

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



EKG OLAY KAYDEDİCİ VE HEKİM TELEMETRİ SİSTEMİ TASARIMI

Mustafa OKTAY

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

OCAK 2019

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



EKG OLAY KAYDEDİCİ VE HEKİM TELEMETRİ SİSTEMİ TASARIMI

Mustafa OKTAY

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

OCAK 2019

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKG OLAY KAYDEDİCİ VE HEKİM TELEMETRİ SİSTEMİ TASARIMI

Mustafa OKTAY

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 11/01/2019... tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Süleyman BİLGİN (Danışman)

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Dr. Öğr. Üyesi Övünç POLAT



ÖZET

EKG OLAY KAYDEDİCİ VE HEKİM TELEMETRİ SİSTEMİ TASARIMI

Mustafa OKTAY

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Süleyman BİLGİN

Ocak 2019; sayfa 50

Gerçekleştirilen sistem sayesinde kalp rahatsızlığı olan kişilerin veya kalp rahatsızlığı olma ihtimali olan kişilerin takibi ve teşhisinin konulmasına yardımcı bir telemetri sistem geliştirilmiştir. Bu amaç doğrultusunda gerçekleştirmiş olduğumuz çalışma 3 bölümden oluşmaktadır. Bu bölümler sırasıyla kablosuz EKG alıcı tasarımı, Android ara yüz tasarımı ve bilgisayar ara yüzü tasarımlarıdır.

Bu çalışmada vücuda yerleştirilen elektrotlar aracılığı ile alınan sinyaller yükseltip filtrelendikten sonra işlenebilir analog bir sinyale dönüştürülür. Mikroişlemci yardımıyla dijitale dönüştürülen sinyal Bluetooth modülüne gönderilerek kablosuz veri iletimi sağlanmıştır. Android ara yüzü tasarımı ile kablosuz EKG alıcı devresi arasında Bluetooth bağlantısı sağlanarak EKG kayıt sistemi gerçekleştirilmiştir. Kayıt işleminin sonunda veriler hasta bilgileriyle birlikte hekim E-mail adresine yönlendirilmesi sağlanmıştır. Bilgisayar ara yüzü ile ise hekim E-mailleri otomatik kontrolü sağlanmıştır. Yeni gelen E-mailin algılanması ile hasta bilgileri ve EKG dosyası bilgisayara kaydedip hasta EKG grafiği çizdirilmiştir.

ANAHTAR KELİMELER: Bilgisayar Ara Yüzü, Bluetooth, Elektrokardiyogram, Kablosuz Haberleşme, Telemetri.

JÜRİ: Doç. Dr. Süleyman BİLGİN

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Dr. Öğr. Üyesi Övünç POLAT

ABSTRACT

ECG EVENT RECORDER AND PHYSICAL TELEMETRY SYSTEM DESIGN

Mustafa OKTAY

MSc Thesis in Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Süleyman BİLGİN

January 2019; pages 50

Thanks to this system, a telemetry system has been developed to help the follow and diagnose of people with heart problems or the people with the possibility of heart problems. In accordance with this purpose, the study that we carried out consists of 3 parts. These sections are respectively: Wireless ECG receiver design, Android interface design and computer interface design.

In this study, the signal that placed the signals are received by the electrodes placed in the body are converted to an operable analogy signal after filtering. The signal that is converted to digital with the help of microprocessor is provided wireless data transmission by sending to Bluetooth module. The ECG recording system is carried out by providing a Bluetooth connection between the Android interface design and the wireless ECG receiver circuit. At the end of the registration process, the data is provided to be sent to the physician's Email address with the patient information. With the computer interface, Physician's Emails automatic control is provided. The patient information and ECG file were recorded on the computer with the detection of the new incoming E-mail and the patient ECG graph was drawn.

KEYWORDS: Bluetooth, Computer Interface, Electrocardiogram, Telemetry, Wireless Communication.

COMMITTEE: Assoc. Prof. Dr. Süleyman BİLGİN

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Asst. Prof. Dr. Övünç POLAT

ÖNSÖZ

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte tıp alanında ve telemetri alanında birçok gelişmeler sağlanmıştır. Uzaktan hasta takip sistemleri sayesinde hastalar daha rahat yaşamlarını sürdürme imkânı bulmaktadır. Bu anlamda gerçekleştirmiş olduğum tez çalışmasında kalp rahatsızlığı olan kişilerin veya kalp rahatsızlığı olma ihtimali olan kişilerin takibi, teşhisi ve tedavi sürecindeki gelişimini izlenmesi amaçlı bir çalışma gerçekleştirilmiştir.

Tez çalışmam süresince bilgileri ve yönlendirmeleri ile yoluma ışık tutan değerli danışman hocam Doç. Dr. Süleyman BİLGİN'e ve çalışmalarımnda desteğini esirgemeyen Erkan GENCER ve Tarık SAPMAZ'a teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her anında maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen yaptığım tüm işlerde her zaman destekçim olan annem ve babama içten teşekkürlerimi, saygılarımı ve minnettarlığımı sunarım. Ayrıca tüm sıkıntılı zamanlarımda hep yanımda olan ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen eşime sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
AKADEMİK BEYAN.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK TARAMASI.....	3
2.1. Literatür Özeti.....	3
2.2. Teletıp ve Biyoteleometri.....	4
2.2.1. Teletıp.....	4
2.2.2. Telesağlık.....	5
2.2.3. Biyoteleometri ve iletim sistemi.....	5
2.2.4. Biyoteleometri sisteminin bileşenleri.....	6
2.3. Biyolojik İşaretler ve Elektrokardiyografik İşaretler.....	7
2.3.1. Biyolojik işaretlerin oluşumu.....	7
2.3.2. Elektrik kökenli biyolojik işaretler.....	7
2.2.3. Elektrik kökenli olmayan biyolojik işaretler.....	8
2.2.4. Biyolojik işaretlerin algılanması.....	9
3. MATERYAL VE METOT.....	10
3.1. Kalbin Vücuttaki Konumu ve Yapısı.....	10
3.2. Kalbin Elektriksel Aktivitesi.....	10
3.3. EKG Dalgalarına Genel Bakış.....	12
3.4. EKG Elektrotları Tipleri.....	14
3.5. EKG Ölçüm Düzeni.....	15
3.5.1. Elektrokardiyograf.....	15
3.5.2. EKG derivasyonları.....	15
3.5.3. Bipolar ekstremite derivasyonları.....	16
3.5.4. Ünipolar göğüs derivasyonları.....	17
3.5.5. Yükseltilmiş ünipolar ekstremite derivasyonları.....	18

3.6. EKG ve Telemetry Sistemi	19
3.6.1. Filtreler	20
3.6.2. Analog sayısal çeviriciler (ADC)	22
3.7. Bluetooth	23
3.7.1. Bluetooth özellikleri	23
3.7.2. Bluetooth'un sağladığı faydaları.....	23
3.8. Gerçekleştirilen Sistem Tasarımı	23
3.9. Kablosuz EKG Cihazının Tasarımı	24
3.9.1 Elektrotların vücuda yerleştirilmesi.....	25
3.9.2. AD8232 entegresi özellikleri ve kullanılması	26
3.9.3. EKG sinyalinin dijitale dönüştürülmesi	29
3.9.4. Dijital verilerin gönderilmesi.....	31
3.9.5. Bilgilendirme ekranı	34
3.10. Android Ara Yüz Oluşturulması	34
3.11. Bilgisayar Ara Yüz Oluşturulması	37
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	40
5. SONUÇLAR	42
6. KAYNAKLAR	43
7. EKLER.....	47
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “EKG Olay Kaydedici ve Hekim Telemetry Sistem Tasarımı” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

11 / 01 / 2019

Mustafa OKTAY

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

°C	:	Celsius
dB	:	Desibel
GHz	:	Giga Hertz
Hz	:	Hertz
kbps	:	Saniye Başına Kilobit (Kilobit per Second)
kV	:	Kilo Volt
kSPS	:	Saniye Başına Örnekleme (Samples Per Second)
MHz	:	Mega Hertz
ml	:	Mili Litre
mmHg:		Milimetre Civa
mV	:	Mili Volt
MΩ	:	Mega Ohm
pH	:	Hidrojen Gücü (Power of Hydrogen)
s	:	Saniye
μ	:	Mikro
μA	:	Mikro Amper
μV	:	Mikro Volt

Kısaltmalar

ADC	:	Analog Sayısal Çeviriciler
Ag-AgCl:		Gümüş klorür elektrotu (Silver chloride electrode)
AGF	:	Alçak Geçiren Filtre
AV	:	Atrioventriküler
CMRR:		Ortak Mod Eleme Oranı (Common Mode Rejection Ratio)

- DC : Doğru Akım
- DI : Derivasyon I
- DII : Derivasyon II
- DIII : Derivasyon III
- EDGE : GSM Gelişimi İçin Artırılmış Veri Hızları (Enhanced Data Rates for GSM Evolution)
- EEG : Elektroensefalografi
- EGG : Elektrogastrogram
- EKG : Elektrokardiyografi
- EMG : Elektromiyografi
- ENG : Elektronörogram
- ERG : Elektoretinogram
- FHSS : İletişim Frekans Atlama Mekanizması
- GPRS : Genel Paket Radyo Servisi (General Packet Radio Service)
- GSM : Küresel Mobil İletişim Sistem (Global System for Mobile Communications)
- GUI : Grafiksel Kullanıcı Arayüzü (Graphical User Interface)
- IEEE : Elektrik-Elektronik Mühendisleri Enstitüsü (Institute of Electrical and Electronics Engineers)
- IP : İnternet Protokolü
- ISM : Endüstriyel, Bilimsel, Tıbbi (Industrial, Scientific, Medical)
- LCD : Sıvı kristal ekran (Liquid Crystal Display)
- LA : Sol Kol (Left Arm)
- LF : Sol Bacak (Left foot)
- LSB : En düşük anlamlı bit (Least Significant Bit)
- M.B.R.: Minimum Baud Rate
- MMS : Mobil Çoklu Ortam Mesajlaşma Hizmeti (Multimedia Messaging Service)

Ni-Ag : Nikel-Gümüş

Ö.Hz: Örnekleme Frekans Değeri (Hz)

PDA : Kişisel Dijital Yardımcı (Personal Digital Assistant)

PC : Kişisel Bilgisayar (Personal Computer)

RA : Sağ Kol (Right Arm)

RF : Radyo Frekansı

S.P. : Standart Bir Paket Bit Sayısı

SA : Sinoatrial

IEEE : Elektrik-Elektronik Mühendisleri Enstitüsü (Institute of Electrical and Electronics Engineers)

UART: Evrensel Asenkron Alıcı / Verici (Universal Asynchronous Receiver Transmitter)

USB : Evrensel Seri Veri Yolu (Universal Serial Bus)

V.U. : Gönderilecek Veri Uzunluğu (byte)

Wi-Fi : Kablosuz Bağlantı Alanı (Wireless Fidelity)

WMTS: Kablosuz Tıbbi Telemetry Servisi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Basitleştirilmiş Bir Telemetry Sistemi.	6
Şekil 2.2. Biyolojik İşaretlerin Algılanması	7
Şekil 2.3. Bazı Elektrik Kökenli Biyolojik Sinyaller.....	8
Şekil 2.4. Bazı Elektrik Kökenli Olmayan Sinyaller	9
Şekil 3.1. Kalp Duvarı Bölümleri	10
Şekil 3.2. Normal EKG Şekli ve EKG Noktaları.....	11
Şekil 3.3. Kalp Aktivasyonu ve Oluşan EKG Sinyali	12
Şekil 3.4. EKG sinyali ve EKG sinyalinin Bölüm ve Aralıkları	13
Şekil 3.5. Yüzey Elektrotları.....	14
Şekil 3.6. Elektrokardiyograf Cihazının Blok Diyagramı	15
Şekil 3.7. Elektriksel Aktivasyon ile Pozitif Elektrot Arasındaki İlişki	15
Şekil 3.8. Einthoven Üçgeni ve Bipolar Ekstremitte Derivasyonları	16
Şekil 3.9. DI, DII ve DIII için EKG çıktıları	17
Şekil 3.10. Ünipolar Göğüs Derivasyonları İçin Elektrot Yerleşimi.....	17
Şekil 5.11. V1-V6 Derivasyonlarının EKG Çıktıları.....	17
Şekil 3.12. Yükseltilmiş Ünipolar Ekstremitte Derivasyonları.....	18
Şekil 3.13. aVR, aVL ve aVF Derivasyonlarının EKG Çıktıları.....	18
Şekil 3.14. Standart 12 Derivasyonlu Normal Bir EKG Çıktısı	19
Şekil 3.15. Enstrümantasyon Yükseltici	20
Şekil 3.16. AGF Devresi.....	21
Şekil 3.17. Şebeke Gürültüsünü Bastıran Çentik Filtre	21
Şekil 3.18. 50 Hz Çentik Filtre Frekans Cevabı	22
Şekil 3.19. Gerçekleştirilen Sistem Bölümleri.....	24
Şekil 3.20. Gerçekleştirilen Sistemin Genel Görüntüsü	24
Şekil 3.21. Kablosuz EKG Cihazının Blok Şeması	25

Şekil 3.22. LA-RA (Lead I) Göre Elektrot Yerleştirilecek Noktaları.....	25
Şekil 3.23. Ofset Reddetme Elde Etmek İçin RC Bağlantısı.....	27
Şekil 3.24. AD8232 Basit Filtre Bağlantısı	27
Şekil 3.25. Sallen-Key Filtre Bağlantısı	28
Şekil 3.26. AD8232 Entegresinin EKG Devresinin Şeması.....	29
Şekil 3.27. EKG Sinyalinin 4 Bitlik Çözünürlükteki Modellenmesi.....	30
Şekil 3.28. HC-06 Bluetooth Modülü.....	31
Şekil 3.29. UART Haberleşme Bağlantısı	32
Şekil 3.30. UART Veri Gönderim	33
Şekil 3.31. Kullanılan OLED Ekran	34
Şekil 3.32. Olay Kaydedicisi Android Ara Yüz Görünümü	35
Şekil 3.33. Bluetooth Cihaz Ekran Görünümü	35
Şekil 3.34. EKG Kayıt Ekranı.....	36
Şekil 3.35. E-Mail Gönderme Ekranı Görünümü	36
Şekil 3.36. Bilgisayar Ara Yüzü Görünümü.....	37
Şekil 3.37. Bilgisayara Ara Yüzü Akış Diyagramı.....	37
Şekil 3.38. E- Mail'e Gelen EKG Dosyasının Gösterilmesi.....	38
Şekil 3.39. EKG Verisinin İstenen Bir Bölgesine Yaklaştırılarak Görüntülenmesi	38
Şekil 7.1. EKG Alıcı Devresi Program Akış Diyagramı	47
Şekil 7.2. EKG Alıcı Devre Kartı Görünümü a) Üst Görünümü, b) Alt Görünümü.....	47
Şekil 7.3. Kablosuz EKG Alıcı Devrenin Kutulanması.....	48
Şekil 7.4. EKG Sinyalinin Alınması ve Gönderilmesi	49
Şekil 7.5. Etik Kurul Belgesi	50

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Elektrik Kökenli Biyolojik Sinyaller	8
Çizelge 2.2. Elektrik Kökenli Olmayan Biyolojik İşaretler.....	8
Çizelge 3.1. AD8232 Teknik Özellikleri	26
Çizelge 3.2. Atmega 328'nin ADC Özellikleri.....	29
Çizelge 3.3. Bluetooth Teknik Özellikleri	32

1. GİRİŞ

Birleşmiş Milletler 2015 yılında yayınladığı rapora göre, dünyada yaşayan insan nüfusunun yaşlanmayla karşı karşıya olduğu belirtilmiştir. Bu rapora göre, 2030 yılına kadar 60 yaş ve üstü insan sayısının 901 milyondan 1,4 milyara yükseleceği tahmin edilmektedir (United Nations 2015). Kişilerin yaşlarının ilerlemesine bağlı olarak kalp-damar sistemi daha zayıf hale gelir ve hastalıklara daha duyarlı olur (Najarian ve Splinter 2012).

İnsanların yaşamsal organlarından en önemlilerinden biri kalptir. Vücudun çalışması ve işleyişi açısından önemli bir göreve sahiptir. Dolaşım sisteminin merkezi olarak görev yapan kalp, dokuların ve organların işlevlerini yerine getirebilmesi için gerekli olan kanın pompalanması ile görevlidir. Bundan dolayı kalbin aktivasyonunda meydana gelen en ufak bir aksaklık, vücudun tamamını olumsuz etkiler. Bu sebeple, kalpte oluşan herhangi bir problemin veya belirtinin erken tespiti başarılı bir tedavi süreci için oldukça önemlidir.

Kalp hastalıklarının tanı ve teşhisinde kullanılan en önemli yöntemlerin başında Elektrokardiyogram (EKG) gelir. EKG, insan vücuduna yerleştirilen elektrotlar yardımıyla kalbin grafiksel olarak aktivasyonunu gösteren dalga formudur. EKG dalgalarının şekli, süresi, genliği (voltajı), sinyalin periyodikliği ve sinyaller arasındaki mesafeler gibi bilgiler birçok kalp rahatsızlıklarının teşhisinde temel bilgi kaynağıdır. Kalp rahatsızlığı bulunan veya olma ihtimali olan kişilerin hastalıklarının izlenmesi sürecinde EKG verilerinin sürekli olarak kaydedilmesi, EKG verilerinin değerlendirilmesi, uygun tanı ve tedavinin belirlenmesi, uygulanan tedavinin izlenerek kontrol edilmesi ve oluşabilecek komplikasyonların gözlemlenmesi açısından oldukça önem taşımaktadır.

Kalp hastalıklarının tanı ve teşhisinde anlık EKG kaydı veya 24 ve 48 saatlik Holter kayıtları alınmaktadır. Aritmiler genel olarak üç sebepten kaynaklanmaktadır: psikiyatrik sebepler, fiziksel ve duygusal strese bağlı sebepler ve kardiyak sebeplerdir (Gümüş ve Yazgı 2009). Anlık alınan kayıtlarda hastanın ruhsal ve psikolojik olarak rahat olması doğru sonuçlarının alınması konusunda etkili olmaktadır. Diğer yandan Holter ile alınan kayıtların süreleri göz önünde bulundurulursa kontrolü sağlayacak hekim için çok uzun bir veri demektir. Analizi ve incelemesi sırasında verilerin dikkatli izlenmesi ve doğru değerlendirilmesi hastalığın tanı ve teşhisinde önemli bir rol oynamaktadır.

Bu tez çalışması hasta ile hekim arasında telemetri sistemi tasarlayarak hasta ve hekim arasındaki zaman kaybını azaltılmaktadır. Hastaların hayatlarını kısıtlanmadığı ve hekimlerin net ve doğru sinyaller üzerine çalışması, hastalığın tanı ve teşhisini kolaylaştırmaktadır.

Çalışma genel olarak 3 ana bölümden oluşmaktadır. İlk bölüm kablosuz EKG alımını gerçekleştirdiğimiz elektronik kart tasarımıdır. İkinci bölüm EKG sinyalinin anlık olarak görüntülenmesi, sinyallerin kaydedilmesi ve hekim E-mail adresine gönderilmek üzere oluşturulmuş Android ara yüz uygulamasıdır. Son bölüm ise hekim bilgisayarına kurulacak bilgisayar ara yüz uygulaması sayesinde hekim E-mail adresinin otomatik olarak kontrol sağlanması ve gelen EKG verisinin çizdirilmesi şeklinde gerçekleştirilmiştir.

Tasarlanan sistem sayesinde kalp rahatsızlığı olma ihtimali olan kişilerin erken teşhisinin sağlanması, kalp rahatsızlığı olan kişilerin ise takibi ve tedavi sürecinin izlenmesi konusunda kolaylık sağlamaktadır. Bu sayede hekimler uzun Holter kayıtlarını incelemek yerine hastalarını rahatsızlık hissettikleri andaki kayıtlarını incelenmesi teşhisin doğru konulmasını hızlandırmanın yanı sıra hekimin teşhis koyma sürecini kısaltmakta ve hastanın tedavi sürecinin hızlanmasına olanak sağlamaktadır.

2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Literatür Özeti

Teknolojinin birçok alanlarda etkisini görülmesiyle birlikte tıp alanında da gelişmeleri hızla devam etmektedir. Tıp alanında geliştirilen cihazlar ve sistemler sayesinde daha hızlı teşhis ve tedavilerinin gerçekleştirilmesine olanak sağlanmaktadır. Bu sistemlerinin başında telemetri ve teletıp sistemleri gelmektedir (Gümüş, 2015). Teletıp sistemlerinin gelişmesi sayesinde uzaktan hasta takibi sağlayarak hastalarının verilerini anlık takibi sağlanmasıyla birlikte hastanın tedavisi, hastalık ilerleyişinin kontrolü ve takibi kolaylaşmaktadır. Bu sistemleri kullanan hastaların en başında kalp rahatsızlığı çeken hastalar gelmektedir. Kalp, insan vücudunda yaşamsal bir organ olması yanı sıra diğer organların düzgün çalışabilmesi için oksijen yüklü kanı pompalamakla yükümlü olması nedeniyle son derece önemlidir. Bu yüzden kalbin düzgün ve sistematik çalışması gerekmektedir.

Bu amaç doğrultusunda kardiyak sistemler üzerine birçok çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalar EKG sinyalinin alınması, görüntülenmesi, kaydedilmesi, gönderilmesi ve analizi gibi birçok bölümden oluşmaktadır. EKG verilerinin alınması için klasik biyoenstrümantasyon yükselteçleri kullanılarak yapılan çalışmaların yanı sıra EKG alınması için özel üretilmiş entegreler kullanılarak yapılmış çalışmalarda bulunmaktadır (Bharathi 2013; Çakır 2014). İki sistemin kendi içerilerinde avantaj ve dezavantajları bulunmasıyla birlikte entegrenin avantajları yükselteç stabiliteye sahip olması, daha küçük alan kaplaması ve elektrostatik yüklemelerden daha az etkilenmesini sayabiliriz.

