalarına oranla tahmin sonuçlarının iyi olduğu görülmektedir. Çizelge 6.1’e bakıldığında, 15 kalp atımı PPG sinyalinden çıkartılan kaotik öznitelikler ile yapılan kan basınç tahmininde RMSE= 1,61 değerine GPR Matern 5/2 algortimasının ulaşarak en iyi sonucu verdiği görülmektedir. Regresyon algortimaları giriş ve çıkışlardaki ilişkiye bakarak çalışmaktadırlar. Giriş olmadığı zaman ya da giriş ile sonuç arasındaki ilişki azaldığında performansları düşmektedir. Regresyon algortimalarında girişteki verilerin sıralamasının bir önemi bulunmamaktadır. Regresyonda sadece girişteki veri ile çıkıştaki veri arasında bir denklem ya da matematiksel bir ifade uydurularak tahmin edilemeye çalışılır. Kan basıncı otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilen birçok etkene bağlı olarak değişen bir sistemdir. Bundan dolayı regresyon algortimaları kan basınç tahmininde yetersiz kalmaktadır.

Çizelge 6.1. Kaotik özniteliklerin regresyon algoritmaları ile performans değerlendirilmesi.

<b>Regresyon Algoritmaları</b>															<b>Kaotik Öznitelikler</b>																			
															GPR Matern 5/2					BT					SVM					CT				
MAE	MSE	R2	RMSE		MAE	MSE	R2	RMSE		MAE	MSE	R2	RMSE		MAE	MSE	R2	RMSE		MAE	MSE	R2	RMSE		MAE	MSE	R2	RMSE		MAE	MSE	R2	RMSE	
2,72	13,5	0,2	3,67		<b>2,65</b>	<b>13,1</b>	<b>0,2</b>	<b>3,62</b>		2,89	15	0,1	3,87		2,78	14,5	0,12	3,8		3,24	389	-22,6	19,73		3,24	389	-22,6	19,73		3,24	389	-22,6	19,73	
1,61	4,42	0,3	2,1		<b>1,6</b>	<b>4,32</b>	<b>0,3</b>	<b>2,07</b>		1,72	4,96	0,2	2,22		1,69	4,81	0,19	2,19		1,87	5,08	-7,6	7,12		1,87	5,08	-7,6	7,12		1,87	5,08	-7,6	7,12	
<b>2,25</b>	<b>10,4</b>	<b>0,4</b>	<b>3,22</b>		2,41	11,3	0,3	3,35		2,76	14	0,2	3,73		2,67	13,4	0,19	3,65		2,86	14,6	0,11	3,82		2,86	14,6	0,11	3,82		2,86	14,6	0,11	3,82	
<b>1,42</b>	<b>3,43</b>	<b>0,4</b>	<b>1,85</b>		1,51	3,84	0,4	1,96		1,73	4,94	0,2	2,22		1,65	4,62	0,22	2,14		1,78	5,17	0,13	2,27		1,78	5,17	0,13	2,27		1,78	5,17	0,13	2,27	
<b>1,96</b>	<b>8,55</b>	<b>0,5</b>	<b>2,92</b>		2,23	9,73	0,4	3,11		2,69	13,1	0,2	3,61		2,57	12,3	0,25	3,5		2,8	13,7	0,17	3,7		2,8	13,7	0,17	3,7		2,8	13,7	0,17	3,7	
<b>1,19</b>	<b>2,57</b>	<b>0,6</b>	<b>1,6</b>		1,41	3,36	0,4	1,83		1,75	5,01	0,2	2,23		1,67	4,61	0,22	2,14		1,8	5,24	0,11	2,28		1,8	5,24	0,11	2,28		1,8	5,24	0,11	2,28	
<b>1,79</b>	<b>7,45</b>	<b>0,6</b>	<b>2,72</b>		2,15	9,12	0,5	3,02		2,66	12,8	0,2	3,57		2,57	12	0,27	3,46		2,77	13,4	0,19	3,65		2,77	13,4	0,19	3,65		2,77	13,4	0,19	3,65	
<b>1,21</b>	<b>2,62</b>	<b>0,6</b>	<b>1,61</b>		1,42	3,4	0,4	1,84		1,75	5	0,2	2,23		1,68	4,67	0,21	2,16		1,8	5,24	0,11	2,28		1,8	5,24	0,11	2,28		1,8	5,24	0,11	2,28	
2,96	15,4	0,1	3,92		<b>2,93</b>	<b>15,2</b>	<b>0,1</b>	<b>3,9</b>		2,98	15,9	0	3,98		3,11	16,7	-0	4,48		3	15,9	0,04	3,98		3	15,9	0,04	3,98		3	15,9	0,04	3,98	
<b>1,76</b>	<b>5,14</b>	<b>0,1</b>	<b>2,26</b>		1,74	5,55	0,2	2,34		1,82	5,48	0,1	2,34		1,82	5,54	0,06	2,35		1,84	5,58	0,06	2,36		1,84	5,58	0,06	2,36		1,84	5,58	0,06	2,36	
2,93	15,2	0,1	3,89		<b>2,87</b>	<b>14,6</b>	<b>0,1</b>	<b>3,81</b>		2,98	15,8	0	3,97		3,04	16,2	0,02	4,02		3	15,9	0,04	3,98		3	15,9	0,04	3,98		3	15,9	0,04	3,98	
1,75	5,09	0,1	2,25		<b>1,71</b>	<b>4,89</b>	<b>0,2</b>	<b>2,21</b>		1,82	5,49	0,1	2,34		1,81	5,42	0,08	2,32		1,83	5,52	0,06	2,35		1,83	5,52	0,06	2,35		1,83	5,52	0,06	2,35	
2,83	14,3	0,1	3,77		<b>2,73</b>	<b>13,4</b>	<b>0,2</b>	<b>3,65</b>		2,96	15,5	0,1	3,93		2,97	15,4	0,07	3,92		3	15,8	0,04	3,96		3	15,8	0,04	3,96		3	15,8	0,04	3,96	
1,72	4,85	0,2	2,2		<b>1,66</b>	<b>4,53</b>	<b>0,2</b>	<b>2,13</b>		1,84	5,55	0,1	2,35		1,81	5,31	0,1	2,3		1,85	5,63	0,05	2,37		1,85	5,63	0,05	2,37		1,85	5,63	0,05	2,37	
2,59	12,7	0,2	3,55		<b>2,54</b>	<b>11,7</b>	<b>0,3</b>	<b>3,42</b>		2,92	15,3	0,1	3,9		2,91	14,8	0,1	3,84		2,97	15,6	0,05	3,94		2,97	15,6	0,05	3,94		2,97	15,6	0,05	3,94	
1,58	4,19	0,3	2,04		<b>1,58</b>	<b>4,11</b>	<b>0,3</b>	<b>2,02</b>		1,83	5,54	0,1	2,35		1,76	5,04	0,15	2,24		1,86	5,71	0,03	2,39		1,86	5,71	0,03	2,39		1,86	5,71	0,03	2,39	

Çizelge 6.2. Zaman özniteliklerin regresyon algoritmaları ile performans değerlendirmesi.

