

**EKG İŞARETİNİN
CEP TELEFONU İLE İLETİLMESİ**

SEÇİL CAN

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

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

**EYLÜL 2010
ANKARA**

Seçil CAN tarafından hazırlanan EKG İŞARETİNİN CEP TELEFONU İLE İLETİLMESİ adlı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

I. Danışman

Prof. Dr. İnan GÜLER

II. Danışman

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektronik – Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Yrd. Doç. Dr. Mustafa BURUNKAYA

Üye : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

Üye : Prof. Dr. İnan GÜLER

Üye : Yrd. Doç. Dr. Metin YILDIZ

Üye : Yrd. Doç. Dr. Fecir DURAN

Tarih : 20/09/2010

Bu tez, Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Seçil CAN

EKG İŞARETİNİN CEP TELEFONU İLE İLETİLMESİ
(Yüksek Lisans Tezi)

Seçil CAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

Eylül 2010

ÖZET

Gerçekleştirilen sistem sayesinde hastanın evden çıkmadan bir uzman tarafından takibi sağlanmaktadır. Böylece kişinin hastane dışından sağlık bilgileri takip edilmekte ve olası sorunlara karşı erken müdahale edilebilmektedir.

Bu çalışmada kollar ve bacadan elektrotlarla alınan EKG (Elektrokardiyogram) bilgisi yükseltilerek işlenebilir sinyallere dönüştürülmektedir. Analog olan EKG sinyali bir mikroişlemci yardımıyla sayısal işarete çevrilerek Bluetooth modüle aktarılmaktadır. EKG verisi Bluetooth ile cep telefonuna gönderilmekte ve EKG Çizici Programı aracılığıyla EKG sinyalinin görüntülenmesi ve cep telefonundaki verinin başka bir telefona aktarılması sağlanmaktadır.

Bilim Kodu : 704. 1.021
Anahtar Kelime : teletıp, kablosuz haberleşme, EKG, bluetooth
Sayfa Adedi : 100
Tez Yöneticisi : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

THE TRANSMISSION OF ECG SIGNAL WITH MOBILE PHONE
(M. Sc. Thesis)

Seçil CAN

GAZI UNIVERSITY
INFORMATICS INSTITUTE

September 2010

ABSTRACT

Through the performed system, it is provided that the patient don't need to go to hospital and the expert can be follow. Thus the health datas of people can be monitored from outside of the hospital and an early intervention against potential problems.

In this thesis, the ECG data detect from arms and leg and it is amplified and transformed to cultivable signals. The ECG signal processed with analog digital signal processing techniques and transfer to Bluetooth module. The data which is send by Bluetooth is received with mobile phone and the ECG signal shown there with ECG Plotter Program and it can be send to another mobile phone.

Science Code : 704. 1.021

**Key Words : telemedicine, wireless communication, ECG,
bluetooth**

Page Number : 100

Adviser : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla ben yönlendiren Hocam Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER'e yine kıymetli tecrübelerinden faydalandığım hocam Prof. Dr. İnan GÜLER'e, maddi ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan çok değerli eőim Mehmet CAN'a, aileme ve arkadaşım Gül TÜRKER'e teőekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. TELETIP ve BİYOTELEMETRİ.....	5
2.1. Teletıp.....	5
2.2. Telesağlık	6
2.3. Teletıbbın Uygulama Alanları.....	7
2.4. Biyoteleometri ve İletim Sistemi	8
2.4.1. Biyoteleometri sisteminin bileşenleri.....	9
3. ELEKTROKARDİYOGRAFİK İŞARETLER.....	12
3.1 Biyoelektrik İşaretler ve Algılanması	12
3.2. Biyoelektrik İşaretlerin Algılanmasında Kullanılan Elektrodlar	12
3.3. EKG (Elektrokardiyogram) İşareti	13
3.3.1. EKG elektrod tipleri	16
3.4. EKG Ölçüm Düzeni.....	19
3.4.1. Elektrokardiyograf.....	19

	Sayfa
3.5. Derivasyonlar	20
3.5.1. Einthoven üçgeni	21
3.5.2. Derivasyon çeşitleri	21
3.6. EKG ve Telemetry Sistemi.....	27
3.6.1. Biyomedikal yükselteçler	28
3.6.2. Filtreler.....	32
3.6.3. Analog sayısal çeviriciler (ADC)	34
3.6.4 Sayısal-analog dönüştürücüler (DAC)	36
4. BLUETOOTH.....	38
4.1. Bluetooth Gelişimi	38
4.2. Bluetooth'un Faydaları	39
4.3. Bluetooth Teknolojisi.....	40
4.4. Bluetooth Şebeke Yapısı	41
4.4.1. Piconet.....	42
4.4.2. Scatternet	43
5. GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEM.....	44
5.1. EKG Alıcı Devresi	45
5.2. Analog İşaretin Sayısal İşarete Çevrilmesi ve Bluetooth ile İletilmesi	48
5.3. EKG Çizici Cep Telefonu Programı	51
5.3.1. Symbian işletim sistemi ve series40 tabanlı cep telefonu	51
5.3.2. Java ve J2Me	52
5.3.3. EKG çizici programının çalışma prensibi	53
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	58

Sayfa

KAYNAKLAR	60
EKLER.....	63
EK-1.KULLANIM KLAVUZU.....	64
EK-2. SİSTEMİN ÇALIŞTIRILMASI.....	68
EK-3. GP-GC021BLUETOOTH MODUL DATASHEET.....	70
EK-4. UA78M33C DATASHEET	76
EK-5. UA741 DATASHEET.....	81
EK-6. PIC18F25K20 DATASHEET.....	86
EK-7. PIC PROGRAMI.....	94
EK-8. EKG ALICISI BASKI DEVRESİ.....	99
ÖZGEÇMİŞ.....	100

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Elektrik kökenli biyolojik işaretlerin özellikleri ve ihtiyaçları.....	28
Çizelge 5.1.Sistem performansı.....	56
Çizelge 5.2. Sistem Çalışma ve Depolama Sıcaklıkları.....	56
Çizelge 5.3. Sistem Maliyet Hesabı.....	57

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Temel biyoteleometri sistemi.....	9
Şekil 2.2. Bir telemetri sisteminde (a) verici (b) alıcı devre blok diyagramı... 10	
Şekil 3.1. EKG işaretinin oluşumu.....	15
Şekil 3.2. Kalp Kaslarının Hareketi Sonucu Oluşan QRS Sinyali.....	15
Şekil 3.3. Elektrokardiyograf cihazının blok diyagramı.....	20
Şekil 3.4. Einthoven üçgeni.....	21
Şekil 3.5. Derivasyon I, II ve III elektrod yerleşimleri.....	22
Şekil 3.6. Derivasyon I, II ve III EKG çıktıları.....	23
Şekil 3.7. VR, VL ve VF derivasyonları için elektrod yerleşimleri.....	24
Şekil 3.8. VR, VL ve VF derivasyonlarının EKG çıktıları.....	24
Şekil 3.9. aVR, aVL ve aVF derivasyonları için elektrod yerleşimleri.....	25
Şekil 3.10. aVR, aVL ve aVF derivasyonlarının EKG çıktıları.....	26
Şekil 3.11. V1-V6 derivasyonları için elektrod yerleşimleri.....	26
Şekil 3.12. V1-V6 derivasyonları için EKG çıktıları.....	27
Şekil 3.13. Enstrümantasyon yükseltici.....	30
Şekil 3.14. Sağ bacak sürücüsü.....	32
Şekil 3.15. AGF filtre.....	33
Şekil 3.16. Şebeke gürültüsünü bastıran çentik filtre.....	34
Şekil 3.17. 50 Hz çentik filtre frekans cevabı.....	34
Şekil 3.18. Genel bir paralel ADC'nin bacak fonksiyonları.....	36

Sayfa

Şekil 3.19. a) D/A dönüşüm işleminin temel blok diyagramı b) DAC devresinin blok diyagramı.....	37
Şekil 4.1. Bluetooth Sistemi Yapısı.....	38
Şekil 4.2. Bluetooth kablosuz iletişim teknolojisine sahip bir kullanıcı modeli.....	40
Şekil 4.3. Piconet ağ yapısı.....	42
Şekil 4.4. Scatternet ağ yapısı.....	43
Şekil 5.1. Tasarlanan sistemin blok diyagramı.....	44
Şekil 5.2. Tasarlanan sistemin genel işleyiş diyagramı.....	45
Şekil 5.3. Tasarlanan sistemin devre şeması	46
Şekil 5.4. PIC programının akış diyagramı.....	50
Şekil 5.5. Ana program akış diyagramı.....	54
Şekil 5.6. Çizim ekranı akış diyagramı.....	55

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1.Tek kullanımlık EKG elektrotlar	17
Resim 3.2.Esnek EKG elektrotları	18
Resim 3.3.Vakum EKG elektrotlar	19
Resim 4.1.Bluetooth modül	41
Resim 5.1.EKG sinyalinin dijital osilaskoptaki görüntüsü	48
Resim 5.2.Cep telefonunda EKG sinyalinin görüntülenmesi	51

SİMGELER ve KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklama
°C	Santigrad derece
dB	Desibel
Hz	Hertz
GHz	Gigahertz
Kbps	Saniyedeki kilobayt sayısı
Kg	Kilogram
kHz	Kilohertz
m	Metre
Mbit	Megabit
mV	Milivolt
MΩ	Megaohm
μA	Mikroamper
μV	Mikrovolt
pH	Hidrojenin Gücü
sn	Saniye
V	Volt
Kısaltmalar	Açıklama
ADC	Analog Sayısal Dönüştürücü
Ag	Gümüş
Ag/Cl	Gümüş Klorür
CMRR	Ortak Mod Bastırma Oranı
DAC	Sayısal Analog Dönüştürücü

DSL	Sayısal Abone Hattı
EEG	Elektroensefalogram
EKG	Elektrokardiyogram
EMG	Elektromiyogram
FHSS	Frekans Atlamalı Geniş Spektrum
GPRS	Paket Anahtarlama Radyo Sistemleri
GPS	Küresel Konum Belirleme
GSM	Mobil İletişim İçin Küresel Sistem
HCI	Ana bilgisayar kontrol arayüzü
IEEE	Uluslararası Elektrik Elektronik Mühendisleri Enstitüsü
IP	İnternet Protokol Adresi
ISM	Endüstriyel, Bilimsel ve Medikal
J2SE	Java 2 Standart Sürüm
J2EE	Java 2 Şirket Sürümü
J2ME	Java 2 Mikro Sürüm
LED	Işık Yayan Diyot
PC	Kişisel Bilgisayar
PDA	Kişisel Sayısal Yardımcı
PNG	Taşınabilir Ağ Grafiği
RAM	Rastgele Erişimli Hafıza
RF	Radyo Frekans
UART	Evrensel Asenkron Gönderme Alma
USB	Evrensel Seri Yol
SMD	Yüzey Montaj Devre Elemanı
WAP	Kablosuz Uygulama Protokolü
Wi-Fi	Kablosuz Bağlantı
WLAN	Yerel Alan Ağı
WMTS	Kablosuz Tıbbi Telemetry Sistemi

1. GİRİŞ

Avrupa Kalp Sağlığı Araştırması'nın sonuçlarına göre ise Türkiye 50 yaş altında kalp krizi geçirme sıklığında Avrupa birincisi olmuştur. Avrupa'da kalp krizi geçirenler içinde 50 yaş altındakilerin oranı yüzde 12 iken Türkiye'de bu oran yüzde 20'yi bulmaktadır[1].

Yaşlanan toplumların sağlık bakımlarındaki sıkıntılar, birçok ülkenin sorunu haline gelmiştir. Teletıp alanında yaşanan gelişmeler sayesinde daha ekonomik ve akıllı sistemler meydana getirilerek teşhis ve tedavi aşamasında mekana bağlı meydana gelebilecek sıkıntılar ortadan kaldırılmaktadır. Bilgiye anında ulaşma, doğruluk, uzman sıkıntısını hafifletme, maliyeti azaltma gibi teletibbin pek çok yararı bulunmaktadır.

Uzaktan elektrokardiyogram (EKG) izleme sistemlerinde çeşitli gelişmiş telekomünikasyon teknikleri kullanılmaktadır ve ambulatuar (gezici, hareket halinde olan) elektrokardiyografi için çeşitli standartlar belirlenmiştir. Bu tip izleme sistemleri, gerçek zamanlı ve depola-ve-gönder olmak üzere iki şekilde incelenirler. Bugün pek çok taşınabilir Holter izleme ve kardiyak olay kayıt sistemleri ticari olarak satılmaktadır. Ancak bu tip sistemlerde, EKG elektrodları kayıt ünitesine kablo ile bağlanmıştır. Bunların yanı sıra İnternet, Bluetooth teknolojisi, GSM cep telefonu, WAP-tabanlı, kablosuz yerel alan ağları (WLAN) ve GSM/GPRS teknolojilerini kullanan sistemler önerilmiştir.

Hastanın kolayca kullanabileceği kablosuz bir EKG algılayıcısı taşınabilir bir bilgisayar ile entegre edilip kritik kardiyak durumları tespit edilebilir. Bu çözüm hastanın hareket kabiliyetini kısıtlamayacağı gibi gelişmiş alarm özellikleriyle de pek çok kardiyak rahatsızlıklarını önceden teşhis edebilecektir [2].

Tez uygulaması ile ilgili benzer çalışmalar

Kablosuz haberleşmede geliştirilen yeni teknikler, tıbbi telemetri alanını da yakından etkilemektedir. EKG'ler, darbe oksimetreleri gibi cihazlar Bluetooth,

GPRS, Kablosuz Tıbbi Telemetri Servisi (WMTS) veya IEEE 802.11 standardında haberleşme yapmaktadırlar.

Yang X. ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada EKG işaretini GPRS ile alıp işlemişlerdir. Çalışmalarında EKG işaretini örneklemiş, analizini yapmış ve EKG işaretinde anormal bir durumla karşılaşıldığında ana merkeze GPRS modülüyle alarm sinyali yollamışlardır [3].

Elena M. ve arkadaşları, Cardiosmart adını verdikleri projede GPRS kullanarak akıllı kardiyoloji görüntüleme sistemi tasarlamışlardır. EKG işaretini önceden işleyerek sadece problemlili olan kısmını yollamış böylece gönderilen datayı azaltmışlardır [4].

ZhuQ. ve Wang M., çalışmalarında kablosuz PDA tabanlı EKG iletim sistem, gerçekleştirmişlerdir. EKG işaretini PDA ile alıp GPRS ile uzak bir medikal EKG servisine iletmışlerdir [5].

Park C. ve Chou P., çalışmalarında ultra giyilebilir, kablosuz, düşük güçlü bir EKG izleme sistemi gerçekleştirmişlerdir. Yapışkan elektrod yerine giyilebilir, az gürültülü, kapasitif sensör kullanmışlardır. Böylelikle elektrodlardan kaynaklanan problemler ortadan kaldırılmıştır. Her ülkede kullanılabilmesi açısından bağlantı USB, Ethenet ve Wi-Fi ile sağlanmışır [6].

Proulx J. ve arkadaşları, Bluetooth ile EKG izleme sistemi tasarlamışlardır [7].

Dong J. ve Zhu H., GPRS tabanlı mobil EKG dedektörü yapmışlardır. Bluetooth protokolüyle mobil giyilebilir kablosuz EKG dedektörü geliştirerek EKG'nin GPRS ile iletimini sağlamışlardır [8].

Thaddeus R.F. ve arkadaşları, portatif, düşük güçlü, kablosuz bir EKG sistemi tasarlamışlardır [9].

Janckulik D. ve arkadaşları, projelerinde EKG dadasını web servisleriyle alınmasını, işlenmesini ve datanın analizini çalışmışlardır [10].

Kabalıcı, tez çalışmasında PC tabanlı kablosuz ekg biyotelemetri sistemini gerçekleştirmiştir. Vücuttan aldığı EKG bilgisini sayısal iletim teknikleri ile kablosuz olarak iletmış ve bilgisayar ortamına aktarmıştır [11].

Fidan ve Güler, çalışmalarında hastadan alınan EKG, EMG, kalp atım hızı, solunum hızı, vücut sıcaklığı gibi fizyolojik verilerin ölçümü ve aynı anda 4 farklı ölçüm sonucunun 50-70 m uzaklığa iletilebilmesini sağlayan 4 kanallı biyotelemetri cihazının tasarımını gerçekleştirmişlerdir [12].

Yazıcı, GPRS tabanlı mobil bir teletıp (Telemedicine) sistem tasarımını gerçekleştirmiştir. Tek kanallı bir EKG ve 0,5C° çözünürlüklü sıcaklık ölçüm değerleri örnek biyoışaretler olarak seçmiştir. Bilgiler kişisel mobil telefonun GPRS modemi üzerinden internetteki belli bir IP adresine gönderilmiştir. Mobil cihaz tasarımı tamamlanmış ve örnek datalar GSM ağı ve GPRS servisi üzerinden PC'de hazırlanan data base yazılmıştır [13].

Zeybek, taşınabilir bir EKG ölçüm cihazı yapmış ve bu cihaz ile elde edilen EKG işaretleri kablosuz (RF) olarak merkezi bir bilgisayara aktarıp sinyallerin bu bilgisayarda görüntülenmesi sağlamıştır [14].

Eşme, uzaktan kontrol edilebilen bir kalp cihazı tasarlamıştır. Tasarlanan cihaz modüler ve taşınabilir özelliktedir. EKG işaretleri ve diğer iletişim verilerinin iletilmesi dial-up ve İnternet ile olabileceği gibi GSM modem ile haberleşmeyi tercih etmiştir. Bu alanda yapılan diğer çalışmalardan farklı olarak uzmandan geri bildirimini yine bilgisayar ağı ile almıştır [15].

Bu çalışmada düşük maliyetli ve düşük güç tüketimli bir EKG sistemi tasarlanarak verilerin cep telefonunda görüntülenmesi sağlanmıştır.

İstenildiğinde verilerin cep telefonunda kaydedilerek Bluetooth, MMS ya da e-posta ile başka bir cep telefonuna gönderilmesi sağlanmıştır.

Bu tez altı bölüm halinde sunulmaktadır. Tezin ikinci bölümünde teletıp, biyotelemetri ve bu alanda yapılmış çalışmalardan bahsedilmektedir. Üçüncü bölümde elektrokardiyografik işaretlerin özelliklerinden bahsedilmekte, bu işaretlerin ölçülmesi ve anlamlı bir işaret elde edilene kadar yapılan sistemler anlatılmaktadır. Dördüncü bölümde Bluetooth'un özellikleri ve yapısı açıklanmaktadır. Beşinci bölümde tasarlanan sistemden elde edilen sonuçlar, kullanılan cihazlar ve neden tercih edildikleri sunulmaktadır. Altıncı bölümde ise çalışmada elde edilen sonuç ve öneriler bulunmaktadır.

2. TELETIP ve BİYOTELEMETRİ

Bu bölümde teletıp, telesağlık, biyotelemetri ve bu alanlarda yapılmış çalışmalar ve yaklaşımlar anlatılmaktadır.

2.1. Teletıp

Teletıp uzaktan tıp hizmetlerinin sunulmasıdır. Genellikle sadece klinik hizmetlerin sunumunu kapsamaktadır [16]. Teletıp, bilişim ve iletişim teknolojileri kullanılarak tıp ve sağlık konularında uzak mesafeler arasında yapılan bilgi alışverişidir. Uzak mekanlarda bulunanlar arasında paylaşılan, hasta ya da hastalık hakkında bilgi içeren bir dosya, bir ses, bir görüntü ya da ameliyat robotuna cerrah tarafından verilen komutlar olabilir [17].

Teletıp terimi, sağlık hizmetlerine ulaşımı kolaylaştırmak amacıyla, bilgi ve iletişim teknolojilerinin tıp bilimine uygulanması ve böylece alışlagelmiş doktor hasta karşılaşmalarının ortadan kaldırılması anlamına gelmektedir [18]. Teletıp, sağlık hizmetlerine erişimde kolaylığı, sürekli eğitim olanağı sunmayı, hekim ve hastane ziyaretlerini azaltmayı ve sağlık hizmetlerinin kalitesini arttırmayı hedefler. Sağlık hizmetlerini uzak mesafelere ulaştırılabilmek, kalitesini arttırmak, doktor ve hastanın aynı yerde bulunma zorunluluğunu ortadan kaldırmak, hastane masraflarını azaltmak gibi etkenler teletıp uygulamalarının başlamasına ve gittikçe yaygınlaşmasına sebep olmuştur [19].

Teletıbbın kullanıcılarına pek çok yararı vardır. Bu yararlardan bazıları aşağıda belirtilmektedir:

- Bilgiye istendiği anda hemen ulaşmak: Bu sayede belirli bir hasta veya konuda doğru, hızlı ve etkili karar verilebilir.
- Verimlilik: Teletıp ile hasta ve doktorlar için ulaşım zamanı azalacağı gibi doktor için araştırma zamanı, tıbbi kayıtlarda kâğıt kullanımı, iyileşme

zamanının kısalması, gereksiz ilaç kullanımının azalması, hasta ve hastane masraflarının azaltılmasıyla tasarruf sağlanabilir.

- Doğruluk: Tanının doğru konup konmaması tıbbın en önemli olgusudur. Bir hastayı teletıp ile danışmak, yeni gelişmeleri takip etmek doğruluk açısından önemlidir.

- Kendi-kendine yardım: Hastalar için özel hazırlanmış siteler sayesinde hastalığı hakkında daha fazla bilgi edinerek ne zaman doktora başvurması gerektiğine karar verebilir.

- Bazı hastanelerde bulunmayan uzmanlık dallarında hastalara kilometrelerce uzaktan sanki orada çalışıyormuş gibi hizmet götürülebilir [20].

Teletıp projelerinin amaçları arasında görüntüleme alanında uzman sıkıntısının hafifletilmesi, kompleks vakalarda doğru teşhis yapılabilmesi, teşhiste hızlilik sağlanabilmesi, hasta memnuniyetin artırılması, seyahat etme zorunluluğun ortadan kalkması, bilgi ve tecrübe paylaşımının sağlanması gibi nedenler sayılabilir [21].

2.2. Telesağlık

Telesağlık terimi teletıpa göre daha geniş bir kullanım alanına sahiptir. Teletıp terimi sadece uzaktan tıbbi teşhis ve hasta bakımı için kullanırken, telesağlık teletıp ağlarının sağlık eğitimi, klinik veritabanlarının oluşturulması ve paylaşılması, sağlık ve hasta kayıtları, yönetsel destek ve yapay zeka için kullanılması anlamına gelmektedir.

Teletıp ve telesağlık sistemlerinin gelişmesi elektronik, robotik, bilgisayar, iletişim teknolojilerine ve bu alanlardaki ilerlemelere bağlıdır. Son yıllarda internet alanında yaşanan gelişmeler sayesinde teletıp sistemleri farklı bir boyut kazanmış, web tabanlı uygulamalar ön plana çıkmış ve bilgiye her yerden ve her zaman ulaşma imkânı sağlanmıştır [18].

Teletıp ve telesağlık sistemlerinin en genel hedefi, yaygın, ucuz ve kaliteli sağılık hizmeti sağılanmasıdır.

2.3. Teletıbbın Uygulama Alanları

a) Tanı: Tanıda zorlanıldığı durumlarda veya özel uzmanlık isteyen tetkiklerin değerlendirilmesi için bu konuda uzmanlığı olan merkez veya kişiyeye hastanın ve hastaya ait tetkik malzemesinin gönderilmesi yerine hastaya ait bilgi ve yapılan tetkiklerin bilişim ve iletişim araçları yardımıyla gönderilmesi şeklinde uygulanır.

b) Tedavi: Uzman bir kişi veya merkezin yardımıyla tedavinin düzenlenmesi, hasta veya birincil hekimine önerilerde bulunulması mümkündür (telekonsültasyon).

c) Eğitim: Uzak bir mesafede bulunan sağılık çalışanının yerinden ayrılmaksızın eğitim ihtiyacını karşılayabilmesi özellikle web tabanlı çözümleri gündeme getirmiştir.

d) Yönetim: Tıp ve sağılıkla ilgili veriler merkezi birimlerdeki yöneticilerin ulaşabileceği şekle getirilir.

e) Araştırma: İncelenen olay az rastlanan bir olaya veya geniş kapsamlı bir araştırma yapılmak isteniyorsa teletıp teknolojileri birden fazla merkezdeki kaynakları kullanmayı sağılayacak araçlar sunar.

f) Tıbbi takip ve tedavi kontrolü: Uygulanan tedavinin yakın takip edilmesi gerektiği durumlarda hastayı hastaneden uzak tutarak tedavi maliyetlerinde azalmaya neden olmaktadır.

g) Doğal felaket ve büyük kazalarda hastaların değerlendirilmesi: İletişim araçlarının kullanılması ile hastaların değerlendirilmesi ve durumun incelenmesi ile o bölgede yaşayanların bilgilendirilmesini kapsamaktadır.

h) Koruyucu hekimlik, toplum sağılığı: Bu amaçla özellikle internette veri tabanları oluşturularak gerek doktor gerekse toplumu bilgilendirmek mümkün olabilmektedir [20].

2.4. Biyotelemetri ve İletim Sistemi

Biyotelemetri, 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.

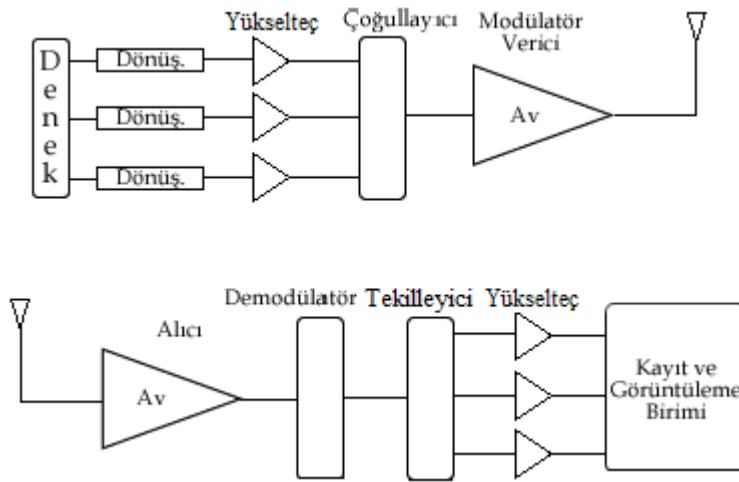
Biyotelemetrinin amacı, insan ve hayvanlardan hareketlerini kısıtlamadan ve normal yaşamlarını sürdürürken verimli biyolojik ve fizyolojik işaret verileri alıp verilerin işleneceği ve gözlemleneceği ortama gürültüsüz olarak aktarmaktır.

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 gibi biyolojik işaretlerinin uzaktan izlenmesi telemetri sisteminin kullanılmasını gerektirir.

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.

2.4.1. Biyotelemetri sisteminin bileşenleri

Bir biyotelemetri sisteminin temel elemanlarını içeren basit blok diyagramı Şekil 2.1'de gösterilmiştir. Biyotelemetri sisteminin genel yapısında; denek, işaret algılayıp dönüştürücü, yükselteç ve verici, iletişim ortamı, alıcı, işaret işleme bölümü ve kayıt-görüntüleme birimleri bulunmaktadır.

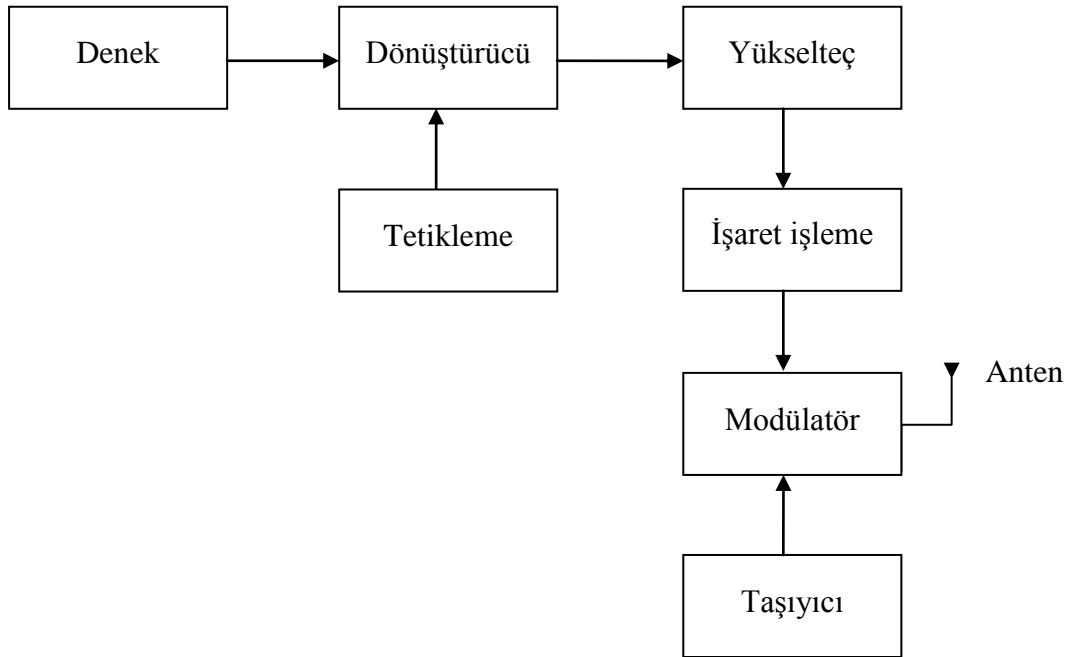


Şekil 2.1. Temel biyotelemetri sistemi [11]

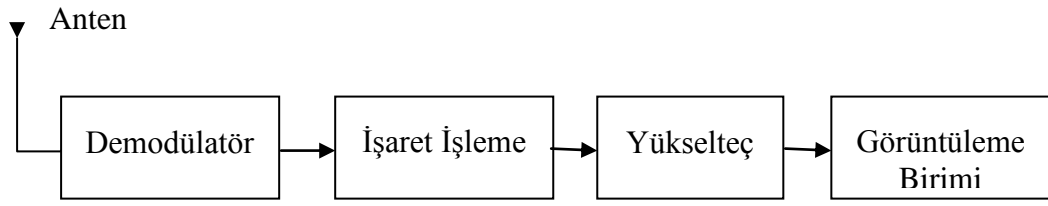
Denek tarafında biyolojik işaret verileri denekten dönüştürücüler aracılığıyla alınıp işlenir ve kodlandıktan sonra modüle edilerek bir verici üzerinden gönderme ya da iletim ortamına verilmekte, alıcı tarafta ise; alıcı yardımıyla alınan işaretler, kod çözme, demodülasyon ve diğer işaret işleme işlemlerinden 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.

