



**ELEKTROKARDİYOGRAM (EKG) İŞARETLERİNİN OPTİK
BİYOTELEMETRİ KULLANARAK İLETİMİ**

Leyla ÇAKIR

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

NİSAN 2014

Leyla ÇAKIR tarafından hazırlanan “Elektrokardiyogram (EKG) İşaretlerinin Optik Biyoteleometri Kullanarak İletimi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Elektronik Bilgisayar Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

Elektronik Bilgisayar Eğitimi, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.....

Başkan: Prof. Dr. İrfan KARAGÖZ

Elektrik Elektronik Mühendisliği, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.....

Üye: Yrd. Doç. Dr. Hüseyin POLAT

Bilgisayar Mühendisliği, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.....

Tez Savunma Tarihi: 22/04/2014

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....
Doç. Dr. Nurettin TOPALOĞLU
Bilişim Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Leyla ÇAKIR

22/04/2014

ELEKTROKARDİYOGRAM (EKG) İŞARETLERİNİN OPTİK BİYOTELEMETRİ
KULLANARAK İLETİMİ
(Yüksek Lisans Tezi)

Leyla ÇAKIR

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ
Nisan 2014

ÖZET

Günümüzde ani ölümlerin büyük çoğunluğunun sebebi kalp rahatsızlıklarıdır. Gelişen tıp alanında ve hastanelerde teşhis ve tedavi için birçok alet ve cihaz kullanılır. Elektronik cihazlar ile kardiyoloji alanında kalbin elektriksel faaliyeti ve kalp sesleri ölçülebilir. Bu çalışmada, kalbin elektriksel aktivitesi sonucu ortaya çıkan EKG işaretleri vücut yüzeyinden elektrotlar kullanılarak algılanarak, iletişime uygun genlik ve frekans değerine getirilmiştir. İletişim ortamı olarak kablosuz optik kullanılmıştır. İletim sonrası EKG sinyalleri USB girişinden arayüz programına alınarak grafiğe dönüştürülmüş, görüntülenmesi ve kaydedilmesi sağlanmıştır.

Bilim Kodu :704. 1.021
Anahtar Kelimeler : EKG, IR, biyoteleometri, optik
Sayfa Adedi : 55
Danışman : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

ELECTROCARDIOGRAM (ECG) TRANSMISSION USING OPTICAL
BIOTELEMETRY

(M. Sc. Thesis)

Leyla ÇAKIR

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF INFORMATICS

April 2014

ABSTRACT

Nowadays, heart diseases are accounted for most of sudden deaths. Various tools and equipments are used for diagnosis and treatment in developing medicine field and hospitals. Electrical activity and noise of the heart can be measured by electronic devices in cardiology field. In this study, ECG signals generated as a result of electrical activity of the heart were detected by using electrodes on the body surface and converted to amplitude and frequency that is suitable for transmission. Optical wireless communication system was used. ECG signals were transferred to interface program from USB input port following transmission and converted to graphics, viewed and recorded.

Science Code : 704. 1.021
Key Words : ECG, IR, biotelemetry, optical
Page Number : 55
Supervisor : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren danıőmanım Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER' e, maddi ve manevi destekleriyle beni yalnız bırakmayan aileme, Gül Fatma TÜRKER ve Onur SARITAŐ' a teőekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. ELEKTROKARDİYOGRAM (EKG) SİNYALLERİNİN OLUŞUMU	5
2.1. Kalbin Fizyolojik Yapısı.....	5
2.2. Kalbin Elektriksel İletim Sistemi.....	6
2.3. Elektrokardiyogram İşaretleri	7
2.4. Kalp Aktivitesinin İncelenme Metotları ve Derivasyonlar	8
2.5. EKG Elektrot Tipleri.....	10
2.6. EKG Yükselteç Tasarım Kriterleri	12
2.7. EKG Ölçümünde Gürültü ve Filtreleme Teknikleri	13
3. BİYOTELEMETRİ.....	15
3.1. Biyotelemetri Sisteminin Bileşenleri	16
3.1. Optik Biyotelemetri	18
4. TASARLANAN SİSTEM	23
4.1. EKG Kısmı.....	25
4.1.1. EKG yükselteç devresi.....	25

4.1.2. Sağ bacak sürücü devresi	28
4.1.3. Filtre devreleri.....	29
4.2. Optik Kısım.....	33
4.2.1. Optik verici kısım	34
4.2.2. Optik alıcı kısım.....	35
5. TARTIŞMA	41
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	43
KAYNAKLAR	45
EKLER.....	48
EK-1. EKG yükseltici PCB aktarım devre şeması	49
EK-2. EKG kartı baskı devre şeması	50
EK-3. Optik verici elektronik devre şeması.....	51
EK-4. Optik alıcı elektronik devre şeması	52
EK-5. Optik verici kısım baskı devre	53
EK-6. Cihaz ebat ölçüm görüntüleri	54
ÖZGEÇMİŞ	55

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. TSOP34138 modülasyon frekansı	36

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Kalbin yapısı	5
Şekil 2.2. Kalbin fiziksel hareketi sonucu oluşan elektriksel sinyaller.....	6
Şekil 2.3. Elektrokardiyogram işareti	7
Şekil 2.4. Einthoven derivasyonları	8
Şekil 2.5. Goldberger derivasyonları	9
Şekil 2.6. Wilson derivasyonları	9
Şekil 2.7. Wilson derivasyonları için elektrot yerleşimi.....	9
Şekil 2.8. Alçak geçiren, yüksek geçiren, band geçiren ve bant durduran filtrelerin cevap örnekleri.....	13
Şekil 3.1. Temel biyotelemetri sistemi	16
Şekil 3.2. Optik biyotelemetri blok şeması.....	18
Şekil 3.3. Optik biyotelemetrinin basit prensip diyagramları	20
Şekil 3.4. IR alıcının girişindeki sinyalin, çıkışında modüle edilmiş hali	20
Şekil 3.5. Bir IR alıcının dış görünüşü ve blok şeması	21
Şekil 3.6. IR alıcının girişindeki sinyalin, çıkışında demodüle edilmiş hali.....	22
Şekil 4.1. Tasarlanan EKG işaretinin optik biyotelemetri kullanarak iletimi devresi blok diyagramı.....	23
Şekil 4.2. EKG kısmı blok şeması	25
Şekil 4.3. EKG yükselteç ve filtre devresine ait blok diyagram	25
Şekil 4.4. Elektrot bağlantı.....	26
Şekil 4.5. INA 128 enstrumantasyon yükselteci	27
Şekil 4.6. Sağ bacak sürücüsü.....	28
Şekil 4.7. Sağ bacak sürücü devresi.....	28
Şekil 4.8. Devre tasarımında kullanılan yüksek geçiren filtre devresi	29

Sayfa

Şekil 4.9. Devre tasarımında kullanılan alçak geçiren filtre devresi	31
Şekil 4.10. Devre tasarımında kullanılan bant durduran filtre devresi	32
Şekil 4.11. Optik verici kısmı devre şeması	34
Şekil 4.12. Optik alıcı kısım devre şeması.....	35
Şekil 4.13. EKG sinyalinin bilgisayar ortamında görüntülenmesi için geliştirilen arayüz programı akış diyagramı.....	37

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Tek kullanımlık (disposable) EKG elektrotları	10
Resim 2.2. Esnek (flexible) EKG elektrotları	11
Resim 2.3. Vakum (suction) EKG elektrotlar.....	11
Resim 2.4. Beş bağlantılı EKG kablosu.	14
Resim 4.1. Devre tasarımında kullanılan yüksek geçiren filtrenin frekans eğrisi.	30
Resim 4.2. Devre tasarımında kullanılan alçak geçiren filtre frekans eğrisi	31
Resim 4.3. Devre tasarımında kullanılan bant durduran filtre frekans eğrisi	32
Resim 4.4. TQFP kılıflı 18LF4520' nin bacak yapısı.....	33
Resim 4.5. EKG grafik arayüzü.....	38
Resim 4.6. Sistemde kullanılan elektrot kabloları	38
Resim 4.7. Tasarlanan sistemin EKG simülatörü kullanılarak uygulaması.....	39
Resim 4.8. İletim sonrası bilgisayarda görüntülenen EKG sinyalleri.....	39
Resim 4.9. Görüntülenen EKG sinyali üzerinde yapılan uygulamalar	40
Resim 5.1. Yapay ışık kaynaklarının optik güç spektrumu	41
Resim 6.1. Optik Verici Kısım	43
Resim 6.2. Optik Verici Kısım Prob Bağlantısı.....	43
Resim 6.3. Optik Alıcı Kısım	44
Resim 6.4. Optik Alıcı Kısım Prob Bağlantısı.....	44
Resim 6.5. EKG simülatörü ile gerçekleştirilen uygulama.....	44

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
Ag	Gümüş
Ag/AgCl	Gümüş Klorür
A_v	Kazanç
cm/s	Santimetre/saniye
dB	Desibel
f_c	Kesim frekansı
Hz	Hertz
KHz	Kilohertz
ms	Milisaniye
m/s	Metre/saniye
mV	Milivolt
nm	Nanometre
pH	Hidrojenin gücü
R_G	Giriş direnci
R_o	Çıkış direnci
V	Volt
Kısaltmalar	Açıklama
AGC	Kazanç kontrol devresine
AGF	Alçak geçiren filtre
AV	Atrioventriküler düğüm
BJT	Çift kutuplu transistör
CMRR	Ortak işaret bastırma oranı
EKG	Elektrokardiyogram

Kısaltmalar**EMG****FET****IR****IRLED****LA****LL****PIC****RA****RF****RL****SA****USB****OPAMP****OUT****V_s, V_{cc}****YGF****Açıklama**

Elektromiyogram

Alan etkili transistör

Kızılötesi

Kızılötesi LED

Sol kol

Sol bacak

Programmable interface controller

Sağ kol

Radyofrekans

Sağ bacak

Sinoatrial düğüm

Evrensel seri veri yolu

Operasyonel kuvvetlendirici

Çıkış

Besleme gerilimi

Yüksek geçiren filtre

1. GİRİŞ

Canlılar yaşam fonksiyonlarını gerçekleştirirken bazı elektriksel işaretler üretir. Bu işaretler hücrelerin elektrokimyasal olaylarının sonucunda üretilir. Hücrelerin elektrokimyasal aktivitesi sonucunda oluşan bu işaretlere biyoelektrik potansiyeller denir. Doku ve organların çalışmalarının anlaşılabilmesi için biyoelektrik işaretlerin önemi büyüktür. Genellikle vücut yüzeyi üzerinden ölçülen bu işaretler kaynaklarına göre isimler alır [1]. İnsan vücudu üzerinde algılanabilen ve kalbin elektriksel aktivitesi sonucu olarak ortaya çıkan belli tipteki biyolojik işaretlere elektrokardiyogram EKG işaretleri denir [2]. Elektronik cihazlar ile kardioloji alanında kalbin elektriksel faaliyeti ve kalp sesleri ölçülebilir. EKG sinyallerinin incelenmesi ve takibi dolaşım sisteminde meydana gelebilecek herhangi bir düzensizliğin teşhis edilmesini kolaylaştıracaktır. Bu nedenle EKG sinyallerini izleme amacıyla elektrokardiyografi cihazları geliştirilmiştir. Elektrokardiyografi, kalp kasının ve sinirsel iletim sisteminin çalışmasını incelemek üzere kalpte meydana gelen elektriksel faaliyetin kaydedilmesidir. Bu kayıt ile elde edilen grafiğe elektrokardiyogram, kullanılan alete de elektrokardiyograf denir [3].

Biyoteleometri, biyomedikal enstrümantasyonun özel bir alanı olup, biyolojik büyüklük ve işaretlerin genel olarak bilgi işleme için erişilmesi ya da bulunulması güç olan ortamdan, işleme veya inceleme ortamına gürültüsüz olarak taşınması veya aktarılması işlemidir. Biyotelemetrinin amacı, insan ve hayvanlardan hareketlerini kısıtlamadan ve normal yaşamlarını sürdürürken verimli biyolojik ve fizyolojik işaret verileri alıp verilerin işleneceği ve gözlemleneceği ortama gürültüsüz olarak aktarmaktır [4, 5]. Biyotelemetride, radyo dalgası iletim ortamı olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Biyoteleometri alanındaki birçok yeni isteğe cevap verebilmek ve radyo telemetride karşılaşılan problemleri ortadan kaldırabilmek için optik biyoteleometri olarak adlandırılan teknolojik yöntem ilgi odağı olmuştur. Işığın iletim ortamı olarak kullanılmasıyla, biyoelektrik sinyallerin iletiminin daha hızlı olması ve elektromanyetik girişim probleminin çözülmesi optik biyotelemetrinin uygulanabilirliğini ve yararlılığını kısa zamanda ortaya koymuştur [6, 7].

Işık yolu ile iletişim yeni bir teknoloji değildir. Eski Roma kayıtları parlatılmış metal plakaların güneş ışınlarını yansıtma suretiyle uzun mesafe işaretleşme amacıyla kullanıldığını göstermektedir.

Yüzyıllar boyunca dünya üzerindeki birçok askeri birlikler gemiler arasında haberleşme için ışık kullanmış ve halen kullanmaya devam etmektedir [7]. Işık ile iletişim her iki dünya savaşında da uygulama bulmuştur. Ancak asıl ilgi radyo dalgaları üzerinde yoğunlaşmıştır. 1960' lı yıllarda lazer ışımalarının bulunması, yeni bazı yarıiletken bileşenlerinin üretilmesi ve optoelektronik alanında sağlanan teknolojik gelişmeler ile birlikte optiksel iletişim yeniden ilgi odağına yerleşmiştir [7]. Telefon haberleşmesi ve radyo/TV yayıncılığı gibi ticari amaçlarla ve birçok askeri uygulamada sürekli olarak kullanılan radyo frekans spektrumu özellikle yerleşimin yoğun olduğu bölgelerde oldukça karmaşık yapıdadır. Birçok ülke RF spektrumun kullanımını için çeşitli düzenlemeler ve sınırlamalar getirmektedir. Bu karmaşık yapıda iletişim kapasitesini artırmanın yollarını arayan kuruluşlar çözümü radyo dalgaları yerine modüle edilmiş ışık kullanımında bulmuşlardır. Optik iletimin uygulamada tercih edilmesini sağlayan önemli bazı avantajlar [7];

- Kullanılan optik ışımaya dalgaboyunun kısa, frekansının yüksek olması nedeni ile bant genişliği, RF sistemlere göre çok daha geniştir. Sonuç olarak çok daha yüksek veri iletim hızlarına ulaşılabilir.
- RF tabanlı sistemler, radyo dalgalarının temel özellikleri (anten parametreleri, RF dalgalarının üretilmesi, ortam içinde yayılma özellikleri, vb.) nedeni ile uygulamanın gerçekleştirildiği ortam içinde elektromanyetik spektrumun kullanılan bant genişliği kadar bölümünü doldururlar. Sistem kullanımı için resmi izin gereklidir. Optik iletim için iletişim ortamı aynı frekans bandında birden fazla kişi tarafından kullanılabilir ve resmi izin gerekmez.
- Optik spektrumda yer alan dalgalar, RF sinyaller gibi saydam olmayan yüzeyleri geçemez ve kapalı alan dışına çıkamazlar. Bu özellik gizlilik isteyen bazı uygulamalarda güvenli veri aktarımı için oldukça faydalı olabilir.
- Optiksel iletişim sistemlerinin elektromanyetik spektrumda kapladığı bölge sadece optik ışımaya yayıcı olarak kullanılan malzemenin (LED, lazer diyot, vb.) çıkış frekans cevabı ile sınırlıdır.
- Noktadan - noktaya optiksel bağlantıda terminaller, birbiri ile aynı görüş ekseninde olmalıdır. Bu şart aynı zamanda sistemin veri güvenliği açısından önemli bir avantajıdır.
- Noktadan – noktaya yapılan optiksel iletişimde çoklu yol bozulması olarak karşılaşılan bozucu etken gözlenmez.
- RF tabanlı sistemler ile girişim oluşmaz.

Belirtilen olumlu özellikler yanında kablosuz optiksel iletişimin RF tabanlı sistemlere göre sergilediği dezavantajlar ise [7];

- Kullanılan optik dalgaboyu ve uygulamanın durumuna bağlı olarak çevreden kaynaklanan ve özellikle alıcı sistemin optik bileşenlerinin etkilenebileceği güneş etkisi gibi çevre ışınmaları sistemin performansını olumsuz yönde etkileyebilir.
- RF tabanlı sistemlere göre iletişim uzaklığı daha kısadır.

Optik biyoteleometri konusunda hem teoride hemde uygulamada birçok çalışma mevcuttur. 1992 yılında yayınlanan Çok kanallı fizyolojik sistemlerin kızılötesi telemetri ile aktarılması çalışmasında, darbe konum modülasyonu (PPM) kullanılarak EKG, sıcaklık ve solunum sinyallerini ileten üç kanallı optik telemetri sistemi geliştirilmiştir [8]. 1994 yılında yayınlanan Hareket halindeki taşıtlarda optik biyoteleometri çalışmasında, ambulanstaki bir hastanın, kablolarla bağlanmaksızın, çeşitli fizyolojik verilerini ölçmeyi sağlayan optik biyoteleometri geliştirilmesi fikri ortaya konulmuştur. Bu çalışmada uygulamada kullanılan sensör biriminin büyüklüğü günlük uygulamalar için problem oluşturmuş ve gelecek çalışmalarda sensör biriminin küçültülmesi gerekliliği vurgulanmıştır [9]. 1998 yılında yayınlanan Elektrokardiyogramların (EKG) ölçümü için 4-denek 4-kanal optik telemetri çalışmasında, CMOS IC kullanılarak gürültü ve güç tüketiminin azaltılması, aynı zamanda kısa mesafede çift yönlü kızılötesi iletişimin kullanılması ile ilgili çalışmalar yapılmıştır [10].

Bu tezde vücut yüzeyinden tek kullanımlık elektrotlarla alınan EKG sinyallerini yükseltme ve filtreleme işlemleri sonrası verici ortamdan alıcı ortama optik veri yolu kullanarak aktaran optik biyoteleometri sistemi tasarım ve uygulaması gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada RF tabanlı biyotelemetrilerin dezavantajlarını ortadan kaldıracak, düşük maliyetli, kolay taşınabilir ve USB aracılığıyla hızlı ve güvenilir veri transferi sağlayacak bir sistem geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bilgisayar ortamına aktarılan veriler istenildiğinde saklanabilecek, çıktı alınabilecek ve internet aracılığı ile uzak noktalara gönderilebilecektir.

