ÇOK PARAMETRELİ İNVAZİF OLMAYAN SAĞLIK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİ TASARIMI

Ömer Ozan Kırgın
16 14 05 202

YÜKSEK LİSANS TEZİ
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Elektrik Elektronik Mühendisliği Yüksek Lisans Programı
Danışman: Doç. Dr. Nevin Taşaltın

İstanbul
T.C. Maltepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Ağustos, 2019

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI

ÖMER OZAN KIRGIN'ın "Çok Parametreli İnvazif Olmayan Sağlık Görüntüleme Sistemi Tasarımı" başlıklı tezi 05.09.2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından değerlendirilerek "Maltepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği" nin ilgili maddeleri uyarınca Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı Yüksek Lisans/~~Doktora tezi~~ oy birliğiyle/~~oy çokluğuyla~~, başarılı/~~başarısız~~ olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı. Adı ve Soyadı	İmza
Üye (Tez Danışmanı)	Doç. Dr. Nevin TAŞALTIN (Danışman)	.....
Üye	Prof. Dr. Ayben KİLİSLİOĞLU	.....
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Bahriye KARACA	.....

Prof. Dr. İlter BÜYÜKDIĞAN
Enstitü Müdürü

maltepe üniversitesi	ETİK İLKE VE KURALLARA UYUM BEYANI	Doküman No	FR-178
		İlk Yayın Tarihi	01.03.2018
		Revizyon Tarihi	
		Revizyon No	00
		Sayfa	iv/52

Revizyon Takip Tablosu

REVİZYON NO	TARİH	AÇIKLAMA
00	01.03.2018	İlk yayın.

ETİK İLKE VE KURALLARA UYUM BEYANI

01/10/2019

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarından bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilmeyen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; çalışmanın Maltepe Üniversitesinde kullanılan "bilimsel intihal tespit programı" ile tarandığını ve öngörülen standartları karşıladığını beyan ederim.

Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara razı olduğumu bildiririm.

Ömer Ozan KIRGIN

(Dokuman No: FR-178; Yayın Tarihi: 01.03.2018; Revizyon Tarihi: ; Revizyon No:00)

Hazırlayan	Kalite Koordinatörü	Kurumsal Yetkili
İlgili Birim	Dr. Öğr. Üyesi Şafak GÜNDÜZ	Prof. Dr. Belma AKŞİT

TEŞEKKÜR

Gerçekleştirmiş olduğum tez çalışmasında, süreç içerisindeki güven, yardım, katkılarıyla beni yönlendiren ve destek olan tez danışmanın değerli Doç. Dr. Nevin Taşaltın'a teşekkürü borç bilirim.

Ayrıca hayatımın her evresinde yanımda bulunan ve destek olan annem Elmas Kırgın ve babam Derviş Kırgın'a, son olarak süreç içerisinde tarafıma daima destek olan nişanlım Efili Yıldırım'a teşekkürlerimi sunarım.

Ömer Ozan Kırgın

Ağustos 2019

ÖZ

ÇOK PARAMETRELİ İNVAZİF OLMAYAN SAĞLIK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİ TASARIMI

Ömer Ozan Kırgın
Yüksek Lisans Tezi
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Elektrik Elektronik Mühendisliği Yüksek Lisans Programı
Danışman: Doç. Dr. Nevin Taşaltın
Maltepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 2019

Sağlık Bakanlığı verilerinin sunduğu 2012 tarihli rapora göre, yıl içerisinde dünya çapında meydana gelen ölümlerin yaklaşık olarak üçte birinin, kalp ve damar hastalıklarından kaynaklandığı saptanmıştır. Erken teşhisin çok önemli olduğu bu hastalık gruplarında ölçümler ve testler klinik ortamlarda yapılmaktadır. Elektrokardiyografi (EKG) ve fotopletismografi (PPG) bu konuda en önemli ölçümleri oluşturmakta ve yıllar içerisinde gittikçe daha da popüler olmaktadır. Araştırmada bu ölçümleri ve testleri mobil, minyatür, erişilebilir ve düşük maliyetli sistem ile son kullanıcının gündelik hayatına sokmak ve sağlık takibini yapmak temel amaç olarak ele alınmıştır. Bu doğrultuda geleneksel 12 problu klinik elektrokardiyografi ölçüm sistemi yerine, 2 elektrotlu ve sadece dokunarak (vücut yüzeyine yapışkan veya jel gibi katalizörler ile prob bağlantıları olmadan) elektrokardiyografi ölçümleyebilecek yeni bir sistem önerilmiştir. Dahası elektrokardiyografi ölçümü yaperken senkron olarak ve farklı dalga boyları kullanarak fotopletismografi ölçümü yapabilecek literatürde örnekleri olmayan bir sistem kurgulanmıştır. Fotopletismografi ile kalp ritim izleme ve kandaki oksijen yoğunluğu izlemenin yanı sıra, senkron yapılan ölçüm sayesinde nabız geçiş süresi de ölçülebilmektedir. Tüm sistem minyatür boyutları ile geleneksel çözümlere göre çok daha az yer kaplarken, düşük güç tüketimi sayesinde uzun süre pil ile çalışacak kabiliyettedir.

Anahtar Sözcükler:. 1. Elektrokardiyografi (EKG) Ölçümü; 2. Fotopletismografi(PPG) Ölçümü; 3. Nabız Geçiş Süresi(PPG) ölçümü.

ABSTRACT

NON-INVASIVE MULTI-PARAMETER HEALTH MONITORING SYSTEM DESIGN

Ömer Ozan Kırgın
Master Thesis
Department of Electrical and Electronics Engineering
Electrical and Electronics Engineering Programme
Advisor: Assoc. Prof. Dr. Nevin Taşaltın
Maltepe University Natural Sciences Graduate School, 2019

According to the report of Republic of Turkey Ministry of Health, almost one-third of wirldwide deaths in 2012 were caused by cardiovascular diseases. In these disease groups, where early diagnosis is very significant, measurements and tests are performed in clinical settings. Electrocardiogram (ECG) and photoplethysmograph (PPG) monitoring systems have become increasingly popular in recent years. The main purpose of this research is to introduce these measurements and tests to the daily life of end users with mobile, miniature, accessible and low cost system and to follow up the health. Accordingly, instead of the traditional 12-probe clinical electrocardiography measurement system, a system with 2 electrodes and which can measure electrocardiography by touch only (without probe connections with catalysts such as adhesive or gel on the body surface) has been proposed. Moreover, a system which has no example study in litarature and that can perform photopletismography measurement using synchronous and different wavelengths ,while electrocardiography measurement, has been designed. In addition to heart rhythm monitoring and blood oxygen density monitoring, photopletismography can be used to measure pulse transit time thanks to synchronous measurement. While the entire system takes up less space than conventional solutions with its miniature dimensions, it is capable of running on batteries for a long time due to low power consumption.

Keywords: 1. Electrocardiography (ECG); 2. Photoplethysmograph (PPG); 3. Pulse Transit Time (PTT).

İÇİNDEKİLER

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI ..... **HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.**
ETİK İLKE VE KURALLARA UYUM BEYANI ..... **HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.**
TEŞEKKÜR ..... İİİ
ÖZ ..... **HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.**
ABSTRACT ..... **HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.**
İÇİNDEKİLER ..... Vİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... İX
KISALTMALAR ..... Xİ
ÖZGEÇMİŞ ..... Xİİ
BÖLÜM 1. GİRİŞ 1
BÖLÜM 2. YÖNTEM 4

2.1.1. Elektrokardiyografi Ölçme Teknikleri 5

2.2. Fotopletismografi (PPG) 7

2.2.1. Oksijen Satürasyonu (SpO_2, Pulse Oksimetri) 9

2.3. Nabız Geçiş Süresi (Pulse Transıt Tıme, PTT) 10
2.4. Uç Nokta Ölçme Sistemleri 11

2.4.1.AFE49xx 11
2.4.2. CC26xx 12
2.4.3.TPS61099x 14

BÖLÜM 3. DİZAYN, BULGULAR VE YORUMLAR 16

3.1 Sisteme Genel Bakış 16
3.2 AFE4900 ve Güç Kaynağı 17
3.3 CC2640R2F Mikroişlemci 18
3.4. Fotopletismografi Ölçümü 19
3.5. Elektrokardiyografi Ölçümü 21

3.5.1 Lead Off Tespiti 22
3.5.2 EKG Ölçüm Uç Noktalarında Gürültü 23

3.6. Elektronik Kart (PCB) 25

3.6.1. Ana Kart 25
3.6.2. EKG Kartı 27
3.6.3 Sensör Kartı 27

3.7. Çıktılar/Ölçümler 28
BÖLÜM 4. SONUÇLAR 33
KAYNAKÇA 35

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1 - Hayati Vücut Sinyalleri 2

Tablo 2 - Optik Sensör, SFH7072[22] 20

Tablo 3 - Elektronik Kart Stack-Up Yapısı..... 26

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1 - Dünya Çapında Ölümlerin Nedenlerine Göre Dağılımları 1

Şekil 2 - Dünya Çapında Bulaşıcı Olmayan Hastalıklar Kaynaklı Ölümlerin Nedenlerine Göre Dağılımları 2

Şekil 3 - EKG Dalga Formu Ve Kalbin Bölümleri[2] 4

Şekil 4 - Standart 12 Problu EKG'nin Vektörel Görünümü[2,6] 5

Şekil 5 - Einthoven Üçgeni (Sağ Kol, Sol Kol Ve Sol Ayak Bileğinden Elde Edilen Veriler) 6

Şekil 6 - 1997-2017 Yılları Arasında PPG Yayınlarının Sayısı[10] 8

Şekil 7 - Doku Yüzeyinde PPG Tekniği Uygulaması Örneği 8

Şekil 8 - Pulse Oksimetre[20] 9

Şekil 9 - Görünür (Kırmızı) Ve Kızılötesi Modülasyonu 10

Şekil 10 - EKG Ve PPG Üzerinden PTT Yorumu 11

Şekil 11 - AFE49xx Blok Diyagramı[23] 12

Şekil 12 - CC26xx Blok Diyagramı[24] 13

Şekil 13 - TPS6109x Farklı Giriş Voltajlarında Verimlilik[25] 14

Şekil 14 - TPS61099x Blok Diyagramı[25] 15

Şekil 15 - Sistem Blok Diyagramı 17

Şekil 16 - AFE4900 Bağlantı Şeması 18

Şekil 17 - CC2640R2F MCU Şeması 19

Şekil 18 - MCU İçin Decoupling Kapasitörleri Ve GHz Ferit Bead Componentleri 19

Şekil 19 - SFH7072 Kullanılan Sensör PCB Şeması 20

Şekil 20 - AFE4900 İle Sensör Arası Bağlantı 21

Şekil 21 - 2 Elektrotlu EKG Ölçüm Devresi 22

Şekil 22 - DC Lead Off Koruma Devresi 23

Şekil 23 - AC Lead Off Yapısı 23

Şekil 24 - Standartlar Tarafından Önerilen Eş Değer Devre 24

Şekil 25 - Ana Kart PCB Layout Dizaynı 25

Şekil 26 - Diferansiyel İkili 26

Şekil 27 - EKG Elektrot Kartı 27

Şekil 28 - Senör Kartı 28

Şekil 29 – Dizgi Aşaması 28

Şekil 30 - Anakartın Ön Yüzü 29

Şekil 31 - Anakartın Yan Görünümü 29

Şekil 32 - Anakartın Akra Yüzü 29

Şekil 33 - Test Aşaması 30

Şekil 34 - HRM Verileri ve EKG Datası 31

Şekil 35 - SpO_2 Verisi ve EKG Datası 31

Şekil 36 - PPG Ve EKG Dataları ile PTT Gösterimi 31

KISALTMALAR

EKG	:	Elektrokardiyografi
PPG	:	Fotopletismografi
HRM	:	Kalp Ritmi Görüntüleme
PTT	:	Nabız Geçiş Süresi
SpO_2	:	Kandaki Oksijen Yoğunluğu
ADC	:	Analog Dijital Çevirici
TIA	:	Transempedans Yükselteci
INA	:	Enstrümantasyon Yükselteci
SPI	:	Serial Peripheral Interface
I^2C	:	Inter-Integrated Circuit
RF	:	Radio Frequency
MCU	:	Mikroişlemci
BLE	:	Bloetooth Low Energy
GPIO	:	Genel Amaçlı Giriş ve Çıkışlar
LED	:	Light Emitting Diode
PD	:	Foto diyot
PCB	:	Printed Circuit Board
ESD	:	Elektrostatic Discharge
SNR	:	Signal to Noise Ratio

ÖZGEÇMİŞ

Ömer Ozan Kırgın

Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Eğitim

Y.Ls.	2017	Maltepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Elektronik Mühendisliği ABD (devam ediyor)
Ls.	2010	Çukurova Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği
Lise	2005	Konya Ereğli Anadolu Lisesi