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 işaretler yükselteç ve işaret işleme katlarından geçtikten modülasyon katına uygulanır. 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 iletilmesi için analog ya da sayısal modülasyon teknikleri kullanılabilir. Şekil 2.2'de verici ve alıcı modüllerine ait blok diyagram görülmektedir [11].



(a)



(b)

Şekil 2.2. Bir telemetri sisteminde (a) verici (b) alıcı devre blok diyagramı [11]

3. ELEKTROKARDİYOĞRAFİK İŞARETLER

3.1 Biyoelektrik İşaretler ve Algılanması

Canlılar yaşam fonksiyonlarını gerçekleştirirken bazı elektriksel işaretler üretir. Bu işaretler hücrelerin elektrokimyasal olaylarının sonucunda üretilir. Hücrelerin, dokuların ve organların elektrokimyasal aktivitesi sonucunda oluşan bu işaretlere biyoelektrik potansiyeller denir. Biyoelektrik potansiyeller beyin, sinirler aracılığı ile iletişim ve çeşitli kas hareketleriyle ortaya çıkar.

Doku ve organların normal çalışmalarının anlaşılması için biyoelektrik işaretlerin önemi büyüktür. Genellikle vücut yüzeyi üzerinden ölçülen bu işaretler kaynaklarına göre çeşitli isimler alır [15].

3.2. Biyoelektrik İşaretlerin Algılanmasında Kullanılan Elektrodlar

Biyolojik işaretlerin, özellikle tıpta teşhis amacına yönelik olarak algılanabilmesi için, vücut ile ölçme düzeni arasındaki iletişimi sağlayan ve ayrıca çeşitli amaçlar ve özellikle tedavi amacı için organlara akım gönderilmesini sağlayan elemanlara elektrodlar adı verilir [22]. Elektrod vücut üzerindeki iyonik potansiyeli elektriksel potansiyele dönüştüren bir çeşit sensördür. Bir dönüştürücü iki adet elektrodta meydana gelir ve uygulandıkları noktalar arasındaki iyonik potansiyel farkını ölçerler. Biyoelektrik potansiyellerin en genel ölçme yöntemi, vücut yüzeyinden yapılan ölçmelerdir. Bu durumda alttaki birçok hücrenin aksiyon potansiyellerinin yüzeye gelen toplamı alınmaktadır. Bazı ölçümlerde ise bir kasa, sinire veya beynin belirli bölgelerine batırılan iğne elektrodlar yardımıyla ölçme yapılır.

Çeşitli amaçlar için kullanılan elektrodlar üç grup altında toplanmaktadır.

1.Mikro Elektrodlar: Bir hücre içindeki biyoelektrik potansiyeli ölçmek için kullanılır.

2.Dâhili (İğne) Elektrodlar: Deri içine batırılarak biyoelektrik potansiyellerin elde edildiği elektrodlardır.

3.Yüzey Elektrodlar: Biyoelektrik potansiyelleri deri yüzeyinden elde eden elektrodlardır. Yüzey elektrodların kullanım yerlerine göre çeşitli tipleri bulunmaktadır.

- a. Metal plaka elektrodları
- b. Emici düzenli elektrodlar
- c. Gezici tipten elektrodlar
- d. Bükülebilir elektrodlar
- e. Kuru elektrodlar [15].

3.3. EKG (Elektrokardiyogram) İşareti

İnsan vücudu üzerinde algılanılabilen ve kalbin elektriksel aktivitesinin sonucu olarak ortaya çıkan belli tipteki biyolojik işaretlere elektrokardiyogram, elektrokardiyografik işaret, EKG işareti veya kısaca EKG denir. Kalbin çalışması sırasındaki bozukluklarının iyi bir göstergesi olan ve insan vücudu üzerinden operasyon yapmadan kolaylıkla elde edilebilen EKG işaretleri, işleme ve yorumlanma açısından büyük önem taşımaktadır. EKG işaretinin iç direnci 10-100k Ω , yüksüz gerilimi 1 mV ve frekansı 0,02 Hz - 150 Hz arasındadır [23].

EKG'nin tarihçesi:

Kalbin elektrik aktivitesi ilk defa Kölliker ve J.Müller tarafından gösterildi (1856).

Hollandalı fizyolog Einthoven kendi ürettiği galvanometre ile kalp aksiyon akımlarını kaydetti(1903). Bu icadıyla Tıp Nobel Ödülü aldı (1924). Geliştirilen bu ilk cihaz 270 kg ağırlığındaydı.

Samotloff elde ettiği akımlara elektrokardiogram adını verdi (1910).

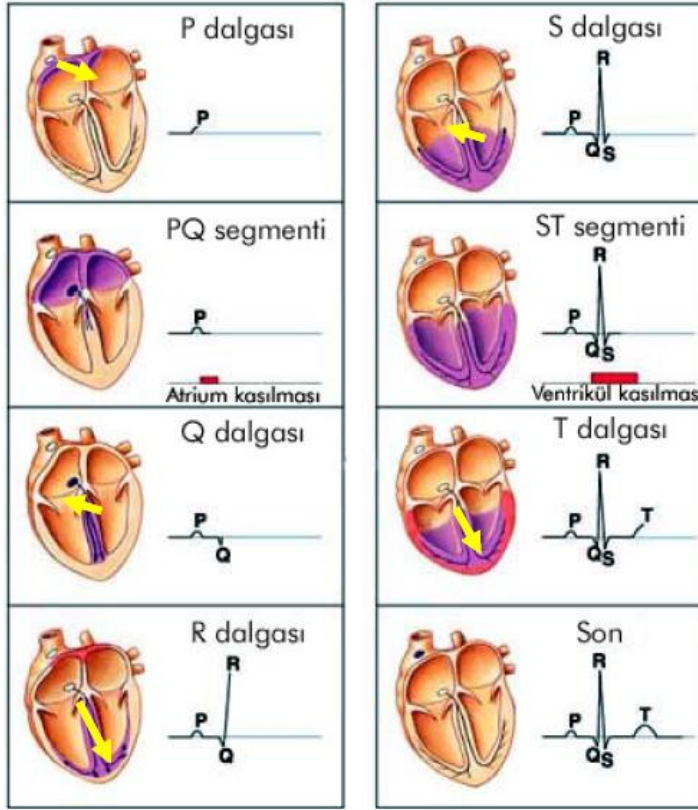
Elektrokardiyografi cihazı geliştirildikçe küçüldü. Bugün artık elle taşınabilen EKG cihazlarının ağırlığı 1 kg'ın altına inmiştir. Ayrıca daha ileri özel kayıt cihazları da mevcuttur. Bu cihazların çalışma prensipleri de Einthoven'in ilk cihazındakilerle benzer niteliktedir. Son zamanlarda bu sahaya bilgisayarlar da girmiş bulunmaktadır. Ayrıca EKG'yi aynı anda hem kâğıda kaydetmek hem de görüntülemek mümkündür. Elde edilen bilgileri anında değerlendirip rapor veren cihazlar da mevcuttur [24].

Şekil 3.1'de EKG işaretinin kalp kaslarında oluşum aşamaları, Şekil 3.2'de de oluşan QRS sinyali gösterilmektedir.

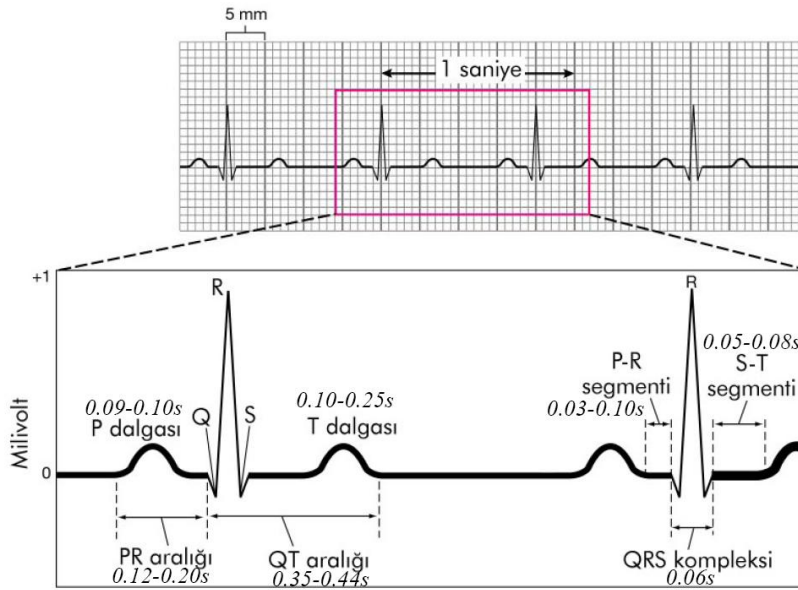
EKG işaretlerinin vücut üzerinden elektrodlar yardımıyla algılandığı sağ kol (RA), sol kol (LA), sol bacak (LL) ve göğüs (V) olmak üzere başlıca dört standart ölçüm bölgesi vardır [23]. EKG değişimi (derivasyonu), standart EKG işaret algılama biçimlerinden biri veya kısaca EKG işareti aktarma türü olarak kullanılmaktadır. En kuvvetli EKG işaretinin genliği 10 mV 'dan bile daha küçüktür ve EKG işaretleri çok yüksek çıkış empedansına sahiptirler.

Tipik bir EKG algılayıcısı şu özelliklere sahip olmalıdır [26].

- 0.05mV – 10mV aralığındaki düşük genlikli işaretleri algılayabilme kapasitesinde olmalıdır.
- Çok yüksek giriş empedansına sahip olmalıdır.
- Çok düşük giriş sızıntı akımına sahip olmalıdır.
- 0,02 Hz – 150 Hz düz frekans tepkisi olmalıdır.



Şekil 3.1. EKG işaretinin oluşumu [25]



Şekil 3.2. Kalp Kaslarının Hareketi Sonucu Oluşan QRS Sinyali [25]

EKG'nin Görüntülenmesinin Amaçları:

- Kalbin normal çalışıp çalışmadığını veya bazı anormal durumların olup olmadığını saptar (ritim bozukluğu (aritmî), kalp atışlarının gereğinden fazla veya az olması gibi).
- Ani gelişen veya daha önceki kalp krizlerinin zararlarını belirler.
- Potasyum, kalsiyum, magnezyum ve diğer elektrolit rahatsızlıklarının belirlenmesinde kullanılabilir.
- İletim anormalliklerinin belirlenmesi sağlar (kalp tıkanıklığı gibi).
- Kalp rahatsızlığı için egzersiz dayanıklılık testi sırasında bir görüntüleme aracıdır.
- Kalbin fiziksel durumu hakkında bilgi verir (sol ventriküler hipertropi, mitral stenosis gibi).
- Kalple ilgili olmayan bazı rahatsızlıkları da belirleyebilir (pulmonary embolism, hypothermia gibi) [18].

3.3.1. EKG elektrod tipleri

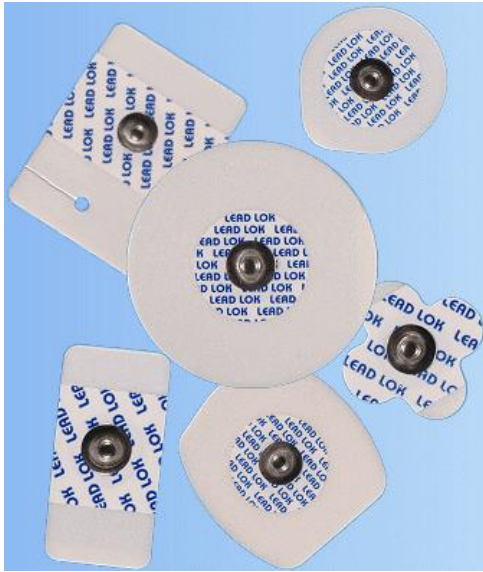
Elektrodlar genel anlamda canlı organizmadaki elektriksel kökenli biyolojik işaretlerin algılanması için kullanılır. Bu elektriksel işaretlerden kalp için olanı EKG ölçümleri ile elde edilir. EKG ölçümleri belki de sinyal izleme alanında en çok yapılan ölçümlerin başında gelir. EKG elektrodları, kalbin oluşturduğu elektriksel aktiviteleri algılamak ve bu sayede elde edilen işaretlerden kalp hakkında bilgi sahibi olmak amacı ile geliştirilmiş transdüserlerdir. Elektrodlar insan vücuduna çeşitli ölçüm noktaları esas alınarak bağlanır. İhtiyaca göre hekimler vücut üzerindeki farklı bazı noktalardan EKG işaretleri alabilmektedir.

EKG elektrodları genellikle Ag/AgCl elektrodlar şeklinde imal edilir. Ag/AgCl'ün tercih nedenleri başında insan vücuduna zararlı etkilerinin bulunmaması, kararlı davranması, ölçüm sonuçlarının güvenilir olması gibi

etkenler vardır Bu elektrodlar yüzey elektrodları sınıfındadır. Çünkü elde edilen işaretler deri yüzeyinden algılanmaktadır. İhtiyaca göre kimi zaman jel emdirilmiş olarak kimi zaman da kuru olarak imal edilir. Yetişkinler için farklı çocuklar veya bebekler için farklı tip ve boyutlarda üretilen tipleri vardır. Bir kere kullanılıp atılan ve defalarca kullanılan özellikte olanları da vardır.

Tek kullanımlık EKG elektrodları

Bu elektrodlar, EKG ölçümlerinde çok kullanılan ve bir kere kullanıldıktan sonra atılan elektrodlardır. Resim 3.1'de bu tip elektrodlar gösterilmiştir. Elektrolit, Ag-AgCl elektrod tabanının hemen altında, elektroda yapışık durumda jel, emdirilmiş sünger olarak gerçekleştirilir.

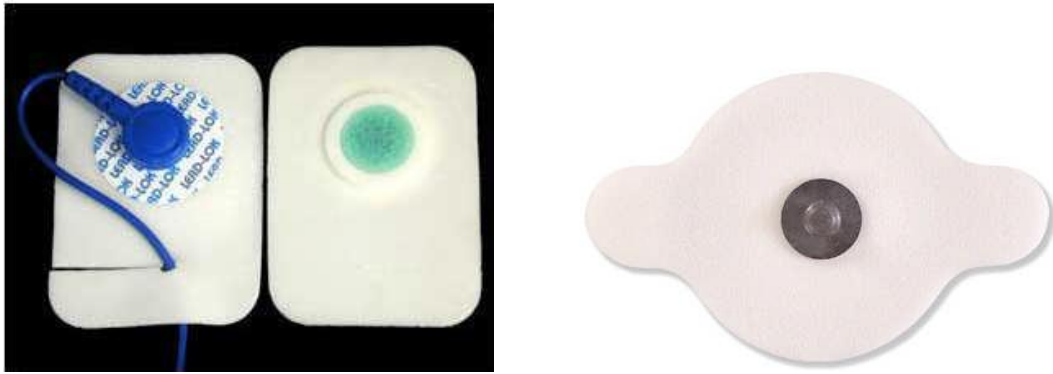


Resim 3.1. Tek kullanımlık EKG elektrodları [27]

Bu tip elektrodların 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.

Bu elektrodların en büyük avantajı, kullandıktan sonra atıldığı için temizlik ihtiyacının olmaması ve bir kişiden bir başka kişiye hijyenik açıdan mikrop bulaşmasının söz konusu olmamasıdır. Dezavantajı ise tek kullanımlık olmasıdır.

Esnek EKG elektrodları



Resim 3.2. Esnek EKG elektrodları [27]

Bu türden bir EKG elektrod, düz olmayan vücut yüzeyinin şeklini alacak biçimde bükülüp esneyebilmektedir. Çok kullanılan tipi, bir yüzü kısmen gümüş (Ag) teller ile örülmüş, yapışabilir özelliğe sahip olan bir bant şeklinde olanıdır. Hastanın günlük hareketlerini etkilemeyecek ve kısıtlamayacak esneklikte olanları vardır. Bu elektrodların, elbise altında kullanılan tipleri olduğu gibi elbiseye iliştilererek kullanılan tipleri de vardır. Bunlar da tek kullanımlıktır (Resim 3.2).

Vakum EKG elektrodları

Metal plaka elektrodun geliştirilmiş bir şekli olup herhangi bir şekilde yapışkan ve bağlama kayışı gerektirmez ve genelde göğüs üzerinden EKG işaretlerinin algılanmasında kullanılır (Resim 3.3). Bu tür bir elektrodun deri ile temas eden yüzeyi halka (çember) şeklinde olduğundan, elektrod oldukça

büyük hacimli olsa bile, empedansı büyüktür ve bu yüzden küçük giriş empedanslı kuvvetlendiricilerle kullanılması elverişli olmaz [27].

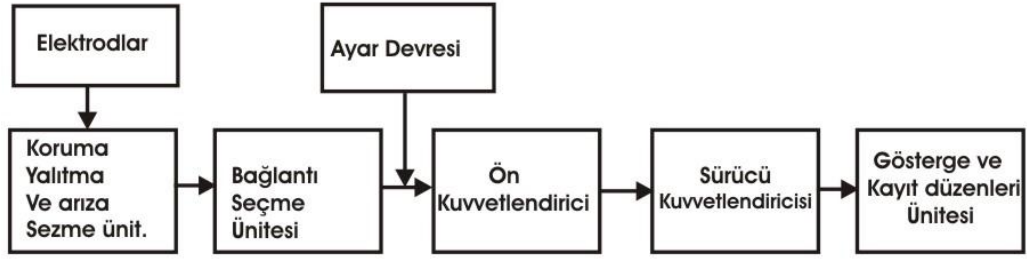


Resim 3.3. Vakum EKG elektrodları [27]

3.4. EKG Ölçüm Düzeni

3.4.1. 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. Elde edilen görüntüler ise elektrokardiyogram ya da kısaca EKG olarak adlandırılır. Şekil 3.3'de elektrokardiyograf cihazının blok diyagramı gösterilmiştir.



Şekil 3.3. Elektrokardiyograf cihazının blok diyagramı [28]

3.5. Derivasyonlar

Elektrokardiyogram Düzlemleri

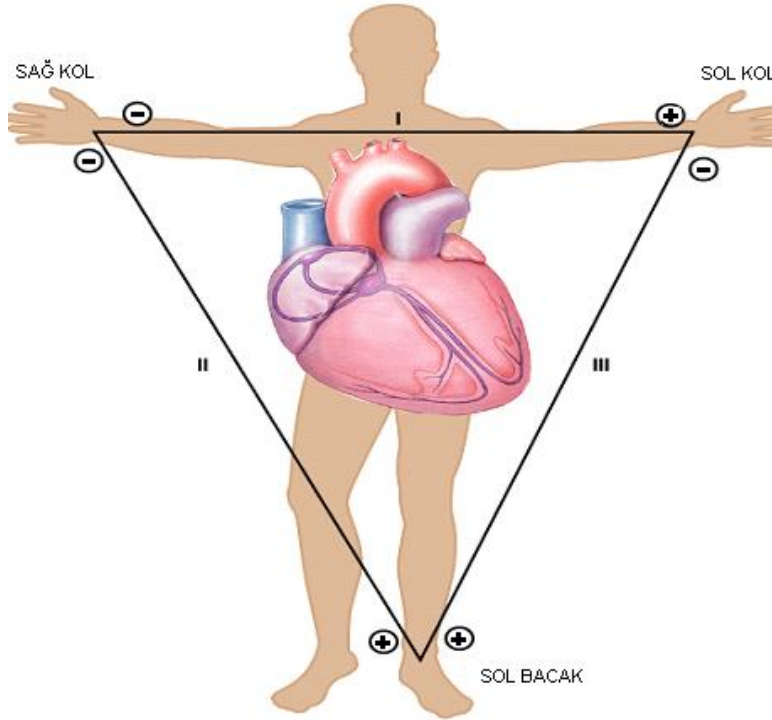
Kalbi, gövde içerisinde bir elektrik üretici olarak düşünebiliriz. Bu üreticinin tamamen gövde içerisinde gömülü olması nedeniyle üretici çıkışının direkt ölçümü, ancak bir ameliyatla mümkün olabilir. EKG'de, bir hacimsel iletken olan gövdenin yüzündeki çeşitli noktalar arasında yapılan potansiyel farkı ölçümleri yardımıyla, kalbin durumu belirlenebilir. Böylece kardiyak vektörü istenilen referans düzlemlerinin üzerlerindeki eksenler üzerine iz düşürülebilir [22].

Özellikle gerilim açısından yapılan değerlendirmelere esas olmak üzere, elektrokardiografide elektrodların yerleştirileceği vücut bölümleri konusunda bir standart oluşturulmuştur. Buna göre standart bir EKG muayenesinde 12 ayrı elektrod grubu kullanılarak kayıtlar yapılır. Bu elektrod gruplarına derivasyon adı verilir.

Elektrokardiyogram ölçümleri için çeşitli derivasyonlar kullanılmaktadır. Kalp gövde içerisinde bulunan bir elektrik üretici olarak düşünebilir. Kalbin elektriksel işaretlerini elde etmek için kullanılan elektrodlar genellikle deri yüzeyinden kullanılır ve Şekil 3.4'te görüldüğü gibi Einthoven üçgeni ya da diğer derivasyonlarla vücuda yerleştirilirler [11].

3.5.1. Einthoven üçgeni

Bir vektörün bulunduğu düzlem içerisindeki iki eksen üzerinde izdüşümlerinin bilinmesi, o vektörün belirlenmesi için yeterlidir. EKG ölçüm tekniğinde frontal düzlemindeki kardiyak vektörü izdüşümünün belirlenmesi ise birbirleriyle 60°'lik açılar yapan üç eksen üzerindeki izdüşümlerinin ölçülmesiyle yapılmaktadır. Bu eksenlerin belirlediği üçgen Einthoven Üçgeni adını alır. Şekil 3.4'de bu üçgen, frontal düzlemdeki kardiyak vektörü bileşeni ve bunun diğer eksenler üzerindeki izdüşümleri gösterilmiştir [22].



Şekil 3.4. Einthoven üçgeni [25]

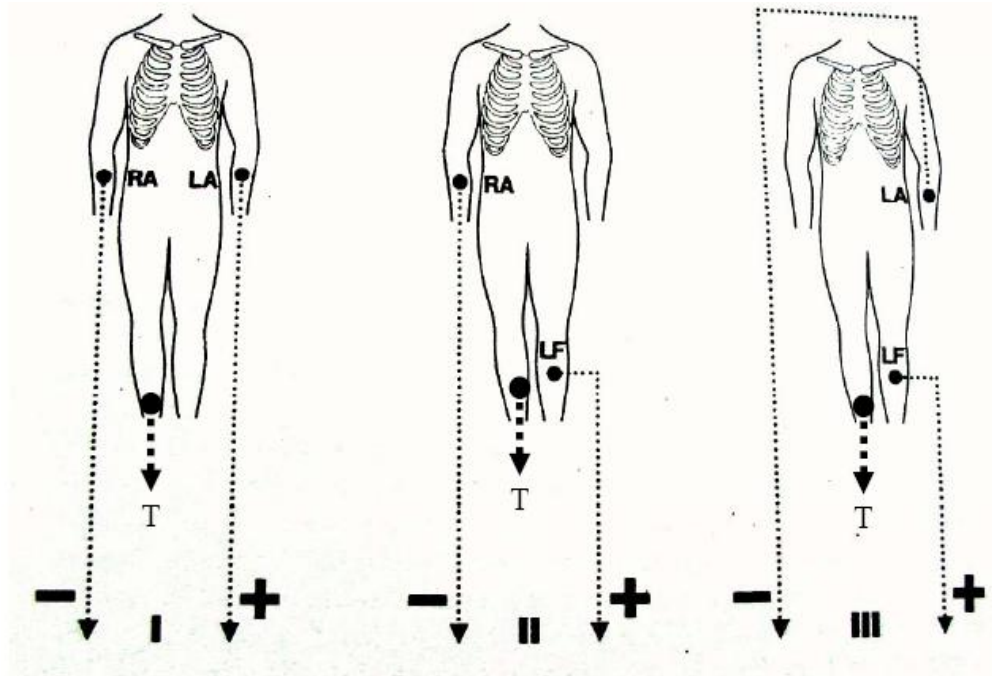
3.5.2. Derivasyon çeşitleri

EKG derivasyonları üç kategoride incelenir:

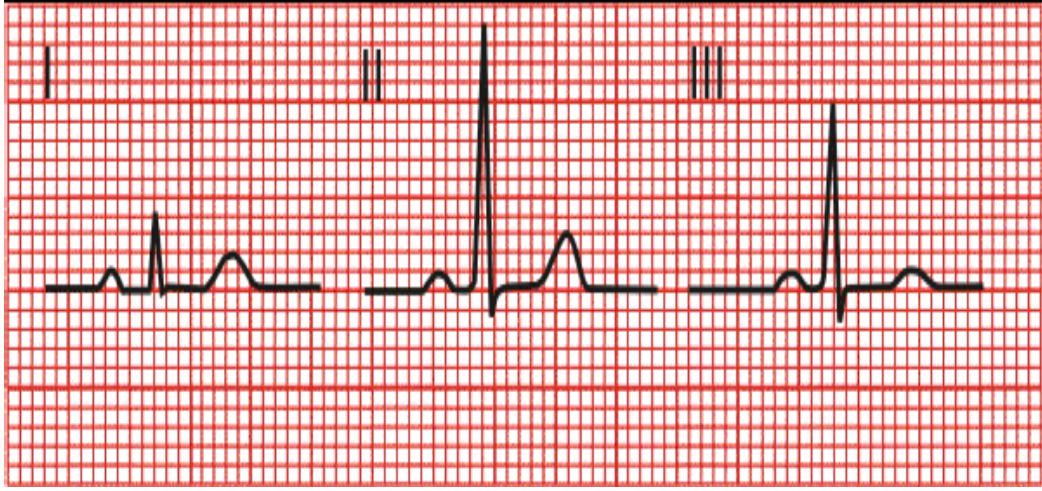
Bipolar derivasyonlar (DI, DII, DIII)

Bu derivasyon türlerinde ölçümün kolay yapılabilmesi için elektrodlar üçgenin köşe noktaları yerine Şekil 3.5'de olduğu gibi bu noktalara yakın olan kol ve bacaklara bağlanır.

Bu tip derivasyon ölçümünde elde edilen işaret biçimleri Şekil 3.6'da gösterilmiştir. Dikkat edilirse ölçüm yapılan noktalara göre kutupsal değişimler olmaktadır. Sol kol, sağ kola göre (+) kutba sahip iken sol bacağına göre (-) kutup olmaktadır. Bu işaretlerin genlikleri birbirinden farklıdır [29].