Bu alanda diğer çalışmalar ise EKG verilerinin kablosuz olarak alınması, iletilmesi ve görüntülenmesidir. Kablosuz veri iletimini gerçekleştirmek için Radyo Frekansı (RF), Bluetooth, Wifi, Zigbee, GSM gibi kablosuz iletişim teknolojileri kullanılarak EKG verilerinin iletimini sağlanmışlardır (Elena vb. 2002; Proulx vb. 2006; Zhu vb. 2006; Xue vb. 2007; Zeybek 2007; Aktürk 2009; Marouf 2017). EKG verilerinin kaydedilme ve görüntülenme ortamı bakımında farklı çalışmalara sahiptir. Bu çalışmalar dahili ekranlı, harici ekranlı, Wep tabanlı, hafıza kartına kayıtlı gibi birçok çalışmalar bulunmaktadır (Lin 2006; Park 2006; Zhu 2006). EKG verilerinin anlık olarak görüntülenmesi üzerine yapılan çalışmalarda dahili ekran veya anlık olarak EKG verilerinin görüntülenmesini sağlayan sistemler kişilerin o andaki durumunu gözlemede kullanılmaktadır. Bu sayede kişinin acil bir müdahaleye ihtiyaç duyup duymadığını anlama imkânı sağlamaktadır. Ayrıca hastalık teşhisinde kullanılan kişi kayıt cihazları da bulunmaktadır. Bu anlamda, kişisel olarak kullanılan EKG cihazları iki gruba ayrılmaktadır. Bunları holter cihazları ve olay kaydedicilerdir. Holter cihazları birçok model ve özellikte bulunmakta birlikte temel olarak, en az üç elektrotun hastanın göğsüne tutturulduğu ve küçük bir taşınabilir EKG kayıt cihazlarıdır. Holter cihazları bağlandığı andan itibaren 1 ile 7 arasındaki sürekli kayıt alan EKG kaydedicidir (Zimetbaum 2010). Hastalar günlük aktivitelerini gerçekleştirirken alınan bu kayıtlar hastanın semptomlarının günlük tutulmasını sağlar. Ancak hastaların düşmek, yüzmek veya aşırı miktarda terlemeye neden olan herhangi bir aktivite haricinde, kayıt sırasında elektrotların gevşemesine veya kopmasına neden olan aktivitelerin gerçekleştirilmemeleri istenmektedir (Zimetbaum 2010). Holter cihazının kullanım amacı, belirsiz zamanlarda gerçekleşen aralıklı aritmilerin saptanmasıdır ve anormal kalp aktivitelerinin verilerini kaydedilerek bu verilerin daha sonra incelenmesi amacıyla kullanılır. Bu verilerin gerçek

zamanlı analizi henüz mümkün değildir. Gerçek zamanlı analiz yapabilmek için olay monitörü kullanılabilir (Karpawich 1993; Wu 2003; Hegazy 2007; Zimetbaum 2010). Holter cihazların yanı sıra diğer bir kişisel EKG kayıt cihazı olay kaydedicilerdir. Bu cihazlar kendi içirisinde döngüsel ya da olay sonrası kaydediciler olarak ayrılabilir. Döngüsel kayıta, elektrotlar hastanın vücuduna sürekli olarak temas halindedir ve olay kaydetme süresi otomatik tetikleme veya gömülü algoritma tarafından tetiklenmesiyle gerçekleştirilir (Linzer 1990; Zimetbaum 1998).

Teknolojinin getirdiği yeniliklerden biri olan akıllı telefonların yaygın kullanımından yararlanarak birçok EKG ölçüm uygulamalarının geliştirilmesini hızlandırmıştır. Kardiyak sorunları olan hastalar ve sağlıklı insanlar, uygulamalar yardımıyla EKG sinyallerini kaydedebilir ve doktorlar ya da sağlık merkezlerine, yer ve zamandan bağımsız olarak EKG kaydının alınmasına ve gönderilmesine olanak sağlar. EKG verilerin kullanıcılar için kolay ve pürüzsüz hale getirmek amacıyla, teletıp sisteminde çalışması önerilmiştir (Fensli 2005; Lucani 2006; Lin 2006; Lv 2010; Tseng 2014).

Bu amaç doğrultusunda gerçekleştirmiş olduğumuz tez çalışmasında küçük ve kullanışlı bir kablosuz EKG alıcı devresi tasarımı gerçekleştirilmiştir. Bu alıcı devre akıllı telefonlar ile Bluetooth haberleşmesi üzerinden bağlantı sağlamaktadır. Akıllı telefon içerisine gerçekleştirmiş olduğumuz Android tabanlı bir ara yüz uygulaması aracılığı ile hastanın EKG kaydının alınması, görüntülenmesi ve hekim E-mail adresine gönderilmesini sağlamıştır. Hekim bilgisayarına yüklenmek üzere hazırlanmış olduğumuz ara yüz aracılığıyla hekim E-mail adresi otomatik olarak kontrolü sağlanmakta ve herhangi bir hastaya ait gelen EKG dosyası yüklü E-Mailin otomatik olarak sesli uyarı sistemi ile birlikte görüntülenmesi sağlanmaktadır.

2.2. Teletıp ve Biyoteleometri

Bu bölümde teletıp, telesağlık, biyoteleometri ve bu alanlarda yapılmış çalışmalar ve yaklaşımlar anlatılmaktadır. Bu alanda yapılan çalışmaların insan yaşantısına ve sağlığına olan yararları ifade edilmiştir.

2.2.1. Teletıp

Teletıp insanların sağlık durumlarını gözlemlemek, değerlendirmek ve geliştirmek için, tıbbi bilgi ve verilerin bilişim teknolojileri aracılığı ile bir yerden başka bir yere aktarılmasıdır. Ülkemiz bu işlem e-Sağlık adı altında gerçekleştirir. Teletıp teknolojisi sayesinde şehirler ve ülkeler arası da dahil olmak üzere hastanın bilgilerine, raporlarına, uygulanan tedaviler gibi bilgiler başta olmak üzere birçok verilerin toplanmasına ve değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır (Ayşin 2014).

Teletıp aracılığı ile sağlık hizmetlerine ulaşımı kolaylaştırmak ve hasta yoğunluğunu azaltmak amacıyla, bilgi ve iletişim teknolojilerinin tıp bilimine uygulanması amaçlanır (Kurban 2006). Aynı zamanda teletıp hastaların sağlık hizmetlerine ulaşma kolaylığı, sağlık sektörü çalışanlarına eğitim olanağı sunmayı, hekim ve hastane olan yoğunluğu azaltmayı ve sağlık hizmetlerinin güvenilir ve kalitelisini artırılması hedeflenmektedir. Hasta verilerinin her doktor tarafından görüntülenmesi, hastaların hastanelerdeki tetkiklerinin görüntülenmesi, hastane masraflarını azaltmak gibi

etkenler teletıp uygulamalarının gittikçe yaygınlaşmasına olanak sağlamıştır (Çoban ve Engin 2005).

Teletıbbın kullanılmasının birçok yararı bulunmaktadır. Bu yararları sıralamak gerekirse; Bilgi ve verilere istenildiği anda ulaşılması, verimlilik, doğruluk, kendi kendine yardım, konusunda uzman kişilerin yanınızda olmasa bile yanınızdaymış gibi tedavi görülmesi gibi birçok imkânı bize sağlamaktadır.

Teletıp projelerinin amaçları arasında alanında uzman doktor sıkıntısının hafifletilmesi, kompleks vakalarda doğru teşhis yapılabilmesi, hızlı teşhis sağlanabilmesi, hasta memnuniyetin artırılması, seyahat etme zorunluluğun ortadan kalkması, doktorlar arasında bilgi ve tecrübe paylaşımının sağlanması gibi nedenler sayılabilir (Özçam 2007).

2.2.2. Telesağlık

Tele sağlık tele tıpa göre kapsamlı bir kullanım alanına sahiptir. Tele sağlık hastanın evine yerleştirilen özel bir cihaz ve bu cihaza kablosuz olarak bağlanan sensörler ve dedektör aracılığı ile yaşlıların, kronik hastalığı bulunan hastaların, engellilerin ve yalnız yaşayanlar başta olmak üzere tüm desteğe ihtiyacı olabilecek bireylerin acil durumlarda ve normal zamanlarda yardıma ihtiyaç duydukları anda 7/24 Acil Yardım ve Tıbbi Destek Hizmeti alabilmelerini sağlayan sisteme Tele Sağlık Sistemi denir (URL 1).

Tele tıp ve tele sağlık hizmetlerinin gelişmesinde elektronik, bilgisayar, robotik uygulamaları ve iletişim teknolojilerindeki gelişimler büyük önem taşımaktadır. Son yıllarda akıllı telefon ve internet alanındaki gelişmeler sayesinde tele tıp sistemlerindeki önem artmış, Android ve web tabanlı uygulamalar ön plana çıkmış ve bilgiye her yerden ve her zaman ulaşma imkânı sağlanmıştır (Kurban 2006).

Teletıp ve telesağlık sistemlerinin hedefi, yaygın kullanımı, ucuz maliyet ve kaliteli sağlık hizmeti sağlanmasıdır.

Tele sağlığın avantajlarını aşağıdaki gibi sıralayabiliriz;

- Acil durumlarda erken müdahale imkânı sağlaması,
- Hastaya müdahale organizasyonlarının hızlı yapılabilmesi,
- Hasta verilerinin 7/24 izlenmesi ve kayıt altına alınması,
- Gündelik hayatındaki aktivite ve fonksiyonların takip edilebilmesi,
- Hasta yakınlarının 7/24 etkin kontrolünün bulunması,
- Gereksiz hastane müracaatlarının önlenmesi gibi birçok avantajlarını sayabiliriz (URL 1).

2.2.3. Biyotelemetri ve iletim sistemi

Telemetri, herhangi bir sistenin uzaktan kablolu veya kablosuz olarak kontrol edilmesi veya izlenmesine denilmektedir (Gümüş, 2015). Biyotelemetri ise biyomedikal

enstrümantasyonun bir alanıdır. Bu alan içerisinde biyolojik sinyallerin incelemek ve işlemek üzere erişilmesi veya bulunması güç olan ortamlardan alınarak gürültüsüz olarak sinyallerin gönderilmesi veya taşınması sağlanmaya çalışılmaktadır.

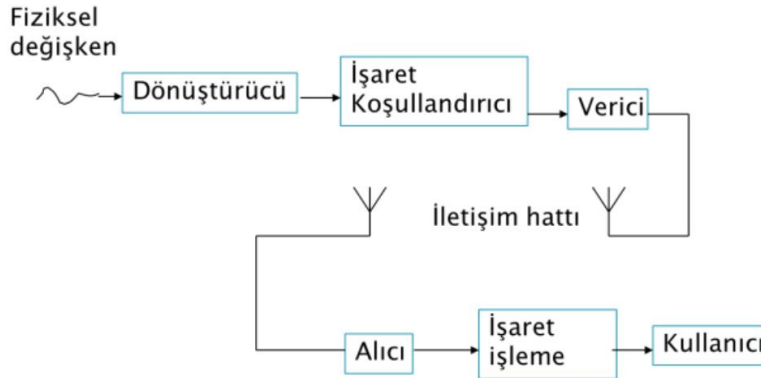
Biyotelemetrinin amacı, başta insanlar ve hayvanlar olmak üzere dünyadaki canlıların normal yaşamlarını ve hareketlerini kısıtlamadan biyolojik ve fizyolojik sinyallerini gürültüsüz ve parazitsiz olarak sinyallerin toplanacağı noktaya gönderilmesi, görüntülenmesi veya yönlendirilmesidir.

Biyotelemetrinin kullanılmasına ihtiyaç duyulan durumları sıralarsak; insan ve hayvanların fizyolojik hareketlerinin izlenmesinde, astronotların stres ve sağlık durumlarının gözlemlenmesinde, hastaların tansiyon, kan basıncı, vücut sıcaklığı gibi biyolojik parametreler ile Elektrokardiyografi (EKG), Elektromiyografi (EMG) ve Elektroensefalografi (EEG) gibi biyolojik sinyallerin uzaktan takibi başlıca durumlardır.

Biyomedikal mühendisliğinin çalışma alanlarının başında hastaların hastane gibi sınırlı hareket alanlarına sahip ve psikolojik yönden baskılı bir durumda alınan EKG ve benzeri sinyaller yerine, hasta normal yaşantısına devam ederken doktor tarafından uzaktan hasta kontrolü ve hasta verilerinin izlenmesi gibi durumlar üzerine çalışılmaktadır.

2.2.4. Biyotelemetri sisteminin bileşenleri

Biyotelemetri sisteminin en basit tanımıyla uzaktaki bir fizyolojik parametrenin alınması ve gönderilmesidir. Bu anlamda basit bir ölçüm sistemi Şekil 2.1'de gösterilmektedir (Karagözoğlu). Şekil 'de görüldüğü gibi yapı birçok bölüme ayrılmıştır. Ancak iki devreye ayırarak olursak bunu verici ve alıcı olarak ayırabiliriz.



Şekil 2.1. Basitleştirilmiş Bir Telemetry Sistemi

Verici ve alıcı devrelerini anlatmak gerekirse, verici devreleri dört ana başlıktan oluşmaktadır. Bunlar fiziksel değişkenin alınması, dönüştürülmesi, işaretin koşullandırılması ve verici ile iletim hattına gönderilmesi. Alıcı devresini ise üç ana bölümden oluşmaktadır. Bunlar sırasıyla alıcı, işaret işleme ve kullanıcı olarak ifade edilmiştir.

2.3. Biyolojik İşaretler ve Elektrokardiyografik İşaretler

2.3.1. Biyolojik işaretlerin oluşumu

Biyolojik işaretler, canlı vücudundan elektrotlar veya dönüştürücüler aracılığıyla alınması sağlanan, elektrik kökenli veya elektrik kökenli olmayan tüm işaretler olarak ifade edilebilir.

İnsan vücudundaki biyolojik işaretler ise kalp, kas, beyin ve sinir sistemleri gibi çeşitli organların faaliyetlerini gerçekleştirdikleri sırada oluşmaktadır. Biyolojik işaretlerin temelini, hücreler arasındaki elektrokimyasal olayların aktivasyonları sonucunda oluşan aksiyon potansiyeli oluşturmaktadır. Elektrotlar aracılığı ile alınan bu işaretler, sinyal işleme işlemlerinden geçirildikten sonra anlamlı bir ifade kazanmaktadır. Bu sayede çeşitli hastalıkların tanı veya teşhisini kolaylaştırmaktadır.

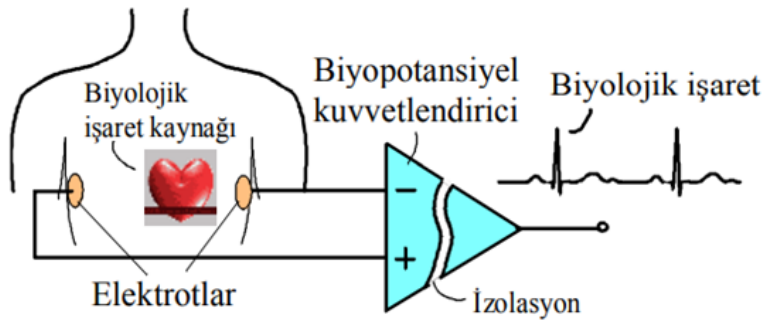
Ancak biyolojik işaretler, vücuttan direkt olarak alınan bir sinyal değildir. Bu nedenle kolay anlaşılabilir bilgi taşımazlar. Bunun için, vücut üzerine yerleştirilen elektrotlar aracılığı ile algılanan biyolojik işaretlerin işlenip konusunda uzman kişi veya kişiler tarafından yorumlanması gerekmektedir.

2.3.2 Elektrik kökenli biyolojik işaretler

Elektrik kökenli biyolojik işaretlerin özellikleri sıralamak gerekirse;

- 1) Elektrotlar aracılığıyla canlı vücudundan algılanırlar,
- 2) Genlikleri küçüktür; ($100 \mu\text{V} \sim 1 \text{ mV}$),
- 3) Spektrumu alçak frekanslar bölgesindedir; ($0,1 \text{ Hz} \sim 2000 \text{ Hz}$),
- 4) Fark işareti şeklinde bulunurlar,

Elektrik kökenli biyolojik işaretler gürültü içermektedirler. Temel gürültü kaynakları olarak prize bağlı çalışan cihazlarda biyolojik işaret üzerine etki eden 50 Hz'lik şebeke gürültüsü, diğer biyolojik işaret kaynakları algılanarak sinyal üzerine etkisi ve elektronik elemanların gürültüleri örnek olarak verilebilir. Şekil 2.2'de Biyolojik işaretin algılanması gösterilmiştir (URL 2).





Şekil 2.2. Biyolojik İşaretlerin Algılanması

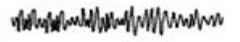
Aşağıda Çizelge 2.1’de elektrik kökenli biyolojik işaretlerin alındığı yerler ve açılımları verilmiştir. Şekil 2.3’te ise bazı elektrik kökenli biyolojik işaretlerin görüntüleri verilmiştir (URL 2).

Çizelge 2.1. Elektrik Kökenli Biyolojik Sinyaller

Sinyalin Alındığı yer	Kısaltması	Açılımı
Kalpten	EKG	Elektrokardiyogram
Beyinden	EEG	Elektroensefalogram
Kasta	EMG	Elektromiyogram
Retinadan	ERG	Elektroretinogram
Sinirden	ENG	Elektronörogram
Mide- bağırsaktan	EGG	Elektrogastrogram

EKG :  **100 ~ 500 μ V genlik, 0,1 ~ 150 Hz bant**

EMG :  **100 μ V ~ 1 mV genlik, 10 ~ 500 Hz bant**

EEG :  **2 ~ 100 μ V genlik, 0,5 ~ 50 Hz bant**





Şekil 2.3. Bazı Elektrik Kökenli Biyolojik Sinyaller

2.2.3. Elektrik kökenli olmayan biyolojik işaretler

Elektrik kökenli olmayan bazı biyolojik işaretler Çizelge 2.2’de sıralanmıştır. Bu işaretler elektrik potansiyel farkı olmayan ve direkt olarak ölçülemeyen, dönüştürücüler aracılığı ile sayısal verilere dönüştürülerek anlamamıza yardımcı olunan işaretlerdir. Şekil 2.4’te ise bazı elektrik kökenli olmayan sinyallerin görünüşleri verilmiştir.

Çizelge 2.2. Elektrik Kökenli Olmayan Biyolojik İşaretler

Verilerin Alındığı Yer	Ölçüm Türü	Ölçüm Yöntemi
Kalp ve dolaşım sistemi	Kan basıncı	Basınç dönüştürücüsü kullanılır
Akciğerlerin	Solunum hacmi	Pletismograf
Dolaşım sisteminin	Kan akış hızı	Elektromagnetik-ultrasonik
Vücudun veya organların	Sıcaklık	Sıcaklık dönüştürücüsü
Kalp kapakçığının	Kalp sesleri	Kalp mikrofONU
Kanın	pH	pHmetre
Derinin	Deri direnci	Değişken direnç dönüştürücüsü

Kan basıncı :		10 mmHg ~ 200 mmHg	DC ~ 20 Hz
Kalp sesleri :			5 ~ 200 Hz
Vücut sıcaklığı :		0 ~ 80 °C	
Ortalama kan akış hızı :		± 500 ml/s	DC ~ 20 Hz

Şekil 2.4. Bazı Elektrik Kökenli Olmayan Sinyaller

2.2.4. Biyolojik işaretlerin algılanması

Biyoelektrik potansiyeller direkt olarak ölçülememektedir. Bunun için iyonik akımların ve iyonik potansiyellerin elektrik akımlarına veya elektrik potansiyellerine dönüştürülmesi gerekmektedir. Bunun için dönüştürücüler bulunmaktadır. Elektrik tabanlı biyolojik işaretleri algılanmasında kullanılan dönüştürücüler iki elektrottan meydana gelirler. Elektrotların çalışma prensibi uygulandıkları noktalar arasındaki iyonik potansiyelin farkını vermesidir.

Biyopotansiyellerin en genel ölçme yöntemi, vücut yüzeyinden yapılan ölçümlerdir. Bunun sonucunda yüzeyin altındaki birçok hücrenin aksiyon potansiyellerinin toplamı alınmaktadır. Bu durum bazı ölçüm noktalarında dezavantaja neden olmaktadır. Bunun için bazı ölçümlerde bir kasa, sinire veya beyinin belirli bölgelerine batırılan iğne elektrotlar yardımıyla ölçümü gerçekleştirilmektedir.

Biyopotansiyellerin vücut yüzeyine ulaşımı ile ilgili olarak kesin bilgiler olmamasıyla birlikte birçok teoriler bulunmaktadır. Bu teorilerden biri “Kalbin elektriksel potansiyellerinin izahı için ortaya atılan ve nispeten gerçekçi görünen teoriye göre yüzeyden ölçülen potansiyel alttaki bireysel aksiyon potansiyellerinin kendilerinin değil fakat birinci türevlerinin toplamıdır.” şeklindedir açıklanmıştır (MEGEP, 2007).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Kalbin Vücuttaki Konumu ve Yapısı

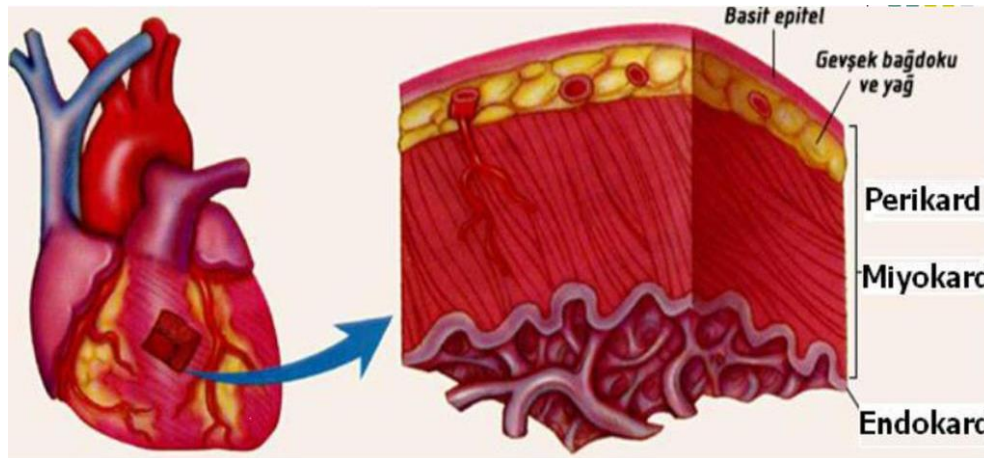
Kalp, Mediastinum adı verilen göğüs bölümünde iki akciğerin arkasında ve omurganın önündeki boşlukta bulunmaktadır (Ayşin, 2014). Kalp düz çizgili kas dokusundan oluşmuştur. Kalbin temel görevi kan pompalamak ve vücuttaki kan dolaşımını sağlamaktır. Kalbin büyüklüğü kişinin yaş, cinsiyet ve vücut ölçülerine göre değişim göstermektedir.