Bu tez altı bölümden oluşmaktadır. Birinci bölüm giriş kısmından oluşmaktadır. İkinci bölümde elektrokardiyogram sinyallerinin oluşumu, elektrokardiyogram işaretleri, kalp aktivitesinin incelenme metotları ve derivasyonlar ve EKG elektrot tipleri hakkında bilgi

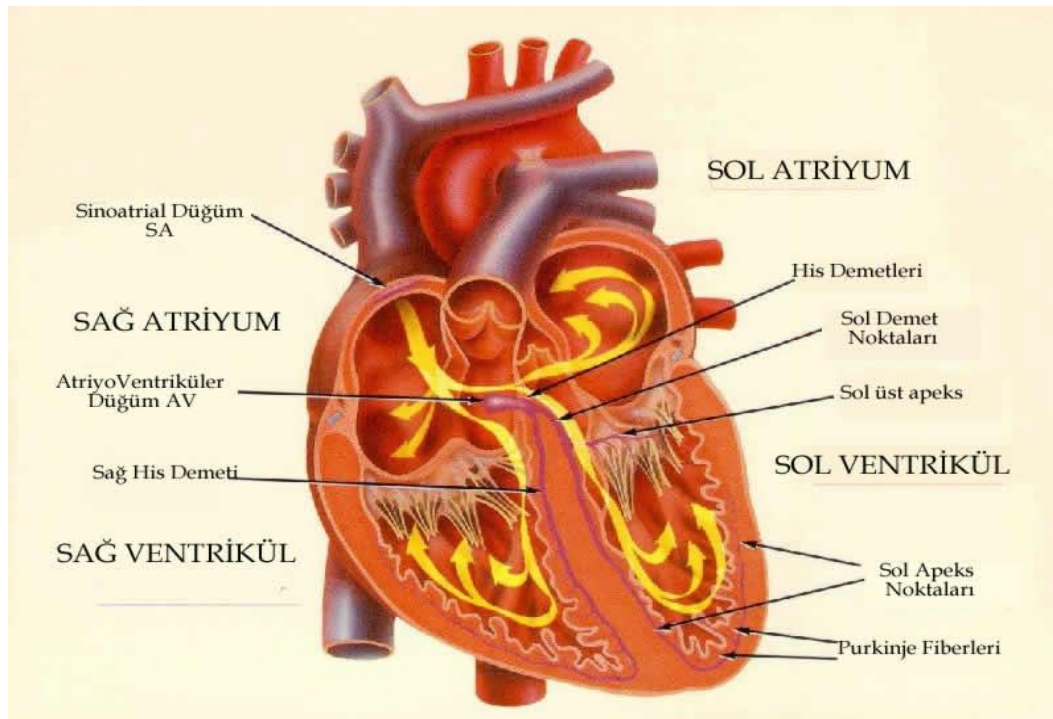
verilmiştir. Üçüncü bölümde biyoteleometri ve optik biyoteleometri hakkında bilgi verilmiştir. Dördüncü bölümde tasarlanan EKG işaretlerinin optik biyoteleometri kullanarak iletim sistemi hakkında bilgi verilmiştir. Beşinci bölümde tasarlanan sistemden elde edilen deneysel sonuçlar ve sorun çözümleri sunulmaktadır. Altıncı bölümde ise çalışmada elde edilen sonuç ve öneriler ortaya konulmuştur.

2. ELEKTROKARDİYOGRAM (EKG) SİNYALLERİNİN OLUŞUMU

2.1. Kalbin Fizyolojik Yapısı

Kalp çizgili kaslardan oluşan, diğer çizgili kaslardan farklı olarak kendi içerisindeki uyarı mekanizmasıyla tüm kalp kası hücrelerine bu uyarıyı iletilebilen ve vücudun dolaşım sisteminin içinde pompa vazifesi gören organdır [11].

Vücuttaki kan dolaşımını sağlayan ve dört bölmeye sahip olan kalbin sol tarafındaki iki bölme temiz kanın vücuda pompalanması işlemini gerçekleştirirken, sağdaki iki bölme vücutta dönen kirli kanı, temizlemek üzere akciğere gönderir. Kalp pompalama işini diastol (gevşeme) ve sistol (kasılma) evrelerinde gerçekleştirir. Diastol sırasında sağ ve sol taraftaki ventrikül (karıncık) kanla dolmaktadır. Sistol ile birlikte her iki atriumda (kulakçığı) kan vücuda pompalanmaktadır [12]. Şekil 2.1' de kalbin yapısı görülmektedir.



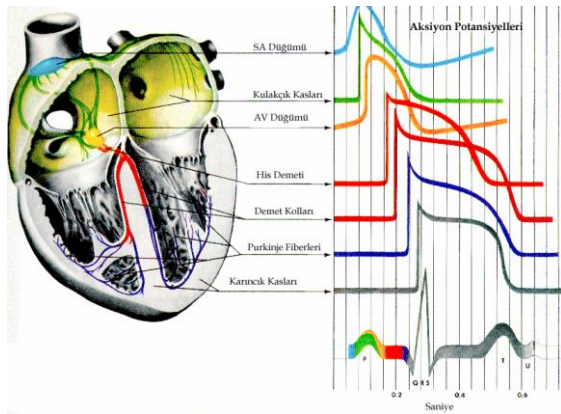
Şekil 2.1. Kalbin yapısı [3].

2.2 Kalbin Elektriksel İletim Sistemi

Kalbin elektriksel iletim sistemi, sinoatrial düğüm (SA) , his demeti, atrioventriküler düğüm (AV), demet kolları ve purkinje fiberlerinden oluşur [4].

SA düğümü kalbin vuru düzenleyicisi olarak çalışır. Vuru düzenleyicisi, hareketi başlatan, hareketin hızını belirleyen anlamına gelmektedir. SA düğümünde kendi kendine oluşan potansiyel enerji, depolarizasyon darbesi halinde tüm vücuda yayılır. SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli, atriumlar üzerindeki iletim yolları üzerinden hızlı bir şekilde yayılarak atriumların kasılmasını sağlar ve buradaki kan damarlara basılır. Atriumlarda aksiyon potansiyelinin hızı 30 cm/s kadardır. SA düğümleri arasındaki özel iletim hatlarında ise hız 45 cm/s kadardır. Bu süre atriumların içlerindeki kanı tümüyle ventriküllere doldurmaları için yeterli değildir. Bu nedenle ventriküllerin kasılmasının bir süre sonra yapılması gerekmektedir. Bu işlem bir gecikme elemanı gibi çalışan AV düğümünde aksiyon potansiyelinin 110 ms kadar gecikmesiyle sağlanır [4].

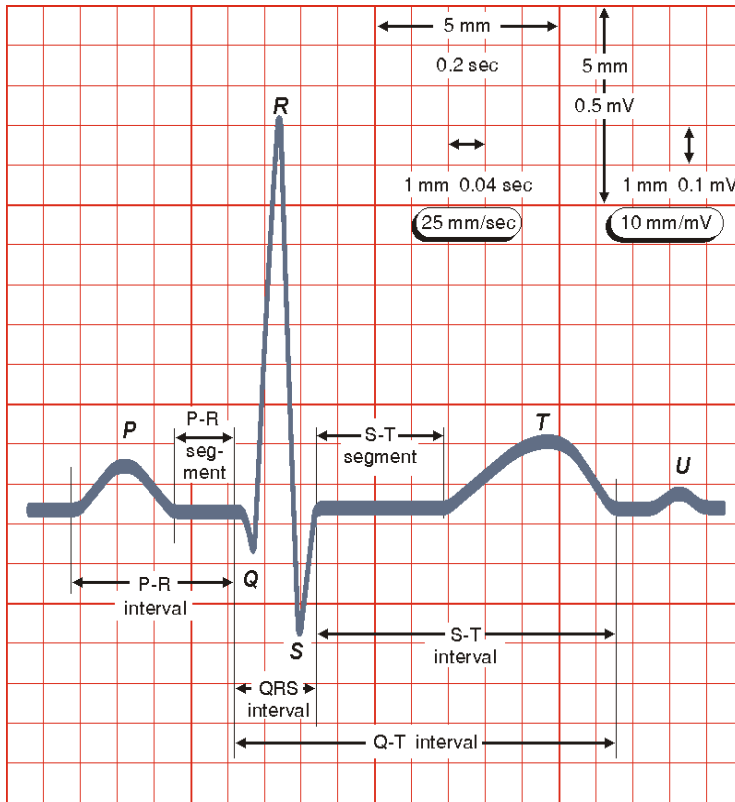
Ventriküllerin uyarılması purkinje fiberleri ile olur. Bunlarda aksiyon potansiyelinin hızı 2-4 m/s kadardır. Purkinje fiberleri yardımıyla uyarılan miyokardiyum kasılır ve buradaki kan arterlere basılır. Kalp kaslarının aynı anda kasılması sonucu oldukça büyük bir elektriksel işaret oluşur. Elektrokardiyogram olarak algılanan bu işaretler vücut üzerinden algılanabilir [4]. Şekil 2.2' de kalbin fiziksel hareketi sonucu oluşan elektriksel sinyaller görülmektedir.



Şekil 2.2. Kalbin fiziksel hareketi sonucu oluşan elektriksel sinyaller [3].

2.3. Elektrokardiyogram İşaretleri

Kalbin kasılmasını sağlayan ve düzenleyen elektriksel işaretler çeşitli şekillerde elektrokardiyograf cihazlarında gözlenir. EKG cihazlarının kayıtlarına elektrokardiyogram, bu işleme de elektrokardiyografi denir. Elektrokardiyografi kalbin işlevinin değerlendirilmesinde kullanılan en önemli yöntemlerden biridir. Bu işaretlerin genlikleri en çok 2-3 mV olup, frekansları 0,05 Hz ile 150 Hz arasındadır. Normal EKG işareti kalbin dinlenme durumundaki taban seviyesi üzerinde sıralanan P, Q, R, S, T adları verilen dalgalardan oluşur [14]. Doğrudan doğruya kalp kasının kasılma şeklini gösterir. Şekil 2.3’ de elektrokardiyogram işareti görülmektedir. EKG, kalp kaslarında bazı rahatsızlıklar ve iletim bozuklukları şeklindeki hastalıkları teşhis için kullanılabilirdiği gibi, ekranlı EKG monitörleri ile kritik kalp hastalarının sürekli izlenmesi de çok yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir [14]. EKG işaretlerinin algılanmasında standart olarak kabul edilen derivasyonlar Einthoven derivasyonları (çift kutuplu), Goldberger derivasyonları (tek kutuplu), Wilson derivasyonlarıdır [4].



Şekil 2.3. Elektrokardiyogram işareti [13].

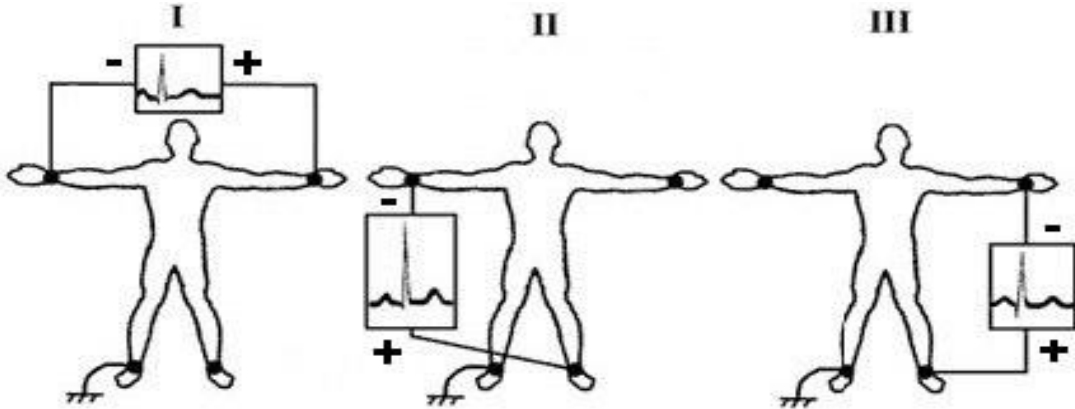
2.4. Kalp Aktivitesinin İncelenme Metotları ve Derivasyonlar

Kalbi gövde içinde bir elektrik üretici olarak düşünmek mümkündür. Kalbin kasılma düzeni, oluşturduğu elektriksel sinyalin, belirli bir anda belirli bir yön ve doğrultuda olacağını gösterir. Pratikte belirli teşhislere varılabilmesi için, belirli yönlerdeki elektriksel aktivitenin zamanla değişiminin ayrı ayrı incelenmesi gerekir. Bu ayrı yönlerdeki EKG sinyallerinin her birine derivasyon denir. En yaygın olarak kullanılan derivasyonlar frontal ve transversal düzlemde çeşitli doğrultularda değerlendirme olanağı sağlayan derivasyonlardır [15].

Bipolar standart derivasyonlar

Bu ölçümler sağ bacak referans elektrodu olarak alınarak, Eithoven üçgenin köşe noktalarını oluşturmak üzere kol ve bacaklar üzerinden yapılır. Bunlara standart I, II ve III derivasyonları denir. Şekil 2.4' de derivasyon bağlantıları görülmektedir. Bunlar yükseltici girişine;

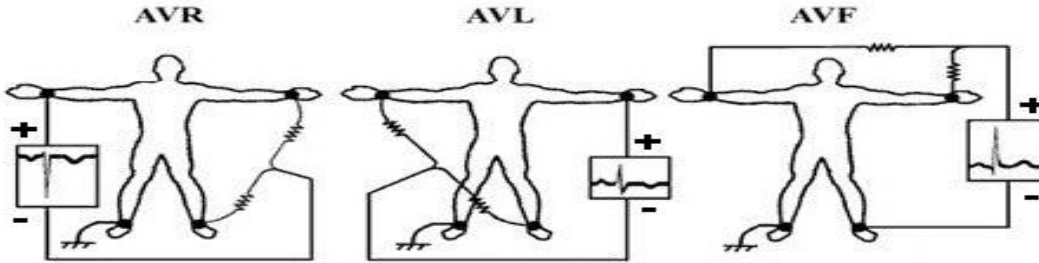
- I: Sağ kol (RA) ile sol kol (LA),
- II: Sağ kol (RA) ile sol bacak (LL),
- III: Sol kol (LA) ile sol bacak (LL),



Şekil 2.4. Einthoven derivasyonları [13].

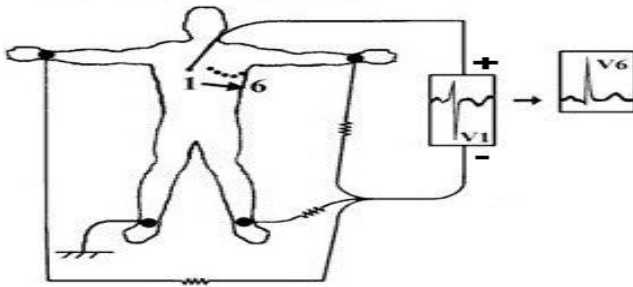
Goldberger derivasyonlarında ise sağ kol, sol kol ve sol baktan birisi kuvvetlendiricinin evirmeyen girişine, diğer ikisi ise birer direnç üzerinden ortalanarak kuvvetlendiricinin eviren girişine bağlanır [13].

Şekil 2.5’ de görüldüğü gibi bağlantı şekline göre aVR, aVL ve aVF derivasyonları elde edilmektedir. Bu derivasyonlar ile görüntülenen EKG işaretlerinin Einthoven derivasyonu ile görüntülenen işaretlere göre daha yüksek genliklere sahip olması nedeniyle, Goldberger derivasyonları kuvvetlendirilmiş (augmented) derivasyonlar olarak da isimlendirilir [13].

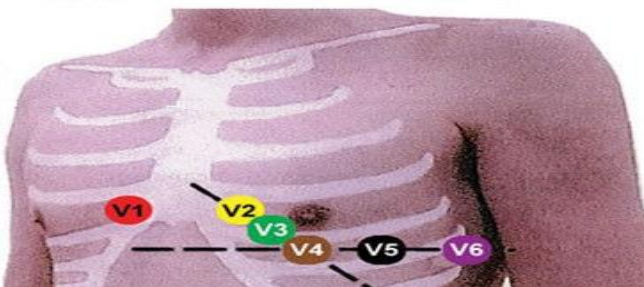


Şekil 2.5. Goldberger derivasyonları [13].

Wilson derivasyonlarında Şekil 2.6’ da görüldüğü gibi sağ kol, sol kol ve sol bacak birer eş direnç üzerinden bir noktada birleştirilir. Wilson merkezi olarak adlandırılan bu nokta kuvvetlendiricinin eviren ucuna, göğüs üzerindeki belirli noktalardan birine yerleştirilen göğüs elektrodu ise kuvvetlendiricinin evirmeyen girişine bağlanır. Göğüs elektrodunun yerine Şekil 2.7’ de görüldüğü gibi V1, V2, V3, V4, V5, V6 olmak üzere altı derivasyon elde edilir. Wilson derivasyonu göğüs derivasyonu olarak da isimlendirilir [16].



Şekil 2.6. Wilson derivasyonları [13].



Şekil 2.7. Wilson derivasyonları için elektrot yerleşimi [13].

2.5. EKG Elektrot Tipleri

Elektrotlar genel anlamda canlı organizmadaki elektriksel kökenli biyolojik işaretlerin algılanması için kullanılır. Bu elektriksel işaretlerden kalp için olanı EKG ölçümleri ile elde edilir. EKG ölçümleri belki de sinyal izleme alanında en çok yapılan ölçümlerin başında gelir. EKG elektrotları, kalbin oluşturduğu elektriksel aktiviteleri algılamak ve bu sayede elde edilen işaretlerden kalp hakkında bilgi sahibi olmak amacı ile geliştirilmiş transdüserlerdir [17].

Tek kullanımlık (disposable) EKG elektrotları

Bu elektrotlar EKG ölçümlerinde çok kullanılan bir kere kullanıldıktan sonra atılan elektrotlardır. Resim 2.1' de tek kullanımlık elektrotlar gösterilmiştir. Elektrolit, Ag/AgCl elektrot tabanının hemen altında, elektroda yapışık durumda jel, emdirilmiş sünger olarak gerçekleştirilir [17].



Resim 2.1. Tek kullanımlık EKG elektrotları [17].

Tek kullanımlık elektrotların kullanımı pratiktir. Alt yüzeye yapışık bulunan koruyucu kılıf çıkarılarak daha önceden temizlenmiş deri yüzeyine yapıştırılır. Genellikle çitçit bağlantılı ya da klipsli olarak imal edilir. Deriye temas eden ve iletkenliği sağlayan kısım kuru jel ya da ultrason jelli süngerlidir [17]. Bu elektrotların en büyük avantajı, kullandıktan sonra atıldığı için temizlik ihtiyacının olmaması ve bir kişiden bir başka kişiye hijyenik açıdan mikrobik bulaşımın söz konusu olmamasıdır. Dezavantajı ise miatlı olmasıdır [17].

Esnek (flexible) EKG elektrotlar

Bu türden EKG elektrotlar, düz olmayan vücut yüzeyinin şeklini alacak biçimde bükülüp esneyebilmektedir. Çok kullanılan tipi, bir yüzü kısmen gümüş teller ile örülmüş, yapışabilir özelliğe sahip olan bir bant şeklinde olanıdır. Hastanın günlük hareketlerini etkilemeyecek ve kısıtlamayacak esneklikte olanları vardır. Bu elektrotların, elbise altında kullanılan tipleri olduğu gibi elbiseye iliştilirerek kullanılan tipleri de vardır. Esnek elektrotlar tek kullanımlıktır [17].