İş/İstihdam

2015 Gömülü Sistemler Ekip Lideri, RTM Elektronik

Alınan Burs ve Ödüller

2013 ERASMUS Burs Programı

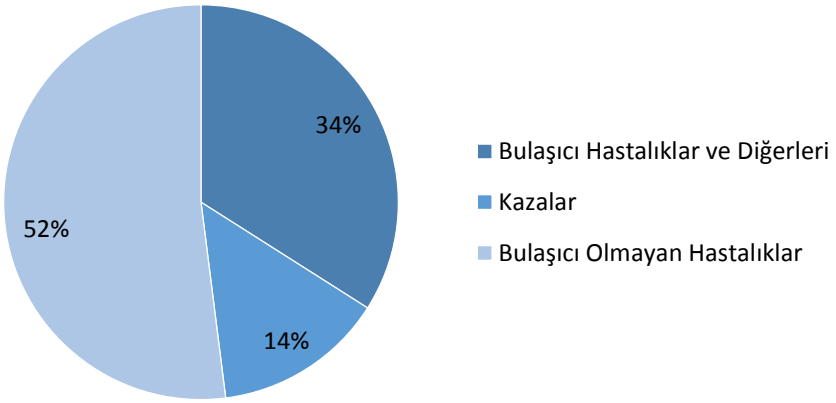
Kişisel Bilgiler

Doğum yeri ve yılı : Ereğli, 1991 Cinsiyet: E
Yabancı diller : İngilice (çok iyi); Lehçe (İyi)
GSM / e-posta : 0 (506) 622 9344 / ozankirgin@gmail.com

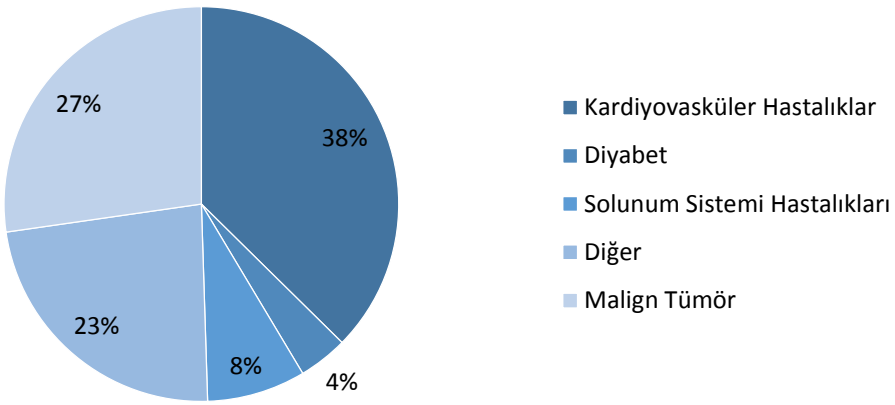
BÖLÜM 1. GİRİŞ

Günümüzde teknolojik gelişmelerin hız kazanması bir çok farklı disiplinde teknolojinin ulaşılabilirliğinin artmasına sebep olmuştur. Bu disiplinlerden en değerli olanlardan bir tanesi, insan sağlığı ve yaşamı ile doğrudan ilintili olan medikal cihazlardır. Medikal cihazlar 21. Yüzyılın başlarına kadar kişilerin bireysel kullanım alanlarında doğrudan bulunmasa da hastane, tıp merkezi ve laboratuvar gibi yerlerde ön tanı, tanı ve teşhis gibi amaçlarla uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. 21. Yüzyıl ile hızlanan teknolojik faaliyetler bu devasa ve pahalı cihazları son kullanıcıya sunmayı başarmıştır. İşbu durum, kardiyovasküler sistem gibi erken teşhisin çok önemli olduğu sistemlerin kişinin kendi sağlığını düzenli olarak takip edebilmesine olanak sağlamıştır.

2012 yılında dünya çapında yaklaşık 56 milyon ölüm meydana gelmiştir. Bu ölümlerin 38 milyonu bulaşıcı olmayan hastalıklara(BOH) bağlıdır. Bulaşıcı olmayan hastalıklara bağlı ölümlerin 46,2'si (17,5 milyon) kalp ve damar hastalıklarına bağlıdır [1].



Şekil 1 . Dünya Çapında Ölümlerin Nedenlerine Göre Dağılımları



Şekil 2 . Dünya Çapında Bulaşıcı Olmayan Hastalıklar Kaynaklı Ölümlerin Nedenlerine Göre Dağılımları

21. Yüzyıla'a kadar hastane ortamında ölçümü mümkün olan hayati parametrelerin bir çoğu doğrudan kardiyovasküler sistem sağlığı ile alakalıdır. Bu parametrelerin izlenmesini sağlayan cihazlar, teknolojik alandaki gelişmeler sayesinde evlerimize, ofislerimize ve daha bir çok yaşam alanımıza doğrudan nüfuz etmiştir[1].

Söz konusu hayati parametlerden 8 tanesi aşağıdaki tabloda belirtilmiştir[2]:

Tablo 1 . Hayati Vücut Sinyalleri

Elektrokardiyografi(EKG/ECG)	Kalp Atış Hızı
Fotopletismografi(PPG)	Kalp Atış Hızı Değişkenliği(HRV)
Kan Şeker Seviyesi	Solunum Hızı
Kan Basıncı	Kandaki Oksijen Satürasyonu(SpO_2)

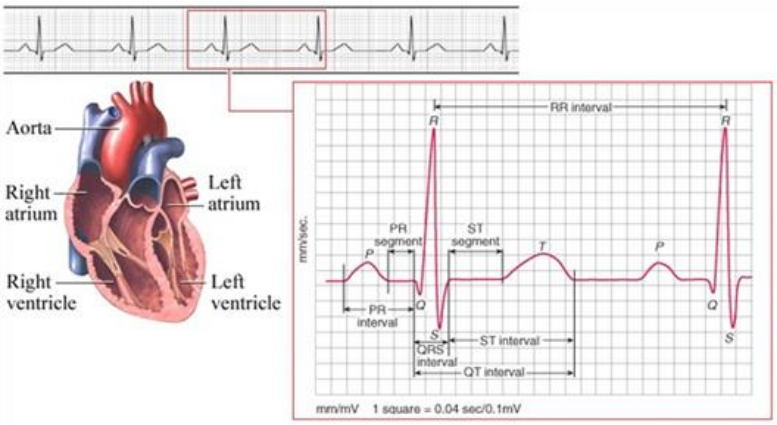
Tablo 1.1'de belirtilen 8 hayati parametreden EKG/ECG, PPG, Kalp Atış Hızı, SpO_2 ve bunlara ek olarak PTT parametrelerinin ölçülmesi ve yorumlanması araştırmanın odak noktası olacaktır. İşbu durum sonucu tezin ilk kısmında, söz konusu parametrelerin ölçümlenebilmesi için kullanılmış ve kullanılan, geliştirilmiş ve

geliştirilmekte olan altyapılara ve hatta teknolojik gelişmelere değinilmiştir. Literatür sınırlılıkları ve problemleri incelenmiş ve alternatifler yaratılmıştır. Çalışma deneysel olarak gerçekleştirilmiş olup modellemeler , simülasyonlar ve çıktılar yapılmıştır.

BÖLÜM 2. YÖNTEM

2.1. Elektrokardiyografi (EKG)

Elektrokardiyografi ölçümleme teknikleri, sınırlılıklar ve alternatif senaryolara geçmeden önce, elektrokardiyografinin(EKG) temelini anlamak son derece önem arz etmektedir. EKG başta kalp hastalıkları olmak üzere ruhsal ve psikolojik hastalıkların teşhisinde ve hatta rutin sağlık kontrollerininde yapılan başlıca tetkiklerin bir parçası haline gelmiştir. Kalp kaslarının her bir hareketinde ortaya çıkan ve çok küçük birimlere sahip olan elektriksel değişimler ve bu değişimlerin gösterdiği farklılıklar sayesinde bir çok kalp problemi EKG ile teşhis edilebilmektedir[2,3]. EKG ile elde edilen ve gözlemlenebilen elektriksel aktiviteler ile kalp atışı buna bağlı olarak kalp ritmi ve tüm bunların toplamı olan kalp sağlığı yorumlanabilir hale gelmektedir.

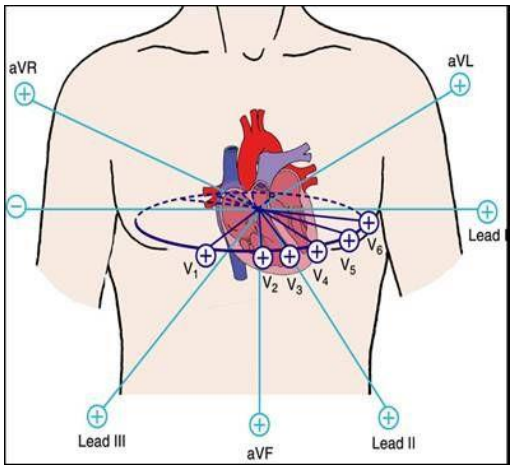


Şekil 3. EKG Dalga Formu Ve Kalbin Bölümleri[2]

Kalp üzerinde bulunan tüm hücrelerin ve görevli parçacıkların elektriksel aktivitesi, vücut yüzeyinin elektriksel potansiyelinin vektörel ve diferansiyel olarak ölçümlenebilen EKG ile anlamlandırılabilir hale gelir. Tipik bir EKG dalgasının bileşenleri: P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgasından oluşmaktadır. EKG'yi oluşturan her bir dalga parçacığı kalp üzerinden elektriksel aktiviteden meydana gelir. Kalp kulakçıklarındaki uyarımla birlikte meydana depolarizasyon P dalgasının meydana gelmesine sebeb olur. P dalgası ve QRS kompleksi arasında kalan süreç kalp karıncık bölgelerinin depolarizasyonundan önce kulakçıkların tam kasılma sağlaması için geçen süreyi temsil eder. QRS kompleksi kalbin karıncık bölgesinde meydana gelen depolarizasyonu temsil eder ve genellikle EKG'deki en güçlü dalgaları oluşturur. Bir

periyottaki son dalga formunu T dalgası oluşturur ve kalp karıncık bölgelerinin repolarizasyonunu temsil eder[2,4,5].

Vücut yüzeyinin çeşitli bölgelerinden yapılan diferansiyel ölçümlemeler EKG vektörlerini sembölize ederler. Standart klinik EKG ölçümlemeleri şekil 4'te görülen 12 adet vektörü, bilinen adıyla probu temsil eder.



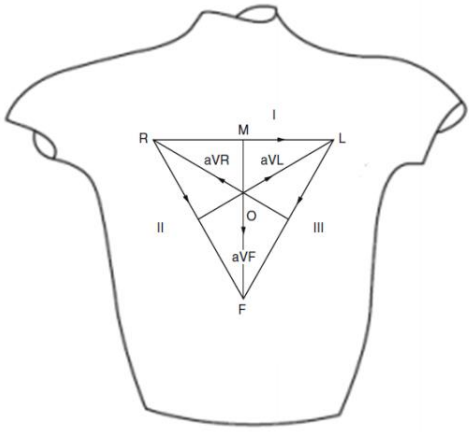
Şekil 4. Standart 12 Problu EKG'nin Vektörel Görünümü[2,6]

2.1.1. Elektrokardiyografi Ölçme Teknikleri

Araştırmanın devamındaki bölümlerde bahsedilecek olan dizaynda kullanılan yönteme ışık tutmak adına vektörlere derinlemesine değinilecektir.

Bölüm 2.1'in altında anlatılan ve geleneksel klinik yöntemlerinde kullanılan 12 vektörün 6 tanesi vücut yüzeyine paralel konumlandırılıp frontal olarak adlandırılırken diğer 6 tanesi yücut yüzeyine dik konumlandırılıp prekordiyal olarak adlandırılır.

Frontal EKG probları üç farklı elektrotun ve hatta artıdan bir eletrotun referans olarak kullanılması ile dört adet elektrotun vücut yüzeyine paralel prob olarak yerleştirilmesi ile tanımlanmaktadır. Bu proplar genellikler sağ kol (RA), sol kol (LA) ve sol ayak bilek (LL) olacak şekilde yerleştirilir ve bu üçgen şeklinde yerleştirilen algılama elektrotları Einthoven üçgeni (Şekil 5) olarak da bilinmektedir[2,7,8].