Kalp duvarı Şekil 3.1’de görüldüğü gibi üç bölümden oluşmaktadır. Bunlar; Perikard, Miyokard, Endokard’dır.

Perikard: Kalbin en dış yüzünde bulunan kalbin koruyucu tabakadır. Epikard, diğer bir bağ dokusu liflerinden zengin tabaka olan fibröz ile kalbe yapışıktır ve perikard ile aralarında dar boşlukta kaydırıcı sıvı bulunmaktadır.

Miyokard: Kalp duvarlarında bulunan bir çizgili kas türüdür ve kalp kasının orta katmanıdır. Miyokard, kalp kasından oluşur ve kalbin ağırlığının büyük bölümünü oluşturur. Kalbin kasılan kısmı bu bölümdür.

Endokard: Kalbin iç katmanını oluşturmaktadır, kaygan yapısı sayesinde kanın akış hareketini kolaylaştırır ve kanın kalp kası ile temasını engeller (Widmaier, Raff ve Strang).



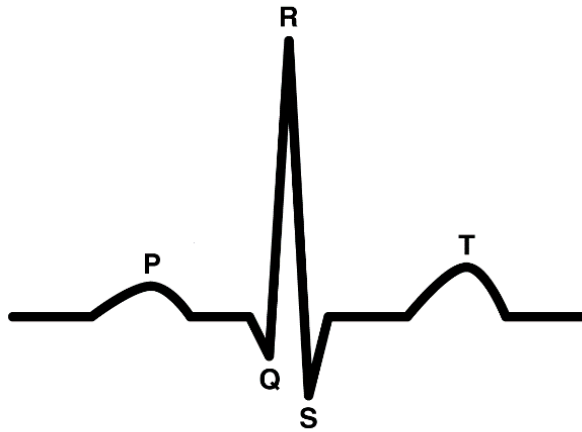
Şekil 3.1. Kalp Duvarı Bölümleri

3.2. Kalbin Elektriksel Aktivitesi

Kalbimiz, sürekli olarak kasılıp gevşeyerek çalışmaktadır. Kalbin kasılma eğilimine “sistol”, gevşeme eğilimine ise “diyastol” demektir. Kalp her iki atrium ve her iki ventrikül bölümleri birlikte kasılır ve gevşerler. Atriumlar ve ventriküllerin kasılıp gevşeme eylemleri kanın hareketi için itici bir güç oluşturmaktadır. Ventriküllerin sistolünde artan basıncın etkisiyle triküspit ve mitral kapaklar kapanır. Böylece kanın atriumlara geri dönüşü engellenir ve kan kalbe geri dönemez.

Kalbin bir sistol ve diyastol hareketine bir kalp atışı denir. Kalp, her kasılışında basınç yaparak atar damarlara kan pompalar. Kalp atışı normal sağlıklı bir yetişkin insanda dakikada 60 ile 80 değerleri arasında kalp atımı gerçekleşmektedir. Çocuklarda ise kalp atımı dakikada 90 ile 140 arasında değişmektedir. Kanın damarlardaki ritmik olarak ileriye doğru hareket etmesine nabız dalgalanması olarak adlandırılır. Nabız, kalbin atış hızıyla aynı hızdadır. Normal nabız hızı, yetişkinlerde dakikada 60 ile 100 kez, çocuklarda dakikada 100 ile 120 kez, bebeklerde ise dakikada 100 ile 140 arasında atmaktadır. Tansiyon ise kanın damar duvarlarına yapmış olduğu basınca denmektedir. Kalbin aktivasyonu sırasında oluşan basınca bağlı olarak iki tip tansiyon türü vardır bunlar büyük tansiyon ve küçük tansiyondur. Büyük tansiyon, kalbin ilk kasılması sonucu oluşan basınca kalp duvarlarına yaptığı basınca denmektedir. Kalbin dinlenmesi sırasında oluşan basınca ise küçük tansiyon denilmektedir. Kan basıncı, cıva basıncına göre belirlenir ve birimi mmHg'dir.

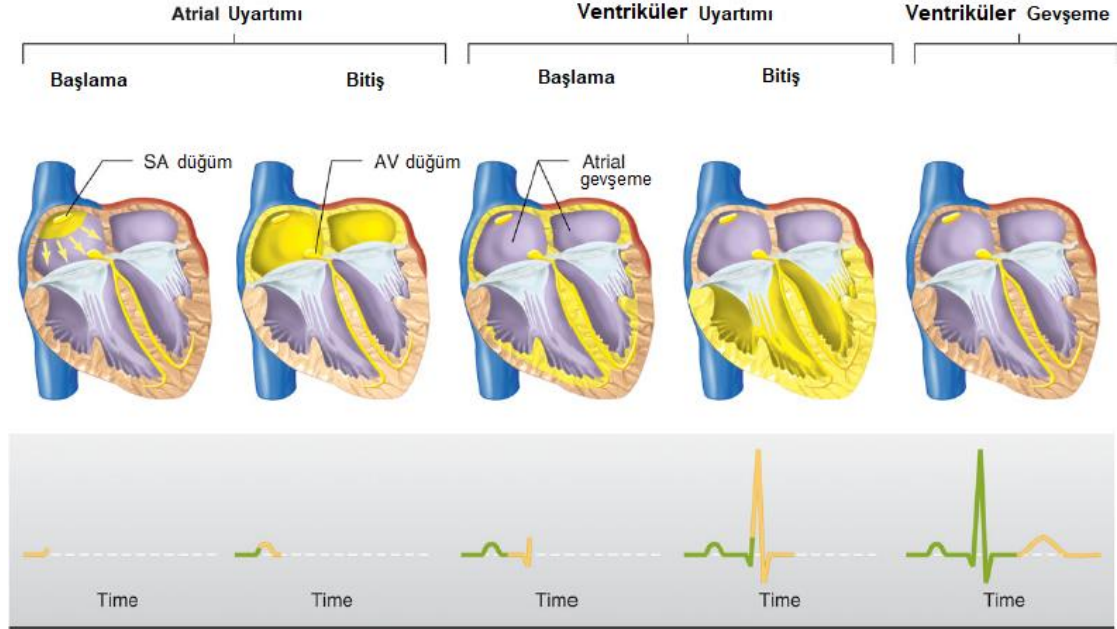
Normal bir yetişkin insanda büyük tansiyon (sistolik basınç) ortalama 120mmHg, küçük tansiyon (diyastolik basınç) ise 80mmHg olarak bilinir.



Şekil 3.2. Normal EKG Şekli ve EKG Noktaları

EKG Sinyali sinoatrial (SA) düğümde başlar ve normal hızı dakikada yaklaşık 75 sinyal/dakikadır. Ardından depolarizasyon dalgası ilk olarak atrium kas hücrelerine yayılır ve eş zamanlı düğümler arası yol aracılığı ile atrioventriküler (AV) düğümüne gider. Burada yayılan aksiyon potansiyeli kulakçığın kasılmasına neden olur ve karıncıklar kasılma eylemi gerçekleşmeden önce karıncıkları tamamen kan ile doldurulur. Depolarizasyon dalgası AV düğümü üzerinden geçerken yaklaşık olarak 0,1 saniye kadar yavaşlar. 0,1 saniye kadar gecikmeden sonra depolarizasyon dalgası interventriküler septum üzerinden aşağıya doğru yayılır. His demeti denilen ileti lifleri iki kola ayrılarak kalbin apeksinde birbirinden ayrılan ve her iki ventrikül duvarına giren demet dallarına ayrılır. Bu lifler daha sonra uyarıtıyı ventriküllerin büyük bölümüne hızla dağıtan kalın çaplı Purkinje lifleri ile temas eder. Purkinje lifleri ayrıca kulakçık kapakçıklarından kanın geri akışı önlemek için AV kapakları içeriden tutan papiller kasları uyararak kapakların kapalı tutulmasını sağlar (Widmaier, Raff ve Strang).

Uyarılma Zinciri



Şekil 3.3. Kalp Aktivasyonu ve Oluşan EKG Sinyali

Normal bir EKG sinyalinde olması gereken elektriksel potansiyel hareketleri sırasıyla şu şekilde olmalıdır.

P dalgası oluşumu, SA düğümünden AV düğümüne gelen depolarizasyon dalgalarının sonucu gerçekleşmektedir. Kulakçıklar P dalgası başladıktan 0,1 saniye sonra kasılırlar.

QRS kompleksinin gerçekleşmesi ventriküler depolarizasyonun sonucudur p dalgasının oluşumundan 0,15 saniye sonra gerçekleşir ve ardından ventriküler kasılması gerçekleşir.

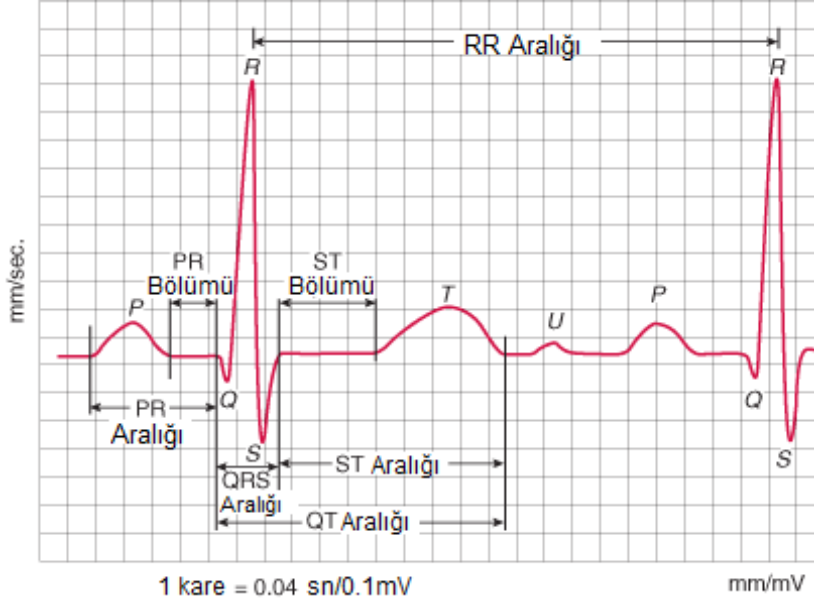
T dalgasının gerçekleşmesi ise ventriküler repolarizasyon sonucu oluşur.

Atrial repolarizasyonun sonucunda ise QRS kompleksi tarafından örtülür (Widmaier, Raff ve Strang).

3.3. EKG Dalgalarına Genel Bakış

Normal bir EKG de 6 adet dalga bulunur. Bu dalgalar zincirleme reaksiyon sırasında gerçekleşmektedir. İlk sinoatriyal düğümde oluşan uyarımla başlayan aktivasyon, Atriyumların depolarizasyonu, ventriküllerin depolarizasyonu ve repolarizasyonu ile gerçekleşerek EKG kayıtlarındaki dalgaların oluşmasını sağlamaktadır.

İzoelektrik Hat: Kalbin herhangi bir elektriksel aktivasyonunun olmadığı durumlarda EKG kağıdında görünen düz çizgiye izoelektrik hat denir. Bu çizginin üstünde kalan defleksiyonlara “pozitif defleksiyon”, altında kalan defleksiyonlara “negatif defleksiyon” denmektedir.



Şekil 3.4. EKG Sinyali ve EKG Sinyalinin Bölüm ve Aralıkları

P Dalgası: EKG sinyalinin ilk dalga şeklidir ve kalbin ilk pozitif defleksiyonudur. P dalgası kalbin atriumlarının depolarizasyonu sonucunda oluşan dalga şeklidir. Sinyalin ilk yarısı sağ atriumun depolarizasyonunu, diğer yarısı ise sol atriumun depolarizasyonunu ifade etmektedir. P dalgasının gerçekleşmesi yaklaşık olarak 0.04 sn – 0.12 sn (EKG Kağıdında 1-3 küçük kare)’dir. Sinyalin genliği ise maksimum 0.25 milivolt (EKG Kağıdında 2,5 küçük kare)dur. P dalgası aVR ve V1 dışındaki tüm derivasyonlarda pozitif defleksiyon olmalıdır.

PR Aralığı (PR Mesafesi): P dalgasının oluşuma başlamasından QRS kompleksinin başına kadar olan geçen süredir. Atriumların depolarizasyonundan sonra uyarımın ventriküllere iletilmesine kadar geçen süredir. Bu aralığın gerçekleşme normal süresi 0.12-0.20 saniyedir.

PR Bölümü: PR bölümü izoelektrik hat üzerindeki durumudur. Atriumların depolarizasyonu sonrasında ventriküllerin depolarizasyonuna kadar geçen aktivasyonsuz zaman dilimidir. Bu aktivasyonsuz geçen zamanda uyarı AV Node’dan his demetine doğru ilerlemektedir.

QRS Kompleksi: Ventriküllerin depolarizasyonunda gerçekleşen 3 dalganın oluşturduğu komplekstir. Genişliği 0.04-0.10 saniyedir.

T Dalgası: Ventriküllerin repolarizasyonun sonucunda oluşan QRS kompleksinden sonra gerçekleşen dalgadır. QRS kompleksi ile aynı yönde olması beklenir. Gerçekleme süresi 0,10 – 0,25 saniye arasındadır. T dalgasının amplitudu 0,5mV seviyesindedir.

U dalgası: T dalgasını sonra oluşan, ancak her zaman görülmemen ve oluşum nedeni kesin olarak bilinmeyen dalgadır (Ventrikül içi iletici sisteminin yavaş repolarizasyonunu yansıttığı düşünülmektedir.).

QT Mesafesi: QRS kompleksinin başından, T dalgasının sonuna kadar geçen zamandır. Ventrikül depolarizasyonu ile repolarizasyonu için geçen toplam süredir. (Kadınlarda: 0,39 saniye, Erkeklerde: 0,44 saniye) (Tec, 2016).

3.4. EKG Elektrotları Tipleri

EKG elektrotları deri yüzeyinden algılayabilmek için yüzey elektrotları kullanılmaktadır. Kullanılan bazı elektrot tipleri aşağıda sıralanmış ve Şekil 3.5'te elektrot çeşitleri gösterilmiştir (MEGEP, 2011).

a) **Metal Plaka Elektrot:** Dikdörtgen veya disk şeklindedirler. Ni-Ag (Ag-AgCl) alaşımı kullanılır. Disk ile deri arasına jel sürülerek kullanılır. Elektrotların kaymaması için yerleştirilecek yere göre lastik veya kayışlar ile sabitlenirler. EKG, EMG ve EEG gibi sinyallerin alınmasında kullanılır.

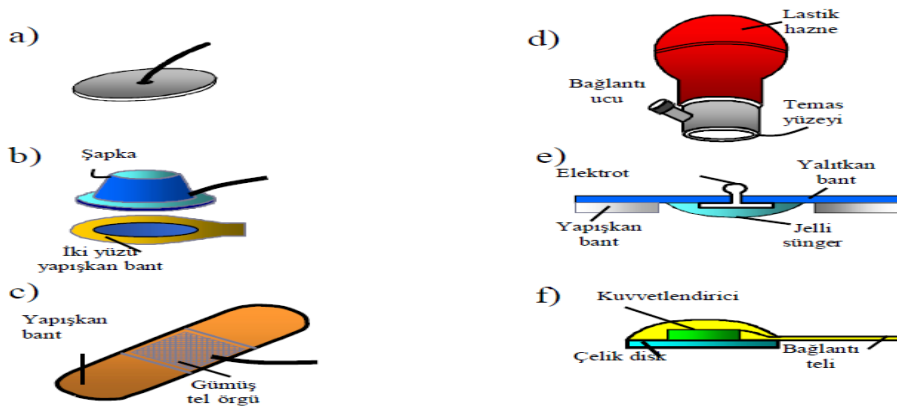
b) **Gezici Tipten Elektrot:** Bu elektrot şapka şeklindeki muhafazanın içindedir ve şapkanın içinde elektrolit jel bulunmaktadır. Vücuda yapışkan bant ile sabitlenir.

c) **Bükülebilir Elektrot:** Elektrot yara bandı şeklindedir. Esnek yapıya sahip plaster şeklinde bükülebilir tiptedir. Küçük çocuklarda EKG için kullanılır.

d) **Emici Düzenli Elektrot:** EKG için göğüs elektrotudur olarak kullanılmaktadır. Bir ucu vakumlu diğer ucu vücuda temas eden kısmı silindirik boru şeklinde elektrottur.

e) **Tümüyle Atılır Elektrot:** Bu elektrotlar Ag-AgCl elektrot olarak geçmektedir. Elektrot tabanına yapışık jel emdirilmiş süngeri vardır. Hijyen açısından tek kullanımlık elektrotlardır.

f) **Kuru Elektrot:** Jel gerektirmeyen deri yüzeyine direkt olarak uygulanabilir elektrot tipidir.

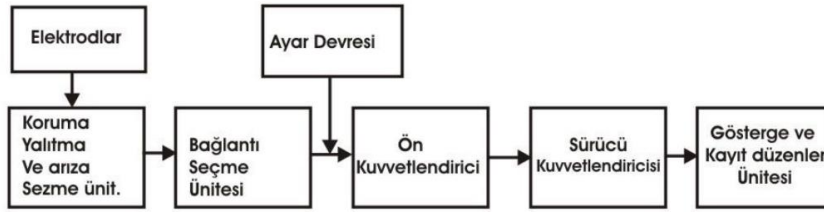


Şekil 3.5. Yüzey Elektrotları

3.5. EKG Ölçüm Düzeni

3.5.1. Elektrokardiyograf

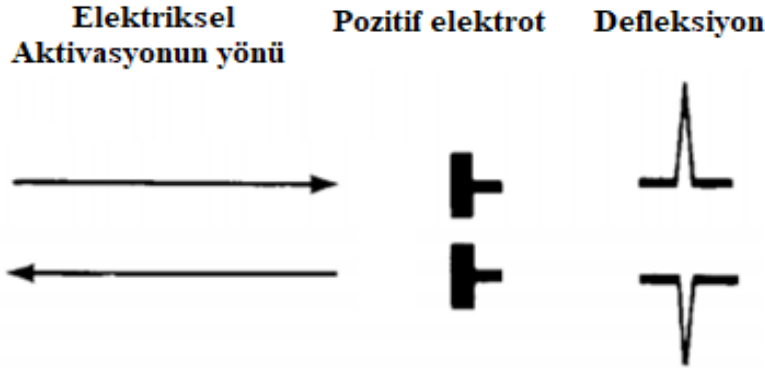
Kardiyak değişimler ve potansiyel kardiyak problemlerinin teşhisi için EKG işaretlerinin elektriksel faaliyetleri incelenebilir. Bu teori vücuttaki sıvıların iyi iletkenlik özelliklerine sahip olmasıyla açıklanabilir. Kalbin oluşturduğu elektriksel darbeler, vücut sıvıları ve kan ile deri yüzeyine kadar taşınır ve elektrokardiyograf adı verilen cihazlarla bu sinyallerin algılanması ve görüntülenmesi sağlanabilir (Can, 2010). Elde edilen görüntüler ise elektrokardiyogram ya da kısaca EKG olarak adlandırılır. Şekil 3.6'de elektrokardiyograf cihazının blok diyagramı gösterilmiştir.



Şekil 3.6. Elektrokardiyograf Cihazının Blok Diyagramı

3.5.2. EKG derivasyonları

Kalbin kasılması ve gevşemesi sırasında oluşan elektriksel aktivitenin, vücuda yerleştirilen elektrotlara göre konumları ile EKG'de ki defleksiyonları belirlenebilir. Elektriksel aktivasyonun pozitif elektrot doğru yönelmesi pozitif defleksiyona, pozitif elektrottan uzaklaşması ise negatif defleksiyona neden olur (Şekil 3.7).



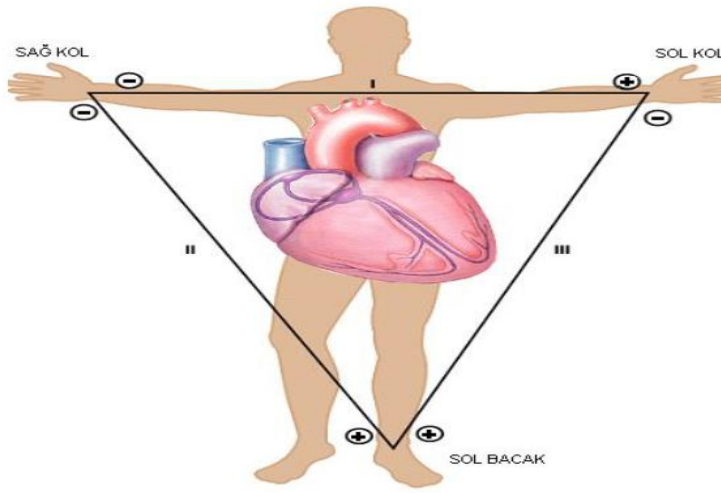
Şekil 3.7. Elektriksel Aktivasyon ile Pozitif Elektrot Arasındaki İlişki

Kalbin oluşturduğu elektriksel aktiviteyi anlayabilmek ve doğru analiz yapabilmek için vücuda yerleştirilen tek bir elektrot yeterli olmayabilir. Bu sebeple doğru sonuçlar elde edebilmek adına vücudun belirli bölgelerine birden çok elektrot yerleştirilmektedir. Yerleştirilen bu elektrotların konumuna göre ise derivasyonlar oluşur. Derivasyonlar, elektrotların konumuna göre tanımlanır ve vücuda yerleştirilen elektrotlar arasındaki potansiyel farkı göstermektedir.