Resim 2.2. Esnek (flexible) EKG elektrotları [17].

Vakum (suction) EKG elektrot

Metal plaka elektrodun geliştirilmiş bir şekli olup herhangi bir şekilde yapışkan ve bağlama kayışı gerektirmez ve genelde göğüs üzerinden EKG işaretlerinin algılanmasında kullanılır. Bu elektrot türünde, metal elektrot bir boru şeklindedir. Bu borunun halka şeklindeki yüzlerinden biri deriye temas ederken diğer yüzü, deriye elektrodun tutturulmasını sağlayan ve vakum pompası görevi gören elastik bir hazne içinde kalır.

Vakum elektrodun deri ile temas eden yüzeyi halka şeklinde olduğundan, elektrot oldukça büyük hacimli olsa bile, empedansı büyüktür, küçük giriş empedanslı kuvvetlendiricilerle kullanılması elverişli değildir [17].



Resim 2.3. Vakum (suction) EKG elektrotlar [17].

2.6. EKG Yükselteç Tasarım Kriterleri

EKG ölçmenin ilk gerekliliği hastanın fiziksel olarak yükseltecin ön girişine bağlı olmasıdır. Hasta yükselteç ara yüzü, vücuttaki iyon akımını metal kablodaki elektron akımına çeviren özel bir biyoelektrot tarafından gerçekleştirilmiştir. Elektrotlar genellikle yüksek iyon konsantrasyonuna sahip kimyasal bir yapışkan veya jel ile kullanılır. Bu, doku-elektrot ara yüzünde bir transduser gibi davranır [18].

EKG cihazlarında frekans distorsiyonu, doyum veya kesim distorsiyonu, geçici elektriksel gerilimlerden meydana gelen artifaktlar, elektriksel düzenlerden gelen parazitler, toprak çevrimleri, manyetik alanların etkisi, elektriksel kökenli diğer bozucu etkilerden kaynaklanan sorunlarla karşılaşmaktadır [19]. Bu gibi nedenlerle düşük gerilim seviyesine sahip EKG işaretlerinin yükseltilmesinde dikkat edilmesi gereken hususlardan başlıcaları şunlardır [3, 20];

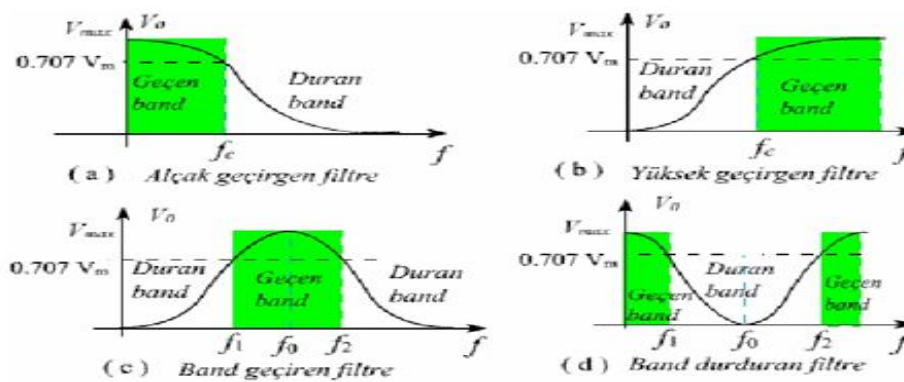
- Yükselteç ile kaynak arasındaki empedans farkı
- Kullanılan devre elemanlarının gürültü faktörleri
- İşaret/gürültü oranı
- Şehir şebeke hattı dolayısıyla vücut üzerinde indüklenen şebeke gürültüsüdür.

EKG yükselteci elektrot-deri empedansını ve gürültü kaynaklarını engellemek için şu taleplere cevap verebilmelidir [3, 20];

- Çok yüksek ortak mod giriş empedansı
- Yüksek farksal giriş empedansı
- Her giriş için eşit ortak mod giriş empedansı
- Yüksek ortak mod bastırma oranı
- Ekranlı giriş kabloları
- Sağ bacak sürücüsü ile ortak mod voltajında ek bastırma devreleri kullanılmalıdır.

2.7. EKG Ölçümünde Gürültü ve Filtreleme Teknikleri

EKG sinyalleri tipik olarak 2-3 mV genliğe sahip sinyallerdir. EKG sinyallerinin vücut yüzeyinden ölçümü sırasında sinyali etkileyebilecek gürültü kaynakları vardır. Bu gürültü kaynakları şebeke gürültüsü, elektrot temassızlığı gürültüsü, elektrot hareketi gürültüsü, kas kasılması gürültüsü olarak tanımlanabilir [21]. Şebeke gürültüsü, şehir gerilim hattının 220V/50 Hz alternatif akım kaynağı ağıyla çevrilmiş olması nedeniyle 50 Hz' lik manyetik alan içinde vücudumuz üzerinde indüklenen sinüsoidal gerilim EKG işareti üzerinde seri bir gürültü kaynağı olarak etki eder. Elektrot temassızlığı gürültüsü ve elektrot hareketi gürültüsü, elektrotlar deri yüzeyine temas ettiğinde ± 300 mV gerilim değerinde bir gerilim açığa çıkar. Bu gürültü sinyali elektrotların zayıf bağlı olması ya da aradaki elektrolit maddenin özelliğini yitirmesi gibi etkenlere bağlı olarak açığa çıkmakta ve EKG sinyali üzerinde bozucu bir etki yaratmaktadır. Kas kasılması gürültüsü, hastanın kas hareketleri de EKG sinyali üzerinde gürültü etkenlerine neden olur. Hastanın herhangi bir hareketi, elektrotlar ile deri yüzeyi arasındaki teması bozmanın yanı sıra kas ya da sinir sinyallerinin de EKG sinyalleri ile birlikte yükseltece ulaşmasına neden olacaktır [3, 20]. Gürültü etkenlerini ortadan kaldırmak için filtre devreleri kullanılır filtre devresi, belirli bir frekans bandını geçiren ve bu frekans bandı dışındaki frekansların tamamını zayıflatacak şekilde tasarlanmış devrelerdir. Filtre devreleri aktif ya da pasif olabilir. Pasif filtre devreleri sadece direnç, bobin ve kondansatör elemanlarından oluşur. Aktif filtreler ise pasif elemanlara ek olarak BJT (Çift kutuplu transistör), FET (Alan etkili transistör) ya da OP-AMP (İşlemsel Yükselteç) gibi aktif devre elemanlarını içerir. Alçak Geçiren, Yüksek Geçiren, Bant Geçiren ve Bant Durduran- Çentik (Notch) filtre çeşitleri vardır [22].



Şekil 2.8. Alçak geçiren, yüksek geçiren, bant geçiren ve bant durduran filtrelerin frekans cevap örnekleri [23].

EKG sinyali üzerindeki gürültü işaretlerini bastırılması için diğer devre bileşenlerinin de gürültü yalıtma özelliğine sahip olması gerekmektedir. Resim 2.4' te sistemde kullanılan elektrotlar ile yükselteç arasında sinyal iletimini sağlayan kablo gösterilmektedir. Kabloların ekranlı ya da korumalı kablo olması sisteme gürültü girişimini engelleyecektir [3].



Resim 2.4. Beş bağlantılı EKG kablosu

Biyopotansiyel yükselteç, hasta ile direkt temas halinde olduğundan cihazın elektriksel yalıtımı son derece önemlidir. Bu nedenle yükselticinin gereksinimi olan besleme gerilimi herhangi bir besleme kaynağıyla sağlanamaz. Çeşitli standartlarla (AAMI, IEC, IEEE) elektriksel yalıtımın ölçüsü olan kaçak akımın sınırları belirlenmiştir [4].

Biyopotansiyel yükselteçlerde kullanılacak olan besleme devrelerinin medikal elektriksel güvenlik standartlarına uyması zorunludur. Besleme devreleri 220V' luk şebeke hattından yalıtılmış olmalıdır. Bu yalıtımın derecesi kaçak akımla belirlenir, kaçak akım değeri 10 μ A ile sınırlandırılmıştır. Sistemlerde besleme problemi yüksek kapasiteli tekrar doldurulabilir piller ile çözülebilir. Bu şekilde hem şebekeden tamamen yalıtım sağlanır hem de ölçüm kalitesini engelleyen toprak çevrimi engellenmiş olur. Sistemde besleme kaynağı olarak kullanılacak pilin gerilim ve akım değeri, devrede bulunan elemanların besleme gerilim değerleri ve akım değerleri göz önüne alınarak belirlenmiştir [13].

3. BİYOTELEMETRİ

Biyoteleometri, biyomedikal enstrümantasyonun özel bir alanı olup, biyolojik büyüklük ve işaretlerin genel olarak bilgi işleme için erişilmesi ya da bulunulması güç olan ortamdaki, işleme veya inceleme ortamına gürültüsüz olarak taşınması veya aktarılması işlemidir. Kullanıldıkları yerlere göre biyomedikal telemetri, radyo telemetri veya kısaca telemetri adını da almaktadırlar. Telemetri, uzaktan ölçme anlamını taşır. Ölçme dışında telemetri sistemi izleme ve kontrol için de kullanılmaktadır [4, 5].

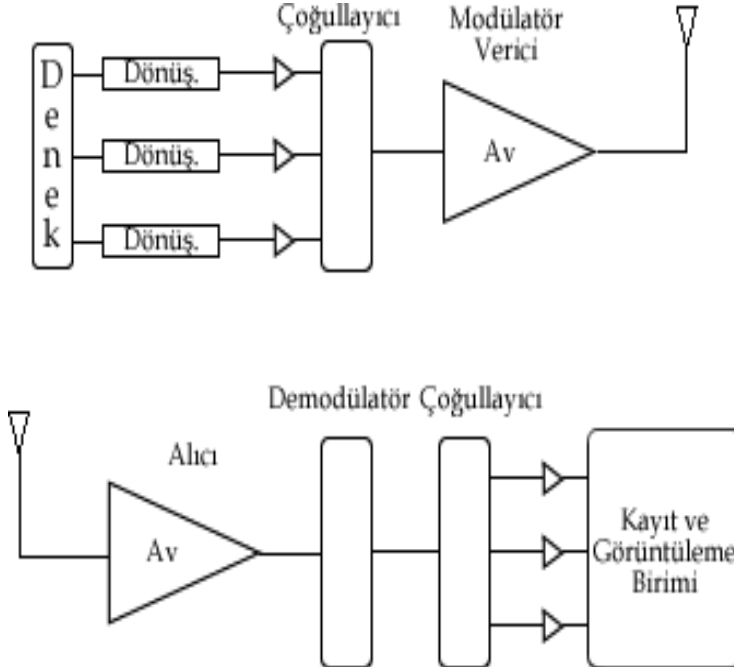
Biyotelemetrinin amacı, insan ve hayvanlardan hareketlerini kısıtlamadan ve normal yaşamlarını sürdürürken verimli biyolojik ve fizyolojik işaret verileri alıp verilerin işleneceği ve gözlemleneceği ortama gürültüsüz olarak aktarmaktır. 1950' lerde gelişme gösteren biyomedikal telemetri, tıbbi araştırma ve klinik izleme gibi çeşitli alanlarda yararlı ve esnek bir araç olarak kullanılmaktadır [4, 5].

İnsan ve hayvanların hareketlerinin incelenmesi, insanların stres ve egzersiz fizyolojilerinin izlenmesi, astronotların sağlık durumlarının izlenmesi, hastaların hastalıkla ilgili pH, tansiyon, sıcaklık, kas kasılma kuvvetleri, kan akış hızı gibi biyolojik parametrelerle EKG ve EMG (Elektromiyogram) gibi biyolojik işaretlerinin uzaktan izlenmesi telemetri sisteminin kullanılmasını gerektirir [4, 5, 24].

Hastane ortamı gibi hareketleri sınırlayıcı ve psikolojik olarak hastayı etkileyici ortamdaki uzakta ve normal yaşantısı içinde dinlenen, serbestçe hareket eden veya çalışan denekten alınan EKG işareti gibi hasta verilerinin doktor tarafından uzaktan izlenmesi, uzaktan hasta kontrolü veya uzaktan hasta izlenmesi olarak biyomedikal mühendisliğinin değişik bir çalışma alanıdır. EKG işareti, telemetri üzerinde taşınan biyolojik işaretlerin hemen hemen en üst sırasında yer almaktadır. Vücut içinden biyolojik işaretlerinin algılanmasında veya uyarıcılar ve ilaç enjeksiyon sistemlerinde olduğu gibi vücut içi çalışan cihazların kontrol ve programlanmasında, telsiz telemetri vücutta iltihap meydana getirecek kablo bağlantılarına gerek kalmadan güvenli bir şekilde kullanılmaktadır [5, 24].

3.1. Biyotelemetri Sisteminin Bileşenleri

Bir biyotelemetri sisteminin temel elemanlarını içeren basit blok diyagramı Şekil 3.1’ de gösterilmiştir. Biyotelemetri sisteminin genel yapısında; denek, işaret algılayıp işleyici, yükselteç ve verici, iletişim ortamı, alıcı, işaret işleme bölümü ve kayıt-görüntüleme birimleri bulunmaktadır [3].



Şekil 3.1. Temel biyotelemetri sistemi [3].

Denek tarafında biyolojik işaret verileri denekten dönüştürücüler aracılığıyla alınıp işlenir ve kodlandıktan sonra modüle edilerek bir verici üzerinden gönderme ya da iletim ortamına verilmekte, alıcı tarafta ise; alıcı yardımıyla alınan işaretler, kod çözme, demodülasyon ve diğer işaret işleme işlemlerinden geçirilerek bir monitör veya yazıcıda görüntülenmekte ve bir bilgisayar ortamında kaydedilmektedir. Gönderilen işaret verileri, çok kanallı iletim hattı üzerinden birden fazla türde veri olabilmektedir. Bu amaçla kullanılan çoğullayıcı, birden çok kanal işaretini bileşik işaret olarak tek kanal işaretine çevirir [3].

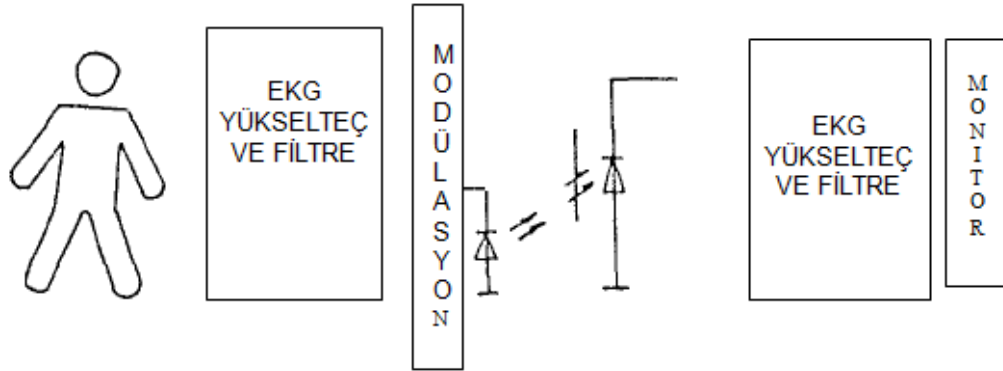
Verici ve alıcı modülleri

Bir biyotelemetri sisteminin tasarımında göz önünde bulundurulması gereken etkenler; iletim tipi, kanal sayısı, modülasyon tipi, vericideki bilgi işleme yöntemi, verici kontrolü gerekip gerekmemesi, vericideki güç kaynağı tipi, vericinin boyutlarıyla ömrü ve iletim alanı olarak sıralanabilmektedir. Bir telemetri sisteminin katları verici devresi ve alıcı devresi gibi fonksiyonel bloklara ayrılabilir. Vücuttan algılanan fizyolojik sinyaller yükselteç ve işaret işleme katlarından geçtikten sonra iletim için modülasyon katına uygulanır. Alıcı katı ise iletim frekansını algılayacak bir tuner devresi içerir. Verici devre taşıyıcı sinyali üretir ve iletilmek istenen bilgi sinyalini buna göre modüle eder. Alıcı devre alınan bu sinyali demodüle etme yeteneğine sahiptir böylece yeniden yapılandırılan bilgi sinyaline işaret işleme teknikleri uygulanabilir. İletilecek bilgi sinyali modülasyon olarak bilinen işlem yoluyla taşıyıcı sinyale eklenir. Verici tarafında bilgi sinyalinin modüle edilip iletebilmesi için analog ya da sayısal modülasyon teknikleri kullanılabilir [3]. Yüksek frekanslı taşıyıcı, elektromanyetik, mekanik, ultrasonik, optik ve kızılötesi ışık dalgalarıyla iletebilir [24].

Kapalı bir oda içerisinde vericinin hareketli olduğu durumlarda, yayının hiç alınamadığı veya çok zayıfladığı karanlık noktalar meydana gelmektedir. Ayrıca modern hastanelerde, elektrik motorları, aydınlatma tesisleri, monitörler ve benzeri cihazların kullanımı ve burada oluşacak anahtarlama darbelerinin etkileri, elektromanyetik iletim yönteminde uygulama zorlukları ortaya çıkarır. Bütün bu mahzurları önleyecek ticari cihazlar yapılmıştır, fakat bunların sistemi çok karmaşıklaşmış ve fiyatları da yükselmiştir. Bu tip hastane uygulamalarında optik iletim hattının kullanılması bant sınırlamasını da ortadan kaldıracaktır[24].

3.2. Optik Biyotelemetri

Işık günümüzde, askeri ve endüstriyel alanlarda, haberleşmede ve ev içi kullanımlarda olduğu kadar tıpta da geniş bir uygulama alanı bulmuştur. Işığın tıp alanında başlıca kullanım yerleri: tıpta lazer uygulamaları (cerrahi cihazlar), yalıtım gereken yerler (optokuplör), endoskop (vücut içine gözlem için gönderilen ucu ışıklı alet), litoskop (mesane içi taşları gözlemede kullanılan ucu ışıklı alet), kornea ve retina ameliyat cihazları olarak sayılabilmektedir. Son yıllarda, yüksek hızlarda modüle edilebilen küçük boyutlu ışık kaynak ve iletişim hatlarının yapımından sonra, optik telemetri radyo telemetriye alternatif olmaya başlamıştır [25]. Optik telemetrinin geniş bir uygulama alanı vardır. Optik telemetri, yoğun bakım ünitesindeki hastalar, koğuşlar, kuvözdeki bebekler ve hastane laboratuvarlarındaki hayvanlar gibi hareket eden nesnelere değişik fizyolojik parametrelerin aktarımına imkân sağlar [26].



Şekil 3.2. Optik biyotelemetri blok şeması [8].

Bazı raporlar, RF aktarımının kalp hızlandırıcı veya infüzyon pompaları gibi tıbbi cihazlarda elektromanyetik karışıma neden olduğunu ortaya koymuştur [27, 28]. Kablosuz bağlantı sırasında elektromanyetik karışımların olası etkileri araştırılmış ve optik telemetrinin herhangi bir tıbbi cihazla elektromanyetik girişim yaptığına dair kanıt bulunmamıştır. Sonuç olarak optik telemetri güvenli ve etkili bir şekilde ameliyathanelerde kullanılabilir [29, 30].

