

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**KALP ARİTMİSİNİN ÇİFT DALGABOYLU PPG SİNYALLERİ
KULLANILARAK BELİRLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elektrik-Elektronik Müh. Ömer YILDIRIM

**HAZİRAN 2017
TRABZON**

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

KALP ARİTMİSİNİN ÇİFT DALGABOYLU PPG SİNYALLERİ
KULLANILARAK BELİRLENMESİ

Elektrik-Elektronik Müh. Ömer YILDIRIM

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
"ELEKTRONİK YÜKSEK MÜHENDİSİ"
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 23.05.2017
Tezin Savunma Tarihi : 12.06.2017

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU

Trabzon 2017

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Anabilim Dalında
Ömer YILDIRIM Tarafından Hazırlanan

KALP ARİTMİSİNİN ÇİFT DALGABOYLU PPG SİNYALLERİ
KULLANILARAK BELİRLENMESİ

başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 24 / 05 / 2017 gün ve 1703 sayılı
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda

YÜKSEK LİSANS TEZİ
olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan : Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU

Üye : Doç. Dr. İsmail KAYA

Üye : Yrd. Doç. Dr. Yasin OĞUZ

Prof. Dr. Sadettin KORKMAZ

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Teknolojinin gelişmesi her alanda olduğu gibi sağlık alanında da birçok kolaylığı beraberinde getirmiştir. Teşhis ve tedavide kullanılan cihazlar sayesinde günümüzde sağlık standartları giderek artmaya devam etmektedir. Ayrıca giyilebilir teknolojilere entegre edilebilen sağlık takip sistemleri sayesinde kişiler herhangi bir sağlık kuruluşuna gitmeden sağlık durumları hakkında genel bir bilgi edinebilmektedirler.

Yapılan bu tezde, kalp aritmisinin tespiti için yeni bir yöntem geliştirilmiştir. Geliştirilen bu yöntem kişiler üzerinden alınan veriler ile sınıflandırılıp yüksek bir doğruluğa ulaşılmıştır.

Yüksek lisans tezimde, danışmanlığımı üstlenerek çalışmalarım boyunca maddi ve manevi yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU'na teşekkürü bir borç bilirim.

Ayrıca hayatımın her aşamasında maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen aileme, Trabzon'da yüksek lisans eğitimim sırasında her zaman yanımda olan arkadaşlarıma çok teşekkür ediyorum.

Bu çalışma TÜBİTAK 114E452 nolu proje kapsamında TÜBİTAK tarafından desteklenmiştir.

Ömer YILDIRIM

Trabzon 2017

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Kalp Aritmisinin ift Dalgaboylu PPG Sinyalleri Kullanılarak Belirlenmesi” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU’nun sorumluluğunda tamamladığımı, verileri kendim topladığımı, analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma süresince bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 12/06/2017

Ömer YILDIRIM

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ.....	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET.....	VII
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ	XI
SEMBOLLER DİZİNİ.....	XII
1. GENEL BİLGİ.....	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. PPG Sinyallerinin Temel Uygulama Alanları	4
1.2.1. Pals Oksimetre	4
1.2.2. Solunum İzleme	6
1.2.3. Uyku Apnesi	7
1.3. PPG Teorisi ve Elde Edilmesi	8
1.4. Işık Dalgaboylarının Seçimi	12
1.5. PPG Sinyalinin Karakteristik Dalga Şekli.....	13
1.6. PPG Sinyalini Bozucu Etkiler	15
1.7. Çok-Dalgaboylu PPG Sinyalleri.....	15
1.8. TDM Yönteminin Dezavantajları	18

1.9.	Teze Genel Bakış ve Hedefler	19
2.	MALZEMELER VE YÖNTEMLER	21
2.1.	Sensör Sistemleri	21
2.1.1.	EKG Sistemi	21
2.1.2.	Çift Dalgaboylu PPG Sistemi	22
2.2.	Verilerin Kaydedilmesi	26
2.3.	Veri Toplama Arayüzü.....	26
2.4.	Veri Setinin Hazırlanması	26
2.5.	Deneysel Çalışmalar	27
2.6.	EKG ve Çift Dalgaboylu PPG Sinyallerinin Önışlemesi.....	28
2.6.1.	Sinyallerin Filtrelenmesi	28
2.6.2.	DC Bileşenlerin Kaldırılması	34
2.6.3.	Tepelerin Belirlenmesi.....	35
2.7.	Zaman Farklarının Hesaplanması	38
2.8.	Yapılan Çalışmaların Tanıtımı ve Özellikleri	39
2.8.1.	EKG ve Çift Dalgaboylu PPG Sinyallerinden Özniteliklerin Çıkarılması	39
2.8.2.	Çift Dalgaboylu PPG Sinyallerinden Özniteliklerin Çıkarılması.....	45
3.	SONUÇLAR.....	49
3.1.	EKG ve Çift Dalgaboylu PPG Sinyalleri ile Yapılan Çalışmanın Bulguları	49
3.2.	Çift Dalgaboylu PPG Sinyalleri ile Yapılan Çalışmanın Bulguları.....	52
4.	TARTIŞMA.....	58
5.	ÖNERİLER VE GELECEK ÇALIŞMALAR.....	59
6.	KAYNAKLAR	61

ÖZGEÇMİŞ

Yüksek Lisans Tezi

ÖZET

KALP ARİTMİSİNİN ÇİFT DALGABOYLU PPG SİNYALLERİ KULLANILARAK
BELİRLENMESİ

Ömer YILDIRIM

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik – Elektronik Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU
2017, 63 Sayfa

Fotopletismogram (PPG) sinyalleri kılcal damarlarda meydana gelen hacimsel değişikliklerin optiksel olarak ölçülmesi sonucunda elde edilen sinyallerdir. Kılcal damarlardaki hacimsel değişiklikler de kalbin çalışmasına bağlıdır. Yeni yapılan araştırmalar sonucunda PPG sinyallerinin kişinin fizyolojik ve biyolojik durumu ile ilgili birçok bilgi içerdiği görülmüştür. Yapılan bu çalışmaların çoğu tek dalgaboyu ile elde edilen PPG sinyallerinin zaman ve frekans uzaylarındaki karakteristiklerinin, dalga şekillerinin incelenmesine dayanmaktadır. Elektrokardiyogram (EKG) sinyalleri ise kalbin elektriksel aktivitesi sonucunda elde edilen sinyallerdir. Kalp aritmileri de dahil birçok kalp rahatsızlığının tespitinde kullanılan EKG sinyalleri hastane ortamında, bir sağlık personeli gözetiminde, vücuda elektrotlar yapıştırılarak elde edilmektedir. Buradan da anlaşılacağı üzere EKG sinyallerinin elde edilmesi zahmetli bir iştir. Ancak PPG sinyallerinin elde edilmesi kolay ve giyilebilir teknolojilere kolayca entegre edilebilir. Yapılan bu tezde çift dalgaboylu PPG sinyalleri kullanılarak kalp aritmisinin tespiti için yeni bir yaklaşım sunulmuştur. Geliştirilen donanım yardımıyla kalp aritmi olan kişiler ve sağlıklı kişiler üzerinden alınan çift dalgaboylu PPG sinyallerine ait tepeler arasındaki zaman farkları kullanılarak öznitelikler çıkarılmıştır. Çıkarılan bu özniteliklerle yapılan sınıflandırmada yüksek bir oranda doğruluk elde edilmiştir. Bu durum kullanılan zaman farkı özneliğinin kalp aritmisinin tespitinde ne kadar güçlü durduğunu göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Çift dalgaboylu PPG, EKG, Kalp aritmi, Zaman farkı, Sınıflandırma

Master Thesis

SUMMARY

DETECTION OF HEART ARRHYTHMIA BY USING DUAL WAVELENGTH PPG
SIGNALS

Ömer YILDIRIM

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Electrical and Electronics Engineering Program
Supervisor: Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU
2017, 63 Pages

Photoplethysmogram (PPG) signals are the signals obtained as a result of optical measurement of volumetric changes in the capillaries. The volumetric changes in capillaries are also dependent on the activation of the heart. As a result of recent investigations, it has been found that PPG signals contain a lot of information about the physiological and biological state of the person. Most of these studies are based on examining the waveforms of the characteristics of time and frequency spaces of PPG signals obtained by single wavelength. Electrocardiogram (ECG) signals are signals obtained as a result of electrical activity of the heart. ECG signals used in the detection of many cardiac arrhythmias, including heart arrhythmias, are obtained by adhering electrodes to the body under the supervision of a health personnel in the hospital environment. Obviously, obtaining ECG signals is a laborious activity. However, the acquisition of PPG signals can be easily integrated into easy and wearable technologies. In this thesis, a new approach to the detection of cardiac arrhythmia is presented using dual-wavelength PPG signals. With the help of the hardware, attributes were extracted by using time differences between the peaks of dual-wavelength PPG signals taken from people with heart arrhythmia and healthy persons. A high degree of accuracy has been achieved in the classification made by these extracted features. This demonstrates how powerful the time difference feature is in detecting heart arrhythmia.

Key Words: Dual-wavelength PPG, ECG, Heart arrhythmia, Time difference, Classification.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1. Oksijen taşıyan ve taşımayan hemoglobinin ışık soğurma spektrumu [19].....	5
Şekil 2. PPG sinyalinden solunum bilgisinin çıkarılması [14].....	7
Şekil 3. PPG sensör çeşitleri [19]	8
Şekil 4. Işığın temsili olarak konsantrasyon içerisinde soğrulması.....	9
Şekil 5. PPG sinyalinin AC ve DC bileşenleri	11
Şekil 6. PPG sinyalinin dalga şekli ve karakteristik parametreleri.....	13
Şekil 7. Yaşa bağlı olarak PPG dalga şeklinin değişimi [26].....	14
Şekil 8. Kırmızı ve IR LED'lerin anahtarlama sinyalleri	17
Şekil 9. TDM yöntemi akış diyagramı.....	17
Şekil 10. EKG sistemi blok şeması.....	22
Şekil 11. Geliştirilen sensör sistemi blok diyagramı	23
Şekil 12. SFH7050 çipinin pin konfigürasyonu [30].....	24
Şekil 13. S8753 fotodiyotu spektral tepkisi [31].....	25
Şekil 14. Filtreleme işleminin blok diyagramı	28
Şekil 15. Filtrelenmemiş ve AGS ile filtrelenmiş EKG sinyalleri	30
Şekil 16. Tarak filtre genlik-frekans grafiği.....	32
Şekil 17. Tarak filtreden geçirilen EKG sinyali ve FFT dönüşümü	32
Şekil 18. Filtrelenmemiş PPG sinyali	33
Şekil 19. Filtrelenmiş PPG sinyali.....	34
Şekil 20. Tepe belirleme arayüzü ekran görüntüsü.....	36
Şekil 21. Bozuk PPG verilerinde eğri uydurma	36
Şekil 22. PPG sinyalleri arasındaki zaman farkı	38
Şekil 23. Normalize EKG ve PPG verileri.....	39
Şekil 24. Tipik EKG ve PPG sinyalleri.....	40
Şekil 25. Kalp aritmisi bulunan kişilere ait α_R ve α_{IR} saçılım grafiği.....	42
Şekil 26. Sağlıklı kişilere ait α_R ve α_{IR} saçılım grafiği	42
Şekil 27. Hasta kişilere ait β parametrelerinin grafikleri.....	43

Şekil 28. Sağlıklı kişilere ait β parametrelerinin grafikleri.....	43
Şekil 29. Hasta bir kişiye ait τ_{IR} , τ_R , τ_{EKG} ve τ_{ORT} parametrelerinin grafiği	44
Şekil 30. Sağlıklı bir kişiye ait τ_{IR} , τ_R , τ_{EKG} ve τ_{ORT} parametrelerinin grafiği	45
Şekil 31. Normalize edilmiş çift dalgaboylu PPG sinyalleri.....	46
Şekil 32. Hasta bir bireye ait τ_A , τ_B ve τ_C parametrelerinin grafiği	47
Şekil 33. Sağlıklı bir bireye ait τ_A , τ_B ve τ_C parametrelerinin grafiği	47
Şekil 34. Tablo 2 ve 3 kullanılarak elde edilen saçılım diyagramı.....	51
Şekil 35. Tablo 5 ve 6 kullanılarak elde edilen saçılım diyagramı.....	56



TABLULAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1.	Işık dalgaboylarına bağlı sönüm katsayıları.....	12
Tablo 2.	Hasta kişilere ait Denklem 21 kullanılarak elde edilen verilerin standart sapma ve ortalama değerleri	49
Tablo 3.	Sağlıklı kişilere ait Denklem 21 kullanılarak elde edilen verilerin standart sapma ve ortalama değerleri.....	50
Tablo 4.	EKG ve PPG sinyallerinin kullanıldığı çalışmada elde edilen özneliklerin sınıflandırma performansı	52
Tablo 5.	Hasta kişilere ait elde edilen verilerin standart sapma ve ortalama değerleri (Std: Standart Sapma)	53
Tablo 6.	Sağlıklı kişilere ait elde edilen verilerin standart sapma ve ortalama değerleri (Std: Standart Sapma)	54
Tablo 7.	Sadece çift dalgaboylu PPG sinyallerinin kullanıldığı çalışmada elde edilen özneliklerin sınıflandırılması	57

SEMBOLLER DİZİNİ

PPG	:	Fotopletismogram
LED	:	Işık Yayan Diyot
HR	:	Nabız
SpO ₂	:	Kan Oksijen Saturasyonu
IR	:	Kızılötesi
CO ₂	:	Karbondioksit
O ₂	:	Oksijen
Hb	:	Deoksihemoglobin
HbO ₂	:	Oksihemoglobin
nm	:	Nanometre
FFT	:	Hızlı Furier Dönüşü
Hz	:	Hertz
DC	:	Doğru Akım
AC	:	Alternatif Akım
EKG	:	Elektrokardiyogram
TDM	:	Zaman Bölmeli Çoğullama
kHz	:	Kilohertz
µs	:	Mikrosaniye
AGS	:	Alçak Geçiren Süzgeç
ADC	:	Analog-Sayısal Dönüştürücü
I/V	:	Akım-Gerilim
EMG	:	Elektromiyogram
USB	:	Evrensel Seri Veriyolu
IIR	:	Sonsuz Vuruş Tepkeli
ms	:	Milisaniye
Std	:	Standart Sapma

1. GENEL BİLGİ

Fotopletismografi (PPG), vücut üzerinden non-invazif olarak fizyolojik parametrelerin elde edilme yöntemidir. Bu yöntem kullanılarak elde edilen PPG sinyalleri içerisinde birçok fizyolojik bilgi barındırması ve non-invazif bir şekilde sürekli olarak izlenebilmesi nedeniyle birçok avantaja sahiptir. PPG sinyalinin elde edilmesinin temelinde kalbin kan damarlarına kan pompalaması sonucunda meydana gelen kan damarlarındaki hacimsel değişiklikler yer almaktadır [1].

PPG ölçümü deri üzerinden parmak ucu, kulak memesi gibi kılcal damarların yoğunlukta olduğu bölgelerden kolaylıkla yapılabildiği gibi bilek üzerinden de yapılabilmektedir. Bu ölçüm esnasında sensör kısmında verici olarak belli bir dalgaboyunda ışık yayan LED ve alıcı olarak da kullanılan bu dalgaboyuna duyarlı bir fotodiyot kullanılmaktadır.

Günümüzde PPG sinyalleri daha çok nabız (HR) ve kan oksijen saturasyonunun (SpO2) ölçümünde kullanılmaktadır. Bunların haricinde PPG sinyallerinin genlikleri ve dalga şekilleri solunum, kan basıncı gibi fizyolojik parametrelerin yanı sıra uyku apnesi, mental rahatsızlıklar gibi sağlık problemlerinin belirlenmesinde kullanılabilir.

PPG üzerinde yapılan birçok araştırmaya rağmen bu sinyal üzerindeki çalışmalar hala devam etmektedir. PPG sinyallerinin genlikleri ve dalga şekilleri kişiye ait birçok fizyolojik parametre ile ilgili bilgi içermesinin yanında, PPG sinyallerinin elde edildiği dalgaboylarının değişmesi ile farklı sağlık verilerine ulaşılmaktadır [2].

1.1. Giriş

Günümüzde teknoloji, her alanda olduğu gibi sağlık alanında da hayatımızı kolaylaştırmaktadır. Geliştirilen biyomedikal cihazlar sayesinde hastalıkların tanısı ve teşhisi kolay bir şekilde yapıldığı gibi, bu hastalıkların sürekli olarak ve kolay bir şekilde takip edilmesi de mümkün hale gelmiştir. Teşhiste ve takipte kullanılan bu biyomedikal cihazların ölçümleri non-invazif olarak yapması, bu cihazları kullanan kişilere büyük oranda fayda sağlamaktadır. Non-invazif yöntemlerin başında gelen ve fotopletismografi olarak adlandırılan optiksel ölçüm teknikleri günümüzde en çok kullanılan yöntemler arasında bulunmaktadır [3].

Fotopletismografi yöntemi ilk geliştirildiği yıllarda kalp atım oranı ve kalp atım oranındaki değişiklikler gibi sınırlı sayıda fizyolojik parametrelerin belirlenmesinde kullanılmıştır. Ancak yapılan ve günümüzde hala devam eden araştırmalar sonucunda, aslında PPG sinyallerinin içerisinde kişiye ait birçok fizyolojik parametreye ait bilgi barındırdığı görülmüştür.

PPG sinyalleri, atardamar hacmindeki değişimlerin optiksel olarak elde edilmesi işlemi olduğundan bu sinyaller kalp aktiviteleri hakkında güçlü bilgiler taşımaktadır [4]. Bunun haricinde doku içerisinde kılcak damarlardaki kanın kimyasal yapısı da PPG sinyalini etkilemektedir [5]. Bu bilgiler ışığında PPG sinyalleri yardımı ile hem kardiyovasküler sistem hakkında hem de kanın yapısı hakkında birçok bilgiye ulaşılması mümkün hale gelmiştir.

PPG sinyallerinde dalga şeklini etkileyen en büyük etkenlerden biri olan kan yapısı, kan içerisinde çözünen maddelere bağlı olarak PPG sensöründen gönderilen ışıktaki saçılma, emilime, yansımaya ve iletme neden olmaktadır [6]. Ayrıca sinyalin alındığı yerdeki dokunun yapısına bağlı olarak ışık yoğunluğunda azalmalar ve değişimler meydana gelmektedir. Bunun haricinde PPG sinyalinin elde edilmesi için kullanılan ışık kaynağının dalgaboyu da PPG sinyalinin dalga şeklini etkileyen önemli faktörlerden birisidir [7]. Yapılan araştırmalar sonucunda kullanılan ışığın dalgaboyundaki değişim, kanın yapısına bağlı olarak farklı oranlarda soğrulduğu gözlemlenmiştir [8]. Bu da PPG sinyalinin dalga şekli, genlik ve buna benzer diğer parametrelerini etkilediği görülmüştür.

PPG sinyalleri karakteristikleri bakımından farklı açılardan incelenerek literatürde birçok araştırmaya konu olmuştur. Bunlardan en temeli PPG sinyalleri kullanılarak nabzın belirlenmesi üzerinedir. Bu konuda Shin H. S. ve ekibi PPG piklerini tespit etmek üzere adaptif eşik metodunu geliştirmişlerdir [9]. PPG sinyallerinin dalga şekli incelendiğinde sistolik ve diastolik olmak üzere iki adet tepeye sahip olduğu görülmektedir [10]. Burada sistolik tepesi kalbin kanı vücuda pompaladığı anı, diastolik tepesi ise aort kapakçıklarının kapanma anını göstermektedir [11]. Bu durum göz önüne alındığında piklerin tespiti için geliştirilen algoritmalarda sadece sistolik tepelerinin algılanması gerekmektedir. Shin H. S. ve ekibinin yaptığı çalışmada adaptif eşik değeri belirlenerek PPG'ye ait sistolik tepeleri tespit edilmektedir. Geliştirilen metot diastolik tepelerini göz ardı etmektedir.

PPG sinyalleri kullanılarak kalp atımlarının belirlenmesine bağlı olarak Suzuki T. ve ekibi kalp atımlarındaki düzensizliğin PPG üzerinden tespitini yapan bir çalışma

gerçekleştirmişlerdir [12]. PPG sinyallerinin tepeleri algılanarak her atım arasındaki zaman farklarına bakılmıştır ve geliştirilen algoritma ile kişide ritim bozukluğunun tespiti yapılmıştır.

Kan şekerinin ölçümü kişilerden kan örneği alarak yapılmaktadır. Sürekli olarak kan şekeri ölçümü yapan bir kişi için bu yöntem zahmetli bir hal almaktadır. Bu durum göz önünde bulundurulduğunda Arnold M. A. PPG teknolojisinin non-invazif ölçüm yapabilmesinden yaralanarak kan şekerinin ölçümü üzerine çalışmıştır [13]. Bunun için parmak ucundan kızılötesi (IR) ışık altında PPG sinyalini toplayıp geliştirilen algoritma ile kan şekerinin tahmini yapılmaya çalışılmıştır.

Barschdorff D. ve Zhang W. yaptıkları bir çalışmada PPG sinyalleri üzerinden solunumun tespitini yapmıştır [14]. Solunum sinyali sinüs işaretini andıran bir yapıya sahiptir [15]. Yapılan araştırmada bu sinyalin PPG sinyaline karıştığı belirlenmiştir. PPG sinyalleri üzerinde yapılan frekans dönüşümü ile solunum verisine ulaşılmıştır.

Yapılan bu araştırmaların dışında Pham T. D. ve ekibi PPG sinyalleri üzerinden mental bozuklukların tespitini yapabildikleri bir araştırma gerçekleştirmişlerdir [16]. Geliştirilen algoritma sayesinde yüksek bir doğrulukta mental hastalıkların sınıflandırmasını başarmışlardır.