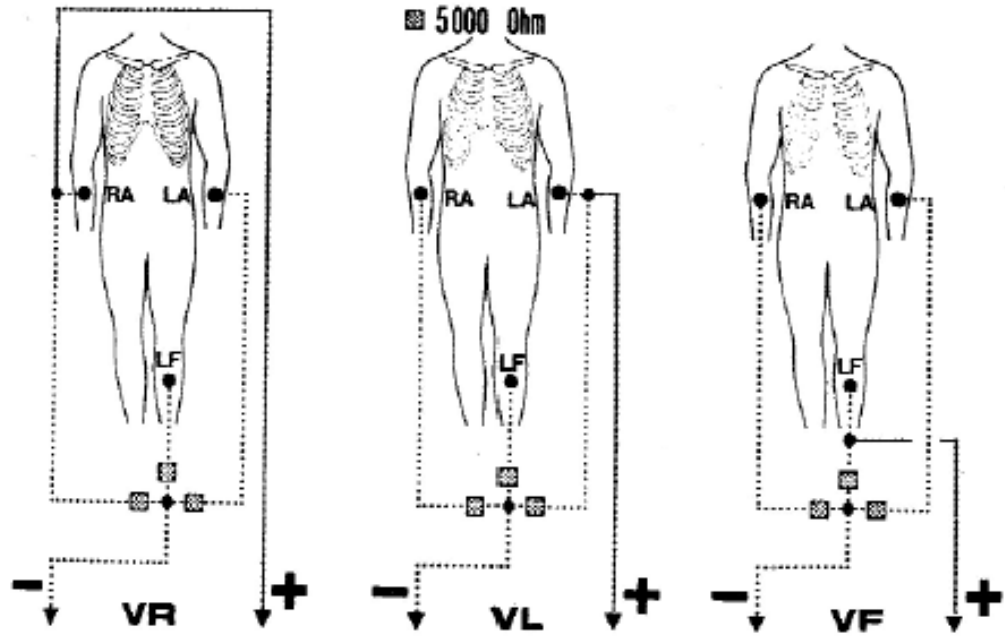
Şekil 3.5. Derivasyon I, II ve III elektrod yerleşimleri [25]



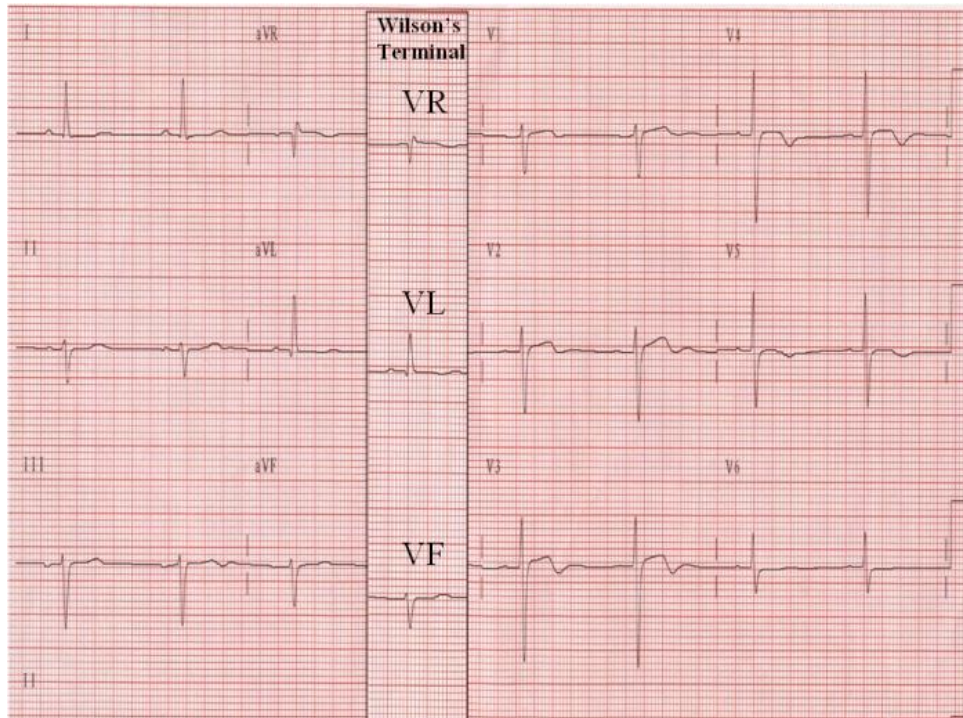
Şekil 3.6. Derivasyon I, II ve III EKG çıktıları [18]

Unipolar derivasyonlar (VR, VL, VF)

Şekil 3.7'deki gibi elektrodlardan üçü eşit dirençler üzerinden birbirine bağlanır ve bu nokta ile üçüncü elektrod arasında ölçüm yapılırsa, bu derivasyon unipolar derivasyon olarak isimlendirilir. Ölçümler VR, VL ve VF olarak isimlendirilir. VR, VL ve VF sırasıyla sağ kol, sol kol, ve sol bacak ile Wilson noktası arasındaki ölçümleri ifade eder. Şekil 3.8'de elde edilen işaret gösterilmiştir.



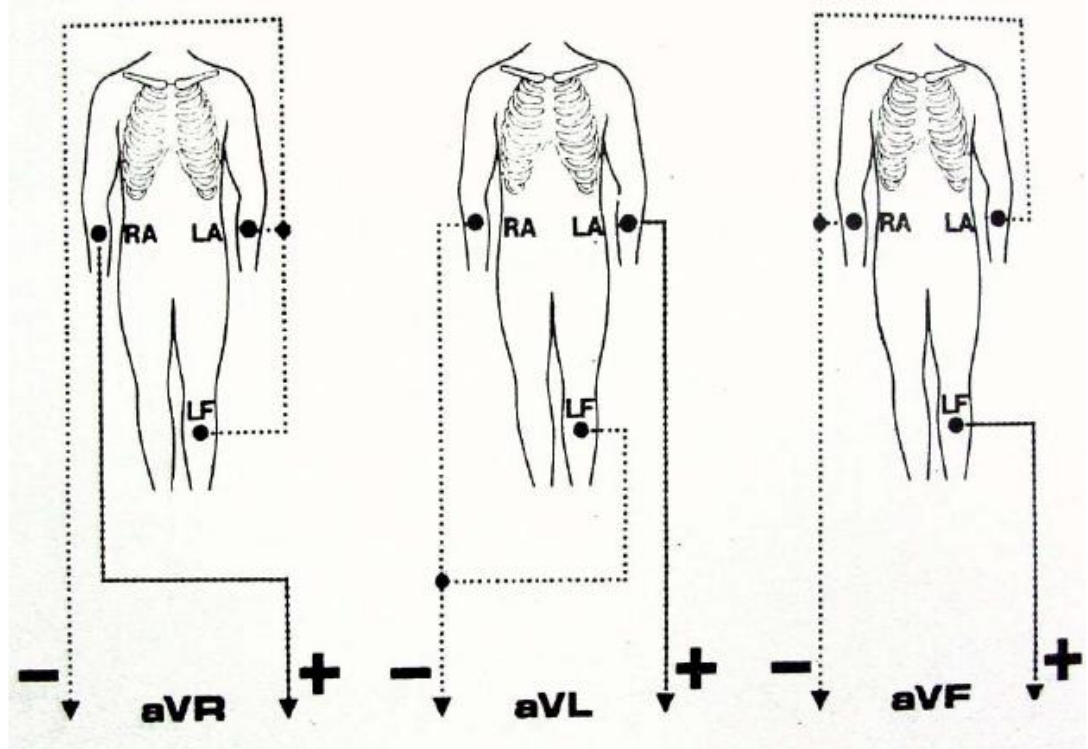
Şekil 3.7. VR, VL ve VF derivasyonları için elektrod yerleşimleri [25]



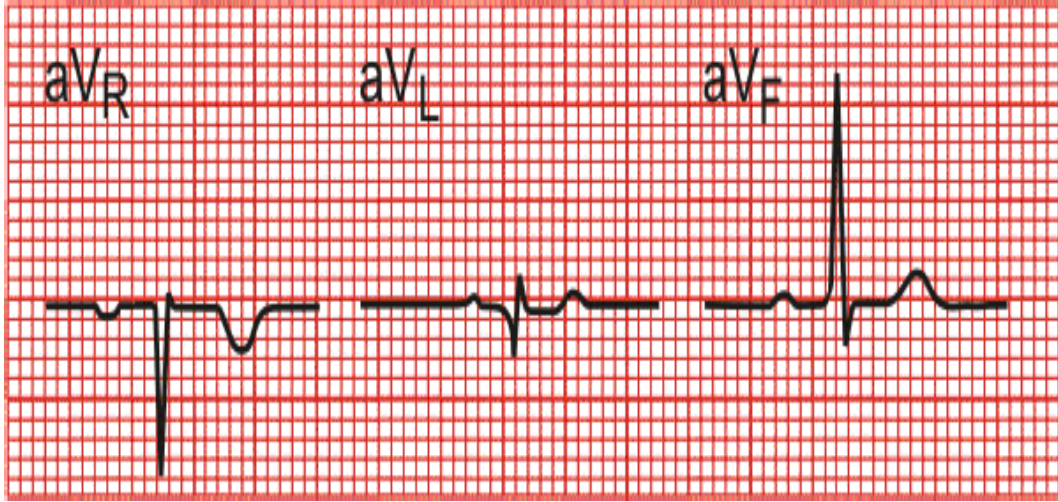
Şekil 3.8. VR, VL ve VF derivasyonlarının EKG çıktıları [18]

Unipolar kuvvetlendirilmiş derivasyonlar (aVR, aVL, aVF)

Unipolar kuvvetlendirilmiş derivasyonlarda tek bir pozitif elektrod kullanılır. Bu tür kayıta, kol ve bacakların ikisi dirençler aracılığı ile elektrokardiyografin negatif ucuna, üçüncüsü ise pozitif ucuna bağlanır. Pozitif uç, sağ kolda iken derivasyona aVR derivasyonu, sol kolda iken aVL derivasyonu, sol bacakta iken aVF derivasyonu adı verilir [29]. Şekil 3.9'da elektrod yerleşimleri, Şekil 3.10'da oluşan EKG çıktıları gösterilmiştir.



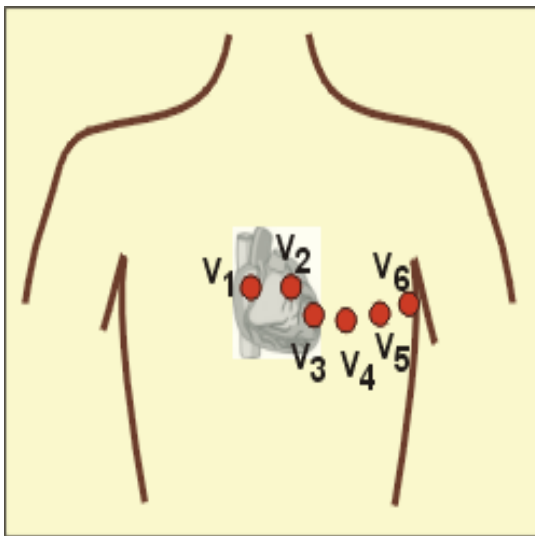
Şekil 3.9. aVR, aVL ve aVF derivasyonları için elektrod yerleşimleri [25]



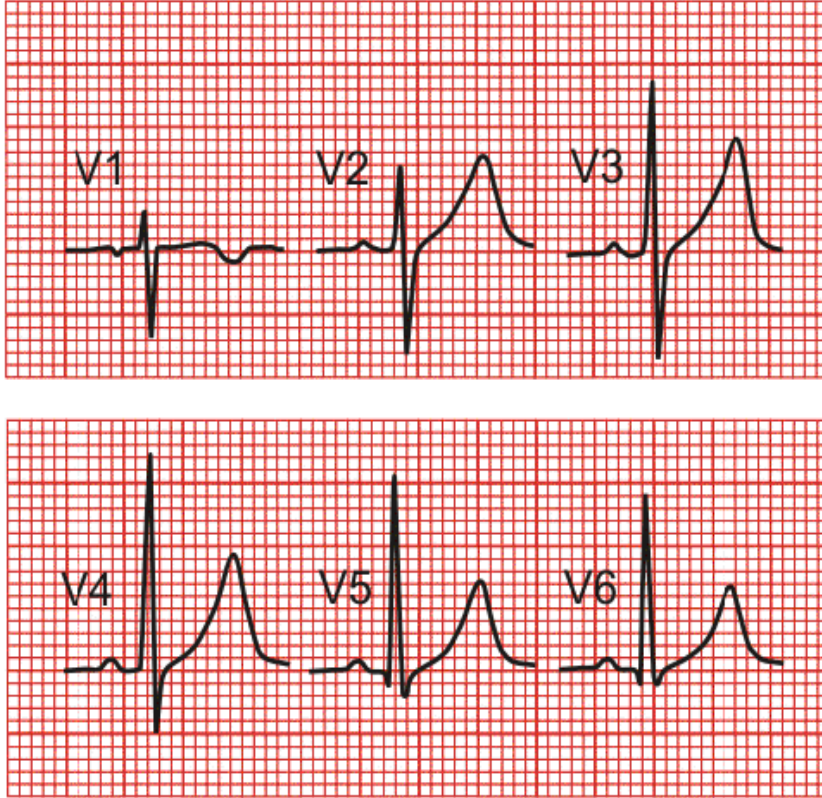
Şekil 3.10. aVR, aVL ve aVF derivasyonlarının EKG çıktıları [18]

Unipolar göğüs derivasyonları (V1-V6)

Eğer elektrodlardan üçü eşit dirençler üzerinden birbirlerine bağlanır ve bu nokta ile göğüsteki kırmızı ile işaretlenen noktalar (Şekil 3.11) arasından ölçüm yapılırsa bu derivasyon göğüs derivasyonu olarak isimlendirilir. Şekil 3.12'de oluşan EKG işareti görülmektedir.



Şekil 3.11. V1-V6 derivasyonları için elektrod yerleşimleri [18]



Şekil 3.12. V1-V6 derivasyonları için EKG çıktıları [18]

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 elektrodlar cilt yüzeyinden ölçümü gerçekleştirmektedir. Bir EKG elektrodu 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 elektrodlar şu özelliklere sahip olmalıdır;

- 0.05-10 mV aralığında düşük genliğe sahip sinyalleri algılama
- Çok yüksek giriş empedansı, $> 5 \text{ M}\Omega$
- Çok düşük giriş zayıflatma akımı, $< 1 \mu\text{A}$
- 0,02 Hz - 150 Hz aralığında frekans cevabı,
- Yüksek değerlerde ortak mod bastırma oranı [11].

3.6.1. Biyomedikal yükselteçler

Elektrik kökenli biyolojik işaretlerin özellikleri:

Çizelge 3.1. Elektrik kökenli biyolojik işaretlerin özellikleri ve ihtiyaçları [30]

Özellik	İhtiyaç
Elektrodlar aracılığıyla canlı vücudundan algılanırlar.	Yalıtım
Genlikleri küçüktür.	Yüksek kazançlı yükselteç
Fark işareti şeklinde bulunurlar.	Fark yükselteci
Gürültülü işaretlerdir. (50 Hz'lik şebeke gürültüsü, diğer biyolojik işaret kaynakları)	Filtreleme

Yüzey elektrodları 50 Hz'de 1 K Ω ile 1 M Ω arasında değişken empedans değerine sahiptir. Yüksek seviyedeki elektrod-deri empedansı ölçüm sisteminin parazit ve gürültülerden kolaylıkla etkilenmesine neden olmaktadır. Bir yükselteç tipik elektrod-deri empedansını ve gürültü kaynaklarını engellemek için şu taleplere cevap verebilmelidir:

- Çok yüksek ortak mod giriş empedansı (50 Hz'de 100 M Ω 'dan büyük) ,
- Yüksek farksal giriş empedansı (50 Hz'de 10 M Ω 'dan büyük) ,
- Her giriş için eşit ortak mod giriş empedansı,
- Yüksek ortak mod bastırma oranı (50 Hz'de 100 dB'den büyük) ,
- Ekranlı giriş kabloları, kablo girişleri doğru koruma devreleri ile çevrelenmelidir,
- Sağ bacak sürücüsü ile ortak mod geriliminde ek bastırma devreleri kullanılmalıdır [11].

Vücut yüzeyinden elde edilen EKG işaretinin frekans bandı 0,02 Hz – 150 Hz ve genliği 10 mV'tan küçüktür. Bu amaçla kullanılacak sistemin ilgili frekans bandı içerisindeki işaretleri yükseltip, diğer biyolojik işaretleri filtre etmesi

gerekmektedir. Günümüzde kullanılan EKG cihazlarının giriş empedansı en az $2M\Omega$ olmalıdır. Bu aynı zamanda hastadan $10\ \mu A$ den çok akım geçmemesi demektir. EKG yükselteçlerinin en önemli özelliklerinden bir tanesi de elektriksel güvenilirliğe sahip olmasıdır.

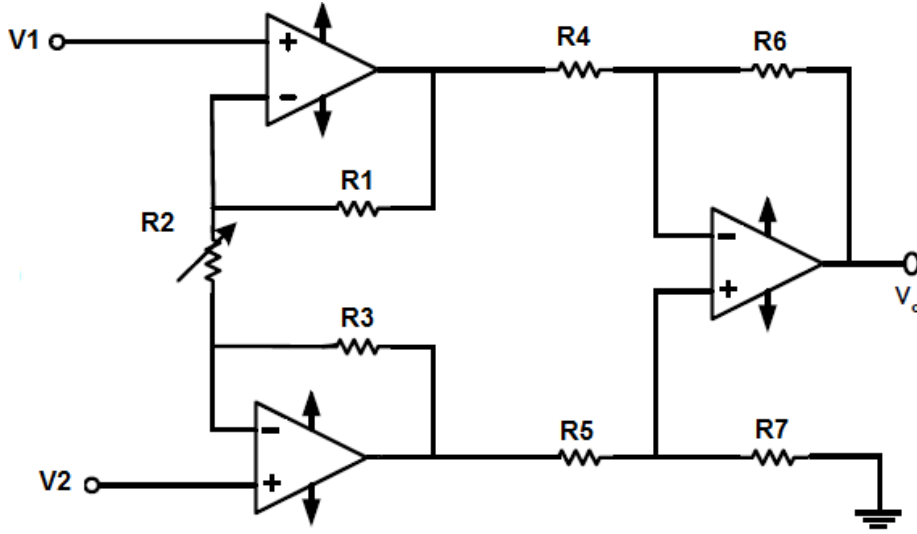
EKG işaretleri yalıtılmış ön yükselteç vasıtasıyla elektrodlardan alınır ve bir izolatör (opto kuplör, transformatör kuplajlı devre vb.) yardımıyla kendisinden sonraki kata aktarılır [15].

EKG Yükselteçlerinin özellikleri:

- Düşük köşe frekansı $0,02\ Hz$, en fazla $150Hz$
- Sızıntı akımları güvenlik standardının altında $10\ \mu A$ ' den küçük olmalıdır.
- Toprak hattından ve enerji hattından izole olmalıdır.
- Yüksek defibrilasyon gerilimlerine karşı korumalı olmalıdır [31].

Enstrümantasyon yükselteci

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 3.13'de bu tip bir yükselteç görülmektedir [15].



Şekil 3.13. Enstrümantasyon yükselteci

Bu devrelerin avantajları şunlardır:

- İlk kat üzerinde gürültü etkisi oluşturan farksal mod işaretlerinin bu etkisini 20 dB ve daha üst değer aralıklarında engelleyerek yükseltme işlemini gerçekleştirmesi,
- Ortak mod işaretlerinin ilk katta yükseltilmesini engelleme özelliği ile ortak mod geriliminin besleme gerilimi kadar yüksek tutulmasının yanı sıra kesin direnç ayarlamasına ihtiyaç duyulmadan ortak mod bastırma oranının elde edilmesi,
- Her iki giriş için eşit ve yüksek ortak mod giriş empedans değeri sağlaması,

Pratik biyomedikal uygulamalarda bu devre yüksek geçiren ve alçak geçiren filtreleme, koruma devreleri ve sağ bacak sürücüsü eklenerek tasarım tamamlanır [11].

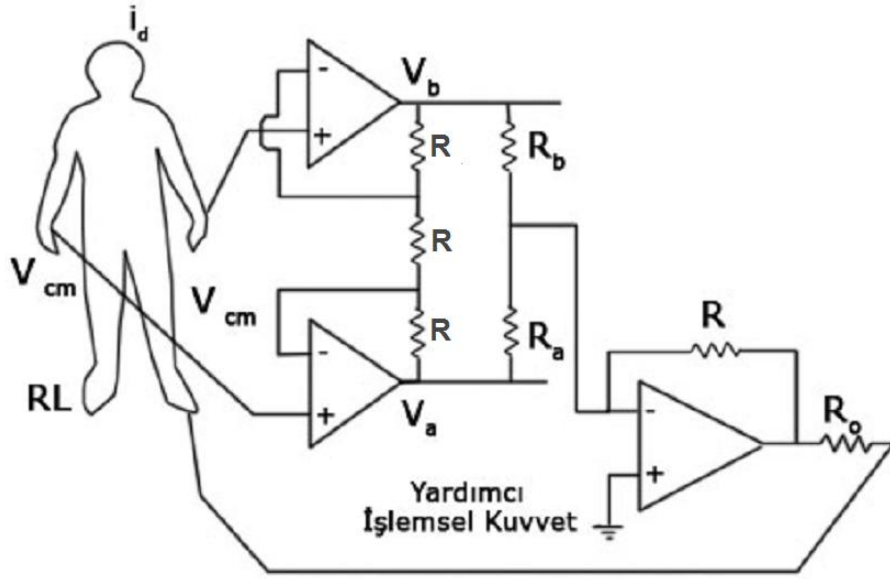
Enstrümantasyon kuvvetlendiricilerinde aranan özellikler;

- Yüksek giriş empedansı,
- Yüksek CMRR,

- Çok kararlı yüksek kazanç,
- Düşük dengesizlik (ofset) gerilimi kayması,
- Yüksek lineerliktir [22].

Sağ bacak sürücüsü

Günümüzde kullanılan EKG ölçüm düzenlerinin çoğunda hastanın sağ bacak elektrodu topraklanmayıp yardımcı işlemsel yükselteç adı verilen aktif elemanlı bir devrenin çıkış ucuna bağlanmıştır. Şekil 3.14'te, Sağ Bacak Sürücüsü olarak isimlendirilen bu devrenin blok diyagramı gösterilmiştir. Enstrümantasyon yükseltecinin ön kat çıkışındaki işaretlerin, R_a , dirençleri yardımıyla ortalamaları alınmakta ve yardımcı yükseltecin faz çeviren girişine uygulanmaktadır. Böylece vücuttan algılanan, sadece ortak moddaki işaretler ters fazda olarak R_o direnci üzerinden vücuda uygulanmaktadır. Böylece vücutta oluşan ortak moddaki işaretler azaltılabilmekte, farksal moddaki işaretler üzerinde ise çevrimin bir etkisi olmamaktadır. Ayrıca hasta üzerinde hayati tehlike oluşturabilecek büyük değerlerde akımların akmasına neden olabilecek bir durumda ise yardımcı işlemsel yükseltecin doymaya girmesi nedeniyle hasta değeri büyük olan R_o direnci üzerinden topraklandığından, hasta üzerinden geçen akım küçük değerlerde tutulabilmektedir. Hasta üzerinde oluşan ortak moddaki işaretin büyük olmayan değerlerinde ise bu çevrimin ölçüm düzenine ilavesiyle bu işaretin azaltılmasına ilaveten, hastanın küçük değerlerde bir direnç üzerinden topraklanması da sağlanmış olmaktadır [22].



Şekil 3.14. Sağ bacak sürücüsü [22]

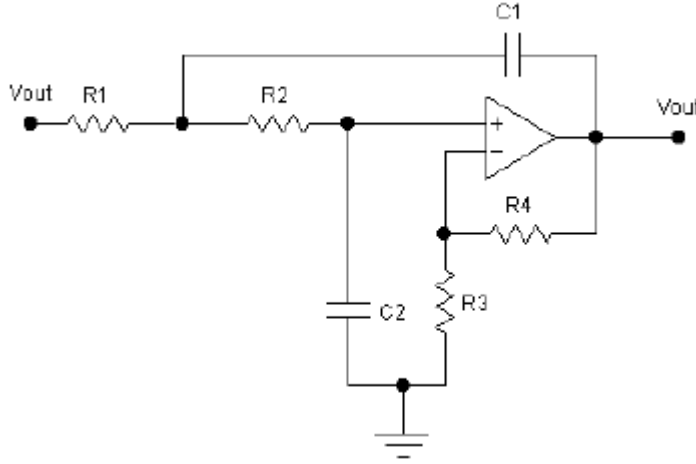
3.6.2. Filtreler

Enstrümantasyon yükselteci tarafından yakalanarak yükseltile 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

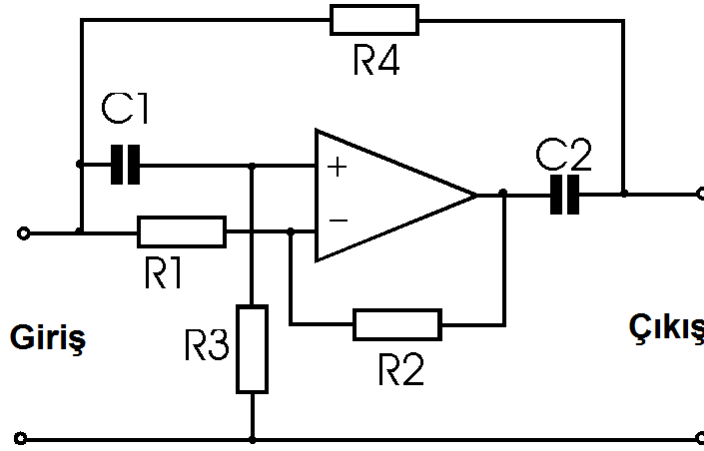
alçak geçiren filtre (AGF) ile bu çeşit gürültüler önlenir. Bununla birlikte EKG işareti 0,02 – 150 Hz arasında olduğu için alçak geçiren filtrenin üst kesim frekansı sınırlandırılmalıdır [15]. Şekil 3.15'de AGF'nin devresi verilmiştir.



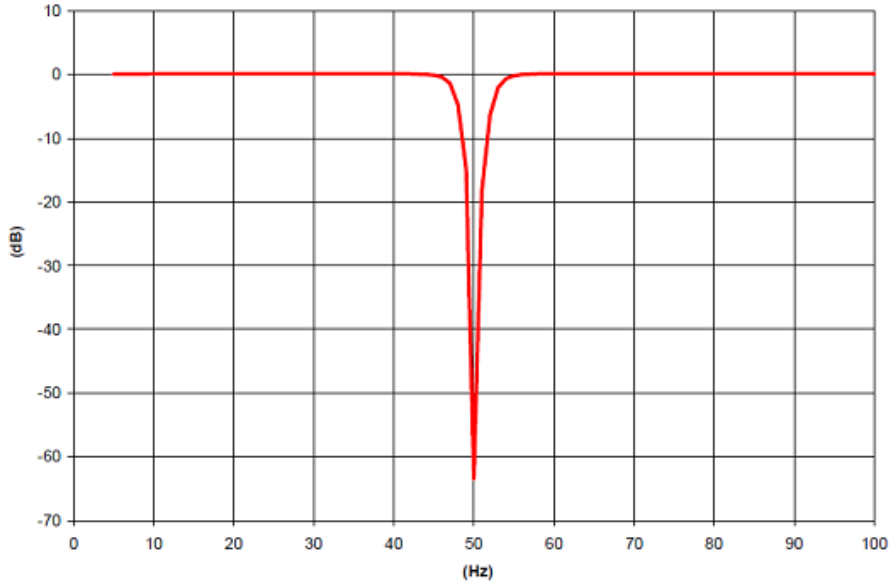
Şekil 3.15. AGF devresi [15]

Çentik 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 yükseltmesinin 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 3.16'da görüldüğü gibi çentik filtre tasarımıdır [11]. Şekil 3.17'de 50 Hz çentik filtre frekans cevabı görülmektedir.



Şekil 3.16. Şebeke gürültüsünü bastıran çentik filtre



Şekil 3.17. 50 Hz çentik filtre frekans cevabı

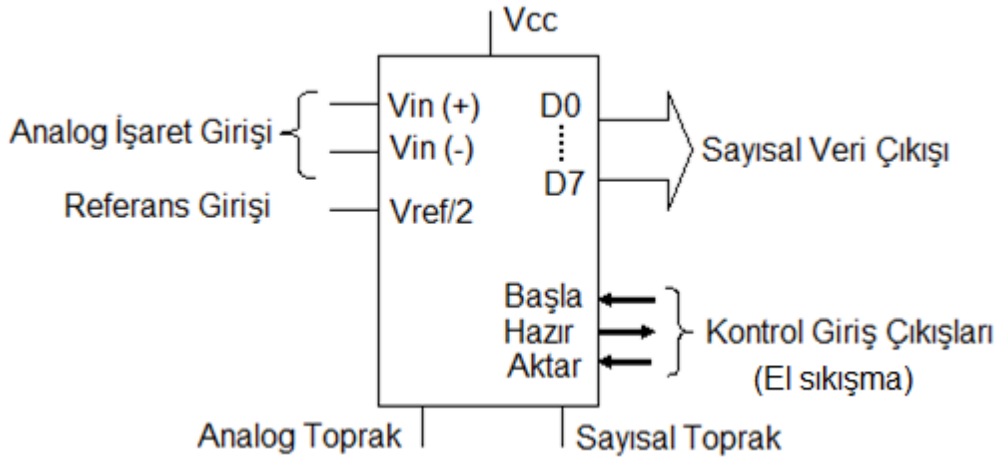
3.6.3. Analog sayısal çeviriciler (ADC)

Sıfırdan sonsuza kadar devamlı olarak değişim gösteren büyüklük analog büyüklük olarak tanımlanır. Bilindiği gibi görülen ve duyulan büyüklüklerin tamamı, analog bilgi tipindedir. Çünkü bu değerler sürekli değişmektedir.

Fiziksel bir büyüklük bilgi şekline dönüştürülürken, bilgiyi temsil eden işaret doğrudan doğruya fiziksel büyüklüğün benzeri ise oluşan işaret analog işaret

olarak adlandırılır. Bu analog işaretlerin algılanması ve değerlendirilmesi, ancak insanoğlu tarafından mümkünken, bilgisayarlar ve mikroişlemciler tarafından mümkün değildir. Sayısal sistemlerin dış dünya ile bağlantılarını sağlamak için; ölçülen fiziksel büyüklüklerin sayısal sistemin anlayabileceği sayısal değerlere dönüştürülmeleri gerekir. Analog bilgiyi sayısal değerlere dönüştüren elemanlara analog sayısal çevirici (ADC-Analog Digital Converter) adı verilir [32].