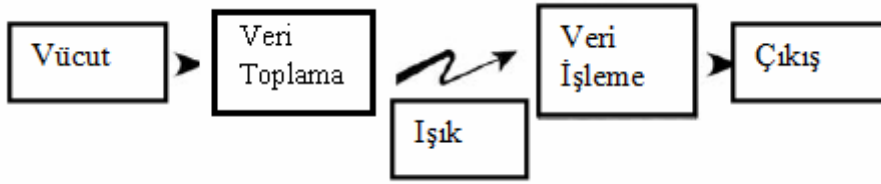
Biyotelemetri sistemlerindeki radyo frekans taşıyıcısına alternatif olarak modüle kızılötesi (IR) ışınları kullanılmasının birçok avantajı vardır [31, 32];

- Elektrik titreşimi RF telemetri bağlantısında parazite neden olur. Optik biyotelemetri içerisinde çok daha az sayıda insan yapımı ve doğal parazit sesi vardır.
- Alıcı ve verici antenleri tarafından kaplanan alana optik biyotelemetride ihtiyaç yoktur.
- Optik biyotelemetri sistemleri hastanedeki hastaları görüntüleme ve yerlerini tespit etmek için kullanıldığı zaman, bant genişliği kısıtlaması yoktur.

Optik biyotelemetrinin dezavantajları [26];

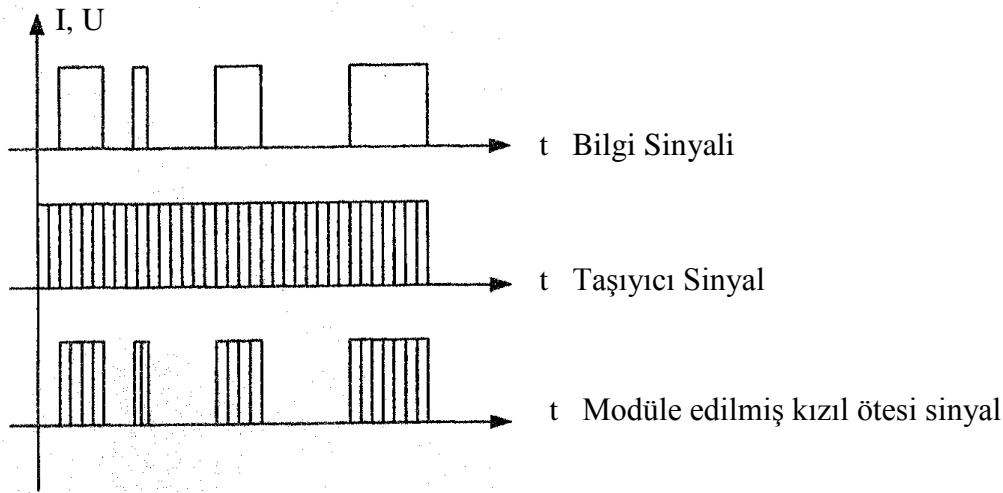
- Optik biyotelemetride görüş aralığı kısa olup tek bir odayla sınırlıdır. Bu kısa aralık, hastaların genellikle küçük oda veya koşullarda tutulmasından dolayı tıbbi telemetride problem yaratmaz.
- Çok kanallı sistem gerçekleşmesi radyo frekans telemetrisindeki kadar basit değildir.
- Optik biyotelemetri sisteminde, vericinin enerji tüketimi göreceli olarak yüksektir. Verici güç tüketimi kızılötesi diyotları darbeli modda çalıştırarak minimum düzeyde tutulabilir.

Optik iletim



Şekil 3.3. Optik biyotelemetrinin basit prensip diyagramları [6].

Düşük frekanslı sinyaller uzak mesafelere düşük güç ile iletilemezler. Düşük frekanslı sinyallerin düşük güçle uzak mesafelere iletilmeleri için ise yüksek frekanslı sinyaller ile taşınması gereklidir. Düşük frekanslı sinyallerin yüksek frekanslı sinyallere bindirilerek uzak mesafelere iletilmesine modülasyon denir. Gönderilecek olan düşük frekanslı sinyale bilgi sinyali, düşük frekanslı sinyali taşıyacak olan yüksek frekanslı sinyale de taşıyıcı sinyal denir. Bilgi sinyali genelde 30KHz, 33KHz, 36KHz, 36,7KHz, 38KHz, 40KHz, 56KHz gibi frekanslarda modüle edilmiş bir şekilde kızılötesi LED (IR LED)' e uygulanır. Modülasyon sonrası bilgi sinyali daha uzağa aktarılır. Şekil 3.4 ' de modüleli kızılötesi sinyalin elde edilişi görülmektedir [33].



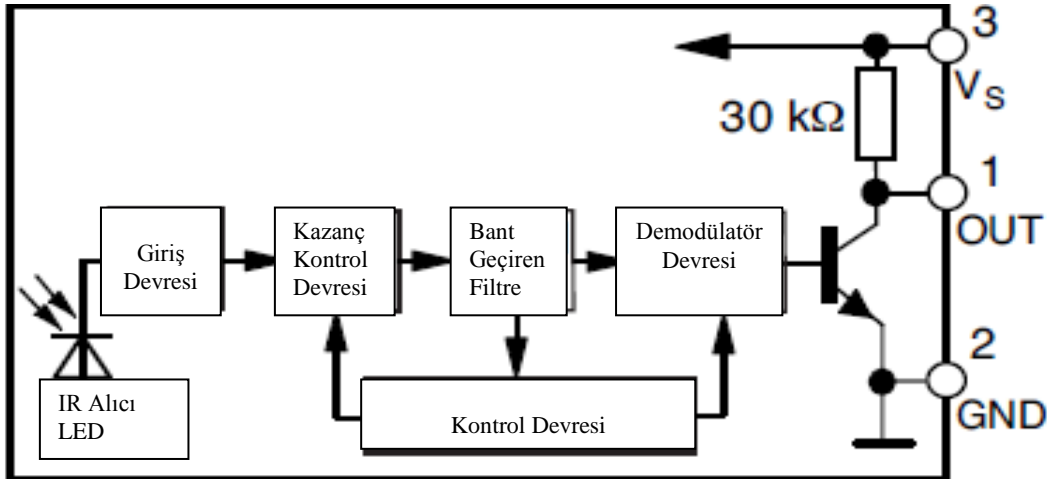
Şekil 3.4. IR alıcının girişindeki sinyalin, çıkışında modüle edilmiş hali [33].

Kızılötesi iletişimde bilgi sinyali IR LED ile gönderilir. IR LED, kendine gelen elektriksel sinyali kızılötesi ışığa çevirir. Mat ve siyah yüzeyler, normal ışığı emip yansıtmadığı halde, dalgaboyu 900 nm' nin üzerinde olan kızılötesi ışınları yansıtırlar [25].

Bir oda içinde verici ve alıcı elemanların doğrudan birbirini görmediği durumlarda bile haberleşme mümkün olur. Ayrıca güneşten ve diğer ışık kaynaklarından gelen kızılötesi radyasyon seviyesinin düşük ve değişim hızının yavaş oluşu, bir oda içinde, güvenli olarak telemetri çalışmalarının yapılmasına olanak sağlamaktadır [25].

IR LED' in gönderdiği modüleli sinyal kızılötesi alıcı eleman tarafından alınır. Verimli veri aktarımında önemli olan, alıcı ve verici eleman spektral karakteristiklerinin mümkün olduğu kadar üst üste gelmeleri ve aynı zamanda, alıcı ve verici devrelerinin aynı frekansta ve özellikle alıcı verici eleman spektral duyarlılıklarının en yüksek olduğu frekansta çalıştırılmalarıdır [25].

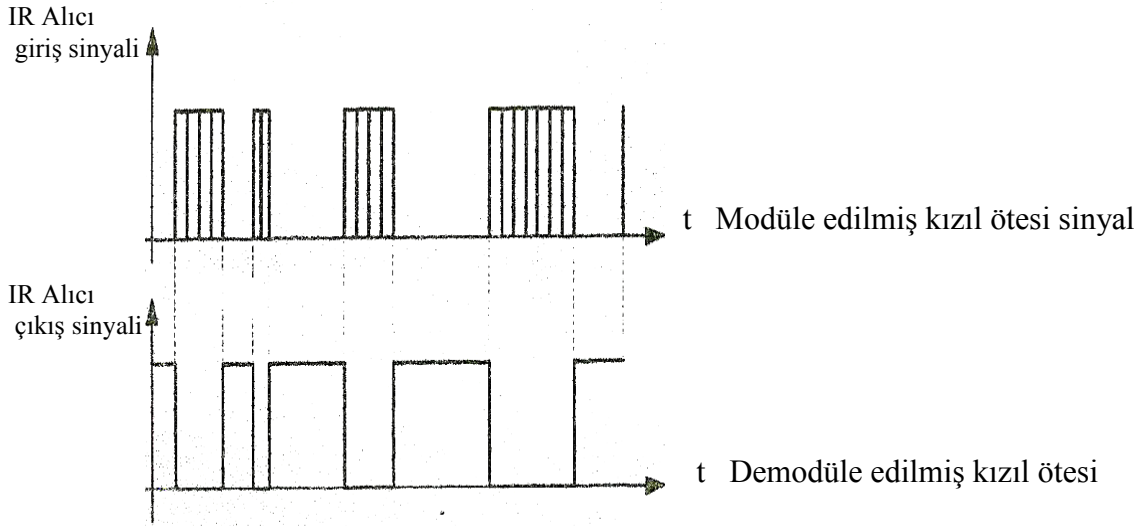
Modüleli sinyalden bilgi sinyalini ayırma işine demodülasyon denir. IR alıcılar da, IR LED tarafından gönderilen modüleli kızılötesi ışığı demodüle ederler. Böylece IR LED ile gönderilen modüleli sinyalden bilgi sinyali ayrılmış olunur. Alınan bilgi sinyali de istenen şekilde kullanılır. IR alıcılar IR LED' in gönderdiği kızılötesi sinyalin frekansına uygun olmalıdır [25].



Şekil 3.5. Bir IR Alıcının dış görünüşü ve blok şeması [33].

IR Alıcılar içindeki IR LED den alınan sinyal bir ön yükselteç olan giriş devresinde yükseltildikten sonra kazanç kontrol devresine (AGC) gelir. Kontrol devresinden gelen sinyal ile AGC devresi sinyalin seviyesini ayarlar. Sinyal daha sonra bant geçiren filtre devresinden geçer. Bant geçiren filtre devresi IR alıcı elemanın duyarlı olduğu frekanstaki kızılötesi sinyalleri geçirir.

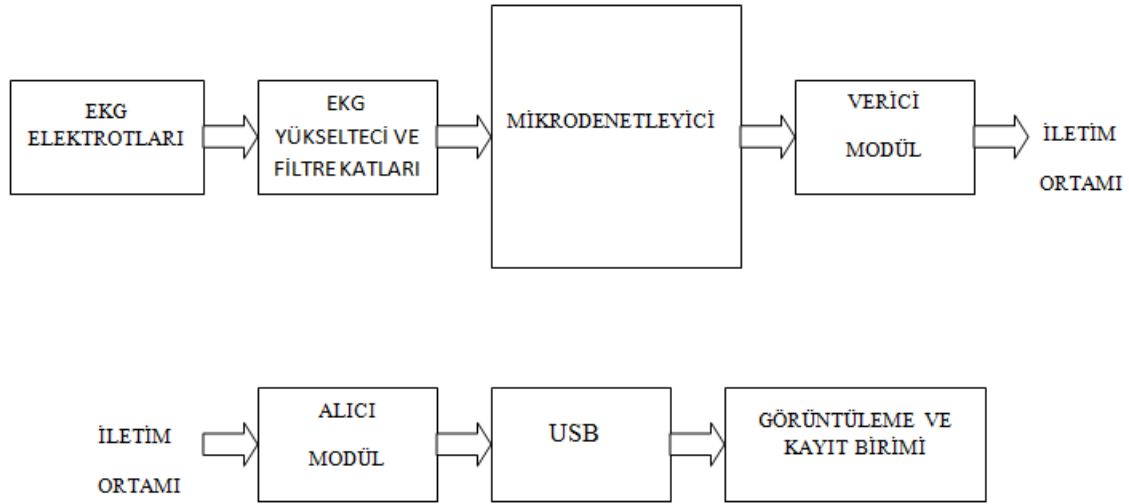
Sinyal en son olarak da demodülatör devresinde demodülasyon işlemine tabi olur. Şekil 3.5’ de görüldüğü gibi IR alıcıya sinyal gelmediği zaman transistör beyz polarması alamayacağından çıkış (OUT) yaklaşık besleme gerilimine (V_s , V_{cc}) eşit olur [33]. Girişte sinyal olmadığı zaman IR alıcı çıkışı lojik 1 olur. IR alıcı girişine sinyal geldiğinde transistör beyz polarmasını alacağından iletme geçer ve kolektör- emiter arası akım geçişi sağlanır. Çıkış şase (GND) seviyesinde olur. Girişte sinyal olduğu zaman IR alıcı çıkışı lojik 0 olur. IR alıcı elemanının yapısında bulunan transistörler, IR vericiden gelen sinyali IR alıcı çıkışına tersleyerek verir [33]. Şekil 3.6’ da IR Alıcının girişindeki sinyalin, çıkışında demodüle edilmiş hali görülmektedir.



Şekil 3.6. IR Alıcının girişindeki sinyalin, çıkışında demodüle edilmiş hali [33].

4. TASARLANAN SİSTEM

Tasarlanan sisteme ait donanım: Elektrot, EKG Yükselteç ve Filtre Katları, Optik Verici Kısım, Optik Alıcı Kısım ve Monitörden oluşmaktadır. Şekil 4.1’ de sisteme ait blok diyagram görülmektedir.



Şekil 4.1. Tasarlanan EKG işaretinin optik biyotelemetri kullanarak iletimi devresi blok diyagramı

Geliştirilen sisteme ait donanım elektrot, EKG yükselteç ve filtre katı, optik verici kısmı, optik alıcı kısmı ve monitörden oluşmaktadır.

Hasta vücudundan alınan EKG işaretleri, genliklerinin küçük olması ve çevresel etmenlerden oluşan biyolojik gürültü ve devrede kullanılan elemanların gürültü bileşenlerini bulundurması nedeniyle veri işlemede direkt olarak kullanılmaz. Bu durum göz önüne alındığında yükselteç ve filtre devreleri EKG işareti elde etmenin en önemli aşamasını oluşturmaktadır [20].

Sistemde ilk olarak hastadan alınan biyolojik işaretin elektriksel işarete çevrilmesi amacıyla dönüştürücü olarak Ag/AgCl tek kullanımlık elektrotlar kullanılmaktadır. Elektriksel iletkenlik seviyesinin yüksek tutulması amacıyla elektrot ve derisi arasına iletkenliği artırıcı jel kullanılmıştır.

Vücuttan alınan EKG işaretlerin genlikleri oldukça küçük seviyedir. Bu işaretlerin işlenebilmesi, görüntülenmesi ve yorumlanması için genliklerinin yeterli seviyeye getirilmesi gerekmektedir. Vücuttaki işaretler fark sinyalleri şeklindedir ve bu işaretlerin kuvvetlendirilmesi için ortak mod işaret bastırma oranı yüksek olan ensturmantasyon yükselteç kullanılmıştır [20].

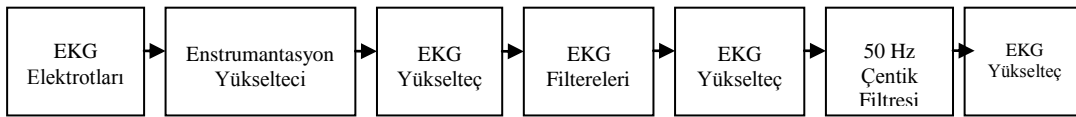
EKG işaretinin vücuttan elektrotlar yardımıyla alınıp yükselteç devresi ile yükseltilmesinden sonra net bir EKG sinyali elde etmek ve bu sinyali bir sonraki ünite olan amaca yönelik işaret işleme devresinde kullanabilmek için, EKG işaretinin çeşitli sebeplerle oluşabilecek gürültülerden arındırılması gerekmektedir. Bu istenmeyen durumun ortadan kaldırılması amacıyla devrede filtre düzenleri kullanılmıştır. Bu devreler sırasıyla; yüksek geçiren ve alçak geçiren filtrelerden oluşan bir bant geçiren filtre ve bant durdurucu filtredir [20].

EKG sinyali gerekli yükseltme ve filtre işlemleri yapıldıktan sonra modüle edilmiş bir şekilde IR LED' e uygulanır. IR LED, kendine gelen elektriksel sinyali kızılötesi ışığa çevirir. Böylece sinyal daha uzağa gönderilir. IR alıcı eleman sadece modüle ettiğimiz sinyal frekansına duyarlı olur [25]. IR LED' in gönderdiği modüleli EKG sinyali kızılötesi alıcı eleman tarafından alınır. Verimli veri aktarımında önemli olan, alıcı ve verici eleman spektral karakteristiklerinin mümkün olduğu kadar üst üste gelmeleri ve aynı zamanda, alıcı ve verici devrelerinin aynı frekansta ve özellikle alıcı verici eleman spektral duyarlılıklarının en yüksek olduğu frekansta çalıştırılmalarıdır [25].

IR alıcılar da, IR LED tarafından gönderilen modüleli kızılötesi ışığı demodüle ederler. Böylece IR LED ile gönderilen modüleli sinyalden EKG sinyali ayrılmış olur [25]. Alınan EKG sinyali USB aracılığıyla bilgisayar ortamında hazırlanan arayüz programında görüntülenir, saklanır ve daha uzak noktalara gönderilebilir.

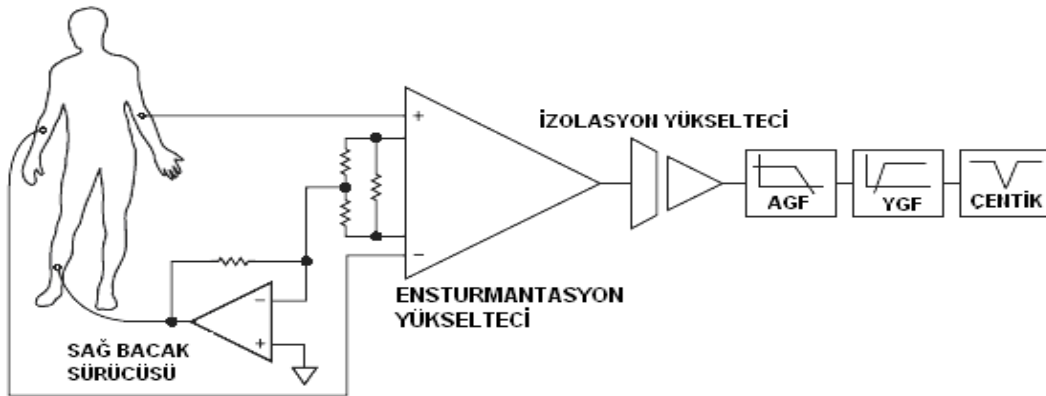
4.1. EKG Kısmı

Bu devre temelde iki bölümden oluşmaktadır. Birinci bölüm hastanın vücut yüzeyinden alınan EKG işaretlerini yükseltmek için kullanılan EKG yükselteç devresi, ikinci bölüm hasta vücudundan alındığında çok yüksek gürültü bileşenlerine sahip olan EKG işaretini gürültüden arındırmak için kullanılan filtre devreleridir. Filtre devreleri kullanarak tasarlanan sistem için 0,05 – 150 Hz arasında bir bant genişliği önerilmiştir [20, 22]. Şekil 4.2’ de EKG kısmı blok şeması gösterilmiştir.