Şekil 5. Einthoven Üçgeni (Sağ Kol, Sol Kol Ve Sol Ayak Bileğinden Elde Edilen Veriler)[2]

6 frontal Şekil 5'te görülen Eninthoven üçgeni üzerinden elde edilir. 6 frontal değerinin üç tanesini üçgenin I, II ve III numara ile temsil edilen kenarları bir başka bakışla üçgenin kendisi problardan elde edilen vektörleri temsil etmektedir. Bu üç proba ek olarak, iki probdan elde edilen değerin ortalamasının üçüncü probun değerinden çıkararak 3 adet sanal frontal elde edilir(sana ayak bileği, sanal sağ ve sanal sol). Bu değerlerin sanal prob olarak adlandırılmasının nedeni, büyüklüklerinin fiziksel problar vasıtası ile elde edilen frontal değerlerinin yaklaşık 1.5 katı olması. Bu durum EKG hesaplama denklem dizileri ile denlem 1.1, 1.2, 1.3, 1.4, 1.5, 1.6'da matematiksel olarak gösterilmiştir[2].

$$I = LA - RA \tag{1.1}$$

$$II = LL - RA \tag{1.2}$$

$$III = LL - LA \tag{1.3}$$

$$aVF = LL - \frac{1}{2}(LA+RA) \tag{1.4}$$

$$aVR = RA - \frac{1}{2}(LA+LL) \tag{1.5}$$

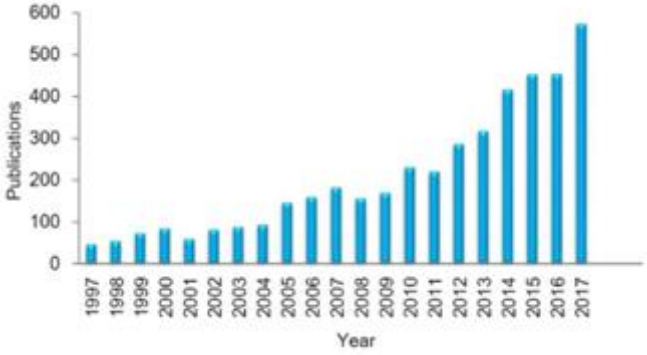
$$aVL = LA - \frac{1}{2}(RA+LL) \tag{1.6}$$

Arştırmada 12 prob yerine, sanal probların değerlerinin yüksek olması neticesinde, az sayıda fiziksel prob ve ek olarak sanal probların kullanılması ile elektrot sayısının araştırmanın amacına uygun ölçümlemeler yapabilme kabiliyetini kaybetmeksizin azaltılması amaçlanmıştır. Bu amaç klinik/tıp literatüründe araştırılmış olup 2 veya 6 elektrot içeren EKG sistemleri belirli klinik ve araştırma uygulamaları uygulamaları için 12 elektrotlu EKG yerine ikame edebilir sonucuna ulaşılmıştır[6]. Ve fakat, sistem ölçümlerinin sağlıklı olması, araştırmanın temelindeki verilere ulaşmanın ve doğruluk payının arttırılması açısından bir sonraki bölümde incelenecek olan fotopletismografi ek parametre de değer sağlayıcısı olarak kullanılmıştır.

2.2. Fotopletismografi (PPG)

Kalp atışının başlangıcı ve bitişi (depolarizasyon ve repolarizasyon evresi) kalp döngüsü olarak adlandırılır[9]. Kalp döngüsü iki ana aşamadan oluşur: ventriküler diyastol ve ventriküler sistol. Diyastol veya gevşeme fazında, kan kulakçıklara akar ve damarlardaki basıncın düşmesine sebep olur. Sistolde veya kasılma evresinde, ventriküllerden (karıncıktan) dışarı pompalanır, vücuda dağılır ve basıncın artmasına sebep olur[9,10]. Bu döngü sürekli devam eder ve sistemin çalışmasını sağlar ve fakat döngü içerisindeki değişkenlikler bir başka parametreyi gün yüzüne çıkarır: kalp atış değişkenliği (HRV).

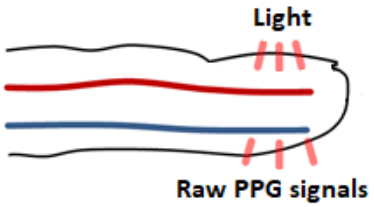
Kardiyovasküler sistem sağlığı takibinde ve özelinde kalp ritmi izleme sistemlerinde çeşitli yöntemler vardır[11]. Elektrokardiyografi (EKG), analog çeviriciler ve kardiyofrekans metreler kalp ritmi ve farklı kardiyovasküler sistem parametrelerini ölçümlemede kullanılan ana ekipmanlardır. Aynı şekilde fotopletismografi (PPG) kalp atış değişkenliği (HVR) ölçümlemede kullanılır. PPG'nin taşınabilir, ucuz, erişilebilir ve invazif olmaması çok çeşitli alanlarda kullanılmasına olanak tanır. Diğer ölçümleme tekniklerine göre de geliştirme aşamasında sinyal işleme ve algoritma altyapısı daha basittir[12]. Son 20 yılda PPG tekniği ile ilgili yapılan çalışmalarda ciddi bir artış gözlemlenmektedir(Şekil 6).



Şekil 6. 1997-2017 Yılları Arasında PPG Yayınlarının Sayısı[10]

PPG tekniği hakkında yayınlanan makale sayısının gün geçtikçe ciddi artış göstermesindeki temel nedenlerden birisinin, kardiyovasküler sistem sağlığı izleme ve görüntüleme alanında yapılan ciddi çalışmalar olmasının yanı sıra tekniğin kardiyovasküler sistem sağlığı hakkında önemli veriler sağlaması da çok önemli bir faktör olarak gösterilmektedir[9,13].

Fotopletismografi (PPG) ise görünebilir veya görünemez ışık yardımı ile bu hacimlerdeki değişikliklerin ölçümlenmesine verilen isimdir. Işık belirli bir yoğunluk ve dalga boyunda doku üzerinde (Şekil 7) ve hatta içerisinde hareket ederken soğurma, yansıma gibi çeşitli optik olaylarla karşı karşıya kalır. İnsan dokusu ışığı soğurma ve yansıtma gibi optik olaylara karşı oldukça kararlı bir yapıya sahiptir ve fiziksel şeklini genellikle korur ve fakat çoğunlukla kan akışı nedenli değişiklikler doku yüzeyinde ve içerisinde meydana gelir. Bu değişiklikler periyodiktir ve kalp atışı ile senkronizasyon içerisindedir. Kullanılan filtreler, sinyal işleme yöntemleri ile optik değişiklikler elektriksel sinyal formuna dönüştürülüp anlamlandırılır, böylelikle istenilen parametreler elde edilmiş olur.



Şekil 7. Doku Yüzeyinde PPG Tekniği Uygulaması Örneği

2.2.1. Oksijen Satürasyonu (SpO_2, Pulse Oksimetri)

Pulse oksimetre, invazif olmayan methodla insan kanındaki oksijen satürasyonunu ölçmek için klinik ve araştırma amaçlı yararlı bir araçtır[14,15]. Oksijen satürasyonunun pulse oksimetri (SpO_2) ile ölçümlenmesi kronik obsrüktif akciğer hastalığı (KOAH) hipokseminin değerlendirmesinde ve kontrolünde kullanılabilir[16] [17-19].

Belirli dalga boylarındaki (kırmızı = 660mm ve kızılötesi = 940nm) Kliniklerdeki pulse oksimetreleri, bir tarafı LED'li ve diğer tarafı foto algılayıcılı parmak klipsi tip proba sahiptir (Şekil 8). Parmağın bir tarafından yayılan ışık doku, temiz kan ve kirli kandan geçerek dedektörde toplanır. Işığın büyük bir kısmı dedektöre ulaşmadan önce absorbe edilir ya da yansıtılır. Kalp atışları ile kan basıncının değişmesi döngüsü sırasında veya çevresel yansımalarla gelen ve dokuya etki eden ışıklar zamanla değişiklik göstermektedir.



Şekil 8. Pulse Oksimetre[20]

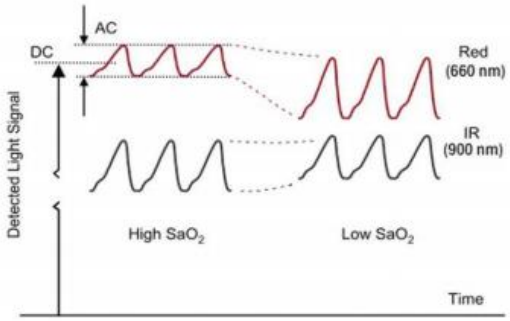
Kanda oksijen taşıyıcı olarak görev yapan hemoglobinlerin ayrıştırılması ve algılanabilmesi için pulse oksimetrelerde kırmızı ve kızılötesi ışıklar kullanılır. Oksijen taşıyan hemoglobinler (HbO_2) görünür ışığı ve kızılötesi ışığı oksijen taşımayan hemoglobinlere (Hb) göre daha farklı absorbe ederler (Şekil 9). HbO_2 parlak kırmızı olarak yansıma yaparken, Hb koyu kahve olarak yansımaktadır. DC sinyal doku, kirli kan, kılcal damar, kemik vb. yapılardaki absorbasyonu temsil ederken, üzerine eklenen AC sinyal temiz kanı temsil eder. Kardiyovasküler sistem ile senkronize olarak

şekillenen AC sinyal, DC sinyalin yaklaşık olarak %1 seviyesindedir. Bu perfüzyon indeksini yüde olarak ifade eder. Bu oran yaklaşık olarak R olarak hesaplanabilir (Denklem 2-1).

$$R = (AC_{rms,\ kırmızı} / DC_{kırmızı}) / (AC_{rms,\ kızılötesi} / DC_{kızılötesi}) \quad (2.1)$$

SpO_2 hesaplamanın standart modeli Denklem 2-2'de gösterildiği gibi tanımlanır. Bu klinik cihazlar literatüründe bağlayıcı olarak kullanılır ve doğru yüzde hesaplanır ama uygulama spesifik cihazlarda doğruluk payını yüksek tutmak için SpO_2 ölçümlemelerinde deneysel kalibrasyon kullanılır.

$$\%\ SpO_2 = 110 - 25 \times R \quad (2.2)$$



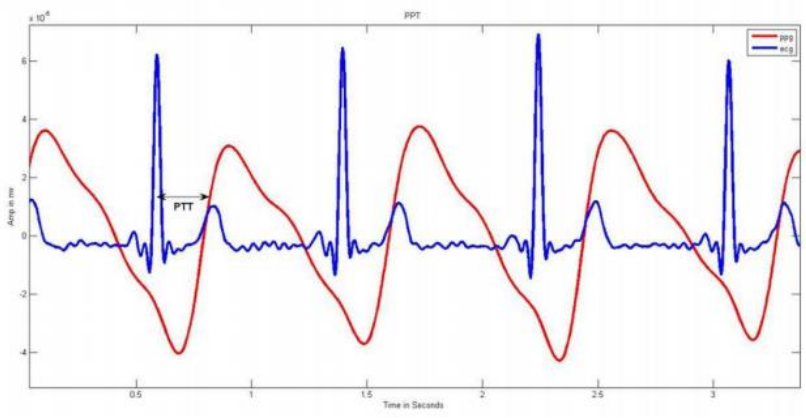
Şekil 9. Görünür (Kırmızı) Ve Kızılötesi Modülasyonu[21]

Bu araştırma SpO_2'nin hesaplanmasından ziyade iyi kalite bir PPG sinyali elde etmeye odaklanacaktır çünkü iyi bir PPG sinyali ile kalp ritmi ile alakalı birçok bilgi elde edilebilir. Bu noktada ilerleyen bölümlerde PPG'nin temel unsurlarını oluşturan ve ölçüm kalitesini doğrudan etkileyen LED ve dedektör üstüne inceleme yapılacak ve önerilerde bulunulacaktır[21].

2.3. Nabız Geçiş Süresi (Pulse Transıt Tıme, PTT)

Şekil 10 tipik bir EKG dalga formunu (mavi) ve PPG dalga formunu (kırmızı) temsil etmektedir. EKG dalga formundaki R tepe noktası ve kan basıncının eller ve ayaklara ulaştığı noktadaki zaman farkına PTT denir [22]. Bu araştırmada EKG ve PPG verilerinin senkron olarak ölçümlenmesi PTT değerini ölçmeye imkan sağladığı gibi verinin doğruluk payı geleneksel sistemlere nazaran yüksek olacaktır. Çünkü geleneksel

sistemlerde EKG ve PPG verileri ayrı ayrı ölçülmekle birlikte yazılım algoritmaları ile birleştirilmekte ve PTT değeri elde edilmektedir.



Şekil 10. EKG Ve PPG Üzerinden PTT Yorumu[22]

2.4. Uç Nokta Ölçme Sistemleri

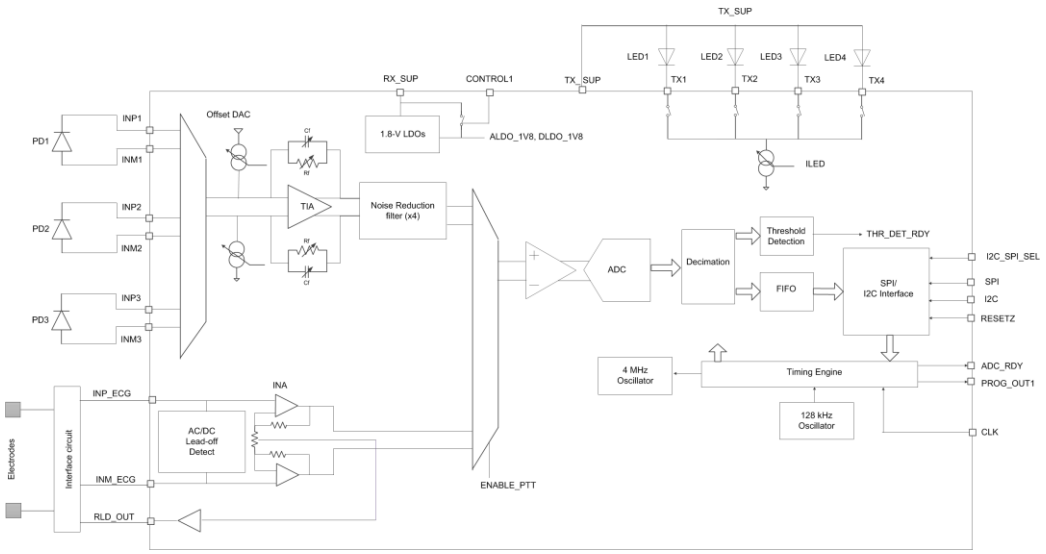
Son yıllarda yarı iletken teknolojilerindeki ilerlemenin hızlı yol katetme göstermesi ölçümleme için kullanılan CMOS ve yarı iletken tümleşik devrelerinin küçülmesine ve daha az hata oranıyla çalışmasına olanak sağlamıştır. Bu bölümde yarı iletken üreticilerinden seçilen bio-sensörler için geliştirdikleri, özelleştirilmiş tümleşik devre elemanlarına odaklanılacaktır.

