



FATİH SULTAN MEHMET VAKIF ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ PROGRAMI

KELEPÇESİZ TANSİYON ALETİ ANALİZİ
VE TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SENA NUR ACAR KARAÇAY

İSTANBUL, 2022



FATİH SULTAN MEHMET VAKIF ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ PROGRAMI

KELEPÇESİZ TANSİYON ALETİ ANALİZİ
VE TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SENA NUR ACAR KARAÇAY
(190231002)

Danışman
(Doç. Dr. Sadullah ÖZTÜRK)

İSTANBUL, 2022



FATİH SULTAN MEHMET VAKIF ÜNİVERSİTESİ
TEZ ONAY FORMU

12/01/2022

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı'nda 190231002 numaralı Sena Nur ACAR KARAÇAY'ın hazırladığı "Nabız ve Kalp Sinyalleri İle Kelepçesiz Tansiyon Alet Tasarımı" konulu yüksek lisans tezi ile ilgili Tez Savunma Sınavı, 12/01/2022 Çarşamba günü saat 11:30'da yapılmış, sorulara alınan cevaplar sonunda adayın tezinin **KABULÜNE/REDDİNE** karar verilmiştir.

Düzeltilme verilmesi halinde:

Adı geçen öğrencinin Tez Savunma Sınavı .../.../20... tarihinde, saat da yapılacaktır.

Tez Adı Değişikliği Yapılması Halinde: Tez adının
.....
şeklinde değiştirilmesi uygundur.

Jüri Üyesi	Tarih	İmza
(Danışman) Prof. Dr. Bahattin KARAGÖZOĞLU	12/01/2022	KABUL
Dr. Öğr. Üyesi Orhan ÖZHAN	12/01/2022	KABUL
Doç. Dr. Sadullah ÖZTÜRK	12/01/2022	KABUL
(İkinci Danışman) *.....	.../.../20...
*.....	.../.../20...

*2. Danışman varsa doldurulacak

ETİK BİLDİRİM

Bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, tezin herhangi bir kısmının bağlı olduğum üniversite veya bir başka üniversitedeki başka bir çalışma olarak sunulmadığını beyan ederim.

Sena Nur ACAR KARAÇAY

İmza

TEŐEKKÜR

Çalıőmalarımda bana yön gösteren, her zaman bana destek olan, fikirleriyle, görüşleriyle projenin her aşamasında bana yardım eden ve motive olmamı sağlayan, ilgi ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam ve tez danıőmanım Doç. Dr. Sadullah ÖZTÜRK'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca aldığım her kararda yanımda olan maddi ve manevi desteğini esirgemeyen annem Ayşe ACAR'a ve babam Hüseyin ACAR'a, çalışmam boyunca her aşamada fikir veren, elinden geldikçe yardımcı olan, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen hayat arkadaşım ve aynı zamanda meslektaşım Furkan KARAÇAY ve yazılım konusunda her türlü desteğini sağlayan canım arkadaşım Seda ÇAĞLAR'A sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Sena Nur ACAR KARAÇAY

İmza

KELEPÇESİZ TANSİYON ALETİ ANALİZİ VE TASARIMI

Sena Nur ACAR KARAÇAY

ÖZET

Tansiyonun ölçülmesi ve sürekli izlenmesi, hipertansiyon başta olmak üzere bir çok kalp hastalığının erken teşhis edilmesinde çok önemli rol oynar. Bu çalışmada kelepçesiz tansiyon aleti analizi ve tasarımı amaçlanmıştır. Kelepçesiz tansiyon ölçümünün temel çalışma prensibi atımlı geçiş süresine (PTT) dayanır. Atımlı geçiş süresi (PTT), elektrokardiyografinin (EKG) R-tepe noktası ile fotopletismogram (PPG) sinyalinin maksimum değer yüksekliğinin %25'i veya %50'si olan nokta arasındaki süredir. PTT değeri ile tansiyon arasındaki ilişki kullanılarak regresyon analizi ile tansiyon değerleri tahmini yapılır. Literatürde yapılan çalışmalar detaylı bir şekilde incelenmiştir ve eksik görülen noktalar üzerinde çalışılmıştır. Literatürdeki çalışmalardan farklı olarak atımlı geçiş zamanı (PTT) için birden fazla değer ele alınarak çalışmalar yürütülmüştür. Bu çalışmada EKG, PPG ve tansiyon değerlerinden oluşan hazır veriler kullanılarak 4000 hastanın verileri incelenmiştir. PTT değeri hesaplanırken literatürde en çok kullanılan dört nokta belirlenmiştir ve bu dört noktadan PTT hesaplanması yapılmıştır. PTT hesaplandıktan sonra farklı regresyon analiz yöntemleri kullanılarak tansiyon sonuçları elde edildi ve en başarılı yöntemi belirlenmesi için analiz çalışması yapılmıştır. Elde edilen tansiyon tahmin sonuçları daha sonra Tıbbi Cihaz Geliştirme Derneği (AAMI) ve İngiliz Hipertansiyon Derneği (BHS) standartları dikkate alınarak uygunluklarına göre sınıflandırılmıştır. Çalışmanın ikinci aşamasında cihaz prototipi oluşturulmuştur. EKG kiti ve PPG sensörü ile veriler alınarak analiz edilmiştir. Sensörler ile veriler alınırken, eş zamanlı olarak kalibrasyonu yapılmış bir tansiyon aleti ile tansiyon değerleri ölçülmüştür. Bu değerler referans tansiyon değerleri olarak kullanılmıştır. Sensörlerden alınan verilerden PTT değerleri hesaplanarak regresyon analizi yöntemleri ile tansiyon tahmin sonuçları elde edilmiştir. Sensörlerden alınan verilerden elde edilen sonuçlar ile hazır verilerden elde

edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Prototip cihaz, sistolik kan basıncı (SBP), diyastolik kan basıncı (DBP) ve ortalama arter basıncı (MAP) için en doğru sonucu veren yöntemler tek bir PTT değeri ve regresyon yöntemi kullanmak yerine farklı yaklaşımlar ele alınmıştır. Hazır verilerle yapılan analizin sonucunda sistolik kan basıncı (SBP), diyastolik kan basıncı (DBP) ve ortalama arter basıncı (MAP) tahmin sonuçları elde edilirken farklı regresyon yöntemleri ve PTT değerleri kullanılmasına karar verilmiştir. Farklı yöntemler kullanılarak doğruluğu daha yüksek bir cihaz prototipi oluşturulmuştur.

Anahtar kelimeler: Elektrokardiyografi (EKG), Fotopletismogram (PPG), Atımlı Geçiş Süresi (PTT), Tansiyon, Regresyon analizi, Sensör.

ANALYSIS AND DESIGN OF CUFF-LESS BLOOD PRESSURE DEVICE

Sena Nur ACAR KARAÇAY

ABSTRACT

Measurement and continuous monitoring of blood pressure plays a significant role in the early diagnosis of many heart diseases, especially hypertension. The aim of this study was to analyze and develop cuffless blood pressure monitors. The basic principle of operation of blood pressure measurement without cuff is based on pulse transition time (PTT). Pulse transition time (PTT) is the time between the R peak of the electrocardiogram (ECG) and the point at which the photoplethysmogram (PPG) signal is 25% or 50% of the maximum value. Blood pressure values are estimated by regression analysis based on the relationship between the PTT value and blood pressure. The studies performed in the literature were reviewed in detail and the missing points were investigated. Unlike the studies in the literature, studies were conducted in which more than one value for pulse transition time (PTT) was considered. In this study, data from 4000 patients were examined, using preformed data consisting of ECG, PPG, and blood pressure values. In calculating the PTT value, the four most commonly used points in the literature were determined, and PTT was calculated from these four points. After calculating PTT, blood pressure values were obtained and analyzed by different methods of regression analysis to determine the most significant method. The obtained blood pressure prediction results were then classified according to their compliance with the Medical Device Development Association (AAMI) and British Hypertension Association (BHS) standards. In the second phase of the study, a prototype of the device was developed. Data were analyzed using an ECG kit and a PPG sensor. While data were recorded with the sensors, blood pressure values were measured with a blood pressure monitor, which was calibrated at the same time. These values were used as reference blood pressure

values. PTT values were calculated from the data recorded by the sensors, and blood pressure prediction results were obtained by regression analysis techniques. The results from the data recorded by the sensors and the results from the precalculated data were compared. The prototype of the device, the methods that provide the most accurate results for systolic blood pressure (SBP), diastolic blood pressure (DBP), and mean arterial pressure (MAP), instead of using a single PTT value and a regression method, different approaches are discussed. As a result of the analysis with prefabricated data, it was decided to use different regression methods and PTT values, obtaining the prediction results for systolic blood pressure (SBP), diastolic blood pressure (DBP), and mean arterial pressure (MAP). Different methods were used to develop the prototype of a device with higher accuracy.

Keywords: Electrocardiography (ECG), Photoplethysmogram (PPG), Pulse Transition Time (PTT), Blood pressure, Regression analysis, Sensor.

ÖNSÖZ

Sağlık alanı teknolojik gelişmelere her zaman açıktır. Bu alanındaki teknolojiler son yıllarda giyilebilir teknolojiler konusunda ilerlemektedir. Giyilebilir teknolojilerin amacı hastanın konforunu arttırmak, hastanın sürekli takibini sağlamaktır. Bu çalışmanın amacı da, tansiyonun sürekli ölçümünü ve takibini sağlamak ve bunu yaparken de hastanın rahat etmesini sağlayacak Kelepçesiz Tansiyon Aleti Tasarımıdır. Kelepçesiz tansiyon ölçümünün temel prensibi EKG ve PPG sinyalleri kullanarak atımlı geçiş süresinin hesaplanmasına (PTT) dayanır. PTT ile tansiyon arasındaki ilişkiyi kullanarak regresyon analizi ile tansiyon sonuçlarının elde edilmesidir. Bu alanda birçok çalışma yapılmıştır, fakat yapılan çalışmalar genelde teoride kalmıştır ve hazır veriler üzerinde çalışılmıştır. Ayrıca bu alandaki çalışmalarda bir tanımlama ve kullanılan yöntemlerde, filtrelemelerde bir bütünlük olmadığı görülmüştür. Literatürde görülen eksikliklerden yola çıkarak en doğru sonuçları elde edebilmek amacıyla öncelikle bir analiz çalışması yapılmıştır. Bu aşamada hazır veriler kullanılmıştır ve literatürde eksik görülen noktalar ve yöntemler arasında karşılaştırmalar yapılarak en doğru sonuca ulaşılması hedeflenmiştir. Sonrasında EKG kiti ve PPG sensörü kullanılarak bir prototip cihaz tasarlanmıştır. Tasarlanan cihazdan elde edilen sinyaller hazır verilere göre çok daha gürültülü sinyallerdir. Sensörden alınan sinyallerde daha farklı sinyal ön işleme yöntemleri uygulanarak bu sorun çözülmeye çalışılmıştır. Sinyal ön işleme yöntemleri uygulandıktan sonra PTT hesaplamak için gerekli karakteristik noktalar bulunmuştur ve PTT hesaplaması yapılmıştır. Analiz aşamasında başarılı olan regresyon yöntemi ve PTT değeri prototip cihazda kullanılmıştır.

Çalışmalarında bana yön gösteren, her zaman bana destek olan, fikirleriyle, görüşleriyle projenin her aşamasında bana yardım eden ve motive olmamı sağlayan, ilgi ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanın Doç. Dr. Sadullah ÖZTÜRK'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca aldığım her kararda yanımda olan maddi ve manevi desteğini esirgemeyen annem Ayşe ACAR'a ve babam Hüseyin ACAR'a, çalışmam boyunca her aşamada fikir veren, elinden geldikçe yardımcı olan, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen hayat arkadaşım ve aynı zamanda meslektaşım Furkan KARAÇAY ve yazılım konusunda her türlü desteğini sağlayan canım arkadaşım Seda ÇAĞLAR'A sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vi
ABSTRACT	viii
ÖNSÖZ	x
İÇİNDEKİLER	xii
TABLO LİSTESİ	xv
ŞEKİL LİSTESİ	xvi
KISALTMALAR	xix
GİRİŞ	1
1. LİTERATÜR ÖZETİ	4
1.1 ELEKTROKARDİYOĞRAFİ (EKG)	4
1.1.1 EKG Cihazı Tipleri	4
1.1.2 EKG Derivasyonları ve Einthoven Üçgeni.....	5
1.2 FOTOPLETİSMOGRAFİ (PPG).....	7
1.3 NORMAL KALP DÖNGÜSÜ VE KALP ATIŞ HIZI	9
1.4 TANSİYON (KAN BASINCI)	9
1.4.1 Tansiyon Ölçüm Yöntemleri	9
1.4.2 Tansiyon Ölçüm Yöntemlerinde Yapılan Hatalar	11
1.4.3 Tansiyondan Kaynaklı Hastalıklar ve Ölüm Oranları.....	12
1.5 ATIMLI GEÇİŞ SÜRESİ (PTT).....	13
1.5.1 Nabız Dalgası Eleme Algoritması	14
1.6 REGRESYON ANALİZİ.....	16

1.6.1	Lineer Regresyon Yöntemi.....	16
1.6.2	Polinom Regresyon Yöntemi.....	16
1.6.3	Destek Vektör (Support Vector) Regresyon Yöntemi.....	17
1.6.4	Karar Ağacı (Decision Tree) Regresyon Yöntemi.....	17
1.6.5	Rastgele Orman (Random Forest) Regresyon Yöntemi	18
1.6.6	Adaboost Regresyon Yöntemi	18
1.6.7	K-Yakın Komşu (k-Nearest Neighbor) Regresyon Yöntemi.	18
1.7	PROBLEMİN BELİRLENMESİ.....	18
1.8	KELEPÇESİZ TANSİYON ÖLÇÜMÜ TEMEL PRENSİBİ.....	20
1.8.1	Problemin Çözümü	20
1.8.2	Literatürdeki Çalışmalar ve Eksiklikleri.....	21
2.	MATERYAL VE YÖNTEM.....	23
2.1	HAZIR VERİLERİ (EKG, PPG VE ABP SİNYALLERİ) İLE KELEPÇESİZ TANSİYON ÖLÇÜMÜ.....	23
2.1.1	Veri Tabanı	23
2.1.2	Blok Diyagramı.....	23
2.1.3	Sinyal Ön İşleme Yöntemleri	24
2.1.4	Özellik Çıkarma	27
2.1.5	Kalp Atış Hızının Hesaplanması.....	31
2.1.6	PTT Hesaplanması ve PW Eleme Algoritması.....	31
2.1.7	Regresyon Analizi ile Tansiyon Sonuçlarının Elde Edilmesi	32
2.1.8	Tansiyon Sonuçlarının Değerlendirilme Kriterleri.....	33
2.2	NABIZ VE KALP SİNYALLERİ İLE KELEPÇESİZ TANSİYON ALETİ TASARIMI	35
2.2.1	Kullanılacak Ekipmanların Belirlenmesi.....	36

2.2.2	Devre Şeması.....	38
2.2.3	Sensörler ile Verilerin Okunması	39
2.2.4	Sinyal Ön İşleme Yöntemleri	40
2.2.5	Özellik Çıkarma	46
2.2.6	Kalp Atış Hızının Hesaplanması.....	46
2.2.7	PTT Değerinin Hesaplanması ve PW Eleme Algoritması	46
2.2.8	Referans Tansiyon Değerinin Ölçülmesi.....	46
2.2.9	Regresyon Analizi ile Tansiyon Değerlerinin Elde Edilmesi.	47
3.	DEĞERLENDİRME VE TARTIŞMA	48
3.1	HAZIR VERİ SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ	48
3.1.1	Sinyal Ön İşleme ve Özellik Çıkarma Sonuçları.....	48
3.1.2	Regresyon Analizi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	52
3.2	PROTOTİP CİHAZ SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	58
3.2.1	Sinyal Ön İşleme Sonuçları	58
3.2.2	Regresyon Analizi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	65
3.2.3	Cihaz Prototipi ve Cihaz Ara Yüz Tasarımı.....	67
3.3	SONUÇLARIN LİTERATÜRLE KARŞILAŞTIRILMASI	72
3.4	TARTIŞMA.....	74
	SONUÇ	77
	KAYNAKÇA	80
	EKLER.....	90

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1.1: Sistolik ve Diyastolik kan basıncı sınırları.	12
Tablo 2.1 Belirlenen PTT değerleri ve tanımlamaları	32
Tablo 2.2 : BHS protokolü değerlendirme kriterleri [12].	34
Tablo 2.3 : ANSI/AAMI SP10 ile karşılaştırmalı MAD doğruluk seviyesi ve BHS değerlendirme sistemleri [75].....	35
Tablo 3.1 : PTT1 ve PTT2 ile elde edilen SBP, DBP ve MAP tahmin sonuçların AAMI standardına göre değerlendirilmesi.....	53
Tablo 3.2 : PTT3 ve PTT4 ile elde edilen SBP, DBP ve MAP tahmin sonuçların AAMI standardına göre değerlendirilmesi.....	54
Tablo 3.3 : PTT1 ve PTT2 değerleri ile elde edilen SBP, DBP ve MAP tahminleri BHS Standardına göre değerlendirilmesi.....	55
Tablo 3.4 : PTT3 ve PTT4 değerleri ile elde edilen SBP, DBP ve MAP tahminleri BHS Standardına göre değerlendirilmesi.....	56
Tablo 3.5 : Elde edilen kümülatif hata değerlerinin BHS standardına göre sınıflandırılması.....	57
Tablo 3.6 : Hastadan alınan veriler ile tansiyon tahmin sonuçları.....	66
Tablo 3.7 : Hastalardan alınan verilerin tansiyon sonuçları.....	67
Tablo 3.8 : Kelepçesiz tansiyon ölçümü için farklı çalışma ve yöntemlerinin karşılaştırılması.....	73

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : EKG sinyali PQRST yapısı [14].	4
Şekil 1.2 : EKG cihaz çeşitleri, a) EKG Cihazı [15], b) Eforlu EKG Cihazı [16], c) EKG Holter Cihazı [17].	5
Şekil 1.3 : Elektrotlar EKG yerleştirilmesi, Sağ bacak (RL) elektrot, LA, sol kol; LL, sol bacak; RA, sağ kol [19].	6
Şekil 1.4 : Einthoven Üçgeni ve eksen çemberi [20].	7
Şekil 1.5 : Göğüs (prekordiyal) elektrotları için elektrotların yerleri.	7
Şekil 1.6 : PPG sensörü çalışma prensibi, (a) iletimli, (b) Yansımali [24].	8
Şekil 1.7 : PPG sinyali yapısı ve özellikleri [23].	8
Şekil 1.8 : Tansiyon ölçümü yöntemleri, (a) Palpatory yöntem [29], (b) Osilometrik yöntem [30] ve (c) Oskültasyon yöntemi [31].	11
Şekil 1.9 : Değişen kol pozisyonunun kaydedilen tansiyon üzerindeki etkileri [29].	11
Şekil 1.10 : Atımlı geçiş süresinin hesaplanmasını gösteren şematik diyagram [35].	14
Şekil 1.11 : 7Step PW-Filter PW eleme kriterinin grafiksel gösterimi [9].	15
Şekil 2.1 : Hazır veriler kullanarak kelepçesiz tansiyon ölçümü blok diyagramı.	24
Şekil 2.2 : EKG ve PPG sinyali sinyal ön işleme yöntemleri blok diyagramı.	24
Şekil 2.3 : Band geçiren filtre tasarımı [57].	26
Şekil 2.4: Pan-Tompkins algoritmasının süreç akış şeması [61].	27
Şekil 2.5 : İki hareketli ortalama kullanarak ilgili blokları oluşturma, (a) Dinlenme sırasında ölçülmüştür, (b) egzersiz sonrası ölçülmüştür (noktalı sinyal ilk hareketli ortalama MA_{peak} iken kesikli sinyal ikinci hareketli ortalama MA_{beat}) [61].	29
Şekil 2.6 : PPG sinyali tepe noktası bulma algoritması [61].	30
Şekil 2.7 : Kalp atış hızı algoritması.	31
Şekil 2.8 : Regresyon modelleri genel işleyiş prensibi.	33

Şekil 2.9 : Cihaz tasarımı blok diyagramı.....	36
Şekil 2.10 : Prototip cihazın devre çizimi.	39
Şekil 2.11 : Cihaz prototipi baskı devre çizimi.	40
Şekil 2.12 : EKG sinyal ön işleme yöntemlerinin blok diyagramı.	41
Şekil 2.13 : Bant durdurucu filtre tasarımı[74].	42
Şekil 2.14 : Hampel Filtresi algoritması [71].	44
Şekil 2.15 : PPG sinyal ön işleme yöntemlerinin blok diyagramı.	45
Şekil 2.16 : Kullanılan referans “Medisana” marka tansiyon aleti.	47
Şekil 3.1 : EKG sinyali sinyal ön işleme, a) Ham EKG sinyali, b) Sinyal ön işleme yöntemleri uygulanmış EKG sinyali.	48
Şekil 3.2 : EKG sinyali R tepe noktası tespit edilmesi.	49
Şekil 3.3 : PPG sinyali sinyal ön işleme, a) Ham PPG sinyali, b) Sinyal ön işleme yöntemleri uygulanmış PPG sinyali.	50
Şekil 3.4 : PPG sinyali karakteristik noktalarının tespiti.	50
Şekil 3.5 : EKG Sinyali tepe değeri ve PPG sinyalinin birinci türevinin tepe noktasının değerleri ve PTT2 değerinin hesaplanması sonuçları.	51
Şekil 3.6 : EKG ve PPG sinyalinden hesaplanan kalp atış hızı sonuçları.	52
Şekil 3.7 : Sensörden alınan ham verileri, a) EKG ham verisi, b) PPG ham verisi. .	59
Şekil 3.8 : EKG Sinyali için sinyal ön işleme adımları, a) Taban hattı kayması kaldırma, b) Güç hattı girişimi filtreleme, c) z-score normalizasyon ve d) 1000 Hz yeniden örnekleme.	60
Şekil 3.9 : EKG sinyali için sinyal ön işleme adımları, a) Hampel ve hampel correct filtresi sonucu, b) IIR Butterworth Alçak geçiren, yüksek geçiren ve bant geçiren filtre sonucu, c) Ayrık dalgacık dönüşümü ile gürültüleri filtreleme ve d) Savitzky- Golay Filtresi sonucu.	61
Şekil 3.10 : EKG sinyali R tepe noktası tespit etme.	62
Şekil 3.11 : PPG sinyali için sinyal ön işleme adımları, a) Güç hattı girişimi kaldırma, b) z-score normalizasyon, c) 1000 Hz yeniden örnekleme ve d) Sinyal hizalama.	63

Şekil 3.12 : PPG sinyali için sinyal ön işleme adımları, a) IIR Butterworth alçak geçiren, yüksek geçiren ve bant geçiren filtreleme sonucu, b) Meydan filtre sonucu, c) Ayrık dalgacık dönüşümü uygulanması sonucu ve d) Savitzky-Golay Filtresi sonucu.	64
Şekil 3.13 : PPG sinyali karakteristik noktalarının bulunması.	64
Şekil 3.14 : Kalp atış hızı hesaplaması sonuçları.	65
Şekil 3.15 : EKG ve PPG sensörlerinin kol bandındaki konumları.	68
Şekil 3.16 : Prototip cihaz için oluşturulan kol bandı, a) Kol bandının genel görüntüsü, b) kol bandına sensörlerin yerleştirilmesi, c) kol bandındaki sensör ve Raspberry Pi bağlantısı.	68
Şekil 3.17 : Cihaz ara yüzü tasarımı ana menü görüntüsü.	69
Şekil 3.18 : Ara yüz tasarımı hasta kayıt ekranı.	70
Şekil 3.19 : Ara yüz tasarımı ölçüm ayarları ekranı.	71
Şekil 3.20 : Ölçüm ayarları ekranı ölçüm seçeneklerinin gösterilmesi.	71
Şekil 3.21: Ara yüz tasarımı tansiyon sonuçlarının izlenmesi için ekran.	72

KISALTMALAR

EKG	Elektrokardiyografi
PPG	Fotopletismografi
ABP	Arteriyel Kan Basıncı
SBP	Sistolik Kan Basıncı
DBP	Diyastolik Kan Basıncı
MAP	Ortalama Arter Basıncı
HR	Kalp Atış Hızı
HRV	Kalp Atış Hızı Değişkenliği
PTT	Atımlı Geçiş Süresi
FDA	Food and Drug Administration
AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation
BHS	British Society of Hypertension
PW	Nabız Dalgası
SVR	Support Vector Regresyon
DTR	Decision Tree Regresyon
RFR	Random Forest Regresyon
k-NN	k-Nearest Neighbors Regresyon
DSÖ	Dünya Sağlık Örgütü
IEEE	The Institute of Electrical and Electronics Engineers
DWT	Discrete Wavelet Transform
IIR	Infinite Impulse Response

GİRİŞ

Günümüzde herkesin bildiği bir kavram olan tansiyon (kan basıncı), kan dolaşımı sırasında kalbin pompaladığı kanın damar duvarına uyguladığı basınçtır. Tansiyonun düzenli ölçümü ve takip edilmesi kalp ve dolaşım sağlığı hakkında çok önemli bilgiler vermektedir. Tansiyondan kaynaklı hastalıklar arasında en çok bilinen “Yüksek Tansiyon (Hipertansiyon)” hastalığıdır. Hipertansiyon hastalığı çok sinsi ilerleyen ve geç fark edilen bir hastalıktır. Hipertansiyon hastalığının geç fark edilmesinden dolayı kalp, damar ve böbreklerde ciddi hasara, hatta ölümlere neden olabilmektedir. Dünya sağlık örgütünün yaptığı araştırmalara göre; dünya çapında 30-79 yaşları arasındaki tahmini 1,28 milyar yetişkin hipertansiyona sahiptir, çoğu (üçte ikisi) düşük ve orta gelirli ülkelerde yaşamaktadır ve hipertansiyonu olan yetişkinlerin tahmini %46'sı bu duruma sahip olduklarından habersizdir[1]. Hipertansiyon hastalığının geç fark edilmesinin nedenlerinden birisi sürekli tansiyon takibi yapılmamasıdır. Hipertansiyon hastalığı teşhisi sırasında “Tansiyon Holter Cihazı” ile 24 veya 48 saat boyunca tansiyon takibi yapılır. Tansiyon Holter belirli periyotlarla tansiyon ölçümü yapıp kaydeden cihazdır, bele bir kemer ya da kayışla takılan kayıt cihazı ve kola takılan manşondan oluşmaktadır. Hastanın gün boyu kolunda manşonla durması gerekmektedir, bu da hastanın gün içinde gerek günlük yaşantısında gerekse iş hayatında olumsuz etkileri görülmektedir. Örneğin manşonun sürekli şişmesinden dolayı kolda ağrı, gecede tansiyon ölçümüne devam ettiği için uykudan uyandırma, görüntüsünden dolayı rahatsızlık hissedilmesi gibi durumların olması mümkündür. Sonuç olarak tansiyon holterlerin hastaya bağlanması hastanın yaşam kalitesi düşürür ve gün içinde hastanın huzursuz olması ölçüm sonuçlarını olumsuz etkileyebilir.

Günümüzde sağlık alanında teknolojik gelişmeler; giyilebilir teknolojiler, bireysel ölçüm cihazları gibi alanlarda oldukça ilerlemiştir. Hatta Apple, Samsung gibi markalar tansiyon ölçümü yapan akıllı saatler geliştirmiştir [2, 3]. Fakat bu akıllı saatlerin FDA onaylı olmasına rağmen tıbbi cihaz olarak kabul edilmemeleri, kişisel

cihazlar olması, pil ömürlerinin kısa olması, pahalı cihazlar olması ve kalibrasyon gerektirmesi gibi birçok dezavantajları vardır. Bu tezin amacı tıbbi amaçla kullanılabilen, kalibrasyon gerektirmeyen, sürekli tansiyon izlemeye olanak sağlayan kelepçesiz tansiyon ölçümü yapan cihaz tasarlanmaktadır. Kelepçesiz tansiyon ölçümü ile ilgili literatürde birçok çalışma vardır. Literatürdeki bu çalışmalar incelendiğinde genellikle hazır veriler üzerinden teorik olarak çalışmaların yapıldığını görülmektedir. Literatür incelendiğinde genelde kelepçesiz tansiyon ölçümünde “Atımlı Geçiş Süresi (PTT)” kullanıldığı görülmektedir [4, 5, 6]. PTT, Elektrokardiyografi (EKG) sinyalindeki R dalgasının tepe noktası ile ve Fotopletismografi (PPG) sinyalinde belirlenen karakteristik noktası arasındaki zaman gecikmesidir [7]. Daha önce yayımlanan birçok çalışma PTT ile tansiyonun ters orantılı olduğu ortaya konulmuştur [5, 6, 8]. PTT değerleri ve tansiyon arasındaki bu ilişki kullanılarak regresyon yöntemleri ile tansiyon tahminleri elde edilmektedir. Bu alanda yapılan çalışmalarını kapsamlı bir şekilde inceleyen Marit H. N. van Velzen ve ark. [9] kelepçesiz tansiyon ölçümü ile ilgili 38 çalışmayı incelemişler ve çalışmalarını popülasyonlarına, PTT hesaplanması için ortalama süre, kullanılan PTT tanımı ve verilen filtreleme yöntemleri olarak karşılaştıran bir tablo oluşturmuşlardır. Bu tablo detaylı bir şekilde incelendiğinde, popülasyon olarak genelde sağlık bireyleri üzerinde çalışıldığı görülmüştür. PTT'nin ortalamasının alındığı süre olarak 5 kalp atışı ve 6 dakika arasında zaman aralığı değiştiği görülmektedir. Tabloda PTT'nin tanımında ise farklı noktaların kullanıldığı görülmektedir[9]. Bu makale literatürdeki eksiklikleri açıkça ortaya koymaktadır. PTT hesaplanırken PPG sinyalinden seçilen karakteristik noktalar ile ilgili tanım kargaşası olduğunu görülmektedir. Ayrıca literatür araştırması sonucunda genelde lineer ve polinom regresyon yöntemlerinin kullanıldığı görülmektedir [10, 11]. Bu tez çalışmasında literatürdeki eksiklikler yola çıkarak farklı PTT tanımları için hesaplamalar yapılmıştır. Regresyon analizi aşamasında literatürdeki en çok kullanılan polinom ve lineer regresyon yönteminin yanında daha gelişmiş makine öğrenmesi yöntemleri kullanılarak regresyon analizi yapılmıştır.

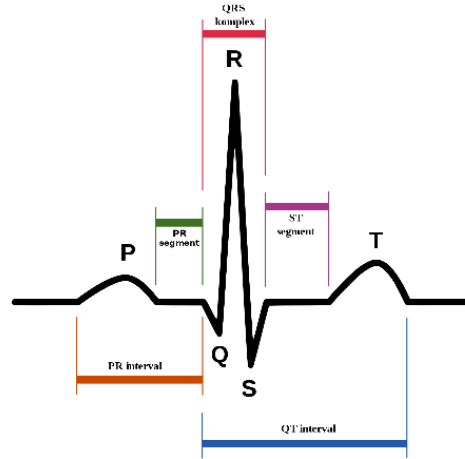
Bu tez çalışması iki aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada amaçlanan hazır veriler kullanılarak, literatürdeki eksik görülen noktalar ile ilgili bir analiz çalışması yapılmasıdır. Bu analiz çalışması sonucunda en doğru sonucun elde edileceği

yöntemin belirlenmesidir. İkinci aşamada amaçlanan kelepçesiz tansiyon ölçümü yapan bir prototip cihaz oluşturmaktır. Bu tezin ilk aşamasında hazır EKG, PPG ve Arteriyel Kan Basıncı (ABP) verileri kullanılarak dört farklı PTT değeri hesaplanmıştır. Belirlenen yedi farklı regresyon yöntemi ile tansiyon tahmin sonuçları elde edilmiştir. Elde edilen tansiyon tahmin sonuçlarının doğrulukları Tıbbi Cihaz Geliştirme Derneği (AAMI) ve İngiliz Hipertansiyon Derneği (BHS) yayınlamış olduğu standartlara göre belirlenmiştir [12]. Daha sonrasında EKG kiti, PPG sensörü ve mikroişlemci kullanılarak bir cihaz tasarımı yapılmıştır. EKG kiti ve PPG sensöründen veri alırken referans tansiyon değeri olması için eş zamanlı olarak kalibre edilmiş düzgün çalışan bir tansiyon aleti ile ölçüm alınmıştır. EKG kiti ve PPG sensörden elde edilen veriler ile tansiyon değeri tahmini yapılmıştır ve hazır verilere göre doğruluğu karşılaştırılmıştır. Daha sonrasında cihaz için bir ara yüz tasarımı yapılarak altı kişiden alınan tansiyon verilerinin doğruluğu referans değerlere göre karşılaştırılmıştır.

1. LİTERATÜR ÖZETİ

1.1 ELEKTROKARDİYOĞRAFİ (EKG)

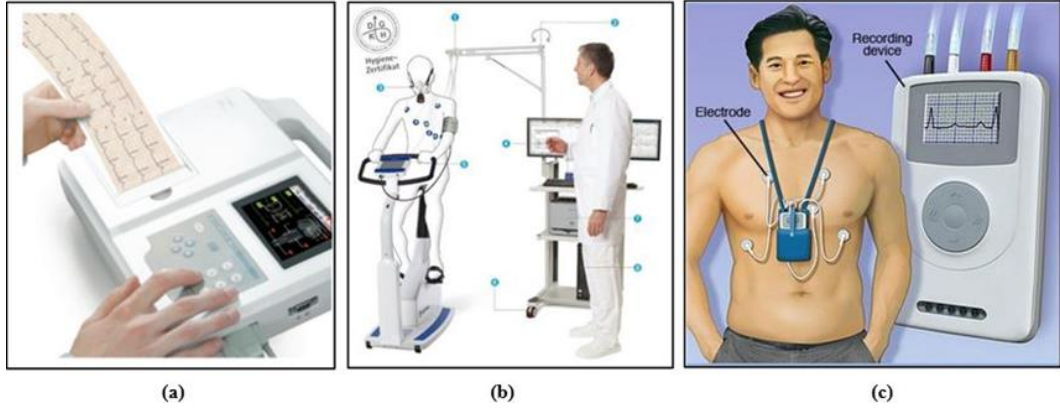
Kalp hayati organlarımızdan biridir, kalbin izlenmesi, çalışmasının takip edilmesi önemli hastalıkların teşhisi ve tedavisi hakkında bilgi verir. Kalbin uyarılması ve uyarıyı iletmesi sırasında ürettiği elektriksel aktivitesinin elektrotlar yardımıyla kaydedilmesine Elektrokardiyografi (EKG) denir. Bir EKG sinyali; P, Q, R, S ve T adları verilen dalgalardan, ST ve PR segmentlerinden ve RR, QT ve PR aralıklardan oluşan bir sinyaldir. Şekil 1.1’de ECG sinyalinin PQRST yapısı verilmiştir [13]. EKG cihazı kalbin elektriksel aktivitesini analiz edebilmemizi sağlamak için elektrotlar yardımıyla elektriksel aktiviteyi ölçüp ve özel bir kâğıda yazdıran cihazdır.