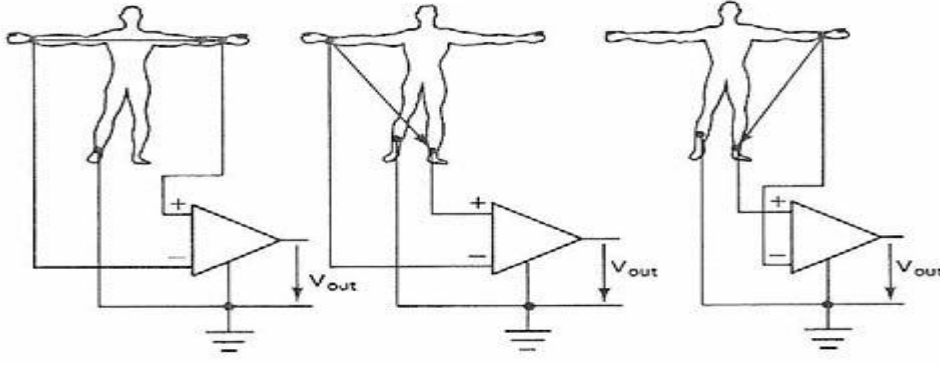
Şekil 4.2. EKG kısmı blok şeması [22].

4.1.1. EKG yükselteç devresi



Şekil 4.3. EKG yükselteç ve filtre devresine ait blok diyagram [20].

EKG sinyalinin görüntülenebilmesi için, beden yüzeyinin değişik bölgelerine elektrotlar yerleştirilir ve bu elektrotlar kablolar aracılığı ile elektrokardiyografa bağlanır. Tasarlanan sistemde sağ bacak sürücülü Einthoven derivasyonlarından bağlantı durumu I tercih edilmiştir [14]. Tasarlanan sistemde tek kullanımlık elektrotlar kullanılmıştır. Şekil 4.4’ de ölçümde kullanılan elektrotların vücuda uygulama şekli gösterilmektedir.

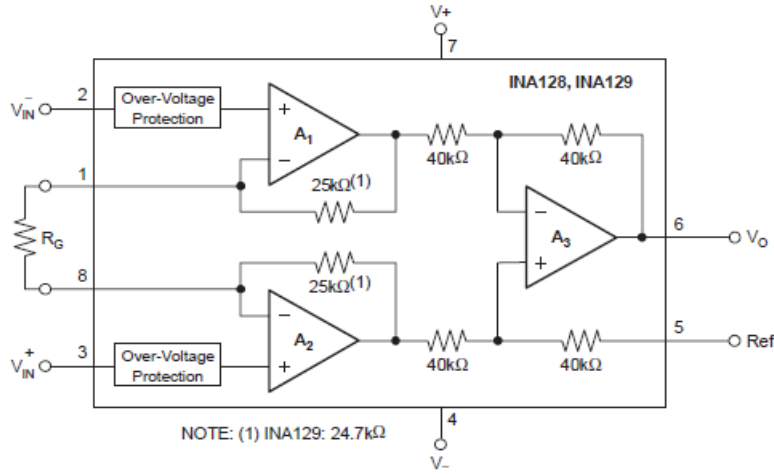


Şekil 4.4. Elektrot bağlantı [22].

Vücuttan alınan EKG işaretlerinin görüntülenmesi, yorumlanması ve işlenebilmesi için genliklerinin yeterli seviyede tutulması gerekmektedir. Vücuttaki işaretler fark sinyalleri şeklindedir ve bu işaretlerin kuvvetlendirilmesi için özellikle CMRR (Ortak Mod İşaret Bastırma Oranı) yüksek enstrumantasyon yükselteç kullanılmıştır [16].

Bu çalışmada ana yükseltme Burr Brown firması tarafından üretilen bir enstrumantasyon yükselteci olan INA128 ile gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.5' de INA 128 Enstrumantasyon yükselteci iç yapısı gösterilmiştir. INA 128 yükseltecinin sistemde kullanılma amacı [22] ;

- Giriş empedansının yüksek olmasıdır. Yüksek giriş empedansı yükselteç devrelerinde yükleme etkilerini azaltmaktadır.
- Ortak mod bastırma oranının 120 dB olmasıdır. Ortak mod bastırma oranının yüksek olması girişte bulunan ortak işaret gürültülerinin bastırılmasına ve çıkışta istenilen sinyale ulaşılmasını sağlamaktadır.
- Vücuttan alınan genliği düşük işaretleri algılayabilme özeliğine sahip olmasıdır.



Şekil 4.5. INA 128 Enstrumantasyon yükselteci [34].

INA 128 enstrumantasyon yükseltecinin kazancı entegrenin 1-8 uçları arasında bağlanan R_G direnci kullanılarak ayarlanır. Yükselteç kazancı Eş. 4.1 ile hesaplanır;

$$A_v = 1 + \frac{50K}{R_G} \quad (4.1)$$

Uygulanan devrede R_G direnci 50Ω değerindedir. Bu durumda kazanç değeri, Eş. 4.2 ile hesaplanır.

$$A_v = 1 + \frac{50000}{50} = 1001 \quad (4.2)$$

Kazanç dB cinsinden Eş. 4.3 ile yazılırsa;

$$A_{vdB} = 20 \log_{10} A_v \quad (4.3)$$

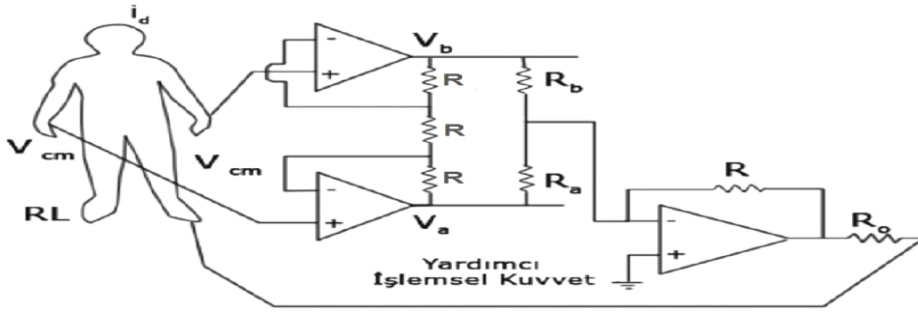
$$A_{vdB} = 20 \log_{10} 1001 \quad (4.4)$$

$$A_{vdb} = 60 \text{ 008 db} \quad (4.5)$$

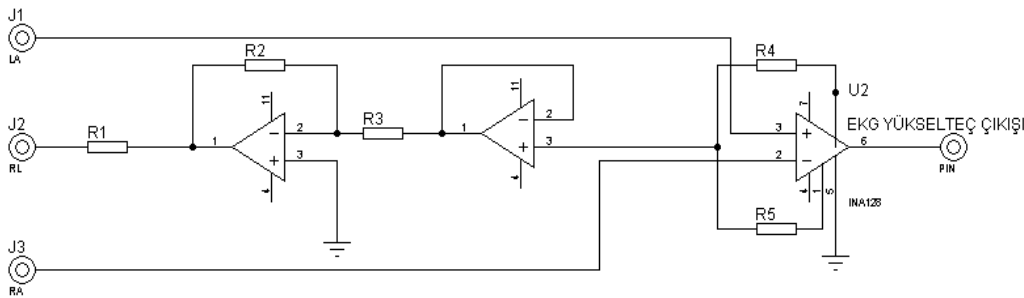
sonucu elde edilir.

4.1.2 Sağ bacak sürücü devresi

Günümüzde kullanılan EKG ölçüm düzenlerinin çoğunda hastanın sağ bacak elektrodu topraklanmayıp yardımcı işlemsel yükselteç adı verilen aktif devre elemanları içeren bir devrenin çıkış ucuna bağlanmıştır. Şekil 4.6' da sağ bacak sürücü bağlantısı görülmektedir. Enstrümantasyon yükseltecinin ön kat çıkışındaki işaretlerin ortalaması R_0 direnci ile alınmakta ve yardımcı yükselteç devresinin eviren girişine uygulanmaktadır. Böylece faz terslemesi vücuttan sadece ortak moda alınan işaretleri azaltılabilmekte, farksal moddaki işaretler üzerinde etkili olamamaktadır. Ayrıca hasta üzerinde hayati tehlike oluşturabilecek kadar büyük değerlerde akımların akmasına neden olabilecek bir durumda ise, yardımcı işlemsel yükseltecin doymaya girmesi nedeniyle hasta büyük değerli R_0 direnci üzerinden topraklandığından, hasta üzerinden geçen akım küçük değerlerde tutulabilmektedir [25].



Şekil 4.6. Sağ bacak sürücü [25].



Şekil 4.7. Sağ bacak sürücü devresi [20].

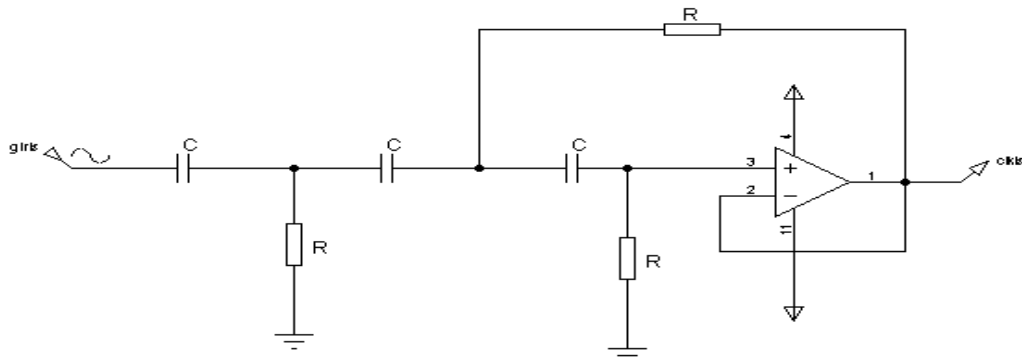
Devrede yardımcı işlemsel yükselteç olarak LM324 entegresi kullanılarak Şekil 4.7' de görülen sağ bacak sürücü devresi elde edilmiştir. Bu sayede vücuttan alınana ortak moddaki işaretler vücutta ters fazda uygulandığı için vücuttaki ortak moddaki işaretler azaltılmıştır [20, 22, 25].

4.1.3. Filtre devreleri

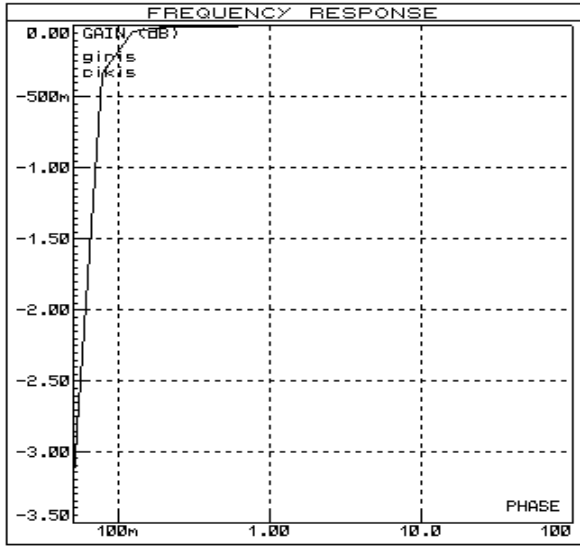
EKG işaretinin vücuttan elektrotlar yardımıyla alınıp yükselteç devresi ile yükseltilmesinden sonra net bir EKG sinyali elde etmek ve bu sinyali bir sonraki ünite olan amaca yönelik işaret işleme devresinde kullanabilmek için, EKG işaretinin oluşabilecek gürültülerden (çevrede çalışan diğer elektriksel düzenler, elektriksel alanlar, uygun olmayan toprak bağlantıları, manyetik alan, hastanın o anki psikolojik ve fizyolojik durumu ve vücuttaki diğer elektriksel işaretler,..) arındırılması gerekmektedir [16, 20]. EKG sinyalinden istenmeyen sinyalleri arındırmak için filtre düzenleri kullanılmıştır. Filtre devreleri sağ bacak sürücüsünden sonra eklenmiştir. Bu devreler sırasıyla; yüksek geçiren ve alçak geçiren filtrelerden oluşan bant geçiren filtre devresi ve bant durduran filtre devresidir [3, 20, 22].

EKG işaretlerinin frekans bandı aralığı 0,05Hz ve 150 Hz arasındadır. Bu değerlerin altındaki ve üstündeki frekanslar EKG işareti için birer gürültü kaynağıdır. Bu nedenle sistemde alçak geçiren ve yüksek geçiren filtre devreleri kullanılır.

Şekil 4.8’ de gösterilen yüksek geçiren filtre devresi, belirli bir kesim frekansının altındaki frekansları zayıflatan ve kesim frekansının üstündeki frekansları geçiren bir filtre devresidir. Bu filtre ile sistemin alt kesim frekansı belirlenmiş olur. Resim 4.1 ‘ de görüldüğü gibi sisteme etki edecek alt kesim frekansının altındaki gürültü işaretleri bastırılmış olur. Sağ bacak sürücü çıkışından elde edilen sinyal 3. dereceden alt kesim frekansı 0,05 Hz olarak belirlenmiş yüksek geçiren filtre devresinden geçirilerek alt kesim frekansı belirlenir [3, 20, 22].



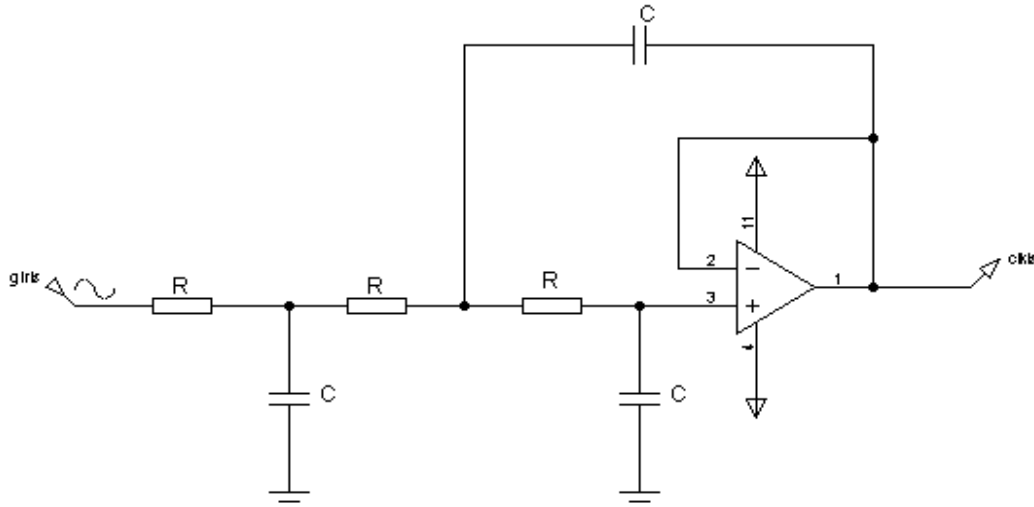
Şekil 4.8. Devre tasarımında kullanılan yüksek geçiren filtre devresi



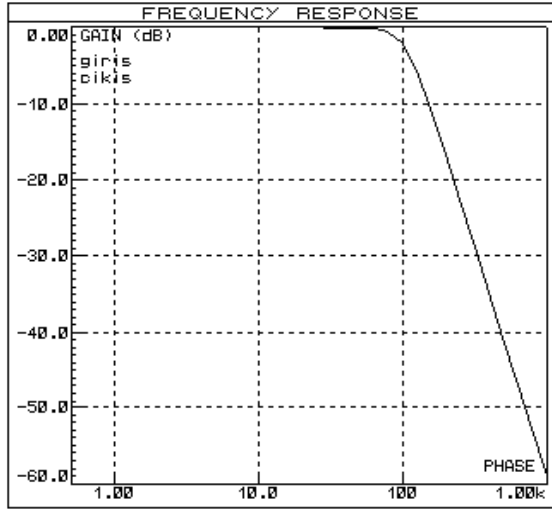
Resim 4.1. Devre tasarımında kullanılan yüksek geçiren filtrenin frekans eğrisi

EKG işareti yüksek geçiren filtreden sonra bant geçiren filtrenin ikinci bölümü olan 3. dereceden alçak geçiren filtreden geçirilir. Şekil 4.9' da gösterilen alçak geçiren filtre, belirli bir kesim frekansının altındaki frekansları geçiren ve kesim frekansının üstündeki frekansları zayıflatan bir filtre devresidir [3, 20, 22].

Bu filtre ile sistemin üst kesim frekansı 150 Hz olarak belirlenmiş olur. Resim 4.2' de gösterildiği gibi belirlenen üst kesim frekansının üzerinde frekansa sahip olan işaretler burada bastırılır [3, 20, 22].

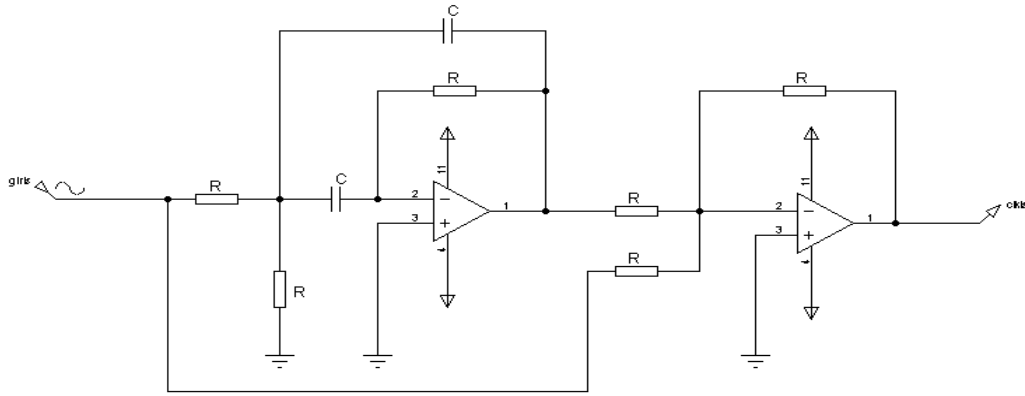


Şekil 4.9. Devre tasarımında kullanılan alçak geçiren filtre devresi



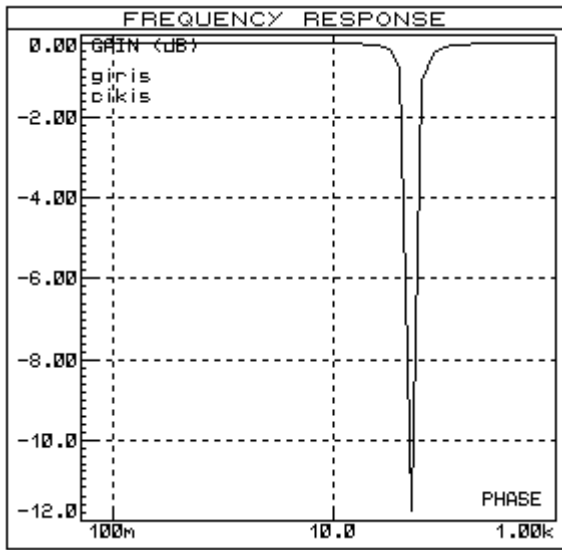
Resim 4.2. Devre tasarımında kullanılan alçak geçiren filtrenin frekans eğrisi

50 Hz' lik şebeke gürültüsü EKG işareti üzerinde gürültü oluşmasına ve EKG sinyalinin bozulmasına neden olur. Şekil 4.10' da tasarlanan devre EKG sinyalinin şebeke gürültüsünden arındırılması için bant durdurucu filtre devresi kullanılmıştır. Tasarlanan devrede gürültü oluşumunu azaltmak ve frekans kararlılığı sağlamak amacıyla toleransı düşük Yüzey Montaj Teknoloji (Surface Mount Technology - SMT) devre elemanları kullanılmıştır [3, 20, 22].



