



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



DOKTORA TEZİ

AKILLI GİYİLEBİLİR KARDİYO GÖZLEM SİSTEMİ TASARIMI

Fatma PATLAR AKBULUT

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Aydın AKAN**


Ağustos, 2017


İSTANBUL

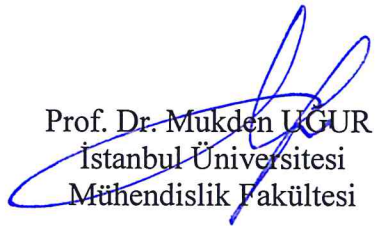
Bu çalışma 25.08.2017 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Biyomedikal Mühendisliği Programında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

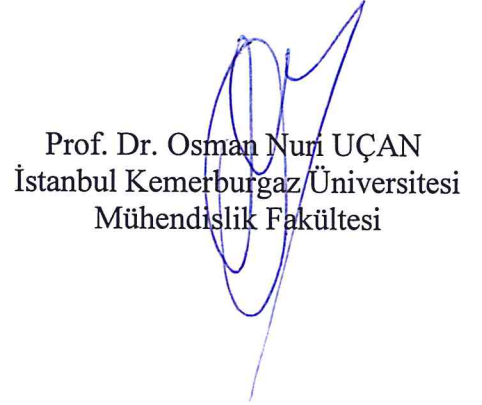
Tez Jürisi


Prof. Dr. Aydın AKAN (Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi


Prof. Dr. Fırat KAÇAR
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi


Prof. Dr. Oruç BİLGİÇ
İstanbul Kültür Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi


Prof. Dr. Mukden UĞUR
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi


Prof. Dr. Osman Nuri UÇAN
İstanbul Kemerburgaz Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi



20.04.2016 tarihli resmi gazetede yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi'nin aboneli olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

Bu tez kapsamında Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Kardiyoloji Anabilim Dalı'nda, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi 07.06.2017 Tarih ve 215833 Sayılı Etik Kurul Raporu ile klinik araştırmalar yapılmıştır.

ÖNSÖZ

Tez çalışmam sırasında kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösteren ve destek olan değerli danışman hocam sayın Prof.Dr. Aydın AKAN'a, tıbbi görüşleri, hasta ölçümlerindeki desteği ve araştırmamın genel yönü hakkındaki rehberliğinden dolayı, Doç.Dr. Barış İKİTİMUR'a sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Ayrıca komite üyelerim Prof.Dr. Oruç BİLGİÇ ve Prof.Dr. Fırat KAÇAR'a, araştırmalarım için gereken geribildirimleri sağladıkları için ve savunmamda yer alan Prof.Dr. Mukden UĞUR ve Prof.Dr. Osman Nuri UÇAN'a fikir ve düşüncelerini benimle paylaştıkları için en içten dileklerle teşekkür ederim.

Kendimden şüphe ettiğimde bile bana inanmaya devam eden, sevgi ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen eşim Akhan ve tabii tüm hayatım boyunca her daim yanımda olup uçsuz bucaksız sevgisiyle beni sarmalayan öncelikle annem ve sonrasında tüm aileme sonsuz teşekkürler ederim.

Ağustos 2017

Fatma PATLAR AKBULUT

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
ŞEKİL LİSTESİ	viii
TABLO LİSTESİ.....	x
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ	xii
ÖZET	xv
SUMMARY	xvii
1. GİRİŞ	1
1.1 AMAÇ VE MOTİVASYON.....	2
1.2 TEZİN KATKISI	2
1.3 TEZİN YOL HARİTASI	3
2. GENEL KISIMLAR.....	5
2.1 GİYİLEBİLİR SİSTEMLER	5
2.1.1 Mekanik (Tekstil Tabanlı Olmayan) AGS'ler.....	6
2.1.2 Tekstil Tabanlı AGS'ler	6
2.1.3 Sensör Çeşitliliği	7
2.1.4 Kullanım Alanlarına göre AGS Sınıflandırması	9
2.1.5 Literatür Taraması	10
2.2 KARDİOVASKÜLER HASTALIK İZLEME	13
3. MALZEME VE YÖNTEM.....	20
3.1 GİYİLEBİLİR SİSTEM DONANIM PROTOTİPİ	20
3.2 GİYİLEBİLİR SİSTEM MİMARİSİ	21
3.2.1 AGS Bileşeni	22
3.2.2 Mobil Bileşen	23
3.2.3 Servis Tabanlı İletişim Bileşeni.....	25
3.2.4 Dağıtık Veri Saklama Bileşeni	27
3.2.5 Hizmet Bileşeni	30
3.2.6 Kardiovasküler Risk Analiz Bileşeni	32
3.3 FİZYOLOJİK SİNYAL ÖLÇÜMÜ	33
3.3.1 Elektrokardiyogram (EKG)	33

3.3.1.1 Sinyal Karakteristiği:.....	34
3.3.1.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:	35
3.3.1.3 Sinyal Özellikleri:	39
3.3.2 Galvanik Deri Tepkisi (GDT)	40
3.3.2.1 Sinyal Karakteristiği:.....	41
3.3.2.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:	41
3.3.2.3 Sinyal Özellikleri:	42
3.3.3 Nabız Oksimetresi	42
3.3.3.1 Sinyal Karakteristiği:.....	43
3.3.3.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:	45
3.3.3.3 Sinyal Özellikleri:	45
3.3.4 Kan Basıncı	45
3.3.4.1 Sinyal Karakteristiği:.....	45
3.3.4.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:	46
3.3.4.3 Sinyal Özellikleri:	46
3.3.5 Kan Glikoz.....	47
3.3.5.1 Sinyal Karakteristiği:.....	47
3.3.5.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:	47
3.3.5.3 Sinyal Özellikleri:	47
3.3.6 Vücut Sıcaklık	48
3.3.6.1 Sinyal Karakteristiği:.....	48
3.3.6.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:	48
3.3.6.3 Sinyal Özellikleri:	49
3.4 KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİ ANALİZİ	49
3.4.1 Zaman Alanı Analizi	51
3.4.2 Frekans Alanı Analizi.....	53
3.4.3 Doğrusal Olmayan Analiz	54
3.5 DUYGU DURUM TESPİTİ	56
3.5.2 Eğitim Tespit Algoritması	58
3.5.2 Ampirik Kip Ayrışımı	59
4. BULGULAR.....	64
4.1 DENEYSSEL AYARLAR.....	64
4.1.1 Ölçüm Protokolü	64
4.1.2 Denek Seçimi.....	65

4.2 KARDİYOVASKÜLER RİSK MODELLEME VE SINIFLANDIRMA	66
4.2.1 Veri Toplama.....	68
4.2.2 Veri Ön İşlemesi.....	68
4.2.3 Veri Zenginleştirilmesi	68
4.2.4 Verinin Bölünmesi.....	71
4.2.5 Boyut İndirgeme	73
4.2.6 Sınıflandırıcının Tespiti.....	74
4.3 KLİNİK TESTLER	76
4.3.1 İstirahat Durumu Analizi.....	79
4.3.2 Aktivite Durumu Analizi.....	89
4.3.3 Duygu Durumları Analizi.....	92
4.4 KLİNİK TEST SONUÇLARI.....	96
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	99
KAYNAKLAR.....	102
EKLER	114
A. DUYGU DURUM TESPİT DENEYİ VİDEO GÖRÜNTÜLERİ.....	114
B. ETİK BELGESİ.....	117
C. GÖNÜLLÜ OLUR FORMU.....	120
ÖZGEÇMİŞ	122

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: Zincir yapısındaki tekstil sensör düğümleri [2].	7
Şekil 2.2: Led göstergeli yön bulma gözlüğü [15].	12
Şekil 2.3: Diz kinematiği ölçümü için geliştirilen giyilebilir sistem [18].	13
Şekil 3.1: AGS Dağılım Diyagramı.	21
Şekil 3.2: Sistem Mimarisi.	22
Şekil 3.3: AGS Görüntüsü.	23
Şekil 3.4: Emülatör üzerinde çalışan mobil uygulamanın ekran görüntüleri.	24
Şekil 3.5: Giyilebilir sistem varlık-ilişki diyagramı.	28
Şekil 3.6: Hasta bilgilerini saklayan veri yapısı örneği.	30
Şekil 3.7: Web tabanlı hizmet bileşenine ait katmanlar ve birbirleri ile ilişkileri.	31
Şekil 3.8: Temel EKG sinyali.	34
Şekil 3.9: EKG bazal çizgide kayma (Denek s06-İstirahat Durumu).	37
Şekil 3.10: Nabız Oksimetre ile ışığı bir bölgedeki titreşimli kılcal yataklardan (genellikle bir parmak, ancak alın, kulak memesi veya ayak parmağı da kullanılabilir) iki dalga boyunda (kırmızı ve kızıl ötesi) yönlendirilerek ne kadar emdiğinin tespit edilmesi [83].	44
Şekil 3.11: R tepeleri belirlenmiş EKG sinyali (Denek s01-İstirahat Durumu).	50
Şekil 3.12: EKG sinyaline ait RR aralıkları arası süre ve yoğunluk histogramı (Denek s01-İstirahat Durumu).	53
Şekil 3.13: Dinlenme durumu Poincaré plot (denek s01). Mevcut kardiyak atım süresi (RR_i), x ekseninde ve y ekseninde aşağıdaki vuruş süresinin ($RR_i + 1$) gösterilir ve (RR_i , $RR_i + 1$) şeklinde tanımlanır. Eşit süreli ardışık kardiyak atımlarla tanımlanan tüm noktalar ($RR_i = RR_i + 1$), kimlik çizgisinde bulunur. Kimlik çizgisinin üstündeki noktalar ($RR_i < RR_i + 1$) aralığın uzamasını ve bu çizginin altındaki noktalar ($RR_i > RR_i + 1$), ardışıl RR'nin kısalmasını temsil eder [109].	55
Şekil 3.14: Üç (3) Boyutlu Duygu Alanı (Valans, Uyarılma, Güç) ve Valans-Uyarılma alanındaki duyguların dağılımı.	57

Şekil 3.15: İyileştirilmiş eğitim tespit algoritması ile tespit edilmiş GSR irkilme yanıtlarının başlangıç ve bitiş noktaları. Algoritma tarafından tespit edilen başlangıç noktaları "<" ile bitiş noktaları ">" ile işaretlenmiştir.....	59
Şekil 3.16: Ampirik Kip Ayrışımı $h1 - 6(t)$ İMF bileşenleri. (Denek 27:Galvanik Deri Tepkisi).....	62
Şekil 3.17: Ampirik Kip Ayrışımı $h7 - 12(t)$ İMF bileşenleri. (Denek 27:Galvanik Deri Tepkisi).....	63
Şekil 4.1: KaRAB Aktivite Diyagramı.	67
Şekil 4.2: Boyut seçim.(15'den sonra etkisi neredeyse sıfıra düşmüştür).	74
Şekil 4.3: Altı farklı sensör ile ölçümlenen fizyolojik sinyaller (EKG, GDT, SpO2, Nabız, Vücut Sıcaklık) ve kalp hızı değişkenliği (KHD) grafikleri (Denek s01-İstirahat Durumu).	77
Şekil 4.4: Çok sınıflı karar ormanı modelinin oluşturduğu örnek ağaç yapıları.....	82
Şekil 4.5: Teke karşı hepsi çok sınıflı algoritması varyeteleri.....	87
Şekil 4.6: Altı duygu (Nötr, Korku, Hüzün, Tiksinti, Öfke ve Mutluluk) sırasında yakalanan filtrelenmiş GDT üzerindeki irkilme aralıkları ve bu sırada ölçümlenen KHD'ler (Denek s01).	94
Şekil 4.7: Altı duygunun analizi sırasında yakalanan irkilme aralıklarının her bir duygu için İMF sonuçları (Denek s27).....	95
Şekil 4.8: Altı duygunun analizi sırasında yakalanan irkilme aralıklarının her bir duygu için İMF sonuçları (Denek s27).....	96

TABLO LİSTESİ

	Sayfa No
Tablo 2.1: Vücut Sensörleri.....	8
Tablo 2.2: Ortam Sensörleri.	8
Tablo 2.3: Kablosuz İletişim Standartları [3].	9
Tablo 2.4: Kardiyovasküler sağlık alanında yapılan çalışmaların temel özelliklerine göre karşılaştırılması.	19
Tablo 4.1: Eğitim veri kümesi dağılımı.....	66
Tablo 4.2: QRISK®3-2017 kardiyovasküler hastalık riski hesaplayıcı girdi parametreleri.....	70
Tablo 4.2 (devam): QRISK®3-2017 kardiyovasküler hastalık riski hesaplayıcı girdi parametreleri.....	71
Tablo 4.3: Katılımcı İstatistikleri.....	78
Tablo 4.4: Biyokimya tahlil istatistikleri.....	79
Tablo 4.5: Çok sınıflı karar ormanı karışıklık matrisi.....	80
Tablo 4.6: Çok sınıflı karar ormanı doğruluk oranları.	80
Tablo 4.7: Çok sınıflı karar ormanı test olasılıkları.....	81
Tablo 4.8: Multi nominal lojik regresyon karışıklık matrisi.	82
Tablo 4.9: Multi nominal lojik regresyon doğruluk oranları.....	83
Tablo 4.10: Multi nominal lojik regresyon test olasılıkları.	83
Tablo 4.10 (devam): Multi nominal lojik regresyon test olasılıkları.	84
Tablo 4.11: Multi nominal lojik regresyon öznitelik ağırlıkları.....	84
Tablo 4.12: Çok sınıflı karar cengeli karışıklık matrisi.....	85
Tablo 4.13: Çok sınıflı yapay sinir ağı doğruluk oranları.	85
Tablo 4.14: Çok sınıflı yapay sinir ağı test olasılıkları.....	85
Tablo 4.14 (devam): Çok sınıflı yapay sinir ağı test olasılıkları.....	86

Tablo 4.15: Çok sınıflı karar cengeli karışıklık matrisi.....	87
Tablo 4.16: Çok sınıflı karar cengeli doğruluk oranları.	88
Tablo 4.17: Çok sınıflı karar cengeli test olasılıkları.	88
Tablo 4.17 (devam): Çok sınıflı karar cengeli test olasılıkları.	89
Tablo 4.18: Borg Skalasına Göre Zorlanma Derecesi.....	90
Tablo 4.19: Altı Dakika Yürüme Mesafesi için tek değişkenli korelasyon katsayıları.....	91
Tablo 4.20: Farklı teorisyenler tarafından oluşturulmuş duygu kümeleri [142].	92
Tablo 4.21: Üç ayrı faaliyet sırası ölçümlenen ortalama KHD Zaman, Frekans Alanı ve Doğrusal Olmayan analiz değerleri.	97
Tablo 4.22: Sınıflandırıcıların Başarımları.....	97
Tablo 4.23: Veri kümesi öz niteliklerine göre başarımları.	98

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler

Açıklama

a_{-n}	: Yumuşatma algoritması katsayısı
$^{\circ}C$: Santigrat
$D(X)_{maks}$: Maksimum yoğunluk dağılımı
f_s	: Örnekleme frekansı
$f_{s_{max}}$: En yüksek frekans bileşeni
$^{\circ}F$: Fahrenheit
$\psi(n)$: ADD yüksek geçiren filtre
$g(n)$: ADD filtre katsayı (Alçak Geçiren Filtre)
$h(n)$: ADD filtre katsayı (Yüksek Geçiren Filtre)
$h_1(t)$: İMF n'inci bileşeni
$HRVI$: Kalp hızı değişkenliği üçgen indeksi
I_{ac}	: Işık yoğunluğu
λ_1	: Kırmızı dalga boyu 660nm
λ_2	: Kızılötesi dalga boyu 940nm
$m_n(t)$: Üst ve alt zarfların n'inci ortalaması
$NN50$: Ardışıl RR aralıklarının 50 ms'den yüksek aralık farklarının sayısı
QRS_k	: QRS kompleki k'inci değeri
R	: İki frekans arasındaki ışık Emilimi
$\sigma(RR_{i+1} - RR_i)$: Uzun süreli kayıtlarda KHD varyansı
$\sigma(RR_{i+1} + RR_i)$: Anlık atım hızı değişkenliğini varyansı
$pNN50$: NN50'nin toplam RR aralığı sayısına bölünmesiyle elde edilen oran
$rMSSD$: Ortalama karesel farklarının karekök ortalaması
RR_i	: i'inci RR aralığı
\overline{RR}	: Ortalama RR aralığı
$r(t)$: İMF kalıntı
σ	: Standart sapma
$\phi(n)$: ADD alçak geçiren filtre
s'	: GDT sinyal türevi
S_{bas}	: GDT irkilme segment başlangıç

S_{bit}	: GDT irkilme segment bitiş
s^{GSR}	: GDT sinyali
s_v^{GSR}	: GDT irkilme vektörü
$SD1$: KHD genel değişkenlik indeksi
$SD2$: Parasempatik aktivite indeksi
$SDNN$: RR aralığı standard sapması
$s_{max}(t)$: Üst zarf
$s_{min}(t)$: Alt zarf
$T = t_1^w, t_2^w, \dots, t_N^w$: GDT eşik değeri dizisi
$(y_k)_s$: Savitzky-Golay algoritması ile yumuşatılmış veri noktası

Kısaltmalar

Açıklama

AGS	: Akıllı Giyilebilir Sistem
AMR	: Anizotropik Magnetoresistif
BSON	: Binary JSON (İkili JavaScript Nesnesi Gösterimi)
BT	: Bluetooth
CMOS	: Tamamlayıcı metal oksit yarı iletke
CO²	: Karbondioksit
CORBA	: Ortak Nesne İstem Aracısı Mimarisi
DA	: Duygu Analizi
EEG	: Elektroansefalo
EHR	: Elektronik Hasta Kayıt
EKG	: Elektrokardiyogram
EMG	: Elektromiyografi
EOG	: Elektrooculografi
HDL	: Yüksek Yoğunluklu Lipoprotein
IoT	: Nesnelerin İnterneti
KaRAB	: Kardiovasküler Risk Analiz Bileşeni
KOAH	: Kronik obstrüktif akciğer hastalığı
LDL	: Düşük Dansiteli Lipoprotein
MEMS	: Mikro elektromanyetik sistem
MÖ	: Makine Öğrenmesi
RA	: Risk Analizi

REST	: Temsili Durum Transferi
SOAP	: Basit Nesne Erişim Protokolü
SpO²	: Oksijen Saturasyonu
SQL	: Yapılandırılmış Sorgu Dili
URI	: Tekdüzen Kaynak Tanımlayıcı
XML	: Genişletilebilir İşaretleme Dili
WHO	: Dünya Sağlık Örgütü
VKI	: Vücut Kitle İndeksi
6mwt	: Altı Dakika Yürüme Testi



ÖZET

DOKTORA TEZİ

AKILLI GIYİLEBİLİR KARDİYO GÖZLEM SİSTEMİ TASARIMI

Fatma PATLAR AKBULUT

İstanbul Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Prof. Dr. Aydın AKAN

Tez kapsamında, dünya üzerinde en ölümcül hastalıklar listesinde birinci sırada bulunan kardiyovasküler hastalığa sahip bireylerin izlenmesinde kullanılacak akıllı giyilebilir sistem (AGS) olan CVDiMo (CardioVascular Disease Monitoring) geliştirilmiştir. CVDiMo, gerçek zamanlı veri akışı, analiz ve sınıflandırma yetenekleri ile ayakta uzun süreli kardiyovasküler hastalık izleme için tasarlanmış esnek bir e-Sağlık sistemini temsil eder. Bu sistem, hastalık riski taşıyan bireylerin, zaman içinde kişiselleştirilmiş verileri ile zengin bir sağlık profili oluşturarak, kişinin anlık ve uzun vadeli risklerini değerlendirmektedir.

Geliştirilen AGS, hastaların gündelik yaşamlarını engellemeden giyilebilecek sensörleri barındıran bir cihazı, sensör ölçümlerinin depolanmasına ve analizine imkan veren bir dağıtık veritabanı sistemini, ölçeklenebilir ve platform bağımsız yapıda her ortamda hasta ve doktorların erişimine olanak sağlayacak bir bulut bilişim uygulamasını ve cihaz ölçümlerinin buluta taşınmasında görev alacak mobil uygulama ile web servislerini bünyesinde barındırmaktadır.

Kalbin ritim ve iletim bozukluklarının tespiti ile istemsiz hareketlerin yönetiminden sorumlu olan otonom sinir sisteminin tepkileri, kişinin fiziksel ve mental durumu göz önünde bulundurularak analiz edilmektedir. Buna bağlı olarak kişinin stres altında olduğu durumların saptanması gerçekleştirilmektedir.

Sistemin testleri 30 katılımcı ile hastane ortamında metabolik sendromu olan ve olmayan olmak üzere iki farklı test grubundan alınan 6 farklı fizyolojik sinyalin analizi ile gerçekleştirilmiştir. Bireylerin dinlenme durumunda, aktivite halinde ve farklı duygular uyandıran klipleri izleme sırasındaki sinyalleri toplanmıştır. Bunun için elektrokardiyogram (EKG), nabız, galvanik deri tepkisi, vücut sıcaklık, kan basıncı, oksijen saturasyonu ve kandaki glukoz oranları ve biyokimya sonuçları hastane ortamında kaydedilerek ilişkileri değerlendirilmiştir. Fizyolojik değerlerin incelenmesine ek olarak altı dakika yürüme testi sonuçlarının ve duygu durum analizinden çıkartılan stres seviyelerinin kullanılmasıyla risk kestirimi daha yüksek bir başarımla sağlanmıştır.

Ağustos 2017, 141 sayfa.

Anahtar kelimeler: Giyilebilir sistem, kardiyovasküler hastalık, biyomedikal sinyal işleme, bulut bilişim, makine öğrenmesi



SUMMARY

Ph.D. THESIS

DESIGN OF A SMART WEARABLE CARDIAC MONITORING SYSTEM

Fatma PATLAR AKBULUT

İstanbul University

Institute of Graduate Studies in Science and Engineering

Department of Biomedical Engineering

Supervisor : Prof. Dr. Aydın AKAN

Within the scope of the thesis, a smart wearable system (SWS) called CVDiMo (CardioVascular Disease Monitoring) has been developed to be used in monitoring individuals with cardiovascular disease, which is ranked first on the list of the most deadly diseases in the world. CVDiMo represents a flexible system designed for long-term cardiovascular disease monitoring with the real-time data flow, analysis, and classification functionalities. This system creates a wealthy health profile with individualized data of users with the risk of disease over time and assesses one's immediate and long-term risks.

The developed SWS will include a distributed database system that allows sensor readings to be stored, a cloud computing application that allows patients and doctors to access from any environment in a scalable and platform independent manner, and a cloud computing application that will carry device values into the cloud Mobile applications with web services.

The responses of the autonomic nervous system, which is responsible for the detection of heart rhythm and conduction disturbances and the management of involuntary movements, are analyzed considering the physical and mental state of the person. In this way, it is possible to identify situations where a user is under stress.

Systematic tests were performed with analysis of six different physiological signals from two different test groups, with and without metabolic syndrome in the hospital environment with 30 participants. Signals were collected for users resting, activity, and monitoring the videos that emanate different emotions. Electrocardiogram (ECG), heart rate, galvanic skin response, body temperature, blood pressure, oxygen saturation and relative glucose ratios and biochemical results were recorded and evaluated in the hospital environment. In addition to examining the physiological values of patients, using the six-minute walking test results and the stress levels deduced from the emotional state analysis achieved a higher performance in risk estimation.

August 2017, 141 pages.

Keywords: Wearable system, cardiovascular disease, biomedical signal processing, cloud computing, machine learning



1. GİRİŞ

Kalp ve dolaşım sistemi rahatsızlıkları her sene milyonlarca insanın hastanelere başvurmasına sebep olan bir rahatsızlık grubudur. Bu sıklıkla ve önceden tahmin edilemeyen hastaneye yatışlar, hastalar, aileleri ve sağlık sistemi için muazzam bir yük oluşturmaktadır. Bu sorunun çözümü için yeni teknolojiler ve stratejiler kullanılarak, hastane merkezli yaklaşımdan, hasta merkezli yaklaşıma geçilmesi gerekmektedir.

Hastaların kardiyak denetimi, rahatsızlıkların fark edilmesinden tanıya, rutin tedavi prosedürlerine veya açık kalp cerrahisi sonrası iyileşmeye kadar, hasta yönetiminin her adımında gerçekleşmektedir. Hastanelerde veya kliniklerde rutin taramalar ile yapılan kardiyak gözlemi hastalığın veya hasarın tespit edilmesine yardımcı olurken, bir anormallik tespit edilmesi durumunda sorunların uzun süreli takibi ve ileri değerlendirmesi için invaziv olmayan tanı teknikleri uygulanmalıdır.

Ülkeler artık e-Sağlık yaklaşımının maliyet-etkin bir yöntem olduğunu keşfetmiş ve hastane dışında da kaliteli sağlık hizmeti sunabilmek için e-Sağlık sistemleri üzerine çalışmalarını başlatmıştır. Bu yöntemler giderek daha da küçülen elektronik ekipman ve sensörleri baz alan kablosuz iletişim yapan sistemler ile geliştirilebilmektedir. Bu teknolojik yaklaşımlar ile sağlık hizmetlerine erişim artmaktadır. Sağlık merkezlerine coğrafi olarak uzak hastalar klinik hizmetleri daha kolay elde edebilirler ve benzer şekilde uzak hastaneler acil ve yoğun bakım hizmetleri sağlayabilir konuma gelirler. Ayrıca e-Sağlık sistemlerinin sağlık sonuçlarına da olumlu etkisi bulunmaktadır. Klasik yöntemler ile daha önce teşhis konulmuş ve tedavi gören hastalar için daha iyi sonuçlar ve daha az masraflı tedavilere sahiptir. Bu sistemlerin kullanılması ile hastalardaki mortalite, komplikasyonlar ve hastanede kalış sürelerini önemli ölçüde azaltmıştır. Uzmanlar e-Sağlık teknolojilerini kullanarak daha fazla hastaya hizmet verebilirler ve servis sıkıntısı çözülebilir. Bu sistemlerin faydaları sadece hastalar için değildir. Klinik eğitim programlarını desteklemesi ile kırsal bölgelerdeki sağlık personeli sürekli eğitim alabilir ve diğer uzmanlara daha kolay danışabilirler. Etkiler çevreye de yardımcı olmaktadır. Gerekli bakımı sağlamak için uzun süren seyahatlerin azaltılması ile ilgili karbon ayak izini azaltarak doğaya daha az zarar verilmesi sağlanır. e-Sağlık teknolojilerinin yaygınlaşması ile endüstriyel kuruluşlara da olumlu etkiler yansımaktadır. Çalışanların sağlık hizmetlerini

uzaktan alması ile işten kaybedilen süre en aza indirgenir. Bu da firmaların üretkenliğinin artmasını sağlar.

İnvaziv olmayan ölçme yöntemlerinin günlük yaşantıda kullanılması e-Sağlık sistemlerinin uzun süreli hasta takibini daha etkin hale getirmektedir. Günümüzün ilerlemiş teknolojisi ile artık sadece hastane veya kliniklerde bulunan ölçüm cihazlarının, daha küçük ve kısa mesafe iletişim yapabilen formlarını kullanabilmekteyiz. Bu kapsam doğrultusunda geliştirmiş olan CVDiMo kullanılarak, kardiyovasküler hastalığa sahip olan bireyler için, medikal hizmetlere gitmeden, uzun süreli sağlık takibi ve analizi yapılabilmektedir.

1.1 AMAÇ VE MOTİVASYON

Çalışmanın temel amacı kalp krizine bağlı ölümlerin azaltılması ve buna ek olarak uzun süreli hasta takibi ile doğru tedavinin uygulanmasına bağlı olarak yaşam kalitesindeki artışın sağlanmasıdır. Geliştirilen AGS ile hasta veya kontrol altında tutulması gereken bireylere ait fizyolojik verilerin kesintisiz olarak kayıt ve analiz edilmesi; uzun süreli verinin incelenmesi kritik durumların yaşanma sıklığının azaltılması hedeflenmiştir.

Risk tespit edilen hastalar için hasta yakınları hızlı bir şekilde bilgilendirilerek, kalp krizine bağlı ölümlerin azaltılması hedeflenmektedir. Geliştirilen sistem, kalp rahatsızlığı bulunan hastalar üzerinde kullanılarak etkinliği sınanmıştır. Önerilen sistem benzeri yenilikçi e-Sağlık sistemlerinin geleneksel tedavi yöntemlerine göre daha az maliyetli ve herkes için daha ulaşılabilir olması kullanım yaygınlığına olumlu olarak yansımaktadır. Bu bağlamda tez konusu sistemin geliştirilmesi ile ölümcül hastalıklar arasında birinci sırada yer alan kalp ve dolaşım sistemi rahatsızlıklarına, giyilebilir düşük maliyetli bir sistem ile başa çıkabilme hedefi konulmuştur.

1.2 TEZİN KATKISI

Bu tez çalışması 4 temel katkı sunmaktadır.

Katkı 1 - AGS tabanlı giyilebilir sistemin prototipinin tasarımı ve geliştirilmesi: Uzun süreli hasta takibinde kullanılabilecek düşük maliyetli emtia donanımına dayanan bir giyilebilir ölçme ve izleme platformu tasarlanıp geliştirilmiştir. Bu tez kapsamında, akıllı telefonlar ve kişisel veri asistanları (PDA'lar) gibi mobil cihazlardan nasıl yararlanabileceğimizi gösteren,

bulut bilişim servis modellerini kullanan, çok kipli algılama ve izlemeyi sağlayan, gerçek zamanlı veri akışının beslediği bir e-Sağlık platformu sunulmaktadır.

Katkı 2 - Ulusal klinik veri kümesinin oluşturulması: Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvurularak, 07.06.2017 tarih ve 215833 sayılı etik kurul raporu alınmış ve bu izin doğrultusunda Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Kardiyoloji polikliniği, Koroner yoğun bakım ve kardiyoloji servislerinde veri toplama işlemleri gerçekleştirilmiştir. 30 Farklı katılımcıdan toplanan 678dk'lık ölçümün İstanbul Üniversitesi, Kardiyoloji Ana Bilim Dalı Öğretim Üyeleri'nce etiketlenmesi gerçekleştirilmiştir. Toplanan bu veri kümesi referans alınarak, sistem kullanıcılarının anlık durumları hakkında bir sınıflandırma yapılması mümkün olmaktadır. Ayrıca benzer alanda yapılacak çalışmalar için veri setinin paylaşımı da mümkün olacaktır.

Katkı 3 - İnvaziv olmayan ölçüm ile bulut tabanlı durum tespiti: İnvaziv olmayan yöntemler ile yapılan ölçümlerin güncel makine öğrenmesi yaklaşımları ile harmanlanması ile bağlam-bilinçli bir sistem geliştirilmiştir. Günümüzde bulut bilişimin yaygınlaşması ile beraber artan hesaplama kapasitelerinin makine öğrenmesi yöntemlerinde etkin kullanımı, topladığım veri setini referans olarak çalışan sınıflandırıcıların yüksek doğrulukla hasta durumunu öngörmesini sağlamaktadır. CVDiMo platformunda kullanılan sınıflandırıcının tespiti için farklı algoritmalar ve farklı konfigürasyonlar ile çok sayıda deney yapılmıştır.

Katkı 4 - Sağlık Eğilimi ve Davranış Modellemesi: CVDiMo kullanılarak uzun süreli veri toplanabilmesi ile hastaların gelişme durumları, tanı ve tedavideki başarımların geleneksel yöntemlere göre daha net görülmektedir. Ayrıca galvanik deri tepkisi ile yapılan ölçümler ile hastaların çoğunlukla hangi duygu haline yakın olduğu kestirilebilmekte ve bu da tedavisinde önemli bir parametre olarak doktorun kullanımına sunulabilmektedir. Olumsuz duyguların kalp ve dolaşım sistemi üzerindeki etkileri değerlendirildiğinde, hastaların fiziksel tedavilerine ek olarak mental düzlemde hangi noktada yer aldıklarının bilinmesi tedavileri için destekleyicidir.

1.3 TEZİN YOL HARİTASI

Bu tezin içeriği aşağıdaki gibi 5 ana bölüm olarak düzenlenmiştir:

Bölüm 1 - Giriş: Tez araştırmasının motivasyonları ve genel temaları hakkında kısa bir genel bakış sunulmaktadır. CVDiMo platformunu ne amaçla kullanılabileceğinin tanıtımı yapılmıştır. Daha sonra bu tezin başlıca katkılarını sunulmuş ve sonraki bölümlerin içeriğini kısaca özetlenmiştir.

Bölüm 2 - Genel Kısımlar: Bu bölümde tez çalışmasına konu olan giyilebilir sistemlere ilişkin bir literatür taraması sunulmaktadır. Günümüze kadar endüstride ve akademik mecralarda yapılmış olan e-Sağlık araştırma projelerine genel bir bakış ile özetlenmiştir. Bu bölüm aynı zamanda tez kapsamında bahsi geçen bazı terminolojilerin de tanıtımının yapıldığı kısımdır.

Bölüm 3 - Malzeme ve Yöntem: Bu bölümde önerdiğim sistem CVDiMo'nun donanım ve yazılımına ilişkin detaylar sunulmaktadır. Geliştirilen prototip üzerinde bulunan EKG, vücut sıcaklık ölçer, nabız oksimetre ölçer, galvanik deri tepkisi ölçer, kan basıncı ve glukometre sensörlerine ilişkin parametreler, yapılan ölçümler için mikrodenetçinin veri aktarımını nasıl koordine ettiği, ölçülen büyük verinin bulut üzerinde nasıl depolandığı ve yine bulut üzerinde analiz edildiği anlatılmaktadır.

Bölüm 4 - Bulgular: Bulgular önerilen sistemin sonuçlarının tartışıldığı kısımdır. Uzun süreli hasta takibi ile elde edilebilecek başarımlarını somut çıktılarını detaylandırılmaktadır.

Bölüm 5 - Tartışma ve Sonuç: Tezin başlıca başarıları ve bu teknolojinin topluma sağlayabileceği güncel yönelimlerin anlatımı son kısımda verilmektedir. Uzun süreli izleme sistemlerinin insan sağlığına olan anlayışımızı ve etkilerini yeniden şekillendirmeye nasıl yardımcı olacağına potansiyel sonuçları tartışılmaktadır.

2. GENEL KISIMLAR

Yaşlı nüfusun kalabalıklaşması ile beraber artan sağlık ve bakım maliyetleri, sağlık sisteminin temelinde bazı köklü değişikliklere gidilmesinin ihtiyacını doğurmaktadır. Hastane merkezli tıbbi bakımın, hasta merkezli hale getirilebilmesi günümüzde yaygınlaşan yüksek iletişim sağlayabilen mobil cihazlar ile mümkün olabilmektedir. Periyodik hasta kontrollerinin, günümüzde düzenli hasta gözlemi ile yer değiştirilmesi hedeflenmektedir. Bu hedefi sağlayabilmek; hastanelerde kullanılan pahalı ölçüm cihazlarının, evde günlük faaliyetleri aksatmadan takılabilecek/giyilebilecek küçük ebatlı sürümleriyle değiştirilmesi ile mümkün olabilmektedir. Mikro ve nano ölçekte teknolojinin ilerleyişi, Akıllı Giyilebilir Sistemleri (AGS) ; yaşantımıza dahil etmektedir. AGS sensörler; aktüatörler ve iletişim yapabilen bileşen ve modüllerden oluşan düşük maliyetli cihazlardır. Cihazların temel görevi barındırdığı sensörler vasıtasıyla hastanın düzenli sağlık, aktivite, fizyolojik ve mental değerlerini gözlemek ve iletişim modülleri vasıtasıyla merkezi sisteme bu verilerin aktarılmasını sağlamaktır. 24 Saatlik takiplerin yapılabilmesi sistemlerin hem ev içi hem de ev dışında kullanılacak şekilde tasarlanmasıyla sağlanmaktadır. AGS'ler günümüzde çok farklı sağlık problemlerinin takibinde kullanılmaktadır.

2.1 GİYİLEBİLİR SİSTEMLER

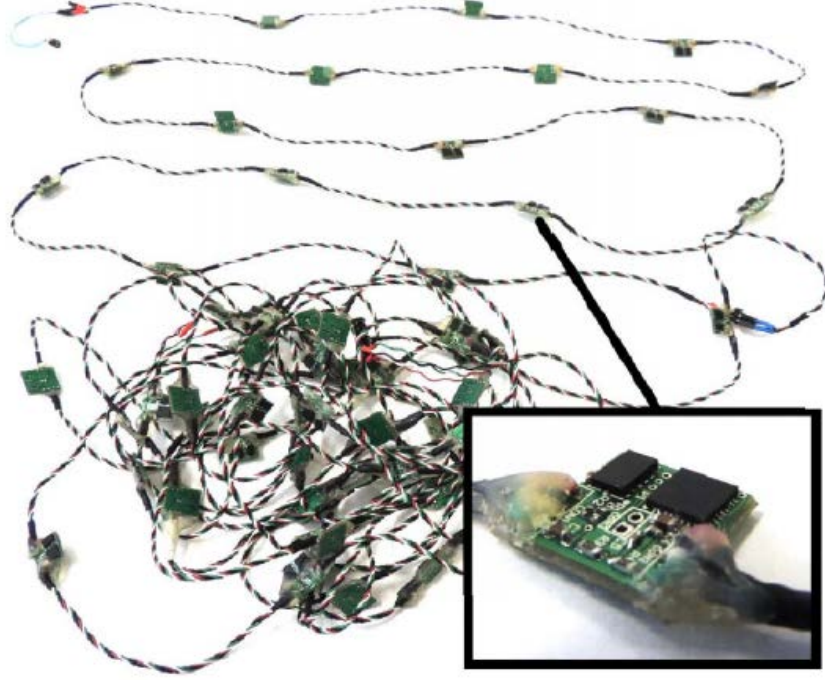
İnsanoğlu taş çağından günümüze kadar sürekli olarak alet ve araç geliştirmiş, işleri nasıl daha kolay ve daha etkili hale getirebileceği araştırarak bu aletleri kendi yararına kullanmıştır. Akıllı giyilebilir sensör teknolojisinin yaygınlaşması, kullanım alanlarını beraberinde zenginleştirmektedir. Günümüzde AGS'ler, Tekstil tabanlı ve Tekstil tabanlı olmayan yapıda iki farklı kategori altında sınıflandırılmaktadır. Bu iki kategori altında farklı uygulama formları ile son kullanıcıların ihtiyaçlarına yanıtlar aranmaktadır. Akıllı kıyafetler geleceğe atılan bir sonraki adımlarımızdır. Fiziksel aktiviteleri analiz eden kolyeler, ruh halini yansıtan ceketler, yakınlık algılama tişörtleri, performans analizi yapan koşu ayakkabıları ve niceleri bizim hayatlarımıza hızla katılmaktadır. Teknolojiyi giyim eşyasına entegre etme olanakları sonsuzdur. Yakın gelecekte herkesin en azından bir şekilde ağa bağlı bazı giysiler giyiniyor olacağı öngörülmektedir.

2.1.1 Mekanik (Tekstil Tabanlı Olmayan) AGS'ler

Öncelikle akıllı gözlükler, saatler, koşu bantları gibi ürünler ile hayatımıza giren bu sistemler, çoğunlukla tek bir hizmete yönelik olarak geliştirilmiştir. Yaşamsal parametrelerin uzaktan ölçümü için kullanılan cihazların pahalı oluşu ve beraberinde kullanılmak istenen diğer sistemler ile uyumsuzluğu, araştırmacıları farklı odaklar için ölçümler yapabilen çok sayıda sensörü bünyesinde barındıran özel çözümler üretmeye yönlendirmesi ile bu kategori altındaki çözümler ortaya çıkmıştır. Mikro elektro mekanik sistemlerin (MEMS), tamamlayıcı metal oksit yarı iletken (CMOS) teknolojisi ile beraber kullanımından [1] doğan bu tekstil tabanlı olmayan (non-textile) çözümlerin günümüzde ürün seviyesinde çok sayıda örneği bulunmaktadır.

2.1.2 Tekstil Tabanlı AGS'ler

Mekanik formdaki AGS'lerin belirginliği en önemli kullanım dezavantajı olarak değerlendirilmektedir. Bu belirginliği ortadan kaldırmak amacıyla araştırmacılar tarafından geliştirilen tekstil tabanlı AGS'ler, yüzlerce sensörü barındırabilmekte, her bir sensörün ihtiyacı olan veri iletim altyapısını ve enerji ihtiyaçlarını karşılayabilmektedir. Tekstil tabanlı olmayan türe göre en önemli avantajı kullanıcı ile fark edilmeyen bir etkileşimi bulunmasıdır [2]. Gündelik aktivitelerde engelleyici olmamasına karşın, kesim – dikim gibi zorlukları ve veri iletişim mimarisindeki tasarım kısıtları günümüzde araştırma konusu olmaktadır. Şekil 2.1'de sarmal şekilde konumlandırılmış sensörler gösterilmektedir.



Şekil 2.1: Zincir yapısındaki tekstil sensör düğümleri [2].

2.1.3 Sensör Çeşitliliği

AGS'ler üreticiler tarafından farklı yapılarda geliştiriliyor olsa da, bünyelerinde kullanılan sensörler çok farklılık göstermemektedir. Aşağıda gösterilmekte olan Tablo 2.1, AGS'lerde kullanılan vücut sensörlerini ve kullanımına bağlı olarak yaptığı ölçümleri belirtmektedir. Geliştirilen sistemin amacı doğrultusunda çeşitli sayıda ve çeşitlikte sensörlerin kullanımı oldukça yaygındır. Sensör sayısının artırılması enerji tüketimini olumsuz etkilediği gibi ölçümlerin doğruluğunu da arttırmaktadır. Artan tüketime bağlı olarak kullanılan enerji kaynağının kapasitesinin genişletilmesi ile cihazın toplam kütlesi büyümekte ve ağırlaşarak kullanımı zorlaştırmaktadır. Sensör çeşitliliğinin ve sayısının belirlenmesi tamamen mimari bir karar olarak araştırmacıların öncelikli tasarım kararıdır.

Tablo 2.1: Vücut Sensörleri.

Sensör	Yaptığı Ölçüm
VS1 – İvmeölçer	Yön
VS2 – Jiroskop	Denge
VS3 – Glukometre	Kan Şekeri
VS4 – Kan Basıncı	Osilometrik
VS5 – CO ² Gazı	CO ² Yoğunluğu
VS6 – EKG	Aktivite (Kardiyak)
VS7 – EEG	Aktivite (Beyin)
VS8 – EMG	Aktivite (Kas)
VS9 – EOG	Aktivite (Göz)
VS10 – Nabız Oksimetre	Oksijen Satürasyonu
VS11 – Galvanik Deri Tepkisi	Deri Tepkisi
VS12 – Termal	Vücut Sıcaklığı

Vücut sensörlerine ek olarak, hasta bakımının yapıldığı hastane, bakım evi veya gözetimli ev gibi yerlerde kullanılabilen ortam sensörleri (Tablo 2.2) çoğu araştırmada destekleyici olarak tercih edilmektedir. Hastaların hareket kabiliyetine imkan vermesi ve pek çok vücut sensörü ile ölçümü yapılamayan fizyolojik ve davranışsal parametrelerin gözlemi mümkün olmaktadır. Vücut sensörlerinden farklı olarak birim maliyetlerin daha fazla olmasına karşın, bir ortam sensörü ile çok sayıda kullanıcının takibi ve ölçümü yapılabilmesi en büyük avantajı olarak değerlendirilmektedir.

Tablo 2.2: Ortam Sensörleri.

Sensör	Yaptığı Ölçüm
OS1 - Pasif Kızılötesi Hareket (PIR)	Hareket
OS2 - Aktif Kızılötesi	Hareket
OS3 - Radyo Frekans Tanımlaması (RFID)	Etiket Algılama
OS4 - Basınç	Basınç
OS5 - Akıllı Fayans	Yüzey Basıncı
OS6 – Manyetik Anahtar	Kapı Açılımı
OS7 – Ultrasonik	Hareket
OS8 – Kamera	Aktivite (Video + Ses)
OS9 – Mikrofon	Aktivite (Ses)

AGS bileşenleri arasındaki iletişim, menzil gereksinimleri, tüketim değerleri ve maliyet unsurları değerlendirildiğinde kullanılacak teknolojileri Tablo 2.3’de detaylandırılmaktadır.

Tablo 2.3: Kablosuz İletişim Standartları [3].

	Kapsama Alanı	Veri Hızı	Tüketim	Maliyet	Frekans
IrDA	1m	16 Mbps	-	7TL	Kızılötesi
MICS	2m	500 Mbps	25 μ W	-	402 - 405Mhz
Zigbee	10-75m	20/ 40/ 250 Kbps	30mW	7TL	868MHz/ 915MHz/ 2.4GHz
Bluetooth	10-100m	1-3 Mbps	2.5-100mW	10TL	2.4GHz
802.11g	200m	54 Mbps	1W	30TL	2.4GHz

2.1.4 Kullanım Alanlarına göre AGS Sınıflandırması

Günümüze kadar yapılan araştırmalar incelendiğinde, görülmektedir ki AGS'ler üretim amaçlarına ve kullanım alanlarına göre 9 farklı kategoride değerlendirilmektedir;

Sürekli Sağlık Gözlemi: Sensör ağların, hasta takibinde EKG, EEG gibi çeşitli fizyolojik değerlerin 7/24 takibi sağlanabilmektedir.

Spor için Sağlık Gözlemi: Sürekli Sağlık Gözlemi yapan sistemler ile aynı şekilde çalışan, fakat sadece bireylerin spor yaptıkları zaman içerisinde fizyolojik değerlerini toplayan çözümlerdir.