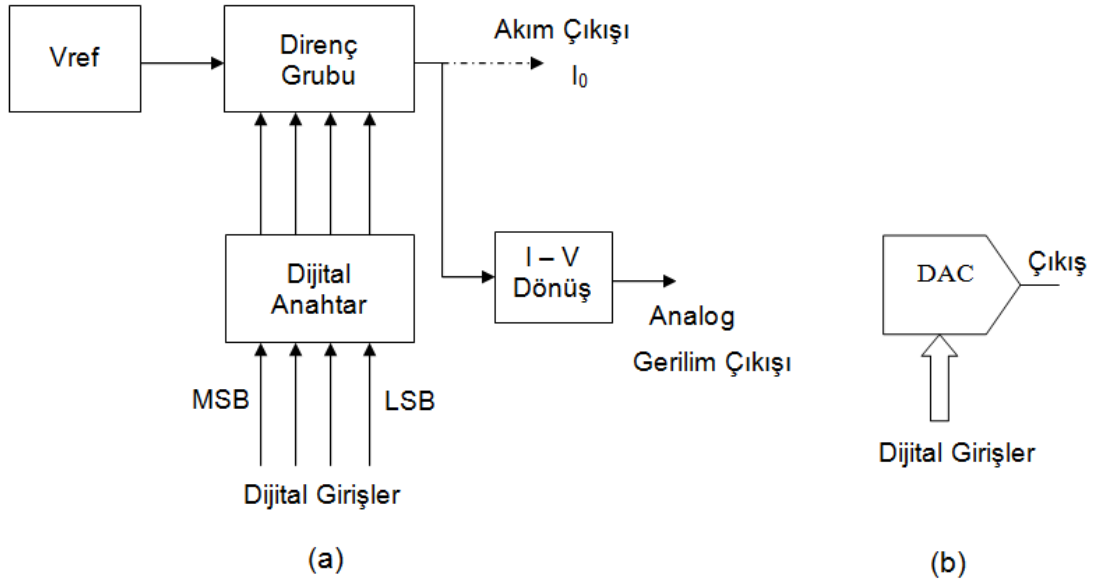
ADC'lerin, iki önemli özelliği, hız ve sayısal çıkışındaki bit sayısıdır. ADC'ler, seri ve paralel olma özelliklerine göre de gruplanabilirler. Genelde ADC seçiminde tercih edilen, yüksek hız (kısa çevirme süresi) ve yüksek bit (yüksek rezolüsyon) olmaktadır. Tıp Elektroniklerinde $30\mu s$ veya daha yüksek çevirme süreli ADC'ler kullanılabilir. Şekil 3.18'de, 8 bitlik genel ADC'nin bacak fonksiyonları gösterilmektedir. ADC'lerin analog girişleri genel olarak, fark girişi şeklindedir. Giriş dinamiğini belirleyen bir de referans analog girişi ($V_{ref}/2$) mevcuttur. Sayısala çevrilen bilgiler, veri yolu üzerinden El-sıkışma ("Hand-shake") adı ile bilinen belli bir protokol ile mikrobilgisayara aktarılabilir. Bu protokole önce, mikroişlemci, ADC'ye (ADC'nin *BAŞLA* girişine) *BAŞLA* komutunu gönderir. ADC, girişindeki analog bilgiyi sayısala çevirmesi için geçen çevirme süresi sonunda, *HAZIR* isimli bacağından mikroişlemciye, *HAZIR* işaretini gönderir. Bu işaret genelde, mikroişlemcinin seçilen kesme girişlerinden birine verilebilir. Mikroişlemci, kesme girişine gelen bu işareten etkilenerek hemen yapmakta olduğu ana işi bırakıp *Veri toplama* kesme altprogramına giderek ADC'de hazır olan bilgiyi okumak üzere ADC'nin *AKTAR* bacağına *AKTAR* işaretini gönderir. Böylece üç aşamada, analog işaret mikroişlemciye sayısal olarak aktarılmış olur. ADC'lerin analog ve sayısal kısımlarının topraklanarak gerek gürültüyü önlemek ve gerekse her iki taraf arasında belli bir yalıtım sağlamak için ayrı tutulmaktadır.



Şekil 3.18. Genel bir paralel ADC'nin bacak fonksiyonları [22]

3.6.4 Sayısal - Analog dönüştürücüler (DAC)

Temel bir sayısal-analog dönüştürücü blok diyagram Şekil 3.19'da görülmektedir. Referans gerilimi V_{ref} , bir direnç grubuna bağlıdır. Bir sayısal giriş kodu, kontrol devresi yoluyla direnç grubuna anahtarlanır ve bu anahtarlama her bit için bir anahtar kullanılarak gerçekleştirilir. Direnç grubunun çıkışındaki sinyal akım olarak açığa çıkacaktır ve bu akım daha sonra gerilime dönüştürülebilir. Bu akım ya da gerilim olarak alınacak çıkış sayısal giriş kodunun analog temsili olarak elde edilecektir. Blok diyagramda görülen direnç grubu ağırlık dirençleri ile oluşturulan devredir. Ağırlık direnç yaklaşımı sayısal analog dönüştürücü devreleri düğüm noktasına gelen akımların giden akımlar toplamına eşit olması prensibine göre çalışmaktadır.



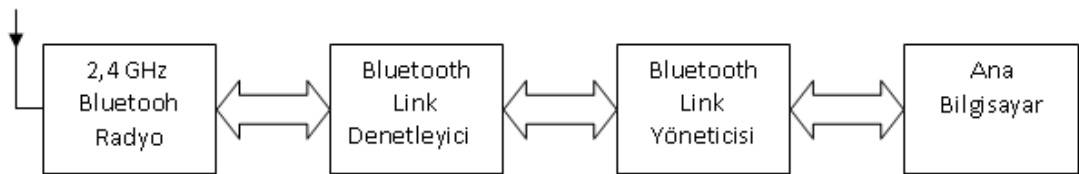
Şekil 3.19. a) D/A dönüşüm işleminin temel blok diyagramı b) DAC devresinin blok diyagramı [11]

4. BLUETOOTH

Bluetooth kablosuz teknolojisi, hareketli veya sabit elektronik cihazların birbirleriyle iletişimi için gerekli kablo bağlantısını ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiş, kısa mesafeli radyo frekansı (RF) teknolojisini kullanan bir iletişim sistemidir [33].

4.1. Bluetooth Gelişimi

Bluetooth, kablosuz haberleşme sahasındaki boşluğu doldurmakta; ucuz ve tüm cihazlara uyumlu çalışmaya imkan veren teknikle kablosuz veri ve ses iletişimin kapılarını açmaktadır. Bluetooth teknolojisi, düşük maliyetli, düşük güçlü, kısa mesafe radyo teknolojisidir ve kulaklıkları telefonlar, PDA (Personal Digital Assistant) cihazları ve diz üstü bilgisayarlar gibi haberleşme cihazlarının kendi aralarında haberleşmesi için kablonun yerini alır. Bluetooth haberleşmesi, 2,4 GHz'de ve lisans gerektirmeyen endüstriyel, bilimsel ve medikal (ISM) bandında (endüstriyel, bilimsel ve tıp uygulamalarına ayrılmış frekans bandı) gerçekleşmektedir. Maksimum veri akış hızı 1 Mbit / sn'dir. Şekil 4.1' de Bluetooth sistemi yapısı görülmektedir.



Şekil 4.1. Bluetooth sistemi yapısı [34]

Bluetooth sistemi yapısı radyo birimi, link kontrol birimi, link yönetimi ve kullanıcı uç cihazı arayüz fonksiyonlarına destek veren bir birimden oluşmaktadır. Ana bilgisayar kontrol arayüzü (HCI – Host Controller Interface) ana birimin Bluetooth donanımına erişmesi için bir araç vazifesi görür. Örneğin, ana birim bir dizüstü bilgisayar ve kişisel bilgisayarın (PC)

içine yerleştirilmiş bir PC kartta bir Bluetooth cihazı olabilir. Ana birimden Bluetooth modülüne gönderilen tüm komutlar ve modülün ana birime verdiği cevaplar HCI vasıtasıyla iletilir [34].

Bluetooth Özellikleri

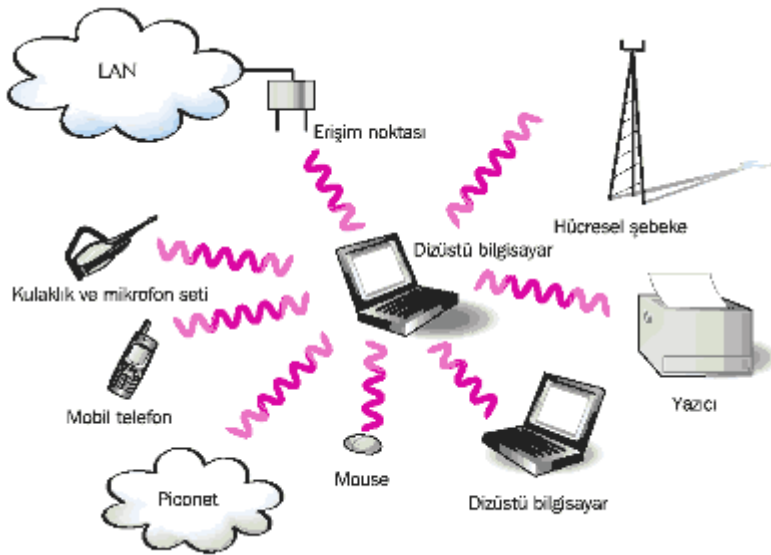
- Düşük maliyet
- Düşük güç tüketimi
- Kararlı ses ve veri haberleşmesi sağlaması
- Açık standart yapısı
- Tüm dünyada uyumlu olması
- Fiziksel katmanı 2,4 GHz'deki lisanssız ISM bandında çalışır.
- İletişim frekans atlama mekanizması (FHSS) ile sağlar.
- Daha güvenilir ve daha etkili bir haberleşme sağlar.
- 1 MHz'lik aralıklara ayrılmış 79 frekans atlaması sayesinde frekans spektrumu genişletilir.
- Saniyede ortalama 1600 atlamaya izin veren iletişim tekniği kullanılır.
- 720 Kbps'e kadar veri iletim hızına sahiptir [33].

4.2. Bluetooth'un Faydaları

- Bluetooth, ofis içi telsiz bağlantılarınız için yüksek performanslı, uygun ve düşük maliyetli bir çözüm sunmaktadır.
- Sizin ayrıca bir çaba göstermenize gerek kalmadan Bluetooth verilerinizin sürekli güncel kalmasını sağlar.
- Bluetooth cihazları nerede olursa olsunlar 10 metrelik bir alan içinde otomatik olarak birbirleri ile veri aktarma işlemlerini yaparlar.
- Bluetooth kablo karmaşasına son verir. Bluetooth kablo yerine RF ile bağlantı sağladığından cihazların bağlantısı için kabloya gerek kalmaz.
- Bluetooth esneklik demektir. 1 metrelik bir alan içinde tüm Bluetooth cihazları birbirleri ile radyo bağlantısı kurar.

- Bluetooth küresel bir çözümdür. Dünyadaki tüm ülkelerin %95'i Bluetooth 2.4 GHz geniş spektrum bandını desteklemektedir.
- Bluetooth ile hemen hemen dünyadaki her yerden cep telefonunuz ve taşınabilir bilgisayarınız ile kuracağınız bir telsiz bağlantı yardımı ile internete ulaşabilirsiniz [35].

Şekil 4.2'de Bluetooth kablosuz iletişim teknolojisine sahip bir kullanıcı modeli görülmektedir.



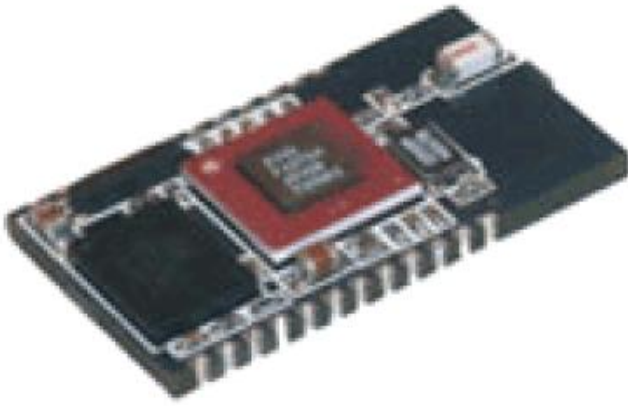
Şekil 4.2. Bluetooth kablosuz iletişim teknolojisine sahip bir kullanıcı modeli [33]

4.3. Bluetooth Teknolojisi

Bluetooth'un maksimum hızı 1 Mbps olarak tanımlanmıştır. Fakat 780 Kbps seviyelerine daha yakındır. Bu pozisyon 56 Kbps lık telefon modemlerinde, DSL veya kablo modemlerde olabilir. Fakat pratikte, Bluetooth'un 780 Kbps'lık kapasitesi haberleşen aygıtlar arasında paylaşılır. Böylece, gerçek iş gücü ortak kanalı kullanan Bluetooth aygıtlarının sayısına bağlıdır. Yeni nesil Bluetooth'larda başarımda beklenen önemli hız artışı ile 5 GHz bandı hedeflenmiştir.

Bluetooth entegreleri küçük ve ½ inç kadardır. Bu da onları, cep telefonları ve PDA'lar içerisine rahatlıkla yerleştirilmelerini sağlar. Bluetooth entegreleri, aynı zamanda PC kartlarında da bulunabilir, böylece taşınabilir bilgisayarlar ve masaüstü PC'lerde Bluetooth ağına girebilir. Bluetooth frekans bandında karışmayı önlemek için Bluetooth Frekans Zıplama adında bir teknoloji kullanır. Bluetooth, frekans bandını 79 kanala böler ve her saniye 1600 kere rastgele olarak aralarında değişir.

Veri iletişimi sadece her iki cihaz da isterse oluşur. Başlatıcı, cevap verecek olandan sadece servislerini istemez aynı zamanda cevap veren için gereken onaylama ve güvenlik kısıtlamalarından da memnun olmalıdır. Bu işlem, her cihazın diğeri üzerinde kendisini zorlamasını önler. Eğer her iki taraf da tatmin olursa, eşleşme oluşur ve başlatıcı yönetici, cevap veren de yönetilen olur.



Resim 4.1. Bluetooth modül [34]

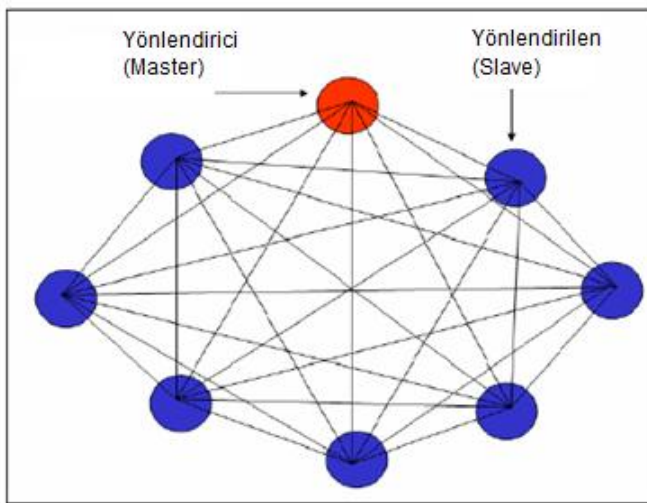
4.4. Bluetooth Şebeke Yapısı

Bluetooth, yakın konumdaki iki cihazın birbirlerini tanımalarını ve haberleşmeye başlamalarını destekler. Bluetooth ağları "Piconet" ve "Scatternet" şeklinde ikiye ayrılırlar.

4.4.1. Piconet

10 metre içerisindeki Bluetooth aygıtları birbirlerini bulabilme ve piconets adı verilen yerel ağları oluşturma yeteneğine sahiptir. Bir piconet 8 Bluetooth aygıtına destek verebilir. Bir piconet içerisinde Şekil 4.3'ten de anlaşılacağı gibi, kurulumları kabul eden bir yönlendirici (master) cihaz, 7 tane de yönlendirilen (slave) denilen farklı görevleri olan aygıtlar bulunur.

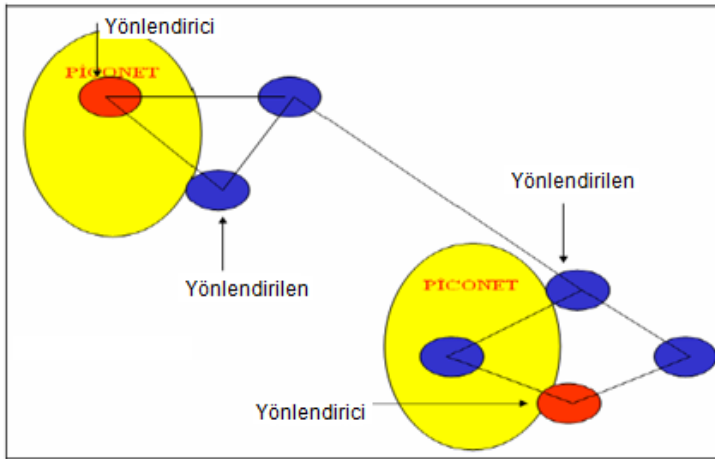
Yazıcılar ve tarayıcılar gibi bazı aygıtlar hizmet etmek içindir, masaüstü bilgisayarlar ve PDA'lar ise dinamiktir. Bluetooth aygıtları, aktif veya pasif olarak ayarlanabilir. Aktif iken, Bluetooth aygıtı ortamı araştırarak bağlanabileceği bir başka Bluetooth aygıtı arar. Pasif durumda iken, aktif bir Bluetooth aygıtının gelip bağlantı kurmasını bekler. Bluetooth aygıtları, birbirlerini buldukları zaman, kişilerinin iş kartlarını değiş tokuş yapması gibi tanımlarını değiş tokuş yapar. İlk merhabadan sonra, aygıtlar tek olan Bluetooth kimliklerini değiştirir, bu kimliğe Global ID denir. Örneğin, bir cep telefonu, yazıcı veya bir tarayıcı ile bağlantıyı kurduktan sonra yönetici olan, cevap veren aygıtın servislerine ihtiyaç duyup duymadığını kontrol eder, eğer karşılıklı görüşmeye devam etmek isterse çiftine bir cevap gönderir.



Şekil 4.3. Piconet ağ yapısı [36]

4.4.2. Scatternet

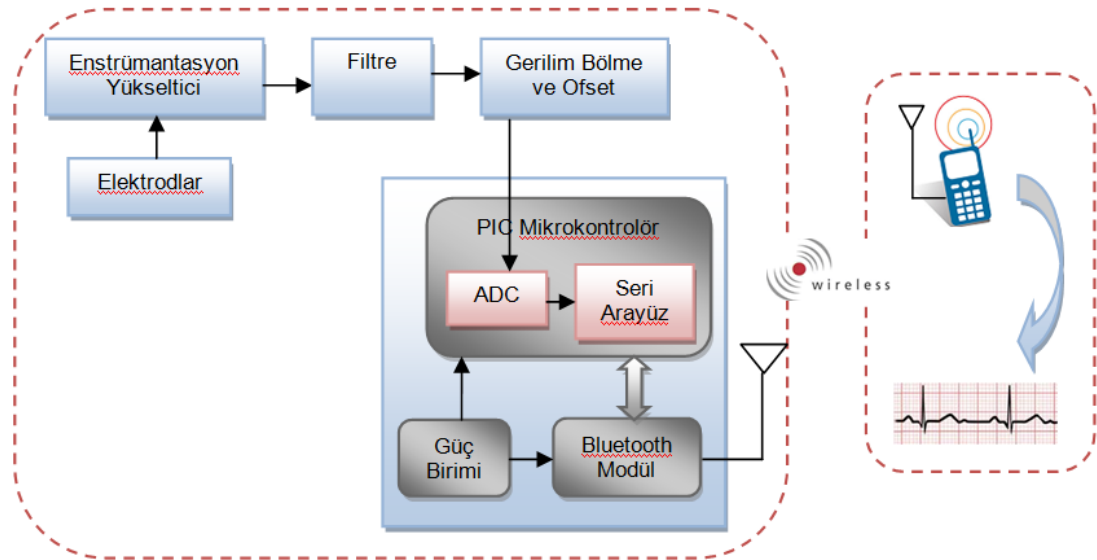
Daha esnek Bluetooth aygıt kurulumu yapabilmek için piconetlerin bir araya geldiği ağıdır. Bir scatternet, Şekil 4.4'te görülebileceği gibi, çeşitli küçük Bluetooth cihazlarının bulunduğu kümelerin aynı alan içerisinde haberleşmesini sağlar. Bluetooth aygıtları piconetlere kilitli olmaması yüzünden aygıtlar değiş tokuş yapabilir ve farklı piconetlere gönderilebilir [36].



Şekil 4.4. Scatternet ağ yapısı [36]

5. GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEM

Elektrodlarla elde edilen EKG bilgisi Bluetooth kablosuz haberleşme standardında, cep telefonuna aktarılmış, bilgilerin bu cep telefonu üzerinde eş zamanlı olarak görüntülenmesi sağlanmış, görüntülenen işaretlerin istenildiği anda kaydedilmesi ve GSM teknolojisi ile kablosuz olarak gönderilmesi gerçekleştirilmiştir. Bu sayede, kişi günlük yaşamına devam ederek hastaneye gitmeden tıbbi verilerinin ilgili kurumlara gönderilmesini sağlamış olur. Tasarlanan sistemin blok diyagramı Şekil 5.1'de verilmiştir.



Şekil 5.1. Tasarlanan sistemin blok diyagramı

Kişinin kolları ve sağ bacağına bağlanan elektrodlar yardımıyla alınan EKG işareti enstrümantasyon yükseltici ve filtre devreleri ile yükseltip filtrelendikten sonra mikroişlemci ile sayısal işarete çevrilerek Bluetooth ile iletilmiştir. Bluetooth ile gönderilen işaret cep telefonu tarafından alınarak ekranda görüntülenmesi sağlanmıştır. İstenilirse bu işaret Bluetooth aracılığı ile yakındaki (~ 10 metre) bir cep telefonuna ya da GSM şebeke aracılığı ile uzaktaki bir cep telefonuna aktarılabilir. Sistemin genel yapısı Şekil 5.2'de görülmektedir.

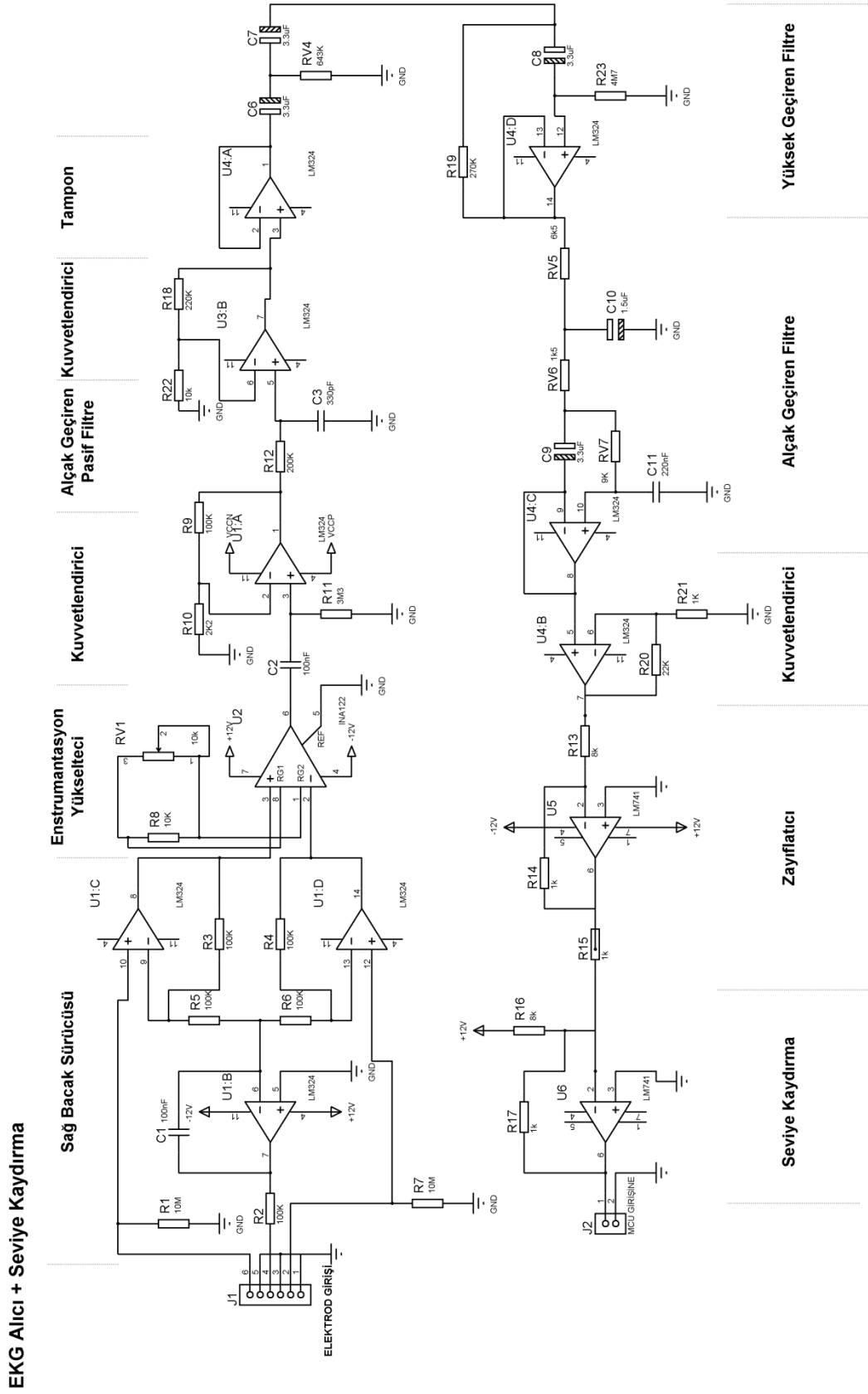


Şekil 5.2. Tasarlanan sistemin genel yapısı

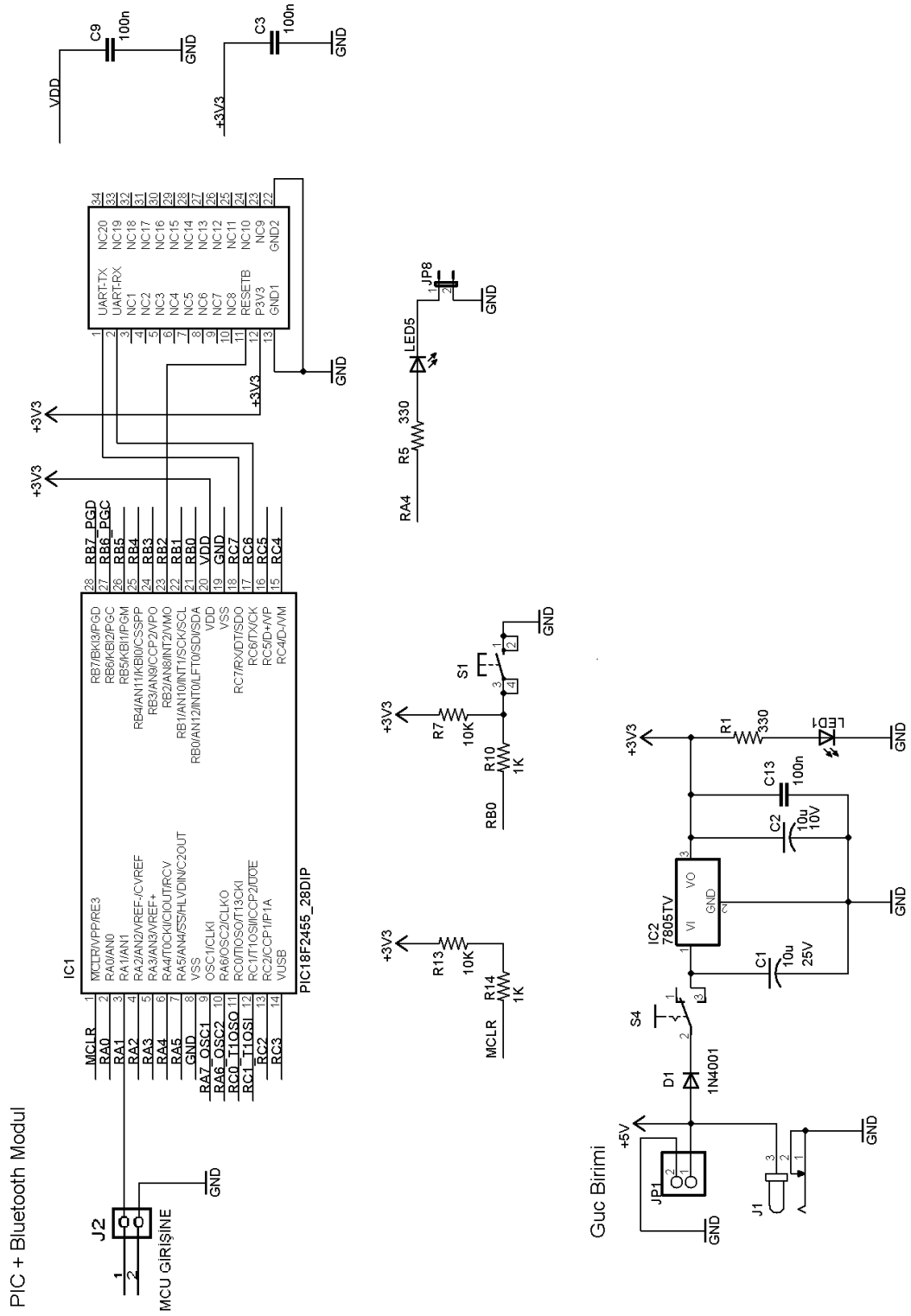
5.1. EKG Alıcı Devre

EKG işaretleri, insan vücudu üzerinden algılanan, kalbin elektriksel aktivitesi sonucu ortaya çıkan belli tipteki işaretlerdir. 0,05 mV - 10 mV genliğinde olan bu işaretler bir enstrümantasyon yükselteci ile kuvvetlendirilirken, çevresel etmenlerden oluşan biyolojik gürültü ve devredeki aktif ve pasif elemanlardan oluşan gürültüler alçak geçiren ve yüksek geçiren filtrelerle bastırılmaya çalışılmıştır.