Şekil 4.10. Devre tasarımında kullanılan bant durdurun filtre devresi

Sistemde kullanılan bant durdurun filtre, bir bant geçiren filtre ve bir toplayıcıdan oluşmaktadır. Resim 4.3' de devrede kullanılan bant durdurun filtrenin frekans eğrisi verilmiştir.



Resim 4.3. Devre tasarımında kullanılan alçak geçiren filtrenin frekans eğrisi

4.2. Optik Kısım

18LF4520

Resim 4.4’ de sistemde kullanılan PIC 18LF4520 denetleyicisinin bacak bağlantıları verilmiştir. PIC 18LF4520 denetleyicisinin özellikleri belirtilmiştir [35] ;

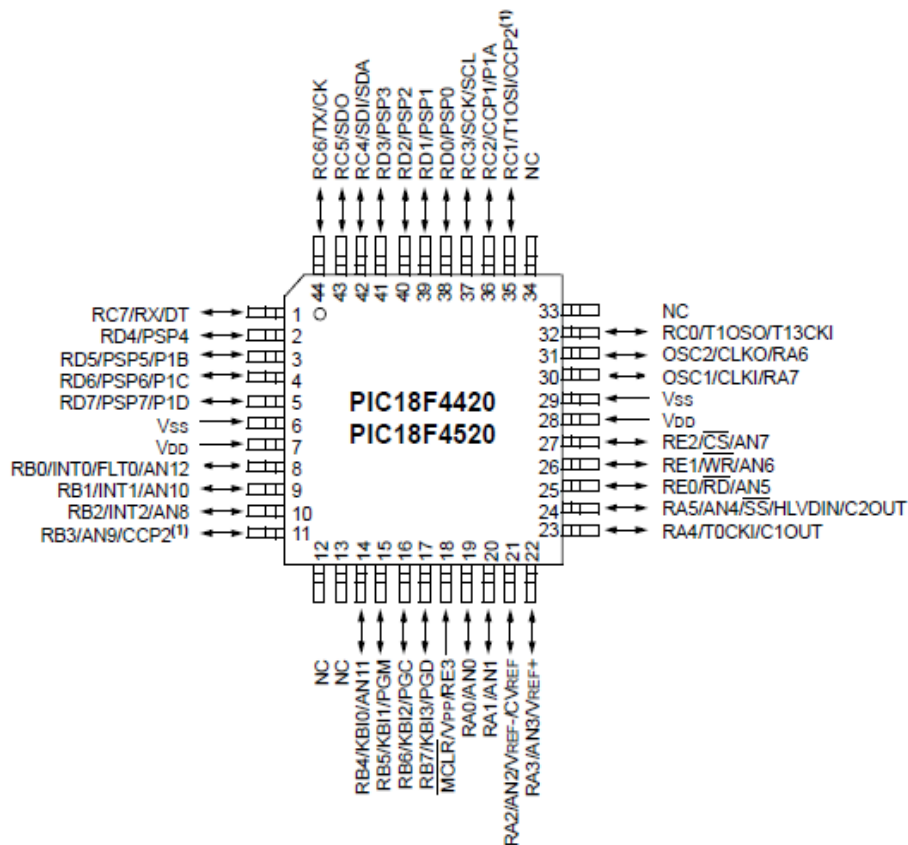
10 Bit Analog Sayısal Dönüştürücü(ADC)

2,0V – 5,5V Çalışma Voltajı

32KB (Kilobyte) bellek

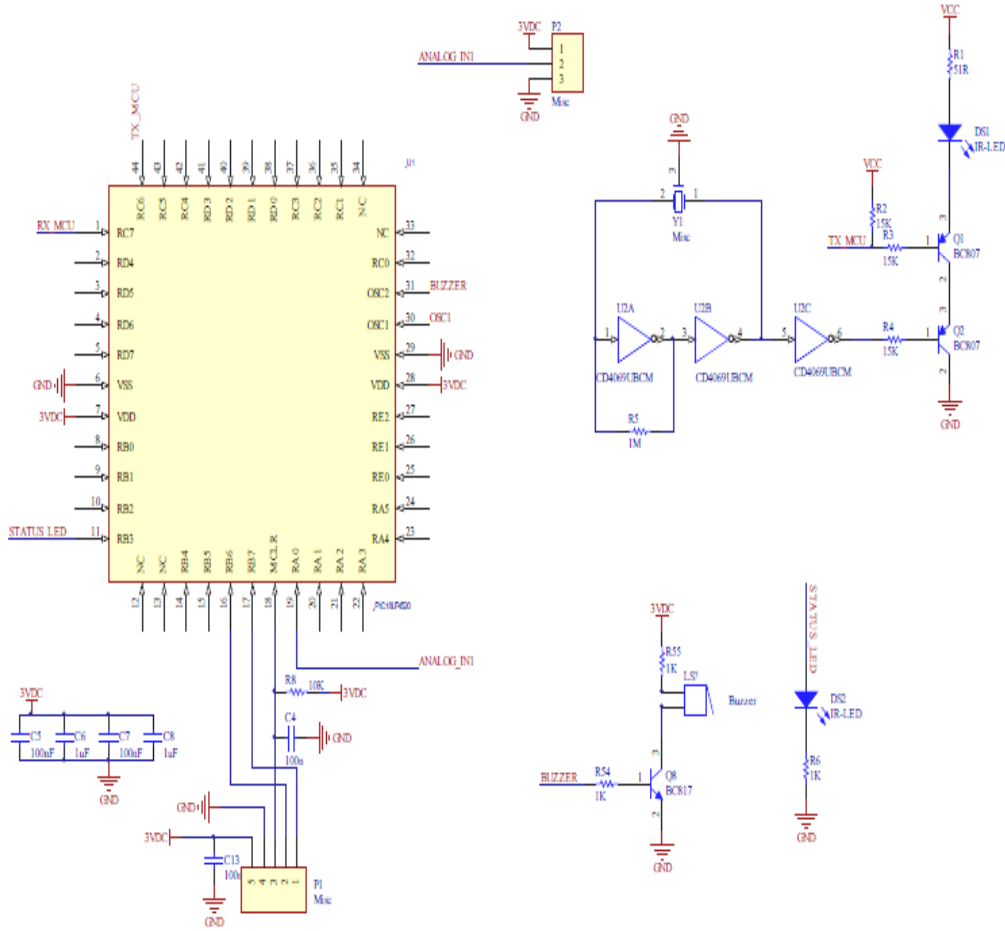
SPI ve I2C desteği

Sistemde Thin Quad Flat paket tipi (TQFP) kullanılmıştır. Mikrodenetleyicinin programlanması aşamasında özel bir programlayıcıya gereksinim duyulmamıştır.



Resim 4.4. TQFP Kılıflı 18LF4520’ nin bacak yapısı [35].

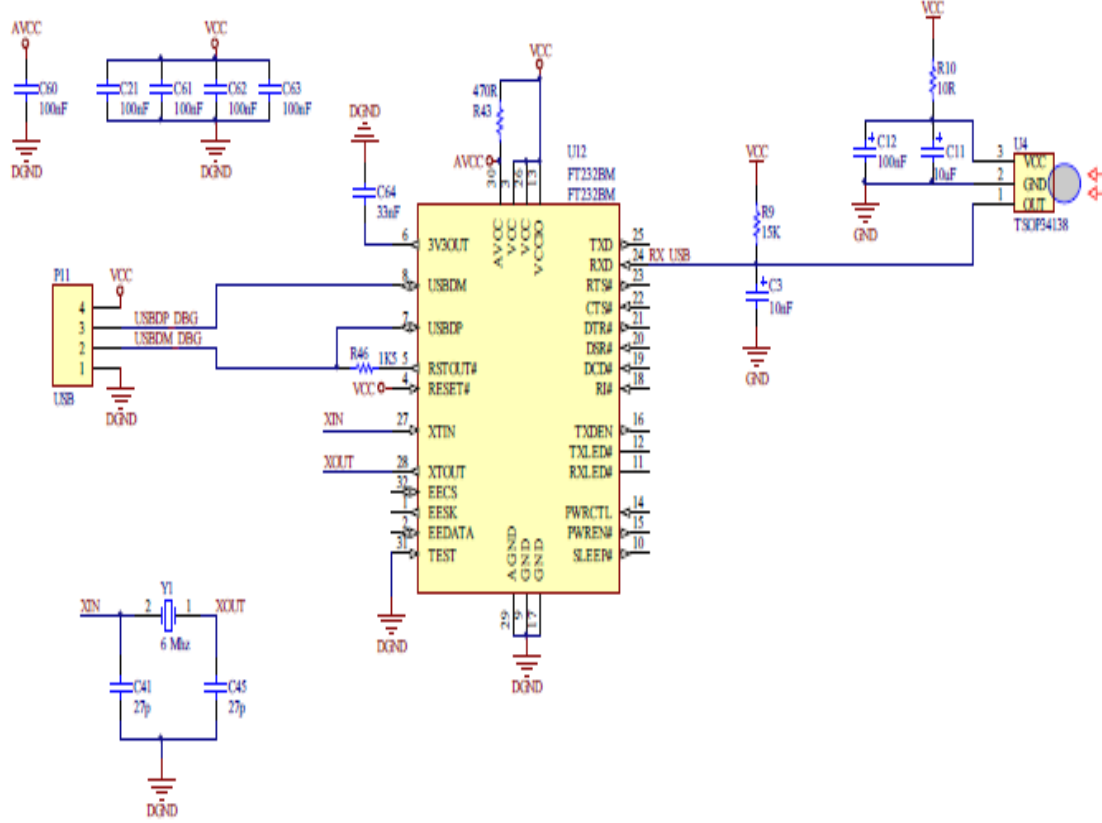
4.2.1. Optik verici kısım



Şekil 4.11. Optik verici kısmı devre şeması

Şekil 4.11' de optik verici kısmı devre şeması verilmiştir. EKG katından alınan analog sinyal mikrodenetleyicinin analog input pinine bağlıdır. Besleme gerilimi verildiğinde LED 5 kez yanıp söner. LED' in yandığı süre içerisinde 2 milisaniye aralıklarla 1200 örnek analog girişten alınır. Dakikada 70 atışı olan bir kalpten bu süre içerisinde 3 – 4 PQRS örneği alabilir. Örnek alma işlemi bittiğinde LED söner. Mikrodenetleyici aldığı bu 1200 analog değerdeki örneği önce analog dijital çevirici (ADC) katında dijital sinyale çevirir ve hardware uartdan seri olarak gönderir. CD4069 ile tasarlanan 38Khz' lik sinyal ile mikrodenetleyicinin seri olarak göndermiş olduğu data Q1 ve Q2 transistörleri ile çarpılarak modülasyon işlemi gerçekleştirilir. IR LED bu modülasyonlu sinyali kızılötesi olarak iletir.

4.2.2. Optik alıcı kısım



Şekil 4.12. Optik alıcı kısım devre şeması

Şekil 4.12’ de optik alıcı kısım devre şeması verilmiştir. Optik verici ile gönderilen modülasyonlu sinyal TSOP34138 IR alıcı ile alınır ve demodüle edilir. Demodüle edilen bu sinyal içerisinde sadece EKG datasının dijital hali FDTI USB sürücüsün receiver girişine uygulanır. Bilgisayara USB arabirimi ile iletilir. Arayüz programında 1200 dijital verinin grafikte gösterilmek için analog karşılığı hesaplanır ve ekranda gösterilir.

Çizelge 4.1. TSOP34138 modülasyon frekans tablosu verilmiştir.

Çizelge 4.1. TSOP34138 modülasyon frekansı [36].

TSOP34130	30 kHz
TSOP34133	33 kHz
TSOP34136	36 kHz
TSOP34137	36.7 kHz
TSOP34138	38 kHz
TSOP34140	40 kHz
TSOP34156	56 kHz

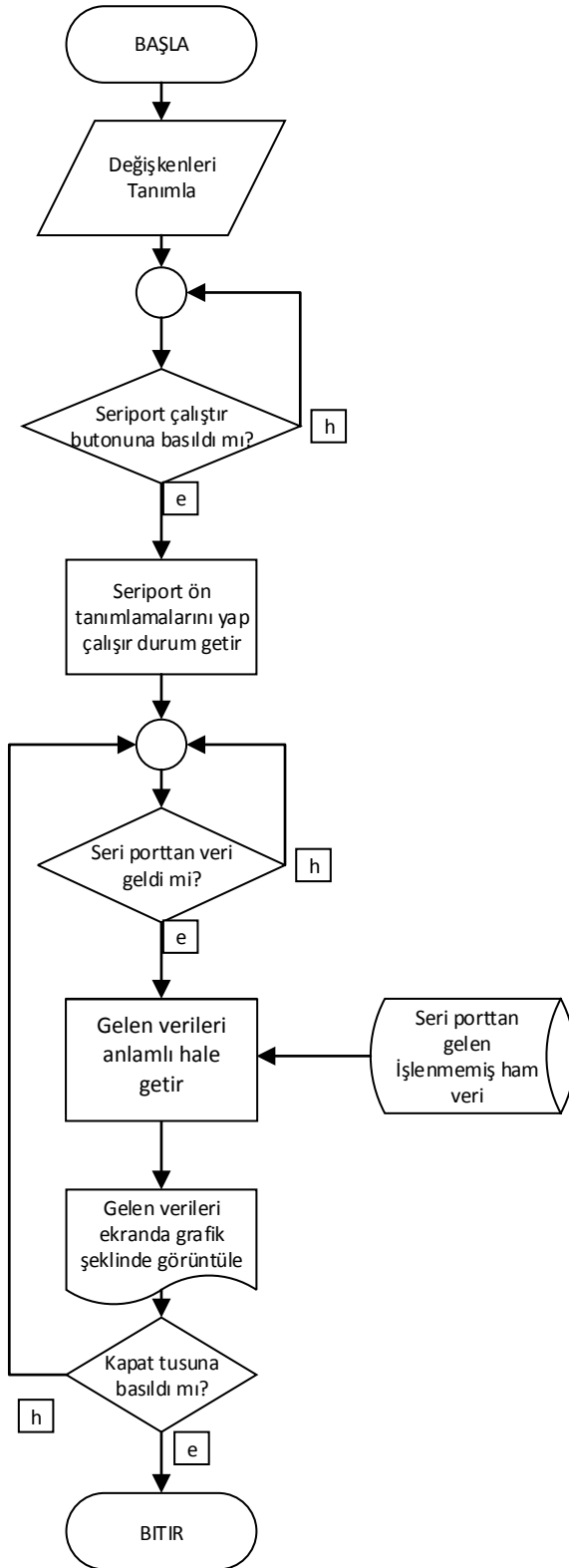
USB

Birçok elektronik cihaz Evrensel Seri Veri yolu (USB-Universal Serial Bus) arabirimine sahip olduğundan dolayı elektronik ürünlerin birbirleriyle iletişim kurması için arabirim olarak USB'yi desteklemesi avantaj sağlar. Günümüzde seri, paralel standart veri yolları yerini USB'ye bırakmıştır [37].

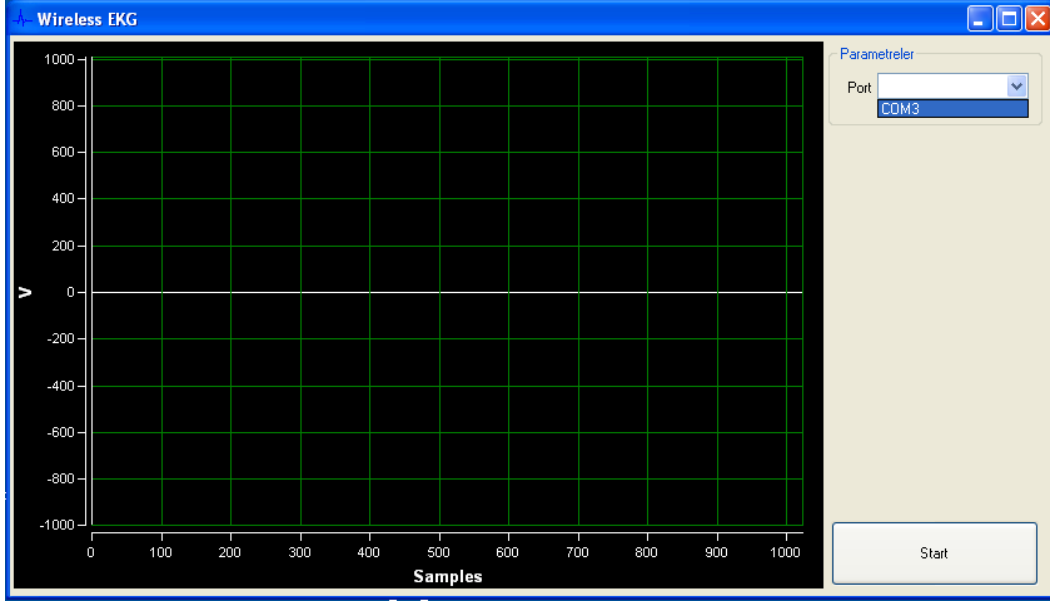
Tasarlanan Sistemde USB teknolojisinin kullanma nedenleri;

- Kullanımı kolaydır. Bilgisayara bağlandığında otomatik olarak tespit edilip sürücü yüklenir ve veri aktarmaya hazır ortam oluşturur.
- Sistemde bilgisayar ortamına aktarılmak istenen EKG sinyallerinin hızlı ve güvenilir olarak aktarılmasını sağlar.

