



**Başkent Üniversitesi**  
**Fen Bilimleri Enstitüsü**

# **BLUETOOTH İLE EKG VERİLERİNİN İLETİMİ**

## **TRANSMISSION OF ECG DATA VIA BLUETOOTH**

**SİNAN ÖZCAN**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA**

**OCAK, 2010**



# **BLUETOOTH İLE EKG VERİLERİNİN İLETİMİ**

## **TRANSMISSION OF ECG DATA VIA BLUETOOTH**

**SİNAN ÖZCAN**

Başkent Üniversitesi  
Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin  
BİYOMEDİKAL Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü  
YÜKSEK LİSANS TEZİ  
olarak hazırlanmıştır.

2010

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Bu çalışma, jürimiz tarafından **BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI 'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan (Danışman) :.....

Prof. Dr. İnan GÜLER

Üye :.....

Yrd. Doç. Dr. İsmail Cengiz KOÇUM

Üye :.....

Yrd. Doç. Dr. Metin YILDIZ

ONAY

Bu tez ...../...../..... tarihinde Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

...../...../.....

Prof. Dr. Emin AKATA

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

## TEŞEKKÜR

Tez çalıőmam boyunca engin bilgi ve tecrübesiyle, verdiği destek ve gösterdiği hoőgörüden ötürü değerli hocam Sayın Prof. Dr. İnan GÜLER'e,

Hep yanımda olan ve kısıtlı zamanlarına rağmen desteklerini esirgemeyen aileme,

Bana her zaman yardımcı olan Dağhan Sinan ARDIÇ ve Onur KOÇAK'a,

en derin saygı ve sevgilerimle teőekkürlerimi sunarım.

## ÖZ

### **BLUETOOTH İLE EKG VERİLERİNİN İLETİMİ**

Sinan ÖZCAN

Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Kalp rahatsızlıklarını belirlemede çok etkili bir yöntem olan EKG ölçümü, kalbin elektriksel sistemindeki değişimlere dayanmaktadır. Kalpte oluşan bu biyopotansiyellerin gürültüsüz şekilde bilgisayara aktarılması için geliştirilecek kablosuz bir sistem, hem hasta hem de kullanıcı için önemli düzeyde bir kolaylık sağlar.

Bu tezin amacı, aküyle çalışan, taşınabilir, yedi kanaldan EKG ölçümü yapan ve bu ölçüm verisini Bluetooth kablosuz haberleşme teknolojisi kullanarak bir bilgisayar arayüzüne ileten bir sistem geliştirmektir.

Tasarlanan bu sistemde Matlab 7.8 kullanılarak, bir görsel kullanıcı arayüzü (GUI) hazırlanmıştır. Kullanıcı, program aracılığıyla verdiği komutlarla, bu tez için kullanılmış olan EKG devresini denetler. Verilen komutlarla istenen EKG kanal ve izlenecek frekans aralığı seçimi gibi denetimler sağlanabilmektedir. Sistemde ayrıca nabız ölçümü yapılmaktadır.

Seri Kapı Profili kullanan Bluetooth modülleriyle sağlanan haberleşme sayesinde, EKG cihazı ile kullanılan kişisel bilgisayar arasında kablosuz bir bağlantı kurulmuştur.

**ANAHTAR SÖZCÜKLER:** Bluetooth, EKG

**Danışman:** Prof.Dr. İnan GÜLER, Gazi Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Elektronik-Bilgisayar Bölümü

## **ABSTRACT**

### **TRANSMISSION OF ECG DATA VIA BLUETOOTH**

Sinan ÖZCAN

Başkent University Institute of Science

Department of Biomedical Engineering

ECG measurement, which based on the electrical activities of heart, is a very successful method for detecting the cardiac problems. To monitor a patient's heart condition, a wireless system would be very useful for the patient and the user to transmit the biopotentials of the heart to a personal computer.

The purpose of this thesis is to develop a portable, battery powered system capable of measuring and showing seven different channels of ECG and transmitting the ECG data to a personal computer interface via Bluetooth wireless technology.

The user controls the ECG instrument by giving commands from a graphical user interface designed in Matlab 7.8. Requested ECG channel and frequency response selections can be made by given commands. The beats per minute measurement is also available in the system.

The connection between the computer and the ECG instrument maintained by a wireless communication, provided by the Bluetooth modules using a Serial Port Profile.

**KEYWORDS:** Bluetooth, ECG, EKG

**Advisor:** Prof. Dr. İnan GÜLER, Gazi University, Faculty Of Technical Education, Department of Electronics-Computer

# İÇİNDEKİLER LİSTESİ

	Sayfa
TEŞEKKÜR.....	i
ÖZ.....	ii
ABSTRACT.....	iii
İÇİNDEKİLER LİSTESİ.....	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	x
SİMGELER ve KISALTMALAR LİSTESİ.....	xi
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
1.1 Kapsam ve Tarihsel Gelişim.....	1
1.1.1 Elektrokardiyografinin Gelişimi.....	2
1.1.2 Bluetooth Teknolojisinin Gelişimi.....	11
1.1.3 Bluetooth'lu EKG İzleme Sistemleri.....	13
1.2 Amaç.....	13
1.3 Yöntem.....	13
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>15</b>
2.1 Kalp Ve Kalbin Katmanları.....	15
2.2 Kalp Kası.....	16
2.2.1 Kalp Kasının Fizyolojisi.....	17
2.2.2 Kalp Kasındaki Aksiyon Potansiyelleri.....	18
2.2.3 Kalp Döngüsü.....	18
2.2.3.1 Diyastol ve sistol.....	19
2.2.3.2 Atriyumun birincil pompa olarak görevi.....	19
2.2.3.3 Ventriküllerin pompalama işlevi.....	19
2.3 Kalbin Ritmik Uyarımı.....	20
2.3.1 Kalbin Özel Uyarım Ve İletim Sistemi.....	20
2.3.1.1 Sinoatriyal düğüm.....	20
2.3.1.2 Düğümler arası yollar ve kalp uyarımının iletimi.....	21
2.3.1.3 Atrioventriküler düğüm ve sinyal iletimindeki gecikme.....	22
2.3.1.4 Ventriküler Purkinje sistemdeki hızlı iletim.....	23
2.3.2 Kalpte Uyarım Ve İletim Kontrolü.....	23
2.3.2.1 Kalbin tempo tutucusu olarak sinüs düğümü.....	23
2.3.2.2 Ventriküler kasların eşzamanlı kasılması.....	24



2.4 Elektrokardiyogram .....	25
2.4.1 Elektrokardiyogramın Tanımı .....	25
2.4.2 Elektrokardiyogramın Özellikleri .....	26
2.4.2.1 Depolarizasyon ve repolarizasyon dalgaları .....	26
2.4.2.2 EKG dalgalarının atriyal ve ventriküler kasılmayla ilişkisi.....	28
2.4.2.3 Elektrokardiyogramın voltaj ve zaman kalibrasyonu .....	29
2.4.3 Elektrokardiyografik Bağlantılar .....	30
2.4.3.1 Üç çift kutuplu uzuv bağlantısı .....	30
2.4.3.2 Arttırılmış tek kutuplu uzuv bağlantıları .....	34
2.4.3.3 12 kanallı elektrokardiografi bağlantıları.....	35
2.5 Genel EKG Donanımı .....	38
2.5.1 EKG Verisinin Toplanması.....	38
2.5.2 Tek Kanal Mimarisi .....	38
2.5.3 Yalıtım Ve Koruma.....	39
2.5.4 Ortak Modlu Gürültü Bastırma .....	40
2.5.5 Yüksek Giriş Empedansı.....	41
2.5.6 Ön Yükseltme Ve Yalıtım.....	42
2.5.7 Yüksek Geçiren Filtre .....	42
2.5.8 İkinci Yükseltme Aşaması .....	43
2.5.9 Alçak Geçiren Filtre .....	44
2.6 Bluetooth Teknolojisi .....	44
2.6.1 Bluetooth'un Tanımı.....	44
2.6.2 Bluetooth'un Temel Özellikleri .....	45
2.6.2.1 Birlikte çalışabilirlik.....	45
2.6.2.2 Kısa mesafe kablosuz haberleşme yapısı.....	45
2.6.3 Bluetooth Teknolojisinin Alt Yapısı.....	46
2.6.3.1 Bluetooth radyo teknolojisi .....	46
2.6.3.2 Frekans atlama tekniği.....	46
2.6.3.3 Modülasyon tekniği .....	47
2.6.3.4 Bluetooth radyo güç sınıfları .....	50
2.6.3.5 Şef-köle yapısı .....	51
2.6.3.6 Temel bant katmanı .....	51
2.6.4 Bluetooth Şebeke Yapısı .....	54
2.6.4.1 Piconet.....	54

2.6.4.2 Scatternet .....	55
2.6.4.3 Veri .....	55
2.6.4.4 Güvenlik.....	56
2.6.5 Bluetooth Protokol Yapısı .....	56
2.6.5.1 Protokolün tanımı.....	56
2.6.5.2 Bluetooth protokol mimarisi.....	57
2.6.6 Bluetooth'ta Genel Paket Biçimi.....	57
<b>3. MATERYAL VE METOD.....</b>	<b>59</b>
3.1 Sistemin Donanımı .....	59
3.1.1 EKG Verisi Toplama Sistemi.....	59
3.1.2 Bluetooth Haberleşme Sistemi.....	69
3.1.3 USB-RS232 Arayüzü .....	77
3.2 Sistemin Yazılımı .....	80
3.3 Sistemin Çalışması .....	86
<b>4. SONUÇ ve TARTIŞMA.....</b>	<b>88</b>
4.1 Tasarlanan Sistemin Uygulanması, Yorumlar Ve Sonuçlar.....	88
4.2 Sistemin Genel Değerlendirilmesi .....	93
4.3 Sistem Yazılımının İçeriği.....	94
4.4 Sistem İçin Yapılan Testler.....	96
4.3 EKG Veri İletim Sistemi İçin Düşünülen Geliştirmeler .....	97
KAYNAKLAR LİSTESİ .....	99

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 Bluetooth'lu EKG izleme sisteminin şeması.....	1
Şekil 1.2 Swammerdam'ın bir sinir-kas düzeneği .....	3
Şekil 1.3 Leyden şişesinin dikey kesiti.....	4
Şekil 1.4 Lippmann'ın kılcak elektrometresi .....	7
Şekil 1.5 Einthoven'ın elektrokardiyografik gösterimi .....	8
Şekil 1.6 Einthoven'ın tel galvanometre şeması .....	9
Şekil 2.1 Kalbin yapısı .....	16
Şekil 2.2 Perikart ve kalp duvarı .....	17
Şekil 2.3 Kalbin iletim sistemi .....	21
Şekil 2.4 A-V düğüm düzeneği .....	22
Şekil 2.5 Sinyalin kalp boyunca iletimi.....	24
Şekil 2.6 Elektrokardiyogram.....	25
Şekil 2.7 Kalp kası dokusundan kaydedilen depolarizasyon (A ve B) ile repolarizasyon (C ve D) dalgaları .....	27
Şekil 2.8 Bir aksiyon potansiyeli ve elektrokardiyogram örneği .....	28
Şekil 2.9 Standart elektrokardiyografik uçlara uygun elektrot yerleşimi.....	31
Şekil 2.10 Üç standart elektrokardiyografik bağlantıdan kaydedilen elektrokardiyogramlar .....	33
Şekil 2.11 Üç adet arttırılmış tek kutuplu uzuv hattından alınan elektrokardiyogramlar .....	34
Şekil 2.12 12 kanallı EKG'deki bağlantılar.....	36
Şekil 2.13 Standart 12 kanallı EKG'deki bağlantılar .....	37
Şekil 2.14 EKG donanımının basit bir tasarımı.....	38
Şekil 2.15 Tek kanallı EKG sinyalini alan bir devre şeması.....	39
Şekil 2.16 Ortak modlu gürültüyü bastırmak için kullanılan etkin bir toprak hattı ...	41
Şekil 2.17 Evirmeyen negatif geri beslemeli bir opamp .....	43
Şekil 2.18 Bluetooth sembolü .....	45
Şekil 2.19 Bluetooth frekans atlaması örneği .....	47
Şekil 2.20 FSK sinyalinin üretimi .....	49
Şekil 2.21 Bağlantı katmanı.....	52
Şekil 2.22 TDD ve zamanlama yapısı .....	53

Şekil 2.23 Tek ve çok zaman dilimli paketler .....	54
Şekil 2.24 Bir piconet ve bir scatternet gösterimi .....	55
Şekil 2.25 Genel paket biçimi .....	58
Şekil 3.1 EKG sistemi .....	59
Şekil 3.2 EKG cihazının önden görünüşü .....	60
Şekil 3.3 EKG cihazının arkadan görünüşü .....	61
Şekil 3.4 EKG cihazının yandan görünüşü .....	61
Şekil 3.5 Beş bağlantılı EKG kablosu .....	62
Şekil 3.6 EKG kablolarının bağlanması .....	63
Şekil 3.7 Kutulanmış olan EKG devresi .....	64
Şekil 3.8 EKG devresinin blok şeması .....	66
Şekil 3.9 EKG devresi ile Bluetooth modülü arasındaki devre ve bilgisayara veri iletim şeması .....	68
Şekil 3.10 Akünün yandan görünüşü .....	69
Şekil 3.11 Akünün üstten görünüşü .....	69
Şekil 3.12 BM1001 model Bluetooth modülleri .....	70
Şekil 3.13 BM1001 model modülün RS232 seri adaptörü .....	71
Şekil 3.14 USB güç kablosu .....	71
Şekil 3.15 4 dBi çift kutuplu anten .....	71
Şekil 3.16 Modülün üstten görünüşü .....	72
Şekil 3.17 Modülün alttan görünüşü .....	72
Şekil 3.18 Modülün sağdan görünüşü .....	73
Şekil 3.19 Modülün soldan görünüşü .....	73
Şekil 3.20 İki Bluetooth modülü arasındaki haberleşme .....	74
Şekil 3.21 Modülün DIP anahtarları .....	75
Şekil 3.22 Kullanılan DIP anahtarları .....	76
Şekil 3.23 2. anahtar grubundaki bacakların konumuna göre iletim hızları .....	77
Şekil 3.24 PL2303'ün yandan görünümü .....	78
Şekil 3.25 PL2303'ün alttan görünümü .....	78
Şekil 3.26 PL2303 takıldığında, bilgisayarın özdevimli olarak atadığı COM bağlantısı .....	79
Şekil 3.27 Sisteme ait G.K.A. örneği .....	81
Şekil 3.28 EKG grafiği .....	81
Şekil 3.29 Kanal seçimi bölmesi .....	82