Şekil 1.1 : EKG sinyali PQRST yapısı [14].

1.1.1 EKG Cihazı Tipleri

EKG cihazı olarak kullanılan 3 farklı tip cihaz vardır. Bunlar; dinlenme halindeyken EKG ölçümü yapan cihazlar (şekil 1.2a), yürüyüş bandında veya bisiklet ile hareket halindeyken ölçüm yapan Eforlu EKG cihazları (şekil 1.2b) ve tüm gün boyu EKG ölçümünü kayıt alan EKG Holterlerdir (şekil 1.3c).



Şekil 1.2 : EKG cihaz çeşitleri, a) EKG Cihazı [15], b) Eforlu EKG Cihazı [16], c) EKG Holter Cihazı [17].

1.1.2 EKG Derivasyonları ve Einthoven Üçgeni

Vücudun çeşitli yerlerine konan iletici uçlar (elektrotlar) vasıtasıyla ortaya çıkan elektriksel değişiklikler yükseltılarak potansiyel farkları kaydedilir ve o bölgeye göre adlar verilir. Her bir değişik bölge için EKG’de oluşan eğriye derivasyon denmektedir [18]. Derivasyon, vücuda yerleştirilen elektrotlar arasındaki voltaj farkını göstermektedir. Elektrotlar vücuda yerleştirilirken Einthoven tarafından geliştirilen standarda göre yerleştirilir, bu standarda Einthoven üçgeni denir (Şekil 1.4). EKG derivasyonları ekstremitte derivasyonları ve göğüs derivasyonları olarak ikiye ayrılır, ekstremitte derivasyonları standart bipolar (I, II ve III) ve güçlendirilmiş (aVR, aVL ve aVF) derivasyonlardan oluşur [19]. Ekstremitte derivasyonları kollara ve bacaklara yerleştirilen dört elektrottan oluşmaktadır. Elektrotların vücuttaki yerleşimi şekil 1.3’de verilmiştir. Lead I, sol kol (LA) ve sağ kol (RA) elektrotları arasındaki voltaj farkını kaydeder (Eşitlik 1.1).

$$Lead I = LA - RA \quad (1.1)$$

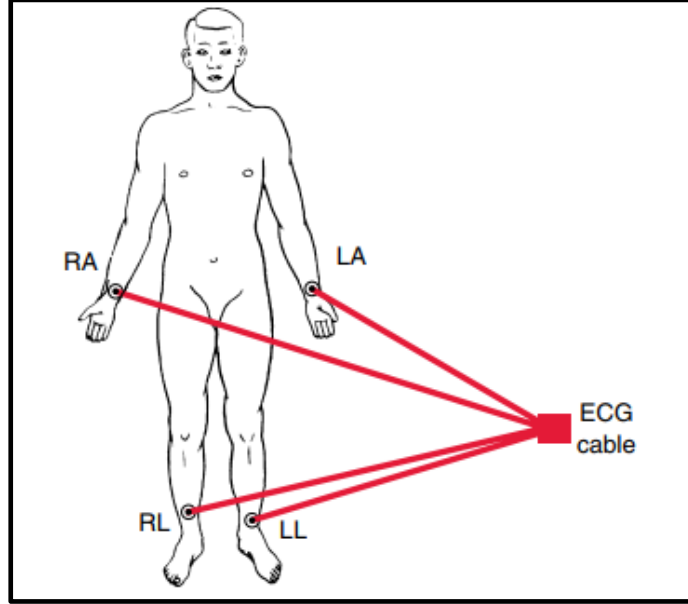
burada LA sol kola, RA sağ kola bağlanan elektrottan alınan veriyi ifade eder. Lead II, sol bacak (LL) ve sağ kol (RA) elektrotları arasındaki farkı kaydeder (Eşitlik 1.2).

$$Lead II = LL - RA \quad (1.2)$$

burada LL sol bacağı elektrottan alınan veriyi ifade eder. Lead III, sol bacak (LL) ve sol kol (LA) elektrotları arasındaki farkı kaydeder (Eşitlik 1.3).

$$\text{Lead III} = \text{LL} - \text{LA} \quad (1.3)$$

Einthoven üçgeni (Şekil 1.4), üç standart ekstremite derivasyonunun (I, II ve III) uzaysal oryantasyonunu gösterir [19].

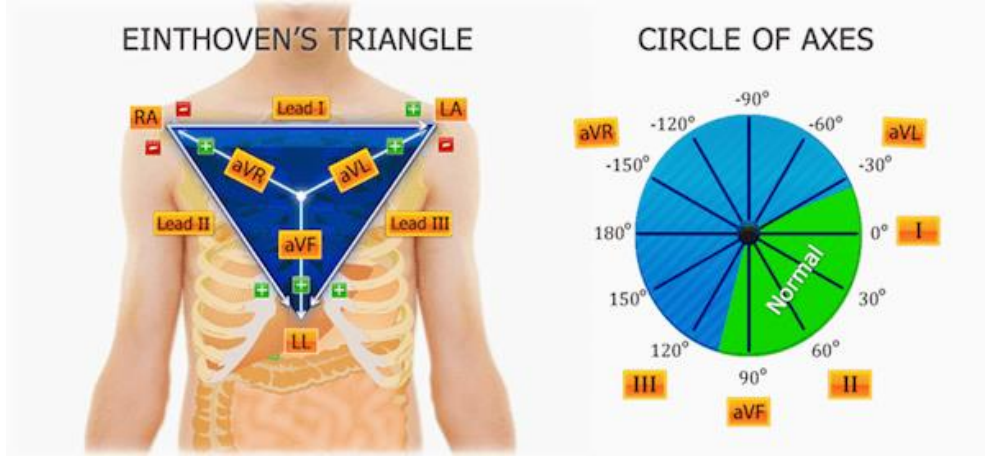


Şekil 1.3 : Elektrotlar EKG yerleştirilmesi, Sağ bacak (RL) elektrot, LA, sol kol; LL, sol bacak; RA, sağ kol [19].

Standart ekstremite derivasyonları arasında ilişki eşitlik 1.4’de verilmiştir, bu eşitliğe “Einthoven Eşitliği” denir [19].

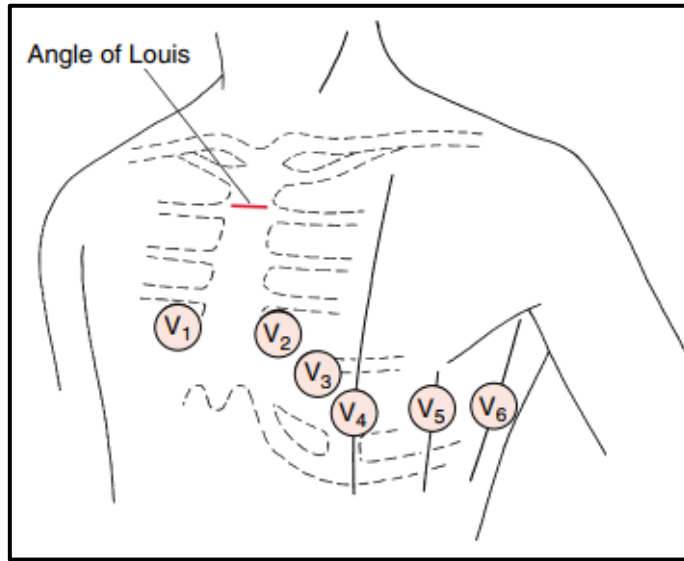
$$\text{Lead I} + \text{Lead III} = \text{Lead II} \quad (1.4)$$

Bir diğer ekstremite derivasyonu da Artırılmış ekstremite derivasyonudur, bu derivasyon aVR, aVL ve aVF şeklinde ifade edilir. Sembolize edilirken “a” harfi “augmented (artırılmış)”, “V” harfi voltajı, “R (right)” harfi sağ kolu, “L (left)” harfi sol kolu, “F (foot)” sol bacağı gösterir. aVR derivasyonu ile sağ omuzdan, aVL derivasyonu ile sol omuzdan, aVF derivasyonu ile sol baktan kalbe bakılır.



Şekil 1.4 : Einthoven Üçgeni ve eksen çemberi [20].

Diğer bir derivasyon yöntemi de göğüs derivasyonudur ve V1, V2, V3, V4, V5 ve V6 şeklinde ifade edilir. Göğüs elektrotlarının yerleri şekil 1.5’de verilmiştir.

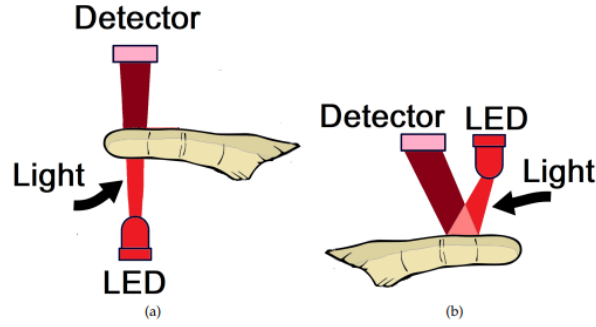


Şekil 1.5 : Göğüs (prekordiyal) elektrotları için elektrotların yerleri.

1.2 FOTOPLETİSMOGRAFİ (PPG)

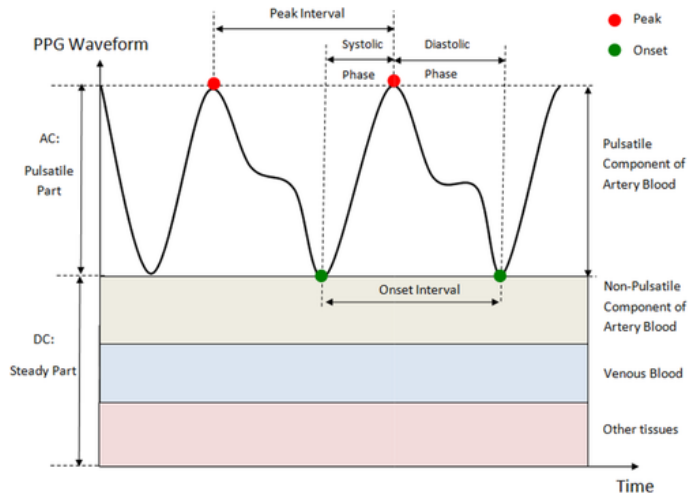
Fotopletismografi (PPG), atardamarlardaki kan hacmindeki değişiklikleri tespit etmek için kullanılan optik ve invazif olmayan bir ölçümdür. PPG sensörleri genel olarak bir adet ışık kaynağında ve bir foto detektörden oluşmaktadır. PPG sensörlerinde ışık kaynağı olarak kızılötesi ve kırmızı ışık yayan diyotlar (LED) yaygın olarak kullanılmaktadır. LED ışığı doku ve kan damarları yoluyla iletilebilmektedir, atardamarda meydana gelen kan hacmindeki değişim ışığın

yansımısını, emilimini ve saçılmasını değiştirir. PPG sensörünün çalışma prensibi olarak iki yöntem vardır. Birinci yöntemde, yansıyan ışığı toplamak için foto dedektörü LED ile aynı hizaya yerleştirilir. İkinci yöntemde, LED'den iletilen ışığı toplamak için foto dedektörü LED'e zıt bir konuma yerleştirilir [23]. Şekil 1.6'da PPG sensörünün çalışma prensibi göstermektedir.



Şekil 1.6 : PPG sensörü çalışma prensibi, (a) iletimli, (b) Yansımali [24].

PPG sinyalleri AC ve DC bileşen olmak üzere iki temel bileşenden oluşur. AC kısmı, kan damarlarındaki kan hacmindeki değişikliklerden kaynaklanan vürcmalü bir bileşendir. DC, dokulardan kaynaklanan sabit bir bileşendir [23]. PPG morfolojisi Şekil 1.7'de gösterilmiştir. PPG sinyali sistolik ve diyastolik olmak üzere iki fazdan oluşur. Sistolik fazda, arterlerin çapı genişler ve böylece kan hacmi artar. Diyastolik fazda arterlerin çapı küçülür, dolayısıyla kan hacmi azalır [23]. Kan hacmindeki bu iki değişiklik, PPG sinyalinin morfolojisini oluşturur.



Şekil 1.7 : PPG sinyali yapısı ve özellikleri [23].

1.3 NORMAL KALP DÖNGÜSÜ VE KALP ATIŞ HIZI

Normal bir kalp hızında bir kalp döngüsü genellikle yaklaşık 0,8 s sürer ve P, Q, R, S ve T dalgası olarak tanımlanan 5 ardışık dalga ile tanımlanır [24]. Kalp atış hızı (HR), kalbin dakikadaki atım sayısı (bpm) olarak tanımlanır. Normalde dinlenme durumundaki insanlarda kalp atış hızının 60 ila 100 bpm arasında olması beklenir. Kalp atış hızını EKG sinyalinden hesaplayabildiğimiz gibi PPG sinyalinden de hesaplamamız mümkündür. Kalp atış hızını hesaplamak için formül eşitlik 1.5’de verilmiştir [25].

$$HR = \frac{60}{R-R \text{ (interval in second)}} \quad (1.5)$$

burada HR kalp atış hızı ve RR aralığı ise R-R aralığı, iki R tepe noktası arasındaki örnek sayısının sinyalin örnekleme frekansının bölünmesiyle hesaplanır.

1.4 TANSİYON (KAN BASINCI)

Tansiyon (Kan basıncı), kalbin kanı pompalarken atardamar çeperine uyguladığı basınçtır. Kalp kasılması sonucunda oluşan en yüksek basınca “Sistolik Kan Basıncı (SBP)” denir. Kalbin kasılmasından sonra gevşer ve kalp kan ile dolar. Bu sırada oluşan basınca “Diyastolik Kan Basıncı (DBP)” denir. Bir kardiyak döngü sırasındaki ortalama kan basıncına “Ortalama Arter Basıncı (MAP)” denir.

1.4.1 Tansiyon Ölçüm Yöntemleri

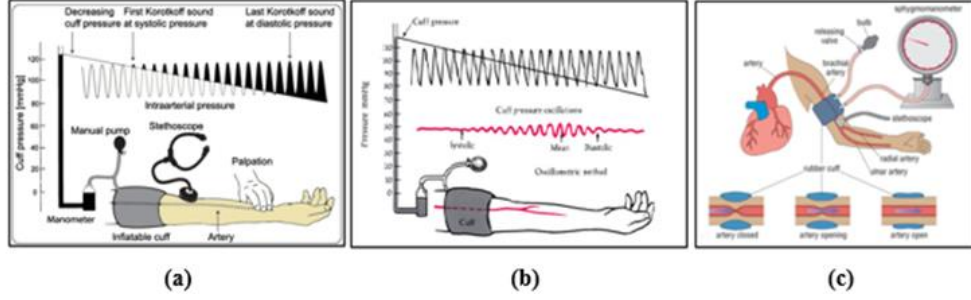
Tansiyon ölçümü için standart konum brakial arterdir [26]. Tansiyon ölçümü invaziv ve invaziv olmayan yöntemler olarak ikiye ayrılır.

İnvaziv yöntemde, arteriyal kan basıncını ölçmek için doğrudan bir ölçüm tekniği kullanılır. İnvaziv yöntemde bir kateter yardımıyla arter damar içerisindeki basıncı ölçülmesidir [27]. İnvaziv kan basıncı ölçümü; hemodinamiğin yakından izlenmesini gerektiren yoğun bakım ünitesindeki kritik hastalarda, vazo aktif ilaçlarla tedavi edilen hastalarda, önceden var olan komorbiditeler (kardiyak, pulmoner, anemi, vb.) veya daha karmaşık prosedürler nedeniyle yüksek morbidite veya mortalite riski taşıyan cerrahi hastalarda ve benzeri durumlarda kullanılan yöntemdir [28]. İnvaziv kan basıncı ölçümü sırasında bazı komplikasyonlar gelişebilir. Gelişebilecek bazı

komplifikasyonlar; enfeksiyon, vasküler yetmezliğe neden olan kollateral dolaşımın olmaması, bir hematoma oluşumu, arteriovenöz (AV) fistül oluşumu, damar darlığı ve kan kaybı gibi durumlardır. İnvaziv kan basıncı ölçümünde bazı dezavantajları vardır. Bunlar:

- Hastanın kol hareketi ile bükülme ve tıkanması olasılığı vardır.
- Yüksek enfeksiyon riski vardır.
- Nabız amplifikasyonu sistolik ve diyastolik değerlerin daha az doğru olmasını sağlar.
- Hastaları ameliyat sonrasında uygun zamanda ayağa kaldırılıp yürütülmesi veya tekerlekli sandalyede oturtulmasına Mobilizasyon denir, bu süreci zorlaştırmaktadır.

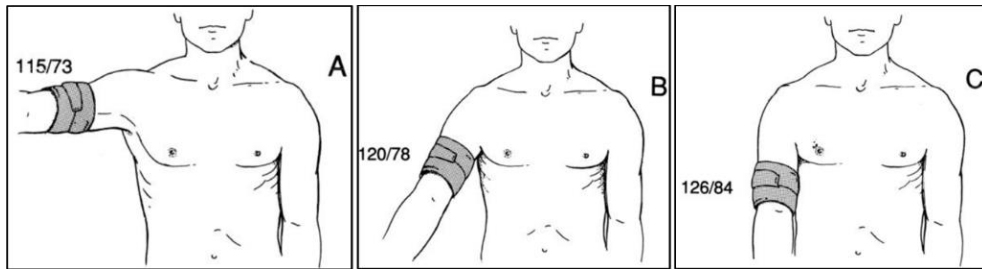
Non-invaziv Tansiyon ölçümü için beş farklı yöntem vardır. Bu yöntemler; Dokunma (Palpatory) yöntemi, Osilometrik yöntemi, Dinleme (Oskültasyon-"Auscultatory") yöntemi, Kızarma (Flush) Yöntemi ve ultrasonik yöntemidir. Dokunma (Palpatory) yöntemi az kullanılan bir yöntemdir ve doğruluğu da oldukça düşüktür. Oskültasyon yöntemi, bir stetoskop, şişirilebilir manşet ve cıva manometresinden oluşmaktadır, cıva manometresiyle basıncı ölçülür. Cıvalı tansiyon aleti kullanan Oskültasyon yöntem, ofis tansiyon ölçümü için 'altın standart' olarak kabul edilse de cıvalı tansiyon ölçerlerin kullanımındaki yasağın yaygın şekilde uygulanması bu tekniğin rolünü azaltmaya devam etmektedir [29]. Osilometrik yöntemde oskültasyon yöntemine benzerdir, ancak cıva manometresi yerine elektronik basınç sensörü kullanılır. Şekil 1.8'de tansiyon ölçüm yöntemleri gösterilmiştir. Ultrasonik yöntemde ise bir tansiyon aleti manşonu altında brakial arter üzerine yerleştirilmiş bir ultrason vericisi ve alıcısı kullanılır. Manşon indirildiğinde, arter duvarının sistolik basınçtaki hareketi, yansıyan ultrasonda bir Doppler faz kaymasına neden olur ve diyastolik basınç, arteriyel harekette azalmanın meydana geldiği nokta olarak kaydedilir [29]. Flush yönteminde, manşon takıldıktan sonra kolun alt kısmına elastik bandaj ile sıkıca sarılır ve manşon içindeki 200 mmHg çıkarılır, elastik bandaj çözülür. Manşon basıncı düşürülürken soluk olan kolun pembeleştiği andaki basınç ortalama tansiyon olarak kabul edilir. Bu yöntem genel çocuklarda ve bebeklerde kullanılır.



Şekil 1.8 : Tansiyon ölçümü yöntemleri, (a) Palpatory yöntem [29], (b) Osilometrik yöntem [30] ve (c) Oskültasyon yöntemi [31].

1.4.2 Tansiyon Ölçüm Yöntemlerinde Yapılan Hatalar

Koldan yapılan ölçümlerde önemli potansiyel hata kaynakları vardır. Bu hata kaynakları duruşun etkisi, vücut pozisyonu, manşet şişirme hipertansiyonu ve manşet boyutundan kaynaklı olabilmektedir. Duruşun etkisi konusunda çoğu kılavuz oturmayı önermektedir, fakat tansiyonun otururken mi yoksa sırt üstü yatarken mi ölçülmesi gerektiği konusunda bir fikir birliği yoktur [32]. Tansiyon ölçümlerinde kolun pozisyonu ölçüm sonuçları etkilemektedir. Şekil 1.9’da görüldüğü gibi, kol yatay konumdan dikey konuma doğru hareket ettirildiğinde, basınçta yaklaşık 5 ila 6 mmHg kademeli bir artış olur. Bu değişiklikler tam olarak hidrostatik basınç değişikliklerinden beklenebilecek olanlardır. Ölçüm sırasında hastanın sırtının desteklenmesi de önemlidir; hasta dik oturuyorsa, diyastolik basınç, arkada oturana göre 6,5 mm Hg'ye kadar daha yüksek olabilir [32].



Şekil 1.9 : Değişen kol pozisyonunun kaydedilen tansiyon üzerindeki etkileri [29].

Tansiyonu doğru ölçmede kol çapına göre kullanılan manşetin boyutu çok önemlidir. En yaygın hata, basıncın fazla tahmin edilmesine neden olacak çok küçük bir manşet kullanılmasıdır.

1.4.3 Tansiyondan Kaynaklı Hastalıklar ve Ölüm Oranları

Tansiyonun ölçülmesi, sürekli takip edilmesi birçok hastalığı erken teşhis edilmesinde önemli rol oynarlar. Özellikle tansiyonunun yüksek olmasından kaynaklanan “Hipertansiyon” hastalığı çok sık görülen ve hak arasında bilenen bir hastalıktır. Hipertansiyon hastalığı için SBP ve DBP değer aralıkları Tablo 1.1’de verilmiştir. Hipertansiyon hastalığı belirtileri arasında genelde baş ağrısı, burun kanaması, nefes darlığı, halsizlik gibi belirtiler gösterebildiği gibi genellikle herhangi bir belirti ve şikâyet göstermez, bu yüzden “sessiz katil” olarak adlandırılır. Hipertansiyon hastalığının erken teşhisi çok önemlidir, hastalığının ilerleyen evreleri böbrek, beyin, kalp gibi hayati organlara zarar verebildiği gibi felç geçirme riski ve ölüm riski de vardır. Dünya Sağlık Örgütünün yaptığı araştırmalara göre dünya çapında, 30 ila 79 yaşları arasındaki tahmini 1,28 milyar yetişkinin hipertansiyon hastası ve bunların çoğu (üçte ikisi) düşük ve orta gelirli ülkelerde yaşamaktadır. Ayrıca, hipertansiyonu olan yetişkinlerin tahmini %46’sı durumlarının farkında değildir [1]. Türkiye’de ise 2020 yılında 17 milyon insanın hipertansiyonu olduğu tahmin edilmektedir [33]. Dünyada erken (60 yaş öncesi) ölümlerin başlıca nedenlerinden biri olan hipertansiyon her yıl 9,4 milyon insanın ölümden sorumludur [1]. Görülme sıklığı ve ölüm oranı yüksek olan Hipertansiyon hastalığının erken teşhis ve tedavisi için tansiyonun sürekli ölçülmesi ve takip edilmesi çok önemlidir.

Tablo 1.1: Sistolik ve Diyastolik kan basıncı sınırları.

Kategori	Sistolik (mmHg)	Diyastolik (mmHg)
Optimal	< 120	< 80
Normal	< 130	< 85
Yüksek Normal	130-139	85-89
Hipertansiyon Evre 1	140-159	90-99
Hipertansiyon Evre 2	160-179	100-109
Hipertansiyon Evre 3	180 ve üzeri	110 ve üzeri

Tansiyonun düşük olması durumuna hipotansiyon hastalığı denir. Hipotansiyonun çok az semptomu olduğu için genelde gözden kaçırılır. Hipotansiyon, baş dönmesi, baygınlığa neden olabildiği gibi vücut organlarına yetersiz kan akışına neden olur ve tedavi edilmezse felç, kalp krizi, böbrek yetmezliği ve şoka neden olabilir [34]. Hipertansiyon ve hipotansiyon dışında kalp rahatsızlıkları, dolaşım sistemi bozuklukları, böbrek yetmezliği gibi birçok hastalığının belirtilerinin anlaşılabilmesi için tansiyon takibi çok önemli rol oynamaktadır.

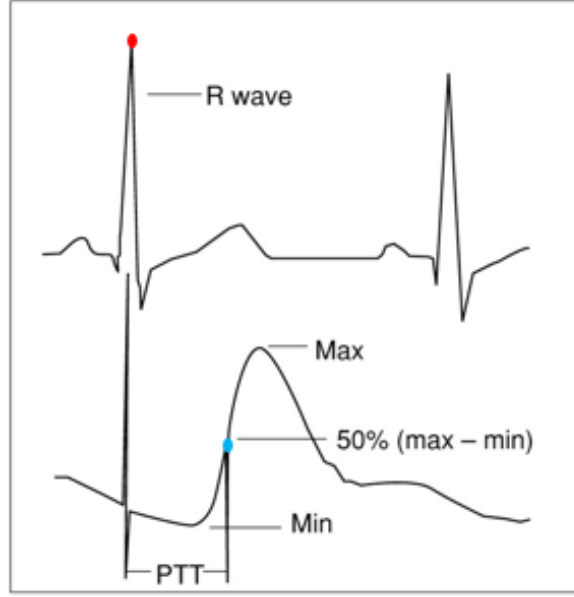
1.5 ATIMLI GEÇİŞ SÜRESİ (PTT)

Atımlı geçiş süresi, bir nabız dalgasının iki arteriyel bölge arasında seyahat etmesi için geçen süreyi ifade eder. Bu arteriyel basınç dalgasının hareket hızı, kan basıncı ile doğru orantılıdır [35]. Atımlı geçiş süresi ile kan basıncı ters orantılıdır. Kan basıncı düştüğünde damar tonusu azalır ve PTT artar [35]. PTT hesaplanırken art arda iki bölgede arteriyel nabız dalgasının geçişi arasındaki zaman aralığının kaydedilmesiyle ölçülmüştür. Daha sonradan ölçüm kolaylığı için, elektrokardiyografik (EKG) R veya Q dalgası, yaklaşık olarak aort kapağının açılmasına karşılık geldiği için başlangıç noktası olarak kullanılmıştır. Fotopletismografi nabız dalga (PPG) formu üzerindeki maksimum değer yüksekliğinin %25'i veya %50'si olan nokta, nabız dalgasının geldiğini belirtmek için alınır [35]. PTT ölçümü EKG sinyalindeki başlangıç noktası ve PPG sinyalinden seçilen karakteristik nokta arasındaki süre olarak hesaplanır. Her kalp atışında yeni bir PTT değeri mevcuttur. Şekil 1.10'da başlangıç noktası referansı olarak elektrokardiyografik R dalgasını ve bitiş noktası olarak arteriyel nabız dalgasının gelişini kullanarak atımlı geçiş süresinin hesaplanmasını gösteren şematik diyagram verilmiştir.

Atımlı geçiş süresi hesaplaması için formül eşitlik 1.6'da verilmiştir.

$$PTT = PPG_{foot} - ECG_{Rpeak} \quad (1.6)$$

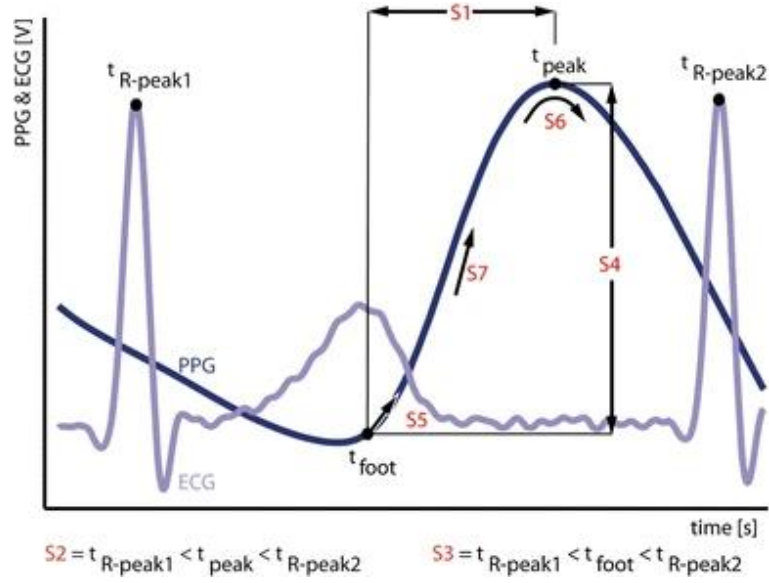
burada PTT atımlı geçiş süresi, PPG_{foot} PPG sinyalinden seçilen karakteristik noktası, ECG_{Rpeak} ECG sinyalinin R tepe noktasıdır.



Şekil 1.10 : Atımlı geçiş süresinin hesaplanmasını gösteren şematik diyagram [35].

1.5.1 Nabız Dalgası Eleme Algoritması

PTT süresi hesaplanırken aynı kardiyak döngüdeki EKG ve PPG sinyallerinden seçilen noktalarla hesaplama yapılmaktadır. PTT hesaplanması için EKG ve PPG sinyallerinin karakteristik noktalarının tespit edilmesi gerekmektedir. Bu aşamada istenilen noktalar tespit edilirken algoritmadan veya sinyalden kaynaklı olarak yanlış noktaların tespit edilmesi ve nabız sinyalinin fizyolojik yapısının bozuk olmasından kaynaklanan hatalardan dolayı PTT süresinin yanlış hesaplanması mümkündür. Bunun için van. Velzen ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada bozuk olan nabız sinyalleri (PW) eleme için bir algoritma, “7 Step PW Filter” algoritması geliştirmişlerdir [9]. Geliştirilen bu algortmada, van. Elzen ve arkadaşları yapmış olduğu bir çalışmada on (10) sağlıklı gönüllüden (yedi (7) erkek, üç(3) kadın, yaşları 23 ile 25 arasında) toplanan PW'lerden oluşan bir veri seti kullanılarak doğrulanmıştır[36]. Geliştirilen bu algoritma ile bozuk olan fotopletismografi dalgalarının otomatik olarak ortadan kaldırılmasıyla atımlı geçiş süresi ölçümlerinin doğruluğunu arttırmaktadır. “7 Step Pw-Filter”, nabız dalgası eleme algoritmanın şematik gösterimi Şekil 1.11’de verilmiştir.



Şekil 1.11 : 7Step PW-Filter PW eleme kriterinin grafiksel gösterimi [9].

Şekil 1.11’i incelediğimizde burada:

- S1: Tespit edilen PPG foot (t_{foot}) , zaman içinde tespit edilen PPG zirvesinden (t_{peak}) önce gelmelidir (Eşitlik 1.7).
 - $t_{foot} < t_{peak}$ (1.7)
- S2: Tespit edilen PPG zirvesi , EKG R- tepesi ($t_{R-peak1-2}$) ile aynı kalp atışında olmalıdır (Eşitlik 1.8) .
 - $t_{R-peak1} < t_{peak} < t_{R-peak2}$ (1.8)
- S3: Tespit edilen PPG foot , EKG R- tepe noktası ile aynı kalp atışında olmalıdır (Eşitlik 1.9).
 - $t_{R-peak1} < t_{foot} < t_{R-peak2}$ (1.9)
- S4: Tespit edilen PPG foot , tespit edilen PPG zirvesinden daha düşük bir büyüklüğe sahip olmalıdır (Eşitlik 1.10).
 - $PPG_{peak} - PPG_{foot} > 0$ (1.10)
- S5: Tespit edilen PPG foot , PW ilk türevi yukarı eğiminde olmalıdır (Eşitlik 1.11).
 - $First\ derivate\ PPG_{foot} > 0$ (1.11)
- S6: PW tamamlanmış olmalıdır; tespit edilen PPG zirvesi , PW'nin dışbükey maksimumunda olmalıdır Eşitlik (1.12).

$$\circ \text{Second derivate } PPG_{peak} < 0 \quad (1.12)$$

- S7: PW'nin en dik yükselen kısmı (birinci türevinin maksimumu), tespit edilen PPG foot ile tespit edilen PPG zirvesi arasında yer almalıdır(Eşitlik 1.13).

$$\circ t_{foot} < t_{maximum\ of\ fist\ derivate} < t_{peak} \quad (1.13)$$

1.6 REGRESYON ANALİZİ

Regresyon analizi, bir değişkenin diğeriyle nasıl ilişkili olduğunu tanımlamamıza izin veren istatistiksel bir araçtır. Bu tanım, tek bir denklemde yalnızca iki değişken içeren basit bir tanım olabilir veya çok sayıda değişkene ve hatta her birinden belki de yüzlerce denkleme sahip çok karmaşık olabilir [37]. Bu çalışmada analiz ve karşılaştırma yapılması amacıyla toplamda yedi farklı regresyon analiz yöntemi kullanılmıştır. Regresyon analizi yöntemleri olarak Lineer regresyon, polinom regresyon (2. ve 3. dereceden); makine öğrenmesi yöntemlerinden Destek vektör Regresyon (SVR), Karar ağacı regresyonu (DTR), Rastgele orman Regresyon (RFR), Adaboost ve k-En yakın komşu regresyon (k-NN) yöntemleri kullanılmıştır.

1.6.1 Lineer Regresyon Yöntemi

Lineer regresyon, istatistiksel veri analizinde en çok kullanılan yöntemlerden biridir. Tek bir bağımsız değişkenin olduğu regresyon modeline “Basit Lineer Regresyon Modeli” denir. Basit lineer regresyon denklemi Eşitlik 1.14’de verilmiştir [38].

$$y_i = \beta_0 + \beta_i x_i + \varepsilon_i \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (1.14)$$

burada β_0 ve β_i katsayılarıdır, x bağımsız değişkendir.

1.6.2 Polinom Regresyon Yöntemi

Polinom regresyon yönteminde, değişkenlerle arasındaki ilişki doğrusal olmadığı durumlarda kullanılır. Polinom regresyon analizinin formülü Eşitlik 1.15’de verilmiştir [38].

$$y = \beta_0 + \beta_1 x + \beta_2 x^2 + \dots + \beta_h x^h + \varepsilon \quad (1.15)$$

burada $\beta_0, \beta_1, \beta_2, \dots, \beta_h$ katsayılarıdır, x bağımsız değişkendir, h ise polinom regresyonun derecesidir. Polinom regresyon geniş bir eğrilik alanına uyması ve bağımlı, bağımsız değişkenler arasındaki ilişki en iyi yaklaşımı vermesi avantajları iken bu yöntemin bazı dezavantajları da vardır. Bu yöntemin aykırı değerlere hassasiyeti vardır yani modelde iki aykırı değerın olması, analizın sonucu ciddi şekilde etkileyebilir.