2.4.1.AFE49xx

AFE49xx tümleşik devresi, senkron elektrokardiyografi (EKG) ve fotopletismografi (PPG) sinyal kazanımları için özelleştirilmiş bir analog uç nokta birimidir. Bu uç nokta belirtilen kabiliyetlerinin yanı sıra, kalp ritmi görüntüleme (HRM) ve kandaki oksijen satürasyonunu görüntülemede optik bir bio-sensör arayüzü olarak kullanılabilir. PPG sinyal ölçümü için dört adete kadar LED ve üç adete kadar fotodiyot (PD) destekler. LED'lerin herhangi bir kayba uğramadan tam olarak açılabilmesi için dahili bir LED sürücüsü de içermektedir. Bu durum piyasada mevcut bulunan bir çok tümleşik devrenin önüne taşımaktadır. Fotodiyot üzerinden sağlanan akım, transempedans amplifikatörü (TIA) ile voltaja çevrilir ve ardından dahili analog-dijital (ADC) çevirici ile dijital veri haline getirilir (Şekil 11). Elektrokardiyografi sinyali için ayarlanabilir kazanca sahip bir ensrümantasyon yükselteci (INA) ve aynı şekilde analog-dijital (ADC) çevirici birimi bulunur (Şekil 11). Bir çok üretici de

olmayan, geleneksel EKG ölçüm cihazlarında sağ ayak (RL) referanslama noktasına sahip bir yapı da mevcuttur: sağ ayak sürücüsü (RLD). EKG ve PPG üzerinden sağlanan ADC verileri 128 örnekleme olarak entegre içerisinde saklanır ve ilk giren ilk çıkar (FIFO) yapısı ile okumaya olanak tanır. Mikro işlemci arayüzü olarak en çok kullanılan çevresel birimlerden olan SPI ve I2C arayüzleri tümleşik devre üzerinde mevcuttur[23]. Ayarlanabilir kazanç, yüksek ADC çözünürlüğü, dijital ve analog verileri 128'e kadar üzerinde depolayabilme, dahili transempedans yükselteci, enstrümantasyon yükselteci, PPG için özelleştirilmiş kayıpsız girişler ve dahili LED

sürücüsü, EKG için özelleştirilmiş girişler ve RLD sürücüsü, düşük güç tüketimi ile pilli uygulamalarda kullanılabilir olması ve son olarak çevresel birimler ile haberleşmede kullanılan SPI ve I2C arayüzleri nedeni ile araştırmada tercih edilmiştir.



Şekil 11. AFE49xx Blok Diyagramı[23]

2.4.2. CC26xx

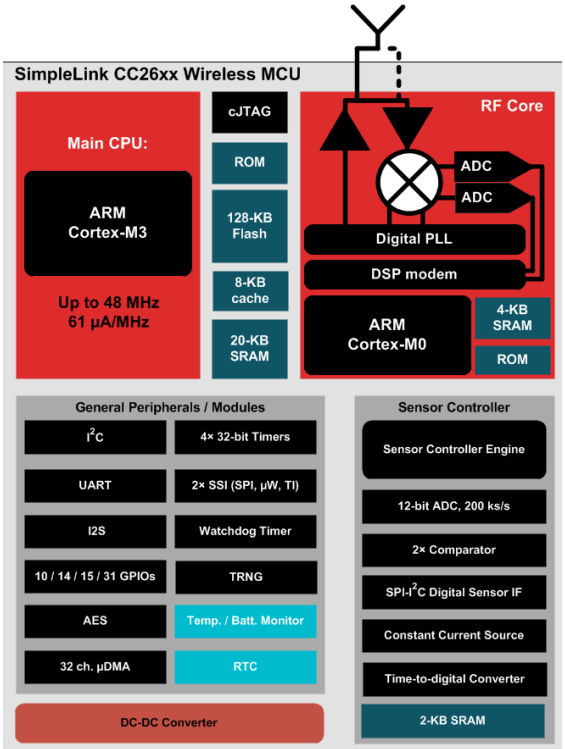
CC2640 serisi, üzerinde dahili Bluetooth 4.2 ve Bluetooth 5 bulunduran, düşük güç tüketimli uygulamalar için özelleştirilmiş kablosuz mikroişlemcidir[24].

SimpleLink^{TM} üyesi olan CC26xx ailesi barındırdığı ileri teknoloji ve düşük güç tüketimine rağmen erişilebilir fiyat bandında bulunmaktadır. RF ve MCU'nun aktif sinyallerinin çok düşük seviyelerde olması güç tüketimini minimum seviyelere indirmekte, bu durum bataryalı uygulamalar, süper kapasitör uygulamaları ve dahi energy-harvesting uygulamaları, bu mikroişlemci beraberinde getirmektedir[24].

CC26xx ailesi düşük güç tüketimli Bluetooth (BLE)'un yanı sıra, ana işlemci olarak 48 MHz'de çalışan 32-bit ARM Cortex-M3 çekirdeğine sahiptir (Şekil 12). Dahası, özgün yapıya sahip düşük güç tüketimine sahip sensör kontrolcüsü de beraberinde çekirdekle birlikte gelmektedir. Bu yapı sistem uyku modunda ile sensörden gelen analog ve dijital verileri otonom olarak toplamak üzerine kurulmuş ve bu yapı mevcut literatürde bulunan birçok mikrokontrolcü ailesinde bulunmamaktadır. Kullanım kolaylığı, küçük boyutları ve uzun batarya ömrü sağlamasından dolayı bu uygulamada tercih edilmiştir[24].

Dahası, mikroişlemci Bluetooth katmanı ve bu katmanı sürebilmek için gerekli yapıyı koşmak için, içerisinde dahili olarak ARM Cortex-M0 işlemcisi bulundurmaktadır (Şekil 12). Tüm sistem performansını iyileştiren, düşük güç

tüketimini sağlayan bu farklılık, birden fazla kritik datanın toplandığı uygulamalarda ortaya çıkabilecek data kaybı, bellek problemi gibi unsurları da ortadan kaldırmaktadır. Söz konusu bu durum araştırmada kullanılacak mikroişlemci seçimindeki en önemli noktalardan birisi olmuştur[24].

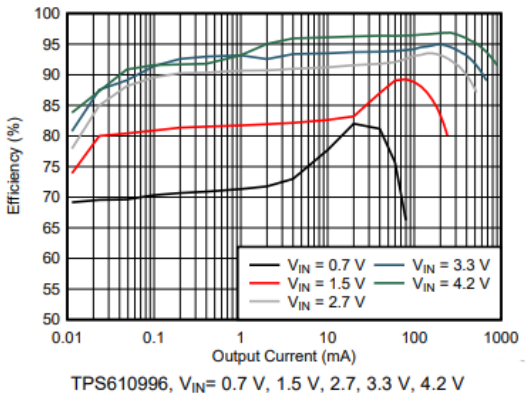


Şekil 12. CC26xx Blok Diyagramı[24]

2.4.3.TPS61099x

TPS61099x ailesi çok düşük quiescent akımına (1-uA) sahip senkron boost converter sınıfındadır. TPS61099x, alkali pil, şarj edilebilir NiMH batarya, Li-Mn batarya veya şarj edilebilir Li-Ion batarya'lar için yüksek verim altında çalışması gereken, görünebilir veya görünemez ışık uygulamalarında ve uzun batarya ömrünün kritik olduğu uygulamalarda kullanılmak üzere dizayn edilmiştir. Sistemin PPG ölçümü yapacak olması (görünür ve görünmez ışık bantlarında) bu parçayı araştırmanın vazgeçilmezlerinden kılmaktadır[25].

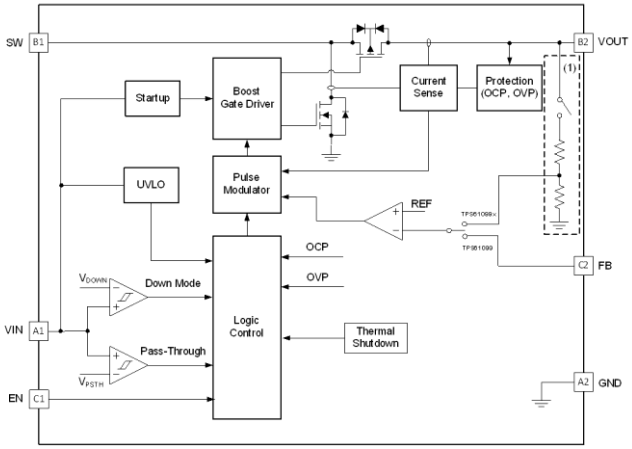
TPS61099x boost converteri hysteretic kontrol topolojisi kullanarak maksimum verimlilik ve minimum quiescent akımı sağlamaktadır. Görünebilir veya görünemez ışığın yük olarak kullanıldığı uygulamalarda 1-uA gibi düşük quiescent akımı tükettiği gibi, %95 ve üzerine varan verimliliği söz konusudur (Şekil 13). Bu parça 300mA çıkış akımı vererek 3.3V'dan 5V'a çevirme işlemi yapabildiği gibi, 200mA bandında %93 verimlere ulaşmaktadır[25].



Şekil 13. TPS6109x Farklı Giriş Voltajlarında Verimlilik[25]

Bu aile aynı zamanda down modu ve pass-through modu gibi uygulama spesifik modları da içerisinde bulundurmaktadır. Down mod, giriş gerilimi hedeflenen sabit çıkış geriliminden yüksek olduğu anda dahi çıkış gerilimini sabit tutacak şekilde işlem yapmaktadır. Pass-through mod ise, çıkış geriliminin giriş gerilimi ile aynı olduğu ve birbirlerini tekip ettikleri moddur. $V_{IN} > V_{OUT} + 0.5V$ olduğunda down moddan çıkar ve pass-through moduna geçer (Şekil 14)[25].

TPS61099x gerçek çalıştırmayı durdurma, kapatma fonksiyonuna sahiptir. Bu fonksiyon aktif edildiğinde yük ve giriş tamamen birbirinden ayrılır ve bu durum enerji tüketimini ortadan kaldırır[25].



Şekil 14. TPS61099x Blok Diyagramı[25]

Düşük güç uygulamalarında ve hassas ölçümlerin yapıldığı uygulamalardaki en kritik noktalardan birisi güç yönetimi ve çeviricileridir. Güç yönetim birimi enerji kaybını minimuma indirmeli ve sistemde voltaja ve akıma bağlı dalgalanmalara sebebiyet vermemelidir. Kayıpları minimal seviyelere indirmesi, bir çok modu üzerinde bulundurması, yüksek verimliliği ve tüm bunların yanında, termal koruması yüksek akım koruması (OCP), yüksek gerilim koruması (OVP) ve düşük gerilim koruması (UVLO) gibi başlıca sebeplerden dolayı araştırmada tercih edilmiştir.

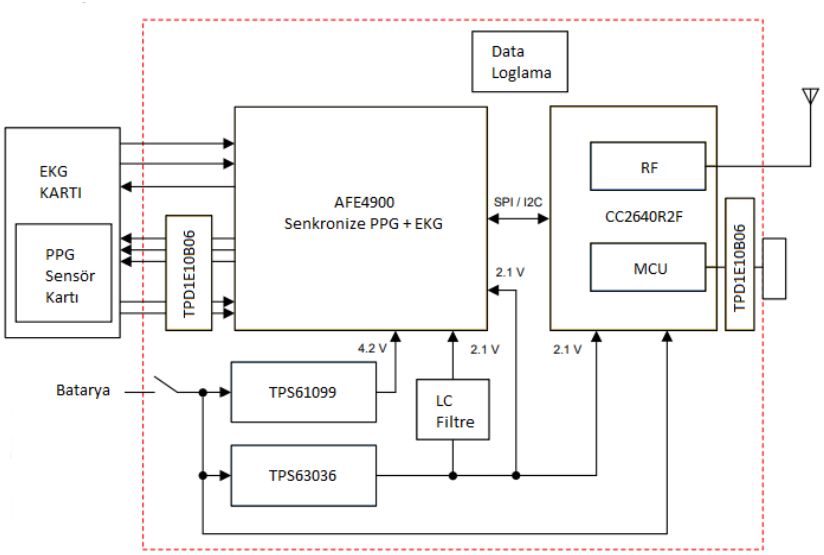
BÖLÜM 3. DİZAYN, BULGULAR VE YORUMLAR

Bu bölümde yapılan dizayn teorisi ve gerekli hesaplamalar üzerinde durulacaktır. Dizayn için gerekli donanımsal yapılar ve dahi yazılımsal gereklilikler anlatılacak, tasarlanan sistemin üzerinde genel bir bakış oluşturulacaktır.