Şekil 3.30 Kazanç katsayısı seçimi bölmesi .....	82
Şekil 3.31 Bant aralığı değiştirme bölmesi .....	83
Şekil 3.32 Sinyal izlemeyi başlatıp durdurma, COM bağlantısı ayarı ve nabız göstergesi bölümü .....	83
Şekil 3.33 G.K.A.'nın açılması .....	84
Şekil 3.34 G.K.A. dosyasının seçilmesi .....	85
Şekil 3.35 ecgnlys.fig adlı G.K.A. dosyasının şablon penceresi .....	85
Şekil 3.36 Tüm sistemin resmi.....	86
Şekil 4.1 Hasta benzetimcinin sistemde kullanılması .....	88
Şekil 4.2 Kanal I, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz .....	89
Şekil 4.3 Kanal II, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz .....	89
Şekil 4.4 Kanal III, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz .....	89
Şekil 4.5 Kanal aVR, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz .....	89
Şekil 4.6 Kanal aVF, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 0,5-40 Hz.....	90
Şekil 4.7 Kanal aVL, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz .....	90
Şekil 4.8 Kanal C, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz.....	90
Şekil 4.9 Kanal II, kazanç katsayısı 0,25, frekans cevabı 0,05-120 Hz .....	91
Şekil 4.10 Kanal II, kazanç katsayısı 0,5, frekans cevabı 0,05-120 Hz .....	91
Şekil 4.11 Kanal II, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,05-120 Hz .....	91
Şekil 4.12 Kanal C, kazanç katsayısı 2, frekans cevabı 0,5-40 Hz.....	91
Şekil 4.13 Kanal II, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 0,05-120 Hz .....	92
Şekil 4.14 Kanal II, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 5-20 Hz .....	92
Şekil 4.15 Kanal II, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 1-20 Hz .....	92
Şekil 4.16 Kanal II, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 0,5-40 Hz .....	93
Şekil 4.17 Kanal II, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 0,05-120 Hz .....	93
Şekil 4.18 Gürültüsüz ortamdaki sinyal .....	96
Şekil 4.19 Ortamda cep telefonu ile arama yapma sonucu oluşan sinyal.....	96
Şekil 4.20 Ortamda mikrodalga fırın çalışması sonucu oluşan sinyal.....	97
Şekil 4.21 Ortamda telsiz telefon çalışması sonucu oluşan sinyal.....	97

## ÇİZELGELER LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 Güç sınıfları .....50

## SİMGELER VE KISALTMALAR

A-V	Atrioventriküler - Atrioventricular
A./S.	Analog/Sayısal – Analog/Digital
A.A.	Alternatif Akım – Alternative Current
A.G.F.	Alçak Geçiren Filtre – Low Pass Filter (LPF)
A.S.Ç.	Analog Sayısal Çevirici - Analog Digital Converter (ADC)
ACL	Eşzamanlı Olmayan Bağlantı – Asynchronous ConnectionLess
AFH	Uyarlanabilir Frekans Atlamalı Yayılım Spektrumu - Adaptive Frequency Hopping Spread Spectrum
Ag	Gümüş
AgCl	Gümüş Klorür
aVR	Arttırılmış Sağ Kol Potansiyeli - Augmented Voltage Of Right Arm
aVL	Arttırılmış Sol Kol Potansiyeli - Augmented Voltage Of Left Arm
aVF	Arttırılmış Bacak Potansiyeli - Augmented Voltage Of Foot
A.S.Ç.	Analog Sayısal Çevirici – Analog Digital Converter (ADC)
BT	Bant genişliği - Bandwidth
BD_ADDR	Bluetooth Donanım Adresi - Bluetooth Hardware Device Address
BPM	Dakikadaki Kalp Atımı - Beat Per Minute
bps	saniyede iletilen bit sayısı - bits per second
C	Göğüs – Chest
Ca	Kalsiyum
CMOS	Bütünleyici Metal Oksit Yarıiletken – Complementary Metal Oxide Semiconductor
D.A.	Doğru Akım – Direct Current (DC)
dBi	Yönbağımsız Desibel – Desibel Isotropic
DIP	Çift Satır İçi Paket - Dual In-line Package
EDR	Geliştirilmiş Veri Hızı - Enhanced Data Rate
EKG	Elektrokardiyogram - Electrocardiogram
FDA	Amerikan Gıda Ve İlaç Dairesi - United States Food And Drug Administration
G.K.A.	Görsel Kullanıcı Arayüzü – Grafical User Interface (GUI)

GFSK	Gauss Frekans Kaydırmalı Kiplenim - Gaussian Frequency Shift Keying
H	Hidrojen
H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	Sülfürik Asit
Hg	Cıva
IEEE	Elektrik Elektronik Mühendisleri Enstitüsü - Institute Of Electrical And Electronics Engineers
ISM	Endüstriyel, Bilimsel ve Tıbbi – Industrial, Scientific, And Medical
K.B.	Kişisel Bilgisayar – Personal Computer (PC)
LA	Sol Kol
LL	Sol Bacak
LSB	En Az Anlamalı Bit – Least Significant Bit
MSB	En Anlamalı Bit – Most Significant Bit
Na	Sodyum
P	Güç - Power
PDA	Avuçiçi Bilgisayar - Personal Digital Assistant
PIN	Kişisel Tanılama Numarası - Personal Identificaiton Number
PSK	Faz Kaydırmalı Anahtarlama - Phase Shift Keying
RA	Sağ Kol
RF	Radyo Frekans – Radio Frequency
RFCOMM	Radyo Frekans Haberleşme Protokolü - Radio Frequency Communications
RL	Sağ Bacak
RSSI	Alınan Sinyal Gücü Göstergesi - Recieved Signal Strength Indicator
RX	Alınan Sinyal – Received Signal
S-A	Sinoatrial
S.G.O.	Sinyal Gürültü Oranı – Signal Noise Ratio (SNR)
SIDNE	Stryker Integrated Device Network
SIG	The Bluetooth Special Interest Group
SMA	Minyatür A Tipi - Subminature Version A
SO <sub>4</sub> <sup>2</sup>	Sülfat
SPP	Seri Kapı Protokolü - Serial Port Protocol
STEMI	Akut Koroner Sendrom Hastası - ST Elevation Myocardial Infarction
T	Periyot



TDD	Zaman Bölmeli Çift Yönlü – Time Division Duplex
TDM	Zaman Bölmeli Çoğullama - Time Division Multiplexing
TX	Gönderilen Sinyal – Transmitted Signal
UART	Evrensel Eşzamansız Alıcı/Verici - Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
USB	Evrensel Seri Veri Yolu - Universal Serial Bus
Vb	Besleme Voltajı (Vcc)
Vç	Çıkış Voltajı
VF	Bacaktaki Voltaj
Vg	Giriş Voltajı
VL	Sol Koldaki Voltaj
VR	Sağ Koldaki Voltaj
Y.G.F.	Yüksek Geçiren Filtre – High Pass Filter (HPF)
Zn	Çinko

A	amper
cm	santimetre
dBm	1 mW için desibel güç değeri
e <sup>-</sup>	elektron
f(k)	k değişkenine bağlı zaman dilimi
f <sub>c</sub>	taşıyıcı (carrier) frekansı
f <sub>d</sub>	frekans sapması (deviation)
GHz	gigahertz
Hz	hertz
k	kilo
k	zaman dilimi numarası (Bluetooth Teknolojisi)
Kbit/s	kilobit/saniye
kg	kilogram
kHz	kilohertz
kΩ	kilo ohm
log	logaritma
m/s	metre/saniye
mA	miliamper

Mbit/s	megabit/saniye
Mbps	megabit/saniye
MHz	megahertz
mm	milimetre
mmHg	milimetre cıva
ms	milisaniye
mV	milivolt
$R_f$	geri besleme direnci
$R_g$	giriş direnci
s	saniye
t	zaman değişkeni
V	volt
$V_{LA}$	sol koldaki voltaj
$V_{LL}$	sol bacadaki voltaj
$V_{RA}$	sağ koldaki voltaj
$V_{RL}$	sağ bacadaki voltaj
$V_W$	Wilson uçbirimi voltajı
$V_{1-6}$	1'den 6'ya kadar numaralı göğüs bağlantıları
$V_{4R}, V_{8-9}$	ilk altı taneye ilave göğüs bağlantıları
$\Phi_0(t)$	ikili sistemde 0'ların veri akışını gösteren sinyal
$\Phi_1(t)$	ikili sistemde 1'lerin veri akışını gösteren sinyal
$\mu A$	mikroamper
$\mu F$	mikrofarad
$\mu m$	mikrometre
$\mu s$	mikrosaniye
$\mu V$	mikrovolt
$\omega$	açısız frekans
$\omega_0$	$\Phi_0(t)$ sinyalinin frekansı
$\omega_1$	$\Phi_1(t)$ sinyalinin frekansı
$\pm$	artı eksi
$\ll$	"çok küçük" işareti
$\mu$	mikro
$\pi$	pi sayısı

®	tescil işareti
™	tescilli marka
≈	yaklaşık eşit
%	yüzde

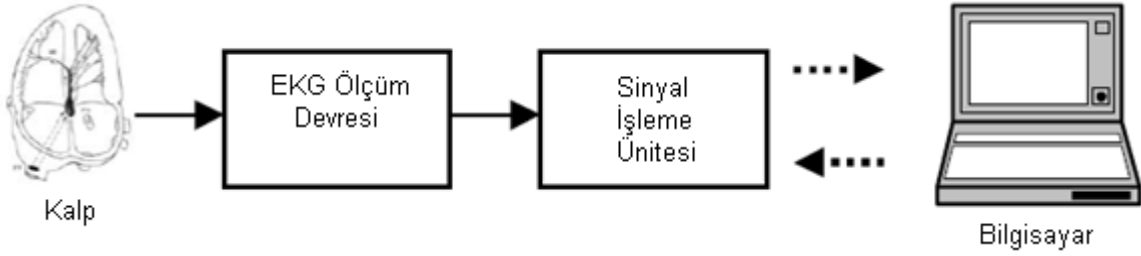
# 1. GİRİŞ

## 1.1 Kapsam ve Tarihsel Gelişim

Elektrokardiyogram (EKG) izleme sistemi, hastaların kalp aktivitelerini incelemek için tasarlanmıştır. EKG izleme sisteminin birinci amacı, hastanın EKG bilgilerini elde etmektir. Böylece ilgili kalp hastalığı daha detaylı şekilde araştırılabilir. Fakat geleneksel EKG cihazı pahalıdır, büyüktür ve dolaylı olarak hastanın hareketliliğini kısıtlayarak, yataktan çıkmasına engel olur.

Bluetooth'lu EKG izleme sistemi ise hastanın EKG sinyallerini okur, Bluetooth aracılığıyla sinyali kablo kullanmadan taşır ve bu EKG dalgasını kişisel bilgisayarda (K.B.) gösterir. Bu sistemde bilgisayarın, hastanın görüş alanında olması gerekmez ve arada engellerin olmasıyla sinyal iletimi bozulmaz.

Bluetooth'lu EKG izleme sistemi üç kısımdan oluşur: EKG sensörü, sinyal işleme devresi ve K.B. arayüzü. Şekil 1.1 kablosuz EKG sisteminin genel bir şemasını göstermektedir.



**Şekil 1.1** Bluetooth'lu EKG izleme sisteminin şeması [24].

EKG algılayıcı devresi, hasta vücudundan alınan zayıf elektriksel sinyalleri tespit eder, yükseltir ve filtreler. EKG algılayıcı devresinden gelen analog sinyal, analog-sayısal çeviriciyle (A.S.Ç.) ikili sayı dizisine dönüşür. Bu sayısal bit'ler, iletilmeden önce bir mikrodenetleyici arabelleği içinde saklanır. Sinyal işleme birimi, EKG algılayıcısıyla K.B. arasında bir ara düğüm görevi görür. Sinyal işleme birimi, Bluetooth iletişim bağı kurar ve EKG verisini görüntüleyen bilgisayara bu Bluetooth

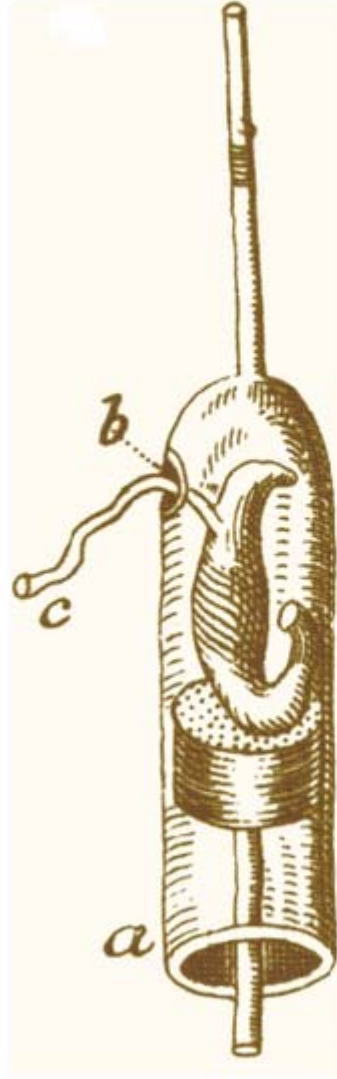
bağlantısıyla iletir. Bilgisayar ekranı üzerinde EKG sinyali verisini almak, işlemek ve göstermek için bir Görsel Kullanıcı Arayüzü (G.K.A.) tasarlanır [24].

### 1.1.1 Elektrokardiyografinin Gelişimi

Elektrokardiyografinin gelişim tarihine genel olarak bakıldığında; 17. ve 18. yüzyıllarda elektriğin varlığı keşfedilmiştir. Sonrasında elektriğin hayvan dokusu üzerindeki etkileri bulunmuştur. 19. yüzyılda kalpteki küçük elektrik akımlarını tespit edebilen hassas cihazların tasarımı yapılmıştır. 20. yüzyılın başında elektrokardiyogramın ilk doğru kaydı alınmıştır ve günümüze kadar elektrokardiyografi cihazı, klinik bir araç olarak hala geliştirilmektedir [12].

1600 yılında Kraliçe 1. Elizabeth'in doktoru olan William Gilbert, statik elektrik ve manyetizma terimlerini bulmuştur. İlk statik elektrik jeneratörü 1660'ta Otto Von Guericke tarafından yapılmıştır. Rene Decartes, 1662'de insan hareketlerini porlar, lifler, kanallar ve "hayvan ruhları"nın karmaşık mekanik etkileşimleri şeklinde tanımlamıştır ve "hayvan ruhları"nın kas hacmini arttırdığını (kasılan kasın şişmesi) öne sürmüştür.

Hollandalı Jan Swammerdam, 1664'te canlı bir kurbağanın kalbini söktükten sonra hayvanın hala yüzebildiğini, beyni çıkartıldığında tüm hareketlerin durduğunu görmüştür. Ama havyan parçalandıktan sonra bölünmüş olan sinir ucu bir neşterle uyarıldığında ona bağlı kasların seğirdiğini gözlemlemiştir. Bu olaylar, beyinle hiçbir bağlantı olmadan da kasların hareket edebileceğini göstermiştir [4]. 1668'de Swammerdam, bir kurbağanın uyluk kasını bir cam tüpün içine koymuştur. Bu tüpte bir delikten çıkardığı kasa bağlı olan siniri uyararak kasın kasılmasına yol açmış ve kas hacminin arttığını görmüştür (Şekil 1.2) [7; 8].

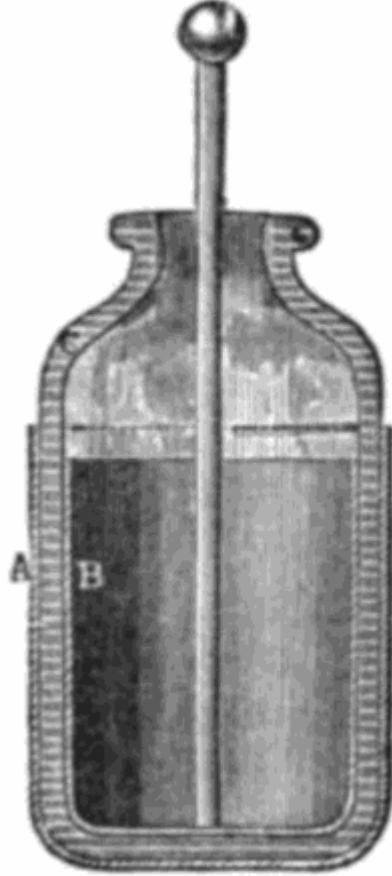


**Şekil 1.2** Swammerdam'ın bir sinir-kas düzeneği. Şekilde (a) cam tüp, (b) kas ve (c) sinir görülmektedir [6].

1729'da İngiliz bilim adamı Stephen Gray, statik elektrik yükünü pirinç kablo kullanarak 150 metreden daha uzağa iletmeyi başarmıştır [4].