EKG’de, elektrotların uygulandıkları noktalara göre 3 grup derivasyon vardır. Bunlar; Bipolar ekstremite derivasyonları, Ünipolar göğüs derivasyonları ve Yükseltilmiş ünipolar ekstremite derivasyonlarıdır.

3.5.3. Bipolar ekstremite derivasyonları

Kalp Einthoven üçgeni adı verilen sağ kol, sol kol ve sol bacadan oluşan eşkenar üçgenin merkezinde bulunmaktadır (Şekil 3.8). Buna göre sağ kol (RA), sol kol (LA) ve sol bacak (LF) noktalarına yerleştirilen elektrotlar ile bipolar ekstremite derivasyonları elde edilmiş olur. Bipolar ekstremite derivasyonları, vücuda yerleştirilen iki elektrot noktası arasındaki potansiyel farkını saptamaya yarar ve Derivasyon I (DI), Derivasyon II (DII), Derivasyon III (DIII) olarak ifade edilir.



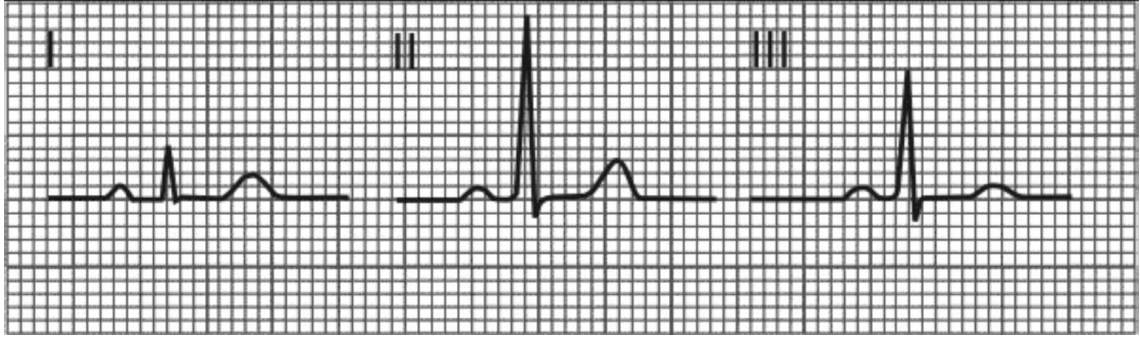
Şekil 3.8. Einthoven Üçgeni ve Bipolar Ekstremitte Derivasyonları

İki nokta arasındaki potansiyel farkı ölçerken EKG cihazının negatif ucuna bağlı olan elektrotun sağ kola, pozitif ucuna bağlı bulunan elektrotun ise sol kola bağlanması ile DI elde edilir. Bu sayede sağ kol ile sol kol arasındaki potansiyel farkını alınmasını sağlarız.

DII’da ise bu durum EKG cihazının negatif ucuna bağlı elektrotun sağ kola, pozitif ucuna bağlı elektrotun ise sol bacağına bağlanması ile elde edilir. Bu derivasyon sağ kol ile sol bacak arasındaki potansiyel farkını yansıtır.

Son derivasyon olan DIII’de EKG cihazının negatif ucuna bağlı elektrotun sol kola, pozitif ucuna bağlı elektrotun ise sol bacağına bağlanması ile elde edilir. Bu derivasyon ise sol kol ile sol bacak arasındaki potansiyel farkını yansıtmaktadır.

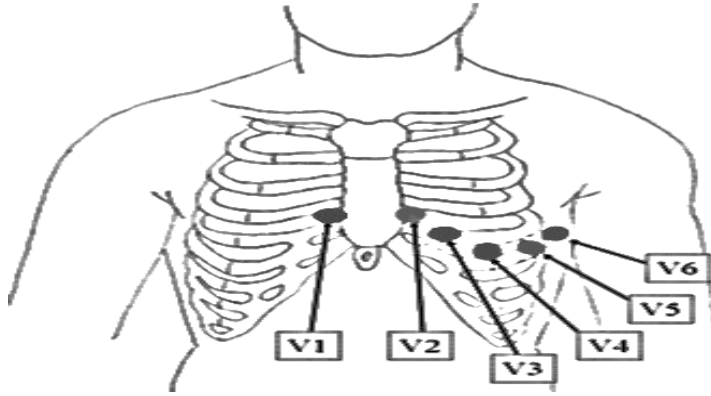
Bipolar ekstremite derivasyonları ile elde edilen EKG çıktıları Şekil 3.9’da görüldüğü gibidir.



Şekil 3.9. DI, DII ve DIII için EKG Çıktıları

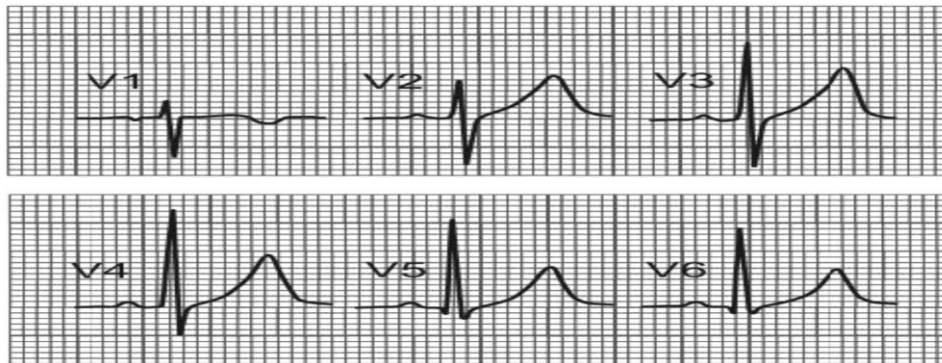
3.5.4. Ünipolar göğüs derivasyonları

Ünipolar göğüs derivasyonları, pozitif elektrotun göğüsün belirli noktalara yerleştirilmesiyle elde edilir. Eğer elektrotlardan üçü eşit dirençler üzerinden birbirlerine bağlanır ve bu nokta ile göğüsteki V1, V2, V3, V4, V5 ve V6 ile işaretlenen noktalar (Şekil 3.10.) arasından ölçüm yapılırsa bu derivasyon göğüs derivasyonu olarak isimlendirilir.



Şekil 3.10. Ünipolar Göğüs Derivasyonları İçin Elektrot Yerleşimi

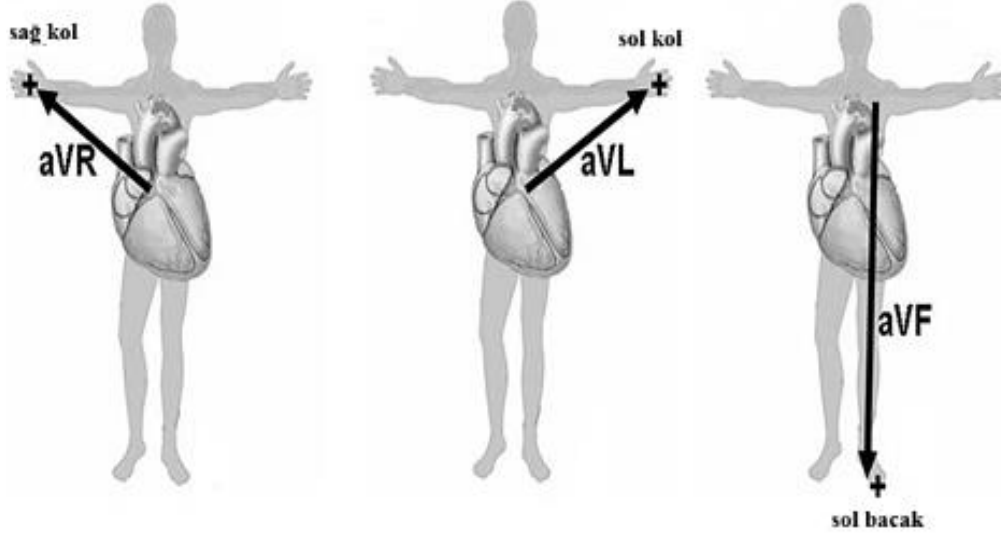
Kalp yüzeyi göğüs duvarına yakın olduğu için her bir derivasyon kalp kasının elektriksel potansiyelini elektrot vasıtasıyla hemen kaydedebilmektedir. Şekil 3.11'de ünipolar göğüs derivasyonları ile kaydedilen EKG işaretleri gösterilmektedir.



Şekil 3.11. V1-V6 derivasyonlarının EKG çıktıları

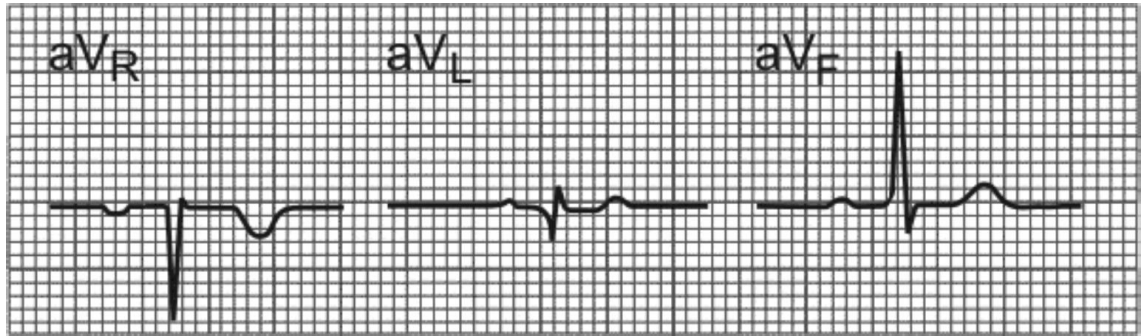
3.5.5. Yükseltilmiş ünipolar ekstremite derivasyonları

Yükseltilmiş ünipolar ekstremite derivasyonların adlandırılması, pozitif elektrotun yerleştiği yere göre değişmektedir. Şekil 3.12'den de görüldüğü üzere yerleştirilen pozitif elektrot, aVR'de (R: right, sağ) sağ kolda, aVL'de (L: left, sol) sol kolda, aVF'de (F: foot, ayak) sol bacaktaadır.



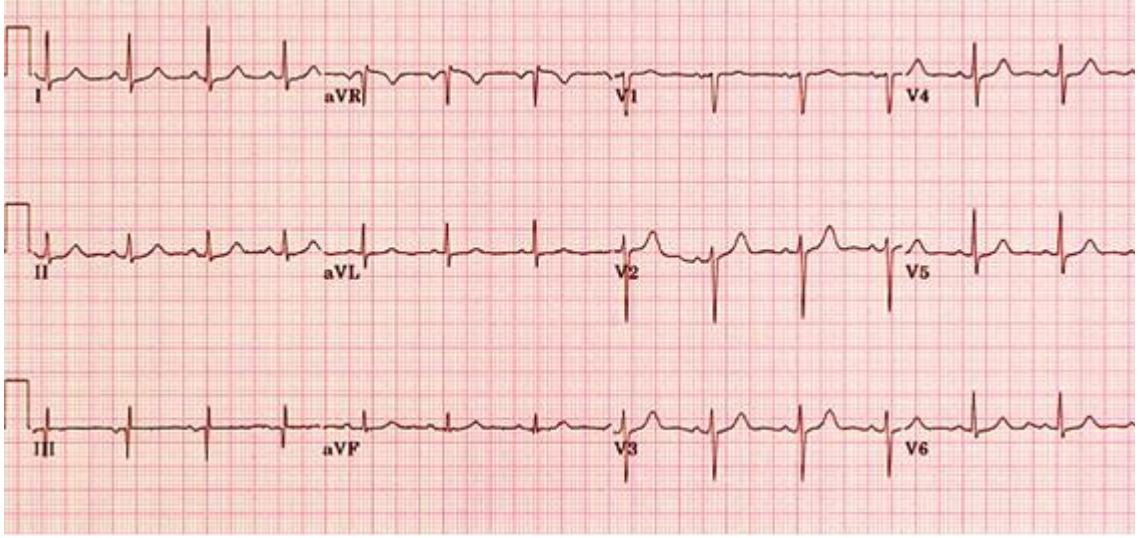
Şekil 3.12. Yükseltilmiş Ünipolar Ekstremitte Derivasyonları

Bu derivasyonlar, düşük genliklere sahip olduğu için Goldberger tarafından potansiyel genlikleri 1,5 kat yükseltilmiş ve arttırılmış anlamını ifade etmesi için a harfi ile gösterilmiştir. Yükseltilmiş ünipolar ekstremite derivasyonlarına ile elde edilen EKG çıktıları Şekil 3.13'te görüldüğü gibidir.



Şekil 3.13. aVR, aVL ve aVF Derivasyonlarının EKG Çıktıları

Kalp ritminin doğru ve düzgün bir şekilde kaydedilebilmesi, uygun teşhis ve değerlendirmenin yapılabilmesi için derivasyonların yerleştirilmesi oldukça önemlidir. Elektrotların uygulandıkları yerlere göre toplamda 12 farklı derivasyon vardır ve bu da kalbin elektriksel aktivitesini 12 farklı yönden incelemeye yarar. Her bir farklı derivasyon kalbin farklı bölgeleri için bilgi verir. Şekil 3.14'te sağlıklı bir kişiye ait kalp atımının 12 derivasyonda gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.14. Standart 12 Derivasyonlu Normal Bir EKG Çıktısı

3.6. EKG ve Telemetri Sistemi

EKG işaretlerinin ölçümü ve iletimi için tasarlanacak bir sistemin katlarının özellikleri ve yapıları iyi bilinmelidir. Yükselteç katının ön sonlandırma bölümünde yer alan elektrotlar cilt yüzeyinden ölçümü gerçekleştirmektedir. Bir EKG elektrotu çok zayıf olan bu işaretleri algılayacak şekilde çalışabilmelidir. En güçlü EKG işaretinin dahi genliği 10 mV'tan daha küçüktür ve bu işaretlerin çok yüksek çıkış empedansı vardır. Buna bağlı olarak EKG ölçümünde kullanılacak elektrotlar şu özelliklere sahip olmalıdır;

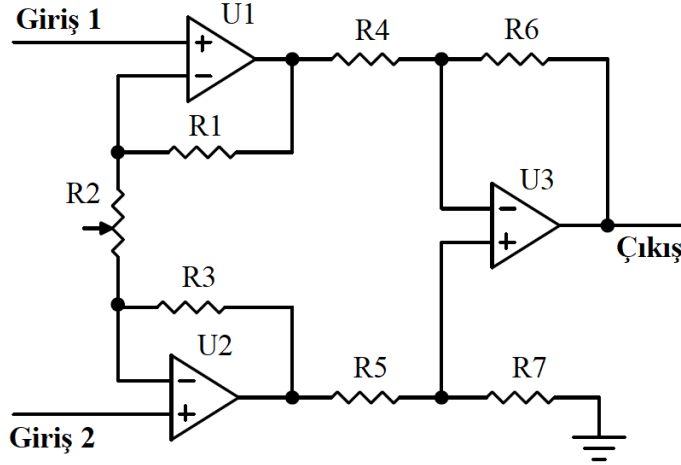
- 0.05-10 mV aralığında düşük genliğe sahip sinyalleri algılama
- Çok yüksek giriş empedansı, > 5 M Ω
- Çok düşük giriş zayıflatma akımı, <1 μ A
- 0,02 Hz- 150 Hz aralığında frekans cevabı,
- Yüksek değerlerde ortak mod bastırma oranı (Kabalıcı, 2006).

EKG Yükselteçlerinin özellikleri:

- Düşük köşe frekansı 0,02 Hz, en fazla 150Hz
- Sızıntı akımları güvenlik standardının altında 10 μ A'den küçük olmalıdır.
- Toprak hattından ve enerji hattından izole olmalıdır.
- Yüksek defibrilasyon gerilimlerine karşı korumalı olmalıdır (MEGEP, 2012).

Enstrümantasyon yükselteçler ise vücut üzerinden alınan düşük genlikli işaretlerin yükseltildiği ve filtrelendirildiği ön yükselteç devresinin ilk katını oluşturur.

Enstrümantasyon yükselteci sadece girişlerindeki gerilim farkına cevap verdiği için her iki giriş terminaline ortak olarak gelen gerilimleri yükseltmez. Yüksek ortak mod reddetme oranı (Common Mode Rejection Ratio - CMRR) ve yüksek giriş empedansları nedeniyle biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Enstrümantasyon yükselteç devresinde tipik olarak 90 – 110 dB CMRR oranına sahip işlemsel yükselteçler kullanılmaktadır. Şekil 3.15'te bu tip bir yükselteç görülmektedir (Eşme, 2006).



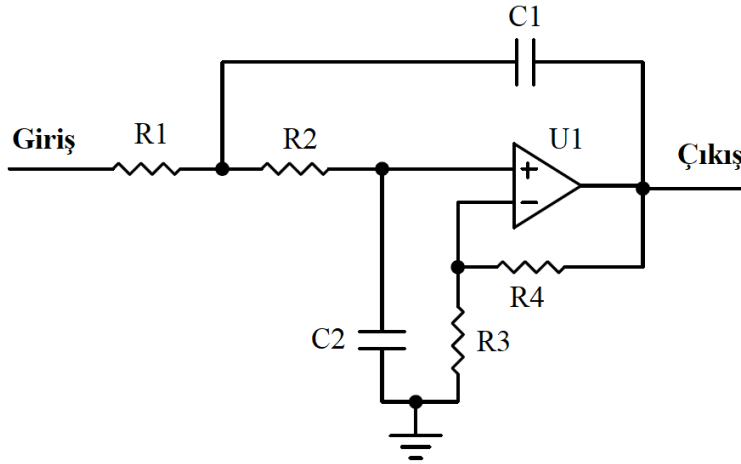
Şekil 3.15. Enstrümantasyon Yükselteci

3.6.1. Filtreler

Enstrümantasyon yükselteci tarafından yakalanarak yükseltilecek EKG işaretlerine birçok gürültü karışmaktadır. Bu işaretlerin başında hastanın soluk alıp vermesi ve kas hareketleri ile oluşan gürültüler gelmektedir. Bununla birlikte elektrik şebekesinden kaynaklanan gürültüler, diğer yüksek frekanslı elektriksel parazitler ve yükselteç devresinin havadan yakaladığı elektromanyetik dalgalar da yükseltecin yüksek CMRR değerine rağmen EKG işaretlerine karışmaktadır. Filtreler istenmeyen işaretleri süzmek için kullanılır. Günümüzde kararlı direnç ve kapasitelerle tam ve doğru olarak filtre karakteristiklerinin gerçekleştirilmesine imkân tanıdıkları için genellikle aktif filtreler kullanılmaktadır.

Alçak Geçiren Filtre

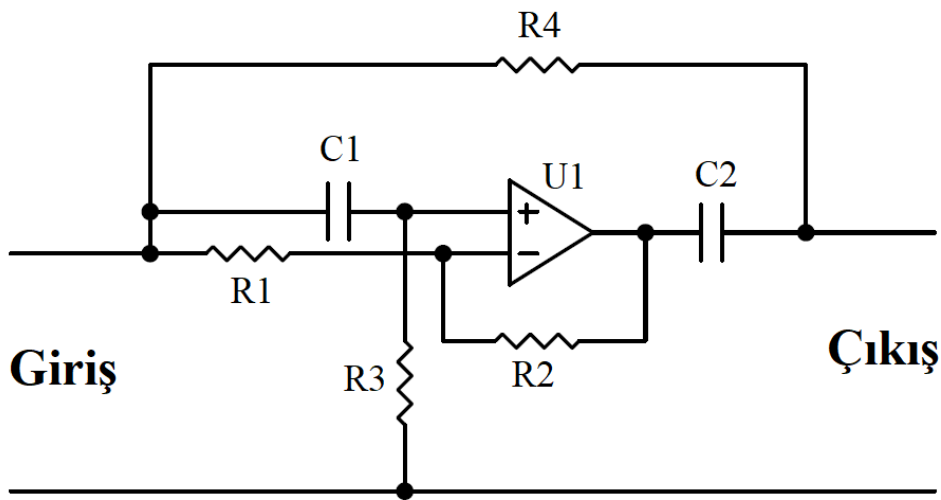
EKG işaretindeki gürültü sebeplerinden en önemlisi hastadan kaynaklanan biyolojik gürültülerdir. Genellikle kas hareketleri sonucu ortaya çıkan bu gürültüler EKG işaretlerinden daha yüksek frekanslıdır. Bu çeşit gürültülerin 40Hz'in altında bileşeni yoktur. Bu nedenle kesim frekansı 40 Hz olan bir alçak geçiren filtre (AGF) ile bu çeşit gürültüler önlenir. Bununla birlikte EKG işareti 0,02 – 150 Hz arasında olduğu için alçak geçiren filtrenin üst kesim frekansı sınırlandırılmalıdır (Eşme, 2006). Şekil 3.16'de AGF'nin devresi verilmiştir.