Regresyon Algoritmaları																					
GPR Matern 5/2						BT			SVM			CT			LR			Öznitelikler (1,5,10,15)			
MAE	MSE	R2	RMSE	MAE	RMSE	MSE	R2	RMSE	MAE	MSE	R2	RMSE	MAE	MSE	R2	RMSE	MAE		MSE	R2	RMSE
2,88	14,3	0,1	3,78	<b>2,87</b>	<b>14,3</b>	<b>0,1</b>	<b>3,78</b>	2,95	15,4	0,1	3,92	3,05	15,4	0,1	3,92	2,96	16,1	0,02	4,01	4,01	EKG zamansis
<b>1,69</b>	<b>4,79</b>	<b>0,2</b>	<b>2,18</b>	1,69	4,81	0,2	2,19	1,8	5,34	0,1	2,31	1,78	5,33	0,1	2,3	1,82	6,03	-0	2,45	2,45	EKG zamandis
<b>2,66</b>	<b>12,9</b>	<b>0,2</b>	<b>3,58</b>	2,67	13	0,2	3,6	2,97	15,8	0	3,97	2,89	14,8	0,1	3,84	3,01	16,2	0,01	4,03	4,03	EKG timesis5
<b>1,6</b>	<b>4,38</b>	<b>0,3</b>	<b>2,09</b>	1,61	4,43	0,3	2,1	1,79	5,33	0,1	2,3	1,75	5,19	0,1	2,27	1,85	5,64	0,04	2,37	2,37	EKG zamandis5
<b>2,33</b>	<b>10,6</b>	<b>0,4</b>	<b>3,25</b>	2,51	11,7	0,3	3,41	2,94	15,6	0,1	3,94	2,83	14,2	0,1	3,76	2,99	15,9	0,03	3,98	3,98	EKG zamansis10
<b>1,46</b>	<b>3,64</b>	<b>0,4</b>	<b>1,91</b>	1,52	3,88	0,3	1,97	1,79	5,32	0,1	2,3	1,71	4,86	0,2	2,2	1,85	5,58	0,06	2,36	2,36	EKG zamandis10
<b>1,94</b>	<b>8,16</b>	<b>0,5</b>	<b>2,85</b>	2,31	10,1	0,4	3,18	2,92	15,3	0,1	3,91	2,77	13,5	0,2	3,67	2,98	15,8	0,04	3,97	3,97	EKG zamansis15
<b>1,26</b>	<b>2,85</b>	<b>0,5</b>	<b>1,68</b>	1,43	3,45	0,4	1,86	1,8	5,27	0,1	2,29	1,67	4,69	0,2	2,16	1,85	5,56	0,06	2,35	2,35	EKG zamandis15
2,56	12,1	0,3	3,47	<b>2,56</b>	<b>12</b>	<b>0,3</b>	<b>3,46</b>	2,67	13,3	0,2	3,65	2,66	12,8	0,2	3,57	2,81	14,9	0,1	3,85	3,85	PPG zamansis
<b>1,47</b>	<b>3,79</b>	<b>0,4</b>	<b>1,94</b>	<b>1,46</b>	<b>3,74</b>	<b>0,4</b>	<b>1,93</b>	1,5	3,93	0,3	1,98	1,54	4,04	0,3	2,02	1,58	4,38	0,26	2,09	2,09	PPG zamandis
<b>2,28</b>	<b>10,4</b>	<b>0,4</b>	<b>3,21</b>	2,41	10,9	0,3	3,29	2,63	12,9	0,2	3,59	2,58	12,2	0,3	3,48	2,71	13,4	0,19	3,65	3,65	PPG zamansis5
<b>1,44</b>	<b>3,62</b>	<b>0,4</b>	<b>1,9</b>	1,47	3,72	0,4	1,93	1,54	4,1	0,3	2,02	1,58	4,28	0,3	2,06	1,6	4,38	0,26	2,09	2,09	PPG zamandis5
<b>2,16</b>	<b>9,48</b>	<b>0,4</b>	<b>3,48</b>	2,31	9,99	0,4	3,16	2,6	12,3	0,3	3,51	2,58	12,2	0,3	3,49	2,77	13,8	0,16	3,71	3,71	PPG zamansis10
<b>1,41</b>	<b>3,43</b>	<b>0,4</b>	<b>1,85</b>	1,44	3,58	0,4	1,89	1,57	4,14	0,3	2,03	1,58	4,24	0,3	2,05	1,63	4,47	0,24	2,11	2,11	PPG zamandis10
<b>1,97</b>	<b>8,01</b>	<b>0,5</b>	<b>2,83</b>	2,21	9,15	0,4	3,02	2,57	11,9	0,3	3,44	2,55	12,1	0,3	3,47	2,61	12,2	0,26	3,48	3,48	PPG zamansis15
<b>1,34</b>	<b>3,14</b>	<b>0,5</b>	<b>1,77</b>	1,43	3,49	0,4	1,86	1,6	4,24	0,3	2,05	1,58	4,25	0,3	2,06	1,63	4,38	0,26	2,09	2,09	PPG zamandis15

Çizelge 6.3. Frekans öz niteliklerin regresyon algoritmaları ile performans değerlendirmesi.

Regresyon Algoritmaları															Öz nitelikler (1,5,10,15)						
GPR Matern 5/2					BT			SVM			CT			LR			Frekans Öz nitelikler				
MAE	MSE	R2	RMSE		MAE	MSE	R2	RMSE	MAE	MSE	R2	RMSE	MAE	MSE	R2	RMSE		MAE	MSE	R2	RMSE
2,73	13,5	0,2	3,67		2,75	13,9	0,2	3,73	2,76	14,1	0,2	3,75	2,86	15	0,1	3,87	2,86	15,2	0,1	3,89	PPG frekdis
1,51	3,87	0,3	1,96		1,54	4	0,3	2	1,54	4,06	0,3	2,01	1,58	4,19	0,3	2,04	1,63	4,58	0,2	2,14	PPG frekdis
2,71	13,2	0,2	3,63		2,72	13,5	0,2	3,67	2,79	14,2	0,1	3,76	2,84	14,8	0,1	3,85	2,88	15,3	0,1	3,91	PPG frekdis5
1,55	4,03	0,3	2		1,55	4,01	0,3	2	1,6	4,25	0,3	2,06	1,62	4,39	0,3	2,09	1,65	4,64	0,2	2,15	PPG frekdis5
2,65	12,7	0,2	3,55		2,67	12,9	0,2	3,58	2,78	13,9	0,2	3,72	2,82	14,6	0,1	3,81	2,88	15,1	0,1	3,89	PPG frekdis 10
1,56	4,07	0,3	2,01		1,57	4,1	0,3	2,02	1,61	4,31	0,3	2,07	1,63	4,41	0,3	2,1	1,67	4,7	0,2	2,17	PPG frekdis10
2,52	11,5	0,3	3,38		2,55	11,8	0,3	3,43	2,64	12,6	0,2	3,54	2,72	13,5	0,2	3,67	2,73	13,5	0,2	3,67	PPG frekdis 15
1,55	4,03	0,3	2		1,55	4,04	0,3	2,01	1,61	4,3	0,3	2,07	1,62	4,36	0,3	2,08	1,67	4,69	0,2	2,16	PPG frekdis15
2,97	15,6	0,1	3,94		2,97	15,4	0,1	3,92	3	16	0	4	3,09	16,4	0	4,05	3,02	16,1	0	4,01	EKG frekdis
1,8	5,29	0,1	2,3		1,79	5,26	0,1	2,29	1,84	5,59	0,1	2,36	1,85	5,58	0,1	2,36	1,87	5,72	0	2,39	EKG frekdis
2,97	15,5	0,1	3,93		2,92	15,1	0,1	3,88	3	16	0	4	3,05	16,2	0	4,02	3,02	16,1	0	4	EKG frekdis5
1,81	5,38	0,1	2,32		1,78	5,25	0,1	2,29	1,84	5,61	0,1	2,36	1,85	5,59	0,1	2,36	1,87	5,71	0	2,39	EKG frekdis5
2,98	15,6	0,1	3,94		2,86	14,4	0,1	3,79	3,01	16	0	4	3,01	15,9	0	3,98	3,02	16,1	0	4	EKG frekdis10
1,77	5,05	0,2	2,24		1,67	5,54	0,2	2,13	1,84	5,58	0,1	2,36	1,76	4,99	0,2	2,23	1,87	5,71	0	2,38	EKG frekdis10
2,97	15,5	0,1	3,94		2,78	13,7	0,2	3,69	3	16	0	3,99	2,93	15,1	0,1	3,89	3,02	16,1	0	4	EKG frekdis15
1,77	5,09	0,1	2,25		1,68	4,59	0,2	2,14	1,84	5,6	0,1	2,36	1,76	5	0,2	2,23	1,87	5,72	0	2,39	EKG frekdis15