1745'te Hollandalı fizikçi Pieter van Musschenbroek, "Leyden şişesi" adı verilen ağzında tıpa olan, cıva veya su gibi bir sıvıyla kısmen dolu olan bir şişede elektrik yükü depolayabilmiştir. Böylece, şişenin içinde ve dışındaki elektrotun iki ucu arasında statik elektrik depolanmasıyla ilk kondansatör yapılmıştır [9]. Leyden şişesi, dışta cam kavanoz (A) ve içte iletken bir metalle (B) kaplıydı (Şekil 1.3).

Tabakalar arasında elektrik geçişini önlemek üzere kavanozun ağzının etrafındaki alanda metal kaplama bulunmamaktaydı. İç tabakayla temas eden metal bir elektrot, dikilmiş halde kavanozun dışına uzanarak, elektrikle yüklenebilmekteydi [10].



**Şekil 1.3** Leyden şişesinin dikey kesiti [10].

1786'da İtalyan anatomist Luigi Galvani, bir elektrik üreticinin yakınındayken bölünmüş bir kurbağanın bacağındaki sinirlere bir neşter ucuyla dokunduğunda, tüm kasların ardı ardına kasıldığını gözlemlemiştir. Daha sonra kurbağanın kalbindeki elektrik uyarısıyla kalp kasının kasıldığını tespit etmiştir. Elektrikli ölçüp kaydeden galvanometrenin adı Galvani'den gelmiştir.

1788'de Charles Kite'in, ölü gibi görünen biri üzerinde yapılan, elektrik kullanarak teşhis etme ve diriltme amaçlı çalışması üzerine yazdığı makale ödül almıştır.

1792'de İtalyan bilim adamı ve mucit olan Alessandro Volta, birbirinden farklı iki metalin birbirine temas etmesiyle elektrik akımı üretildiğini göstererek, "hayvansal elektrik" yaklaşımını yalanlama girişiminde bulunmuştur. Elektrik akımının hayvan dokularından değil, metallerden geldiğini savunmuş ve bunu kanıtlamak için 1800 yılında ilk elektrokimyasal pili geliştirmiştir [4]. Bu pilde biri çinko, diğeri bakır olan iki elektrot çubuk bulunmaktaydı. Elektrolit olarak sülfürik asit veya tuzlu su kullanılmaktaydı. Elektrolit,  $2H^+$  ve  $SO_4^{2-}$  halindedir. Çinko, bakır ve hidrojenen daha çok pozitif yüklüdür. Dolayısıyla, negatif yüklü sülfatla ( $SO_4^{2-}$ ) çinko tepkimeye girer. Pozitif yüklü hidrojen balonları, bakır elektrot etrafında birikmeye başlar ve elektronlarının bir kısmını alır. Bu da çinko çubuğu negatif elektrot ve bakır çubuğu pozitif elektrot yapar. Bu şekilde elde edilen iki kutbu birbirine bağlayınca aralarından akım geçer ve pilde çinko için Denklem 1.1 ve sülfürik asit için Denklem 1.2'deki tepkimeler meydana gelir:



Burada:

H; Hidrojen,

Zn; Çinko,

$e^-$ ; elektrondur. Bir elektrot görevi gören bakır tepkimeye girmez [9].

1825'te Leopoldo Nobili'ni yaptığı hassas galvanometreden sonra bir kurbağanın vücudunda yükler ve akımlar olduğu belirlenebilmiştir. 1843'te Matteucci, dinlenme halindeki kalp kasında da elektriksel akımın ölçülebildiğini göstermiştir [11]. DuBois Reymond, her kas kasılmasında oluşan küçük akım değişimini "aksiyon potansiyeli" terimiyle adlandırarak incelemiştir.

1856'da Rudolph von Koelliker ve Heinrich Muller, açılmış bir ventrikülün taban ve tepesine galvanometre uygulayarak, her kalp atımında bir elektrik akımının eşlik ettiğini doğrulamışlardır. Ayrıca ventriküle uyguladıkları bir sinir-kas düzeneğiyle,



ventriküler sistolün hemen öncesinde (QRS kompleksi) ve sonrasında (T dalgası) birer seğirme gözlemlemişlerdir [4].

1873'te Fransız fizikçi Gabriel Lippmann, kılcal elektrometreyi üretmiştir. Kılcal elektrometrenin çalışması, kılcal bir tüp içindeki cıva-sülfürik asit arayüzünde meydana gelen polarizasyon ve yüzey gerilimi prensiplerine dayanmaktadır. Sülfürik asit ve cıvaya bağlı iki tel ile kalp yüzeyinin iki noktası arasındaki potansiyel fark algılanır. Eğer potansiyel farkta değışme olursa, kılcal tüp içindeki cıva hareket eder. Cıvanın konumu mikroskopla görülebilir veya bir ekrana yansıtılabilir. Bu ekran, ışığa duyarlı bir malzemeyle kaplıdır. Kılcal tüpün yatay eksenine dik olarak hareket etmesiyle, zamana bağılı potansiyel değışim bu ekranda görülebilir (Şekil 1.4) [11].

1876'da Marey, elektrometre kullanarak bir kurbağanın açılmış kalbinin elektriksel aktivitesini kaydetmiştir.

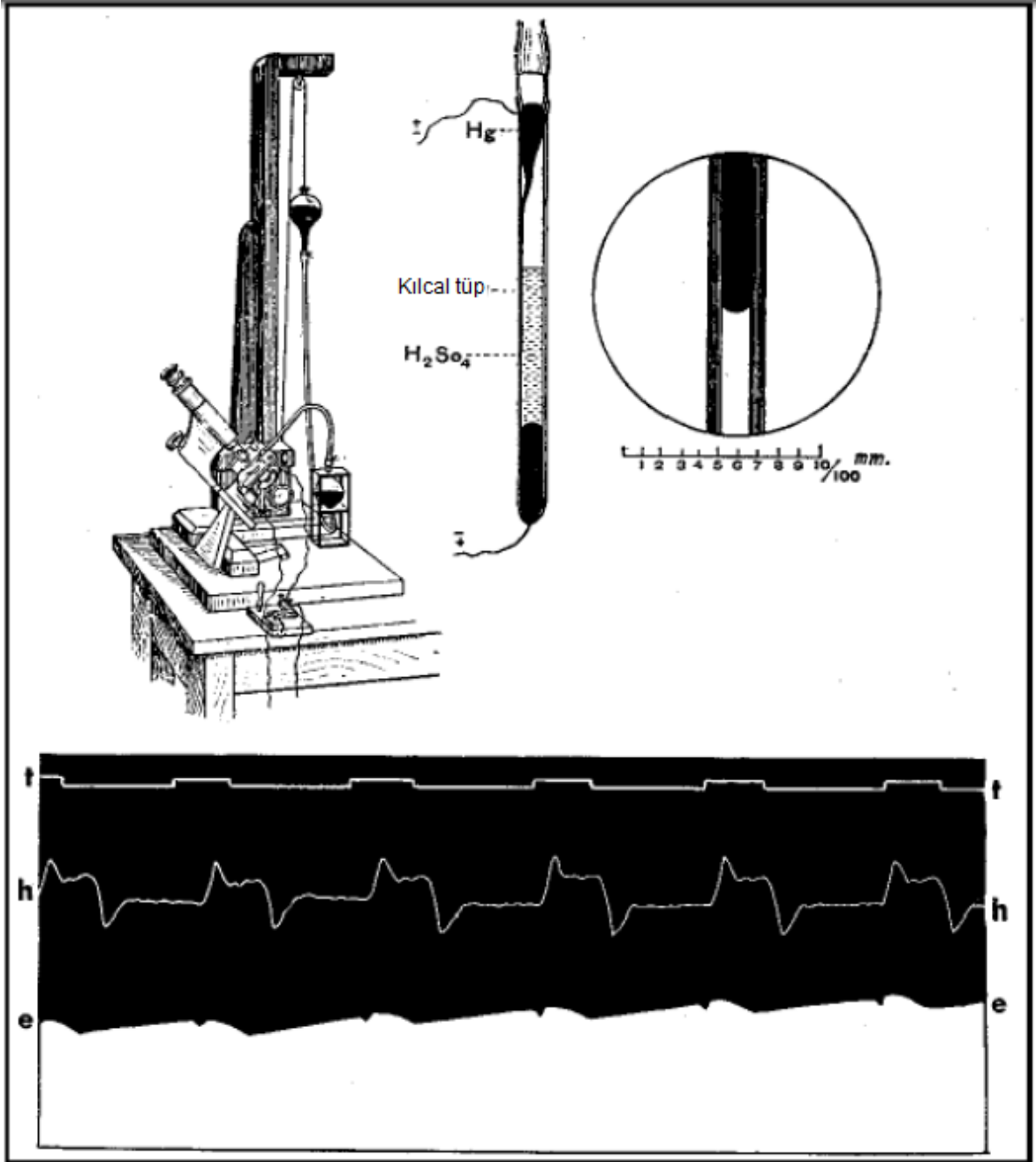
1878'de İngiliz fizyolog John Burden Sanderson ve Frederick Page, kılcal elektrometreyle kalbin elektrik akımını kaydedip bunun iki fazdan oluştuğunu (QRS kompleksi ve T dalgası) göstermişlerdir.

1880'de Fransız fizikçi Arsène d'Arsonval, Marcel Deprez ile birlikte galvanometreyi geliştirmiştir. Önceki halinde, etrafı saran bir bobinden elektrik akımı geçince ortadaki manyetik iğne hareket etmekteydi. Bu galvanometrede ise mıknatıs sabitken bobin hareketliydi. Böylece bobin üzerine takılan bir ibre, derecelenmiş bir yelpazede hareket edebilirdi.

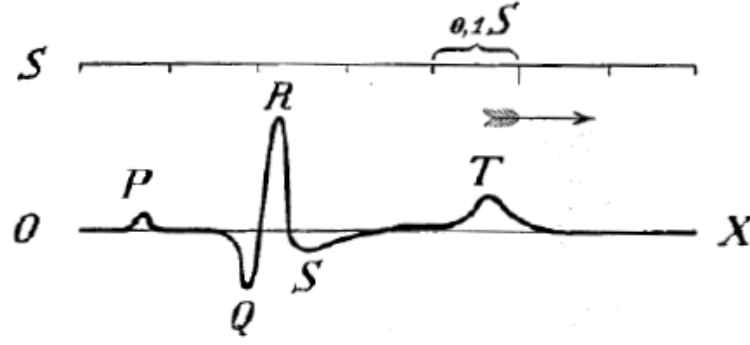
1887'de İngiliz fizyolog Augustus D. Waller, elektrometreyle kaydetmiş olduğu ilk insan elektrokardiyogramını yayınladı [4].

1895'te Hollandalı fizyolojist Willem Einthoven, gelişmiş bir elektrometre kullanarak "P, Q, R, S, T" olarak adlandırdığı beş eğri seçmiştir (Şekil 1.5). "P" harfinin seçilmesi, matematikte alfabenin ikinci yarısından itibaren harf kullanma alışkanlığından gelmektedir. "N" harfinin matematikte başka anlamları vardır ve

“O” harfi de kartezyan koordinatların orijini olarak kullanılır. Elektrokardiyografinin “P” ile başlamasının nedeni, “O”dan sonra gelen harf olmasıdır [4].



**Şekil 1.4** Lippmann'ın kılcal elektrometresi. Şeklin alt kısmında görülen üç grafikten üstteki “t”; her 50 ms'lik aralıkları, ortadaki “h”; kardiyooskop kaydını ve alttaki “e”; elektrometre kaydını gösterir [11]. Kardiyooskop, bir mercek sistemine dayalı optik düzeni olan, kalbin içini muayene etmek için kullanılan aygıttır [5].

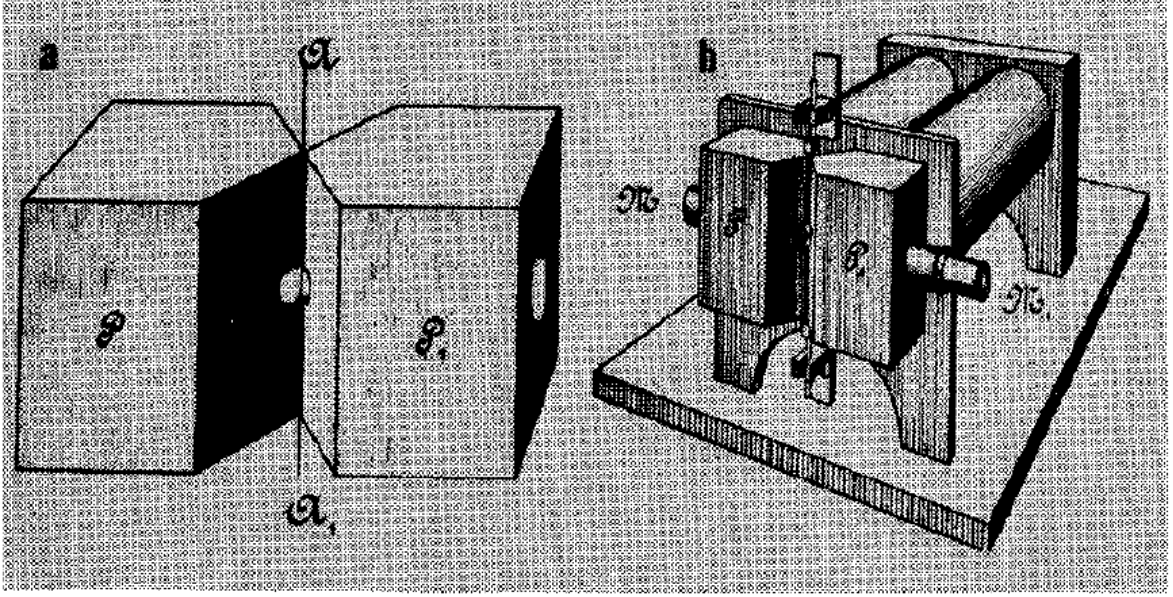


**Şekil 1.5** Einthoven'ın elektrokardiyografik gösterimi [11].

1901'de Einthoven'ın "tel galvanometre" adını verdiği makinede iki ayrı kutup parçası olan güçlü bir elektromıknatis vardı. Bu iki kutup parçası arasında sabitlenmiş, ayarlanabilir mekanik gerilimli, gümüş kaplı bir quartz tel bulunmaktaydı (Şekil 1.6). Kutup parçalarının ortasında, telin pozisyonunu görmek için gözetleme delikleri mevcuttu. Yansıtan ve büyüten merceklerin vasıtasıyla yapılan yansıtma sistemiyle, tel üzerinden geçebilecek  $10^{-11}$  A akım, ekran üzerinde telin gölgesini 1 mm hareket ettirmekteydi [11]. Ağırlığı yaklaşık 270 kg olan makinenin yapısındaki güçlü elektromıknatisler için su soğutmasına ihtiyaç vardı. Kullanılması için beş kişi gerekiyordu [13].

1903'te Einthoven, elde ettiği elektrokardiyogramları telefon kabloları kullanarak hastaneden 1,5 km uzaklıktaki laboratuvarına gönderdi. 1912'de I, II ve III standart bağlantılarından oluşan, daha sonra "Einthoven üçgeni" diye adlandırılacak olan bir eşkenar üçgen tanımladı. Aynı sene Hoffman, insandaki ventriküler fibrilasyonun, yani ventrikül kasının düzensiz depolarize olması sonucu koordine kasılmama halinin, ilk EKG kaydını yayınladı [4; 3].