1.6.3 Destek Vektör (Support Vector) Regresyon Yöntemi

Destek vektör Regresyon (SVR) problemi, modelin sonlu bir kümeden bir çıktı yerine sürekli değerli bir çıktı döndürdüğü sınıflandırma probleminin bir genellemesidir. Başka bir deyişle, bir regresyon modeli, sürekli değerli çok değişkenli bir işlevi tahmin eder [39]. Sürekli değerli fonksiyon yaklaşık olarak eşitlik 1.16'deki gibi yazılabilir. Çok boyutlu veriler için, x 'i birer birer artırılır ve basitçe matematiksel gösterim için w vektörüne b 'yi dahil edilmektedir. Böylelikle eşitlik 1.17'deki çok değişkenli regresyonu elde edilir.

$$y = f(x) = \langle w, x \rangle + b = \sum_{j=1}^M w_j x_j + b, y, b \in \mathbb{R}, x, w \in \mathbb{R}^M \quad (1.16)$$

$$f(x) = \begin{bmatrix} w \\ b \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} x \\ 1 \end{bmatrix} = w^T x + b, x, w \in \mathbb{R}^{M+1} \quad (1.17)$$

1.6.4 Karar Ağacı (Decision Tree) Regresyon Yöntemi

Karar ağacı regresyon (DTR), ortak değişkenler temelinde bir sonucu tahmin etmek için istatistiksel bir modeldir. Model, verilerin ayrık alt kümelerini, yani verilerin ikili bölümlerinin bir dizisi aracılığıyla hiyerarşik olarak tanımlanan popülasyon alt gruplarını tanımlayan bir tahmin kuralı anlamına gelir. Yöntemin adından da anlaşılacağı gibi, hiyerarşik ikili bölümler kümesi bir ağaç olarak temsil edilebilir. Her bir alt kümedeki tahmin edilen sonuç, alt kümedeki bireylerin sonuçlarının ortalaması alınarak belirlenir. Amaç, tahmin edilen ve gerçek değerler arasındaki uyumsuzluğu ölçen bir kayıp fonksiyonunu en aza indiren bir tahmin kuralı (yani bir ağaç) ortaya çıkartmaktır [40].

1.6.5 Rastgele Orman (Random Forest) Regresyon Yöntemi

Rastgele orman regresyonu (RFR), birçok karar ağacını kullanarak daha uyumlu ve düzgün çalışan modeller üreterek doğru tahminlerde bulunmaya yarayan bir regresyon modelidir [41]. Bu regresyon yönteminin birçok avantajı olduğu için en başarılı makine öğrenme yöntemlerinden biridir. Hızlı model uydurma ve değerlendirme ile büyük veriler için uygundur. Hem regresyon hem de sınıflandırma için uygundur, aykırı değerlere karşı dayanıklıdır, basit doğrusal ve karmaşık doğrusal olmayan ilişkilerle başa çıkabilir ve yüksek boyutlu veriler için rekabetçi tahmin doğruluğu üretir [41].

1.6.6 Adaboosts Regresyon Yöntemi

Boost algoritması, birçok nispeten zayıf ve yanlış kuralı birleştirerek oldukça doğru bir tahmin kuralı oluşturma fikrine dayanan bir makine öğrenimi yaklaşımıdır [42]. Freund ve Schapire'nin [43] AdaBoost algoritması, ilk pratik güçlendirme algoritmasıdır ve birçok alanda uygulamalarla en yaygın olarak kullanılan algoritmalarından biridir. AdaBoost'un kullanımı ve uygulanması destek vektör gibi makine öğrenmesi yöntemlerine göre oldukça basittir ve genellikle çok etkili sonuçlar verebilmektedir.

1.6.7 K-Yakın Komşu (k-Nearest Neighbor) Regresyon Yöntemi

k-En yakın komşu (k-NN) algoritması, denetimli öğrenmede regresyon ve sınıflandırma için kullanılan bir algoritmadır. Makine öğrenmesi yöntemleri içinde en basiti olarak kabul edilir. KNN algoritması; eski, basit ve gürültülü eğitim verilerine karşı dirençli olması sebebiyle en popüler makine öğrenme algoritmalarından biri olmuştur, fakat uzaklık hesaplarını yaparken bütün durumları sakladığından, büyük verilerde kullanıldığında çok sayıda bellek alanına ihtiyaç duymaktadır [44].

1.7 PROBLEMİN BELİRLENMESİ

Bu çalışmada günümüzde kullanılan tansiyon ölçüm yöntemleri ve eksikliklerini ele alınmıştır. Öncelikle problemi belirlenirken tansiyon ölçümü ve takibinin neden önemli olduğu sorusu araştırılmıştır. Tansiyon ölçülmesi ve düzenli takip edilmesi başta hipertansiyon olmak üzere birçok kalp rahatsızlıklarını erken fark

edilmesini sağlar. Dünya Sağlık Örgütü'nün (DSÖ) yapmış olduğu araştırmaya göre hipertansiyon hastalarının birçoğu hasta olduğunu bilmemekte ve hastalığı çok geç fark etmektedir. Hipertansiyon hastalığının geç fark edilmesi felç, böbrek yetmezliği gibi birçok ciddi probleme neden olabildiği gibi ölüm oranları yüksek bir hastalıktır. Hipertansiyon hastalığının teşhis ederken kullanılan yöntem sürekli tansiyonun takip edilmesidir. Bu takibi dijital cihazlarla yapıp hastanın not etmesiyle ya da tüm gün boyu kayıt almayı sağlayan tansiyon holter cihazları ile yapmakta mümkündür. Tansiyon holter cihazı, manşonlu tansiyon aleti ve bir kayıt cihazından oluşur ve kullanımı sırasında hastaya bağlandığında doktorun önerdiği süreye göre 24 ila 48 saat arası hasta üzerinde kalıp tüm gün boyu belirli aralıklarla ölçüm alır ve kaydeder. Her ölçüm sırasında manşonun sıkması genelde hastalarda kol ağrısına neden olmaktadır ve gece ölçüme devam etmesi hastaların uykusundan uyandırıp rahatsız etmektedir. Tansiyon holter ile gün boyu ölçüm alınmak istendiğinde kişinin günlük yaşantısında yaşam kalitesini düşüren konforsuz bir tekniktir. Bunun haricinde normal bir tansiyon ölçümü yapılmak istediğinde manşonun büyük ya da küçük gelmesinden kaynaklı, ölçüm yapan kişiden kaynaklı, hastanın pozisyonundan kaynaklı hatalar olmak üzere birçok hata faktörü vardır. Yapılan bir araştırmaya göre, aneroid manometreli cihazların uygulama türüne bağlı olarak, cihaz değerlendirme çalışmaları, değerlendirilen cihazların %60'ına kadar teknik kusurları veya kabul edilemez ölçüm yanlışlığını göstermiştir, bunlar okuma hataları, aneroid manometrelerin hastanın kan basıncını hafife alma eğiliminde olduğu yüksek kan basıncı değerleri aralığında daha sık meydana gelir [45].

Osilometrik ölçüm cihazları, kalibrasyon uygulaması cihazın kullanım yerine (koldan, bilekten ve parmaktan) göre değişiklik gösterebilmektedir. Osilometrik ölçümlerin doğruluğunun fizyolojik ve teknik faktörlere göre değişkenliğini, yeterli bir sayıda hasta örneği üzerinden ölçüm doğruluğun gözden geçirilmesi ve değerlendirilmesi gereklidir. Fakat bu tür bir değerlendirme tansiyon aleti pazarında zorunlu değildir. Örneğin, Avrupa standardına (EN1060 1-3) göre CE (Avrupa Uygunluk İşareti) tanımlaması, ölçüm doğruluğunun böyle zorunlu bir klinik değerlendirmesini içermez [45]. Bu nedenle, piyasadaki otomatik cihazların yalnızca küçük bir kısmı, British Hypertension Society (BHS), Deutsche Hochdruckliga

(Alman Hipertansiyon Derneği), American Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) veya DIN58130 standardı gibi bağımsız bir kurumun veya bilimsel topluluğun genel kabul görmüş protokollerine göre klinik değerlendirmelerle nitelendirilmiştir [45]. Evde tansiyon takibi için en çok kullanılan cihaz tipleri bilekten ve üst koldan ölçüm alan dijital tansiyon aletleridir. Bu cihazlarla yapılan bir diğer klinik değerlendirme çalışmasına göre, bilek tipi cihazlarda ölçüm doğruluğunun üst kol izleme cihazlarına kıyasla önemli ölçüde daha düşük olduğunu görülmüştür [46]. Bilekten tansiyon aleti kullanan hastaların yüksek ölçüde yanlış ölçüm sonuçları ile karşılaşmaktadır.

Özetle tansiyonun ölçülmesi ve düzenli takip edilmesi özellikle hipertansiyon hastalığı başta olmak üzere birçok kalp rahatsızlığını erken teşhis etmek için kritik bir rol oynamaktadır. Kullanılan yöntemleri ve hata kaynakları incelendiğinde; bu alandaki dijital ve manuel tansiyon aletleri için temel problemlerden biri manşon kullanılmasıdır. Manuel tansiyon aletinden ölçüm yapan kişiden kaynaklı hataların çok fazla olması bir diğer problemdir. Dijital tansiyon aletlerinde ise piyasaya sürülen her ürünün ölçümün doğruluğunun BHS ve AAMI gibi protokollere göre değerlendirilmemesidir. Ayrıca sürekli tansiyon takibi için kullanılan tansiyon holter cihazlarının hastanın günlük yaşantısı etkilemesi ve yaşam kalitesini düşürmesi de hastalar açısından önemli problemlerden biridir. Tüm bu problemler göz önüne alındığında bu alanın gelişmelere oldukça açık olduğunu görülmektedir.

1.8 KELEPÇESİZ TANSİYON ÖLÇÜMÜ TEMEL PRENSİBİ

1.8.1 Problemin Çözümü

Belirlenen problemden yola çıkarak tansiyon ölçüm cihazları ile ilgili teknolojik gelişmeler incelenmiştir ve bu alanda neler yapılabileceği araştırılmıştır. Kelepçesiz tansiyon ölçümü yapan ve sürekli takip edilmesini sağlayan bir cihaz geliştirilmesi düşünülmüştür.

Kelepçesiz tansiyon ölçümünün temel prensibi “Atımlı Geçiş Süresine (PTT)” dayanır. PTT ve tansiyon arasında ters bir ilişki vardır. PTT’yi hesaplamak için öncelikle EKG ve PPG sinyalleri elde edilir, ham sinyallere gerekli ön işleme adımları uygulanır. Daha sonrasında PTT hesaplanması için gerekli karakteristik noktalar

bulunur ve PTT hesaplanması yapılır. PTT değeri ve tansiyon arasındaki ilişki kullanılarak regresyon analizi ile tansiyon değerleri tahmini yapılır. Elde edilen sonuç AAMI ve BHS protokollerine göre değerlendirilir.

1.8.2 Literatürdeki Çalışmalar ve Eksiklikleri

Kelepçesiz tansiyon ölçümü ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Detaylı bir literatür taraması yapıldığında, bu çalışmada bir tanımlama sorunu olduğu görülmektedir. van Elzen ve arkadaşlarının [9] yaptığı çalışmada, bu alanda yapılan 38 çalışmayı incelemiştir ve bu çalışmaları; çalışmanın yapıldığı nüfus, PTT'nin ortalamasının alındığı süre, kullanılan PTT tanımı ve verilere uygulanan filtreleme yöntemleri olarak dört özelliğe göre karşılaştırmıştır. Çalışmanın yapıldığı nüfusa göre karşılaştırıldığında; 26 çalışma sağlık bireyler ile, 3 çalışma sağlıklı ve hastaların kombinasyonu ile, 7 çalışma çocuklar ile ve 2 çalışmada da çalışmanın yapıldığı nüfus belirtilmemiştir. PTT değeri hesaplanırken belirli bir süre ve kalp atış sayısı boyunca ortalama değeri alınarak hesaplanmıştır. İncelenen çalışmalarda bu ortalama süre 5 kalp atışı ile 6 dakika arasında değişkenlik göstermektedir. Ortalama 1 dakikalık süre en yaygın olarak kullanılanıdır. Bir diğer karşılaştırma yapılan durumda kullanılan PTT'nin tanımıdır, PTT hesaplanırken PPG sinyalinden seçilen karakteristik noktaların her çalışmada farklı olduğu görülmüştür. PPG sinyalinden seçilen karakteristik noktayı PW_{foot} olarak tanımlamıştır ve yapılan karşılaştırmaya göre; 3 çalışmada PW_{foot} minimum noktası, 3 çalışmada PW_{foot} ikinci türevinin maksimum noktası, 7 çalışma PW_{foot} başlangıç noktası alınmış, 6 çalışmada PW_{foot} olarak hangi noktanın kullanıldığı belirtilmemiş, 4 çalışmada PW_{foot} tepe noktası olarak seçilmiş ve son olarak 8 çalışmada PW_{foot} birinci türevinin maksimum noktası olarak seçilmiştir. Son olarak bu çalışmada verilere uygulanan filtreleme yöntemleri karşılaştırılmıştır ve 7 makalede bozuk nabız dalgalarının manuel veya görsel olarak kaldırıldığından bahsedilmiş, ancak açıkça bir tanımlama yapılmamıştır. Çalışmaların çoğunda bozuk PW sinyallerinin elimine edilip edilmediği belirsizdir. PTT hesaplanmasında bir tanım karmaşası olduğu ve doğru PTT elde etmek için herhangi bir elimine algoritması uygulanmadığı görülmüştür. PTT değeri tanımlanırken farklı noktaların seçilmesinden dolayı literatürdeki elde edilen sonuçlarının karşılaştırılmasının doğru bir sonuç vermesi mümkün değildir. Ayrıca bu alanda yapılan çoğu çalışmada [47, 48, 49] hazır

veriler üzerinden yapılmıştır ve çalışmalar genelde teoride bırakılmıştır. Uygulamaya geçen, cihaz tasarımı yapan çalışmalar da mevcuttur. Örneğin, Q. Zhang ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada [50], cihaz tasarımı yaparken farklı regresyon modelleri kullanmış olsa bile PTT değeri için sadece PPG sinyalinin bitiş noktasının (minimum noktasını) ele alınmıştır. Literatür farklı regresyon yöntemleri kullanıp karşılaştırılmasının yapıldığı çalışmalar az da olsa bulunmaktadır, fakat bunlar belirlenen tek bir noktadan alınan PTT değeri ile yapılmış çalışmalardır. Bu alanda yapılan bir diğer çalışmalarda akıllı saat sistemlerine tansiyon ölçme özelliğinin eklenmesidir. Bu alan çalışan “Apple” ve “Samsung” markalarının cihazları vardır [2, 3]. Bu cihazlar FDA onayı almıştır fakat tıbbi cihaz olarak kullanılamamaktadır, bunlar kişisel cihazdır. “Samsung” tansiyon ölçümü yapan akıllı saatlerin ölçüm öncesinde tansiyonun ölçülüp cihaza bilgilerin girilmesi gerekmektedir, yani bir kalibrasyon işlemi gerektirir. Bu cihaz kişisel olarak kullanımı sürekli tansiyon takibinde önemli rol oynasa da bu cihazların birçok dezavantajı vardır. Cihazların fiyatlarının çok yüksek olması, kalibrasyon gerektirmeleri, tıbbi cihaz olarak kabul edilmemeleri vb. birçok dezavantajları mevcuttur.

2. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışma iki aşamadan oluşmaktadır. Öncelikle hazır veriler kullanılarak bir analiz çalışması yapılmıştır. Analiz çalışmasında literatürdeki eksiklikler dikkate alınmıştır. Daha sonraki aşamada ise bir cihaz prototipi oluşturulmuştur. Hazır veriler ile elde edilen tansiyon tahmin sonuçları ve prototip cihazdan elde edilen tansiyon sonuçları karşılaştırılmıştır.

2.1 HAZIR VERİLERİ (EKG, PPG VE ABP SİNYALLERİ) İLE KELEPÇESİZ TANSİYON ÖLÇÜMÜ

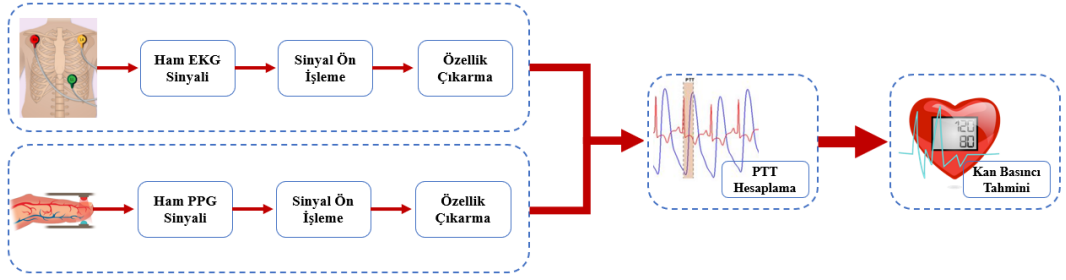
Bu bölümde hazır veri setleri kullanılarak yapılan aşamalar anlatılmıştır. Hazır verilerin elde edildiği veri tabanı, sistemin genel blok diyagramını, sinyal ön işleme adımlarını, çıkarılması gereken özellikleri, kalp atış hızının hesaplanmasını, PTT değerinin hesaplanmasını ve regresyon analizi ile tansiyon değerlerinin elde edilmesi ve elde edilen sonuçların hangi standartlara göre değerlendireceği anlatılmıştır.

2.1.1 Veri Tabanı

Bu çalışmada, Physionet'in Yoğun Bakımda Çok Parametrelili Akıllı İzleme (MIMIC) III dalga formu veri tabanından EKG ve PPG sinyalleri ve referans olması için Arter Kan Basıncı (ABP) sinyali kullanılmıştır [51]. MIMIC-III, 2001 ve 2012 yılları arasında Beth Israel Deaconess Tıp Merkezi'nin kritik bakım ünitelerinde kalan 40.000'den fazla hastayla ilişkili sağlıkla ilgili kimliksizleştirilmiş verileri içeren geniş, ücretsiz olarak erişilebilen bir veri tabanıdır [52]. MIMIC Veri tabanı, yoğun bakım hastalarından kaydedilen verileri içerir ve bu verilere özgürce erişime olanak sağlayarak akademik ve endüstriyel çalışmalarda rahatça kullanıma olanak sağlar. MIMIC III veritabanının en büyük avantajı verileri istenilen formatta indirilebilmesidir.

2.1.2 Blok Diyagramı

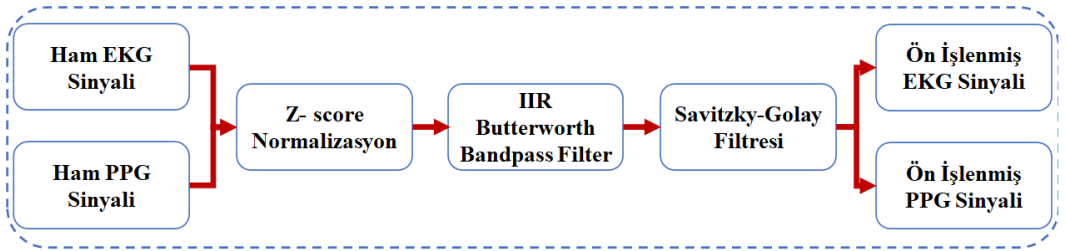
Hazır verileri kullanarak kelepçesiz tansiyon ölçümü blok diyagramı Şekil 2.1'de verilmiştir. Ham EKG ve PPG verilerine gerekli sinyal ön işleme adımları uygulandıktan sonra özellik çıkarılır. EKG ve PPG sinyallerinden çıkarılan özelliklerden PTT değeri hesaplanır. Regresyon analizi yöntemleri ile tansiyon değerleri tahmin edilir.



Şekil 2.1 : Hazır veriler kullanarak kelepçesiz tansiyon ölçümü blok diyagramı.

2.1.3 Sinyal Ön İşleme Yöntemleri

MIMIC III veri tabanından indirilen hazır veriler; EKG, PPG ve ABP sinyali olarak indirilir. Sinyal ön işleme için önce “MATLAB” programı kullanılmıştır, fakat sonrasında “Raspberry Pi” ile rahatça kullanabilmek için “Python” programlama dili kullanılmaya başlanmıştır. Hazır verilerden alınan sinyaller 125 Hz örnekleme frekansına sahiptir. Hazır olarak indirilen EKG ve PPG sinyalleri genel olarak gürültüsü az sinyallerdir. Fakat bazı sinyallerde kaymalar ve az da olsa gürültüler olduğundan dolayı özellik çıkarma aşamasından doğru sonuçların elde edilebilmesi için sinyal ön işleme yöntemleri uygulanmıştır. Şekil 2.2’de EKG sinyaline ve PPG sinyaline uygulanan sinyal ön işleme yöntemleri verilmiştir.



Şekil 2.2 : EKG ve PPG sinyali sinyal ön işleme yöntemleri blok diyagramı.

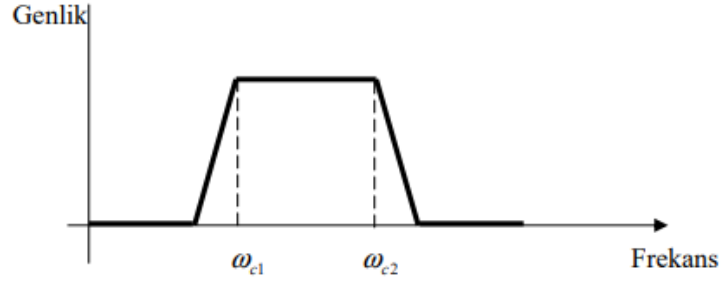
EKG sinyalinin frekans aralığı 0.5 ile 100 Hz arasındadır. 0.02-5 mV aralığında değişen genliğe sahip olup taban çizgisi 1 Hz frekansındadır [53]. EKG sinyali ile PPG sinyali aynı aralıkta olmaları için ve sinyaldeki negatif değerleri yükseltmek için normalizasyon işlemi uygulanmaktadır. Normalleştirme, verilerdeki değerleri belirli bir aralığa dönüştürebilen sayısal özniteliklerin verilerinin ayrıştırılmasıyla ön işleme aşamasında olan bir işlemdir[54]. Normalizasyon yöntemleri; minimum maksimum normalizasyon, z-score normalizasyon, ondalık ölçekleme normalizasyon gibi pek çok

normalleştirme tekniği vardır. Normalizasyon tekniği olarak “z-score Normalizasyon” seçilmiştir, bunun nedeni EKG verilerinin genliği, farklı kişiler arasında büyük farklılıklar gösterir, z-score normalizasyon verilerdeki farklı genliklerin etkisini azaltır [55]. Z-score normalizasyon matematiksel ifadesi Eşitlik 2.1’de verilmiştir [54].

$$Nor(x) = \frac{x-\bar{x}}{\sigma} \quad (2.1)$$

burada, x EKG sinyali verisi, \bar{x} EKG sinyalinin ortalaması, σ EKG sinyalinin standart sapması ve $Nor(x)$ normalize edilmiş EKG sinyali verisidir.

EKG sinyali normalizasyon işlemi uygulandıktan sonra filtreleme işlemlerine geçilmiştir, elimizdeki ham sinyaller sensörden alınan direk veriler olmadığı için çok fazla filtreleme işlemi uygulanmasına gerek kalmamıştır. Sadece R tepe değerleri belirginleştirilmeye çalışılmıştır. Bu çalışmada “*Infinite Impulse Response (IIR) Butterworth Bant Geçiren Filtre*” kullanılmıştır. Infinite Impulse Response (IIR) filtre kullanılmasının nedeni, daha az işlem yükü gereksinimi olan sayısal çıkışlı filtre olmasıdır [56]. Bant geçiren filtre, alt ($\omega c1$) ve üst ($\omega c2$) kesim noktaları arasında kalan Şekil 2.3’de gösterildiği gibi sadece tek frekans bandını geçirip, diğer frekans bantlarını durdurur [57]. EKG sinyallerini etkileyen çoğu parazit türü, bant geçiren filtrelerle giderilebilir. EKG işaretinin güç spektral yoğunluğunun çok büyük oranının 0-35 Hz frekans aralığında yoğunlaşmaktadır [56]. Sinyallere 0-35 Hz, 4-35 Hz, 8-35 Hz, 0-20 Hz, 4-20 Hz ve 8-20 Hz kesme frekansına sahip bant geçiren filtreler uygulanmıştır. Sinyaller üzerinde en başarılı sonucu elde edilen 5.dereceden 8-20 Hz frekans aralığına sahip IIR butterworth bant geçiren filtre kullanılmasına karar verilmiştir.



Şekil 2.3 : Band geçiren filtre tasarımı [57].

EKG sinyalindeki gürültüyü azaltmak ve sinyali düzgünleştirmek için yumuşatma filtresi kullanılır. Yumuşatma filtresi olarak “*Savitzky-Golay Filtresi*” kullanılır. Savitzky- Golay filtresi, lineer en küçük kareler yaklaşımını kullanarak düşük polinom derecesi ile ardışık veri noktalarının ardışık alt kümelerini uydurarak verileri düzleştirebilen sonlu dürtü yanıtı (FIR), nedensel olmayan, yumuşatma filtresidir. S-G filtresinin avantajı, orijinal özelliklerini bozmadan sinyalin yüksek frekans bileşenlerini korumada etkilidir [58].

Genel olarak, S-G filtresinin performansı iki parametreye bağlıdır: çerçeve uzunluğu n ve polinom sırası m . S-G filtresinin çerçeve uzunluğu her zaman tek olmalıdır, $n \geq m + 1$ [58]. S-G filtresi, veri noktası x_i , gürültülü sinyali, kendisinin ve bazı yakın komşuların doğrusal bir kombinasyonu ile değiştirir (Eşitlik 2.2) [59]:

$$y_i = \sum_{n=-n_L}^{n_R} c_n x_{i+n} \quad (2.2)$$

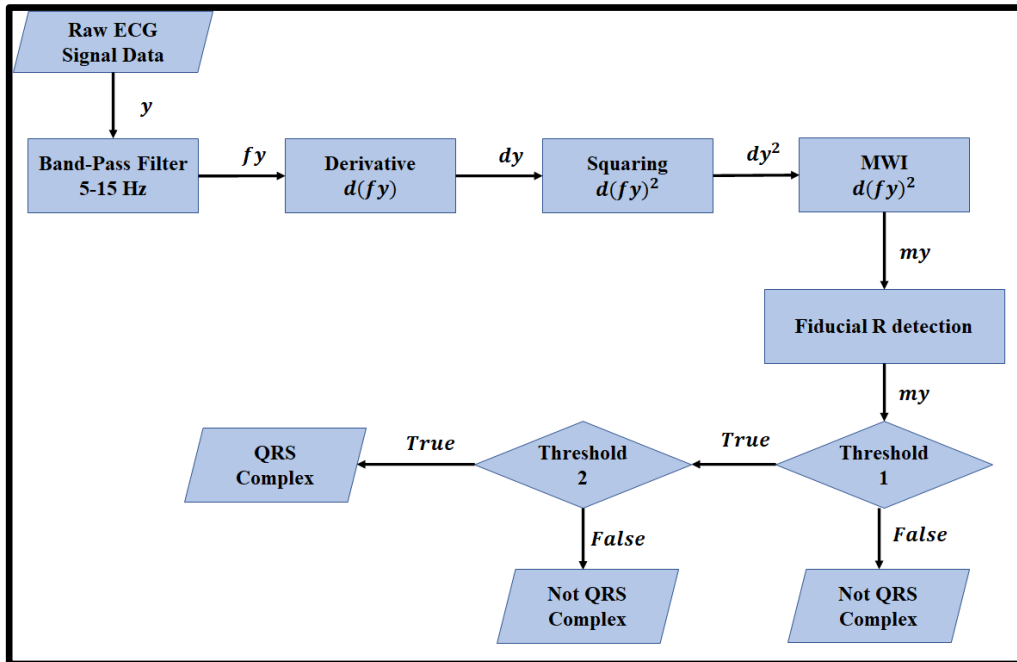
burada n_L , veri noktası i 'nin solunda dikkate alınan örneklerin sayısı iken, i konumunun sağındaki örneklerin sayısı n_R olarak gösterilir. Bu, her x_i noktası için, kaydırılan penceredeki tüm $n_L+n_R + 1$ noktalarına sığdırmak için en küçük kareler polinomunun kullanıldığı (simetrik pencere için $n_L = n_R$), ardından i konumunda polinom değeri y_i ile değiştirildiği anlamına gelir [59].

PPG sinyalinin frekans aralığı 0.05 – 4 Hz aralığındadır. PPG sinyalinde “*z-score Normalizasyon*” işlemi uygulanmıştır. PPG sinyaline kesme frekansı 0.05-4 Hz, 0.5-4 Hz olan bant geçiren filtreler uygulanmıştır. Uygulanan filtreler içinden 3.dereceden 0.5-4 Hz kesme frekansına sahip “*IIR Butterworth Bant Geçiren Filtre*”

düzgün sonuçlar verdiği için tercih edilmiştir. PPG sinyaline son olarak “Savitzky- Golay Filtresi” uygulanmıştır.

2.1.4 Özellik Çıkarma

EKG ve PPG sinyalleri ön işleme adımları tamamlandıktan sonra PTT değerinin ve kalp atış hızının hesaplanabilmesi için belirli özelliklerin çıkarılması gerekmektedir. EKG sinyalini çıkarılması gereken özellik R tepe noktasıdır. EKG sinyalinde R tepe noktası bulmak için birçok algoritmalar geliştirilmiştir. Literatür araştırması yapıldığında “Pan-Tompkins Algoritması [60]” gayet başarılı bir şekilde çalıştığını ve en yaygın kullanılan algoritma olduğunu görülmektedir. Pan-Tompkins algoritması EKG sinyalindeki QRS yapısını tespit etmek için kullanılan bir algoritmadır. Şekil 2.4’de Pan-Tompkins algoritmasının süreç akış şeması verilmiştir. Şekil 2.4 incelendiğinde, EKG sinyaline bant geçiren filtre uygulanmıştır, sonrasında türev alma filtresi uygulanmıştır. Bir sonraki aşamada sinyalin karesi alınmıştır ve hareketli pencere entegrasyonu (MWI) uygulanmıştır. Bu aşamadan sonra iki eşik değerine göre QRS kompleksi olup olmadığına karar verilmiştir.



Şekil 2.4: Pan-Tompkins algoritmasının süreç akış şeması [61].

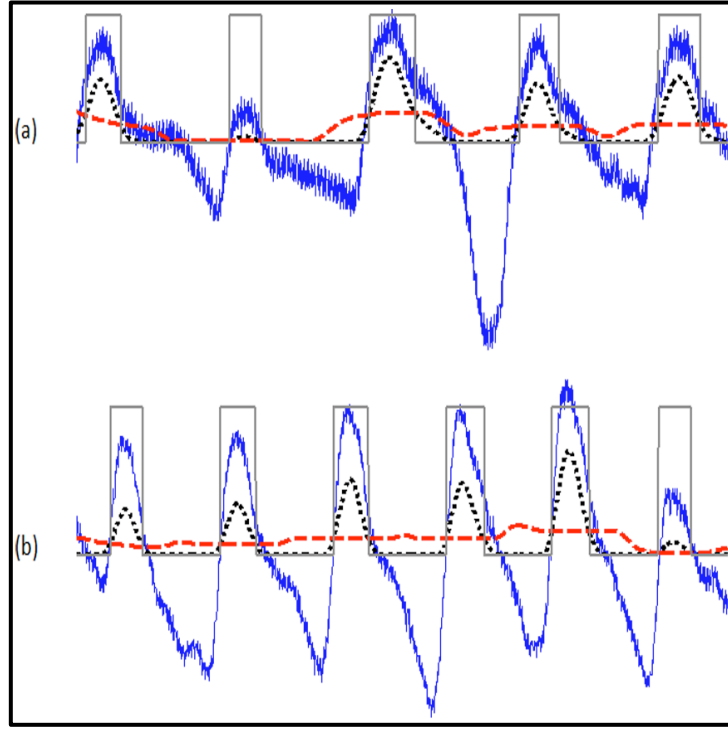
PPG sinyalinden çıkarılması gereken özellikler PTT süresi hesaplanırken kullanılacak PW_{foot} noktasıdır. PPG sinyalinden çıkarılması gereken karakteristik

noktalar; PPG sinyalinin maksimum, minimum, birinci türevinin maksimum noktası ve ikinci türevinin maksimum noktası belirlenmiştir. PPG sinyalinin tepe noktasını elde eden algoritmayı geliştirirken, Python programlama dilinde tepe noktasının bulan “scipy.findpeaks” hazır fonksiyonu denemiş fakat başarılı sonuçlar elde edilememiştir. Pan-Tompkins algoritmasındaki gibi eşik değerlerle karşılaştırmalı bir algoritma geliştirilmesi gerekmektedir. M. Elgendi ve arkadaşlarının [61] yapmış olduğu çalışmada sinyale bant geçiren filtre uygulandıktan sonra karesi alınmıştır ve bloklar oluşturularak sistolik ve diyastolik tepe noktaları bulunmuştur. Bu prosedürde, Şekil 2.5a’da gösterilen noktalı sinyal gibi sistolik tepe alanını vurgulamak için ilk hareketli ortalama kullanılmıştır. (MA_{peak}) Hareketli ortalamaya ait matematiksel ifade Eşitlik 2.4’de verilmiştir. İkinci hareketli ortalama (MA_{beat}) ve denklemini Eşitlik 2.5’de verilmiştir. Kesikli bir sinyal Şekil 2.5b’de olarak gösterilen ilk hareketli ortalama için bir eşik olarak kullanılacak vuruş alanını vurgulamak için kullanılır.

$$MA_{peak}[n] = \frac{1}{W_1} (y[n - (W_1 - 1)/2] + \dots + y[n] + \dots + y[n - (W_1 - 1)/2]) \quad (2.4)$$

$$MA_{beat}[n] = \frac{1}{W_2} (y[n - (W_2 - 1)/2] + \dots + y[n] + \dots + y[n - (W_2 - 1)/2]) \quad (2.5)$$

burada W_1 sistolik tepe süresinin pencere boyutunu temsil eder. Elde değer en yakın tek tam sayıya yuvarlanır ve kesin değer W_1 111 ms olarak belirlenir. Burada W_2 yaklaşık bir vuruş süresinin pencere boyutunu temsil etmektedir. Değeri en yakın tek tam sayıya yuvarlanır ve kesin W_2 değer 667 ms olarak belirlenir [61]. Pan-Tompkins algoritmasında olduğu gibi iki eşik değeri belirlenir. Birinci eşik değeri belirlenirken Ofset seviyesini belirleyen denklem (α) kullanılır, burada $\alpha = \beta \bar{z}$ eşittir, $\beta=0.02$ kaba kuvvet parametresi, \bar{z} ise karesi alınmış filtrelenmiş PPG sinyalinin ortalamasıdır.