PPG sinyalinin birçok özeliği üzerine yapılan çalışmalara rağmen hala PPG sinyallerinin keşfedilmeyen özellikleri bulunmaktadır ve çalışmalar devam etmektedir [17]. PPG sinyallerinin dalga şekilleri yanında, iki veya daha fazla dalgaboyunda ışık kaynağı kullanılarak eş zamanlı olarak elde edilen PPG sinyallerinden de fizyolojik parametrelerin çıkarımı yapılmaya çalışılmaktadır. Bu konudaki en iyi örneklerden birisi günümüzde kullanılan pals oksimetre cihazlarıdır. Kırmızı ve kızılötesi dalgaboylarına sahip PPG sinyalleri eş zamanlı olarak elde edilip kan oksijen saturasyonu değeri elde edilmektedir. Bu işlemde PPG sinyallerinin genlikleri büyük rol oynamaktadır [18]. Yapılan çalışmalarda fark edilmiştir ki farklı dalgaboylarında elde edilen PPG sinyallerinde kişinin fizyolojik parametrelerinin etkisiyle faz kaymaları meydana gelmektedir. Bu da kişinin biyolojik durumu hakkında bilgi edinmek için kullanılabilecek yeni bir yöntem olmuştur.

1.2. PPG Sinyallerinin Temel Uygulama Alanları

Non-invazif ve kolay uygulanabilir bir yöntem olan fotopletismografi günümüzde küçük boyutlara indirgenip giyilebilir teknolojilere de entegre edilebilmesi ile birçok sağlık takip sisteminde kullanılmaktadır. Spor ve uyku esnasında PPG sinyalleri üzerinden kişiye ait biyolojik veriler takip edilebilmektedir. Ayrıca sağlık takip sistemlerinin yanı sıra kalp ve damar ile ilgili bazı hastalıkların tespit ve teşhisinde de kullanılmaktadır. PPG'nin bazı önemli uygulama alanlarına örnek verecek olursak şu şekilde sıralayabiliriz.

1.2.1. Pals Oksimetre

Vücudun dolaşım sisteminin bir parçası olan kan, vücuda besin ve hormon taşımalarının yanında hücreler için gerekli olan oksijeni de taşımaktadır. Oksijen normal şartlarda gaz halinde bulunan bir molekül olduğu için kan içerisinde hemoglobin adı verilen yapılar tarafından taşınmaktadır. Bu yapıların oksijen taşıyabilmeleri bünyelerinde buldukları demir elementi sayesinde olmaktadır.

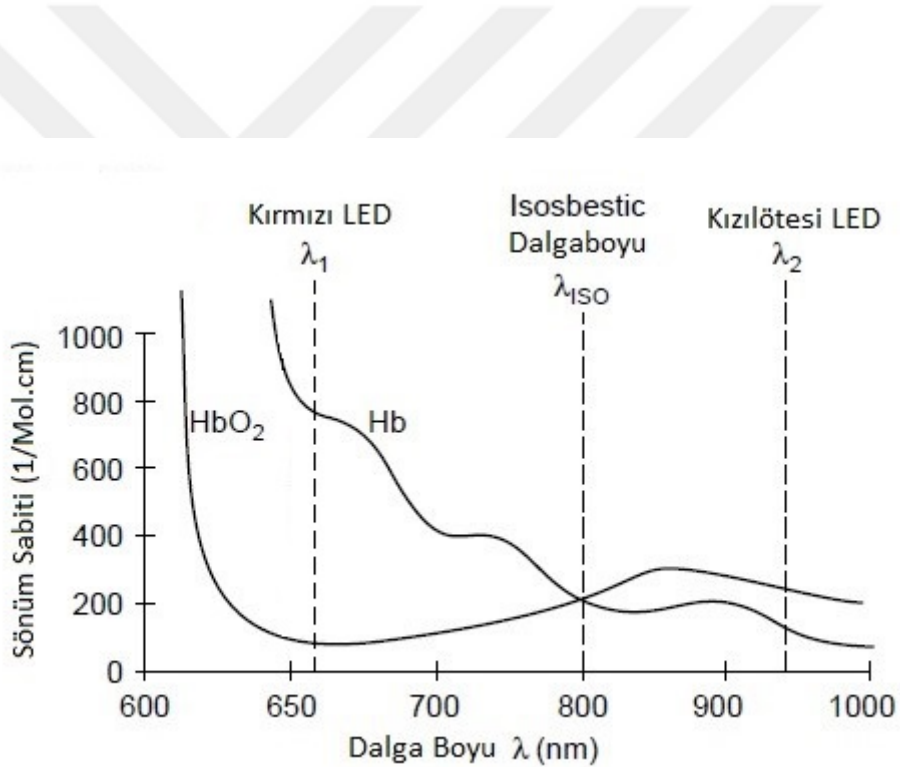
Dolaşım sistemi küçük dolaşım ve büyük dolaşım olmak üzere iki ana kısma ayrılmaktadır. Dolaşım sisteminin merkezinde ise kalp bulunmaktadır. Küçük dolaşım sistemi kalp ve akciğerler arasındaki dolaşımı içermektedir. Kalp oksijence eksik olan kanı akciğerlere pompalar ve akciğerlerdeki alveollerde kan içerisinde bulunan karbondioksit (CO_2) molekülleri ile alveollerdeki oksijen (O_2) molekülleri yer değiştirerek kan oksijence zengin hale getirilir ve temizlenmiş olur. Alveollerde yapılan değişim sonucunda hemoglobin içerisinde bulunan demir elementlerine oksijen molekülleri bağlanır ve bu yapılar oksihemoglobin (HbO_2) adı verilir. Kan bu şekilde temizlendikten sonra tekrar kalbe döner.

Temiz kan kalbe döndükten sonra vücuda gönderilir. Kalp ile vücut arasındaki bu dolaşıma ise büyük dolaşım sistemi denir. Oksijence zengin kan vücuda pompalandıktan sonra dokularda kılcal damarlardan geçerken hücreler tarafından kan içerisinde bulunan oksijenler karbondioksitler ile değiştirilir. Böylece hücre kendisi için gerekli olan oksijeni elde etmiş olur ve atık olan karbondioksiti de kendisinden uzaklaştırmış olur. Bu işlem sırasında oksijen taşıyan hemoglobin maddelerinden oksijen molekülleri sökülür. Oksijeni kalmayan bu hemoglobin yapılarına da Deoksihemoglobin (Hb) adı verilmektedir. Oksijen

ve karbondioksit değişimi yapıldıktan sonra kirlenen kan tekrar akciğerlere gönderilmek üzere kalbe döner. Böylece dolaşım sistemi tamamlanmış olur.

Kan içerisinde bulunan HbO_2 ve Hb maddelerinin oranıyla elde edilen değere kan oksijen saturasyonu (SpO_2) değeri adı verilmektedir. Bazı durumlarda bu değerin takip edilmesi gerekir. Bu değer kişinin vücuduna yeterli oranda oksijenin girip girmediği hakkında bilgi vermektedir ve düşük olması durumunda kişiye oksijen desteği verilmektedir.

SpO_2 değerini non-invazif olarak hesaplayabilen pals oksimetre cihazları PPG teknolojisini kullanmaktadır. Bu lm tekniğinin temelinde Şekil 1'de de gösterildiği gibi HbO_2 ve Hb yapılarının farklı dalgaboylarındaki ışıkları soğurma miktarının farklı olması bulunmaktadır.



Şekil 1. Oksijen taşıyan ve taşımayan hemoglobinin ışık soğurma spektrumu [19]

Pals oksimetre cihazlarında SpO_2 değerinin hesaplanması için 660nm dalgaboyuna sahip kırmızı ve 940nm dalgaboyuna sahip kızılötesi (IR) ışık kaynakları kullanılarak eş zamanlı olarak elde edilen PPG sinyalleri kullanılmaktadır. Kırmızı ve IR dalgaboylarının HbO_2 ve Hb tarafından soğrulma miktarlarının farklı olması SpO_2 değerinin hesaplanmasına olanak sağlamaktadır.

Eş zamanlı olarak elde edilen kırmızı ve IR PPG çiftlerine ait AC ve DC bileşenler kullanılarak gerekli aşamalardan geçirildikten sonra Denklem 1 yardımı ile SpO₂ değeri yüzde (%) olarak elde edilir.

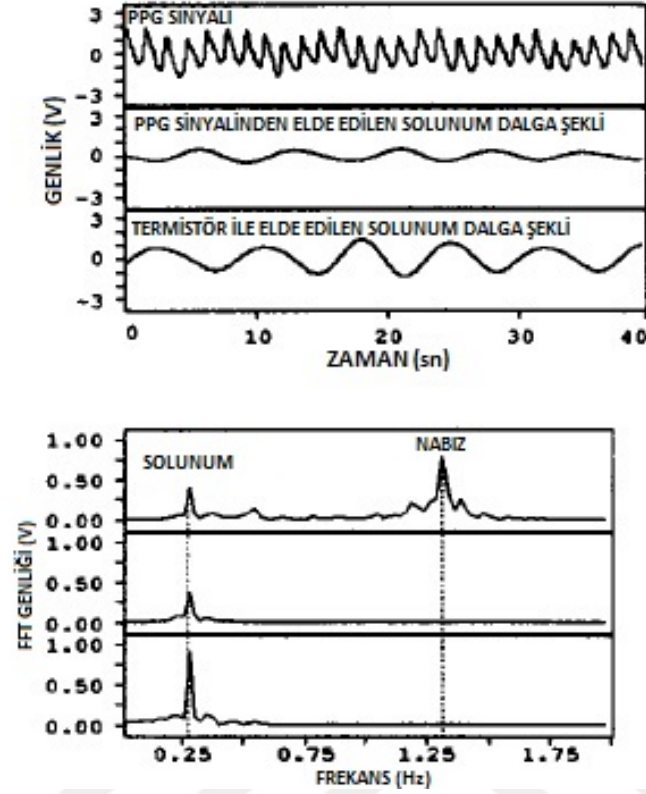
$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100 \quad (1)$$

Burada HbO₂ kanda bulunan oksijen bağlı hemoglobin miktarını Hb ise oksijen bağlı olmayan hemoglobin miktarını göstermektedir. Oksijen taşıyan hemoglobin miktarı toplam hemoglobin miktarına bölüldüğünde SpO₂ değeri ortaya çıkmaktadır. Elde edilen SpO₂ değerinde %100 - %90 arası normal kabul edilirken SpO₂ değerinin %90'ın altına düşmesi durumunda tıbbi müdahale gerekmektedir.

Pals oksimetre cihazlarının en büyük avantajlarının başında non-invazif olmaları gelmektedir. Pals oksimetre cihazları geliştirilmeden önce kişilerden kan örnekleri alınarak laboratuvar ortamında kan oksijen saturasyonunun ölçümü yapılmaktaydı ve bu işlem çok fazla süre almaktaydı. Pals oksimetre cihazlarının ikinci avantajlarından birisi ise kan oksijen saturasyonunun bu cihaz ile sürekli olarak takip edilebilir olmasıdır. Bu sayede bilinci yerinde olmayan kişilerde nefes alma problemleri olduğunda oksijen takviyesi yapılabilmektedir.

1.2.2. Solunum İzleme

PPG sinyalleri dikkatli olarak incelendiğinde içerisinde solunum sinyalinin bulunduğu tespit edilmiştir. Şekil 2'de de belirtildiği gibi yapılan çalışmada PPG sinyallerine uygulanan FFT dönüşümü sonrasında nabız ve solunum olmak üzere iki adet biyolojik veri elde edilmiştir [14]. Solunum sinyali genel itibari ile bakıldığında sinüs sinyalini andırmaktadır. Bu bilgiler ışığında PPG sinyalinden elde edilen solunum sinyali, termistör yardımıyla elde edilen solunum verisi ile benzerliği görülmüştür.



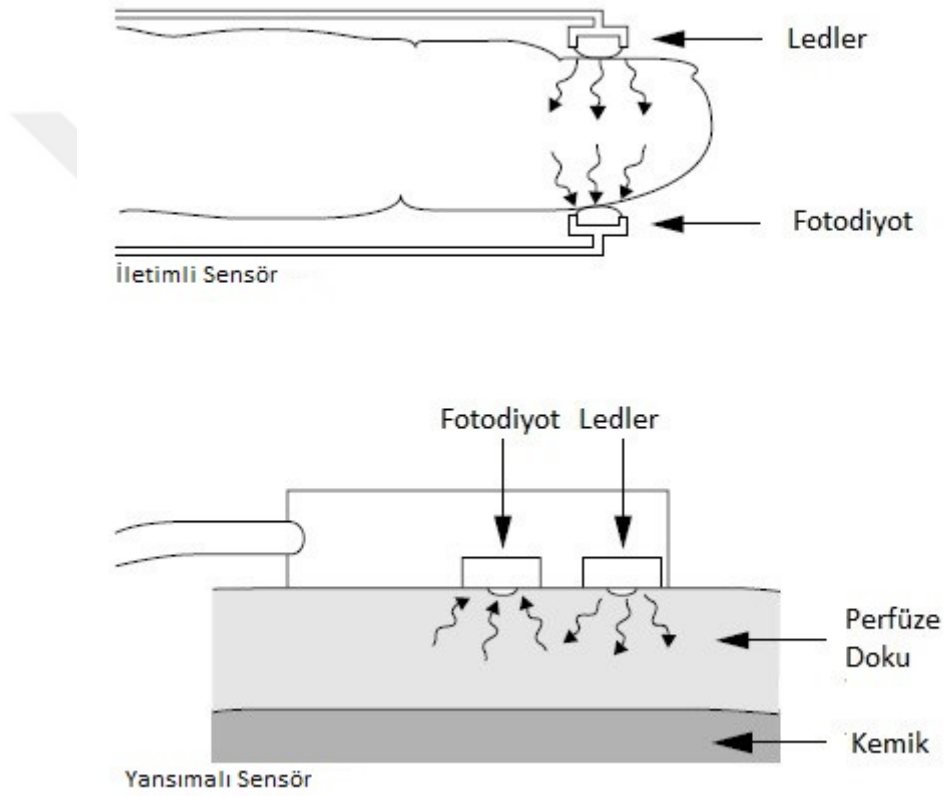
Şekil 2. PPG sinyalinden solunum bilgisinin çıkarılması [14]

1.2.3. Uyku Apnesi

Uyku apnesi kişi uyku sırasında nefes alamaması veya nefes almada zorlanma durumuna denilmektedir ve kronik bir hastalıktır [20]. Gerekli tedbirler alınmadığı durumda ölümcül sonuçlar doğurabilmektedir. Ayrıca bu kronik rahatsızlık kişinin uyku kalitesini de önemli ölçüde etkilemektedir. Bu nedenle uyku apnesi bulunan kişilerin uyku sırasında takip edilmesi gerekmektedir. Uyku apnesini teşhisi ve takibi işlemi PPG kullanılarak non-invazif olarak kolay bir şekilde yapılabilmektedir. Günümüzde giyilebilir teknolojilere entegre edilen PPG teknolojisi kişilerin uyku sırasında sağlık verilerini takip etmektedir ve uyku kalitesini ölçebilmektedirler.

1.3. PPG Teorisi ve Elde Edilmesi

PPG sinyalleri içerisinde ışık kaynağı ve fotodiyot bulunan sensörler yardımıyla vücut üzerinden optiksel olarak alınmaktadır. PPG sinyalleri Şekil 3'te de gösterildiği üzere iki farklı yöntem ile elde edilebilmektedir.



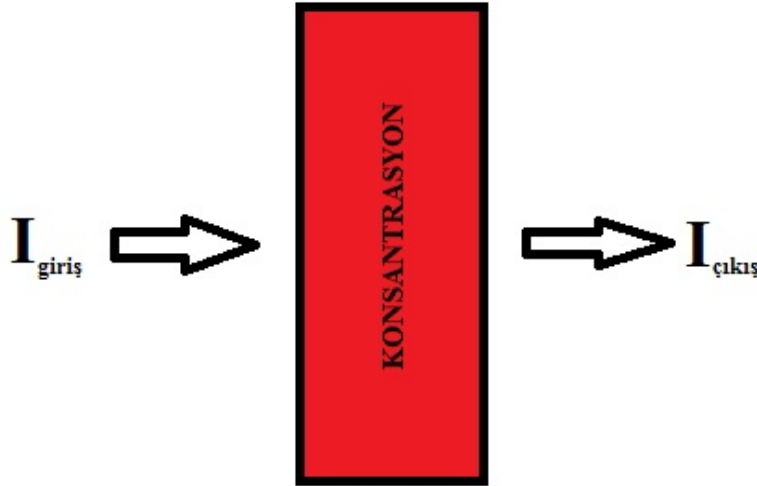
Şekil 3. PPG sensör çeşitleri [19]

Şekil 3'te gösterilen iletimli sensörde verici olan LED ve alıcı olan fotodiyot karşılıklı olarak konumlandırılmıştır. Bu sensör çeşidi vücutta ışık geçirgenliğinin yüksek olduğu parmak ucu, kulak memesi gibi bölgelerinde kullanılabilir. Kalp vücuda her kan pompaladığında parmak ucundaki kan yoğunluğu buna bağlı olarak değişmektedir. Kan yoğunluğunun değişimine bağlı olarak da parmağın bir yüzeyinden gönderilen ışığın karşıya ulaşan yoğunluğu da değişmektedir. Şöyle ki kan yoğunluğunun artması ile karşı tarafta

bulunan fotodiyota ulaşan ışık yoğunluğu azalmaktadır. Kan kılcal damarlardan çekildiğinde ise karşı tarafa ulaşan ışık yoğunluğu artmaktadır. Bu değişime bağlı olarak fotodiyot üzerindeki ışık yoğunluğu değişmekte ve PPG sinyali meydana gelmektedir.

Şekil 3'te bulunan yansımali sensörde ise alıcı ve verici aynı yönde konumlandırılmıştır. Bu sensör çeşidi vücudun ışık geçirgenliğinin az olduğu bölgelerinde kullanılmaktadır. Yansımali sensörde, iletimli sensörden farklı olarak kan yoğunluğu arttığında yansımaya miktarı fazla olacağından fotodiyot üzerine düşen ışık yoğunluğu artacaktır. Kan damarlardan çekildiğinde ise yansımaya miktarı azalacağı için fotodiyot üzerine düşen ışık yoğunluğu da az olacaktır. Kan yoğunluğundaki bu değişim sonucunda PPG sinyali elde edilmektedir. Yansımali sensörlerin dezavantajlarından birisi sensörde meydana gelebilecek oynamalara bağlı olarak PPG sinyallerinin bozulmasıdır.

PPG sinyallerinin elde edileceği ışık dalgaboyu da PPG sinyalini etkileyen önemli faktörlerdendir. Bu nedenden dolayı PPG sinyalleri elde edilirken ışık dalgaboyları yapılacak olan çalışmaya göre seçilmelidir. Yapılan birçok çalışmada en çok kullanılan ışık dalgaboyları kırmızı ve IR'dir.



Şekil 4. Işığın temsili olarak konsantrasyon içerisinde soğrulması

Sensör tipi ve ışık dalgaboylarının seçimi yapıldıktan sonra PPG sinyallerinin elde edilmesi sağlanabilmektedir. Şekil 4'te temsili olarak gösterilen belli bir dalgaboyuna sahip ışık demeti, belli bir kalınlığa ve soğurma karakteristiğine sahip konsantrasyondan geçerken karşı tarafa zayıflamış olarak geçer. Bu zayıflama miktarı dalga boyu, konsantrasyonun kalınlığı ve soğurma karakteristiği ile orantılıdır. Beer-Lambert Yasası bu bilgiler doğrultusunda ışığın soğurma miktarını açıklayan bir fizik kanunudur ve en son hali ile Denklem 2'deki gibi yazılır [20].

$$I_{\text{çıkış}} = I_{\text{giriş}} e^{-\alpha[C]d} \quad (2)$$

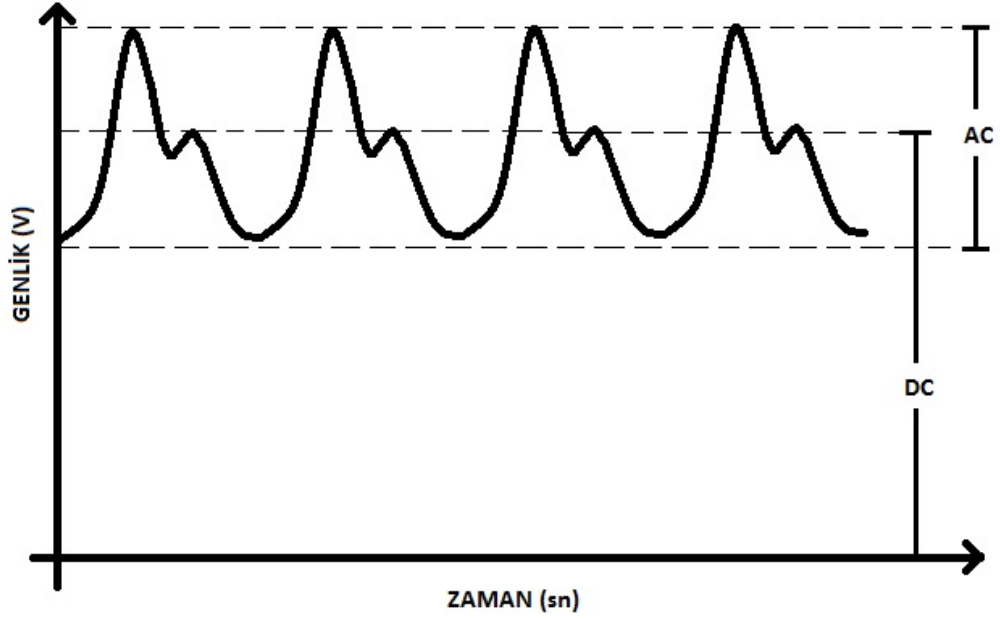
Denklem 2'deki $I_{\text{giriş}}$ LED'lerden çıkan ışık yoğunluğunu, $I_{\text{çıkış}}$ ışığın konsantrasyon içerisinden geçtikten sonra ne kadarının karşı tarafa ulaştığını, α konsantrasyonun kullanılan ışığın dalgaboyuna bağlı olarak o ışığı soğurma katsayısını, C konsantrasyonu yani içerisinde HbO₂ ve Hb bulunan kanı, d ise ışığın konsantrasyon içerisinde aldığı mesafeyi göstermektedir.

Konsantrasyon olarak kullanılan kan içerisindeki HbO₂ ve Hb miktarının değişimi ve kılcal damarlardaki kan hacminin değişimi sonucunda PPG sinyalinin dalga şekli oluşmaktadır. Denklem 2'ye bakıldığında bu değişimler denklemdeki α ve d bileşenlerini değiştirmektedir.