1928'de Ernestine ve Levine, vakum tüplerin icadından sonra, kalpten alınan küçük elektrik sinyallerini yükselten, hassasiyeti daha az ama daha kararlı olan "aynalı galvanometre"yi geliştirdi. Aynı sene Frank Sanborn'un şirketi, masa tipi EKG cihazlarını, 6 V'luk araba aküsüyle çalışan 13,5 kg ağırlığında taşınabilir cihazlara dönüştürdü [11].



**Şekil 1.6** Einthoven'ın tel galvanometre şeması. (a) Elektromıknatis kutup parçaları ve (b) elektromıknatis şeması görülmektedir [14; 11].

1934'de Frank Wilson, tek kutuplu (unipolar) elektrotlardan olan VR (sağ kol voltajı), VL (sol kol voltajı) ve VF (bacak voltajı) bağlantılarını tanımladı. Bu bağlantılar daha sonra "Wilson Derivasyonları" diye adlandırıldı.

1938'de Amerikan Kalp Vakfı ve Britanya Kalp Vakfı,  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$  ve  $V_6$  göğüs bağlantılarının standart konumlarını ve bağlanma şeklini belirledi.

1942'de Emanuel Goldberger, Wilson'ın unipolar bağlantılarının potansiyel seviyesini %50 oranında artırarak aVR, aVL ve aVF artırılmış uzuv bağlantılarını yarattı. Bunlara Einthoven'ın üç uzuv ve altı adet göğüs bağlantısı eklenince, günümüzde kullanılmakta olan 12 kanallı elektrokardiyograma ulaşılmış oldu.

1948'de Rune Elmqvist adlı İsveç mühendis, analog fizyolojik sinyallerin çıktısını almak üzere ilk mürekkepli yazıcıyı yaptı. Makinenin, EKG kaydı için kullanımı 1950'de gerçekleşti.

1949'da Montana doktoru Norman Jeff Holter, 34 kg ağırlığında, kullanıcısının EKG'sini kaydeden bir sırt çantası geliştirdi. Holter cihazının daha sonra boyutları

çok küçüldü, kayıt cihazlarıyla birleşti ve seyyar (ambulatuar) EKG kaydı için kullanıldı.

1950'de Kanadalı bir elektrik mühendisi olan John Hopps, kalp kasının, sinoatrial düğüme gönderilen bir elektrik darbesiyle uyarılarak kasılabileceğini gösterdi. Hopps tarafından üretilen ve ilk kalp tempo tutucusu (pacemaker) olan cihaz, 30 cm boyundaydı, vakum tüple çalışıyordu ve 60 Hz gerilimle besleniyordu.

1963'te Baule ve McFee, kalbin elektriksel aktivitesiyle üretilen elektromanyetik alan olan manyetokardiyogramı ilk kez tespit ettiler. Manyetokardiyogram yönteminin amacı deri elektrotları kullanmadan EKG bilgilerini almaktı. Yüksek maliyetli olması gibi sebeplerden dolayı bu yöntem hiçbir zaman klinik onay alamadı [4].

1993'te Wayne State Universty'den Prof. Robert Zalenski, akut koroner rahatsızlıkların teşhisinde kullanılmak üzere, mevcut 12 bağlantıya ek olarak  $V_{4R}$ ,  $V_8$  ve  $V_9$  bağlantılarını içeren 15 kanallı EKG'nin klinik kullanımıyla ilgili bir makale yayınladı. Zalenski, makalesinde, akut miyokart enfarktüs için ST aralığı incelemesinde daha hassas ve anormalliklere daha duyarlı teşhis elde edildiğini belirtmiştir [15].

1999'da Teksas'lı araştırmacılar 12 kanallı EKG'nin kablosuz teknoloji aracılığıyla taşınabilir bilgisayarlara iletilebileceğini ve kardiyologlarca güvenilirlikle yorumlanabileceğini gösterdi. EKG kağıtlarından yapılan teşhisle verilerin gönderildiği bilgisayarın ekranından yapılan teşhislerin aynı olduğu sonucu elde edildi [16].

2005'te Danimarkalı kardiyologlar, akut koroner sendrom hastalarına (STEMI) ait EKG'lerin bir ambulanstan kardiyologun avuçiçi bilgisayarına (PDA) kablosuz olarak iletilmesinin, hastada kalp rahatsızlığı belirtisinin başlaması ile hastanede yapılan müdahale arasında geçen zamanı önemli ölçüde azaltabildiğini belirtmiştir [17].

### 1.1.2 Bluetooth Teknolojisinin Gelişimi

Bluetooth teknolojisi, 1994 yılında İsveç'in Lund şehrinde Ericsson'da çalışan Jaap Haarsten ve Sven Mattisson tarafından, cep telefonu ile aksesuarları arasında güç tüketimi az olan, düşük maliyetli ve kablolu bir haberleşme sağlanabilmesi amacıyla geliştirilmeye başlandı.

1998'de, Bluetooth teknolojisinin tek bir şirket tarafından sahiplenilmesini önlemek, kullanımını yaymak, genel radyo haberleşmesi alanında teknik gelişmeleri izlemek ve Bluetooth teknolojisi için küresel bir standart oluşturmak amacıyla The Bluetooth Special Interest Group (SIG) kuruldu [19; 20; 18].

Bluetooth SIG, Bluetooth'lu ürün üretmeyen veya satmayan, kar amacı olmayan bir kuruluştur. Telekomünikasyon, bilgisayar, otomotiv, müzik, giyim, endüstriyel özdevinim (otomasyon) ve ağ (network) endüstrisinde olan şirketlerden oluşur. SIG üyeleri Bluetooth teknolojisini kendi ürünleri için geliştirir, uygular ve pazarlar. Başta Ericsson, Intel, Lenovo, Microsoft, Motorola, Nokia ve Toshiba olmak üzere, SIG kuruluşu kapsamında binlerce üye şirket vardır [20].

1999 yılında piyasaya çıkan Bluetooth 1.0 ve 1.0B sürümlerinde üreticiler, ürünlerinin birbiriyle uyumlu olmasında sorunlar yaşıyordu. Bu sürümde ayrıca, bağlantı işleminde zorunlu Bluetooth donanım adresi (BD\_ADDR) iletimi vardı. Böylece protokoldeki cihazlar anonim olamıyordu [18].

2000'de ilk telefon, bilgisayar kartı, örnek dizüstü bilgisayar ve fare tanıtıldı. İlk örnek USB destekli yazılımı koruyucu donanım (dongle) ve ilk kulaklık-mikrofon setinin (headset) piyasaya sunulmasına ek olarak, radyo frekansı, temel bant (baseband), mikroişlemci işlevleri ve kablolu Bluetooth yazılımını bütünleştiren yonga (çip) üretildi [18].

2001'de ilk Bluetooth teknolojili dizüstü bilgisayar, yazıcı ve konuşma tanımalı eller serbest araba kiti (hands free car kit) piyasaya sunuldu [20].

2002'de Bluetooth 1.1 sürümü, IEEE 802.11.1-2002 standardına uygun kabul edildi. Bu sürümde 1.0B sürümündeki birçok hata düzeltildi. Şifresiz kanallarda haberleşme desteği ve RSSI (Alınan Sinyal Güç Göstergesi – Recieved Signal Strength Indicator) özelliği eklendi [18]. RSSI ile Bluetooth, düşük güçte gelen verileri algılayabilmektedir.

2003'te Bluetooth 1.2 sürümü çıktı [20]. Bu sürüm, 1.1 sürümü ile uyumlu çalışıyordu. Eklenen özelliklerden bazıları; daha hızlı bağlantı kurma ve keşfetme, radyo frekans gürültüsünü azaltmak için Uyarlanabilir Frekans Atlamalı Yayılım Spektrumu (Adaptive Frequency Hopping Spread Spectrum (AFH)) ve 721 kbit/s hıza varan iletimdir [18]. Haziran ayında Bluetooth kablosuz ağ teknolojisi kullanan ilk tıbbi sistem, FDA onayı aldı. Stryker Endoscopy tarafından geliştirilen, merkezi bir kontrol sistemi olan Stryker Integrated Device Network (SIDNE™), Code Blue Communications'tan bir seri kapı bağdaştırıcısı aracılığıyla ameliyat cihazlarıyla kablosuz bağlantı kuruyordu [22].

2004'de Kasım ayında Bluetooth SIG, Bluetooth 2.0+EDR sürümünü çıkardı. Bu sürüm, 1.1 ve 1.2 sürümleriyle uyumlu çalışabiliyordu ve veri iletimi 2,1 Mbit/s hızına ulaşmaktadır [18]. Bu sürümde 1 Mbit/s olan standart hızda GFSK kullanılırken, EDR'de GFSK ile Faz Kaydırmalı Anahtarlama (Phase Shift Keying - PSK) birlikte kullanılır. Bunların havadaki iletim hızları sırasıyla 2,1 Mbit/s ve 3 Mbit/s'dir. Bluetooth SIG, EDR özelliğini seçmeli olarak sunmuştur [18].

2005'te Bluetooth 1.2 sürümü, IEEE 802.15.1-2005 standardı oldu. IEEE'nin daha sonra Bluetooth SIG ile ilişkisini kesmesiyle, sonraki Bluetooth sürümleri IEEE standardı olmadı [23].

2007 yılında tüketiciye sunulan Bluetooth 2.1 sürümü, 1.2 ve 2.0 sürümleriyle uyumlu çalışmaktadır.

2009 yılında Nisan ayında SIG tarafından sunulan Bluetooth 3.0 sürümünün en önemli özelliği, Bluetooth'a yüksek hızlı veri taşıyıcı olarak 802.11'in eklenmesidir. Yine 2009'da ilk örnekleri gösterilen "Bluetooth Düşük Enerji", diğer Bluetooth ürünleriyle bağlantı kurabilen, ama çok daha az enerji tüketen bir sürümdür [18].

### **1.1.3 Bluetooth'lu EKG İzleme Sistemleri**

Kho (et al.), Visual Basic 6.0 programı ile geliştirilen bir G.K.A. ile komut verme, izleme ve kaydetme işlemlerinin K.B.'da yapıldığı, Bluetooth bağlantısıyla K.B. iletişiminin sağlandığı bir EKG izleme sistemine odaklanmıştır [24].

Hu (et al.), Bluetooth 1.2 sürümü kullanarak, düşük bütçeli, güç tüketimi az olan, hastadan alınan EKG sinyallerini K.B.'a gönderip ekranda gerçek zamanlı olarak görüntüleyen bir izleme sistemi üzerine yoğunlaşmıştır [25].

Lucani (et al.), hem dahili hafıza kartıyla Holter özelliğine sahip olan, hem de Bluetooth aracılığıyla bilgisayar ile haberleşebilen bir EKG izleme sistemi üzerine çalışmıştır [26].

### **1.2 Amaç**

Bu sistemin amacı, bilgisayar ile EKG cihazı arasında Bluetooth kablosuz iletişim teknolojisi kullanarak, hastadan alınan EKG verilerinin bir bilgisayar ekranında izlenebilmesini sağlamaktır. Bilgisayar ile EKG cihazı arasında kablo yerine Bluetooth kullanmanın en önemli yararı, hastanın hareket özgürlüğünün artmasıdır. Bluetooth kullanımıyla çeşitli engeller ve cisimler sebebiyle bilgisayarın, hastanın görüş alanında olmaması ve ortamda çeşitli radyo gürültülerinin olması durumlarında dahi, veri iletiminin gerçekleşmesi amaçlanmaktadır. Bilgisayardan denetlenecek olan sistemin kullanıcı dostu olması ve kullanılan EKG cihazının taşınabilir olması amaçlanmaktadır.

### **1.3. Yöntem**

Buraya kadar, tez konusu ile ilgili ön bilgiler, tarihsel gelişim süreci ve bu tezde yapılması hedeflenen temel amaçlar hakkında bilgi verilmiştir. Kalan kısımlarda ise amaca ulaşmak için yapılan araştırmalar, izlenen yollar ve gerçekleştirilen sistemler hakkında bilgi verilecektir.



İkinci bölümde kalbin anatomisi ve elektriksel olayları, elektrokardiyografi sinyalinin özellikleri, bir EKG cihazının temel özellikleri ve Bluetooth teknolojisi ile ilgili bilgiler “GENEL BİLGİLER” başlığı altında sunulacaktır.

Üçüncü bölümde yapılan çalışmalarda kullanılan yöntemler ve tasarlanan sistemin ayrıntıları “MATERYAL VE METOD” başlığı altında yer almaktadır.

Dördüncü bölümde “SONUÇ VE TARTIŞMA” başlığı altında elde edilen sonuçlar ve bunlarla ilgili yorumlar bulunmaktadır.

## 2 GENEL BİLGİLER

Bu bölümde kalp fizyolojisi, kalpte elektriksel iletim, elektrokardiyogramın temel ilkeleri, EKG donanımı ve Bluetooth teknolojisi konuları anlatılmaktadır.

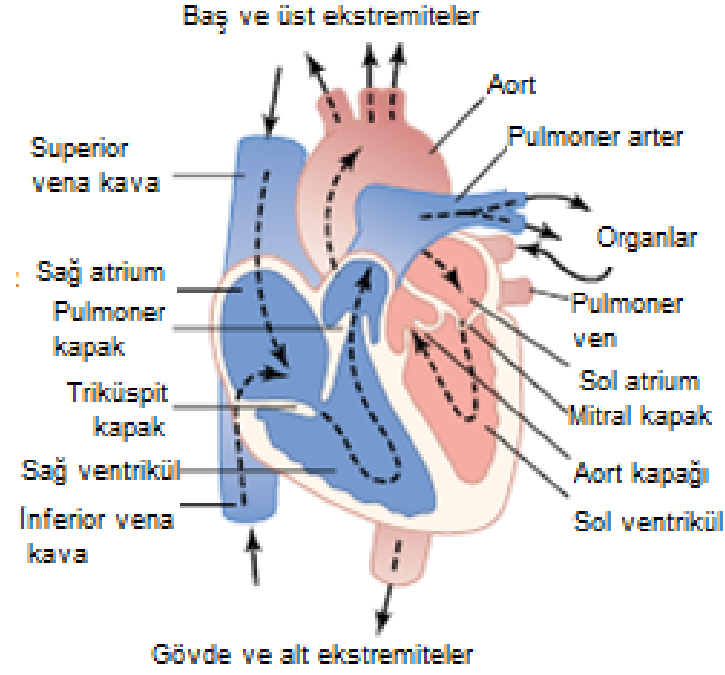
### 2.1 Kalp Ve Kalbin Katmanları

Kalp, akciğerler arasındaki göğüs kafesi (toraks) boşluğunda, mediastinum'da (toraksın merkezi) yer alır. Yaklaşık üçte ikisi orta sagittal çizginin (median plane) solunda yer alır. Büyük damarların bağlandığı yer olan, kalbin üstte kalan kısmı “taban” olarak adlandırılır. Kalbin sola eğik olan ve giderek sivrilen aşağıdaki ucu “tepe” olarak adlandırılır. Bir erişkin kalbinin boyutları; taban kısmında eni yaklaşık 9 cm, tabandan tepeye 13 cm ve en kalın yerinde anterior'dan posterior'a yaklaşık 6 cm'dir. Ağırlığı yaklaşık 300 gramdır.