Sürekli Davranış Gözlemi: Sensör ağların, hastaların davranış ve hareketlerini kayıt altına alınmasında kullanılmaktadır.

Acil Durum Tespiti: Sensör ağların, düşme, kalp krizi ve afet gibi istenmeyen durumların fark edilmesine tahsisidir.

Destekli Yaşam: Gündelik yaşantımızın kolaylaştıran akıllı ortamlardan faydalanma olarak özetlenebilir.

Rehabilitasyon ve Tedavi: Uzun süreli tedavi gerektiren durumunlar için geliştirilmiş uzaktan erişimli sistemlerdir.

Yol Gösterici Sağlık: Bireyler daha sağlıklı bir yaşama kavuşabilmeleri için belirli davranış ve alışkanlıkların yönetilmesine imkan veren çözümlerdir.

Duygusal Sağlık: Sinirsel ve psikolojik sağlığın takibi ve iyileştirilmesi amacıyla kullanılırlar.

Akıllı Hastaneler: Tanı ve tedavi süreçlerinin geleneksel medikal cihaz ve yöntemlere ek olarak farklı yaklaşımlarını kullanıldığı, hastalıklara özel ortam sensörleri barındıran tedavi odalarının kullanıldığı hastanelerdir.

2.1.5 Literatür Taraması

Literatür çalışması kapsamında 2010 yılı sonrasında IEEE, ACM ve Springer veri tabanlarında yayınlanmış araştırmalar, yukarıdaki kullanım alanlarına göre kategorize edilmiş ve Tablo 4’de özetlenmiştir. AGS’lerin kullanım amaçları değişkenlik gösterse de işlevleri çoğunlukla sensörleri aracılığıyla otomatik veri algılama, veri işleme, haberleşme, depolama, yorumlama, müdahale etme gibi kişinin yaşam tarzını olumlu yönde etkileyecek, koruma ve güvenliğini sağlamaya yönelik bir dizi işlemden oluşmaktadır. Bireylerin fizyolojik ve ortamların çevresel değerlerini ölçümleyip toplanan veri ile anlamlı çıkarımlarda bulunmak, bir AGS için temel görev olarak nitelendirilmektedir. Yorumlanan veriler özellikle sağlık alanında pek çok hastalığın önceden tespitine veya önlenmesine imkan sağlamaktadır. AGS’ler günümüzde pek çok sağlık sorununun takibinde kullanılmaktadır.

Digital Fitness Connector [4] isimli çalışmada, bluetooth ile mobil telefonlar ve ANT+ ile spor cihazlar bağlantılı olarak çalışmakta ve nabız, hız, tempo, mesafe, hız, güç gibi değerlerin ölçülebilen bir spor takip sistemi ile kullanıcılarının spor seanslarını kontrol etmektedir. Projenin temel amacı farklı spor sensörlerini birleştirecek bir aktarma merkezi (hub) cihaz tasarımıdır. Akıllı evler için geliştirilmiş bir başka çalışma da [5], radyo frekansı ile giyilebilir bir tişört üzerinden yapılan EKG, solunum ve sıcaklık ölçümleri, tablet veya akıllı telefon üzerinden sağlık birimine ulaştırılmaktadır. 3 eksenli ivmeölçer kullanılarak elde edilen ivme sinyalleri, EKG ile birlikte tanı çözünürlüğünü artırmada kullanılmıştır.

Giyilebilir sistemlerin vücudun çeşitli bölgelerindeki problemlere göre farklı tasarımları bulunmaktadır. Diz protezi içerisine yerleştirilen üç adet anizotropik manyetik direnç sensörleri ile kinematik ölçüm yapan akıllı protez [6], ampute insanların yürüyüş desenlerini analiz etmeye ve yaşam kalitesini arttırmaya yönelik tasarlanmıştır. Robotik diz simülatöründe yapılan testler göstermektedir ki; doğru fleksiyon uzantısı deseni, 100 Hz örnekleme frekansında AMR sensörleri ile tahmin edilmiştir.

Zhu, Sheng ve Liu’nin önerdiği sistem [7] [8] ile yaşlı insanları yaşam kalitesini arttırmaya yönelik dört farklı mekansal, zamansal, süresel ve ardışıklık anomalileri, olasılıksal bir çerçeve

kullanarak tespit edilmektedir. Geliştirilen sistem, vücut sensör ağı ve akıllı ev sensörlerinden oluşmaktadır. Ev içerisinde 8 farklı kategorideki hareketlerin yakalanması için Vicon altyapısı kullanılmıştır. Yapılan tüm ölçümlere ait paketler ağ içerisinde zaman etiketi ile iletilmekte ve dinamik Bayes ağ modellemesi kullanılarak karmaşık aktivite tanımlaması yapılmaktadır. Anomali tespiti modelinde, en fazla benzerlik (maximumlikelihood) tahmin algoritması ve Laplace yumuşatması kullanılmıştır. Başka bir çalışmada, KOAH hastalığının yaşam şartlarına olumsuz etkilemesini engellemek amacıyla geliştirilen sistem ADSIP [9], takibi yapılan hastanın; sensörler üzerinden toplanan fizyolojik değerlerini ve hastanın belirli aralıklarla durumunu sisteme girerek verdiği bilgiler ile zaman serisi bir veri kümesi oluşturulmaktadır. Kişinin sağlık özelliklerinin öğrenme yoluyla karar destek sisteminde kullanılması ile sağlık durumu tanısında, yalancı pozitif azalacak ve yalancı negatif tanı önlenecektir.

Daha farklı bir ekipman kullanılarak görme engellilerin yürüyüşünü kolaylaştırmak amacıyla geliştirilmiş olan sırt çantası [10] üzerindeki ultrasonik sensörleri ile kullanıcısının yolunda bulunan engelleri tespit etmektedir. Sistem gidilecek noktaya en uygun rotayı bulmak için A* algoritmasını kullanmaktadır.

AGS'lerin tasarımında kullanılmak üzere geliştirilmiş olan bir jenerik mimari çalışmada [11] mobil tabanlı yaygın sistemlerin desteklediği, çok parametrelili, akıllı kablosuz iletişim modeli detaylandırılmaktadır. Önerilen model kablosuz algılayıcı ağların kurulumunda sıkça kullanılan 2 katmanlı mimarinin bir uyarlaması olarak görülmektedir. Geleneksel AGS mimarilerinden ayrıldığı en önemli farkı; iş yükü dağılımının, yapay zeka hesaplamalarının ve depolama işlemlerinin medikal merkezi bir sunucu yerine dağıtık olarak gerçekleşmesidir. Geliştirilen ara katmanın başarısını ölçmek için göğüs üzerine kemer ile bağlı EKG, sıcaklık ve solunum sayısı ölçümü yapabilen sensör uygulaması, TinyOS üzerine doğrudan çalışılan bir alternatif ile kod satır sayısı, RAM, ROM ve olay sayıları kıyaslanarak ve sonuçlar listelenmiştir.

Akıllı televizyonların uzaktan yönteminde çoğunlukla Kinect benzeri kamera tabanlı hareket algılayıcı sensörlerin kullanıldığı çalışmalara alternatif olarak, Seetharamu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışma [12], akıllı saat üzerinden TV kontrolünü sağlamaktadır. El hareketlerini komut olarak algılayan saatin iletileri, akıllı telefon vasıtasıyla TV'nin anlayabileceği biçime çevrilmektedir.

Ortam analizi için geliştirilmiş akıllı gözlük [13] [14] ile yüz tanıma gerçekleştirilebilmektedir. Göz takibi için konulan iç kamerası, kullanıcının baktığı noktadaki yüzlerin tespiti yapan algoritmayı tetiklemektedir. Kullanıcının baktığı bölgedeki yüzler tespit edilerek, eigen vektörlerinden oluşan, eigen surat uzayı tanımlanmaktadır. Kovaryans matrisi ile eigen değerleri ve vektörleri hesaplanarak, veri tabanındaki kayıtlar ile yüz tanıma gerçekleştirilmektedir. Bildirimler ise; kulaklığa veya gözlük üzerindeki ekran vasıtasıyla kullanıcıya iletilmektedir. Hafıza kaybı problemi ile mücadele eden ileri yaştaki kişilerin günlük yaşantılarındaki faaliyetleri kolaylaştırmak için geliştirilen gözlük [15], gösterge tabanlı akıllı gözlük ve Bluetooth kulaklık cihazı ile önceden tanımlanmış rotada yapılan yürüyüşleri desteklemektedir. Bakıcıların bire bir hasta ilişkisini arttırmayı sağlayan çalışmada, Şekil 2.2'de daireler ile gösterilen bölümlerdeki 14 adet LED ışık göstergesi, farklı renk ve kombinasyonlar ile kullanıcıya yön vermektedir.



Şekil 2.2: Led göstergeli yön bulma gözlüğü [15].

Gözlüklerin kullanıldığı bir başka çalışmada [16], kullanıcılara; bileklik tipi bir dokunmatik panel üzerinden kontrol ile artırılmış gerçeklik tecrübesi yaşatılmaktadır. Dokunmatik ekranda 3D obje yönetimi, konuşma tanınması ile çalışan sistemlere göre daha başarılı olduğu ifade edilmektedir. Akıllı gözlükler üzerindeki güvenilir kullanıcı yetkilendirmesi çoğunlukla şifre veya biyometrik değer kontrolü olarak gerçekleştirilmektedir. Geliştiricilerin çoğunlukla tercih ettikleri biyometrik bilgiler; ses, parmak izi, retina veya iris görüntüsü olduğu görülmektedir [17].

Harvard Tıp Fakültesi'nde uzun süreli diz kinematiği analizi için geliştirilen sistem [18] üzerinde hareketi algılamak için bulunan diz açısı sensörü; üzerinde üç eksenli ivmeölçer bulunan bir kablosuz electrogonimetredir. Şekil 2.3'de görülmekte olan sistem e-tekstil kullanmakta ve yüksek doğrulukta diz fleksiyon ölçümleri, akıllı telefon üzerinden çalışmakta olan mobil uygulama üzerinden kullanıcılara gösterilebilmektedir.



Şekil 2.3: Diz kinematiği ölçümü için geliştirilen giyilebilir sistem [18].

Diz eklem hareketleri olan fleksiyon-ekstansiyon ve iç-dış rotasyonların ölçümü için geliştirilmiş sistem [19], diz kapağı çevresine yerleştirilmiş manyetik hassasiyet (precision) sensörleri ile yüksek doğrulukta ölçümler yapmaktadır. AGS'nin güç tüketimini azaltabilmek için örnekleme hızı azaltılan ölçümler, doğrusal regresyon ve maksimum entropi sıralı ağırlıklı ortalama (MEOWA) ile iyileştirilmiştir.

2.2 KARDİOVASKÜLER HASTALIK İZLEME

Dünya Sağlık örgütü (World Health Organization - WHO) [20] verilerine göre, ölüm sebepleri arasında birinci sırada kalp ve dolaşım sistemi rahatsızlıkları yer almaktadır. 2015 Yılında dünya genelinde gerçekleşen 56.4 milyon ölümün, 15 milyonu kalp rahatsızlıkları sonucu meydana gelmiştir. Hastalığa yakalanma oranının yüksek olmasının sebebi; obezite, tuzlu ve

yağlı yiyeceklerin yoğun tüketimi, stres, egzersiz eksikliği ve genetik faktörlerdir. Bayanlarda bu sebeplere ek olarak menopozla birlikte gelen, hipertansiyon, kan yağlarının yükselmesi, diyabet, kilo artışı gibi risk faktörlerinin yükselmesi ile hastalıklara yakalanmayı daha kolay hale getirmektedir. Özellikle yaşlılarda ve bayanlarda ölüm oranı daha yüksek seviyededir.

Hastanelerde kalp ve dolaşım sistemi rahatsızlıklarının teşhisinde kullanılan, başarımını ispat etmiş çok sayıda yöntem bulunmaktadır. Bunların en başında radyolojik yöntemler olan, EKG, eforlu EKG, ekokardiyografi, kalp kateterizasyonu tele radyografi, fluoroskopi, anjiyokardiyografi, tomografi, radyo izotop inceleme gelmektedir. EKG, miyokardiyal iskemi veya enfarktüs gibi kritik kardiyak sorunların teşhisinde ve kalp kaslarındaki hasarının kapsamını değerlendirmek için kullanılan en temel yaklaşımdır. EKG analizinde çoğunlukla 3 led kullanan cihazlar tercih edilmektedir. Fakat spor analizi ve gündelik yaşam takibi için ürün seviyesinde satılmakta olan giyilebilir cihazların çoğunluğu tek LED kullandığından, sadece ritim analizi yapabilirler. Normal ritmin dışına çıktığı durumların değerlendirmesini yaparak kullanıcılarını bilgilendirirler. Bu ritim analizi sadece birkaç ölümcül olmayan kalp ve dolaşım sistemi rahatsızlığının tespitinin ötesine gidememektedir. Çoğu hekim 3 ledli EKG cihazlarını bile yetersiz bularak, hastanelerde 12 ledli sistemlerin yaptığı ölçümler arasındaki korelasyonu değerlendirerek teşhislerde bulunmaktadır [21]. Ek teşhis yöntemi olarak, renkli Doppler testi ile damar yapısı analizi, 10 derece eğimde 3,5km hız ile egzersiz (Treadmill) testi ve laboratuvar analizleri olan sedimantasyon, protrombin zamanı, kan lipitleri, üre değerleri kullanılmaktadır. Tabii ki hastanın öyküsü fiziki muayene için oldukça kritik önem taşıdığından, hekimlerin mümkün olduğu kadar çok veri kullanılması teşhis ve tedaviye yardımcı olmaktadır [22].

Bu hastalık grubu bünyesinde; kalp kapaklarındaki hastalıkları, kalbin yapısından kaynaklanan anormallikleri, kalbe kan akışını sağlayan damarlardaki rahatsızlıkları ve kalpteki ritim bozukluklarını barındırmaktadır. Bunların en bilindikleri; kalp yetmezliği (sağ/sol), mitral darlığı, triküspit yetmezliği, aort darlığı, koroner skleroz, anjino pektoris, myokard enfarktüsü, korpulmonale, hipertansiyon, periferik damar hastalıkları olarak özetlenebilir. Ulusal ve uluslararası tedavi araştırmalarında öncelik sırası bu rahatsızlık grubunda bulunmasına karşın, hasta durumlarının düzenli takip edilememesi ve reaksiyon sürelerinin uzun sürmesi ölüm oranlarının azaltılmasına engel teşkil etmektedir. Hasta başına düşen doktor sayısının yetersiz oluşu kalp rahatsızlığı bulunan hastaların yakından takibini zorlaştırmakla beraber, ölüm oranlarını arttıran birincil sebep olmaktadır. Uzun vadede bu sorunun çözümü çok sayıda

donanımlı hastane açılması ve yetişmiş doktorların istihdam edilmesi ile mümkün olacaktır. Fakat kısa ve orta vadede gelişen teknolojiyi hasta takibinde kullanmak en ucuz ve uygulanabilir çözüm olarak sunulurken, ölüm oranlarının azaltılması hedeflenmektedir.

Geleneksel hasta tedavi yaklaşımlarının giderek masraflı hale geldiği ve kalabalık nüfusun ihtiyacını karşılayamadığı günümüzde, yenilikçi tedavi yöntemleri, bireylerin sorunlarına çözüm olabilecek fırsatlar sunmaktadır. Özellikle kalp rahatsızlığı dünya üzerinde en sık karşılaşılan hastalık grubu olduğu için bu alanda yapılan çalışmalarda hayli önem kazanmıştır. Uzaktan hasta takibi amacıyla geliştirilen sistemlerin ürettiği ölçüm verileri, hastanelerde toplananlara kıyasla çok daha büyük olmasından ötürü depolanmasında farklı yaklaşımlar tercih edilmelidir. Benzer şekilde bu amaçla geliştirilen sistemlerin kullanıcı dostu, enerji verimli, kusura dayanıklı özelliklere sahip olabilmesi için çok farklı teknolojilerden ve iletişim protokollerinden faydalanılmaktadır. Araştırmacıların ana motivasyonu uzun süreli hasta takibinin, erken teşhis ve hastalıkları önlemeye olumlu etkisinin olmasıdır. Bu kapsamda yapılmış çalışmalardan ilki Avrupa Birliği FP5 IST tarafından desteklenen AMON (Advanced care and alert portable telemedical MONitor) [23] projesidir. Günlük aktiviteleri ve hareketleri sınırlamadan bileğe takılarak kullanılan bir cihaz, çok sayıda vital bulguyu tıbbi acil durumların fark edilmesini sağlamaktadır. Hastalara müdahale etmeden sürekli ve uzun vadeli nabız, oksijen saturasyonu (SpO2), kan basıncı ve EKG izleme yapabilmesi ile kontrolleri kolaylaştırmaktadır. 33 Hastanın kullandığı ilk prototipler tüm ölçümlerde gerekli tıbbi doğruluğu elde edememiş olsa bile, toplanılan bilgiler ile hastaların sağlık durumları hakkında detaylı analizler yapılabilmektedir. Bir başka Avrupa Birliği çalışması ise, FP6 STREP kapsamında fonlanan HEARTFAID [24] projesidir. Kronik kalp yetmezliği çeken hastaların uzaktan izlenmesi ve yönetimi için geliştirilmiş olan bu e-sağlık platformunda kullanıcılar, tekstil tabanlı elektrotları, dokunmatik ekranı ve 3G bağlantısı için UMTS cihazı olan bir yeleği giymektedirler. Sistemin merkezi yazılımında toplanan verideki sinyalin kardiyologların yorumlayabilmesi için yeterli kalitede olduğu sonucuna varılmıştır. Bu ölçümlerin bir klinik karar destek sistemi modülü ile işlenmesi sağlanmaktadır. Avrupa komisyonunun bir parçası olarak yapılan benzer çalışmalar MagIC [25], MyHeart [26] ve WEALTHY [27] projeleri ile giysi tabanlı uzun süreli izleme yapılabilen sağlık platformları geliştirilmiştir.

Shen ve arkadaşları [28] tarafından geliştirilen, kulağa takılabilir EKG kaydı yapabilen akıllı bir cihaz geliştirme çalışmasında, cihazın bilgisayar etkileşimi Bluetooth ile yapılmakta ve

günlük aktivite ile kişinin pozisyon ve konumunu takip etmeye olanak sağlamaktadır. Yaşlı ve yardıma muhtaç insanların günlük takip ve kontrollerinde kullanılması planlanan bu destekleyici sistemin hasta etkileşimi geleneksel yaklaşımlardan farklı olarak kulak üzerindeki bir cihaz ile sağlanmaktadır. Göğüs bölgesini kullanmayan bir başka çalışmada [29] kan oksijen saturasyonu (SpO2) ve kalp atış hızını ölçmek üzere parmağa takılabilen bir yüzük şeklinde cihaz geliştirilmiştir. Bu yüzük sensör ile hipertansiyon tanısından konjestif kalp yetmezliğine kadar pek çok kalp ve dolaşım sistemi rahatsızlığının tanısı konulabilmektedir. Projenin devamı niteliğinde yüzük üzerine iki adet MEMS ivmeölçerine dayanan yeni yükseklik sensörü entegre edilmiş ve bu sensör ile ortalama arter kan basıncı ölçülmüştür [30].

Bu alanda yapılan bir diğer çalışmada [31] mobil tabanlı EKG algılama, kardiyak elektriksel aktivitenin uzay-zaman düzleminde gösterimi, EKG sinyallerinin optimal modele dayalı bir temsili ve hastalık örüntü tanıma için dinamik gömülü ağ olmak üzere 4 bileşenden oluşan akıllı mobil sağlık (MESH) teknolojisi geliştirilmiştir. iOS Tabanlı mobil işletim sistemleri için geliştirilen uygulama ile gerçek zamanlı toplanan EKG sinyalleri hekimlerin erişimine açılarak, hızlı bir şekilde hayatı tehdit eden kalp hastalıkları hakkında hastanın uyarılması sağlanmaktadır. IoT cihazlarının aynı amaçla kullanıldığı benzer bir araştırmada [32], kullanıcıya mobil cihaz kullanmadan IoT üzerinden takip imkanı tanımaktadır. Giyilebilir EKG düğümündeki veri doğrudan wifi aracılığı HTTP ve MQTT protokollerini kullanarak servis uygulamasına aktarılmaktadır. IoT sensörlerin veri aktarımındaki güvenlik protokollerinin detaylı olarak çalışıldığı projede [33], zafiyetlerin en aza indirgenmesini amaçlayan bir güvenlik modeli önerilmektedir.

EKG, kan basıncı ve oksijen saturasyonu değerlerinin ölçülünerek bulut sunucusunda kişisel fizyolojik veri tabanı oluşturulan sistemde [34], en iyi kişisel fizyolojik verileri belirlemek için geliştirilmiş parçacık sürüsü optimizasyon algoritması kullanmakta ve tehlike seviyesi belirlenmektedir. Fizyolojik veriler belirlenen tehlike eşiğini ulaştığında, bir tıbbi birim tarafından zamanında tedavi edilmesi için bir uyarı verilmektedir. Çoğunlukla sporcuların sağlık durumlarını kontrol altında tutmak için tasarlanan sistem [35] özellikle amatör sporcuları hedef kitlesi olarak seçmiştir. Susuzluğun vücuda vereceği zararları önlemek üzerine tasarlanan sistemde kullanılan farklı sensör ile kişinin sodyum, iletkenlik, ph, ter oranı, EKG, solunum ve kan oksijen oranları ölçümlenmektedir. Ter insanın sağlığı hakkında önemli bilgiler

içerdiğinden, spor sırasında ölçümlenen ter ile kişinin susuzluk seviyesi tespit edilerek vücuda zarar verecek noktaya gelmeden müdahale etmek amaçlanmıştır.

Konjestif Kalp Yetmezliği bakım sürecindeki mevcut boşluğu kapatmak için tasarlanmış olan MyHeart [36], mobil uygulama aracılığı ile kişinin semptomlarını kural tabanlı bir sistem ile yorumlamaktadır. Kan basıncı ve glikoz değerlerini ölçümleyen sistem aynı zamanda, öz bakım hizmetini teşvik etmeyi amaçlayan Fogg'un davranış modelini referans alarak hastalara gerekli durumlarda bilgi mesajları göndererek uyarılarda bulunmaktadır. ProeTEX projesi [37], özellikle risk altındaki kişiler için tasarlanmış akıllı giysilerin geliştirilmesine yönelik birçok girişimden biridir. Sivil Koruma kurtarma ekipleri için tasarlanan sistem Üç eksenli ivmeölçer ve EKG sensöründen elde edilen verilerden; adım frekansı, gövde eğimi, kalp atım hızı gibi değerler ile kişinin fiziksel aktiviteleri tahmin edilir. Dik durma, gövdeyi veya kolları hareket ettirme, yürüme, yoğun yürüyüş, koşu, durağan yoğun hareketler, yoğun hareketlerden sonra dinlenme, uzanmadan hareket etme, uzanarak hareket etme olmak üzere 9 farklı durumu sınıflandırarak olağan dışı aktiviteleri yakalamak hedeflenmiştir ve bu ortalama %88 doğrulukla başarılımıştır. Kalp ve dolaşım sistemi sorunlarını sensörlerden yapılan ölçümleri referans almak yerine, mobil bir uygulama üzerinden anket kanalı ile önemli bilgileri alarak risk analizi yapan sistem Wanda-CVD [38], bel çevresi, vücut kitle indeksi (VKI), düşük dansiteli lipoprotein (LDL) ve yüksek yoğunluklu lipoprotein (HDL) değerlerini tahmin ederek risk hesaplamaktadır.

Ölçülen verilerdeki doğruluk bir diğer önemli araştırma konusu olarak karşımıza çıkmaktadır. Hareket ve yürümenin oluşturduğu gürültülerden arındırılmış EKG sinyalinin ZigBee protokolü üzerinden mobil platforma aktarımını konu olan çalışmada [39] veri kaybını en aza indirmek için FLE-MCF protokolü tercih edilmiştir. Önerilen FLE-MCF protokolünün performansı, modifiye minimum maliyet yönlendirme (MMCF) protokolününkiyle karşılaştırılmıştır. Sadece insanlara değil, hayvanlar üzerinde uzun süreli gözlem çalışmaları bulunmaktadır. Laboratuvar ortamlarının dışında köpeklerin kalp atış hızı, kalp atış hızı değişkenliği ve solunum hızı gibi vital bulguları ile stres, sıkıntı, heyecan gibi duygusal durumlarını izleyebilme özellikle veterinerler için günümüzün en ilgi çekici konuları arasındadır. Köpek davranışlarını algılamak için yapılan çalışmanın [40] hedefi EKG, PPG ve IMU sensörleri yardımı ile köpekler tarafından çevre uyaranlara karşı davranışsal tepkilerini yakalamak ve yorumlamaktır.

Giyilebilir sistemler üzerindeki biyomedikal sensörlerin düşük güç tüketimi uzun süreli kullanılabilirliği doğrudan etkileyen bir indikatördür. Giyilebilir sistemlerin enerji verimli ve uzun vadeli kullanım optimizasyonu üzerine yapılan testlerin yer aldığı çalışma [41] kalp hızı, kan basıncı, oksijen saturasyonu, vücut sıcaklığı, kan şekeri, ivmeölçer, EKG ve EEG sensörlerinden alınan değerleri kullanmaktadır. Çalışma her bir sensörün çeşitli şartlar altında ne kadar süre ölçüm yapmaya devam edebileceğini test etmektedir. Ölçülen verinin aktarımındaki trafiğin en aza indirgenmesini konu alan çalışmada [42], giyilebilir cihazlar için yeni bir QRS algılama ve kayıpsız veri sıkıştırma algoritması sunmaktadır. Önerilen JQDC işlemci, QRS algılama ve kayıpsız veri sıkıştırma arasında donanım kaynaklarını paylaştığı ve bu da bağımsız bir donanıma kıyasla daha düşük güç tüketimine neden olduğu rapor edilmiştir. Uzaktan EKG analizi ile kalp durumunu izlemek için geliştirilmiş sistemlerden biri olan HeartPals [43], Quasar The Physiological Status Monitor (PSM) kemeri ile EKG, vücut sıcaklığı ve 3 boyutlu akesleremotre ile yapılan ölçümler WiFi ile Android tabanlı geliştirilen uygulama üzerinden görüntülenmektedir. Bu mobil uygulama aynı zamanda yapılan ölçümleri bulut üzerinde çalışan uygulamaya ve veritabanlarına aktarmakla da görevlidir. CVDiMo'ya EKG analizinde makine öğrenmesi yöntemlerinin kullanılması ile benzerlik gösteren projede [44], "semptom görüldü" veya "semptom görülmedi" şeklinde sınıflandırma yapılarak kardiyak olay riski yüksek olan kullanıcıların belirlenmesini ve LQTS genetik bozukluğu olan hastaların keşfedilebilmesi hedeflenmiştir.

Önerilen sistem CVDiMo'ya benzerlik gösteren sistemler ile yapılan kıyaslamada, veri analizinin yapılarak kardiyovasküler riskin tahmini, duygu analizi ile kalbi etkileyen duygu durum durumlarının saptanması ve 6 dakika yürüme testi kapasitesi ile yürüyüş mesafesi, yorgunluk ve nefes darlığı durumu, normal nabız değerlerine ne kadar sürede geri döndüğünün saptanmasıyla diğer sistemlerden ayrılmaktadır. Tablo 2.4'de yapılan kıyaslamaya ait detaylar verilmektedir. Geliştirilen çoğu sistemin web veya mobil sistemler üzerinden izlenmesinin sağlandığı görülmektedir. Çalışma metodolojileri statik kural tabanlı sistemler ile yapılabildiği gibi makine öğrenmesinin etkin kullanımı ile karar destek mekanizmaları adapte edilebilmektedir. CVDiMo'nun duygu analizi kullanılarak hastaların çoğunlukla hangi duygu durumunda olduğunun tespiti yapılabilmektedir. Bu bilgi doğrultusunda hekimlerin hastalarına uyguladıkları tedavilere yeni bir boyut eklenmiş olmaktadır. Mental durumun kalp ve dolaşım sistemi sağlığı üzerinde etkisi olduğu gerçekleştirilen deneyler ile ortaya konulmuştur.

Tablo 2.4: Kardiyovasküler sağlık alanında yapılan çalışmaların temel özelliklerine göre karşılaştırılması.

Proje	Sensör Sayısı	İletişim	Mobil	Web	Bulut	MÖ	6T	DA	RA
[38](2010)	7	BT	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗
[39](2014)	2	BT	✓	✓	✓	✓	✗	✗	✗
[40](2010)	2	BT	✗	✗	✗	✓	✗	✗	✗
[37](2014)	3	BT, ZigBee	✓	✗	✓	✓	✗	✗	✗
[42](2014)	2	ZigBee	✓	✗	✗	✗	✗	✗	✗
[43](2016)	3	Wi-Fi	✗	✗	✗	✓	✗	✗	✗
[44](2015)	8	Wi-Fi	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗
[45](2016)	1	Wi-Fi	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗
[46](2013)	3	Wi-Fi	✓	✓	✓	✗	✗	✗	✗
CVDiMo (2017)	6	BT	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

BT: Bluetooth,

MÖ: Makine Öğrenmesi Yöntemi,

6T: 6 Dakika Yürüme Testi,

DA: Duygu Analizi,

RA: Kardiyovasküler Risk Analizi

3. MALZEME VE YÖNTEM

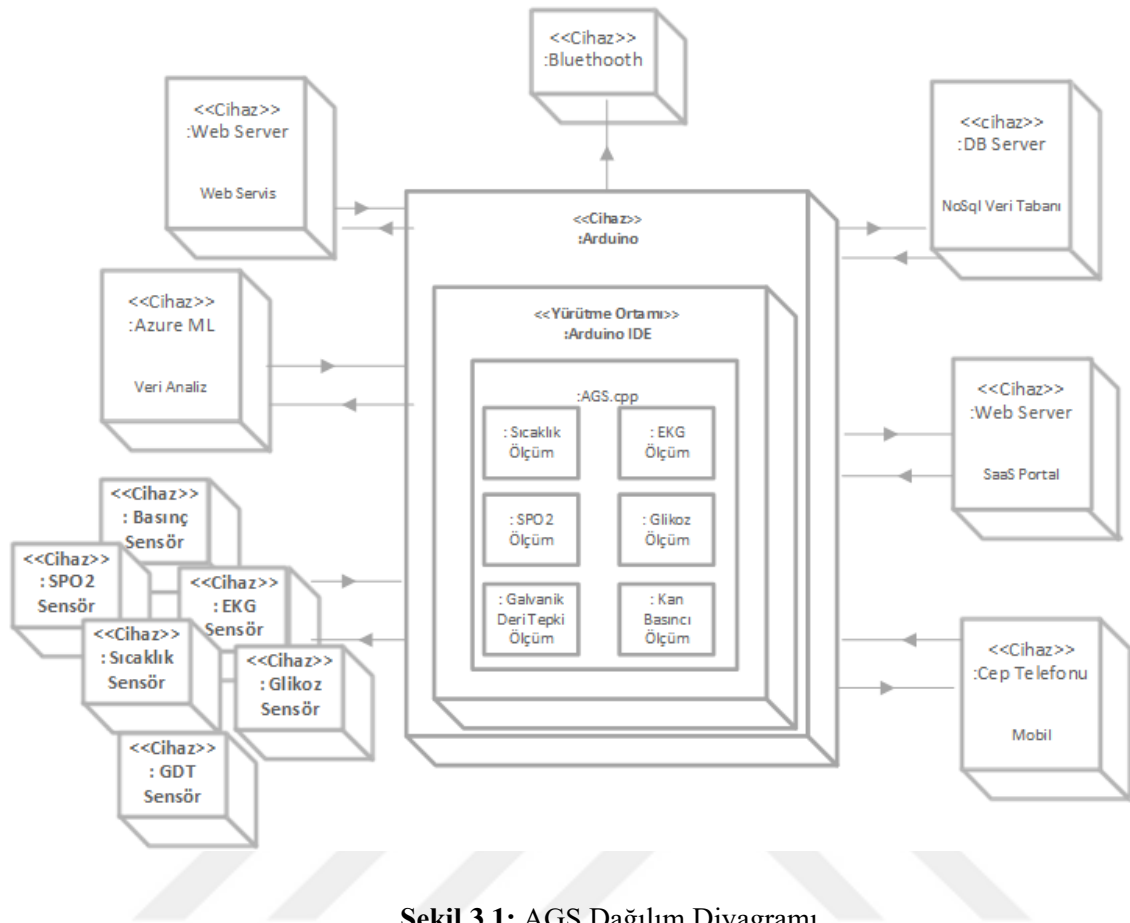
Hastane dışı kullanım için hastaların fizyolojik değerlerini uzun süreli olarak ölçen ve bu yaptığı ölçümleri analiz ederek kısa vadeli sağlık durumuna ilişkin değerlendirme yapan sistem tasarımı gerçekleştirilmiştir. Bu bölümde, önerdiğimiz sistemine ait bileşenler, sunulan fonksiyonlar ve tasarım detayları anlatılmaktadır.

3.1 GİYİLEBİLİR SİSTEM DONANIM PROTOTİPİ

Günlük yaşantıyı engellemeden, kalp ve dolaşım sistemi rahatsızlıklarının analizini ve tespitini gerçekleştirmek üzere bir AGS prototipi tasarlanmış ve geliştirilen bu sisteme CVDiMo ismi verilmiştir.

Geliştirilen prototip üzerinde 6 adet fizyolojik veri ölçüm sensörü kullanılmıştır; sırasıyla EKG, vücut sıcaklık ölçer, nabız oksimetre ölçer, galvanik deri tepkisi ölçer, kan basıncı ve glukometre sensörleri bulunmaktadır. Tasarımın küçük boyutlarda olmasını sağlamak amacıyla, tüm bu sensörlerin ihtiyacı olan hesaplama kapasitesi için Arduino UNO Rev.3 mikro denetçi ve enerji kaynağı olarak da 11,1V 1300mAh lipo batarya tercih edilmiştir. Sistemin altyapısı arasındaki ilişkilerin gösterildiği dağılım diyagramı aşağıda gösterilmektedir.

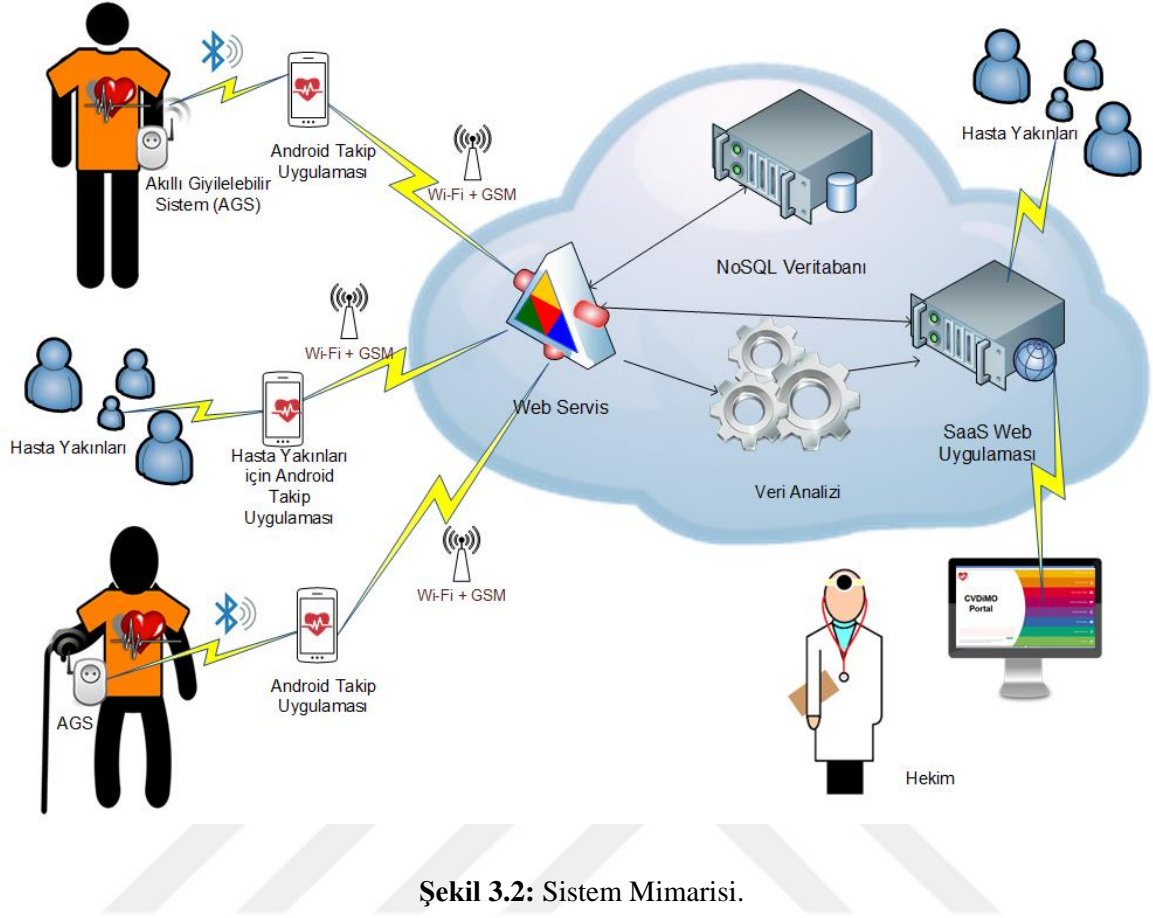
Şekil 3.1'de AGS bileşenin vücut üzerindeki konumu ve sensörleri ile olan bağlantıları gösterilmektedir. Yürütme ortamı olarak çok farklı platformların kullanıldığı sistemde, uyumluluk problemleri ile karşılaşılmasında amacıyla servis odaklı geliştirme gerçekleştirilmiş ve veri iletimi aracı olarak web servislerinden faydalanılmıştır.



Şekil 3.1: AGS Dağılım Diyagramı.

3.2 GİYİLEBİLİR SİSTEM MİMARİSİ

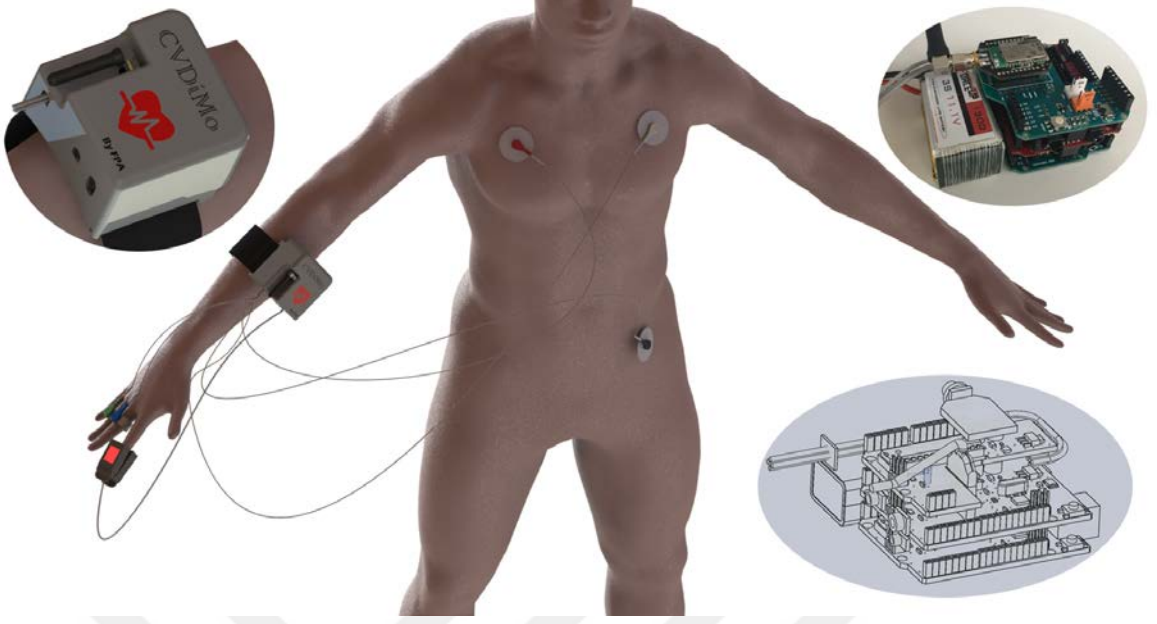
Geliştirilen sistem içerisinde farklı görevlerde çalışan 6 bileşen bulunmaktadır. Fizyolojik verileri ölçümleyecek bir AGS, yerel bilgileri bulut üzerine taşıyacak ve görüntüleme amaçlı kullanılacak olan mobil bileşen, veri aktarım bileşeni, veri depolama bileşeni, fizyolojik verilerin analizinden sorumlu bileşen ve tüm kullanıcı rollerine (doktor, hasta ve hasta yakını) göre hizmet sunan bileşen sistemin bütünü oluşturmaktadır. Şekil 3.2’de tüm bileşenlerin birbirleri ile olan etkileşimleri görülmektedir. Bileşenler arası iletişim için çeşitli kablosuz bağlantı teknolojilerinden faydalanılmıştır. Çok sayıda türdeş olmayan platform bulunmasından ötürü, sistem fonksiyonallikleri servis tabanlı mimariye uygun olarak gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.2: Sistem Mimarisi.

3.2.1 AGS Bileşeni

Tüm sistemin merkezi konumunda yer alan AGS bileşeni, üzerindeki sensörleri vasıtasıyla yaptığı ölçümler ile sistemi beslemektedir. Bilek ve kol üzerine konumlandırılarak kullanım sunulmaktadır. Hareket anında kolay taşınabilmesi amacıyla bir cırt bant ile sabitlenmektedir. Şekil 3.3'de AGS bileşenin vücut üzerindeki konumu ve sensörleri ile olan bağlantıları gösterilmektedir.



Şekil 3.3: AGS Görüntüsü.

AGS bileşenin temel görevi sensörleri aracılığıyla zaman planına bağlı olarak rutin ölçümleri yapmak ve bu ölçümleri bulut ortamındaki veri tabanına aktarılması için mobil bileşen ile etkileşim halinde olmaktır. Yapılan ölçümlere ait veri doğrudan kullanılmadığı için AGS üzerinde bir bilgilendirme ekranı tasarlanmamıştır. Sistem mimarisinde yer alan sensörlerden alınan verinin işlenişi bölüm 3.3 Fizyolojik Sinyal Ölçüm altında detaylandırılmaktadır. Anlamlandırılan ham verinin kullanıcılara gösterimi mobil ve web bileşeni üzerinden sağlanmaktadır.

3.2.2 Mobil Bileşen

AGS'nin kullanıcılardan topladığı verilerin gözlemlemesi için en kolay yöntem, mobil uygulamaların kullanılması olacaktır. Antman'ın [45] hazırladığı rapora göre Amerika'da erişkin bireylerin yüzde 20'ye yakını sağlık amaçlı bir mobil uygulama kullandığı tespit edilmiştir.

Android tabanlı mobil uygulamaların geliştirme ortamı olarak IntelliJ IDEA Community Edt. v2016.2.3 sürümü kullanılmıştır. Birim ve arayüz testleri ilk olarak Nexus 6 API22 profili kullanan VIM emülatörü üzerinde denenmiş, nihai testler ise Android Lollipop 5.1 işletim sistemi bulunan Huvawei G8 akıllı telefon üzerinde gerçekleştirilmiştir. Mobil uygulamanın ihtiyacı olan küçük ölçekli verinin depolanması lokal olarak SQLite ile sağlanmıştır. SQLite

gömülü bir SQL veri tabanı motorudur. Çoğu diğer SQL veri tabanının aksine, SQLite ayrı sunucu işlemlerine sahip değildir ve kaynak dosyasına direkt olarak okuma/yazma yapabildiği için tercih edilmiştir. Büyük verini depolanması mobil cihaz üzerinde yapılmaz ve büyük veri doğrudan web servisler kullanılarak bulut üzerindeki MongoDB veri ambarına aktarılır.

Geliştirilen mobil uygulamanın hasta ve hasta yakını için iki farklı sürümü bulunmaktadır. Anlık değerlerin gözlemlenmesi ve acil durumlarda yapılacak olan bilgilendirmeler mobil uygulama ile sağlanmaktadır. Ayrıca hastanın bulunduğu yer bilgisi GPS ile tespit edilerek, bulunduğu yere en yakın hastane sistem tarafından ihtiyaç anında önerilmektedir.

Günümüzde mobil uygulamalardaki teknolojik ilerleme sayesinde, kullanıcılara tecrübe ettirilen tek dokunuşlu uygulamalar sayesinde zaman kaybı olmadan önemli ve yararlı bilgiler sunulabilmektedir. Hasta ve hasta yakınlarının kullanımı için geliştirilen uygulamanın 5 ana arayüzü bulunmaktadır. Sırasıyla Anlık Veriler (Şekil 3.4.a), Kalp Durumu (Şekil 3.4.b), Grafikler (Şekil 3.4.c), 6 dk. yürüme testi (Şekil 3.4.d) ve Servisler (Şekil 3.4.e) olarak isimlendirilen bu 5 arayüz bulunmaktadır. Uygulamanın temel yapısı tek bir activity üzerine kuruludur ve her bir ana arayüz için ayrı fragment'lar gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.4: Emülatör üzerinde çalışan mobil uygulamanın ekran görüntüleri.

Anlık durum, varsayılan açılış arayüzü olarak kullanıcılara 6 temel fizyolojik değer hakkında bilgi vermektedir. Kalp durumu, kalp ritminin daha detaylı olarak gösterildiği bir grafiği sunmaktadır. Grafikler bölümünde ise anlık durumda sayısal olarak ifade edilen değerlerin grafik temsillerini barındırmaktadır. 6 dk yürüme testi kısmında hastanın hekim tarafından gerekli görülmesi durumunda teste tabi tutulmasına olanak veren arayüz bulunmakta iken, en son arayüz üzerinden tek tuşla yakın arama, yakına kısa mesaj atma, en yakın hastaneyi

görüntülüne ve mobil uygulamanın aktif olmasını sağlayan lisans anahtarını tanımlama işlemleri yürütülmektedir.