Kanda meydana gelen bu değişimler ışık yoğunluğunda çok küçük seviyelerde değişimlere neden olmaktadır. Işık yoğunluğundaki bu değişim fotodiyot yardımıyla elektriksel sinyallere dönüştürüldüğünde elde edilen PPG sinyallerinin genliği milivoltlar mertebesinde değişmektedir. Frekans bandına bakıldığında ise 0.5 ile 10 Hz arasında dar bir band genişliğine sahiptir.

Ayrıca PPG sinyalleri Şekil 5'te gösterildiği gibi AC ve DC bileşenlere sahiptir ve bu bileşenler kişinin fizyolojik durumuna bağlı olarak değişebilmektedir. Yetişkin bir insanın nabız değerine dakikada 60 denilirse PPG sinyalinin AC değerinin baskın frekans değeri 1 Hz olacaktır. PPG sinyalinin DC bileşen değeri ise sinyali alındığı doku, kan içerisindeki bileşenlerin miktarı, tenin rengi gibi değişkenler ile değişebilir. PPG sinyallerinin bu bileşenleri en çok SpO₂ değerinin hesaplanmasında kullanılmaktadır. PPG sinyalinin AC

bileşeni sinyalin genliğini, DC bileşeni ise sinyalin ortalama değerini temsil etmektedir. Ayrıca PPG sinyalinin DC bileşeni solunuma bağlı olarak değişebilmektedir.



Şekil 5. PPG sinyalinin AC ve DC bileşenleri

HbO₂ ve Hb yapılarının farklı dalgaboylarına sahip ışıkları soğurma miktarının farklı olduğu bilindiğine göre, kan içerisindeki oksijen doygunluğu kırmızı ve IR dalgaboylarına sahip ışıklar kullanılarak elde edilen PPG sinyallerinin AC ve DC bileşen değerlerini etkileyen en önemli faktörlerden birisi olduğu görülmektedir. Bu durum göz önünde bulundurulduğunda Şekil 5'te gösterilen PPG sinyaline ait AC ve DC bileşen değerleri SpO₂ değerinin hesaplanmasında Denklem 3'teki gibi kullanılmaktadır [21]. Denklem 3'te bulunan kırmızı ve IR PPG sinyalleri vücudun aynı noktasından eş zamanlı olarak elde edilmektedir.

$$R = \frac{K_{\text{Kırmızı}}_{AC} / K_{\text{Kırmızı}}_{DC}}{I_{AC} / I_{DC}} \quad (3)$$

Denklem 3 kullanılarak hesaplanan R değeri Şekil 1'den elde edilen ve Tablo 1'de verilen sönüm katsayıları kullanılarak Denklem 4'te SpO₂ değeri olarak elde edilir [22]. Denklem 4'e Beer-Lambert Yasasında gerekli işlemler yapılarak ulaşılmaktadır.

Tablo 1. Işık dalgaboylarına bağlı sönüm katsayıları

Dalgaboyu (nm)	Sönüm Katsayısı	
	HbO ₂	Hb
660	0.81	0.08
960	0.18	0.29

$$SpO_2 = \frac{0.81 - 0.18R}{0.63 - 0.11R} \times 100\% \quad (4)$$

1.4. Işık Dalgaboylarının Seçimi

PPG sinyallerinin elde edilmesi için gerekli olan ışıkların dalgaboylarının seçimi, kan içerisindeki soğrulma miktarlarının farklı olmasından dolayı önemli bir konudur. Farklı dalgaboylarına sahip ışıkların PPG sinyallerini nasıl etkilediği üzerine bazı çalışmalar yapılmıştır [23]. Yapılan bu çalışmalarda dalgaboyunun PPG sinyalini nasıl etkilediğini tam anlamıyla anlamak için PPG sinyalleri eş zamanlı olarak elde edilmiştir.

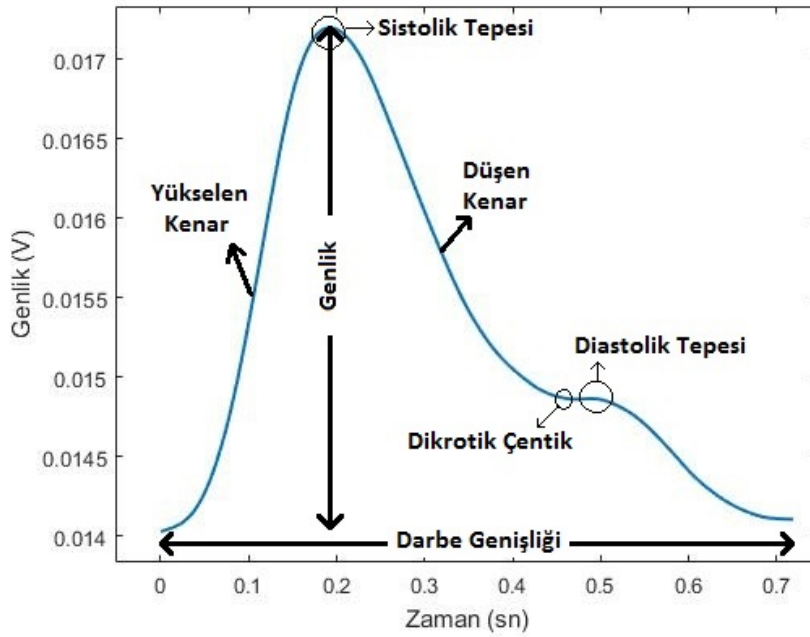
PPG tekniği üzerinde yapılan birçok çalışmada farklı dalgaboylarına sahip ışıklar kullanılmasına rağmen en çok tercih edilenler 660nm dalgaboyuna sahip kırmızı ve 940nm

dalgaboyuna sahip IR ışıklardır. Yapılan bu çalışmada da dalgaboyu çifti olarak kırmızı ve IR dalgaboyları kullanılmıştır

1.5. PPG Sinyalinin Karakteristik Dalga Şekli

PPG sinyallerinin damar hacmindeki değişimleri temsil ettiği göz önünde bulundurulduğunda, aslında bu sinyallerin kalp faaliyetlerini yansıttığı görülmektedir. Bu nedenden dolayı PPG sinyallerinin dalga şekli içerisinde birçok biyolojik bilgi içermektedir [24]. Günümüzde kalp ile ilgili rahatsızlıkların tespitinde, kalbin elektriksel faaliyetleri sonucunda oluşan elektrokardiyogram (EKG) sinyalleri kullanılmaktadır. Ancak PPG sinyalleri de incelendiğinde EKG sinyallerinin bazı özelliklerini taşıdığı görülmüştür [25]. Bu çalışmalar ışığında EKG sinyallerine göre daha kolay bir şekilde elde edilebilen PPG sinyallerinin kalp rahatsızlıklarının tespitinde kullanılabilceği görülmektedir.

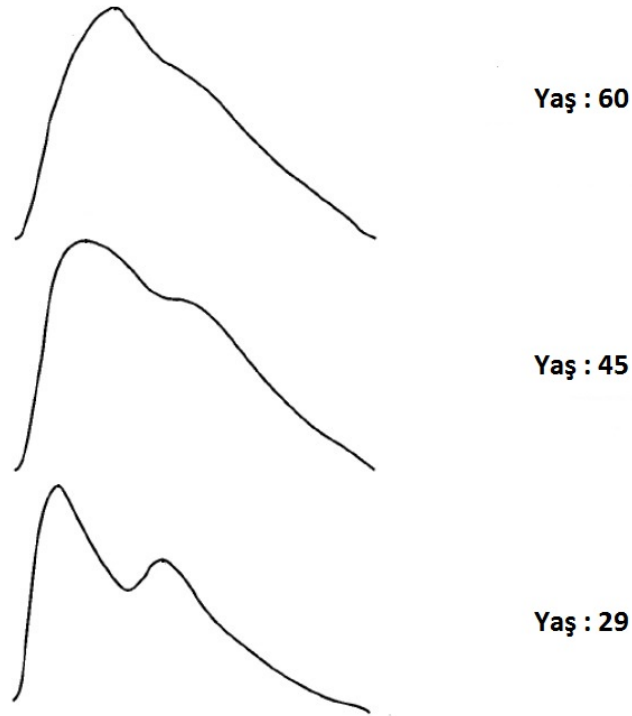
Standart bir PPG sinyalinin dalga şekli Şekil 6'da gösterilmiştir ve karakteristik parametreleri şekil üzerinde belirtilmiştir.



Şekil 6. PPG sinyalinin dalga şekli ve karakteristik parametreleri

Bu parametreler kişiye ait biyolojik parametreler hakkında birçok bilgi taşımaktadır. Bu parametrelerden biri olan darbe genişliği kalbin bir atımlık periyodunu göstermektedir. Birimi saniye ile ifade edilir ve nabız ölçümünde kullanılmaktadır. PPG sinyalinin genlik parametresi kanın yapısına veya kalbin durumuna bağlı olarak değişiklik gösterebilen bir parametredir. Sinyal elektriksel bir sinyal olarak elde edildiği için birimi volt ile ifade edilmektedir. Bu parametre de SpO₂ ölçümünde önemli bir yere sahiptir. Diğer parametreler de açıklanacak olursa yükselen kenar kalbin kasılmasını, sistolik tepesi kalbin maksimum kasılma anını, düşen kenar kalbin gevşeme anını, dikrotik çentik aort kapakçıklarının kapanmaya başladığı anı, diastolik tepesi aort kapakçıklarının kapandığı anı göstermektedir.

PPG sinyalinin dalga şeklini etkileyen önemli faktörlerden biri de kişinin yaşıdır [26]. PPG sinyalinde Şekil 6'da da gösterildiği üzere sistolik ve diastolik olmak üzere iki tepe bulunmaktadır. Yapılan araştırmalar sonucunda Şekil 7'de gösterildiği gibi yaş ilerledikçe aort kapakçıklarının esnekliğini kaybetmesi nedeniyle dikrotik tepelerinin yok olmaya başladığı görülmektedir [26].



Şekil 7. Yaşa bağlı olarak PPG dalga şeklinin değişimi [26]

1.6. PPG Sinyalini Bozucu Etkiler

PPG sinyali optiksel yöntemlerle elde edildiği için dalga şeklini bozabilecek dış etkenler az sayıdadır. Bu nedenle vücut üzerinden elektrotlar yardımı alınan EKG sinyaline oranla büyük bir avantaja sahiptir.

PPG sinyalleri optiksel yöntemlerle elde edildiğinden dolayı dış ortamdaki ışık kaynaklarından etkilenebilmektedir. Bu nedenden dolayı sensör tasarımı yapılırken dış ortamdaki ışıktan etkilenmeyecek şekilde bir tasarım yapılmaktadır.

Bunun dışında her elektronik devrenin etkilendiği gibi ortamdaki elektromanyetik dalgalardan da etkilenebilmektedir. Ancak bu etkileri azaltmak için ağır filtreleme işlemlerine ihtiyaç duyulmamaktadır.

PPG sinyalleri ölçüm alınırken yapılan hareketlerden de etkilenmektedir. Ancak bu EKG sinyallerinde olduğu kadar yüksek oranda bir bozulmaya neden olmamaktadır. Sensörün vücuda sabitlenmesi bu etkiyi minimuma indirmektedir.

Bir diğer bozucu etken ise ölçümün yapıldığı vücut yüzeyidir. Ölçümlerin optiksel yapılması nedeniyle ölçüm yapılmadan önce vücut yüzeyi temizlenmelidir. Eğer ölçüm parmak ucundan yapılacaksa kişinin tırnaklarında oje gibi ışığın geçirgenliğini ve vücutta ilerleyişini etkileyecek bozucu etkenlerin kaldırılması gerekmektedir.

1.7. Çok-Dalgaboylu PPG Sinyalleri

Yalnızca PPG verisi toplanmak istendiğinde bir tek dalgaboyuna sahip LED ve bir fotodiyottan oluşan sensör kullanmak yeterli olmaktadır. Bu şekilde toplanan PPG verileri ile sinyale ait dalga şekilleri incelenerek birçok biyolojik veriye ulaşılabilmektedir. Ancak SpO₂ gibi bazı biyolojik verilerin ölçülmesi için birden fazla dalgaboyunda ışık kullanılarak PPG sinyallerinin elde edilmesi gerekir. Bu sinyaller elde edilirken ölçümlerin aynı noktadan ve eş zamanlı olmasına dikkat edilmelidir.

Çok dalgaboylu PPG sinyallerinin elde edilmesinde dikkat edilmesi gerekenlerden ilki kullanılacak dalgaboylarına ait ışık kaynaklarının olabildiğince birbirine yakın olmasıdır. Çünkü ölçümlerin vücut üzerinde aynı noktadan yapılması gerekir. Bu durum göz önünde bulundurularak geliştirilen LED'ler bulunmaktadır. Bu LED'ler tek bir kılıf içerisinde

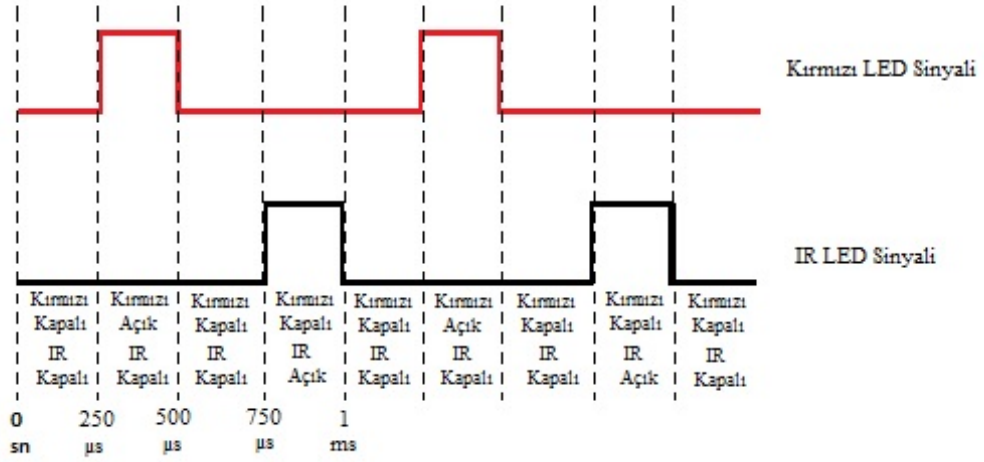
birden fazla dalgaboyunda ışık yayan yapıları bulundurmaktadır. Böylece bu sorun ortadan kaldırılmıştır.

Verici olarak kullanılan LED'ler haricinde PPG sensöründe alıcı olarak kullanılan fotodiyot da önemli bir yer tutmaktadır. Farklı dalgaboylarına ait PPG sinyalleri eş zamanlı olarak elde edilmesi gerektiği için bazı çalışmalarda fotodiyot yerine ışıkları dalgaboylarına göre ayırabilen spektrometreler kullanılmıştır [23]. Ancak spektrometreler pahalı cihazlar olduğu için sadece özel araştırmalarda kullanılmaktadır. Spektrometre yerine fotodiyot kullanıldığında PPG sinyallerini eş zamanlı olarak elde etmek için zaman bölmeli çoğullama (Time Division Multiplexing (TDM)) yöntemi kullanılmaktadır.

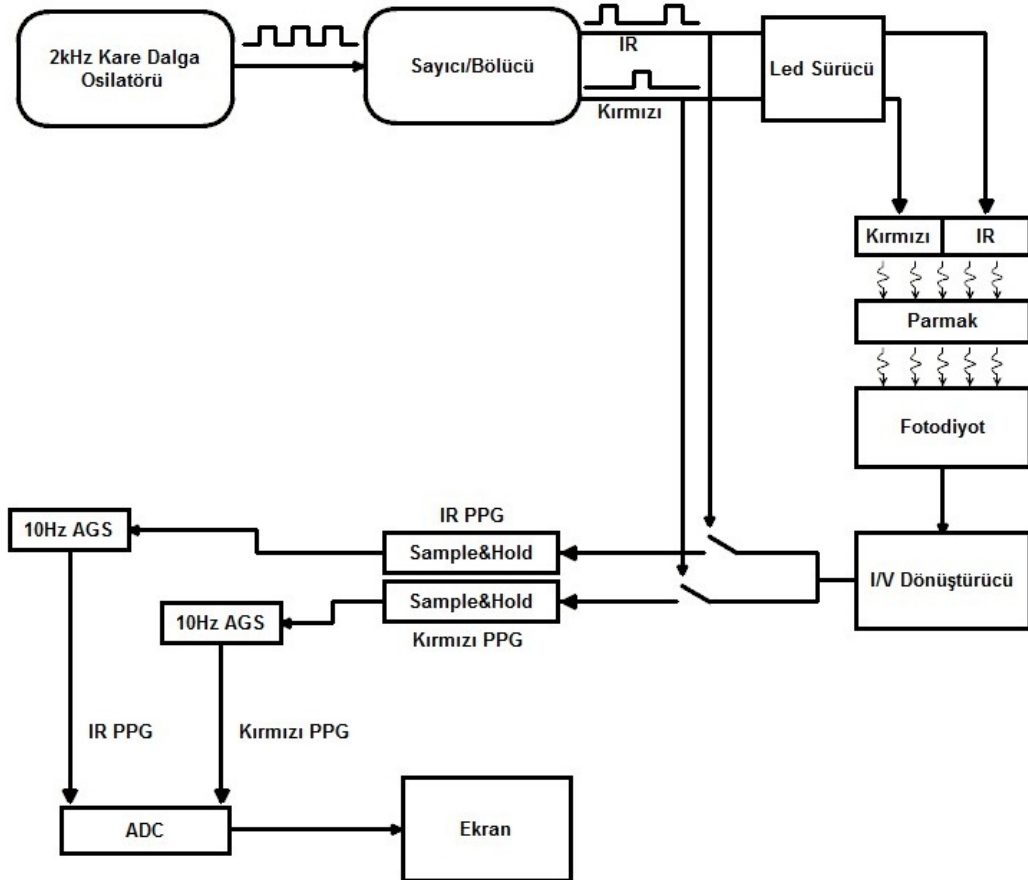
Zaman bölmeli çoğullama yöntemi ile iki veya daha fazla dalgaboyunda ışık kullanarak eş zamanlıya yakın bir şekilde PPG sinyalleri elde edilmektedir. Eş zamanlıya yakın denilmesinin nedeni fotodiyotun tek çıkışı olduğu için hiçbir zaman aynı zaman dilimi içerisinde iki PPG sinyalinin de örneklenememesidir. Bu yöntem temelde yüksek bir frekansta LED'lerin açılıp fotodiyot üzerinden değeri okunduktan sonra kapatılmasına dayanmaktadır. Bu nedenle zaman bölmeli çoğullama yöntemi uygulanacağı zaman dikkat edilmesi gereken hususlardan birisi de kullanılan fotodiyotun tepki süresi anahtarlama yapılacak frekansa uygun olarak seçilmelidir.

Çift dalgaboylu (kırmızı-IR) PPG sisteminde TDM yönteminin uygulanması sırasında kırmızı ve IR dalgaboyunda ışık yayan LED'ler sırası ile anahtarlanmaktadır. Bu anahtarlama işlemi her LED için 1 kHz frekansta yapılmaktadır. LED'lerin anahtarlanma durumu Şekil 8'de gösterilmiştir.

Şekil 8'de de görüldüğü üzere kırmızı ve IR LED'ler sırası ile açılıp kapanmaktadır. İlk başta iki LED de kapalı konumdadır. 250 μ s sonra IR LED kapalı konumda beklerken kırmızı LED açılmıştır. 250 μ s sonra kırmızı LED kapandıktan sonra IR LED hemen açılmamaktadır. Bunun yerine 250 μ s daha beklenmiştir. Bunun nedeni ise kullanılan fotodiyotun tekrar kararlı hale gelmesini sağlamaktır. 250 μ s bekleddikten sonra IR LED açılarak bir periyotluk işlem tamamlanmış olur. Bu işlem sürekli yapılarak çift dalgaboylu PPG sinyalleri eş zamanlı olarak çıkarılabilmektedir.



Şekil 8. Kırmızı ve IR LED'lerin anahtarlama sinyalleri



Şekil 9. TDM yöntemi akış diyagramı

TDM yöntemi için gerekli olan donanımın akış diyagramı Şekil 9'da verilmiştir. Şekil 9'daki 2 kHz kare dalga osilatörü kırmızı ve IR LED'lerin sırası ile anahtarlanması için gerekli olan sinyali üretmektedir. Üretilen 2 kHz'lik sinyal sayıcı/bölücü birimine girer ve burada sinyal frekans olarak ikiye bölünerek iki adet 1 kHz'lik sinyale dönüştürülür. 1 kHz'ye dönüştürülen bu sinyaller LED sürücü devresine giriş yapar.

LED sürücü devresi sayıcı/bölücüden gelen sinyallere bağlı olarak kırmızı ve IR LED'leri açıp kapatır. Ayrıca bir diğer görevi kırmızı ve IR LED'lerin akımlarını kontrol etmektir. Bunun nedeni LED'lerden çıkan ışık yoğunluğunun iki dalgaboyuna ait ışıklar için de aynı olmasıdır. Böylece parmaktan geçtikten sonra soğrulma miktarları karşılaştırılabilmektedir.

Kırmızı LED açıldığında I/V dönüştürücü kırmızı PPG sinyalinin çıkışının alınacağı sample&hold devresine bağlanır. Kırmızı LED açık iken fotodiyot üzerinden geçen akım I/V dönüştürücü ile gerilime dönüştürülür ve sample&hold devresi ile bu gerilim değeri tutulur. Daha sonra kırmızı LED kapatılır ve sample&hold devresi ile I/V dönüştürücünün bağlantısı kesilir. Bir süre sonra IR LED açılır VE IR PPG'nin çıkışının alınacağı sample&hold devresi I/V dönüştürücüye bağlanır. IR LED açıkken fotodiyot üzerinden geçen akım I/V dönüştürücü ile gerilime dönüştürülür ve sample&hold devresinde tutulur. Bu işlem sürekli bu şekilde tekrar eder ve kırmızı ve IR PPG sinyalleri sample&hold devrelerinin çıkışında ayrı ayrı elde edilmiş olur.