Kalp, kanı akciğerlere pompalayan sağ bölüm ve kanı çevresel (periferal) organlara pompalayan sol bölüm olmak üzere iki ayrı pompadan oluşur. Bu bölümlerin her biri, bir atriyum ve bir ventrikülden oluşan bir pompadır. Her atriyum, ventrikül için zayıf bir öncü pompadır ve kanın ventriküle dolmasına yardım eder. Daha sonra sağ ventrikül tarafından akciğer (pulmoner) dolaşımı ve sol ventrikül tarafından periferal dolaşım için ana pompalama kuvveti sağlanır (Şekil 2.1). “Atriyum” kelimesi “giriş yolu” anlamına, “ventr-” ön eki “alt kısım” anlamına gelirler [1].

Perikart, kalbi saran çift duvarlı bir tabakadır (Şekil 2.2). “Peri-” ön eki, çevre veya etraf anlamına gelir [28].

Kalp duvarı üç tabakadan oluşur: Epikart, miyokart ve endokart (Şekil 2.2). “Epi-” ön eki “üzerinde” anlamına gelir. Epikart, yani viseral perikart, basit yassı epitel üzerinde ince ve boşluklu (areolar) doku tabakasından oluşan bir membrandır [28].



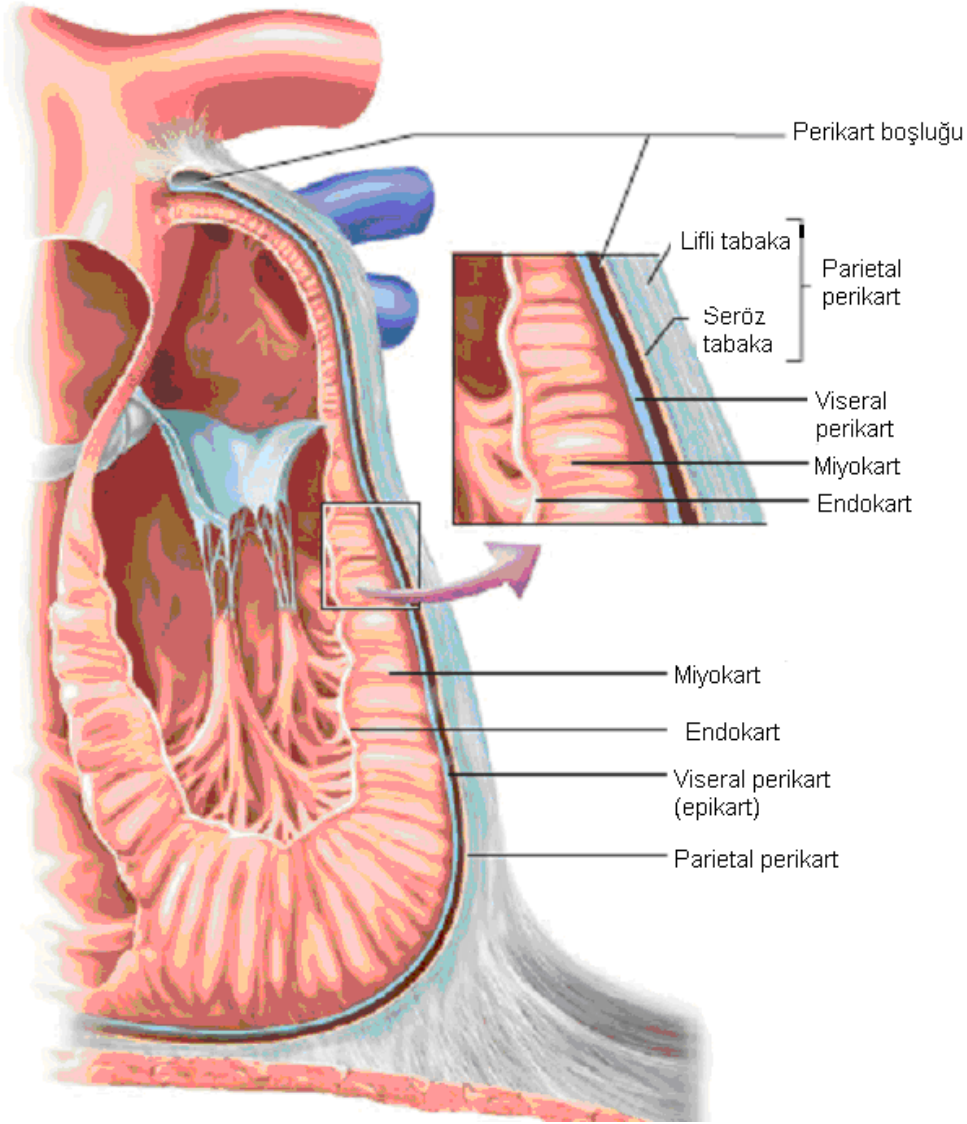
**Şekil 2.1** Kalbin yapısı. Kalbin odacıklarında ve kapakçıklarında kanın akış yönleri oklarla gösterilmiştir [1].

En kalın tabaka olan miyokart, tamamen kalp kasından oluşur ve kalp atım faaliyetini gerçekleştirir [28].

Endokart, basit bir yassı endotel üzerini kaplayan ince, boşluklu bir doku tabakasıdır. Odacıkların ve kapakçıkların pürüzsüz olan iç yüzeyini oluşturur ve kan damarlarının endotel tabakasının devamıdır. “Endo-” ön eki, “iç” anlamına gelir [28].

## 2.2 Kalp Kası

Kalpdeki özel mekanizmalar, kardiyak ritim denen ve sürekli olan kalp kasılmalarını sağlar. Kalp kası boyunca iletilen aksiyon potansiyelleri, kalbin ritmik atımını meydana getirir. Aksiyon potansiyeli, bir sinir veya kas lifi boyunca oluşan kısa bir elektriksel potansiyeldir. Aksiyon potansiyeli, hep veya hiç yasasına göre eşik düzeyi veya üzerindeki uyarının olduğu her durumda, değişmez biçim ve büyüklükte oluşur [3].



**Şekil 2.2** Perikart ve kalp duvarı. Kalp duvarının tabakaları ve perikart ile ilişkisi görülmektedir [28].

### 2.2.1 Kalp Kasının Fizyolojisi

Kalp, atriyum kası, ventrikül kası ile özel uyarıcı ve iletken kas dokuları olmak üzere üç önemli kalp kası türünden oluşur. Atriyal ve ventriküler kaslar, çok daha uzun olan kasılma süreleri haricinde birçok yönden iskelet kaslarına benzer. Diğer taraftan, özel uyarıcı ve iletici dokuların kasılması zayıftır; çünkü bunlar az sayıda kasılabilir doku içerir. Bu dokuların görevi, kendiliğinden ritmik olarak aksiyon potansiyeli biçiminde elektrik akımı üretmek ve kalp üzerinde aksiyon potansiyeli iletimi yapmaktır. Böylece uyarıcı sistem, kalbin ritmik atımını sağlamış olur.

### 2.2.2 Kalp Kasındaki Aksiyon Potansiyelleri

Kalp kasında aksiyon potansiyeli iki tip kanalın açılmasıyla meydana gelir; aynı hızlı Na kanalları ve tamamen farklı olan yavaş Ca kanalları. Bunlar Ca-Na kanalları olarak da adlandırılır. Ca kanalları, daha yavaş açılması ve kısa bir süre açık kalmasından dolayı hızlı Na kanallarından farklıdır. Bu süre içinde, çok sayıda kalsiyum ve sodyum bu kanallardan geçerek kalp kasının içine girer. Bu da uzun süreli bir depolarizasyon sağlar, böylece aksiyon potansiyelinde plato meydana gelmiş olur. Ayrıca bu plato süresince içeri giren kalsiyum iyonları, kasın kasılması işlemini harekete geçirir.

Aksiyon potansiyelinin başlamasının hemen ardından, kalp kası membranının potasyum iyonu geçirgenliği beş kat azalır. Bu azalmış potasyum iyonu geçirgenliği, Ca kanallarından gelen çok miktardaki kalsiyumdan kaynaklanıyor olabilir. Sebepden bağımsız olarak, azalmış olan potasyum geçirgenliği, aksiyon potansiyeli platosu süresince pozitif yüklü potasyum iyonlarının çıkışını da önemli oranda azaltır ve böylece aksiyon potansiyelinin dinlenme düzeyine erken inmesini önler. Yavaş kalsiyum-sodyum kanalları 0,2 ila 0,3'üncü saniyelerde kapandığında ve kalsiyum ile sodyum iyonları girişi kesildiğinde, membranın potasyum iyonu geçirgenliği bir anda yükselir. Dokunun bu ani potasyum kaybı, membran potansiyelini hemen dinlenme seviyesine indirir. Bunun sonucunda da aksiyon potansiyeli sonlanmış olur.

Atriyal ve ventriküler kas dokularında, aksiyon potansiyeli uyarım sinyalinin iletim hızı 0,3 ile 0,5 m/s arasındadır. Kalbin özel iletim sisteminde -Purkinje fiberlerde- hız, sistemin büyük kısmında 4 m/s gibi yüksek bir değerdedir. Bu hız, kalbin farklı bölgelerine uyarım sinyalini iletmek için oldukça uygundur.

### 2.2.3 Kalp Döngüsü

Bir kalp atışının başlangıcıyla bir sonraki atışın başlangıcı arasındaki olaylara kalp döngüsü adı verilir. Her döngü, sinüs düğümü tarafından üretilen bir aksiyon potansiyeli ile başlar. Aksiyon potansiyeli buradan başlayıp çabucak iki atriyumdan da geçer, oradan A-V demetine ve ardından ventriküllere gelir. Atriyumdan

ventriküllere olan bu özel iletim sisteminden dolayı, kalp uyarımının atriyumdan ventriküllere geçişi süresince 0,1 saniyelik gecikme vardır. Bu da atriyumun ventrikülden daha önce kasılmasına izin verir. Böylece güçlü ventriküler kasılma gerçekleşmeden önce ventriküllere kan pompalanır. Atriyum bu şekilde, ventriküller için birincil pompa görevi görür ve ventriküller kanı vücudun damar sistemine pompalayabilir [1].

### **2.2.3.1 Diyastol ve sistol**

Kalp döngüsünde diyastol adı verilen bir dinlenme periyodu mevcuttur. Sistol adlı kasılma sürecinden sonra gelen bu süre içinde kalp, kan ile dolar.

### **2.2.3.2 Atriyumun birincil pompa olarak görevi**

Kan normalde sürekli olarak büyük venlerden atriyumun içine akar ve atriyumdan geçen kanın yaklaşık %80'i daha atriyal kasılma gerçekleşmeden ventrikülün içine dolar. Ventrikülün kalan %20'si, sonradan olan atriyal kasılmayla dolar. Bundan dolayı atriyum, ventrikülün pompalama etkililiğini arttıran birincil pompa işlevi görür. Fakat kalp, bu fazladan %20'lik etkililik olmadan bile çalışmaya devam edebilir. Çünkü kalp normalde, dinlenme halindeki vücudun ihtiyacından yüzde 300 ila 400 oranda fazla kan pompalama kapasitesine sahiptir.

### **2.2.3.3 Ventriküllerin pompalama işlevi**

Ventriküler sistol sırasında kapanan A-V kapakçıklarından ötürü, sağ ve sol atriyumun içinde çok miktarda kan birikir. Bu nedenle, sistol bitince ve ventriküler basınçlar tekrar düşük diyastoldeki seviyelere inince; ventriküler sistol sırasında atriyum içinde orta düzeyde artmış olan basınç, A-V kapakçıklarını aniden iterek açar ve kanın hızla ventriküllere dolmasını sağlar. Diyastol sürecinin üçte birlik bir diliminde sadece az bir miktarda kan ventriküllere akar ki; venlerden atriyumu geçerek doğrudan ventriküllerin içine dolan miktar budur. Ventriküler kasılma başladıktan hemen sonra, ventriküler basınç aniden yükselir ve A-V kapaklarının kapanmasına neden olur. Sol ventriküler basınç 80 mmHg değerinin biraz üzerine çıktığında, ventriküler basınçlar yarım (semilunar) kapakları iterek açar. Kan

hemen ventriküllerden dışarı akmaya başlar. Sistolün sonunda hemen ventriküler gevşeme başlayarak sağ ve sol ventriküldeki iç basınçların hızla düşmesini sağlar.

## **2.3 Kalbin Ritmik Uyarımı**

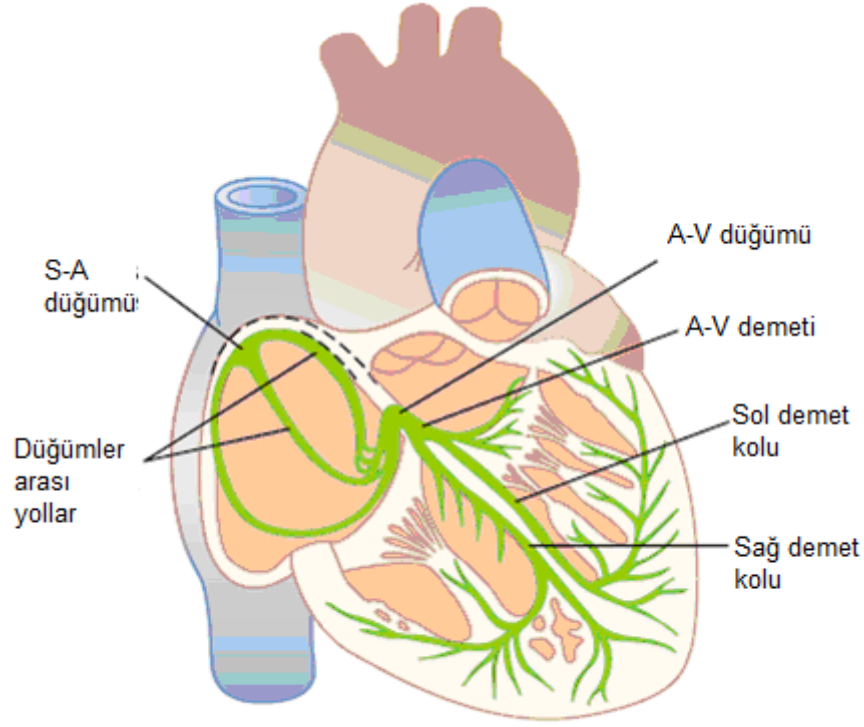
Bu bölümde kalbin elektriksel uyarımı ve iletim sistemleri genel olarak anlatılmaktadır.

### **2.3.1 Kalbin Özel Uyarım Ve İletim Sistemi**

Sinüs düğümünde (sinoatriyal düğüm veya S-A düğüm) normal ritmik uyarı üretilir ve iletken bir yol aracılığıyla A-V (atrioventriküler) düğümüne iletilir. Burada sinyal, ventriküllere iletilmeden önce bir süre gecikme yapar ve A-V demetiyle Purkinje fiberlerin sağ ve sol demetlerine iletilerek, ventriküllerin tamamına yayılır. Şekil 2.3, kalp kasılmalarını kontrol eden özel uyarım ve iletim sistemini göstermektedir [1].

#### **2.3.1.1 Sinoatriyal düğüm**

S-A düğüm, 3 mm eninde, 15 mm boyunda ve 1 mm kalınlığında küçük, yassı, elips şeklinde özel bir kalp kası şerididir. S-A düğüm, sağ atriyumun üst lateral duvarında superior vena cava'nın girişinin yanında yer alır. Bu düğümün dokularında neredeyse hiç kasılma kası lifi yoktur ve her biri 3 ila 5 µm çapındadır. Sinüsoidal düğüm dokularıyla atriyal kas dokuları doğrudan bağlantılı olduğu için burada başlayan bir sinyal, atriyum kası duvarına hemen yayılır.