3.2.3 Servis Tabanlı İletişim Bileşeni

Web servisleri [46] günümüzde servis tabanlı mimarinin anahtar teknolojisi olarak değerlendirilmektedir. Bu teknolojinin kullanımı ile dağıtık sistemlerin farklı ortamlar üzerindeki objelere birinci sınıf erişim yapmaları sağlanmaktadır. CVDiMo sistemi farklı platformları bünyesinde barındırıyor olması itibarıyla, web servislerin kullanımına çok uygundur. Geliştirme kapsamında, birden fazla sistemin ihtiyacı olan hizmetler web servisler üzerinden sunulmuştur. AGS cihazın işlemci kapasitesinin büyük hesaplamalar için yetersiz oluşu ve yerel hesaplamaların enerji verimliliği üzerindeki olumsuz etkisi, sistem dahilindeki pek çok işlemin web servisleri aracılığıyla yapılmasına yönlendirmiştir.

Günümüzde web servisleri geliştirilirken iki farklı mimari stil tercih edilmektedir. SOAP (Simple Object Access Protocol) ve REST (Representational State Transfer) mimari yaklaşımları [47] çok sayıda web servis platformu tarafından geliştiricilerin kullanımına sunulmaktadır. SOAP, XML tabanlı mesaj alışverişi için standart bir iletişim protokolü şartnamesi tanımlamaktadır. SOAP, HTTP ve SMTP gibi farklı aktarım protokollerini kullanır. Standart HTTP protokolü, SOAP modeli için SOAP protokolünde herhangi bir değişiklik yapmaksızın güvenlik duvarları ve vekil sunuculara erişimi tünelleme yolu ile için daha kolay hale getirirken, çoğu zaman da ayrıntılı XML biçiminden dolayı CORBA veya ICE gibi katman teknolojilerinde daha yavaş çalıştığı bilinmektedir. Öte yandan, REST, ek bir ileti katmanı içermeyerek sadece tabiiyetsiz (stateless) hizmetleri oluşturmak için tasarım kurallarına odaklanır. Bir istemci, kaynağa URI kullanarak erişebilir ve kaynağın bir gösterimi döndürülerek hizmet sunulur. Bazı kaynaklar RESTful ifadesini de tanımlamada kullanmaktadır.

Her iki yaklaşımın farklılıkları maddeler halinde özetlendiğinde;

- REST web servisleri tabiiyetsiz (stateless) olarak çalışır, sunucunun istemcilerin anlık durumları hakkında bilgi tutmaması sayesinde gereksiz değerlendirilebilecek yük taşınmaz.

- REST web servisleri, HTTP GET yönteminde iyi bir önbelleğe alma (caching) altyapısı sağlamaktadır. Bu, hizmetin verdiği bilgiler sıkça değiştirilmediği veya dinamik olmadığı durumlarda performans artmaktadır.
- REST, mobil cihazlar gibi kısıtlı profil platformların kullanımına daha uygundur.
- REST yaklaşımı veri taşınmada JSON biçimi kullanırken, SOAP yaklaşımı XML biçimini tercih etmektedir. JSON dokümanları XML'e göre daha hızlı çözümlenmesi (parse) ve JavaScript'in bir formu olmasından ötürü tarayıcılar tarafından daha kolay yorumlanması söz konusudur.
- SOAP tabanlı web servisler WSDL (The Web Services Description Language) ile mesajların, bağlanmaların, operasyonların ve servisin yerini tanımlamak için ortak bir kural seti tanımlarlar. WSDL, hizmetin sunduğu arayüzü tanımlamak için yapılan bir sözleşmeye benzer ve istemciler tarafından kullanılır.
- SOAP, REST servislerin aksine tasarımında (işlemler, güvenlik, koordinasyon, adresleme ve güven vb.) daha az açıklayıcı kod (plumbing code) gerektirir. Çoğu gerçek dünya uygulaması basit değildir ve konuşma durumunu ve bağlamsal bilgilerin korunmasını gerektiren karmaşık işlemleri desteklemektedir. SOAP yaklaşımı ile geliştiricilerin uygulama katmanına açıklayıcı kod (plumbing code) yazmaları gerekmez.

Hem SOAP hem de REST web servisleri, dünyadaki en büyük kurumsal organizasyonların taleplerini karşılama yeteneklerini kanıtlamıştır ve her sektörde web tabanlı uygulamalardan, IoT cihazlara kadar geniş bir platform yelpazesinde kullanılmaktadır. İki yaklaşım arasında hangisinin geliştirmede tercih edileceğinin belirlenmesi için web servislerden hizmet alacak istemcilerin çeşitliliği, taşınacak verinin büyüklüğü ve yoğunluğu gibi parametreler göz önünde bulundurulmalıdır. CVDiMo sistemi için web servis yaklaşımı REST olarak tercih edilmiş.

- HTTP GET metot: Mobil uygulamanın kullanıcı bilgisini ve mobil uygulama ürün anahtarını kullanarak kimlik doğrulaması sonrasında üretilen oturum anahtarı ile hizmetler sunulmaktadır.
- HTTP POST metot: Kimlik doğrulama metodunu barındırır.
- HTTP PUT metot: AGS bileşenin ürettiği fizyolojik parametreleri veri tabanına kayıt edilmesini sağlayan fonksiyonları barındırır. Her bir fizyolojik değerin formu ve üretim sıklığı değişkenlik gösterdiği için 6 farklı fonksiyon geliştirilmiştir.

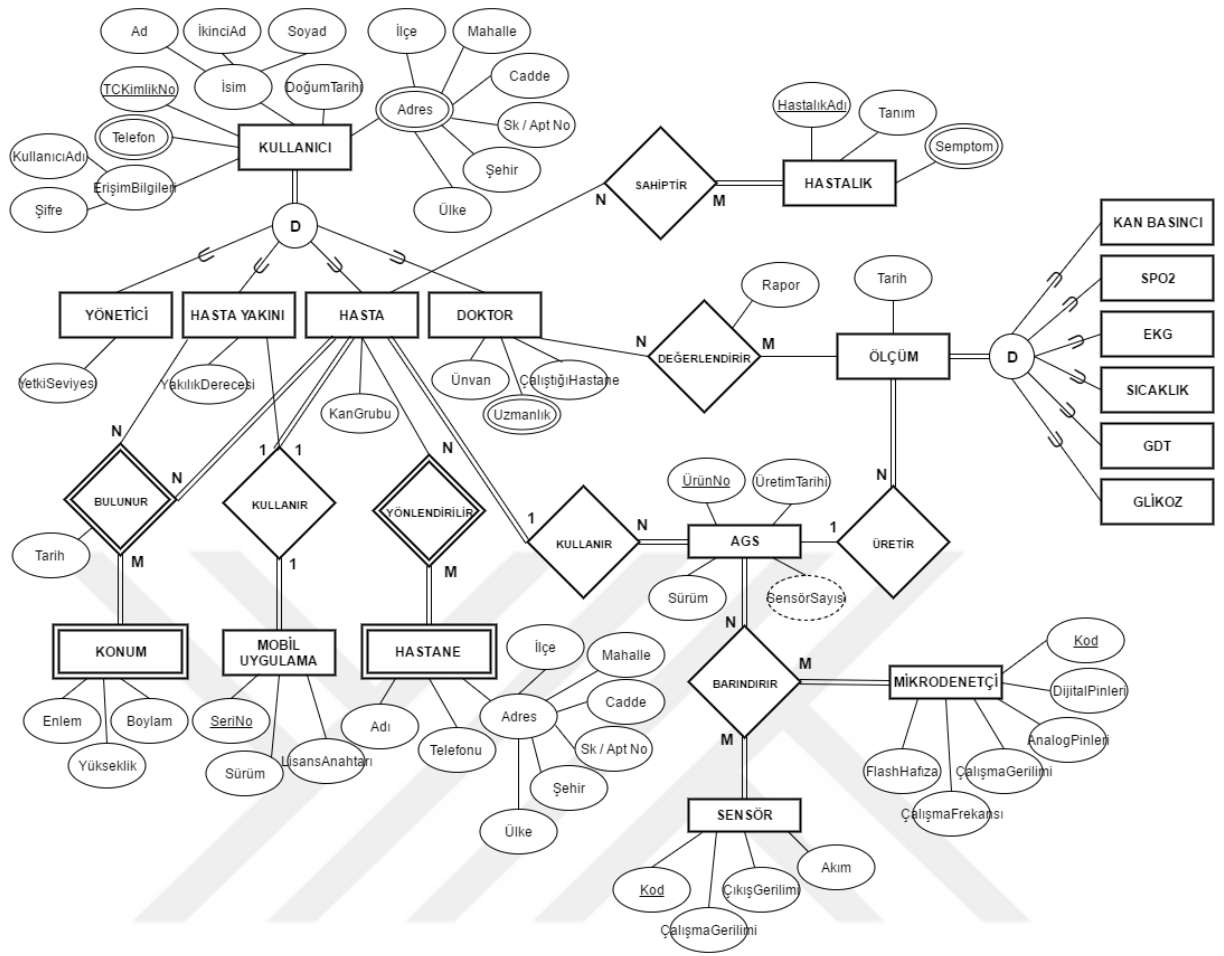
Mobil uygulama üzerinden gerçekleştirilecek herhangi bir silme işlemi bulunmadığı için HTTP DELETE metodu gerçekleştirilmemiştir.

3.2.4 Dağıtık Veri Saklama Bileşeni

Önerilen sistem için küresel bir kullanım hedeflendiğinden, saklanması düşünülen verinin Büyük Veri (BigData) ölçeğinde oluşu göz önüne alınarak, ilişkisel veri tabanları yerine NoSQL veri tabanları kullanılması performans ölçütleri sebebiyle planlanmıştır [48]. NoSQL veri tabanı yönetim platformları, yüksek kullanılabilirliği ve ölçeklendirmeye yatkın oluşları sebebiyle günümüzde hızla ilişkisel veri tabanı yönetim sistemlerinin yerini almaktadırlar. Sistem için tercih edilmesi düşünülen platformlar arasında kullanım sıklığı en çok MongoDB, Cassandra ve Redis olmuştur [49].

MongoDB diğer alternatiflerin aksine doküman tabanlı bir yapıda olması sebebiyle tercih edilmiştir. Yapısal esnekliğin en çok doküman tabanlı yaklaşımlarda sağlanabiliyor olması bu tercihin yapılmasında öncü sebep olmuştur [50].

Veri tabanı tasarım ve geliştirme süreçleri 4 aşamada ele alınmıştır. Gereksinim Analizi, Konsept tasarımı, Mantıksal tasarım ve Fiziksel tasarımı birbirini izleyen çalışmalar olarak gerçekleştirilmiştir. Mantıksal tasarımda, veri modelini temsilen çizilmiş olan ER (Varlık-İlişki) diyagramı Şekil 3.5'de gösterilmektedir. Fiziksel tasarım gerçekleştirirken, uygulamada bu çözüm referans olarak alınmıştır.



Şekil 3.5: Giyilebilir sistem varlık-ilişki diyagramı.

Sistem bünyesinde doğrudan veya dolaylı olarak görev alacak tüm varlıkların tespit edilebilmesi için kullanıcı hikayeleri (User Stories) yönteminden faydalanılmıştır. Bu sayede model uygulama kâğıt üzerinde çalışan bir sistem gibi tasarlanmış ve veri modeline ilişkin detaylar ortaya çıkartılmıştır.

Geleneksel bir şema yapısını takip etmeyen verinin çok fazla olması öngörülmektedir. Örneğin, sistem içerisinde bir AGS sadece 3 sensör verisi ile çalışırken, ideal yapıdaki bir AGS 6 farklı sensör okumasını kullanıyor olacaktır. Her iki AGS için de kayıt edilmesi istenilen verinin farklılığı MongoDB kullanılması ile mümkün olmuştur. Geliştirilmiş olan prototip için Avrupa, Amerika ve Asya kıtalarında konumlandırılmış 3 farklı MongoDB servisi bulunmaktadır. Kullanıcıları yaşadıkları yerler göz önünde bulundurularak yatay bölümlenme (sharding) ile coğrafi olarak en yakın veri kaynağına yazım yapılarak, iletişim gecikmeleri ve maliyetleri en aza indirgenmesi hedeflenmektedir.

Doküman tabanlı bir veri tabanı tercih edilmesindeki bir diğer sebep ise, sistemdeki veri tabanı işlemlerinin büyük çoğunluğunu yazma (INSERT) işlemlerinden oluşmasıdır. MongoDB'deki multi-version-concurrency-control özelliği ile yazma işlemleri çok süratli bir şekilde gerçekleştirilmektedir. İlişkisel veritabanları yazma işlemlerini locks, transactional support, index updates vb. sebeplerden ötürü daha hızlı yapamazlar.

MongoDB'nin güncel stabil sürümü olan 3.2.11 ile iki farklı sunucu üzerinde doküman tabanlı geliştirme yapılmıştır. MongoDB için varsayılan geliştirme ortamı komut satırı üzerinden olması sebebiyle, etkin kullanım için Robomongo yönetim aracı tercih edilmiştir. Aynı amaçla geliştirilmiş diğer uygulamalardan (MongoDB Compass, 3T MongoChef, MongoBooster) farklı olarak daha az kaynak tüketmesi, doğrudan MongoDB kabuğu (shell) ile etkileşime giriyor olması sebebiyle tercih edilmiştir.

Mantıksal tasarımdaki veri modelinin doküman formuna dönüştürülmesinde NoSQL tasarım kalıplarından faydalanılmıştır. Örneğin hasta bilgilerini tutan BSON dokümanı Şekil 3.6'de görüntülediği gibi birden fazla varlığa ait bilgileri saklamaktadır. Bu doküman kullanıcıya coğrafi olarak en yakın sunucu üzerindeki koleksiyonlarda barındırılmaktadır.

```

{
  "_id" : ObjectId("58302054d0d8401d6ee9b8ea"),
  "TCKimlikNo" : "123456789012345",
  "Ad" : "Cahide",
  "Soyad" : "Çelikk",
  "DogumTarihi" : "05.06.1990",
  "KullaniciAdi" : "celik",
  "Sifre" : "f5a4fas4DASF465sdde32",
  "Telefon" : [
    {
      "Numara" : "05327118290",
      "Varsayılan" : true
    },
    {
      "Numara" : "05327118291",
      "Varsayılan" : false
    }
  ],
  "Yakını" : [
    {
      "Ad" : "Fatma",
      "Soyad" : "Akbulut",
      "Yakınlık" : "Kızı",
      "Telefon" : "05327118290"
    },
    {
      "Ad" : "Celal",
      "Soyad" : "Patlar",
      "Yakınlık" : "Oğlu",
      "Telefon" : "05327118291"
    }
  ],
  "AGS" : [
    {
      "AGSNo" : ObjectId("583025f4d0d8401d6ee9b8ec"),
      "Aktif" : true,
      "BaslangicTarihi" : ISODate("2016-05-30T01:49:20.201Z"),
      "BitisTarihi" : null
    }
  ]
}

```

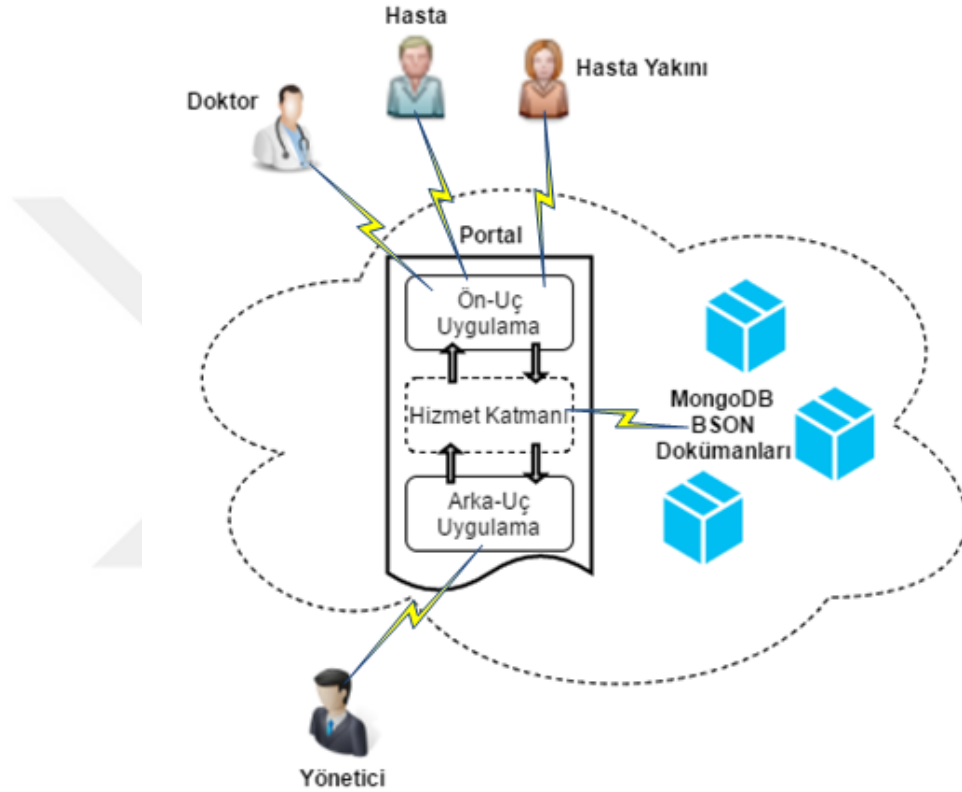
Şekil 3.6: Hasta bilgilerini saklayan veri yapısı örneği.

3.2.5 Hizmet Bileşeni

Portal, bir SaaS hizmet modeli kullanan Bulut Bilişim uygulamasıdır [51]. Doktor - Hasta - Hasta Yakını arasındaki merkezi bağlantıyı sağlayan bu bileşen, geleneksel bir web tabanlı uygulama yerine bulut uygulaması olarak tercih edilmiş olmasının nedenleri; ölçeklendirilebilir

olması, kaynakların elastikiyet ile dinamik yönetilebilmesi, felaket durumu senaryolarındaki kusura dayanıklı yapısı ve zayıf istemcilerin bile performanslı uygulama sunması olarak özetlenebilmektedir. Portal uygulaması Microsoft Azure platformu üzerinde C# dili kullanılarak katmanlı mimari ile geliştirilmiştir.

Gerçekleştirilen katmanlı mimari Şekil 3.7'de gösterilmektedir.



Şekil 3.7: Web tabanlı hizmet bileşenine ait katmanlar ve birbirleri ile ilişkileri.

Uygulama son kullanıcıların kimlik doğrulama ile erişebildikleri bir ön-uç (front-end) uygulama ve yöneticilerin sistem unsurlarını kontrol edebildikleri bir arka-uç (back-end) uygulamadan oluşmaktadır. Her iki uygulama MongoOps ismi verilen hizmet katmanından dağıtık veri tabanı için veri işlemlerini (CRUD) yürütebilmektedir. Ön-uç uygulama; hastaların mobil uygulamadan daha detaylı bir şekilde kendisine ait verileri görüntüleyebilecekleri arayüzler ve doktoruna soru sorabileceği bir mesajlaşma sistemini barındırmaktadır. Hasta yakınları da fizyolojik değerleri görüntüleyebilecek ve doktor yorumlarını okuyabileceklerdir.

Arka-uç uygulama sadece yönetici seviyesindeki hesapların sisteme yeni doktor / hasta / hasta yakını / AGS tanımlamasına ve mevcutların bilgilerini güncellemesine imkan tanımaktadır.

Hasta - AGS eşleştirmeleri de yine yöneticiler tarafından aktifleştirilirken, mobil uygulamaların kodları da bu uygulama üzerinden üretilmektedir.

Hem ön-uç hem de arka-uç uygulaması tepkisel tasarım (responsive design) yaklaşımı [52] kullanılarak geliştirilmiştir. Öncelikli amaç kullanıcıların giriş yaptıkları cihazların çözünürlüklerine adapte olan, kısaca her ortam üzerinde en yüksek kullanım tecrübesini sunan uygulamaların sağlanmasıdır.

Veri modelinin oluşturulması sonrasında, uygulamanın ihtiyacı olan bu veri modeline karşılık gelecek sınıfların üretilmesi sağlanmıştır. Bu çalışmalar kapsamında geliştirme yapılırken Çevik Yazılım Geliştirme Yöntemleri [53] tercih edilmiştir. Prototiplendirme yaklaşımı ile birden fazla sürüm için geliştirme testleri yapılmıştır. Geliştirme kapsamında Repository tasarım kalıbı kullanılarak tüm alt sınıflardaki işlevlerin bir düzene sokulması hedeflenmiş ve kodun optimize olması sağlanmıştır. Ek olarak bağlantı havuzunun efektif yönetilebilmesi amacıyla Singleton tasarım kalıbı kullanılarak aynı bağlantının birden fazla kez açılmasına engel olunmuştur. Bu sayede kaynak erişimi ideal hale getirilmiş ve gereksiz tahsis edilen bağlantılardan kaynaklara okuma/yazma gecikmeleri minimize edilmiştir.

3.2.6 Kardiovasküler Risk Analiz Bileşeni

Günümüzde büyük veri kullanımı kuşkusuz tüm bilim ve mühendislik alanlarında hızla yaygınlaşmaktadır. Büyük verinin sunduğu potansiyeli kullanabilmek için farklı yaklaşımlar ve yöntemlerin kullanılması gerekmektedir. Büyük verinin analiz edilip, anlamlandırılmasında makine (yapay) öğrenmesi kullanılmaktadır. CVDiMo projesindeki kullanıcılara ait elektronik hasta kayıtları (Electronic Health Record (EHR)) önceki bölümde anlatıldığı üzere dağıtık veri tabanları üzerinde muhafaza edilerek, proje için kritik öneme sahip büyük veriyi oluşturulmaktadır. Bu büyük veri içeriğinin yönetilmesi ve anlamlandırılması için proje kapsamında bu faaliyetlerden sorumlu olmak üzere Kardiovasküler Risk Analiz Bileşeni (KaRAB) geliştirilmiştir.

Büyük veri kullanımı olan alanlarda, geçmiş veriden anlam çıkartarak gelecek için tahmin yapmak amacıyla makine öğrenmesi yöntemleri kullanılmaktadır [54]. Bir başka deyişle, probleme ait edinilen veriyi uygun şekilde modelleyerek anlam çıkartılması çalışmalarıdır. Bu çalışmalar tahmin, kestirim veya sınıflandırma başlıkları altında gruplandırılmaktadırlar. Problemin özelliklerine veya kullanılan verinin yapısına göre farklı yöntemler ile bilgi çıkarımı

gerçekleştirilmektedir. Örneğin elimizde niteliklere göre etiketlenmiş (labeled) veri bulunuyor ise, gözetimli (supervised) öğrenme kullanılması başarıyı arttıracaktır. Gözetimli öğrenme probleme ait girdilerin hangi çıktıyı üreteceği durumları bilinen veri kümeleri referans alınarak, girdiler ve çıktılar arasında eşleme yapan bir fonksiyon üretir. Kuşkusuz gözetimli öğrenmenin başarılarını arttıran asıl sebep eğitim verisinin sağlanmasıdır. Bu verinin oluşturulamaması durumunda gözetimsiz (unsupervised) öğrenme yaklaşımları tercih edilmektedir.

Öğrenmenin uygulandığı zamana bağlı olarak çevrimiçi (online) öğrenme veya çevrimdışı (offline) öğrenme olarak iki ayrı yöntem bulunmaktadır. Çevrim içi öğrenme, sistemin çalışma anında eğitim verisini değiştirmesine veya genişletmesine ihtiyaç duyulduğu durumlarda tercih edilen bir yöntemdir. Eğitim kümesindeki değişikliklerin girdi – çıktı ilişkisini kuran eşleme fonksiyonuna doğrudan etkisinin olması problem sahasına ve senaryoya göre değişkenlik gösterir. Örneğin herhangi bir t anında toplanan veri kümesi ile ileriki bir zamana ait veri kümesini kullanan eşleme fonksiyonu değişkenlik göstermiyorsa çevrimdışı öğrenme kullanılabilir. Çevrimdışı öğrenme sistemin aktif olmadığı zamanlarda öğretim işleminin gerçekleştirilmesi ile sağlanır. Olumsuz yanı bu süre zarfında sistemin hizmet veremeyecek olmasıdır. Çevrimiçi öğrenme kullanan KaRAB'a ait detaylar bölüm 4.2'de detaylandırılmıştır.

3.3 FİZYOLOJİK SİNYAL ÖLÇÜMÜ

Aşağıdaki başlıklar altında çalışmada kullanılan fizyolojik sinyaller, sinyallerin karakteristikleri, sinyal ölçüm/işleme ve özellikleri tanımlanmaktadır: neden bu sinyallerin seçildiği ve araştırmaya olan uygunlukları da vurgulanmıştır.

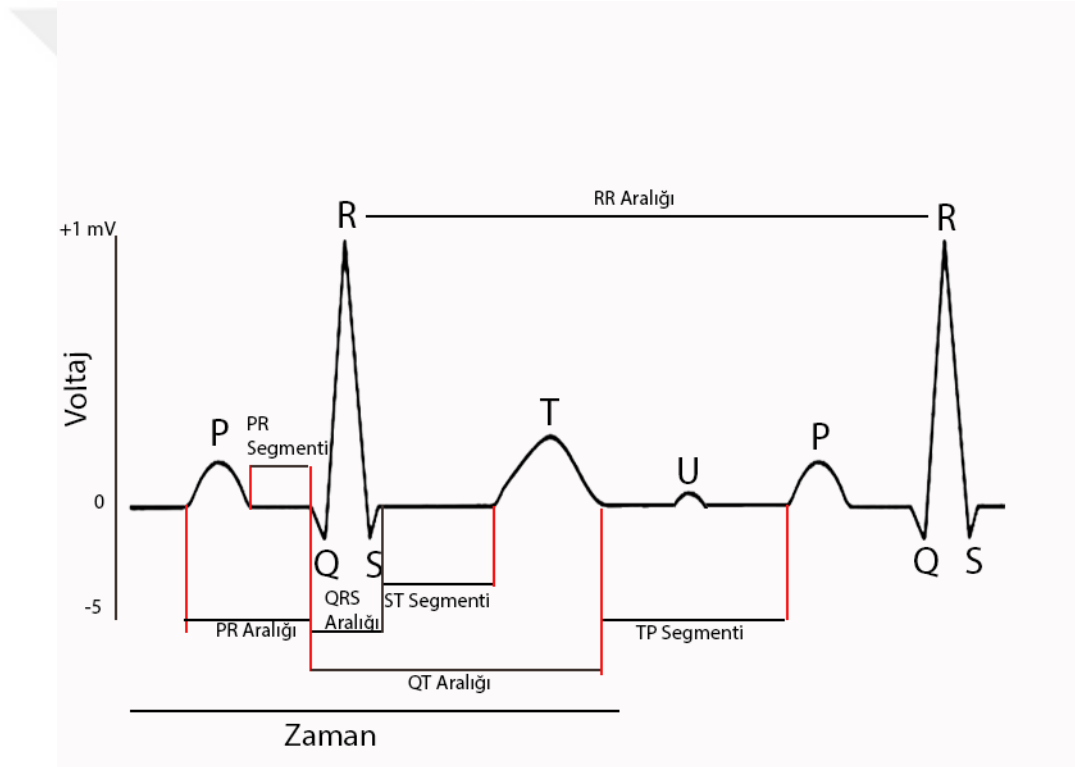
3.3.1 Elektrokardiyogram (EKG)

EKG sinyali kalp atımında kalp kaslarının depolarizasyonu sonucu vücut yüzeyinde oluşan çok düşük seviyedeki elektriksel voltajlar ile oluşmaktadır ve kalp durumunu izlemede kullanılan en önemli invazif olmayan yöntemlerden birisidir. EKG kullanılarak, normal örüntüye uymayan ölçümlerden, kalbin ritim ve iletim bozuklukları tespit edilebilmektedir. Kalp kaslarında ne kadar hasar olduğu ve kalbin hangi kısmında meydana geldiği bilgisine kolaylıkla ulaşmamızı sağlar.

3.3.1.1 Sinyal Karakteristiği:

EKG sinyalinin bir döngüsü 0.6 sn. - 1.2 sn.'de tamamlanmaktadır; yani ortalama 0.8 sn.'de bir kendini tekrar eden periyodik yapıya sahiptir.

Sinyalin sürekli kendisini tekrar eder bir yapıda olmasından ötürü her atımda kalbin kontraktıl fazı olan sistol ve gevşeme fazı olan diyastol olarak değişir. EKG sinyalinde 5 belirgin ve 1 az belirgin olmak üzere 6 karakteristik dalga [55] (Şekil 3.8) bulunmaktadır bunlar sırasıyla P, Q, R, S, T ve U (az belirgin) dalgalarıdır. Bu dalgaların arasında kalan kesimlere segment, birbirleri arasındaki uzaklığa ise aralık adı verilir.



Şekil 3.8: Temel EKG sinyali.

EKG'deki her değişim kalbin fizyolojik durumuna göre değişir. **P dalgası**, atriyumların depolarizasyonunu gösterir ve QRS kompleksinin başlangıcında yer alır. Genliği 0.25 mV süresi 0.08 - 0.1 sn. civarındadır. **QRS kompleksi** ventriküllerin depolarizasyonunu gösterir. Trifazik formda 1 mV genliğindedir ve 0.06 - 0.1 sn.den kısa sürede gerçekleşir. **ST segmenti**, QRS kompleksinin tamamlanması ile başlar ve ventriküllerin depolarizasyonu ile repolarizasyonu arasındaki elektriksel olarak sessiz periyodu gösterir. Süre olarak 0 - 0.15 sn. arasında gerçekleşen segment kalbin hızıyla ters orantılı olarak değişkenlik gösterir. **T dalgası**,

ventriküllerin repolarizasyonunu ifade eder. Genliği 10 mm'nin altındadır ve 0.10 - 0.25 sn. aralığında gerçekleşir. **U dalgası**, T dalgasını takip eden belli belirsiz bir yapıya sahiptir. Genliği T dalgası genliğinin dörtte biri kadardır. **PR aralığı**, P dalgasının QRS kompleksinin başlangıcına kadar olan sürenin ölçülmesiyle hesaplanır ve 0.12 ile 0.20 sn. arasında tamamlanır. **QT aralığı**, ventriküllerin depolarizasyonu ve repolarizasyonu için geçen toplam süreyi yansıtır. QRS kompleksinin başlangıcından T dalgasının bitimine kadar olan sürenin ölçümüyle belirlenir ve 0.44 sn.nin altında gerçekleşir [55].

Bu segment ve aralıklardaki aksamalar kalpte meydana gelen anomaliler hakkında önemli bilgiler verir. Dalgalar arasındaki mesafe, yükseklik veya ardışılıktaki değişiklikler kalpte olabilecek yapı değişikliği veya hastalıkları işaret edebilir.

3.3.1.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:

Sinyalin ölçümü sırasında öncelikle ideal örnekleme frekansının (f_s) belirlenmesi için çalışılmıştır. Örnekleme frekansının yüksek olması analog sinyalden dijital sinyale geçilirken ki kaybını en aza indirmektedir. Fakat örnekleme frekansının artışı işlemcinin yoğunluğunu arttıracığından, ideal örnekleme frekansının seçimi kritik öneme sahiptir. Tipik bir EKG sinyalinde normal şartlarda 150 Hz üstünde anlamlı veri bulunmamaktadır ve bu sebeple ölçümler yapılırken en yüksek frekans bileşeninin ($f_{s_{max}}$) iki katı olacak şekilde 300 Hz ($f_s \geq 2f_{s_{max}}$) örnekleme frekansı belirlenmiştir. Ölçümlenen EKG sinyalinin işlenmesinde temel adımlar izlenmiştir. Bunlar sırası ile sinyalin gürültüsünün giderilmesi, karakteristik noktaların bulunması ve kardiyak döngünün saptanmasıdır.

Gürültünün Giderilmesi:

EKG sinyali çoklu kaynaklardan oluştuğu için kayıt sırasında sadece kalbin elektriksel faaliyetini değil; miyokard, kas, cilt elektrot arayüzü ve harici parazitleri de derideki elektrotlar vasıtasıyla yakalar. Sinyal düşük genlikli oluşu ve gürültülü bir ortam içinde bulunan büyük hacimli bir yapıdan alınması sebebiyle oldukça gürültülü barındırır. EKG sinyali 100 ile 500 uV arasında değişen genliğe ve 0.1 ile 150 Hz arasında değişen frekansa sahiptir. Fakat insan vücudunda yine birçok ortak frekansa sahip gürültü oluşabilmektedir. Yakalanan birincil elektrikli bileşenler ile kalıntı ve gürültünün ortak frekansları şu şekildedir [56] :

- Nabız oranı: 0,67 - 5 Hz (40 - 300 bpm)
- P-dalgası: 0.67-5 Hz
- QRS Aralığı: 10 - 50 Hz
- T dalgası: 1 - 7 Hz
- Yüksek frekans potansiyelleri: 100-500 Hz
- Kas: 5 - 50 Hz
- Solunum: 0.12-0.5 Hz (8-30 bpm)
- Harici elektrik: 50 veya 60 Hz (A/C şebeke veya hat frekansı)
- Diğer elektriksel özellikler: Tipik olarak > 10 Hz (kas uyarıcılar, güçlü manyetik alanlar, empedans izlemeli kalp pilleri)

Bu sebeple sinyalin anlamlı hale getirilip değerlendirilebilmesi için gürültüden arındırma işlemi çeşitli filtrelerin bir arada kullanılmasını gerektirir. EKG sinyallerindeki istenmeyen kalıntılar ve EKG'yi bozabilen farklı ses türleri aşağıdaki başlıklar altında gruplanmaktadır [57].

- Şebeke Gürültüsü
- Temel Gezinme
- Elektrod Kontak Gürültüsü
- Kas Kasılması
- Hareket Artıkları

En sık rastlanılan şebeke gürültüsü 50-60 Hz gürültü ve harmoniklerden oluşur. Güç sisteminden kaynaklı parazitler olduğu gibi, gevşemiş kablodan kaynaklanabilen gürültüler de bulunabilmektedir. Temel gezinme EKG'nin izoelektrik çizgisindeki varyasyonu olarak solunum kaynaklı bir gürültü oluşturur. Bu gürültüleri gidermek için çeşitli filtreler tasarlanmıştır [56].

Yüksek geçiren filtreler, düşük frekanslı sinyalleri kaldırırken, düşük geçiren filtreler yüksek frekanslı sinyalleri kaldırır. Yüksek ve alçak geçiren filtreler birlikte, yalnızca belirli bir frekans bandının geçmesine izin veren bant geçiren filtreler olarak da bilinirler.

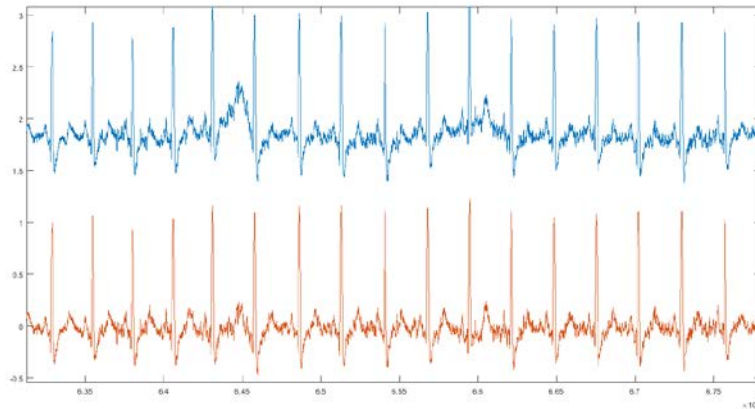
EKG'deki alçak geçiren filtreler, yüksek frekanslı bileşenlerinin genliğini zayıflatarak kas artifaktını ve harici paraziti kaldırmak için kullanılır.

Yüksek geçiren filtreler, hareket artefakti, solunum varyasyonu ve temel gezinme gibi düşük frekans bileşenlerini kaldırır. Alçak geçiren filtrelerin aksine, analog yüksek geçiren filtreler sinyalin çoğunu zayıflatmazlar [56].

Sistemimiz ambulatuvar hasta izlemesinde kullanılmak üzere tasarlandığından gürültülü bir ortam için hafif filtreleme ile esas olarak kalp atımının hızını algılama ve kardiyak döngüyü saptayabilmek hedeflenmiştir.

Gürültünün giderilmesi üç adımda gerçekleştirilmiştir. İlk olarak, temel gezinme gürültüsü EKG sinyalinden çıkarılmıştır. Başlangıç sinyali, sinyale medyan filtreleme uygulayarak belirlenmiştir [58]. İkinci aşamada, düzeltilmiş EKG sinyali, yüksek frekanslı gürültüyü gidermek için, yumuşak eşikli dalgacık dönüşümü kullanılmıştır [59]. Son olarak, kalibrasyon hatalarına duyarlılık, tüm EKG sinyalinin ortalama R tepesi genliği ile normalize edilerek azaltılmıştır.

Ölçümlenen veriler, gürültünün yanında yapılan aktiviteye hatta derin bir nefese bağlı olarak kendine has olmayan trendler (bazal çizgide kayma (Şekil 3.9)) gösterebilmektedir. Bu da başta ST yükselmesi veya çökmesi gibi daha birçok sorun ile karıştırılabileceği için ilk adım olarak Savitzky–Golay yumuşatma algoritması [60] ile konvolüsyon uygulanmıştır. Bununla küçük bir dizi ardışıl veri noktasını en küçük kareler yaklaşımı ile bir polinoma uydurmak ve yerleştirilen polinom eğrisinin hesaplanan merkez noktasını, düzeltilen veri noktası olarak ayarlama işlemi yapılmaktadır.



Şekil 3.9: EKG bazal çizgide kayma (Denek s06-İstirahat Durumu).

Yumuşatma işleminin gerçekleştirilmesi için bir dizi tamsayı $(a_{-n}, a_{-(n-1)}, \dots, a_n)$ türetilip ağırlıklı katsayı olarak kullanılmıştır. Konvolüsyon tam sayıları olarak bilinen bu katsayılar, verilerin 4. dereceden bir polinoma uydurulmasıyla gerçekleştirilmiştir. Savitzky-Golay algoritması ile yumuşatılmış veri noktası $(y_k)_s$ aşağıdaki denklem 3.1 'de verilmiştir:

$$(y_k)_s = \frac{\sum_{i=-n}^n a_i y_{k+1}}{\sum_{i=-n}^n a_i} \quad (3.1)$$

Savitzky-Golay pürüzsüz gürültüyü azaltmada daha az etkili ancak sinyalin karakteristiğini korumada daha etkili [61] [62] olduğu için tercih edilmiştir. Daha sonra elde edilen EKG sinyalindeki, yüksek frekanslı gürültüyü gidermek için, yumuşak eşikli ayırık dalgacık dönüşümü (ADD) uygulanmıştır [59]. Bir sinyalden gürültüyü çıkarmak için dalgacıkların kullanılması, hangi bileşenin veya bileşenlerin gürültüyü içerdiğini tanımlamayı ve ardından bu bileşen olmadan sinyali yeniden yapılandırmayı gerektirir.

ADD ile gürültü temizleme üç temel basamak içerir: sinyalin dalgacık alanına ileri dönüşümü, dalgacık katsayılarının indirgenmesi ve doğal alana ters dönüşüm. Gürültü temizleme için dikkate alınması gereken üç husus dalgacık türünü seçmek, eşiği seçmek ve dalgacık katsayılarına eşiği uygulamaktır. Temel olarak yapılan işlem EKG sinyalinin doğrusal olmayan karakteristiğe sahip birbirine dik iki filtreden geçirilerek alçak ve yüksek frekans bileşenlerinin elde edilmesidir. Filtrenin katsayıları denklem 3.2 ve 3.3'deki gibi tanımlanırlar.

$$\psi(n) = 2^{\frac{1}{2}} \sum_k g(k) \phi(2n - k) \quad (3.2)$$

$$\phi(n) = 2^{\frac{1}{2}} \sum_k h(k) \phi(2n - k) \quad (3.3)$$

Filtre katsayıları, $g(n) = (-1)^k h(1 - k)$ ile dik olma şartını sağlarlar. Filtre katsayıları $\phi(n)$ olarak kullanılırsa alçak geçiren filtre ve $\psi(n)$ olarak kullanılırsa yüksek geçiren filtre elde edilmiş olur [63].

Son olarak, kalibrasyon hatalarına duyarlılık, tüm EKG sinyalinin ortalama R tepesi genliği ile normalize edilerek azaltılmıştır.

Karakteristik Noktaların Belirlenmesi:

Kardiyak döngüyü yakalamak için sinyalde hızlı değişimlerin ifadesi olan QRS kompleksinin ortaya çıkması, yavaş ve düşük frekanslı olan T, P ve U dalgalarının bastırılması için türev operatörü uygulanmıştır. Ardından türev alma işleminden gelen negatif kısımların yok edilerek, küçük değerlerin daha da küçültülüp büyük değerlerin ise belirginleştirilmesi yani dominant tepeleri doğrusal olmayan bir şekilde arttırmak için sinyalin karesi alınmıştır. Böylelikle R tepesi eğiminin belirginleştirilmesi hedeflenmiştir. Daha sonra R tepelerinin eğimine ek olarak dalga formu özellik bilgisi elde etmek için hareketli pencere entegrasyonu gerçekleştirilmiştir.

Kardiyak Döngünün Saptanması:

Döngünün saptanması için temel ve esas bileşen, QRS kompleksinin algılanmasıdır; bu da sinyalin eğimi, genliği ve genişliğinin her atımda oluşan R tepelerinin yerlerinin belirlenmesi ile mümkün olmaktadır. R tepesi belirlendiğinde, diğer tüm EKG sinyalindeki karakteristik noktalar bu noktanın referansına göre belirlenebilmektedir [64]. Bunun için literatürde sıkça kullanılan Pan Tompkins algoritması revize edilerek kullanılmıştır.

Pan Tompkins algoritması [64], QRS kompleksinin doğrusal filtreleme, doğrusal olmayan dönüşüm ve kural tabanlı yaklaşım ile tespit edilmesinin öncülüğünü yapmıştır. Sinyalin önemli bir parçası olan bu kompleks kalpteki birçok sorunun saptanmasında önemli rol oynamaktadır.

Bir önceki bölümde karakteristik nokta olarak belirlenen R tepeleri; fizyolojik olarak 200 ms den daha erken sürede yeni bir dalga oluşamayacağı kuralı temel alınarak saptanmıştır. Bir döngü yakalandıktan sonra o döngünün içindeki en yüksek tepe R olarak belirlenmiştir. Burada belirlenen adaptif eşik değeri ile her hastanın tepe noktası otomatik olarak adapte edilmektedir.

3.3.1.3 Sinyal Özellikleri:

EKG sinyalinin özellikleri çıkarılırken zaman ve frekans alanı analizlerinden faydalanılmıştır. Çıkarılan özellikler aşağıda listelenmiştir:

Kalp Hızı, kalbin bir dakika içinde ki atım sayısı ile hesaplanmıştır.

Ortalama QRS süresi, ardışıl olarak on başarılı atıştan RR aralıkları arasındaki farkın ± 20 ms olması koşulunu sağlayan ilk serinin QRS sürelerinin ortalamaları hesaplanmıştır.

Kalp Hızı Değişkenliği (KHD/HRV) [65] (denklem 3.4), RR aralıkları olarak da bilinen kalp atış aralıklarındaki değişimi ifade eder. Ardışıl kalp atışları arasındaki zaman (RR aralığı) [62] iki dizi ($QRS_k = RR_i, RR_{i+1}, \dots, RR_n$ ve $QRS_{k-1} = RR_{i+1}, RR_{i+2}, \dots, RR_{n+1}$) oluşturularak bulunmuştur.

$$HRV = 60000 / (QRS_k - QRS_{k-1}) * 1000 \quad (3.4)$$

Atışların düzenli oluşu KHD'yi düşürür, düzensizlik ise yükseltir.

3.3.2 Galvanik Deri Tepkisi (GDT)

Vücuttaki kimyasal etkiyle üretilen elektrik akımını parmaklar üzerine yerleştirilen elektrotlar aracılığı ile ölçümleyebilen elektro fizyolojik bir teknik olan GDT, otonom sinir sistemi aktivitesinin invaziv olmayan en hassas göstergelerinden biridir. Böylece kişinin duygusal değişimini ölçümleme fırsatı sunar.

Maruz kaldığımız olayların tetiklediği korku, öfke, üzüntü, sevinç gibi duygular derimizin elektriksel iletkenliğini otonom sinir sisteminin sempatik sinir sistemi ile kontrol etmektedir [67]. Böylelikle cildimiz bize vücudumuz hakkında birçok bilgi sunmaktadır. Duygularımızın sonucu oluşan fizyolojik tepkiler doğrudan gözlemlenemez fakat genel bir uyarılmışlık durumu ortaya çıkarırlar. Böylece çeşitli davranışlar sergileriz fakat duygunun aşırı olması bazı durumda fiziksel veya psikolojik rahatsızlıklara [68] sebebiyet verebilir. Örneğin uzun süreli stresin uykusuzluk, ülser, yeme bozukluğu gibi rahatsızlıklara yol açmasıdır.