3.1 Sisteme Genel Bakış

Şekil 15 çok parametreli kardiyovasküler sistem sağlığı takip blok diyagramını göstermektedir. AFE4900 senkronize EKG ve PPG ölçüm uç noktası olan bio-sensördür. AFE4900 uç noktası dahili LED sürücü barındırdığı gibi fotodiyorlardan gelecek sinyalleri algılayacak girişlere de sahiptir.CC2640R2F mikroişlemcisinin SPI ve I2C üzerinden iletişim kurduğuna Bölüm 2.3.3'de değinilmişti. Hızlı olması ve kolay entegrasynu nedeni ile SPI ile uç nokta arasında iletişim tercih edilmiştir[22].

Sistemin enerjilenmesinde 3V, 500mA'lik CR3032 batarya kullanılmıştır. CR3032(3V, 500mA) pil ile 100 saat kesintisiz ölçüm yapabilecek şekilde tasarlanmıştır. Saniyede 1 iletim yaparak ise 30 gün boyunca pil ömrü ayakta kalacaktır. TPS61099 boost converter bileşeni, AFE4900 uç noktasının TX_SUP pinini aktif ederek, PPG için gerekli olan dahili LED sürücüyü çalıştırır. TPS63036 buck-boost converter bileşeni AFE4900 ve CC2640R2F için gerekli olan gerilim değerlerini sağlar. Sistemde data loglama için birime yer verilmiş olsa da araştırmanın asıl konusu dışında olduğu için çalışmalar sırasında dahil edilmemiş, sonrasında yapılacak çalışmalar için hazır olarak bekletilmektedir. Sistem üzerine bataryaalgılama indikatörü, düşük batarya algılama, BLE bağlantı durumu ve elektrotlarda sinyal olup olmadığını algılayacak LED'ler bulunmaktadır. Doğrudan insan teni ile temas halinde olacak yapının, vücut yüzeyinde birikmiş olan yüklere maruz kalmaması adına ESD (elektro static discharge) diyotlar (TPD1E10B06) ile koruma altına alınmıştır. Dizayn temelde üç elektronik karttan (PCB) oluşmaktadır: ana kart, EKG kartı ve sensör kartı[22].



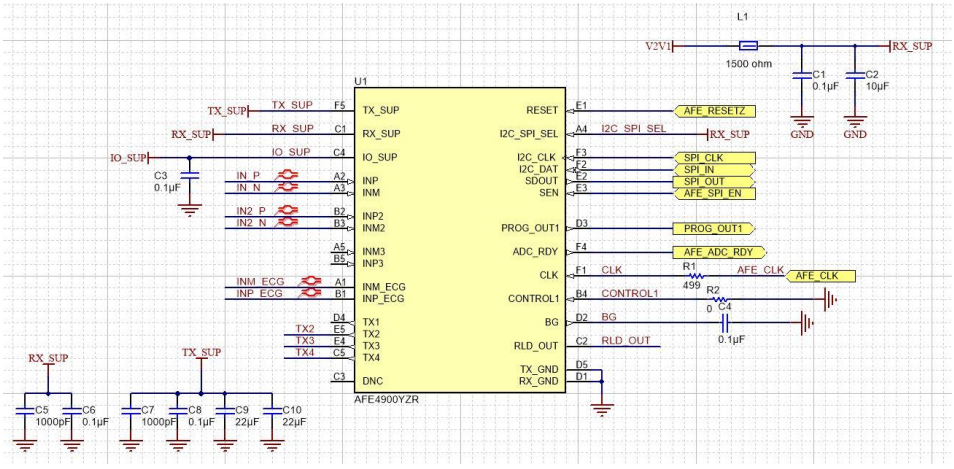
Şekil 15. Sistem Blok Diyagramı

3.2 AFE4900 ve Güç Kaynağı

Şekil 16 AFE4900 üzerinde farklı bağlantıları göstermektedir. AFE4900 üç farklı güç seviyesine ihtiyaç duyar: TX_SUP, RX_SUP ve IO_SUP. Bunlardan TX_SUP (4.2V) TPS61099 birimi ile elde edilir. RX_SUP (2.1V) ve IO_SUP (2.1V) TPS63036 birimi ile elde edilir. PPG ölçümünde önemli noktalardan birisi olan LED sürücü TX2, TX3 ve TX4 pinleri üzerinden bağlantı ile tamamlanır. Yansıyan ışığın algılanmasında kullanılacak olan PD, uç noktanın INP-INM ve INP2-INM2 pinleri eşleştirilir. EKG ölçümü için elektrotlardan gelen sinyaller AFE4900'ün INP_ECG ve INM_ECG pinleri aracılığı ile algılanır. RLD sinyali ise RLD_OUT pini üzerinden sağlanır.BG pini uç nokta içerisinde bandgap voltajına bağlıdır bu nedenle BG pini 100nF decoupling kapasitörü ile GND seviyesine bağlıdır. I2C_SPI_SEL pini, SPI ve I2C haberleşme arayüzleri arasında seçim sağlatmaktadır. Araştırma kapsamında SPI arayüzü kullanılacağı için doğrudan RX_SUP pinine bağlanmıştır. AFE4900'un CONTROL1 pini internal LDO'yu (low-dropout regulator) aktif veya pasif hale getirmek için kullanılır. Bu dizayn için internal LDO aktif olacağı için GND bağlantısı yapılmıştır[22].

Beslme bağlantıları çevresel faktörlerden minimum seviyede etkilenmesi için ve dizaynın EMI (electromagnetic interference) problemleri yaşamaması için farklı frekans bantlarına etki edecek decoupling kapasitörleri ile desteklenmiştir. Bunlara ek olarak

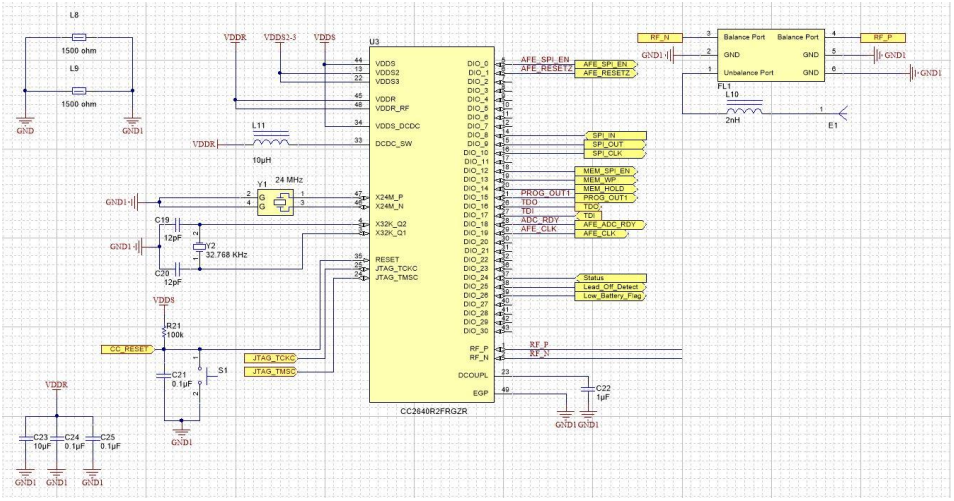
RX_SUP pini çalışmalarda gözlemlenen olası problemlerden sakınmak adına ferrite bead ve kapasitör kullanılarak filtrelenmiştir.



Şekil 16. AFE4900 Bağlantı Şeması

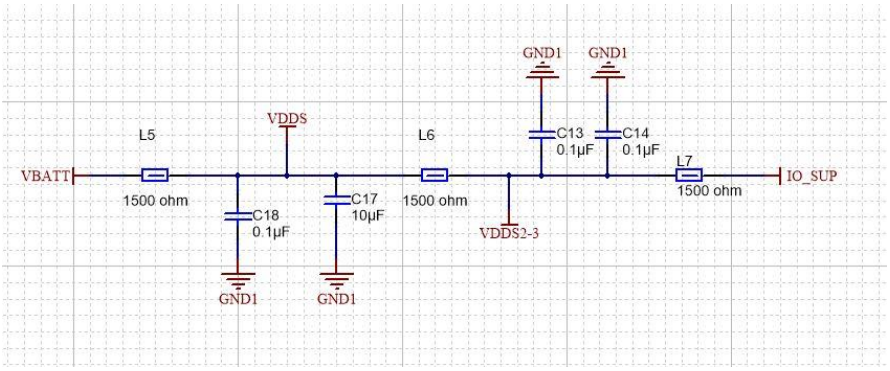
3.3 CC2640R2F Mikroişlemci

Şekil 17 CC2640R2F mikroişlemcisine ait konfigürasyonları ve şemayı göstermektedir. MCU için VDSS (2.1V) güç kaynağı TPS63036 biriminden sağlanmaktadır. VDDR güç kaynağı, CC2640R2F mikroişlemcisi içerisinde dahili olarak bulunan DC/DC çevirici kullanılarak sağlanmaktadır ve ferrite bead ve kapasitör gibi filtreleme elemanları ile bağlantı sağlanmaktadır. Y1 24 MHz'lik yüksek frekans bir harici clock birimi iken Y2 32 KHz'lik düşük frekans bir harici clock birimidir.GPIO pinleri ise harici bellek, AFE4900 arayüz bağlantıları, SPI arayüzü, LED sürücüler vb. gibi işlemer için ayrılmış ve kullanılmıştır[22]. RF uç noktasının bağlantısında balun yapısı kullanılarak ayarlamalar yapılmıştır ve RF sinyalin olası yansıma veya kaybı engellenmiştir.



Şekil 17. CC2640R2F MCU Şeması

VBATT ile VDSS bağlantısı L5 çip ferit bead (GHz gürültü bastırma) parçası ile MCU üzerine düşük gürültü düşmesi yapılmıştır.Aynı şekilde 2.1V beslemesi, VDDS2 ve VDDS3 pinlerine L6 çip ferit bead parçası üzerinden yapılmıştır[22]. Tüm bunlara ek olarak C23 ve C24 decoupling kapasitörleri kullanılmıştır (Şekil 18).



Şekil 18. MCU İçin Decoupling Kapasitörleri Ve GHz Ferit Bead Componentleri

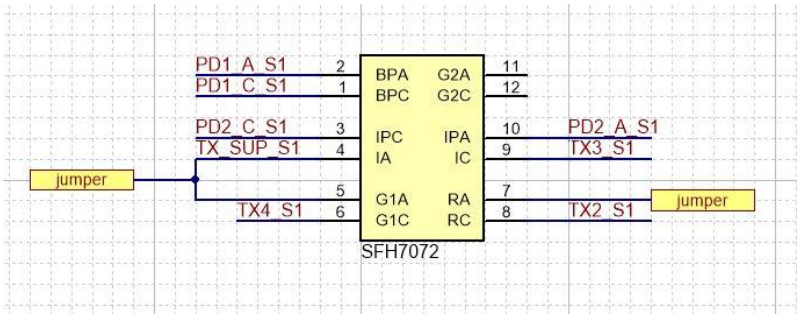
3.4. Fotopletismografi Ölçümü

PPG ölçümü için OSRAM firmasına ait, tek paket içerisinde 3 farklı dalga boyunda LED bulunduran, bunların yapınında 2 farklı PD bulunduran, özelleştirilmiş SFH7072 parçası seçilmiştir. Sensöre ait detaylar Tablo 2'de listelenmiştir.