Elde edilen bu PPG sinyallerindeki, yapılan anahtarlardan ve çevresel faktörlerden dolayı meydana gelen gürültüler 10 Hz alçak geçiren süzgeç yardımı ile filtrelenerek kaldırılır. Bu işlemden sonra kırmızı ve IR PPG sinyalleri doğru bir şekilde elde edilmiş olur. Daha sonra bu PPG sinyalleri analog-sayısal dönüştürücü (Analog Digital Converter (ADC)) yardımı ile sayısala dönüştürülür ve bir ekran üzerinde gösterilebilir.

1.8. TDM Yönteminin Dezavantajları

TDM yöntemi birkaç konu bakımından dezavantajlara sahiptir. İlk olarak sinyallerin eş zamanlı olarak elde edilemeyişi denilebilir. Her ne kadar eş zamanlıya yakın olsa da aslında PPG sinyalleri alınırken veri kayıpları yaşanmaktadır. Çünkü kırmızı LED açık durumdayken IR LED kapalıdır ve bu durumda IR PPG sinyalinde o anki veriler bulunmamaktadır. Bunun aynısı IR LED açık konumdayken de yaşanmaktadır. IR LED açık

iken kırmızı LED kapalı konumdadır. Bu işlem bitene kadar kırmızı PPG sinyalindeki verilerde kayıplar meydana gelmektedir. Ayrıca fotodiyotun yüksek hızlarda tepki süresi olmadığından LED'lerin anahtarlama süreleri de sınırlı bir frekans aralığında olmaktadır ve bu da verilerde kayıplara neden olmaktadır.

TDM yönteminin bir diğer dezavantajı ise anahtarlama kaynaklı gürültüdür. LED'lere gerilim ilk verildiğinde kararsızlıktan dolayı yüksek bir akım gelebilmektedir ve bu da ışık yoğunluğunun beklenenden fazla olmasına neden olur. Bu nedenle anahtarlamanın yapıldığı anda fotodiyot üzerinde de yoğun bir ışık olabilir ve daha sonra kararlı hale gelir. Bu bozulma anahtarlama frekansına bağlı olarak sürekli gerçekleşmektedir ve TDM yöntemi ile elde edilen PPG sinyallerinde ekstra bir filtreleme işlemi gerektirmektedir.

1.9. Teze Genel Bakış ve Hedefler

Kalp rahatsızlıklarının teşhisinde, EKG sinyalleri büyük bir öneme sahiptir [27]. EKG sinyalleri vücuda yerleştirilen elektrotlar yardımı ile kalpten yayılan elektriksel sinyallerin alınması ve işlenmesi ile elde edilir. Hasta üzerine elektrotlar yerleştirildikten sonra hasta, kayıt bitene kadar hareketsiz olarak bekletilir. Çünkü vücut hareketleri, kaslarda elektriksel sinyallerin (Elektromiyogram (EMG)) oluşmasına ve bu da EKG işaretinin bozulmasına neden olmaktadır [28].

PPG sinyalleri ise EKG sinyallerine benzeyen, ancak kalbin elektriksel aktivitesi sonucunda değil, kalbin kan damarlarına kanı pompalaması sonucunda kan damarlarında meydana gelen hacimsel değişikliklerin optiksel yöntemlerle algılanması sonucunda elde edilir. Yani aslında PPG sinyalleri de kalbin durumu hakkında bizlere bazı bilgiler sunmaktadır.

Bu tezin yapılma amacı kalp rahatsızlıklarının tespiti için gerekli olan, ancak elde edilmesi zahmetli olan EKG sinyalinin yerine daha kolay elde edilebilir bir sinyal olan PPG sinyallerini kullanmaktır. PPG sinyallerinin elde edilmesinde EKG'de olduğu gibi elektrotlar kullanılmamaktadır ve günümüzde birçok giyilebilir teknolojiye entegre edilebilir olması bu araştırmanın yapılmasında büyük bir etken teşkil etmektedir. Tezin hedefi ise PPG sinyallerinden çıkarılacak öznelikler sayesinde yüksek doğrulukta bir sınıflandırma yapmaktır. Ayrıca bu sınıflandırma işlemi 30 saniye veya daha altında olacak şekilde kısa bir sürede yapılması bu tezin hedefleri arasındadır.

Yapılan bu tezde kalp rahatsızlıklarını PPG üzerinden yüksek bir doğrulukta tespit edebilmek için yeni bir yöntem geliştirilmiştir. Kalp rahatsızlığı bulunan hastalarda kan değerlerinde değişim meydana gelmektedir. Buna bağlı olarak da PPG sinyallerini elde etmek için kullanılan ışıklar dalgaboylarına bağlı olarak PPG sinyallerini etkilemektedir [29]. Bu bilgiler ışığında geliştirilen donanım yardımı ile kalp rahatsızlığı bulunan ve sağlıklı kişilerden kırmızı ve IR dalgaboylarına sahip ışıklar kullanılarak PPG sinyalleri ve bunlarla eşzamanlı olacak şekilde EKG sinyalleri alınmıştır. Bu sinyaller üzerinden öznitelik çıkarılarak başarılı bir sınıflandırma yapılmıştır.



2. MALZEMELER VE YÖNTEMLER

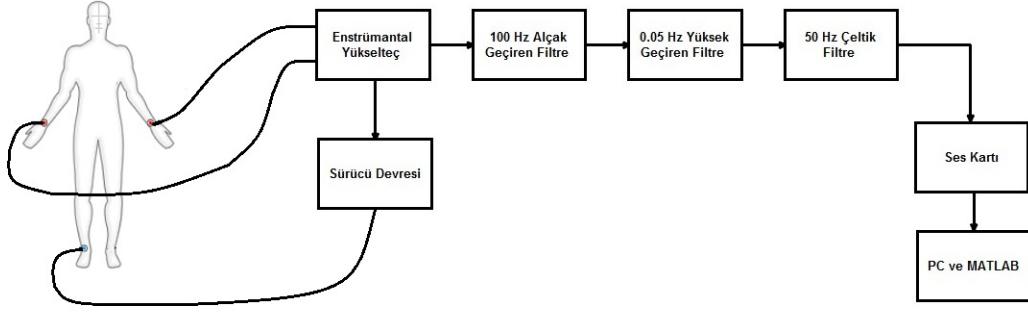
Yapılan tez temel olarak iki bölümde yapılmıştır. İlk bölümde eş zamanlı olarak kaydedilen EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyalleri kullanılarak bir öznitelik çıkarılmıştır. Yapılan sınıflandırmada yüksek bir oranda doğruluk elde edilmiştir. Bu çalışmada EKG sinyali referans olarak kullanılmıştır. İkinci çalışmada ise EKG sinyali kaldırılarak sınıflandırma sadece çift dalgaboylu PPG sinyalleri üzerinden çıkarılan öznitelikler ile yapılmıştır. Bu sınıflandırma sonucunda yüksek bir başarı elde edilmiştir.

2.1. Sensör Sistemleri

Çalışma için gerekli olan EKG ve PPG verileri geliştirilen donanım yardımı ile alınmıştır. PPG verilerinin alındığı donanımda çift dalgaboylu PPG sinyallerinin kaydı için TDM yöntemi kullanılmamıştır. Bunun yerine sensör kısmında farklı bir yöntem kullanılmıştır ve TDM yönteminden kaynaklanan bozucu etkiler de kaldırılmıştır.

2.1.1. EKG Sistemi

Tez için gerekli olan EKG verileri geliştirilen 3 elektrotlu EKG sistemi ile alınmıştır. EKG sisteminin donanım kısmında ilk aşamada enstrümantal yükselteç olarak Analog Devices firmasının AD620 entegresi kullanılmıştır. Daha sonra AD620 entegresinin çıkışında yüksek frekanstaki gürültüleri bastırmak için 100 Hz Butterworth alçak geçiren filtre, sinyalin DC bileşenini süzmek için 0.05 Hz Butterworth yüksek geçiren filtre ve şebeke gürültüsünü bastırmak için 50 Hz çeltik filtre donanımsal olarak gerçekleştirilmiştir. Sinyal alma ve işleme işlemleri donanımsal olarak tamamlandıktan sonra EKG sinyali 16-bit çözünürlüğe sahip ses kartı yardımı ile bilgisayarda MATLAB ortamına aktarılmıştır ve sinyal için gerekli işlem yazılımsal olarak MATLAB üzerinden de yapılmıştır. EKG sistemine ait blok şeması Şekil 10'da gösterilmiştir.



Şekil 10. EKG sistemi blok şeması

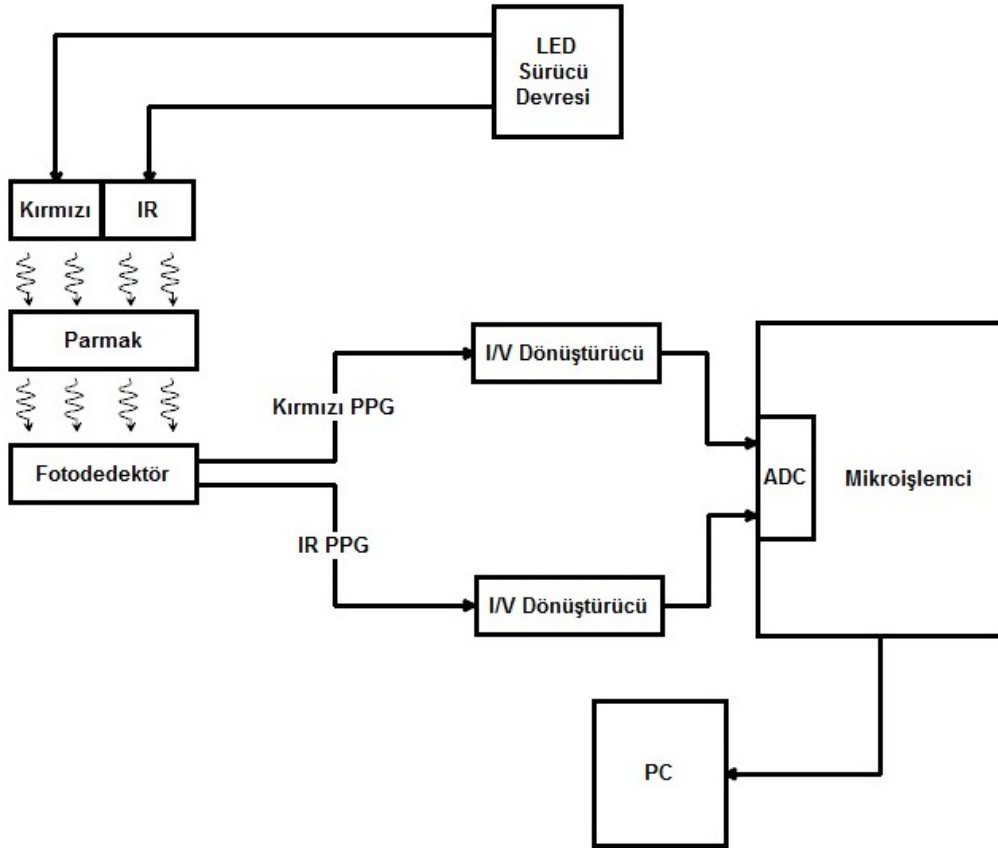
2.1.2. Çift Dalgaboylu PPG Sistemi

Çift dalgaboylu PPG sinyallerini elde etmek için sensör kısmında kullanılan tek çıkışlı fotodedektör, bu sinyallerin elde edilmesi için TDM yöntemini zorunlu kılmaktadır. TDM yönteminde de çift dalgaboylu PPG sinyallerini elde etmek amacıyla LED'ler senkron bir şekilde sırası ile belli bir frekansta yakılıp söndürülerek elde edilmektedir. Ancak bu durum PPG sinyallerinde veri kayıplarına ve zamanda milisaniyeler mertebesinde gecikmelere neden olmaktadır. Bu tezin ana konusu olan çift dalgaboylu PPG sinyallerinde meydana gelen faz kaymaları TDM yöntemi ile elde edilen sinyallerde tam olarak incelenememektedir. Çünkü iki sinyal arasında zaten milisaniyeler mertebesinde gecikme bulunmaktadır. TDM yönteminde bu gecikme hatalı bir şekilde elde edilmektedir. Bu nedenle çift dalgaboylu PPG sinyallerinin elde edilmesinde TDM yönteminden farklı bir yöntem kullanılmıştır.

Tasarlanan sistem ile TDM arasındaki ana fark donanımda kullanılan fotodedektör elemanıdır. TDM yönteminin kullanıldığı donanımda fotodedektör görünür ışık spektrumu ile IR dalgaboyuna sahip ışığa duyarlıdır ve her spektruma ait ışıkların analog çıkışları bir adet analog çıkıştan sağlanmaktadır. Bu nedenle LED'ler sırası ile anahtarlanarak tek çıkıştan ayrı ayrı PPG sinyalleri elde edilmektedir. Ancak geliştirilen donanımda görünür ışık spektrumu ve IR spektrumu için toplamda iki adet ayrı çıkış bulunmaktadır. Bu fotodedektör sayesinde iki dalgaboyundaki ışıkta aynı anda açılarak fotodedektör üzerine düşen ışık yoğunlukları fotodedektör üzerinde ayrılmaktadır. Bu

sayede TDM yönteminden kaynaklanan anahtarlama gürültüsü ve zaman gecikmelerinin önüne geçilmiştir.

Geliştirilen PPG sisteminin blok diyagramı Şekil 11’de verilmiştir. Şekil 11’de gösterilen LED sürücü devresi kırmızı ve IR LED’lere ait ışık yoğunluklarını akım ile kontrol eden devredir. Bu sistemin en önemli parçası olan fotodedektör görünür ışık spektrumuna ve IR ışık spektrumuna ait ışık yoğunluklarını ayrı ayrı elektriksel akıma dönüştüren devre elemanıdır. I/V dönüştürücüler fotodedektörden gelen akımı gerilime dönüştüren birimdir. Mikroişlemci kısmı ise üzerinde çift kanal analog-sayısal dönüştürücü (ADC) bulunan, analog sinyali sayısalıya dönüştürüp bilgisayara aktaran ve bilgisayar ortamında kullanılabilir hale dönüştüren birimdir.



Şekil 11. Geliştirilen sensör sistemi blok diyagramı

Şekil 11’de de görüldüğü üzere geliştirilen donumda TDM yönteminde kullanılan donanıma oranla hem maliyet açısından hem de sinyal kalitesi açısından iyileştirmeler yapılmıştır. TDM yöntemi ile çift dalgaboylu PPG sinyallerini elde etmek için kullanılan ve Şekil 9’da gösterilen 2 kHz kare dalga osilatörü, sayıcı/bölücü, sample&hold ve 10 Hz alçak geçiren filtre devreleri geliştirilen donanımda kullanılmamıştır.

Donanım geliştirilirken ileride yapılacak olan çalışmalarda da kullanılabilmesi için IR dalgaboylu ışık ile beraber 4 adet de görünür ışık spektrumundaki dalgaboyları da sensör kısmına eklenmiştir. Donanım üzerine koyulan jumper ile;

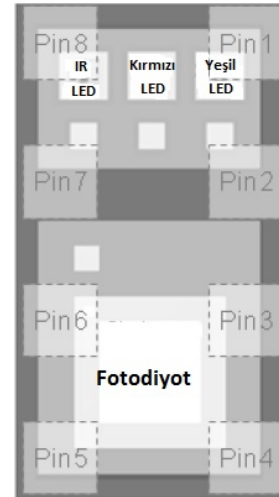
- Kırmızı-IR PPG çifti
- Yeşil-IR PPG çifti
- Mavi-IR PPG çifti

elde edilebilmektedir. Geliştirilen sistemde kullanılan 660nm (kırmızı), 525nm (yeşil) ve 940nm (IR) dalgaboylarına ait LED’ler Şekil 12’de gösterilen OSRAM firmasına ait SFH7050 çipi ile sağlanmıştır. 460nm (mavi) dalgaboyu ise sıradan bir LED kullanılmıştır.

Pin Konfigürasyonu

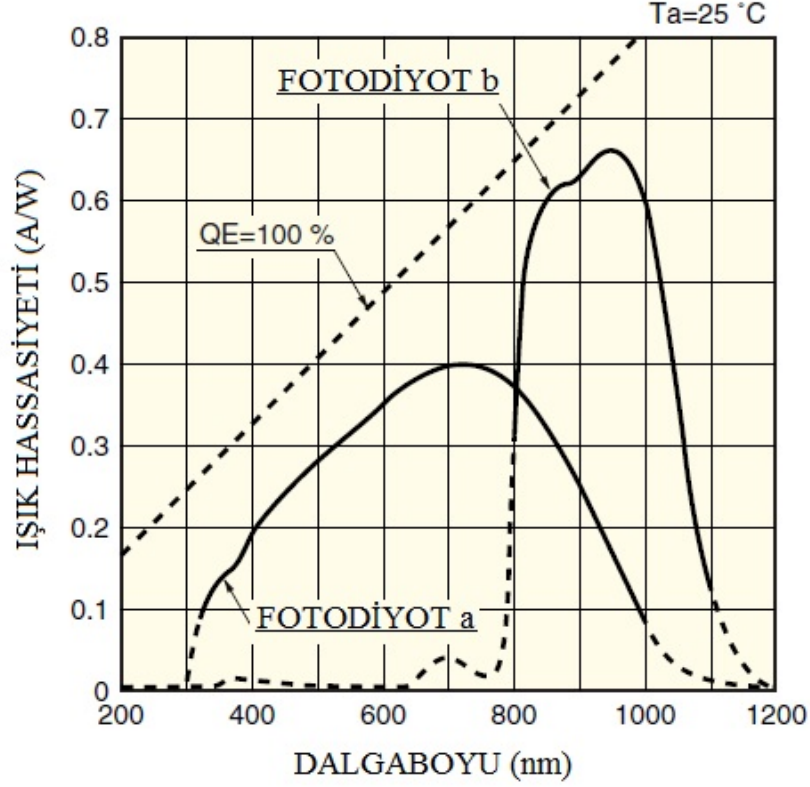
Pin	İsim	Fonksiyon
1	GC	Yeşil LED Katot
2	GA	Yeşil LED Anot
3	RA	Kırmızı LED Anot
4	PA	Fotodiyot Anot
5	PC	Fotodiyot Katot
6	RC	Kırmızı LED Katot
7	IA	IR LED Anot
8	IC	IR LED Katot

Üstten Görünüş



Şekil 12. SFH7050 çipinin pin konfigürasyonu [30]

Sensör kısmını oluşturan diğer birim fotodiyot kısmıdır. Donanımda HAMAMATSU firmasına ait S8753 kodlu ortak katotlu çift elementli bir fotodiyot kullanılmıştır. Kullanılan bu fotodiyot üzerinde bulunan elementlerden birisi görünür ışık spektrumuna diğeri ise IR ışık spektrumuna duyarlıdır ve bu duyarlılık derecesi Şekil 13'te gösterilmiştir.



Şekil 13. S8753 fotodiyotu spektral tepkesi [31]

Şekil 13'te görüldüğü üzere sensör kısmında kullanılan 460nm (mavi), 525 nm (yeşil), 660nm (kırmızı) dalgaboylarındaki ışıkları fotodiyot a algılamaktadır. Bu dalgaboylarında fotodiyot b'nin tepkesinin sıfıra yakın bir değerde olduğu görülmektedir. 940nm (IR) dalgaboyundaki ışık ise fotodiyot b ile algılanmaktadır. Ancak IR dalgaboyu fotodiyot a'yı çok az da etkilemektedir. Donanımda fotodiyot a ile fotodiyot b'nin katotları ortaktır ve çıkışlar iki ayrı anottan alınmaktadır. Bu çıkışlar Şekil 11'de gösterildiği gibi I/V dönüştürücü devresine bağlanmaktadır.

2.2. Verilerin Kaydedilmesi

Donanım yardımıyla elde edilen analog verilerin işlenmesi için sayısal verilere dönüştürülüp bilgisayar ortamına aktarılması gerekmektedir. Bu işlem için ADC birimleri kullanılmaktadır. Bu donanımda da içerisinde ADC barındıran ses kartlarından yararlanılmıştır. Kullanılan ses kartları USB arabirimi üzerinden çalışmakta ve 16 bit çözünürlükte olup 44100 Hz örnekleme frekansına kadar ulaşabilmektedir. Diğer taraftan kullanılan ses kartı ile veriler MATLAB üzerinden kaydedilmektedir. MATLAB üzerinden verilerin kaydına başlamadan önce çözünürlük maksimum 16 bit, örnekleme frekansı ise maksimum 44100 Hz olacak şekilde ayarlanmaktadır.

2.3. Veri Toplama Arayüzü

Verilerin donanım üzerinden alınıp bilgisayar ortamında kaydedilmesi amacıyla MATLAB ortamında bir arayüz geliştirilmiştir. EKG ve PPG verileri kaydedilmeden önce arayüzden çözünürlük, örnekleme frekansı, kayıt süresi, kayıt adı gibi ayarlar yapılmaktadır. Bu ayarlar yapıldıktan sonra kayıt başlatılmaktadır ve kaydın bitmesi beklenmektedir. Kayıt tamamlandıktan sonra EKG ve PPG verileri filtrelenmeden kayıt adı, kayıt tarihi ve kayıt saati ile kaydedilmektedir.

2.4. Veri Setinin Hazırlanması

Yapılan bu tezde veri seti, geliştirilen donanımlar ile hastane ortamından ve çevredeki kişilerden kaydedilerek hazırlanmıştır. Tezde kullanılan veri seti 19 tanesi hasta, 31 tanesi sağlıklı olmak üzere toplam 50 kişiden alınan EKG ve çift dalgaboylu PPG verilerinden oluşmaktadır. Hasta kişilere ait veriler hastane ortamında kalp ve damar hastalıkları bölümünde tedavi gören kişilerden alınmıştır. Veri alınacak hastalarda EKG verilerinin sağlıklı bir şekilde alınabilmesi için kalp pilinin takılı olmadığına dikkat edilmiştir. Sağlıklı kişilere ait veriler ise hastane dışındaki kişilerden, kişilere sağlık problemlerinin olup olmadığı sorularak alınmıştır.