Şekil 2.5 : İki hareketli ortalama kullanarak ilgili blokları oluşturma, (a) Dinlenme sırasında ölçülmüştür, (b) egzersiz sonrası ölçülmüştür (noktalı sinyal ilk hareketli ortalama MA_{peak} iken kesikli sinyal ikinci hareketli ortalama MA_{beat}) [61].

Birinci eşik değerinin denklemi (Eşitlik 2.6) :

$$THR_1 = MA_{beat}[n] + \alpha \quad (2.6)$$

bu aşamada, ilgilenilen bloklar, Şekil 2.6'daki algoritmada gösterilen 9-16 satırlarına uygun olarak MA_{peak} sinyalinin THR_1 ile karşılaştırılmasıyla üretilir. Burada oluşacak blokların bir kısmı sistolik tepe noktasını içerirken bir kısımda gürütüleri içerecektir. Bu nedenle, bir sonraki adımda, gürültüden kaynaklanan blokların ortadan kaldırılması veya baskılanması gerekmektedir. Burada istenmeyen bloklar THR_2 olarak adlandırılan bir eşik kullanılarak diyastolik dalga ve gürültü içeren blokları ortadan kaldırır. THR_2 eşik uygulanarak, kabul edilen bloklar yalnızca sistolik tepe noktaları içerecektir. THR_2 eşik değerinin denklemi (Eşitlik 2.7) [61]:

$$THR_2 = W_1 \quad (2.7)$$

THR_2 beklenen diyastolik bloklara karşılık gelerek PPG sinyalinin temel noktalarını belirlemede katkı sunmaktadır. PPG sinyalinin tepe noktası bulmada kullanılan

algoritma Şekil 2.6’da verilmiştir. PPG sinyali için şekil 2.6’daki kod parçası Python programlama dilinde uygulanmıştır. Uygulanan kod parçası ile PPG sinyalinin maksimum noktası bulunmuştur. PPG sinyalinin minimum noktasını bulmak için maksimum noktaları bulunmuş PPG sinyali ters çevrilmiş ve maksimum noktalarına karşılık gelen noktaların karşılık değerleri PPG sinyalinin minimum noktalarını göstermektedir.

```

1:  $S_{peaks} \leftarrow \{\}$ 
2: Filtered = Bandpass(PPGsignal,  $F_1-F_2$ )
3: Clipped = Clip(Filtered)
4:  $Q_{clipped} = \text{Square}(\text{Clipped})$ 
5:  $MA_{peak} = \text{MA}(Q_{clipped}, W_1)$ 
6:  $MA_{beat} = \text{MA}(Q_{clipped}, W_2)$ 
7:  $\bar{z} = \text{mean}(Q_{clipped})$ 
8:  $\alpha = \beta\bar{z} + MA_{beat}$ 
9:  $THR_1 = MA_{beat} + \alpha$ 
10: for n = 1 to length( $MA_{peak}$ ) do
11:   if  $MA_{peak}[n] > THR_1$  then
12:     BlocksOfInterest[n] = 0.1
13:   else
14:     BlocksOfInterest[n] = 0
15:   end if
16: end for
17: Blocks ← onset and offset from BlocksOfInterest
18: set  $THR_2 = W_1$ 
19: for j = 1 to number of Blocks do
20:   if width(Blocks[j])  $\geq THR_2$  then
21:      $S_{peaks} \leftarrow$  index of max. value within the block
22:   else
23:     ignore block
24:   end if
25: end for
26: Return ( $S_{peaks}$ )

```

doi:10.1371/journal.pone.0076585.t002

Şekil 2.6 : PPG sinyali tepe noktası bulma algoritması [61].

Referans tansiyon değerlerini elde etmek için Arteriyel Kan Basıncı (ABP) sinyalinden sistolik kan basıncı (SBP) ve diyastolik kan basıncı değerinin elde edilmesi gerekmektedir. ABP sinyalinin maksimum noktası SBP değerine karşılık gelmektedir. ABP sinyalinin minimum noktası ise DBP değerine karşılık gelmektedir.

SBP ve DBP değerler elde edildikten sonra Ortalama Arter Basıncı (MAP) değeri eşitlik 2.8 kullanılarak hesaplanır[62].

$$MAP = DP + 1/3(SP - DP) \quad (2.8)$$

Burada MAP ortalama arter basıncı, DP diyastolik basınç ve SP ise sistolik basınçtır.

2.1.5 Kalp Atış Hızının Hesaplanması

Kalp atış hızının hesaplanabilmesi için EKG veya PPG sinyallerinin tepe noktası bulunması gerekmektedir. Kalp atış hızının hesaplanması için gerekli algoritma Şekil 2.7’de verilmiştir. Kullanılan EKG ve PPG sinyallerinin x eksenleri örnek sayısını göstermektedir. Formüldeki R-R aralığının hesaplanabilmesi için R tepe noktası arasındaki örnek sayısının sinyalin örnekleme frekansının bölünmesiyle hesaplanır. Buradan yola çıkarak eşitlik 1.5 uygulandığında, algoritmanın dördüncü satırında R-R aralığını hesaplanan için RR/f_s işlemi uygulanır, burada RR, R tepe noktaları arasındaki örnek sayısı ve f_s ise örnekleme frekansıdır. Bu algoritma kullanılarak Python’da bir fonksiyon oluşturulmuştur.

Kalp Atış Hızı Algoritması

1: f_s = Sinyal örnekleme frekansı

2: R =Tepe noktaları

3: RR= R tepe noktaları arasındaki örnek sayısı

4: R-R = RR/f_s (RR sayısının saniye olarak ifade edilmesi)

5: HR= $60 / R-R$

Şekil 2.7 : Kalp atış hızı algoritması.

2.1.6 PTT Hesaplanması ve PW Eleme Algoritması

PTT değerinin hesaplanabilmesi için EKG R_{peak} ve PW_{foot} değerlerinin bulunması gerekmektedir. Pan-Tompkins algoritması ile EKG sinyalinin tepe noktalarına karşılık gelen ($ECG_{R_{peak}}$) değerleri bulunmuştur. PPG sinyalinden ise dört farklı karakteristik nokta seçilmiştir. Bu seçilen noktalara göre dört farklı PTT değeri belirlenmiştir. Belirlenen dört PTT değeri ve tanımlamaları Tablo 2.1’de verilmiştir.

Tablo 2.1 Belirlenen PTT değerleri ve tanımlamaları

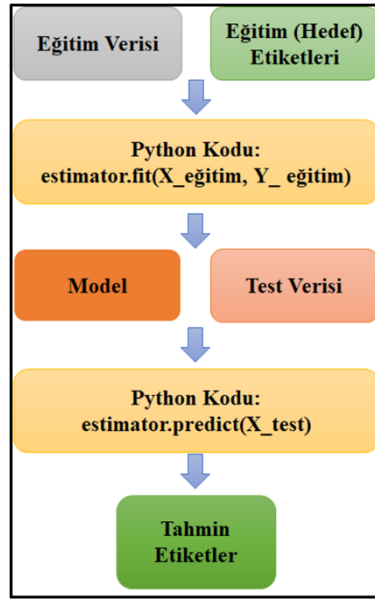
PTT Değeri	Tanımlamaları
PTT1	PPG sinyalinin tepe noktası ile EKG sinyalinin tepe noktası arasındaki süre
PTT2	PPG sinyalinin birinci türevinin maksimum noktası ile EKG sinyalinin tepe noktası arasındaki süre
PTT3	PPG sinyalinin ikinci türevinin maksimum noktası ile EKG sinyalinin tepe noktası arasındaki süre
PTT4	PPG sinyalinin minimum noktası ile EKG sinyalinin tepe noktası arasındaki süre

PTT değerinin hesaplanabilmesi için aynı kardiyak döngüdeki EKG ve PPG sinyalinin alınması gerekmektedir. Ayrıca bu alandaki çalışmaların birçoğunda bozuk sinyal yapılarını eleme için herhangi bir algoritma geliştirilmemiş, kullanıldıysa da paylaşılmamıştır. Bu neden doğru PTT değerlerinin doğru elde edilmediği şüphelidir. PTT hesaplanabilmesi için belirli bir süredeki ölçümün ortalamasının alınması gerekmektedir. Literatürdeki en sık kullanılan süre 1 dakikadır. MIMIC III veritabanındaki sinyallerinin süreleri değişkenlik göstermektedir, bazı sinyalleri 10 sniyelik iken bazı sinyaller 3 dakikalık olabilmektedir. Bu nedenle çalışmada bir süre kısıtlama yapılmamıştır ve MIMIC III veritabanından indirilen sinyallerin tamamı incelenmiştir. PTT değerlerini düzgün elde edebilmek için başvuru olan bir diğer yöntem van. Elzen ve arkadaşlarının [9] oluşturmuş olduğu PW eleme algoritmasıdır. Bu algoritmanın asıl amacı, PPG sinyal fizyolojik yapısı için belirlenen yedi kritere uymayan sinyalleri eleyerek doğru sonuçlar elde edilmesi sağlamaktır. Python programlama dilinde PW eleme algoritması için bir fonksiyon yazılmıştır.

2.1.7 Regresyon Analizi ile Tansiyon Sonuçlarının Elde Edilmesi

Bu çalışmada yedi farklı regresyon analizi yöntemi belirlenmiştir. Bu yöntemler; polinom, lineer, destek vektör, karar ağacı, rastgele orman, Adaboost ve k-yakın komşu regresyon yöntemleridir. Belirlenen regresyon analiz yöntemleri ile elde edilen sonuçların karşılaştırmaları yapılmıştır. Python'da regresyon modelleri oluşturması ve uygulaması oldukça basit yöntemlerdir. Python'da "Scikit-Learn"

makine öğrenmesi kütüphanesi ile kolay bir şekilde istenilen regresyon yöntemleri uygulanabilir. Scikit-learn kütüphanesinin “*estimator*” ve “*predictor*” olarak iki farklı uygulaması vardır. Bu iki uygulamanın farkı “*estimator*” eğitim datasını (train data) öğrenerek fit metodu ile belirli parametreleri tahmin edebilmektedir. Diğer uygulama olan “*predictor*” ise yine eğitim datasını (train data) kullanarak daha önce görmediği test datası üzerinden tahminde bulunmaktadır. Bu çalışmada “*predictor*” uygulaması kullanılmıştır. Şekil 2.8’de python programlama dilinde regresyon modellerinin genel işleyiş prensibi verilmiştir. Öncelikle elimizdeki verileri eğitim (train) ve test datası olarak ayrılması gerekmektedir. Bu çalışmada %70 eğitim (train), %30 test olarak belirlenmiştir. Kullanılan regresyon modelleri kaydedilmiştir. Daha sonrasında cihaz prototipde kaydedilen regresyon modelleri kullanılmıştır.



Şekil 2.8 : Regresyon modelleri genel işleyiş prensibi.

2.1.8 Tansiyon Sonuçlarının Değerlendirilme Kriterleri

Tansiyon sonuçları değerlendirilirken BHS ve AAMI tarafından belirlenen standart dikkate alınabilir [12]. Piyasaya sürülen çoğu tıbbi amaçla kullanılan cihazlar bu iki standardı karşılamaz, çünkü maalesef ki bu değerlendirmeleri zorunlu değildir. AAMI standardına göre protokolünü karşılama kriterleri, test cihazının ortalama hatası >5 mmHg veya standart sapması >8 mmHg’den büyük olmamalıdır [12]. İngiliz Hipertansiyon Derneği tarafından kullanılan derecelendirme kriterlerine göre, 5 mm

Hg, 10 mm Hg ve 15 mmHg basınca düşen okumaların kümülatif yüzdesi için belirli bir notun verilebilmesi için gösterilen değerlerden büyük veya eşit olmalıdır. BHS protokolüne göre değerlendirme kriterleri Tablo 2.2’de verilmiştir [12].

Bir cihaz sistolik ve diyastolik kan basıncı değerleri için AAMI kriterlerini karşılıyorsa ve BHS protokolüne kapsamında A veya B sınıfı ise bu cihaz kullanılması önerilir. Sistolik veya diyastolik basınç için AAMI kriterlerinde başarısız olan ve BHS protokolü kapsamında sistolik veya diyastolik basınç için C veya D derecesine ulaşan bir cihazın kullanılması önerilmez.

Tablo 2.2 : BHS protokolü değerlendirme kriterleri [12].

Standart ve test cihazı arasındaki mutlak fark (%)			
Sınıf	≤ 5	≤ 10	≤ 15
A	60	85	95
B	50	75	90
C	40	65	85
NS	C'den daha kötü		

MIMIC-III veri setinde yer alan 1200 hastaya ait tansiyon sonucu Regresyon modelleri tahmin edilmiştir. Tahmin sonuçları AAMI ve BHS kriterlerine göre değerlendirilmiştir.

The Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) çıkarmış olduğu 1708-2014 standardının amacı giyilebilir, kelepçesiz tansiyon ölçüm cihazlarının objektif performans değerlendirmesini oluşturmaktır [75]. IEEE 1708-2014 standardına göre ortalama mutlak hata (MAD) (Eşitlik 2.10) ve ortalama mutlak yüzde farkı (MAPD)(eşitlik 2.11) değerleri hesaplanmaktadır.

$$MAD = (\sum_{i=1}^n |p_i - y_i|) / n \quad (2.10)$$

$$MAPD = (\sum_{i=1}^n |100(p_i - y_i)| / y_i) / n \quad (2.11)$$

Burada p_i test cihazı ölçümü sonuçları, y_i ölçüm öncesi ve sonrasındaki referans ölçüm değerlerinin ortalaması ve n veri boyutudur [75]. IEEE standardına göre

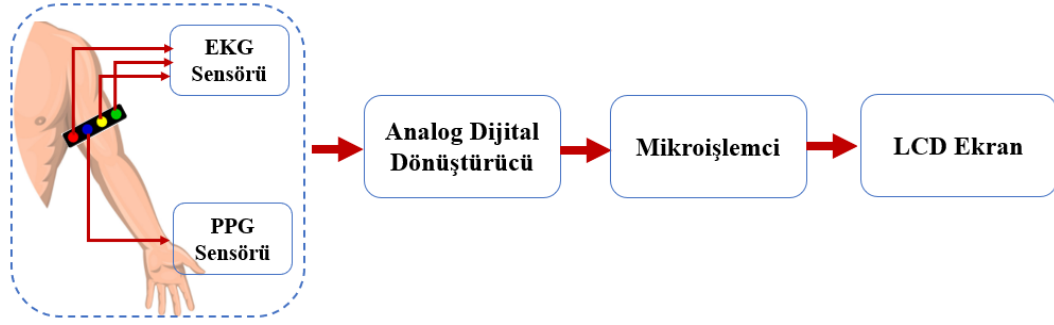
değerlendirme iki fazda yapılır, birinci fazla 20 kişiden örnek alınır ve sonuçlar başarısız olursa ikinci fazla 25 kişiden örnek üzerinden yeniden değerlendirme yapılır. Değerlendirme kriterlerinin tablosunda ANSI/AAMI SP10 ve BHS değerlendirme sistemlerine kıyasla MAD doğruluk seviyesi Tablo 2.3 'de verilmiştir.

Tablo 2.3 : ANSI/AAMI SP10 ile karşılaştırmalı MAD doğruluk seviyesi ve BHS değerlendirme sistemleri [75].

MAD (mmHg)	ANSI/AAMI SP10	BHS	Önerilen derecelendirme
≤4	Geçti	A sınıfı	A
4-5	Geçti	Çoğunlukla A sınıfı, Daha az B sınıfı.	A
5-6	Geçti veya başarısız oldu.	çoğunlukla B Sınıfı, A sınıfında daha az, C sınıfında son derece az ve D sınıfı.	B
6-7	Çoğunlukla başarısız oldu, Daha az geçti.	çoğunlukla C Sınıfı, B ve D Sınıflarında daha az	C
≥7	Başarısız oldu.	C sınıfından daha kötü	D

2.2 NABIZ VE KALP SİNYALLERİ İLE KELEPÇESİZ TANSİYON ALETİ TASARIMI

Kelepçesiz tansiyon aleti tasarımı genel çalışma prensibi Şekil 2.9'daki blok diyagram verilmiştir. Sensörlerden veri alırken, sensörlerin yerleştirileceği konum olarak kol seçilmiştir. Cihaz, kol üzerinden EKG ve PPG sensörleri ile alınan ham verileri analog dijital dönüştürücü ile mikroişlemciye aktarır. Burada gerekli sinyal ön işleme yöntemleri uygulanır, özellikler çıkarılır ve PTT değeri hesaplanır. Hazır sinyallerden elde edilen regresyon modelleri kullanılarak tansiyon tahmin sonuçları elde edilir. Tahmini tansiyon değerleri prototip cihazın sahip olduğu ekran üzerinde kullanıcıya sunulmaktadır.



Şekil 2.9 : Cihaz tasarımı blok diyagramı.

2.2.1 Kullanılacak Ekipmanların Belirlenmesi

Cihaz tasarımı için EKG sensörü, PPG sensörü, mikroişlemcinin belirlenmesi daha sonrasında ise mikroişlemci ile uyumlu analog dijital dönüştürücü ve ekranın belirlenmesi gerekmektedir. Kullanılan ekipmanlar belirlenirken, prototip cihaz olduğu için kolay kullanım ve ulaşılabilir olmasının yanı sıra düşük maliyetli olması tercih edilmiştir.

EKG sensörleri araştırıldığında, bu çalışmada kullanılmak için Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End AD8232 EKG kiti seçilmiştir. Bu kitin seçilmesinin sebebi kolay ulaşılabilirlik, kullanım kolaylığı ve fiyat açısından uygun olmasıdır.

PPG sensörü de seçilirken kolay ulaşılabilmesine, fiyatına ve en önemlisi bu çalışmada kullanıma uygun olup olmadığına bakılmıştır. DF Robot Gravity SEN0203 sensörü düşük maliyetli optik bir sensördür. PPG sinyalini tespit etmek için bu sensör tercih edilmiştir. Bu sensörün Arduino, Raspberry Pi gibi mikroişlemcilerle uyumlu olması en büyük avantajıdır.

EKG sensörü ve PPG sensörü belirlendikten sonra cihaz tasarımını oluşturabilmek için sensörlerin konumlarının belirlenmesi gerekmektedir. Cihaz tasarımında hasta konforu açısından, herhangi bir kablo ile uzanan sensörlerin olmamasına dikkat edilmektedir. Bu nedenle EKG ve PPG sinyallerinin aynı noktadan alınıp alınmayacağı araştırılmıştır. EKG verisinin göğüsten, koldan ve bilekten alınması mümkündür. PPG sensörü için en çok bilinen konum parmak ucu veya bilek olsa bile, kulak, burun, kol gibi konumlardan da PPG ölçümleri alınabilmektedir [65]. İki sensörden ortak veri alınabileceği kol ve bilek bölgeleri vardır. Bilekten verileri

almak istendiğinde cihaz tasarımı daha çok akıllı saatlere benzetilebilir. Ayrıca EKG verisi bilekten alınırken genliği çok düşük sinyaller elde edilir, bu da doğru R tepe noktalarını bulmayı ve doğru PTT değerlerini hesaplama olasılığını düşürebilir. Bu nedenlerden dolayı sensör konumu olarak bilek tercih edilmemiştir. Bu çalışmada, iki sensör içinde kullanılacak ortak noktalardan biri olan üst kol tercih edilmiştir. Koldan EKG verisi alınması ile ilgili daha önce birçok çalışma yapılmıştır, hatta verilerinin oldukça düzgün şekilde elde edildiği görülmüştür [63]. Koldan alınan EKG sinyali göğüsten alınan EKG sinyaline göre yaklaşık %10 civarında genliğe sahiptir [64]. Tansiyon değerlerini elde edebilmek için EKG sinyalinden R tepe noktaları bulunması gerekmektedir, %10 kadar genliğe sahip olması R tepe noktaları bulmayı zorlaştıracak bir durum değildir. Bu tezde kol bandı tasarımı yapılması düşünülmüştür, kol bandının tasarımı ve sensörlerin yerleştirilmesi sonuç bölümünde verilmiştir.

EKG sensörü için genelde hastanelerde tek kullanımlık Ag/AgCl yapılan, sünger ve jel yapısından oluşan yapışkan elektrotlardır. Tek kullanımlık oldukları için en büyük avantajları hijyenik olmalarıdır. Cihaz tasarımını oluştururken kullanıldığı yere göre elektrot tipi değişebilir. Bireysel bir cihaz olarak kullanılıyorsa ya da uzun süresi kayıt amacıyla kullanılıyorsa kuru elektrotlar tercih edilebilir. Hastaneler, revirlerde veya benzeri bir sağlık kuruluşunda tek seferlik ölçüm için kullanılacak ise hijyenik olması açısından tek kullanımlık elektrotlar tercih edilebilir. Her hasta için farklı elektrot kullanmak maliyet artıracak bir durum olduğu için bu prototip tasarımında kuru elektrot kullanımı tercih edilmiştir. Bu çalışmada bakır elektrot kullanılmıştır, bakır elektrotla başarılı bir şekilde tek koldan EKG sinyali alınabilmektedir[66]. Bu çalışma prototip aşamasında olduğu için ileryelen çalışmalarda daha farklı metal elektrotlar, bükülebilir elektrotlar veya tekstil elektrotları tercih edilebilir.

Cihaz prototipi oluşturulurken mikroişlemci görevi görmesi için Raspberry Pi tercih edilmiştir, tercih edilmesinin birçok nedeni vardır. Raspberry Pi, python programlama dili ile oluşturulan kodların kullanılabilir olması, teknik özelliklerinin oldukça iyi olması, mikrobilgisayar olarak kullanılabilmesi, uzaktan bilgisayar ile kolayca bağlantı sağlanabilmesi, ayrı bir Wi-Fi kartı ve benzeri kartlara ihtiyaç duymaması gibi birçok avantajı olduğu için tercih edilmiştir.

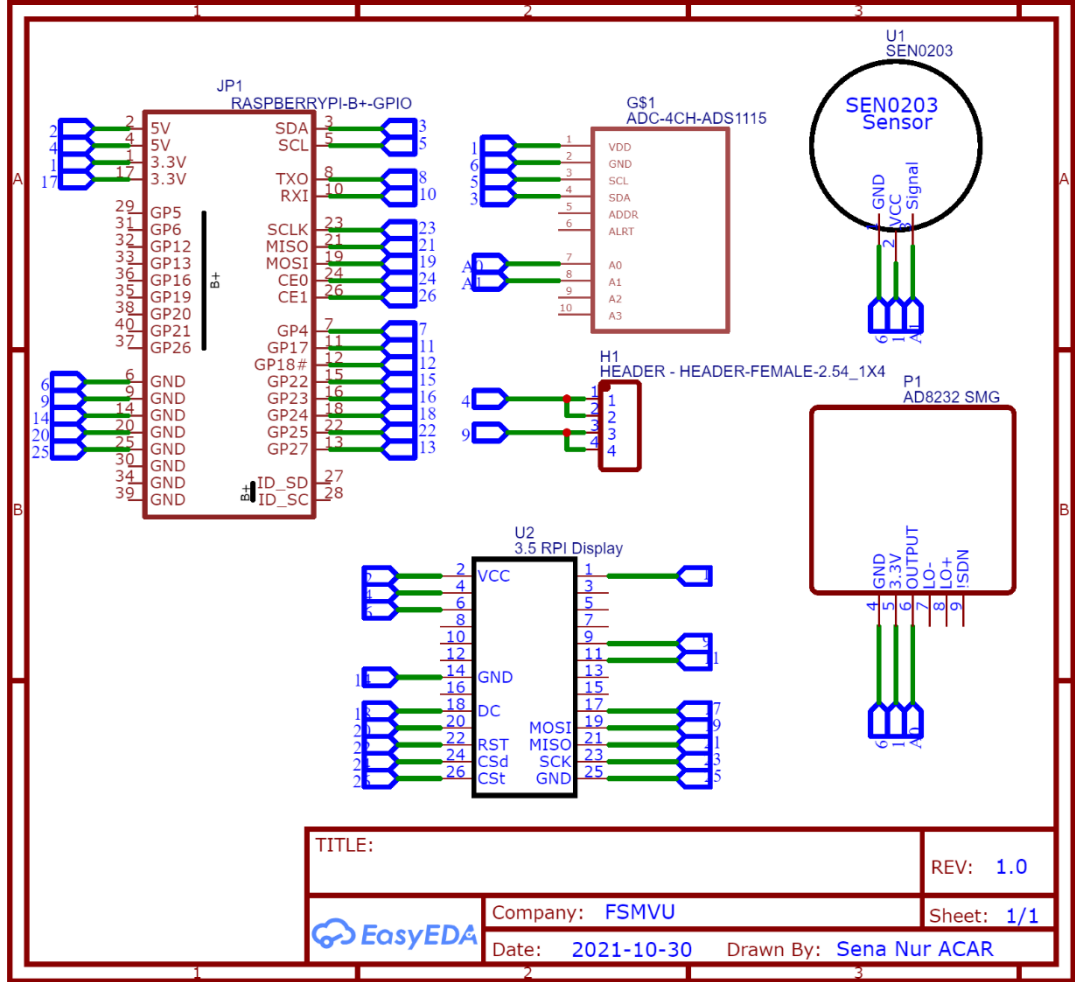
Raspberry Pi ile analog verileri okuyabilmek için analog dijital dönüştürücü (ADC) kullanılması gerekmektedir. Raspberry Pi ile kullanılan analog dijital dönüştürücüler MCP3008, ADS1015, ADS1115 gibi birçok seçenek vardır. ADS1015 ve ADS1115, Raspberry Pi ile I²C iletişim veri yolunu kullanarak kullanımı kolay olan harika analogdan dijitale dönüştürücülerdir. ADS1015, 4 kanallı 12 bitlik ve ADS1115, 4 kanallı daha yüksek hassasiyetli 16 bitlik bir ADC'dir. Her ikisinin de 2/3x ile 16x arasında programlanabilir kazancı vardır, böylece küçük sinyalleri yükseltebilir ve daha yüksek hassasiyetle veriler okunabilir. Bu nedenle ADC olarak ADS1115 tercih edilmiştir.

LCD ekran olarak Raspberry Pi uyumlu boyutu hemen hemen Raspberry Pi ile aynı olan “WaveShare 3.5 Inch” Raspberry Pi Dokunmatik LCD Ekran (Birincil Ekran)” tercih edilmiştir.

Programlama dili olarak Python tercih edilmiştir, bunun nedeni kütüphane çeşitliliği, erişilebilir açık kaynağın fazla olması, ara yüz tasarımının kolay olması, kolay bir şekilde veri tabanı oluşturulabilmesi gibi birçok avantajı nedeniyle tercih edilmiştir.

2.2.2 Devre Şeması

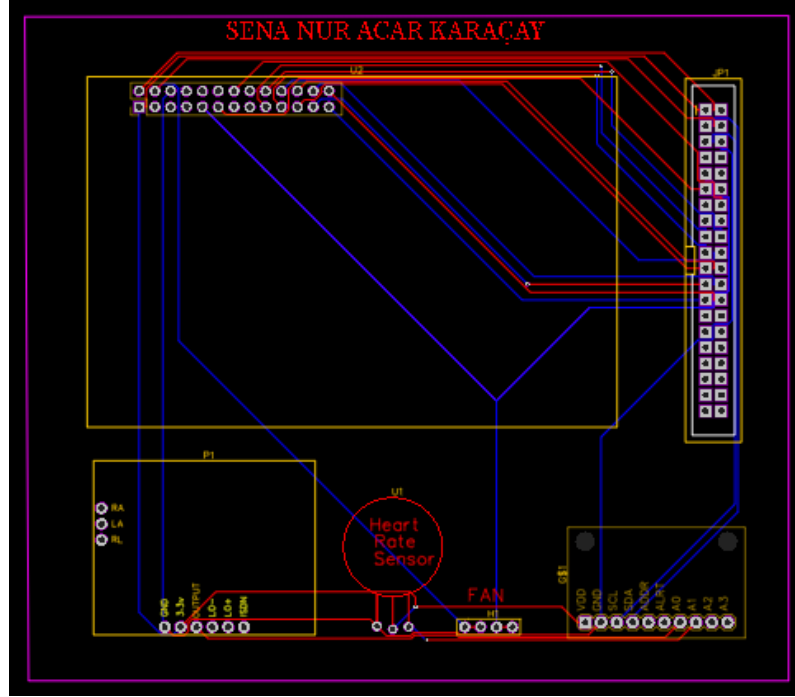
Cihaz prototipinin oluşturulması, ADC sensör bağlantıları, ADC Raspberry Pi bağlantısı, LCD ekran Raspberry Pi bağlantısını oluşturabilmek için baskı devre kartı oluşturulmuştur. Çizimler “EasyEDA” yapılmıştır, çünkü kullanılan bütün sensör, ADC, LCD ekran ve Raspberry Pi komponentlerini bulmak çok kolaydır. Şekil 2.10’de devre çizimi ve Şekil 2.11’de baskı devre çizimi verilmiştir.



Şekil 2.10 : Prototip cihazın devre çizimi.

2.2.3 Sensörler ile Verilerin Okunması

Devre kartı oluşturulup temin edildikten sonra sensörler ile ham veriler elde edebilmek için Raspberry Pi de bazı kütüphanelerin kurulması gerekmektedir. ADS1115 analog dijital dönüştürücü I²C haberleşme yöntemini kullanmaktadır. Öncelikle ADS1115'in kurulumunun yapılması ve veri almaya hazır hale getirilmesi gerekmektedir. Bunun için “*Adafruit_Python_ADS1x15*” kütüphanesi kurulmuştur. Daha sonrasında ayarlardan I²C haberleşmesi aktif hale getirilmiştir. I²C haberleşmenin kullanılabilmesi için “*sudo apt-get install i2c-tools*” kütüphanesinin kurulması gerekmektedir. ADS1115’de kazanç ve veri hızı ayarlanabilmektedir.



Şekil 2.11 : Cihaz prototipi baskı devre çizimi.

ADS1115 ile saniye 860 örneğe (SPS) kadar veri hızlarında dönüştürme gerçekleştirilir. AD8232 ve SEN0203 sensörlerinden veri alırken kazancı 2/3, veri hızı 128 SPS ayarlanmıştır. Ölçüm süresi belirlemek için öncelikle 10 saniyelik ölçüm alınmıştır ve sinyal incelendiğinde ilk sensör yerleştirildikten sonra sensör sabitlene kadar geçen iki üç saniyelik sürede çok gürültülü verilerin elde edildiği görülmüştür. Bu nedenden dolayı ölçüm süresi uzatılmıştır daha sonrasında 15 ve 30 saniyelik ölçümler alınmıştır. Ayrıca PTT süresi hesaplanırken belirli bir periyodun ortalaması alınması gerektiğinden dolayı ölçüm süresi ne kadar uzun olursa o kadar düzgün PTT değerleri elde edilmiş olur.

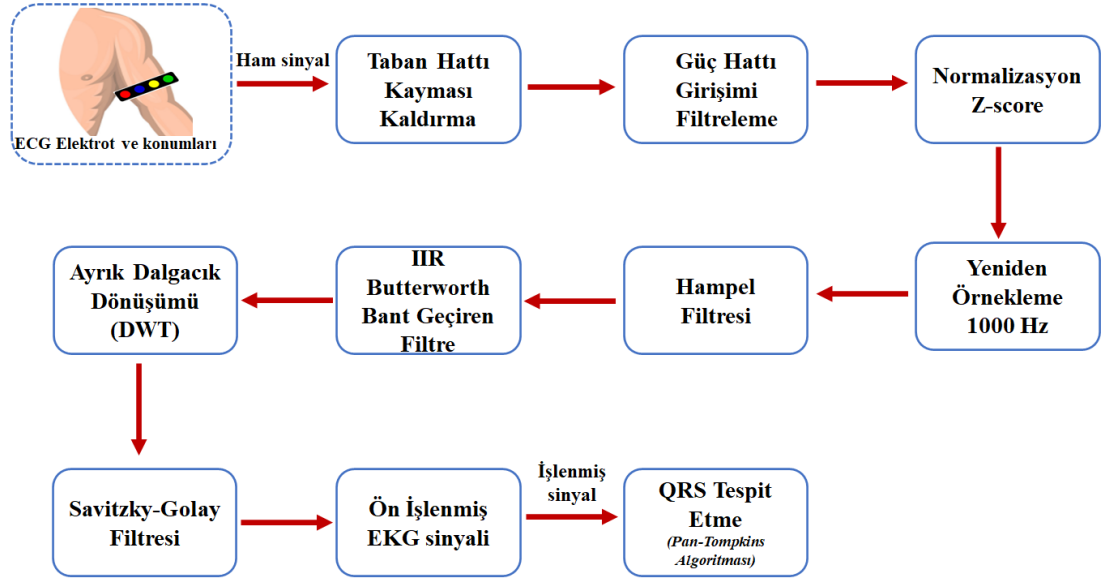
2.2.4 Sinyal Ön İşleme Yöntemleri

Sensörlerden ham veriler okunduktan sonra sinyal ön işleme yöntemlerinin uygulanması gerekmektedir. Sensörden alınan veriler hazır verilere göre çok daha gürültülü sinyaller olduğundan dolayı farklı sinyal işleme yöntemleri uygulanmıştır.

2.2.4.1 EKG Sinyali Sinyal Ön işleme Adımları

Sensörden EKG verisi alırken sinyalini etkileyen birçok gürültü kaynağı mevcuttur. Bu gürültü kaynakları; taban hattı kayması/gezinmesi (Baseline wander) 1

Hz altındaki düşük frekanslı gürültüler, güç hattı girişimi (Power line interference) 50/60 Hz şebeke frekansı kaynaklı gürültüleri, kas (EMG noise) gürültüleridir. Fizyolojik kökenli gürültüler, belirlenmesi ve kaldırılması çok zor olan işaretlerdir. Filtreler yardımıyla yazılımsal olarak etkilerinin azaltılması sağlanmaktadır. Hazır veriler düzgün çalışan cihazlardan elde edilen sinyaller olduğu için bu gürültülerin birçoğu mevcut değildir. Sensörden alınan veriler ise fazlasıyla gürültülü verilerdir, bu nedenle farklı sinyal işleme yöntemleri uygulanmıştır. Ayrıca sinyaller koldan alındığı için hareket gürültüsünden daha fazla etkilenmiştir. EKG sinyaline uygulanan sinyal ön işleme yöntemlerinin blok diyagramı Şekil 2.12’de verilmiştir.