Duyguların vücutta oluşturduğu değişimler kişinin hayatını tehdit eder bir hal alabilir. Aşırı duygu sonucu; nefes alıp vermede sıklaşma/azalma, kalp atımının artması (kalp çarpıntısı oluşturur), terleme (bedenin dışından gelen elektrik akımına direnci azaltır), tükürük bezlerinin çalışmayı durdurması (vücut ısısını dengelemeye çalışır), kan şekeri oranının değişmesi ve daha birçok değişim söz konusudur.

Birçok duygu değişiminin ortak etkilediği organ kalptir. Bu duygulardan en fazla stresin kalp krizi riskini arttırdığını ortaya koyan birçok çalışma bulunmaktadır [67] [69] [70] [71] [72] [73] [74] [75].

Stres 3 farklı formda ortaya çıkar; akut, epizodik akut ve kronik [76]. Akut kısa süreli stres, epizodik daha sık ve/veya periyodik olarak, kronik ise uzun vadeli stres faktörlerinden

kaynaklanır ve uzun vadede çok zararlı olabilir. Özellikle epizodik akut ve kronik stres kalp krizinde ciddi rol oynayabilir. Bu sebeple **Akut Stresin** kalbe etkisi tez kapsamında araştırılmıştır.

3.3.2.1 Sinyal Karakteristiği:

GDT sinyali iki ana bileşenden oluşur; deri iletkenlik düzeyi ve tepkisi.

Deri iletkenlik düzeyi cilt kuruluğu, hidrasyon veya otonomik düzenlemeye bağlı olarak yavaş yavaş yükselip azalabilir. İletkenlik düzeyi aynı zamanda tonik seviye olarakta bilinir. Tonik seviye düzeyi bireyden bireye farklılık gösterebileceği için tek başına bilgilendirici bir parametre olarak değerlendirilemez.

Deri iletkenlik tepkisi (Fazik tepki) tonik değişikliklerin üstünde sürmekte ve önemli ölçüde daha hızlı değişiklikleri göstermektedir. Faz yanıtı, spesifik duygusal uyarıcı olaylara duyarlı olduğu için cilt iletkenliği yanıtı olarak da bilinmektedir.

Uyarının yoğunluğuna bağlı olarak, yanıt uyarılma sonrasında 1 ila 4 saniye arasında görünür. Uyarılmadan önce meydana gelen deri tepkisine; spesifik olmayan, uyarılma ile meydana gelen tepkiye spesifik tepki denir. Yanıt, daha yavaş bir salınım geçmeden önce 2 ila 10 saniye arasında maksimuma yükselir. Bu fazik yanıt birçok isimle anılmaktadır bunlardan bazıları; galvanik deri tepkisi, cilt potansiyel yanıtı, cilt direnci yanıtı, galvanik cilt refleksi, elektrodermal aktivite olarak sayılabilir.

3.3.2.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:

GDT ölçümü, parmaklara yerleştirilen iki elektrota düşük sabit voltaj verilmesi ve bu iki elektrot arasındaki voltaj farkının ölçülmesi ile elde edilir. GDT'nin doğruluğunu elektrot gürültüsü ve sıcaklık etkileyebilmektedir. Sıcaklığın her 1°C düşüşü cildin iletkenliğini yaklaşık %3 oranında düşürmektedir.

Cilt iletkenliğinde ani artışlar korku, şaşkınlık, kaygı gibi strese neden olan negatif duygular ile ilişkili olması sebebi ile cildin iletkenliğindeki ani değişimler saptanmıştır.

GDT sinyalleri, elektrik hattı parazitleri vb. gibi çok sayıda gürültü içerir. Bu sinyallerinin spektral dağılımları 0.08 – 0.2Hz aralığındadır. Bu sebeple ilk adımda, üçüncü dereceden bir

alçak geçiren filtre (0.3Hz kesme frekansı ile), gürültüyü azaltmak için kullanılmış ve cilt iletkenliği ölçümlerinde tipik olarak bulunan temel dalgalanmalardaki değişikliği hesaba katmak için aşağıdaki normalleştirme (denklem 3.5) uygulanmıştır:

$$s = \frac{s^{GSR} - \min(s^{GSR})}{\max(s^{GSR}) - \min(s^{GSR})} \quad (3.5)$$

Ardından irkilme noktalarının tespiti yapılmıştır. Sinyalin kullanılacak özellikleri belirlenirken tepkilerin otomatik olarak algılanmasını tespit etmek üzere Healey'nin eğim tespit algoritması [77] iyileştirilerek kullanılmıştır. Eğim tespit algoritması ardından elde edilen irkilme noktaları dizisinin Ampirik Kip Ayırımı [78] yardımıyla temel salınımlarının özellikleri hesaplanmıştır. Buna ilişkin detaylar bölüm 3.5'de yer almaktadır.

3.3.2.3 Sinyal Özellikleri:

Sinyalin özellikleri arasından en önemli sayılabilecek faktör işaret ettiği tepkiyi algılayabilmektir. Aşağıda GDT sinyalinin sistem üzerinde kullanılan beş özelliği listelenmiştir:

GDT değişim sayısı, izlenen 6 videodan ilgili her biri süresince meydana gelen GDT yanıtlarının sayısını ifade etmektedir.

Ortama GDT değişim süreleri, incelenen kesit içinde oluşan tepkilerin ortalama süresidir.

Tepe Maksimum ve Minimum Tırmanış Süreleri, ilgili gösterim aralığı içindeki tepkinin başlangıcı ve tepe noktası arasındaki minimum ve maksimum zaman aralıklarının ölçülmesi ile elde edilmiştir. Ayrıca **Sıfır Kesme Sayısı**, **Standart Sapma**, **İçkin Mod Fonksiyonları ve İrkilme Tepkisinin Enerjisi** hesaplanmıştır.

3.3.3 Nabız Oksimetresi

Nabız oksimetresi yaklaşık 50 yıldır, klinik ortamda kanın fonksiyonel oksijen saturasyonunu tahmin etmekte kullanılan invaziv olmayan bir yöntemdir. Oksimetre, hemoglobinin sınırlı frekans aralıklarında ışığı emmesi gerçeğine dayanır.

3.3.3.1 Sinyal Karakteristiği:

Yaşamanın devamı için gerekli en önemli unsurlardan biri tüm hücreler tarafından kullanıldığı için oksijen (O_2)'dir. Kandaki oksijen, vücudun çevresel bölgelerinde dokuları beslemek için kandaki hemoglobine tersine bağlanarak Oksihemoglobine (HbO_2) dönüşür. HbO_2 , kırmızı kanda bulunan hemoglobin proteindir ve oksijenin %98'i alyuvarlardaki hemoglobin ile taşınmaktadır. Oksijen yoğunluğunun düşük olduğu kardiyovasküler sistemin kılcal seviyesindeki dokulara, kısımlarına ayrılarak salınır [79]. Arteriyel kandaki HbO_2 yüzdesinin ölçümü ve hesaplanması oksijen saturasyonu (SaO_2) (denklem 3.6) [80] olarak bilinir. SpO_2 ise SaO_2 'nin nabız oksimetresi kullanılarak ölçülmesi anlamına gelir.

$$SaO_2(\%) = \frac{[HbO_2]}{[Hb] + [HbO_2]} * 100 \quad (3.6)$$

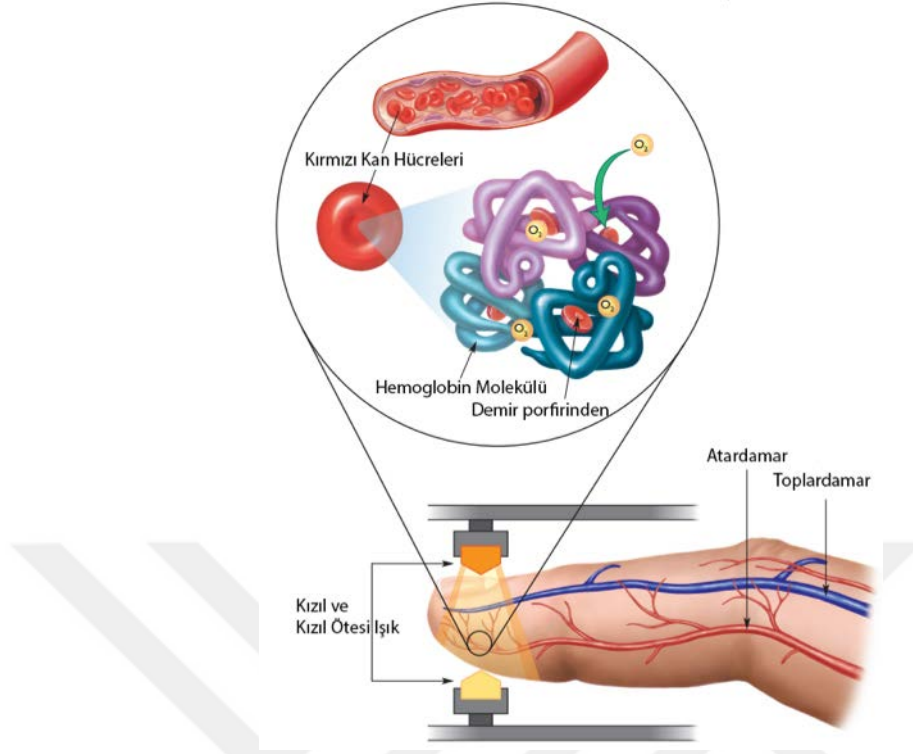
SaO_2 : Arteriyel Kandaki Oksijen Satürasyonu,

HbO_2 : Oksijenlenmiş Hemoglobin Konsantrasyonu,

Hb : Oksijensiz Hemoglobin Konsantrasyonu.

Nabız Oksimetre sensörü, kişinin kalp atış hızını, parmak kılcal damarlarındaki kan miktarını izleyerek ölçer. Kan, hemoglobin kullanarak vücuda oksijen taşır ve oksijenlenmiş hemoglobinin ve oksijeni alınmış hemoglobinin emilim spektrumu farklıdır. Kanın rengi taşıdığı oksijen miktarına bağlı olarak değişim göstermektedir. Bu durumdan yararlanarak sensör, kandaki oksijen miktarını ölçmek için ışığın kırmızı (660 nm) ve kızıl ötesi (infrarede yakın 940 nm) olmak üzere en az iki dalga boyunu kullanır ve böylece hemoglobin içeren parmak, kulak ve diğer dokularda ölçüm yapılabilir [81]. Oksijeni fazla olan kan genellikle parlak kırmızı renktedir ve oksimetreden gönderilen ışığın çoğunu soğurur. Oksijeni daha az olan kan koyu kırmızı renktedir ve ışık dalgasını soğuramaz [82].

Nabız Oksimetreler iki dalga boyunda pulsatil vasküler dokudan ışık geçirgenliğini optik iletim metodu ile ölçerek (Şekil 3.10) arteriyel hemoglobin konsantrasyonunu arteriyel kan içinde hesaplar.



Şekil 3.10: Nabız Oksimetre ile ışığı bir bölgedeki titreşimli kılcal yataklardan (genellikle bir parmak, ancak alın, kulak memesi veya ayak parmağı da kullanılabilir) iki dalga boyunda (kırmızı ve kızıl ötesi) yönlendirilerek ne kadar emdiğinin tespit edilmesi [83].

İki dalga boyundaki probe dan çıkan ışık, hemoglobin tarafından doymuş ya da doymamış olmasına bağlı olarak farklı miktarlarda kısmen soğurulur. Soğurulan ışık miktarının ölçümü Beer-Lambert kanununun bir kestirimine dayanılarak yapılır: "Bir çözeltilen geçen ışık miktarı, ışığın çözelti içinde katettiği yol ve çözelti konsantrasyonu ile logaritmik olarak ters orantılı, soğurulan ışık miktarı ise doğru orantılıdır". Her bir bileşen tarafından emilen iki frekanstaki ışık emilimi R (denklem 3.7) [80]olarak hesaplanır.

$$R = \frac{\log_{10}(I_{ac})\lambda_1}{\log_{10}(I_{ac})\lambda_2} \quad (3.7)$$

I_{ac} : Işık yoğunluğu (λ_1 : 660nm, λ_2 : 940nm)

Kalp yükseldiğinde, kan arterlere itilir ve bu darbe vücut boyunca ekstremitelere yayılarak parmaktaki kan hacminde anlık bir artış meydana gelir. Böylelikle kırmızı ışık absorpsiyonu miktarındaki her değişiklik, darbe olarak sayılabilir ve R , depolanmış değerler ile karşılaştırılır ardından SpO_2 görüntülenir.

Sağlıklı bir birey için normal oda havası koşullarında kabul edilebilir **normal** aralık 95 – 99'dur, 86-94 arası **hafif hipoksemi**, 85 ve altı **ciddi hipoksemi** kabul edilir. Ortamdaki ışık kaynakları ve hastanın normalin dışındaki durumları nabız oksimetrenin doğruluğunu etkileyebilmektedir.

3.3.3.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:

Nabız oksimetre sensörü ile anlamlı bir kalp atış hızı elde etmek için kullanılan dört önemli eşik değeri bulunmaktadır. Bunlar SpO_2 ve nabız ölçüm aralığı alt ve üst limitlerini belirlemek için kullanılır. Sinyalin mevcut segmentinde geçerli veri bulunmaması durumunda 60 sn. 'lik bir zaman dilimi içinde 10'ar sn. 'lik aralıklarla akış tekrar tekrar kontrol edilerek anlamlı veri saptanmaya çalışılır.

Gönderim yapılmadan sensör değerlerinin alt ve üst limitleri kontrol edilmektedir. SpO_2 ölçüm aralığı alt limit %1 üst limit ise %100 olarak belirlenmiştir. Nabız ölçüm aralığında alt limit 30 üst limit ise 250 atım/dk. olarak atanmıştır.

3.3.3.3 Sinyal Özellikleri:

Nabız oksimetre sensöründen ölçümlenen veriler zaman domaininde ele alınmıştır. Sistemde kullanılan özellikler şu şekildedir; **nabız**, **SpO_2 ortalaması**, **SpO_2 minimum değeri**, **SpO_2 maksimum değeri**, **sıfır geçiş sayısı**.

3.3.4 Kan Basıncı

Kalbin kasılması ve rahatlama ile kontrol edilen kan basıncı, kardiyovasküler sistemin durumu ile ilgili bilgi veren iyi bir gösterge olarak kabul edilmektedir. Kalbin çeşitli odacıklarından ve periferik vasküler sistemden alınan kan basıncı değerleri sistemimiz için işlevsel bütünlüğünün belirlenmesinde yardımcı olmaktadır.

3.3.4.1 Sinyal Karakteristiği:

Kan basıncı, kanın atardamar duvarına karşı oluşturduğu kuvvettir ve milimetre civa (mmHg) olarak ölçülür. Kan basıncı ayrıca tansiyon olarak da bilinir. Sol karıncığın(ventrikül) kasılması sonucu kan yüksek basınçla aorta gönderilirken, basınç en yüksek düzeye çıkar. Karıncık gevşediğinde ise arterlerdeki basınç en az seviyeye düşer. Kalbin her bir atımında damar içinde sistol ve diyastol olmak üzere iki farklı kan basıncı meydana gelir. Normalde 20 yaş üzeri bir

yetişkin için kan basıncı değerleri 120/80 mm Hg veya daha düşük olmalıdır (120 sistolik, 80 diastolik) [84].

Kalbin sol ventrikülü **sistol (kasılma)** sırasında iken içindeki kan, aorta büyük bir basınçla pompalanır. Bu sırada damar içindeki basınç, en yüksek değere ulaşır. Bu değere, sistolik kan basıncı [85] veya büyük tansiyon denilmektedir.

Karıncık, **diastol (gevşeme)** anında iken içindeki basınç hızla düşer, karıncıktaki basıncın düşmesi, aortadan atılan kanın az olması nedeniyle damar sistemdeki kan basıncını düşürür. Kan, sürekli damar içinde akım halinde olduğundan az miktarda ve sürekli bir basınç mevcuttur. Bu basınca da diastolik kan basıncı [85] veya küçük tansiyon denilmektedir.

3.3.4.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:

Kan basıncı ölçümü için ev tipi elektronik sensör kullanılmıştır. Kolun üst kısmına yerleştirilen manşonun kalp hizasında tutularak ölçümün yapıldığı sensörün verileri cihazın hafızasına kaydedilmektedir. Ölçüm kan akımının yarattığı titreşimler yardımıyla yapılmaktadır. AGS sistemine entegre edilmesi ile birlikte hafızadaki sistolik kan basıncı, diastolik kan basıncı ve nabız değerleri çekilmektedir. Ölçümün nerede ve nasıl yapıldığı sonucu etkilemektedir. Sağlıklı ölçüm yapılabilmesi için kişinin oturur pozisyonda ve konuşmuyor olması gerekmektedir.

Tipik bir ambulatuvar kan basıncı izleme sırasında, kan basıncının 24 saatlik bir periyot boyunca 15 ila 30 dakikada bir sıklıkla ölçülmesi önerilmektedir bu sebeple sistem her 15 dk. da bir otomatik olarak kan basıncı ölçüm sürecini tetiklemektedir. Ölçülen değerler 5 kategori altında değerlendirilmiştir; Normal ($< 120/80$), yüksek normal ($120 - 139 / 80 - 89$), hafif hipertansiyon ($140 - 159 / 90 - 99$), orta hipertansiyon ($160 - 179 / 100 - 109$), çok yüksek hipertansiyon ($> 180/110$).

3.3.4.3 Sinyal Özellikleri:

Sistolik ve Diastolik kan basınçları özellik olarak kullanılmıştır.

3.3.5 Kan Glikoz

Glikoz seviyesi, kalp rahatsızlıklarının izlenmesinde kullanılabilen fizyolojik bir parametredir. Diyabet hastalığının sebep olduğu en mühim komplikasyonlardan biri olarak kalp ve damar rahatsızlıkları bilinmektedir. Tip 2 Diyabeti olan kişilerin % 75'i kalp krizi veya inme sebebi ile hayatlarını kaybetmektedir. Bu bilgiler ışığında, periyodik olarak kan şekerinin takip edilmesi ile hastalıkların ilerleyişi hakkında fikir edinilebilmekte ve destekleyici bilgilere ulaşılmaktadır.

3.3.5.1 Sinyal Karakteristiği:

Glikoz, bir başka deyişle kan şekeri vücudumuz için çok kritik öneme sahip, hücre seviyesinde tüketimi gerçekleştirilen temel enerji kaynağıdır. Bu 6 karbonlu molekülün, kanda normal değerlerinden az olması durumu hipoglisemi [86], yüksek olması hiperglisemi olarak adlandırılmaktadır. Her iki durum da anomali olarak değerlendirilirken; hipoglisemi, ellerde titreme, soğuk terleme, bulanık görüş ve sık acıkma hissi oluşturur ve hiperglisemi, sık idrara çıkma, halsizlik ve susama durumları ortaya çıkar. Kan şekeri değerlendirilmesi açlık ve tokluk olmak üzere 2 farklı başlık altında gerçekleştirilir. Açlık şekeri bir desilitrede 70–110 mg/dl aralığında olması gerekirken, tokluk şekerinin 125 mg/dl altında olması beklenir. Tokluk şekerinin değerlendirilmesi yapılırken en son yenilen yemeğin yakınlığı önemlidir, çünkü yemek sonrası 1 saatlik süreçte glikoz kanda yüksek oranda seyrederek.

3.3.5.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:

Tez kapsamında kullanılan kan glikoz ölçüm sensörü, ölçüm çubukları üzerine damlatılan bir damla kan içerisindeki glikoz miktarını, AGS mikroişlemcisinin toplanılan değerleri mobil uygulamaya aktarmasına kadar cihaz üzerinde depolayarak, çevrimdışı bir yaklaşımda hizmet verir. Hastanın ne zaman ölçüm yapması gerektiği bilgisi, mobil uygulama üzerindeki bildirim (push notification) mekanizması ile sağlanır.

3.3.5.3 Sinyal Özellikleri:

Bildirim sağlanması ile ölçümlenen **kan glikoz değeri** sinyalin özelliği olarak sisteme aktarılır.

3.3.6 Vücut Sıcaklık

Vücut sıcaklığı, birçok iç ve dış etmene tabi, doğrusal olmayan karmaşık bir fizyolojik veridir. Vücut sıcaklığındaki anlık artış ve ateş, hastalıkların en yaygın ve bilindik tezahürü olarak değerlendirilir [87]. Her zamankinden daha fazla yaşanan terleme, özellikle egzersiz yapmayan veya aktif/hareketli olamayan kişiler için kalp sorunlarına ait bir erken uyarı işareti olarak bilinmektedir [88]. Tıkanmış ana damar arterleri üzerinden kan pompalamaya çalışan bir kalp, daha fazla çaba sarf eder ve bu ekstra emek sırasında oluşan zorlamayı azaltabilmek için vücudu daha fazla terleterek, sıcaklığını düşürmeye çalışır. Benzer sebeple oluşan gece terlemesi, kalp rahatsızlığı yaşayan kadınlar için de ortak bir semptomdur.

3.3.6.1 Sinyal Karakteristiği:

Sağlıklı bir yetişkin insanın normal çekirdek vücut sıcaklığının $37^{\circ}C$ ($98.6^{\circ}F$) [89] olduğu belirtilmiştir. Fakat vücut sıcaklığı kişiden kişiye, yaptığı egzersiz miktarına, uyku ve yeme içme düzenine veya günün hangi saatinde bulunduğu gibi faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterir. Çevresel koşullardaki zorluklara ve fiziksel aktivitelerden kaynaklanan aşırılıklara rağmen, hipotalamus tarafından yönetilen sıcaklık kontrol mekanizmamız vücut sıcaklığını sabit tutmaya çalışır. Bununla birlikte, deri yüzey sıcaklığı, kan akışına ve dış ortamdan kaybedilen ısı miktarına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.

3.3.6.2 Sinyal Ölçüm ve İşleme:

Vücut sıcaklığını ölçmek için kullanılan farklı yöntemler, farklı sonuçlar üretmektedir. Bu yöntemler arasında oral, rektal, bağırsak ve deri üzerinden yapılan ölçümler en sık kullanılan yaklaşımlar olup, ağız sıcaklığı bu dörtlü arasında en düşük değerli olanıdır [90]. Her ne kadar; koltuk altı, kulak ve diğer deri esaslı sıcaklık ölçme yöntemleri çekirdek vücut sıcaklığı ile nispeten düşük bir korelasyona sahip olsa da, bireysel uygulanabilirliği en yüksek yaklaşım olmasından ötürü tez çalışması kapsamında parmaktan ölçüm tercih edilmiştir.

Ölçüm aralığı belirlenirken vücut sıcaklığının gün içinde çok fazla değişkenlik göstermediği için 24 saatlik zaman diliminde 10'ar dk. aralıklarla ölçüm yapılmıştır. Vücut sıcaklık ölçümü en az -1 ile $45^{\circ}C$ aralığında yapılabilecektir. Ölçüm hassasiyeti en fazla $\pm 0.1^{\circ}C$ olacaktır.

Vücut sıcaklığının ölçülen değerleri 4 kategori altında değerlendirilmiştir; Hipotermi ($< 35^{\circ}C$), Normal ($36.5 - 37.5^{\circ}C$), Hipertermi ($> 37.5 - 38.3^{\circ}C$) ve Hiperpireksi ($> 40.0 - 41.5^{\circ}C$).

3.3.6.3 Sinyal Özellikleri:

Sıcaklık sinyalinin iki özelliği kullanılmıştır: Sıcaklık değişimlerinin % 5'in üzerine çıkması durumunda bu sıçramaların sayısı ve belirlenen aktiviteler sırasında ölçümlenen maksimum ve minimum değerler arasındaki farklar sistemde saklanmaktadır.

3.4 KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİ ANALİZİ

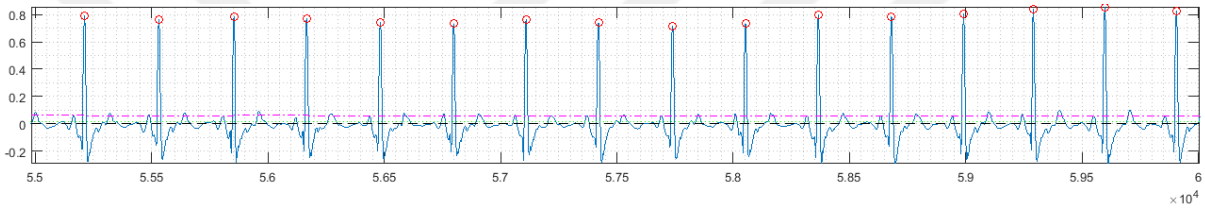
Kalp Hızı Değişkenliği (KHD), kalbin otonomik aktivitesinin fizyolojik bir işaretidir ve atım döngüsü içindeki kalp periyodlarının standart sapmasının zaman serisi ölçüsünü [91] ifade eder. Otonom sinir sisteminin (OSS) işleyişini ve dengesini değerlendirmek için dolaylı bir araç olarak kardiyovasküler araştırma ve insan sağlığını ilgilendiren birçok çalışmada kullanılmaktadır [66]. Kardiyolojik hastalıkları olan hastalar için risk katmanlaması ve sağlık tahmini yapılmasına yardımcı olmaktadır.

KHD'nin klinik önemi ilk kez 1965 yılında Hon and Lee'nin [92] cenin üzerindeki strese dair yaptığı çalışmada ortaya çıkmış, 1970'li yıllarda Ewing ve arkadaşları [93] tarafından diyabetik hastalarda otonom nöropatiyi tespit etmek için R-R aralıklarının kullanması ve 1977 yılında Wolf'un [94] ve diğer çalışmalarda [95] [96] düşük KHD ile yüksek mortalite arasında kurulan ilişki ile önemini giderek arttırmıştır [66].

KHD'yi ölçme konusundaki ilginin temel nedeni, kalp krizinden sonra sağ kalımı tahmin edebilme yeteneğinden kaynaklanmaktadır. Kalp hızı değişkenliğinin türemiş ölçümleri, özellikle kalp yetmezliği mortalitesi ve genel sağlık için bir öngörücü olarak, çeşitli koşullar altında sağlık fonksiyonlarıyla ilişkili olduğu gösterilmiştir [66] [97]. Yapılan birçok çalışma, kalp atış hızı değişkenliğinin doğrudan kalp hastalıklarının haricinde, depresyondan anksiyete, stres ve paniğe kadar çeşitli diğer fizyolojik, psikolojik ve psikososyal koşullar içinde ciddi bir metrik olduğunu göstermiştir [98] [99] [100]. Bunun da ötesinde KHD'nin psikososyal faktörlere göre değiştiği görülmektedir. Birçok çalışma, olumsuz duygular ile azalmış KHD arasında bir bağlantı olduğunu ileri sürmektedir. Ayrıca endişeli ve depresif olan bireylerde daha düşük KHD gözlemlenmiştir [101]. Sebebi ise otonom sinir sisteminin hem sempatik hem de parasempatik dallarının kalp atış hızının (HR) düzenlenmesinde görev almasıdır. Sempatik

sinir sistemi (SNS) aktivitesi HR'yi artırırken KHD'yi azaltmaktadır, parasempatik sinir sistemi (PNS) aktivitesi ise HR'yi düşürürken KHD'yi arttırmaktadır [91].

KHD ölçümleri genel olarak 24 saatlik Holter kayıtları (uzun süreli) veya 0.5 - 5 dakika arasında değişen (kısa süreli) kayıtlar temel alınarak yapılmaktadır [74]. Uzun veya kısa süreli kayıtların kullanılması gerçekleştirilmesi gereken çalışma türüne bağlıdır. Avrupa Kardiyoloji ve Kuzey Amerika Pacing ve Elektrofizyoloji Dernekleri tarafından KHD hesaplamak için literatürde en az 26 farklı metrik [66] önerilmiştir. Bütün KHD parametreleri, sinüs düğümü depolarizasyonu ile tempolu normal kalp kontraksiyonlarının neden olduğu 'normalden normale' (NN) aralıklarla (veya RR aralıkları (Şekil 3.11) hesaplanır.



Şekil 3.11: R tepeleri belirlenmiş EKG sinyali (Denek s01-İstirahat Durumu).

Örnekler arasında şunlar bulunur: 24 saatlik kayıtlar üzerinden ardışık 5 dakikalık segmentlerin ortalama NN aralığı standart sapmaları (SDANN); en kısa ve en uzun NN aralığı farkı; 24 saatlik kayıt içinde, iki ardışık NN aralığı farkının 50 ms'den fazla olduğu saat başına örnek sayısı (pNN50); ardışıl NN aralıkları farkının karekök ortalaması (rMSSD); ve KHD üçgen indeksi ölçümü 24 saat kayıttan elde edilen NN aralık frekans yoğunluk dağılımının integralidir.

Tez kapsamında kalp hızı değişkenliği 30 bireyde (%50 hasta, %50 sağlıklı olmak üzere) analiz edildi. Tüm hastalar ve sağlıklı kişiler sinüs ritminde olan denekler arasından seçildi, aralarında sinüs hastası olmamasına dikkat edildi. Tasarlanan giyilebilir cihaz ile yapılan ölçümlerden elde edilen KHD, üç ayrı kategoride (10 dk. dinlenme, 2X6 dk. duygu analizi, 6 dk. yürüme testi) ayrı ayrı hesaplandı. 10 dk. 'lık dinlenme durumu 5'er dk. 'lık segmentler halinde hesaplanıp ortamları alındı; 6'şar dk. 'dan 2 set videonun incelenmesi 1'er dk. 'lık segmentler ile hesaplanarak ortalamaları alındı; 6 dk. yürüme testi için yine 1'er dk. 'lık segmentler halinde işlenildi. Hesaplamalar için MATLAB uygulaması kullanıldı. Ektopik atımları içeren RR aralıkları dışlandı ve doğrusal enterpolasyon ile ekstrapole edildi.

KHD analizinde standart ölçümler, zaman ve frekans alanı ile doğrusal olmayan yöntemlerin bileşenlerini içerir.

Bu üç yöntem için KHD parametreleri hesaplanıp sonuçların istatistiksel analizi yapılmıştır.

3.4.1 Zaman Alanı Analizi

Zaman alanı analizi kalbin ritmindeki değişimin miktarını [102] verir. Bu yöntemlerle, zaman içindeki herhangi bir noktadaki kalp hızı veya ardışıl normal kompleksler arasındaki aralıklar belirlenmektedir [66]. Bunun için öncelikle EKG kaydındaki kalp hızının anlık değişimleri yakalamak için QRS kompleksleri saptanarak normalden normale (NN ya da RR) aralıklarla kalp atış hızı saptanır.

Zaman alanı ölçümleri, RR aralıklarının ortalaması ve aralıklar arasındaki varyansın istatistiksel ölçümlerini içerir. Bunlar; ortalama RR aralığı, ortalama kalp atış hızı veya en uzun ve en kısa RR aralığı arasındaki farkı hesaplamak gibi basit yaklaşımlar olabilirken, doğrudan aralıklardan türetilen atım arası aralık (SDNN, SDANN ve SD gibi) veya ardışıl RR aralıkları arasındaki farklılıklardan türetilen anlık istatistiksel indekslerin hesaplamaları da olabilmektedir [103].

Çalışmada kaydedilen verilerin 5'er dk. 'lık segmentleri kullanılarak hesaplanan zaman alanı ölçütleri SDNN, rMSSD, NN50, pNN50 ve HRVI'dır.

Kısa çevrimlere bağlı değişkenliği ölçen SDNN (RR aralıkları standart sapması) otonomik sinir sistemi dengesinin genel bir ölçümüdür ve 5 dakikalık periyotlarda ortaya çıkan RR aralıklarındaki ortalama değişiklikleri yansıtır [104]. RR aralıklarının standart sapması alınarak (3.8),

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (3.8)$$

kayıt boyunca hesaplanmıştır. RR_i i'den i+1'inci R tepesine olan zamanı \overline{RR} ise ortalama aralığı ($\overline{RR} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n RR_i$) belirtir.

En kısa - en uzun - ortalama RR aralıkları ve aralıkların değişkenliğinden hesaplanan rMSSD (3.9), ortalama karesel farklarının karekök ortalaması alınarak,

$$rMSSD = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (3.9)$$

hesaplanmıştır.

NN50, ardışıl RR aralıklarının 50 ms'den yüksek aralık farklarının sayısı ve pNN50, NN50'nin toplam RR aralığı sayısına bölünmesiyle elde edilen oran aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

$$NN50 = P(|RR_{i+1} - RR_i| > 50ms) \quad (3.10)$$

$$pNN50 = \frac{NN50}{n-1} \times 100 \quad (3.11)$$

Burada bulunan NN50 (Denklem 3.10) ve pNN50 (Denklem 3.11) kalp hızındaki diurnal ve diğer etkilerden tamamen bağımsız olup vagal yoldan düzenlenen otonom tonüsdeki değişiklikleri yansıtır. Normal sinüs ritminin ve normal AV-düğüm fonksiyonunun varlığında, bu ölçümlerin her biri normal RR aralıklarının parasempatik düzenlenmesini nicelleştirir [104].

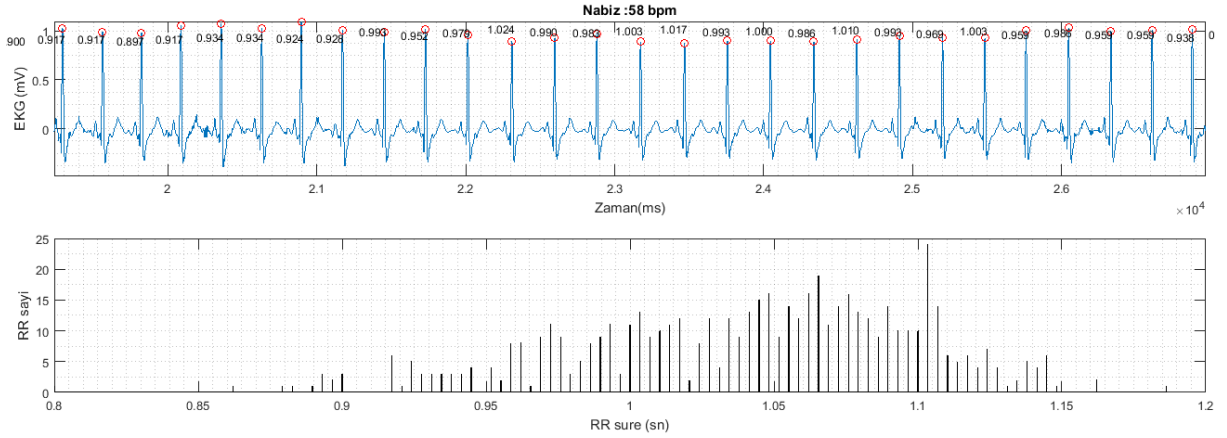
KHD üçgen indeksi (HRVI) (denklem 3.12) ise RR aralığı yoğunluk dağılımının maksimum yoğunluğa ile bölünmesi ile bulunur.

$$HRVI = \frac{n}{D(X)_{maks}} \quad (3.12)$$

n : toplam RR aralığı sayısı.

$D(X)_{maks}$: maksimum yoğunluk dağılımı.

HRVI, yatay ekseninde 7.8125 ms kutularla (1/128 sn.) ayrı bir ölçekte ölçülen RR aralıklarının tüm olası değerlerini içeren RR aralıklarının yapılandırılmış yoğunluk histogramından (Şekil 3.12) hesaplanmıştır.



Şekil 3.12: EKG sinyaline ait RR aralıkları arası süre ve yoğunluk histogramı (Denek s01-İstirahat Durumu).

Bu metrik genelde KHD'ni yansıtır ve SDNN ile güçlü bir korelasyona sahiptir.

3.4.2 Frekans Alanı Analizi

Frekans alanı analizi ile kalp hızının farklı frekanslardaki periyodik dalgalanmaları ölçümlenebilmektedir [102]. Son zamanlarda, dijital kayıt cihazlarının ve sinyal işleme algoritmalarının artışı, kalp frekansının kısa süreli frekans alanı (güç spektrum yoğunluğu) analizini, kalp hızı değişkenliğini değerlendirmek için daha popüler bir yöntem haline getirmiştir. Bu sayede spektral bölgede, KHD üzerindeki sempatik ve parasempatik yapının etkilerinin görece güçlü yönleri daha rahat ayırt edilebilmektedir. Parasempatik sinir sistemi, 0 ve 0.5 Hz arasındaki tüm frekanslarda etkili bir şekilde kalp frekansını modüle edebilirken, sempatik sistem kalp atış hızını 0.1 Hz'nin altında anlamlı bir kazanç ile modüle eder [91]. Spektrumda düşük frekanslı ($LF: 0.04 - 0.15 \text{ Hz}$) enerjinin yüksek frekans ($HF: 0.15 - 0.40 \text{ Hz}$) enerjiye oranı (LF/HF), kalpteki sempatik ve parasempatik etkinin oranını temsil etmektedir [66].

McCraty'ye [105] göre LF/HF oranı ile *öfkenin* belirlenebileceği ve ayrıca orta dereceli frekansları kullanarak *takdir* duygusunun dahi tanımlanabileceğini önermektedir. Yine başka bir çalışma [91] sempatovagal denge ölçütü olarak düşük frekansın yüksek frekanslı kısımlara oranının kullanılması önerilmiştir.

Tez kapsamında KHD'nin frekans boyutu analizi Hızlı Fourier Dönüşümü ile elde edilen güç spektrumu ile gerçekleştirilmiştir. Düşük ve yüksek frekans bantlarının gücünü elde etmek için,

$$LF = \int_{0.04}^{0.15} f(\lambda)d\lambda \quad (3.13)$$

$$HF = \int_{0.15}^{0.40} f(\lambda)d\lambda \quad (3.14)$$

denklem 3.13 ve 3.14'den faydalanılmıştır.

LF ve HF mutlak değerleri ile ifade edilmesi durumunda toplam güçteki değişim nedeniyle otonomik dengedeki oynamaların yanlış yorumlanmasına neden olmaktadır [66]. Bu sebeple frekans alanındaki değişiklikleri değerlendirmek için LF ve HF normalize edilmiştir. Normalize edilmiş spektral metrikler aşağıdaki gibi;

$$LNorm = 100XLF/(VLF + LF + HF) \quad (3.15)$$

ve

$$HNorm = 100XHF/(VLF + LF + HF) \quad (3.16)$$

olarak tanımlanmışlardır.

VLF: Çok düşük frekans.

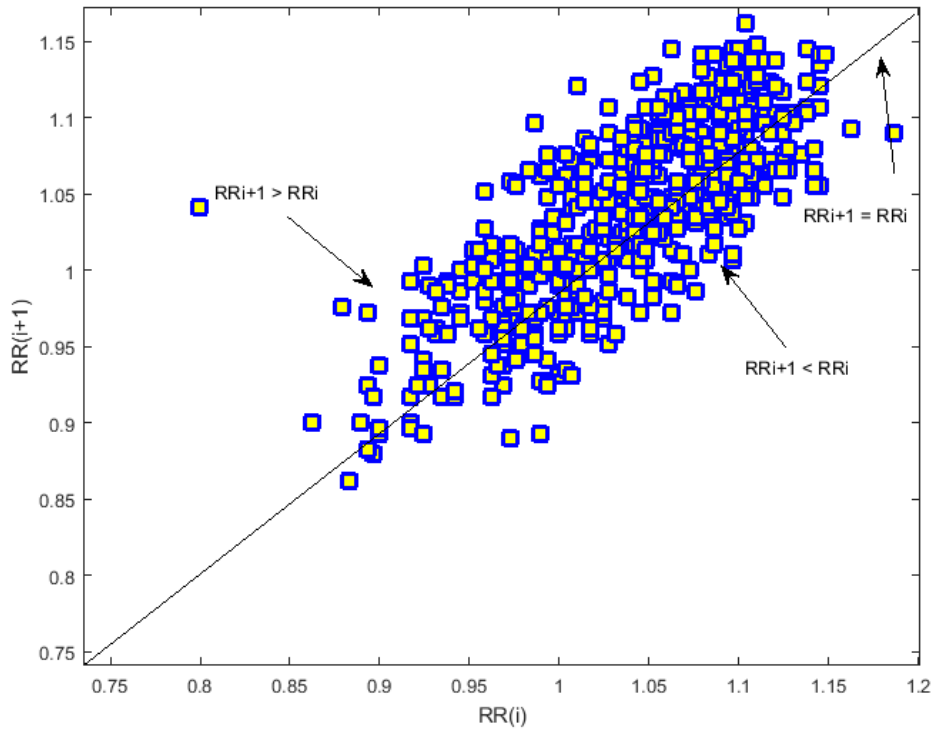
Normalize LF (denklem 3.15), normalize HF (denklem 3.16) ilgili frekansın toplam güce bölünmesi ile elde edilmiştir.

Güç tayfının hesaplandığı kalp atış hızı zaman serilerinin istatistikleri durağan olarak kabul edilir. Bu durumda, kalp atış hızının güç spektrumunu uzun bir kalp ritmi zaman serisi üzerine çekmek daha kesin bir tahmin verebilir. Fakat bununla birlikte, günlük aktiviteler sırasında (ÖR: TV izlemek, gündelik konuşmaya dahil olmak, sarsıcı haber almak...) KHD'nin durağanlığını garanti edemez. Anlık meşguliyet veya duygu değişiminin yakalanabilmesi için daha kısa bir zaman penceresi kullanılması, spektrogramın daha doğru bir tahmin yapmasını sağlayabilir. Bu sebeple kısa süreli (60 saniyelik) pencereler kullanılmıştır.

3.4.3 Doğrusal Olmayan Analiz

KHD'nin doğrusal olmayan özelliklerde içermesinde dolayı zaman ve frekans alanlarında hesaplanan metriklerin yanı sıra KHD'nin doğrusal olmayan özellikleri de içermesinden [106]

dolayı analiz yöntemlerinden Poincaré plot, KHD'nin dinamiklerini değerlendirmek için kullanılmıştır. Poincaré plot [107], kartezyen düzlemde bir zaman dizisinin geometrik temsidir. Her RR_i aralığının bir sonraki RR_{i+1} aralığına karşı çizildiği bir grafikte gösterilir. Doğrusal olmayan süreçlerden kaynaklanan kalp hızı dinamikleri modellerini ortaya koyduğu gösterilmiştir [108].



Şekil 3.13: Dinlenme durumu Poincaré plot (denek s01). Mevcut kardiyak atım süresi (RR_i), x ekseninde ve y ekseninde aşağıdaki vuruş süresinin (RR_{i+1}) gösterilir ve (RR_i, RR_{i+1}) şeklinde tanımlanır. Eşit süreli ardışık kardiyak atımlarla tanımlanan tüm noktalar ($RR_i = RR_{i+1}$), kimlik çizgisinde bulunur. Kimlik çizgisinin üstündeki noktalar ($RR_i < RR_{i+1}$) aralığın uzamasını ve bu çizginin altındaki noktalar ($RR_i > RR_{i+1}$), ardışıl RR'nin kışalmasını temsil eder [109].

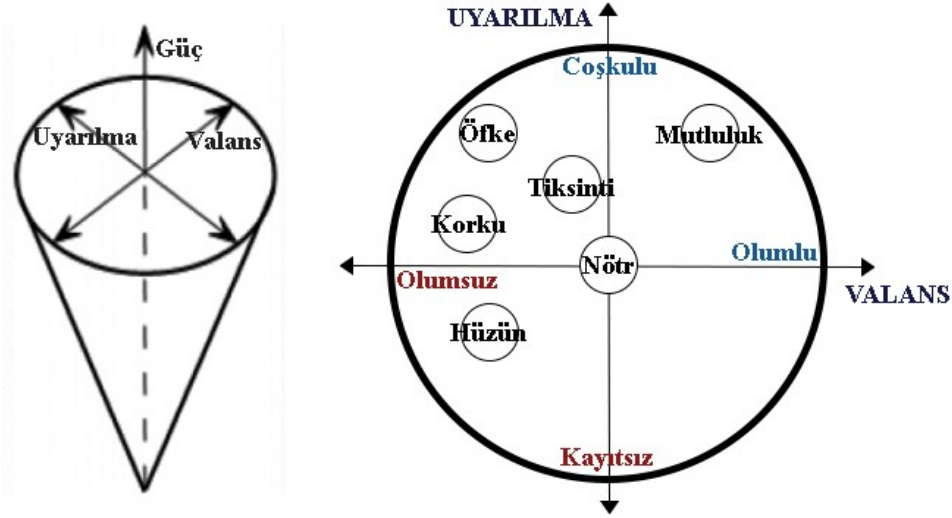
5 dakikalık bir EKG kaydının Poincaré plot'u (Şekil 3.13). $SD1$ ve $SD2$ şekil olarak diyagramda görünen hayali bir elips eksenini ile gösterilir. Kantitatif analiz, merkezin ortalama RR aralıklarıyla belirlendiği şekilde, elipsin, normal eksene 45° 'lik açı ile yerleştirilmesi ile gerçekleştirilebilmektedir. $SD1$, uzun süreli kayıtlarda KHD'yi temsil eden ve genel değişkenliği yansıtan $SD2$, atım hızının değişkenliğini anlık olarak gösteren ve parasempatik aktiviteyi gösteren bir indekstir. Oranları ($SD1 / SD2$) (Denklemler 3.17), RR aralıklarının kısa ve uzun varyasyonları arasındaki oranı göstermektedir.

$$SD1/SD2 = \frac{\sqrt{\frac{1}{2} \cdot \sigma(RR_{i+1} - RR_i)}}{\sqrt{\frac{1}{2} \cdot \sigma(RR_{i+1} + RR_i)}} \quad (3.17)$$

$SD1$, noktaların diyagonal $y = x'$ e olan uzaklıklarının standart sapmasını ve $SD2$, noktaların $y = x + \overline{RR}$ çizgisine standart sapmasını ölçmek için kullanılır; burada \overline{RR} , RR aralıklarının ortalamasıdır. $SD1$ solunum sistemi sinüs aritmisinin neden olduğu kısa vadeli değişkenliği, $SD2$ ise uzun vadeli değişkenliği tanımlamaktadır [107].