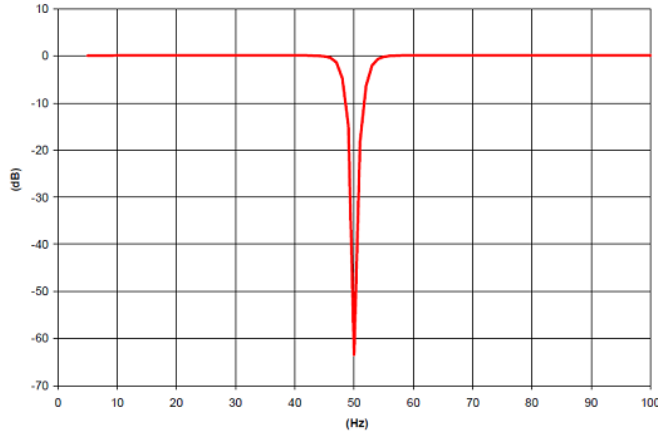
Şekil 3.16. AGF Devresi

Centik Filtre

Deneysel gözlemler ışığında mikrovoltlar seviyesindeki EKG işaretlerinin yükseltilmesinde karşılaşılan en büyük problemi biyopotansiyel ve şebeke gürültülerinin oluşturduğu ifade edilebilir. Şehir gerilim hattının 220V/50 Hz alternatif akım ağıyla çevrili olması nedeniyle 50 Hz'lik bir manyetik alan içinde vücudumuz üzerinde bir gerilim indüklendiği kesin bir gerçekliktir. Bu sinüzoidal gerilim, EKG işaretlerinin gerilim seviyesinin çok üstündedir ve elektronik açısından EKG işaret kaynağına seri bir parazitik kaynak olarak düşünülebilir. Bu nedenle doğrudan doğruya yapılacak bir işaret yükseltilmesinin bu parazitik gerilimin de aynı oranda yükseltilmesi anlamı taşıyacağı açıktır. Bu nedenle CMRR oranının olabildiğince yüksek tutulduğu bir yükseltmenin yanı sıra filtreleme de zorunlu ve çok önemli bir faktör olarak ortaya çıkmaktadır. Bu sorunu çözmek için en uygun çözüm Şekil 3.17'de görüldüğü gibi çentik filtre tasarımıdır (Kabalcı, 2006). Şekil 3.18'de 50 Hz çentik filtre frekans cevabı görülmektedir.



Şekil 3.17. Şebeke Gürültüsünü Bastıran Çentik Filtre



Şekil 3.18. 50 Hz Çentik Filtre Frekans Cevabı

3.6.2. Analog sayısal çeviriciler (ADC)

Doğadaki doğal olarak bulunan tüm sinyaller analog düzlemedir ve bu sinyallerin süreklidir. Günümüzde kullandığımız birçok elektronik eşyalar ve mikro denetleyiciler ise dijital sistemlerdir. Bu nedenle dış dünya ile iletişim kurmak ve dış dünyadan veri algılamak için bu iki sistem bir şekilde birbirini anlaması gerekmektedir. Bu iş içinde doğada bulunan analog sinyallerin (ışık, ısı, ses, nem vb.) dijital sistemlerin anlayacağı dijital sinyallere çevrilmesi gereklidir. Bu işlem için ADC devreleri ve entegreleri kullanılmaktadır (Çiçek, 2009).

Analog sinyalleri dijitale dönüştürülmesi birçok alanda insanların hayatını kolaylaştırmıştır. Örnek vermek gerekirse sıcaklığın ölçülerek dijital bir iklimlendirme yapılmasında kullanılması, gün ışığının algılanması ile akıllı ev sistemlerinde aydınlatmanın çalıştırılması veya kapatılmasını sağlanmasında, sesin algılanması ile hastalık teşhisinden araçlarda arıza ayırımı yapılmasına kadar birçok analog sinyaller dijitale verilere dönüştürülerek dijital sistemlerin kullanıma sunulmaktadır. Basit bir ADC işlemi 2 önemli unsuru vardır. Bu unsurlar ADC adım büyüklüğü ve örnekleme hızıdır.

ADC adım büyüklüğü analog sinyalin gerilim seviyesine bağlı olarak maksimum gerilim seviyesi ile minimum gerilim seviyesi arasındaki örneklenecek değer sayısını ifade etmektedir. Adım büyüklüğünü hesaplamak için aşağıdaki formül (3.1) kullanılır. Örneğin 0-5V arasında genliği değişen bir analog sinyalimiz varsa ve bu sinyal 10 bit ile örneklersek $0.0048828125V$ (yaklaşık olarak 4.88mV) ile örneklemiş oluruz. Bu değer her 4.88mV genlik değişimi bir dijital değer olarak ifade edileceği anlamına gelmektedir.

$$\text{Adım Büyüklüğü (1 LSB)} = \frac{V_{REF(+)} - V_{REF(-)}}{2^n} \quad (3.1)$$

Örnekleme hızı ise analog bir sinyalin dijitale dönüştürülme hızını ifade etmektedir. Örnekleme hızı analog sinyallerin zaman eksenindeki değişimini ifade etmektedir. Hız yüksek olursa zamandaki analog sinyallerin değişimini algılamak ve gerçeğe yakın dijital sinyaller elde etmemize olanak sağlar.

3.7. Bluetooth

Bluetooth kablosuz teknolojisi, belirli bir iletişim mesafesi içerisinde hareketli veya sabit elektronik cihazların birbirleri arasında iletişimi herhangi bir kablo bağlantısı olmaksızın radyo frekansı (RF) teknolojisini kullanan bir iletişim sistemidir (Güney, 2007).

3.7.1. Bluetooth özellikleri

- Kararlı veri haberleşmesi sağlaması
- Düşük maliyetli ve düşük güç tüketimine sahip olması
- Tüm ülkelerde uyumlu olması
- 2,4 GHz'deki lisanssız Uluslararası Güvenli Yönetim Kodu (ISM) bandında çalışır.
- İletişim frekans atlama mekanizması (FHSS) ile sağlanır.
- 720 Kbps'e kadar veri iletim hızına sahiptir (Güney, 2007).

3.7.2. Bluetooth'un sağladığı faydaları

Bluetooth kullanıldığı alan içerisinde veri iletimi, veri alımı bakımından birçok avantajlara sahiptir. 10 metrelik bir alan içinde otomatik eşleşme gerçekleştirebilir ve birbirleri ile güvenli veri aktarma işlemlerini sağlayabilmektedir. Büyük ve kurumsal şirketler başta olmak üzere ofis içi telsiz bağlantıları (Kablosuz klavye, Mouse ve benzeri aletlerde) için yüksek performanslı, uygun ve düşük maliyetli bir çözüm sunmaktadır. Bu sayede cihazlar arasında bağlantı sağlayan kablo azaltır veya tamamen ortadan kalkmasını sağlar.

Dünyadaki tüm ülkelerin %95'i Bluetooth 2.4 GHz geniş spektrum bandını desteklemesiyle ülkeler arası farklılık göstermemektedir ve tüm cihazlar arasında senkronizasyon sağlanması kolaylaşmaktadır. Ayrıca Bluetooth ile dünyadaki birçok yerden cep telefonu ve taşınabilir bilgisayarlar arasında kuracağımız bir telsiz bağlantı yardımı ile internete ulaşabilirsiniz (Tuzcu ve Atamtürk, 2009).

3.8. Gerçekleştirilen Sistem Tasarımı

Çalışmamızın amacı kalp rahatsızlığı bulunan kişilerin takibi veya kalp rahatsızlığı olma ihtimali olan kişilerin doğru teşhis ve tedavi uygulama ve takibinin sağlanması amaçlanmaktadır.

Bu amaç için gerçekleştirmiş olduğumuz sistem 3 bölümden oluşmaktadır. Bu bölümler Şekil 3.19'da görüldüğü gibi kablosuz EKG tasarımı, Android ara yüzü oluşturma ve bilgisayar ara yüzü olmak üzere 3 bölüme ayrılmıştır.

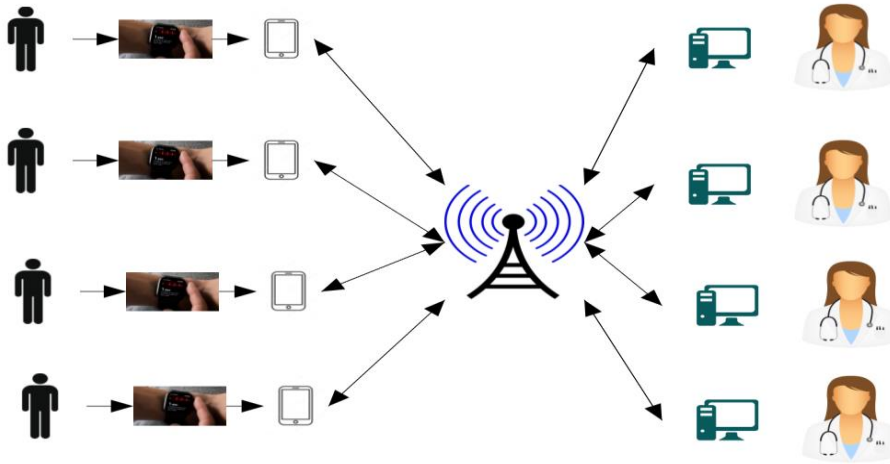


Şekil 3.19. Gerçekleştirilen Sistem Bölümleri

İlk bölümde kablosuz EKG tasarımı yapılmıştır. Burada EKG verilerini alabilmek için vücudun belirli noktalarını yerleştirilen elektrotlar aracılığı ile alınan veriler Alıcı devresi tasarlanarak işlenmiş ve kablosuz veri iletişimlerinden Bluetooth modülü aracılığı ile verilerin akıllı telefona yönlendirilmesi sağlanmıştır.

İkinci bölümde ise Android tabanlı ara yüz geliştirilerek kullanıcının kablosuz olarak EKG verilerinin akıllı telefonda görüntülenmesi, kaydedilmesi ve GSM teknolojisi kullanılarak verilerin hekim E-Mail adresine yönlendirilmesi sağlanmıştır.

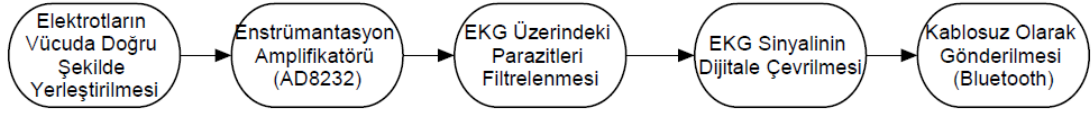
Son bölümde ise bir bilgisayar ara yüzü oluşturulmuştur. Bu bölümde akıllı telefon ile E-mail ortamına yönlendirilen EKG kaydı bilgisayar ara yüzü ile otomatik olarak hekim E-mailleri kontrolü sağlanmıştır. Hekim E-mail adresine gelen EKG verileri sesli uyarı sistemi ile birlikte ara yüz ekranında EKG grafiğinin görüntülenmesi sağlanmıştır.



Şekil 3.20. Gerçekleştirilen Sistemin Genel Görüntüsü

3.9. Kablosuz EKG Cihazının Tasarımı

Basit bir EKG alma işlemi 5 bölümden oluşmaktadır. Bunlar sırasıyla elektrotların vücudun doğru noktalarına yapıştırılması, elektrotlardan alınan sinyalin enstrümantasyon yükselteçler tarafından yükseltilmesi, yükseltiletilen sinyal üzerindeki istenmeyen parazit ve diğer sinyallerin filtrelenmesi, parazitten arındırılmış EKG sinyalinin dijitale dönüştürülmesi ve bu sinyalin görüntülenmesi veya gönderilmesi gibi bölümlerden oluşmaktadır.



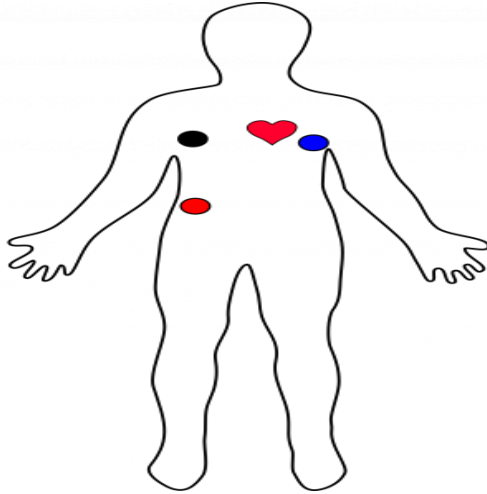
Şekil 3.21. Kablosuz EKG Cihazının Blok Şeması

3.9.1 Elektrotların vücuda yerleştirilmesi

İnsan kalbi elektriksel aktivasyonu üç boyutlu olarak gerçekleşmektedir. Bu aktivasyonu en iyi şekilde görebilmek için vücudun farklı noktalarına yerleştirilen elektrotlar kalbi farklı açılardan gördükleri için bir elektrotta fark edilemeyen elektriksel aktivasyonun diğer elektrotlarda tespit edilebilmesi sağlanır. Basit bir EKG sinyali alabilmek için elektrotların yapıştırılacağı en uygun noktaları Eindhoven Üçgeni olacak şekilde elektrotlar yapıştırılmalıdır. Eindhoven Üçgeni kalbi merkeze alarak eşkenar üçgenin oluşturacak şekilde elektrotların vücuda yerleştirilmesidir. Oluşturulan bu üçgen kalbi en iyi şekilde anlamamızı olanak sağlamaktadır.

Elektrotların yerlerinin yanlış veya ters takılması sonucu elde edilecek EKG sinyallerinde değişiklik olmasına neden olur. Bu durum kalbin tepkisini analiz edilmesinde hekimlerin yanılmasına ve doğru teşhis konulamamasına neden olacaktır.

Tez çalışmamızda standart EKG derivasyonlarından olan Bipolar derivasyonlarında bulunan 3 çeşit elektrot yerleşimine ait durumdan, tek kanallı LA-RA (Lead I) elektrot yerleşimine bağlı EKG sinyalini almaktayız. Buna bağlı olarak Şekil 3.22’de elektrotları vücuda yerleştirme noktaları görülmektedir.



Şekil 3.22. LA-RA (Lead I) Göre Elektrot Yerleştirilecek Noktaları

Vücuda yerleştirilen elektrotlar tez çalışmamız süresince Ag-Cl elektrotları kullanılmıştır. Bu elektrotları tercih etme sebebimiz, tek kullanımlık ve hijyen olması yanı sıra tedarik edilmesi, kullanılması ve yerleştirilmesi bakımından kolay olmasıdır.

3.9.2. AD8232 entegresi özellikleri ve kullanılması

Analog Device firmasının üretmiş olduğu AD8232 entegresi kalp atış hızı monitörü olarak kullanılabilen ve kalbin elektriksel aktivitesini ölçmek için kullanılan uygun maliyetli bir enstrümantasyon amplifikatör entegresidir.

Entegrenin teknik özellikleri aşağıda sıralanmıştır:

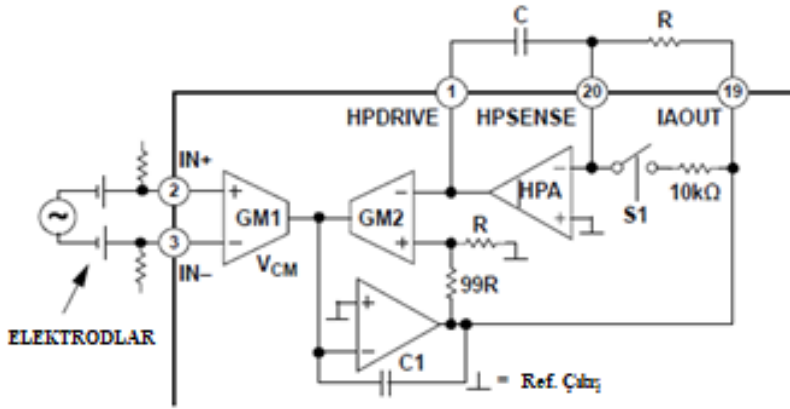
Çizelge 3.1. AD8232 Teknik Özellikleri

Düşük besleme akımı: 170 μ A (tipik)
2 veya 3 elektrot yapılandırması
DC Voltaj engelleme özelliklerine sahip yüksek sinyal kazancı ($G = 100$)
2 kutuplu ayarlanabilir yüksek geçirgen filtre tasarlama imkânı sağlar
Entegre çalışma Voltaj aralığı: 2,0 V ile 3,5 V arasında
Elektrostatik yükleme dayanıklılığı: 8 kV ESD
Entegre Pin ve Boyutları: 20-pinli 4 mm \times 4 mm boyutlarında LFCSP kılıflıdır

Entegre içerisinde bir enstrümantasyon amplifikatörü, bir operasyonel amplifikatör, bir sağ bacak sürücü amplifikatörü ve bir midsupply referans tamponu bulunmaktadır. Buna ek olarak, AD8232 entegresinde lead off (elektrot algılama) algılama devresi bulunmakta ve lead'lerin tekrar bağlantısı sağlandıktan kısa bir süre sonra sinyali geri getiren otomatik hızlı geri yükleme devresi içermektedir.

AD8232'deki enstrümantasyon amplifikatörü, giriş sinyallerine kazanç uygulamak ve eş zamanlı olarak sinyallerini filtrelemek için tasarlanmıştır. Bu özellik, küçük bir EKG sinyalini 100'lük bir faktörle yükseltmeyi ve ± 300 mV kadar büyük elektrot kaymalarını reddetmesini sağlar.

Offset reddetme elde etmek için, Şekil 3.23'te gösterildiği gibi, enstrümantasyon amplifikatörü, HPSENSE ve HPDRIVE çıkışı uçları arasına bir RC devresi bağlanmalıdır.



Şekil 3.23. Offset Reddetme Elde Etmek İçin RC Bağlantısı

Bu RC ağı, herhangi bir yakın DC sinyalini enstrümantasyon amplifikatörüne geri besler ve böylece herhangi bir düğümdeki sinyali doyurmadan ve yüksek sinyal kazancı elde etmeden ofsetleri ortadan kaldıran bir entegratör oluşturur.

Enstrümantasyon amplifikatörünün girişleri boyunca mevcut ofsetleri bloke etmenin yanı sıra, bu entegre aynı zamanda başlangıçtaki wander gibi yavaş hareket eden sinyallerin etkisini en aza indiren bir yüksek-geçiş filtresi olarak da çalışır.

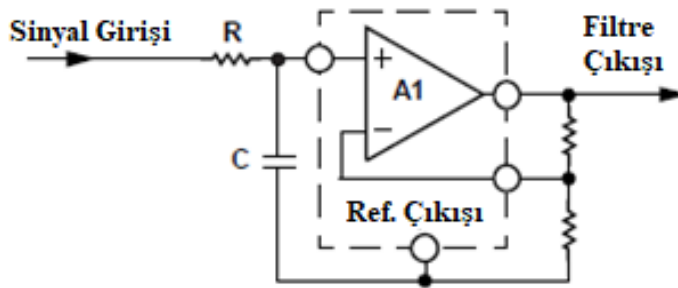
Filtrenin kesme frekansı denklem (3.2) tarafından verilir.

$$f_{-3db} = \frac{100}{2\pi RC} \quad (3.2)$$

Burada direnç ve kondansatör birimleri R ohm C ise Farad cinsindedir.

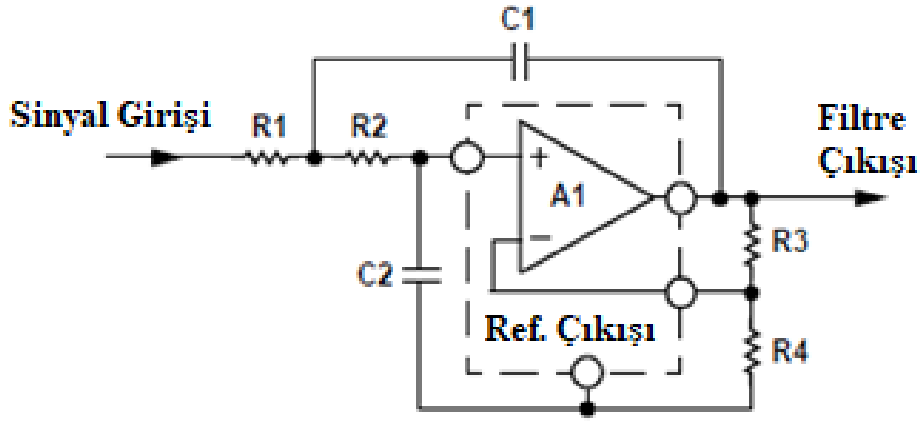
Alçak Geçirgen Filtre ve Kazanç

AD8232 entegresi, ekstra kazanç ve filtreleme için kullanılabilir dahili bir op amper içerir. Yüksek mertebeden bir filtre gerektirmeyen uygulamalar için, basit bir RC alçak geçirgen filtre yeterli olmalı ve op-amp, sinyali tamponlanabilir veya daha da güçlendirilebilir (Analog Devices, Datasheet).



Şekil 3.24. AD8232 Basit Filtre Bağlantısı

Daha dik bir yuvarlanma veya daha keskin bir kesim gerektiren uygulamalar, Sallen-Key filtre topolojisi, Şekil 3.25'te gösterildiği gibi uygulanabilir.



Şekil 3.25. Sallen-Key Filtre Bağlantısı

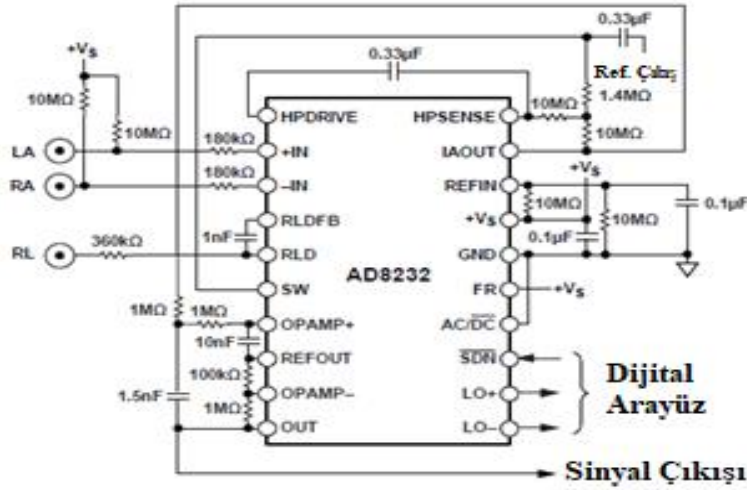
Aşağıdaki denklemler düşük geçişli kesme frekansını, kazancını ve Q faktörünün sırasıyla (3.3), (3.4), (3.5) formülleri ile görülmektedir:

$$f_c = \frac{1}{(2\pi\sqrt{(R1 \times C1 \times R2 \times C2)})} \quad (3.3)$$

$$Gain = 1 + R3/R4 \quad (3.4)$$

$$Q = \frac{\sqrt{R1 \times C1 \times R2 \times C2}}{R1 \times C2 + R2 \times C2 + R1 \times C1 (1 - Gain)} \quad (3.5)$$

İlk olarak elektrotların insan vücuduna doğru şekilde yerleştirilmesi gerekmektedir. Tez çalışması süresince Ag/AgCl elektrotları kullanılmıştır. Elektrotların vücudun doğru noktalarına yerleştirildikten sonra bu elektrotların uçları AD8232 entegresinde özel olarak tayin edilmiş olan +IN, -IN ve RLD pinlerine girilmektedir. Entegre içerisinde mV seviyesindeki EKG sinyali yükseltilecek şekilde IAOUT pininden çıkmaktadır. Yükseltme sırasında gürültü ve parazitlerinde yükseltilmesinden dolayı çıkan sinyalin filtrelenmesi gerekmektedir. Bunun için AD8232 entegresi içerisinde bulunan dahili opamp sayesinde filtre tasarımı yapma imkânı sağlamaktadır. Buraya bağlanılacak olan uygun direnç ve kondansatör değerleri ile filtre tasarımı yapmamızı ve çıkışından düzgün bir EKG sinyali almamızı sağlamaktadır. Şekil 3.26'da AD8232 entegresinin EKG devresinin şeması görülmektedir (Analog Devices, Datasheet).