Bu çalışmada EKG yükselteci olarak 3-elektrodlü sağ-bacak sürücülü bir yükselteç tasarlanmıştır. Tek kullanımlık Ag-CI elektrodlerden alınan işaretler, enstrümantasyon yükselteci olarak kullanılan INA122 işlemsel yükselteci ile yükseltilmiş ve band geçiren filtreden geçirilmiştir. Filtre tasarımında 0,02 Hz – 150 Hz bandı dikkate alınmış ve tasarım bu frekans bandına göre yapılmıştır. EKG alıcı devresi çıkışında 9 V_{p-p}'lik bir işaret elde edilmiştir. Oluşan bu EKG işaretini mikroişlemcinin analog örnekleme aralığı olan 0 - +3,3V gerilim seviyesine çekebilmek için gerilim bölme ve negatifteki işareti pozitifçe çekebilmek için seviye kaydırma işlemi yapılmıştır. Bu işlem için iki adet UA741 işlemsel yükselteci kullanılmıştır. Şekil 5.3'te tasarlanan sistemin devre şeması görülmektedir.



Şekil 5.3. Tasarlanan sistemin devre şeması



Çıkış işareti analogdur ve Bluetooth modül ile gönderebilmek için işaretin sayısal olması gerekmektedir. Bu nedenle çıkıştaki analog işaret mikroişlemci ile sayısal işarete çevrilir.

Devre beslemesi ± 12 Voltluk iki adet pil ile sağlanmaktadır. Böylece hasta üzerinden geçecek akım ve gerilim düşük seviyelerde tutularak hastanın kaçak akımlardan korunması sağlanmıştır. Devrenin pil ile çalışmasının sağlayacağı başka bir yarar da 50 Hz şebeke gürültüsünün düşük seviyede kalmasıdır. Böylece devreye 50 Hz band durdurucu filtre eklenmeden gerçek işarete çok yakın EKG işareti elde edilebilmektedir. Elde edilen bu işaret Resim 5.1'de görülmektedir.



Resim 5.1. EKG işaretinin sayısal osilaskoptaki görüntüsü

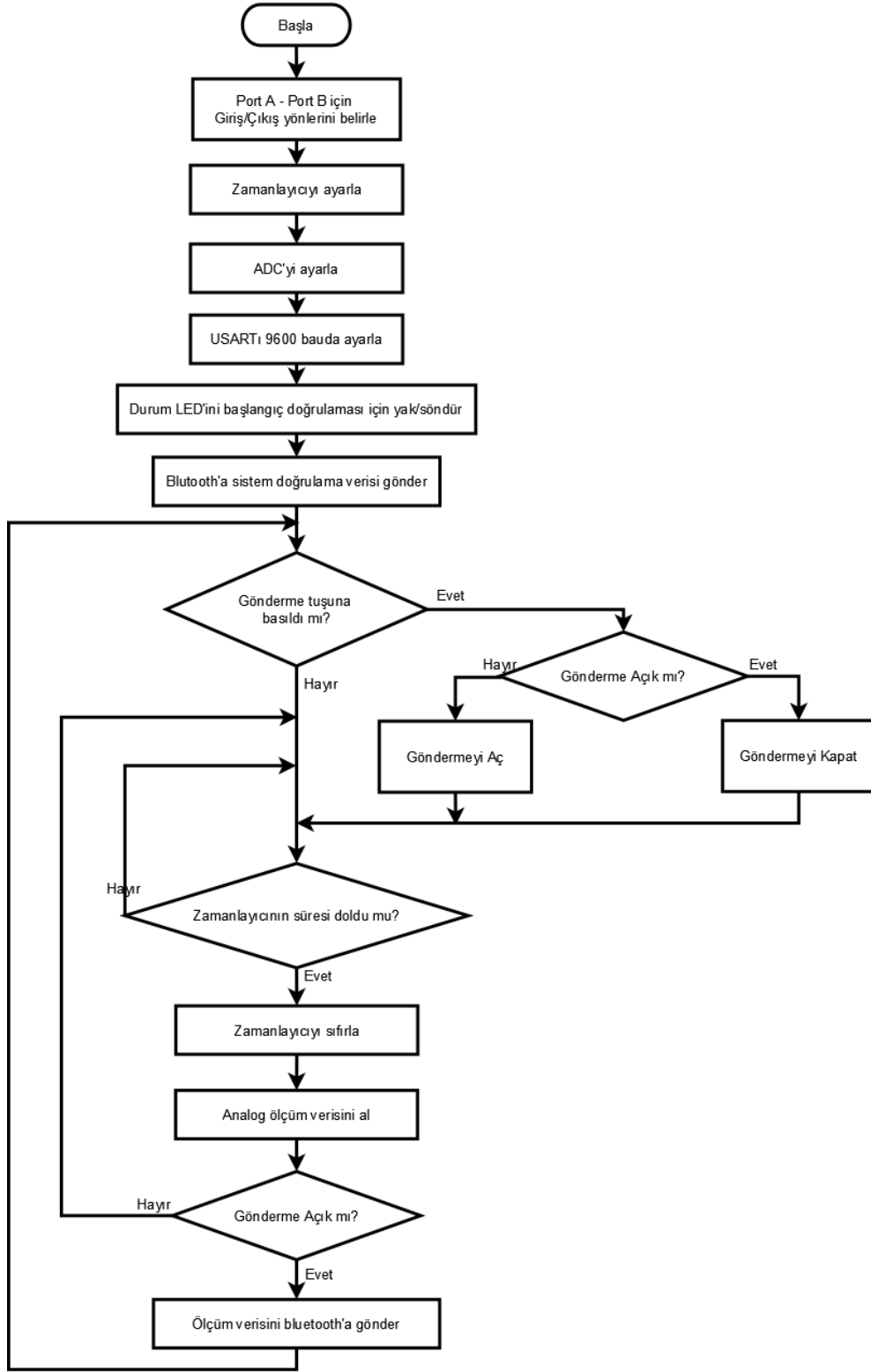
5.2. Analog İşaretin Sayısal İşarete Çevrilmesi ve Bluetooth ile İletilmesi

PIC mikroişlemcinin (PIC18F25K20) analog girişine gelen EKG işaretini kendi içinde bulunan analog-sayısal çeviricisi ile sayısala çevirir. Bu çevrim sırasında analog işaret örneklenmektedir. İşaretin sayısala çevrimi sırasında oluşabilecek örtüşme ve gürültü bileşenlerini en aza indirebilmek için örnekleme frekansı 1024 Hz olarak ayarlanmıştır. 10 bitlik bir ADC kullanılmıştır. ADC'nin çözünürlüğü 3,2 mV'tur.

Sayısalaya çevrilmiş veri, PIC'in seri arayüz bağlantılarına bağlı olan Bluetooth modülüne (Sure Electronics GL-6B) iletilir. Bu arayüz basit bir UART bağlantısı olup; 9600 baud rate, 1 başlangıç biti, 8 data biti, 0 stop biti ve parity biti olmayacak şekilde düzenlenmiştir. Bluetooth modülü ise seri arayüzüne gelen bu veriyi kablosuz arayüzü ile Bluetooth formatında iletir.

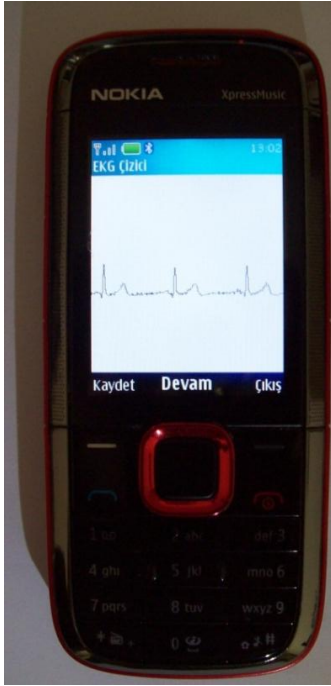
Kartın besleme gerilimi +3,3 V olup güç biriminde UA78M33C lineer gerilim regülatör entegresi kullanılmıştır. Bu entegre 35V'a kadar olan giriş beslemesini +3,3V'a çevirir. +3,3V hem PIC hem de Bluetooth beslemesinde kullanılmaktadır.

Kart üzerinde ayrıca kartın durumu hakkında bilgi veren iki adet LED bulunmaktadır. Bu LED'lerden kırmızı LED on/off anahtarının açık olduğunu gösterirken, yeşil LED EKG işaretinin Bluetooth aracılığı ile gönderilip gönderilmediğini gösterir. Veri gönderilmesi kontrol işlemi PIC'e bağlı olan bir push-button anahtar ile sağlanır. Kart başlangıçta herhangi bir işaret göndermez. Bu anahtara basılarak gönderme aktif hale getirilir (aynı anda yeşil LED yanar). Anahtara tekrar basılırsa gönderme engellenmiş olur (yeşil LED söner). PIC mikroişlemcisine ait olan programın akış diyagramı Şekil 5.4'te, mikroişlemci ve Bluetooth modülün devresi de Şekil 5.5'de görülmektedir.



Şekil 5.4. PIC programının akış diyagramı

Gerekli bağlantılar yapıldıktan ve EKG Çizici programı çalıştırıp gönderme aktif hale getirildikten sonra Resim 5.2'deki gibi EKG işareti cep telefonu ekranından izlenebilir.



Resim 5.2. Cep telefonunda EKG işaretinin görüntülenmesi

5.3. EKG Çizici Cep Telefonu Programı

Sistemin uygulama kısmında kullanılan cep telefonu Symbian İşletim Sistemi olan Series 40 (S40) tabanlı bir telefondur. EKG Çizici programı java dilinde yazılmıştır.

5.3.1. Symbian işletim sistemi ve series40 tabanlı cep telefonu

Donanım ile kullanıcı arasında işlevi olan işletim sistemlerinden olan Symbian, 32-Bitlik bir işletim sistemi olarak, maliyeti düşük ve güç tüketimi az olan mobil cihazlar için tasarlanmış bir işletim sistemidir. Açık bir sistem olan Symbian, bu avantajı ile üzerinde en çok program uygulama geliştirilen bir

işletim sistemi konumundadır. Bu sistemin en önemli özellikleri şöyle sıralanabilir:

- Açık uygulama geliştirme ortamı
- Çok görevlilik
- Esnek kullanıcı ara yüzü
- Nesne tabanlı
- Standartlar ve birlikte işlerliğe açık
- Sağlamlık
- Enerji tasarrufu [37].

Series 40 tabanlı telefonların tercih edilme sebebi ise dünyada en çok kullanılan, yüz milyonlarca mobil telefonda çalışan bir platform olmasıdır.

Symbian İşletim sisteminde yazılan programlar genel olarak Java ve C++ dilleri ile yazılmaktadır.

Series 40 yazılım geliştirmek için bir kaç tane seçenek sunmaktadır. Bunlar, Java 2 Micro Edition (J2ME) uygulamaları, Flash uygulamaları ve Ajax uygulamalarıdır. Bu seçenekler içinde en fazla esneklik ve güce sahip olanı ise J2ME uygulamalarıdır. Bu sebepten dolayı J2ME uygulaması geliştirilmiştir.

5.3.2. Java ve J2ME

Java Sun Microsystems firması tarafından geliştirilmiş olan üst seviye bir programlama dilidir. Java, C++ dili gibi nesne yönelimli bir programlama dilidir ancak bu dile göre çok daha sadeleştirilmiştir.

Java'nın üç çeşit sürümü bulunmaktadır. Bu sürümler; Java 2 Standart Edition (J2SE), Java 2 Enterprise Edition (J2EE) ve Java 2 Micro Edition (J2ME)'dir.

J2ME mobil telefonlar için geliştirilmiş ve temel olarak Java gibi yorumlanmış bir dildir. Java uyumlu cihazlar giderek daha çok üretilmekte ve piyasada yer bulmaktadır. Mobil cihazlar üzerinde çalışan başka yorumlanmış dillerde olsa J2ME öğrenim kolaylığı, açık standartları ve geniş cihaz desteği ile en çok tercih edilen geliştirme ortamıdır.

J2ME ev uygulamaları, güvenlik, savunma, otomotiv, endüstri, endüstriyel kontrol, multimedya, haberleşme gibi alanlarda yoğun olarak kullanılmaktadır. En çok kullanıldığı cihazlar ise cep telefonları, PDA, diğer gömülü cihazlar, televizyon alıcıları ve yazıcılar sayılabilir [37].

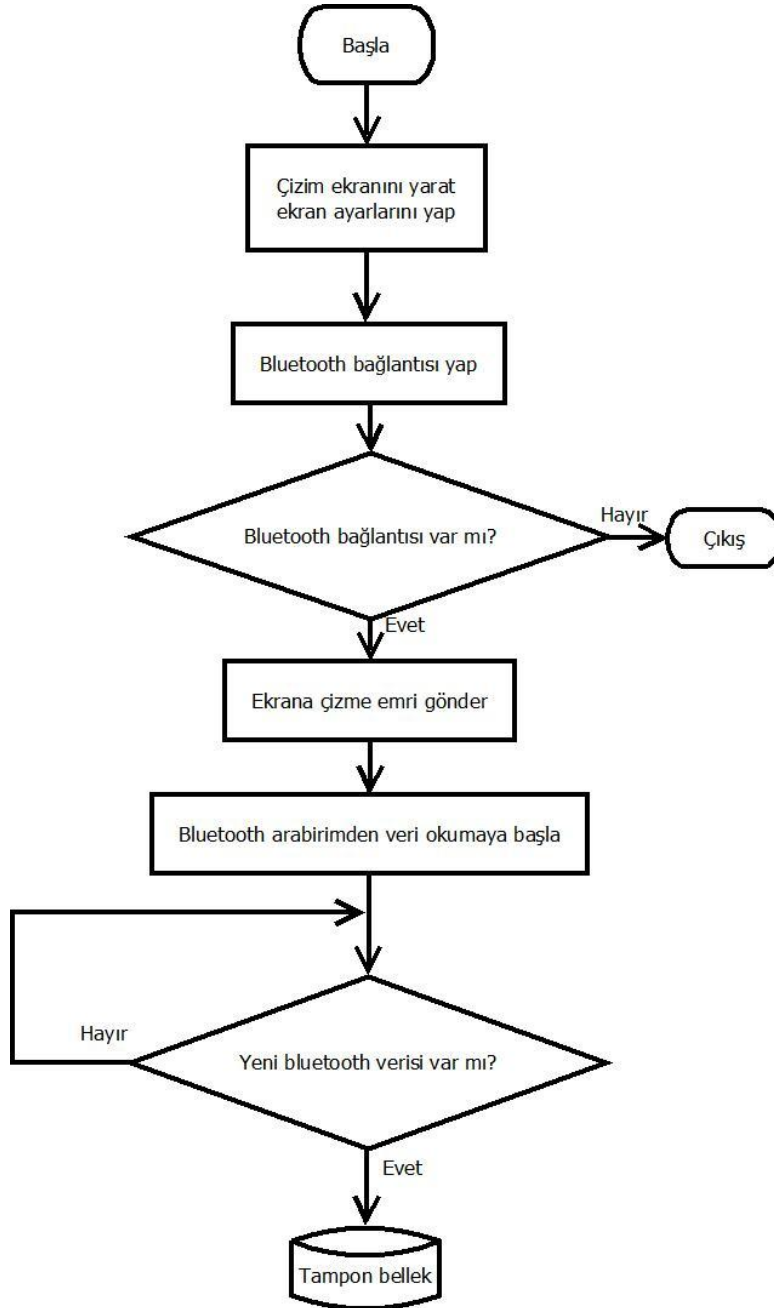
5.3.3. EKG çizici programının çalışma prensibi

EKG Çizici programı çalıştırıldıktan sonra cep telefonu ekranının arka planının rengi beyaz olarak ayarlanır, çizim ekranına programın ismi, Dur ve Çıkış yazıları yazılır. Bluetooth bağlantısının yapılıp yapılmadığı kontrol edilir. Bağlantı yapılmamış ise program otomatik olarak kapanır. Bağlantı yapılmış ise ekranın sağ üst köşesinde Bluetooth ikonu belirir ve mikroişlemcideki programın aktif olduğunu gösteren testere dişi dalga ekrana çizdirilir. Sistemden yeni veri gelene kadar ekranda bu işaret gözükür.

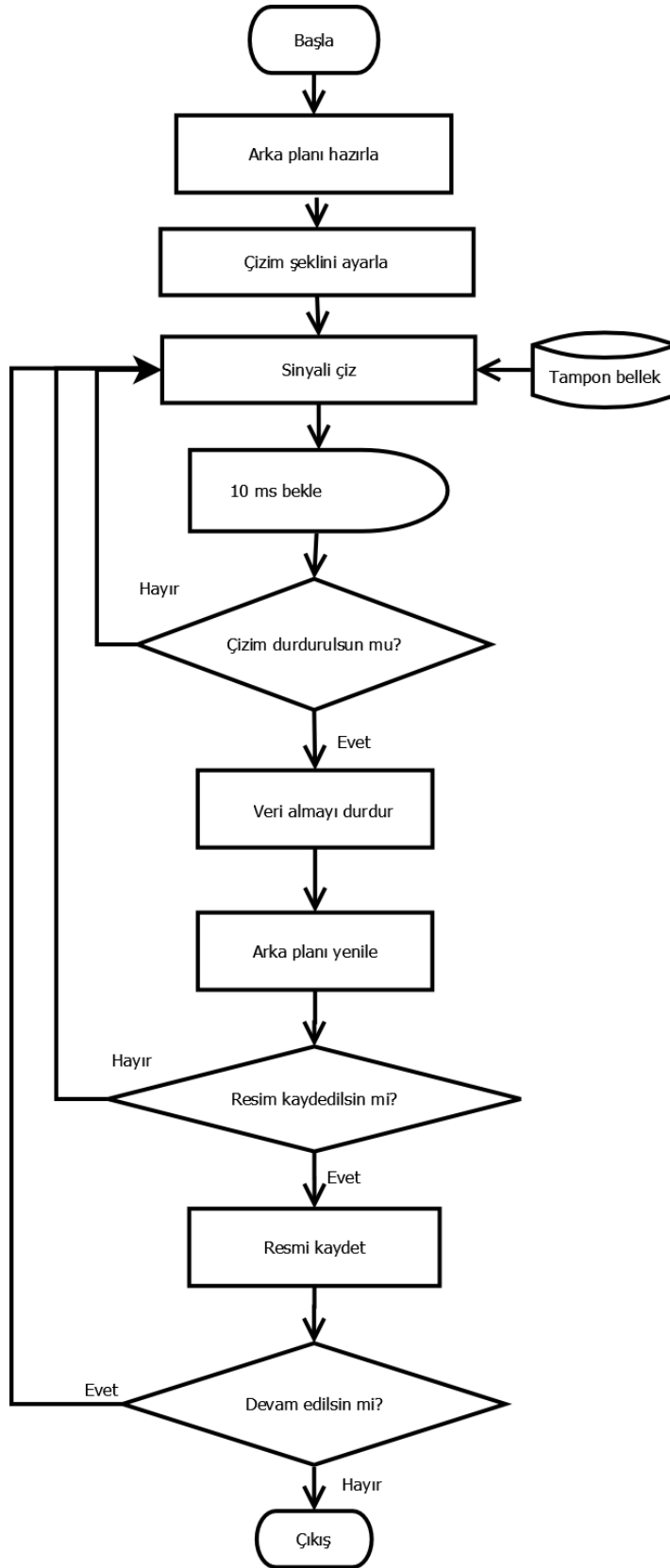
Gönderme butonuna basıldığında Bluetooth ile gönderilen EKG bilgisi Tampon Belleğe (Cep telefonunun RAM'i) kaydedilir. Tampon bellekteki veri alınarak çizim ekranına aktarılır ve EKG işareti çizilir. Program 10 ms aralıklarla Dur tuşuna basılıp basılmadığını denetler, basılmış ise veri alımını durdurur.

Çizim ekranında Kaydet, Devam, Çıkış seçenekleri belirir. Kaydete basılır ise ekran görüntüsü 175 KB boyutunda png (Portable Network Graphics - Taşınabilir Ağ Grafiği) formatında resim olarak kaydedilir. Kayıt işlemi bittikten sonra Devam tuşuna basılırsa EKG işareti ekranda çizilmeye devam edilir. Çıkış tuşuna basılırsa program kapatılır. Ana programa ait akış

diyagramı Şekil 5.5'de, çizim ekranına ait akış diyagramı da Şekil 5.6'da gösterilmektedir.



Şekil 5.5. Ana program akış diyagramı



Şekil 5.6. Çizim ekranı akış diyagramı

Çizelge 5.1'e göre maksimum enerji harcanması durumunda kontrol kartının yaklaşık 175 mA, EKG alıcı kartının ise 8 mA akım çektiği görülmektedir. Cihazın beslemeleri dikkate alındığında her iki kartın da maksimum dayanma süreleri 7 saat olarak hesaplanmaktadır. Cihazın günde 5 dakika çalıştırılarak veri gönderildiği düşünüldüğünde 84 güne kadar piller dayanmaktadır.

Çizelge 5.1. Sistem performansı

Kontrol Kartı		EKG Alıcı Kartı	
GL-6B Bluetooth Modül	10,3 mA	UA741CN (2 Adet)	3,3 mA
PIC18F25K20	25 mA	INA122P	0,06 mA
UA78M33C	100 mA	LM324A (2 Adet)	1,4 mA
LED (2 Adet)	40 mA		
TOPLAM	175 mA	TOPLAM	8 mA
9V 1.2 Ah pil ile yaklaşık 7 saat		12 V 58 mAh pil ile yaklaşık 7 saat	

Çizelge 5.2'de tasarlanan sisteme ait çalışma ve depolama sıcaklıkları verilmektedir. Kullanılan aktif elemanların çalışma ve depolama sıcaklık değerlerini gösteren tabloya göre sistemin çalışma sıcaklık aralığı 0°C - 70°C, depolama sıcak aralığı -40°C - 125°C'dir.

Çizelge 5.2. Sistem çalışma ve depolama sıcaklıkları

	Çalışma Sıcaklığı		Depolama Sıcaklığı	
	Min	Max	Min	Max
GL-6B Bluetooth Modül	-40°C	150°C	-40°C	150°C
PIC18F25K20	-40°C	125°C	-65°C	150°C
UA78M33C	0°C	125°C	-40°C	150°C
UA741CN	0°C	70°C	-65°C	150°C
INA122P	-55°C	85°C	-55°C	125°C
LM324A	0°C	70°C	-65°C	150°C
SİSTEM	0°C	70°C	-40°C	125°C

Tasarlanan sisteme ait elemanların perakende fiyatları dikkate alınarak Çizelge 5.3'te görülen maliyet hesabı yapılmıştır. Sistemin maliyetinin seri üretime geçilmesi durumunda düşeceği görülmektedir.

Çizelge 5.3. Sistem maliyet hesabı

Malzeme	Birim Fiyatı (TL)	Adet	Toplam Fiyat (TL)
Bluetooth Modül (GL-6B)	50	1	50
PIC 18F25K20	8	1	8
UA78M33C	1	1	1
UA741CN	0,5	2	1
INA122P	15	1	15
LM324A	1	2	2
Şeffaf Led	0,5	2	1
Direnç, Kondansatör	2		2
On/Off Anahtarı	2	1	2
Push Buton	1	1	1
9V pil yuvası	1	2	2
12V pil yuvası	1	1	1
9 pin D-SUB Konnektör (Erkek- Dişi)	3	1	3
9V pil	2	1	2
12V pil	2	2	4
Kutu	5	1	5
Elektrod Kablosu	5	3	15
Tek Kullanımlık Elektrod (100 adet)	15	1	15
Toplam Maliyet			130

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmada hastadan alınan EKG işareti cep telefonuna Bluetooth modül ile iletilmiş ve Java diliyle yazılan EKG Çizici programı ile telefonda görüntülenmesi sağlanmıştır. Cep telefonunda görüntülenen EKG işareti Bluetooth ile yakındaki (yaklaşık 10 m) cep telefonuna ya da GSM şebekesi üzerinden MMS ya da elektronik posta ile uzaktaki bir cep telefonuna gönderilerek görüntülenmektedir. Böylece hasta ile doktor arasındaki mesafe ne kadar uzak olursa olsun veri akışı sağlanarak hastanın hastaneye gitmeden evden takibi sağlanmış olunur.

Verinin gönderilmesi Bluetooth ile sağlandığı için iletimin gerçekleştirilmesi sırasında herhangi bir sunucuya gerek yoktur.

EKG işareti resim olarak gönderildiği için gönderilen telefonda herhangi bir ek programa ihtiyaç yoktur.

Bu tür sistemlerde genellikle Windows Mobile işletim sistemi olan PDA telefonlar tercih edilmektedir. Series 40 tabanlı bir cep telefonu tercihi ile daha çok kullanıcıya hitap edilmiştir.

Kısa mesafeli gönderimlerde GSM ya da internet ağına ihtiyaç duyulmadan ücretsiz olarak Bluetooth ile aktarım sağlanmaktadır.

EKG alıcı devresi çıkışında elde edilen işaret incelenirken doğrudan DC gerilimle çalışan bir osilaskop ile kontrol edilmesi EKG işaretinde oluşabilecek şebeke gürültülerini en aza indirecektir.

Uygulaması yapılan sistemi üzerinde taşıyan hastanın dikkat etmesi gereken husus GSM şebekesi kapsamının dışına çıkmamasıdır. Cep telefonunun çekmediği bir yerde bulunulduğunda EKG işareti sadece Bluetooth ile

yakındaki bir cep telefonuna iletilecek, uzak mesafedeki cep telefonuna gönderilemeyecektir.

Kablosuz bağlantı teknolojisi gelişmeye devam ettikçe mobil sağlık alanındaki gelişmeler de devam edecektir. Bu sistemler sayesinde kaliteli sağlık hizmetleri daha kısa sürede alınabilecektir.

Uygulamanın ileriki safhası olarak cep telefonunda görüntülenen EKG işaretinin analizi düşünülebilir. Yazılım ile EKG işareti incelenerek hastalık olup olmadığı tespit edilebilir. Acil bir durumla karşılaşırsa sistemin doktorun cep telefonuna uyarı mesajı göndermesi sağlanabilir.

Sistem pille çalıştığı için 50 Hz'lik çentik filtre kullanılmamıştır. Uygulamanın güç kaynağı ile çalıştırılması durumunda 50 Hz çentik filtre ve hasta ile EKG alıcı devresini birbirinden ayıracak ve hastanın elektriksel yalıtımını sağlayacak optokuplör devreye eklenmelidir.

KAYNAKLAR

1. European Society of Cardiology, "Annual Report of the European Society of Cardiology 2009", **ESC, Spain**, 15, 2009.
2. Aslantaş V., Kurban R., "Cep Bilgisayarı (Pda) Tabanlı Taşınabilir Kablosuz Elektrokardiyogram İzleme Ve Alarm Sistemi", **Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu ve Fuarı**, ELECO 2006, 6-10, Bursa, Aralık 2006.
3. X., Wu S., Bai Y., "An ECG Wireless Monitoring Instrument Based on GPRS", **International Conference on Complex Medical Engineering**, 238-241, 9720378, China, 2007.
4. Elena, M., Quero, J. M., Toral, S., Tarrida, C., "Cardiosmart: Intelligent Cardiology Monitoring System Using GPS/GPRS Networks", **IECON 02-Industrial Electronics Society, IEEE 2002 28th Annual Conference**, 4, 3419– 3424, 7762022, Spain, 2002.
5. Zhu, Q., Wang, M., "A Wireless PDA-based Electrocardiogram Transmission System for Telemedicine", **Engineering in Medicine and Biology Society** 3807 – 3809, 9218680, China, 2006.
6. Park, C., Chou, P. H., "An Ultra-Wearable, Wireless, Low Power ECG Monitoring System", **Biomedical Circuits and Systems Conference**, BioCAS, IEEE, 241 – 244, 10146289, England, 2006.
7. Proulx, J., Clifford, R., Sorensen, S., "Development and Evaluation of a Bluetooth EKG Monitoring Sensor" **Computer-Based Medical Systems**, 507– 511, 9187352, USA, 2006.
8. Dong, J., Zhu, H., "Mobile ECG Detector Through GPRS/Internet", **Computer-Based Medical Systems 17th IEEE Symposium**, 485 –489, 8118409, USA, 2004.
9. Thaddeus, R. F., Wei, G., Welsh, M., "A Portable, Low-Power, Wireless Two-Lead EKG System", **Engineering in Medicine and Biology Society, 26th Annual International Conference of the IEEE**, 1, 2141 – 2144, 8255184, USA, 2004.
10. Janckulik, D., Krejcar, O., Martinovic, J., "Guardian – Personal Biotelemetric system", **Systems 3th International Conference** , 150 – 155, 9945367, Mexico, 2008.
11. Kabalcı, E., "PC Tabanlı Kablosuz EKG Biyotelemetri Sistemi Tasarımı ve Yapımı ", Yüksek Lisans Tezi, **Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, 12,16,18,19,22, 32, Ankara, Haziran 2006.