3.5 DUYGU DURUM TESPİTİ

Tüm canlılar, hatta tek hücreli organizmalar bile hayatta kalabilmek için önemli uyarıları algılayıp yanıtlayacak kapasiteye sahip olmalıdır. Örneğin bakteriler besin maddelerine yaklaşırlar ve zararlı kimyasallardan kaçınırlar. Gündelik yaşam içerisindeki önemli olayları ayırıştırma ve bunlara tepki verme eğilimi tüm canlılarda bulunmaktadır. Darwin'in teorisine göre [110] bazı duygular dünyanın dört bir yanındaki farklı insanlarda benzer şekilde ifade edilir. Bu duyguların çoğunlukla tetiklenmesi sağlayan olaylar değişkenlik gösterse de, vücudun ürettiği fizyolojik sinyaller ve tepkiler aynıdır. Çoğu çalışmada 6 ana temel duygu (mutluluk, hüzn, sürpriz, korku, öfke ve tiksinti) [111] üzerinde yoğunlaşmış olup, bu hissiyatların analizi yapılmıştır. Tez kapsamında bu 6 temel duygudan sürpriz hissi, hastalar üzerinde olumsuz etkilerinin oluşması ihtimalini elimine edilmek adına çıkartılmıştır. Bu duygu yerine sakinlik hissi çalışma grubuna dahil edilmiştir. Duygu sınıflandırması için çeşitli yaklaşımlar bulunmaktadır. Boyutsal yaklaşım, duygusal durumları, bağımsız olmanın aksine, birbiriyle ilişkili olarak değerlendirir. Şekil 3.14'de Valans-Uyarılma alanına göre duygu dağılımları ilişkisel olarak gösterilmektedir.



Şekil 3.14: Üç (3) Boyutlu Duygu Alanı (Valans, Uyarılma, Güç) ve Valans-Uyarılma alanındaki duyguların dağılımı.

Bu duygu dağılımı referans alınarak yapılan değerlendirmede, olumlu olarak değerlendirilecek tek his mutluluk olarak öne çıkmaktadır. Pozitif (olumlu) duyguların en önemli temsilcisi olan mutluluk, bireylerin en rahat ve yaşam hislerinin en yoğun tecrübe edildiği durumlarda ortaya çıkmaktadır. Bireylerde genel gözlemlenen hareket biçimi; olumlu duygular yaşamaya gayret göstermek ve olumsuz duygular hissetme olasılığımızı en aza indirmek için gerekli eylemler almak olduğu bilinmektedir. Örneğin, kişi kendine mutluluk, memnuniyet ve heyecan hissi veren sosyal faaliyetler veya hobiler arayışındayken, öte yandan, muhtemelen can sıkıntısı, üzüntü veya kaygıya yol açabilecek durumlardan kaçınır.

Öfke, korku, tiksinti ve hüzün hislerinin insanlar üzerinde çeşitli uyarılma seviyelerine göre verdiği olumsuz hissiyatlar, bireylerin stres yaşamasına sebep olmaktadır. Bu çalışmanın bir diğer amacı da, bireyleri strese sokan duyguların tespit edilmesidir.

Her ne kadar farklı disiplinlerdeki (Psikoloji, biyotıp veya sosyoloji) tanımı birbirleriyle tam olarak örtüşmese de, stres kavramı Latince "Estrica" kelimesinden gelen, bireyin kendini kaygılı, endişeli veya baskı altında hissettiğinde verdiği duygusal, zihinsel, fiziksel ve davranışsal tepkiler topluluğu olarak ifade edilmektedir. Genel olarak, modern stres araştırması, Amerikalı fizyolog Walter B. Cannon ve meslektaşlarının, stresin sempatik sinir sisteminde "kavga-veya-uçuş" faaliyeti sendromu olduğunu düşündüğü çalışmalarına dayanmaktadır [112]. McGrath, 1970'de, stresin "talebi karşılama başarısızlığının önemli sonuçlar

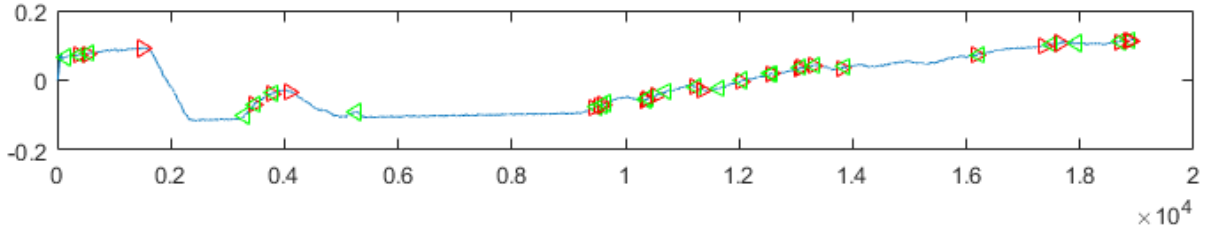
doğurabileceği koşullar altında, talep ve tepki kabiliyeti arasındaki tecrübe edilen dengesizlik" olarak tanımlamaktadır [113].

Stres olgusunun araştırılması için çok sayıda deneysel paradigma yapılmıştır. Yapılan bu çalışma ve deneylere ait bilgiler şu şekilde özetlenebilir. Katılımcılara cinsel, saldırgan veya nötr içeriklerin izlettirildiği göz hareketlerini kaydeden tarama testinde [114] endişeli insanların tehdit ve uyarıları daha önce fark edebilmek için çevreyi endişesiz insanlara göre daha hızlı ve daha kapsamlı bir şekilde taradıkları görülmüştür. Mathews ve MacLeod [115] tarafından gerçekleştirilen ikili (dichotic) dinleme deneyinde, bir çift stereo kulaklıktan bir kanal aracılığıyla yapılan konuşmaları gölgeleyecek başka tehditkar konuşmalar verilmiş ve stresli kişilerin tehdit edici uyarılardan etkilenerek dikkatlerinin daha kolay dağıldığı fark edilmiştir. Bu stres deneylerin çoğu, stresli kişilerin stresli olmayan insanlara göre idrak ve algısal farklılıkların bulunduğunu ortaya koymaktadır. Bunun somut örneği olarak Danimarka'da Kessing ve arkadaşları [116], depresyon tanısı ile ilk kez psikiyatrik başvurusu yapan 13.006 hasta üzerinde yapılan bir araştırmada, yaş ve cinsiyete uygun kıyaslama yapıldığında ortalama değerlerden daha fazla boşanma, işsizlik ve intihar bulguları taşıdıklarını keşfetmiştir. Sosyoekonomik stres seviyelerindeki yükselme, sempatik sinir sistemi aktivitesinin artmasına ve hipertansiyon riskinin ortaya çıkmasındaki nedenlerden biri olarak görülmektedir [117]. Siyahi Amerikalılarda bu risk beyazların iki katına kadar çıktığı rapor edilmiştir. Yine stres seviyesinin yüksekliğinin kardiyovasküler hastalık gelişimine olan etkisi, Jennifer S. Ho [118] tarafından yapılan araştırma ile ortaya konulmuş ve 84 demans hasta-bakıcısı üzerinde etkinlik kısıtlamasından oluşan stresin sağlığa olumsuz yansımaları gösterilmiştir.

Duygu durumlarının analizinde kullanılan deri tepkisi sinyalinin değerlendirilmesinde iki algoritma ardışıl olarak kullanılmıştır. Bunlardan ilki Eğitim Tespit Algoritması diğeri ise Amprik Kip Ayrışımıdır.

3.5.2 Eğitim Tespit Algoritması

GSR sinyali (s^{GSR}), genlik ve yükselme süresi ile karakterize ani uyarıya yanıt olarak hızlı bir değişimi olan tipik bir irkilme tepkisine (Şekil 3.15) sahiptir.



Şekil 3.15: İyileştirilmiş eğim tespit algoritması ile tespit edilmiş GSR irkilme yanıtlarının başlangıç ve bitiş noktaları. Algoritma tarafından tespit edilen başlangıç noktaları "<" ile bitiş noktaları ">" ile işaretlenmiştir.

Bu hızlı değişim, sinyalin birinci farkının ortalaması, aşağıdaki Denklem 3.18'deki gibi karakterize edilmiştir:

$$s' = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} (s_{n+1}^{GSR} - s_n^{GSR}) \quad (3.18)$$

Değerler arasındaki önemli pozitif farkın olduğu noktalar birinci dereceden türev ile belirlendikten sonra eşik değeri bulunarak bu değer üzerindeki noktalar sıçrama noktaları olarak değerlendirilmiştir. Kişiyeye uyumlu en uygun eşik değeri adaptif olarak, 10 sn'lik pencerelere bölünüp ortalamaları bulunmuş ve ortalama değer üzerindeki noktalar belirlenmiştir. Ortalamanın altında kalan noktalara karşılık ise örnekleme frekansının 35'e bölünmesinden ($T_{und} = fs/35$) elde edilen değeri atanmıştır. Oluşturulan eşik değeri dizisinin ($T = t_1^w, t_2^w, \dots, t_N^w$) ortalaması alınıp 100000'e bölünmesi ile ilgili kayıt için eşik değeri belirlenmiştir.

Segmentin eşik üzerinde yer alan değerleri ile irkilmelerin başlangıç ve bitiş noktaları ($s_v^{GSR} = S_{bas} + S_{bit}$) belirlenmiştir.

Başlangıç noktası (S_{bas}); ilk negatif farkı barındıran bölgeden önceki ilk örnek noktası ve bitiş noktası (S_{bit}) ise mevcut bölgenin en yüksek değeri ve bir sonraki bölgenin başlangıcı arasındaki nokta olarak bulunmuştur. Daha sonra başlangıç ve bitiş noktaları arasındaki süre ve büyüklükler hesaplanmıştır.

3.5.2 Ampirik Kip Ayrışımı

İrkilme noktaları s_v^{GSR} tespit edilen sinyalin genel trendini hızlı ve yavaş titreşimlerle salınan bileşenlerini ayırt etmek için AKA kullanılmıştır.

AKA doğrusal ve durağan olmayan tek boyutlu sinyalleri analiz etmek için 1998 yılında Huang ve arkadaşları [78] tarafından geliştirilmiş parametrik olmayan bir yöntemdir. En büyük avantajı analizin adaptif olmasıdır yani sinyalin baz fonksiyonları sinyali doğrudan etkilemektedir.

AKA, Fourier dönüşümünün aksine doğrusallık veya durağanlık varsayımında bulunmamakta ve dalgacık dönüşümlerinin aksine taban fonksiyonları ve bu fonksiyonlara bağlı sabit frekans ölçeği içermemektedir. Bu özellikleri sayesinde doğrusal ve durağan olmayan veriler için Fourier ve dalgacık dönüşümlerine göre daha başarılı ayrıştırma sunmaktadır.

AKA uygulanan bir veri kümesi, yerel uç noktalarının sayısı < 2 (bir maksimum ve bir minimum) olana kadar devam eden iteratif bir eleme süreci kullanarak, İçkin Mod Fonksiyonları (İMF) olarak adlandırılan farklı frekanslardaki sonlu sayıda bileşene ayrıştırılabilir [78].

Bu yöntem, veri kümesinden yerel yüksek frekanslı salınımlarını çıkarmak için kullanılır. İMF'ler anlık yerel frekansları içermektedirler. Düşük seviyeli İMF'ler yüksek yerel frekansları, yüksek seviye İMF'ler ise alçak yerel frekansları içermektedirler.

İMF aşağıdaki gereksinimleri karşılayan bir fonksiyon olarak tanımlanır:

- Tüm veri içinde sıfır geçişleri ve yerel uç noktalarının sayıları eşit olmalı veya aralarında en fazla 1 fark olmalıdır.
- Herhangi bir noktada, lokal minima ve lokal maksima elde edilen üst ve alt zarfların ortalamaları sıfır eğiliminde olmalıdır.

Ayrıştırma sürecinde irkilme noktaları dizisi giriş sinyali olarak belirlenmiştir. Eleme sürecinde giriş sinyalinin birden fazla yerel uç noktası olduğu varsayılır. Yerel uçlar arasındaki zaman geçişi karakteristik zaman ölçeği olarak adlandırılır. Eğer giriş sinyali yerel uçtan yoksun ise, yerel uç ortaya çıkarmak için bir veya iki kez entegre edilebilir.

Elde etme işlemi aşağıdaki şekilde özetlenmiştir:

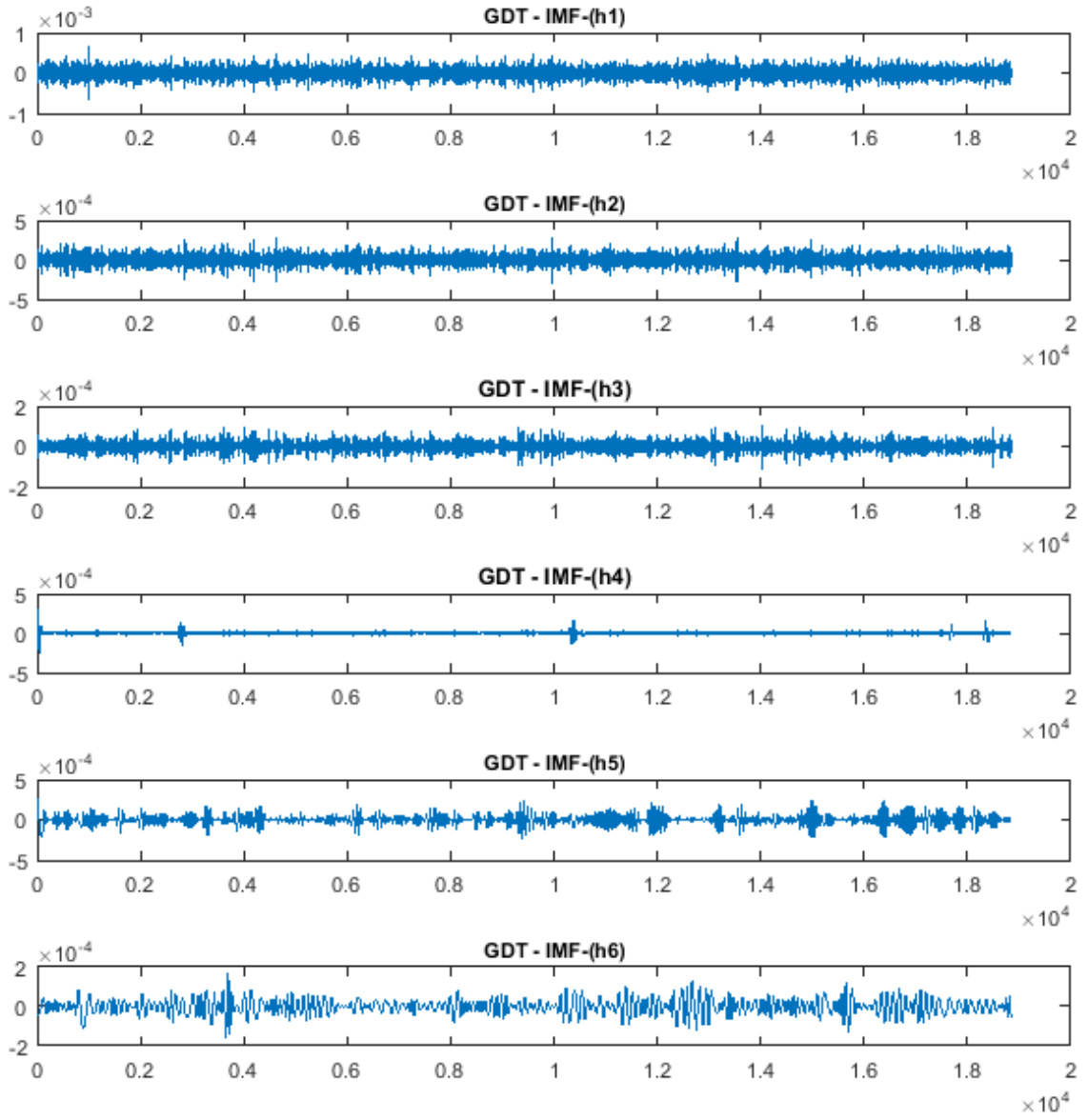
Verilen sinyal $s_v^{GSR}(t)$ 'de yerel maksima ve yerel minima interpolasyonuyla sinyalin üst zarf $s_{\{max\}}(t)$ ve alt zarf $s_{\{min\}}(t)$ değerleri oluşturulur.

Üst ve alt zarfların nokta-nokta ortalaması bulunarak $m_1(t) = \frac{(s_{max}(t)+s_{min}(t))}{2}$ orijinal sinyalden çıkarılır ve ilk bileşen $h_1(t) = s_v^{GSR}(t) - m_1(t)$ hesaplanır.

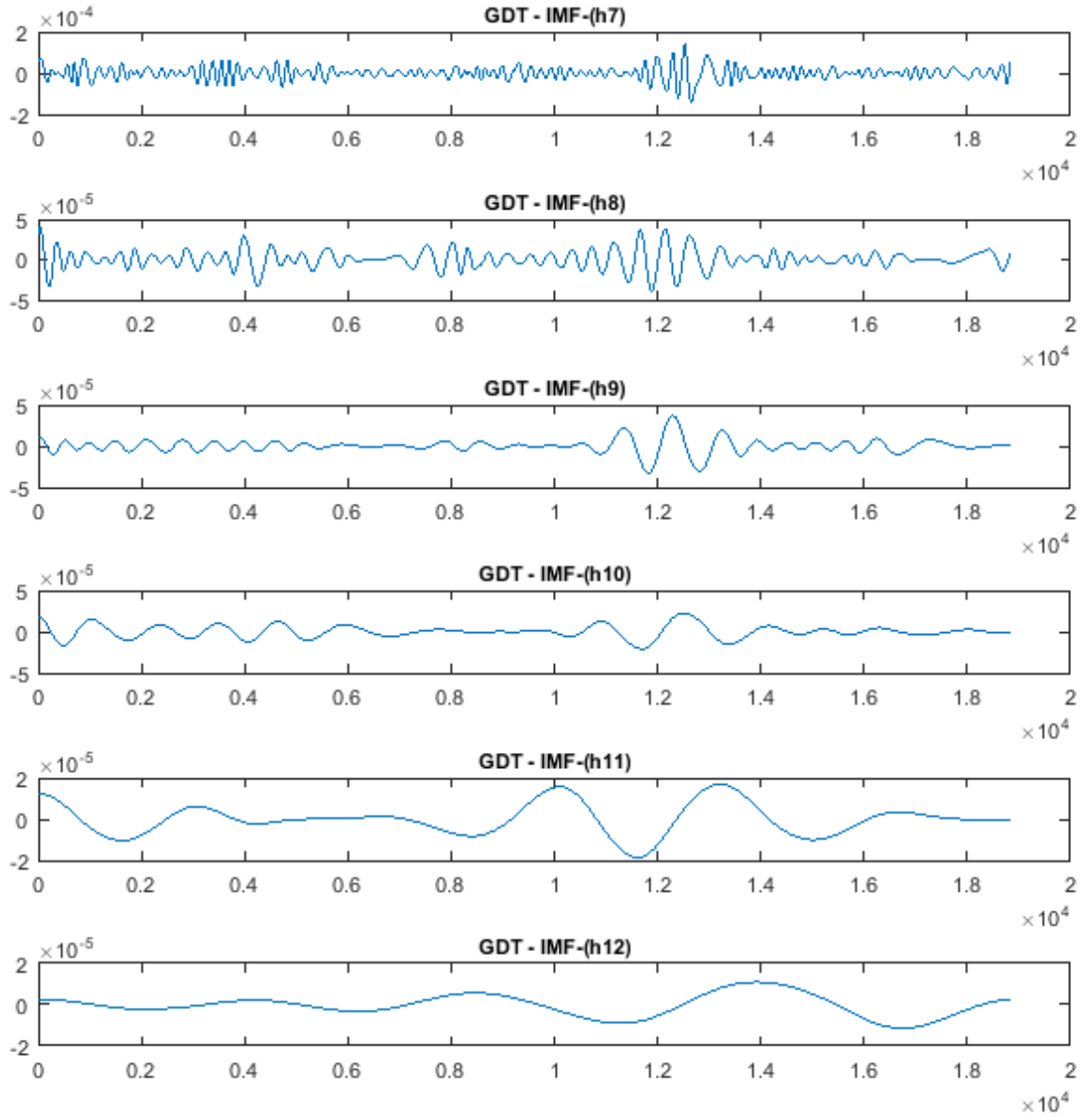
Eğer $h_1(t)$, İMF'nin özelliklerini karşılırsa, kalıntı $r(t) = s_v^{GSR}(t) - h_1(t)$ sinyali üzerinde eleme işlemine devam edilir. Bu eleme yöntemi, $h_1(t)$ bir İMF olana kadar n kez ($h_n(t) = h_{n-1}(t) - m_n(t)$, $h_n(t) = c_1$) tekrarlanmaktadır. Eleme süreci, iki ardışık yineleme arasında hesaplanan standart sapma (denklem 3.19) 0.2 ile 0.3 arasında olduğunda veya kalıntı $r(t)$ monoton hale geldiğinde sona erer.

$$\sigma = \sum_{t=0}^T \frac{|h_{n-1}(t) - h_n(t)|^2}{h_{n-1}^2(t)} \quad (3.19)$$

Aşağıda Şekil 3.16 ve 3.17'de İMF bileşenleri görülmektedir.



Şekil 3.16: Ampirik Kip Ayrışımı $h_{1-6}(t)$ İMF bileşenleri. (Denek 27:Galvanik Deri Tepkisi).



Şekil 3.17: Ampirik Kip Ayrışımı $h_{7-12}(t)$ İMF bileşenleri. (Denek 27:Galvanik Deri Tepkisi).

4. BULGULAR

4.1 DENEYSEL AYARLAR

Klinik testlerin amacı invaziv olmayan yöntem ile kişinin yaşamsal değerlerini ölçümleyerek kısa ve uzun vadede kişiyi ve hekimi yönlendirebilecek çıkarımlarda bulunmaktır.

Geliştirilen AGS ile ölçümlenen sinyaller hastane ortamında bulunan ekipmanlardan alınan referans ölçümlerle karşılaştırılmış ilave olarak uzman doktor görüşü alınarak teşhis yapılmaya yeterli kalitede olduğu saptanmış ve doğrulanmıştır.

4.1.1 Ölçüm Protokolü

Toplamda 30 gönüllünün katıldığı deneyler 3 aşamalı olarak tasarlanmıştır. Deneyler boyunca hastalara 6 adet sensörün bağlı olduğu giyilebilir bir sistem bağlanmıştır.

Tüm deneyler saat 09:00 ile 16:00 arasında yapılmıştır. Deneye başlamadan önce yaş, boy, kilo ve kan değerleri gibi yaşamsal istatistikler kaydedilmiştir.

Birinci bölümde katılımcılardan rahat bir pozisyonda dinlenme durumunda 10 dk.'lık kayıt alınmıştır. Deneyin ikinci bölümünde kişide 6 farklı duyguyu uyandırmak üzere kurgulanmış iki ayrı set halinde 6'şar video izletilerek kayıt alınmış üçüncü bölümde ise 6 dakika yürüme testi yapılmıştır.

Deney prosedürünün adımları aşağıda özetlenmiştir:

1. Hekimin ölçüm yapılabilecek kriterde bir katılımcı olduğunu belirterek yönlendirmeyi başlatması
2. Katılımcının onayının alınması
3. Kişinin yaşamsal istatistiklerinin kaydedilmesi
4. Konuyla ilgili ekipman ve cihaz kurulumu
5. Dinlenme konumunda 10 dk. kayıt
6. Duygu tespiti için 6 dakikalık video izletilmesi
7. Duygu tespiti için ikinci 6 dakikalık video izletilmesi
8. Yorgunluk, nefes darlığı seviyeleri ve nabzın normale dönüş sürelerinin ölçülmesi için 6 dk. yürüme testinin yapılması

Kurulum ve deney süreci ortalama 1 saattir. 15 sağlıklı 15 kalp damar rahatsızlığına sahip hasta bireyden kayıt alınmıştır.

İzlenen protokol, Haziran 2017'de etik değerlendirme kurulu tarafından gözden geçirilip onaylanmıştır (Ekler B.1, B.2 ve B.3). Gönüllüler, deneyden önce çalışmanın amaçlarını anladıklarını belirten onay formları (Ekler C.1 ve C.1) imzalayarak deneye katılmışlardır. Araştırma katılımcıları için gözetim kardiyoloji anabilim dalı üyelerinden; hekim Hasan Tokdil, Nur Kamer Kaya, Fuat Polat, Barış İkitimur tarafından sağlanmıştır.

Kaydedilen veriler farklı zaman dilimlerinde incelenerek EKG kayıtları etiketlenmiştir. Buna göre hastaların hastalıklarının uluslararası kayıtlı isimleri, EKG'de görünen anomaliler ve metabolik sendrom tanılarının ölçümlenen verilerdeki doğrulaması sağlanmıştır.

4.1.2 Denek Seçimi

İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Etik Kurulu'na yapılan başvuru ile hastalardan veri toplanabilmesine ilişkin gerekli izinler alınmıştır. 07.06.2017 Tarih ve 215833 Sayılı Etik Kurul Raporu ile 30 farklı hastadan ölçüm süreleri 20dk ile 30dk arasında değişkenlik gösteren veri toplanmıştır. Verinin alındığı bireylerin yaş, cinsiyet, hastalık durumları Tablo 4.1'de gösterilmektedir. Sağlıklı gönüllüler hiçbir yakınma, kronik kalp ve dolaşım sistemi hastalığı olmayan ve ilaç kullanmayan bireyler olarak tanımlanmaktadır. Hasta gönüllüler ise herhangi bir kalp ve damar rahatsızlığı bulunan bireyler ve bu bireylerden ortalama yarısının metabolik sendrom tanısı konulmuş olmasına gayret gösterilmiştir. Metabolik sendrom [119], yüksek kan basıncı, yüksek kan şekeri, bel çevresinde aşırı vücut yağı ve anormal kolesterol veya trigliserid düzeyleri ile birlikte görülen, kalp hastalığı, inme ve diyabet riskinizi artıran bir durumu ifade etmektedir. Tanı kriteri olarak; aşağıdakilerden en az bir maddenin sağlanması,

- Diabetes mellitus veya
- Bozulmuş glikoz toleransı veya
- İnsülin direnci,

ve aşağıdakilerden en az iki maddenin sağlanması gereklidir.

- Hipertansiyon (sistolik kan basıncı >130, diyastolik kan basıncı >85 mmHg veya antihipertansif kullanıyor olmak)

- Dislipidemi (trigliserid düzeyi >150 mg/dl veya HDL düzeyi erkekte <40 mg/dl, kadında < 50 mg/dl)
- Abdominal obezite (VKİ > 30 kg/m² veya bel çevresi: erkeklerde > 94 cm, kadınlarda > 80 cm)

Tablo 4.1: Eğitim veri kümesi dağılımı.

Yaş	Hasta	Sağlıklı	Toplam
19 - 29	0	6	6
30 - 39	0	6	6
40 - 49	2	1	3
50 - 59	5	2	7
<u>60 ≤</u>	8	0	8

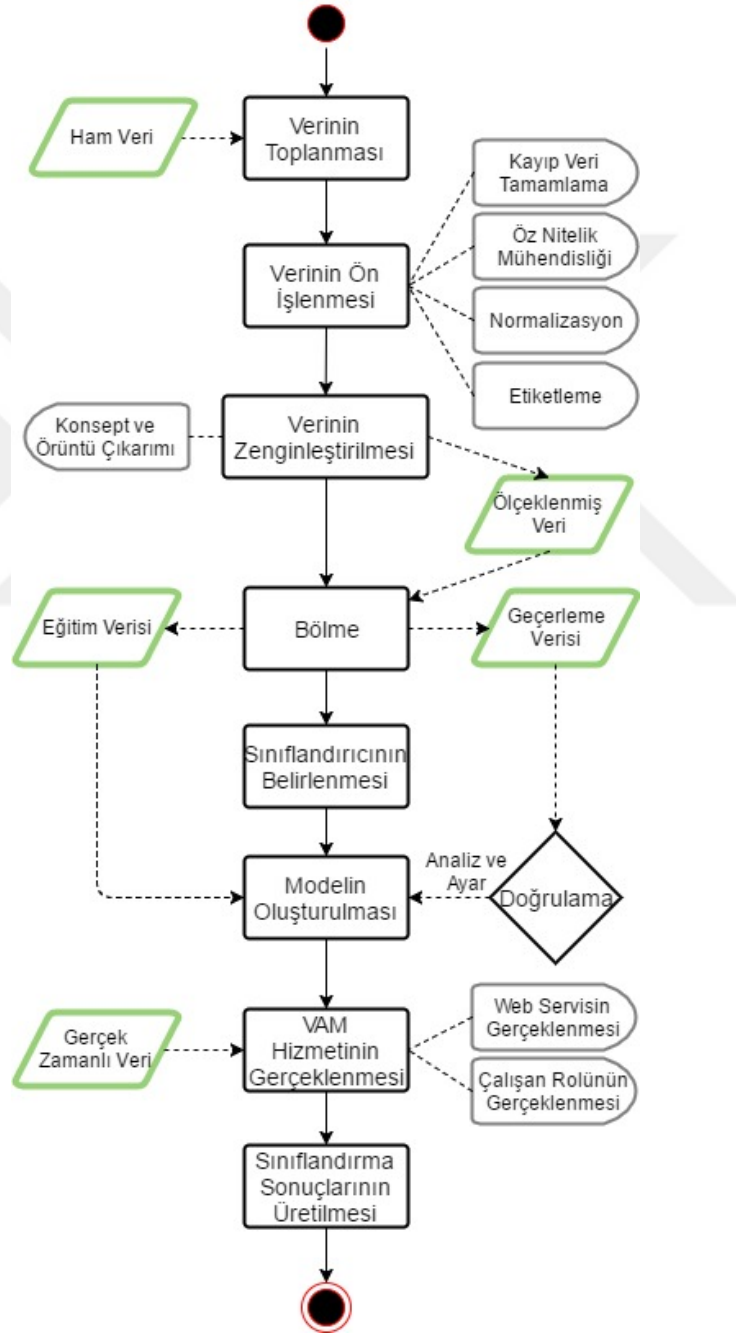
Eğitim verisinin çıkarımları sağlayabilmesi için hasta yaş dağılımını dengeli olmasına ve hasta / hasta olmayan bireylerin eşit veya eşite yakın sayıda tercih edilmesine gayret gösterilmiştir. Veri toplama faaliyetleri kapsamında İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul Kültür Üniversitesi Mühendislik Fakültesi ve İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi'nde ölçümler gerçekleştirilmiştir.

4.2 KARDİYOVASKÜLER RİSK MODELLEME VE SINIFLANDIRMA

Tez kapsamında önerilen sistemin en kritik fonksiyonu kullanıcıların anlık durumlarının takip edilmesi için geliştirilen kardiyovasküler risk modelidir. Risk modelinin hangi açılardan ele alınacağı ve hangi boyutlardan besleneceği, risk analizinin başarımını doğrudan etkileyen birincil faktördür. Modelin üzerine kurulduğu 3 temel boyut bulunmaktadır; İstirahat Durumu, Aktivite Durumu ve Duygu Durumları. Her bir boyut, ilişkili olduğu yönlerden risk modelini besleyen nitelikleri oluşturmaktadır. İstirahat durumunda bireylerin olağan durumlarına ilişkin veri toplanması öncelikli hedefdir. Aktivite durumu ise altı dakika yürüme testi ile katılımcıların hareket kapasitelerine ve yorulma düzeylerine ilişkin niteliklerin ortaya çıkartılmasına imkan vermektedir. Son olarak Duygu Durumları, katılımcıların farklı hisler altındayken verdiği fizyolojik reaksiyonların ölçümleri, bu testler için özel olarak hazırlanmış videoların izletilmesiyle sağlanmaktadır.

KaRAB bileşenin geliştirilmesi sürecinde ardışıl bir dizi faaliyetler hayata geçirilmiş olup bunlar sırasıyla; ham verinin gönüllülerden toplanması, verinin işlenerek kusurlarının

giderilmesi, konsept ve örüntü çıkarımı ile zenginleştirilmiş veri kümesinin oluşturulması, eğitim ve geçerleme verilerinin bölünmesi, makine öğrenmesi için en iyi performansı sunan sınıflandırıcının belirlenerek modelinin oluşturulması, sınıflandırıcı modelinin web servis haline getirilmesi ve gerçek zamanlı veriyi periyodik olarak servise sokacak çalışan rolünün gerçekleştirilmesidir. Alt faaliyetler Şekil 4.1'de detaylı olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.1: KaRAB Aktivite Diyagramı.

4.2.1 Veri Toplama

KaRAB bileşenin gözetimli öğrenme ile çalışabilmesi için kalp ve dolaşım sistemi rahatsızlığı bulunan ve bulunmayan kişilere ait eğitim verisinin oluşturulması birinci adım olarak gerçekleştirilmiştir. Sisteme kayıt olan tüm katılımcılardan doğum tarihi, cinsiyet, hasta öyküsü, sigara içme durumu, boy, kilo, kolesterol, HDL, trigliserid, LDL, kreatinin, üre, CRP, HbA1C, CK(U/L), CK-MB(U/L), Troponin (ng mL), bulunuyor ise stent sayısı, ameliyat (bypass) durumu, metabolik sendrom durumu, birinci dereceden yakında kalp krizi geçmişi bilgileri istenmektedir. Bu bilgilere ek olarak AGS cihazın ölçümlendiği sistolik ve diastolik kan basıncı, nabız, glikoz, vücut sıcaklığı, SPO2 değerleri ve EKG sinyallerinden hesaplanan maxNN, meanNN, minNN, SDNN, RMSSD, NN50, pNN50, HRVTIndex, SD1, SD2, SD1/SD2 oranı, HF, LF ve HF/LF oranı öznitelik olarak üretilmektedir. Ayrıca duygu durum analizinden çıkartılan stres katsayısı öznitelikleri veri setinin önemli bir bölümünü oluşturmaktadır. Altı dakika yürüme testinin sonucuna bağlı olarak kat edilen mesafe, zorlanma derecesi, nefes darlığı durumu ve normal nabza ne kadar sürede geri dönüldüğü bilgisi destekleyici olarak kullanılmaktadır.

4.2.2 Veri Ön İşlemesi

Toplanan ham veri seti üzerinde eksik veya hatalı olduğu keşfedilen değerler bu adımda düzeltilmektedir. Bulunmayan bir değer için tüm veri kümesindeki ortalama değer boş yerine yazılmaktadır. Benzer şekilde tüm değerler içerisinde aykırı değerler (outlier) tespit edilerek normalize edilmektedir. Bu işlemler sınıflandırıcının performansını yükseltmek amaçlı yapılmakta ve sınıflandırıcının başarımı artmaktadır. Ek olarak hastaların sistem içerisinde kullanılacak olan durum etiketleri, Kardiyoloji Ana Bilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Barış İkitimur tarafından sağlanmıştır. Tüm katılımcılar için, Sağlıklı, Önlem gerektiren ve Tehlikeli etiketleri veri seti içerisinde işlenmiştir.

4.2.3 Veri Zenginleştirilmesi

İşlenen verinin zenginleştirilmesi için farklı kaynaklardan temin edilen ek bilgilerden faydalanılmaktadır. Bu sayede makine öğrenmesinin sınıflandırma başarımı artırılarak, tek bir kaynağa bağımlılığın ortadan kaldırılması hedeflenmektedir. Zenginleştirme adımında yapılan çalışmalar ile 2 adet yeni öznitelik veri setine dahil edilmiştir. Bunlar çalışmalar sırasıyla;

hastanın sisteme kayıt olurken kardiyovasküler hastalık gelişme riskinin hesaplanması iki farklı yöntem ile gerçekleştirilmektedir.

Ham verinin zenginleştirilmesi kapsamında yapılan çalışmaların amacı sistemdeki kullanıcıların bazı fizyolojik değerlerini ölçerek kardiyovasküler hastalık gelişme riskinin tahmin edilerek, veri setine önemli bir ek öznelik eklenmesidir.

Sistemi kullanacak üyelerin, 10 yıllık süreçte kardiyovasküler hastalık gelişme riskini tahmin etmek için risk değerlendirme araçları kullanılarak yüksek riskli kişilerin tespiti yapılabilmektedir. Bu kapsamda geliştirilmiş çalışmalar riskin kestiriminde doktorlara kılavuz olmaktadır. Bu araçlar ile hastanın yaşam tarzına müdahale etme yoğunluğu ve antihipertansif ve lipid düşürücü ilaç kullanıp kullanmamaya ilişkin klinik kararların alınmasına yardımcı olmaktadır. En bilindik yöntemler; The Joint British Societies (JBS3) [120], Reynolds yöntemi [121] [122], Framingham yöntemi [123], ASCVD [124] [125], Framingham yönteminin geliştirilmiş bir hali olan ETHRISK® [126], ASSIGN [127] [128], INDANA (INdividual Data ANalysis of Antihypertensive drug intervention) [129], SCORE [130] ve QRISK®3 [131] [132] olarak özetlenebilir.

Kardiyovasküler hastalık gelişme riskini tahmin etmek için her hasta için sisteme kayıt esnasında QRISK®3 kardiyovasküler hastalık riski hesaplayıcı yöntem çalıştırılarak orta ve uzun vadedeki hastalık riski tespit edilmektedir. QRISK®3 algoritması, hastalardan; yaş, cinsiyet, etnik köken, sigara kullanımı, diyabet hastalığı, yakınlarda kalp rahatsızlığının bulunup bulunmaması, kolesterol seviyeleri gibi bilgileri toplamaktadır. Bu bilgiler ile risk tahmini, İngiltere merkezli 30-84 yaş aralığında diyabet ve kalp rahatsızlığı bulgusu bulunmayan 1.28 milyon kişinin 10 yıllık düzenli veri ölçümleriyle oluşturulan veri seti referans alınarak yapılmaktadır. QRISK®3'nin diğer alternatifler arasında daha yüksek oranda başarımlı bulunduğu bilgisi ile [133] [134] sisteme entegre edilmiştir.

Kardiyovasküler hastalık riski hesaplama kadın ve erkek olmak üzere iki ayrı fonksiyon ile gerçekleştirilmektedir. Bu özdeş fonksiyonlar, girdi parametresi olarak; yaş, atriyal fibrilasyon, romatoid artrit, kronik böbrek hastalığı (seviye 4 veya 5), tansiyon tedavisi görme, diyabet durumu, boy ve kilodan denklem 4.20 ile hesaplanacak olan vücut kitle indeksi, etnik köken, 1. dereceden yakında anjine veya kalp krizi bulunması, kolesterol/HDL oranı, sistolik kan basıncı

(mmHg) ve sigara içme durumunu alarak, istenilen süre kapsamında geçerli yüzdesel risk tahminini oluşturmaktadır.

$$VKI = 703.0X \frac{kilo}{boy^2} \quad (4.20)$$

Tüm girdi parametrelerinin kullanımına ilişkin detaylar Tablo 4.2’de gösterilmektedir. Girdi parametrelerinin değer aralıkları ve katalog değerleri kullanım kolonu ile gösterilmektedir. Her iki özdeş fonksiyonda girdi değerlerinin sağlanamaması durumunda, eksik değerler, çoklu atama denilen karmaşık bir ortalama alma prosedürü ile hesaplanarak risk hesabı yapılmaktadır.

Örneğin herhangi bir rahatsızlığı bulunmayan, kendisine mevcut bir tedaviyi uygulamayan, aile geçmişinde anjin veya kalp krizi bulunmayan, boy ve kilo oranı normal olan 37 yaşında bayan bir bireyin risk faktörü %0.5 gibi oldukça düşük bir yüzde çıkmaktadır.

Bir başka örnekte; yaşı daha ileri, kalp rahatsızlığı ve sigara kullanım geçmişi bulunan bir erkek hasta için kardiyovasküler hastalık riski %31.4 ile kritik yüzdeye yakın çıkmaktadır.

QRISK®3 yöntemi ek olarak Türkiye’de kullanılmakta olan kardiyovasküler risk hesaplama (TRRISK) yöntemi de hesaplanmaktadır. Bu yöntem esasen Framingham çalışma verilerini kullanan Joint British Society’nin (JBS-2) risk hesap tablosu referans alınan bir uyarlamadır [135]. Sadece Türk vatandaşlarının takip edilerek oluşturulacak veri tabanını referans alarak çalışacak bir kardiyovasküler risk hesaplama yönteminin orta ve uzun vadede kazanımlarının olacağı değerlendirilmektedir. Yine değerler kadın ve erkek için ayrı ayrı hesaplanmaktadır.

Tablo 4.2: QRISK®3-2017 kardiyovasküler hastalık riski hesaplayıcı girdi parametreleri.

Parametre	Kullanım
Hasta yaşı	30-84 aralığı
Hasta cinsiyeti	Bay / Bayan
Sigara içme durumu	İçmeyen, Eski içici, Sosyal içici (günde 10 adetten az), Orta içici (günde 10 ila 19 arası), Yoğun içici (günde 20 ve daha fazlası)
Diyabet	Bulunmuyor, Tip 1, Tip2
1.derece akrabada anjin veya kalp krizi geçmişi	Evet / Hayır

Tablo 4.2 (devam): QRISK®3-2017 kardiyovasküler hastalık riski hesaplayıcı girdi parametreleri.

Parametre	Kullanım
Tansiyon tedavisi uygulanıyor mu?	Evet / Hayır
Post kodu	Hastanın İngiltere'deki yaşadığı şehrin mahrumiyet bölgesi (taşra) veya metropol olmasına göre etkisi bulunmaktadır. Bizim çalışmamızda bu alan postakodu bilinmeyen (0) olarak bırakılacaktır
Vücut kitle indeksi	Boy ve kilo bilgisi kullanılarak hesaplanacaktır.
Sistolik kan basıncı	Tedavisiz değer kullanılmalıdır (70-210 mmHg)
Toplam ve HDL kolesterol oranı	1.0-12.0 Aralığı
Kendine atfedilen etnisite	Vatandaşlık ile karıştırılmamalıdır. Seçenekler; Beyaz veya belirtilmemiş, Hintli, Pakistanlı, Bangladeşli, Diğer Asya, Siyahi Karayipler, Siyahi Afrika, Çinli, Diğer etnik gruplar.
Romatoid artrit (romatizmal eklem iltihabı)	Var / Yok
Kronik böbrek hastalığı (evre 4 veya 5)	Var / Yok
Atriyal fibrilasyon (atrium kasılması)	Var / Yok
Migren ağrıları	Var / Yok
Sistemik lupus eritematozus (SLE)	Var / Yok
Şiddetli zihinsel (mental) hastalık	Var / Yok
Atipik antipsikotik ilaç tedavisi	Var / Yok
Erektile disfonksiyon için bir tanı veya tedavi (Sadece Erkekler için)	Var / Yok
Düzenli steroid tablet kullanıyor musunuz?	Var / Yok

Bu bölümden QRISK®3 ve TRRISK olmak üzere iki öznitelik hesaplanarak veri setine dahil edilmiştir.

4.2.4 Verinin Bölünmesi

Bu adımda verinin geçerliliğini sağlayacak olan yaklaşımın tasarımı yapılmıştır. Kısıtlı sayıdaki veri ile modelin eğitiminin ve geçerliliğinin sağlanabilmesi amacıyla çapraz doğrulama (cross validation) yöntemi kullanılmıştır. Çapraz doğrulama, orijinal örneğin modelini eğitmek için bir eğitim kümesine ve değerlendirmek için de başka bir test kümesine bölmek suretiyle

modelleri değerlendirmek için kullanılan bir tekniktir [136]. Çapraz doğrulama, statik kalan kümesi doğrulamasında daha iyi bir model değerlendirme yöntemidir. Kalıntı değerlendirmelerle ilgili sorun, yapay öğrenmenin daha önce görmediği veriler için yeni tahminler yapması istendiği zaman ne kadar iyi yapacağına dair bir gösterge sunmamasıdır. Bu sorunun üstesinden gelmenin bir yolu, yapay öğrenme yapısı eğitirken tüm veri kümesini kullanmamaktır. Eğitim başlamadan önce bazı veriler kaldırılır. Ardından eğitim tamamlandığında, kaldırılan veriler, öğrenilen modelin yeni veri üzerindeki performansını test etmek için kullanılabilir.

Literatürde 3 farklı çapraz doğrulama yöntemi bulunmaktadır; HOV (Hold-Out validation), K katlamalı çapraz doğrulama (K-fold cross validation) ve Teki dışarıda çapraz doğrulama (Leave-one-out cross validation).

HOV yöntemi çapraz doğrulamanın en basit halidir. Veri seti, eğitim seti ve test seti olarak adlandırılan iki gruba ayrılır. İşlev yaklaşımıcısı, yalnızca eğitim setini kullanarak bir işleve adapte olur. Ardından, fonksiyon yaklaşımından daha önce çıkış değerlerini hiç görmediği test setindeki verilerin çıkış değerlerini tahmin etmesi istenir. Modeli değerlendirmek için kullanılan ortalama mutlak test kümesi hatası hesaplanır. Avantajlı yönü, hesaplama süresinin kısa oluşudur.

K katlama çapraz doğrulama, HOV yönteminin geliştirmiş bir formudur. Veri kümesi k alt kümeye bölünür ve kısıtlama yöntemi k kez tekrarlanır. Her seferinde, k alt kümelerinden biri test kümesi olarak kullanılırken diğer $k-1$ alt kümeleri bir eğitim kümesi oluşturmak üzere bir araya getirilir. Sonra tüm k denemelerindeki ortalama hata hesaplanır. Bu yöntemin avantajı, verilerin nasıl bölündüğünü daha az önemsemektir. Her veri noktası tam olarak bir kez test kümesine girer ve $k-1$ kere bir eğitim setine girer. Sonuç tahmini varyansı k arttıkça azaltılır. Bu yöntemin dezavantajı, eğitim algoritmasının sıfırdan k kere tekrarlanması gerektiğidir, bir başka deyişle değerlendirme yapmak için k kere kadar hesaplama gerektirir.