Tablo 2. Optik Sensör, SFH7072[22]

Sensör	SFH7072
LED Sayısı	4
PD Sayısı	2
LED1 Rengi	Yeşil
LED1 Dalga Boyu	526 nm
LED2 Rengi	Yeşil
LED2 Dalga Boyu	526 nm
LED3 Rengi	Kırmızı
LED3 Dalga Boyu	660 nm
LED4 Rengi	Kızılötesi
LED4 Dalga Boyu	950 nm
LED1 VF (typ)	1.3
LED1 VF (max)	1.8
LED2 VF (typ)	2.1
LED2 VF (max)	2.8
LED3 VF (typ)	3
LED3 VF (max)	3.4
LED4 VF (typ)	3
LED4 VF (max)	3.4

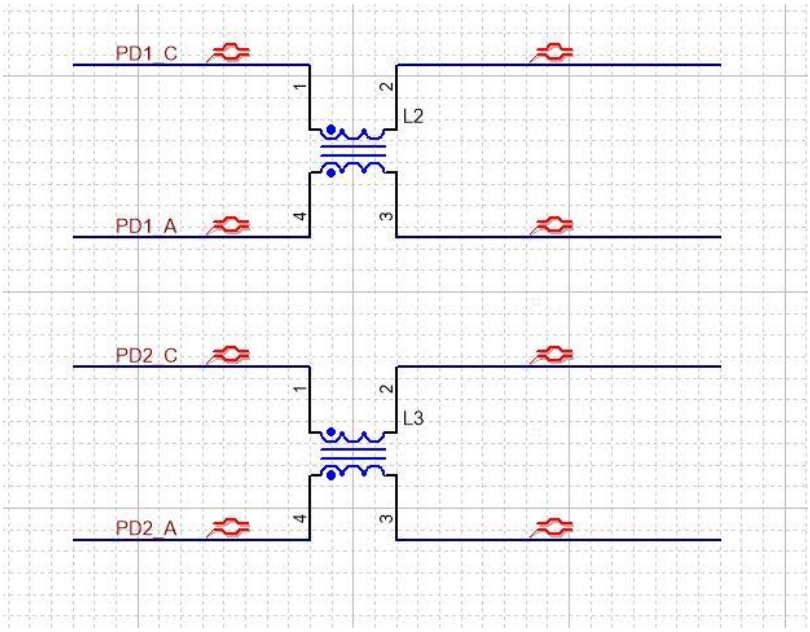
Harici olarak tasarlaran sensör kartı ana karta LED'ler ve PD için 5 pin ile bağlantı sağlamaktadır.LED'ler push-pull olarak (ortak anot) konfigüre edilmiştir[22]. Şekil 19 LED'lerin temel bağlantı şemasını göstermektedir.



Şekil 19. SFH7072 Kullanılan Sensör PCB Şeması

Bu PCB'ler doğrudan insan vücudu ile temasta bulunacağı için ESD koruma ekipmanları anakart tarafında kullanılmıştır. Kullanılan TVS diyotlar ile 30 kV gibi yüksek değerlerde, IEC standartları kapsamı içerisinde koruma sağlanmıştır. Bunun yanısıra kullanılan back-to-back(arka arkaya) TVS diyotlar ile ESD clamp devresi

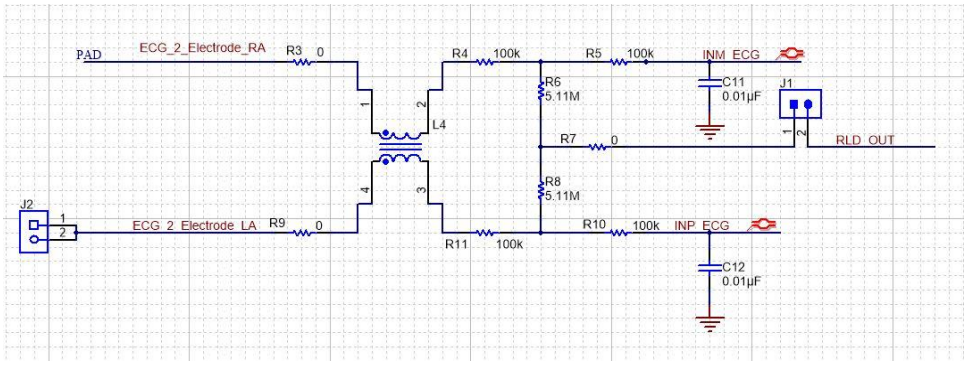
oluşturulmuş ve bu sayede bipolar ve bidirectional sinyaller için devre korumalı ve uygulanabilir hale gelmiştir. TX_SUP pini ise 33uF'lık bir decoupling kapasitörü ile ayrıştırılmıştır.PD tarafından gelen sinyallerde bozunumu engellemek amacı ile sinyallerini filtrelemek için SMD (surface mount device) common mode choke ile bağlantı sağlanmıştır (Şekil 20). Bu SMD bileşenler common mode gürültülere karşı sistemin bağışıklığını arttırdığı gibi tüm sistemin SNR (signal to noise ratio) değerini iyileştirmektedir[22].



Şekil 20. AFE4900 İle Sensör Arası Bağlantı

3.5. Elektrokardiyografi Ölçümü

EKG ölçümü 2 elektrotla ya da 3 elektrotla yapılabilir. Araştırmanın amaçlarından birisi olan, geleneksel ölçüm cihazlarının kapladığı alandan tasarruf etmek olduğu için çalışmada 2 elektrot tercihi yapılacaktır (Şekil 21). EKG sinyali sistemde sol kol ve sağ kol tarafından elde edilmiş diferansiyel bir sinyaldir. Bu durumdan dolayı çevresel faktörlerden çok kolay etkilenebilir sinyal olan EKG sinyalinin doğruluğu için (ki en önemli faktör vücut yüzeyi ve problar arası kesintisiz iletim) bölüm 3.5.1'de bu duruma artı parantez açılacaktır. RLD sinyali vücut üzerindeki bayası ayarlamak için kullanılmıştır. İhtiyaçlar dahilinde 1. Dereceden ya da 2. Dereceden filtreler kullanılabilir.



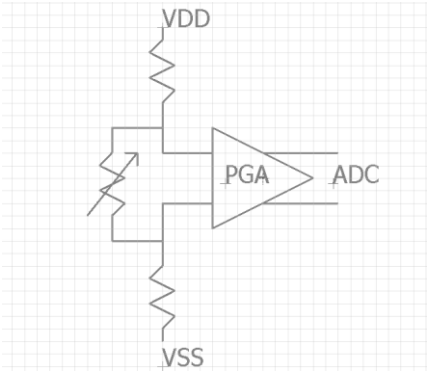
Şekil 21. 2 Elektrotlu EKG Ölçüm Devresi

Genel olarak, EKG sinyal frekans aralığı 0.1 Hz ile 100 Hz, maksimum genliğin ise 1 mV mertebelerinde olduğu bilinmektedir Bu durumdan dolayı bir EKG devresinde: elektrotlar, ön yükselteçler, izolasyon devresi, bant geçiren filtre devresi, yükselteçler gibi bir çok devre sırasıyla birbirini takiben ard arda konumlandırılır[26]. Ve fakat araştırmada bu devrelerin ayrı ayrı kullanılıp EKG sinyallerinde, devre elemanlarının yapısından kaynaklanan bozulmaları ve quiescent akımlarından dolayı güç kaybını ortadan kaldırmak için tüm bu işlemleri üstlenen bir analog uç nokta birimi kullanılmıştır (Bölüm 3.2).

3.5.1 Lead Off Tespiti

Lead-off algılama olarak bilinen yöntem, EKG elektrotlarının denekten ayrılıp ayrılmadığı veya doğru biçimde temas edip etmediğini anlamak için kullanılmaktadır. Geleneksel sistemler AC ya da DC lead-off yöntemini ayrı ayrı kullanırlar[27].

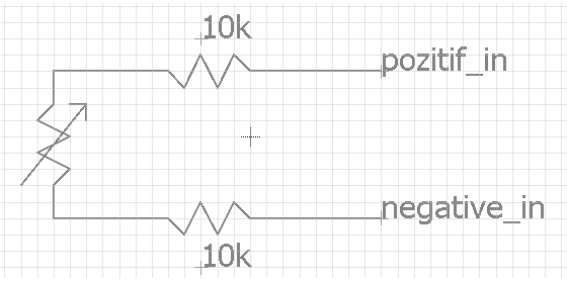
DC Lead-Off yönteminde, her bir elektroda temas kesildiği zaman kapasitans şarj eden , ilgili pindeki voltajı yükselten ve comparator devresi ile algılanması sağlanabilen 10...70nA arası akım sağlanır. Bu yöntem milisaniye bazındaki zaman aralığı içerisinde hatalı durum tespiti yapılabilir[27]. Şekil 22 DC lead-off yapısını sembolize etmektedir. Rp pull-up ve pull-down dirençleri ile elektrotlardaki kararlılık arttırılmıştır ve floating durumuna geçmesi engellenmiştir bunun yanı sıra sağlanması gereken akım buradan elde edilmiştir. Elektrot empadansı ve hasta koruma direnci Rin olarak sembolize edilmiştir. DC ölçümleme olduğu için tüm kapasitanslar açık olarak kabul edilmiş ve sembolize edilmemiştir.



Şekil 22. DC Lead Off Koruma Devresi

Bu yöntemdeki temel zorluk, lead-off sinyalinin EKG sinyal karakteristiğini değiştirmesidir. Normal şartlarda sistem girişini Zin olarak kabul edip small signal analizi yapmak gerekirken, gürültünün genliğinin akımın genliği ile arttığı göz önünde bulundurularak, nA seviyesinde akım sağlandığı için yapılan işlemler basite indirgenmiştir. Termal gürültü karakteristiği yok sayılmıştır.

AC Lead-Off yönteminde, elektrotlara AC akım enjekte edilir ve gerilimin neden olduğu genlik ölçümlenir. Taşıyıcı frenkans yapılan ölçüm frekans bandından farklı olduğu için (2.039 KHz) dijital filtreler ile kolaylıkla elemine edilebilir. Bu yöntemde max. 10ms içerisinde algılama yapılabilir[27]. Şekil 23'de görüldüğü gibi basit bir yapısı olan analog filtreleme, dijital filtreleme ve op-amp yapıları gibi işlem sonrası yük daha fazladır.

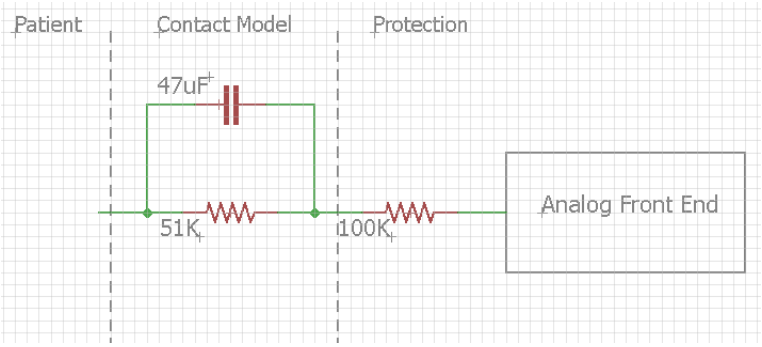


Şekil 23. AC Lead Off Yapısı

3.5.2 EKG Ölçüm Uç Noktalarında Gürültü

EKG analog ölçümlemelerinde potansiyel 3 adet gürültü kaynağı vardır. Bunlardan ilki elektrot ve vücut yüzeyi arasında meydana gelen gürültüler. Bu

gürültüyü resmetmek için standartlar Şekil 24'te gösterilen eş değer devreyi önermektedir. Elektrotlar ve vücut yüzeyi arasındaki arayüz, 51 kilo-ohm direnç ve buna paralel 47 nano-farad temsil edilebilir[28].



Şekil 24. Standartlar Tarafından Önerilen Eş Değer Devre

Direnç için RMS gürültü :

$$e^2 = 4kTR\Delta f \tag{3.1}$$

T : Kelvin cinsinden sıcaklık
K : Boltzmann sabiti
R : Direnç
Δf : Frekans

RC devresi için gürültü aşağıdaki denklemler yardımı ile hesaplanabilmektedir:

$$Z = R \,||\, \left(\frac{1}{j\omega RC}\right) = \left(\frac{R}{1+(j\omega RC)}\right) = \left(\frac{R}{1+(\omega RC)^2}\right) - \left(\frac{j\omega RC}{1+(\omega RC)^2}\right) \tag{3.2}$$

$$\overline{V_t^2} = \int_0^\infty 4kTRe(Z)df = 4kT\int_0^\infty \frac{R}{1+(2\pi fRC)^2}df \tag{3.3}$$

$$dx \leftarrow 2\pi RCdf \tag{3.4}$$

$$\overline{V_t^2} = \frac{kT}{C} \tag{3.5}$$

İkinci olarak koruma devreleri de termal gürültüye sebebiyet vermektedirler. Gürültü denklem (3-1) kullanılarak hesaplanabilir. IEC 60601-2 standartı gereği 50 kilo-ohm baz alındığında gürültü faktörü yaklaşık olarak 28.68nV/Hz seviyelerinde olacaktır. Bunlara ek olarak EKG ölçümlemelerinde diğer gürültü kaynağı kullanılan

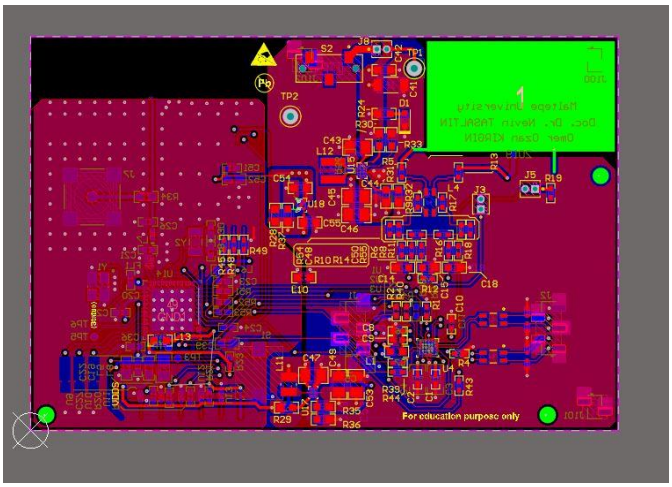
analog devre elemanlarıdır. Bunlar op-amp, enstrümantasyon yükselteci ve aktif filtreler olarak sıralanabilir. [28] Son gürültü kaynağından kaçınmak için araştırmada tasarlanan devrede hem güç sağlayıcıları hem de analog uç nokta ölçümünü yapacak arayüz en optimum koşullara göre seçilmiştir. Standartlarda 30 uVp-p ve altı uygun değer olarak görülmektedir. [28] Araştırmada kullanılacak olan analog uç nokta bileşeni 1 KHz bandında 2.5uV_{rms}, 4 KHz bandında 1.25 uV_{rms} değerleri ile standartlarda kabul edilen değerlerin çok altında kalacaktır[23].