Şekil 2.12 : EKG sinyal ön işleme yöntemlerinin blok diyagramı.

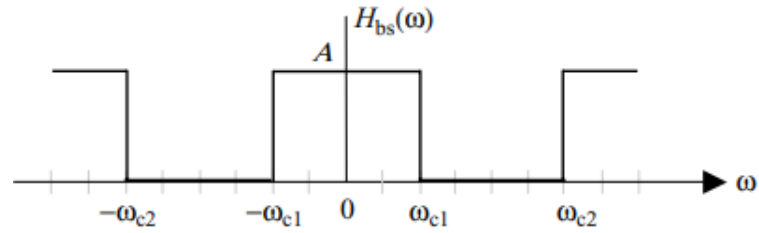
Taban hattı kayması (Baseline Wander), EKG kaydedilirken, elektrotun vücut yüzeyine temassızlığından, hastanın hareket etmesinden ve nefes alıp vermesinden kaynaklanan 1 Hz altındaki düşük frekanslı gürültülerdir. Hareketli medyan ve çıkarma yöntemi ile taban hattı kaymasını kaldırmak mümkündür. Hareketli medyan ve çıkarma yönteminin temel prensibi, iki hareketli medyan filtrenin birleşimini kullanarak temel sapmayı tahmin etmek ve bu tahmini bozuk sinyalden çıkarmaktır. Hareketli medyan filtresinden belirli bir uzunluktaki hareketli pencere içindeki meydan değeri hesaplanır. Kaldırma tekniği olarak QRS komplekslerini, P dalgalarını

ortadan kaldırmak için 200 ms genişliğinde medyan filtre ve T dalgalarını ortadan kaldırmak için 600ms genişliğinde medyan filtre kullanılmıştır.

Güç hattı girişimleri, 50/60 Hz şebeke frekansına bağlı oluşan gürültülerdir. Güç hattı girişimi filtreleme için IIR Chebyshev 2 Bant Durduran Filtre kullanılmıştır. Bant durduran filtre, belirlenen bir frekans aralığını geçirmeyen bu aralığın dışındaki frekansları geçiren filtredir. İdeal bir bant durduran filtrenin transfer fonksiyonu Eşitlik 2.9'da verilmiştir.

$$H_{bp}(\omega) = \begin{cases} 0, & \omega_{c1} \leq |\omega| \leq \omega_{c2} \\ x, & \omega_{c1} < |\omega| \text{ and } \omega_{c2} < |\omega| < \infty \end{cases} \quad (2.9)$$

burada ω_{c1} ve ω_{c2} , sırasıyla ideal bant durdurma filtresinin alt kesme ve yüksek kesme frekansları olarak adlandırılır[74]. Şekil 2.13'de bant durduran filtrenin gösterimi verilmiştir. Filtre tasarlanırken durdurma aralığı 49 – 51 Hz, filtre derecesi 17 olarak belirlenmiştir.



Şekil 2.13 : Bant durduran filtre tasarımı[74].

EKG ve PPG sinyallerinin negatif değerlerinden kurtulmak ve iki sinyali hizalayabilmek için z-score normalizasyon yöntemi kullanılmıştır.

Yeniden örnekleme amacını, bir kişinin kalp atışlarını morfoloji eşleştirme hatası en aza indirilecek şekilde hizalamaktır. Yeniden örnekleme yönteminin genel olarak morfoloji hizalamasını iyileştirmeye yardımcı olduğu bulunmuştur. Kalp atış hızı değişkenliği (HRV) nedeniyle, bir kişinin farklı kalp atışlarının süresi kısa bir süre içinde bile değişmektedir. Bu nedenle, bir dijital elektrokardiyogram (EKG) sinyalinde, kalp atışlarının her biri farklı sayıda numune içerebilir. Bir EKG sinyalinin yeniden örnekleme genellikle kardiyovasküler mühendislik ve EKG tabanlı biyometri gibi farklı uygulamalarda her bir kalp atışında aynı sayıda numuneyi elde

etmek için gereklidir [80]. Bu çalışma da yeniden örnekleme EKG sinyalinin R tepe noktalarını daha düzgün bir şekilde elde edilmesi amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Bir EKG segmentinin n örnekle yeniden örnekleme, aşağıda verildiği (eşitlik 2.12) gibi $m < n$ derecesinde benzersiz bir enterpolasyonlu polinom belirlenerek gerçekleştirilebilir [70]:

$$p_m(t) = a_0 + a_1t + \dots + a_mt^m \quad (2.12)$$

Ara değerlendirme noktasının daha küçük komşuluğuna bağlı olduğundan, daha düşük dereceli bir polinomun kullanılması tercih edilebilir, bu nedenle kübik (yani $m=3$) spline interpolasyon yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır [70]. Yeniden örnekleme için “Spline İnterpolasyon” yöntemi kullanılmıştır ve EKG sinyali daha iyi analiz edilebilmesi için 1000 Hz yeniden örnekleme yapılmıştır.

Hampel Filtresi EKG sinyalindeki hareket gürültülerini kaldırmak için kullanılan iki aşamalı bir filtredir. Hareket gürültüleri, temel sinyalde geçici bir değişikliğe neden olan, cilt ve elektrot arasındaki empedans değişikliğinin bir sonucudur [71]. Hareket gürültüleri, EKG sinyallerinden kaldırılması en zor gürültü türüdür, bunun sebebi ise hareket gürültülerinin spektrumunun EKG sinyalinin spektrumu ile tamamen örtüşmesidir. Hareket gürültülerinin azaltılması, Dijital Sinyal İşleme (DSP) bağlamında Ayrık Dalgacık Dönüşümü (DWT), Uyarlamalı Dijital Filtreleme (ADF), ve çeşitli çalışmalara konu olmalarına rağmen mobil EKG ortamı ve beklenen gürültü türleri için uygun olmayan eksiklikleri vardır [71]. Hampel filtre hareket gürültüsünün de oldukça başarılı bir yöntemdir. Hampel filtresi algoritması Şekil 2.14 verilmiştir [71].

Algorithm: Hampel Filter-Based

```
1: Function  $\hat{S}_{(1 \times l_{min})} = Apply\_Hampel\_Filter(S_{(W \times l)})$ 
2:   FOR each column  $i$  in  $S_{(W \times l)}$ 
3:      $\phi_{k(i)} = median(S_{(k:k-w,i)})$ 
4:      $\delta_{k(i)} = 1.4826 \times median\{S_{(k:k-w,i)} - \phi_{k(i)}\}$ 
5:      $HUB_{k(i)} = \phi_{k(i)} + m \times \delta_{k(i)}$ 
6:      $HLB_{k(i)} = \phi_{k(i)} - m \times \delta_{k(i)}$ 
7:     IF ( $HLB_{k(i)} \leq S_{k(i)} \leq HUB_{k(i)}$ )
8:        $\hat{S}_{k(i)} = \phi_{k(i)}$  ELSE  $\hat{S}_{k(i)} = \phi_{k(i)}$ 
9:     END IF
10:  END FOR LOOP
11: END FUNCTION
```

Şekil 2.14 : Hampel Filtresi algoritması [71].

EKG sinyali için yüksek geçiren ve alçak geçiren gürültüleri şebekeden çıkarmak için hem yüksek geçiren hem de alçak geçiren filtre tasarlamak gerekir. FIR ve IIR filtreleri genellikle iki tür filtreleme için kullanılır: Eşitlik (2.13) ve (2.14), sırasıyla FIR filtresini ve IIR filtresini tanımlar [74].

$$y(n) = \sum_{k=1}^n b_k * x(n - k) \quad (2.13)$$

$$y(n) = \sum_{k=1}^n b_k * x(n + k) + \sum_{i=2}^m a_i * y(m - i) \quad (2.14)$$

$y(n)$ çıkış sinyalidir (filtre uygulandıktan sonra EKG sinyali), $x(n)$ giriş sinyalidir, (filtre uygulanmadan önceki EKG sinyali), n filtrenin sırasındır[74].Bu çalışmada IIR filtre tipi butterworth bant geçiren filtre kullanılmıştır.

Ayrık Dalgacık Dönüşümü (DWT), sonlu bir dalgacık kümesi kullanırken, yani belirli bir ölçek ve konum kümesinde tanımlanır. Ayrık dalgacık dönüşümü tekillik algılama, gürültü giderme, zaman-frekans analizi gibi alanlarda kullanılabilir. DWT'nin matematiksel ifade Eşitlik 2.15'de verilmiştir [72].

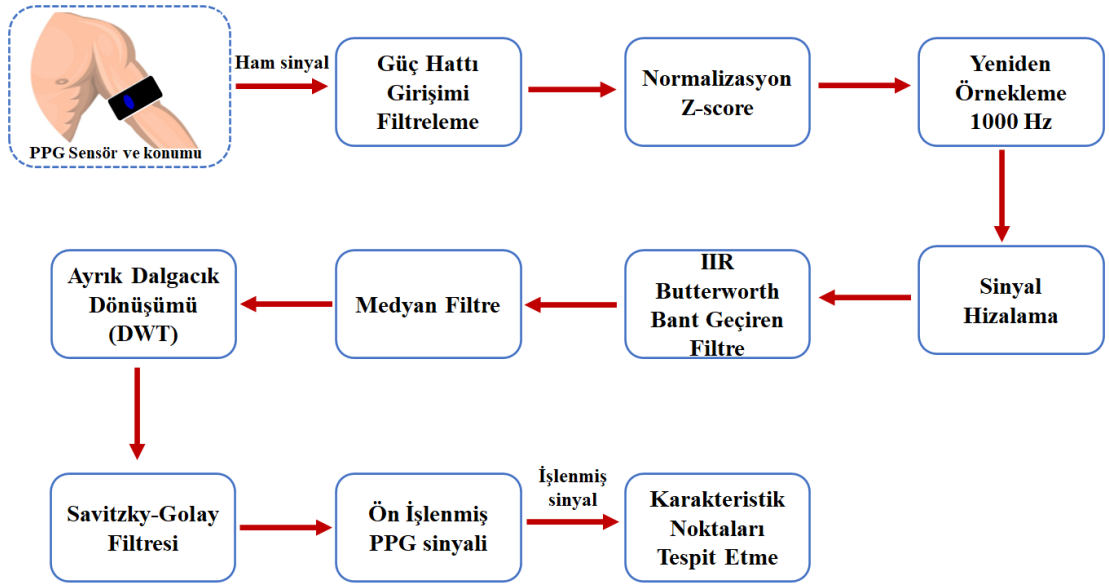
$$T_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi_{m,n}(t) dt \quad (2.15)$$

EKG sinyalinde R-tepelerini tespit etmeye yardımcı olmak için bir tür ayrık dalgacık dönüşümü kullanılır [72]. EKG sinyalindeki en yüksek tepe noktaları R tepe noktalarıdır, EKG sinyalinden R tepe noktalarını çıkarmak DWT yöntemi kullanılır. 4. seviyeden dalgacık ağacı ve $h(n)$, $g(n)$ filtreleri için daubechies-4 filtresi

kullanılmıştır. Savitzky-Golay filtresi, EKG sinyali üzerindeki yüksek frekans bileşenli gürültüleri yumuşatmak için kullanılır.

2.2.4.2 PPG Sinyali Sinyal Ön İşleme Adımları

PPG sinyalinin frekans aralığı 0.05 – 8 Hz aralığındadır. PPG sinyaline uygulanan sinyal ön işleme adımları Şekil 2.15’de verilmiştir. PPG sinyalinden güç hattı girişimini kaldırmak için EKG sinyalinden farklı olarak Notch filtre kullanılmıştır. Daha sonrasında PPG sinyaline, z-score normalizasyon ve 1000 Hz yeniden örnekleme işlemi uygulanmıştır. Yeniden örnekleme adımından sonra sinyaldeki kaymaları kaldırmak, eğimini azaltmak ve hizalamak için sinyalden, sinyalin ortalaması çıkarılmıştır. PPG sinyali koldan alındığında parmak ve bilekten alınan sinyallere göre daha gürültülü ve bozuk sinyaller elde edildiği görülmüştür. PPG sinyaline IIR butterworth bant geçiren filtre uygulanmıştır.



Şekil 2.15 : PPG sinyal ön işleme yöntemlerinin blok diyagramı.

Sonrasında sinyaldeki gürültüleri bastırmak için medyan filtre uygulanmıştır. Hareketten kaynaklı gürültüleri azaltmak ve PPG sinyalinin maksimum noktaları belirginleştirmek için DWT yöntemi uygulanmıştır. DWT yöntemi EKG sinyalinde R tepelerin tespit edilmesine yardımcı olan bir yöntemdir, PPG sinyalinde kullanıldığından PPG sinyalindeki bozuk tepe noktaları ve gürültüleri azaltığı görüldüğü için kullanılmıştır. Bu işlemten sonra Sinyal işlemenin son aşamasından

sinyali düzgünleştirmek ve yumuşatmak için Savitzky- Golay Filtresi uygulanmıştır ve ön işlenmiş PPG sinyali elde edilmiştir.

2.2.5 Özellik Çıkarma

Hazır verilerde özellikleri çıkarmak için kullanılan algoritmalar sensörlerden alınan verilere uygulandı. EKG sinyalinin R tepe noktasının bulmak için Pan-Tompkins Algoritması, PPG sinyalindeki maksimum noktasını, birinci türevinin maksimum noktası, ikinci türevinin maksimum noktası ve minimum noktasının bulmak için ise M. Elgendi ve arkadaşlarının [61] yapmış olduğu çalışmada algoritma kullanılmıştır. Sensörden alınan verilerde bu iki algoritma gayet başarılı bir şekilde çalışmıştır.

2.2.6 Kalp Atış Hızının Hesaplanması

Kalp atış hızının hesaplamak için geliştirilen algoritma sensörlerden alınan EKG ve PPG sinyallerine uygulanmıştır. Hazır verilerle kalp atış hızı hesaplandığında elimizde karşılaştırması yapılabilecek bir referans değer mevcut değildir. Fakat sensörlerden veri alırken referans kalp atış hızı değerine tansiyon aleti ile referans değerlerin ölçümü sonucunda elde edilir. İki sensörden alınan veriler ile sinyal işleme yöntemleri uygulandıktan gerekli özellikler çıkarılmıştır. Daha sonrasında kalp atış hızı değerleri EKG ve PPG sinyalleri için hesaplanmıştır. Referans kalp atış hızı ile hesaplanan kalp atış hızının karşılaştırılması yapılmıştır.

2.2.7 PTT Değerinin Hesaplanması ve PW Eleme Algoritması

PTT değerini hesaplamak için PW eleme algoritması dikkate alınarak Python da bir fonksiyon geliştirilmiştir. Bu fonksiyonu hazır verilerde kullanılmıştı ve başarılı bir şekilde PTT hesaplaması yapılmıştır. Ayrıca yazılan fonksiyon ile bozuk PW değerleri otomatik olarak elimine edilmiştir. Aynı fonksiyonu sensörden alınan veriler için de uygulanmıştır, fonksiyonda herhangi bir değişiklik yapmadan başarılı bir şekilde kullanılmıştır.

2.2.8 Referans Tansiyon Değerinin Ölçülmesi

Sensörler ile elde edilen tansiyon değerlerinin doğruluğu değerlendirebilmek ve karşılaştırabilmek için referans tansiyon değeri ölçülmesi gerekmektedir. Hazır

veriler bu referans değer MIMIC III veri tabanından EKG, PPG ve ABP veri setleri halinde indirilmişti. Sensörden veri alırken referans değeri elde etmek için dijital bir tansiyon aleti kullanılması gerekmektedir. Bunun için “Medisana” marka “BU-92E” model dijital tansiyon aleti kullanılmıştır. şekil 2.16’da kullanılan referans tansiyon aletinin resmi verilmiştir. Tansiyon aletinden referans değerler alınmadan önce kalibrasyonu yapılmıştır. Cihazın kalibrasyon sertifikası ekler bölümünde Ek-A olarak verilmiştir. Tansiyon aleti kalibrasyonu için referans alınan standart TS-EN 80601-2-30 standarttır ve bu standarda göre tansiyon aletinin tolerans aralığı ± 3 mmHg olması gerekmektedir [73]. Cihaz standarda göre oldukça başarılı bir şekilde kalibrasyondan geçmiştir.



şekil 2.16 : Kullanılan referans “Medisana” marka tansiyon aleti.

2.2.9 Regresyon Analizi ile Tansiyon Değerlerinin Elde Edilmesi

Çalışmanın ilk aşamasında 4000 hastanın verileri incelendi, gerekli özellikler çıkarılmıştır. Daha sonrasında regresyon yöntemleri ile tansiyon sonuçları elde edilmişti. Bu aşama hazır veriler ile oluşturulan regresyon modelleri kaydedilmişti. Bu modeller sensörlerden alınan verilere uygulanmıştır. Hazır veriler ile elde edilen sonuçlar ve sensörden elde edilen sonuçların karşılaştırılmasını yapabilmek amacıyla belirlenen tüm regresyon yöntemleri ile sonuçlar elde edilmiştir. Cihaz prototipinde tansiyon sonucu elde ederken, hazır veriler ile tansiyon tahminlerinin AAMI ve BHS standartlarına göre başarılı olan yöntem ve PTT değerini kullanılarak bir algoritma yazılmıştır.

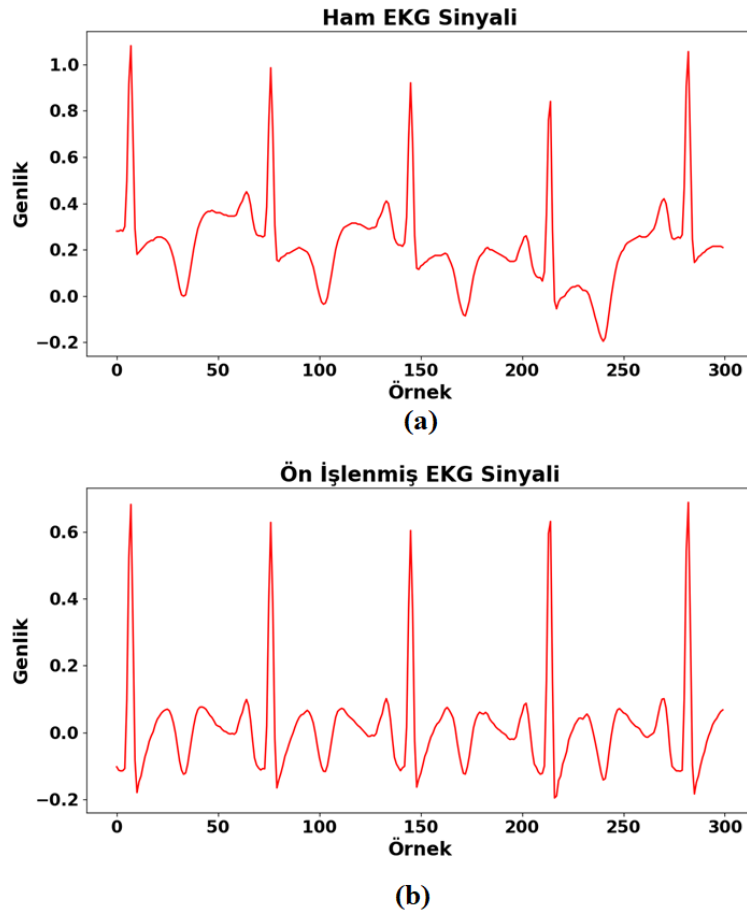
3. DEĞERLENDİRME VE TARTIŞMA

Bu bölümde öncelikle hazır veriler ile prototip cihazdan alınan veriler için sinyal işleme, özellik çıkarma, PTT hesaplama, kalp atış hızı hesaplama sonuçları ve tansiyon tahmin sonuçlarının değerlendirilmesi verilmiştir. Son olarak literatürde yapılan benzeri çalışmalarla karşılaştırmalarına ve tartışma bölümüne yer verilmiştir.

3.1 HAZIR VERİ SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

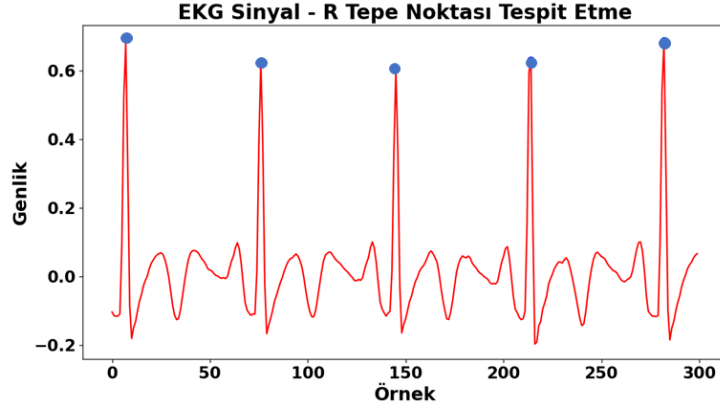
3.1.1 Sinyal Ön İşleme ve Özellik Çıkarma Sonuçları

EKG sinyaline uygulanan ön işleme yönteminin sonuçları Şekil 3.1 verilmiştir. Hazır EKG verileri gürültüsü az sinyallerdir. Bu yüzden uygulanan sinyal ön işleme yöntemleri ile oldukça düzgün EKG sinyalleri elde edilmiştir.



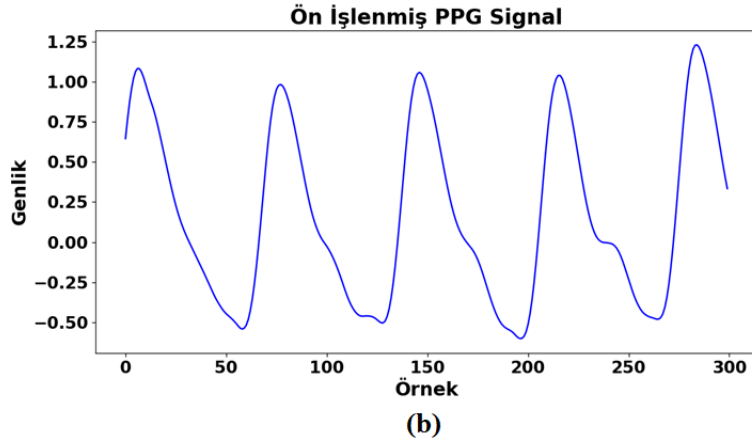
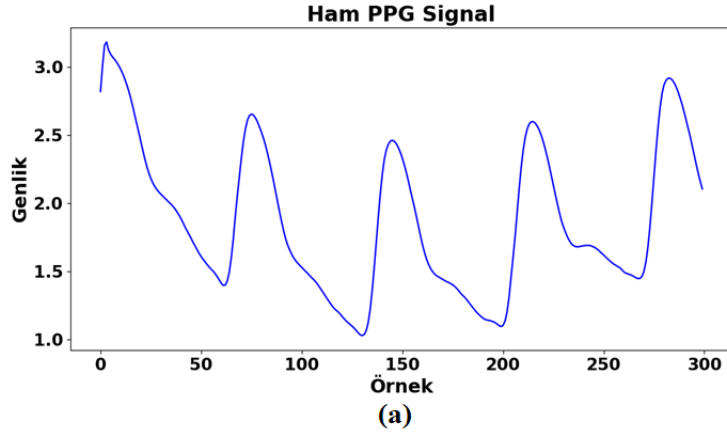
Şekil 3.1 : EKG sinyali sinyal ön işleme, a) Ham EKG sinyali, b) Sinyal ön işleme yöntemleri uygulanmış EKG sinyali.

EKG sinyalinin çıkarılması gereken özellik R tepe noktasıdır, elde edilen sonuç Şekil 3.2’de verilmiştir. Tepe noktası tespiti için Pan-Tompkins Algoritması kullanıldı ve başarılı bir şekilde R tepe noktası tespiti yapılmıştır.

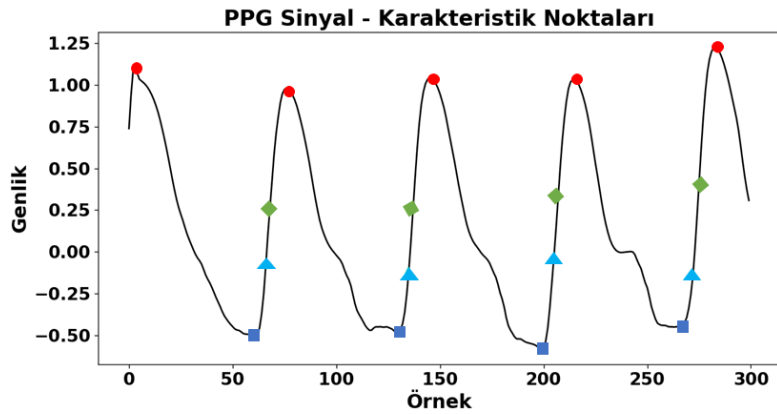


Şekil 3.2 : EKG sinyali R tepe noktası tespit edilmesi.

. PPG sinyaline sinyal işleme yöntemleri uygulandığında Şekil 3.3’deki sonuçlar elde edilmiştir. Sinyallerde çok gürültü olmadığından dolayı elde edilen sonuçların başarı oranının oldukça yüksek olduğu görülmüştür. Şekil 3.4’de PPG sinyalinden çıkarılması istenilen karakteristik noktalar elde edilmiştir. Şekildeki kırmızı noktalar tepe noktası, yeşil noktalar PPG sinyalinin birinci türevinin maksimum noktasını, açık mavi noktalar PPG sinyalinin ikinci türevinin maksimum noktasını ve lacivert noktalar ise PPG sinyalinin minimum noktasını göstermektedir. Burada M. Elgendi ve arkadaşlarının geliştirmiş olduğu tepe bulma algoritması kullanılmıştır [61]. EKG ve PPG sinyaline sinyal işleme adımları uygulanmıştır ve PTT değerinin hesaplanmasında kullanılacak özellikler çıkarılmıştır. PTT’nin hesaplanabilmesi için Python ortamında fonksiyon hazırlanmış ve PW eleme algoritması otomatik bir şekilde kontrol ettirilmiştir. Bozuk PW dalgalarını elenerek PTT ortalaması hesaplanmasında dahil edilmemiştir.



Şekil 3.3 : PPG sinyali sinyal ön işleme, a) Ham PPG sinyali, b) Sinyal ön işleme yöntemleri uygulanmış PPG sinyali.



Şekil 3.4 : PPG sinyali karakteristik noktalarının tespiti.

Şekil 3.1’de ve şekil 3.3’de verilen EKG ve PPG sinyalleri MIMIC-III veri tabanından indirilen verilerden biridir. Bu örnek üzerinden elde edilen PTT değeri

sonuçları Şekil 3.5’de verilmiştir. Şekil 3.5 Python da yazılan fonksiyonun çıktısıdır, sonuçların doğru bir şekilde elde edildiğini gösterebilmek için örnek olması amacıyla PTT2 değeri gösterilmiştir. Şekil 3.5’de belirlenen noktaların x eksenine karşılık gelen örnek değerleri yazmaktadır, EKG sinyali tepe noktasının karşılık geldiği örnek değeri ve PPG sinyali birinci türevinin tepe noktasının karşılık geldiği örnek değerleri yazmaktadır.

```
-----  
R tepe noktası değerleri: [ 95 162 231 300 369 438 507 576 645 714 782 851 919 988  
1056 1125 1193 1262 1331 1400 1469 1539 1608 1678 1747 1817 1887 1956]  
PPG birinci türevinin tepe noktası: [ 87 155 223 292 361 431 499 568 637 707 775 844 912 981  
1049 1118 1186 1255 1324 1393 1462 1531 1601 1670 1739 1809 1880 1949]  
-----  
PTT2 Değerleri: [60, 61, 61, 61, 62, 61, 61, 61, 62, 61, 62, 61, 62, 61, 62, 62, 62, 62, 62, 62, 61, 62, 63, 62]  
PTT2 Ortalaması: 61  
PTT2 Ortalaması (msec): 0.488  
-----
```

Şekil 3.5 : EKG Sinyali tepe değeri ve PPG sinyalinin birinci türevinin tepe noktasının değerleri ve PTT2 değerinin hesaplanması sonuçları.

7 PW eleme filtresi koşullar sağlandığı durum PTT hesaplaması yapılmaktadır. PW eleme algoritması uygulandığında aynı kardiyak döngüde olan sinyaller 1,2,3 olarak işaretlenmiştir, hesaplanması yapıldığında ise 155’ten 95 çıkarıldığında 60 değerini, 223’den 162 çıkarıldığında 61 değerini ve 292 değerinden 231 değer çıkarıldığında 61 değerleri elde edilir. PTT hesaplaması bu şekilde devam eder, elde edilen sonuçlara bakıldığında 60 ile 63 arasında değiştiği görülmektedir. PTT hesaplaması sırasında eleme algoritması uygulandığından dolayı herhangi bir tutarsızlık olmadığı görülmektedir. PTT2 değerlerinin ortalaması 61 olarak bulunmuştur, bunu milisaniyeye çevirmek için $1/f_s$ (f_s , örnekleme frekansı) çarpılması gerekmektedir. Bu işlem uygulandığında ise PTT değerini 0.488 olarak elde edilir. PW eleme algoritması ve PTT hesaplaması için yazılan fonksiyon başarılı bir şekilde çalıştığı görülmektedir. Bu şekilde PTT1, PTT2, PTT3 ve PTT4 değerleri düzgün bir şekilde hesaplanmıştır.

Kalp atış hızlarını hesaplandığında, hazır veriler için bir referans değer mevcut değildir. Fakat iki sinyalden alınan sonuçları karşılaştırabilir. Çünkü aynı hastaya ait EKG ve PPG verisi olduğundan dolayı kalp atış hızları aynı değerler çıkması

gerekmektedir. Kalp atış hızını hesaplaması python çıktısı sonucu Şekil 3.6'da verilmiştir. EKG ve PPG sinyalinden elde edilen kalp atış hızı sonuçları şekilde görüldüğü üzere aynı sonuçlar elde edilmesi kalp atış hızı hesaplanması başarılı olduğunu göstermektedir.

```
-----Kalp Atış Hızı Sonuçları-----  
EKG Sinyalinden elde edilen HR: 108.82  
PPG Sinyalinden elde edilen HR: 108.69  
Kalp Atış Hızı Ortalaması: 108.76  
-----
```

Şekil 3.6 : EKG ve PPG sinyalinden hesaplanan kalp atış hızı sonuçları.

Sinyal işleme ve özellik çıkarma adımında MIMIC III veri tabanından indirilen 4000 hastanın verisini analiz edilmiştir ve istenilen özellikler çıkarılmıştır. PTT değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen PTT1, PTT2, PTT3 ve PTT4 değeri, referans sistolik ve diyastolik kan basıncı değerleri, hesaplanan MAP değeri, kalp atış hızının ortalaması olmak üzere toplamda sekiz değer her hasta için ayrı excel dosyalarına kaydedilmiştir. Bu bilgilerin kaydedilmesinin nedeni regresyon analizi için kullanılacak olmasıdır.

3.1.2 Regresyon Analizi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Regresyon analizi aşamasında MIMIC-III veri tabanından temin edilen 4000 hastaya ait verilerin %70 eğitim (train) ve %30 test olarak kullanılmasına karar verilmiştir. Eğitim ve test oranlarına ait yüzdelik değerler yapılan çalışmaya bağlı olarak %50-%50 veya %80-%20 Eğitim-Test şeklinde de olabilir. Çalışma kapsamında 1200 hastanın tansiyon tahminler yapılmıştır ve AAMI ve BHS standartlarına göre değerlendirilmiştir.

3.1.2.1 Regresyon Analizi ile elde edilen Tansiyon Sonuçlarının AAMI Standardına göre Değerlendirmesi

Regresyon analizi sonucunda 1200 verinin tahmin sonuçlarının AAMI standartlarına göre ortalama hata (ME), mutlak yüzde hata (MAE) ve standart sapma değerlerine bakılması gerekmektedir. Tablo 3.1'de PTT1 ve PTT2 değerlerinin regresyon yöntemleri için SBP, DBP ve MAP değerlerine göre sonuçları verilmiştir.

Tablo 3.1 : PTT1 ve PTT2 ile elde edilen SBP, DBP ve MAP tahmin sonuçlarını AAMI standardına göre değerlendirilmesi.

AAMI Standart									
Regresyon Yöntemi	SBP (mmHg)			DBP (mmHg)			MAP (mmHg)		
	ME	MAE	SD	ME	MAE	SD	ME	MAE	SD
	PTT1								
Lineer	0,16	4,16	5,3	-0,16	4,66	5,55	-0,06	4,51	4,71
Polinom (2.Dereceden)	0,19	3,82	4,88	-0,12	3,51	4,40	-0,02	4,52	4,60
Polinom (3.Dereceden)	0,19	3,68	4,74	-0,18	2,89	3,82	-0,06	4,19	5,17
Destek Vektör	-0,15	3,18	3,97	-0,09	2,55	3,13	-0,09	3,91	4,85
Karar Ağacı	0,15	3,15	3,88	-0,27	2,55	3,11	-0,13	3,68	4,59
Rastgele Orman	0,15	3,17	3,93	-0,30	2,54	3,1	-0,11	3,67	4,58
Adaboost	-0,31	3,24	4,01	-0,25	2,60	3,22	-0,25	3,81	4,70
k-NN	0,32	3,92	5,04	0,02	3,50	4,47	0,12	3,78	4,75
PTT2									
Lineer	0,12	6,09	8,13	-0,19	6,04	7,18	-0,08	4,69	5,72
Polinom (2.Dereceden)	0,12	5,95	8,07	-0,19	5,42	6,6	-0,09	4,25	5,26
Polinom (3.Dereceden)	0,12	5,94	8,05	-0,18	5,15	6,23	-0,08	4,17	5,10
Destek Vektör	-0,15	5,94	8,06	-0,19	4,88	6,06	-0,09	3,99	4,92
Karar Ağacı	0,16	5,53	7,57	-0,22	4,66	5,74	-0,10	3,70	4,62
Rastgele Orman	0,17	5,54	7,57	-0,22	4,66	5,74	-0,11	3,70	4,62
Adaboost	-0,27	6,23	9,04	-0,19	4,67	5,75	-0,12	3,84	4,75
KNN	0,46	5,59	7,67	-0,24	4,83	6,06	-0,01	3,80	4,82

Tablo 3.2’de PTT3 ve PTT4 değerlerinin toplamda yedi regresyon yöntemi için SBP, DBP ve MAP değerlerine göre sonuçları verilmiştir. Tablolarda çok karışık olmaması amacıyla ayrı ayrı verilmiştir. Tablo 3.1 incelendiğinde, PTT1 değerleri yani PPG sinyalinin maksimum noktası kullanılarak PTT değeri hesaplandığında elde edilen tansiyon tahmin sonuçlarının ortalama hatası ve standart sapma değerleri bulunmuştur. AAMI standardına göre ortalama hatanın >5 mmHg ve standart sapma >8 mmHg olmamalıdır.