Teki dışarıda çapraz doğrulama, K katlı çapraz doğrulamasının setteki veri noktalarının N sayısının K 'ya eşitlenerek mantıksal uç noktasına getirilmesidir. Bunun anlamı N 'nin ayrı zamanlarda, fonksiyon yaklaşımıcısının bir noktadan başka tüm veriler üzerinde eğitilmesi ve bu noktada bir tahmin yapılmasıdır. Diğer yaklaşımlarda olduğu gibi ortalama hata hesabı ve

modeli değerlendirmek için kullanılır. Teki dışarıda çapraz doğrulama ile verilen değerlendirme daha doğru olmakla birlikte hesaplaması uzun sürmektedir.

Bu üç yaklaşım arasında doğrulamanın daha gerçekçi sonuçlar vermesi ve işlem süresinin çok uzun olmaması hedefi bulunduğundan, K katlama çapraz doğrulama modelin eğitiminin ve geçerliliğinin sağlamak amacıyla tercih edilen yöntem olarak karar verilmiştir. Tüm sınıflandırıcıların başarımı bu yöntem ile doğrulanmaktadır.

4.2.5 Boyut İndirgeme

Boyut indirgemedede temel amaç eldeki verinin gereksiz olan niteliklerinin belirlenerek veriden atılmasıdır. Bunun için önerilmiş yöntemlerden en çok bilinen ve kullanılan Temel Bileşen Analizidir (Principle Components Analysis). Temel Bileşen Analizi (TBA), n boyutlu veri içinde $k < n$ olacak şekilde ortogonal vektörler arar ve bunları veriyi temsil etmek için kullanır. Temel bileşenleri önem sırasına göre sıralanıp, en küçük olanlardan elenerek boyut indirgenir.

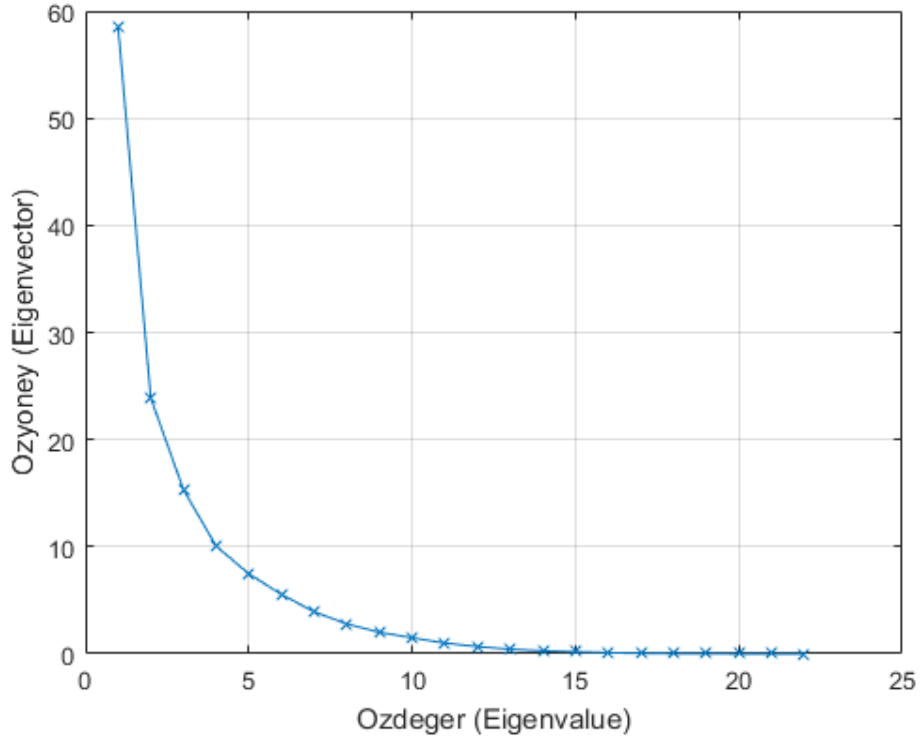
Verileri n -boyuttan k -boyutuna indirgemenin ilk adımı olarak Kovaryans matrisi hesaplanmaktadır.

$$\hat{\Sigma} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X}_n)(X_i - \bar{X}_n)^T \quad (4.21)$$

Buradaki \bar{X}_n verinin ortalama değerini ifade etmektedir:

Denklem 4.21'den kovaryans matrisi bulunur ve bunun yardımıyla öz vektörler (Eigenvector) (e_1, e_2, \dots) ve öz değerleri (Eigenvalue) ($\lambda_1 > \lambda_2 \dots$) hesaplanır.

Kovaryans matrisi ile verideki herhangi bir vektör çarpıldığında, belli bir vektöre doğru yaklaşır ve belli bir noktadan sonra sabit kalır. Yakınlaşılan vektör veri izdüşümlerinin varyansının en fazla olduğu vektördür ve buna öz vektör denir. Öz vektörler bulunduktan sonra verinin bu vektörler üzerine izdüşümünü alınır. Öz değerler, bağlı olduğu öz vektörlerin varyansın ne kadarını açıkladığının büyüklüğüdür.



Şekil 4.2: Boyut seçim.(15'den sonra etkisi neredeyse sıfıra düşmüştür).

Varyansı belirlenen kesim noktası kadar açıklayacak ilk m (Şekil 4.2) öz vektör seçilir. Bu öz vektörler üzerine verinin izdüşümü alınır. Böylelikle veri $\beta_{ij} = (X_i - \bar{X}, e_j)$ iken daha az boyutlu (denklem 4.22) hale indirgenmiş olur.

$$R_i = T_k(X_i) = \bar{X}_i + \sum_{j=1}^k \beta_{ij} e_j \quad (4.22)$$

4.2.6 Sınıflandırıcının Tespiti

CVDiMo kapsamında yapılan çalışmalar da hastaların 3 farklı sağlık durumuna göre sınıflandırılması yapılmaktadır. Bireylerin fizyolojik değerlerine göre “Sağlıklı, Tedbir Gerektiren ve Tehlikeli” sınıflarından birine eşleştirme yapılarak, sürekli olarak gözetim altında tutulması hedeflenmektedir. Bu sebeple, kullanılan platformun 5 farklı çoklu-sınıf sınıflandırıcıları arasında en yüksek başarıyı veren ideal yöntemin belirlenmesi için deneyler yapılmıştır. Bu yöntemler sırasıyla; çok sınıflı lojik regresyon (Multiclass logistic regression), çok sınıflı sinir ağı (Multiclass neural network), çok sınıflı karar ormanı (Multiclass decision

forest), çok sınıflı karar cengeli (Multiclass decision jungle) ve teke karşı hepsi (One-v-all multiclass) olarak belirlenmiştir.

Çok sınıflı (multinomial) lojik regresyon, bağımlı değişken iki kattan fazla nominal olduğunda gerçekleştirilecek doğrusal regresyon analiz yöntemidir. İkili bağımlıları analiz eden lojistik regresyonun bir uzantısı olarak çalışır. Tüm doğrusal regresyonlarda olduğu gibi, çok sınıflı lojik regresyon da bir tahmini analizidir. Çok sınıflı regresyon, veriyi tanımlamak ve bir bağımlı nominal değişken ile bir veya daha fazla sürekli düzeye (aralık veya oran ölçeği) ait bağımsız değişkenler arasındaki ilişkiyi açıklamak için kullanılır.

Bir yapay sinir ağı (artificial neural network), birbirine bağlı girdiler, bir dizi ağırlıklı kenarlar ve düğümler tarafından üretilen çıktılara sahip katmanlar dizisidir. Grafiğin yönü, tüm düğümlerin ağırlıklı kenarlarla bir sonraki katmandaki düğümlere bağlanmasıyla girdilerden gizli katman yoluyla ilerlemektedir. Kenarlarda ağırlıklar, girdi verileri üzerindeki sinir ağı eğitiminde öğrenilir. Herhangi bir girdi için ağ çıktısını hesaplamak için gizli katmandaki ve çıktı katmandaki her bir düğüm için bir değer hesaplanır. Her düğüm için değer, önceki katmandaki düğümlerin değerlerinin ağırlıklı toplamını hesaplayarak ve bu ağırlıklı toplama bir etkinleştirme fonksiyonu uygulanarak belirlenir. Doğrusal sinir ağı kullanan çok sınıflı sinir ağı, ikili sınıflandırma düzeninin oldukça basit bir uzantısıdır. Çok sınıflı sınıflandırma için, tipik yaklaşımdan farklı olarak son katmanda birbirinden farklı sınıfları temsil eden n çıktı nöronuna sahip olmaktır. Hesaplama sonunda, en yüksek tahmine sahip olan nöron “kazanır” ve bu sınıf öngörülür.

Çok sınıflı karar ormanı çok hızlı bir şekilde karar ağaçları dizisi oluşturan topluluk modeli olarak birden fazla karar ağacının en popüler çıktı sınıfını seçerek çalışan bir yöntemdir. Her ağacın etiketlerinin normalize edilmemiş bir frekans histogramı toplanır ve her bir etiket için olasılıkları elde etmek için sonucu normalize ederek oylama gerçekleştirilir. Tahmin güveni yüksek olan ağaçların, topluluğun nihai kararında daha büyük bir ağırlığa sahip olması beklenir.

Çok sınıflı karar cengeli [137], karar ağacı ve karar ormanlarının temel sınırlaması olan ağaçlardaki düğüm sayısı derinlikle katlanarak artmasına karşı geliştirilmiş, köklü karar destekli asiklik grafikler (DAG) toplulukları fikrini kullanan bir varyetedir. Kısıtlı hesaplama kapasitesi olan mobil ve gömülü sistemler gibi ortamların kullanımına uygun olarak

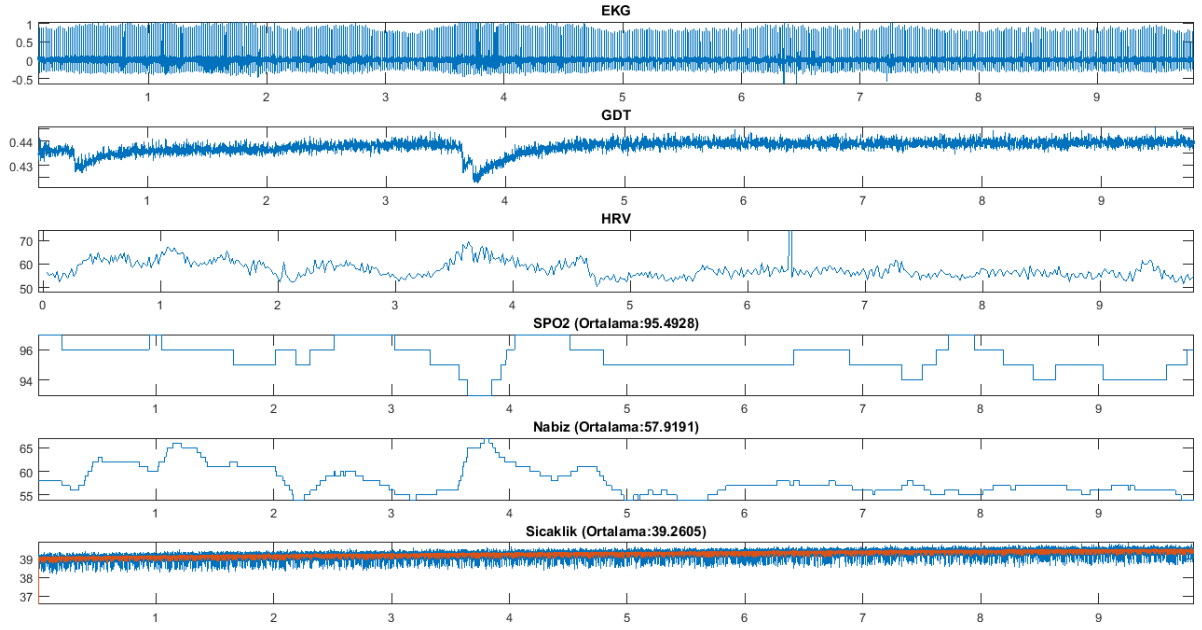
tasarlanmıştır. Geleneksel karar ağaçlarının aksine, her düğümün bir yolunu seçebilen bir karar ormanındaki bir DAG, kökten her yaprağa birden fazla yol sağlar.

Teke karşı hepsi çok sınıflı algoritması ikili sınıflandırma modellerinin grubundan çok sınıflı bir sınıflandırma modeli oluşturmak için kullanılır. Bazı sınıflandırma algoritmaları doğal olarak ikiden fazla sınıfın kullanımına izin verirken, bazıları iki sınıflı algoritmalarıdır. Bununla birlikte, ikili sınıflandırma algoritmaları, çeşitli stratejilerle çok sınıflı sınıflandırma algoritmalarına dönüştürülebilir. Bu algoritma çoklu çıktı sınıflarının her biri için bir ikili model oluşturulur. Tekil sınıflar için bu ikili modellerin her biri, ikili bir sınıflandırma meselesiymiş gibi, tamamlayıcısı (modeldeki diğer sınıflar) karşısında değerlendirilir. Daha sonra, bu ikili sınıflandırıcıları çalıştırarak ve en yüksek güven puanıyla tahmini seçerek tahmini gerçekleştirilir.

4.3 KLİNİK TESTLER

Klinik testlerde üç alt faaliyet beraber uygulanmıştır. Öncelikle hastaların durağan hallerindeki fizyolojik değerleri İstirahat Hali İzleme olarak incelenmektedir. Bu kısımdaki ölçümlerin amacı dinlenme pozisyonundaki karakteristikleri tespit edebilmektir. İkinci faaliyet olarak Duygu Durumu Tespitinde bireylerin farklı hisleri yaşarken fizyolojik değerlerindeki değişimlerin gözlemi yapılmaktadır. En son faaliyet ise bireylerin 6dk boyunca zorlayıcı tempoda kat edebildikleri mesafenin, mevcut kondisyonları hakkında önemli bir indikatör olarak kullanıldığı yürüyüş mesafesinin hesaplanmasıdır. Tüm bu işlemlerin oluşturduğu veri kümesi bir hastaya ait fizyolojik imzayı oluşturmaktadır.

Seçilmiş ve deneye katılmaya gönül olmuş bireylerin öncelikle yaş, cinsiyet, boy, kilo, Stent/Bypass durumları, sigara içme durumu, metabolik sendrom, diabet, böbrek rahatsızlığı, 1. derece yakınında kalp krizi hikayesi, tansiyon tedavisi durumu, migren durumu, romatizma durumu, SLE, Zihinsel hastalık, Şizofreni durumu, Steroid kullanımı ve aritmisinin olup olmadığı sorgulanarak kayıt alınmıştır. Tüm bilgileri kaydedilen deneğin fizyolojik verilerinin ölçümü hazırlıkları yapılmıştır. Tüm faaliyetler sırasında ölçümlenen yedi fizyolojik değişkenden iki tanesi (Kan Basıncı (Sistolik/Diastolik), Kan Glikozu) oturumun başında, Şekil 4.3'de görüldüğü üzere geriye kalan beş tanesi (EKG, GDT, Vücut Sıcaklık, SpO2, Nabız) her oturumun süresi boyunca eşzamanlı olarak gerçek zamanlı olarak izlenmiş ve kaydedilmiştir.



Şekil 4.3: Altı farklı sensör ile ölçümlenen fizyolojik sinyaller (EKG, GDT, SpO2, Nabız, Vücut Sıcaklık) ve kalp hızı değişkenliği (KHD) grafikleri (Denek s01-İstirahat Durumu).

30 Katılımcı üzerinde yapılan ölçümlere ve toplanan verilere ait bilgiler Tablo 4.3'de sunulmaktadır. Katılımcıların %66'sı kadın %44'ü erkek ve eşit dağılımlı olarak %50 hasta %50 sağlıklı bireylerden oluşmaktadır. Hasta grubun yaş aralığı 35 - 81 iken, sağlıklı grubun 19 - 50'dir. Hastalarda 7 kişi stent uygulaması görmüşken 3 kişinin ise bypass ameliyatı olduğu görülmektedir. Sigara kullanımının iki grup üzerinde pek farklılık göstermediği ve 15 hastanın 6'sında metabolik sendrom tanısı bulunduğu saptanmıştır. Hasta grubun %57'si tansiyon tedavisi görürken, sağlıklı grupta tedavi gören bulunmamaktadır. Birinci dereceden yakında kalp krizi geçmişi olanlar %42'lik oran ile hasta grubudur. Sağlıklı grupta bu oranın %23'te kalması, kalp ve dolaşım sistemi rahatsızlıklarının genetik faktörlerden ne kadar etkilendiğini göstermektedir. Ortalama boy, kilo ve vücut kitle indeks değerlerinde gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamasına karşın, QRISK değerleri sağlıklı grubun ortalama 0 iken, hasta grubun 22.72 olarak değerlendirilmektedir.

Tablo 4.3: Katılımcı İstatistikleri.

	Sağlıklı	Hasta		Sağlıklı	Hasta
Yaş	32.84 ± 10.21	58.85 ± 14.06	Romatizma	2 / 11	3 / 11
Kadın #	8	11	SLE	0 / 13	0 / 14
Erkek #	7	4	Zihinsel Hastalık	0 / 13	1 / 13
Stent #	0	7	Şizofreni Tedavisi	0 / 13	0 / 14
ByPass #	0	3	Streoid Kullanımı	0 / 13	0 / 14
Sigara Kullanımı	9 / 0 / 1 / 3	10 / 2 / 0 / 4	Sistol	112.1 ± 8.97	122.27 ± 15.86
Metabolik Sendrom	0 / 13	6 / 9	Diyastol	74.18 ± 9.63	78.83 ± 14.86
Diabet	13 / 0 / 0	9 / 2 / 3	VKİ	23.15 ± 4.33	25.82 ± 5.20
Yakında Kalp Krizi	3 / 10	6 / 8	Boy (cm)	168.38 ± 6.72	162.83 ± 12.47
Atriyal fibrilasyon	0 / 13	6 / 8	Kilo (kg)	66 ± 14.28	69.41 ± 10.99
Tansiyon Tedavisi	0 / 13	8 / 6	QRISK	0.06 ± 0.05	22.72 ± 11.42
Migren Ağrısı	2 / 11	1 / 13	TR RISK	2 ± 4.12	7.8 ± 2.16

Katılımcıların verdiği kan ölçümlerine göre oluşan biyokimya tahlil istatistikleri Tablo 4.4'de sunulmaktadır. Sağlıklı grubun kolesterol değerleri ortalama 191.2 olarak ölçülmüşken, hasta grupta bu değer ilaç tedavisi uygulanmasına bağlı olarak ortalama 137.14'tür. Benzer şekilde HDL ölçümleri ilaç baskılamasına bağlı olarak sağlıklı grubun ortalamasından 10 puan eksik ölçüldüğü görülmektedir. Kolesterol gibi kanda bulunan başka bir yağ türevidir olan Trigliserid ölçümleri tedaviye bağlı olarak hasta grubunda ortalama 89.71 ile daha düşük olarak ölçülmüştür. Bir başka ölçüm maddesi olan Kreatinin, gündelik yaşamımızdaki hareketliliğe bağlı olarak kasların ürettiği bir atık üründür. Kreatinin ölçümlerinin her iki grup için de kabul edilebilir değerler arasında olduğu görülmektedir. İki grup ölçümleri arasında kuşkusuz en büyük farklılığın olduğu tahlil Üre'dir. Bireylerin vücudunda su ve tuz kaybı olduğu zaman yükselerek çeşitli olumsuzlukları tetikleyen bu madde protein parçalanması sonucu oluşur. Toksik etkisi olduğu için vücuda çok çeşitli zararları bulunmaktadır. Hasta gruptaki üre

ölçümleri 26 - 129 aralığında ortalama 51.24mg/dl olarak sağlıklı grubun neredeyse iki katıdır. CRP (C-reaktif protein) karaciğer tarafından vücutta iltihap bulunması durumunda üretilen bir protein olarak iki grup arasındaki en belirgin farklılıklardan biridir. CRP'nin yüksek olması damar sertleşmesine neden olduğu bilinmektedir. Sağlıklı grubun CRP ortalaması 2.6 iken hasta grubun 11.99 olması ne kadar büyük etkisi olduğunu göstermektedir. Son parametre olan Hemoglobin A1c (HbA1c) testi son 2-3 ay içinde ortalama kan şekeri seviyesini belirtir.

Tablo 4.4: Biyokimya tahlil

	TK	istatistikleri. HDL	Glikoz	LDL	Tg	Üre	CRP	HbA1C	
S	191.2 ±48.73	40 ±28.68	96.62 ±18.22	112.92 ±39.86	115 ±90.98	0.67 ±0.14	24.65 ±10.50	2.6 ±0.8	4.87 ±0.18
H	137.14 ±39.32	31.85 ±23.26	108.27 ±32,82	91.28 ±22.68	89.71 ±23.77	0.79 ±0.23	51.54 ±34.18	11.99 ±13.4	5.8 ±0.42

S: Sağlıklı,
H: Hasta,
TK: Kolesterol,
Tg: Trigliserid,
Cre: Kreatinin.

4.3.1 İstirahat Durumu Analizi

Kalpdeki elektriksel potansiyel değişikliklerin dinlenme pozisyonunda kayıt edilmesi bireyler hakkında en temel bilgileri vermektedir. Sadece EKG değil, AGS üzerindeki tüm sensörlerin yaptığı ölçümler ile durağan formdaki fizyoloji analiz edilmektedir. Katılımcılardan 10 dk. boyunca yapılan ölçümler doğrudan veri tabanına analiz edilmek üzere kayıt edilir. Ölçümler esnasında bireylerin yatar konumda, sessiz ve herhangi bir duygu durumuna yoğunlaşmamaları belirtilerek en rahat ölçümlerinin alınması sağlanır. Alınan ölçümler 5 farklı sınıflandırıcı üzerinde denenerek en yüksek başarımda bulunan yöntem sistemin ana sınıflandırıcısı olarak belirlenmiştir. Farklı sınıflandırıcılara ait test sonuçları bu başlık altında anlatılmaktadır.

İlk yapılan sınıflandırıcı deneyi çok sınıflı karar ormanı yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu sınıflandırma algoritması Tehlikeli (2) ve Önlem gerektiren (1) sınıfların kestirilmesinde %100 başarı sağlarken, Sağlıklı (0) sınıfın tespitinde %98.3'lük bir başarı göstermektedir.

Yapılan testlere ilişkin karışıklık matrisi Tablo 4.5'de gösterilmektedir.

Tablo 4.5: Çok sınıflı karar ormanı karışıklık matrisi.

		Tahmin Edilen Sınıf		
		0	1	2
Gerçek Sınıf	0	%93.8	%6.3	
	1		%100	
	2			%100

Tekrar örnekleme yöntemi olarak torbalama (bagging) yöntemi seçilen deneyde genel doğruluk %96, ortalama doğruluk %97, mikro ortalama hassaslık %96, makro ortalama hassaslık %96, mikro ortalama geri çağırma %96 ve makro ortalama geri çağırma %97 olarak ölçülmüştür. Tekrar örnekleme yöntemi çoğaltma (replicate) olarak değiştirildiğinde başarımın düştüğü görülmüştür. Her iki yöntem için doğruluk oranları ve diğer ilgili metriklerin başarımı Tablo 4.6'da gösterilmektedir.

Tablo 4.6: Çok sınıflı karar ormanı doğruluk oranları.

Metrik	Torbalama	Çoğaltma
Genel Doğruluk	0.96	0.86
Ortalama Doğruluk	0.97	0.91
Mikro ortalama hassaslık	0.96	0.86
Makro ortalama hassaslık	0.96	Hesaplanamadı
Mikro ortalama geri çağırma	0.96	0.86
Makro ortalama geri çağırma	0.97	0.66

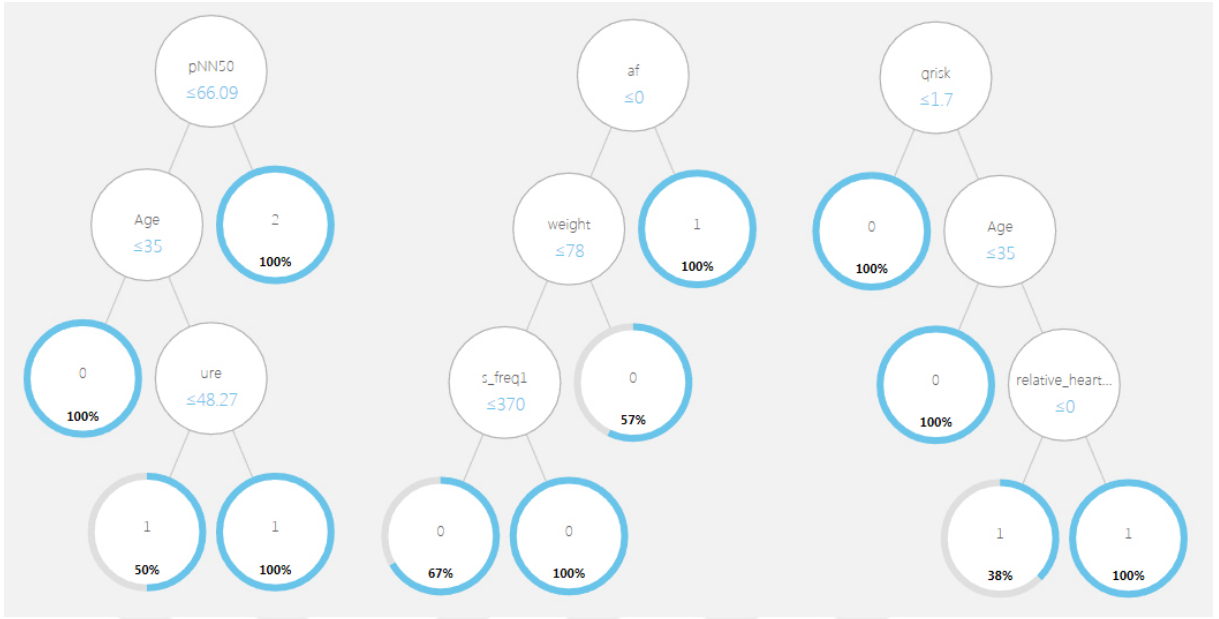
Modelin sınanmasında kullanılan katılımcılara ait olasılıksal puanlanan etiketler ve gerçek etiketlerin gösterimi Tablo 4.7'de sunulmaktadır. Sınıf 0 için 0.3231 standart sapma ile 0.5601'lik ortalama, sınıf 1 için 0.2194 standart sapma ile 0.2974'lik ortalama ve sınıf 2 için de 0.1598 standart sapma ile 0.1425'lik ortalama tahminleri üretilmiştir.

Tablo 4.7: Çok sınıflı karar ormanı test olasılıkları.

Yaş	0	1	2	P.Etik.	G.Etik.
59	0.296	0.589	0.116	1	1
38	0.803	0.182	0.016	0	0
33	0.843	0.144	0.013	0	0
24	0.778	0.210	0.013	0	0
30	0.946	0.054	0.000	0	0
79	0.336	0.377	0.288	1	0
50	0.628	0.187	0.185	0	0
81	0.210	0.613	0.177	1	1
69	0.195	0.566	0.239	1	1
61	0.133	0.406	0.461	2	2
75	0.415	0.519	0.066	1	1
24	0.982	0.018	0.000	0	0
42	0.880	0.104	0.016	0	0
26	0.927	0.061	0.013	0	0
35	0.958	0.042	0.000	0	0
51	0.123	0.631	0.246	1	1
80	0.107	0.379	0.514	2	2
35	0.829	0.093	0.079	0	0
60	0.163	0.332	0.505	2	2
53	0.403	0.572	0.025	1	1
63	0.358	0.604	0.038	1	1
50	0.723	0.145	0.132	0	0
46	0.308	0.322	0.369	2	2
19	0.929	0.018	0.054	0	0
21	0.903	0.085	0.013	0	0
51	0.293	0.401	0.307	1	1
53	0.216	0.546	0.238	1	1
42	0.304	0.566	0.130	1	1
24	0.946	0.054	0.000	0	0
36	0.867	0.105	0.028	0	0

- 0:** Sınıf "0" için puanlanmış olasılıklar,
1: Sınıf "1" için puanlanmış olasılıklar,
2: Sınıf "2" için puanlanmış olasılıklar,
P. Etik.: Puanlanan Etiketler,
G. Etik.: Gerçek Etiketler.

Çok sınıflı karar ormanı modelini gerçeklerken 8 adet en fazla derinliği 32 olan ağaç yapısı oluşturulmuştur. Bu yapıların kullanımı ile tahminlerin gerçekleştirilmesi sağlanmaktadır. Şekil 4.4'de örnek 3 adet ağaç yapısının sınıflara ulaşmada kullanılan formları sunulmaktadır.



Şekil 4.4: Çok sınıflı karar ormanı modelinin oluşturduğu örnek ağaç yapıları.

İkinci denenen yaklaşım multi nominal lojik regresyon yöntemi olmuştur. Genel olarak başarımları sınırlı olan bu modelde Sağlıklı (0) sınıfı %93.8 ve Önlem gerektiren (1) sınıfı da %90 doğrulukla tespit edilirken diğer sınıfta başarımları kabul edilebilir seviyelerin altında kalmıştır. Yapılan testlere ilişkin karışıklık matrisi Tablo 4.8'de gösterilmektedir. Bu model Tehlikeli (2) sınıfı tahmin ederken düşük başarımları sunmaktadır.

Tablo 4.8: Multi nominal lojik regresyon karışıklık matrisi.

		Tahmin Edilen Sınıf		
		0	1	2
Gerçek Sınıf	0	%93.8	%6.3	
	1	%10	%90	
	2		%50	%50

Bu yöntemle ait genel doğruluk %86, ortalama doğruluk %91, mikro ortalama hassaslık %56, makro ortalama hassaslık %89, mikro ortalama geri çağırma %86 ve makro ortalama geri çağırma %77 olarak ölçülmüştür (Tablo 4.9).

Tablo 4.9: Multi nominal lojik regresyon doğruluk oranları.

Metrik	Değer
Genel Doğruluk	0.86
Ortalama Doğruluk	0.91
Mikro ortalamalı hassaslık	0.86
Makro ortalamalı hassaslık	0.89
Mikro ortalama geri çağırma	0.86
Makro ortalama geri çağırma	0.77

Modelin sınanmasında kullanılan katılımcılara ait olasılıksal puanlanan etiketler ve gerçek etiketlerin gösterimi Tablo 4.10'da sunulmaktadır. Sınıf 0 için 0.3457 standart sapma ile 0.5332'lik ortalama, sınıf 1 için 0.2578 standart sapma ile 0.3334'lik ortalama ve sınıf 2 için de 0.0502 standart sapma ile 0.1393'lik ortalama tahminleri üretilmiştir.

Tablo 4.10: Multi nominal lojik regresyon test olasılıkları.

Yaş	0	1	2	P.Etik.	G.Eti
59	0.211	0.659	0.130	1	1
38	0.932	0.044	0.024	0	0
33	0.931	0.040	0.028	0	0
24	0.801	0.169	0.030	0	0
30	0.765	0.205	0.030	0	0
79	0.239	0.399	0.363	1	0
50	0.914	0.064	0.022	0	0
81	0.027	0.731	0.243	1	1
69	0.096	0.735	0.169	1	1
61	0.210	0.244	0.546	2	2
75	0.069	0.766	0.164	1	1
24	0.979	0.014	0.007	0	0
42	0.628	0.332	0.040	0	0
26	0.801	0.172	0.027	0	0
35	0.957	0.030	0.013	0	0
51	0.372	0.539	0.090	1	1
80	0.015	0.641	0.344	1	2
35	0.947	0.035	0.018	0	0
60	0.152	0.217	0.631	2	2
53	0.609	0.186	0.205	0	1
63	0.272	0.652	0.076	1	1
50	0.523	0.431	0.045	0	0
46	0.158	0.549	0.293	1	2
19	0.922	0.071	0.007	0	0
21	0.893	0.096	0.011	0	0

Tablo 4.10 (devam): Multi nominal lojik regresyon test olasılıkları.

Yaş	0	1	2	P.Etik.	G.Eti
51	0.279	0.584	0.137	1	1
53	0.290	0.592	0.118	1	1
42	0.375	0.488	0.136	1	1
24	0.971	0.018	0.011	0	0
36	0.656	0.297	0.047	0	0

0: Sınıf "0" için puanlanmış olasılıklar,
1: Sınıf "1" için puanlanmış olasılıklar,
2: Sınıf "2" için puanlanmış olasılıklar,
P. Etik.: Puanlanan Etiketler,
G. Etik.: Gerçek Etiketler.

Modelin öznitelik ağırlıkları hesaplandığında Tablo 4.11'de görüldüğü gibi sadece 8 öznitelik ağırlıklarının sıfırdan farklı olduğu anlaşılmaktadır. Diğer özniteliklerin etkin bir ağırlığı bulunmamasından ötürü tabloda gösterilmemiştir.

Tablo 4.11: Multi nominal lojik regresyon öznitelik ağırlıkları.

Öznitelik	0	1	2
Bias	0.76257	-0.029937	-0.732632
Stent Sayısı	-0.168873	0.579938	0
Tansiyon Tedavisi	-0.499252	0	0.0692614
Diabet	-0.19362	0	0.231659
HRVTIndex	0	-0.128713	0
Bypass	-0.112605	0	0
Hastalık Sayısı	-0.0352772	0	0
SD2	0	0	0.0101583

Üçüncü çoklu sınıflandırıcı yöntem yapay sinir ağıdır. Bu yöntemin kullanımı ile Sağlıklı (0) ve Önlem gerektiren (1) sınıfların kestirilmesinde tam bir başarı sağlarken, Tehlikeli (2) sınıfın tespitinde ise bu durumun aksine hiçbir başarı gösterememektedir. Yapılan testlere ilişkin karışıklık matrisi Tablo 4.12'de gösterilmektedir.

Tablo 4.12: Çok sınıflı karar cengeli karışıklık matrisi.

		Tahmin Edilen Sınıf		
		0	1	2
Gerçek Sınıf	0	% 100		
	1		% 100	
	2		% 100	

Çok sınıflı yapay sinir ağı yöntemine ait genel doğruluk %86, ortalama doğruluk %91, mikro ortalama hassaslık %86, mikro ortalama geri çağırma %86 ve makro ortalama geri çağırma %66 olarak ölçülmüştür (Tablo 4.13).

Tablo 4.13: Çok sınıflı yapay sinir ağı doğruluk oranları.

Metrik	Değer
Genel Doğruluk	0.86
Ortalama Doğruluk	0.91
Mikro ortalama hassaslık	0.86
Makro ortalama hassaslık	Hesaplanamadı
Mikro ortalama geri çağırma	0.86
Makro ortalama geri çağırma	0.66

Modelin sınanmasında kullanılan katılımcılara ait olasılıksal puanlanan etiketler ve gerçek etiketlerin gösterimi Tablo 4.14'de sunulmaktadır. Sınıf 0 için 0.4774 standart sapma ile 0.4929'lik ortalama, sınıf 1 için 0.4553 standart sapma ile 0.3548'lik ortalama ve sınıf 2 için de 0.1079 standart sapma ile 0.0451'lik ortalama tahminleri üretilmiştir.

Tablo 4.14: Çok sınıflı yapay sinir ağı test olasılıkları.

Yaş	0	1	2	P.Etik.	G.Etik.
59	0.180	0.617	0.184	1	1
38	0.893	0.102	0.082	0	0
33	0.904	0.094	0.081	0	0
24	0.769	0.183	0.103	0	0
30	0.872	0.118	0.086	0	0

Tablo 4.14 (devam): Çok sınıflı yapay sinir ağı test olasılıkları.

Yaş	0	1	2	P.Etik.	G.Etik.
79	0.404	0.388	0.155	0	0
50	0.857	0.127	0.090	0	0
81	0.040	0.817	0.280	1	1
69	0.047	0.788	0.274	1	1
61	0.158	0.550	0.232	1	2
75	0.263	0.510	0.168	1	1
24	0.931	0.074	0.075	0	0
42	0.818	0.156	0.095	0	0
26	0.838	0.144	0.090	0	0
35	0.876	0.114	0.086	0	0
51	0.063	0.774	0.244	1	1
80	0.037	0.805	0.304	1	2
35	0.880	0.107	0.090	0	0
60	0.169	0.557	0.221	1	2
53	0.356	0.434	0.154	1	1
63	0.286	0.498	0.164	1	1
50	0.815	0.153	0.099	0	0
46	0.232	0.524	0.184	1	2
19	0.868	0.126	0.086	0	0
21	0.833	0.146	0.091	0	0
51	0.133	0.666	0.198	1	1
53	0.056	0.792	0.245	1	1
42	0.068	0.751	0.253	1	1
24	0.942	0.068	0.070	0	0
36	0.804	0.168	0.097	0	0

0: Sınıf "0" için puanlanmış olasılıklar,

1: Sınıf "1" için puanlanmış olasılıklar,

2: Sınıf "2" için puanlanmış olasılıklar,

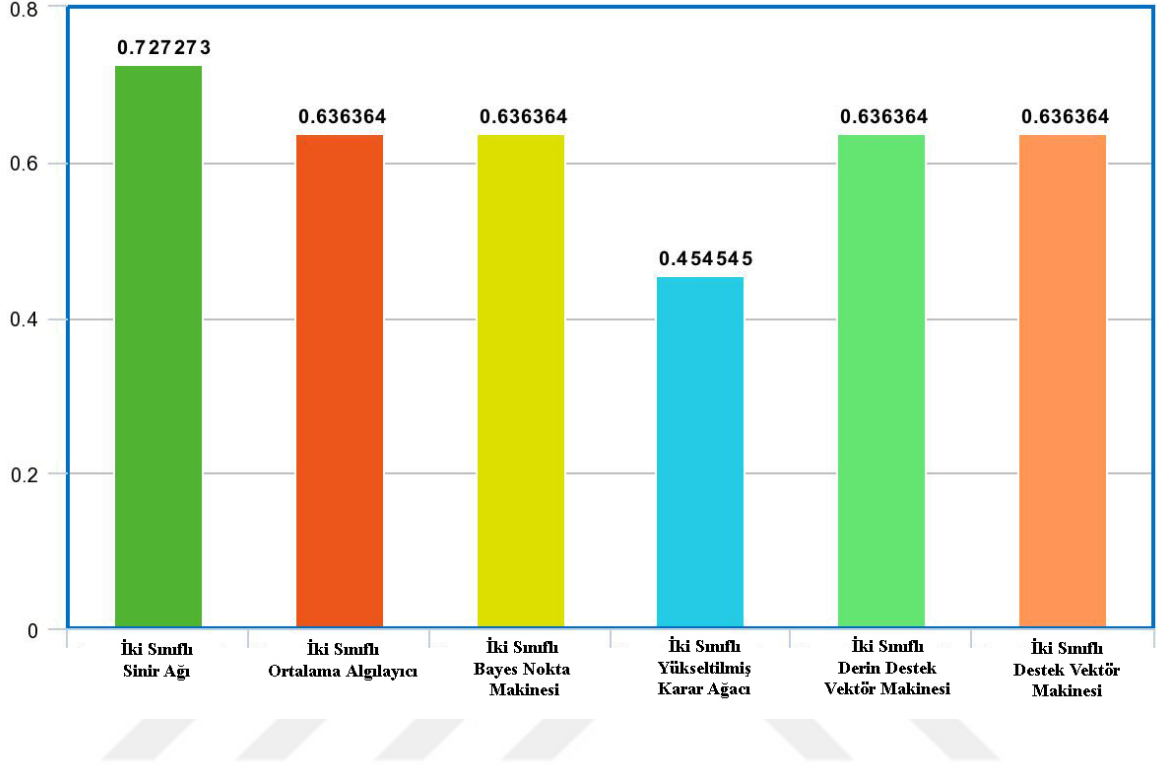
P. Etik.: Puanlanan Etiketler,

G. Etik.: Gerçek Etiketler

Çok sınıflı yapay sinir ağının öğrenme hızı ve Başlangıç Ağırlık Çapı 0.1 olarak belirlenmiştir. Çalışma esnasında çapraz entropi kayıp fonksiyonu ile 59 girdili ve 3 çıktılı bir ağ yapısı oluşturulmuştur.

Dördüncü sınıflandırıcı teke karşı hepsi çok sınıflı algoritması doğrudan tekil olarak çalışmamaktadır. Bu sınıflandırıcıya girdi olarak ikili sınıflandırma algoritmaları tanımlanır. Amaç çoklu sınıflar arasında çok sayıda ikili kombinasyonlar yaparak sonucu üretmektir. Dolayısıyla her bir ikili sınıflandırıcının kullanımına bağlı olarak başarımlar değerleri

değişmektedir. Şekil 4.5'de İki Sınıflı Sinir Ağı ile beraber kullanılarak elde edilen en yüksek başarımın diğer alternatifleriyle olan kıyaslaması gösterilmektedir.



Şekil 4.5: Teke karşı hepsi çok sınıflı algoritması varyeteleri.

En son sınıflandırıcı olan çok sınıflı karar cengeli algoritması rakiplerine göre düşük başarımına sahiptir. Sağlıklı (0) ve Önlem gerektiren (1) sınıfların kestirilmesinde elde edilen ortalama başarı, Tehlikeli (2) sınıfın tespitinde bulunmadığından kabul edilebilir bir alternatif değildir. Yapılan testlere ilişkin karışıklık matrisi Tablo 4.15'de gösterilmektedir.

Tablo 4.15: Çok sınıflı karar cengeli karışıklık matrisi.

		Tahmin Edilen Sınıf		
		0	1	2
Gerçek Sınıf	0	%62.5	%37.5	
	1		%100	
	2		%100	

Bu yöntemle ait genel doğruluk %66, ortalama doğruluk %77, mikro ortalama hassaslık %66, mikro ortalama geri çağırma %66 ve makro ortalama geri çağırma %54 olarak ölçülmüştür (Tablo 4.16).

Tablo 4.16: Çok sınıflı karar cengeli doğruluk oranları.

Metrik	Değer
Genel Doğruluk	0.66
Ortalama Doğruluk	0.77
Mikro ortalama hassaslık	0.66
Makro ortalama hassaslık	Hesaplanamadı
Mikro ortalama geri çağırma	0.66
Makro ortalama geri çağırma	0.54

Modelin sınanmasında kullanılan katılımcılara ait olasılıksal puanlanan etiketler ve gerçek etiketlerin gösterimi Tablo 4.17'de sunulmaktadır. Sınıf 0 için 0.4075 standart sapma ile 0.4333'lük ortalama, sınıf 1 için 0.2397 standart sapma ile 0.3333'lük ortalama ve sınıf 2 için de 0.1678 standart sapma ile 0.2333'lük ortalama tahminleri üretilmiştir.

Tablo 4.17: Çok sınıflı karar cengeli test olasılıkları.

Yaş	0	1	2	P.Etik.	G.Etik.
59	0.15	0.5	0.35	1	1
38	0.15	0.5	0.35	1	0
33	1	0	0	0	0
24	1	0	0	0	0
30	1	0	0	0	0
79	0.15	0.5	0.35	1	0
50	0.15	0.5	0.35	1	0
81	0.15	0.5	0.35	1	1
69	0.15	0.5	0.35	1	1
61	0.15	0.5	0.35	1	2
75	0.15	0.5	0.35	1	1
24	1	0	0	0	0
42	0.15	0.5	0.35	1	0
26	1	0	0	0	0
35	1	0	0	0	0
51	0.15	0.5	0.35	1	1
80	0.15	0.5	0.35	1	2
35	1	0	0	0	0
60	0.15	0.5	0.35	1	2
53	0.15	0.5	0.35	1	1

Tablo 4.17 (devam): Çok sınıflı karar cengeli test olasılıkları.

Yaş	0	1	2	P.Etik.	G.Etik.
63	0.15	0.5	0.35	1	1
50	0.15	0.5	0.35	1	0
46	0.15	0.5	0.35	1	2
19	1	0	0	0	0
21	1	0	0	0	0
51	0.15	0.5	0.35	1	1
53	0.15	0.5	0.35	1	1
42	0.15	0.5	0.35	1	1
24	1	0	0	0	0
36	0.15	0.5	0.35	1	0

0: Sınıf "0" için puanlanmış olasılıklar,
1: Sınıf "1" için puanlanmış olasılıklar,
2: Sınıf "2" için puanlanmış olasılıklar,
P. Etik.: Puanlanan Etiketler,
G. Etik.: Gerçek Etiketler.

Çok sınıflı (gemini) karar cengeline, kurulan ağaç yapısının en derin hali 32 en geniş hali de 128 düğüm olarak belirlenmiştir. Topluluk öge sayısı 8 ve Optimizasyon Adım Sayısı 2048 kullanılmıştır.

4.3.2 Aktivite Durumu Analizi

Aktivite durumu olarak Altı **Dakika Yürüme Testi (6MWT)** sırasındaki fizyolojik değişimler incelenmiştir. Altı Dakika yürüme testi, kardiyak rehabilitasyonu için kullanılan bir yöntemdir. Kardiyak rehabilitasyonu [138], aynı zamanda kalp rehabilitasyonu olarak da bilinir ve kalp ve dolaşım sistemi hastalarının çeşitli formlardaki rahatsızlıklarının tedavisinde, kalp krizi sonrasında veya kalp ameliyatlarından sonra iyileşmesine yardımcı olmak üzere tasarlanmış bir egzersiz ve eğitim programıdır. Kardiyak rehabilitasyonun (KR) morbidite ve mortaliteye bağlı kalp hastaları için ikincil bir önleme stratejisi olarak çok önemli olduğu bilinmektedir.