**Şekil 2.3** Kalbin iletim sistemi. Sinüs düğümü, Purkinje fiberler, A-V düğümü, atriyal düğümler arası yollar ve ventriküler demetler görülmektedir [1].

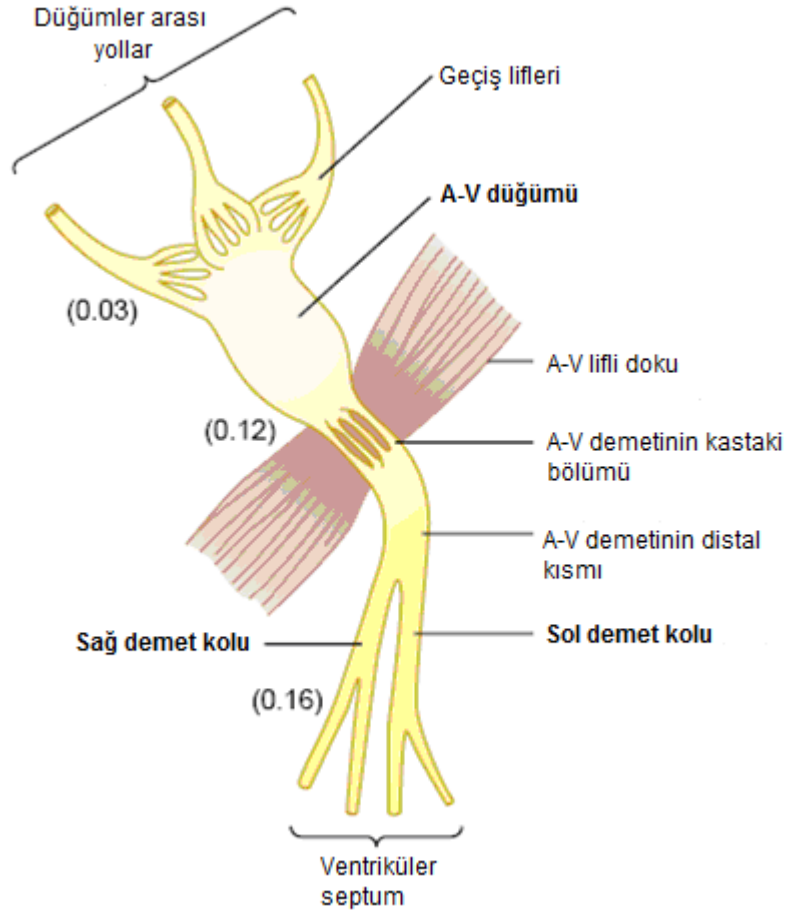
Sinüs düğümü gibi bazı kalp dokuları, kendiliğinden uyarılma özelliğine sahiptir. Bu da kendiliğinden ritmik yük boşalımı ve kasılma işlemini sağlar. Sinüs düğümü bu şekilde, tüm kalbin atım hızını kontrol eder.

### **2.3.1.2 Düğümler arası yollar ve kalp uyarımının iletimi**

Sinüs düğümü dokularının ucu, doğrudan çevredeki atriyum kas dokularına bağlanır. Bu nedenle sinüs düğümünde üretilen aksiyon potansiyelleri, dışarıya bu atriyal kas dokularıyla hareket eder. Bu yolla aksiyon potansiyeli, tüm atriyum kasına ve dolayısıyla A-V düğümüne iletilir. Atriyal kasta genel iletim hızı 0,3 m/s iken küçük atriyal doku demetinde 1 m/s olur. Bunlardan biri, anterior atriyumlar arası bant diye adlandırılır ve atriyumun anterior duvarından geçerek sol atriyuma ulaşır. Buna ek olarak; Şekil 2.3 ve Şekil 2.4'de gösterilen anterior, lateral ve posterior atriyum duvarlarından geçip A-V düğümünde sonlanan anterior, orta ve posterior düğümler arası (internodal) yol diye adlandırılan üç adet bant daha



vardır. Bu bantlarda özel iletim dokuları vardır ve yapıları Purkinje liflerine benzer [1].



**Şekil 2.4** A-V düğüm düzeneği. Sayılar, sayıların olduğu noktalar ile sinüs düğümündeki sinyal kaynağı arasındaki sinyal iletim sürelerini saniye olarak göstermektedir [1].

### **2.3.1.3 Atrioventriküler düğüm ve sinyal iletimindeki gecikme**

Atriyal iletim sistemi, A-V düğüm ve komşu iletim dokuları sayesinde kalp sinyalinin ventriküllere iletimini biraz geciktirerek, kanın atriyumdan ventriküle geçmesi için fırsat oluşturur.

A-V düğümü ve A-V demetindeki toplam gecikme 0,13 saniyedir. Sinüs düğümündeki 0,03 saniyelik gecikmeyle beraber sinyal, üretildikten toplamda 0,16 saniye sonra ventrikül kaslarına ulaşır [1].

#### **2.3.1.4 Ventriküler Purkinje sistemdeki hızlı iletim**

Purkinje lifler (fiberler), A-V demetinden ventriküllerin içine dağılır. A-V düğümü dokularından farklı işlevlere sahiptir. Normal ventrikül kas dokusundan bile daha geniştir. Aksiyon potansiyelini 1,5 ila 4 m/s gibi çok yüksek bir hızda iletir.

Sinyal, Purkinje fiberlerin sonuna geldiğinde, ventriküler kas dokuları aracılığıyla kas kütesine iletilir. Bu geçiş 0,3 ila 0,5 m/s hızındadır [1].

Şekil 2.5'te, sinyalin kalp üzerinde geldiği belirli noktalara iletimi için geçen zamanlar, saniye olarak gösterilmektedir. Sinyal, atriyumda normal hızda ilerlerken, A-V düğümü bölgesinde 0,1 saniyeden fazla gecikme yapar. Sinyalin A-V demetine ulaştınca, Purkinje fiberlere ve ventriküllerin endokart tabakasına çok hızlı yayıldığı görülmektedir. Daha sonra sinyal, hızı biraz daha düşük olarak epikart tabakasına iletilir [1].

#### **2.3.2 Kalpte Uyarım Ve İletim Kontrolü**

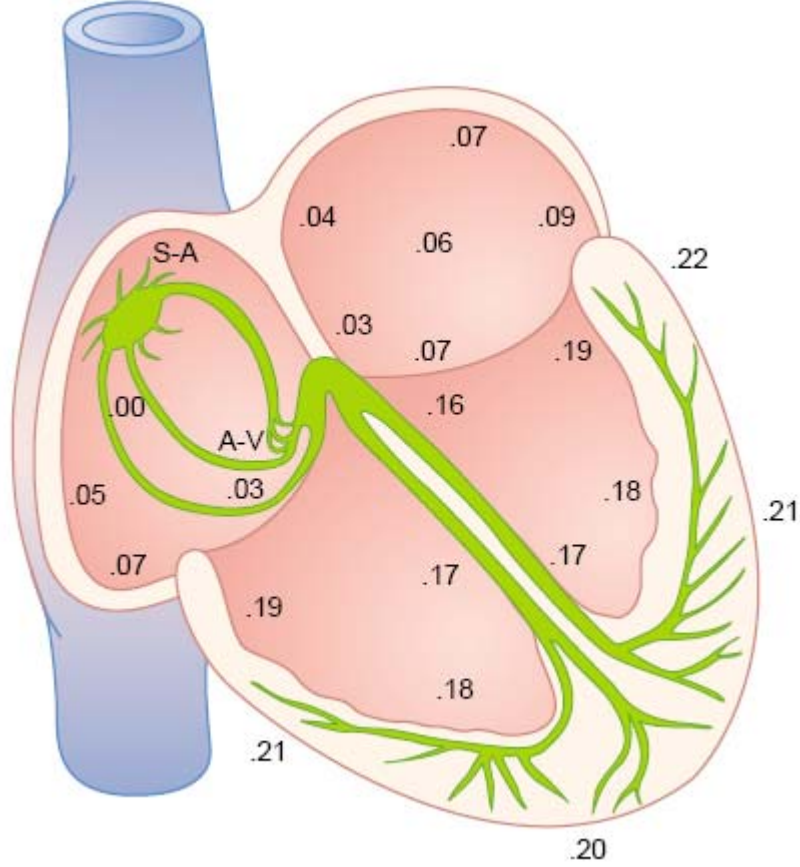
Bu kısımda, uyarımda rol oynayan sinüs düğümü ve Purkinje sistemi yer almaktadır.

##### **2.3.2.1 Kalbin tempo tutucusu olarak sinüs düğümü**

Normalde kalp sinyali sinüs düğümünde üretilir. Fakat bazı anormal durumlarda, A-V düğümü ve Purkinje fiberlerde de ritmik uyarım üretilebilir. A-V düğümü dokuları bir dış kaynaktan uyarılmadıkça, ritmik olarak dakikada 40 ila 60 kez sinyal üretirken; Purkinje fiberler dakikada 15 ila 40 kez sinyal üretir.

Sinüs düğümü, A-V düğümü ve Purkinje fiberlerden daha yüksek sıklıkta sinyal üretir. Bu üretilen sinyal A-V düğümü ve Purkinje fiberlere iletilerek, uyarılabilir

membranlarına ulaşır. A-V düğümü ve Purkinje fiberler kendiliğinden uyarılma eşiklerine henüz ulaşmadan, sinüs düğümü tekrar sinyal gönderir. Bu hız farkından dolayı, kalbin ritmini kontrol eden yer diğer iki kaynak değil, sinüs düğümüdür ve sağlıklı bir kalpte tempo tutucu (pacemaker) görevi görür.



**Şekil 2.5** Sinyalin kalp boyunca iletimi. Sinyalin, üretildikten itibaren ne kadar zamanda hangi noktaya ulaştığı, saniye olarak şekil üzerinde gösterilmiştir [1].

Sinüs düğümünde sinyal üretiminin engellenmesi durumunda tempo tutucu görevi başka yerlere kayar. Yeni yer çoğunlukla A-V düğümü veya A-V demetinde bir noktadır.

### **2.3.2.2 Ventriküler kasların eşzamanlı kasılması**

Purkinje sistemiyle, kalp sinyalinin tüm ventrikül kasına iletimi çok kısa bir sürede gerçekleşir. İlk ve son ventrikül kası dokularının uyarılması arasında 0,03 ila 0,06

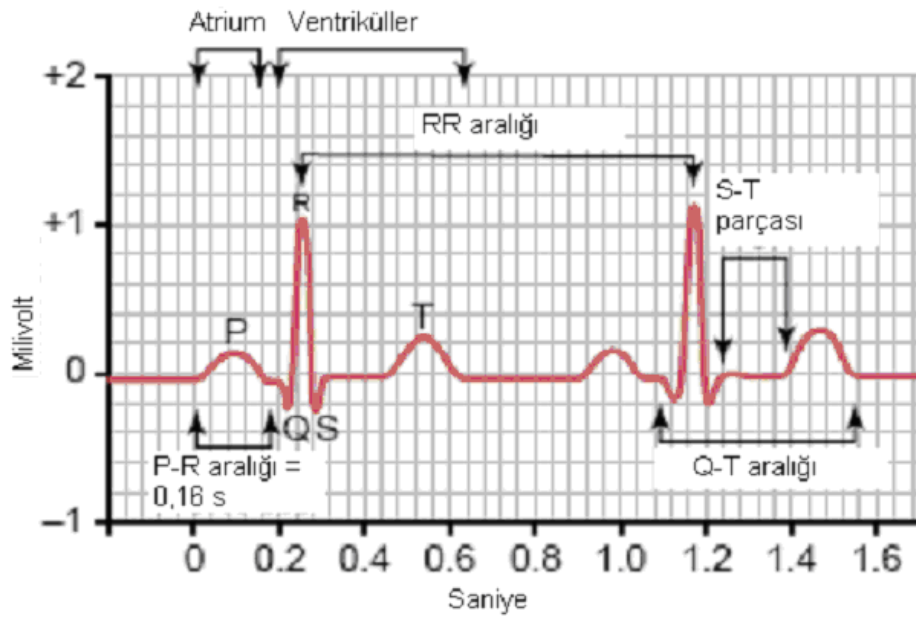
saniye süre farkı vardır. Böylece tüm ventrikül kası neredeyse aynı anda kasılmaya başlar ve yaklaşık 0,3 saniye süresince kasılı kalır.

## 2.4 Elektrokardiyogram

Bu bölümde elektrokardiyogramın tanımı, özellikleri ve elektrokardiyografik bağlantılar konuları yer almaktadır.

### 2.4.1 Elektrokardiyogramın Tanımı

Kalp sinyali kalpten geçerken, komşu dokulara da yayılır. Oluşan akımın küçük bir miktarı, vücut yüzeyinin her yönüne yayılır. Kalbin zıt yönlerine elektrotlar yerleştirilirse, akım tarafından üretilen potansiyeller kaydedilebilir. Bu kayıtlara elektrokardiyogram denir. Şekil 2.6'da kalbin iki atımı için bir elektrokardiyogram gösterilmektedir [1].



Şekil 2.6 Elektrokardiyogram [1].

## 2.4.2 Elektrokardiyogramın Özellikleri

Bir elektrokardiyogram P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgasından oluşur. QRS kompleksi hep olmasa da genelde üç ayrı dalga olan Q, R ve S dalgalarından oluşur.

P dalgası, atriyal kasılma olmadan önce atriyumun depolarize olması sırasında oluşan elektrik potansiyelleri etkisiyle görülür.

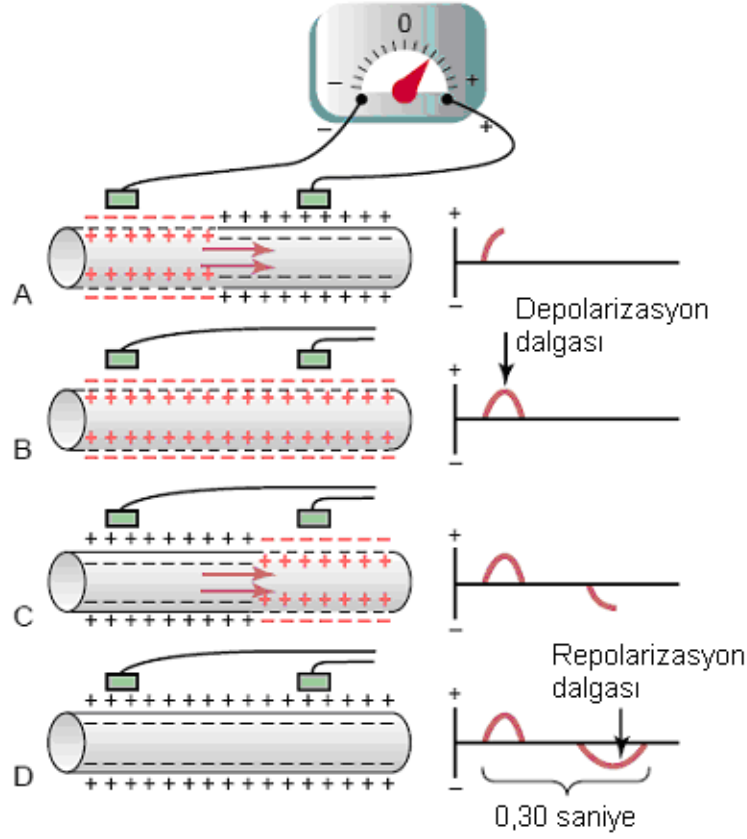
QRS kompleksi, ventriküller kasılmadan önce, depolarize olduğunda üretilen potansiyellerle ortaya çıkar. Yani hem P dalgası hem de QRS kompleksi depolarizasyon dalgalarıdır.