## 6.2. YAPAY SİNİR AĞLARI PERFORMANS SONUÇLARI

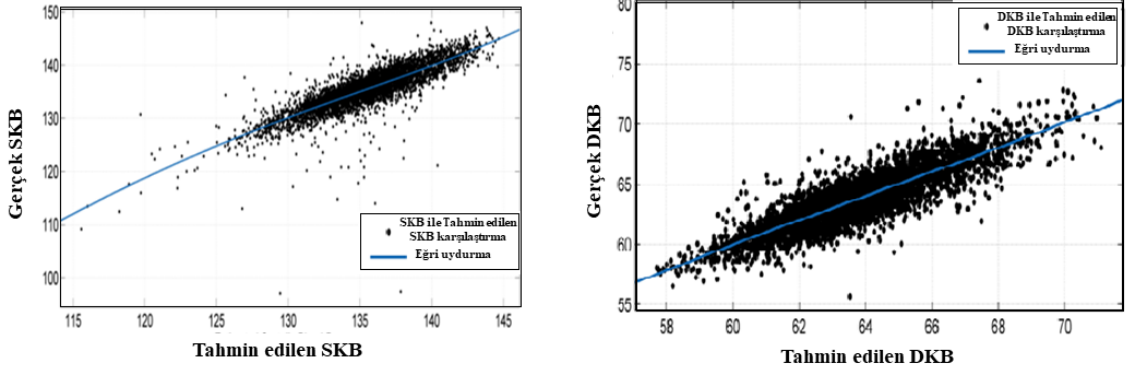
Regresyon algoritmaları ile kan basınç tahmininde 15 kalp atım bölütlenmiş kaotik ve zaman özniteliklerden en iyi performans değerlerini sağlamışlardır. Buda 15 kalp atımı bölütleme işlemi uygulanmış EKG ve PPG sinyallerinin tahmin sonuçlarının performansına etkisinin en yüksek olduğunu göstermektedir. Bu çalışmada NARX ve LSTM-NN tekrarlamalı yapay sinir ağları kullanılmış ve regresyon algoritmalarında en iyi sonuçları veren öznitelikler NARX ve LSTM-NN’de yapay sinir ağı mimarilerinde kan basınç tahmin işleminde giriş olarak kullanılmıştır. Çizelge 6.4’de NARX ve LSTM-NN’in kan basınç ölçüm performansları görülmektedir.

Çizelge 6.4. NARX ve LSTM-NN’in kan basınç ölçüm performansları.

Dinamik Yapay Sinir Ağları Performans Ölçütleri			NARX-NN Mimarisi			LSTM-NN Mimarisi		
			MSE	R <sup>2</sup>	RMSE	MSE	R <sup>2</sup>	RMSE
Veri tabanındaki EKG ve PPG sinyalleri	Sistolik Kan Basıncı	Kaotik öznitelikler	4,32	0,7	2,2	2,75	0,75	1,67
		Zaman öznitelikler	3,25	0,69	2,23	2,62	0,78	1,56
	Diyastolik Kan Basıncı	Kaotik öznitelikler	2,09	0,74	1,21	1,27	0,69	0,85
		Zaman öznitelikler	1,73	0,73	1,24	1,21	0,72	0,78
Tasarlanan holter cihazı ile kaydedilen EKG ve PPG sinyalleri	Sistolik Kan Basıncı	Kaotik öznitelikler	-	-	-	7,78	<b>0,99</b>	2,78
	Diyastolik Kan Basıncı	Zaman öznitelikler	-	-	-	0,94	<b>0,97</b>	0,97

LSTM ve NARX yapay sinir ağı mimarileri karşılaştırıldığında, sistolik kan basınç değerinin tahmininde LSTM sinir ağı R<sup>2</sup> performansının 0,78 (gerçek sinyal R<sup>2</sup>=1 olur) NARX sinir ağı R<sup>2</sup> performansının 0,7 olduğu görülmektedir. LSTM sinir ağı kan basınç tahmininde NARX sinir ağına göre daha doğru sonuçlar göstermektedir. Diyastolik kan basıncında NARX sinir ağı R<sup>2</sup>= 0,74, LSTM sinir ağı R<sup>2</sup>=0,72’dir. Diyastolik kan basıncı içinde NARX sinir ağının LSTM sinir ağına göre daha iyi tahminler yaptığını göstermektedir. Tasarlanan holter cihazı ile kayıt edilen EKG ve PPG sinyalleri LSTM-NN mimarisinde kan basınç tahmininde kullanılmıştır. Sistolik kan basınç tahmini için R<sup>2</sup>=0,99 ve diyastolik kan basıncı için R<sup>2</sup>=0,97 değerlerine ulaşılmıştır.

Şekil 6.1’de LSTM sinir ağı ile sistolik ve diyastolik kan basınç tahminleri eğri uydurma işlemleri ve eğrinin formülü gösterilmiştir. Uydurulan eğri için p1-p5 katsayıları %95 güven aralığındadır.



Şekil 6.1. LSTM tahmin sonuçları eğri uydurma.

Şekil 6.1’de uydurulan eğrilerin grafiklerinde tahmin sonuçlarının eğri etrafında toplandığı görülmektedir. Noktaların eğriye uzak ve dağınık olmaları tahmin sonuçlarının gerçek sonuçlara uzak olduğunu göstermektedir.

$$f(x) = p_1x^4 + p_2x^3 + p_3x^2 + p_4x + p_5 \quad (6.4)$$

95% güven sınırı

$$p_1 = 1,123 \times 10^{-5}$$

$$p_2 = -0,005405$$

$$p_3 = 0,9599$$

$$p_4 = -73,23$$

$$p_5 = 2095$$

$$f(x) = p_1x^4 + p_2x^3 + p_3x^2 + p_4x + p_5 \quad (6.5)$$

95% güven sınırı

$$p_1 = 2,078 \times 10^{-5}$$

$$p_2 = -0,004748$$

$$p_3 = 0,3989$$

$$p_4 = -13,51$$

$$p_5 = 190,9$$

Denklem (6.4) ve (6.5) ile LSTM sinir ağının tahmin sonuçları uydurulmuş eğri eşitliği görülmektedir.