3.6. Elektronik Kart (PCB)

Araştırmanın önceki bölümlerinde bahsedildiği gibi devre yapısı 3 elektronik karttan oluşmaktadır. Devrenin boyutlarını küçültebilmek adına 3 kart birbirine entegre olabilecek şekilde tasarlanmıştır. Bu kısımda Altium Designer kullanılarak çizilen PCB (printed circuit board) layout tasarımları ve üretim kritiklerine değinilecektir.

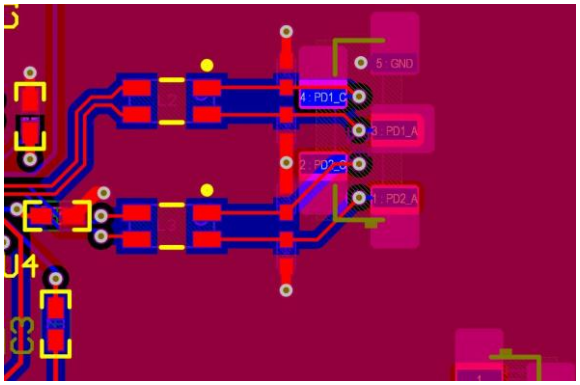
3.6.1. Ana Kart

Şeklil 24'te 4 katman olarak tasarlanan işlemci, RF katman ve analog uç noktaların bulunduğu anakart, işaret doğruluğu (signal integrity) ve güç doğruluğu (power integrity) topolojik kaygıları ile tamamlanmış devrenin son halidir. Kartın hem alt hem de üst yüzeyinde bulunan elektronik malzemeler yerden tasarruf sağladığı gibi hassas sinyallerde meydana gelebilecek kayıpları bertaraf etmektedir.



Şekil 25. Ana Kart PCB Layout Dizaynı

Devrede RF katmanı gibi bir çok yapı ve yüksek frekans data hatları bulunsa da araştırmanın odak noktası olmadığı için şimdilik değinilmeyecektir. EKG ölçüm katmanında diferansiyal ikili (differential pair) olarak çizilen data yolları (Şekil 25), data hattında meydana gelebilecek kayıpların veya girişimlerin önüne geçebilmek için tercih edilmiştir. Her elektrottan gelen ve analog uç noktaya taşınan kısmında eşit uzunluklara sahip olması, frekans sonucu kaynaklanabilecek bozulmalar, gecikmeler gibi faktörleri ortadan kaldırmaktadır. [29]



Şekil 26. Diferansiyel İkili

Elektronik kart üzerinde bulundurduğu BGA gibi küçük devre elemanlarının rahat montajlanması, sinyal hatlarının düzgün iletkenliği ve elektrot probunun iletkenliğinin en iyi seviyede olması için altın kaplamadır.Üretim sırasında olası problemlerden kaçınmak, farklı üreticilerde aynı standartı yakalamak ve devre layout yapısı oluşturulurken hesaplanan değerlerin değişmemesi için, stack-up tablosu aşağıdaki gibi önerilmektedir.

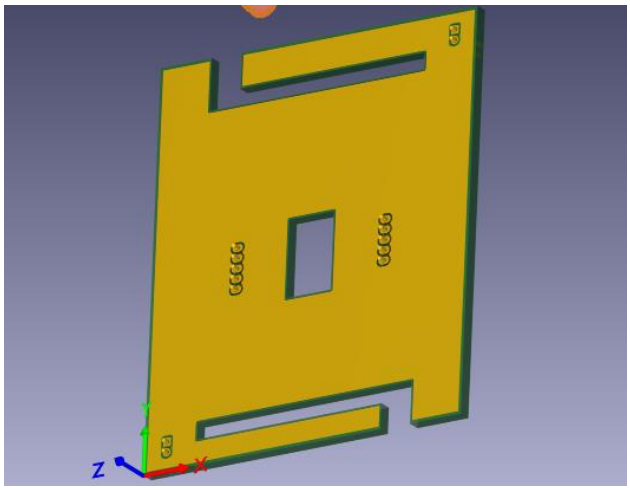
TABLO 3 - Elektronik Kart Stack-Up Yapısı

Katman	Adı	Materyal	Kalınlık	Sabit
1	Top Overlay			
2	Top Solder	Lehim Maskesi	0.4 mil	3.5
3	Top Layer	Bakır	1.4 mil	
4	Dielektrik1	RF-4	10 mil	4.8
5	PWR	Bakır	1.4 mil	
6	Dielektrik2	FR-4	36 mil	4.8
7	GND	Bakır	1.4 mil	
8	Dielektrik3	FR-4	10 mil	4.8
9	Bottom Layer	Bakır	1.4 mil	

10	Bottom Solder	Lehim Maskesi	0.4 mil	3.5
11	Bottom Overlay			

3.6.2. EKG Kartı

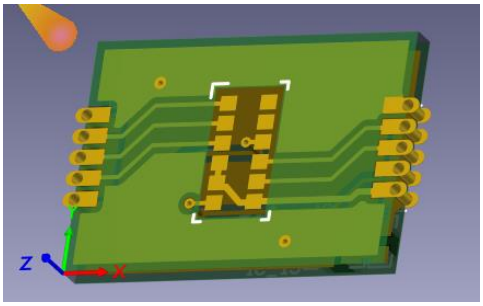
Şekil 27'da gösterilen EKG ölçüm elektordu tam hassasiyet ile algılama yapabilmesi için tamamen altın kaplı olacak şekilde dizan edilmiştir. Kartın yapısı tasarlanırken yerden tasarruf edebilmek ve EKG ile PPG arasında senkron ölçüm yapabilmek için kartın merkezinde PPG sensörü için bir boşaltma kullanılmıştır. Bu yüzeye temas edecek olan yüzeyden hem EKG ölçümlenirken aynı anda PPG ölçümlenebilecektir. Yapı tasarlanırken Bölüm 3.5.2'de belirtilen, elektrot ve vücut yüzeyi arasındaki eş değer devreye eş değer değerleri verebilecek yapıya sahip bakır ve altın alanı kullanılmıştır. Böylelikle empedans eşitleme sağlanmış ve kayıpların önüne geçilmiştir.



Şekil 27. EKG Elektrot Kartı

3.6.3 Sensör Kartı

Harici olarak tasarlanan kartın amacı, sadece üzerinde bulunan PPG sensörünü taşımak ve fakat Bölüm 3.6.2'de gösterilen karta montaj paılarak kullanılacak olan bu taşıyıcı kart (Şekil 28), EKG probu ile senkron çalışma sonucu ölçülecek olan PPG ölçümü için özelleştirilmiştir.



Şekil 28. Senör Kartı

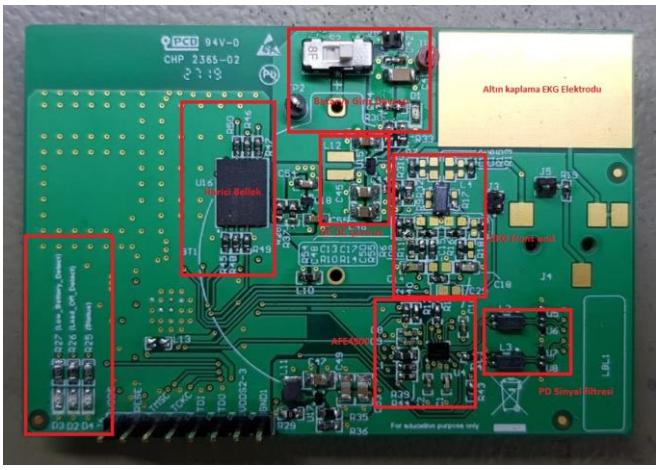
3.7. Çıktılar/Ölçümler

Araştırmanın tabanı olarak anlatılan sistem donanımsal olarak gerçeklenmiştir. Diğer bölümlerde anlatılan üretim datalarına uygun şekilde üretimi sağlanan PCB'ler ve malzeme tedariğinden sonra SMD dizgi işlemi gerçekleştirilmiştir. Bir çok malzeme el ile havya yardımı ile ya da SMD dizgi makinesi yardımı ile rahatça PCB üzerine entegre edilirken, devrenin boyutlarının daha minimal olması için kullanılan BGA (ball grid array) kılıf elektronik malzemelerin elektronik kart üzerine konumlandırılma aşaması (dizgi makinesi kullanımı, mikroskop altında gözlemleme ve optik inspektör ile doğrulama – Şekil 29) daha fazla enerji gerektirmiştir. Kısıtlı koşullarda yapılacak olan deney ve çalışmalar için maliyet ve zaman gibi önemli parametrelerden dolayı bu yapının kullanılmaması önerilmektedir. Ve fakat bu araştırmanın temellerinden birisi olan yer tasarrufu için araştırmada bu hassas ve küçük kılıflar bulunmaktadır.

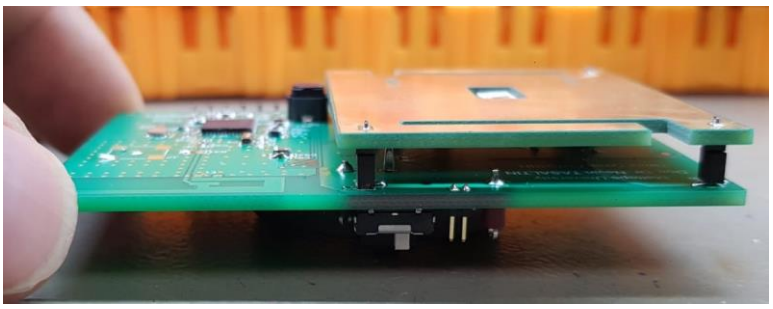


Şekil 29. Dizgi Aşaması

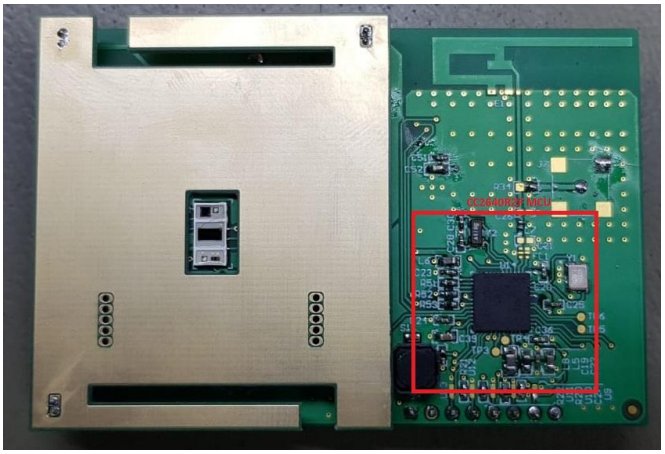
Tüm dizgi işlemleri analog uç nokta birimleri ve MCU gibi hassas birimlerin ESD kaynaklı hasar görmemesi adına elektrostatik ortamlarda gerçekleştirilmiştir. Önceki bölümlerde anlatılan analog ve dijital devre kısımları ve önemli noktalar dizgi işlemleri tamamlanan devre üzerinde gösterilmiştir (Şekil 30, Şekil 31, Şekil 32).



Şekil 30. Anakartın Ön Yüzü



Şekil 31. Anakartın Yan Görünümü



Şekil 32. Anakartın Akra Yüzü

Şekil 32’de görülen altın kaplama eletrot yüzeyinin ortasında PPG ölçümünü yapacak OSRAM SFH7072 sensörü bulunmaktadır. Bu yapı sol kol ya da sağ kol üzerinden EKG sinyalini ölçümleme yaparken bir yandan senkron olarak PPG ölçümü yapılmasına olanak tanımaktadır. Bunun sonucu olarak PTT değeri ölçülebilmektedir.