T dalgası, ventriküler depolarizasyon evresinden çıkarken oluşan potansiyellerle ortaya çıkar. Bu işlem normalde depolarizasyondan 0,25 ila 0,35 saniye sonra ortaya çıkar. T dalgası repolarizasyon dalgası olarak bilinir.

Sonuçta elektrokardiyogram, depolarizasyon ve repolarizasyon dalgalarından meydana gelmiştir [1].

### 2.4.2.1 Depolarizasyon ve repolarizasyon dalgaları

Şekil 2.7'de tek bir kalp kası dokusunun dört aşamada depolarizasyon ve repolarizasyon evreleri görülmektedir. Kırmızı renk depolarizasyonu göstermektedir. Depolarizasyon sırasında doku içindeki negatif potansiyel tersine döner ve içeride biraz pozitif ve dışarıda negatif duruma gelir [1].



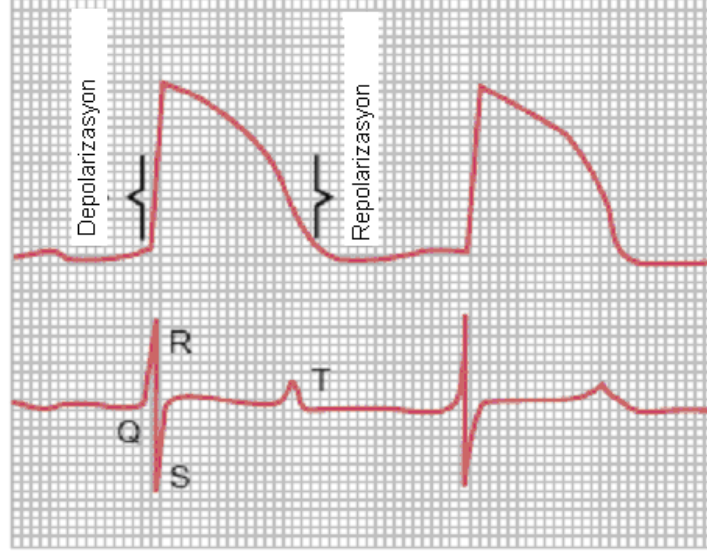
**Şekil 2.7** Kalp kası dokusundan kaydedilen depolarizasyon (A ve B) ile repolarizasyon (C ve D) dalgaları [1].

Şekil 2.7A'da içerde kırmızı pozitif yükler ve dışarıda kırmızı negatif yüklerle gösterilen depolarizasyon, soldan sağa doğru hareket eder. Dokunun ilk yarısı depolarize iken, kalan yarısı polarizedir. Bu nedenle dokunun dışındaki sol elektrot negatif alandayken, sağdaki elektrot pozitif alanda olduğu için voltaj göstergesi pozitif işaret etmektedir. Böylece voltaj grafiği, en yüksek pozitif değerine ulaşır.

Şekil 2.7B'de depolarizasyon tüm kas dokusuna yayılmıştır ve gösterge sıfır ölçmektedir. Çünkü iki elektrot da eşit negatiflik alanındadır. Böylece depolarizasyon dalgası tamamlanmış olur.

Şekil 2.7C'de repolarizasyonun ilk yarısında aynı dokunun dışı pozitif yük olur. Bu noktada sol elektrot pozitif ve sağ elektrot negatif bölgededir. Böylece voltaj göstergesi negatif yükü gösterir.

Şekil 2.7D'de kas dokusu tamamen repolarize olmuştur. İki elektrot da pozitif bölgede olduğu için voltaj göstergesi bir potansiyel farkı ölçmez. Repolarizasyonun kas dokusu membranına yayılmasını gösteren grafikteki dalga repolarizasyon dalgasıdır [1].



**Şekil 2.8** Bir aksiyon potansiyeli ve elektrokardiyogram örneği. Üst kısımda normal kalp faaliyeti sırasında bir ventriküler kas dokusundan ölçülen tek fazlı aksiyon potansiyeli ve alt kısımda, üstteki grafikte eşzamanlı bir elektrokardiyogram gösterilmektedir [1].

Şekil 2.8'in alt tarafında, aynı ventrikülün üstteki grafikte eşzamanlı elektrokardiyogramı görülmektedir. Burada QRS dalgaları tek fazlı aksiyon potansiyelinin başlangıcında, T dalgası ise sonunda görülür. Ventriküler kas tamamen depolarize veya tamamen repolarize olduğunda elektrokardiyogramda okunan potansiyel değeri sıfırdır. Kas, kısmen polarize veya kısmen depolarize olduğunda akım bir bölgeden diğerine yol alır ve vücudun yüzeyine yayılarak elektrokardiyogramı oluşturur [1].

#### **2.4.2.2 EKG dalgalarının atriyal ve ventriküler kasılmayla ilişkisi**

Kas kasılmadan önce, kasılmanın kimyasal işlemini başlatmak için depolarizasyonun kasa yayılması gerekir. P dalgası, atriyum kasılmadan önce ve

QRS kompleksi, ventrikül kasılmasından önce görülür. Ventriküller, repolarizasyon oluşana kadar, yani T dalgasının sonuna kadar kasılı kalır.

P dalgası sonlandıktan 0,15 ila 0,20 saniye sonrasına kadar atriyum, kasılı kalır. Bu da neredeyse QRS kompleksi görülene dek geçen süre kadardır. Bu nedenle atriyal repolarizasyon dalgası, yani atriyal T dalgası, kendisinden daha büyük olan QRS kompleksi tarafından gizlenir. Bu nedenle atriyal T dalgası, elektrokardiyogramda nadiren görülebilir.

Ventriküler repolarizasyon dalgası olan T dalgası, uzatılmış bir dalgadır ve bu nedenle QRS kompleksine göre daha düşük voltajlıdır [1].

#### **2.4.2.3 Elektrokardiyogramın voltaj ve zaman kalibrasyonu**

Elektrokardiyogramda kaydedilen dalgaların voltaj değerleri elektrotların konumuna ve kalbe olan yakınlıklarına göre değişir. Bir elektrot tam ventrikül üzerine yerleştirilirken ikinci elektrot vücutta kalbe uzak bir yerine yerleştirilirse QRS kompleksi 3 ila 4 mV büyüklüğünde olur. Kalp membranının tek fazlı aksiyon potansiyel değeri olan 110 mV değerine göre bu sayı düşüktür. Eğer elektrokardiyogram elektrotları iki kolda veya bir kol ve bir bacakta olursa QRS değeri, R dalgasının tepesinden S dalgasının en altına kadar, genelde 1,0 ila 1,5 mV olurken; P dalgası 0,1 ila 0,3 mV ve T dalgası da 0,2 ila 0,3 mV değerlerinde olur.

P dalgasının başıyla QRS kompleksinin başı arasındaki süre, aynı zamanda atriyumun ve ventrikülün elektriksel uyarım başlangıçları arasındaki süredir. Buna P-Q aralığı veya P-R aralığı denir ve yaklaşık 0,16 saniye sürer.

Ventrikülün kasılması yaklaşık olarak, Q dalgasının veya R dalgasının başıyla T dalgasının sonu arasındaki sürede gerçekleşir. Buna Q-T aralığı denir ve yaklaşık 0,35 saniye sürer.

Kalp atım hızı elektrokardiyogramla kolayca ölçülebilir; çünkü ardışık iki kalp atımı arasındaki zaman aralığı ile nabız hesaplanabilir. Eğer iki kalp atımı arasında 1

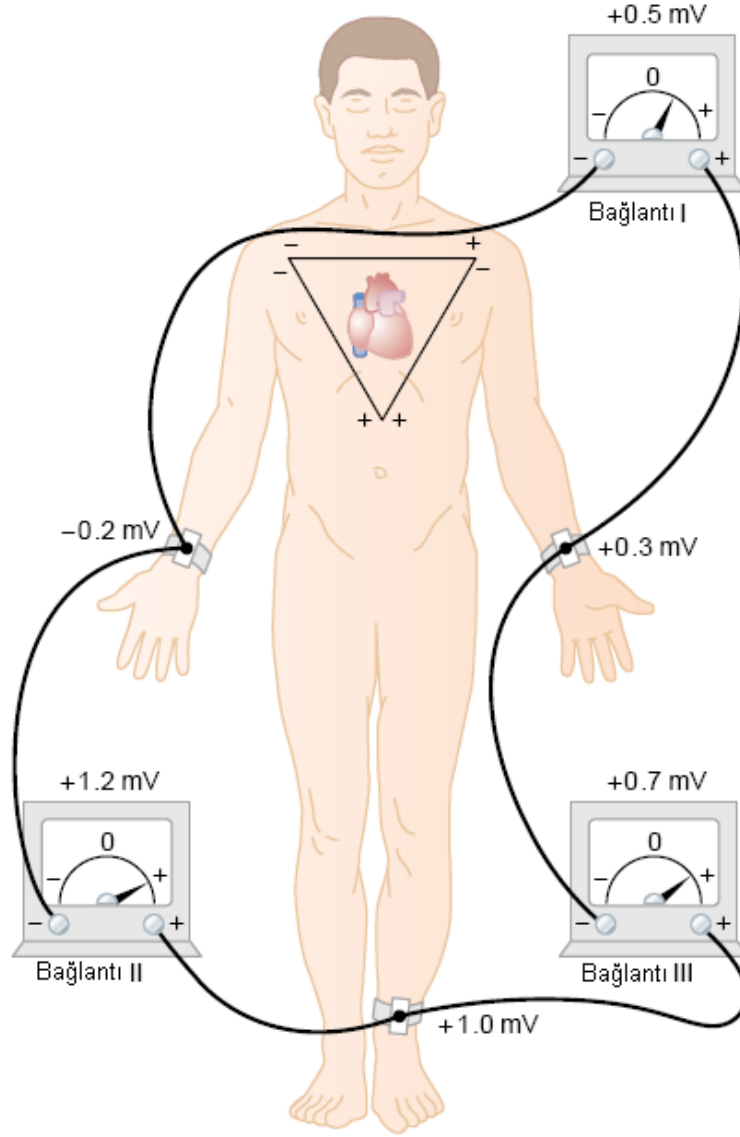


saniye aralık varsa, nabız dakikada 60'tır. Ardışık iki QRS kompleksi arasındaki normal süre 0,83 saniyedir. Buna göre normal kalp hızı dakikada  $60/0,83$  yani dakikada 72'dir [1].

### **2.4.3 Elektrokardiyografik Bağlantılar**

#### **2.4.3.1 Üç çift kutuplu uzuv bağlantısı**

Şekil 2.9'da hastanın uzuvları arasındaki elektriksel bağlantılar, standart çift kutuplu (bipolar) uzuv bağlantılarındaki potansiyel değerleri ve bu potansiyelleri ölçen elektrokardiyograf gösterilmektedir. Bipolar terimi, elektrokardiyogramın kalbin iki ayrı tarafındaki elektrotlardan kaydedilmesi durumunda kullanılır. Dolayısıyla bir "bağlantı", vücuda bağlı tek bir kablo değil, iki kablonun ve bunların elektrotlarının birleşimiyle oluşan, vücut ile elektrokardiyograf arasındaki tam bir devredir [1].



**Şekil 2.9** Standart elektrokardiyografik uçlara uygun elektrot yerleşimi. Göğüs üzerine Einthoven üçgeni çizilmiştir [1].

Bağlantı I'in kaydında, elektrokardiyografin negatif ucu (terminal) sağ kola, pozitif ucu sol kola bağlanır. Sağ koldaki bağlantı noktası, sol koldaki noktaya göre elektronegatif olduğunda elektrokardiyograf pozitif değer okur ve elektrokardiyogramda voltaj çizgisi, sıfırın üstünde olur.

Bağlantı II'nin kaydında, elektrokardiyografin negatif ucu sağ kola ve pozitif ucu sol bacağa bağlanır. Böylece sağ kol, sol bacağa göre negatifken elektrokardiyograf pozitif değer okur.

Bağlantı III'ün kaydında elektrokardiyografin negatif ucu sol kola ve pozitif ucu sol bacağa bağlanır. Dolayısıyla sol kol, sol bacağa göre pozitifken elektrokardiyograf, pozitif değer kaydeder.

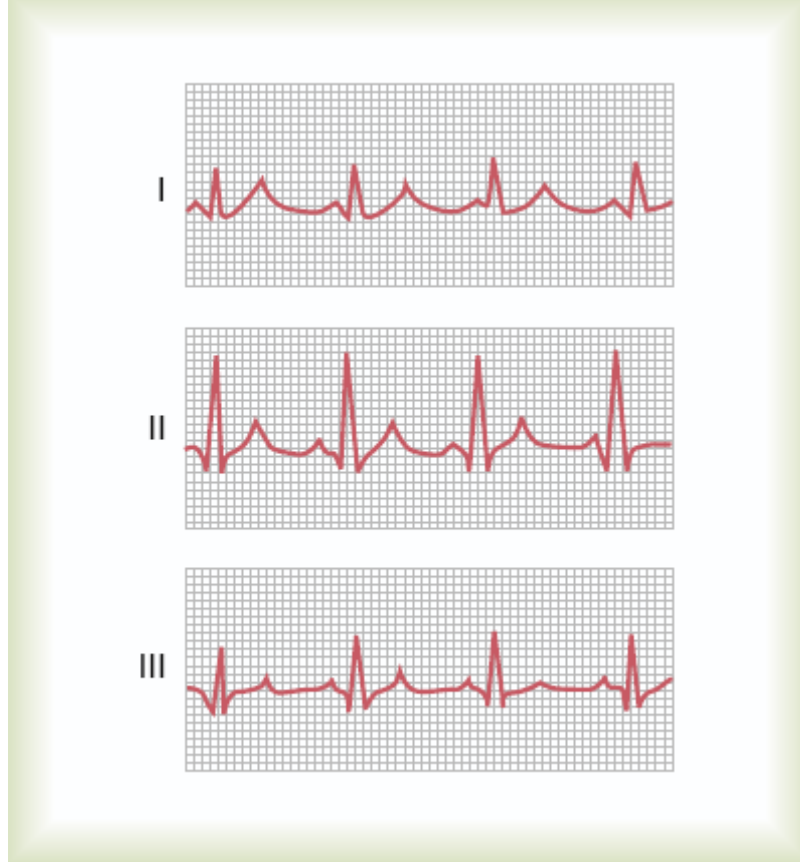
Şekil 2.9'daki kalbin etrafına çizilmiş olan üçgene Einthoven üçgeni denir. Buna göre iki kol ve sol bacak, kalbin etrafını çevreleyen bir üçgenin uçları şeklini alır. Üçgenin üst kısmındaki iki uç, iki kolun kalbin etrafındaki sıvılarla elektriksel bağlantısını gösterirken, alttaki uç ise sol bacağın bu sıvılarla olan elektriksel bağlantısını gösterir.

Einthoven kanununda; üç bipolar elektrokardiyografik bağlantı noktasından herhangi ikisinin elektrik potansiyeli her an için biliniyorsa, üçüncüsünü bulmak için bilinen ikisini matematiksel olarak toplamak yeterlidir. Toplama işlemi, farklı bağlantıların pozitif ve negatif işaretleri dikkate alınarak yapılır.