Bu çalışmada önerilen sinir ağı mimarisi regresyon grafikleri üzerinden tahmin verileri

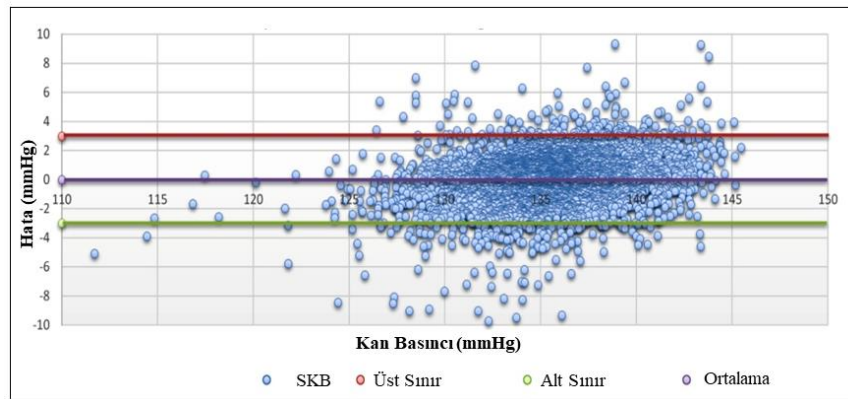
ve gerçek veriler arasındaki ilişkiyi anlamak çok zordur. Regresyon grafikleri tahmin verilerinin gerçek verilere ne kadar benzediği hakkında çok bilgi vermezler. Bland Altman grafiği ile tahmin performansını anlamak daha kolay olmaktadır. Şekil 6.2’de LSTM sinir ağının sistolik ve diyastolik kan basınç tahmin sonuçlarının Bland-Altman grafikleri görülmektedir. Bland Altman grafiğinde;

Ortalama hata,

Ortalama hata + 1,96 x Standart sapma (Üst sınır, toplam sinyalin %95’i -1,96 x standart sapma)

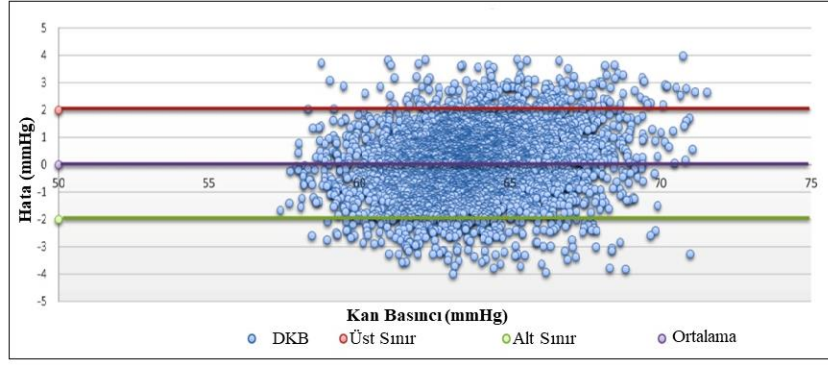
Ortalama hata – 1,96 x Standart sapma (Alt sınır, toplam sinyalin %95’i -1,96 x standart sapma)

Hesaplamalar yapıldıktan sonra tahmin sonuçları Bland Altman grafiğine aktarılır. Şekil 6.2’de LSTM sinir ağı ile tahmin edilmiş sistolik ve diyastolik kan basınç değerleri Bland Altman grafikleri görülmektedir. Bland Altman grafiğinde: Sistolik kan basın tahmini için, ortalama hata = -0,01056 mmHg, üst sınır (ortalama + (1,96 \* Standart sapma)) = 4,42482 mmHg ve alt sınır (ortalama - (1,96 \* Standart sapma)) = -4,26861 mmHg olarak hesaplanmıştır. Diyastolik kan basınç tahmini için, ortalama hata = 0.0866 mmHg, üst sınır (ortalama + (1,96 \* Standart sapma)) = 2,5906 mmHg ve alt sınır (ortalama - (1,96 \* Standart sapma)) = -2,4174mmHg olarak hesaplanmıştır.



a)

Şekil 6.2. LSTM sinir ağı tahmin performansı Bland Altman grafiği, a) Sistolik kan basıncı, b) Diyastolik kan basıncı.



b)

Şekil 6.2. (devam) LSTM sinir ağı tahmin performansı Bland Altman grafiği, a) Sistolik kan basıncı, b) Diyastolik kan basıncı.

Yapılan çalışmada tansiyon holter cihazı tasarlanmış ve sonuçları performans kriterlerine göre analiz edilmiştir. Yapılan analizlerde kan basınç tahmini sonuçları Ortalama  $\pm$  Standart Sapma (Mean  $\pm$  STD) ile ifade edilmektedir. SBP için, Mean  $\pm$  STD = 0,0224  $\pm$  (2,211) ve DBP için, Mean  $\pm$  STD = 0,0417  $\pm$  (1,2193) tür. Ayaktan tedavi yöntemleri karşılaştırıldığında BHS ve ANSI/AAMI kan basınç ölçü aleti kriterlerini sağlamaktadır.



## 7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Dünya genelinde çok fazla insani etkileyen yüksek tansiyon erken tanı ve ölçüm sistemleri ile tedavi edilebilen bir hastalıktır. Tansiyon hastalığının teşhisinde, hastanın tansiyonunun uzun süreli ve doğru ölçülmesi gerekmektedir. Bundan dolayı kan basınç ölçüm cihazlarının klinik ve ayaktan tedaviye uygun olmaları gerekir. Klinik uygunluk kan basınç ölçüm cihazlarının doğru ve kesintisiz ölçmesi, ayaktan tedaviye uygunluk ise operatöre ihtiyaç duymadan konforlu ölçüm yapabilmesidir. Bu çalışmada noninvaziv damar yolunu tıkamayan kan basınç ölçüm yöntemini kullanan tansiyon holter cihazı tasarlanmıştır. Kan basıncı otonom sinir sistemi ile kontrol edilmektedir. Baroreseptörler, vücut hareketleri ve böbrekler gibi birçok farklı değişken tarafından kontrol edilen kan basıncının ölçümü kolay yapılamamaktadır. Yüksek tansiyon veya düşük tansiyon hastalarında ölçümler daha da zorlaşmaktadır. İnsan vücudundaki kan basınç kontrol mekanizmaları ani tepkiler verebilmekte, kan basıncı buna bağlı olarak ani değişimler göstermektedir. Kalpten artere pompalanan kan doğrusal basınçta değil salınım yaparak damar çeperine basınç uygulamaktadır. Arterlerin elastik yapısından dolayı geri yaylanma oluşur ve kan organ ve dokulara doğru ilerler. Kan basınç ölçümünde altın yöntem arter içi kan basınç ölçümüdür. Doğrudan arter içine kateter yerleştirilmesi ile ölçümler alındığından klinik uygunluğu en yüksek yöntemdir. Yine kola bağlanan manşon ve kan türbülans sesinin dinlendiği oskültasyon da kan basınç ölçümünde klinik uygunluğu yüksek olan yöntemlerdendir. Arter içi ve oskültasyon kan basınç ölçüm yöntemlerinin klinik uygunluklarının yüksek olmasına rağmen ayaktan tedaviye uygunlukları düşük seviyede kalmaktadır. Arter içi kan basınç ölçümünün tıbbi personel tarafından hastanelerde yapılmakta, oskültasyon kan basınç ölçüm yönteminde uzman bir operatörün denetiminde ölçümlerin yapılması gerekmektedir. Diğer ölçüm yöntemlerinin de klinik ve ayaktan tedaviye uygunlukları farklı oranlarda değişim göstermektedir. Bu çalışmada klinik veri tabanı kullanılmış ve tansiyon holter ile yapılan ölçüm sonuçları EHS standartları uygun kan basınç ölçüm cihazı ile karşılaştırılmıştır. Bu sayede tansiyon holter cihazının klinik uygunluğu arttırılmıştır.