Kayda başlamadan önce verilerin alındığı kişilerin bazı bilgileri kaydedilmiştir. Bu bilgiler kayıt tarihi ve saati, kişinin adının ve soyadının baş harfleri, kilosu, boyu, cinsiyeti, yaşı ve rahatsızlığının olup olmadığıdır. Bu bilgiler alındıktan sonra kayıt işlemine geçilmiştir.

Veri alınacak kişi ilk olarak dinlenme pozisyonuna getirilmiştir. Daha sonra EKG verilerinin alınacağı donanım kişilerin sağ ve sol kolu ile sağ bacağına yapıştırılan elektrotlara bağlanmıştır. Çift dalgaboylu PPG verilerinin alınabilmesi için PPG sensörü kişinin parmağına yerleştirilmiştir. PPG sensörü takılırken ışık geçişinin engellenmesini önlemek amacıyla kişilerin ellerinin temiz olmasına özen gösterilmiştir. EKG ve PPG sistemlerinin bağlantıları USB üzerinden bilgisayara bağlanıp tamamlandıktan sonra gerçek zamanlı sinyal izleme ekranından veriler izlenmiştir. Eğer verilerde bir bozukluk varsa EKG elektrotlarıyla veya PPG sensörü ile oynayarak sinyaller kaliteli duruma getirilmiştir. Verilerin gerçek zamanlı akışı istenilen seviyede olduğunda verilerin kaydına başlanmıştır.

Veri seti için MATLAB üzerinden kaydı başlatmadan önce veri toplama arayüzünde birkaç ayarlama yapılmıştır. İlk olarak verisi alınan kişinin adının ve soyadının baş harfleri programa girilmiştir. Daha sonra verilerin örnekleme frekansları ve çözünürlükleri girilmiştir. Tezde kullanılan verilerin tamamı 2000 Hz örnekleme frekansı ve 16 bit çözünürlükte kaydedilmiştir. Gerekli ayarlamalar tamamlandıktan sonra kayıt başlatılmıştır. Hareket edilmesi hem EKG hem de PPG sinyallerini bozduğu için kayıt esnasında kişilerin hareket etmemesine dikkat edilmiştir. Kayıt işlemi her kişi için 5 dakika sürmüştür ve kayıt işlemi bittikten sonra EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyalleri kayıt tarihi ve saati, kişinin adının ve soyadının baş harfleri ile birlikte kaydedilmiştir. Bu şekilde veri seti oluşturulmuştur.

2.5. Deneysel Çalışmalar

Bu tezde yapılan çalışmaları temelde iki ana başlık altında toplayabiliriz. Hazırlanan veri seti içerisinde kişilere ait eş zamanlı kaydedilmiş EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyalleri bulunmaktadır. Yapılan ilk çalışmada öznitelikler EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyalleri kullanılarak çıkarılmıştır. Bu aşamada yüksek doğrulukta bir sınıflandırma yapılmıştır. Ancak tezin amacı EKG sinyallerinin elde edilmesinde karşılaşılan zorluklar olduğundan çalışmanın ikinci aşamasında EKG sinyalleri kaldırılarak sadece çift dalgaboylu PPG

sinyalleri kullanılarak öznitelikler çıkarılmıştır. Çıkarılan bu özniteliklerle yapılan sınıflandırmada yüksek bir doğruluk elde edilmiştir.

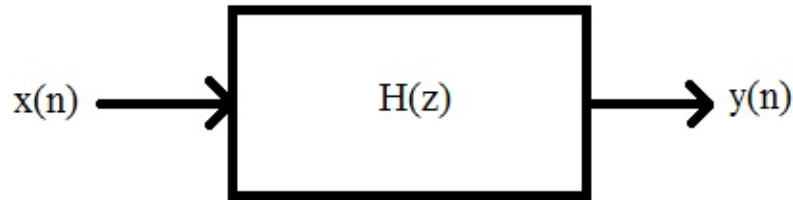
2.6. EKG ve Çift Dalgaboylu PPG Sinyallerinin Önışlemesi

Veri setinde bulunan EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyalleri direkt olarak donanımdan alındığı gibi kaydedilmektedir. Bu nedenden dolayı sinyallerden öznitelik çıkarılabilmesi için sinyallerin bazı önışlemelerden geçirilmesi gerekmektedir.

2.6.1. Sinyallerin Filtrelenmesi

Elde edilen ham sinyaller için ilk önışleme aşaması filtreleme işlemdir. Filtreleme işlemini EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyalleri üzerindeki bozucu bir etken olan gürültüleri kaldırmak amacıyla kullanılmıştır. Gürültüler her elektronik devrede bulunabilen ve sinyallerde istenmeyen bir durumdur. Ortamdaki şebekeden, elektromanyetik dalgalardan kaynaklanabilirler. Sinyalin asıl karakteristiklerinin ortaya çıkmasını engelledikleri için donanımsal veya yazılımsal olarak çeşitli filtreleme işlemleri ile bu gürültülerin kaldırılması gerekir. EKG ve PPG sinyallerinin karakteristiklerindeki farklılıklardan dolayı filtreleme işlemleri EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyalleri için ayrı ayrı yapılmıştır.

EKG VE PPG sinyallerinin filtrelenme aşaması incelenecek olursa Şekil 14'te gösterildiği şekilde $x(n)$ ile gösterilen işlenmemiş sinyal $H(z)$ transfer fonksiyonuna sahip sisteme girerek çıkışında filtrelenmiş $y(n)$ sinyali elde edilmektedir.



Şekil 14. Filtreleme işleminin blok diyagramı

Yapılan gerekli hesaplamalar sonucunda transfer fonksiyonunun katsayıları bulunmaktadır. Katsayılar elde edildiğinde transfer fonksiyonu Denklem 5'te gösterildiği şekilde yazılmaktadır.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{b_0 + b_1z^{-1} + b_2z^{-2} + \dots + b_kz^{-k}}{1 + a_1z^{-1} + a_2z^{-2} + \dots + a_kz^{-k}} \quad (5)$$

Denklem 5'te elde edilen transfer fonksiyonu incelendiğinde çıkışın girişe oranı olduğu görülmektedir. Denklem 5 üzerinde gerekli düzenlemeler yapıldığında bir sonraki aşamada Denklem 6'ya ulaşılmıştır.

$$Y(z) + a_1Y(z)z^{-1} + \dots + a_kY(z)z^{-k} = b_0X(z) + b_1X(z)z^{-1} + \dots + b_kX(z)z^{-k} \quad (6)$$

z uzayında elde edilen Denklem 6'da z parametresinin üzerinde bulunan değer çarpım durumunda olduğu dizinin gecikme miktarını temsil etmektedir. Buna göre gerekli dönüşüm işlemleri yapılarak zaman uzayına geçildiğinde Denklem 7'de gösterilen fark denklemine ulaşılmaktadır.

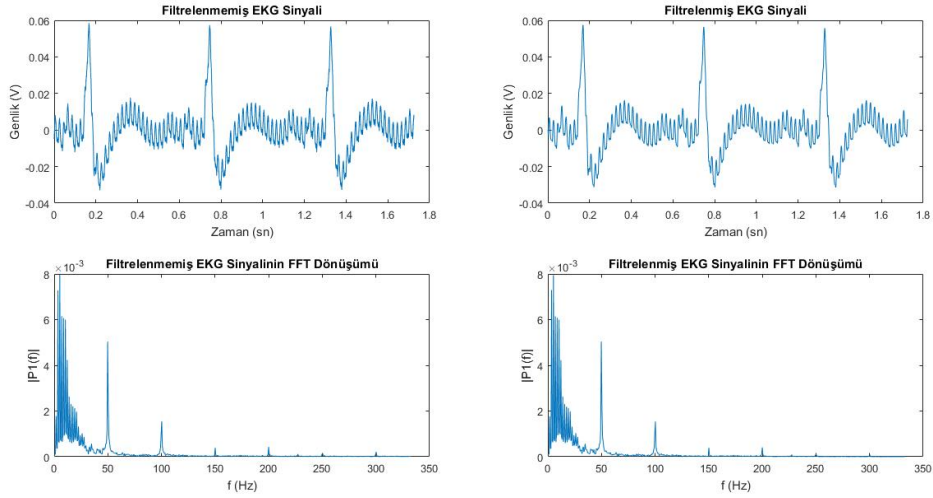
$$y(n) = b_0x(n) + b_1x(n-1) + \dots + b_kx(n-k) - a_1y(n-1) + \dots + a_ky(n-k) \quad (7)$$

2.6.1.1. EKG Sinyallerinin Filtrelenmesi

EKG sinyali frekans uzayında incelendiğinde maksimum frekans bileşeninin 250 Hz olduğu görülmüştür [32]. Bundan dolayı veri setinde bulunan EKG sinyalleri ilk aşama olarak MATLAB üzerinde 250 Hz alçak geçiren filtreden geçirilmiştir. Filtre tasarımı MATLAB programında Butterworth filtre kullanılarak yapılmıştır. MATLAB üzerinde yapılan 250 Hz köşe frekansına sahip 4. dereceden Butterworth alçak geçiren filtre tasarımında Denklem 8'deki transfer fonksiyonuna ulaşılmıştır.

$$H(z) = \frac{0.0102 + 0.0408z^{-1} + 0.0613z^{-2} + 0.0408z^{-3} + 0.0102z^{-4}}{1 - 1.9684z^{-1} + 1.7359z^{-2} - 0.7245z^{-3} + 0.1204z^{-4}} \quad (8)$$

Transfer fonksiyonunun katsayıları elde edildikten sonra EKG verisi bu katsayılar kullanılarak filtelenmiştir. Filtelenmemiş ve filtelenmiş EKG sinyalleri ve bu sinyallere ait FFT dönüşümleri Şekil 15’te verilmiştir. 250 Hz alçak geçiren filtreden (AGS) geçirilen EKG sinyalinde yüksek frekanstaki gürültüler bu şekilde bastırılmıştır. Ancak Şekil 15’te de görüldüğü üzere EKG sinyali üzerinde hala gürültüler görülmektedir. Sinyaller frekans uzayında incelendiğinde EKG sinyallerinde çokça karşılaşılan 50 Hz şebeke gürültüsünün baskın bir şekilde sinyal içerisinde bulunduğu görülmektedir. Gürültü 50 Hz ve harmoniklerinde meydana gelmiştir.



Şekil 15. Filtelenmemiş ve AGS ile filtelenmiş EKG sinyalleri

Bir çeşit anten görevi gören insan vücudu ortamda bulunan şebeke gürültüsünü vücut üzerinden EKG sinyaline aktarmaktadır. Bu nedenle EKG sinyalleri alınırken şebekede kullanılan 50-60 Hz frekansı bu sinyallere karışmaktadır. Ülkemizde şebeke frekansı olarak 50 Hz kullanıldığı için alınan EKG verilerinde 50 Hz gürültüsü baskın olarak görülmektedir.

EKG sinyali içerisinde bulunan 50 Hz ve harmoniklerinde meydana gelen şebeke gürültüsünü bastırmak için çeltik filtre kullanılmıştır. 50 Hz ve harmoniklerini bastırarak olan bu filtreye bir diğer isimle tarak filtre de denilmektedir. İlk olarak filtre katsayıları 50 Hz (temel-birinci harmonik), 100 Hz (ikinci harmonik) ve 150 Hz (üçüncü harmonik) için ayrı ayrı el ile hesaplanarak bulunmuştur. Filtre tasarlanırken aşağıda listelenen özellikler kullanılmıştır;

- Her filtre için 3dB bant genişliği: 4 Hz
- Örnekleme periyodu: 2000 Hz
- Çeltik filtre tipi: 2. dereceden IIR filtre
- Tasarım yöntemi: Kutup sıfır diyagramı

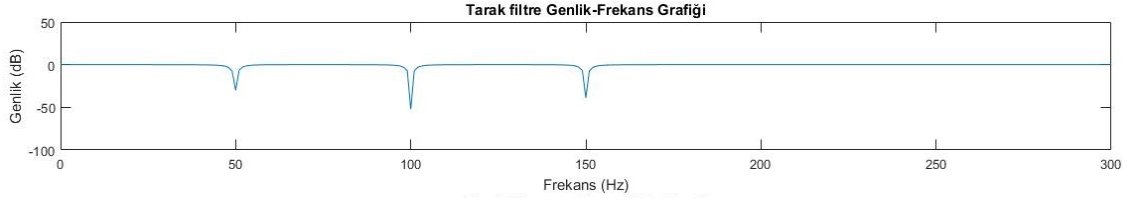
Çeltik filtreler yukarıdaki özelliklere göre tasarlanıp katsayılar hesaplandığında 50 Hz için Denklem 9, 100 Hz için Denklem 10 ve 150 Hz için Denklem 11'deki transfer fonksiyonlarına ulaşılmıştır.

$$H(z) = \frac{0.9975 - 1.9705z^{-1} + 0.9941z^{-2}}{1 - 1.9629z^{-1} + 0.9874z^{-2}} \quad (9)$$

$$H(z) = \frac{0.9941 - 1.8909z^{-1} + 0.9941z^{-2}}{1 - 1.8901z^{-1} + 0.9874z^{-2}} \quad (10)$$

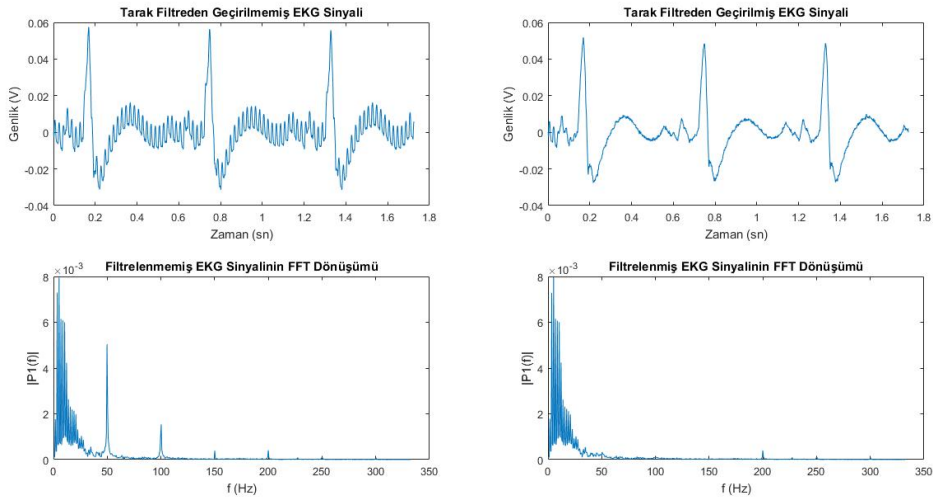
$$H(z) = \frac{0.9938 - 1.7709z^{-1} + 0.9938z^{-2}}{1 - 1.7708z^{-1} + 0.9874z^{-2}} \quad (11)$$

Filtre katsayıları elde edildikten ve transfer fonksiyonları çıkarıldıktan sonra tarak filtrenin genlik-frekans grafiği Şekil 16'da gösterildiği gibi elde edilmiştir. Şekil 16'da da görüldüğü üzere tasarlanan filtre sadece 50 Hz, 100 Hz ve 150 Hz frekanslarında filtreleme işlemi yapmaktadır.



Şekil 16. Tarak filtre genlik-frekans grafiği

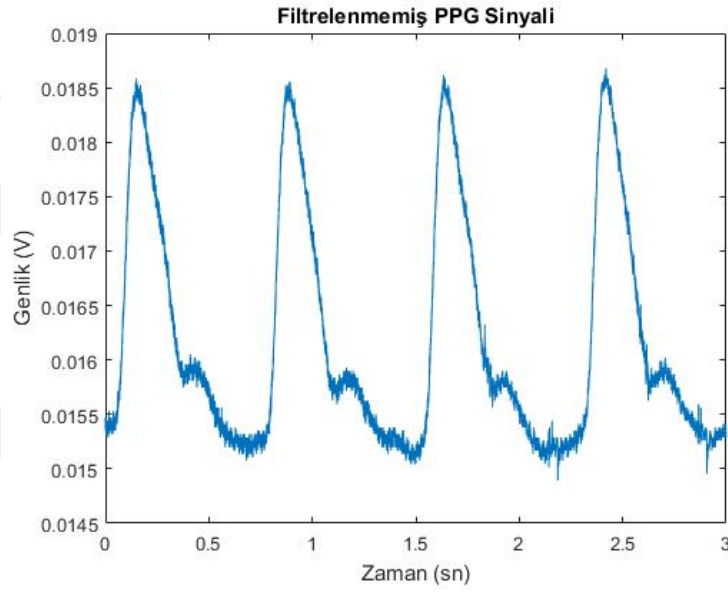
Tarak filtre tasarımı bittikten sonra alçak geçiren filtre kullanılarak filtrelenen EKG sinyali tarak filtreden geçirilmiştir. EKG sinyalinin tarak filtreden geçirilmeden önceki ve geçirildikten sonraki şekilleri ile bu sinyallere ait FFT dönüşümleri Şekil 17’de verilmiştir. Şekil 17’de görüldüğü üzere tarak filtreden geçirilmemiş EKG sinyalinde 50 Hz, 100 Hz ve 150 Hz frekanslarında bulunan gürültüler, sinyal tarak filtreden geçirildikten sonra bastırılmıştır. Bu işlem EKG sinyalinin dalga şeklini de tamamen ortaya çıkarmıştır. Böylece EKG sinyalinin filtreleme işlemi tamamlanmıştır. Veri setindeki tüm EKG sinyallerinden öznitelikler çıkarılmadan önce bu sinyaller alçak geçiren filtre ve tarak filtreden geçirilmiştir.



Şekil 17. Tarak filtreden geçirilen EKG sinyali ve FFT dönüşümü

2.6.1.2. PPG Sinyallerinin Filtrelenmesi

Hiçbir filtreleme işlemi yapılmadan direkt donanım üzerinden kaydedilen çift dalgaboylu PPG sinyallerinden birinin dalga şekli Şekil 18’de gösterilmiştir. Şekil 18’de de görüldüğü üzere PPG sinyali genel dalga şekli itibari ile PPG karakteristiğini yansıtmaktadır. Ancak üzerinde gürültü barındırdığı açık bir şekilde görülmektedir.

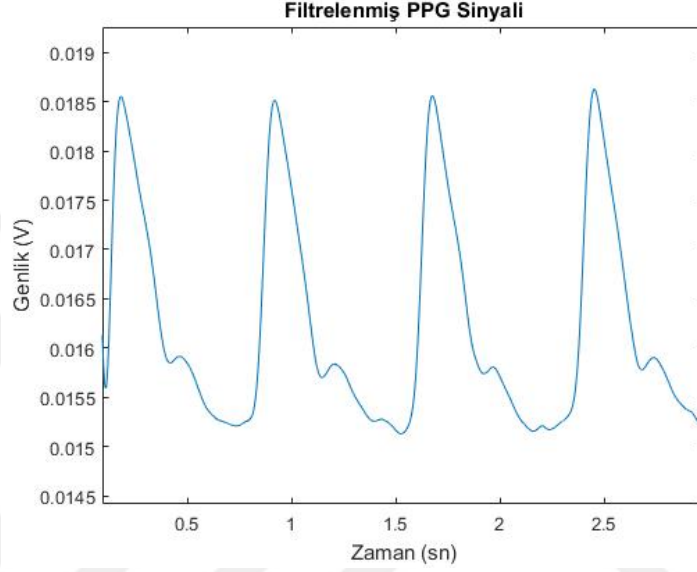


Şekil 18. Filtrenmemiş PPG sinyali

PPG sinyallerinin en yüksek frekans değerleri incelendiğinde 12 Hz olduğu görülmektedir [33]. Bu nedenle MATLAB üzerinde 4. dereceden 12 Hz Butterworth alçak geçiren filtre tasarlanmıştır. Tasarım yapıldıktan sonra Denklem 12’deki transfer fonksiyonuna ulaşılmıştır.

$$H(z) = \frac{0.1202 + 0.4809z^{-1} + 0.7214z^{-2} + 0.4809z^{-3} + 0.1202z^{-4}}{1 - 3.9015z^{-1} + 5.7093z^{-2} - 3.7140z^{-3} + 0.9062z^{-4}} \times 10^{-6} \quad (12)$$

Transfer fonksiyonu elde edildikten sonra tasarlanan bu filtre Şekil 18’de gösterilen PPG sinyaline uygulanmıştır. Bu işlemden sonra PPG sinyali Şekil 19’da gösterildiği gibi elde edilmiştir. Şekil 18’de de görüldüğü üzere PPG sinyali üzerindeki tüm gürültüler kaldırılmıştır. Bu işlem veri setindeki tüm PPG sinyalleri için uygulanmıştır.



Şekil 19. Filtrelenmiş PPG sinyali

2.6.2. DC Bileşenlerin Kaldırılması

Çift dalgaboylu PPG ve EKG sinyallerinin DC bileşenleri yapılan tezde bir önem arz etmediği için kaldırılmıştır. Bu işlem Denklem 13’te gösterildiği şekilde gerçekleştirilmiştir. İlk olarak sinyallerin ortalamaları alınmıştır. Daha sonra elde edilen bu ortalama değeri sinyalin kendisinden çıkarılmıştır. Böylece sinyalin DC bileşeni kaldırılmıştır.