Şekil 3.26. AD8232 Entegresinin EKG Devresinin Şeması

Çıkış ucundan alınan EKG sinyali hala analog bir sinyal olarak bulunmaktadır. Sinyali dijitalle dönüştürmek için ADC kullanılmadığıdır.

3.9.3. EKG sinyalinin dijitalle dönüştürülmesi

Doğada bulunan doğal sinyaller (ışık, ses, sıcaklık vs.) gibi EKG’de bir doğal sinyaldir. Bu sinyalleri dijital devrelerin anlayabileceği sayısal verilere dönüştürülmesi gerekmektedir. Sayısal verilere dönüştürmek için ADC devreleri ve entegreleri kullanılmaktadır. Günümüzde içerisinde dahili olarak bulunan mikro denetleyici ve mikro işlemciler bulunmaktadır. Mikro denetleyiciler sayesinde ADC dönüştürme işlemleri çok daha az maliyetli ve kontrolü kolay bir hale gelmiştir.

Tez çalışmasında yaygın ve uygun maliyetli bir mikro denetleyici olan Atmega328 entegresi kullanılmıştır. Micro denetleyici ile ADC sinyal dönüşümünde önemli olan iki durum vardır. Bunlar sinyalin örnekleme çözünürlüğü ve örnekleme frekansıdır. Atmega 328 Mikro Denetleyicisinin ADC Özellikleri Çizelge 3.2’de sıralanmıştır (ATmega328/P, Datasheet).

Çizelge 3.2. Atmega 328’nin ADC Özellikleri

10 bit çözünürlük
0.5 Doğrusal Olmayan En az Öneme sahip bit değeri
± 2 LSB (Least Significant Bit) Mutlak Doğruluk
13- 260 μ s Dönüşüm Süresi
En fazla 76,9 kSPS(Samples Per Second) (Maksimum Çözünürlükte 15kSPS'ye Kadar)
ADC Dönüştürme Komple Kesme

Örnekleme çözünürlüğü; n bitlik bir ADC dönüşümünde en fazla 2^n adet değer ile bir analog sinyal örneklenebilir. Örneğin 4 bitlik bir ADC en fazla $2^4=16$ adet değer ile analog bir sinyal örneklenebilir. ADC sonucu elde edilen dijital bilginin bit sayısı değeri ADC modülünün çözünürlüğünü ifade eder. Çözünürlük değeri yükselmesi ile doğru orantılı olarak ADC dönüşüm oranı yükselmektedir.

Ayrıca ADC entegrelerinde analog sinyalleri dijitale çevirirken kullanılan $V_{REF(+)}$ ve $V_{REF(-)}$ pinleri bulunmaktadır. $V_{REF(+)}$ dijitale çevrilecek olan analog sinyalin en yüksek değerini, $V_{REF(-)}$ ise minimum değerini belirtmek için kullanılmaktadır. Böylece giriş sinyalinin istenen aralığı dijitale çevirme işlemi uygulanır. Mikro denetleticilerde bu işlem iki farklı şekilde seçilebilmektedir. İstenirse AREF pinine okunacak olan analog sinyalin maksimum gerilimi uygulanır veya mikro denetleyicinin besleme pinleri referans olarak kullanılabilir.

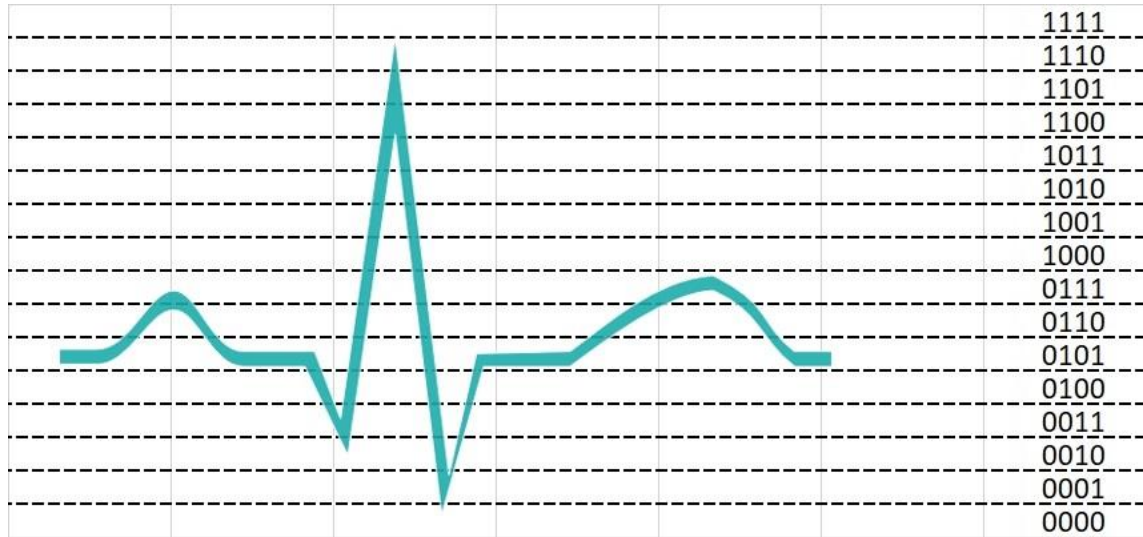
ADC'nin dijital bilgiye dönüştürebildiği en küçük gerilim değerine adım büyüklüğü denmektedir. Adım büyüklüğü 1 LSb değeri olarak da ifade edilir. Adım büyüklüğü formülü (3.6) aşağıda görülmektedir.

$$\text{Adım Büyüklüğü (1 LSb)} = \frac{V_{REF(+)} - V_{REF(-)}}{2^n} \quad (3.6)$$

ADC biriminin analog uçlarına gelen sinyalin gerilim değerini hesaplamak içinse aşağıdaki formül (3.7) kullanılmaktadır.

$$\text{ADC Sinyal Gerilimi} = \text{ADC Desimal Değeri} \times \text{Adım Büyüklüğü} \quad (3.7)$$

Aşağıdaki Şekil 3.27'de EKG sinyalinin 4 bitlik çözünürlükteki modellenmesi görülmektedir.



Şekil 3.27. EKG Sinyalinin 4 Bitlik Çözünürlükteki Modellenmesi

Maksimum gerilim değeri 3V olan bir EKG sinyalinin 4 bitlik çözünürlükte örnekleyecek olursak $2^4=16$ adım aralığında örneklemiş oluruz. Her adım aralığı ise

$$\frac{3 V}{2^4} = 0,1875 V$$

olarak hesaplanır.

Adım aralığı ne kadar küçük olursa EKG sinyali ters orantılı olarak artmaktadır ve sinyalin gerçek değer yakın alınması sağlanmaktadır. Kullandığımız Atmega328 mikro denetleyicide 6 adet 10 bit çözünürlüğünde ADC pini bulunmaktadır. Bu pinler aracılığı ile maksimumu 3V genliğindeki bir EKG sinyalini ADC referans voltajlarını $V_{REF(+)}=V_{CC}$ ve $V_{REF(-)}=GND$ olacak şekilde alınırsa adım aralığı formüle göre

$$\frac{5 V - 0 V}{2^{10}} = 0,0048828125 V$$

Olarak hesaplanır ve bu yaklaşık olarak 4,88mV adım aralığına sahip bir örnekleme olanağı sağlayabileceğini ifade etmektedir. Bu değer analog bir EKG sinyalini dijital modellemek için yeterli bir aralıktır.

3.9.4. Dijital verilerin gönderilmesi

Mikro denetleyici aracılığı ile dijitale dönüştürülmüş olunun EKG sinyali haberleşme protokolleri kullanılarak gönderimi veya yönlendirilmesi sağlanmaktadır. Kablosuz olarak veri iletimini sağlamak için tez çalışmam dahilinde Bluetooth modülü kullanılmıştır. Kullanmış olduğum Bluetooth Guangzhou HC Information Technology firmasının HC-06 modelidir. Kullanılan Bluetooth modülü Şekil 3.28'de görülmektedir. Bluetooth teknik özellikleri Çizelge 3.3'te gösterilmiştir (Guangzhou, Datasheet).



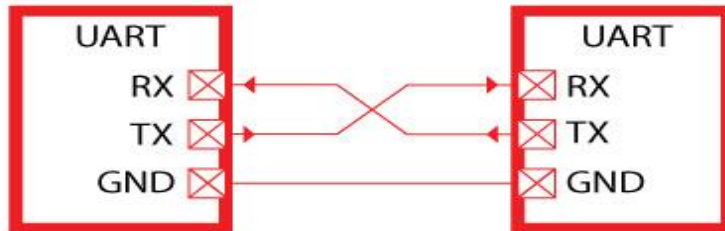
Şekil 3.28. HC-06 Bluetooth Modülü

Çizelge 3.3. Bluetooth Teknik Özellikleri

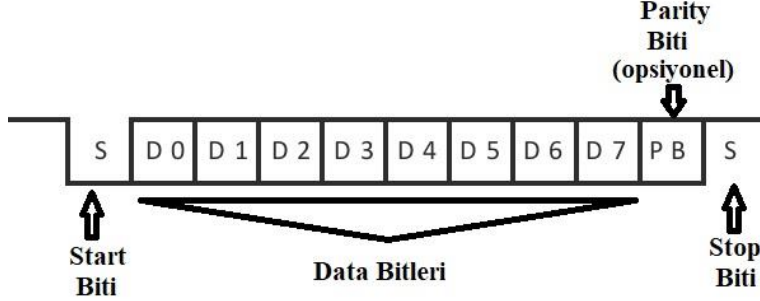
Hassasiyet (Bit hata oranı) -80dBm'ye ulaşabilir.
Çıkış gücü çıkış aralığı: -4 - + 6dBm.
Düşük voltajda çalışabilir (3.1V ~ 4.2V).
Eşleştirme anında akım 30 ~ 40mA aralığındadır.
İletişimdeki akım 8mA'dır.
HC Standart HCI Bağlantı Noktası (UART veya USB)
2.4GHz dijital kablosuz alıcı-verici.
Haberleşme Baud rate hızları: 1200, 2400, 4800, 9600 (Varsayılan), 19200, 38400, 57600, 115200, 230400, 460800, 921600, 1382400.

Mikro denetleyici ile Bluetooth modülü arasında haberleşme sağlayabilmek için bazı haberleşme ayarlarının yapılması gerekmektedir. Bu ayarlar sayesinde mikro denetleyici ile Bluetooth modülü arasında ve Bluetooth modülü ile Android arasından bir bağlantı protokolü oluşturulmaktadır. Bu protokol oluşturulurken gönderilecek verinin bit olarak uzunluğu ve gönderim hızı önemlidir. Mikro denetleyici ile Bluetooth modülü arasındaki haberleşme UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) haberleşme protokolüne bağlı olarak gerçekleşmektedir.

UART (Evrensel Asenkron Alıcı / Verici), bilgisayar ve mikrokontroller veya mikrokontroller ve çevre birimler arasında haberleşmeyi sağlayan haberleşme protokolüdür. Asenkron olarak çalıştığı için herhangi bir "clock" ihtiyacı duymaz. Bunun yerine baud rate ayarları sayesinde karşılıklı olarak veri gönderme hızları ayarlanmış olmaktadır. Şekil 3.29'da iki UART haberleşmesine sahip cihazın bağlantı şeması gösterilmektedir (Keskin, 2018).

**Şekil 3.29.** UART Haberleşme Bağlantısı

Kısa bir baud rate hesabı yapmak gerekirse bir UART haberleşmesinde 1 start biti, 8 bit veri ve 1 stop biti kullanılmaktadır. Toplamda 10bit ile bir veri sağlıklı olarak alıcı veya vericiye iletimi sağlanmış olmaktadır. Şekil 3.30'da standart bir UART veri gönderme şekli görülmektedir.



Şekil 3.30. UART Veri Gönderim

Örneğin baud rate 9600 olarak ayarladığımızda 1 bitin gönderim hızını hesaplamak için formül (3.8) kullanırız.

$$t = \frac{1}{\text{Baud Rate}} \quad (3.8)$$

Birimi saniyedir. Tam bir veri iletimi için geçen süreyi bulmak için 10 bit kullandığından t süresi 10 ile çarpılmalıdır. Bu sayede 1 byte (8 bitlik veri paketi) iletim süresini hesaplamış oluruz. Bu veri iletim süresi ne kadar kısa olursa veri gönderim hızı artacak ve EKG örnekleme değerimiz artacaktır.

Shadi Mahdiani ve arkadaşları yaptıkları çalışmada EKG sinyalinin örnekleme hızı 50 Hz'ye eşit olduğunda bile, HRV parametrelerinin makul bir hata ile neredeyse doğru olduğunu göstermişlerdir (Shadi 2015). Normal PhysioNet MIT-BIH Arrhythmia veri bankasından alınan EKG sinyallerini göre ideal bir örnekleme frekansı 360 Hz olarak almaktadırlar.

Bu değerlere göre 360 Hz'de bir veri iletimi sağlamak istersek ideal bir baud rate hesabını aşağıdaki formül (3.9) ile gerçekleştirebiliriz.

M.B.R.: Minimum Baud Rate

S.P.: Standart Bir Paket Bit Sayısı

V.U.: Gönderilecek Veri Uzunluğu (byte)

Ö.Hz: Örnekleme Frekans Değeri (Hz)

$$M. B. R. = \frac{S. P. \times V. U.}{\frac{1}{\text{Ö. Hz}}} \quad (3.9)$$

3.9.5. Bilgilendirme ekranı

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte bilgilendirme amacıyla kullanılan ekran türlerinde de seçenek ve tür çoğalmaktadır. Çeşitli boy ve renklerde üretilen ekranlar kullanım yerlerine göre özenle seçilmektedir. Bu seçim sırasında kullanılacak ortamın özelliği, ekranın büyüklüğü, enerji tüketimi ve maliyeti gibi birçok etken göz önünde bulundurulmaktadır (Chikker, 2016). Bu amaç doğrultusunda daha düşük enerji tüketimi ve daha az yer kaplaması nedeniyle Organik ışımaya yayan diyotlar (OLED) ile tasarlanmış ekran kullanılmıştır. Şekil 3.31’de kullanılan OLED ekran görülmektedir.



Şekil 3.31. Kullanılan OLED Ekran

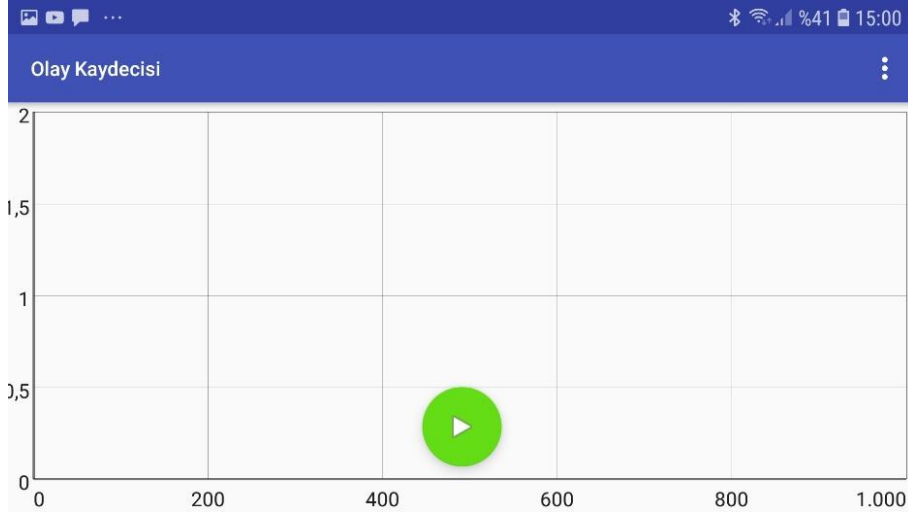
3.10. Android Ara Yüz Oluşturulması

Günümüzde teknolojinin gelişmesi ile birlikte uzaktan kontrol ve takip cihazları artık küçülüp cebimize girer hale geldi. Akıllı telefonlar sayesinde uygulamalar geliştirilerek daha kontrolü basit ve taşınması kolay olması bu alanda gelişmelerin hızlanmasını sağladı. Bu doğrultuda en torpille uygulama geliştirme platformu olan yazılımlardan biri de Android tabanlı uygulamalardır.

Android, Google firması tarafından geliştirilmiş olup milyonlarca kullanıcı tarafından kullanılan dev bir işletim sistemidir. Android işletim sistemleri cep telefonları ve tabletlerde kullanılması nedeniyle geniş bir kullanıcı ağına sahiptir.

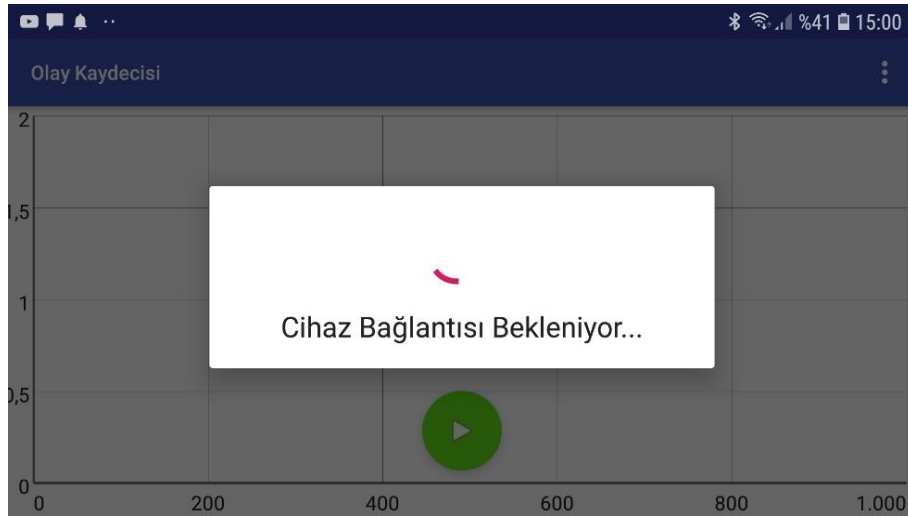
Tez çalışmamızda Android ara yüzü gerçekleştirilmesinin nedenlerini; Popüler bir işletim sistemi olmasının yanı sıra milyonlarca kullanıcı olmasıdır. Popüler bir yazılım olması nedeniyle kaynak bulmak ve benzer çalışmaların bulunması konusunda geniş bir çalışma alanına sahiptir ve bu nedenden dolayı yazılımın geliştirilmesini kolaylaştırmaktadır. Gerçekleştirilen ara yüz Android işletim sistemi olan tüm cihazlarda çalışabilmesidir.

Gerçekleştirilmiş olunan Android ara yüz uygulaması Şekil 3.32’de görülmektedir.



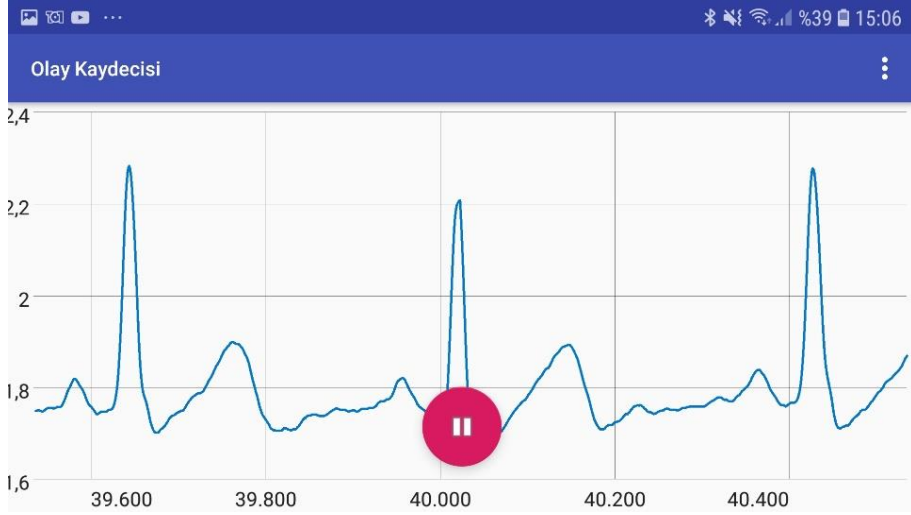
Şekil 3.32. Olay Kaydedicisi Android Ara Yüz Görünümü

Gerçekleştirdiğimiz sistem açıldığı anda kurulmuş olduğu Android cihazın Bluetooth bağlantısını direkt olarak açarak çevredeki Bluetooth cihazlarını taramaya başlamaktadır. Kablosuz EKG devremiz ile eşleşme işlemi bittikten sonra telefon güncel saat bilgisini kablosuz EKG cihazına göndererek iki cihaz arasında saat bilgisini güncellemektedir. Bu işlemin ardından kablosuz EKG cihazından veri almak üzere sistem hazır beklemektedir. Şekil 3.33'te Bluetooth bağlantı ekranı görüntüsü görülmektedir.