Kardiyak rehabilitasyonun ikinci fazında, hastalar programdan önce sınırlı egzersiz toleransı veya stres testine tabi tutulmaları gerekir. Bu testi yapmanın amacı, doğru bir egzersiz reçetesi için kılavuz olarak kullanılan egzersiz kapasitesinin ve maksimum kalp atış hızının taban çizgisini oluşturmaktır. Fonksiyonel kapasitenin belirlenmesinde pek çok egzersiz yöntemi bulunmaktadır. Bunlar arasında en sık kullanılan yöntemler; koşu bandı testi veya bisiklet ergo

sayaç testi olarak da bilinen Kardiyopulmoner Egzersiz Testi (CPET) ve Altı dakikalık yürüme testidir.

KR'nin diğer fazlarında bu yöntemlerin hastane dışında uygulanması pratik olarak pek mümkün olmadığından başarımı daha düşük alternatif yöntemler önerilmektedir. CVDiMo ile faz III ve faz IV hastalarının da mobil uygulama üzerinden tetiklenecek bir 6MWT testi ile fonksiyonel limitlerin değerlendirilmesi mümkün olmaktadır.

6MWT testi [139] uygulanan rehabilitasyona verilen cevabı ölçmek için yaygınlıkla kullanılan, uygulanması kolay ve mekik yürüme testi ve 200 metrelik hızlı yürüme testi gibi diğer alan testleriyle karşılaştırıldığında daha iyi kabul görmesi sebebiyle tercih edilmektedir. Bu testin birincil ölçüm değeri metre cinsinden kat edilen mesafedir. Test esnasında Kan basıncı ve kalp atış hızı gibi hemodinamik parametrelerin CVDiMo ile toplanmasına ek olarak, hastanın test sonunda yorgunluk ve nefes darlığı durumunu Borg skalası [140] kullanılarak kendisini değerlendirmesi istenir. Borg skalası egzersiz sonrası zorlanmanın sözlü ifadesinin sayısal (6 ile 20 arasında) ve doğrusal olmayan şekilde belirtilmesidir (Tablo 4.18).

Tablo 4.18: Borg Skalasına Göre Zorlanma Derecesi.

Zorlama Derecesi		D1		D2		D3		D4		D5		D6		D7	
Skor	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Skalaya Göre	<12: maks. Kalp Hızı (KH)'nın %40-60'ına 12-13: maks. KH'nın %60-75'ine 14-16: maks. KH'nın %75-90'ına karşılık gelir														

Zorlama Dereceleri:

- D1:** Çok Çok Hafif,
- D2:** Çok Hafif,
- D3:** Oldukça Hafif,
- D4:** Biraz Zor,
- D5:** Zor,
- D6:** Çok Zor,
- D7:** Çok Çok Zor

6MWT testinin başlatılabilmesi CVDiMo mobil uygulaması üzerinden mümkün olmaktadır. Mobil uygulama üzerinden tetiklenen test ile hastanın mümkün olan maksimum eforla 6 dakika boyunca yürüdüğü mesafe, telefonun pedometre sensörü ile kaç adım attığı sayılarak hesaplanmaktadır. Adım uzunlukları, erkeklerde boy * 0.415, kadınlarda ise boy * 0.413

formülü [141] ile belirlenmektedir. En son olarak telefonun ölçtüğü adım sayısı bu kestirimi yapılan adım uzunluğu ile çarpılarak altı dakika boyunca yürünen mesafe tayin edilmiş olmaktadır. Yine mobil uygulama üzerinden yorgunluk ve nefes darlığı durumu hasta tarafından her test için değerlendirilmektedir. Bu teste ilişkin çıkartılan en son ölçüm, hastanın yürüyüş sonrası normal değerlere ne kadar sürede geri geldiğidir. Hastanın sistemde kayıtlı ölçüm değerlerine ne kadar sürede geri döndüğü CVDiMo ile hesaplanıp hem hekimin değerlendirmesine hem de makine öğrenmesi için ek öznelik olarak kullanılmak üzere kayıt altına alınmaktadır.

Sonuç olarak, 6MWT testinin yapılması ile yürüyüş mesafesi, yorgunluk ve nefes darlığı durumu ve de normal nabız değerlerine ne kadar sürede geri dönüldüğü bilgisi çıkartılmıştır.

Altı dakika yürüme testinde erkeklerin 420 - 802 metre aralığında yol kat ettiği görülmektedir. Bayanlarda bu mesafelerin yaş gruplarına göre ortalama olarak 60-70 metre azalarak, 386 - 738 metre olarak ölçülmüştür. Veriler, dağılım, ortalama ve standart sapma değerleri için kontrol edilmiştir. Metabolik sendrom bulunanlar ve bulunmayanlar şeklinde yapılan ayrıma göre normal dağılım olduğu görülmektedir. Ölçülen değişkenlerin kabul edilebilir normalizasyonu, karekök dönüşümü uygulanarak elde edilmiştir.

Altı dakika yürüme mesafesi ile konu değişkenleri arasındaki Pearson'ın tek değişkenli korelasyon katsayıları Tablo 19'da sunulmuştur. Kilo ($r=0.391$, $P<0.05$) ve boy ($r=0.811$, $P<0.05$) özellikleri ile pozitif yönde, yaş ($r=-0.556$, $P<0.05$) ile de negatif yönde anlamlı korelasyonlar gözlemlenmiş fakat VKİ ile bir bağ bulunamamıştır.

Tablo 4.19: Altı Dakika Yürüme Mesafesi için tek değişkenli korelasyon katsayıları.

	Kilo (kg)	Yaş	Boy (cm)	VKİ
6 Dakika Yürüme Mesafesi (m)	.391	-.556	.811	.010
P değeri	<0.05	<0.05	<0.05	AO

AO: $P<0.05$ 'de anlamlı olmayan

4.3.3 Duygu Durumları Analizi

Duygular insanın gündelik yaşamında önemli ve güçlü bir rol oynamaktadır. Duyguları tanımaya yönelik geliştirilen sistemler ile hastaların gündelik yaşantılarındaki ruh halleri izlenebilmektedir. CVDiMo kapsamında, toplanan verilerden hastaların duygularının da analizi yapılmaktadır. Duygular otonom sinir sistemini düzenleyerek, cildin yüzeyinde ter salgılanmasına ve kalp hızı ve solunum hızındaki değişikliklere neden olur. Duygu analizinin hekimlere sunulmasının tedavi süreçlerine olumlu yansıdığı bilinmektedir. Bu bağlamda, farklı duygulara verilen fizyolojik tepkilerin ölçülebilmesi için 3 farklı video seti hazırlanmıştır. Videolar, farklı duyguların hissedilmesini amaçlayan 1dk'lık sesli kliplerden oluşmaktadır. Farklı teorisyenler tarafından duygu kümesi farklı tanımlanmış olmakla birlikte (Tablo 4.20), duyguların kategorizasyonunda 6 temel duygu ile çalışılmıştır; Sakinlik, Korku, Hüzün, Tiksinti, Öfke ve Mutluluk.

Tablo 4.20: Farklı teorisyenler tarafından oluşturulmuş duygu kümeleri [142].

Teorisyen	Duygu Kümesi
James	Hiddet, Korku, Keder, Aşk
Ekman	Öfke, Korku, Hüzün, Mutluluk, Tiksinti, (Şaşırma)
Clynes	Öfke, Nefret, Keder, Neşe, Sevgi, Aşk (romantik), Hürmet, Duygusuz
Plutchik	Öfke, Korku, Beklenti, Üzgün, Neşe, Kabulleniş, Tiksinti, Sürpriz
Panskepp	Hiddet, Korku, Panik, Umut
Frijda	Öfke, Korku, Üzüntü, Neşe, Sürpriz, İğrenme, Kibir, Gurur, Utanç, Arzu
Izard	Öfke, Korku, Üzüntü, Neşe, Sürpriz, İlgi, Tiksinti, Kibir, Suçluluk, Utanma

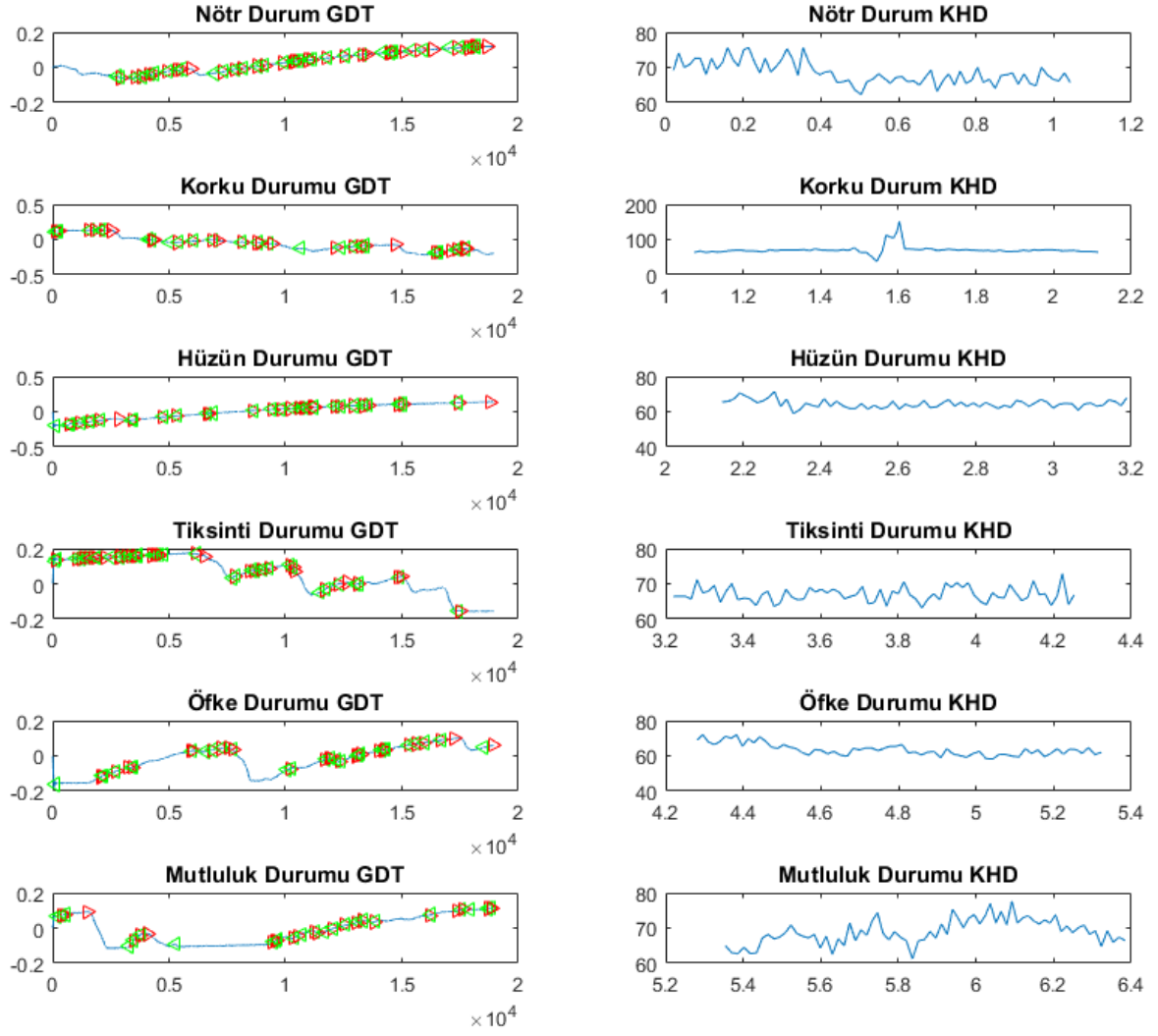
Hazırlanan videolarda 5 sn'lık klipler arası geçiş sabit tutulmuş ve sırasıyla; Sakinlik, Korkma, Hüzün, İğrenme, Öfke ve Mutluluk hislerini uyandıracak klipler birleştirilmiştir. Sakinlik hissinin uyandırılması için doğa görüntüleri, su altı çekimlerden faydalanmıştır. Dinginlik hissi için tercih edilen arka plan müziği etkiyi arttırmaktadır. Korku hissinin uyandırılması için *Halka*, *Garez* vb. filmlerinin en etkileyici sahneleri eklenmiştir. Hüzün hissinde *Eşkıya*, *Babam ve Oğlum* vb. filmlerin duygu yönü yüksek kısımları tercih edilmiştir. Tiksinti videolarında *İnsan Doğaya Karşı* isimli belgeseldeki oyuncu Bear Grylls tarafından böcek ve çığ hayvan yeme sahneleri kullanılmıştır. Öfke videoları için, bakıcıların yaramazlık yaptığı gerekçesiyle

dövdüğü bir çocuk ve polisler tarafından haksız yere darp edilen insanların gerçek çekimleri tercih edilmiştir. Videolar ile en son olarak vermesi istenen duygu olan mutluluğu, sevimli hayvan videoları ile aktarılması hedeflenmiştir. Bu 3 videoya ait kısa gösterim resimleri eklerde verilmektedir. Ekler bölümünde hazırlanan videoların küçük görüntüleri sunulmaktadır.

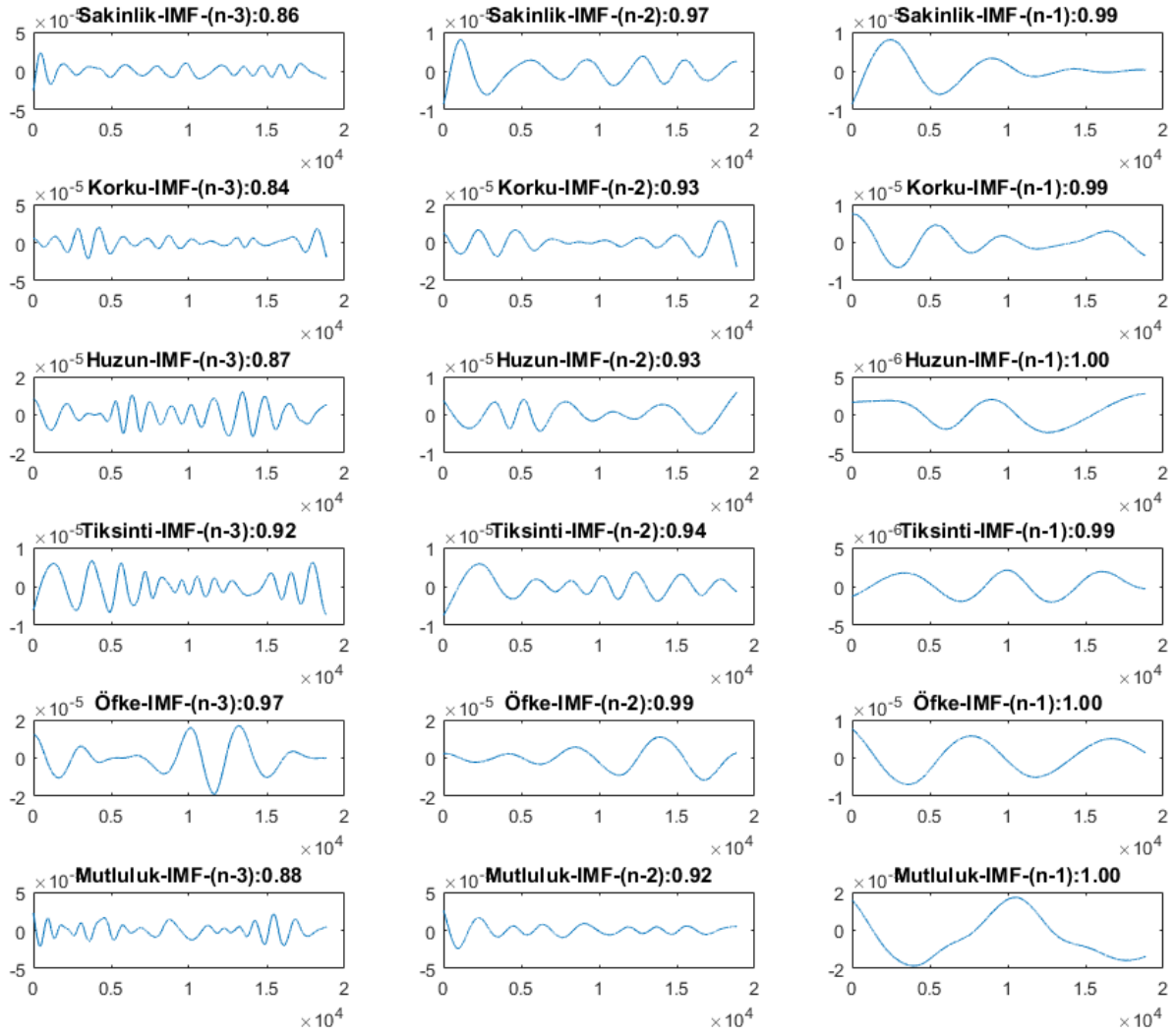
Duygu analizi yapılırken nicel ve nitel olmak üzere iki grup altında özellikler belirlenmiştir. Nitel grubunda, videolar izletildikten sonra katılımcılara bir takım sorular yöneltilmiş ölçümlenen ile kişinin hissettiği duyguların ile algılanan değişimin ilişkili olup olmadığına bakılmıştır. Sorular şu şekildedir: izletilen görüntüleri daha önce izlediniz mi? Gösterim sırasında gözlerinizi hiç kapadınız mı? Genel olarak hangi ruh halindesinizdir? Ve izlediği başlığa göre hissettiği duyguyu 1 ile 10 arasındaki bir ölçeğe göre değerlendirmesi istenilmektedir. Nicel olarak ise, kişinin duygu ve hissiyatlarına bağlı kalmadan ölçümlenen fizyolojik veriler kullanılmıştır.

Deneklerin izledikleri kliplerdeki olaylardan etkilenme durumları analiz edilmiştir (Şekil 4.6 ve 4.7). Etkilenme durumu belirli bir referans aralığına göre değil kişinin daha önce ölçümlenen istirahat durumu ile görsel uyaranlara maruz kaldığı durum arasında kişi bazlı yapılmıştır.

Şekil 4.6'da altı adet duygunun yaşandığı sırada galvanik deri tepkileri ile kalp hızı değişkenlikleri karşılaştırılmıştır. Nötr durum videoları izlenirken GDT çoğunlukla durağan bir görüntü vermiştir. Benzer şekilde nötr ve hüzün hislerinde GDT durağan bir seyir izlemektedir. Fakat tiksinti ve korku gibi yoğun yaşanan duyguların GDT ölçümleri çok sayıda değişkenlik barındırmaktadır. Duyguların kalp hızı değişkenlikleri yorumlandığında, hüzün ve öfkenin belirgin özelliklerinin azlığı göze çarparken, diğer hislerde belirgin özellikler bulunmaktadır. GDT ve KHD'nin beraber yorumlandığı durumlarda ikisi arasındaki bağlantılar keşfedilebilmektedir. Örneğin, s01 gönüllüsünün korku videosuna ait kalp hızı değişkenliğinde belirgin bir değişim gözlemlenirken, bu ana ait GDT'de belirgin özelliklerinde bir yoğunlaşma gözlemlenmiştir. Aynı şekilde tiksinti videosuna bakıldığında kalp hızı değişkenliği salınım sıklığı göze çarpmaktadır. Bu durumda yine GDT'de belirgin özellikler incelendiğinde genel bir dağılım oluştuğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.6: Altı duygu (Nötr, Korku, Hüzün, Tiksinti, Öfke ve Mutluluk) sırasında yakalanan filtrelenmiş GDT üzerindeki irkilme aralıkları ve bu sırada ölçümlenen KHD'ler (Denek s01).



Şekil 4.7: Altı duygunun analizi sırasında yakalanan irkilme aralıklarının her bir duygu için İMF sonuçları (Denek s27).

Katılımcılardan alınan ham veriden çıkartılan özneliteliklere göre oluşturulan veri kümesinin bilinen çoklu sınıflandırıcılar ile başarımı en yüksek %32.5 genel duygu tanıma ile çok sınıflı karar ormanı algoritması olduğu anlaşılmıştır. Yapılan testlere ilişkin karışıklık matrisi Şekil 4.8'de gösterilmektedir. En yüksek tanıma oranı %60 ile hüzün, ikinci yüksek tanıma ise %43,8 ile tiksinti duygularında saptanmıştır. Sıralamada %40 ile öfke üçüncü sırada yer alırken, pozitif duyguların tanıma oranı daha düşük olarak belirlenmiştir. En yüksek hatalı tespitler ise hüzün hissini %54 oranda mutluluk, %50 oranda korku hissi olarak sınıflandırılması ile oluşmuştur. Bu sapmaların başlıca sebebi videoları izleyen insanların hüzün ögesi barındıran içerikleri farklı hisler ile karşılamasıdır. Katılımcıların duygu durum analizlerinin duygu başına 1dk gibi kısa bir sürede gerçekleştiriliyor olması ve farklı duygu hisleri arasında geçiş süresi bulunmaması kestirimdeki başarıyı azaltan yegane sebeptir.

		TAHMİN EDİLEN SINIF					
		Sakinlik	Korku	Hüzün	Tıksinti	Öfke	Mutluluk
VAR OLAN SINIF	Sakinlik	36.4%		36.4%	9.1%	9.1%	9.1%
	Korku	11.1%	11.1%	50.0%	5.6%	11.1%	11.1%
	Hüzün	20.0%	10.0%	50.0%	10.0%		10.0%
	Tıksinti	6.3%	18.8%		43.8%	25.0%	6.3%
	Öfke			10.0%	20.0%	40.0%	30.0%
	Mutluluk	18.2%		54.5%		18.2%	9.1%

Şekil 4.8: Altı duygunun analizi sırasında yakalanan irkilme aralıklarının her bir duygu için İMF sonuçları (Denek s27).

4.4 KLİNİK TEST SONUÇLARI

Klinik testleri; istirahat, aktivite ve duygu durumu sonuçlarına göre belirlenen özellikler baz alınarak oluşturulan modelden kardiyovasküler riski tahmin etmek için üç sınıf kullanılarak sınıflandırmalar test edilmiştir. Alınan sonuçlarına göre sağlıklı ve tedbir gerektiren bireylerin tahmini %100 doğrulukla gerçekleştirilebilmekte, tehlikeli durumda ise başarımlar diğer sınıflara göre daha düşük kalmaktadır. Bunun sebebi ise kritik durumda olan hasta sayısının diğer gruplarda hastalara göre daha az olmasından dolayıdır. Hastaların durumları ağırlıklı olarak kardiyak markerların analiz edilmesi ile belirlenmeye çalışılmıştır. Her bir faaliyet süresince hesaplanan KHD değerleri Tablo 4.21'de yer almaktadır.

Tablo 4.21: Üç ayrı faaliyet sırası ölçümlenen ortalama KHD Zaman, Frekans Alanı ve Doğrusal Olmayan analiz değerleri.

	İstirahat Durumu Ort.	Aktivite Durumu Ort.	Duygu Durumu Ort.
Nabız	75	97	78
Maksimum NN	905.17	785.55	899.02
Ortalama NN	767.55	548.11	742.76
Minimum NN	515.83	355.46	558.92
SDNN	241.71	89.45	68.54
RMSSD	94.03	116.54	97.35
NN50	127.62	56.80	40.20
pNN50	93.16	51.66	46.18
HRVI	27.38	18.24	15.04
SD1	46.31	82.78	69.24
SD2	79.40	94.22	65.38
SD1/SD2	42.11	0.98	1.03
HF	20.75	61.72	61.31
LF	40.90	38.27	38.68
LF/HF	21.02	0.92	1.13

Tabloya göre NN aralıkları aktivite durumunda iken diğer durumlara göre daha kısalmaktadır. Bununla aktivite durumundaki kalp yetmezliği olan kişilerde NN aralıklarının uzadığı görülmüştür. Duygu durumu tespitinde SDNN <50 ms ve HRVI <15 olan bireylerde stres algısının yüksek, SDNN <80 ms and HRVI <20 olan bireylerde ise orta derecede olduğu saptanmıştır. Tüm aktivite durumlarında sağlıklı birey ile hasta arasındaki en büyük fark HRVI'de izlenmiştir. Atrial fibrilasyonlu hastalarda RMSSD'de diğer hastalara göre daha yüksek seyretmektedir.

Beş farklı sınıflandırıcının ayrı ayrı kullanıldığı modeller oluşturularak, sınıflandırma başarımları test edilmiştir. Tablo 4.22'te görüldüğü üzere en yüksek sınıflandırma başarımları çok sınıflı karar ormanı kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 4.22: Sınıflandırıcıların Başarımları.

Sınıflandırıcı	0	1	2	Genel Doğruluk
Çok sınıflı lojik regresyon	%93.8	%90	%50	0.86
Çok sınıflı sinir ağı	%100	%100	%0	0.86
Teke karşı hepsi (en iyi konf.)	%62.5	%92	%26	0.72
Çok sınıflı karar cengeli	%62.5	%100	%0	0.66
Çok sınıflı karar ormanı	%93.8	%100	%100	0.96

- 0: Sağlıklı,
1: Tedbir Gerektiren,
2: Tehlikeli

Genel olarak sınıflandırıcıların sağlıklı sınıfı bulmada daha yüksek performans gösterdiği, tedbir gerektiren ve tehlikeli sınıflarındaki başarımın bu sınıflara ait toplanan verinin daha az olmasına bağlı olarak daha düşük olduğu gözükülmektedir. Deneyle sonuçlarına bağlı olarak CVDiMo sistemin sınıflandırma algoritması olarak, en yüksek başarımı sunan çok sınıflı karar ormanı belirlenmiştir.

Bu çalışmanın veri kümesini oluştururken sadece ölçümlenen fizyolojik veriler ile sınırlı kalınmaması risk kestirimindeki başarımı arttırmaktadır. Ölçümü yapılan biyolojik sinyallerden çıkartılan niteliklere ek olarak 6 dakika yürüme testi ve uzun süreli kardiyovasküler risk tespit algoritmalarının kullanılması sonucu iyileştirmektedir. Ek olarak bireylerin hangi duyu durumunda olduklarının analizi ile sağlanan öz nitelikler ile %96'lık nihai başarım elde edilmektedir. Tüm öz niteliklerin kullanıldığı veri kümesindeki (III) risk kestirimi, sadece fizyolojik değerlerin bulunduğu (I) ve fizyolojik değerlere ek olarak 6 dakika yürüme testinin ve risk tespit algoritmalarının (QRisk ve TRRISK) eklendiği sürümler (II) ile yapılan kıyaslama, duyu durum analizinin genel kestirime olan etkisini Tablo 4.23'de göstermektedir. Her üç veri kümesinin risk kestirim algoritması tüm parametreler aynı olacak şekilde en yüksek başarımı veren çok sınıflı karar ormanı olarak tercih edilmiştir.

Tablo 4.23: Veri kümesi öz niteliklerine göre başarım.

Veri Kümesi	Genel Doğruluk	Ortalama Doğruluk
(I) İstirahat Hali	%73	%82
(II) İstirahat Hali + 6MWT + Risk Analizi	%86	%91
(III) İstirahat Hali + 6MWT + Risk Analizi + Duygu Durumu Analizi	%96	%97

Sadece fizyolojik değerlerin analizi ile yapılan risk kestirimi ile arada oluşan %10'luk fark küçük gözüktü de, sistemin on binler veya yüzbinler seviyesinde bireyler tarafından kullanıldığı durumda çok sayıda ölümün önüne geçilme fırsatını doğuracağı anlaşılmaktadır.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Yapılan testler ve deneyler göstermektedir ki gerçek zamanlı veri analizi ile hastaların kısa vadeli sağlık durumlarının yüksek başarımla tahmin edilmesi mümkün olmaktadır. Bu veri akışını sağlayacak sistemlerin yaygınlaşması için hastaların günlük yaşantılarını etkilemeden kullanılacak sistemlerin geliştirilmesi gerekmektedir. Bu çalışma kapsamında son kullanıcıların hastane veya sağlık merkezlerinden bağımsız olarak fizyolojik değerlerini uzun süreli gözlem altına alabilecek ve bu ölçümlerin sonunda oluşturulan modeli makine öğrenmesi yöntemleri ile yorumlayabilecek bir uzman sistem tasarımı yapılmıştır. Geliştirilen prototipin %96'lık bir sınıflandırma başarımı ile hasta kondisyonu hakkında çıkarım yapabildiği görülmektedir. Bunun sonucu olarak gözlem altında tutulması gereken hastaların durumları sürekli olarak takip edilerek, akıllı telefon destekli iletişimin sağladığı erişim kolaylığı ile olağan dışı durumlarda doktor ve hasta yakınlarına bilgi akışının sağlanması ve en yakın tam teçhizatlı hastanenin yerinin sunulması mümkün olmaktadır.

Ayrıca tez kapsamında ikisi nötr/pozitif, dördü negatif olmak üzere altı adet duygunun kişinin üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Böylece AGS'nin uzun süreli kullanımında kişinin stres altında olduğu durumların belirlenmesi hedeflenmiştir. Bu kapsamda geliştirilen algoritma ile galvanik deri tepkisi ve bunun kalbe olan etkilerinden 30 adet öznelik çıkartılarak duygu sınıflandırması yapılmıştır. Hüzün hissini %50 ve tiksintinin %43 ve öfkenin %40 ile diğer duygulara oranla daha yüksek doğrulukla saptandığı testlerde; kişinin stres altında olduğu durumların kestirimi ortalama %55 doğrulukla yapılabilmektedir. Böylelikle oluşturulan risk tahmin modelinde başarımla ortalama %10 oranında arttırılmıştır.

Araştırılan bir diğer konu olarak, kişinin fiziksel kondisyonunun kalbe olan etkisi altı dakika yürüme testi ile yapılmıştır. Bunun sonucunda sarf edilen eforun kalp üzerindeki etkilerine bakılmış ve bu aktivitenin sonunda fizyolojik verilerin normal değerlerine dönüş süreleri incelenmiştir. Erkeklerin 354 - 694 m, kadınların ise 393- 568 m yol kat ettiği testlerde boy ve kilo ile kişinin aldığı yol arasında pozitif yönde korelasyon tespit edilmiştir. Buna ek olarak hasta bireylerin nabızı ortalama 4.8 dk'da normale dönerken, sağlıklı bireylerde bu süre ortalama 1.3 dk. olarak saptanmıştır. Yine model üzerindeki etkisi araştırılan aktivite durumunun sonuçlara katkısının %2'den az olduğu gözlenmiştir.

Tez çalışmamızın diğer benzerlerinden ayrılan bir başka yönü ise ver saklama için geleneksel ilişkisel veritabanları yerine dağıtık (NoSQL) veritabanlarının tercih edilmesi olmuştur. Küresel çapta bir kullanım düşünülerek yapılan sistem tasarıma ait gereksinimleri daha iyi karşılıyor olması sebebiyle bu kullanım tercih edilmiştir. Doküman tabanlı dağıtık veritabanlarının hızlı yazma özelliği ve kullanıcıların coğrafi konumlarına uygun olarak belirlenecek veri kaynakları ile veri modeline ait işlemler daha performanslı olarak servis edilmektedir.

Çalışmanın bir diğer kazanımı ise, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi 07.06.2017 Tarih ve 215833 Sayılı Etik Kurul Raporu yetkilendirmesi doğrultusunda oluşturulan veri kümesidir. Veri kümesinin farklı yaş ve sağlık kondisyonuna sahip kişiler ile zenginleştirilmesinin, modelin başarımını olumlu yönde etkileyeceği değerlendirilmektedir. Özellikle en düşük sınıflandırma başarımının tehlikeli sınıfında sağlandığı göz önünde bulundurularak, bu etikete sahip orta yaş hastalara ait fizyolojik değerler veri kümesine dahil edilmesi planlanmaktadır. Bu nitelikteki hastaların sayıca az oluşu ve sağlık durumlarına bağlı olarak tez konusu deneye iştirak etme isteklerinin diğer gruplara göre az olması, veri kümesinde diğer sınıflara göre daha az kayıt alınmasına sebebiyet vermiştir.

Çalışma kapsamında geliştirilmesine devam edilebilecek alanlar için prototip üzerindeki sensörlerin kablosuz hale getirilmesi ve hasta mahremiyeti ve güvenliği için yapılabilecek eklentiler söylenebilir. Mevcut haliyle önerilen prototip, tez kapsamında kullanılabilir bir yapıda olarak geliştirilmiş ve temel amacı konseptin çalışırılığının ispatıdır. Tabii bu modüller değişikliğe bağlı olarak iletişim protokollerinde yapılandırma ihtiyacı ortaya çıkması olasıdır. Benzer şekilde veri iletim sıklığının değişmesinin mimari değişiklikleri de doğuracağı düşünülmektedir. Veri iletiminde güvenliğin kriptoloji algoritmalarının adapte edilmesiyle sağlanması mümkün gözükmemektedir. Fakat şifrelenmiş veri boyutunun getireceği genişlemeye bağlı olarak artan trafik ve şifreleme/açma işlemlerinin sebebiyet vereceği gecikmelerin sistem çalışırılığına etkisi değerlendirilmelidir.

Tez çalışmamızın geliştirilmesi kapsamında, yöntem kısmında kullanılan geleneksel makine öğrenme yöntemlerine alternatif olarak derin öğrenme [143] algoritmalarının kullanımı ile sınıflandırma başarımının da artırılması denenebilir. Derin öğrenme, girdi verilerinden bir hiyerarşi öğrenmeyi amaçlayan makine öğrenmesinin bir alt alanıdır. Pek çok geleneksel makine öğrenimi ve sinyal işleme tekniği tek bir katman olmayan özellik dönüşümü içeren sığ

mimarileri kullanırken, derin öğrenme yöntemlerindeki katman derinliği çok fazladır. Sınıflandırmada kullanılan öz niteliklerin tercihine olumlu etki yapacağı düşünülen bu yöntemin, bulut üzerinde çalışma ile performans açısından öngörülen kayıpların önüne geçilecektir.



KAYNAKLAR

- [1]. Derek K Shaeffer. Mems inertial sensors: A tutorial overview. *IEEE Communications Magazine*, 51(4):100–109, 2013.
- [2]. Krisjanis Nesenbergs and Leo Selavo. Smart textiles for wearable sensor networks: Review and early lessons. In *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) 2015*, pages 402–406. IEEE, 2015.
- [3]. Alexandros Pantelopoulos and Nikolaos G Bourbakis. A survey on wearable sensorbased systems for health monitoring and prognosis. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)*, 40(1):1–12, 2010.
- [4]. Nisheeth Gupta and Sruti Jilla. Digital fitness connector: Smart wearable system. In *First International Conference on Informatics and Computational Intelligence (ICI) 2011*, pages 118–121. IEEE, 2011.
- [5]. N Sriraam, TS Bharath Balaji, M Elshin Joel, and S Prasanna. An ubiquitous healthcare system using a wearable shirt for a smart home-a pilot study. In *IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES) 2010*, pages 205–209. IEEE, 2010.
- [6]. Arash Arami, Kamiar Aminian, David Forchelet, and Philippe Renaud. Implantable and wearable measurement system for smart knee prosthesis. In *Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), 2014 IEEE*, pages 240–243. IEEE, 2014.
- [7]. Chun Zhu, Wei Sun, and Weihua Sheng. Wearable sensors based human intention recognition in smart assisted living systems. In *International Conference on Information and Automation ICIA 2008.*, pages 954–959. IEEE, 2008.
- [8]. Chun Zhu, Weihua Sheng, and Meiqin Liu. Wearable sensor-based behavioral anomaly detection in smart assisted living systems. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, 12(4):1225–1234, 2015.
- [9]. Xin Xing and Otthein Herzog. Towards adaptive decision support for individual persons suffering from chronic diseases. In *IEEE/ACIS 11th International Conference on Computer and Information Science (ICIS) 2012*, pages 225–229. IEEE, 2012.
- [10]. Jin-hee Lee, Kyeongyul Kim, Sang-Chul Lee, and Byeong-Seok Shin. Smart backpack for visually impaired person. In *International Conference on ICT for Smart Society (ICISS), 2013*, pages 1–4. IEEE, 2013.
- [11]. Jacek Lewandowski, Hisbel E Arochena, Raouf NG Naguib, Kuo-Ming Chao, and Alexeis Garcia-Perez. Logic-centered architecture for ubiquitous health monitoring. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 18(5):1525–1532, 2014.
- [12]. Vinod Keshav Seetharamu, Joy Bose, Sowmya Sunkara, and Nitesh Tigga. Tv remote control via wearable smart watch device. In *India Conference (INDICON), 2014 Annual IEEE*, pages 1–6. IEEE, 2014.

- [13]. Hyun-Woo Kim, Min Young Kim, Seung-Ho Yang, Kyo-Yeol Kim, Hyung-Min Son, and Yun-Jung Lee. Smart wearable robot glasses for human visual augmentation based on human intention and scene understanding. *In International Symposium on Optomechatronic Technologies (ISOT) 2010*, pages 1–5. IEEE, 2010.
- [14]. Seung-Ho Yang, Hyun-Woo Kim, and Min Young Kim. Human visual augmentation using wearable glasses with multiple cameras and information fusion of human eye tracking and scene understanding. *In Proceedings of the 6th international conference on Human-robot interaction*, pages 287–288. ACM, 2011.
- [15]. Aryan Firouzian, Zeeshan Asghar, Jari Tervonen, Petri Pulli, and Goshiro Yamamoto. Conceptual design and implementation of indicator-based smart glasses: A navigational device for remote assistance of senior citizens suffering from memory loss. *In 9th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT) 2015*, pages 153–156. IEEE, 2015.
- [16]. Jooyeun Ham, Jonggi Hong, Youngkyoon Jang, Seung Hwan Ko, and Woontack Woo. Poster: Wearable input device for smart glasses based on a wristband-type motion-aware touch panel. *In IEEE Symposium on 3D User Interfaces (3DUI) 2014*, pages 147–148. IEEE, 2014.
- [17]. Buti Al Delail and Chan Yeob Yeun. Recent advances of smart glass application security and privacy. *In 10th International Conference for Internet Technology and Secured Transactions (ICITST) 2015*, pages 65–69. IEEE, 2015.
- [18]. Luca Della Toffola, Shyamal Patel, Muzaffer Y Ozsecen, Ravi Ramachandran, and Paolo Bonato. A wearable system for long-term monitoring of knee kinematics. *In IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI) 2012*, pages 188–191. IEEE, 2012.
- [19]. Arash Arami, Arnaud Barré, Roderik Berthelin, and Kamiar Aminian. Estimation of prosthetic knee angles via data fusion of implantable and wearable sensors. *In IEEE International Conference on Body Sensor Networks (BSN) 2013*, pages 1–6. Ieee, 2013.
- [20]. Dünya sağlık Örgütü, İlk 10 ölüm nedeni. <http://www.who.int/>. [Ziyaret Tarihi:2017-07-08].
- [21]. Bin Liu, Jikui Liu, Guoqing Wang, Kun Huang, Fan Li, Yang Zheng, Youxi Luo, and Fengfeng Zhou. A novel electrocardiogram parameterization algorithm and its application in myocardial infarction detection. *Computers in biology and medicine*, 61:178–184, 2015.
- [22]. Robert O Bonow, Douglas L Mann, Douglas P Zipes, and Peter Libby. Braunwald’s Heart Disease E-Book: A Textbook of Cardiovascular Medicine. *Elsevier Health Sciences*, 2011.
- [23]. Urs Anliker, Jamie A Ward, Paul Lukowicz, Gerhard Troster, Francois Dolveck, Michel Baer, Fatou Keita, Eran B Schenker, Fabrizio Catarsi, Luca Coluccini, et al. Amon: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system. *IEEE Transactions on information technology in Biomedicine*, 8(4):415–427, 2004.

- [24]. Manolis Tsiknakisi, Franco Chiarugii, Dragan Gambergerj, and Mariaconsuelo Valentinik. Heartfaid: A knowledge based platform of services for supporting medical-clinical management of heart failure within elderly population. *Medical and Care Compunetics* 3, 121:108, 2006.
- [25]. M Di Rienzo, F Rizzo, G Parati, M Ferratini, G Brambilla, and P Castiglioni. A textile-based wearable system for vital sign monitoring: applicability in cardiac patients. *In Computers in Cardiology*, 2005, pages 699–701. IEEE, 2005.
- [26]. Joerg Habetha. The myheart project—fighting cardiovascular diseases by prevention and early diagnosis. *In Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, pages 6746–6749, 2006.
- [27]. R Paradiso, A Alonso, D Cianflone, A Milsis, Th Vavouras, and C Malliopoulos. Remote health monitoring with wearable non-invasive mobile system: the healthwear project. *In 30th Annual International Conference of the IEEE on Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008.*, pages 1699–1702. IEEE, 2008.
- [28]. Tsu-Wang Shen, Tim Hsiao, Yu-Tsung Liu, and Tsung-Ying He. An ear-lead ecg based smart sensor system with voice biofeedback for daily activity monitoring. *In TENCON 2008-2008 IEEE Region 10 Conference*, pages 1–6. IEEE, 2008.
- [29]. H Harry Asada, Phillip Shaltis, Andrew Reisner, Sokwoo Rhee, and Reginald C Hutchinson. Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, 22(3):28–40, 2003.
- [30]. Phillip A Shaltis, Andrew Reisner, and H Harry Asada. Wearable, cuff-less ppgbased blood pressure monitor with novel height sensor. *In 28th Annual International Conference of the IEEE on Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06.* pages 908–911. IEEE, 2006.
- [31]. Chen Kan, Yun Chen, Fabio Leonelli, and Hui Yang. Mobile sensing and network analytics for realizing smart automated systems towards health internet of things. *In 2015 IEEE International Conference on Automation Science and Engineering (CASE)*, pages 1072–1077. IEEE, 2015.
- [32]. Zhe Yang, Qihao Zhou, Lei Lei, Kan Zheng, and Wei Xiang. An iot-cloud based wearable ecg monitoring system for smart healthcare. *Journal of medical systems*, 40(12):286, 2016.
- [33]. SM Riazul Islam, Daehan Kwak, MD Humaun Kabir, Mahmud Hossain, and KyungSup Kwak. The internet of things for health care: a comprehensive survey. *IEEE Access*, 3:678–708, 2015.
- [34]. Wen-Tsai Sung, Jui-Ho Chen, and Kung-Wei Chang. Mobile physiological measurement platform with cloud and analysis functions implemented via ipso. *IEEE Sensors journal*, 14(1):111–123, 2014.
- [35]. Shirley Coyle, King-Tong Lau, Niall Moyna, Donal O’Gorman, Dermot Diamond, Fabio Di Francesco, Daniele Costanzo, Pietro Salvo, Maria Giovanna Trivella, Danilo Emilio

- De Rossi, et al. Biotex—biosensing textiles for personalised healthcare management. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(2):364–370, 2010.
- [36]. Nagla Alnosayan, Edward Lee, Ala Alluhaidan, Samir Chatterjee, Linda HoustonFeenstra, Mercy Kagoda, and Wayne Dysinger. Myheart: An intelligent mhealth home monitoring system supporting heart failure self-care. In *IEEE 16th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom) 2014*, pages 311–316. IEEE, 2014.
- [37]. Davide Curone, Alessandro Tognetti, Emanuele Lindo Secco, Gaetano Anania, Nicola Carbonaro, Danilo De Rossi, and Giovanni Magenes. Heart rate and accelerometer data fusion for activity assessment of rescuers during emergency interventions. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(3):702–710, 2010.
- [38]. Nabil Alshurafa, Jo-Ann Eastwood, Mohammad Pourhomayoun, Jason J Liu, and Majid Sarrafzadeh. Remote health monitoring: Predicting outcome success based on contextual features for cardiovascular disease. In *36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) 2014*, pages 1777–1781, 2014.
- [39]. Seung-Chul Lee and Wan-Young Chung. A robust wearable u-healthcare platform in wireless sensor network. *Journal of Communications and Networks*, 16(4):465–474, 2014.
- [40]. Rita Brugarolas, Tahmid Latif, James Dieffenderfer, Katherine Walker, Sherrie Yuschak, Barbara L Sherman, David L Roberts, and Alper Bozkurt. Wearable heart rate sensor systems for wireless canine health monitoring. *IEEE Sensors Journal*, 16(10):3454–3464, 2016.
- [41]. Arsalan Mohsen Nia, Mehran Mozaffari-Kermani, Susmita Sur-Kolay, Anand Raghunathan, and Niraj K Jha. Energy-efficient long-term continuous personal health monitoring. *IEEE Transactions on Multi-Scale Computing Systems*, 1(2):85–98, 2015.
- [42]. Chacko John Deepu, Xiaoyang Zhang, Chun Huat Heng, and YongLian Lian. A 3-lead ecg-on-chip with qrs detection and lossless compression for wireless sensors. *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs*, 63(12):1151–1155, 2016.
- [43]. Arini Widhiyasi, Rosnah Idrus, Muhammad Fermi Pasha, and Mohammad Syukur. A feasibility study scheme of an android-based integrated wearable ecg monitoring system. *Procedia Computer Science*, 21:407–414, 2013.
- [44]. Shrouq Hijazi, Alex Page, Burak Kantarci, and Tolga Soyata. Machine learning in cardiac health monitoring and decision support. *Computer*, 49(11):38–48, 2016.
- [45]. Elliott M Antman. Saving and improving lives in the information age. *Circulation*, 131(25):2238–2242, 2015.
- [46]. Gustavo Alonso, Fabio Casati, Harumi Kuno, and Vijay Machiraju. Web services. In *Web Services*, pages 123–149. Springer, 2004.