12. Fidan,U, Güler, N. F., “4 Kanallı Biyotelemetri Cihazı Tasarımı”, **Gazi Üniversitesi Müh. Mim. Fak. Der.**, Cilt 22, No 1, 7-12, 2007.
13. Yazıcı,Y, Gülçür, H. Ö., “Mobil Telefon Kullanarak Transtelefonik EKG ve Sıcaklık Ölçümü Yapabilen Bir Cihaz Tasarımı”, **Biyomot Sunumlar**, 253, 2005.
14. Zeybek, M, “Real Time Acquisition and Wireless Transmission Of ECG Signal”, Yüksek Lisans Tezi, **Dokuz Eylül Üniversitesi**, İzmir, Şubat 2007.
15. Eşme, E., “Uzaktan Kontrol Edilebilen Bir Kalp Cihazı Tasarımı ”, Yüksek Lisans Tezi, **Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, Konya, 19, 20, 28, 29, 30, 32, 2006.
16. Yurt, N., “e-Sağlık ve Teletıp”, **E-Sağlıkta Hukuk Çalıştayı**, 26-28 Mart 2008.
17. Avcı, C., Avtan, L., Özmen, M., “Robotik Cerrahi”, **Tübitak, Bilim ve Teknik**, 3,5:10, Haziran 2007.
18. Kurban, R., “Kablosuz Taşınabilir Uzaktan Sağlık İzleme Sistemi: Mobil Sağlık Danışmanı ”, Yüksek Lisans Tezi, **Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, 1, 18,19, Temmuz 2006.
19. Çoban, S., Engin, M., “Teletıp: Yöntem Ve Uygulamalar”, **Biyomot Sunumlar**, 226, 2005.
20. Übeyli, E. D., Güler, İ., “Koruyucu Hekimlikte Bilgisayar Uygulamaları”, **3.Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu**, 244, Ankara, 2003.
21. Özçam, A., “Teletıp Projesi”, **2. e-Sağlık Kongresi**, Antalya, Ekim 2007.
22. Yazgan, E., Korürek, M., “Tıp Elektronik”, **İstanbul**, 4.1, 5.7, 5.8, 10.1, 11.66, 1996.
23. Turan, M., D, “Cep Telefonunun EKG Sinyalini Kaydederken Oluşturduğu Gürültünün Dalgacık Dönüşümü Analizi Yöntemi İle Süzülmesi”, **SAÜ. Fen Bilimleri Dergisi**, 11. Cilt, 1. Sayı, 38-41, 2007.
24. İnternet : <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>, (14.12.2008).
25. Canan, S., Elektrokardiyografi, **Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Sunusu**, 10, 11, 23, 24, 26, Ankara, 2004.

26. Kahveci,S., “Elektrokardiyogram İşaretlerinin Kablosuz İletimi”, **EEBM 11. Ulusal Kongresi**, İstanbul,2005.
27. İnternet: MEGEP, “Ekg Elektrodları”, http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/modul_pdf/523EO0286.pdf, 2008.
28. Güler, İ., “Elektrokardiyogram İşaretlerinin Ölçülmesi”, Tıp Elektronik Ders Notları, 45,2003.
29. İnternet: MEGEP, “Ekg Ölçümleri”, http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/modul_pdf/523EO0285.pdf, 2008.
30. İşcan,Z., “Biyolojik İşaretler ve Dönüştürücüler”,4, 2010.
31. İnternet: MEGEP, “Biyopotansiyel Yükselteçler”, http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/modul_pdf/522EE0155.pdf, 2008.
32. İnternet: MEGEP, “Mikrodenetleyici ile Analog İşlemler”, http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/modul_pdf/523EO0022.pdf, 2007.
33. Güney, E., “Bluetooth Güvenliği”, **İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü**, 3,4, 2007.
34. Özçelik M.A., “Bluetooth Üzerinden Güvenli Veri İletimi”, Yüksek Lisans Tezi, **Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, 8, 2006.
35. Tuzcu, G., Atamtürk, A., “Bluetooth Nedir?”, LLP Erasmus Staj Sunusu, 16, 17, 2009.
36. İnternet: MEGEP, “Kablosuz Ağ Sistemleri”, http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/modul_pdf/481BB0005.pdf, 2006.
37. Mercanlı, A.S., “Mobil İmzada Güvenliğin Artırılması İçin Farklı Yöntemlerin Geliştirilmesi”, Yüksek Lisans Tezi, **Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, 10, 2008.

EKLER

EK-1: KULLANIM KLAVUZU

- Hastanın sağ el bileği, sol el bileği ve sağ ayak bileğine tek kullanımlık elektrodlar yapıştırılır ve data kabloları bu elektrodla ra bağlanır. Bağlantılar yapılırken sarı kablonun sağ ayak bileğine, yeşil kablonun sağ el bileğine ve kırmızı kablonun sol el bileğine bağlanmasına dikkat edilmelidir. Resim 1.1'de cihazın kutulanmış hali ve elektrodla r görülmektedir.



Resim 1.1. Cihaz ve elektrodla r

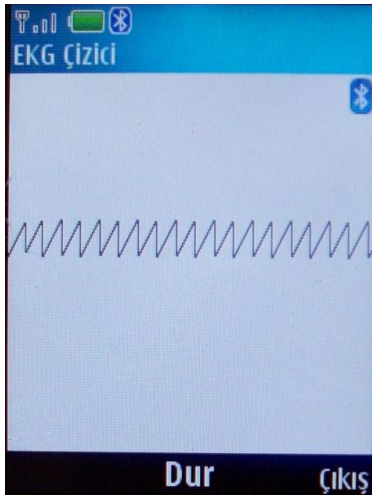
- Vücud a bağlantıla r yapıldıktan sonra data kablosunun konnektörü sisteme takılır.
- Kutu üzerinde bulunan on/off anahtarı açılır ve kırmızı güç LED'inin yandığı görülür. Yeşil LED ise iki kere yanar ve sner. Bu durum Resim 1.2'de gösterilmiştir.

EK-1(Devam): KULLANIM KLAVUZU



Resim 1.2. On/off anahtarı açık iken LED'lerin durumu

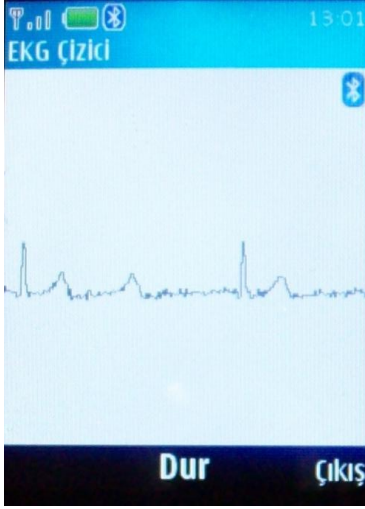
- Cep telefonunda EKG Çizici programı çalıştırılır.
- Sistem ile cep telefonu arasında Bluetooth bağlantısının kurulması beklenir.
- Bluetooth bağlantısı kurulduğunda cep telefonu ekranının sağ üst köşesinde Bluetooth ikonu çıkar.
- Ekranda testere dişi sinyal görüntülediğinde sistem hazırdır ve telefonda Resim 1.3'deki gibi bir ekran oluşur.



Resim 1.3. Sistem ile bağlantı kurulduğunda telefon ekranı

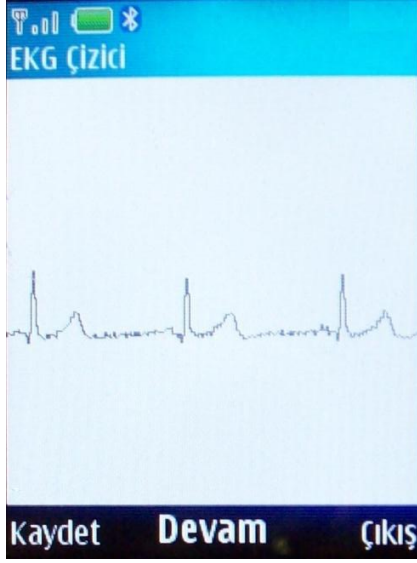
EK-1(Devam): KULLANIM KLAVUZU

- Kutu üzerindeki gönderme butonuna basıldığında yeşil LED yanar ve EKG sinyali cep telefonu ekranında görüntülenmeye başlar. EKG işareti Resim 1.4'deki gibi sürekli görüntülenir.



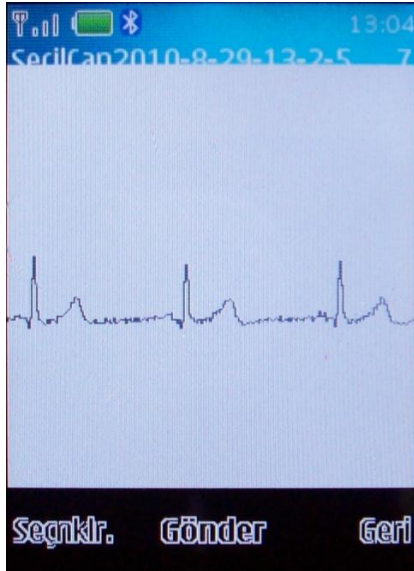
Resim 1.4. EKG işaretinin cep telefonunda görüntülenmesi

- İstenildiğinde Dur tuşuna basılarak görüntülenen sinyal durdurulur ve Resim 1.5'deki gibi ekrana gelen Kaydet seçeneği ile ekran görüntüsü kaydedilebilir.
- Kaydet tuşuna basıldığında cep telefonunda görüntünün kaydedileceği yeri belirten bir uyarı gelir.



Resim 1.5. EKG işaretinin cep telefonuna kaydedilmesi

- Bu uyarıya Evet denildiğinde EKG sinyalinin görüntüsü Hasta Adı-Soyadı-tarih-saat şeklinde png uzantılı resim olarak kaydedilir. Resim 1.6'da sinyalin kaydedilmiş resim hali görülmektedir.



Resim 1.6. Resim olarak kaydedilmiş EKG işareti

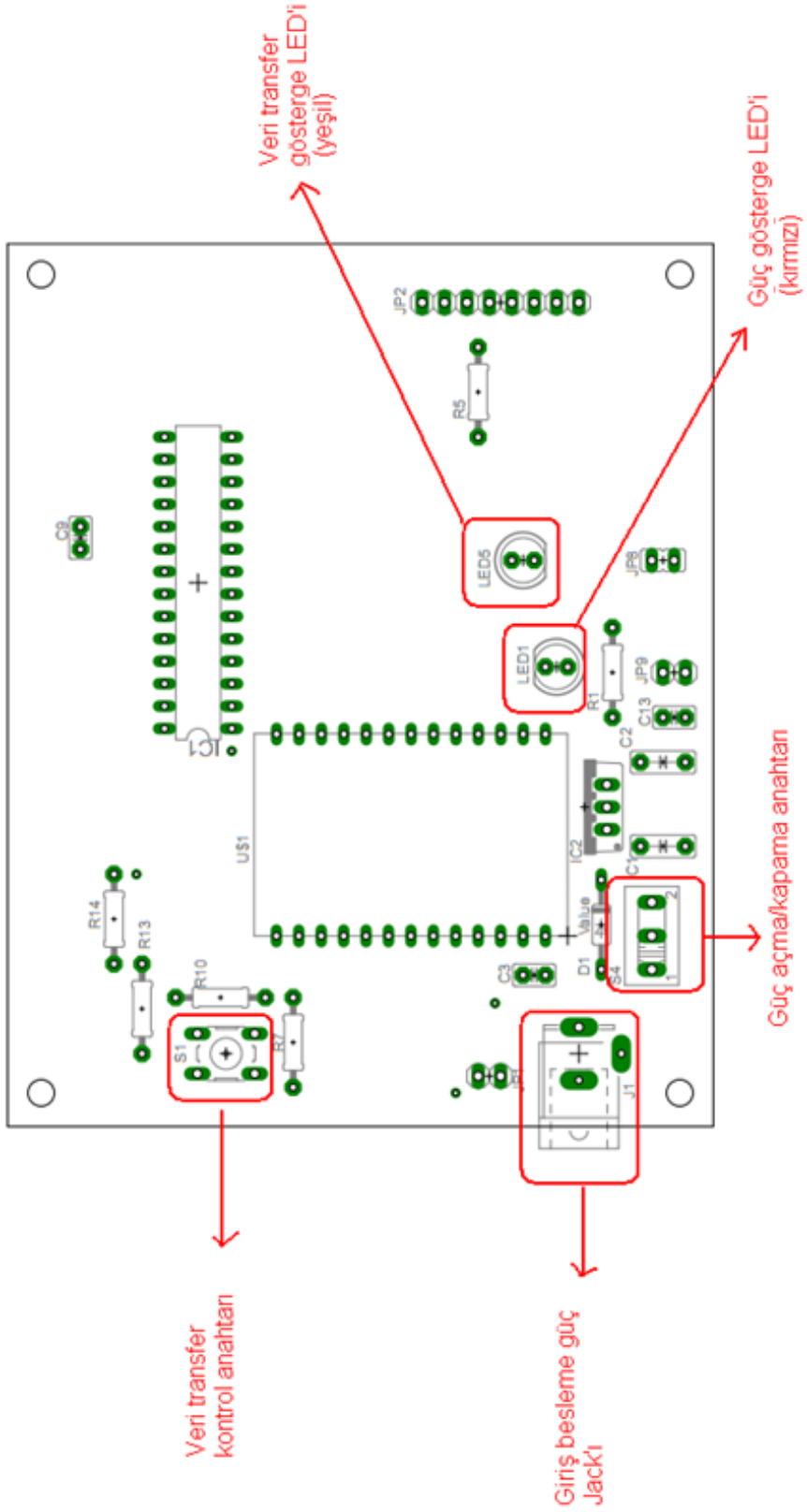
EK-1(Devam): KULLANIM KLAVUZU

- İstenilirse kaydedilen görüntü Bluetooth aracılığı ile yakın bir cihaza (cep telefonu, PDA, bilgisayar) ya da GSM şebekesi üzerinden elektronik posta ya da MMS olarak uzaktaki bir cep telefonuna iletilebilir.
- Görüntü kaydedildikten sonra programdan çıkılır ya da yeni EKG sinyalinin görüntülenebilmesi için devam edilebilir.

Dikkat Edilmesi Gerekenler;

- Ters EKG işareti görüntüleniyor ise sağ ve sol ele bağlanan kablolar ters bağlanmıştır.
- Elektrodların bir defa kullanılmasına dikkat edilmelidir. Aksi halde sinyalde kayıplar olacaktır.
- Cep telefonu ekranında bluetooth ikonu çıkmıyor ise;
 - Kutu üzerindeki on/off anahtarları kapalı olabilir.
 - Sistem ile cep telefonu birbirinden çok uzakta olabilir (Kapalı alanda 6-7 metre, açık alanda 10 metreden daha uzakta).
- Program çalıştırıldıktan sonra cep telefonu ekranında Uygulama Hatası yazıyor ise ya kutu üzerindeki on/off anahtarları açılmadan program çalıştırılmıştır ya da program kapatılmadan kutu üzerindeki on/off anahtarları kapatılmıştır.


EK-2: SİSTEMİN ÇALIŞTIRILMASI



Şekil 2.1. Kontrol kartının üstten görünümü

EK-2 (Devam): SİSTEMİN ÇALIŞTIRILMASI

Sistemin çalıştırılması için sıra ile aşağıdaki işlemler yapılmalıdır. Şekil 2.1'de kontrol kartının üstten görünümü verilmiştir.

- 1) J1 güç besleme Jack'ına 6-35 V arası bir voltaj beslemesi uygulanır. Sistem 6V'dan aşağı beslemeler için düzgün çalışmaz.
- 2) S4 anahtarı sağa çekilerek sistemin gücü açılır.
- 3) Aynı anda LED1 kırmızı LED'i yanar ve sistemin gücünün düzgün bir şekilde üretildiğini gösterir.
- 4) Kırmızı LED'in yanmasından sonra LED5 yeşil LED'i iki kere kısa süreliğine yanar ve söner. Bu PIC mikrokontrolörünün aktif olduğunu ve içinde yüklü olan kodun başarılı bir şekilde çalıştığını gösterir.
- 5) Cep telefonundaki EKG_Cizici.jar uygulaması çalıştırılır.
- 6) Bluetooth modülü ile bağlantı kurulduğunda cep telefonundaki çizim ekranının sağ üst köşesinde Bluetooth ikonu () belirir.
- 7) Bağlantı kurulur kurulmaz cep telefonu ekranında üçgen bir dalga görülmelidir. Bu dalga şekli EKG sinyalinden bağımsız olup test amaçlı basılan bir dalga şeklindedir.
- 8) Veri transferine başlamak için S1 kontrol anahtarına basılır.
- 9) Aynı anda LED5 yeşil LED'i yanar ve karttan veri gönderildiğini gösterir.
- 10) Cep telefonu ekranında EKG sinyali belirmelidir.
- 11) Herhangi bir anda S1 anahtarına basılarak veri gönderimi durdurulabilir. Bu durumda ekrandaki çizim de duracaktır.
- 12) Herhangi bir anda, gönderme devam ederken, cep telefonu ekranında Dur tuşuna basarak o anki görüntü durdurulup daha sonra gelen Kaydet seçeneği ile cep telefonuna görüntü kaydedilebilir. Devam tuşuna basılması ile tekrar ekranda veriler akmaya başlar.

Chapter1. Bluetooth Serial Converter UART Interface

9600bps

Key Features

- ✧ Bluetooth Spec v2.0+EDR Compliant
- ✧ Enhanced Data Rate (EDR) compliant with V2.0.E.2 of specification for both 2Mbps and 3Mbps modulation modes
- ✧ Class 2 Type Output Power
- ✧ Full Speed Bluetooth Operation with Full Piconet Support
- ✧ Scatternet Support
- ✧ 3.3V Operation
- ✧ Minimum External Components
- ✧ UART Interface
- ✧ Support for 8Mbit External Flash Onboard
- ✧ Support for 802.11Co-Existence
- ✧ RoHS Compliant



Product Description

GL-6B is a Class 2 Bluetooth module using BlueCore4-AudioROM chipset from leading Bluetooth chipset supplier Cambridge Silicon Radio.

This converter is used to convert a UART with 9600bps, one start bit, 8 data bits, one stop bit, no parity bit format to Bluetooth UART protocol. It can not talk to a same device but only to PC Bluetooth dongle. That is, it will create communication between an embedded microcontroller and a PC, but not between 2 embedded devices.

For the password, normally it doesn't need a password, when PC could find the converter, just double click it and the connection will be created. If it requests you to input password all the same, it shall be 0000 or 1234.

Applications

- ✧ Bluetooth Carkit
- ✧ PCs
- ✧ Computer Accessories

Bluetooth Serial Converter UART Interface 9600bps

◇ Access Points

Specifications

Operating Frequency Band	2.4GHz-2.48GHz unlicensed ISM band
Bluetooth Specification	V2.0+EDR
Output Power Class	Class2
Operating Voltage	3.3V
Host Interface	UART
Dimension	26.9mm(L)×13mm(W)×2.2mm(H)

* Specification are subject to change without prior notice

Electronics Characteristics

Absolute Maximum Ratings		
Rating	Min	Max
Storage Temperature	-40°C	+150°C
Supply Voltage	-0.4V	5.6V
Other Terminal Voltage	VSS-0.4V	VDD+0.4V

Recommended Operating Conditions		
Operating Conditions	Min	Max
Operating Temperature Range	-40°C	+150°C
Guaranteed RF Performance Range*	-40°C	+150°C
Supply Voltage	2.2V	4.2V

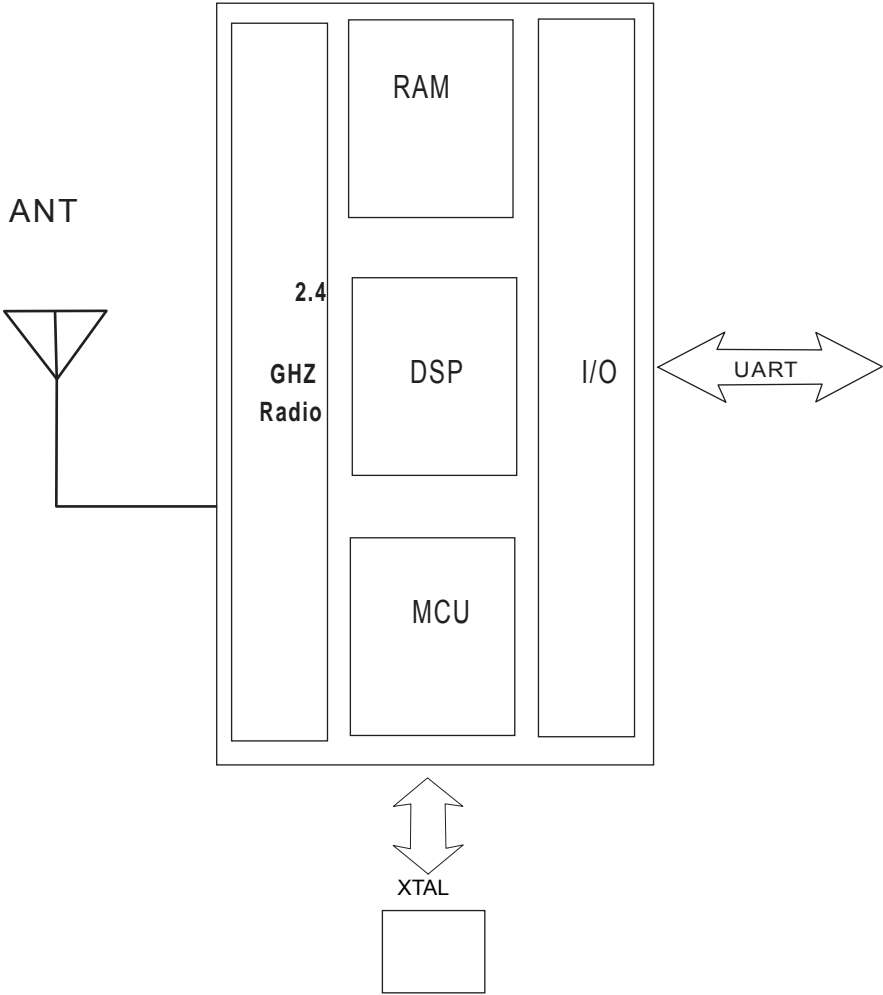
* Typical figures are given for RF performance between -40°C and +105°C.

Power Consumption

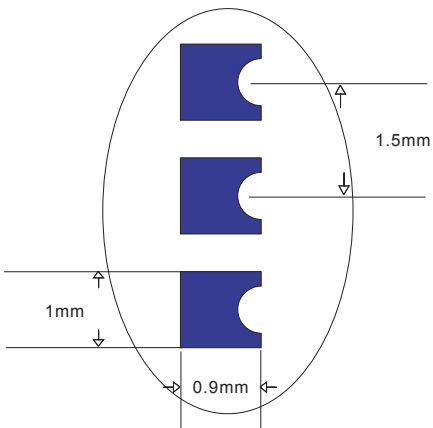
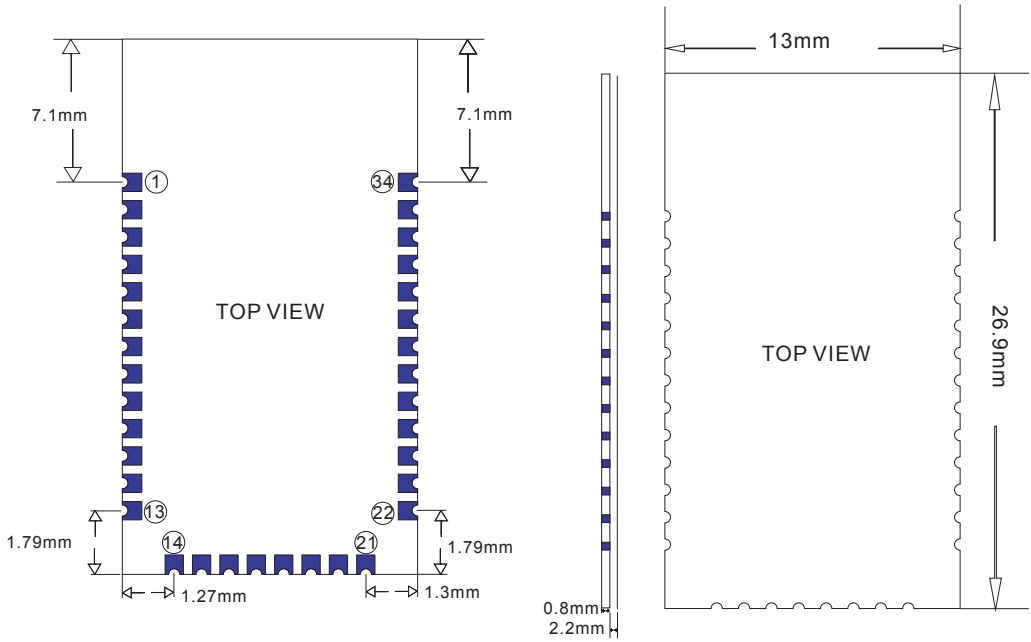
Operation Mode	Connection Type	UART Rate (Kbps)	Average	Unit
Page Scan	-	115.2	0.42	mA
ACL No Traffic	Master	115.2	4.60	mA
ACL with File Transfer	Master	115.2	10.3	mA
ACL 1.28s Sniff	Master	38.4	0.37	mA
ACL 1.28s Sniff	Slave	38.4	0.42	mA
Standby Host Connection	-	38.4	40	µA

* Low power mode on the linear regulator is entered and exited automatically when the chip enters/leaves Deep Sleep mode. For more information about the electrical characteristics of the linear regulator, see section 4 in this document.