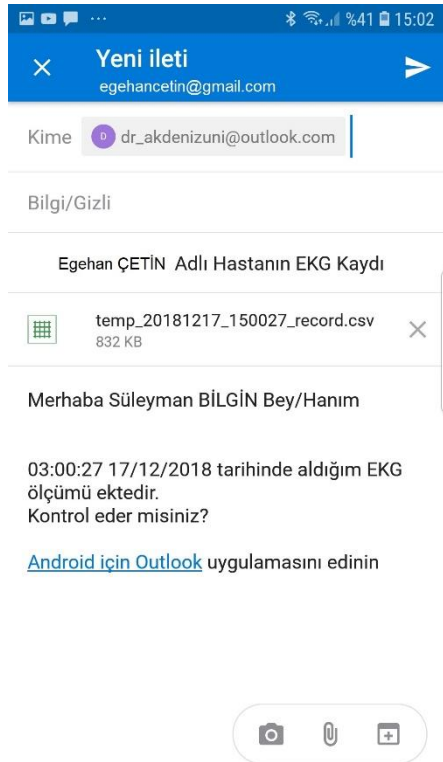
Şekil 3.33. Bluetooth Cihaz Ekran Görünümü

İki cihaz arasında bağlantı sağlandıktan sonra kullanıcının EKG verisinin alınması için ekran üzerinde bulunan "Kaydet" düğmesine basarak EKG verilerini almaya başlamakta ve gerçek zamanlı olarak grafiği ekranda göstermektedir. Bu sayede kişi kendi kalp ritmini anlık olarak görebilmekte ve kaydını gerçekleştirebilmektedir. Kayıt işlemini bitirmek için ise yine ekranda bulunan "Durdur" butonuna tıklayarak kayıt işlemini durdurup olur. Şekil 3.34'te Kayıt ekranı görülmektedir.



Şekil 3.34. EKG Kayıt Ekranı

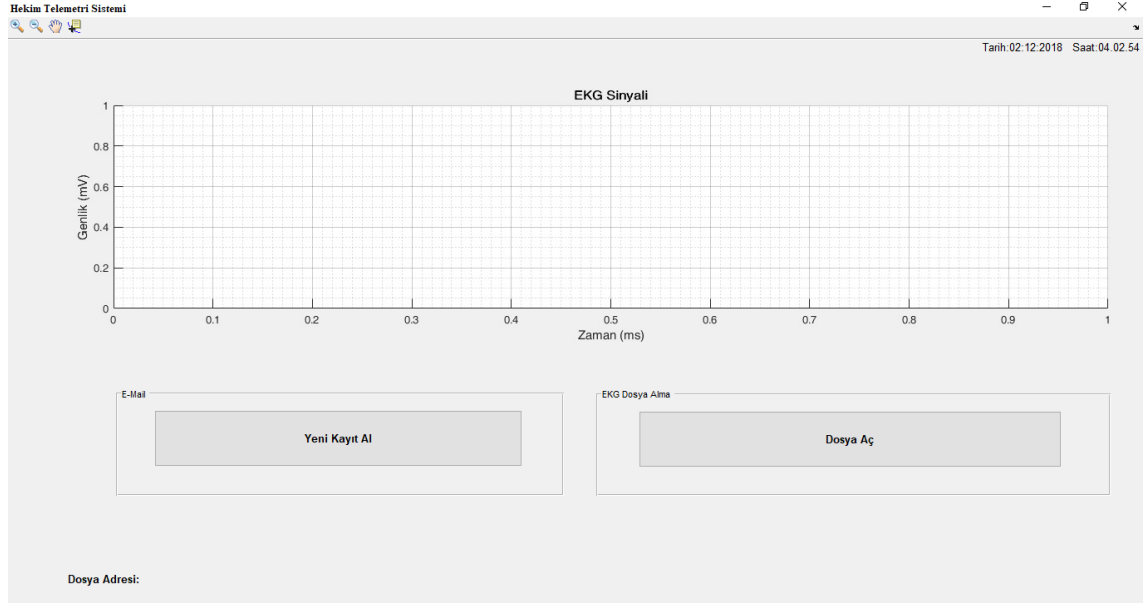
Kayıt işlemi tamamlandığında oluşturulmuş olunan EKG dosyasını hekim E-mail adresine yönlendirmek üzere paylaşım ekranını açmaktadır. Burada otomatik olarak oluşturulan E-mail formatı sayesinde hasta bilgileri ve EKG kayıt dosyaları hekim E-mail adresine gönderilmek üzere hazırlanmaktadır. Kullanıcı gönder tuşuna basarak tüm işlemin tamamlanmasını sağlayarak bir sonraki kaydetme işlemine kadar program hazır olarak beklemektedir. Şekil 3.35'te E-mail gönderme ekranı görülmektedir.



Şekil 3.35. E-Mail Gönderme Ekranı Görünümü

3.11. Bilgisayar Ara Yüz Oluşturulması

Kablosuz EKG alıcı devremiz ile Android ara yüzü uygulamamız arasında bağlantı sağlanıp hasta EKG verisi hekim E-Mail adresine yönlendirildiğinde hekimin hasta EKG verilerini incelemek üzere bilgisayarda bir ara yüz tasarımı gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.36'da bilgisayar ara yüzü görülmektedir.



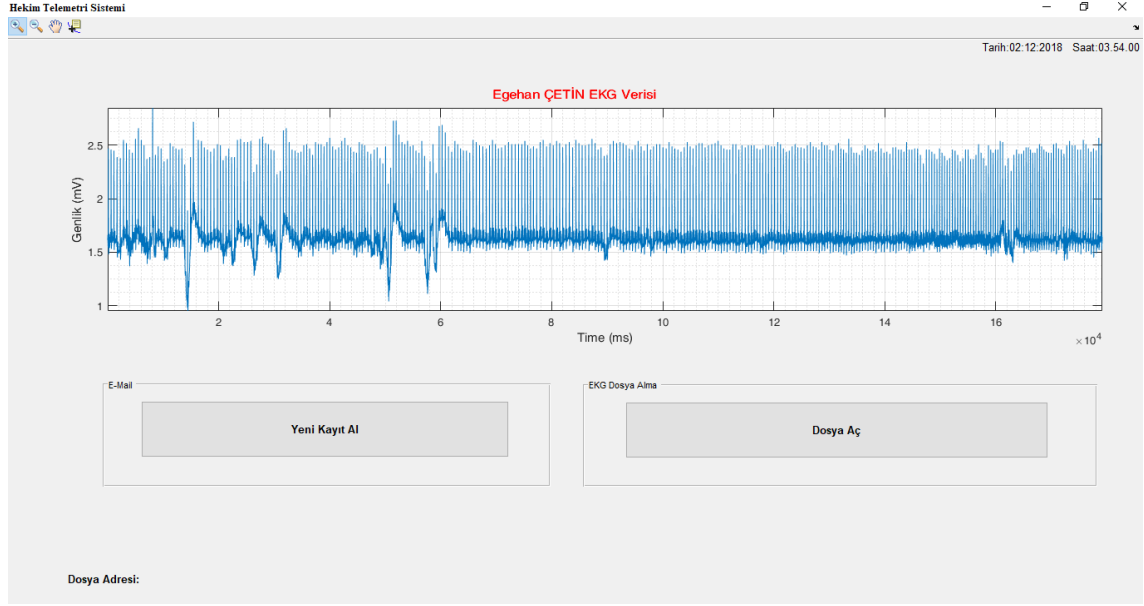
Şekil 3.36. Bilgisayar Ara Yüzü Görünümü

Gerçekleştirmiş olduğumuz bilgisayar ara yüzünün otomatik E-Mail kontrolü akış diyagramı Şekil 3.37'de görülmektedir.



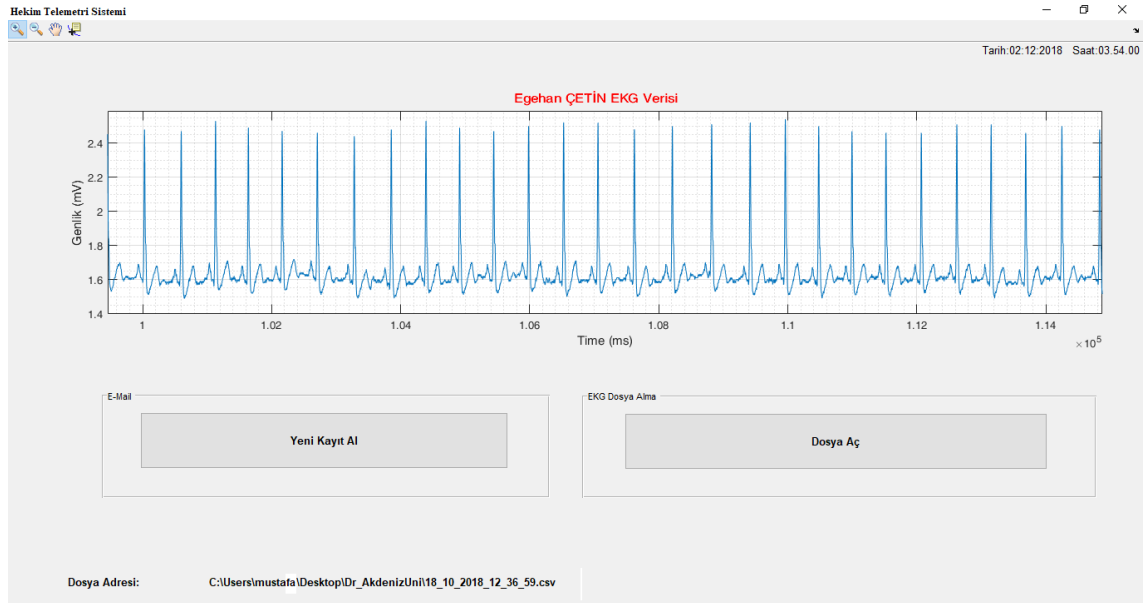
Şekil 3.37. Bilgisayara Ara Yüzü Akış Diyagramı

Program online olarak bilgisayara tanımlanmış olan E-mail adresini ve gelen e-mailleri her 30 saniyede bir kontrol etmektedir. Eğer herhangi bir yeni e-mail gelmiş ise bu maili kendi verilerine çekip mailin tasarlanan Android ara yüzünden gelip gelmediğine karar vermektedir. Eğer gelen e-mail kendi programından ise hasta bilgilerini alarak EKG grafiğini program üzerinde bulunan çizim alanına çizmektedir. Çizilen EKG grafiğinin üstüne hangi hastadan geldiği yazılmaktadır. Çizim işlemi bittiğinde hekime yeni verinin geldiğini belirtmek üzere bilgisayar hoparlöründen sesli ikaz vermektedir. Bu sesli sinyal sayede hekimin uyarılması amaçlanmıştır. Şekil 3.38'de yeni gelen e-mail in otomatik olarak ekranda çizdirilmiş hali görülmektedir.



Şekil 3.38. E- Mail'e Gelen EKG Dosyasının Gösterilmesi

Her gelen mail dosyaları masa üstünde bulunan bir klasöre kaydedilmektedir. Hekim buradan dosyalar arasından herhangi bir EKG verisini açmak ve incelemek isterse program üzerinde bulunan “Dosya Aç” butonunu tıklayarak hasta verilerinin yüklenmiş olunan klasör direkt olarak açılmasını sağlamaktadır. Açılan pencerede istenilen hasta verisini seçerek hastanın EKG verisi çizdirilmesi sağlanmaktadır. Çizim alanında grafik çizdirildiği anda bilgisayar fare imleci grafik üzerinde grafiği büyütme ve incelemek üzere hazır bulunmakta ve hekim EKG verisinin istediği alanını veya kısmını inceleme olanağı sağlanmaktadır. Şekil 3.39’da EKG verisinin herhangi bir bölümünün büyütülmüş hali görülmektedir.



Şekil 3.39. EKG Verisinin İstenen Bir Bölgesine Yaklaştırılarak Görüntülenmesi

Eğer hekim en son gelen e-maili görmek isterse program üzerinde bulunan “Yeni Kayıt Al” butonuna tıklayarak en son gelen E-mail verilerini alarak çizdirme işleminin gerçekleştirmesini sağlayabilmektedir.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Tez çalışmasında seçmiş olduğumuz Biyomedikal ve Telemetri alanı üzerine yapmış olduğumuz sistem üç bölümden oluşmaktadır. Bu bölümler sırasıyla kablosuz EKG cihaz tasarımı, Android ara yüz oluşturma ve bilgisayar ara yüz oluşturma şeklinde sıralanmaktadır. Tez çalışma sırasında karşılaşılan bazı sorunlar ve bu sorunlar bulduğum çözümler sırasıyla şu şekildedir.

Kablosuz EKG tasarımında cihazın küçük ve kullanışlı olabilmesi için tasarlamak zorunda olduğum kart olabildiğince küçük olması gerekiyordu. Bunun için kartımın maksimum kullanıcıyı bilgilendirmek için kullanmış olduğumuz OLED ekran ve kablosuz veri iletişimini sağlayan Bluetooth boyunda olması gerekmektedir. Bu amaç doğrultusunda kartımı çift yüzü tasarlayarak olabildiğince kullanım alanımızı verimli kullanmayı amaçladık. Tasarlamış olduğumuz cihazın beslemesinde küçük boyutlarda ve yüksek kapasite özelliklerine sahip Li-Po pil kullanılmıştır. Li-Po pillerin çalışma genliği sebebiyle bu değerın yükseltilmesi bizim mikro denetleyicimin çalışma genliğine çıkarılması için boost çevirici devresine ihtiyacımız bulunmaktaydı. Ancak boost devreleri anahtarlama yöntemi ile sinyalin genliğini yükselttikleri için genlik üzerine parazitlere ve bizim ölçüm sırasında EKG sinyalimize bu sinyallerin etki etmesine neden olmaktaydı. Bunun için boost çevirici çıkışına yüksek kapasiteye sahip bir kondansatör bağlayarak sinyal üzerinde ki dalgalanmaları minimize etmemizi sağlamaktadır. EKG sinyalinin okunması ve gönderilmesi sırasında ise EKG sinyalinin dijitale çevrilme süresi ve bu verilerin örnekleme frekansına bağlı olarak gönderilmesini sağlamak önemlidir. Bunun minimum Baud Rate hesabının yapılması ve bu hesaba bağlı olarak veri iletiminin sağlanmıştır. Hesaplanan değerden daha düşük bir baud rate ile haberleşmesini sağlamak zamanlayıcı kesmesinin veri iletim sırasına oluşmasına neden olarak verilerin hatalı ve eksik gitmesine neden olmaktadır. Bu yüzden dolayı hesaplanan minimum baud rate daha yüksek bir değer ile iletişimin sağlanması verilerin sağlıklı iletilmesine olanak sağlamaktadır.

Android ara yüz oluşturma bölümünde ara yüzün tasarımın gerçekleştirildikten sonra kablosuz EKG cihazımız ile veri iletişiminin sağlamak için akıllı telefonun Bluetooth aracılığı ile bağlantı sağlanmaktadır. Kablosuz EKG cihazı ile baud rate ayarlarına bağlı olarak Android ara yüz tasarımına verilerin sırayla alınması sağlanmaktadır. Verilerin alınması ve anlık olarak ekrana çizdirilmesi sırada ekrana çizdirilme süresinde gecikmelere neden olması verilerin ekranda hatalı görünmesine neden olmaktadır. Bunun için verilerin arka planda alınması ve bu verilerin bir dizine kaydedilerek ekrana çizdirilmesi daha hızlı olmasını sağlamaktadır. Bu sayede veriler daha akıcı ve sağlıklı olması sağlanmaktadır. Alınan tüm verilerin E-mail ile gönderilmesi sırasında özel bir format belirleyerek hasta bilgileri ve iletişim bilgilerinin gönderilmesi sağlanmaktadır.

Bilgisayar ara yüzü tasarımında ise hekim E-mail adresi 30sn aralıklarla kontrol edilmesi sağlanarak yeni E-mail'in kontrolü sağlanmaktadır. Gelen E-mail hastaya ait E-mail olması için E-mail format düzeni sorgulanmakta ve eşleşmesi durumunda verilerin hekim bilgisayarına indirilmesi sağlanmaktadır.

Literatürde bu alan üzerine yapılan birçok çalışma bulunmaktadır. Bu alan üzerinde gerçekleştirilen sistemler ve gelişmeler sayesinde insan sağlığı ve hastalık teşhisi üzerinde sağladığı faydalar insan hayatının kalitesini arttırmaktadır.

Bu amaç doğrultusunda literatür taramasında bahsettiğim gibi birçok kişi tarafından katkı sağlanmıştır. Çalışmalar biyolojik sinyallerin alınması, görüntülenmesi, kaydedilmesi, gönderilmesi, analiz edilmesi, sınıflandırılması, yapay zekâ sistemleri kullanılarak hastalık teşhisi gibi birçok çalışmalar yapılarak bilime katkı sağlamışlardır. Kablosuz biyomedikal sinyal iletilmesi ve kaydedilmesi gibi çalışmalar hastalara bağlanan karmaşık kablo bağlantılarını azaltmasına ve biyomedikal sinyallerin akıllı telefon veya sinyal izleme merkezleri gibi noktalara iletilmesini kolaylaştırmıştır. Bu konuda yapılan çalışmalar sayesinde hasta günlük hayatına devamını gerçekleştirirken verileri uzak noktadaki uzaman kişi ya da kişilere kısa sürede ulaşması sağlanmaktadır. Bu sayede kısa sürede müdahale ve hastalık teşhisi konulma süresini azaltmaktadır.

Tez çalışmamın diğer çalışmalar arasındaki fark daha küçük olması hastanın günlük hayatına engel olmaksızın hayatının devamını sağlması ve kişinin psikolojik olarak üzerinde bir sağlık cihazı değil kol saati gibi günlük hayatında kullanabileceği bir şekilde tasarlanmıştır. Bu sayede hasta psikolojik olarak da kendini rahat hissetmektedir. Diğer çalışmalarda kablosuz veri cihazları boyut bakımından daha büyük olması hastaların günlük kullanımlarında kısıtlamalarına neden olacaktır. EKG verilerin anlık olarak Android işletim sistemine sahip telefonlarda kullanılmasını sağlanması daha geniş kullanıcı kitlesine sahip olmasının yanında hasta başı monitörü olarak kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Bu sayede çok geniş bir kullanıma alanına sahip olmaktadır. Hekim bilgisayarına kurulan ara yüz sayesinde otomatik E-mail kontrolü sağlanarak sadece hasta EKG verisinin bilgisayara indirilmesi sağlanarak hastanın verilerinin zaman kaybetmeden bilgisayar ekranında görüntülenmesi sağlanmıştır. Her yeni gelen EKG verisi sesli uyarı sistemi sayesinde hekimin dikkatinin çekilmesi sağlanarak ivedilikle incelenmesi sağlanmıştır.

Tez çalışmamızda Marouf ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmaya benzer bir çalışma olması nedeniyle Marouf ve arkadaşları çalışmalarında kablosuz veri aktarımı sağlayan telemetri sistemi tasarımı gerçekleştirmişlerdir. Sistem dahilinde kablosuz veri iletimi, anlık görüntü aktarımı için telefon bir ara yüzü ve web tabanlı bir telemetri sistemi tasarlamışlardır. Kablosuz veri aktarım cihazı sağlıklı veri alabilmesi için kişinin yatar pozisyonunda olması gerekmektedir. Tasarlanan cihazın aynı zamana boyut olarak büyük olması yine kullanıcı açısından günlük hayatına engel olabilmektedir.

Tez çalışması sayesinde hasta hekim arasındaki ilişki en aza indirgenmesi sağlanmış olacaktır. Bu sayede hastaların tedavi süreçlerinin takibi kolaylaşacak. Kalp rahatsızlığı olma ihtimali olan kişilerin rahatsızlık hissettikleri anın kaydını hekime göndermesi ile kişilere doğru erken tanı ve teşhis imkânı sayesinde tedavi başlama süresi hızlanacaktır.

5. SONUÇLAR

Gerçekleştirmiş olduğumuz sistem ve yapmış olduğumuz denemeler sonucunda kalp rahatsızlığı olan veya olma ihtimali bulunan hastaların günlük hayatlarının devamlılığını sürdürürken rahatsızlık hissettikleri durumların kayıtlarını anlık olarak kaydedilmesi sağlanmıştır. Hastanın EKG kaydını hekimin E-mail adresine göndererek kişinin hekime gitmeden EKG verisi gönderilmiştir. Bu sayede hasta günlük hayatını bölmemekte, hastanelerdeki bekleme ve hasta yoğunluğunu azaltarak doğru teşhis ve hızlı tedavinin gerçekleşmesine yardımcı olmaktadır.

Hekim için gerçekleştirilen bilgisayar ara yüzü ile hekim hastanın rahatsız olduğu andaki EKG verisini görüntülemekte ve E-mail adresini sürekli kontrol etmesine gerek kalmadan inceleme imkânı sağlamaktadır. Gerçekleştirmiş olduğumuz bilgisayar ara yüzü sayesinde hekim bilgisayar başında olmasa bile sesli uyarı sayesinde hastaya ait yeni EKG verisinin geldiğini belirtmekte ve hekimin uyarılmaktadır.

Çalışmamızın sonucunda hekim hasta ilişkisini en aza indirerek hastalık teşhisinin doğru ve teşhis sürecinin kısaltılmasını sağlamaktadır. Aynı zamanda hastalarını takibi ve gelişmeleri gözlemlenerek hastalık durumlarının ilerleme ve gerilemelerini zaman kaybetmeden yapılmasına olanak sağlamaktadır. Kablosuz EKG alıcı ve Android ara yüz uygulaması sayesinde cihaz hasta başı monitörü olarak kullanım imkânı sağlayarak hastanın EKG sinyali anlık olarak görüntülenme imkânı bulunmaktadır. Cihazın küçük ve taşınabilir olması sayesinde EKG görüntüleme gerektiren durumlarda kullanılabilirliktedir.