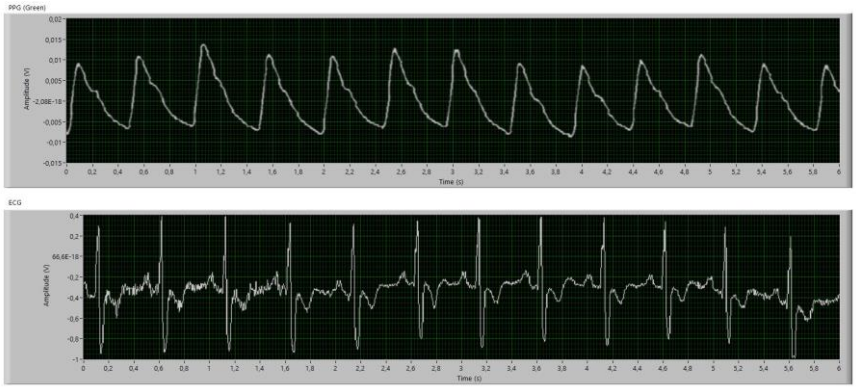
Sistemdeki temel alınan 3 kartın birbirine entegre edilme ile birlikte EKG ve PPG ölçümleme sistemi son şeklini almıştır. Tamamlanan sistem ile denemeler yapılmıştır(Şekil 33). Bu noktada alınan verilerin klinik doğruluğu IEC’nin uluslar arası standartları gereği bağımsız akredite test kuruluşları tarafından yapılmaktadır. Bu kısım zaman ve maliyet gerekçesi ile gelecekte yapılacak işlemler kısmına alınmıştır. Yapılan ölçümde alınan ham veriler bilgisayar ortamına dökülmüş ve orada grafik haline getirilmiştir. Sanal elektrot 2 farklı el ile kullanılmalıdır. Sağ ve sol el kullanılarak yapılan ölçümler ve sonucu olarak çıkarabileceğimiz sanal elektrotlar ile ölçüm kalitesinin daha fazla olacağı düşünülmektedir.



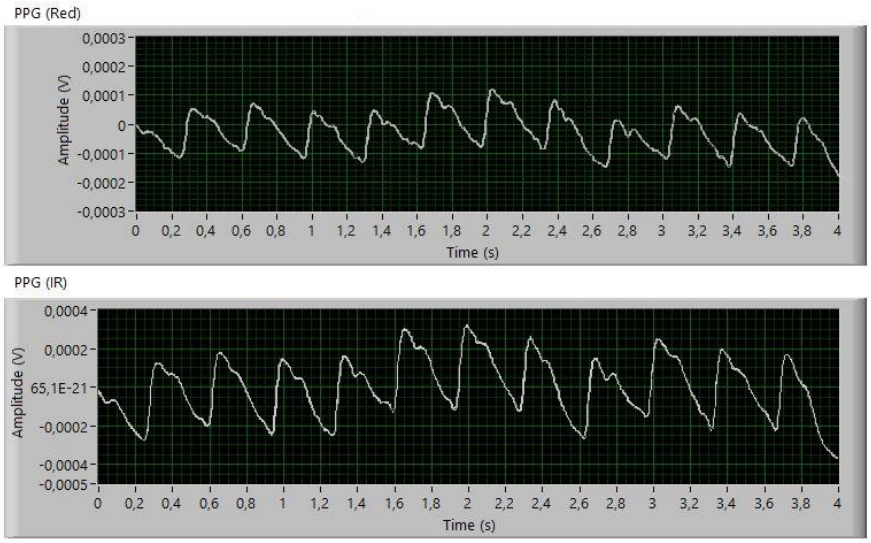
Şekil 33. Test Aşaması

Çok sensörlü ve senkron yapının getirisi olarak sistemden elde edilebilen veriler: SpO_2, HRM (heart rate monitoring), EKG ve PTT’dir. Sisteme ait bazı çıktılar Şekil 30’da gösterilmiştir. Testler sırasında, PPG sinyallerinin güç katı gürültülerinden ve çevresel farktörlerden etikilendiği gözlemlenmiştir. Bu nedenle HRM ölçüm ve uygulamalarında ortaya çıkan alt bant gürültülerini dijital olarak filtrelemek önemlidir. Hareketlilik ve elektrotlara temas problemleri de gürültü olarak sisteme ham data olarak yansıyabilmektedir. Ve fakat yazılımsal olarak ortalama değerler ve öteleme işlemleri

ile gerçek sinyal formu elde edilebilmektedir. Öneri olarak, ölçüm yapılacağı zaman gelen parazitin vücut hareketlilikten kaynaklandığını anlamak için sisteme ivme ölçer sensör entegre edilebilir.



Şekil 34. HRM Verileri ve EKG Datası



Şekil 35. SPO_2 Verisi ve EKG Datası



Şekil 36. PPG Ve EKG Dataları ile PTT Gösterimi

Heyecan, üzüntü, stress gibi duygular solunum fonksiyonlarını etkilemekte ve dolayısı ile kan akışı, basıncı ve kalp ritmi ile gözlemlenebilir hale gelmektedir. Dolayısı ile gelecek çalışmaları olarak, elde edilen verilerden insan psikolojisi yorumu üzerine çalışılacaktır.

BÖLÜM 4. SONUÇLAR

Bu bölümde sistem ile alakalı çıktılara ve sonuçlara değinilmiştir. Sistemde EKG ve PPG temel parametrelerinin ölçümü ve bu ölçümlerin senkron yapılması ile elde edilen üçüncü parametre olan PTT ölçümü gerçekleştirilmiştir. Bu ölçümlemelerin sağlıklı yapılabilmesi için tezin önceliği olan mobil, erişilebilir, az yer kaplayan ve düşük maliyetli minyatür sistem üzerine durulmuştur. Bu amaç doğrultusunda geleneksel klinik yöntemlerde kullanılan 12 ve 6 elektrotlu EKG ölçümlemenin aksine, 2 elektrot ile ölçümleme yöntemi üzerine durulmuştur. Sol kol (LA) ve Sağ kol (RA) kalp ile olan yakınlıkları ile sağladığı sinyaller sayesinde 3 vektörün ihtiyaç olduğu EKG ölçümünün 2'sini sağlamıştır. LA ve RA'daki sinyallerinin genliği ile hesaplanan sanal vektörlerin genliğinin, ölçüm elektrotlarından gelen standart genliğin 1.5 katı olması hesaplanmış ve bu durum üzerinden EKG ölçüm kalitesi iyileştirilmiştir. Kullanılan altın kaplama ve vücut empedansı ile eşlenek olan elektrotlar ile iletim kalitesinin arttığı gözlemlenmiştir. Senkron olarak EKG ve PPG ölçerek PTT verisinin elde edildiği gözlemlenmiştir. PTT verisi ile kalbin vüvuda pompaladığı kan ve cüvut kollarına kanın geliş süresi ve basıncı verileri ile damar tıkanıklıklarına erken teşhis yapılabileceği düşünülmektedir. PPG ölçümlerinde sistem üzerinde gözlemlenen parazitlerin güç kaynaklı ve vücut hareketleri kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Çözüm olarak sisteme entegre edilecek bir ivme ölçer ile hareket sinyallerinin algılanıp filtreleme yapılması önerilmiştir. DC ve AC lead off özelliklerinin, literatürün aksine birlikte kullanılmasının doğruluk payını arttıracağı düşünülmektedir. Kullanılan nano amper seviyesindeki akım ile yalınlaştırılan formüller sayesinde programlama dillerinden kaynaklı, hesaplamaların küsüratları dolayısıyla ortaya çıkacak hataların önüne geçilmiştir. Ayrık çözümler kullanmayarak, her bir elektronik malzemenin tüketeceği enerjiden tasarruf edilmiş, uygulamanın uzun süreler pil ömrü ile çalışabileceği gösterilmiştir. Farklı dalga boylarında ışıklar kullanılarak HRM ve SpO_2 ölçümlenerek kanın farklı dalga boyları altındaki ışıkta davranışlarından verdiği tepkiler ile elde edilen sonuçlar gösterilmiştir. Bu sonuçlara istinaden KOAH gibi ölümcü hastalıklar için erken teşhis enstrümanı olarak kullanılabileceği anlaşılmıştır. Kullanılan PCB üretim teknolojisi elektronik altyapı ile Bluetooth gibi kablosuz iletişim araçlarının EKG dalgalarını etkilemediği gözlemlenmiştir. Heyecan, üzüntü, stress gibi duygular solunum fonksiyonlarını etkilemekte ve dolayısı ile kan akışı, basıncı ve kalp ritmi ile

gözlemlenebilir hale gelmektedir. Bu durum sistem ile insan duygusu üzerine yorum yapılabileceğini dahi gösterebilmektedir.

KAYNAKÇA

[1] T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye Sağlığı Kurumu. (2015). *Türkiye Kalp ve Damar Hastalıkları Önleme ve Kontrol Programı.* Ankara: T.C. Sağlık Bakanlığı Yayınları.

[2] Delano, M. D. (2012). A Long Term Wearable Electrocardiogram (ECG) Measurement System. *Master Dissertations*, 17-23.

[3] Hess, P., Rey M., Wanner, D., Steiner, B., & Clozel, M. (2007). Measurements of blood pressure and electrocardiogram in conscious freely moving guineapigs: a model for screening QT interval prolongation effects. *Laboratory Animals*, 470-480.

[4] Salehizadeh, S. M. (2015). Motion and Noise Artifact Detection and Vital Signal Reconstruction in ECG/PPG based Wearable Devices. *Doctoral Dissertations*, 1-27.

[5] Sgoifo, A., & Et, A. (1996). Electrode positioning for reliable telemetry ECG recordings during social stress in unrestrained rats. *Physiology and Behavior*, 1397-1401.

[6] Madias, J. E. (2003). A Comparison of 2-Lead, 6-Lead, and 12-Lead ECGs in Patients With Changing Edematous States. *The American College of Chest Physicians Elsevier Inc.*, 2057-2063.

[7] London, B. (2001). J Cardiovascular Electrophysiology. *Cardiac arrhythmias: From (transgenic) mice to men.*, 1089-1091.

[8] Randazzo, A. (2016). The Ultimate 12-Lead ECG Placement Guide (With Illustrations). *Prime Medical Training*, 1-5.

[9] Yun Sun, & Thakor, N. (2016). Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 463-477.

[10] Moraes, J. L., Rocha, M. X., Vasconcelos, G. G., Filho, J. E., Albuquerque, V. C., & Alexandria, A. R. (2018). Advances in Photopletysmography Signal Analysis for Biomedical Applications. *IEEE*, 18.

[11] Rodrigues, K., Pereira, M., & Pauda, F. (2016). Detecção em tempo real da frequência cardíaca de pessoas por meio da análise de variações temporais em vídeos. *E-xacta*, 49-62.

[12] Choi S., M. K. (2002). A Novel Noninvasive Method to Determine Changes in Penile Hemodynamics in an Anesthetized Rabbit Model. *J. Androl*, 278-283.

[13] Fan Q., L. K. (2018). Non-contact remote estimation of cardiovascular parameters. 192-203.

[14] Escourrou PJ, D. M. (1990). Reliability of pulse oximetry during exercise in pulmonary patients. *Chest*, 97.

[15] Servinghaus JW, K. J. (1992). Recent developments in pulse oximetry. *oximetry.Anesthesiology* , 76.

[16] Wukitsch MW, P. M. (1988). Pulse oximetry: analysis of theory, technology, and practice. *J Clin Monit*, 290-301.

[17] Thrush D, H. M. (1994). Accuracy of pulse oximetry during hypoxemia. *South Med J*, 21.

[18] Iyriboz Y, P. S. (1991). Accuracy of pulse oximeters in estimating heart rate at rest and during exercise. *Br J Sports Med*, 4.

[19] Barker SJ, T. K. (1987). Pulse oximetry: applications and limitations. *Int Anesthesiol Clin*, 25-75.

[20] *OLED Screen Finger tip pulse Oximeter*. (tarih yok). TMART: https://es.tmart.com/1-0-OLED-Screen-Fingertip-Pulse-Oximeter-SpO2-Blood-Oxygen-Saturate-Heart-Rate-Monitor-Gray-White_p345090.html adresinden alınmıştır

[21] Sang-Soo Oak, P. A. (2015). How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO2) and Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the AFE4403. *Application report of TI SLAA655*, 1-7.

[22] PITHADIA, S., & RAJMOHAN, K. (2018). Design Guide. *Reference Design for Medical and Consumer Wearables*, 1-71.

[23] Texas Intruments Incorporated. (2019). AFE4900 Ultra-low Power, Integrated AFE for Wearable Optical, Electrical Bio-sensing with FIFO. *Datasheet*, 1-11.

[24] Texas Instruments. (2017). CC2640R2F SimpleLink™ Bluetooth® low energy Wireless MCU. *Datasheet*, 1-67.

[25] Texas Instruments. (2018). TPS61099x Synchronous Boost Converter with Ultra-Low Quiescent Current. *Datasheet*, 1-35.

[26] K&H MFG. CO., LTD. (tarih yok). Electrocardiogram (ECG) Measurement. *The Experimet Datasheet*.

[27] Tsibulko, V. V. (2014). Features and Application of ADAS1000/ADAS1000-1/ADAS1000-2 Low Power-Five Electrode ECG System . *ANNUAL JOURNAL OF ELECTRONICS*, 1-4.

[28] ROBAEI, M. (2015). Desıgn And Implementatıon Of An Ecg Front End Cırcuıt. *Master thesis*, 19-66.

[29] Brooks, D. (2001). Differential Signals. *Printed Circuit Design a CMP Media publication*, 1-4.