USB girişine aktarılan EKG sinyallerini bilgisayar ortamında işlemek ve saklamak için Microsoft Visula Studio derleyicisi kullanılmıştır [22]. Arayüz programında 1200 dijital verinin grafikte gösterilmek için analog karşılığı hesaplanır ve ekranda gösterilir. Şekil 4.13' de arayüz programına ait akış diyagramı verilmiştir. Resim 4.5' de ekranda görülen EKG grafik arayüzü verilmiştir.



Şekil 4.13. EKG sinyalinin bilgisayar ortamında görüntülenmesi için geliştirilen arayüz programı akış diyagramı



Resim 4.5. EKG grafik arayüzü

Hastanın sağ kol, sol kol ve sağ bacağına tek kullanımlı jelli elektrotlar yapıştırılır. Çevre gürültülerine karşı korumalı koaksiyel kablo ile elektrot bağlantıları yapılır. Resim 4.6' da sistemde kullanılan elektrot kabloları verilmiştir. Bağlantılar yapılırken mevcut olan üç farklı renkli kablodan kırmızı kablonun sağ kol, sarı kablonun sol kol ve siyah kablonun sağ ayağa bağlanmasına dikkat edilmelidir.



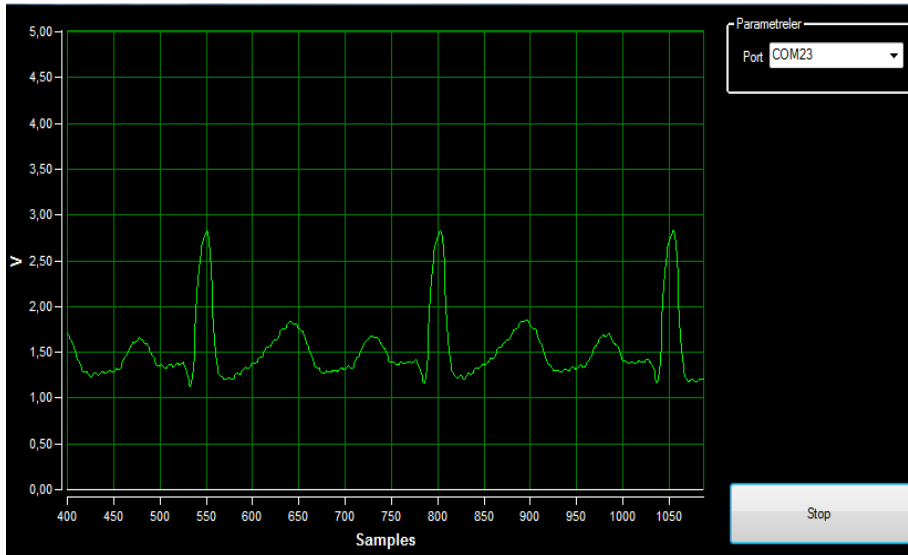
Resim 4.6. Sistemde kullanılan elektrot kabloları

Resim 4.7’ de tasarlanan sistemin EKG simülatörü kullanarak EKG işaretinin optiksel iletimi ve USB aracılığıyla bilgisayar ortamında görüntülenmesi görülmektedir.



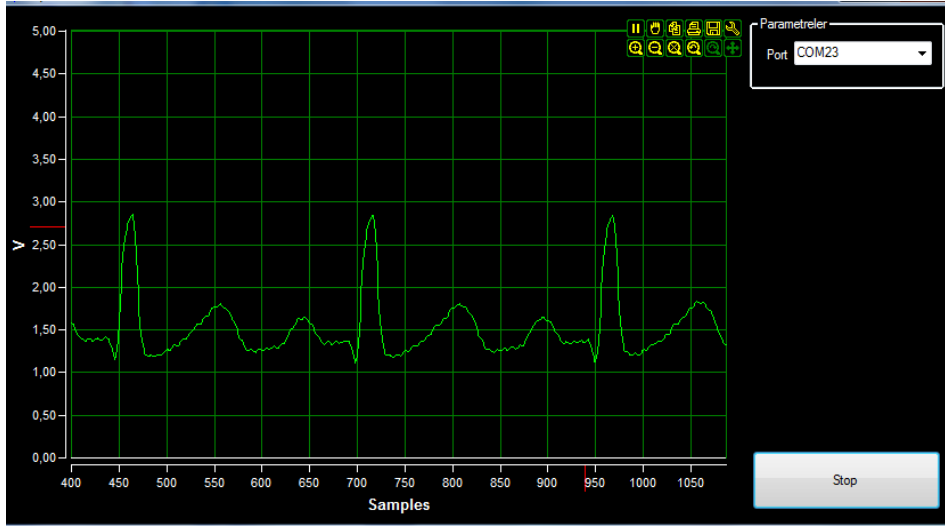
Resim 4.7. Tasarlanan sistemin EKG simülatörü kullanılarak uygulaması

Resim 4.8’ de EKG sinyallerinin bilgisayar ortamında görüntülenmesi görülmektedir. Uygun port seçilerek start butonuna basılarak görüntülenme başlatılır. İstenildiğinde stop butonuna basılarak veri görüntülenmesi durdurulur.



Resim 4.8. İletim sonrası bilgisayarda görüntülenen EKG sinyalleri

Resim 4.9' da görüldüğü gibi bilgisayar ortamında görüntülenen sinyal üzerinde durdurma, kaydetme, renk ayarı, istenilen kısımları yakınlaştırma, yazıcıdan çıktı alma gibi işlemler gerçekleştirilir.



Resim 4.9. Görüntülenen EKG sinyalleri üzerinde yapılan uygulamalar

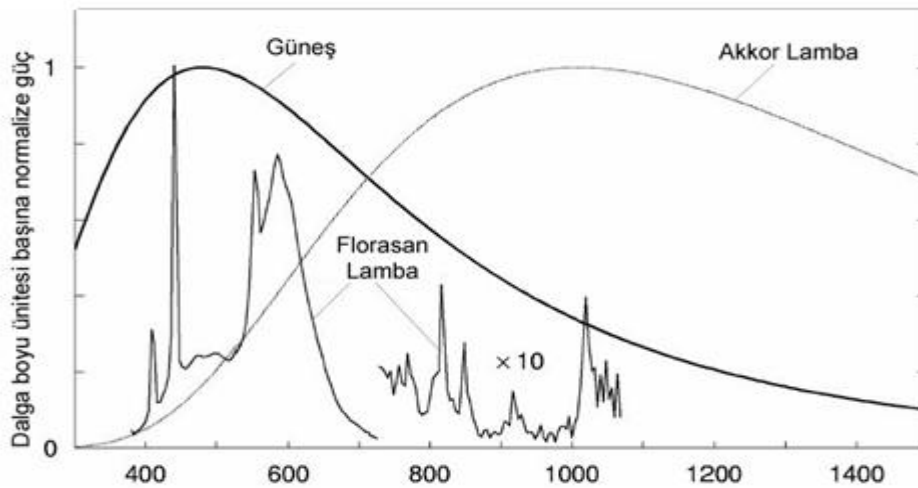
5. TARTIŞMA

EKG sinyalinin vücuttan algılanması için en uygun bağlantı şekli olarak Einthoven derivasyonlarından I seçilmiş ve tek kullanımlık elektrotlar kullanılmıştır. EKG sinyallerinin iletilmesi için gerekli yükseltmeler yapılmıştır. EKG sinyalinin bozulmasına yol açabilecek ve gürültü olarak kabul edilen istenmeyen sinyallerin ortadan kaldırılması amacıyla filtre devreleri kullanılmıştır [3, 20, 22].

Sistemin gürültüden yalıtılması için birtakım önlemler alınmıştır. Alınan bu önlemler aşağıda sıralanmıştır [20, 22];

- Elektrotlar ile hastadan alınan EKG işareti, koaksiyel kablo vasıtası ile devre girişine uygulanmıştır.
- Yüksek CMRR (Ortak İşaret Bastırma Oranı) 'ye sahip enstrümantasyon yükselteç kullanılmıştır.
- Malzemelerin SOIC paketleri kullanılarak düşük tolerans değeri sağlanmıştır. Özellikle filtre devreleri için kullanılan direnç ve kondansatörlerin değerleri hesaplanan değere ulaşmak için seri, paralel bağlanarak gerçekleştirilmiştir.

Optik verici kısmı iletilecek EKG sinyalinin modülasyonunu gerçekleştirmekte ve optik olarak iletimini sağlamaktadır. Optik alıcı kısım temel olarak iletişim kanalından alınan optik sinyalin elektriksel sinyale dönüştürülmesi, süzgeçlenmesi, güçlendirilmesi ve demodüle edilmesi işlemlerini gerçekleştirmektedir. Burada kullanılan süzgeç birimi alıcıya ulaşan optik sinyalin çevre ışıklarından kaynaklanan bozucu etkenlerden arındırılması amacıyla kullanılmaktadır [7]. Güneş ve diğer ışık kaynaklarının optik güç spektrumları Resim 5.1' de gösterilmiştir.



Resim 5.1. Yapay ışık kaynaklarının optik güç spektrumları [38].

Güneş ışığının en önemli ani gürültü kaynağı olduğu ve diğer ışık kaynaklarının ürettiği parazitlerin ışık kaynaklarının tipine bağlı olarak farklı karakteristiklere, yoğunluğa ve bant aralığına sahip olduğu anlaşıldı [38].

Sistemin başarısını artıran ve maliyet açısından en etkin çözüm, optiksel sistemin çalışmadığı durumlarda devreye giren bir RF yedekleme sistemi kullanımudur. Optik iletim sistemlerinin lisanssız kullanım avantajını ortadan kaldırmamak amacıyla lisanssız kullanımı mümkün olan RF frekanslarda çalışan sistemlerin tercih edilmesinde büyük fayda vardır. RF sistemler daha az bant genişliğine ve dolayısıyla daha düşük veri taşıma kapasitesine sahiptir, bunun sonucunda iletimin RF üzerinden yapılması durumunda veri iletim hızında düşüş yaşanabilir [7].

Daha yüksek sistem performansını sağlamak amacıyla her iki tür yapıyı (Optiksel + RF) bünyesinde barındıran melez (hybrid, tandem) sistemler, günümüz iletişim teknolojisinin yaygın bir uygulamasıdır. Lazer ve RF yedekli sistemlerin başarısı tekli sistemlere göre daha yüksek olacaktır [7].

Son olarak alıcıya gelen EKG sinyalinin, USB programlayıcı yardımıyla seri porttan bilgisayar girişi sağlanmıştır. Dijital olarak gelen veriler arayüz yardımıyla hem görüntülenmiş hem de grafiğe çevrilmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada EKG işaretinin optik biyotelemetri kullanarak alıcı ortamdaki verici ortama iletilmesini sağlayan kolay taşınabilir, ucuz bir sistem tasarlanmış ve EKG verileri optik biyotelemetri ile iletilmiştir. Resim 6.1’de Optik verici kısım ve Resim 6.2’de Optik verici kısım prob bağlantısı görülmektedir. Resim 6.3’de Optik alıcı kısım ve Resim 6.4 ‘de Optik alıcı kısım prob bağlantısı görülmektedir. Optik biyotelemetri kullanarak elektromanyetik girişimlerin etkisi azaltılmış, lisans alma zorunluluğu ortadan kaldırılmış, maliyette düşme ve güvenilirlik sağlanmıştır.



Resim 6.1. Optik verici kısım



Resim 6.2. Optik verici kısım prob bağlantısı



Resim 6.3. Optik alıcı kısım



Resim 6.4. Optik alıcı kısım prob bağlantısı



Resim 6.5. EKG simülatörü ile gerçekleştirilen uygulama

Yapılan uygulamalarda EKG sinyali öncelikle osilaskop ile görüntülenmiştir. Optik iletim sonrası veri USB girişinden arayüz programı ile görüntülenmiştir. Resim 6.5 ‘ de EKG simülatörü ile gerçekleştirilen uygulama görülmektedir.

Optik biyotelemetride alıcı ünite pozisyonu ve verici ünite pozisyonlarının yerleşimine dikkat edilerek iletimde kayıplar azaltılabilir. Kullanılan ortamda alıcı üniteye paralel bağlanacak, ayrı konumlandırılmış, alıcı üniteler sistem mesafesini arttırabilir. Yapay ışıkların ve direkt olmayan gün ışığının alıcı üniteye düşmesi iletişimi olumsuz etkilememiştir. Ancak alıcı üniteye direkt gelecek gün ışığı ve yapay ışıklar sistem için gürültü kaynağı olacağı için engellenmelidir.

KAYNAKLAR

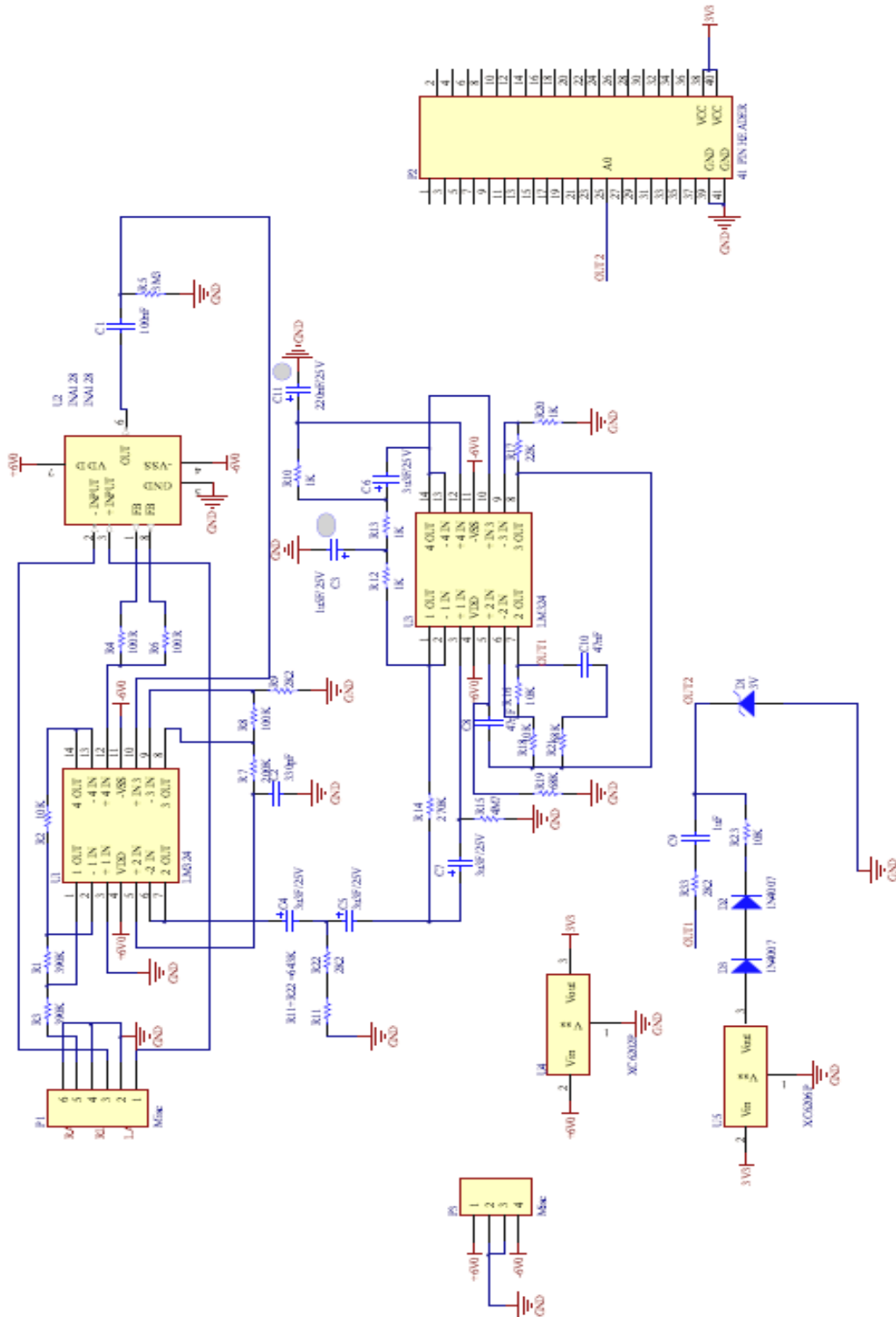
1. Eşme, E. (2006). *Uzaktan kontrol edilebilen bir kalp cihazı tasarımı*, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 19- 27.
2. Turan, M. D. (2007). Cep telefonunun EKG sinyali kaydederken oluşturduğu gürültünün dalgacık dönüşümü analizi yöntemi ile süzülmesi. *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi*, 11(1), 38-41.
3. Kabalcı, E. (2006). *PC tabanlı kablosuz EKG biyotelemetri sistemi tasarımı ve yapımı*, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1-6.
4. Yazgan, E., Korürek, M. (1996). *Tıp Elektronikği*. Türkiye: İTÜ Elektrik-Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atelyesi.
5. Holzer, W. H. (1974). Telemedicine : New application of communications technology. *Institute of Electrical Electronics Engineers Transactions On Communications*, 22 (5), 685-688.
6. Koichi, S. (2005). Advances in Electromagnetic Fields in Living Systems 4. James C. Lin (Eds.), *Optical Biotelemetry*. Chicago, pp. 131-154.
7. Arı, F. (2006). *Ses kodlama tekniklerinin serbest ortam optiksel iletişime uygulanması*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 4-63.
8. Baohua, W., Chenghua, W., Guoxing, Y. (1992). The infrared telemetry of multichannel, physiological signals. *Institute of Electrical and Electronical Engineers (IEEE)*, 0-7803-0785-2, 2444-2445.
9. Shimzu, K., Matsuda, S., Miyanaga, T., Yamamoto, K. (1994). Optical biotelemetry in moving vehicles. *Institute of Electrical and Electronical Engineers (IEEE)*, 0-7803-1SS0-3, 579-582.
10. Park, J., Son, J., Seo, H. Ishida. (1998). 4 subject 4 channel optical telemetry system for use in Electrocardiograms. *Institute of Electrical and Electronical Engineers (IEEE)*, 0-7803-5008-1,251-254.
11. Ütebay, G. (2010). *Kablosuz elektronik steteskop tasarımı ve bilgisayar ortamında görüntülenmesi*, Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyonkarahisar, 4-10.
12. Pfizer, C. (2000). *EKG El Kitabı*. London : Current Medical Literature, 25-78.
13. Gürkan, K. (2006). *Biyomedikal işaretlerinin görüntülenmesine ilişkin çok kanallı bir teçizatın geliştirilmesi*, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 9-14.
14. Eroğul, O., Karagöz, İ. (2003). *Biyolojik sinyaller ve tıbbi cihazlar*, Türkiye: Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi.