6. KAYNAKLAR

- Aktürk, T.B. 2009. PDA Tabanlı Gerçek Zamanlı EKG Görüntüleme Sistemi, Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyon.
- Analog Devices. Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End, AD8232 Datasheet, <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf> [Son erişim tarihi: 24.05.2018].
- Ayşin, Ç. K., 2014. MEDIASTINUM. <http://istanbultip.istanbul.edu.tr/ogrenci/wp-content/uploads/2014/11/2-Mediastinum.pdf> [Son erişim tarihi: 23.05.2018].
- Bharathi, M. and Belal, M., 2013. Wireless Transmission of Real Time Electrocardiogram (ECG) Signals through Radio Frequency (RF) Waves. *International Journal of Scientific & Engineering Research*, India, 4(4), 1471-1475.
- Canan, S. 2004. Elektrokardiyografi, Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Sunusu, Ankara.
- Can, S. 2010. EKG İşaretinin Cep Telefonu İle İletilmesi, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Chikker, R., C M N., Can, O. and Barakov, B. 2016. Organic Light Emitting Diodes (OLED), Technical Report, *Hochschule Bremen City University of Applied Sciences*, Almanya.
- Çakır, L., 2014. Elektrokardiyogram (EKG) İşaretlerinin Optik Biyotelemetri Kullanarak İletilmesi, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Çiçek, S. 2009. CCS C ile PIC Programlama, Altaş Kitap, İstanbul, 371-376 s.
- Çoban, S. ve Engin, M. 2005. Teletıp: Yöntem Ve Uygulamalar, Biyomut Sunumlar, 226 s.
- Elena, M., Quero, J. M., Toral, S. and Tarrida, C. 2002. Cardiosmart: Intelligent Cardiology Monitoring System Using GPS/GPRS Networks, IECON 02-Industrial Electronics Society, *IEEE 2002 28th Annual Conference*, 7762022, 3419– 3424, Spain.
- Eşme, E. 2006. Uzaktan Kontrol Edilebilen Bir Kalp Cihazı Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Fensli, R., Gunnarson, E. and Gundersen, T. 2005. A wearable ECG-recording system for continuous arrhythmia monitoring in a wireless tele-home-care situation. *In: 18th IEEE symposium on computer-based medical systems (CBMS'05)*. New Jersey: IEEE, p. 407–12.
- Guangzhou HC. Product Data Sheet <https://www.olimex.com/Products/Components/RF/BLUETOOTH-SERIAL-HC-06/resources/hc06.pdf> [Son erişim tarihi: 24.05.2018].
- Gümüş, B. ve Yazgı, S. 2009. Yapay sinir ağı kullanılarak elektrokardiyogram işaretlerinde otomatik kardiyak aritmi tespiti. *Elektrik-Elektronik-Bilgisayar ve Biyomedikal Mühendisliği 13. Ulusal kongresi*, 23-26 Aralık, Ankara.
- Gümüş, Ö. F. 2015. Telemetry Sistemi Nedir?, <http://www.elektrikport.com/teknik-kutuphane/telemetry-sistemi-nedir/16904#ad-image-0> [Son erişim tarihi: 13.09.2018].

- Güney, E. 2007. Bluetooth Güvenliği, İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Sunusu, İstanbul.
- Hegazy, R. A. and Lotfy, W. 2007. The value of holter monitoring in the assessment of pediatric patients. *Indian Pacing Electrophysiol J.*, 7(4):204–14.
- Kabalıcı, E. 2006. PC Tabanlı Kablosuz EKG Biyotelemetri Sistemi Tasarımı ve Yapımı, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara,12,16,18,19,22, 32 s.
- Karagözoğlu, B. İletişim Sistemlerinin Tıbbı Katkısı: Biyotelemetri ve Hareketli Hasta İzleme, İstanbul Medeniyet Üniversitesi, Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, İstanbul http://www.emo.org.tr/ekler/3e6f5c7889113ff_ek.pdf [Son erişim tarihi: 16.09.2018].
- Karpawich, P. P., Cavitt, D. L. and Sugalski, J. S. 1993. Ambulatory arrhythmia screening in symptomatic children and young adults: comparative effectiveness of holter and telephone event recordings. *Pediatric Cardiol.*, 14(3):147–50.
- Kaya, K. 2010. Kablosuz EKG Sistem Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri.
- Keskin, E. H. 2018. UART Nedir ve Nasıl Çalışır?, <http://herenkeskin.com/uart-nedir-ve-nasil-calisir/>[Son erişim tarihi: 28.10.2018].
- Kurban, R. 2006. Kablosuz Taşınabilir Uzaktan Sağlık İzleme Sistemi: Mobil Sağlık Danışmanı, Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Erciyes.
- Lin, B., Chou, N., Chong, F. and Chen, S. 2006. Rtwpms: a real-time wireless physiological monitoring system. *IEEE Trans Inform Technol Biomed.*, 10(4):647–56.
- Linzer, M., Pritchett, E. L., Pontinen, M., McCarthy, E. and Divine, G. W. 1990. Incremental diagnostic yield of loop electrocardiographic recorders in unexplained syncope. *Am J Cardiol.*, 66(2):214–9.
- Lucani, D., Cataldo, G., Cruz, J., Villegas, G. and Wong, S. 2006. A portable ECG monitoring device with bluetooth and holter capabilities for telemedicine applications. In: *28th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society EMBS'06. New Jersey: IEEE*, p. 5244–7.
- Lv, Z., Xia, F., Wu, G., Yao, L. and Chen, Z. 2010. Icare: a mobile health monitoring system for the elderly. In: *IEEE computer society proceedings of the 2010 IEEE/ACM Int'l conference on green computing and communications & Int'l conference on cyber, physical and social computing. New Jersey: IEEE*, p. 699–705.
- Mahdiani, S., Jeyhani, V., Peltokangas, M. and Vehkaoja, A., 2015. Is 50 Hz high enough ECG sampling frequency for accurate HRV analysis?, *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 5948 – 5951 s.
- Marouf, M., Vukomanovic, G., Saranovac, L. and Bozic, M. 2017. Multi-purpose ECG telemetry system. *BioMedical Engineering OnLine*, Serbia.

- MEGEP. 2007. Elektrotlar, Biyomedikal Cihaz Teknolojileri, Ankara.
- MEGEP. 2007. Mikrodenetleyici ile Analog İşlemler, Otomasyon Sistemleri, Elektrik Elektronik Teknolojisi, Ankara.
- MEGEP. 2011. EKG (Elektrokardiyografi), Acil Sağlık Hizmetler, Acil Tıp Teknisyenliği, Ankara.
- MEGEP. 2012. Biyopotansiyel Yükselteçler, Biyomedikal Cihaz Teknolojileri, Ankara.
- Microchip. ATmega328/P Datasheet, http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/atmega328_p%20avr%20mcu%20with%20picopower%20technology%20data%20sheet%2040001984a.pdf [Son erişim tarihi: 24.05.2018].
- Najarian, K. and Splinter, R. 2012. Biomedical Signal and Image Processing. *CRC Press, Boca Raton*, 411s. New York.
- Özcan, S. 2010. Bluetooth İle EKG Verilerinin İletimi, Yüksek Lisans Tezi, Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Özçam, A. 2007. Teletıp Projesi, 2. e-Sağlık Kongresi, Antalya.
- Park, C. and Chou, P. H. 2006. An Ultra-Wearable, Wireless, Low Power ECG Monitoring System, *Biomedical Circuits and Systems Conference, BioCAS, IEEE*, 10146289, 241 – 244, England.
- Proulx, J., Clifford, R. and Sorensen, S. 2006. Development and Evaluation of a Bluetooth EKG Monitoring Sensor, *Computer-Based Medical Systems*, 9187352, 507– 511, USA.
- Tec, E. 2016. Elektrokardiyografi'ye Giriş, <https://www.resusitasyon.com/ekg-giris/> [Son erişim tarihi: 24.05.2018].
- Tseng, K., Lin, B., Liao, L., Wang, Y. and Wang Y. 2014. Development of a wearable mobile electrocardiogram monitoring system by using novel dry foam electrodes. *IEEE Syst J.*, 8(3):900–6.
- Tuzcu, G. ve Atamtürk, A. 2009. Bluetooth Nedir?, LLP Erasmus Staj Sunusu, 16, 17 s.
- United Nations. 2015. Department of economic and social affairs population division. World population aging 2015.
- URL 1: Anonim 1: <http://www.deltainovasyon.com/tele-saglik.html> [Son erişim tarihi: 12.09.2018].
- URL 2: Anonim 2: http://web.itu.edu.tr/~dokur/EMG_Giris/EMG_07.pdf [Son erişim tarihi: 17.09.2018].
- Widmaier, E. P., Raff, H. and Strang, T. K., Human Physiology The Mechanisms of Body Function, Twelfth Edition Chapter 12.
- Wu, C-C., Hsieh, M-H., Tai, C-T., Chiang, C-E., Yu, W-C., Lin, Y-K., Tsao, H-M., Ding, P-Y-A. and Chen, S-A. 2003. Utility of patient-activated cardiac event recorders in the detection of cardiac arrhythmias. *J Interv Card Electrophysiol.* 8(2):117–20.
- Xue, Y., Shuicai, W. and Yanping, B. 2007. An ECG Wireless Monitoring Instrument Based on GPRS. *International Conference on Complex Medical Engineering*,

9720378, 238-241, China.

Yazıcı, Y. ve Gülçür, H. Ö., 2005. Mobil Telefon Kullanarak Transtelefonik EKG ve Sıcaklık Ölçümü Yapabilen Bir Cihaz Tasarımı, *Biyomut Sunumlar*, 253 s.

Zeybek, M., 2007. Real Time Acquisition and Wireless Transmission Of ECG Signal, Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir.

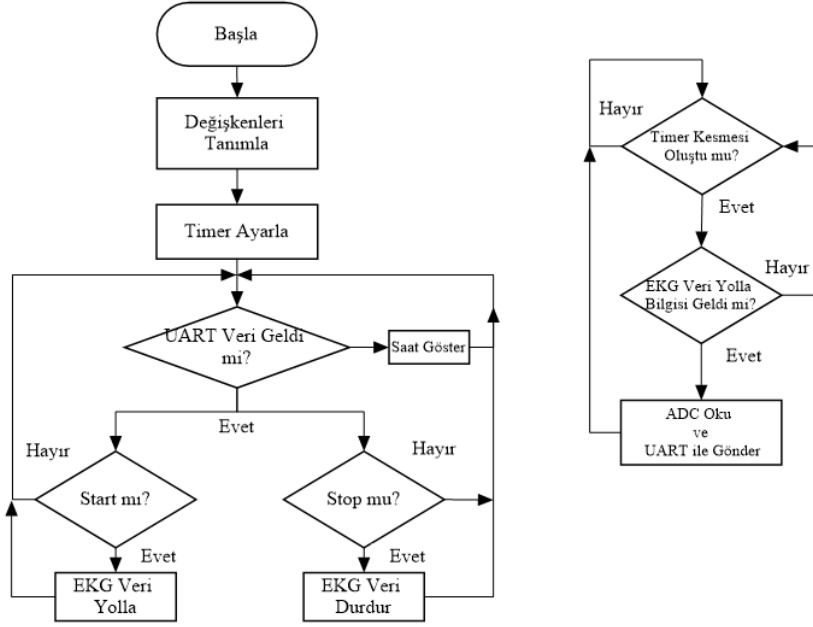
Zhu, Q. and Wang, M. 2006. A Wireless PDA-based Electrocardiogram Transmission System for Telemedicine, *Engineering in Medicine and Biology Society*, 9218680, 3807 – 3809, China.

Zimetbaum, P. and Goldman A. 2010. Ambulatory arrhythmia monitoring choosing the right device. *Circulation*, 122(16):1629–36.

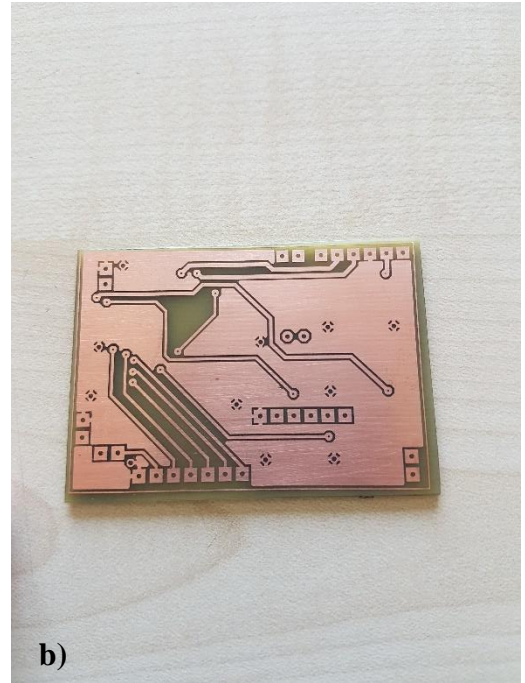
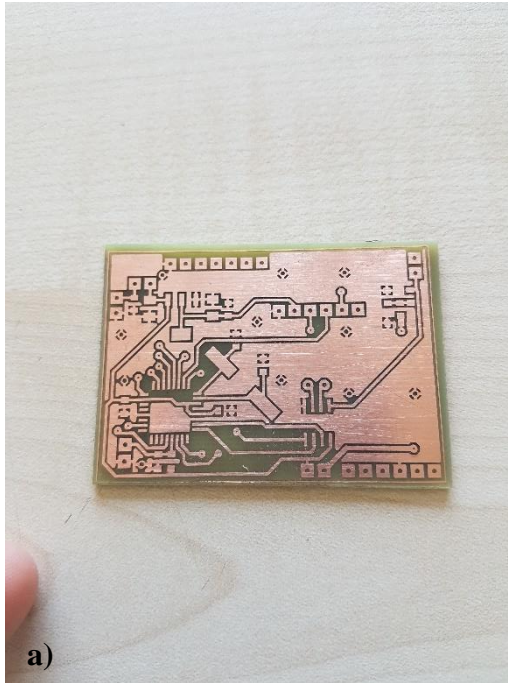
Zimetbaum, P. J., Kim, K. Y., Josephson, M. E., Goldberger, A. L. and Cohen D. J. 1998. Diagnostic yield and optimal duration of continuous-loop event monitoring for the diagnosis of palpitations: a cost-effectiveness analysis. *Ann Intern Med.*, 128(11):890–5.

7. EKLER

EK-1 Kablosuz EKG Alıcı Devresinin Akış Diyagramı ve Baskı Devresi

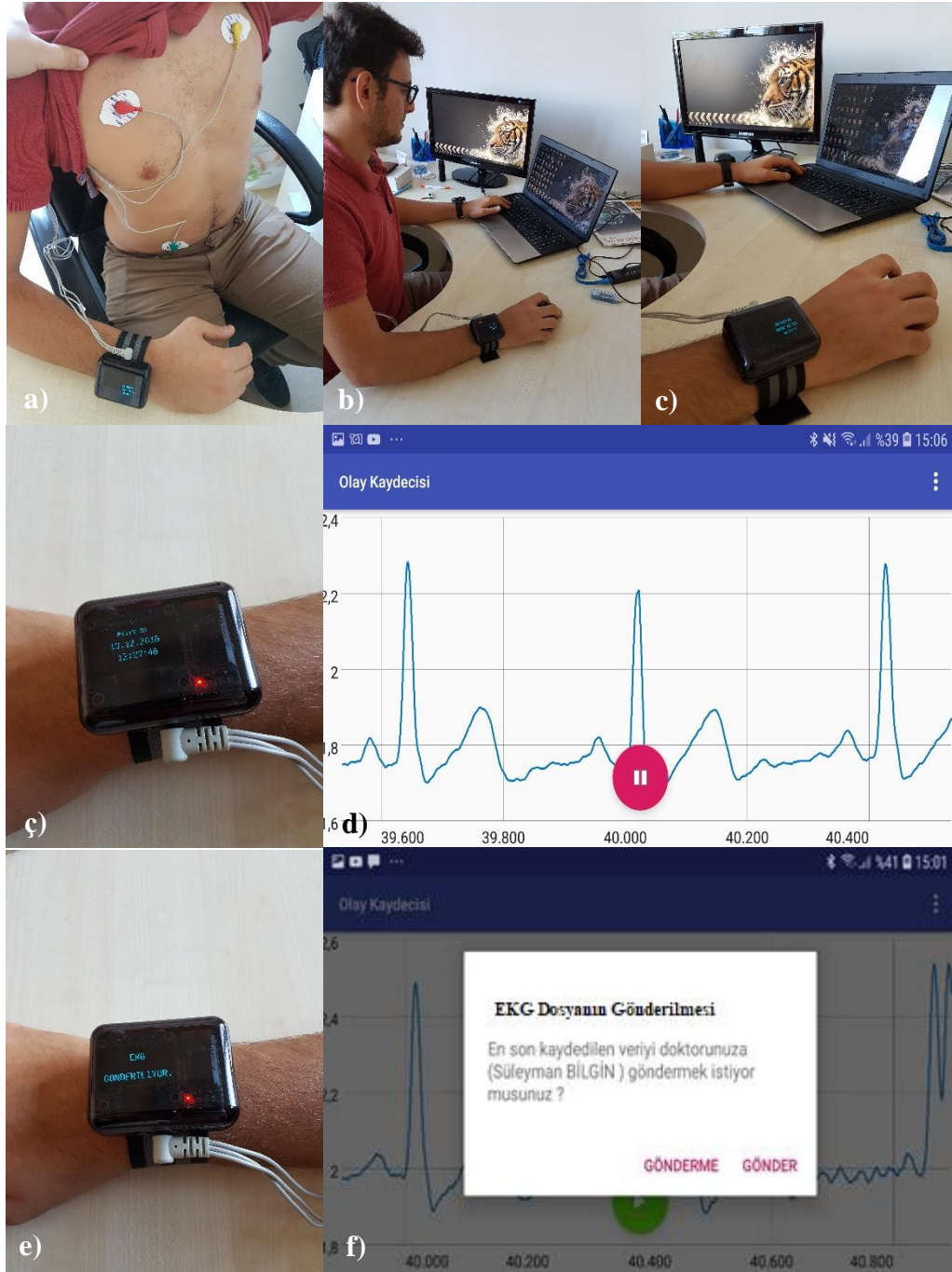


Şekil 7.1. EKG Alıcı Devresi Program Akış Diyagramı



Şekil 7.2. EKG Alıcı Devre Kartı Görünümü a) Üst Görünümü, b) Alt Görünümü

EK 2- Kablosuz EKG Alıcı devresinin Kutulanması**Şekil 7.3.** Kablosuz EKG Alıcı Devrenin Kutulanması

EK 3- EKG Alıcı ve Android Programının Çalışmasının Test Edilmesi**Şekil 7.4.** EKG Sinyalinin Alınması ve Gönderilmesi

EK-4 Etik Kurul Belgesi

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
2018

KARAR

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Morfoloji Binası A Blok 1. Kat No: A1-05 Kampüs /ANTALYA
	TELEFON	0 (242) 249 69 54
	FAKS	0 (242) 249 69 03
	E-POSTA	etik@akdeniz.edu.tr
	ETİK KURUL KODU	2012-KAEK-20
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI	Dr.Öğr.Üyesi Süleyman BİLGİN	
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	EKG Olay Kaydedici ve Hekim Telemetri Sistemi Tasarımı	
DESTEKLEYİCİ		
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 762	Tarih: 31.10.2018
	Yukarıda bilgileri verilen çalışmanın yapılmasında bilimsel ve etik açılarından sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.	

Prof.Dr. Arda TAŞATARGİL
Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

Dr.Öğr.Üyesi M.Levent ÖZGÖNÜL
Başkan Yardımcısı (izinli)

Prof.Dr.Murat CANPOLAT
Üye

Prof.Dr.Dilara İNAN
Üye (izinli)

Prof.Dr.Veli YAZISIZ
Üye

Prof.Dr.Bilge KARSLI
Üye

Prof.Dr.Oğuz DURSUN
Üye

Doç.Dr.Gülsüm Özge BAYSAL
Üye

Doç.Dr.Dijle KİPMEN KORGUN
Üye

Doç.Dr.Banu NUR
Üye

Dr.Öğr.Üyesi Mehtap TÜRKAY
Üye (izinli)

Dr.Ünal HÜLÜR
Üye (izinli)

Turgut ALTUN
Üye

Av. Mustafa AÇIKEL
Üye

Şekil 7.5. Etik Kurul Belgesi

ÖZGEÇMİŞ

Mustafa OKTAY

mustafaoktay@windowslive.com



ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans 2016-2019	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Elektronik Mühendisliği, Antalya
Lisans 2012-2016	Girne Amerikan Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği, Girne/K.K.T.C
Ön Lisans 2009-2011	Akdeniz Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksek Okulu, Elektronik Teknolojisi, Antalya
Lise 2005-2009	Antalya Teknik Lisesi Elektrik-Elektronik Bölümü, Endüstriyel Bakım ve Onarım Dalı, Antalya

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Elektrik Elektronik Mühendisi 2018-Devam Ediyor	İleri Düzey Biyomed. Araş. Gel. Pro. Dan. Eğit. Ltd.Şti Ar-Ge Mühendisi
--	--

ESERLER

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

Bilgin S., Üser Y., Oktay M., 2016. "Low Cost Laboratory Type Signal Generator Using DDS Method", International Journal of Engineering & Applied Sciences, vol.8, pp.59-65.

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler

Üser Y., Oktay M., 2017. “Mikro-Denetleyici Tabanlı Pratik Reaktif Güç Ölçüm Tekniđi”, Endüstri Otomasyon Aylık Elektrik, Elektronik, Makina Bilgisayar ve Kontrol Sistemleri Dergisi, cilt.1, ss.14-19.

Oktay M., Üser Y., 2017. “Düşük Maliyetli, Laboratuar Tipi Sinyal Jeneratörü Tasarımı”, Endüstri Otomasyon Aylık Elektrik, Elektronik, Makina Bilgisayar ve Kontrol Sistemleri Dergisi, cilt.1, ss.8-11.