PTT1 değerleri incelendiğinde AAMI standardına göre SBP, DBP ve MAP değerleri tüm regresyon yöntemleri için istenen sınırlar içindedir. PTT2 değeri yani, PPG sinyalinin birinci türevinin maksimum noktasını kullanarak PTT değerleri hesaplandığında elde edilen tansiyon tahmin sonuçları incelendiğinde SBP için tam sınırdaki olan regresyon yöntemleri olduğu görülmektedir. PTT2 ile SBP tahmininde lineer, polinom ve adaboost yöntemlerinde başarısız sonuçlar elde edilmiştir. PTT2 ile

DBP ve MAP değerleri tahmininde istenilen sınırlar dışında sonuçlar elde edilmemiştir.

Tablo 3.2 : PTT3 ve PTT4 ile elde edilen SBP, DBP ve MAP tahmin sonuçlarını AAMI standardına göre değerlendirilmesi.

AAMI Standart									
Regresyon Yöntemi	SBP (mmHg)			DBP (mmHg)			MAP (mmHg)		
	ME	MAE	SD	ME	MAE	SD	ME	MAE	SD
	PTT3								
Lineer	0,09	6,64	8,82	-0,2	5,92	7,37	-0,11	4,91	6,21
Polinom (2.Dereceden)	0,11	6,66	6,3	-0,2	5,94	2,43	-0,1	4,95	2,95
Polinom (3.Dereceden)	0,13	6,65	6,32	-0,1	5,59	2,25	-0,02	4,72	2,77
Destek Vektör	-0,52	6,59	6,26	-0,03	5,25	2,04	0,07	4,42	2,67
Karar Ağacı	0,13	5,89	6,23	-0,27	4,97	2,02	-0,14	4,05	2,66
Rastgele Orman	0,14	5,89	6,36	-0,29	4,97	2,00	-0,14	4,04	2,71
Adaboosts	-0,35	6,48	6,13	-0,32	5,17	1,96	-0,03	4,3	2,65
KNN	-0,49	6,19	6,36	0,37	5,11	2,71	0,08	4,09	3,15
PTT4									
Lineer	0,04	6,86	8,95	-0,21	5,48	6,79	-0,13	4,73	5,83
Polinom (2.Dereceden)	0,03	6,81	8,94	-0,23	5,25	6,56	-0,15	4,59	5,67
Polinom (3.Dereceden)	0,08	6,47	8,53	-0,22	5,22	6,51	-0,12	4,37	5,48
Destek Vektör	-0,08	6,32	8,3	-0,01	5,05	6,31	-0,06	4,19	5,23
Karar Ağacı	0,06	6,09	7,99	-0,18	4,96	6,21	-0,10	4,04	5,08
Rastgele Orman	0,08	6,07	7,97	-0,18	4,95	6,19	-0,10	4,03	5,06
Adaboosts	-0,73	6,93	9,13	-0,08	4,12	5,12	-0,08	4,12	5,12
KNN	0,20	6,33	8,36	-0,32	5,20	6,57	-0,15	4,14	5,26

Tablo 3.2 incelendiğinde PTT3 değeri yani PPG sinyalinin ikinci türevinin maksimum noktası kullanılarak PTT hesaplanıp elde edilen tansiyon tahmin sonuçları genel olarak başarılıdır. Fakat PTT3 yöntemi lineer regresyonda yüksek standart sapma değerleri çıkarmıştır. PTT3 değeri SBP, DBP ve MAP tahmini için kullanılabilir bir yöntemdir, fakat seçilecek regresyon yönteminin lineer regresyon olmaması gerekmektedir. PTT4 değeri, PPG sinyalinin minimum noktası kullanılarak hesaplanan PTT değeridir. PTT4 değeri kullanılarak hesaplanan tansiyon tahmin sonuçlarını değerlendirildiğinde SBP için sadece DTR ve RFR yöntemlerinin standart sapma değerleri sınır içinde olduğu görülmektedir. PTT4 değeri SBP tahmininde başarısız bir yöntemdir. PTT4 değeri hesaplanırken seçilen nokta (PPG'nin minimum noktası) literatürde diğer noktalara göre daha az kullanılan bir noktadır. Bu yöntemin diğerlerine göre daha az başarılı olduğu görülmektedir.

Özetle, SBP değeri için en başarılı PTT yönteminin PTT1, DBP ve MAP değerleri için en başarılı PTT yönteminin PTT1 ve PTT3 olduğu görülmektedir. SBP değeri için regresyon yöntemleri karşılaştırıldığından en başarılı yöntemin KNN yöntemi, DBP ve MAP değerleri için en başarılı yöntemlerin RFR ve Adaboost olduğu sonucuna ulaşılır.

3.1.2.2 Regresyon Analizi ile elde edilen Tansiyon Sonuçlarının BHS Standardına göre Değerlendirmesi

PTT değerlerinden hesaplanan tansiyon tahmin sonuçlarının değerlendirilebileceği bir diğer standart ise BHS standardıdır. Burada 5 mm Hg, 10 mm Hg ve 15 mm Hg'sine düşen okumaların kümülatif yüzdesini temsil eder. Bu kümülatif yüzde değerleri hesaplandıktan sonra cihazlar çıkan sonuçlara göre değerlendirilerek sınıflandırılır. Tablo 3.3'de PTT1 ve PTT2 değerleri ile elde edilen tansiyon tahmin sonuçlarının BHS standardı göre kümülatif yüzde değerleri verilmiştir.

Tablo 3.3 : PTT1 ve PTT2 değerleri ile elde edilen SBP, DBP ve MAP tahminleri BHS Standardına göre değerlendirilmesi

BHS Standart									
Regresyon Yöntemi	SBP (mmHg) %			DBP (mmHg) %			MAP (mmHg) %		
	< 5	<10	<15	< 5	<10	<15	< 5	<10	<15
PTT1									
Lineer	70,00	95,50	99,90	75,02	98,50	99,89	75,77	97,99	99,95
Polinom (2.dereceden)	75,66	96,33	99,56	83,50	99,02	100,00	82,56	99,56	100,00
Polinom (3.dereceden)	78,90	96,23	98,95	87,45	99,33	100,00	88,63	99,26	100,00
Destek Vektör	85,88	98,50	99,85	95,66	100,00	100,00	98,25	100,00	100,00
Karar Ağacı	88,53	98,26	99,36	97,62	100,00	100,00	97,45	100,00	100,00
Rastgele Orman	89,66	98,22	99,25	99,15	99,86	100,00	98,96	100,00	100,00
Adaboost	86,90	98,77	99,33	99,85	99,54	100,00	89,65	99,85	100,00
KNN	85,66	96,23	99,11	99,33	99,25	100,00	88,96	98,23	100,00
PTT2									
Lineer	49,17	81,42	95,75	59,50	82,67	98,75	58,33	93,25	99,50
Polinom (2.dereceden)	51,50	81,42	95,83	62,37	87,00	98,58	65,00	95,67	99,75
Polinom (3.dereceden)	52,83	82,08	95,67	65,26	89,67	99,83	65,50	96,67	99,83
Destek Vektör	51,17	82,50	95,67	78,56	88,67	99,92	68,42	97,00	99,83
Karar Ağacı	67,56	88,78	96,75	77,52	90,75	100,00	71,58	97,75	99,92
Rastgele Orman	63,56	85,33	96,75	80,25	90,75	100,00	71,25	97,83	99,92
Adaboost	65,20	88,85	98,56	82,26	90,58	100,00	69,50	97,58	99,92
KNN	54,83	84,08	96,42	80,15	89,75	99,42	71,50	96,42	99,83

Tablo 3.4’de PTT3 ve PTT4 değerleri ile elde edilen tansiyon tahmin sonuçlarının BHS standardına göre kümülatif yüzde değerlerinin sonuçları verilmiştir. Tablo 3.3 ve 3.4’de verilen sonuçlar BHS değerlendirme kriterine göre değerlendirilerek cihazın sınıfı belirlenir. Bu sonuçlara göre Tablo 3.5’de BHS standardına göre sınıflandırma sonuçları verilmiştir. BHS standardına göre değerlendirme yaparken öncelikle ölçümlerin AAMI standardını karşılaması gerekmektedir ve devamında ise A ve B sınıfında yer alması gerekmektedir. Çalışma kapsamında kullanılan regresyon yöntemleri ile elde edilen sonuçlara göre değerlendirme sınıf A olmasına rağmen PTT4 yöntemi ile SBP tahmini genel olarak AAMI standardı kriterlerini karşılamamıştır. Bu nedenle bu yöntemin kullanılması önerilmemektedir.

Tablo 3.4 : PTT3 ve PTT4 değerleri ile elde edilen SBP, DBP ve MAP tahminleri BHS Standardına göre değerlendirilmesi.

BHS Standart									
Regresyon Yöntemi	SBP (mmHg) %			DBP (mmHg) %			MAP (mmHg) %		
	< 5	<10	<15	< 5	<10	<15	< 5	<10	<15
PTT3									
Lineer	55,60	79,75	95,56	60,50	88,50	96,96	60,52	98,90	99,85
Polinom (2.dereceden)	60,20	90,25	98,56	90,50	99,32	100,00	92,50	99,96	100,00
Polinom (3.dereceden)	63,70	91,10	97,55	95,25	99,85	100,00	95,56	99,36	100,00
Destek Vektör	65,80	89,52	98,85	96,30	99,48	100,00	96,52	99,85	100,00
Karar Ağacı	66,50	90,56	99,85	97,50	100,00	100,00	98,28	100,00	100,00
Rastgele Orman	63,12	89,74	98,20	97,85	100,00	100,00	98,56	100,00	100,00
Adaboosts	62,93	91,58	98,70	99,56	100,00	100,00	96,23	100,00	100,00
KNN	60,58	90,36	99,50	99,20	100,00	100,00	97,85	100,00	100,00
PTT4									
Lineer	42,83	74,67	94,25	50,42	83,08	98,83	57,58	92,17	99,67
Polinom (2.dereceden)	43,25	75,42	94,08	53,00	85,42	99,33	60,25	93,42	99,83
Polinom (3.dereceden)	52,56	77,50	95,00	53,92	85,67	99,33	63,92	93,50	99,83
Destek Vektör	55,26	80,67	95,50	54,92	86,67	99,33	66,08	95,42	99,83
Karar Ağacı	52,10	81,33	96,17	55,75	87,67	99,25	67,33	95,75	99,92
Rastgele Orman	50,66	81,42	96,42	56,08	87,75	99,25	67,08	95,83	99,92
Adaboosts	46,25	76,83	92,08	56,67	87,08	99,25	65,67	95,92	99,92
KNN	48,33	79,92	94,67	54,92	86,58	97,42	66,17	94,67	99,75

Tablo 3.5 : Elde edilen kümülatif hata değerlerinin BHS standardına göre sınıflandırılması.

Regresyon Yöntemi	PTT1			PTT2			PTT3			PTT4		
	SBP	DBP	MAP	SBP	DBP	MAP	SBP	DBP	MAP	SBP	DBP	MAP
Lineer	A	A	A	C	B	B	B	A	A	C	B	B
Polinom (2.dereceden)	A	A	A	B	A	A	A	A	A	C	B	A
Polinom (3.dereceden)	A	A	A	B	A	A	A	A	A	B	B	A
Destek Vektör	A	A	A	B	A	A	A	A	A	B	B	A
Karar Ağacı	A	A	A	A	A	A	A	A	A	B	B	A
Rastgele Orman	A	A	A	A	A	A	A	A	A	B	B	A
Adaboost	A	A	A	A	A	A	A	A	A	C	B	A
KNN	A	A	A	B	A	A	A	A	A	C	B	A

Fakat en iyi PTT yöntemi seçilmek istendiğinde SBP için PTT1 yöntemi, DBP için PTT3, MAP için ise PTT3 olduğunu görülmektedir. Regresyon yöntemleri içinde en başarılı yöntemler seçilmek istendiğinde, SBP için SVR, KNN ve RFR yöntemlerinin hemen hemen yakın sonuçlar elde ettiğini ve başarılı olduklarını görülmektedir. AAMI standardına göre SBP en düşük standart sapmaya sahip regresyon yöntemi KNN yöntemidir. DBP ve MAP için SVR, DTR, RFR ve Adaboost yöntemlerinin başarılı olduğunu elde edilen sonuçlarının birbirine çok yakın olduğunu görülmektedir. DBP ve MAP değerleri AAMI standarına göre değerlendirildiği de sonuçlar birbirine yakın olsa bile en düşük standart sapma değeri RFR ve Adaboost yöntemlerinde olduğu görülmüştür. Elde edilen sonuçlar ışığında lineer ve polinom yöntemlerinin makine öğrenmesi yöntemlerine göre daha başarısız olduğu görülmektedir. Bu kapsamla kelepçesiz tansiyon ölçümünü temel alacak cihaz tasarımı ve uygulama çalışmalarında, literatürde sıklıkla tercih edilen lineer regresyon yöntemi veya polinom regresyon yöntemlerinin tek başına kullanımı süreci başarısızlığa sürükleyeceği görülmüştür. Ayrıca SBP ve DBP için farklı noktalardan hesaplanan PTT değerinin başarılı olduğu görülmüştür.

Sadece PTT3 değerine göre tansiyon tahminleri yapıldığında DBP ve MAP doğru sonuçlar verebilirken, SBP için standart sapma değerleri artmaktadır ve doğru sonuçlar elde edilemeyebilir. Buradan çıkarılacak sonuç, PTT hesaplanırken PPG sinyalinden tek bir karakteristik noktanın seçilmesi ve bu değere göre SBP, DBP ve

MAP tahmin sonuçlarının elde edilmesi doğruluğu azaltacak bir durum oluşturacaktır. Aynı şekilde regresyon yöntemi olarak da tek bir regresyon yönteminin kullanılması SBP başarılı olabilirken, DBP ve MAP başarılı olmayabilir. Bu nedenle SBP, DBP ve MAP değerleri tahminlerinde başarılı sonucun elde edildiği PTT hesaplaması ve regresyon yöntemi kullanılarak oluşturulan prototip cihazın doğruluğu artırılabilir.

3.2 PROTOTİP CİHAZ SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

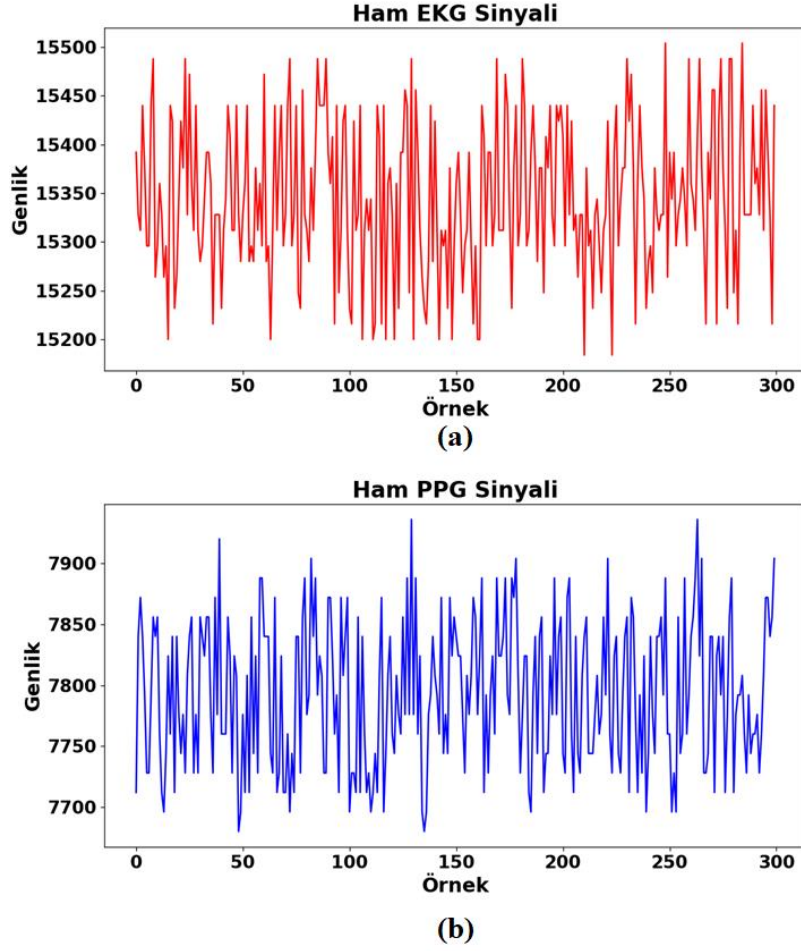
Bu bölümde oluşturulan prototip cihazdan elde edilen ham sinyalleri, sinyal işleme sonuçları, özellik çıkarma sonuçları, kalp atış hızı hesaplanması, PTT hesaplanması, tansiyon tahmin sonuçları ve cihaz ara yüz tasarımı verilmiştir. Prototip cihazda en başarılı yöntemin kullanıldığı bir algoritma yazılmıştır fakat bu aşamada hazır veri ile sensörden alınan verileri karşılaştırabilmek amacıyla tüm regresyon yöntemleri ile elde edilen sonuçlar gösterilmiştir.

3.2.1 Sinyal Ön İşleme Sonuçları

Sensörler ile alınan EKG ve PPG sinyalleri 128 Hz örnekleme frekansına sahiptir. EKG elektrotları ile koldan veri alındığı için nefes alıp verme gürültüsü daha az etkilenmiştir ve ayrıca elektrotları bir lastik bant ile kola sabitlendiği için elektrot hareketinden oluşan gürültülerinde az olduğu gözlemlenmiştir. PPG sinyallerinde ise parmak ve bilekten alınan sinyallere göre daha gürültü olduğu gözlemlenmiştir. Sensörden alınan ham EKG ve PPG sinyali örneği Şekil 3.7’de verilmiştir.

EKG sinyaline belirlenen sinyal ön işleme yöntemleri uygulanmıştır. Öncelikle sinyaldeki taban hattı kaymasını kaldırma işlemi için hareketli medyan ve çıkarma yöntemi filtresi kullanılmıştır (Şekil 3.8a). Ö. Yakut ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada [56], taban hattı kaymasını kaldırmak için, IIR tabanlı sayısal filtre çeşitleri uygulanmıştır. Çalışmada konu edilen Butterworth, Chebyshev 1, Chebyshev 2 ve Eliptic filtreleri arasında en düşük SNR, MSE ve PSNR değerlerine sahip Chebyshev 1 filtresi olduğu görülmüştür. G. Lenis ve arkadaşları yapmış olduğu çalışmada [68], taban hattı kayması için butterworth yüksek geçiren filtre, hareketli medyan ve çıkarma, spline yaklaşım ve çıkarma, dalgacık tabanlı referans çizgisi iptali ve dalgacık tabanlı yüksek geçiren filtreleme yöntemlerini istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. En başarılı sonucu dalgacık tabanlı referans çizgisi iptali olduğu

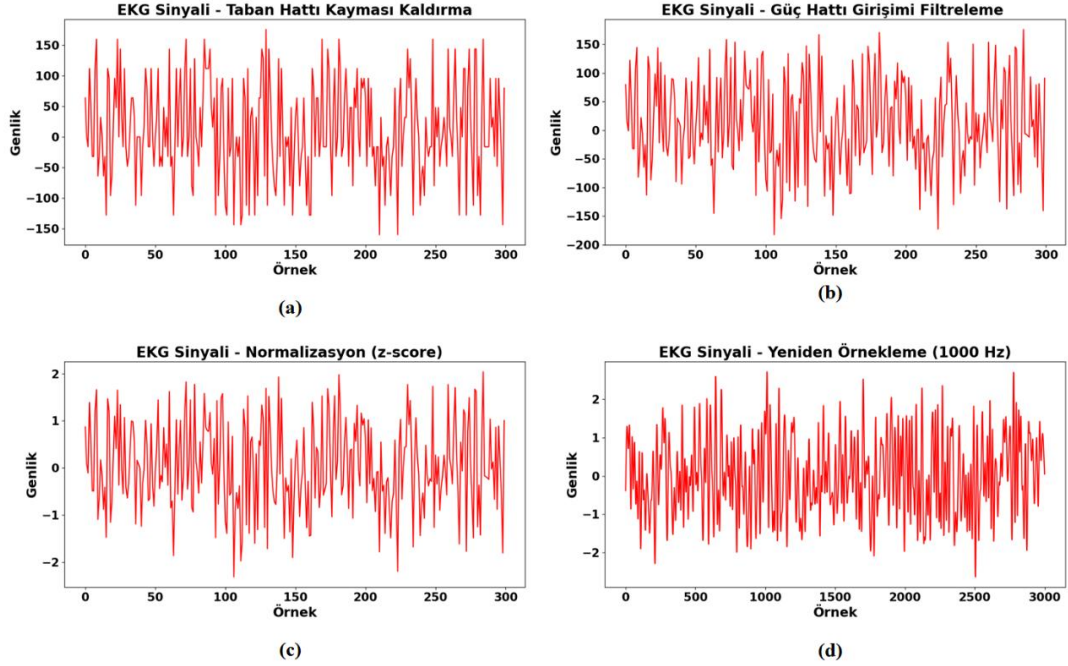
sonucu elde etmişlerdir. Ayrıca butterworth yüksek geçiren filtre ile de oldukça doğru sonuçları hızlı bir şekilde elde edilebileceğini göstermişlerdir. Bu çalışmada taban hattı kaymasını kaldırmak için hareketli medyan ve çıkarma yöntemi kullanılması tercih edilmiştir, elde edilen sonuçların oldukça başarılı olduğu görülmüştür.



Şekil 3.7 : Sensörden alınan ham verileri, a) EKG ham verisi, b) PPG ham verisi.

Güç hattı girişimini filtrelemek için kullanılan yöntemler araştırılmıştır [56]. Güç hattı girişiminden kaynaklanan gürültüleri kaldırmak için Bant durdurma aralığı 49 – 51 Hz, filtre derecesi 17 olan özelliklere sahip bant durdurucu filtre geliştirilmiştir. Güç hattı girişimi için Butterworth, Chebyshev 1, Chebyshev 2 ve Eliptik filtre tercih edilmiştir. Güç hattı girişimini kaldırmakta en başarılı filtre olarak Chebyshev 2 olduğunu görülmüştür. R. Kher ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada [69], güç hattı girişimini kaldırmak için 2.dereceden FIR Notch filtre tasarlanması önerilmiştir. Bu

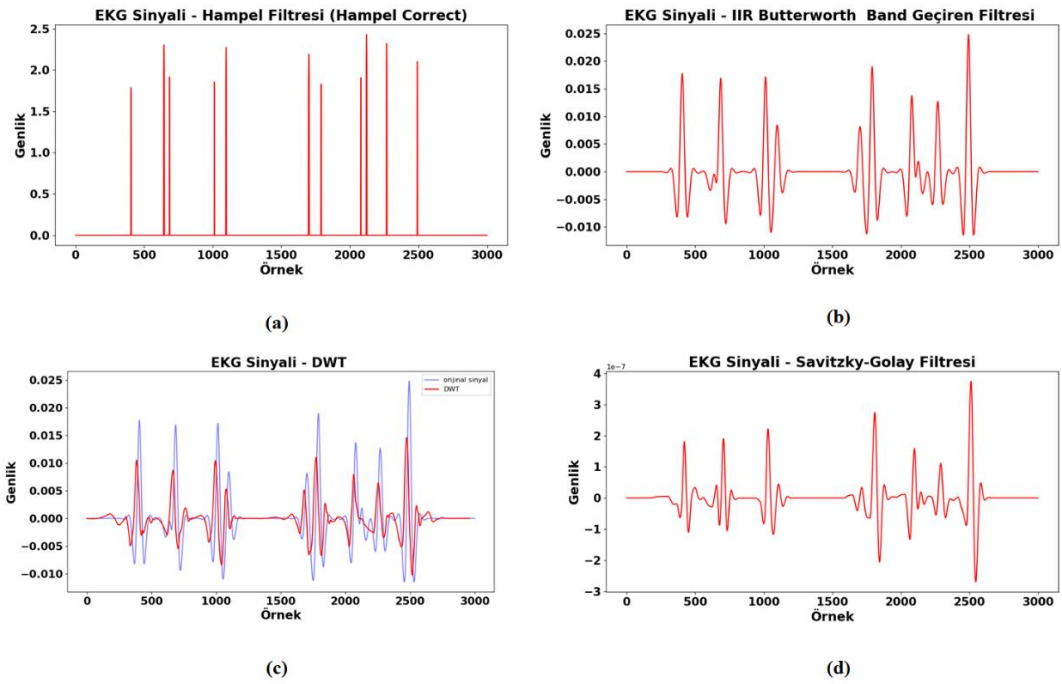
çalışmada güç hattı girişimden kaynaklanan gürültüleri kaldırmak için Bant durdurma aralığı 49 – 51 Hz, filtre derecesi 17 olan özelliklere sahip IIR Chebyshev 2 bant durdurucu filtre kullanılmıştır (Şekil 3.8b).



Şekil 3.8 : EKG Sinyali için sinyal ön işleme adımları, a) Taban hattı kayması kaldırma, b) Güç hattı girişimi filtreleme, c) z-score normalizasyon ve d) 1000 Hz yeniden örnekleme.

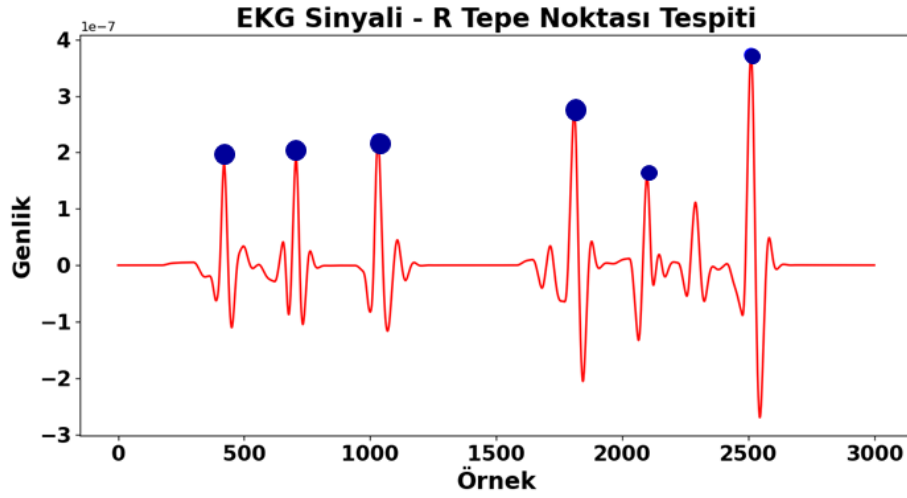
Güç hattı girişimi filtreleme yapıldıktan sonra sinyal normalize edilmiştir (Şekil 3.8c) ve sinyal 1000 Hz’de yeniden örnekleme yapılmıştır (Şekil 3.8d). Hampel filtresi, hareketten kaynaklanan gürültüyü kaldırmakta oldukça başarılı bir yöntem olduğu tespit edilmiştir. Hampel filtresi uygulandıktan sonra elde edilen sinyal yapısı, şekil 3.9a’da verilmiştir. EKG sinyalinin frekans aralığı 0.5-100 Hz arasında değişmektedir fakat EKG sinyali incelendiğinde EKG işareti daha çok 0-35 Hz aralığında yoğunlaştığı görülmektedir. Buradan yola çıkarak farklı kesme frekanslarına sahip filtreler denenmiştir ve EKG sinyaline önce 40 Hz kesme frekansına sahip 5.dereceden IIR butterworth alçak geçiren filtre uygulanmıştır. Daha sonrasında 0.5 Hz kesme frekansına sahip 5.dereceden IIR Butterworth yüksek geçiren filtre kullanılmıştır. Elde edilen sinyal yeterince düzgün olmadığından dolayı, 0.5 -15 Hz kesme frekansına sahip 5. Dereceden IIR butterworth bant geçiren filtre

uygulanmıştır. Bu üç filtre uygulandıktan sonra elde edilen sonuç şekil 3.9b’de verilmiştir. Burada filtrelerinin kesme frekanslarına karar verilirler, EKG sinyali sinyal ön işleme çalışmaları dikkate alınmıştır ve farklı frekans değerleri denenmiştir, başarılı olan kesme frekanslarının kullanılmasına karar verilmiştir. Daha sonrasında R tepe noktalarının tespit edilmesini saptaması ve gürültülerden arındırması için DWT yöntemi uygulanmıştır elde edilen sonuç şekil 3.9c’de gösterilmiştir. Son aşamada sinyali yumuşatma için Savitzky-Golay Filtresi uygulanmıştır (Şekil 3.9d).



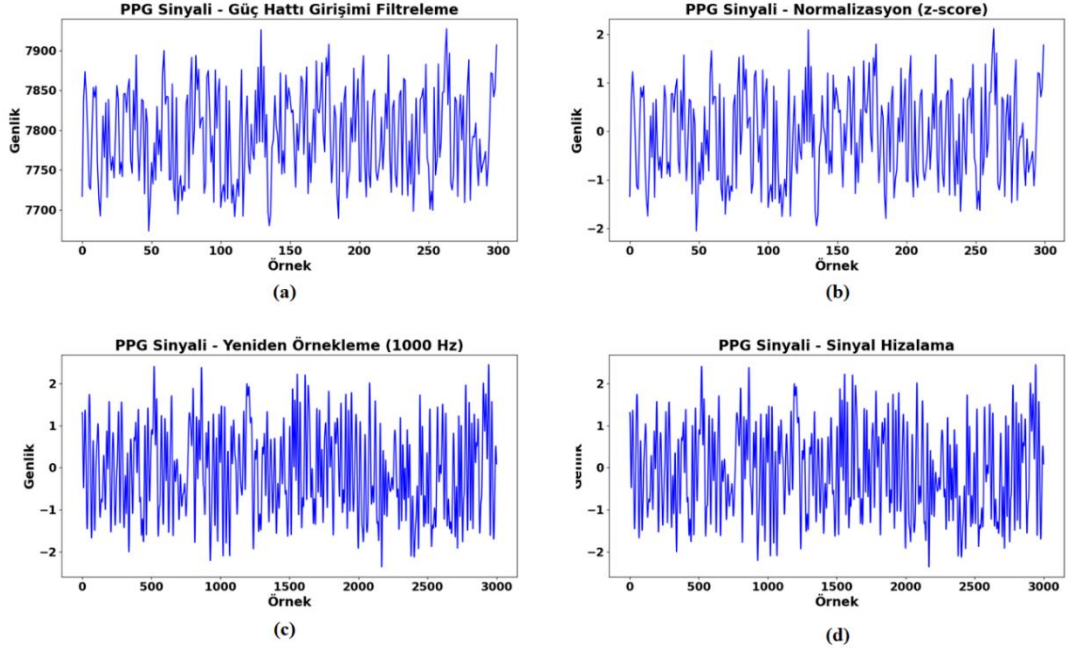
Şekil 3.9 : EKG sinyali için sinyal ön işleme adımlar, a) Hampel ve hampel correct filtresi sonucu, b) IIR Butterworth Alçak geçiren, yüksek geçiren ve bant geçiren filtre sonucu, c) Ayırık dalgacık dönüşümü ile gürültüleri filtreleme ve d) Savitzky-Golay Filtresi sonucu.

Sinyal ön işleme adımları tamamlandıktan sonra R tepe noktaları bulunmuştur. Bunun için oldukça başarılı algoritmalarından biri olan “Pan-Tompkins Algoritması” tercih edilmiştir ve R tepe noktaları başarılı bir şekilde bulunmuştur (Şekil 3.10).



Şekil 3.10 : EKG sinyali R tepe noktası tespit etme.

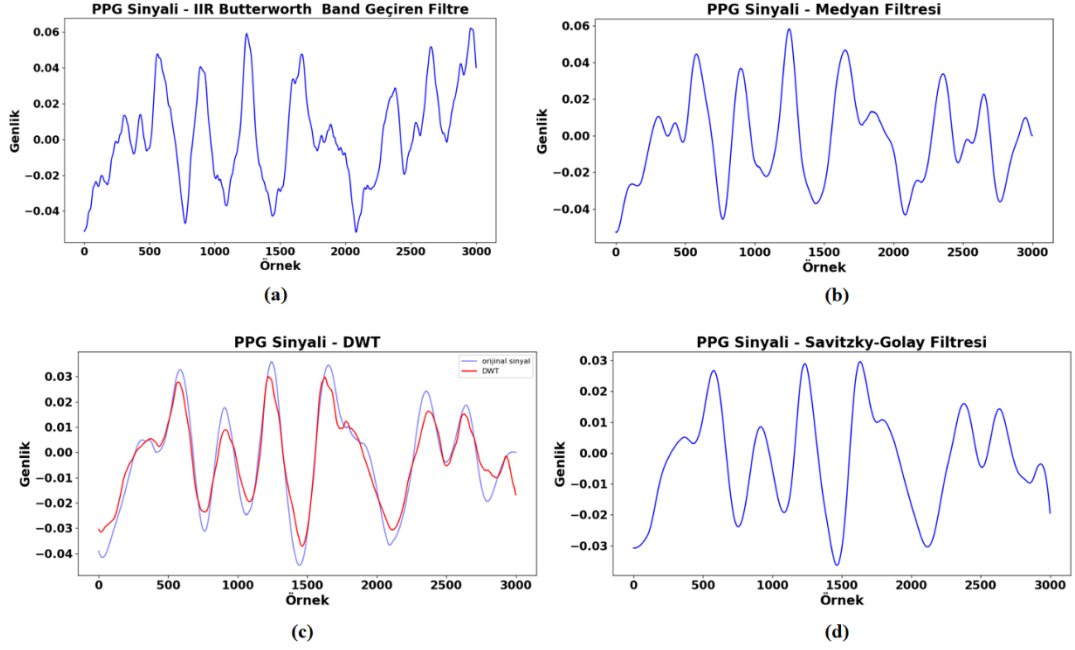
PPG sinyalinden güç hattı girişimini kaldırmak için EKG sinyalinden farklı olarak Notch filtre uygulanmıştır (Şekil 3.11a). PPG sinyali normalizasyon işlemi uygulanmıştır (Şekil 3.11b). EKG sinyalinden 1000 Hz yeniden örnekleme yapıldığından dolayı aynı işlem PPG sinyaline de uygulandı (Şekil 3.11c). Sinyaldeki kaymaları kaldırmak, eğimini azaltmak ve hizalamak için sinyalden, sinyalin ortalaması çıkarılmıştır (Şekil 3.11d). Sonraki adımda kesme frekansı 0.05-8 Hz, 0.5-8 Hz, 0.05-4 Hz ve 0.5-4 Hz olmak üzere dört farklı kesme frekansına sahip bant geçiren filtre denenmiştir. Denenen bant geçiren filtreler içinde kesme frekansı 0.5-4 Hz olan 3.dereceden IIR butterworth bant geçiren filtre en başarılı yöntem olmuştur. PPG sinyaline uygulanan bant geçiren filtrenin sonucunda elde edilen sinyalin çıktısı Şekil 3.12a'da verilmiştir. Sinyalde hala gürültüleri olduğu görülmektedir. Bu nedenle PPG sinyalindeki gürültüleri gidermek için meydan filtresi uygulanmıştır (şekil 3.12b). Daha sonrasında DWT yöntemi uygulanmıştır (Şekil 3.12c). Bu işlemden sonra sinyali düzgünleştirmek için Savitzky-Golay Filtresi uygulanmıştır (Şekil 3.12d) ve işlenmiş PPG sinyali elde edilmiştir.