Tasarlanan holter cihazı EKG ve PPG gibi fizyolojik sinyaller ile kan basıncını tahmin etmektedir. Tahmin aşamasında regresyon algoritmaları denenmiştir. Regresyon algoritmalarının performans sonuçları değerlendirildiğinde yüksek doğruluk oranları yakalanamamıştır. Regresyon algoritmaları yerine kan basınç tahmini için yapay sinir

ağları kullanılmıştır. Klasik yapay sinir ağları statik yapıda olduklarında dolayı NARX ve LSTM-NN gibi dinamik geri beslemeli sinir ağları kan basınç tahmininde kullanılmıştır. LSTM-NN sinir ağının performansı değerleri en iyi sonuçları vermiştir.

Literatürde yapılan çalışmalarda ölçüm sonuçlarındaki hatanın Ortalama( $\pm$ Standart Sapma) veya RMSE değerleri ile karşılaştırmalar yapılmaktadır. Literatürde yapılan çalışmalarla karşılaştırıldığında ölçüm hatalarının ortalama ve standart sapması en düşük yapılan çalışmada hesaplanmıştır. Kan basınç ölçüm cihazlarının klinik uygunluklarının belirlenmesinde BHS ve ANSI/AAMI SP10:2002 standartları bulunmaktadır. Bu çalışmada gerçekleştirilen kan basınç holter cihazı BHS standardına göre A sınıfına girmektedir. ANSI/AAMI SP10:2002 standardın da  $5(\pm 8)$  mmHg'dir. Önerilen çalışmada sistolik kan basıncı  $0,9069(\pm 2,6387)$  mmHg ve diyastolik kan basıncı  $-0,0269(\pm 0,9714)$  mmHg ölçüm sonuçları ile ANSI/AAMI SP10:2002 standardı içinde yer almaktadır.

Kan basınç ölçümünde invaziv ve noninvaziv yöntemler kullanılmaktadır. İnvaziv yöntemlerde deri altına inilerek ölçümler alınmakta, noninvazivde ise damar yolunu tıkayan ve tıkamayan yöntemler kullanılmaktadır. İnvaziv yöntemlerin klinik uygunluğu yüksektir fakat ayaktan tedaviye uygunluğu düşüktür. Noninvaziv yöntemlerden damar yolunu tıkayan yöntemler klinik uygunluğu iyi fakat ayaktan tedavide sürekli ölçüm alınamadığı için çok uygun değildirler. Damar yolunu tıkamayan noninvaziv yöntemlerden tonometri ve ultrason yöntemlerinde ölçüm cihazlarının büyük ebatlarda oluşlarından dolayı ayaktan tedaviye uygunlukları düşüktür. Tasarlanan holter cihazı EKG ve PPG sinyallerinden kan basınç ölçümü yaptığından (EKG ve PPG modülleri küçük boyutlardadır) vücut üzerinde rahatlıkla taşınabilmektedir. Bu da tansiyon holter cihazının ayaktan tedaviye uygunluğunu arttırmaktadır. EKG ve PPG sinyalleri kesintisiz ölçümler olarak kaydedilebildiğinden kan basınç ölçümleri kesintisiz olarak yapılmakta, bu durum tansiyon holter cihazının ayaktan tedaviye uygunluğunu daha da arttırmaktadır. Sonuç olarak bu çalışmada tasarlanan tansiyon holter cihazının klinik ve ayaktan tedaviye uygunluğu artırılmıştır.

EKG ve PPG sinyalleri vücut yüzeyinde alınıp kaydedilmektedir. Kaydedilen sinyaller veri aktarım yöntemleri ile bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Kan basınç tahminleri bilgisayar ortamında yapıldığından dolayı yeni bir tahmin algoritması geliştirilmek istenirse veriler tahminde kullanılabilir. Tansiyon holter tasarımı modüler yapıda olduğundan gelecekte farklı bir vücut sinyali ölçülmek istenirse cihaza eklenebilir. Tansiyon ölçümleri tansiyon holterde yapılmamaktadır. Taşınabilir cihazların işlem gücü

çok yüksek olmadığından dolayı analizler bilgisayar ortamında yapılmaktadır.

Tansiyon holter cihazında EKG sinyali elektrotlar ile göğüs bölgesinden, PPG sinyali parmaktan alınmaktadır. EKG sinyali jelli tip elektrotla almak yerine kuru tip elektrotlar ile tasarımı yapılırsa kullanım konforu yüksek olacaktır. PPG sensörü elektrik kabloları ile ön göğüste bulunan tansiyon holtere bağlanmaktadır. PPG sinyali parmak yerine göğüs bölgesine yerleştirilirse kablo kullanılmaz ve taşınabilirliği yüksek oranda sağlanmış olur.

Sağlık sektöründe kullanılmakta olan tansiyon holter cihazları damar yolunu tıkayıcı yöntemle kan basınç ölçümü yaptığından dolayı hantal ve konforsuzdur. Önerilen ölçüm sistemi damar tıkamayan kan basınç ölçümü olduğundan hastaların hantal ölçüm sistemi şikâyetlerinin önüne geçebilecektir. Klinik uygunluğu arttırılıp standart bir cihaz olarak sağlık sektöründe kullanılabilir.



## 8. KAYNAKLAR

- [1] G. A. Roth, vd., "Global, regional, and national burden of cardiovascular diseases for 10 causes, 1990 to 2015," *Journal of the American College of Cardiology*, c. 70, sayı 1, ss. 1-25, 2017.
- [2] E. J. Benjamin, P. Muntner, ve M. S. Bittencourt, "Heart disease and stroke statistics-2019 update: a report from the American Heart Association," *Circulation*, c. 139, sayı 10, ss. e56-e528, 2019.
- [3] T. Gaziano, K. S. Reddy, F. Paccaud, S. Horton, ve V. Chaturvedi, "Cardiovascular disease," *Disease Control Priorities in Developing Countries. 2nd edition: The International Bank for Reconstruction and Development/The World Bank*, 2006.
- [4] W. H. Organization, "A global brief on hypertension: silent killer, global public health crisis: World Health Day 2013," World Health Organization, 2013.
- [5] L. J. Balcer vd., "Idiopathic intracranial hypertension: relation of age and obesity in children," *Neurology*, c. 52, sayı 4, ss. 870-870, 1999.
- [6] K. Kario, L. Thijs, ve J. A. Staessen, "Blood pressure measurement and treatment decisions: masked and white-coat hypertension," *Circulation research*, c. 124, sayı 7, ss. 990-1008, 2019.
- [7] Y. Iwakiri ve R. J. Groszmann, "Pathophysiology of portal hypertension," *The Liver: Biology and Pathobiology*, 6. baskı, Wiley Online Library, 2020, ss. 659-669.
- [8] B. Saugel, T. W. Scheeren, ve J.-L. Teboul, "Arterial Blood Pressure," *Hemodynamic Monitoring*, Springer International Publishing, 2019, ss. 233-245.
- [9] E. P. Mccutcheon, R. F. Rushmer, O. Jacobson, ve H. Sandier, "Korotkoff sounds: an experimental critique," *Circulation research*, c. 20, sayı 2, ss. 149-161, 1967.
- [10] A. Araghi, J. J. Bander, ve J. A. Guzman, "Arterial blood pressure monitoring in overweight critically ill patients: invasive or noninvasive?," *Critical Care*, c. 10, sayı 2, ss. R64, 2006.
- [11] E. O'brien, B. Waeber, G. Parati, J. Staessen, ve M. G. Myers, "Blood pressure measuring devices: recommendations of the European Society of Hypertension," *British Medical Journal*, c. 322, sayı 7285, ss. 531-536, 2001.
- [12] *Manual, electronic, or automated sphygmomanometers*, American National Standards Institute ANSI/AAMI SP10: 2002/A1: 2003, 2002.
- [13] E. O'Brien vd., "The British Hypertension Society protocol for the evaluation of blood pressure measuring devices," *J hypertension*, c. 11, sayı 2, ss. 43-62, 1993.
- [14] R. Mukkamala vd., "Toward ubiquitous blood pressure monitoring via pulse transit time: theory and practice," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, c. 62, sayı 8, ss. 1879-1901, 2015.
- [15] A. Yamashina vd., "Validity, reproducibility, and clinical significance of noninvasive brachial-ankle pulse wave velocity measurement," *Hypertension research*, c. 25, sayı 3, ss. 359-364, 2002.