- [47]. Snehal Mumbaikar, Puja Padiya, et al. Web services based on soap and rest principles. *International Journal of Scientific and Research Publications*, 3(5), 2013.
- [48]. Sergio Miranda Freire, Douglas Teodoro, Fang Wei-Kleiner, Erik Sundvall, Daniel Karlsson, and Patrick Lambrix. Comparing the performance of nosql approaches for managing archetype-based electronic health record data. *PloS one*, 11(3):e0150069, 2016.
- [49]. DB-Engines Ranking ranks database management systems according to their popularity. the ranking is updated monthly. <http://db-engines.com/en/ranking>. [Ziyaret Tarihi: 2016-11-23].
- [50]. Veronika Abramova, Jorge Bernardino, and Pedro Furtado. Sql or nosql? performance and scalability evaluation. *International Journal of Business Process Integration and Management*, 7(4):314–321, 2015.
- [51]. Hoang T Dinh, Chonho Lee, Dusit Niyato, and Ping Wang. A survey of mobile cloud computing: architecture, applications, and approaches. *Wireless communications and mobile computing*, 13(18):1587–1611, 2013.
- [52]. Ben Frain. *Responsive web design with HTML5 and CSS3*. Packt Publishing Ltd, 2012.
- [53]. Robert Cecil Martin. *Agile software development: principles, patterns, and practices*. Prentice Hall PTR, 2003.
- [54]. Ethem Alpaydın. *Yapay öğrenme*. Boğaziçi Üniversitesi Yayinevi, 2011.
- [55]. Richard Klabunde. *Cardiovascular physiology concepts*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [56]. Christopher Watford. *Understanding ecg filtering*, 2014.
- [57]. Lakhvir Kaur and Vikramjit Singh. *Enhancement of ecg using empirical mode decomposition*.
- [58]. Philip De Chazal, Maria O’Dwyer, and Richard B Reilly. Automatic classification of heartbeats using ecg morphology and heartbeat interval features. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(7):1196–1206, 2004.
- [59]. David L Donoho. De-noising by soft-thresholding. *IEEE transactions on information theory*, 41(3):613–627, 1995.
- [60]. Ronald W Schafer. What is a savitzky-golay filter?[lecture notes]. *IEEE Signal processing magazine*, 28(4):111–117, 2011.
- [61]. JC Habig, J Nadolny, J Meinen, H Saathoff, and T Leisner. Optical feedback cavity enhanced absorption spectroscopy: effective adjustment of the feedback-phase. *Applied Physics B*, 106(2):491–499, 2012.

- [62]. G Betta, D Capriglione, G Cerro, L Ferrigno, and G Miele. The effectiveness of savitzky-golay smoothing method for spectrum sensing in cognitive radios. *In AISEM Annual Conference 2015 XVIII*, pages 1–4. IEEE, 2015.
- [63]. David L Donoho and Jain M Johnstone. Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage. *biometrika*, 81(3):425–455, 1994.
- [64]. Jiapu Pan and Willis J Tompkins. A real-time qrs detection algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*, (3):230–236, 1985.
- [65]. Marek Malik. Heart rate variability. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 1(2):151–181, 1996.
- [66]. A John Camm, Marek Malik, JT Bigger, Günter Breithardt, Sergio Cerutti, Richard J Cohen, Philippe Coumel, Ernest L Fallen, Harold L Kennedy, Robert E Kleiger, et al. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. task force of the european society of cardiology and the north american society of pacing and electrophysiology. *Circulation*, 93(5):1043–1065, 1996.
- [67]. PJ Schwartz, MT La Rovere, and E Vanoli. Autonomic nervous system and sudden cardiac death. experimental basis and clinical observations for post-myocardial infarction risk stratification. *Circulation*, 85(1 Suppl):I77–91, 1992.
- [68]. Karen Glanz, Barbara K Rimer, and Kasisomayajula Viswanath. *Health behavior and health education: theory, research, and practice*. John Wiley & Sons, 2008.
- [69]. María Viqueira Villarejo, Begoña García Zapirain, and Amaia Méndez Zorrilla. A stress sensor based on galvanic skin response (gsr) controlled by zigbee. *Sensors*, 12(5):6075–6101, 2012.
- [70]. Alan S Go, Dariush Mozaffarian, Veronique Lee Roger, Emelia J Benjamin, Jarett D Berry, Michael J Blaha, Shifan Dai, Earl S Ford, Caroline S Fox, Sheila Franco, et al. Heart disease and stroke statistics-2014 update. *Circulation*, 129(3), 2014.
- [71]. Elissa S Epel, Jue Lin, Frank H Wilhelm, Owen M Wolkowitz, Richard Cawthon, Nancy E Adler, Christyn Dolbier, Wendy B Mendes, and Elizabeth H Blackburn. Cell aging in relation to stress arousal and cardiovascular disease risk factors. *Psychoneuroendocrinology*, 31(3):277–287, 2006.
- [72]. Julian F Thayer, Shelby S Yamamoto, and Jos F Brosschot. The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors. *International journal of cardiology*, 141(2):122–131, 2010.
- [73]. Cardiovascular disease risk factors. <http://www.world-heart-federation.org/>. [Ziyaret Tarihi: 2016-12-11].
- [74]. Juan Sztajzel et al. Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system. *Swiss medical weekly*, 134(35-36):514– 522, 2004.

- [75]. Yuki Nakatani, Atsuhiko Kawabe, Mihoko Matsumura, Yoshimasa Aso, Takanori Yasu, Nobuyuki Banba, and Takaaki Nakamoto. Effects of glp-1 receptor agonists on heart rate and the autonomic nervous system using holter electrocardiography and power spectrum analysis of heart rate variability. *Diabetes care*, 39(2):e22–e23, 2016.
- [76]. Jorn Bakker, Mykola Pechenizkiy, and Natalia Sidorova. What's your current stress level? detection of stress patterns from gsr sensor data. In *2011 IEEE 11th International Conference on Data Mining Workshops*, pages 573–580. IEEE, 2011.
- [77]. Jennifer Healey. *The startlecam system*, 1999.
- [78]. Norden E Huang, Zheng Shen, Steven R Long, Manli C Wu, Hsing H Shih, Quanan Zheng, Nai-Chyuan Yen, Chi Chao Tung, and Henry H Liu. The empirical mode decomposition and the hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. In *Proceedings of the Royal Society of London A: mathematical, physical and engineering sciences*, volume 454, pages 903–995. *The Royal Society*, 1998.
- [79]. R Flewelling. Noninvasive optical monitoring. *The Biomedical Engineering Handbook*, pages 1–11, 2000.
- [80]. Meir Nitzan, Ayal Romem, and Robert Koppel. Pulse oximetry: fundamentals and technology update. *Medical Devices (Auckland, NZ)*, 7:231, 2014.
- [81]. Ufuk Yetkin, Nagihan Karahan, and Ali Gürbüz. Klinik uygulamada pulse oksimetre. *Van Tıp Dergisi*, 4:126–133, 2002.
- [82]. Edward D Chan, Michael M Chan, and Mallory M Chan. Pulse oximetry: understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory medicine*, 107(6):789–799, 2013.
- [83]. Claudia Valdez-Lowe, Sameh A Ghareeb, and Nancy T Artinian. Pulse oximetry in adults. *AJN The American Journal of Nursing*, 109(6):52–59, 2009.
- [84]. American Heart Association et al. Understanding blood pressure readings. <http://www.heart.org/>, 2014. [Ziyaret Tarihi: 2017-01-30].
- [85]. Acil sağlık hizmetleri, vital bulgular ii. <http://megep.meb.gov.tr/>. [Ziyaret Tarihi: 2016-12-11].
- [86]. L Landstedt-Hallin, A Englund, U Adamson, and P-E Lins. Increased qt dispersion during hypoglycaemia in patients with type 2 diabetes mellitus. *Journal of internal medicine*, 246(3):299–307, 1999.
- [87]. Rangaraj M Rangayyan. *Biomedical signal analysis*, volume 33. John Wiley & Sons, 2015.
- [88]. CR Gomez. Disorders of body temperature. *Handbook of clinical neurology*, 120:947–957, 2013.

- [89]. Douglas Shepard Riggs. *Control theory and physiological feedback mechanisms*. RE Krieger Pub. Co., 1976.
- [90]. Gregory S Kelly. Body temperature variability (part 2): masking influences of body temperature variability and a review of body temperature variability in disease. *Alternative medicine review*, 12(1):49, 2007.
- [91]. Gary G Berntson, J Thomas Bigger, Dwain L Eckberg, Paul Grossman, Peter G Kaufmann, Marek Malik, Haikady N Nagaraja, Stephen W Porges, J Philip Saul, Peter H Stone, et al. Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats. *Psychophysiology*, 34(6):623–648, 1997.
- [92]. EH Horn and ST Lee. Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns preceding fetal death: further observation. *Am J Obstet Gynecol*, 87:824–826, 1995.
- [93]. David J Ewing, Christopher N Martyn, Robert J Young, and Basil F Clarke. The value of cardiovascular autonomic function tests: 10 years experience in diabetes. *Diabetes care*, 8(5):491–498, 1985.
- [94]. MM Wolf, GA Varigos, D Hunt, and JG Sloman. Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction. *The Medical journal of Australia*, 2(2):52–53, 1978.
- [95]. William B Kannel, Craig Kannel, Ralph S Paffenbarger, and L Adrienne Cupples. Heart rate and cardiovascular mortality: the framingham study. *American heart journal*, 113(6):1489–1494, 1987.
- [96]. M Louisa Antoni, Helèn Boden, Victoria Delgado, Eric Boersma, Kim Fox, Martin J Schali, and Jeroen J Bax. Relationship between discharge heart rate and mortality in patients after acute myocardial infarction treated with primary percutaneous coronary intervention. *European heart journal*, 33(1):96–102, 2011.
- [97]. Clara Carpeggiani, Antonio L'Abbate, Patrizia Landi, Claudio Michelassi, Mauro Raciti, Alberto Macerata, and Michele Emdin. Early assessment of heart rate variability is predictive of in-hospital death and major complications after acute myocardial infarction. *International journal of cardiology*, 96(3):361–368, 2004.
- [98]. Ehud Klein, Elena Cnaani, Tamar Harel, Simon Braun, and Shlomo A Ben-Haim. Altered heart rate variability in panic disorder patients. *Biological Psychiatry*, 37(1):18–24, 1995.
- [99]. Ichiro Kawachi, David Sparrow, Pantel S Vokonas, and Scott T Weiss. Decreased heart rate variability in men with phobic anxiety (data from the normative aging study). *The American journal of cardiology*, 75(14):882–885, 1995.
- [100]. Scott Balogh, Denis F Fitzpatrick, Shelton E Hendricks, and Stephen R Paige. Increases in heart rate variability with successful treatment in patients with major depressive disorder. *Psychopharmacology Bulletin*, 1993.
- [101]. Jack M Gorman and Richard P Sloan. Heart rate variability in depressive and anxiety disorders. *American heart journal*, 140(4):S77–S83, 2000.

- [102]. Phyllis K Stein, Matthew S Bosner, Robert E Kleiger, and Brooke M Conger. Heart rate variability: a measure of cardiac autonomic tone. *American heart journal*, 127(5):1376–1381, 1994.
- [103]. Marek Malik and A John Camm. *Heart rate variability*. Futura Publishing Company, 1995.
- [104]. Robert E Kleiger, Phyllis K Stein, and J Thomas Bigger. Heart rate variability: measurement and clinical utility. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 10(1):88–101, 2005.
- [105]. Rollin McCraty, Mike Atkinson, William A Tiller, Glen Rein, and Alan D Watkins. The effects of emotions on short-term power spectrum analysis of heart rate variability. *The American journal of cardiology*, 76(14):1089–1093, 1995.
- [106]. U Rajendra Acharya, K Paul Joseph, Natarajan Kannathal, Choo Min Lim, and Jasjit S Suri. Heart rate variability: a review. *Medical and biological engineering and computing*, 44(12):1031–1051, 2006.
- [107]. Mikko P Tulppo, TH Makikallio, TE Takala, THHV Seppanen, and Heikki V Huikuri. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *American journal of physiology-heart and circulatory physiology*, 271(1):H244–H252, 1996.
- [108]. Michael Brennan, Marimuthu Palaniswami, and Peter Kamen. Do existing measures of poincare plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability? *IEEE transactions on biomedical engineering*, 48(11):1342–1347, 2001.
- [109]. Mary A Woo, William G Stevenson, Debra K Moser, Robert B Trelease, and Ronald M Harper. Patterns of beat-to-beat heart rate variability in advanced heart failure. *American heart journal*, 123(3):704–710, 1992.
- [110]. Charles Darwin. *The expression of the emotions in man and animals*. Oxford University Press, USA, 1998.
- [111]. Paul Ekman and Wallace V Friesen. Constants across cultures in the face and emotion. *Journal of personality and social psychology*, 17(2):124, 1971.
- [112]. Walter Bradford Cannon. *Bodily changes in pain, hunger, fear and rage*. 1929.
- [113]. Joseph E McGrath. *Social and psychological factors in stress*. new york: Holt, rinehart and winston. Inc, 1970.
- [114]. Lisa F Berkman. The role of social relations in health promotion. *Psychosomatic medicine*, 57(3):245–254, 1995.
- [115]. Andrew Mathews and Colin MacLeod. Discrimination of threat cues without awareness in anxiety states. *Journal of abnormal psychology*, 95(2):131, 1986.

- [116]. Lars Vedel Kessing, Esben Agerbo, and Preben B Mortensen. Does the impact of major stressful life events on the risk of developing depression change throughout life? *Psychological medicine*, 33(7):1177–1184, 2003.
- [117]. David A Calhoun. Hypertension in blacks: socioeconomic stress and sympathetic nervous system activity. *The American journal of the medical sciences*, 304(5):306– 311, 1992.
- [118]. Jennifer S Ho, Jennifer Bordon, Vicki Wang, Jennifer Ceglowski, Daniel H Kim, Elizabeth A Chattillion, Thomas L Patterson, Igor Grant, Michael G Ziegler, Paul J Mills, et al. Reduced activity restriction buffers the relations between chronic stress and sympathetic nervous system activation. *Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, 69(3):408–416, 2013.
- [119]. Metin Arslan, Ayşegül Atmaca, Göksun Ayvaz, Nilgün Başkal, Zeynel Beyhan, Erol Bolu, Selçuk Can, Ahmet Çorakçı, Selçuk Dağdelen, Nilgün Güvener Demirağ, et al. *Metabolik sendrom kilavuzu*. 2009.
- [120]. Cvdrisk assessment and management. <https://cks.nice.org.uk/cvd-risk-assessment-and-management>. [Ziyaret Tarihi: 2017-05-20].
- [121]. Paul M Ridker, Julie E Buring, Nader Rifai, and Nancy R Cook. Development and validation of improved algorithms for the assessment of global cardiovascular risk in women: the reynolds risk score. *Jama*, 297(6):611–619, 2007.
- [122]. Paul M Ridker, Nina P Paynter, Nader Rifai, J Michael Gaziano, and Nancy R Cook. C-reactive protein and parental history improve global cardiovascular risk prediction. *Circulation*, 118(22):2243–2251, 2008.
- [123]. Jacques Genest, Ruth McPherson, Jiri Frohlich, Todd Anderson, Norm Campbell, André Carpentier, Patrick Couture, Robert Dufour, George Fodor, Gordon A Francis, et al. 2009 canadian cardiovascular society/canadian guidelines for the diagnosis and treatment of dyslipidemia and prevention of cardiovascular disease in the adult–2009 recommendations. *Canadian Journal of Cardiology*, 25(10):567–579, 2009.
- [124]. David C Goff, Donald M Lloyd-Jones, Glen Bennett, Sean Coady, Ralph B D’Agostino, Raymond Gibbons, Philip Greenland, Daniel T Lackland, Daniel Levy, Christopher J O’Donnell, et al. 2013 acc/aha guideline on the assessment of cardiovascular risk. *Circulation*, pages 01–cir, 2013.
- [125]. Ascvd. <http://www.cvriskcalculator.com/>. [Ziyaret Tarihi: 2017-05- 20].
- [126]. Ethrisk®.a modified framingham chd and cvd risk calculator for british black and minorityethnic groups. http://www.epi.bris.ac.uk/CVDethrisk/CHD_CVD_form.html. [Ziyaret Tarihi: 2017-05-20].
- [127]. Mark Woodward, Peter Brindle, and Hugh Tunstall-Pedoe. Adding social deprivation and family history to cardiovascular risk assessment: the assign score from the scottish heart health extended cohort (shhec). *Heart*, 93(2):172–176, 2007.

- [128]. The assign score. <http://www.assign-score.com/>. [Ziyaret Tarihi: 2017- 05-20].
- [129]. Maura Ravera, Rossella Cannavò, Giuseppe Noberasco, Alessandro Guasconi, Ursula Cabib, Laura Pieracci, Valeria Pegoraro, Ovidio Brignoli, Claudio Cricelli, Giacomo Deferrari, et al. High performance of a risk calculator that includes renal function in predicting mortality of hypertensive patients in clinical application. *Journal of hypertension*, 32(6):1245–1254, 2014.
- [130]. Joep Perk, Guy De Backer, Helmut Gohlke, Ian Graham, Željko Reiner, Monique Verschuren, Christian Albus, Pascale Benlian, Gudrun Boysen, Renata Cifkova, et al. European guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice (version 2012) the fifth joint task force of the european society of cardiology and other societies on cardiovascular disease prevention in clinical practice (constituted by representatives of nine societies and by invited experts) developed with the special contribution of the european association for cardiovascular prevention & rehabilitation (eacpr). *European heart journal*, 33(13):1635–1701, 2012.
- [131]. Julia Hippisley-Cox, Carol Coupland, Yana Vinogradova, John Robson, Rubin Minhas, Aziz Sheikh, and Peter Brindle. Predicting cardiovascular risk in england and wales: prospective derivation and validation of qrisk2. *Bmj*, 336(7659):1475– 1482, 2008.
- [132]. Qrisk. <https://www.qrisk.org/>. [Ziyaret Tarihi: 2017-05-20].
- [133]. Julia Hippisley-Cox, Carol Coupland, Yana Vinogradova, John Robson, and P Brindle. Performance of the qrisk cardiovascular risk prediction algorithm in an independent uk sample of patients from general practice: a validation study. *Heart*, 94(1):34–39, 2008.
- [134]. Mindy M Pike, Paul A Decker, Nicholas B Larson, Jennifer L St Sauver, Paul Y Takahashi, Véronique L Roger, Walter A Rocca, Virginia M Miller, Janet E Olson, Jyotishman Pathak, et al. Improvement in cardiovascular risk prediction with electronic health records. *Journal of cardiovascular translational research*, 9(3):214– 222, 2016.
- [135]. Sadi Güleç. Kalp damar hastalıklarında global risk ve hedefler. *Türk Kardiyol Dern. Arş*, 37:3–5, 2009.
- [136]. Payam Refaeilzadeh, Lei Tang, and Huan Liu. Cross-validation. In *Encyclopedia of database systems*, pages 532–538. Springer, 2009.
- [137]. Jamie Shotton, Toby Sharp, Pushmeet Kohli, Sebastian Nowozin, John Winn, and Antonio Criminisi. Decision jungles: Compact and rich models for classification. In *Advances in Neural Information Processing Systems*, pages 234–242, 2013.
- [138]. Arthur S Leon, Barry A Franklin, Fernando Costa, Gary J Balady, Kathy A Berra, Kerry J Stewart, Paul D Thompson, Mark A Williams, and Michael S Lauer. Cardiac rehabilitation and secondary prevention of coronary heart disease. *Circulation*, 111(3):369–376, 2005.
- [139]. Jannis V Papathanasiou, Elena Ilieva, and Blagoi Marinov. Six-minute walk test: an effective and necessary tool in modern cardiac rehabilitation. *Hellenic J Cardiol*, 54(2):126–30, 2013.

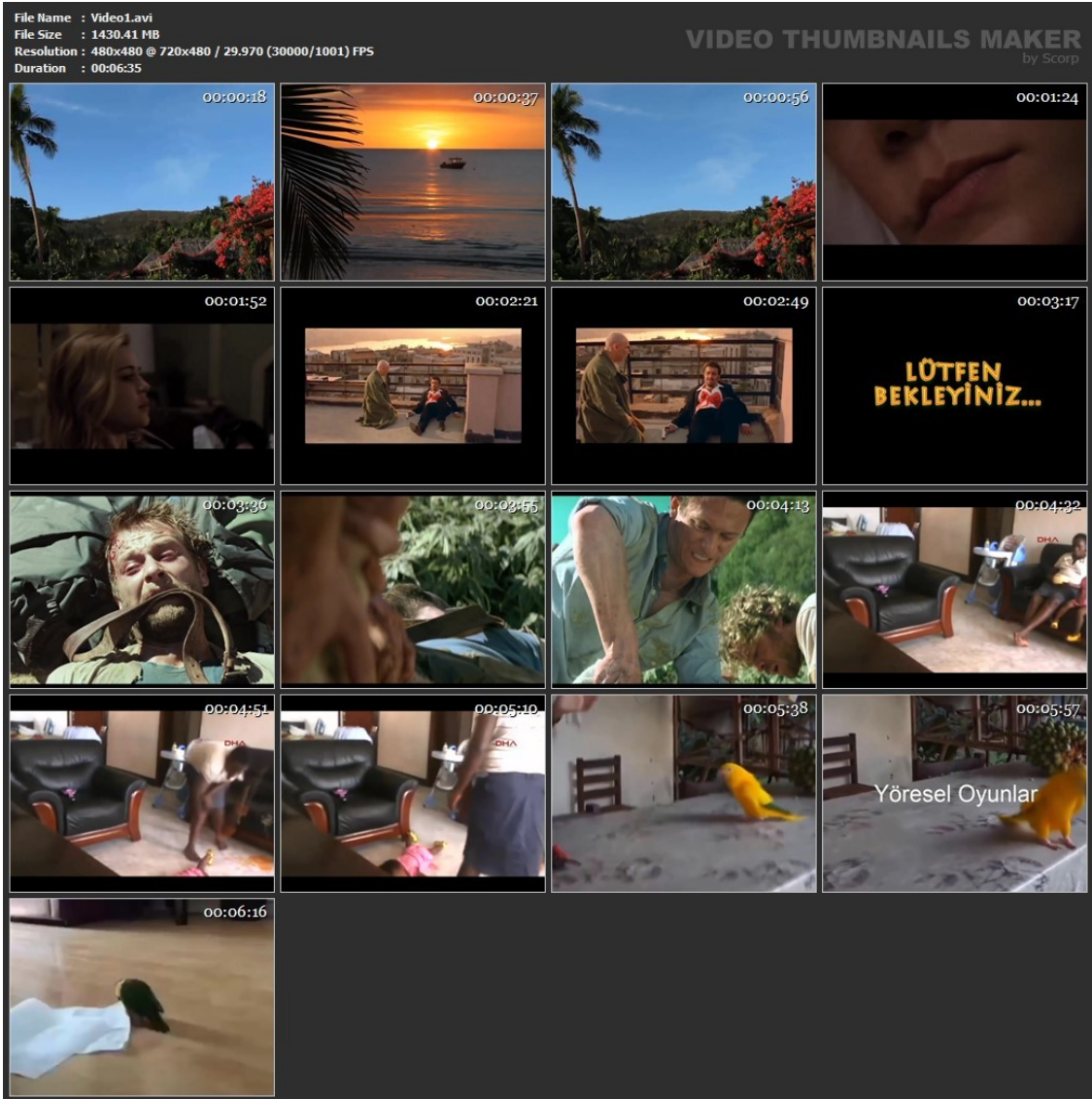
- [140]. Gunnar A Borg. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med sci sports exerc*, 14(5):377–381, 1982.
- [141]. Kate Crosby. How to measure stride or step length for your pedometer. *Walking with Attitude*, 2015.
- [142]. Ortony Andrew, Clore Gerald L, and Collins Allan. *The cognitive structure of emotions*, 1988.
- [143]. Jürgen Schmidhuber. Deep learning in neural networks: An overview. *Neural networks*, 61:85–117, 2015.



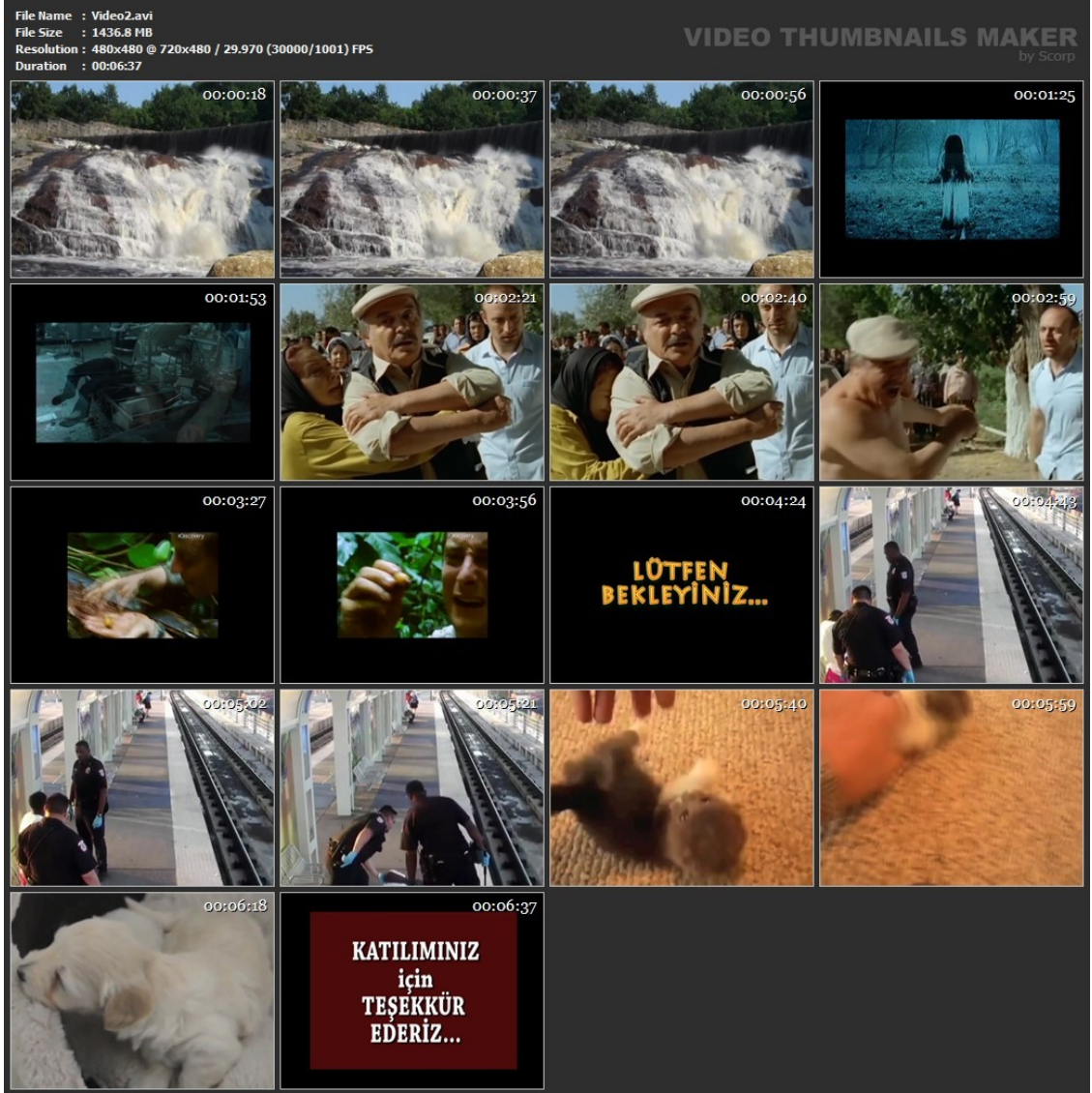
EKLER

A. DUYGU DURUM TESPİT DENEYİ VIDEO GÖRÜNTÜLERİ

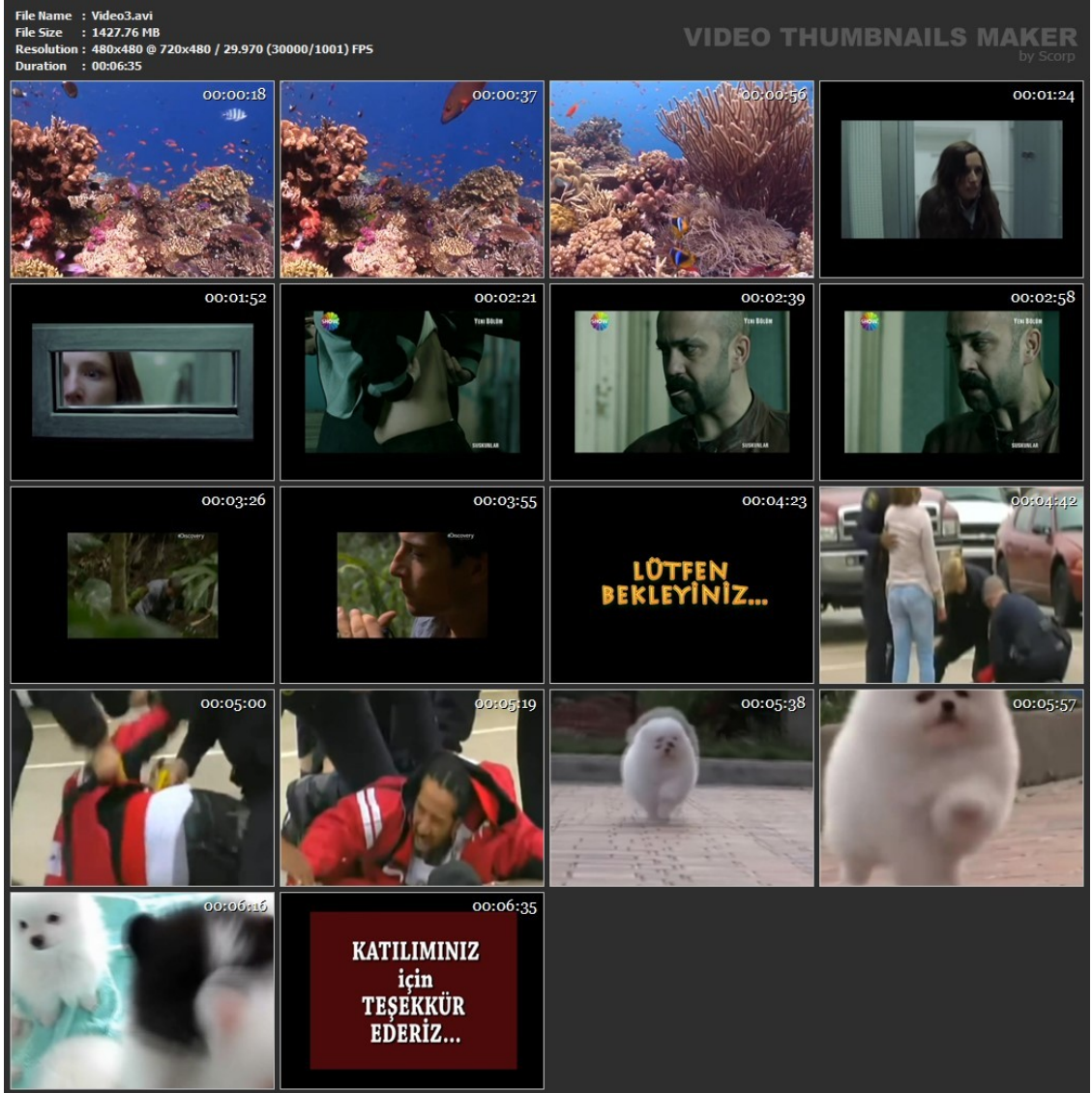
EK-A.1: Video 1'e ait ekran görüntüleri.



EK-A.2: Video 2'e ait ekran görüntüleri.




EK-A.3: Video 3'e ait ekran görüntüleri.




B. ETİK BELGESİ

EK-B.1: 07.06.2017 Tarih ve 215833 Sayılı Etik Kurul Kararı.

Tarih ve Sayı: 07/06/2017-215833



T.C.
CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



Sayı :83045809-604.01.02-
Konu :Doç.Dr. Barış İkitimur'un etik
kurul kararı A-29

KARDİYOLOJİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

İlgi :18.05.2017 tarihli, 188771 sayılı yazı

Anabilim Dalmız öğretim üyesi **Doç.Dr. Barış İKİTİMUR'un** yürütücülüğünde **Prof.Dr.Aydın AKAN'nın** danışmanlığında **Fatma Patlar AKBULUT'un** yardımcılığında yürütülecek olan " **Akıllı Giyilebilir Kardiyo Gözlem Sistemi Tasarımı ve Geliştirilmesi**" başlıklı araştırma hakkında ilgi yazımız ve ekleri **06 Haziran 2017** tarihinde toplanan Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kurulunca müzakere edilmiş olup; etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

e-İmzalı
Prof. Dr. Özgür KASAPÇOPUR
Başkan

e-İmzalı
Prof. Dr. Neşe SALTOĞLU
Bölüm Başkanı V.

EK :
1 dosya elden teslim edilecektir.

Doğrulamak için:<http://194.27.128.66/envision.Sorgula/belgedogrulama.aspx?V=BEL5NPR0Z>

Ayrıntılı bilgi için irtibat : Güler SOYDANER Dahili : 22300
İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi 34303 Cerrahpaşa/ İSTANBUL
Tel : 0 (212) 414 30 00 21107- 21108 Faks : 0 (212) 632 00 33
e-posta : ctfpersonel@istanbul.edu.tr Elektronik Ağ : www.istanbul.edu.tr

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-B.1 (devam): 07.06.2017 Tarih ve 215833 Sayılı Etik Kurul Kararı.

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: A-29	Tarih: 06 Haziran 2017
	Doç.Dr. Barış İKİTİMUR'un yürütücülüğünde Prof.Dr.Aydın AKAN'nın danışmanlığında Fatma Pular KESKİN'nin yardımcılığında yapılması tasarlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, gerçekleştirilmesinde etik sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üyelerinin oy birliği ile karar verilmiştir.	

ÇALIŞMA ESASI	İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
ETİK KURUL BAŞKANI UNVANI/ADI/SOYADI: Prof. Dr. Özgür KASAPÇOPUR	

ETİK KURUL ÜYELERİ						
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	İlişki *	Katılım **	İmza
Prof. Dr. Özgür KASAPÇOPUR (Başkan)	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mehmet Faik ÖZÇELİK (Başkan Yard.)	Genel Cerrahi	İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Muhlis Cem AR (Raportör)	İç Hastalıkları Hematoloji	İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Zeki ÖNGEN	Kardiyoloji	İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Öner SÜZER	Farmakoloji	İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Nurten Uzun ADATEPE	Nöroloji	İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hakkı Oktay SEYMEN	Fizyoloji	İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ayşe Pervin Sutaş BOZKURT	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Gülten DİNÇ	Deontoloji	İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Suphi VEHİD	Halk Sağlığı	İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Zeynep Hande TURNA	İç Hastalıkları Medikal Onkoloji	İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Mutlu NİYAZOĞLU	İç Hastalıkları	İst. Eğitim ve Araştırma Hast.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Avukat Ayfer DİKMEN	Ticaret ve Sağlık Hukuku	Serbest Hukuk Bürosu	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Zümrüt GAMLI	Emekli Öğretmen	Sivil Üye	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	

* :Araştırma ile İlişki

** :Toplantıda Bulunma

EK-B.1 (devam): 07.06.2017 Tarih ve 215833 Sayılı Etik Kurul Kararı.**GİRİŞİMSSEL OLMAYAN İLAÇ DIŞI KLİNİK ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ETİK KURUL DEĞERLENDİRME FORMU**

ETİK KURULUN ADI	Istanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
AÇIK ADRES	Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Dekanlık Binası, 34303 Kocamustafapaşa Fatih İstanbul
TELEFON	+90 (212) 414 32 52; 414 30 00/22300
FAKS	+90 (212) 632 00 40
E-POSTA	ctfetik@istanbul.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Akıllı Giyilebilir Kardiyolojik Gözlem Sistemi Tasarımı ve Geliştirilmesi		
	SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Barış İKİTİMUR		
	SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Kardiyoloji		
	KOORDİNATORUN UNVANI/ADI/SOYADI	Fatma Patlar AKBULUT		
	KOORDİNATORUN UZMANLIK ALANI	Biyomedikal Müh.		
	ARAŞTIRMA MERKEZİ	Istanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi		
	ARAŞTIRMA MERKEZİNİN AÇIK ADRESİ	Istanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Yerleşkesi Kocamustafapaşa Cd. No: 53 Cerrahpaşa 34098 Fatih/Istanbul		
	BAŞVURULAN ETİK KURULUN ADI	Istanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu		
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-		
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-		
UZMANLIK TEZİ/AKADEMİK AMAÇLI	UZMANLIK TEZİ <input type="checkbox"/>	AKADEMİK AMAÇLI <input type="checkbox"/>	DOKTORA TEZİ <input checked="" type="checkbox"/>	YANDAL UZMANLIK TEZİ <input type="checkbox"/>
ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	<input type="checkbox"/> Anket çalışması <input type="checkbox"/> Retrospektif (geriye dönük) araştırma <input checked="" type="checkbox"/> Girişimsel (invaziv) olmayan klinik araştırma <input type="checkbox"/> Rutin tetkik ve tedavi işlemleri sırasında elde edilmiş materyallerle (kan, idrar, gaita, doku, görüntü gibi) yapılan çalışma <input type="checkbox"/> Hemşirelik faaliyetlerinin sınırı içerisinde yapılan araştırma <input checked="" type="checkbox"/> Vücut fizyolojisi çalışması <input type="checkbox"/> Antropometrik ölçümlere dayalı çalışma <input type="checkbox"/> Yaşam alışkanlıklarının değerlendirilmesi çalışması <input type="checkbox"/> DİĞER <input type="checkbox"/> Diğer ise belirtiniz:			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			
ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ				Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU				Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
OLGU RAPOR FORMU				Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DİĞER				Açıklama:

C. GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

EK- C.1: Cerrahpaşa Kardiyoloji Anabilim Dalı Araştırma Gönüllü Olur Formu.

 <p>T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu</p>	ASGARİ BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU ÖRNEĞİ	Doküman Adı: KADB-F.23-R.00
		Yayın Tarihi: 18.04.2013
		Sayfa No: 1/2
		Onaylayan: Daire Başkanı

1. Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırmadır.
2. Araştırmanın adı "*Akıllı Giyilebilir Kardiyö Gözlem Sistemi Tasarımı ve Geliştirmesi*"dir.
3. Araştırmanın amacı Çoğu kalp ve dolaşım sistemi rahatsızlığının en ölümcül sonucu olan kalp krizinin belirtilerinin tespit edilmesinde kullanılacak sistemin tasarımı ve geliştirmesi, hastaların, hasta yakınlarının ve doktorların sistemi web tabanlı arayüzler ile cihaz ve platform bağımsız bir şekilde kullanabilmesi, acil durumlarda ilgili kişilerin (hasta yakını, doktor vb.) en fazla 2dk içerisinde uyarılabilmesi'dir.
4. Hastalar Akıllı Giyilebilir Sistem (AGS) ürünü olan CVDiMo'yu koluna takarak ve sensörleri vücutlarına yerleştirerek fizyolojik değerlerin ölçümü sağlanacaktır.
5. Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır; ayrıca, bu araştırma kapsamındaki bütün muayene, tetkik, testler ve tıbbi bakım hizmetleri için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir.
6. Araştırmada deneysel bir uygulama yoktur.
7. Araştırmaya gönüllü olarak katılmayı kabul ederseniz yapılan uygulamaların sizin için öngörülen bir riski yoktur, bir rahatsızlığa neden olmamaktadır.
8. Araştırmaya gönüllü olarak katılmayı kabul ederseniz, tedavi sırasında klinik yarar durumunuz hakkında bilgilendirileceksiniz.
9. Araştırma dışındaki diğer tedavi yöntemleri, riskleri, faydaları ve tedavi şemaları hakkında bilgilendirileceksiniz.
10. Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; bu durum herhangi bir cezai işleme yol açmayacaktır. Araştırmacı bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, uygulanan çalışma planının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız vb. nedenlerle sizi araştırmadan çıkarabilir. Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizinle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.
11. Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir.
12. Araştırma sırasında bir problem ile karşılaştığımızda; herhangi bir saatte, Fatma Patlar Akbulut'u 0 [REDACTED] no'lu telefondan ve f.patlar@iku.edu.tr e-posta adresinden arayabilirsiniz.
13. Araştırma testleri tahmini 50 hastanın katılması ile tamamlanması planlanmaktadır.

EK- C.1 (devam): Cerrahpaşa Kardiyoloji Anabilim Dalı Araştırma Gönüllü Olur Formu.

 <p>T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu</p>	ASGARİ BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU ÖRNEĞİ	Doküman Adı: KADB-F.23-R.00
		Yayın Tarihi: 18.04.2013
		Sayfa No: 2/2
		Onaylayan: Daire Başkanı

14. *“Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana, yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama Uzman Psikolog tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabileceğimi biliyorum.”*

15. *“Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum.”*

16. Gönüllünün,

Adı-Soyadı:

Tel.-Faks:

İmzası:

17. Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin,

Adı-Soyadı:

Tel.-Faks:

İmzası:

18. Açıklamaları yapan araştırmacının,

Adı-Soyadı:

İmzası:

19. Olur alma işlemine başından sonuna kadar tanıklık eden kuruluş görevlisinin/görüşme tanığının,

Adı-Soyadı:

İmzası:

Görevi:

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Fatma PATLAR AKBULUT
Doğum Yeri	İstanbul
Doğum Tarihi	14.05.1981
Uyruğu	<input checked="" type="checkbox"/> T.C. <input type="checkbox"/> Diğer:
Telefon	0 212 509 77 21
E-Posta Adresi	fatmapatlar@gmail.com
Web Adresi	https://orcid.org/0000-0002-9689-7486



Eğitim Bilgileri	
Lisans	
Üniversite	İstanbul Kültür Üniversitesi
Fakülte	Mühendislik Fakültesi
Bölümü	Bilgisayar Mühendisliği
Mezuniyet Yılı	2005

Yüksek Lisans	
Üniversite	İstanbul Kültür Üniversitesi
Enstitü Adı	Fen Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı	Bilgisayar Mühendisliği Ana Bilim Dalı
Programı	Bilgisayar Mühendisliği Tezli Yüksek Lisans Programı
Mezuniyet Tarihi	01.08.2009

Doktora	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Enstitü Adı	Fen Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı	Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı
Programı	Biyomedikal Mühendisliği Programı
Mezuniyet Tarihi	25.08.2017

Makale ve Bildiriler	
Akbulut, F.P., Akan, A., 2017, Support Vector Machines Combined with Feature Selection for Diabetes Diagnosis. <i>IU-JEEE</i> . Vol.17(1),(2017), 3219-3225.	
Akbulut, A., Catal, C., Akbulut, F.P., 2017, A cloud-based recommendation service using principle component analysis–scale-invariant feature transform algorithm. <i>Neural Computing and Applications</i> , 1/2017; DOI:10.1007/s00521-017-2858-2.	
Akbulut, A., Akbulut, F.P., Köseokur, H., Çatal. Ç., 2017, Son Kullanıcı Geliştirme için Otomatik Kod Üretim Aracının Tasarımı ve Gerçeklenmesi. <i>Dokuz Eylül Üniversitesi-Mühendislik Fakültesi Fen ve Mühendislik Dergisi</i> , 01/2017;19(55):76-88.,DOI:10.21205/deufmd.2017195532.	

- Akbulut, F.P., Akkur, E., Akan, Yarman, B.S., 2014, A Decision Support System to Determine Optimal Ventilator Settings. *BMC Medical Informatics and Decision Making*, 01/2014; 14(1):3. DOI:10.1186/1472694714-3.
- Akbulut, F.P., Akan, A. 2015, Akıllı Giyilebilir Hasta Takip Sistemleri (Smart Wearable Patient Tracking Systems). *Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi (TIPTEKNO) 2015*; 10/2015, DOI:10.1109/TIPTEKNO.2015.7374592.
- Akkur, E., Akbulut, F.P., Şenocak, M., Akan, A., 2013, Akut Koroner Sendromu Ön Tanısı için Sınıflandırma Yöntemleri. *Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi (TIPTEKNO) 2013*.
- Akbulut, A., Patlar, F., Bayrak, C., Mendi, E., Hanna, J., 2013, Agent Based Pornography Filtering System. *International Symposium on INnovations in Intelligent SysTems and Applications INISTA 2013*; 07/2012, DOI:10.1109/INISTA.2012.6247021.
- Hanna, J., Patlar, F., Akbulut, A., Mendi, E., Bayrak, C., 2012, HMM Based Classification of Sports Videos Using Color Feature. *6th IEEE International Conference Intelligent Systems (IS) 2012*; 09/2012, DOI:10.1109/IS.2012.6335247.
- Akbulut, A., Patlar, F., 2011, Agent Based Production Line Monitoring System. *IADIS International Conference on Intelligent Systems and Agents 2011*; 07/2011.
- Akbulut, A., Patlar, F., Zaim, A.H., Yilmaz, G., 2011, Wireless sensor networks for space and Solarsystem missions. *2011 5th International Conference on Recent Advances in Space Technologies (RAST)*, DOI:10.1109/ RAST.2011.5966912.
- Patlar, F., Akbulut, A., 2011, Design of Speaker Independent Turkish Speech Control System in Noisy Vehicle Environment. *IASTED International Conference Signal and Image Processing and Applications (SIPA2011)*; 06/2011, DOI:10.2316/P.2011.738-072.
- Patlar, F., Akbulut, A., 2010, Triphone based Continuous Speech Recognition System for Turkish Language using Hidden Markov Model. *The 12th IASTED International Conference Signal and Image Processing*; 08/2010, DOI:10.2316/P.2010.710-059.