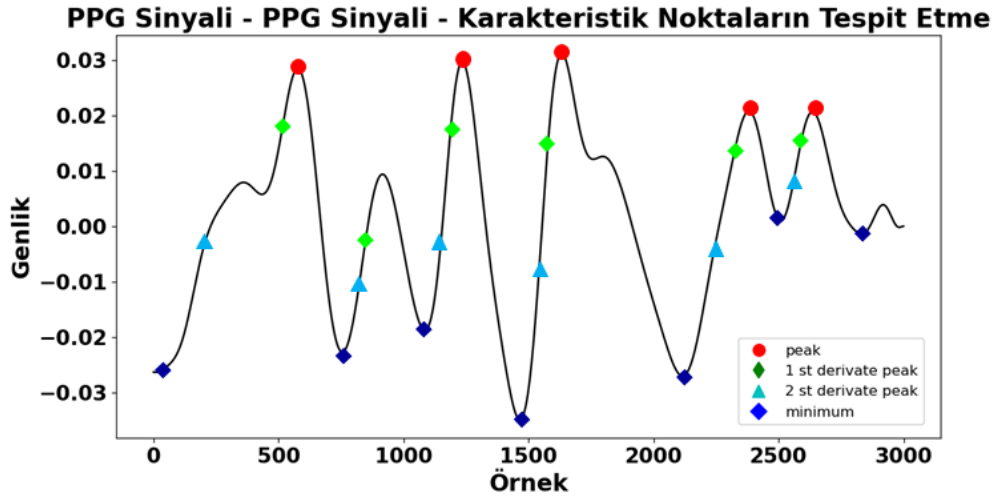
Şekil 3.11 : PPG sinyali için sinyal ön işleme adımları, a) Güç hattı girişimi kaldırma, b) z-score normalizasyon, c) 1000 Hz yeninden örnekleme ve d) Sinyal hizalama.

Burada verilen sinyal ön işleme sonuçları prototip cihaz ile alınan bir sinyal örneğine ait sonuçlardır. Sinyal işleme adımı sırasında yöntemlerin başarılı olduğuna karar verilirken birçok örnek üzerinden deneme yapılmıştır. PPG sinyalleri de sensör hareketinden ve koldan veri alınmasından dolayı çok gürültülü olabilmektedir. Elde edilen bazı EKG ve PPG sinyallerinin sonuçları çok düzgün olmayabilmektedir. Fakat PTT değeri hesaplanırken oluşturulan algoritma ile yanlış bulunan tepe noktaları ve sinyalden kaynaklanan bozukluklar elimine edilmiştir. Bozuk olan kısımlar PTT değeri hesaplanırken alınmamaktadır. PPG sinyalinden çıkarılması gereken dört karakteristik nokta vardır, bunlar maksimum noktası minimum noktası, birinci türevinin maksimum noktası ve ikinci türevinin maksimum noktasıdır. PPG sinyalindeki karakteristik noktaları bulurken M. Elgendi ve arkadaşlarının geliştirmiş olduğu algoritma kullanılmıştır ve oldukça başarı bir şekilde bu dört noktayı bulmuştur. Sinyalin bozuk olduğu bazı noktalarda değerleri bulamamıştır, bunlarda PTT hesaplanması sırasında elimine edildiği için hesaplamayı veya işlemleri olumsuz

etkilememiştir. PPG sinyalinden bulunan karakteristik noktalarının sonuçları Şekil 3.13’de verilmiştir.



Şekil 3.12 : PPG sinyali için sinyal ön işleme adımları, a) IIR Butterworth alçak geçiren, yüksek geçiren ve bant geçiren filtreleme sonucu, b) Meydan filtre sonucu, c) Ayırık dalgacık dönüşümü uygulanması sonucu ve d) Savitzky-Golay Filtresi sonucu.



Şekil 3.13 : PPG sinyali karakteristik noktalarının bulunması.

EKG tepe noktası ve PPG sinyalinin karakteristik noktalar bulunduktan belirlenen PTT değerleri hesaplanmıştır. EKG ve PPG sinyalinin tepe noktası değerinde kalp atış hızı hesaplanmıştır. Kalp atış hızı referans değeri 83 bpm'dir. Bu referans değer prototip cihazla eş zamanlı olarak ölçüm yapılan tansiyon aleti elde edilmiştir. EKG ve PPG sinyalleri elde edilen kalp atış sonuçları Şekil 3.14 verilmiştir.

```
----- Kalp Atış Hızı Hesaplama -----  
EKG Sinyali Kalp Atış Hızı: 82.667  
PPG Sinyali Kalp Atış Hızı: 81.081
```

Şekil 3.14 : Kalp atış hızı hesaplaması sonuçları.

3.2.2 Regresyon Analizi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Prototip cihaz ile başarılı bir şekilde ham veriler alınmıştır. Sinyal işleme adımları uygulanmıştır. İstenilen özellikler çıkarılıp belirlenen PTT değerleri hesaplanmıştır. Burada çalışmanın ilk aşamasında kaydedilen regresyon modelleri kullanılarak PTT1, PTT2, PTT3 ve PTT4 değeri için tansiyon tahmin sonuçları Tablo 3.6'da verilmiştir. Buradaki amaç hazır verilerde başarılı olan yöntemlerin sensörler ile alınan verilerde başarılı olup olmadığını görmektir. Tabloda gerçek değer olarak belirtilen kalibrasyonu yapılmış bir tansiyon aleti tarafından ölçülen değerlerdir. Yapılan ölçümler eş zamanlı gerçekleşmektedir. Tablo 3.6 incelendiğinde PTT1 değeri için SBP değerlerinin referans değere en yakın sonuçlar olduğu görülmektedir. Normal manşonlu bir tansiyon aleti kalibrasyonunda ölçümlerin ± 3 mmHg toleransı vardır [73]. PTT1 değeri ile elde edilen SBP tahmin sonuçları referans değere göre ± 3 mmHg tolerans aralığındadır. Hazır verilerden elde edilen sonuçta DBP ve MAP için en iyi PTT değerinin PTT3 değeri olduğunu AAMI ve BHS değerlendirme kriterleri sonucunda elde etmiştir. Tablo 3.6 incelendiğinde referans DBP değerine en yakın sonuçları PTT3 değerinde elde edildiğini görülmektedir, tabloda açık pembe renkle belirtilmiştir. DBP tahmin sonuçları da ± 3 mmHg tolerans aralığında sonuçlar elde etmiştir. MAP değeri içinde PTT3 en yakın sonuçlar elde edilmiştir ve tolerans olarak da ± 3 mmHg aralığındadır. Buradan elde edilen sonuç, hazır veri analizi sonucu elde edilen regresyon modellerini cihaz prototipinde kullanılarak doğru sonuçlar elde edileceği görülmektedir.

Tablo 3.6 : Hastadan alınan veriler ile tansiyon tahmin sonuçları.

PTT Değeri	Regresyon Yöntemi	SBP (mmHg)			DBP (mmHg)			MAP (mmHg)		
		Gerçek Değer = 118			Gerçek Değer = 76			Gerçek Değer = 90		
		Tahmin Değeri	Mutlak Hata	Yüzde Hata	Tahmin Değeri	Mutlak Hata	Yüzde Hata	Tahmin Değeri	Mutlak Hata	Yüzde Hata
PTT1	Lineer	119,6	1,56	1,322	65,6	10,4	13,68	83,6	6,41	7,12
	Polinom (2nd)	118,2	0,21	0,178	63,6	12,43	16,36	81,7	8,32	9,24
	Polinom (3rd)	117,9	0,11	0,093	63,6	12,43	16,36	82,0	8,05	8,94
	Suppor Vector	116	2,04	1,729	62,0	14,04	18,47	80,1	9,9	11,00
	Decision Tree	117,5	0,51	0,432	62,6	13,38	17,61	80,9	9,09	10,1
	Random Forest	117,4	0,6	0,508	62,7	13,35	17,57	80,9	9,11	10,12
	Adaboosts	117,4	0,63	0,534	62,6	13,42	17,66	80,8	9,18	10,2
	KNN	117,4	0,63	0,534	62,0	13,99	18,41	80,5	9,51	10,57
PTT2	Lineer	128,4	10,42	8,831	72,9	3,12	4,11	91,4	1,4	1,56
	Polinom (2nd)	127,4	9,38	7,949	71,7	4,31	5,67	90,3	0,25	0,28
	Polinom (3rd)	127,4	9,36	7,932	71,5	4,55	5,99	90,0	0,04	0,04
	Suppor Vector	128,4	10,42	8,831	69,4	6,62	8,71	89,0	1,04	1,16
	Decision Tree	128,4	10,41	8,822	70,8	5,18	6,82	90,0	0,02	0,02
	Random Forest	128,5	10,49	8,89	70,8	5,18	6,82	90,0	0,01	0,01
	Adaboosts	126,9	8,91	7,551	71,3	4,75	6,25	89,9	0,14	0,16
	KNN	131	13,04	11,051	68,7	7,33	9,64	89,9	0,07	0,08
PTT3	Lineer	131,3	13,33	11,297	76,2	0,17	0,22	94,6	4,56	5,07
	Polinom (2nd)	130,1	12,07	10,229	73,9	2,11	2,78	92,6	2,61	2,9
	Polinom (3rd)	129,5	11,5	9,746	72,6	3,44	4,53	91,5	1,54	1,71
	Suppor Vector	130,3	12,29	10,415	70,8	5,22	6,87	90,9	0,87	0,97
	Decision Tree	134,4	16,44	13,932	73,2	2,77	3,64	93,6	3,63	4,03
	Random Forest	134,6	16,55	14,025	73,1	2,86	3,76	93,6	3,63	4,03
	Adaboosts	134,6	16,6	14,068	73,6	2,36	3,11	93,7	3,67	4,08
	KNN	134,8	16,75	14,195	72,9	3,15	4,14	93,3	3,31	3,68
PTT4	Lineer	86,7	31,29	26,517	33,8	42,24	55,58	51,4	38,58	42,87
	Polinom (2nd)	81,1	36,93	31,297	31,3	44,67	58,78	47,9	42,09	46,77
	Polinom (3rd)	114,8	3,22	2,729	70,7	5,28	6,95	85,4	4,59	5,1
	Suppor Vector	128,2	10,16	8,61	76,0	0,02	0,03	93,7	3,66	4,07
	Decision Tree	96,0	21,99	18,636	51,1	24,94	32,82	66,0	23,96	26,62
	Random Forest	98,1	19,94	16,898	51,0	25,02	32,92	66,6	23,37	25,97
	Adaboosts	97,0	20,96	17,763	51,1	24,94	32,82	66,0	23,96	26,62
	KNN	102,1	15,93	13,5	67,7	8,35	10,99	67,8	22,25	24,72

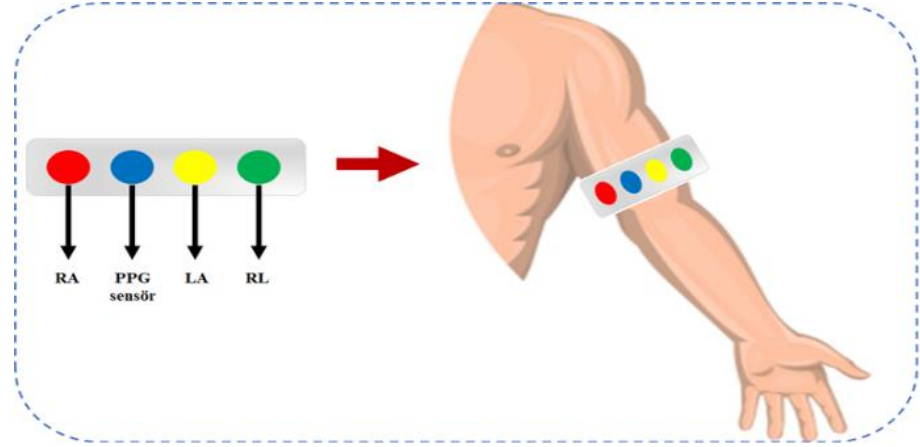
Tablo 3.7’de altı farklı bireyden alınan değerler ve tansiyon tahmini sonuçları gösterilmektedir. Tabloda veri alınan kişilerin yaş, cinsiyet, hastalık durumu, sigara içip içmediği bilgileri verilmiştir. Tablo 3.7’de tansiyon tahmin sonuçları elde edilirken, prototip cihazdan ölçüm yapılırken SBP için PTT1 değeri ve KNN regresyon yöntemi kullanılmıştır. DBP değerinin tahmini için PTT3 ve RFR regresyon yöntemi kullanılmıştır. MAP değerinin tahmini için PTT3 değeri ve Adaboost regresyon yöntemi kullanılmıştır. DBP ve MAP için RFR ve Adaboost başarılı sonuçların elde edildiği regresyon yöntemleridir. Tabloda elde edilen sonuçlar referans değerlere göre ± 3 mmHg aralığında olduğundan dolayı başarılı kabul edilir. Başarılı olan birden çok regresyon yöntemi kullanılarak tahmin sonuçlarının ortalaması da alınabilir. Kullanılan regresyon yöntemleri daha da geliştirilebilir ve daha iyi sonuçlar elde edilebilir.

Tablo 3.7 : Hastalardan alınan verilerin tansiyon sonuçları.

No	C	Yaş	Hastalık Durumu	Sigara	SBP		DBP		MAP	
					Gerçek Değer	Tahmin Değeri	Gerçek Değer	Tahmin Değeri	Gerçek Değer	Tahmin Değeri
1	K	25	Yok	Yok	118	117,69	76	73,46	90	90,87
2	E	26	Yok	Yok	115	117,89	81	82,62	92	94,63
3	E	48	Varis	Var	99	96,8	74	69,8	82	82,48
4	K	49	Kalp	Yok	113	115,65	80	83,25	94	96,8
5	K	28	Yok	Yok	125	127,44	80	82,6	85	86,22
6	K	28	Yok	Yok	103	101,55	71	69,8	82	79,88

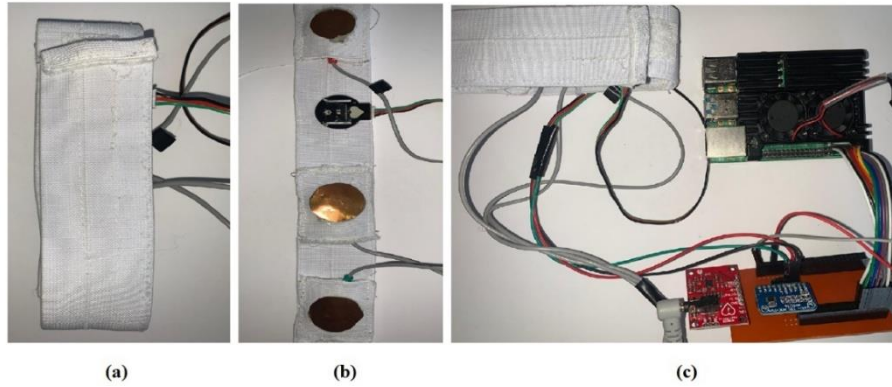
3.2.3 Cihaz Prototipi ve Cihaz Ara Yüz Tasarımı

Oluşturulan prototip cihazın kol bandı şeklinde olması tasarlanması karar verilmiştir. Şekil 3.15’de EKG ve PPG sensörlerinin kol bandına nasıl yerleştirileceği gösterilmiştir. Kol bandı oluşturulurken bir lastik üzerine EKG elektrotları ve PPG sensörü sabitlenerek yapılmıştır. Tasarlanan kol bandının görüntüsü Şekil 3.16’a verilmiştir. Sensörlerin yerleştirilmesi şekil 3.16b’de ve sensörlerin Raspberry Pi bağlantısı şekil 3.16c’de verilmiştir.



Şekil 3.15 : EKG ve PPG sensörlerinin kol bandındaki konumları.

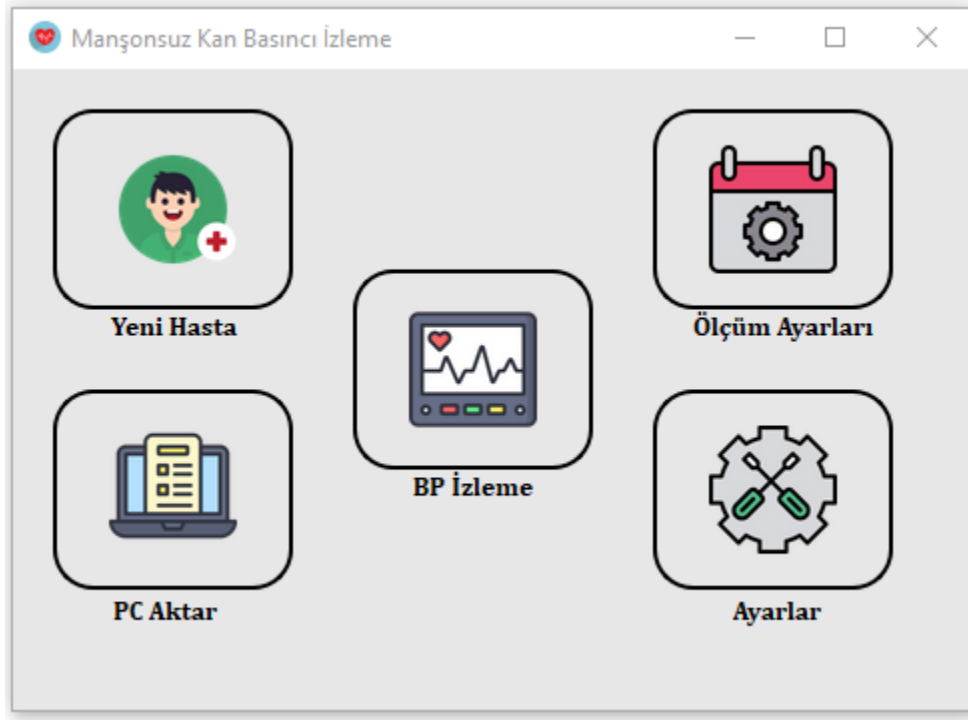
Oluşturulan prototip de normalde 3.5 inch ekran kullanılmaktadır fakat deneme aşamasında kullanım kolaylığı olması açısından Raspberry Pi VNC ile bilgisayardan bağlantı sağlanarak işlemler yapılmıştır. Bu yüzden şekil 3.16c’de ekran bağlantısı yapılmamıştır, sadece sensörler ve ADC bağlanmıştır.



Şekil 3.16 : Prototip cihaz için oluşturulan kol bandı, a) Kol bandının genel görüntüsü, b) kol bandına sensörlerin yerleştirilmesi, c) kol bandındaki sensör ve Raspberry Pi bağlantısı.

Oluşturulan cihaza 3.5 inch LCD ekran takılacağı için ara yüz tasarımı ona uygun olacak şekilde yapılmıştır. Ara yüz oluşturulurken Python da “*PyQt5 kütüphanesi*” ve ara yüzün tasarımı yapılırken “*QTDesigner*” programı kullanılmıştır. Ara yüz tasarımının ana menü görüntüsü Şekil 3.17’de verilmiştir. Ara yüz menüsünde hasta kaydının yapılabileceği “Yeni Hasta” butonu, ölçümüne ne sıklıkla yapılacağını ayarlanabileceği “Ölçüm Ayarları” butonu, verileri bilgisayara aktarmak için “PC

Aktar” butonu, genel ayarlar dil, saat vb. ayarlar için “Ayarlar” butonu ve tansiyon sonuçlarının izlenebileceği “BP İzleme” butonu bulunmaktadır.



Şekil 3.17 : Cihaz ara yüzü tasarımı ana menü görüntüsü.

Ara yüz tasarımından yeni hasta butonuna tıklandığında açılan pencerenin görüntüsü Şekil 3.18’de gösterilmiştir. Bu adımda ölçüm yapılacak kişinin bilgileri girilmesi istenmektedir. Hastanın adı, soyadı, yaşı, kilosu, boyu, herhangi bir rahatsızlığı olup olmadığı ve sigara kullanıp kullanılmadığı sorulmaktadır. Gerekli bilgiler girildikten sonra kaydet butona ile kaydedilir, buradaki bilgiler oluşturulan database kaydedilir ve saklanır. Python da veri tabanı programlama için birçok alternatif vardır, bu veri tabanı programlama yöntemleri içinde, sadeliği, basitliği ve kullanım kolaylığı nedeniyle “*Sqlite*” adlı veri tabanı yönetim sistemi kullanılması tercih edilmiştir. Bu veri tabanı kullanılırken ayrı bir yazılım ya da sunucu kullanılmaması en önemli avantajlarından biridir.

MainWindow

Hasta Kayıt

Adı :

Soyad :

Cinsiyet :

Yaş :

Kilo :

Boy :

Herhangi bir rahatsızlığınız var mı?

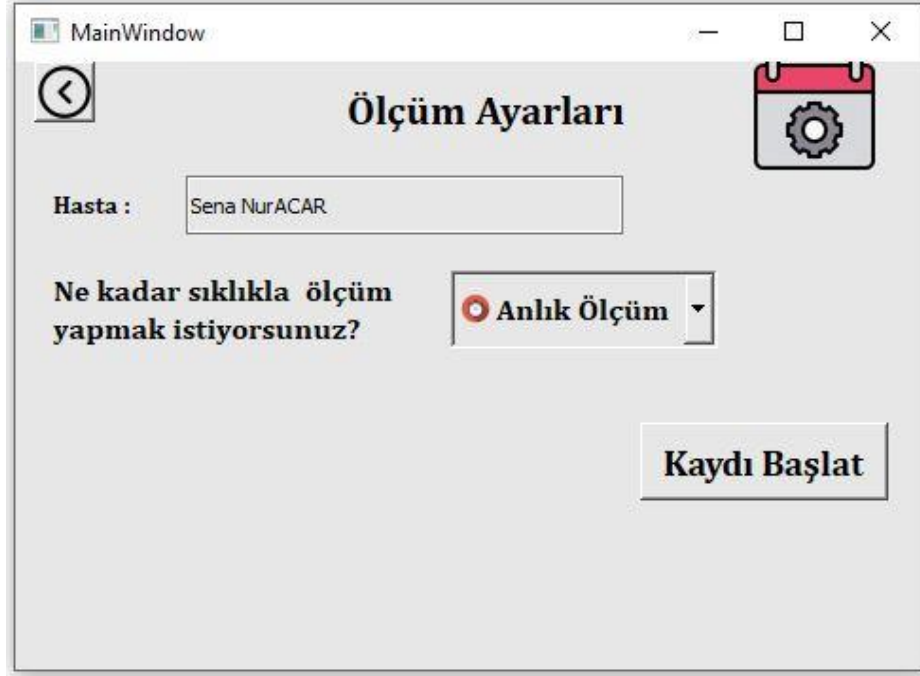
Sigara kullanıyor musunuz? Evet Hayır

Kaydet

Şekil 3.18 : Ara yüz tasarımı hasta kayıt ekranı.

Hasta bilgileri kaydedildikten sonra ölçüm ayarları butonuna tıklanır, açılan pencerede (Şekil 3.19) kaydedilen hasta adı soy adı yazmaktadır. Burada yazan isim hangi hasta adına kayıtların yapılacağını gösterir, hasta isminin altında hangi sıklıkla ölçüm yapmak istenildiğinin seçileceği bir seçenek butonu bulunmaktadır. Anlık ölçüm yapmak isteniyorsa anlık ölçüm seçeneği seçilir, gün boyu ölçüm alınacak ise ne kadar sıklıkla ölçüm alınmak istendiği kaydedilir. Şekil 3.20’de ölçüm seçenekleri gösterilmiştir. İstenilen seçenek seçildikten sonra kaydı başlat butonu ile kayıt alınmaya başlanır. Sonuçlar BP izleme ekranında gösterilmektedir. Şekil 3.21’de BP izleme ekranının görüntüsü verilmiştir. BP izleme ekranında SBP, DBP ve MAP değerlerinin dışında kalp atış hızı sonucu da verilmektedir. Ölçüm süresi boyunca alınan ham veriler ve elde edilen tansiyon sonuçları oluşturulan database kaydedilmektedir. Veriler database kaydedilirken, ilk menüde girilen hasta adına kayıtlar yapılmaktadır. Arayüz tasarımında PC aktar butonu ve genel cihazlar ilgili ayarlar olan olan Ayarlar butonu aktif edilmemiştir. İlerleyen çalışmalarda ara yüzü geliştirerek bu butonları da kullanılabilir hale getirmek mümkündür. Elde edilen sonuçlar hastanın telefonuna veya doktorun ekranına aktarılması sağlanabilir. Bu alan arayüz

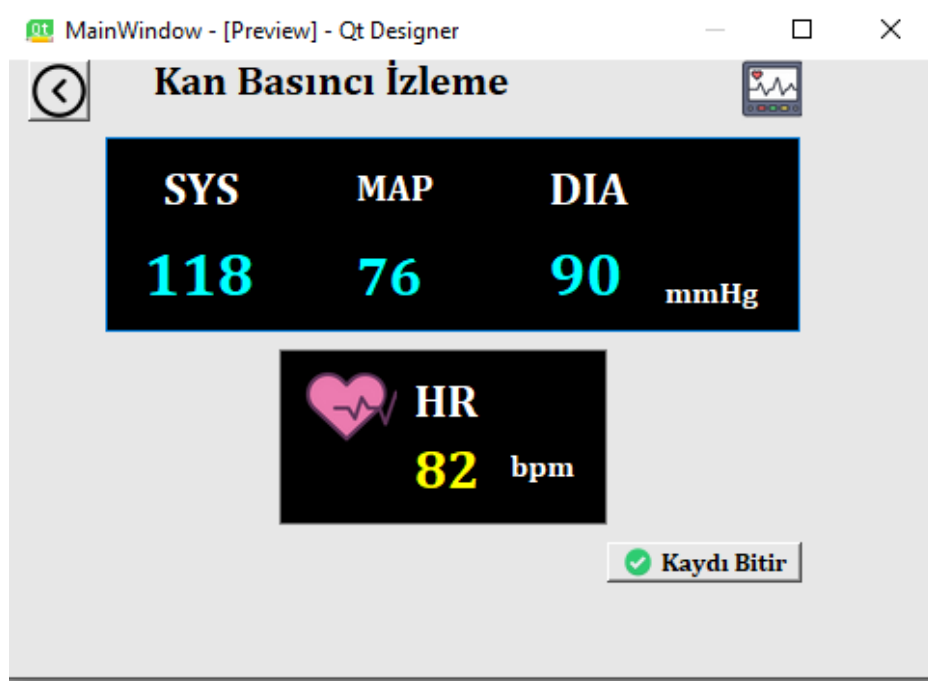
tasarımı geliştirilebilir. Ekran kullanımını yerine veriler kaydedilip direk telefon veya bilgisayar ortamında sonuçlar elde edilebilir.



Şekil 3.19 : Ara yüz tasarımı ölçüm ayarları ekranı.



Şekil 3.20 : Ölçüm ayarları ekranı ölçüm seçeneklerinin gösterilmesi.



Şekil 3.21: Ara yüz tasarımı tansiyon sonuçlarının izlenmesi için ekran.

3.3 SONUÇLARIN LİTERATÜRLE KARŞILAŞTIRILMASI

Literatürde kelepçesiz tansiyon ölçümü ile ilgili yapılan çalışmalar incelenmiştir ve Tablo 3.8’de literatürdeki bazı çalışmalarda elde edilen sonuçlar verilmiştir. Burada dört farklı çalışmanın sonuçları yer almaktadır. Tablo 3.8 incelendiğinde, öncelikle literatürde ortalama arteriyel basınç (MAP) değerini hesaplayan çok az çalışma olduğu görülmektedir. Kachuee ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışma [76] incelendiğinde öncelikle PTT tanımlaması yapılırken PPG sinyalinin maksimum, minimum ve maksimum eğiminin olduğu noktaları kullandığını belirtmiştir. Fakat sonuçlarda ortalama hata ve standart sapma değerleri verilirken hangi noktadan hesapladığı PTT değerini kullandığı belirtmemiştir. Ayrıca bu çalışmada beş farklı regresyon yöntemi kullanılmıştır fakat elde edilen sonuçların AAMI standardının kriterlerini karşılamadığı görülmektedir. Son olarak bu çalışmada diğer birçok çalışma gibi ortalama arteriyel basıncına (MAP) yer verilmemiştir. İncelenen diğer bir çalışma FAF Marques ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışma (2016) [77], bu çalışmada da lineer olmayan bir regresyon yöntemi kullanılmıştır ve PTT değerini hesaplarken de birinci türevinin maksimum noktasını ele almıştır. Bu çalışmada da MAP değeri için sonuçlar verilmemiştir. Ayrıca bu çalışmada elde edilen

tansiyon tahmin sonuçları için standart sapma değerleri hesaplanmamıştır. İncelediğimiz üçüncü çalışma yine M Kachuee ve arkadaşlarının 2015 yılında yapmış oldukları bir çalışmadır [78]. Bu çalışmada lineer, ANN ve SVR yöntemleri kullanmıştır, elde edilen sonuçların bazılar AAMI standardını karşılamaktadır. M Kachuee bu çalışmasında MAP değerini de kullanmıştır. Fakat sonuçların çok başarılı olmadığı görülmüştür. Bu çalışmada da PTT değeri için hangi noktayı kullanarak hesaplama yaptığından bahsetmemiştir. Birden fazla PTT değeri kullandıysa bu değerlere göre karşılaştırmalı bir sonuç tablosuna yer verilmemiştir. İncelenen çalışmalardaki bilgi eksiklikleri ve anlam kargaşalarından dolayı yapılan bu tez çalışmasında PTT değeri için farklı noktalardan yapılan hesaplamalar PTT1, PTT2, PTT3 ve PTT4 değerleri olarak isimlendirilmiştir. Daha sonrasında literatürde sık karşılaşılan regresyon yöntemleri olan lineer, polinom ve daha az karşılaştığımız makine öğrenmesi yöntemlerinden olan SVR, RFR, KNN, DTR ve Adaboost yöntemleri kullanılarak tahmin sonuçları elde edilmiştir. Belirlenen PTT değerleri ve regresyon yöntemleri ile elde edilen tansiyon tahmin sonuçları AAMI ve BHS standardına göre değerlendirilmiştir. Kullanılan farklı yöntemleri karşılaştırılması Tablo 3.1, Tablo 3.2, Tablo 3.3 ve Tablo 3.4’de ayrıntı bir şekilde verilmiştir.

Tablo 3.8 : Kelepçesiz tansiyon ölçümü için farklı çalışma ve yöntemlerinin karşılaştırılması.