Block Diagram



Dimension



Pin Configuration

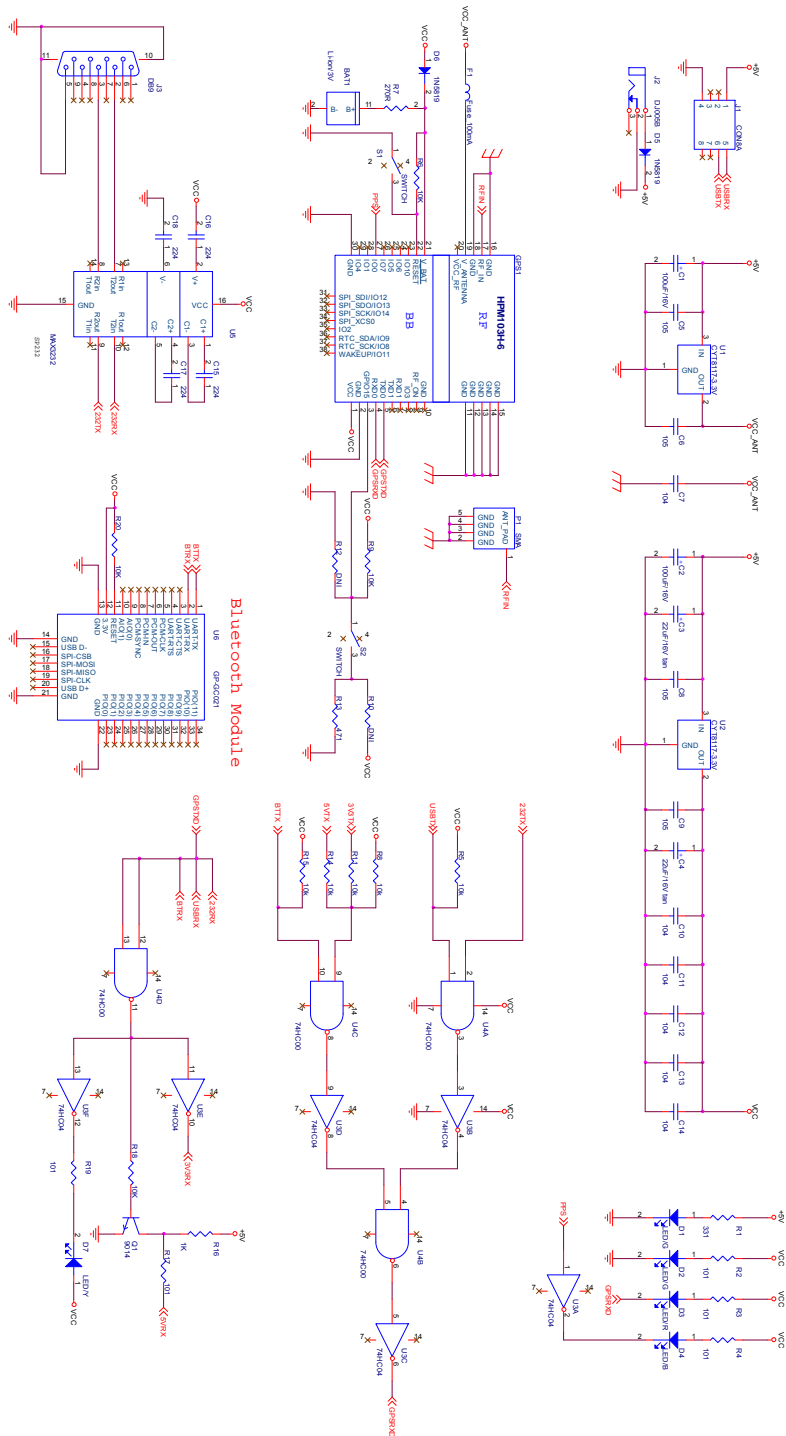
PIN NO.	NAME	TYPE	FUNCTION	RE-MARK
1	UART-TX	CMOS Output	UART Data Output	
2	UART-RX	CMOS Input	UART Data Input	

3	UART-CTS	CMOS Input	UART Clear to Send Active Low	
4	UART-RTS	CMOS Output	UART Request to Send Active Low	
5	NC	-	-	
6	NC	-	-	
7	NC	-	-	
8	NC	-	-	
9	NC	-	-	
10	NC	-	-	
11	RESETB	CMOS Input	Reset if low. Input debounced so must be for >5ms to cause a reset.	
12	3.3V	POWER	+3.3V Supply	For 3.3V Version
13	GND	GND	Ground	
14	GND	GND	Ground	
15	NC	-	-	
16	NC	-	-	
17	NC	-	-	
18	NC	-	-	
19	NC	-	-	
20	NC	-	-	
21	GND	GND	Ground	
22	GND	GND	Ground	
23	NC	-	-	
24	NC	-	-	
25	NC	-	-	
26	NC	-	-	
27	NC	-	-	
28	NC	-	-	
29	NC	-	-	
30	NC	-	-	
31	NC	-	-	
32	NC	-	-	
33	NC	-	-	
34	NC	-	-	

EK-3(Devam):GP-GC021-BLUETOOTH MODUL DATASHEET

Bluetooth Serial Converter UART Interface 9600bps

Application Schematics

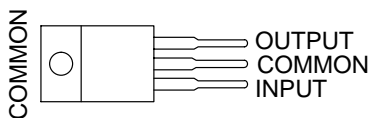


The μA78M10 and μA78M15 are
obsolete and are no longer supplied

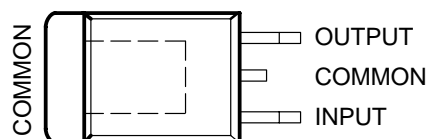
SLVS059K – JUNE 1976 – REVISED FEBRUARY 2003

- 3-Terminal Regulators
- Output Current Up To 500 mA
- No External Components
- Internal Thermal-Overload Protection
- High Power-Dissipation Capability
- Internal Short-Circuit Current Limiting
- Output Transistor Safe-Area Compensation

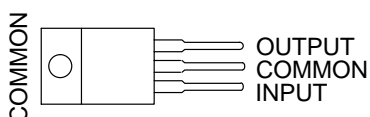
**KC (TO-220) PACKAGE
(TOP VIEW)**



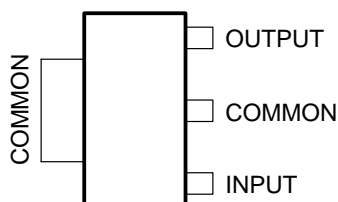
**KTP PACKAGE
(TOP VIEW)**



**KCS (TO-220) PACKAGE
(TOP VIEW)**



**DCY (SOT-223) PACKAGE
(TOP VIEW)**



description/ordering information

This series of fixed-voltage integrated-circuit voltage regulators is designed for a wide range of applications. These applications include on-card regulation for elimination of noise and distribution problems associated with single-point regulation. Each of these regulators can deliver up to 500 mA of output current. The internal current-limiting and thermal-shutdown features of these regulators essentially make them immune to overload. In addition to use as fixed-voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable output voltages and currents, and also as the power-pass element in precision regulators.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2003, Texas Instruments Incorporated

The μA78M10 and μA78M15 are
obsolete and are no longer supplied

SLVS059K – JUNE 1976 – REVISED FEBRUARY 2003

ORDERING INFORMATION

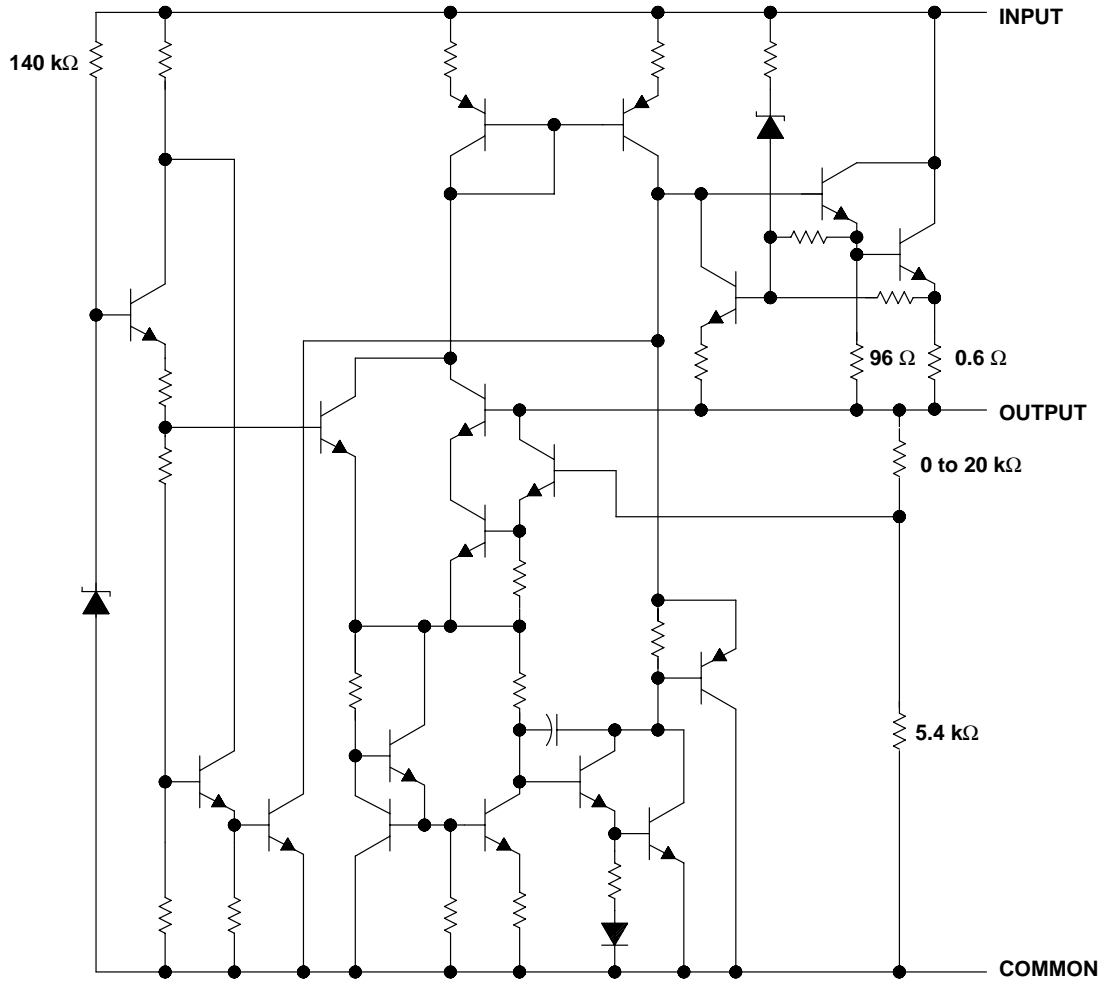
T _J	V _{O(NOM)} (V)	PACKAGE†		ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING
0°C to 125°C	3.3	Power Flex (KTP)	Reel of 3000	μA78M33CKTPR	UA78M33C
		SOT-223 (DCY)	Tube of 80	μA78M33CDCY	C3
			Reel of 2500	μA78M33CDCYR	
	TO-220 (KC)	Tube of 50	μA78M33CKC	UA78M33C	
	5	Power Flex (KTP)	Reel of 3000	μA78M05CKTPR	UA78M05C
		SOT-223 (DCY)	Tube of 80	μA78M05CDCY	C5
			Reel of 2500	μA78M05CDCYR	
		TO-220 (KC)	Tube of 50	μA78M05CKC	UA78M05C
	TO-220, short shoulder (KCS)	Tube of 20	μA78M05CKCS		
	6	Power Flex (KTP)	Reel of 3000	μA78M06CKTPR	UA78M06C
	8	Power Flex (KTP)	Reel of 3000	μA78M08CKTPR	UA78M08C
		SOT-223 (DCY)	Tube of 80	μA78M08CDCY	C8
			Reel of 2500	μA78M08CDCYR	
	TO-220 (KC)	Tube of 50	μA78M08CKC	UA78M08C	
9	Power Flex (KTP)	Reel of 3000	μA78M09CKTPR	UA78M09C	
12	Power Flex (KTP)	Reel of 3000	μA78M12CKTPR	UA78M12C	
	TO-220 (KC)	Tube of 50	μA78M12CKC	UA78M12C	

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at www.ti.com/sc/package.



The μA78M10 and μA78M15 are
obsolete and are no longer supplied

schematic



Resistor values shown are nominal.

absolute maximum ratings over virtual junction temperature range (unless otherwise noted)†

Input voltage, V_I	35 V
Package thermal impedance, θ_{JA} (see Notes 1 and 2): DCY package	53°C/W
(see Notes 1 and 3): KC/KCS package	25°C/W
(see Notes 1 and 3): KTP package	28°C/W
Operating virtual junction temperature, T_J	150°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	260°C
Storage temperature range, T_{stg}	-65°C to 150°C

† Stresses beyond those listed under “absolute maximum ratings” may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under “recommended operating conditions” is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

- NOTES: 1. Maximum power dissipation is a function of $T_{J(max)}$, θ_{JA} , and T_A . The maximum allowable power dissipation at any allowable ambient temperature is $P_D = (T_{J(max)} - T_A)/\theta_{JA}$. Selecting the maximum of 150°C can affect reliability.
 2. The package thermal impedance is calculated in accordance with JESD 51-7.
 3. The package thermal impedance is calculated in accordance with JESD 51-5.

recommended operating conditions

		MIN	MAX	UNIT	
V_I	Input voltage	μA78M33	5.3	25	V
		μA78M05	7	25	
		μA78M06	8	25	
		μA78M08	10.5	25	
		μA78M09	11.5	26	V
		μA78M10	12.5	28	
		μA78M12	14.5	30	V
I_O	Output current		500	mA	
T_J	Operating virtual junction temperature	0	125	°C	



The **μA78M10** and **μA78M15** are
obsolete and are no longer supplied

SLVS059K – JUNE 1976 – REVISED FEBRUARY 2003

**electrical characteristics at specified virtual junction temperature, $V_I = 8\text{ V}$, $I_O = 350\text{ mA}$, $T_J = 25^\circ\text{C}$
(unless otherwise noted)**

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	μA78M33C			UNIT	
		MIN	TYP	MAX		
Output voltage‡	$I_O = 5\text{ mA to }350\text{ mA}$, $V_I = 8\text{ V to }20\text{ V}$		3.2	3.3	3.4	V
		$T_J = 0^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$	3.1	3.3	3.5	
Input voltage regulation	$I_O = 200\text{ mA}$	$V_I = 5.3\text{ V to }25\text{ V}$		9	100	mV
		$V_I = 8\text{ V to }25\text{ V}$		3	50	
Ripple rejection	$V_I = 8\text{ V to }18\text{ V}$, $f = 120\text{ Hz}$	$I_O = 100\text{ mA}$, $T_J = 0^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$	62			dB
		$I_O = 300\text{ mA}$	62	80		
Output voltage regulation	$V_I = 8\text{ V}$, $I_O = 5\text{ mA to }500\text{ mA}$		20	100		mV
Temperature coefficient of output voltage	$I_O = 5\text{ mA}$, $T_J = 0^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$		-1			mV/°C
Output noise voltage	$f = 10\text{ Hz to }100\text{ kHz}$		40	200		μV
Dropout voltage			2			V
Bias current			4.5	6		mA
Bias current change	$I_O = 200\text{ mA}$, $V_I = 8\text{ V to }25\text{ V}$, $T_J = 0^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$				0.8	mA
	$I_O = 5\text{ mA to }350\text{ mA}$, $T_J = 0^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$				0.5	
Short-circuit output current	$V_I = 35\text{ V}$		300			mA
Peak output current			700			mA

† All characteristics are measured with a 0.33-μF capacitor across the input and a 0.1-μF capacitor across the output. Pulse-testing techniques maintain T_J as close to T_A as possible. Thermal effects must be taken into account separately.

‡ This specification applies only for dc power dissipation permitted by absolute maximum ratings.

**electrical characteristics at specified virtual junction temperature, $V_I = 10\text{ V}$, $I_O = 350\text{ mA}$, $T_J = 25^\circ\text{C}$
(unless otherwise noted)**

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	μA78M05C			UNIT	
		MIN	TYP	MAX		
Output voltage	$I_O = 5\text{ mA to }350\text{ mA}$, $V_I = 7\text{ V to }20\text{ V}$		4.8	5	5.2	V
		$T_J = 0^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$	4.75		5.25	
Input voltage regulation	$I_O = 200\text{ mA}$	$V_I = 7\text{ V to }25\text{ V}$		3	100	mV
		$V_I = 8\text{ V to }25\text{ V}$		1	50	
Ripple rejection	$V_I = 8\text{ V to }18\text{ V}$, $f = 120\text{ Hz}$	$I_O = 100\text{ mA}$, $T_J = 0^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$	62			dB
		$I_O = 300\text{ mA}$	62	80		
Output voltage regulation	$I_O = 5\text{ mA to }500\text{ mA}$		20	100		mV
	$I_O = 5\text{ mA to }200\text{ mA}$		10	50		
Temperature coefficient of output voltage	$I_O = 5\text{ mA}$, $T_J = 0^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$		-1			mV/°C
Output noise voltage	$f = 10\text{ Hz to }100\text{ kHz}$		40	200		μV
Dropout voltage			2			V
Bias current			4.5	6		mA
Bias current change	$I_O = 200\text{ mA}$, $V_I = 8\text{ V to }25\text{ V}$, $T_J = 0^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$				0.8	mA
	$I_O = 5\text{ mA to }350\text{ mA}$, $T_J = 0^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$				0.5	
Short-circuit output current	$V_I = 35\text{ V}$		300			mA
Peak output current			0.7			A

† All characteristics are measured with a 0.33-μF capacitor across the input and a 0.1-μF capacitor across the output. Pulse-testing techniques maintain T_J as close to T_A as possible. Thermal effects must be taken into account separately.



UA741

GENERAL PURPOSE SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIER

- LARGE INPUT VOLTAGE RANGE
- NO LATCH-UP
- HIGH GAIN
- SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- NO FREQUENCY COMPENSATION REQUIRED
- SAME PIN CONFIGURATION AS THE UA709

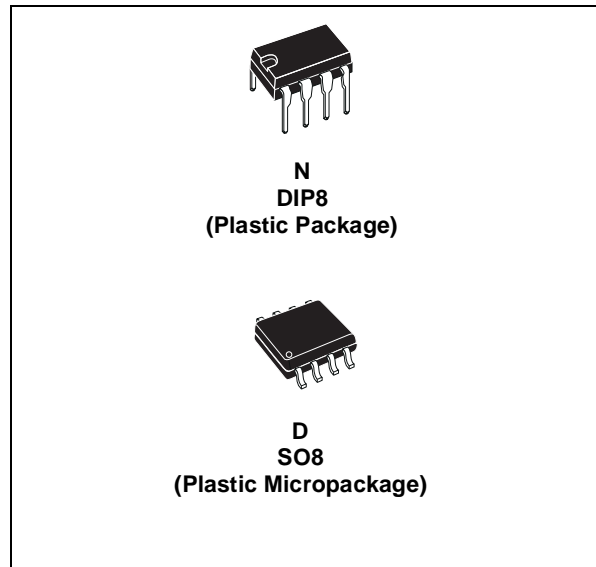
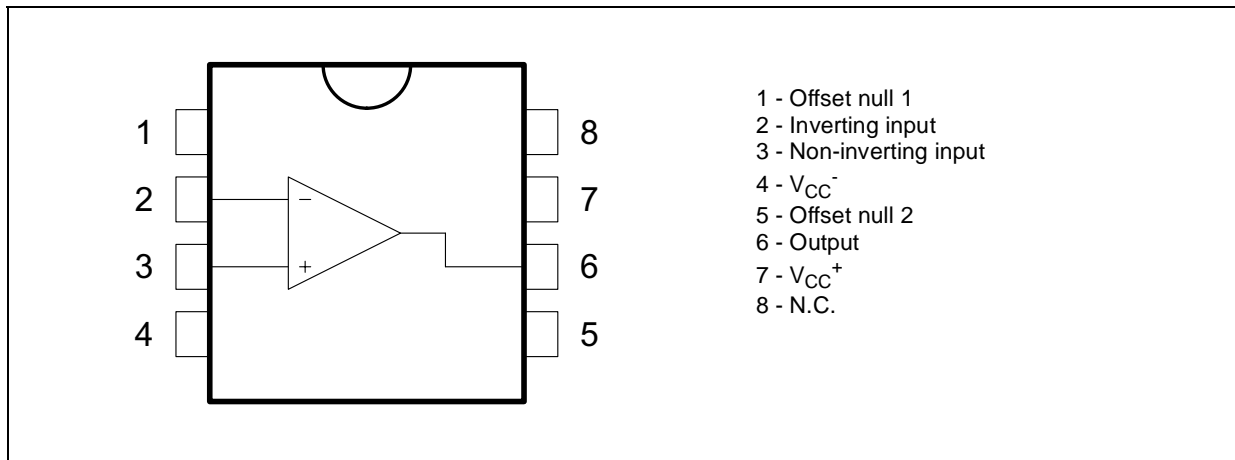
DESCRIPTION

The UA741 is a high performance monolithic operational amplifier constructed on a single silicon chip. It is intended for a wide range of analog applications.

- Summing amplifier
- Voltage follower
- Integrator
- Active filter
- Function generator

The high gain and wide range of operating voltages provide superior performances in integrator, summing amplifier and general feedback applications. The internal compensation network (6dB/octave) insures stability in closed loop circuits.

PIN CONNECTIONS (top view)



ORDER CODE

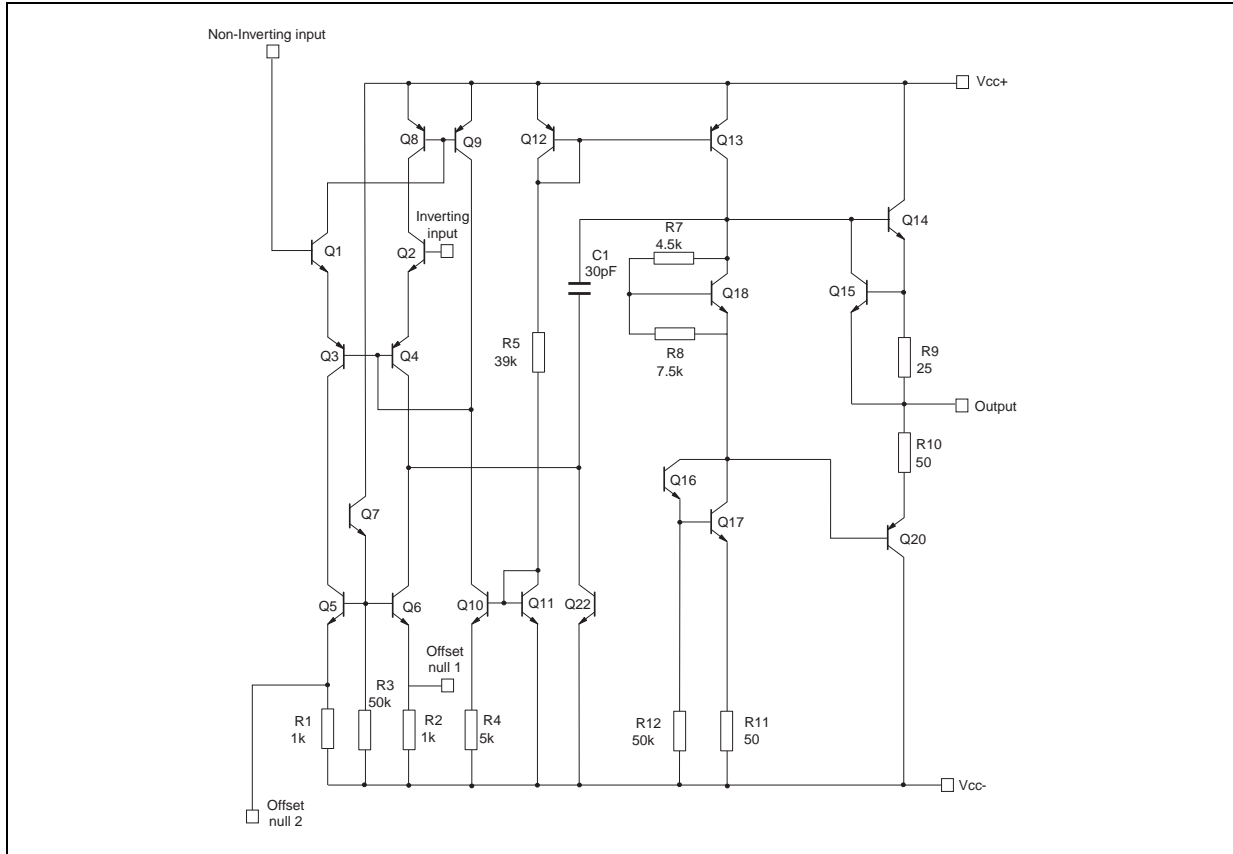
Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
UA741C	0°C, +70°C	•	•
UA741I	-40°C, +105°C	•	•
UA741M	-55°C, +125°C	•	•

Example : UA741CN

N = Dual in Line Package (DIP)
 D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)

UA741

SCHEMATIC DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	UA741M	UA741I	UA741C	Unit
V_{CC}	Supply voltage	±22			V
V_{id}	Differential Input Voltage	±30			V
V_i	Input Voltage	±15			V
P_{tot}	Power Dissipation ¹⁾	500			mW
	Output Short-circuit Duration	Infinite			
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

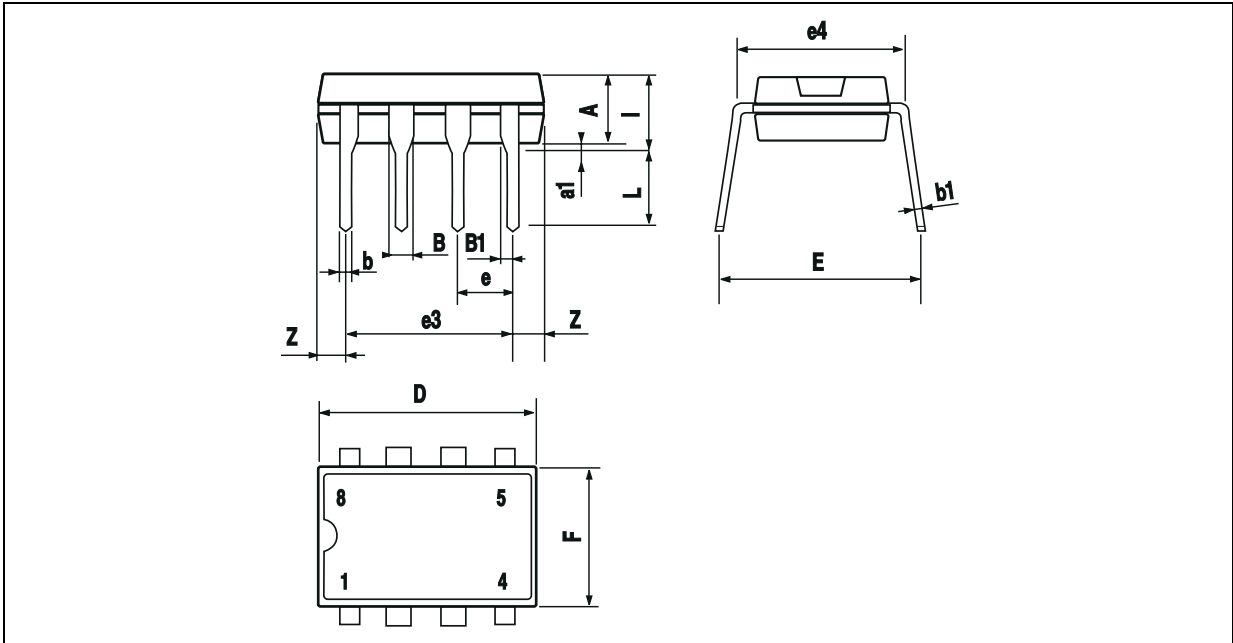
1. Power dissipation must be considered to ensure maximum junction temperature (T_j) is not exceeded.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS $V_{CC} = \pm 15V$, $T_{amb} = +25^{\circ}C$ (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Unit
V_{io}	Input Offset Voltage ($R_s \leq 10k\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		1	5 6	mV
I_{io}	Input Offset Current $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		2	30 70	nA
I_{ib}	Input Bias Current $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		10	100 200	nA
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain ($V_o = \pm 10V$, $R_L = 2k\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	50 25	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ($R_s \leq 10k\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	77 77	90		dB
I_{CC}	Supply Current, no load $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		1.7	2.8 3.3	mA
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	± 12 ± 12			V
CMR	Common Mode Rejection Ratio ($R_s \leq 10k\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	70 70	90		dB
I_{OS}	Output short Circuit Current	10	25	40	mA
$\pm V_{opp}$	Output Voltage Swing $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$				V
	$R_L = 10k\Omega$	12	14		
	$R_L = 2k\Omega$	10	13		
	$R_L = 10k\Omega$	12			
	$R_L = 2k\Omega$	10			
SR	Slew Rate $V_i = \pm 10V$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity Gain	0.25	0.5		V/ μs
t_r	Rise Time $V_i = \pm 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity Gain		0.3		μs
K_{ov}	Overshoot $V_i = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity Gain		5		%
R_i	Input Resistance	0.3	2		M Ω
GBP	Gain Bandwidth Product $V_i = 10mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $f = 100kHz$	0.7	1		MHz
THD	Total Harmonic Distortion $f = 1kHz$, $A_v = 20dB$, $R_L = 2k\Omega$, $V_o = 2V_{pp}$, $C_L = 100pF$, $T_{amb} = +25^{\circ}C$		0.06		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage $f = 1kHz$, $R_s = 100\Omega$		23		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$
ϕ_m	Phase Margin		50		Degrees

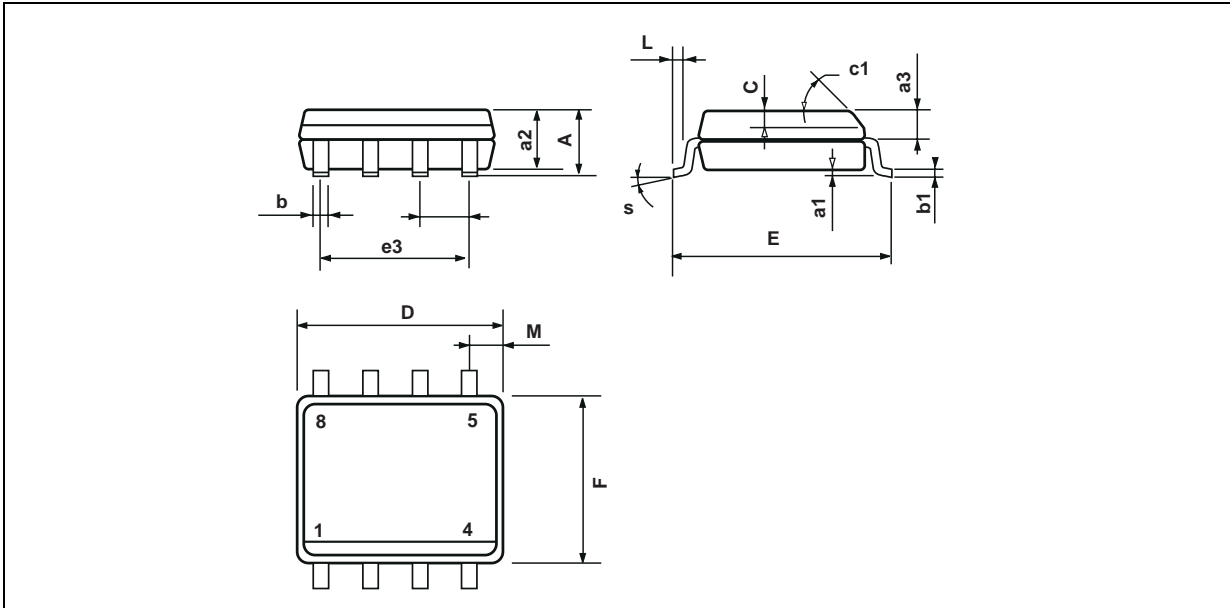
UA741

PACKAGE MECHANICAL DATA
8 PINS - PLASTIC DIP



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A		3.32			0.131	
a1	0.51			0.020		
B	1.15		1.65	0.045		0.065
b	0.356		0.55	0.014		0.022
b1	0.204		0.304	0.008		0.012
D			10.92			0.430
E	7.95		9.75	0.313		0.384
e		2.54			0.100	
e3		7.62			0.300	
e4		7.62			0.300	
F			6.6			0.260
i			5.08			0.200
L	3.18		3.81	0.125		0.150
Z			1.52			0.060

PACKAGE MECHANICAL DATA
8 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.75			0.069
a1	0.1		0.25	0.004		0.010
a2			1.65			0.065
a3	0.65		0.85	0.026		0.033
b	0.35		0.48	0.014		0.019
b1	0.19		0.25	0.007		0.010
C	0.25		0.5	0.010		0.020
c1	45° (typ.)					
D	4.8		5.0	0.189		0.197
E	5.8		6.2	0.228		0.244
e		1.27			0.050	
e3		3.81			0.150	
F	3.8		4.0	0.150		0.157
L	0.4		1.27	0.016		0.050
M			0.6			0.024
S	8° (max.)					