15. Yıldız, M. (2000). *EKG VE EMG işaretlerinin yüksek duyarlılık olarak ölçülmesi*, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
16. Webster, John G. (Editor). (1997). *Medical Instrumentation: Application and Design*, John Wiley & Sons.
17. MEGEP (Mesleki Eğitim ve Öğretim Sisteminin güçlendirilmesi Projesi). (2008). *Biyomedikal cihaz teknolojileri EKG elektrotları*, Ankara: MEGEP, 33-38.
18. Bronzino, J.D. (2000). *The Biomedical Engineering Handbook* (Second edition). United States of America: *Crc Press*.
19. Atar, E. (1993). *EKG Bilgisi*. Türkiye: Atlas Kitapçılık Yayınevi, 61.
20. Akman, E. (2007). *Pic kontrollü kardiyoverter tasarımı*, Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi, Ankara, 1-59.
21. Durmuş, M. Ünal. (2003). *EKG sinyallerinde risk sınıflandırılması yazılımlı USB tabanlı taşınabilir yüksek çözünürlüklü EKG cihazı*, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
22. Türker, G.F. (2011). *Kalp atışının sezilmesi ve alınan sinyalin kablosuz algılayıcı ağlar ile iletimi*, Yüksek Lisans Tezi, Muğla Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Muğla.
23. İnternet: Elektrotekno. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.elektrotekno.com%2Fabout25718.html&date=2014-05-21>, Son Erişim Tarihi: 21.05.2014.
24. Güler, N. F., Ubeyli, E. D. (2002). Theory and applications of biotelemetry, *Journal of Medical Systems*, 26 (2), 159-178.
25. Güler, İ. (2008). *Biyomedikal Enstrumantasyon Ders Notları*, Türkiye: Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi, 524-548.
26. Weller, C. (1985). Modulation scheme suitable for infrared biotelemetry, *Electron. Lett*, 21 (14), 601–60.
27. Barbaro, V., Bartolini, P., Donato, A., Militello, C., Altamura, G., Ammirati, F., and Santini, M. (1995). Do European GSM mobile cellular phones pose a potential risk to pacemaker patients, *Pacing Clin Electrophysiol*, 18 (6), 1218-1224.
28. Hayes, D. L., Wang, P. J., Reynolds, D. W., Estes, M. I., Griffith, J. L., Steffens, R. A., Carlo, G. L., Findlay, G. K., and Johnson, C. M. (1997). Interference with cardiac pacemakers by cellular telephones , *N. Engl. J. Med*, 336 (21), 1473–1479.

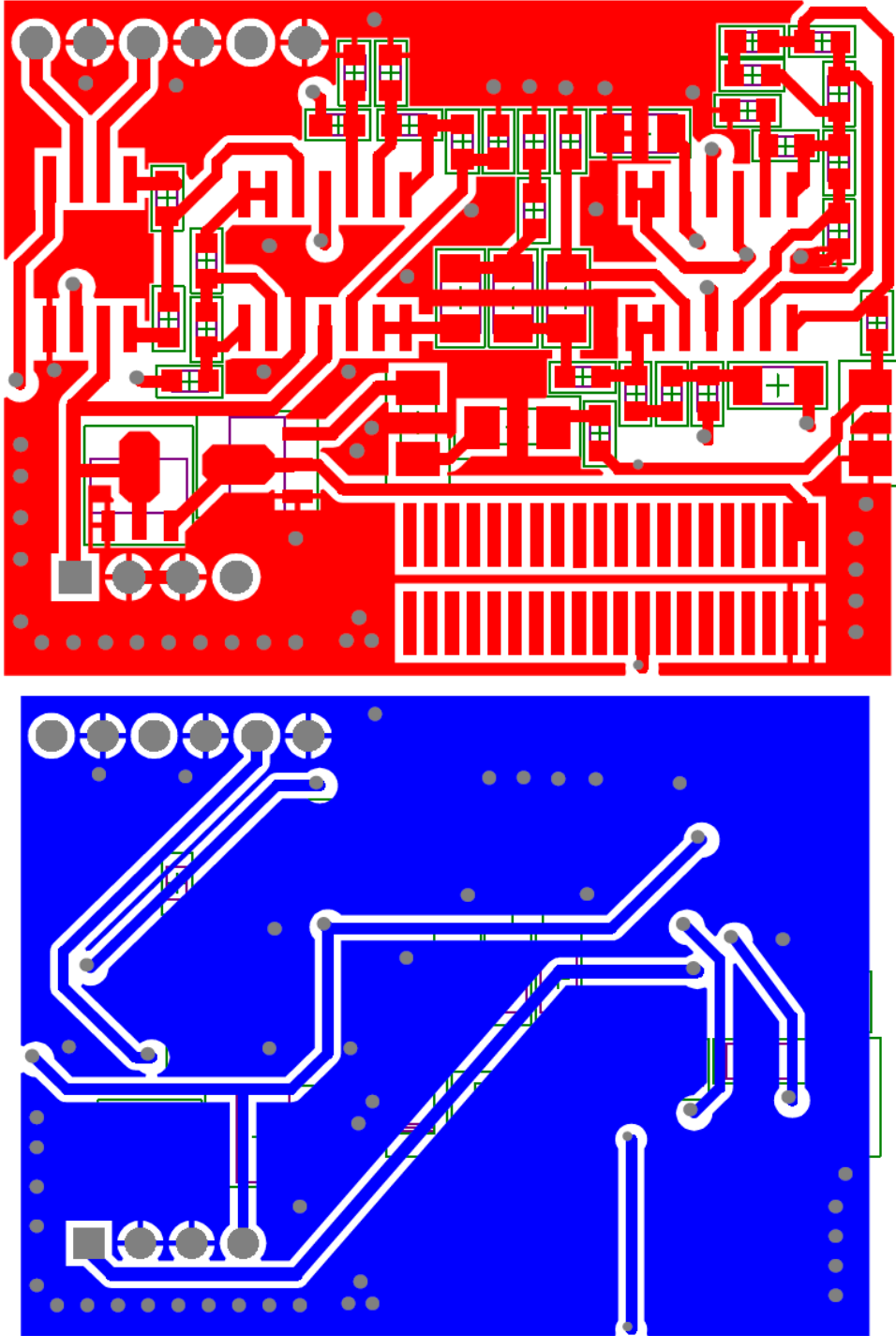
29. Hagihira, S., Takashina, M., Mori, T., Taeneka, N., Mashimo, T., and Yoshiya, I. (2000). Infrared transmission of electronic information via LAN in the operating room, *J. Clin. Monit. Comput*, 171–175.
30. Hof, A. L., Bonga, G. J., Swarte, F. G., and de Pater, L. (1994). Modular PPM telemetry system with radio, infrared and inductive loop transmission, *Med. Biol. Eng. Comput*, 32 (1), 107–112.
31. Riemann, A. I., Evans, N. E. (1999). The incidence of radio-frequency impulsive noise within hospital buildings: Initial measurements in the 450 MHz band, *Med. Eng*, 569–574.
32. Santic, A. (1991). Theory and application of diffuse infrared biotelemetry, *Biomed. Eng*, 289–309.
33. Çiçek, S. (2009). *CCS ile PIC Programlama*. Türkiye : Altaş Yayıncılık, 563-569.
34. İnternet: Texas Instruments. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.ti.com%2Flit%2Fds%2Fsymlink%2Fina128.pdf&date=2014-05-21>, Son Erişim Tarihi: 21.05.2014.
35. İnternet: MICROCHIP, PIC 18LF4520 Family Datasheet. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww1.microchip.com%2Fdownloads%2Fen%2FDeviceDoc%2F39631E.pdf&date=2014-05-21>, Son Erişim Tarihi: 21.05.2014.
36. İnternet: Farnell element 14. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2F%3A+http%3A%2F%2Fwww.farnell.com%2Fdatasheets%2F30492.pdf%2C1&date=2014-05-25>, Son Erişim Tarihi: 21.05.2014.
37. Axelson, J. (2002). *Her yönüyle USB*, Türkiye: Era Bilgi Sistemleri Yayıncılık
38. Atpadkar, R., Gholve, T., Gajare, S. (2013). Performance analysis of ambient noise on diffused optical wireless communication systems, *In Indoor Environments International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT)*, 2 (6), 496-500.

EKLER

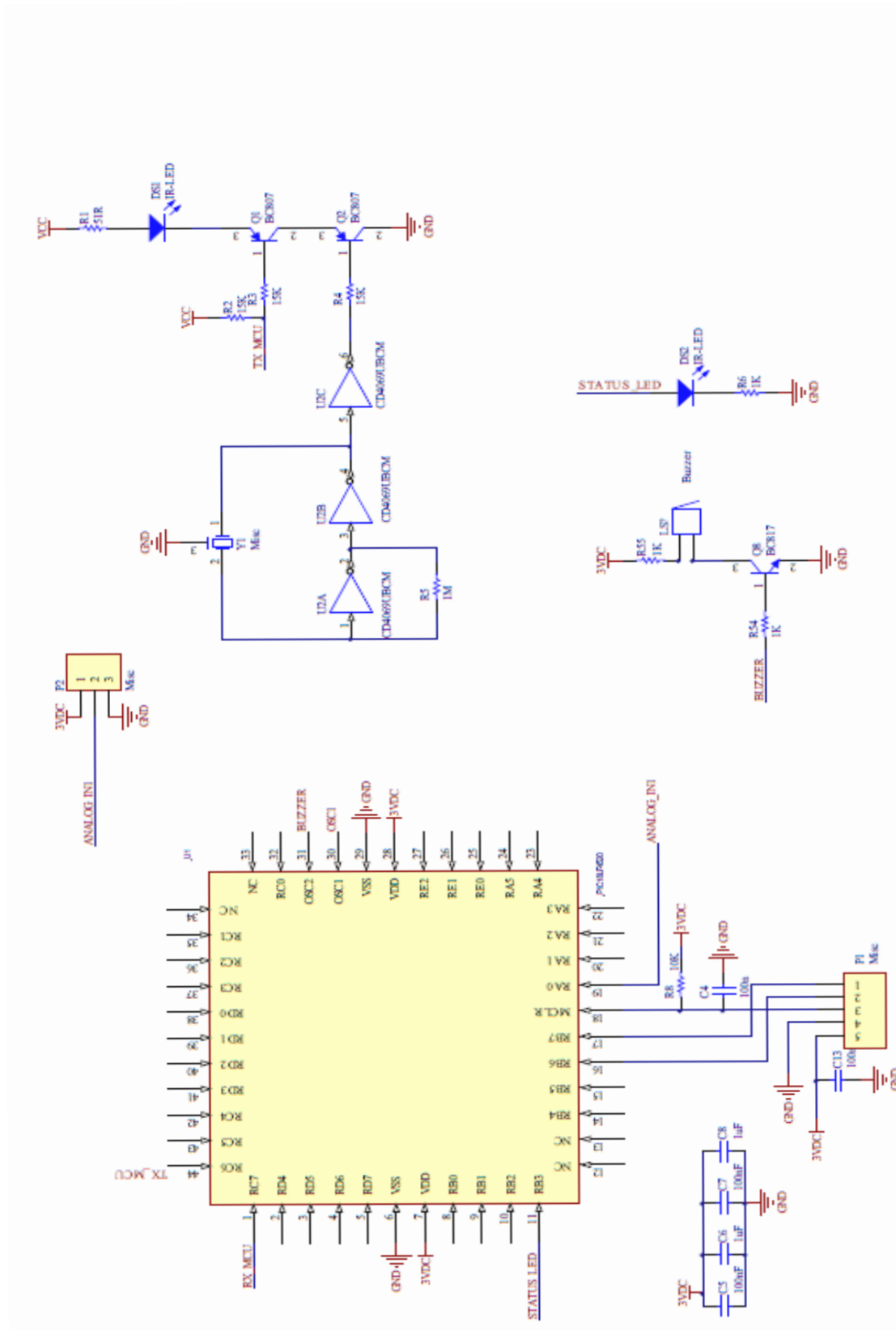
EK-1. EKG yükselteci PCB aktarım devre şeması



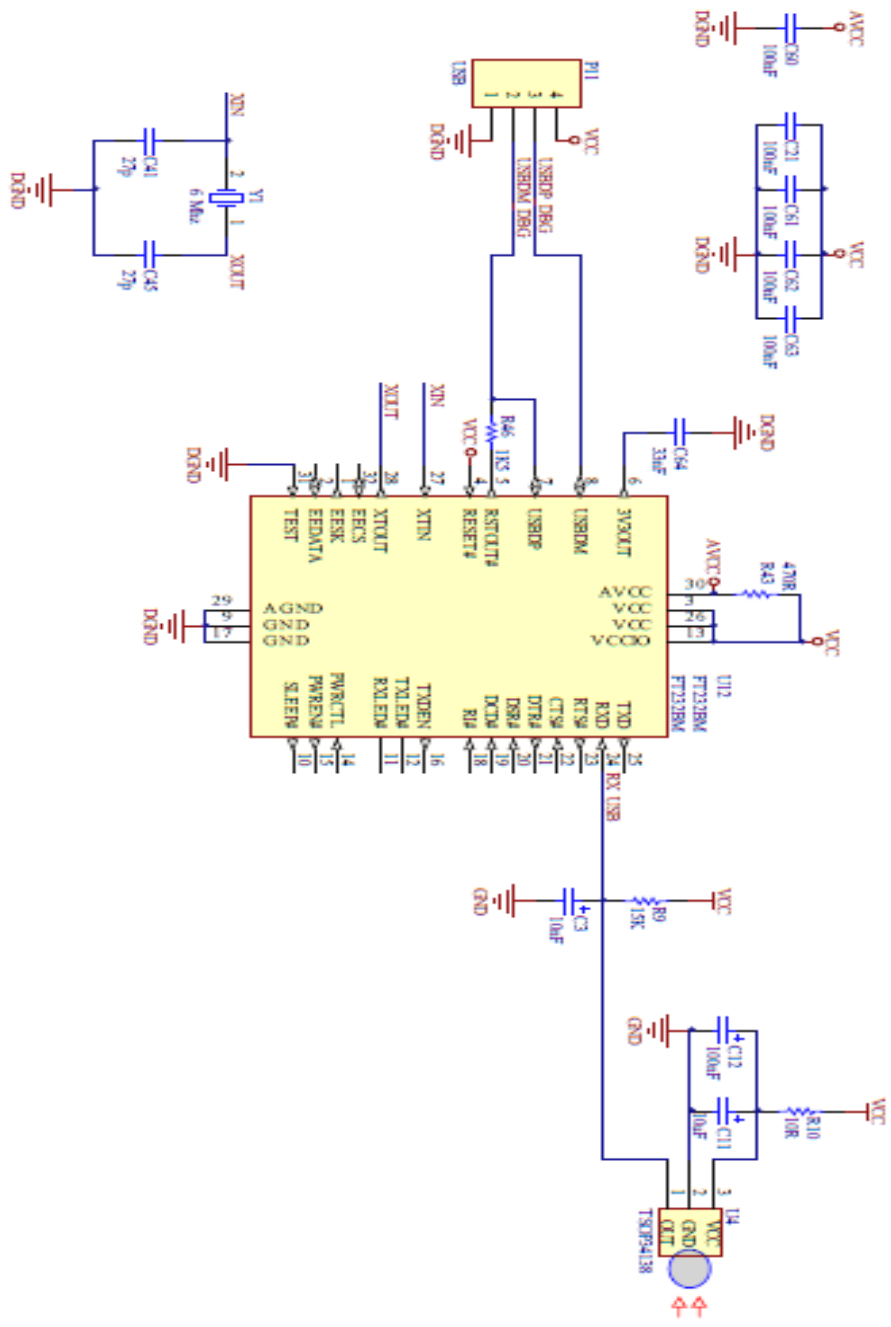
EK-2. EKG kartı baskı devre şeması



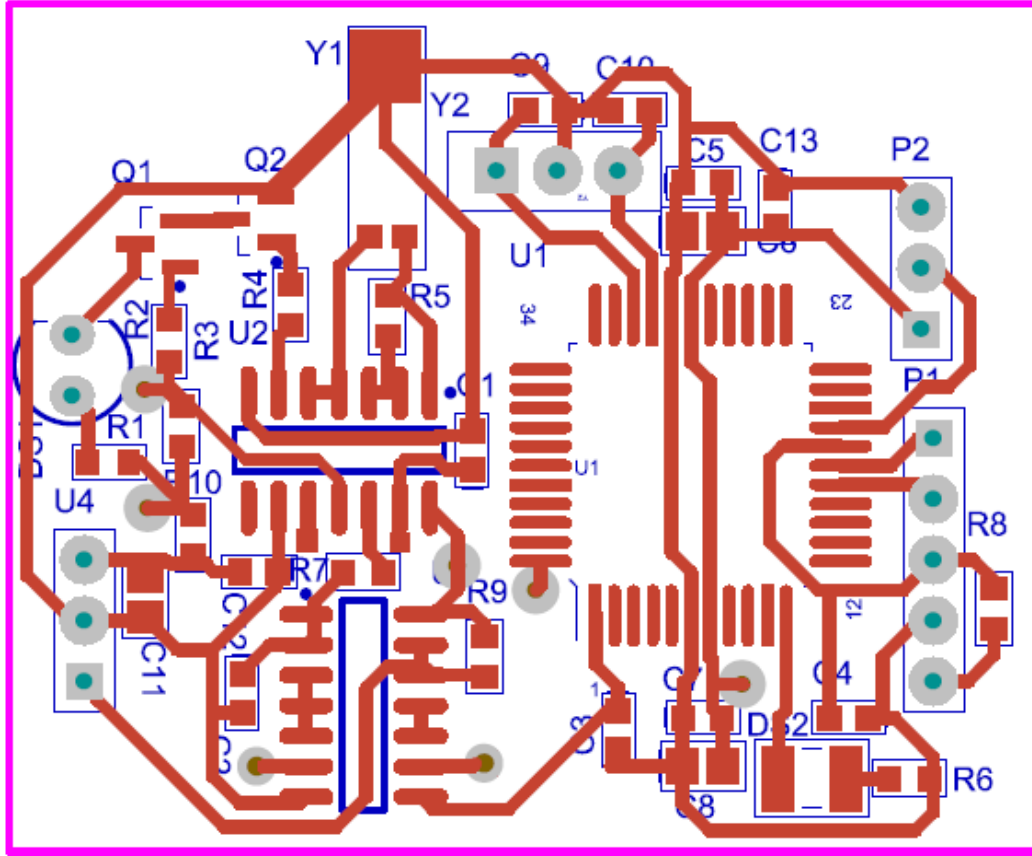
EK- 3. Optik verici elektronik devre şeması



EK -4. Optik alıcı elektronik devre şeması



EK -5. Optik verici kısım baskı devre



EK-6. Cihaz ebat ölçüm görüntüleri



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÇAKIR, Leyla
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 05.10.1985, Ankara
Medeni Hali : Bekâr
Telefon : 0 (535) 494 68 34
e- posta : leylackr@mynet.com

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
-----------------	--------------	----------------

Lisans	GÜ/Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü	2008
--------	--	------

Lise	Sincan Fatih Anadolu Teknik ve Meslek Lisesi	2002
------	--	------

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer
------------------	---------------

2013-	Yozgat Atatürk Teknik ve EML	Öğretmen
-------	------------------------------	----------

2010-2013	Necmettin YILDIZ METEM	Öğretmen
-----------	------------------------	----------

2009-2010	Bayburt MYO	Öğretim Görevlisi
-----------	-------------	-------------------

Yabancı Dil

İngilizce



GAZİ GELECEKTİR..