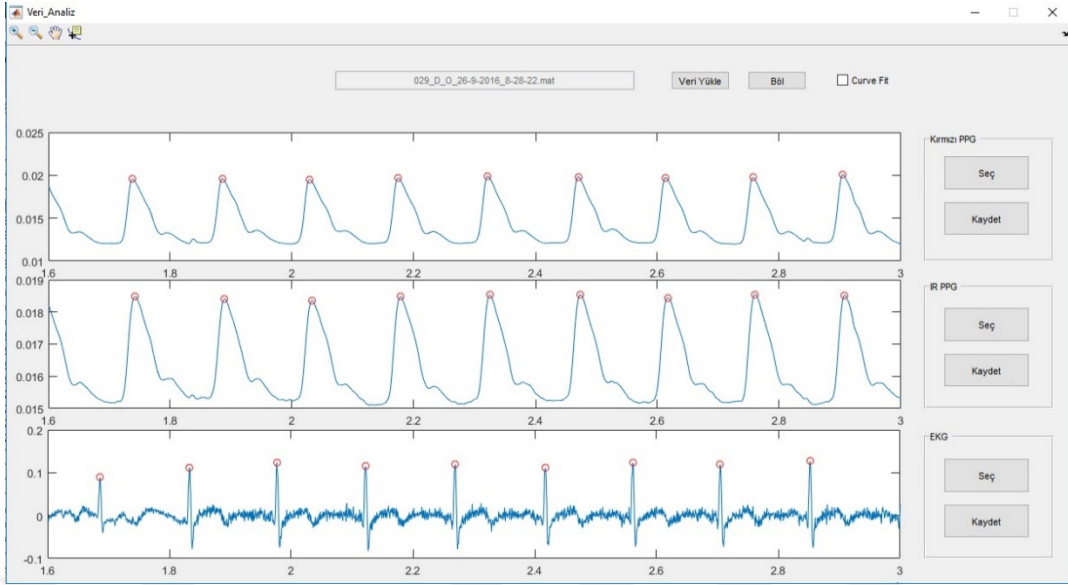
$$P(t)=Y(t)-\bar{Y} \quad (13)$$

Burada $Y(t)$, donanımdan direkt olarak kaydedilen DC bileşeni kaldırılacak olan veriyi temsil etmektedir. \bar{Y} , $Y(t)$ verisinin ortalamasını yani DC bileşenini göstermektedir. $P(t)$ ise DC bileşeni kaldırılmış yeni veriyi temsil etmektedir. Böylece EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyallerinin DC seviyeleri aynı seviyeye gelerek tüm sinyallerin bir arada görülmesini ve daha iyi karşılaştırma yapılabilmesini sağlamaktadır.

2.6.3. Tepelerin Belirlenmesi

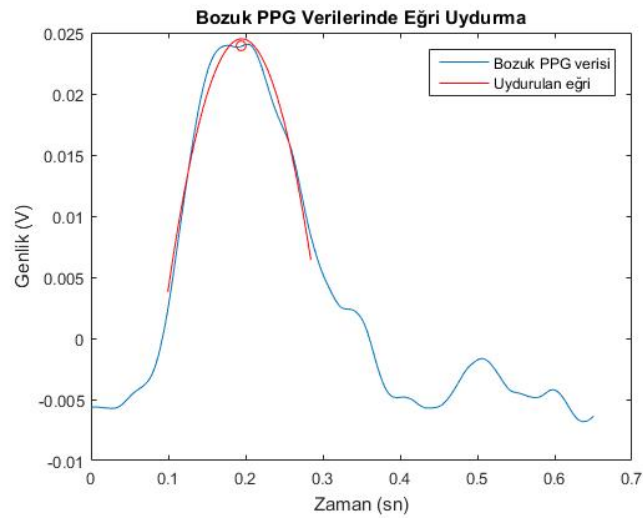
Yapılan tezde sınıflandırma yapılırken kullanılacak olan öznelikler çift dalgaboylu PPG sinyallerinin ve EKG sinyallerinin tepe zamanlarıdır. Bu nedenle ilk olarak veri setinde bulunan verilerin tepelerinin zaman bilgilerinin bulunması gerekmektedir. Bu durum göz önünde bulundurulduğunda otomatik olarak tepeleri algılayan bir algoritma geliştirilmiştir. Ancak bazı tepeleri kaçırması ihtimali göz önünde bulundurulduğunda çift dalgaboylu PPG ve EKG tepeleri MATLAB GUI'de geliştirilen Şekil 20'deki arayüz kullanılarak elle tek tek seçilmiştir. Ayrıca bozuk olan verilerde bazı özel tekniklerin kullanılmasından dolayı tepe seçimlerinin el ile yapılması tercih edilmiştir.

Şekil 20'de de görüldüğü üzere ilk olarak veri yükle butonu ile veri setinde bulunan kişiye ait veriler arayüze yüklenmektedir. Yükleme işlemi tamamlandıktan sonra program veri seti içerisinde bulunan kırmızı PPG, IR PPG ve EKG verilerini otomatik olarak ayırarak Şekil 20'deki 3 ayrı eksene ayrı ayrı çizmektedir. 5 dakikalık kayıtların verileri eksellere çizildikten sonra daha detaylı incelenebilmeleri için Şekil 20'de bulunan böl tuşu kullanılmaktadır. Bu tuşa basıldığında veriler bölünerek 5 saniyelik kayıtlar eksellere çizilmektedir. Daha sonra her eksen için ayrı ayrı seç tuşu kullanılarak tepeler ayrı ayrı seçilmektedir. 3 eksende de seçme işlemi tamamlandıktan sonra tekrar böl tuşuna basarak verinin devamı gösterilmektedir. Daha sonra tekrar tepe seçme işlemi yapılmaktadır. Tepeleri seçme işlemi imleç yardımı ile tepeleri içine alacak şekilde iki noktanın seçilmesi ile yapılmıştır. 30 saniyelik EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyallerinin tepe seçimleri tamamlandıktan sonra kaydet butonu ile tepelere ait zaman değerleri bir dizi olarak kaydedilmiştir.



Şekil 20. Tepe belirleme arayüzü ekran görüntüsü

Veri setinde bulunan bazı PPG verilerinde donanımdan veya kayıt esnasında oluşan durumlardan dolayı bozulmalar meydana gelmiştir. Meydana gelen bu bozulmalardan dolayı verilerin kullanılabilirliği amacıyla PPG tepelerini yakalama işlemi Şekil 21’de gösterildiği gibi eğri uydurma kullanılmıştır.



Şekil 21. Bozuk PPG verilerinde eğri uydurma

Eğri uydurma işlemi lineer kestirim yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Eğri uydurma işleminde Denklem 14'te gösterilen ikinci dereceden bir polinom kullanılmıştır.

$$z=ax^2+bx+c \quad (14)$$

Donanım üzerinden elde edilen veriler Z dizisi olarak kaydedilmiştir. X dizisi ise zaman değerlerini içermektedir. Bu bilgiler kullanılarak Denklem 15'e ulaşılmıştır.

$$\begin{pmatrix} z_1 \\ z_2 \\ \vdots \\ z_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1^2 & x_1 & 1 \\ x_2^2 & x_2 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_n^2 & x_n & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} \quad (15)$$

Denklem 15 düzenlendiğinde Denklem 16'ya ulaşılmıştır.

$$\underline{Z} = \underline{H} \cdot \underline{\theta} \quad (16)$$

Denklem 16'da bulunması istenen vektör θ vektörüdür. Bu nedenle lineer kestirim yöntemindeki gerekli işlemler yapılıncaya Denklem 17'ye ulaşılmıştır. Denklem 17 ile uydurulan ikinci dereceden polinomun katsayılarını içeren θ vektörü en düşük hata oranını verecek şekilde elde edilmiştir.

$$\underline{\theta} = (\underline{H}^T \underline{H})^{-1} \underline{H}^T \underline{Z} \quad (17)$$

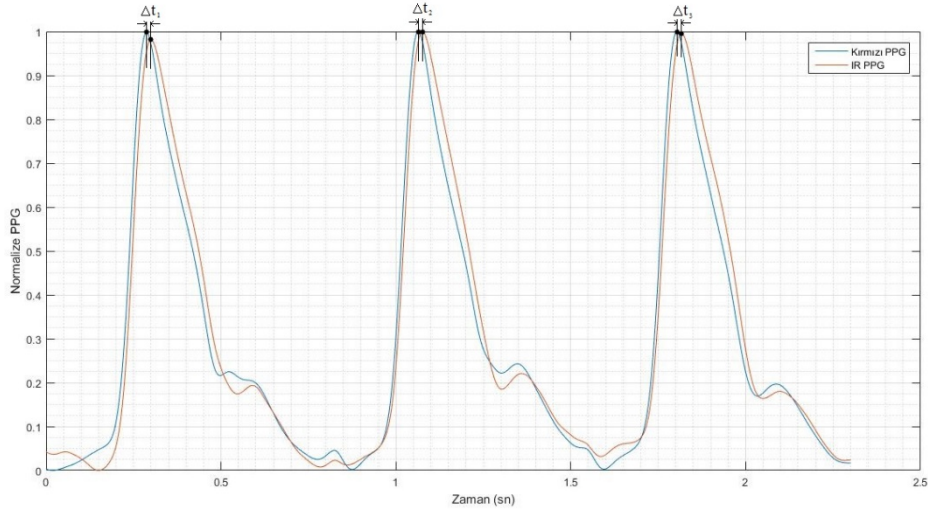
PPG tepelerinin oluştuğu kısım ikinci dereceden bir polinoma benzediklerinden dolayı eğri uydurma işleminde de ikinci dereceden bir polinom kullanılmıştır ve katsayılar Denklem 17 kullanılarak hesaplanıp Şekil 21'deki eğri çizilmiştir. Çizilen eğrinin

maksimum değeri bulunarak PPG sinyalinde denk geldiği nokta işaretlenmiştir. Bu işlem PPG sinyallerinde bozuk olan her tepede uygulanmıştır.

2.7. Zaman Farklarının Hesaplanması

Kırmızı ve IR dalgaboylarına ait PPG sinyalleri Denklem 18 kullanılarak normalize edildikten sonra Şekil 22’de gösterildiği şekilde çizdirilmiştir.

$$X_{P_{nor}}(t) = \frac{X_p(t) - |\min(X_p(t))|}{|\max(X_p(t))| - |\min(X_p(t))|} \quad (18)$$



Şekil 22. PPG sinyalleri arasındaki zaman farkı

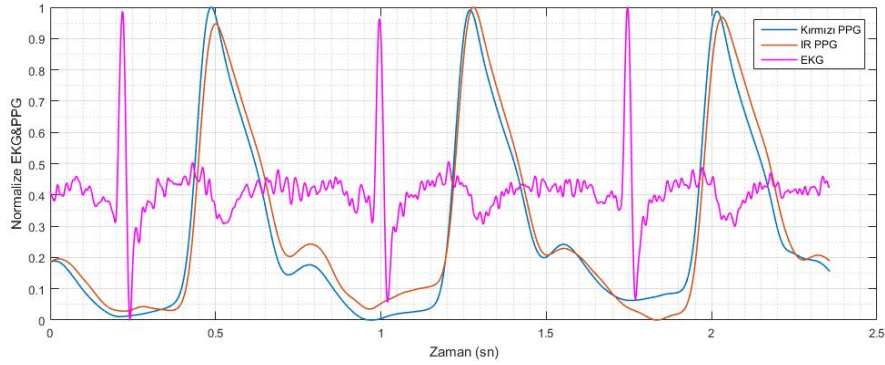
Şekil 22’de de görüldüğü üzere elde edilen PPG verileri incelendiğinde kırmızı ve IR PPG verilerinin tepeleri arasında Δt_1 , Δt_2 ve Δt_3 ile gösterildiği şekilde zaman farkları meydana gelmektedir. 30 saniyelik çift dalgaboylu PPG sinyallerine ait tepe seçme işlemleri daha önceden el ile yapıлып, zaman bilgileri dizilere kaydedildiği için bu değerler çıkarılacak olan özniteliklere bağlı olarak kullanılmıştır.

2.8. Yapılan Çalışmaların Tanıtımı ve Özellikleri

Yapılan bu tezde temel olarak iki adet çalışma yapılmıştır. Yapılan bu çalışmalar bu başlık altında açıklanacaktır.

2.8.1. EKG ve Çift Dalgaboylu PPG Sinyallerinden Özniteliklerin Çıkarılması

Yapılan ilk çalışmada öznitelikler çıkarılırken EKG sinyalleri ve çift dalgaboylu PPG sinyalleri beraber kullanılmıştır. Şekil 23'te geliştirilen donanım ile eş zamanlı olarak kaydedilmiş tipik EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyallerinin grafiği verilmiştir.

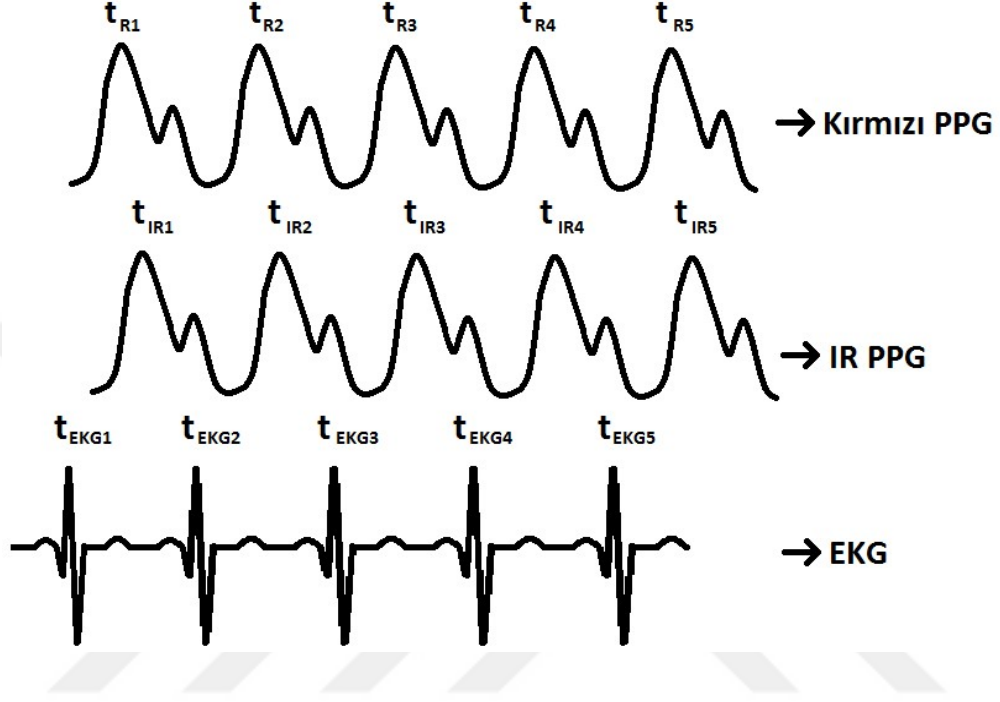


Şekil 23. Normalize EKG ve PPG verileri

Şekil 23'te eş zamanlı olarak çizilmiş EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyalleri incelendiğinde, EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyallerinin kalp atışına denk gelen tepe değerleri örtüşmemektedir. Bilindiği üzere EKG sinyalleri kalbin elektriksel aktivitesi sonucunda oluşan biyolojik bir sinyaldir. PPG sinyalleri ise kılcal damar hacmindeki değişimi ifade etmektedir. Kalp kanı damarlara pompalandığında kanın PPG sinyalinin alındığı parmak ucuna ulaşması belli bir süre almaktadır. Bu nedenle EKG sinyalinde kalp atışı meydana gelmesinden belli bir süre sonra PPG sinyalindeki tepeler oluşmaktadır.

İlk çalışmada EKG ve PPG sinyalleri arasındaki bu ilişkiden yararlanılarak öznitelikler çıkarılmıştır. Şekil 24'te temsili olarak çizilmiş EKG, kırmızı PPG ve IR PPG sinyalleri

verilmiştir. Ayrıca bu sinyallerin tepelerine ait zaman değerleri şekil üzerinde gösterilmiştir. Öznitelikler bu zaman değerleri kullanılarak çıkarılmıştır.



Şekil 24. Tipik EKG ve PPG sinyalleri

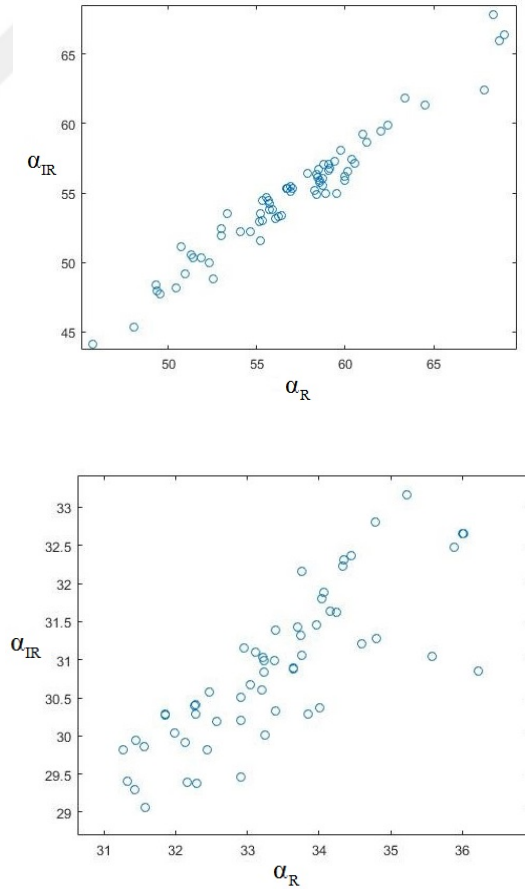
Özniteliklerin çıkarılma aşamasında ilk yapılan kırmızı ve IR PPG sinyallerinin EKG tepeleri ile aralarında olan zaman farklarının hesaplanmasıdır. Daha önceden tepelere ait zaman değerleri bulunup dizilere kaydedildiğinden bu değerler kullanılarak bu hesaplama işlemi kolayca yapılmıştır.

Kırmızı ve IR PPG tepelerinin EKG tepeleri ile aralarında olan zaman farkının hesaplanmasından sonra bu değerleri normalize etmek amacıyla EKG sinyaline ait tepeler arasındaki farklar da hesaplanmıştır. Kırmızı ve IR PPG tepelerinin EKG tepeleri ile aralarında olan zaman farkları, iki EKG tepesi arasındaki zaman farklarına bölünmüştür. Daha sonra Denklem 19 ve Denklem 20 kullanılarak normalize işlemi gerçekleştirilmiştir.

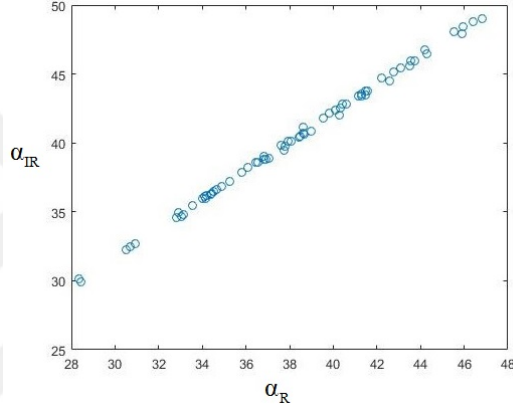
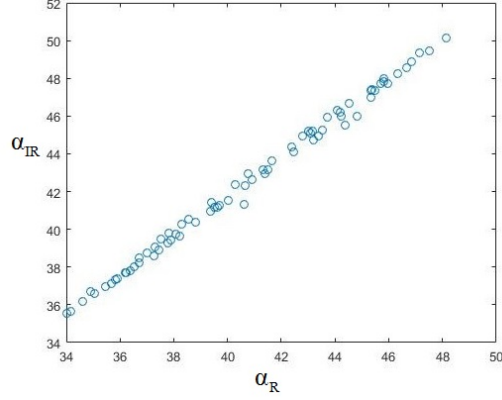
$$\alpha_R = 100 \times \frac{t_{R_i} - t_{EKG_i}}{t_{EKG_{i+1}} - t_{EKG_i}} \quad (19)$$

$$\alpha_{IR} = 100 \times \frac{t_{IR_i} - t_{EKG_i}}{t_{EKG_{i+1}} - t_{EKG_i}} \quad (20)$$

Veri seti içerisinde tepeleri daha önceden bulunan veriler için bu işlem ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. Denklem 19 ve Denklem 20’de gösterilen “i” indisi atım indeksini göstermektedir. Gerçekleştirilen bu işlemden sonra elde edilen α_R ve α_{IR} değerleri her kişi için ayrı ayrı kaydedilmiştir. Kaydedilen α_R ve α_{IR} değerleri kullanılarak Şekil 25 ve Şekil 26’da gösterilen saçılım grafiklerine ulaşılmıştır.



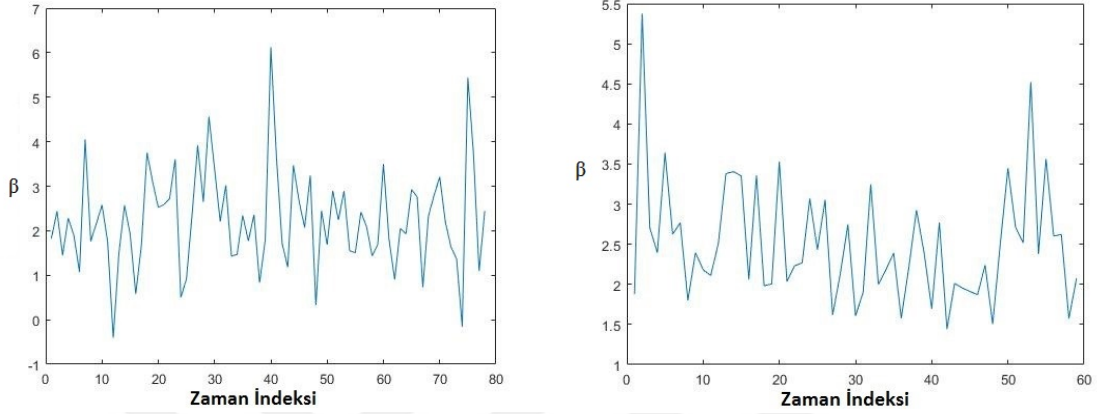
Şekil 25. Kalp aritmisi bulunan kişilere ait α_R ve α_{IR} saçılım grafiği

Şekil 25. Kalp aritmisi bulunan kişilere ait α_R ve α_{IR} saçılım grafiğiŞekil 26. Sağlıklı kişilere ait α_R ve α_{IR} saçılım grafiği

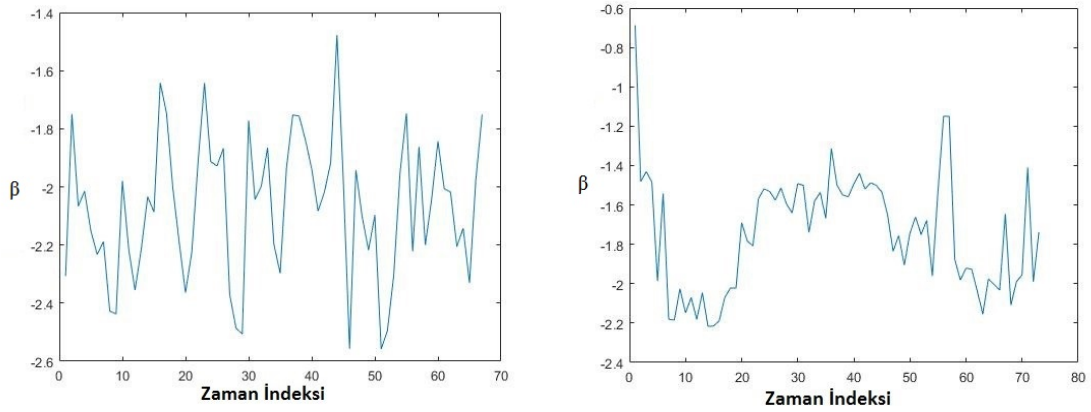
Şekil 25 incelendiğinde Denklem 19 ve Denklem 20 kullanılarak hesaplanan a ve b değerleri ile çizilen saçılım grafikleri dağınık bir yerleşime sahiptir. Yani kalp aritmisi bulunan kişilerden çıkarılan bu grafiklerde bir düzensizlik mevcuttur. Ancak Şekil 26 incelendiğinde sağlıklı kişiler için aynı saçılım grafiği çizildiğinde, bu kişilere ait saçılım grafiklerinin daha kararlı ve düzenli olduğu görülmüştür. Sağlıklı kişilere ait saçılım grafiğinde noktalar sanki bir doğru üzerine konumlanmış gibi görülmektedir.