Regresyon Yöntemi	SBP		DBP		MAP	
	ME	STD	ME	STD	ME	STD
Lineer [76]	14,71	10,79	6,74	6,11	--	--
DTR [76]	16,28	16,28	7,75	8,54	--	--
SVR [76]	12,26	10,32	5,91	5,78	--	--
Adaboosts[76]	11,17	10,09	5,35	6,14	--	--
RFR [76]	11,8	9,87	5,83	5,71	--	--
Non-linear [77]	5,54	--	7,7	--	--	--
Lineer [78]	14,73	18,47	7,24	9,23	9,34	11,79
ANN [78]	13,78	17,46	6,86	8,96	8,84	11,24
SVR [78]	12,3	16,17	6,34	8,45	7,52	9,54
Lineer [79]	0,73	5,88	--	--	--	--

3.4 TARTIŞMA

Tansiyon ölçümü ve sürekli takip edilmesi başta hipertansiyon olmak üzere birçok kalp hastalığının erken tanısında çok önemli bir rolü vardır. Sürekli tansiyon ölçümünü kolaylaştırmak, hastanın konforunu arttırmak için ve tansiyon aletleri geliştirebilmek için kelepçesiz tansiyon ölçümü oldukça ilgi görmektedir. Kelepçesiz tansiyon ölçümünün temel prensibi atımlı geçiş süresine dayanmaktadır, bu alan da birçok çalışma yapılmış fakat literatürde genel olarak bir tanımlama sorunu mevcuttur. PTT değeri hesaplanması sırasında PPG sinyalinin seçilecek olan nokta birçok çalışmada farklıdır. Ayrıca SBP, DBP ve MAP değerleri tahmini sırasında kullanılan regresyon yöntemleri ve kullanılan PTT değeri için tek bir yöntem kullanılmıştır. Bu çalışmada PTT değeri hesaplanırken literatürde en çok karşılaşılan dört nokta seçilmiştir. Bunlar PPG sinyalinin maksimum noktası, PPG sinyalinin birinci türevinin maksimum noktası, PPG sinyalinin ikinci türevinin maksimum ve PPG sinyalinin minimum noktasıdır. Bu noktalar kullanılarak hesaplanan PTT değerleri sırasıyla PTT1, PTT2, PTT3 ve PTT4 olarak isimlendirilmiştir. PTT değerleri hesaplanırken çoğu çalışmada bozuk olan nabız sinyallerini nasıl elediklerine dair bir bilgi vermemiştir. Bu alan da bozuk olan nabız sinyalleri elemek için van. Elzen ve arkadaşlarının [9] geliştirmiş oldukları “7 Step PW-Filtresi” mevcuttur. Birçok çalışmada bu ve benzeri herhangi bir eleme algoritması kullandığından bahsetmemiştir. Bu çalışmada 7 Step PW Filtresi adımlarının uygulandığı bir fonksiyon yazılmıştır ve otomatik bir şekilde eleme algoritması uygulanmıştır. Elimizde olan dört farklı PTT değeri ile tansiyon tahminleri yapılmadan önce en çok karşılaşılan regresyon yöntemleri ve daha iyi sonuçlar alınabileceğini düşünülen regresyon yöntemleri seçilmiştir. Belirlenen regresyon yöntemleri ve dört farklı PTT değeri ile tansiyon tahminleri hesaplanmıştır ve bu sonuçlar AAMI ve BHS standartlarına göre değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmeler sonucunda en iyi yöntemler belirlenmeye çalışılmıştır. SBP için en iyi sonuç veren PTT1 değeri regresyon yöntemleri genel olarak başarılı sonuçlar vermiştir, fakat standart sapma değeri en düşük olan yöntem KNN değeridir. DBP ve MAP için en iyi sonucu veren PTT3 değerleridir, en iyi regresyon yöntemleri ise SVR, RFR, DTR ve Adaboost yöntemleridir, bu yöntemlerden elde edilen sonuçlar birbirine oldukça yakındır. Bu

çalışmaların sonucunda lineer ve polinom regresyonun başarısız olduğu açıkça görülmüştür. PTT hesaplanırken PPG sinyalinin minimum noktasının alınarak hesaplanma yapıldığında da başarısız sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Ayrıca SBP ve DBP değerler için iyi sonuçların elde edilmesi için farklı PTT değerlerinin kullanılması gerektiği görülmektedir. Yapılan bu analiz çalışması bu tezin ilk aşamasıdır, burada amaçlanan literatürdeki eksiklikleri ele alarak geliştirmek daha iyi sonuçlar elde etmektir. Buradan yola çıkarak doğruluğu yüksek, kalibrasyon gerektirmeyen kelepçesiz tansiyon aleti tasarımı yapılmıştır. Tansiyon aleti tasarımı için EKG sensörü, PPG sensörü, mikroişlemcinin ve diğer yardımcı parçaların belirlenmesi gerekmektedir. Bu aşamada maliyeti az ulaşılabilirliği kolay olacak şekilde gerekli malzemeler belirlenmiştir. Tasarımı yapılırken EKG ve PPG sensörlerinin yerleştirileceği konumlar belirlerken, verilerin düzgün bir şekilde alınabileceği ortak bir bölge seçilmesine dikkat edilmiştir. İki sensörden veri alınabilecek ortak nokta olarak üst kol belirlenmiştir. EKG sinyallerin koldan alınabileceği ve başarılı bir şekilde verilerin elde edileceğini gösteren çalışmalar mevcuttur [63,64]. PPG verisinin de koldan alabileceğimizi gösteren çalışmalar vardır [65]. Buradan yola çıkarak cihaz prototipi kol bandı olacak şekilde tasarlanmıştır. Cihaz prototipi oluşturulduktan sonra yazılımsal kısımda bir ara yüz tasarımı yapılmıştır. Ara yüzde kullanılan sinyal işleme yöntemleri hazır verilere göre biraz farklılıklar göstermektedir ama algoritmanın genel işleyiş mantığı aynıdır. Önce sinyal işlemenin yapılması, sonrasında özelliklerin çıkarılması, çıkarılan özelliklerden PTT'nin hesaplanması sonrasında regresyon yöntemleri ile tansiyon tahmin değerlerinin elde edilmesidir. SBP, DBP ve MAP için farklı PTT değerleri ve regresyon yöntemleri kullanılmıştır, böylelikle cihazda en doğru sonucu elde edilmeye çalışılmıştır. Bu aşamada analiz amacıyla ve hazır verilerle karşılaştırabilmek için tüm yöntemlerle elde edilen sonuçlar Tablo 3.6'da verilmiştir. Tablo 3.6'da elde edilen tansiyon sonuçlarının mutlak hatası ve yüzde hatası hesaplanmıştır. Tablo incelendikten sonra belirlenen yöntemlerle oldukça başarılı sonuçların elde edildiği görülmektedir.

İlerleyen çalışmalarda, sadece sensörlerden alınan veriler ile bir regresyon modeli oluşturulabilir, hatta cihazın çocuk, hasta ve yaşlılarda da düzgün bir şekilde

alışabilmesi için ocuk, yaşlı, hastalardan örnekler alınarak regresyon modelleri oluşturulabilir. Kullanılan sensörler geliştirilerek cihazın çalışma doğruluğu artırılabilir, yapay zekâ uygulamaları kullanılabilir. Kullanılan EKG elektrotları geliştirilebilir, giyilebilir tekstil elektrotlar veya bükülebilir elektrotlar tercih edilebilir. Arayüz tasarımı geliştirilmesi gereken bir diğer konudur. Cihazın telefon ile bağlantısı yapılabilir, veriler direk doktor veya hastanın telefonuna aktarılabilir. Ayrıca IEEE manşonsuz tansiyon ölçümü için bir standart geliştirmiştir. Bu standarda göre değerlendirme yapabilmek için ilk aşama da en 20 kişiden veri alınması gerekmektedir. İlk fazda başarısız olunursa ikinci fazda 25 kişiden veri alınarak klinik değerlendirilmesinin yapılması gerekmektedir. İlerleyen aşamalarda prototip cihazdan alınan minimum 25 adet veri ile IEEE 1708-2014 stadardına göre klinik değerlendirilmesi yapılabilir.

SONUÇ

Bu çalışmanın amacı kelepçesiz tansiyon aleti analizi tasarımı yapmaktır. Bu tasarımı gerçekleştirebilmesi ve doğru çalışabilmesi için öncelikle en doğru sonuçların elde edilebileceği yöntemin belirlenmesi gerekmektedir. Kelepçesiz tansiyon ölçümü için atımlı geçiş süresi ve tansiyon arasındaki ilişki kullanıldı. Bu alanda yapılan birçok çalışma incelendi ve literatürdeki eksiklikler belirlendi. Bu eksikliklerden yola çıkarak öncelikle analiz çalışması yapıldı. Analiz çalışması literatürdeki eksik noktaları karşılaştırarak yapılmıştır. Bu aşamadaki çalışmalar MIMIC III veritabanından indirilen hazır EKG, PPG ve ABP verileri üzerinde çalışılmıştır. toplam 4000 hastanın verisi incelenmiştir. Literatürdeki en büyük eksikliklerden biri olan PTT değeri hesaplaması için PPG sinyalinden seçilen karakteristik noktaların farklı olduğu görülmüştür. Bu tezde PPG tanımı için en çok kullanılan karakteristik noktaları ele alınmıştır. Bu noktalar PPG sinyalinin maksimum noktası, birinci türevinin maksimum noktası, ikinci türevinin maksimum noktası ve minimum noktasıdır. Bu noktalardan hesaplanan PTT değerleri sırasıyla PTT1, PTT2, PTT3 ve PTT4 olarak isimlendirildi. Bu dört PTT değerinin SBP, DBP ve MAP değerlerini tahminde ne kadar başarılı olduğu karşılaştırıldı. Ayrıca PTT değeri hesaplanırken EKG ve PPG sinyalinin aynı kardiyak döngüde olması gerekmektedir ve bozuk nabız sinyalinin alınmaması gerekmektedir. Ancak böylelikle düzgün bir PTT hesaplaması yapılabilmektedir. Literatürde bunun için bir algoritma geliştirildiğini görülmektedir. Fakat çoğu makalede bu veya benzeri bir algoritmayı kullanıp kullanmadığına yer verilmemiştir. Bu nedenle hesaplanan PTT değerlerinin ve tahmin sonuçlarının doğruluğu tartışmaya açık bir konudur. Buradan yola çıkarak PTT değeri hesaplanırken PW eleme algoritmasının kullanıldı. PW eleme algoritması sayesinde bozuk olan nabız değerleri elenmiş oldu ve düzgün bir şekilde PTT değerlerini elde edildi. Daha sonrasında literatürde çok sık kullanılan Lineer ve polinom regresyon yöntemleri ve onlara göre daha gelişmiş destek vektör, karar ağacı, rastgele orman, Adaboost ve k-en yakın komşu regresyon yöntemleri kullanarak tansiyon tahmin sonuçları elde edildi.

Elde edilen sonuçlarının doğruluğu değerlendirmek için AAMI ve BHS standartları kullanıldı. Karşılaştırma tablosu dört farklı PTT değeri ve belirlenen regresyon yöntemlerini içerecek şekilde hazırlanmıştır. AAMI standardına göre ortalama hatanın < 5 mmHg olması ve standart sapmasının < 8 mmHg olması gerekmektedir. Elde edilen regresyon sonuçlarının genel olarak istenen aralıkta olduğunu Tablo 3.1’de görülmektedir. BHS standardına göre %5, %10 ve %15 mmHg göre kümülatif yüzdeleri hesaplanmaktadır ve elde edilen sonuçlara göre cihazların sınıflandırılması yapılmaktadır. Tablo 3.3 ve 3.4’de kümülatif yüzde değerlerini ve Tablo 3.5’de elde edilen sonuçların BHS standardına göre sınıflandırılması verilmiştir. A ve B sınıfı cihazlar kullanımı tavsiye edilen cihazlardır, C ve diğer sınıftaki cihazlar kullanımı tavsiye edilmeyen cihazlardır. Tablo da görüldüğü gibi C sınıfına giren sadece PTT2 ve PTT4 değerinden elde edilen sonuçlar olmuştur. Bu aşamada hangi PTT değerinden hangi yöntemin başarılı olduğunu elde edilmiştir. Buradan çıkarılacak en önemli bilgi SBP, DBP ve MAP değerleri aynı noktadan hesaplanan PTT değerinin ve tek bir regresyon yöntemi kullanmanın doğru sonucu vermeyeceği olmuştur. Bu çalışmanın ikinci aşamasında kelepçesiz tansiyon aleti tasarımı olmuştur. Prototip cihaz tasarım için EKG, PPG sensörü, mikroişlemci, analog dijital dönüştürücü ve ekran kullanılmıştır. Mikroişlemci olarak “Raspberry Pi” kullanılmasına karar verilmiştir. Raspberry Pi aynı zamanda bir mikrobilgisayar olduğundan dolayı ve Python programlama dilini rahatlıkla kullanıldığından dolayı sensörlerden analog veriyi okumak ve sonrasında verinin işlenmesi oldukça kolay bir şekilde yapılmıştır. Sensörden alınan veriler koldan alındığından dolayı hazır verilere göre oldukça gürültülü sinyallerdir. Bu aşamada sensörden alınan verilere farklı sinyal ön işleme yöntemleri uygulandı. Ön işlenmiş EKG ve PPG sinyallerinden PTT hesaplanması için gerekli karakteristik noktalar bulundu. PTT hesaplanırken uygulanan 7 Step PW Filtresi ile yanlış bulunan karakteristik noktalar ve nabız dalgasının yapısının bozuk olduğu noktalar hesaplamaya dahil edilmemiş oldu. İlk aşamada elde edilen analiz sonucunda en başarılı yöntem kullanılarak doğruluğu yüksek bir tansiyon aleti tasarımı yapıldı. Bu aşamada cihazı geliştirmek için bir ara yüz tasarımı başarıyla gerçekleştirilmiştir. Tablo 3.7’de bir bireyden alınan verinin dört farklı PTT ve farklı regresyon yöntemleri ile elde edilen sonuçları verilmiştir. Bu tablonun amacı hazır

veriler ile elde edilen sonuçları sensörden elde edilen sonuçlarla karşılaştırabilmektir. Tablo incelendiğinde hazır veri ile kullanılarak oluşturulan regresyon modellerinin sensörden alınan verilerde de başarılı sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Tablo 3.8’de ise belirlenen en başarılı PTT yöntemi ve regresyon modeli kullanılarak farklı yaşlarda, cinsiyetlerde kişilerden örnekler alınarak elde edilen sonuçlar veirlmiştir. Bu sonuçlar da gösterdiği gibi cihazın yüksek doğrulukla düzgün bir şekilde çalışmaktadır.

KAYNAKÇA

- [1] **World Health Organization. (2020).** World health statistics 2020: monitoring health for the SDGs, sustainable development goals. World Health Organization.
- [2] **Url-1 "How to measure blood pressure with Apple Watch - Qardio", Qardio, 2021.** [Online]. Available: <https://www.getqardio.com/healthy-heart-blog/measure-blood-pressure-with-apple-watch/#:~:text=Apple%20Watch%20alone%20cannot%20take%20a%20blood%20pressure%20reading.&text=To%20use%20your%20Apple%20Watch,and%20has%20a%20CE%20Mark.>, erişim tarihi: 25.02.2021.
- [3] **Url-2 <https://news.samsung.com/global/samsung-announces-blood-pressure-monitoring-application-for-galaxy-watch-devices>.** erişim tarihi: 25.02.2021.
- [4] **Shriram, R., Wakankar, A., Daimiwal, N., & Ramdasi, D. (2010, April).** Continuous cuffless blood pressure monitoring based on PTT. In 2010 International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology (pp. 51-55). IEEE.
- [5] **Ding, X. R., Zhang, Y. T., Liu, J., Dai, W. X., & Tsang, H. K. (2015).** Continuous cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and photoplethysmogram intensity ratio. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 63(5), 964-972.
- [6] **Kachuee, M., Kiani, M. M., Mohammadzade, H., & Shabany, M. (2016).** Cuffless blood pressure estimation algorithms for continuous health-care monitoring. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 64(4), 859-869.

- [7] **Geddes, L. A., Voelz, M. H., Babbs, C. F., Bourland, J. D., & Tacker, W. A. (1981).** Pulse transit time as an indicator of arterial blood pressure. *psychophysiology*, 18(1), 71-74.
- [8] **T. Huynh, R. Jafari and W. Chung (2019).** "Noninvasive Cuffless Blood Pressure Estimation Using Pulse Transit Time and Impedance Plethysmography", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 66, no. 4, pp. 967-976. Available: 10.1109/tbme.2018.2865751.
- [9] **van Velzen, M. H., Loeve, A. J., Niehof, S. P., & Mik, E. G. (2017).** Increasing accuracy of pulse transit time measurements by automated elimination of distorted photoplethysmography waves. *Medical & biological engineering & computing*, 55(11), 1989-2000.
- [10] **Chua, E. C. P., Redmond, S. J., McDarby, G., & Heneghan, C. (2010).** Towards using photo-plethysmogram amplitude to measure blood pressure during sleep. *Annals of biomedical engineering*, 38(3), 945-954.
- [11] **Jadooei, A., Zaderykhin, O., & Shulgin, V. I. (2013, April).** **Adaptive algorithm for continuous monitoring of blood pressure using a pulse transit time.** In 2013 IEEE XXXIII international scientific conference electronics and nanotechnology (ELNANO) (pp. 297-301). IEEE.
- [12] **O'brien, E., Waeber, B., Parati, G., Staessen, J., & Myers, M. G. (2001).** Blood pressure measuring devices: recommendations of the European Society of Hypertension. *Bmj*, 322(7285), 531-536.
- [13] **ÇEKİK, R., & Telçeken, S. (2014).** EKG SİNYALLERİNİN KABA KÜMELER TEORİSİ KULLANILARAK SINIFLANDIRILMASI. *Anadolu University of Sciences & Technology-A: Applied Sciences & Engineering*, 15(2).
- [14] **"Electrocardiography", <https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>, erişim tarihi 27.10.2021.**

- [15] **Seamed CM300B EKG Cihazı – Denizler Medikal**, <https://www.denizlermedikal.com/seamed-cm300b-ekg-cihazı/>, erişim tarihi 27.10.2021.
- [16] **Custo mc5000 Touch Sistem | HMM Medikal**, <https://hmm-medikal.com.tr/urun/custo-med/efor-ekg-test-sistemleri/custo-mc5000-touch-sistem>, erişim tarihi 27.10.2021.
- [17] **Cardiology Ec-Abp Tansiyon Holter Tamiri, Cardiology Ec-Abp**, <https://www.dokortech.com/urun/412/cardiology-ecabp-tansiyon-holter-cihazlari-tamiri-bakimi-ve-onarimi>, erişim tarihi 27.10.2021.
- [18] **Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology (2017)**, Çeviri Editörü: Prof. Dr. Berrak Ç. Yeğen, Prof. Dr. İnci Alican, Prof. Dr. Zeynep Solakoğlu 13.Baskı, 123-137.
- [19] **Goldberger, A. (2018)**, Goldberger's Clinical Electrocardiography. Philadelphia, PA: Elsevier, 21-25.
- [20] **ECG - einthoven's triangle and Cardiac Axis – AliEM,Hata! Köprü başvurusu geçerli değil.**, erişim tarihi 27.10.2021.
- [21] **Bhavarisetty, R. T. (2012)**, Calculation of blood pulse transit time from PPG (Doctoral dissertation).
- [22] **Ufuk, B. A. L., & Alkan, B. A. L. (2015)**, Temassız Fotopletismografi İle Nabiz Kestiriminde Hemoglobin Seviyesinin Etkisi. Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fen ve Mühendislik Dergisi, 17(50), 47-53.
- [23] **Mohan, P. M., Nagarajan, V., & Vignesh, J. C. (2017)**, Spot and continuous monitoring of heart rate by combining time and frequency domain analysis of photoplethysmographic signals at rest conditions. IET Signal Processing, 11(9), 1076-1082.
- [24] **Wasilewski, J., & Poloński, L. (2012)**, An introduction to ECG interpretation. In ECG Signal Processing, Classification and Interpretation (pp. 1-20). Springer, London.

- [25] **Kabari, L. G., & Onwuka, U. C. (2019)**, Bradycardia Detection using ECG Signal Processing and MATLAB. *European Journal of Engineering and Technology Research*, 4(3), 163-165.
- [26] **Ogedegbe, G., & Pickering, T. (2010)**, Principles and techniques of blood pressure measurement. *Cardiology clinics*, 28(4), 571-586.
- [27] **Gardner, R. M. (1988)**, System concepts for invasive pressure monitoring. *Critical Care*. Edited by Civetta JM, Taylor RW, Kirby RR. Philadelphia: JB Lippincott, 303-310.
- [28] **Nguyen, Y., & Bora, V. (2020)**, Arterial Pressure Monitoring.
- [29] **Alghamdi, A. S., Polat, K., Alghoson, A., Alshdadi, A. A., & Abd El-Latif, A. A. (2020)**, A novel blood pressure estimation method based on the classification of oscillometric waveforms using machine-learning methods. *Applied Acoustics*, 164, 107279.
- [30] **Balestrieri, E., Daponte, P., & Rapuano, S. (2009, May)**, Open questions on unified approach for calibration of oscillometric blood pressure measurement devices. In *2009 IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications* (pp. 206-211). IEEE.
- [31] **ŞENTÜRK, Ü., Polat, K., & YÜCEDAĞ, İ. (2019)**, Towards wearable blood pressure measurement systems from biosignals: a review. *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, 27(5), 3259-3281.
- [32] **Ogedegbe, G., & Pickering, T. (2010)**, Principles and techniques of blood pressure measurement. *Cardiology clinics*, 28(4), 571-586.
- [33] **Satman I, Omer B, Tutuncu Y, Kalaca S, Gedik S, Dincceg N, Karsidag K, Genc S, Telci A, Canbaz B, Turker F, Yilmaz T, Cakir B, Tuomilehto J (2013)**,TURDEP-II Study Group. Twelve-year trends in the prevalence and risk factors of diabetes and prediabetes in Turkish adults. *Eur J Epidemiol.* (2):169-80. doi: 10.1007/s10654-013-9771-5.

- [34] **Feldstein, C., & Weder, A. B. (2012)**, Orthostatic hypotension: a common, serious and underrecognized problem in hospitalized patients. *Journal of the American Society of Hypertension*, 6(1), 27-39.
- [35] **Smith, R. P., Argod, J., Pépin, J. L., & Lévy, P. A. (1999)**, Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications. *Thorax*, 54(5), 452-457.
- [36] **Van Velzen, M. H., Loeve, A. J., Kortekaas, M. C., Niehof, S. P., Mik, E. G., & Stolker, R. J. (2015)**, Effect of heat-induced pain stimuli on pulse transit time and pulse wave amplitude in healthy volunteers. *Physiological measurement*, 37(1), 52.
- [37] **Wilson, J. H., Keating, B. P., & Beal, M. (2015)**, *Regression analysis: understanding and building business and economic models using Excel*. Business Expert Press.
- [38] **Christensen, R. (1996)**, *Analysis of variance, design, and regression: applied statistical methods*. CRC Press.
- [39] **Awad, M., & Khanna, R. (2015)**, Support vector regression. In *Efficient learning machines* (pp. 67-80). Apress, Berkeley, CA.
- [40] **Venkatasubramaniam, A., Wolfson, J., Mitchell, N., Barnes, T., JaKa, M., & French, S. (2017)**, Decision trees in epidemiological research. *Emerging themes in epidemiology*, 14(1), 1-12.
- [41] **Han, S., & Kim, H. (2021)**, Optimal Feature Set Size in Random Forest Regression. *Applied Sciences*, 11(8), 3428.
- [42] **Schapire, R. E. (2013)**, Explaining adaboost. In *Empirical inference* (pp. 37-52). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [43] **Freund, Y., & Schapire, R. E. (1997)**, A decision-theoretic generalization of on-line learning and an application to boosting. *Journal of computer and system sciences*, 55(1), 119-139.
- [44] **Navot, A., Shpigelman, L., Tishby, N., & Vaadia, E. (2005)**, Nearest neighbor based feature selection for regression and its application to neural

activity. *Advances in neural information processing systems*, 18, 996-1002.

- [45] **Tholl, U., Forstner, K., & Anlauf, M. (2004)**, Measuring blood pressure: Pitfalls and recommendations. *Nephrology Dialysis Transplantation*, 19(4), 766-770.
- [46] **Kikuya, M., Chonan, K., Imai, Y., Goto, E., & Ishii, M. (2002)**, Accuracy and reliability of wrist-cuff devices for self-measurement of blood pressure. *Journal of hypertension*, 20(4), 629-638.
- [47] **Kachuee, M., Kiani, M. M., Mohammadzade, H., & Shabany, M. (2016)**, Cuffless blood pressure estimation algorithms for continuous health-care monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(4), 859-869.
- [48] **Hasanzadeh, N., Ahmadi, M. M., & Mohammadzade, H. (2019)**, Blood pressure estimation using photoplethysmogram signal and its morphological features. *IEEE Sensors Journal*, 20(8), 4300-4310.
- [49] **Li, Y. H., Harfiya, L. N., Purwandari, K., & Lin, Y. D. (2020)**, Real-time cuffless continuous blood pressure estimation using deep learning model. *Sensors*, 20(19), 5606.
- [50] **Zhang, Q., Zhou, D., & Zeng, X. (2017)**, Highly wearable cuff-less blood pressure and heart rate monitoring with single-arm electrocardiogram and photoplethysmogram signals. *Biomedical engineering online*, 16(1), 1-20.
- [51] **Url 3 Physionet Database**, <https://archive.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>, Erişim Tarihi: 20.12.2020.
- [52] **Johnson, A. E., Pollard, T. J., Shen, L., Li-Wei, H. L., Feng, M., Ghassemi, M., ... & Mark, R. G. (2016)**, MIMIC-III, a freely accessible critical care database. *Scientific data*, 3(1), 1-9.

- [53] Xie, L., Li, Z., Zhou, Y., He, Y., & Zhu, J. (2020), Computational diagnostic techniques for electrocardiogram signal analysis. *Sensors*, 20(21), 6318.
- [54] Patro, S., & Sahu, K. K. (2015), Normalization: A preprocessing stage. arXiv preprint arXiv:1503.06462.
- [55] Ma, H., Chen, C., Zhu, Q., Yuan, H., Chen, L., & Shu, M. (2021), An ECG Signal Classification Method Based on Dilated Causal Convolution. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2021.
- [56] Yakut, Ö., Solak, S., & Bolat, E. D. (2018), EKG işaretindeki gürültülerin temizlenmesi için IIR tabanlı sayısal filtre tasarımı. *Politeknik Dergisi*, 21(1), 173-181.
- [57] Batık, Z. (2011), Sayısal filtre tasarım yöntemleri ve performans analizleri.
- [58] Samann, F., & Schanze, T. (2019), An efficient ECG denoising method using discrete wavelet with Savitzky-Golay filter. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 5(1), 385-387.
- [59] Press, W. H., Vetterling, W. T., Teukolsky, S. A., & Flannery, B. P. (2001), *Numerical recipes in C++ the art of scientific computing*. Cambridge university press.
- [60] Pan, J., & Tompkins, W. J. (1985), A real-time QRS detection algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*, (3), 230-236.
- [61] Elgendi, M., Norton, I., Brearley, M., Abbott, D., & Schuurmans, D. (2013), Systolic peak detection in acceleration photoplethysmograms measured from emergency responders in tropical conditions. *PLoS One*, 8(10), e76585.
- [62] DeMers, D., & Wachs, D. (2020), Physiology, mean arterial pressure. StatPearls [Internet].
- [63] Villegas, A., McEneaney, D., & Escalona, O. (2019), Arm-ECG wireless sensor system for wearable long-term surveillance of heart arrhythmias. *Electronics*, 8(11), 1300.

- [64] **Zhang, Q., Zhou, D., & Zeng, X. (2017)**, Highly wearable cuff-less blood pressure and heart rate monitoring with single-arm electrocardiogram and photoplethysmogram signals. *Biomedical engineering online*, 16(1), 1-20.
- [65] **Přibil, J., Přibilová, A., & Frollo, I. (2020)**, Comparative Measurement of the PPG Signal on Different Human Body Positions by Sensors Working in Reflection and Transmission Modes. In *Engineering Proceedings* (Vol. 2, No. 1, p. 69). Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- [66] **Karthik Raj, V., Abdul Kader Naseem, J., Devapriya, S., Gautham, A., Uthvag, S., Sultana, P., ... & Srivishnuprasath, K. (2017)**, Dry electrode material testing and gain analysis for single arm ecg system. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 29(03), 1750021.
- [67] **Instruments, T. (2019)**, ADS111x ultra-small, low-power, I2C-compatible, 860-SPS, 16-bit ADCs with internal reference, oscillator, and programmable comparator. *ADS111x Ultra-Small, Low-Power, I2C-Compatible*.
- [68] **Lenis, G., Pilia, N., Loewe, A., Schulze, W. H., & Dössel, O. (2017)**, Comparison of baseline wander removal techniques considering the preservation of ST changes in the ischemic ECG: a simulation study. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2017.
- [69] **Kher, R. (2019)**, Signal processing techniques for removing noise from ECG signals. *J. Biomed. Eng. Res*, 3, 1-9.
- [70] **Islam, M. S., & Alajlan, N. (2013)**, A morphology alignment method for resampled heartbeat signals. *Biomedical Signal Processing and Control*, 8(3), 315-324.
- [71] **Ghaleb, F. A., Kamat, M. B., Salleh, M., Rohani, M. F., & Abd Razak, S. (2018)**, Two-stage motion artefact reduction algorithm for

electrocardiogram using weighted adaptive noise cancelling and recursive Hampel filter. PloS one, 13(11), e0207176.

- [72] **Addison, P. S. (2005)**, Wavelet transforms and the ECG: a review. *Physiological measurement*, 26(5), R155.
- [73] **Medical electrical equipment - Part 2-30**: Particular requirements for the basic safety and essential performance of automated non-invasive sphygmomanometers (IEC 80601-2-30:2009/A1:2013).
- [74] **Bui, N. T., & Byun, G. S. (2021)**, The Comparison Features of ECG Signal with Different Sampling Frequencies and Filter Methods for Real-Time Measurement. *Symmetry*, 13(8), 1461.
- [75] **IEEE Standard Association. (2014)**. IEEE standard for wearable cuffless blood pressure measuring devices. *IEEE Std*, 1708-2014.
- [76] **Kachuee, M., Kiani, M. M., Mohammadzade, H., & Shabany, M. (2016)**. Cuffless blood pressure estimation algorithms for continuous health-care monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(4), 859-869.
- [77] **Marques, F. A. F., Ribeiro, D. M., Colunas, M. F., & Cunha, J. P. S. (2011, June)**. A real time, wearable ECG and blood pressure monitoring system. In 6th Iberian conference on information systems and technologies (CISTI 2011) (pp. 1-4). IEEE.
- [78] **Kachuee, M., Kiani, M. M., Mohammadzade, H., & Shabany, M. (2015, May)**. Cuff-less high-accuracy calibration-free blood pressure estimation using pulse transit time. In 2015 IEEE international symposium on circuits and systems (ISCAS) (pp. 1006-1009). IEEE.
- [79] **Zhang, Q., Zhou, D., & Zeng, X. (2017)**. Highly wearable cuff-less blood pressure and heart rate monitoring with single-arm electrocardiogram and photoplethysmogram signals. *Biomedical engineering online*, 16(1), 1-20.

[80] Islam, M. S., Alajlan, N., & Malek, S. (2012). Resampling of ECG signal for improved morphology alignment. *Electronics letters*, 48(8), 427-429.

EKLER

EK A : Referans cihaz olarak kullanılan tansiyon aletinin kalibrasyon sertifikası.

OPTOMED ÖLÇÜM KALİBRASYON ELEKTRONİK TIBBİ SIS. SAN. TİC. LTD. ŞTİ.	A-0480-T
	A 0816
	08-21

Deney Raporu
Test Report

1. Test Edilen Cihaz / Device to be Test

Cihaz Adı / Device : Tansiyon Aleti (Otomatik)
Marka / Manufacturer : Medisana
Model / Model : BU-92E
Seri No / Serial Number : 170916088291705
Cihazın Yeri / Location : Kurum İçi

2. Referans Standartlar ve Cihazlar / Reference standards and equipments

Cihaz / Device	Seri No / Serial Number	Sert. No / Certif. Num.	Kal. Tar. / Cal. Date	İzlenebilirlik / Traceab.
NIBP Simülatörü	73591046G	A 2125	Temmuz 2020	AB-0045-K

3. Deney Metodu / Procedure : Deney **TS EN 80601-2-30** standardına uygun olarak gerçekleştirilmiştir. / Test, **TS EN 80601-2-30** is made on the document reference.

4. Çevre Şartları / Environmental Conditions

Ortam Sıcaklığı / Temperature : 20,5 ± 3 °C
Nem / Humidity : 51,0 ± 10 % RH

5. Ölçüm Belirsizliği / Measuring Uncertainty : Beyan edilen genişletilmiş ölçüm belirsizliği, standart belirsizliğin k=2 olan genişletme katsayısı ile çarpımı sonucunda %95 oranında güvenilirlik sağlamaktadır. / The reported expanded uncertainty of measurement is stated as the standard uncertainty of measurements multiplied by coverage factor k=2 which for a normal distribution corresponds to a coverage probability of approximately 95% .


6. Uygunluk Beyanı / Statement of Compliance : Standartta uygun tolerans değerleri ve ölçüm sonuçları dikkate alınarak cihazın uygunluğuna karar verilmektedir. / According to the standard tolerance values and measurement results it is decided considering the suitability of the device.

7. Açıklama / Explanation : Bu sertifikadaki sonuçlar, cihazın deney tarihindeki durumunu kapsamaktadır. / The result reported in this certificate refer to the condition of the instrument on the date of test.

8. Ölçüm Sonuçları / Measurement Results

8.a. Gösterge Performans Testi / Performance Tests of Manometer

Ölçüm Noktaları Measuring Points	Gerçek Değer Real Value	Görülen Değer Display Value	Fark Difference	Tolerans Tolerance	Belirsizlik Uncertainty	Sonuç Result
Yetişkin NIBP Adult NIBP	120 / 80 (93)	124 81 95	4 1 2 mmHg	± 5 mmHg	2,28 mmHg	Geçti
	180 / 140 (144)	185 138 153	-5 -2 4 mmHg	± 5 mmHg	2,38 mmHg	Geçti
	80 / 40 (53)	83 41 55	3 1 2 mmHg	± 5 mmHg	1,39 mmHg	Geçti

Deneyi Yapan / Tested By :  **Tarih / Test Date :** 17.08.2021

FR03-PR17 Sayfa / Page 2/2

OPTOMED
ÖLÇÜM KALİBRASYON ELEKTRONİK TIBBİ SİS. SAN. TİC. LTD. ŞTİ.

A-0480-T

A 0816

08-21

Deney Raporu
Test Report

1. Test Edilen Cihaz / Device to be Test

Cihaz Adı / Device : Tansiyon Aleti (Otomatik)
Marka / Manufacturer : Medisana
Model / Model : BU-92E
Seri No / Serial Number : 170916088291705
Cihazın Yeri / Location : Kurum İçi

2. Referans Standartlar ve Cihazlar / Reference standards and equipments

Cihaz/Device	Seri No/Serial Number	Sert. No/Certif. Num.	Kal. Tar./Cal. Date	İzlenebilirlik/Traceab.
NIBP Simülatörü	73591046G	A 2125	Temmuz 2020	AB-0045-K

3. Deney Metodu / Procedure : Deney **TS EN 80601-2-30** standardına uygun olarak gerçekleştirilmiştir. / *Test, TS EN 80601-2-30 is made on the document reference.*

4. Çevre Şartları / Environmental Conditions

Ortam Sıcaklığı / Temperature : 20,5 ± 3 °C
Nem / Humidity : 51,0 ± 10 % RH

5. Ölçüm Belirsizliği / Measuring Uncertainty : Beyan edilen genişletilmiş ölçüm belirsizliği, standard belirsizliğin k=2 olan genişletme katsayısı ile çarpımı sonucunda %95 oranında güvenilirlik sağlamaktadır. / *The reported expanded uncertainty of measurement is stated as the standard uncertainty of measurements multiplied by coverage factor k=2 which for a normal distribution corresponds to a coverage probability of approximately 95%.*

6. Uygunluk Beyanı / Statement of Compliance : Standarda uygun tolerans değerleri ve ölçüm sonuçları dikkate alınarak cihazın uygunluğuna karar verilmektedir. / *According to the standard tolerance values and measurement results it is decided considering the suitability of the device.*

7. Açıklama / Explanation : Bu sertifikadaki sonuçlar, cihazın deney tarihindeki durumunu kapsamaktadır. / *The result reported in this certificate refer to the condition of the instrument on the date of test.*

8. Ölçüm Sonuçları / Measurement Results

8.a. Gösterge Performans Testi / Performance Tests of Manometer

Ölçüm Noktaları Measuring Points	Gerçek Değer Real Value	Görülen Değer Display Value			Fark Difference			Tolerans Tolerance		Belirsizlik Uncertainty		Sonuç Result	
		124	81	95	4	1	2	mmHg	± 5	mmHg	2,28		mmHg
Yetişkin NIBP Adult NIBP	120 / 80 (93)	124	81	95	4	1	2	mmHg	± 5	mmHg	2,28	mmHg	Geçti
	180 / 140 (144)	185	138	153	-5	-2	4	mmHg	± 5	mmHg	2,38	mmHg	Geçti
	80 / 40 (53)	83	41	55	3	1	2	mmHg	± 5	mmHg	1,39	mmHg	Geçti

Deneyi Yapan/ Tested By :

İshak ARI



Tarih/ Test Date :

17.08.2021