- [16] M. S. Tanveer ve M. K. Hasan, "Cuffless blood pressure estimation from electrocardiogram and photoplethysmogram using waveform based ANN-LSTM network," *Biomedical Signal Processing and Control*, c. 51, ss. 382-392, 2019.
- [17] B. Duling ve C. Desjardins, "Capillary hematokrit-what does it mean?," *Physiology*, c. 2, sayı 2, ss. 66-69, 1987.
- [18] E. Widmaier, H. Raff, ve K. Strang, "Cardiovascular Physiology," *Vander's Human Physiology: The Mechanisms of Body Function*, 11 baskı, , McGraw-Hill Education, New York, United States, 2010, bölüm 12, ss. 359-425.
- [19] M. Armstrong ve R. A. Moore. (2020, 23 Mart). *Physiology, Baroreceptors*, StatPearls Publishing, Erişim:<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538172/>.
- [20] Y. Pirahanchi ve B. Bordoni. (2019, 17 Ocak). *Anatomy, Head and Neck, Carotid Baroreceptors*. StatPearls Publishing. Erişim:<https://europepmc.org/books/n/statpearls/article-18975/>.
- [21] A. Porzionato, V. Macchi, C. Stecco, ve R. De Caro, "The Carotid Sinus Nerve—Structure, Function, and Clinical Implications," *The Anatomical Record*, c. 302, sayı 4, ss. 575-587, 2019.
- [22] F. Sulejmani, A. Caballero, C. Martin, T. Pham, ve W. Sun, "Evaluation of transcatheter heart valve biomaterials: computational modeling using bovine and porcine pericardium," *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, c. 97, ss. 159-170, 2019.
- [23] T. C. Flanagan ve A. Pandit, "Living artificial heart valve alternatives: a review," *Eur Cell Mater*, c. 6, sayı 1, ss. 28-45, 2003.
- [24] R. von Känel vd., "Relation of nocturnal blood pressure dipping to cellular adhesion, inflammation and hemostasis," *Journal of hypertension*, c. 22, sayı 11, ss. 2087-2093, 2004.
- [25] J. M. Solà i Carós, "Continuous non-invasive blood pressure estimation," Doktora, İsviçre Fredal Teknoloji Enstitüsü, ETH Zurich, Zurich, İsviçre, 2011.
- [26] E. Ramey, M. Goldstein, ve R. Levine, "Action of nor-epinephrine and adrenal cortical steroids on blood pressure and work performance of adrenalectomized dogs," *American Journal of Physiology-Legacy Content*, c. 165, sayı 2, ss. 450-455, 1951.
- [27] A. E. Clark-Kennedy, *Stephen Hales*, United Kingdom, Cambridge University Press, 2015, bölüm 2, ss. 22-42.
- [28] J. Pfitzner, "Poiseuille and his law," *Anaesthesia*, c. 31, sayı 2, ss. 273-275, 1976.
- [29] M. Esler, "The 2009 Carl Ludwig Lecture: pathophysiology of the human sympathetic nervous system in cardiovascular diseases: the transition from mechanisms to medical management," *Journal of applied physiology*, c. 108, sayı 2, ss. 227-237, 2010.
- [30] J. Booth, "A short history of blood pressure measurement," *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, c. 70, sayı 11, ss. 793-799, 1977.
- [31] Ü. Şentürk, K. Polat, ve İ. Yücedağ, "Towards wearable blood pressure measurement systems from biosignals: a review," *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, c. 27, sayı 5, ss. 3259-3281, 2019.

- [32] S. E. Whitesall, J. B. Hoff, A. P. Vollmer, ve L. G. D'Alecy, "Comparison of simultaneous measurement of mouse systolic arterial blood pressure by radiotelemetry and tail-cuff methods," *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, c. 286, sayı 6, ss. 2408-2415, 2004.
- [33] W. O. Richards, W. Scovill, B. Shin, ve W. Reed, "Acute renal failure associated with increased intra-abdominal pressure," *Annals of surgery*, c. 197, sayı 2, ss. 183, 1983.
- [34] M. Karamanou, T. G Papaioannou, G. Tsoucalas, D. Tousoulis, C. Stefanadis, ve G. Androustos, "Blood pressure measurement: lessons learned from our ancestors," *Current pharmaceutical design*, c. 21, sayı 6, ss. 700-704, 2015.
- [35] D. W. Eeftinck Schattenkerk vd., "Nexfin noninvasive continuous blood pressure validated against Riva-Rocci/Korotkoff," *American journal of hypertension*, c. 22, sayı 4, ss. 378-383, 2009.
- [36] Y. L. Shevchenko ve J. E. Tsitlik, "90th Anniversary of the development by Nikolai S. Korotkoff of the auscultatory method of measuring blood pressure," *Circulation*, c. 94, sayı 2, ss. 116-118, 1996.
- [37] G. Beevers, G. Y. Lip, ve E. O'Brien, "Blood pressure measurement: Part II—Conventional sphygmomanometry: Technique of auscultatory blood pressure measurement," *Bmj*, c. 322, sayı 7293, ss. 1043-1047, 2001.
- [38] M. K. Park, S. W. Menard, ve C. Yuan, "Comparison of auscultatory and oscillometric blood pressures," *Archives of pediatrics & adolescent medicine*, c. 155, sayı 1, ss. 50-53, 2001.
- [39] A. Ball-Llovera, R. Del Rey, R. Ruso, J. Ramos, O. Batista, ve I. Niubo, "An experience in implementing the oscillometric algorithm for the noninvasive determination of human blood pressure," *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No. 03CH37439)*, c. 4, ss. 3173-3175, 2003.
- [40] L. Geddes, M. Voelz, C. Combs, D. Reiner, ve C. F. Babbs, "Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure," *Annals of biomedical engineering*, c. 10, sayı 6, ss. 271-280, 1982.
- [41] S. Nissila, M. Sorvisto, H. Sorvoja, E. Vieri-Gashi, ve R. Myllylä, "Non-invasive blood pressure measurement based on the electronic palpation method," in *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol. 20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No. 98CH36286)*, IEEE, c. 4, ss. 1723-1726, 1998.
- [42] H. Sorvoja, R. Myllylä, P. Kärjä-Koskenkari, J. Koskenkari, M. Lilja, ve Y. A. Kesäniemi, "Accuracy comparison of oscillometric and electronic palpation blood pressure measuring methods using intra-arterial method as a reference," *Molecular and Quantum Acoustics*, c. 26, sayı 1, ss. 235-260, 2005.
- [43] J. Penaz, N. Honzikova, ve P. Jurak, "Vibration plethysmography: a method for studying the visco-elastic properties of finger arteries," *Medical and Biological Engineering and Computing*, c. 35, sayı 6, ss. 633-637, 1997.
- [44] B. P. Imholz, G. A. V. Montfrans, J. J. Settels, G. M. V. D. Hoeven, J. M. Karemaker, ve W. Wieling, "Continuous non-invasive blood pressure monitoring:

- reliability of Finapres device during the Valsalva manoeuvre," *Cardiovascular research*, c. 22, sayı 6, ss. 390-397, 1988.
- [45] R. Raamat, J. Talts, K. Jagomägi, J. Kivastik, E. Länsimies, ve J. Jurvelin, "Simultaneous application of differential servo-oscillometry and volume-clamp plethysmography for continuous non-invasive recording of the finger blood pressure response to a hand postural change," *Journal of medical engineering & technology*, c. 30, sayı 3, ss. 139-144, 2006.
- [46] T. Sato, M. Nishinaga, A. Kawamoto, T. Ozawa, ve H. Takatsuji, "Accuracy of a continuous blood pressure monitor based on arterial tonometry," *Hypertension*, c. 21, sayı 6, ss. 866-874, 1993.
- [47] A. Siebenhofer, C. Kemp, A. Sutton, ve B. Williams, "The reproducibility of central aortic blood pressure measurements in healthy subjects using applanation tonometry and sphygmocardiography," *Journal of human hypertension*, c. 13, sayı 9, ss. 625-629, 1999.
- [48] B. Ziaie ve K. Najafi, "An implantable microsystem for tonometric blood pressure measurement," *Biomedical Microdevices*, c. 3, sayı 4, ss. 285-292, 2001.
- [49] H.-M. Cheng, D. Lang, C. Tufanaru, ve A. Pearson, "Measurement accuracy of non-invasively obtained central blood pressure by applanation tonometry: a systematic review and meta-analysis," *International journal of cardiology*, c. 167, sayı 5, ss. 1867-1876, 2013.
- [50] M. Richter ve G. H. Gendolla, "The heart contracts to reward: Monetary incentives and preejection period," *Psychophysiology*, c. 46, sayı 3, ss. 451-457, 2009.
- [51] C. Ioannou vd., "Hemodynamics induced after acute reduction of proximal thoracic aorta compliance," *European journal of vascular and endovascular surgery*, c. 26, sayı 2, ss. 195-204, 2003.
- [52] M. O'Rourke, "Arterial stiffness, systolic blood pressure, and logical treatment of arterial hypertension," *Hypertension*, c. 15, sayı 4, ss. 339-347, 1990.
- [53] Z. Sun, "Aging, arterial stiffness, and hypertension," *Hypertension*, c. 65, sayı 2, ss. 252-256, 2015.
- [54] H. Smulyan ve M. E. Safar, "The diastolic blood pressure in systolic hypertension," *Annals of internal medicine*, c. 132, sayı 3, ss. 233-237, 2000.
- [55] P. C. Schönle, "A power efficient spectrophotometry & PPG integrated circuit for mobile medical instruments," Doktora tezi, ETH Zurich, Switzerland, 2017.
- [56] J. Proença, J. Muehlsteff, X. Aubert, ve P. Carvalho, "Is pulse transit time a good indicator of blood pressure changes during short physical exercise in a young population?," *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology EMBS 2010*, Buenos Aires, Argentina, 2010, ss. 598-601.
- [57] J. Bouthier, N. De Luca, M. Safar, ve A. C. Simon, "Cardiac hypertrophy and arterial distensibility in essential hypertension," *American heart journal*, c. 109, sayı 6, ss. 1345-1352, 1985.
- [58] D. Hughes, C. F. Babbs, L. Geddes, ve J. Bourland, "Measurements of Young's modulus of elasticity of the canine aorta with ultrasound," *Ultrasonic Imaging*, c. 1, sayı 4, ss. 356-367, 1979.

- [59] E. O'Brien, F. Mee, N. Atkins, ve K. O'Malley, "Accuracy of the Novacor DIASYS 200 determined by the British Hypertension Society protocol," *Journal of Hypertension*, c. 9, sayı 5, ss. 9-15, 1991.
- [60] N. A. Jatoi, A. Mahmud, K. Bennett, ve J. Feely, "Assessment of arterial stiffness in hypertension: comparison of oscillometric (Arteriograph), piezoelectronic (Complior) and tonometric (SphygmoCor) techniques," *Journal of hypertension*, c. 27, sayı 11, ss. 2186-2191, 2009.
- [61] R. Asmar, J. Topouchian, B. Pannier, A. Benetos, ve M. Safar, "Pulse wave velocity as endpoint in large-scale intervention trial. The Complior® study," *Journal of hypertension*, c. 19, sayı 4, ss. 813-818, 2001.
- [62] S. L. Adams, D. M. Roxe, J. Weiss, F. Zhang, ve J. E. Rosenthal, "Ambulatory blood pressure and Holter monitoring of emergency physicians before, during, and after a night shift," *Academic Emergency Medicine*, c. 5, sayı 9, ss. 871-877, 1998.
- [63] E. N. Simantirakis vd., "Severe bradyarrhythmias in patients with sleep apnoea: the effect of continuous positive airway pressure treatment: a long-term evaluation using an insertable loop recorder," *European heart journal*, c. 25, sayı 12, ss. 1070-1076, 2004.
- [64] P. Malmivuo, J. Malmivuo, ve R. Plonsey, *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. 1. Baskı, New York, USA, Oxford University Press, 1995.
- [65] A. O. Verkerk vd., "Single cells isolated from human sinoatrial node: action potentials and numerical reconstruction of pacemaker current," *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2007*, Lyon, France, 2007, ss. 904-907.
- [66] B. F. Hoffman, A. P. De Carvalho, W. C. Mello, ve P. F. Cranefield, "Electrical activity of single fibers of the atrioventricular node," *Circulation research*, c. 7, sayı 1, ss. 11-18, 1959.
- [67] P. Kligfield, "The centennial of the Einthoven electrocardiogram," *Journal of electrocardiology*, c. 35, sayı 4, ss. 123-129, 2002.
- [68] W. B. Baker, A. B. Parthasarathy, D. R. Busch, R. C. Mesquita, J. H. Greenberg, ve A. Yodh, "Modified Beer-Lambert law for blood flow," *Biomedical optics express*, c. 5, sayı 11, ss. 4053-4075, 2014.
- [69] A. Roggan, M. Friebel, K. Dörschel, A. Hahn, ve G. J. Mueller, "Optical properties of circulating human blood in the wavelength range 400-2500 nm," *Journal of biomedical optics*, c. 4, sayı 1, ss. 36-47, 1999.
- [70] C. Escoffier, J. de Rigal, A. Rochefort, R. Vasselet, J.-L. Léve<sup>^</sup>que, ve P. G. Agache, "Age-related mechanical properties of human skin: an in vivo study," *Journal of Investigative Dermatology*, c. 93, sayı 3, ss. 353-357, 1989.
- [71] A. Bashkatov, E. Genina, V. Kochubey, ve V. Tuchin, "Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm," *Journal of Physics D: Applied Physics*, c. 38, sayı 15, ss. 2543-2555, 2005.
- [72] C. Ash, M. Dubec, K. Donne, ve T. Bashford, "Effect of wavelength and beam width on penetration in light-tissue interaction using computational methods,"



*Lasers in Medical Science*, c. 32, sayı 8, ss. 1909-1918, 2017.