Şekil 25 ve Şekil 26'ya ulaşıldıktan sonra Denklem 21 kullanılarak öznelik çıkarılmasına devam edilmiştir. Denklem 21 kullanılarak elde edilen veriler Şekil 27 ve Şekil 28'de gösterildiği şekilde çizilmiştir.

$$\beta = \frac{t_{R_i} - t_{EKG_i}}{t_{EKG_{i+1}} - t_{EKG_i}} - \frac{t_{IR_i} - t_{EKG_i}}{t_{EKG_{i+1}} - t_{EKG_i}} \quad (21)$$



Şekil 27. Hasta kişilere ait β parametrelerinin grafikleri



Şekil 28. Sağlıklı kişilere ait β parametrelerinin grafikleri

Şekil 27 incelendiğinde Denklem 21 kullanılarak kalp aritmisi bulunan kişilerin verilerinden elde edilen grafikte ortalama 5ms zaman farkı aralığında dalgalanma yaparken, Şekil 28'de sağlıklı kişilere ait veriler 1.5ms gibi küçük bir zaman farkı aralığında

dalgalanmaktadır. Bu bilgiler ışığında elde edilen grafiklerin standart sapma değerlerinin sınıflandırma için güçlü bir öznitelik olduğu anlaşılmıştır. Bunun yanında ikinci bir öznitelik olarak da elde edilen verilerin ortalama değerleri kullanılmıştır.

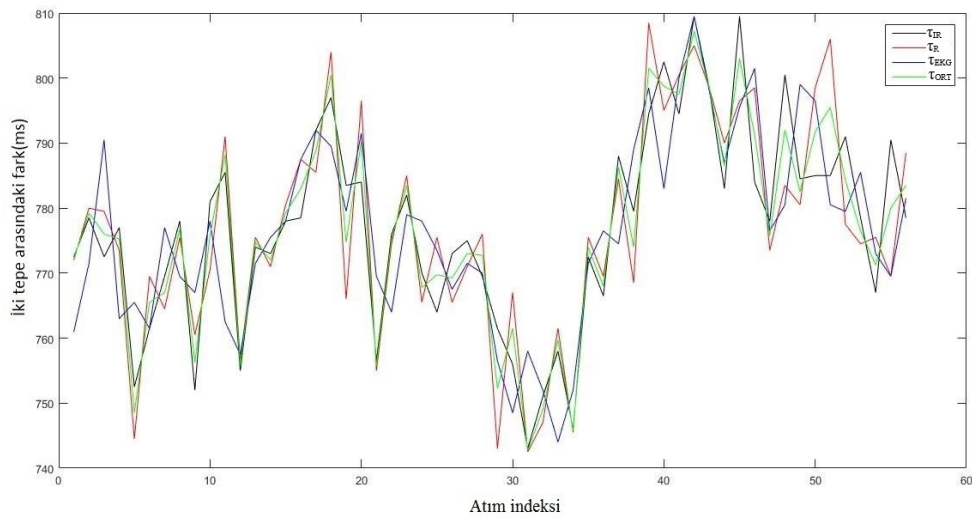
Bu çalışmanın devamı olarak kırmızı ve IR PPG sinyalleri ile EKG sinyallerinin ardışık tepeleri arasındaki zaman farkları Denklem 22, Denklem 23, Denklem 24 ve Denklem 25 kullanılarak hesaplanmıştır. Elde edilen veriler hasta ve sağlıklı kişiler için sırasıyla Şekil 29 ve Şekil 30'da gösterildiği biçimde çizdirilmiştir.

$$\tau_R = t_{R_{i+1}} - t_{R_i} \quad (22)$$

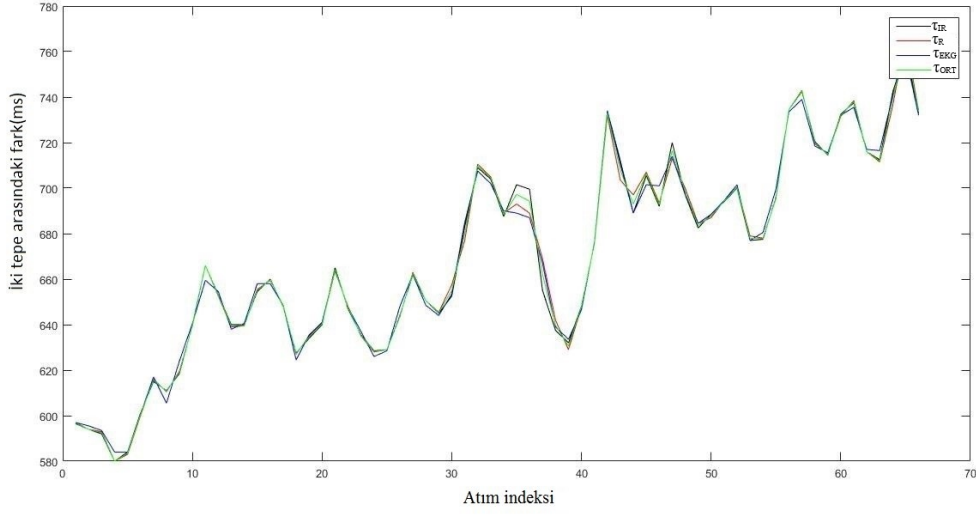
$$\tau_{IR} = t_{IR_{i+1}} - t_{IR_i} \quad (23)$$

$$\tau_{EKG} = t_{EKG_{i+1}} - t_{EKG_i} \quad (24)$$

$$\tau_{ORT} = \frac{(t_{R_{i+1}} - t_{R_i}) + (t_{IR_{i+1}} - t_{IR_i})}{2} \quad (25)$$



Şekil 29. Hasta bir kişiye ait τ_{IR} , τ_R , τ_{EKG} ve τ_{ORT} parametrelerinin grafiği



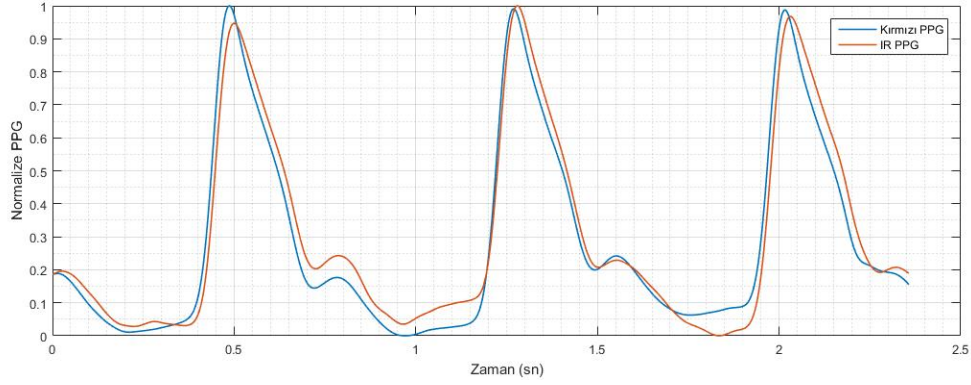
Şekil 30. Sağlıklı bir kişiye ait τ_{IR} , τ_R , τ_{EKG} ve τ_{ORT} parametrelerinin grafiği

Şekil 29 incelendiğinde kalp aritmisi bulunan kişilerde grafikler birbiri ile uyumlu görülmemektedir. Oysa ki Şekil 30 incelendiğinde sağlıklı kişilere ait sinyallerden elde edilen veriler grafik üzerinde de görüldüğü gibi birbiri ile uyumludur. Buradan da görüldüğü üzere standart sapma değerleri kullanılan denklemlerle elde edilen verilerde belirleyici bir unsur teşkil etmektedir.

Yapılan bu çalışmada kalp aritmisinin tespiti için EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyalleri kullanılmıştır. Ancak tezin temel hedefleri arasında bulunana ve kalp aritmisinin tespitinde EKG verilerine olan bağlılığı ortadan kaldırmak için sadece çift dalgaboylu PPG sinyalleri üzerinden kalp aritmisinin tespiti üzerine çalışılmıştır.

2.8.2. Çift Dalgaboylu PPG Sinyallerinden Özniteliklerin Çıkarılması

İkinci yapılan çalışma ilk çalışmanın devamı niteliğindedir. Ancak öznitelikler çıkarılırken EKG sinyalleri kullanılmamıştır. Öznitelikler sadece çift dalgaboylu PPG sinyalleri üzerinden çıkarılmıştır. Özniteliklerin çıkarılmasında farklı dalgaboylarına sahip ışıklar ile elde edilen kırmızı PPG ve IR PPG sinyallerinin fazlarında ve tepelerinde meydana gelen kaymalar büyük bir önem taşımaktadır. Gerçekleştirilen donanım ile elde edilen çift dalgaboylu PPG sinyallerinin normalize edilmiş hali Şekil 31’de verilmiştir.



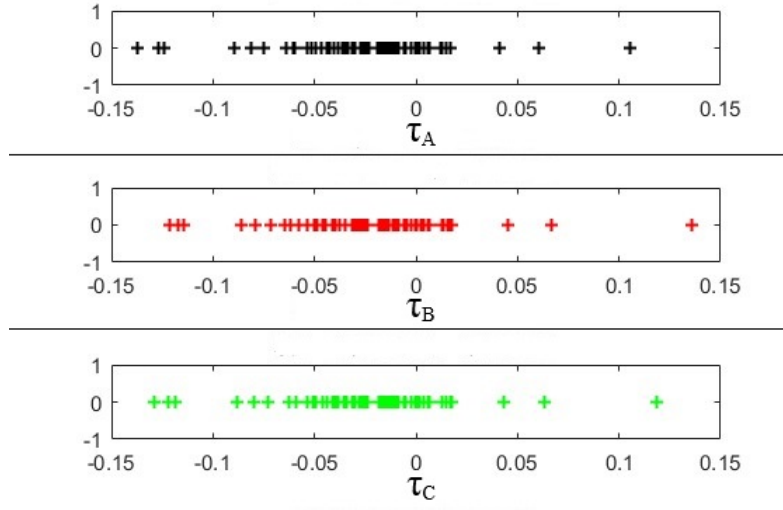
Şekil 31. Normalize edilmiş çift dalgaboylu PPG sinyalleri

Şekil 31’de görüldüğü üzere çift dalgaboylu PPG sinyallerinin tepeleri ve fazları arasında bir fark bulunmaktadır. Bu farklar göz önünde bulundurularak çift dalgaboylu PPG sinyalleri ile Denklem 26, Denklem 27 ve Denklem 28 kullanılarak kırmızı ve IR PPG tepeleri arasındaki zaman farkının sırası ile IR PPG tepeleri arasındaki farka, kırmızı PPG tepeleri arasındaki farka ve ikisinin ortalaması ile normalize edilmiş değerleri her kişi için hesaplanmıştır. Bir önceki çalışmada olduğu gibi denklemlerden elde edilen verilerin standart sapmaları ve ortalama değerleri her kişi için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Yapılan hesaplamalar sonucunda elde edilen veriler Şekil 32 ve Şekil 33’te gösterildiği şekilde yukarıdan aşağıya sırasıyla olacak şekilde grafiğe dökülmüştür.

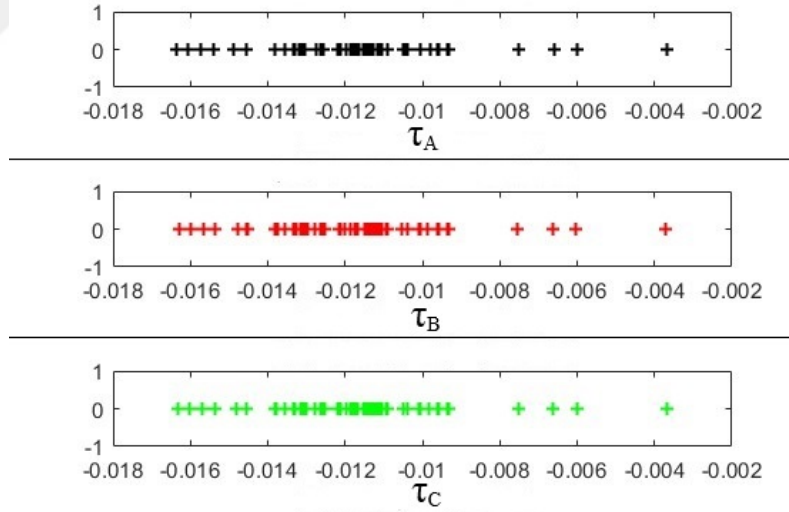
$$\tau_A = \frac{t_{R_i} - t_{IR_i}}{t_{IR_{i+1}} - t_{IR_i}} \quad (26)$$

$$\tau_B = \frac{t_{R_i} - t_{IR_i}}{t_{R_{i+1}} - t_{R_i}} \quad (27)$$

$$\tau_C = \frac{t_{R_i} - t_{IR_i}}{\frac{(t_{IR_{i+1}} - t_{IR_i}) + (t_{R_{i+1}} - t_{R_i})}{2}} \quad (28)$$



Şekil 32. Hasta bir bireye ait τ_A , τ_B ve τ_C parametrelerinin grafiği



Şekil 33. Sağlıklı bir bireye ait τ_A , τ_B ve τ_C parametrelerinin grafiği

Yapılan bu öznitelik çıkarma işleminde standart sapma değerlerinin kalp aritmisi olan bireyler ile sağlıklı bireyleri ayırma işleminde güçlü bir öznitelik olduğu görülmüştür. Şekil 32’de yukarıdan aşağı sırası ile ardışık IR PPG tepeleri, ardışık kırmızı PPG tepeleri ve ardışık IR ve kırmızı PPG tepeleri arasındaki farklar kullanılarak normalize edilen verilere ait standart sapma değerleri sırasıyla 3.6143, 3.6455, 3.6087 olarak bulunmuştur ve birbirleri ile yakın değerlerde olduğu görülmüştür. Şekil 33’te de yukarıdan aşağı sırası ile ardışık IR PPG tepeleri, ardışık kırmızı PPG tepeleri ve ardışık IR ve kırmızı PPG tepeleri arasındaki farklar kullanılarak normalize edilen verilere ait standart sapma değerleri sırasıyla 0.23186, 0.22942, 0.23063 olarak bulunmuştur ve birbirleri ile yakın değerlerde olduğu görülmüştür. Bu nedenle öznitelik çıkarılmasında ardışık kırmızı ve IR PPG tepeleri arasındaki farkların ortalama değeri kullanılmıştır.

3. SONUÇLAR

Bu tezde toplamda iki farklı çalışma yapılmıştır. Yapılan iki çalışmada elde edilen veriler ve bu verilerin sınıflandırılması iki ana başlık altında toplanmıştır.

3.1. EKG ve Çift Dalgaboylu PPG Sinyalleri ile Yapılan Çalışmanın Bulguları

Yapılan ilk çalışmada kalp aritmisinin tespiti için yeni bir algoritma geliştirilmiştir. Geliştirilen bu algorithmada kalp aritmisinin tespiti için EKG ve çift dalgaboylu PPG sinyalleri birlikte kullanılmıştır.

Grafiklerde elde edilen veriler ışığında her kişi için Denklem 21 kullanılarak her kişi için ayrı ayrı elde edilen verilerin standart sapmaları ve ortalama değerleri hesaplanarak Tablo 2 ve Tablo 3'te gösterildiği şekilde kaydedilmiştir.

Tablo 2. Hasta kişilere ait Denklem 21 kullanılarak elde edilen verilerin standart sapma ve ortalama değerleri

Kişi No	Standart Sapma	Ortalama
1	1.1273	2.2414
2	1.8989	1.1538
3	1.2738	1.8899
4	0.7456	2.4986
5	1.2286	2.5676
6	1.4316	4.3135
7	1.1403	3.4365
8	3.3367	1.5929
9	0.8693	-2.0782
10	1.8102	0.2619
11	0.9760	-5.1102
12	1.5338	0.1984
13	0.8398	-1.8321
14	1.9250	-1.0525
15	1.5013	-2.3739

Tablo 2'nin devamı

Kişi No	Standart Sapma	Ortalama
16	1.1893	-3,7086
17	1,8171	-2,4377
18	3,0663	-4,2144
19	3,6013	-2,3902

Tablo 3. Sağlıklı kişilere ait Denklem 21 kullanılarak elde edilen verilerin standart sapma ve ortalama değerleri

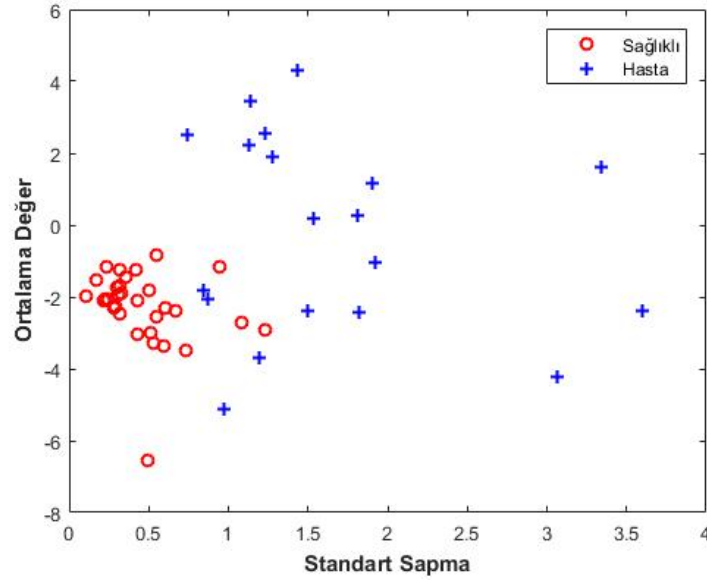
Kişi No	Standart Sapma	Ortalama
1	0.3293	-1.9050
2	0.5087	-2.9879
3	0.5477	-2.5669
4	0.2845	-2.3233
5	0.2197	-2.0870
6	0.2232	-2.0762
7	0.3199	-1.6803
8	0.6055	-2.2990
9	0.5280	-3.3043
10	0.5909	-3.3550
11	0.2899	-2.2707
12	0.5528	-0.8498
13	0.4224	-1.2537
14	0.7342	-3.4999
15	0.1663	-1.5321
16	0.2418	-2.0701
17	0.4984	-1.8242
18	0.2976	-1.7443
19	1.0795	-2.6984
20	0.3068	-1.9467
21	0.3140	-1.2341
22	0.6715	-2.3956
23	0.1035	-1.9708
24	0.2314	-1.1705
25	0.4261	-3.0376
26	0.4313	-2.0903

Tablo 3'ün devamı

Kişi No	Standart Sapma	Ortalama
27	0.9436	-1.1618
28	0.3174	-2.4842
29	0.4947	-6.5398
30	0,3522	-1,4445
31	1.2337	-2.9220

Tablo 2 ve Tablo 3'te bulunan veriler incelendiğinde hasta kişilere ait standart sapma değerleri sağlıklı kişilere oranla daha yüksek olduğu görülmektedir. Yapılan hesaplamalar sonucunda hasta kişilere ait standart sapma değerlerinin ortalama değeri 1.6480 iken, sağlıklı kişilere ait standart sapma değerlerinin ortalama değeri 0.4602 olarak elde edilmiştir.

Bu bilgiler göz önünde bulundurularak Tablo 2 ve Tablo 3'te bulunan değerler kullanılarak Şekil 34'te gösterilen saçılım diyagramı elde edilmiştir. Şekil 34 incelendiğinde standart sapma değerleri ayırt edici bir özellik teşkil ettiği görülmektedir. Ancak ortalama değer özneliği belirleyici bir özellik olarak görülmemektedir.



Şekil 34. Tablo 2 ve 3 kullanılarak elde edilen saçılım diyagramı

Şekil 34’te verilen saçılım diyagramı incelenmiştir ve standart sapma değeri üzerinden sınıflandırma işlemi yapılmıştır. Grafik üzerinde yapılan araştırma sonucunda eşik değeri 0.74 olarak belirlenmiştir. Yapılan sınıflandırma sonucunda Tablo 4’teki sonuçlara ulaşılmıştır.

Tablo 4. EKG ve PPG sinyallerinin kullanıldığı çalışmada elde edilen özniteliklerin sınıflandırma performansı

	Kişi Sayısı	Doğru Sınıflandırma	Yanlış Sınıflandırma	Başarı Yüzdesi
Hasta	19	19	0	%100
Sağlıklı	31	28	3	%92.32
Toplam	50	47	3	%94

3.2. Çift Dalgaboylu PPG Sinyalleri ile Yapılan Çalışmanın Bulguları

İkinci ve son çalışmada özniteliklerin elde edilmesinde EKG sinyalleri çıkarılmıştır ve sadece çift dalgaboylu PPG sinyalleri kullanılmıştır. Tezin ana amaçlarından birisi olan kalp aritmisinin sadece kırmızı ve IR PPG sinyalleri kullanılarak belirlenmesi bu çalışma ile gerçekleştirilmiştir.