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of STMicroelectronics. Specifications mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

© The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics

© 2001 STMicroelectronics - Printed in Italy - All Rights Reserved
 STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES

Australia - Brazil - Canada - China - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Israel - Italy - Japan - Malaysia
 Malta - Morocco - Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom - United States

© <http://www.st.com>





**PIC18F23K20/24K20/25K20/
26K20/43K20/44K20/45K20/
46K20**

Data Sheet

28/40/44-Pin

Flash Microcontrollers
with 10-Bit A/D and nanoWatt Technology

Note the following details of the code protection feature on Microchip devices:

- Microchip products meet the specification contained in their particular Microchip Data Sheet.
- Microchip believes that its family of products is one of the most secure families of its kind on the market today, when used in the intended manner and under normal conditions.
- There are dishonest and possibly illegal methods used to breach the code protection feature. All of these methods, to our knowledge, require using the Microchip products in a manner outside the operating specifications contained in Microchip's Data Sheets. Most likely, the person doing so is engaged in theft of intellectual property.
- Microchip is willing to work with the customer who is concerned about the integrity of their code.
- Neither Microchip nor any other semiconductor manufacturer can guarantee the security of their code. Code protection does not mean that we are guaranteeing the product as "unbreakable."

Code protection is constantly evolving. We at Microchip are committed to continuously improving the code protection features of our products. Attempts to break Microchip's code protection feature may be a violation of the Digital Millennium Copyright Act. If such acts allow unauthorized access to your software or other copyrighted work, you may have a right to sue for relief under that Act.

Information contained in this publication regarding device applications and the like is provided only for your convenience and may be superseded by updates. It is your responsibility to ensure that your application meets with your specifications. MICROCHIP MAKES NO REPRESENTATIONS OR WARRANTIES OF ANY KIND WHETHER EXPRESS OR IMPLIED, WRITTEN OR ORAL, STATUTORY OR OTHERWISE, RELATED TO THE INFORMATION, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO ITS CONDITION, QUALITY, PERFORMANCE, MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR PURPOSE. Microchip disclaims all liability arising from this information and its use. Use of Microchip devices in life support and/or safety applications is entirely at the buyer's risk, and the buyer agrees to defend, indemnify and hold harmless Microchip from any and all damages, claims, suits, or expenses resulting from such use. No licenses are conveyed, implicitly or otherwise, under any Microchip intellectual property rights.

Trademarks

The Microchip name and logo, the Microchip logo, Accuron, dsPIC, KEELOQ, KEELOQ logo, microID, MPLAB, PIC, PICmicro, PICSTART, PRO MATE, PowerSmart, rfPIC, and SmartShunt are registered trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A. and other countries.


AmpLab, FilterLab, Linear Active Thermistor, Migratable Memory, MXDEV, MXLAB, PS logo, SEEVAL, SmartSensor and The Embedded Control Solutions Company are registered trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A.

Analog-for-the-Digital Age, Application Maestro, CodeGuard, dsPICDEM, dsPICDEM.net, dsPICworks, ECAN, ECONOMONITOR, FanSense, FlexROM, fuzzyLAB, In-Circuit Serial Programming, ICSP, ICEPIC, Mindi, MiWi, MPASM, MPLAB Certified logo, MPLIB, MPLINK, PICkit, PICDEM, PICDEM.net, PICLAB, PICtail, PowerCal, PowerInfo, PowerMate, PowerTool, REAL ICE, rLAB, rfPICDEM, Select Mode, Smart Serial, SmartTel, Total Endurance, UNI/O, WiperLock and ZENA are trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A. and other countries.

SQTP is a service mark of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A.

All other trademarks mentioned herein are property of their respective companies.

© 2007, Microchip Technology Incorporated, Printed in the U.S.A., All Rights Reserved.

 Printed on recycled paper.

Microchip received ISO/TS-16949:2002 certification for its worldwide headquarters, design and wafer fabrication facilities in Chandler and Tempe, Arizona, Gresham, Oregon and Mountain View, California. The Company's quality system processes and procedures are for its PIC[®] MCUs and dsPIC[®] DSCs, KEELOQ[®] code hopping devices, Serial EEPROMs, microperipherals, nonvolatile memory and analog products. In addition, Microchip's quality system for the design and manufacture of development systems is ISO 9001:2000 certified.

**QUALITY MANAGEMENT SYSTEM
CERTIFIED BY DNV
== ISO/TS 16949:2002 ==**


MICROCHIP
PIC18F2XK20/4XK20

28/40/44-Pin Flash Microcontrollers with 10-Bit A/D and nanoWatt Technology

Power-Managed Modes:

- Run: CPU on, peripherals on
- Idle: CPU off, peripherals on
- Sleep: CPU off, peripherals off
- Idle mode currents down to 1.0 μ A, typical
- Sleep mode current down to 0.1 μ A, typical
- Timer1 Oscillator: 1.0 μ A, 32 kHz, 1.8V, typical
- Watchdog Timer: 2.0 μ A, 1.8V, typical
- Two-Speed Oscillator Start-up

Peripheral Highlights:

- High-current sink/source 25 mA/25 mA
- Three programmable external interrupts
- Four independent input-change interrupts
- 8 independent weak pull-ups
- Programmable slew rate
- Capture/Compare/PWM (CCP) module
- Enhanced Capture/Compare/PWM (ECCP) module:
 - One, two or four PWM outputs
 - Selectable polarity
 - Programmable dead time
 - Auto-Shutdown and Auto-Restart
- Master Synchronous Serial Port (MSSP) module supporting 3-wire SPI (all 4 modes) and I²C™ Master and Slave modes with address mask
- Enhanced Addressable USART module:
 - Supports RS-485, RS-232 and LIN 2.0
 - RS-232 operation using internal oscillator block (no external crystal required)
 - Auto-Wake-up on Break
 - Auto-Baud Detect
- 10-bit, up to 14-channel Analog-to-Digital Converter module (ADC):
 - Auto-acquisition capability
 - Conversion available during Sleep
 - Internal 1.2V Fixed Voltage Reference (FVR) channel
 - Independent input multiplexing
- Dual analog comparators
 - Rail-to-rail operation
 - Independent input multiplexing
- Programmable On-Chip Voltage Reference (CVREF) module (% of VDD)

Flexible Oscillator Structure:

- Four Crystal modes, up to 64 MHz
- 4X Phase Lock Loop (available for crystal and internal oscillators)
- Two External RC modes, up to 4 MHz
- Two External Clock modes, up to 64 MHz
- Internal oscillator block:
 - 8 user selectable frequencies, from 31 kHz to 16 MHz
 - Provides a complete range of clock speeds from 31 kHz to 64 MHz when used with PLL
 - User tunable to compensate for frequency drift
- Secondary oscillator using Timer1 @ 32 kHz
- Fail-Safe Clock Monitor:
 - Allows for safe shutdown if primary or secondary oscillator stops

Special Microcontroller Features:

- C compiler optimized architecture:
 - Optional extended instruction set designed to optimize re-entrant code
- Self-programmable under software control
- Priority levels for interrupts
- 8 x 8 Single-Cycle Hardware Multiplier
- Extended Watchdog Timer (WDT):
 - Programmable period from 4 ms to 131s
- Single-supply 3V In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins
- Operating voltage range: 1.8V to 3.6V
- Programmable 16-level High/Low-Voltage Detection (HLVD) module:
 - Supports interrupt on High/Low-Voltage Detection
- Programmable Brown-out Reset (BOR)
 - With software enable option

PIC18F2XK20/4XK20

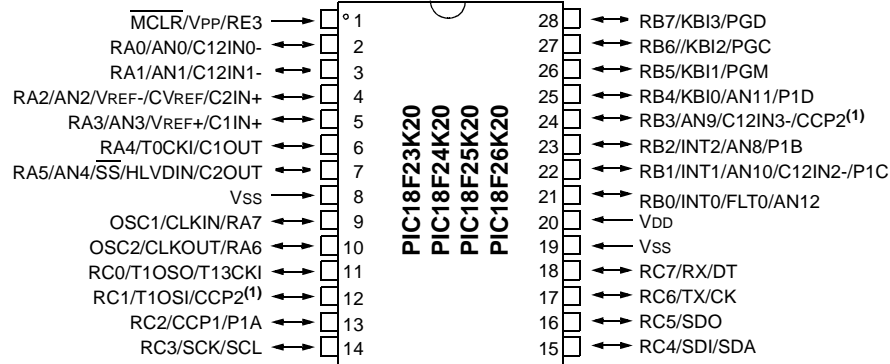
Device	Program Memory		Data Memory		I/O ⁽¹⁾	10-bit A/D (ch) ⁽²⁾	CCP/ ECCP (PWM)	MSSP		EUSART	Comp.	Timers 8/16-bit
	Flash (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)				SPI	Master I ² C™			
PIC18F23K20	8K	4096	512	256	25	11	1/1	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F24K20	16K	8192	768	256	25	11	1/1	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F25K20	32K	16384	1536	256	25	11	1/1	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F26K20	64k	32768	3936	1024	25	11	1/1	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F43K20	8K	4096	512	256	36	14	1/1	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F44K20	16K	8192	768	256	36	14	1/1	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F45K20	32K	16384	1536	256	36	14	1/1	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F46K20	64k	32768	3936	1024	36	14	1/1	Y	Y	1	2	1/3

Note 1: One pin is input only.

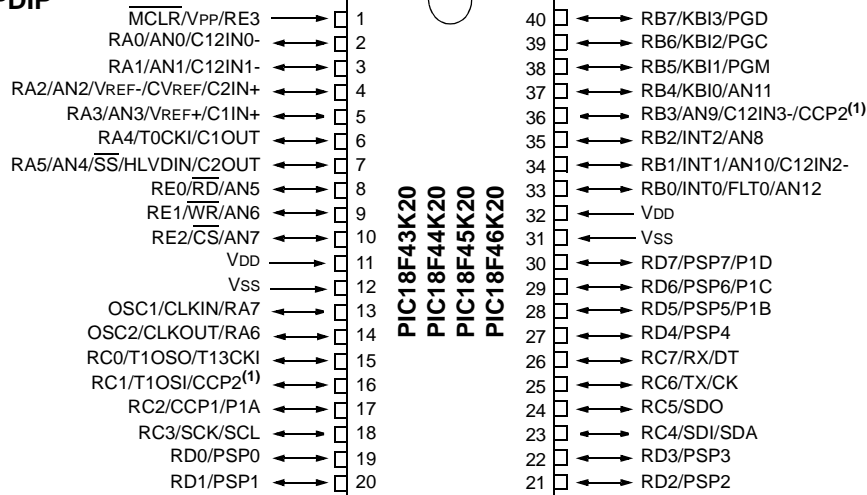
2: Channel count includes internal fixed voltage reference channel.

Pin Diagrams

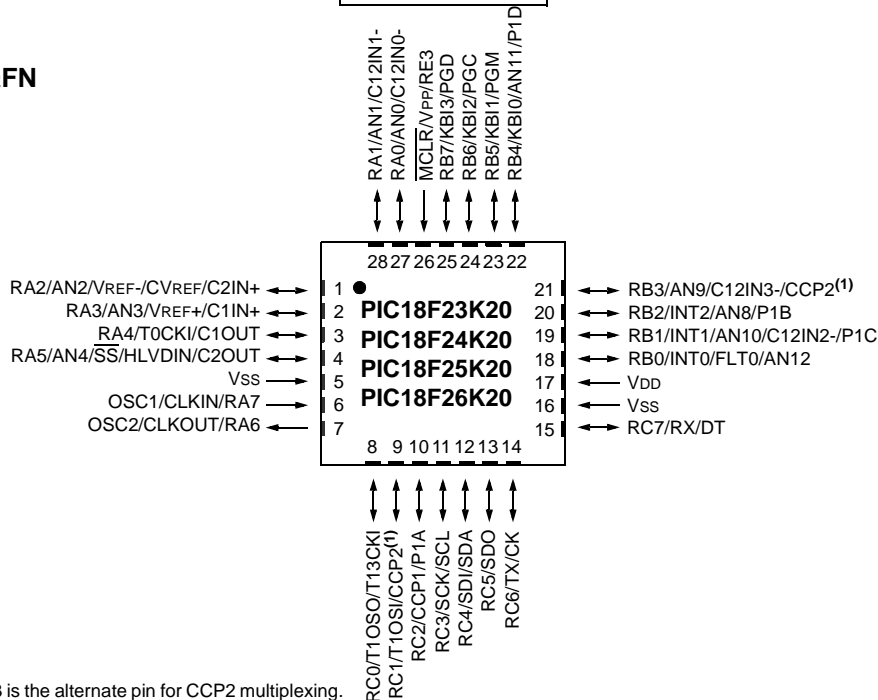
28-pin PDIP, SOIC, SSOP



40-pin PDIP



28-pin QFN



Note 1: RB3 is the alternate pin for CCP2 multiplexing.

PIC18F2XK20/4XK20

Pin Diagrams (Cont.'d)

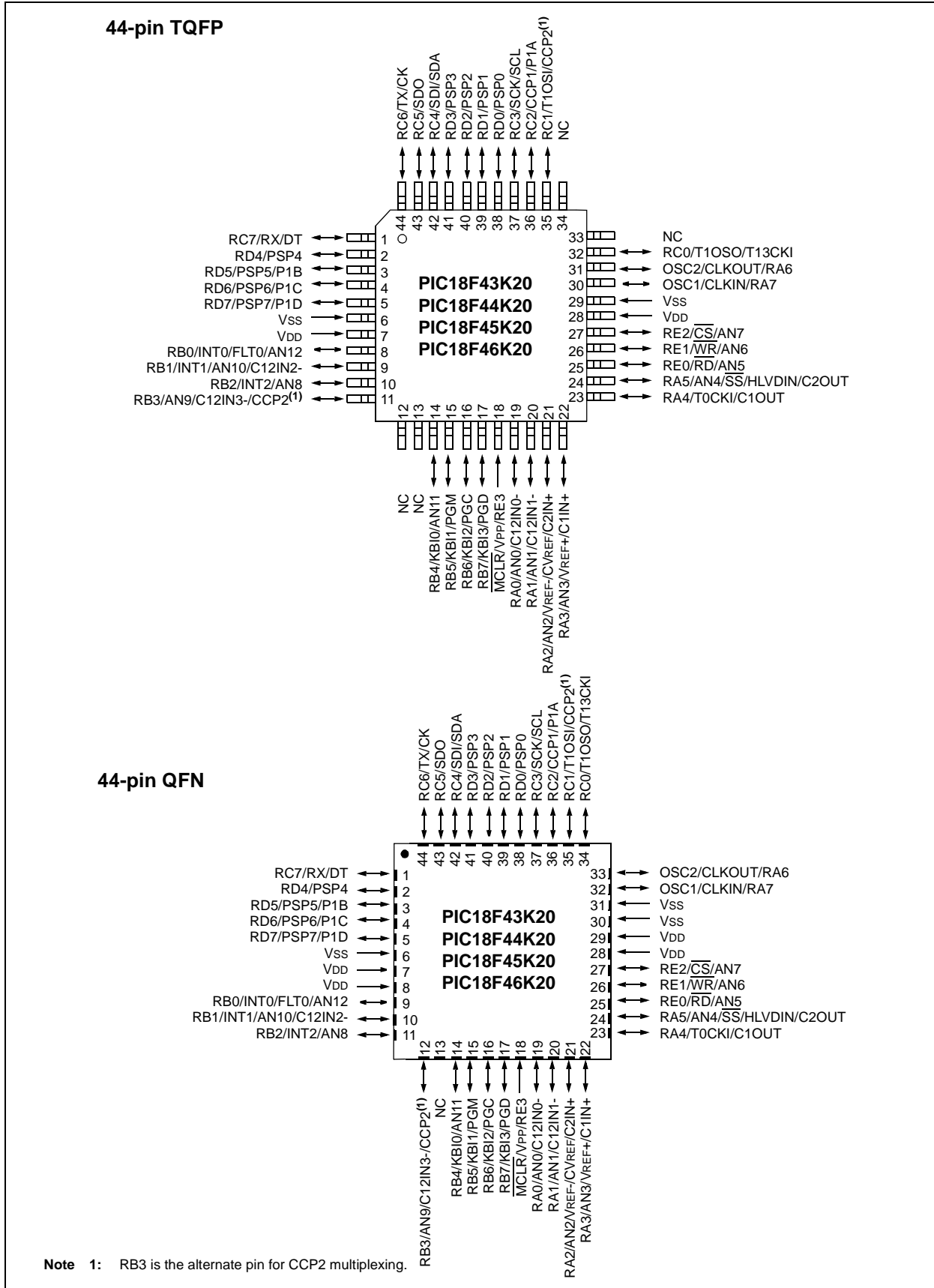


TABLE 1: PIC18F4XK20 PIN SUMMARY

DIL Pin	TQFP Pin	QFN Pin	I/O	Analog	Comparator	Reference	ECCP	EUSART	MSSP	Timers	Slave	Interrupts	Pull-up	Basic
2	19	19	RA0	AN0	C12IN0-	—	—	—	—	—	—	—	—	—
3	20	20	RA1	AN1	C12IN1-	—	—	—	—	—	—	—	—	—
4	21	21	RA2	AN2	C2IN+	VREF-/ CVREF	—	—	—	—	—	—	—	—
5	22	22	RA3	AN3	C1IN+	VREF+	—	—	—	—	—	—	—	—
6	23	23	RA4	—	C1OUT	—	—	—	—	T0CKI	—	—	—	—
7	24	24	RA5	AN4	C2OUT	HLVDIN	—	—	SS	—	—	—	—	—
14	31	33	RA6	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	OSC2/ CLKOUT
13	30	32	RA7	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	OSC1/CLKIN
33	8	9	RB0	AN12	—	—	FLT0	—	—	—	—	INT0	Yes	—
34	9	10	RB1	AN10	C12IN2-	—	—	—	—	—	—	INT1	Yes	—
35	10	11	RB2	AN8	—	—	—	—	—	—	—	INT2	Yes	—
36	11	12	RB3	AN9	C12IN3-	—	CCP2 ⁽¹⁾	—	—	—	—	—	Yes	—
37	14	14	RB4	AN11	—	—	—	—	—	—	—	KB10	Yes	—
38	15	15	RB5	—	—	—	—	—	—	—	—	KB11	Yes	PGM
39	16	16	RB6	—	—	—	—	—	—	—	—	KB12	Yes	PGC
40	17	17	RB7	—	—	—	—	—	—	—	—	KB13	Yes	PGD
15	32	34	RC0	—	—	—	—	—	—	T1OSO/ T13CKI	—	—	—	—
16	35	35	RC1	—	—	—	CCP2 ⁽²⁾	—	—	T1OSI	—	—	—	—
17	36	36	RC2	—	—	—	CCP1/ P1A	—	—	—	—	—	—	—
18	37	37	RC3	—	—	—	—	—	SCK/ SCL	—	—	—	—	—
23	42	42	RC4	—	—	—	—	—	SDI/ SDA	—	—	—	—	—
24	43	43	RC5	—	—	—	—	—	SDO	—	—	—	—	—
25	44	44	RC6	—	—	—	—	TX/CK	—	—	—	—	—	—
26	1	1	RC7	—	—	—	—	RX/DT	—	—	—	—	—	—
19	38	38	RD0	—	—	—	—	—	—	—	PSP0	—	—	—
20	39	39	RD1	—	—	—	—	—	—	—	PSP1	—	—	—
21	40	40	RD2	—	—	—	—	—	—	—	PSP2	—	—	—
22	41	41	RD3	—	—	—	—	—	—	—	PSP3	—	—	—
27	2	2	RD4	—	—	—	—	—	—	—	PSP4	—	—	—
28	3	3	RD5	—	—	—	P1B	—	—	—	PSP5	—	—	—
29	4	4	RD6	—	—	—	P1C	—	—	—	PSP6	—	—	—
30	5	5	RD7	—	—	—	P1D	—	—	—	PSP7	—	—	—
8	25	25	RE0	AN5	—	—	—	—	—	—	RD	—	—	—
9	26	26	RE1	AN6	—	—	—	—	—	—	WR	—	—	—
10	27	27	RE2	AN7	—	—	—	—	—	—	CS	—	—	—
1	18	18	RE3 ⁽³⁾	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	MCLR/VPP
11	7	7	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	VDD
32	28	28	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	VDD
12	6	6	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	VSS
31	29	30	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	VSS
—	NC	8	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	VDD
—	NC	29	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	VDD
—	NC	31	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	VSS

Note 1: CCP2 multiplexed with RB3 when CONFIG3H<0> = 0
 2: CCP2 multiplexed with RC1 when CONFIG3H<0> = 1
 3: Input only.

PIC18F2XK20/4XK20

TABLE 2: PIC18F2XK20 PIN SUMMARY

Pin DIL	Pin QUAD	I/O	Analog	Comparator	Reference	ECCP	EUSART	MSSP	Timers	Slave	Interrupts	Pull-up	Basic
2	27	RA0	AN0	C12IN0-									
3	28	RA1	AN1	C12IN1-									
4	1	RA2	AN2	C2IN+	VREF-/ CVREF								
5	2	RA3	AN3	C1IN+	VREF+								
6	3	RA4		C1OUT					T0CKI				
7	4	RA5	AN4	C2OUT	HLVDIN			SS					
10	7	RA6											OSC2/ CLKOUT
9	6	RA7											OSC1/ CLKIN
21	18	RB0	AN12			FLT0					INT0	Yes	
22	19	RB1	AN10	C12IN2-		P1C					INT1	Yes	
23	20	RB2	AN8			P1B					INT2	Yes	
24	21	RB3	AN9	C12IN3-		CCP2 ⁽¹⁾						Yes	
25	22	RB4	AN11			P1D					KBI0	Yes	
26	23	RB5									KBI1	Yes	PGM
27	24	RB6									KBI2	Yes	PGC
28	25	RB7									KBI3	Yes	PGD
11	8	RC0							T1OSO/ T13CKI				
12	9	RC1				CCP2 ⁽²⁾			T1OSI				
13	10	RC2				CCP1/ P1A							
14	11	RC3						SCK/ SCL					
15	12	RC4						SDI/ SDA					
16	13	RC5						SDO					
17	14	RC6											
18	15	RC7											
1	26	RE3 ⁽³⁾											MCLR/ VPP
8	5												VSS
19	16												VSS
20	17												VDD

Note 1: CCP2 multiplexed with RB3 when CONFIG3H<0> = 0
 2: CCP2 multiplexed with RC1 when CONFIG3H<0> = 1
 3: Input only

EK-7: PIC PROGRAMMI

```
#pragma config FOSC = INTIO67, FCMEN = OFF, IESO = OFF
// CONFIG1H
#pragma config PWRT = OFF, BOREN = SBORDIS, BORV = 30
// CONFIG2L
#pragma config WDTEN = OFF, WDTPS = 32768
// CONFIG2H
#pragma config MCLRE = OFF, LPT1OSC = OFF, PBADEN = ON, CCP2MX
= PORTC
// CONFIG3H
#pragma config STVREN = ON, LVP = OFF, XINST = OFF
// CONFIG4L
#pragma config CP0 = OFF, CP1 = OFF, CP2 = OFF, CP3 = OFF
// CONFIG5L
#pragma config CPB = OFF, CPD = OFF
// CONFIG5H
#pragma config WRT0 = OFF, WRT1 = OFF, WRT2 = OFF, WRT3 = OFF
// CONFIG6L
#pragma config WRTB = OFF, WRTC = OFF, WRTD = OFF
// CONFIG6H
#pragma config EBTR0 = OFF, EBTR1 = OFF, EBTR2 = OFF, EBTR3 =
OFF
// CONFIG7L
#pragma config EBTRB = OFF
// CONFIG7H
```

```
#include "p18f25k20.h"
#include "delays.h"
#include "conf.h"
```

```
#define          tx          PORTCbits.RC6
#define          rx          PORTCbits.RC7

#define          RCIF PIR1bits.RCIF
#define          TRMT   TXSTAbits.TRMT
```

```
char  ReadUsart(void);
void  WriteStringUsart(const rom char *tx_data);
void  WriteByteUsart(unsigned int data);
void  InitUsart ();
```

```
#pragma udata
```

EK-7(Devam): PIC PROGRAMI

```
#pragma code
```

```
void main (void)
```

```
{
    BOOL SwitchPressed = FALSE;
    BOOL CheckAgain = FALSE;
    BOOL SendingEnabled = FALSE;
    int i,j,initialdata;
    unsigned int ADconvdata;
    signed int signedADconvdata;

    TRISB = 0b11111111;
    TRISA = 0b111101111;

    TRISBbits.TRISB1 = 1;

    Timer0_Init();

    ADC_Init();

    InitUsart ();

    LATAbits.LATA4 = 0b1;
    Delay1KTCYx(100);
    LATAbits.LATA4 = 0b0;
    Delay1KTCYx(100);
    LATAbits.LATA4 = 0b1;
    Delay1KTCYx(200);
    LATAbits.LATA4 = 0b0;

    WriteStringUsart("Testing\r\n");
    WriteByteUsart(0x41);
    WriteStringUsart("\r\nTesting\r\n");

    for(i=0;i<20;i++)
    {
        for(j=0;j<25;j++)
        {
            initialdata = 128+j;
            WriteByteUsart( (unsigned)initialdata );
        }
    }
}
```

EK-7(Devam): PIC PROGRAMI

```
while (1)
{
    do
    {
        if (Switch_Pin == 1)
        {
            SwitchPressed = FALSE;
        }
        else if (SwitchPressed == FALSE)
        {
            SwitchPressed = TRUE;
            CheckAgain = TRUE;
            Delay1KTCYx(5);
        }
        else if (CheckAgain == TRUE)
        {
            CheckAgain = FALSE;
            if (SendingEnabled == FALSE)
                SendingEnabled = TRUE;
            else
                SendingEnabled = FALSE;
            Delay1KTCYx(5);
        }
    } while (INTCONbits.TMR0IF == 0);

    INTCONbits.TMR0IF = 0;

    ADconvdata = ADC_Convert();

    if (SendingEnabled == TRUE){
        WriteByteUsart(ADconvdata);
        LATAbits.LATA4 = 0b1;
    }
    else
    {
        LATAbits.LATA4 = 0b0;
    }
}
```


EK-7(Devam): PIC PROGRAMI

```
}  
  
}  
  
void Timer0_Init(void)  
{  
    INTCONbits.TMR0IF = 0;  
    TOCON = 0b00000000;  
    TMR0H = 0;  
    TMR0L = 0;  
    TOCONbits.TMR0ON = 1;  
}  
  
void ADC_Init(void)  
{  
    ANSEL = 0;  
    ANSELH = 0;  
    ANSELbits.ANS1 = 1;  
  
    ADCON1 = 0;  
  
    ADCON2 = 0b00111000;  
    ADCON0 = 0b00000001;  
}  
  
unsigned char ADC_Convert(void)  
{  
    ADCON0bits.GO_DONE = 1;  
    while (ADCON0bits.GO_DONE == 1);  
    return ADRESH;  
}  
  
char ReadUsart(void)  
{  
    unsigned char rx_data;  
    if(RCIF)  
        rx_data = RCREG;  
    return rx_data;  
}  
  
void WriteStringUsart(const rom char *tx_data)  
{  
    while(*tx_data)  
    {  
        while(!TRMT);  
    }
```

EK-7(Devam): PIC PROGRAMI

```
TXREG = *tx_data;
        tx_data++;
    }
}
```

```
void WriteByteUsart(unsigned int data)
{
    while(!TRMT);
    TXREG = data;
}
```

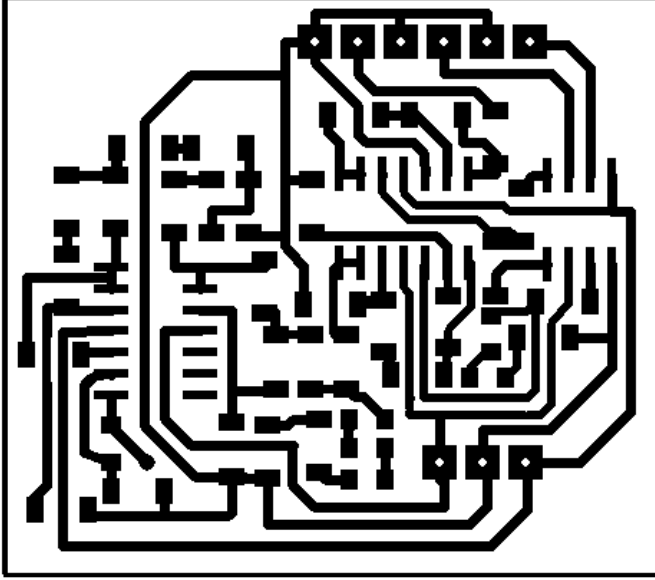
```
void InitUsart ()
{
    TXSTAbits.BRGH = 1;
    TXSTAbits.SYNC = 0;
    TXSTAbits.TXEN = 1;
    TXSTAbits.TX9 = 0;
    RCSTAbits.CREN = 1;
    RCSTAbits.RX9 = 0;
    RCSTAbits.SPEN = 1;

    BAUDCONbits.ABDEN = 0;
    BAUDCONbits.WUE = 0;

    BAUDCONbits.ABDOVF = 0;

    BAUDCONbits.BRG16 = 1;
    SPBRGH = 0x00;
    SPBRG = 0x0C;
}
```

EK-8: EKG ALICISI BASKI DEVRESİ



Şekil 8.1. EKG alıcısı baskı devresi

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : CAN, Seçil
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri: 06.08.1983, Ankara
Medeni hali : Evli
Telefon : 0 (312) 364 21 52
e-mail : secilcann@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi /Bilişim Enstitüsü	2010
Lisans	Gazi Üniversitesi/ Elektronik Eğitimi ABD	2007
Lise	Türk Telekom ATL	2000

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2009-	Ortana Elektronik Yazılım Taahhüt Ltd. Şti.	Teknik Eleman

Yabancı Dil

İngilizce