- [73] H. Asada, A. Reisner, P. Shaltis, ve D. McCombie, "Towards the Development of Wearable Blood Pressure Sensors: A Photo-Plethysmograph Approach Using Conducting Polymer Actuators," *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference EMBC 2005*, Shanghai, China, 2005, ss. 4156-4159.
- [74] A. E. W. Johnson vd., "MIMIC-III, a freely accessible critical care database," *Scientific Data*, c. 3, sayı 1, ss. 1-9, 2016.
- [75] K. Daqrouq, "ECG baseline wandering reduction using discrete wavelet transform," *Asian journal of information technology*, c. 4, sayı 11, ss. 989-995, 2005.
- [76] Ü. Şentürk, İ. Yücedağ, K. Polat ve H. S. Varol, "PC-Based Detection of ECG Signals, Decomposition and Analysis," *2018 International Conference on Artificial Intelligence and Data Processing (IDAP)*, Malatya, Turkey, 2018, ss. 1-5.
- [77] U. Sentürk, K. Polat, ve I. Yücedağ, "A Novel Blood Pressure Estimation Method with the Combination of Long Short Term Memory Neural Network and Principal Component Analysis Based on PPG Signals," *The International Conference on Artificial Intelligence and Applied Mathematics in Engineering*, Singapore: Springer International Publishing, 2019, ss. 868-876.
- [78] Ü. Şentürk, I. Yücedağ, ve K. Polat, "Repetitive neural network (RNN) based blood pressure estimation using PPG and ECG signals," *2018 2nd International Symposium on Multidisciplinary Studies and Innovative Technologies (ISMSIT 2018)*, Ankara, Türkiye, 2018, ss. 1-4.
- [79] P. Su, X.-R. Ding, Y.-T. Zhang, J. Liu, F. Miao, ve N. Zhao, "Long-term blood pressure prediction with deep recurrent neural networks," *2018 IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI 2018)*, Nevada, USA, 2018, ss. 323-328.
- [80] C. M. Lee ve Y.-T. Zhang, "Cuffless and noninvasive estimation of blood pressure based on a wavelet transform approach," *IEEE Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering EMBS 2003*, Kyoto, Japan, 2003, ss. 148-149.
- [81] J. Solà vd., "Noninvasive and Nonocclusive Blood Pressure Estimation Via a Chest Sensor," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, c. 60, sayı 12, ss. 3505-3513, 2013.
- [82] W.-H. Lin, H. Wang, O. Samuel, ve G. Li, "Using a New PPG Indicator to increase the Accuracy of PTT-based Continuous Cuffless Blood Pressure Estimation," *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBC 2017*, Jeju Island, Korea, 2017, ss. 738-741.
- [83] A. Esmaili, M. Kachuee, ve M. Shabany, "Non-invasive Blood Pressure Estimation Using Phonocardiogram," *2017 IEEE International Symposium on Circuits and Systems ISCAS 2017*, Baltimore, USA, 2017, ss. 1-4.
- [84] L. E. Solberg, A. Ø, T. Berger, I. Balasingham, E. Fosse, ve S. Hamran, "Experimental investigation into radar-based central blood pressure estimation," *IET Radar, Sonar & Navigation*, c. 9, sayı 2, ss. 145-153, 2015.
- [85] A. Almahouzi, T. Alnaser, S. Tiraci, Y. Athavale, ve S. Krishnan, "An integrated

- biosignals wearable system for low-cost blood pressure monitoring,” *IEEE Canada International Humanitarian Technology Conference IHTC 2017*, Toronto, Canada, ss. 16-20.
- [86] J. Pan ve Y. Zhang, “Improved Blood Pressure Estimation Using Photoplethysmography Based on Ensemble Method,” *2017 14th International Symposium on Pervasive Systems, Algorithms and Networks & 2017 11th International Conference on Frontier of Computer Science and Technology & 2017 Third International Symposium of Creative Computing (ISPAN-FCST-ISCC)*, Exeter, United Kingdom, 2017, ss. 105-111.
- [87] J. Xu, J. Jiang, H. Zhou, ve Z. Yan, "A novel Blood Pressure estimation method combing Pulse Wave Transit Time model and neural network model," *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Jeju Island, Korea, 2017, ss. 2130-2133.
- [88] Y. Kurylyak, F. Lamonaca, ve D. Grimaldi, "A Neural Network-based method for continuous blood pressure estimation from a PPG signal," *2013 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*, Minneapolis, USA, 2013, ss. 280-283.
- [89] C. Sideris, H. Kalantarian, E. Nemati, ve M. Sarrafzadeh, "Building Continuous Arterial Blood Pressure Prediction Models Using Recurrent Networks," *2016 IEEE International Conference on Smart Computing (SMARTCOMP)*, Missouri, USA, 2016, ss. 1-5.
- [90] P. W. Lo, C. Li, J. Wang, J. Cheng, ve M. Meng, “Continuous systolic and diastolic blood pressure estimation utilizing long short-term memory network,” *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBC 2017*, Jeju Island, Korea, 2017, ss. 1853-1856.
- [91] X. Li, S. Wu, ve L. Wang, “Blood Pressure Prediction via Recurrent Models with Contextual Layer,” *Proceedings of the 26th International Conference on World Wide Web 2017*, ss. 685-693.
- [92] M. Liu, L. Po, ve H. Fu, "Cuffless Blood Pressure Estimation Based on Photoplethysmography Signal and Its Second Derivative," *International Journal of Computer Theory and Engineering*, c. 9, sayı 3, ss. 202-206, 2017.

# ÖZGEÇMİŞ

## KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Ümit ŞENTÜRK  
Doğum Tarihi ve Yeri : 05.05.1983 SEBEN  
Yabancı Dili : İNGİLİZCE  
E-posta : [usenturk98@gmail.com](mailto:usenturk98@gmail.com)

## ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Doktora	Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği	Düzce Üniversitesi	2020
Y. Lisans	Elektronik ve Haberleşme	Marmara Üniversitesi	2013
Lisans	Elektronik Öğretmenliği	Gazi Üniversitesi	2007
Lise	Elektronik	Mimar İzzet Baysal Teknik Lisesi	2000

### A. SCI, SCI Expanded, SSCI ve AHCI kapsamındaki dergilerde yayınlar

- [1] Ü. Şentürk, K. Polat, ve İ. Yücedağ, "Towards wearable blood pressure measurement systems from biosignals: a review," *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, c. 27, sayı 5, ss. 3259-3281, 2019.

### B. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında (proceedings) basılan bildiriler:

- [1] Ü. Şentürk, İ. Yücedağ, K. Polat ve H. S. Varol, "PC-Based Detection of ECG Signals, Decomposition and Analysis," *2018 International Conference on Artificial Intelligence and Data Processing (IDAP)*, Malatya, Turkey, 2018, ss. 1-5.

- [2] U. Şentürk, K. Polat, ve I. Yücedağ, "A Novel Blood Pressure Estimation Method with the Combination of Long Short Term Memory Neural Network and Principal Component Analysis Based on PPG Signals," *The International Conference on Artificial Intelligence and Applied Mathematics in Engineering*, Singapore: Springer International Publishing, 2019, ss. 868-876.
- [3] Ü. Şentürk, I. Yücedağ, ve K. Polat, "Repetitive neural network (RNN) based blood pressure estimation using PPG and ECG signals," *2018 2nd International Symposium on Multidisciplinary Studies and Innovative Technologies (ISMSIT 2018)*, Ankara, Türkiye, 2018, ss. 1-4.
- [4] Ü. Şentürk, I. Yücedağ, ve K. Polat, "Cuff-Less Continuous Blood Pressure Estimation from Electrocardiogram(ECG) and Photoplethysmography (PPG) Signals with Artificial Neural Network," *2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU-2018)*, İzmir, Türkiye, 2018, ss. 1-4.

### **C. Projelerde Yaptığı Görevler:**

- [1] "EKG ve PPG sinyalleri ile masonsuz giyilebilir kan basıncı ölçüm sistemi tasarımı", Yürütücü: İbrahim YÜCEDAĞ, Araştırmacı: Ümit ŞENTÜRK, Düzce Üniversitesi Doktora Tez Projesi Projesi (BAP: 2018.07.02.878), 2020