Çift dalgaboylu PPG verilerinden elde edilen veriler ışığında Denklem 26, Denklem 27 ve Denklem 28 kullanılarak her kişi için ayrı ayrı elde edilen verilerin standart sapmaları ve ortalama değerleri hesaplanarak Tablo 5 ve Tablo 6’te gösterildiği şekilde kaydedilmiştir. Denklemlerden elde edilen standart sapma değerlerinin ayırt edici bir özellik oldukları görülmüştür. Ayrıca üç denklemden de elde edilen standart sapma değerleri birbirine yakın olduklarından ardışık kırmızı ve IR PPG tepeleri ile normalize edilen veriler öznitelik vektörünün oluşturulmasında kullanılmıştır.

Tablo 5. Hasta kişilere ait elde edilen verilerin standart sapma ve ortalama değerleri (Std: Standart Sapma)

Kişi No	Denklem 26		Denklem 27		Denklem 28	
	Std	Ortalama	Std	Ortalama	Std	Ortalama
1	1,0866	0,0223	1,1081	0,0224	1,0971	0,0223
2	1,8400	0,0113	1,8654	0,0117	1,8497	0,0115
3	1,1925	0,0186	1,2339	0,0187	1,2126	0,0187
4	0,7409	0,0249	0,7671	0,0250	0,7538	0,0249
5	1,2195	0,0256	1,2428	0,0257	1,2309	0,0256
6	1,3532	0,0429	1,4389	0,0431	1,3946	0,0430
7	1,1303	0,0343	1,1740	0,0344	1,1514	0,0343
8	3,2357	0,0149	3,3100	0,0157	3,2659	0,0153
9	0,8529	-0,0208	0,8727	-0,0207	0,8624	-0,0208
10	1,8048	0,0025	1,8465	0,0029	1,8235	0,0027
11	0,9906	-0,0511	0,9618	-0,0510	0,9758	-0,0510
12	1.5392	0.0020	1.5512	0.0002	1,5441	0,0020
13	0.8468	-0.0183	0.8321	-0.0183	0.8394	0.0183
14	1.9183	-0.0105	2.0751	-0.0101	1.9909	-0.0103
15	1.5170	-0.0238	1.4511	-0.0236	1.4829	-0.0237
16	1.1848	-0.0370	1.1642	-0.0369	1.1735	-0.0370
17	1.8403	-0.0245	1.7981	-0.0242	1.8184	-0.0244
18	3.1425	-0.0425	2.8973	-0.0416	3.0127	-0.0420
19	3.6143	-0.0241	3.6455	-0.0228	3.6087	-0.0235

Tablo 6. Sağlıklı kişilere ait elde edilen verilerin standart sapma ve ortalama değerleri (Std: Standart Sapma)

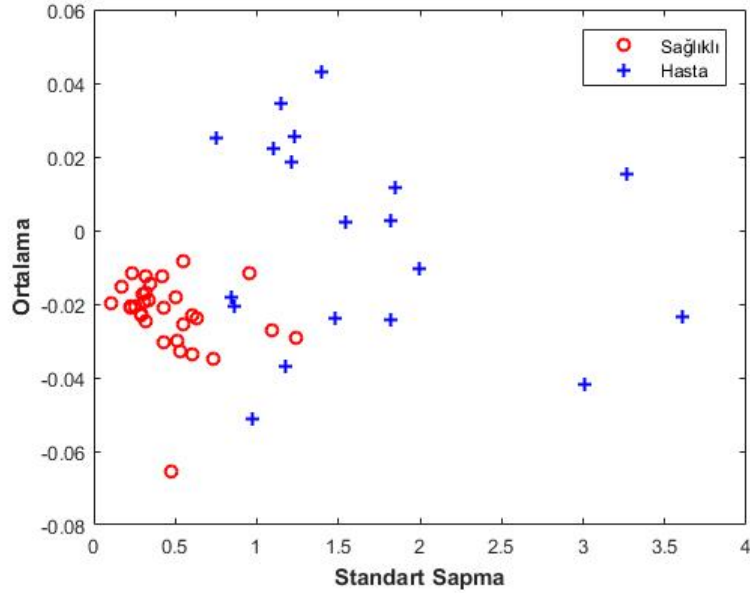
Kişi No	Denklem 26		Denklem 27		Denklem 28	
	Std	Ortalama	Std	Ortalama	Std	Ortalama
1	0,3357	-0.0191	0.3342	-0.0191	0.3350	-0.0191
2	0.5123	-0.0299	0.5058	-0.0299	0.5090	-0.0299
3	0.5577	-0.0257	0.5447	-0.0257	0.5511	-0.0257
4	0.2885	-0.0232	0.2848	-0.0232	0.2866	-0.0232
5	0.2224	-0.0209	0.2202	-0.0209	0.2213	-0.0209
6	0.2259	-0.0208	0.2238	-0.0208	0.2248	-0.0208
7	0.3193	-0.0168	0.3117	-0.0168	0.3155	-0.0168
8	0.6146	-0.0230	0.6000	-0.0230	0.6072	-0.0230
9	0.5335	-0.0331	0.5240	-0.0330	0.5286	-0.0330
10	0.6113	-0.0336	0.5934	-0.0336	0.6023	-0.0336
11	0.2951	-0.0227	0.2896	-0.0227	0.2923	-0.0227
12	0.5523	-0.0085	0.5383	-0.0085	0.5452	-0.0085
13	0.4232	-0.0125	0.4213	-0.0125	0.4222	-0.0125
14	0.7405	-0.0350	0.7163	-0.0350	0.7282	-0.0350
15	0.1667	-0.0153	0.1666	-0.0153	0.1667	-0.0153
16	0.2517	-0.0207	0.2508	-0.0207	0.2512	-0.0207
17	0.5058	-0.0183	0.4993	-0.0182	0.5025	-0.0182
18	0.2972	-0.0175	0.2959	-0.0175	0.2965	-0.0175
19	1.1044	-0.0271	1.0821	-0.0270	1.0931	-0.0270
20	0.3087	-0.0195	0.3048	-0.0195	0.3067	-0.0195
21	0.3181	-0.0123	0.3138	-0.0123	0.3159	-0.0123

Tablo 6'nın devamı

Kişi No	Denklem 26		Denklem 27		Denklem 28	
	Std	Ortalama	Std	Ortalama	Std	Ortalama
22	0.6427	-0.0239	0.6250	-0.0238	0.6337	-0.0239
23	0.1049	-0.0197	0.1040	-0.0197	0.1044	-0.0197
24	0.2319	-0.0117	0.2294	-0.0117	0.2306	-0.0117
25	0.4342	-0.0304	0.4202	-0.0304	0.4271	-0.0304
26	0.4359	-0.0209	0.4259	-0.0209	0.4309	-0.0209
27	0.9487	-0.0116	0.9558	-0.0115	0.9518	-0.0115
28	0.3209	-0.0249	0.3166	-0.0249	0.3187	-0.0249
29	0.4928	-0.0654	0.4584	-0.0654	0.4754	-0.0654
30	1.2643	-0.0293	1.2079	-0.0291	1.2355	-0.0292
31	0.3534	-0.0144	0.3456	-0.0144	0.3495	-0.0144

Tablo 5 ve Tablo 6 incelendiğinde ilk çalışmada elde edilen ve sınıflandırmada kullanılan standart sapma değerlerinin bu çalışmada da güçlü bir öznitelik olduğu görülmüştür. Tablo 5'te hasta kişilere ait verilere bakıldığında Denklem 26 ile elde edilen verilerin standart sapmalarının ortalaması 1.6343, Denklem 27 ile elde edilen verilerin standart sapmalarının ortalaması 1.6440, Denklem 28 ile elde edilen verilerin standart sapmalarının ortalaması 1.6363 olarak hesaplanmıştır. Tablo 6'te hasta kişilere ait verilere bakıldığında Denklem 26 ile elde edilen verilerin standart sapmalarının ortalaması 0.4650, Denklem 27 ile elde edilen verilerin standart sapmalarının ortalaması 0.4552, Denklem 28 ile elde edilen verilerin standart sapmalarının ortalaması 0.4600 olarak hesaplanmıştır. Yapılan hesaplamalar sonucunda hasta kişilere ait standart sapma değerlerinin sağlıklı insanlara oranla daha yüksek olduğu görülmüştür.

Tablo 5 ve Tablo 6'ten elde edilen veriler incelendiğinde elde edilen verilerin birbirine yakın olduğu görülmüştür. Bu nedenle IR PPG ve kırmızı PPG sinyallerinin ikisinin de etkisinin olduğu Denklem 28'den elde edilen veriler öznitelik olarak kullanılmıştır. Denklem 28 kullanılarak elde edilen veriler kullanılarak Şekil 35'teki saçılım diyagramına ulaşılmıştır. Ayrıca hasta ve sağlıklı kişilere ait standart sapma değerlerinin ortalama değerlerine bakıldığında hasta kişilerin standart sapma değerlerinin ortalaması yüksek bir değere sahip iken sağlıklı kişilerin düşük bir değere sahiptir.



Şekil 35. Tablo 5 ve 6 kullanılarak elde edilen saçılım diyagramı

Şekil 35'te verilen saçılım diyagramı incelenmiştir ve standart sapma değeri üzerinden sınıflandırma işlemi yapılmıştır. Grafik üzerinde yapılan araştırma sonucunda eşik değeri 0.74 olarak belirlenmiştir. Yapılan sınıflandırma sonucunda Tablo 7'daki sonuçlara ulaşılmıştır.

Tablo 7. Sadece çift dalgaboylu PPG sinyallerinin kullanıldığı çalışmada elde edilen özniteliklerin sınıflandırılması

	Kişi Sayısı	Doğru Sınıflandırma	Yanlış Sınıflandırma	Başarı Yüzdesi
Hasta	19	19	0	%100
Sağlıklı	31	28	3	%92.32
Toplam	50	47	3	%94

4. TARTIŞMA

Yapılan bu tezde kırmızı ve IR PPG sinyalleri arasındaki faz farkı ve tepeleri arasındaki zaman farkı kalp aritmisinin tespiti için kullanılmıştır. Çift dalgaboylu PPG sinyallerinin tepeleri arasındaki zaman farkından çıkarılan öznitelikler yüksek bir doğrulukta sınıflandırılmıştır. Birinci ve ikinci çalışmalardan elde edilen sonuçlar birbirine yakın olduğu için yapılan sınıflandırmada da aynı sonuçlar elde edilmiştir. Böylece tezde hedeflenen ve sadece çift dalgaboylu PPG sinyalleri kullanılarak kalp aritmisinin tespiti sağlanmıştır.

19 tanesi hasta, 31 tanesi sağlıklı olmak üzere toplamda 50 kişiden veri alınmıştır. Gerekli işlemler yapıldıktan sonra elde edilen öznitelikler sınıflandırıldığında hasta bireyler %100 doğrulukta sınıflandırılmıştır. Sağlıklı kişilere bakıldığında 31 kişiden 3 tanesi hatalı olarak %92.32 doğrulukta sınıflandırılmıştır. Genel itibari ile bakıldığında 50 kişiden alınan veriler içerisinde toplamda 3 kişi hatalı sınıflandırılmıştır. Yani çıkarılan öznitelikler ile %94 doğrulukta bir sınıflandırma başarısı elde edilmiştir.

Hasta kişilere ait veriler hastane ortamında hastalığı kesin olan kişilerden alınmıştır. Yapılan sınıflandırmada bu kişilerin sınıflandırılmasında %100 doğruluğa ulaşılmıştır. Sağlıklı bireylerden alınan veriler ise hastane dışında kişilere gerekli sorular doğrultularak alınan cevaplar ışığında sağlıklı olduklarına karar verilip alınmıştır. Yani rahatsızlıklarının olup olmadığı konusunda doktor kontrolünden geçmemişlerdir. Bu kişilerden alınan verilerin sınıflandırmasında da %92.32 gibi yüksek bir doğruluğa ulaşılmıştır.

Yapılan tez literatürde yapılan diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında, çift dalgaboylu PPG sinyallerine ait tepeleri arasındaki zaman farkı kullanılarak kalp aritmisinin tespitinin gerçekleştirilmesi bakımında bir yeniliğe sahiptir. Bu özellik literatürde kalp aritmisinin tespiti için hiç kullanılmamıştır. Ancak bu çalışmada kullanılması sonucunda kalp aritmisinin tespiti için güçlü bir öznitelik olduğu görülmüştür.

5. ÖNERİLER VE GELECEK ÇALIŞMALAR

Bu tez ile literatürde ilk defa kalp aritmisinin tespiti için çift dalgaboylu PPG sinyallerine ait faz farkı ve tepeleri arasındaki zaman farkları kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlara bakıldığında öznitelik olarak kullanılan bu tepeler arasındaki zaman farkının aslında güçlü bir öznitelik olduğu görülmüştür.

Yöntemsel yenilikler yanında PPG sinyallerinin elde edilmesinde donanımsal olarak yenilikler katılmıştır. Günümüzde çok dalgaboylu PPG sinyallerini elde etmek için kullanılan klasik TDM yöntemi yerine yeni bir teknoloji kullanılmıştır. Kullanılan bu yenilik sayesinde TDM yönteminden kaynaklanan istenmeyen durumların önüne geçilmiştir.

Yapılan ilk çalışmada çift dalgaboylu PPG sinyalleri ve EKG sinyalleri kullanılmıştır. Bu çalışmada aslında ön planda olan yine çift dalgaboylu PPG sinyallerinin tepeleri arasındaki farktır. EKG sinyalleri sadece normalizasyon amacıyla kullanılmıştır. Yapılan bu çalışma sonucunda elde edilen sonuçlar ışığında, özniteliklerin çıkarılmasında ön planda olan tepeler arasındaki zaman farklarının kalp aritmisinin tespiti için güçlü bir öznitelik olduğuna karar verilmiştir.

İlk çalışmada çift dalgaboylu PPG sinyallerine ait tepeler arasındaki zaman farklarının güçlü bir öznitelik olduğuna karar verildikten sonra kalp aritmisinin tespiti için EKG sinyalinin kullanımı kaldırılmıştır. İkinci çalışmada sadece çift dalgaboylu PPG sinyalleri kullanılmıştır. Yapılan gerekli öznitelik çıkarımları sonucunda yüksek bir doğrulukta sınıflandırma gerçekleştirilmiştir.

Bilindiği üzere PPG teknolojisi günümüzde giderek ilerlemektedir. Artık birçok giyilebilir teknolojiye entegre edilen PPG teknolojisi bu sinyallerin kolay bir şekilde elde edilebilir olmasıyla birlikte böyle bir çalışmanın yapılmasının ana nedenleri arasında yer almıştır. Kalp aritmisinin tespitinde kullanılan EKG sinyalleri zor bir şekilde elde edilebilmektedir ve kişinin hareketlerinden, dış ortamdaki gürültülerden etkilenmektedir. Yapılan bu çalışma ile kalp aritmisinin tespitinde meydana gelen bu zorlukların ortadan kaldırılması hedeflenmiştir.

Gelecekte geliştirilecek olan ve bu tezde kullanılan öznitelik çıkarım yöntemini kullanan karar destek sistemi ile bu teknolojinin giyilebilir teknolojilere entegrasyonu

sağlanabilir. Bu sayede kişiler sağlık durumları hakkında herhangi bir sağlık kuruluşuna gitmeden kolay bir şekilde bilgi edinebilir. Ayrıca aynı öznitelikler kullanılarak kalp aritmisi dışındaki diğer kalp ve damar hastalıkları, solunum rahatsızlıkları üzerinde de çalışmalar yapılabilir. Bu çalışma PPG tepeleri arasındaki zaman farkının ihmal edilmemesi gereken güçlü bir öznitelik olduğunu göstermiştir. Ayrıca sensör siteminde gerçekleştirilen yeniliklerde yine giyilebilir teknolojilere, cep telefonlarına entegre edilebilir ve kullanıma sunulabilir.

Ayrıca geliştirilecek olan karar destek sistemi sayesinde sağlıklı kişilerin sağlık durumları giyilebilir teknolojiler veya cep telefonları ile sürekli takip altında tutularak olası bir kalp rahatsızlığının başlangıcı hastalık ilerlemeden belirlenebilir. Bu işlem şöyle öngörülmektedir. Her kişiye ait belli bir öznitelik değeri bulunmaktadır. Sağlıklı kişilerde bu değerler düşük seviyelerdedir. Zamanla kişilere ait bu değerde artış meydana gelmesi bu kişilerde rahatsızlığın başlangıcı olduğunu gösterebilir.

6. KAYNAKLAR

1. Langereis G., Photoplethysmography (PPG) System, Version 2, February 2010.
2. Oreggia, D., Physiological parameters measurements in a cardiac cycle via a combo PPG-ECG system, AEIT International Annual Conference (AEIT) 2015, IEEE, 2015.
3. Kraitl, J., Hartmut E., Optical non-invasive methods for characterization of the human health status, 1st International Conference on Sensing Technology, 2005.
4. Tamura T., Wearable photoplethysmographic sensors—past and present, Electronics, 3, February 2014, 282-302.
5. Shelley K. H., Photoplethysmography: beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate, Anesthesia & Analgesia, 105, June (2007), 31-36.
6. Anderson R. R., John A. P., The optics of human skin, Journal of investigative dermatology, 77, January (1981), 13-19.
7. Moço A. V., Sander S., Haan G. D., Ballistocardiographic artifacts in PPG imaging, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 63, September (2016), 1804-1811.
8. McEwen M. P., Reynolds J., Noninvasive monitoring with strongly absorbed light, Optica Applicata, 44, February (2014).
9. Shin H. S., Lee C., Lee M., Adaptive threshold method for the peak detection of photoplethysmographic waveform, Computers in Biology and Medicine, 39, December (2009), 1145-1152.
10. McDuff D., Gontarek S., Picard R. W., Remote detection of photoplethysmographic systolic and diastolic peaks using a digital camera, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 61, December (2014), 2948-2954.
11. Yousef Q., Reaz M. B. I., Alauddin M., Ali M., The analysis of PPG morphology: investigating the effects of aging on arterial compliance, Measurement Science Review, 12, June (2012), 266-271.
12. Suzuki T., Kameyama K., Tamura T., Development of the irregular pulse detection method in daily life using wearable photoplethysmographic sensor, Engineering in Medicine and Biology Society 2009 (EMBC 2009), Annual International Conference of the IEEE, IEEE, 2009.

13. Arnold M. A., Lingzhi L., Jonathon T. O., Selectivity assessment of noninvasive glucose measurements based on analysis of multivariate calibration vectors, 2007, 454-462.
14. Barschdorff, D., Zhang W., Respiratory rhythm detection with photoplethysmographic methods, Engineering in Medicine and Biology Society 1994, Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers, Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE, Vol. 2, IEEE, 1994.
15. Mason L., Signal processing methods for non-invasive respiration monitoring, Diss, Department of Engineering Science, University of Oxford, 2002.
16. Pham T. D., Mental-disorder detection using chaos and nonlinear dynamical analysis of photoplethysmographic signals, Chaos, Solitons & Fractals, 51, 2013, 64-74.
17. Li D., A new representation of photoplethysmography signal, International Conference on Wireless Algorithms, Systems, and Applications, Springer International Publishing, 2014.
18. Understanding Pulse Oximetry SpO₂ Concepts, Philips Medical Systems.
19. Webster J. G., Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, University of Wisconsin-Madison, Vol.1, 2006.
20. Force, Adult Obstructive Sleep Apnea Task, and American Academy of Sleep Medicine, Clinical guideline for the evaluation, management and long-term care of obstructive sleep apnea in adults, Journal of clinical sleep medicine: JCSM: official publication of the American Academy of Sleep Medicine, 5, March 2009, 263.
21. Blood Oxygen and Pulse Oximeters Tutorial, Fluke Biomedical.
22. Tavakoli, L. T., Sarpeshkar R., An Ultra-Low-Power Pulse Oximeter Implemented With an Energy-Efficient Transimpedance Amplifier, Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions On 4, January 2010, 27-38.
23. Asare L., Multi-spectral optoelectronic device for skin microcirculation analysis, Lithuanian Journal of Physics, 52, January 2012.
24. Pradhapan, P., A novel detection approach for cardio-respiratory disorders using ppg signals, International Journal of Biomedical and Clinical Engineering, (IJBCE) 1, February 2012, 13-23.
25. Pilt K., New photoplethysmographic signal analysis algorithm for arterial stiffness estimation, The scientific world journal, 2013, 2013.

26. Elgendi, M., On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals, Current cardiology reviews, 8, January 2012, 14-25.
27. Pueyo E., Coronary artery disease diagnosis by analysis of ECG depolarization, Journal of Electrocardiology, 46, 2013, 27-28.
28. Hu Y., Mak J., Liu H., Luk KDK., ECG cancellation for surface electromyography measurement using independent component analysis, International Symposium on Circuit and System, New Orleans, IEEE, 2007.
29. Vizbara V., Solosenko A., Stankevicius D., Marozas V., Comparison of green, blue and infrared light in wrist and forehead Photoplethysmography, Conference Biomedical Engineering, 78-81.
30. SFH7050 BioMon Sensor v0.2 datasheet, OSRAM Opto Semiconductors.
31. S8753 Si Photodiode datasheet, HAMAMATSU.
32. Sörnmo L., Laguna P., Electrocardiogram (ECG) Signal Processing, Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, 2006.
33. Warren K. M., Improving pulse rate measurements during random motion using a wearable multichannel reflectance photoplethysmograph, Sensors, 16, March 2016, 342.

ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Ankara'da doğdu. İlkokul eğitimini 1998-1999 yılları arasında Nazife Hatun İlköğretim Okulu, 1999-2003 yılları arasında İstiklal İlköğretim Okulu ve 2003-2005 yılları arasında Ahi Evran İlköğretim Okulu'nda tamamladı. Lise eğitimini 2005-2009 yılları arasında Elvankent Bilgi Anadolu Lisesi'nde tamamladıktan sonra lisans eğitimi için Trabzon'a Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik – Elektronik Mühendisliği bölümüne geldi. 2009-2014 yılları arasında lisans eğitimini burada tamamladıktan sonra yine aynı yerde biyomedikal alanında tezli yüksek lisansına başladı. Yüksek lisans eğitimi hala devam etmektedir.