Örnek olarak, Şekil 2.9'da belirtildiği gibi, vücudun ortalama potansiyel değerine göre sağ kolun  $-0,2$  mV (negatif), sol kolun  $+0,3$  mV (pozitif) ve sol bacağın  $+1,0$  mV potansiyellerinde olduğu varsayılırsa; şekildeki ölçümlere göre bağlantı I'de, sağ koldaki  $-0,2$  mV ile sol koldaki  $+0,3$  mV arasındaki fark olan  $+0,5$  mV değeri okunur. Aynı şekilde, ilgili uzuvlar arasındaki o anlık potansiyel farklarına göre bağlantı III'te  $+0,7$  mV ve bağlantı II'de  $+1,2$  mV değerleri okunur.

Bağlantı I ve III'teki voltajların toplamı, bağlantı II'deki voltaja eşittir. Yani, örneğe göre  $0,5$ 'e  $0,7$  eklenirse  $1,2$  değeri elde edilir. Matematiksel olarak bu kural, üç standart çift kutuplu elektrokardiyogram kaydedilirken, her an için geçerlidir.

Şekil 2.10'da I., II. ve III. bağlantılardaki elektrokardiyogram kayıtları gösterilmektedir. Bu üç bağlantıdaki elektrokardiyogramlar birbirine benzer; çünkü hepsi pozitif P dalgaları ve pozitif T dalgaları kaydeder. QRS kompleksinin de büyük bölümü her elektrokardiyogramda pozitiftir [1].



**Şekil 2.10** Üç standart elektrokardiyografik bağlantıdan kaydedilen elektrokardiyogramlar [1].

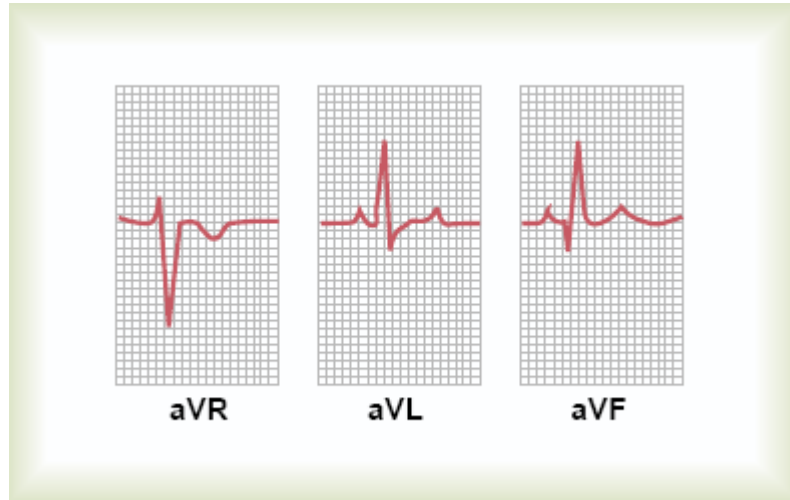
Şekil 2.10'da üç elektrokardiyogramın analizinde, hassas ölçümler ve kutupların uygun şekilde değerlendirilmesiyle, bağlantı I ve III'ün toplamının her an için bağlantı II'deki potansiyele eşit olduğu gösterilebilir ve böylece Einthoven kuralı doğrulanır.

Tüm çift kutuplu uzuv bağlantılarından alınan kayıtlar birbirine benzer olduğu için, farklı kalp aritmilerinin teşhisi için seçilecek olan bağlantının diğerlerinden önemli bir farkı olmaz. Çünkü aritmi teşhisi, temel olarak kalp döngüsünün farklı dalgaları arasındaki zaman ilişkileriyle bağıntılıdır. Fakat ventrikül veya atriyum kasında ya da Purkinje iletim sisteminde bir hasarın tespit edilmesinde hangi bağlantının seçileceği çok önemlidir. Çünkü kalp kası kasılmasında veya kalp sinyali iletiminde anormallik, elektrokardiyogramın şeklini bazı bağlantılarda çok değiştirirken, bazı bağlantılarda hiç değiştirmeyebilir [1].

### **2.4.3.2 Arttırılmış tek kutuplu uzuv bağlantıları**

Yaygın olarak kullanılan bir başka kablo sistemi de arttırılmış (augmented) tek kutuplu (unipolar) uzuv bağlantısıdır. Bu kayıt türünde, uzuvlardan ikisi elektriksel dirençlerden elektrokardiyografin negatif ucuna, üçüncü uzuv da pozitif ucuna bağlanır. Bağlantının ismine, pozitif uç sağ koldayken aVR kanalı, sol koldayken aVL kanalı ve sol bacaktaayken aVF kanalı denir.

Şekil 2.11'de ilave tek kutuplu uzuv hatlarının kayıtları gösterilmektedir. Hepsi standart uzuv bağlantı kayıtlarına benzemektedir, sadece aVR kanalından alınan kayıt ters olmuştur [1].



**Şekil 2.11** Üç adet arttırılmış tek kutuplu uzuv hattından alınan elektrokardiyogramlar [1].

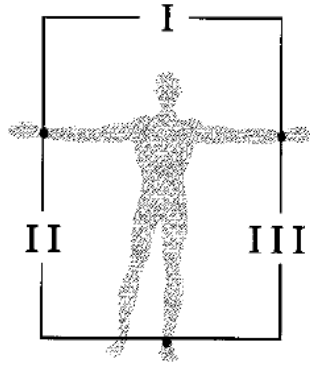
EKG'de tek kutuplu kayıt kavramını 1934'de F.N. Wilson eklemiştir. Üç uzvu birbirine bağlarken bir referans noktası yaratmıştır. Bunların potansiyellerinin ortalamasını alarak, uzuvlardaki veya göğüsteki ayrı kayıt bölgelerinden aynı referans noktasını kullanarak, birbirinden farklı kayıtlar alınabileceğini görmüştür [31].

### **2.4.3.3 12 kanallı elektrokardiyografi bağlantıları**

1930'ların ortasından günümüze 12 kanallı EKG, üç adet uzuv bağlantısı, geliştirilmiş Wilson uçbirimini (terminal) referans alan uzuv potansiyelleri olan üç adet bağlantı (arttırılmış uzuv bağlantıları) ve göğsün ön tarafına yerleştirilen altı adet bağlantıdan oluşmaktadır. Şekil 2.12'de 12 kanal sistemi, bağlantıları anlatan denklemlerle özetlenmiştir [31].

Standart 12 kanallı EKG sisteminin kullanımı yaygındır. Bu sistem; kol ve bacaklara bağlanan üç adet çift kutuplu bağlantı (I, II, III), üç adet arttırılmış bağlantı (aVR, aVL, aVF) ve altı tek kutuplu göğüs (precordial bölge) bağlantılarından ( $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$ ) oluşur.

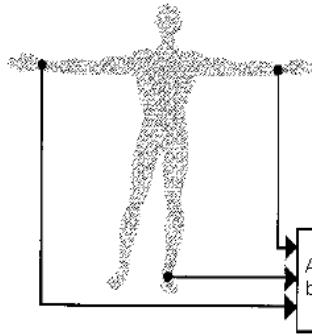
Şekil 2.13'te 12 kanallı sistemine ait ölçüm noktalarının bağlantıları gösterilmektedir. 12 kanalın altı tanesi ön taraf (frontal) bağlantıları (çift kutuplu ve arttırılmış bağlantılar) ve altı tanesi de göğüs bölgesindeki (transvers) bağlantılardır. Öndeki (frontal) bağlantılar, üç ölçüm noktası olan sağ kol (RA), sol kol (LA), sol bacak (LL) ve referans olarak sağ bacaktan (RL) sinyal alır. Bu nedenle bu altı kanaldan herhangi ikisi, kalan dört kanal ile tamamen aynı bilgiyi taşır.



$$I = V_{LA} - V_{RA}$$

$$II = V_{LL} - V_{RA}$$

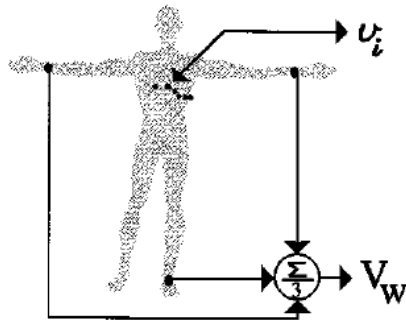
$$III = V_{LL} - V_{LA}$$



$$aVL = \frac{2V_{LA} - V_{RA} - V_{LL}}{2}$$

$$aVR = \frac{2V_{RA} - V_{LA} - V_{LL}}{2}$$

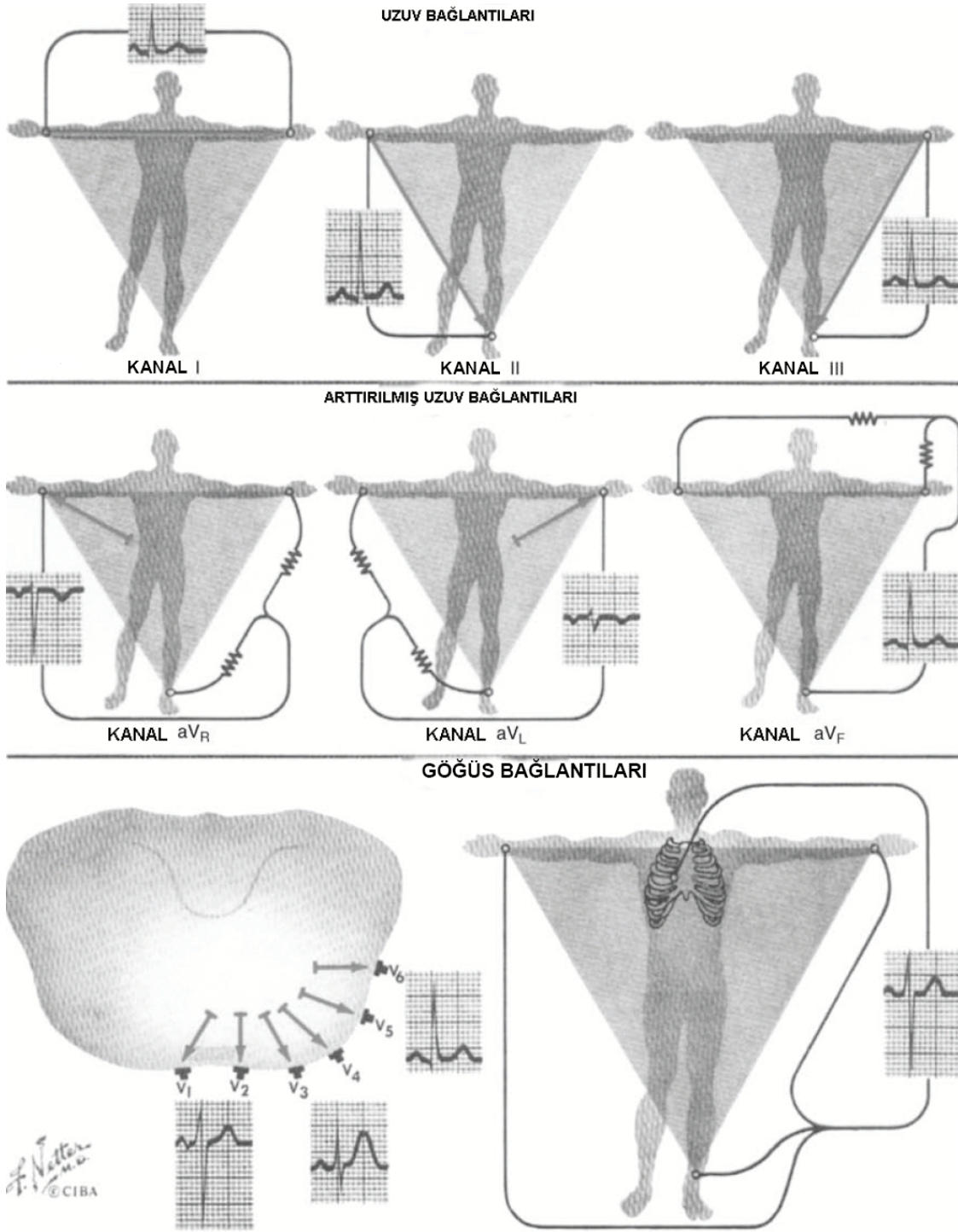
$$aVF = \frac{2V_{LL} - V_{LA} - V_{RA}}{2}$$



$$V_i = v_i - V_W$$

$$i = 1 \rightarrow 6$$

**Şekil 2.12** 12 kanallı EKG'deki bağlantılar. I, II ve III; çift kutup bağlantılarını, aVL, aVR ve aVF; sırasıyla sol kolu sağ kol ve bacadaki artırılmış bağlantıları ve  $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$ ; göğüs bağlantılarını göstermektedir.  $V_W$ , Wilson uçbirim voltajını;  $V_{LA}, V_{LL}$  ve  $V_{RA}$  sırasıyla sol kol, sol bacak ve sağ kol voltajlarını ifade etmektedir [31].



**Şekil 2.13** Standart 12 kanallı EKG'deki bağlantılar. Göğüs bağlantılarını gösteren alt kısımda, akım ok yönündeyse EKG grafiği yukarı doğru sapma yapar. Eğer akım, okların tersine doğruysa EKG aşağı doğru sapma yapar. Elektrik akımının yönü, okun doğrultusuna dik ise, EKG grafiğinde herhangi bir sapma olmaz [29].

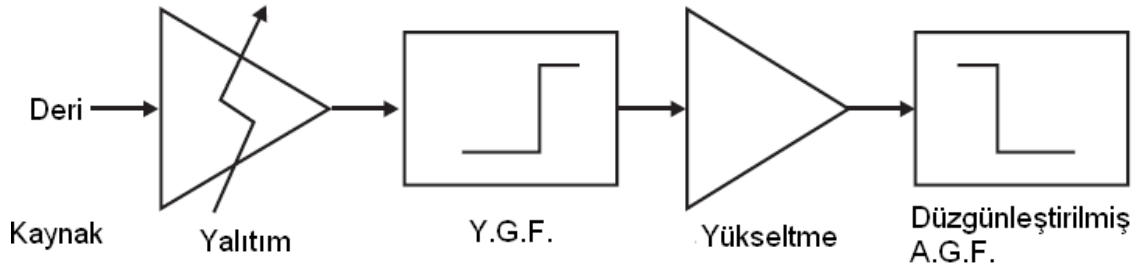


## 2.5 Genel EKG Donanımı

Bu bölümde örnek olarak tek kanallı bir EKG ölçüm cihazı anlatılarak genel EKG donanımı hakkında bilgi verilmektedir. İşlenen başlıklar sırasıyla; tek kanal mimarisi, yalıtım ve koruma, ortak modlu gürültü bastırma, yüksek giriş empedansı, ön yükseltme ve yalıtım, yüksek geçiren filtre, ikinci yükseltme aşaması ve alçak geçiren filtredir.

### 2.5.1 EKG Verisinin Toplanması

EKG verisi toplamak için önce, hastanın fiziksel olarak yükseltecin girişine bağlı olması gerekir. Hasta/yükselteç arayüzü, vücudun iyonik akımını metal kablunun elektron akışına çeviren özel bir biyoelektrotla olur. Bu tür elektrotlar genelde, yüksek yoğunlukta iyon içeren bir jel ile kullanılır. Bu kimyasal, doku-elektrot arayüzünde çevirici görevi görür. Kısa süreli uygulamalarda gümüş kaplı olan vakumlu elektrotlar kullanılabilir. İzlenmekte olan hastalar gibi uzun süreli kayıtlar için, sabit bir elektrot/doku arayüzü ve jeli çevreleyen özel bir yapışkan ile Ag/AgCl elektrot gerekir [31]. Şekil 2.14'de bir kaynaktan alınan EKG'nin kaydedilmesindeki genel işlem sırası gösterilmektedir.

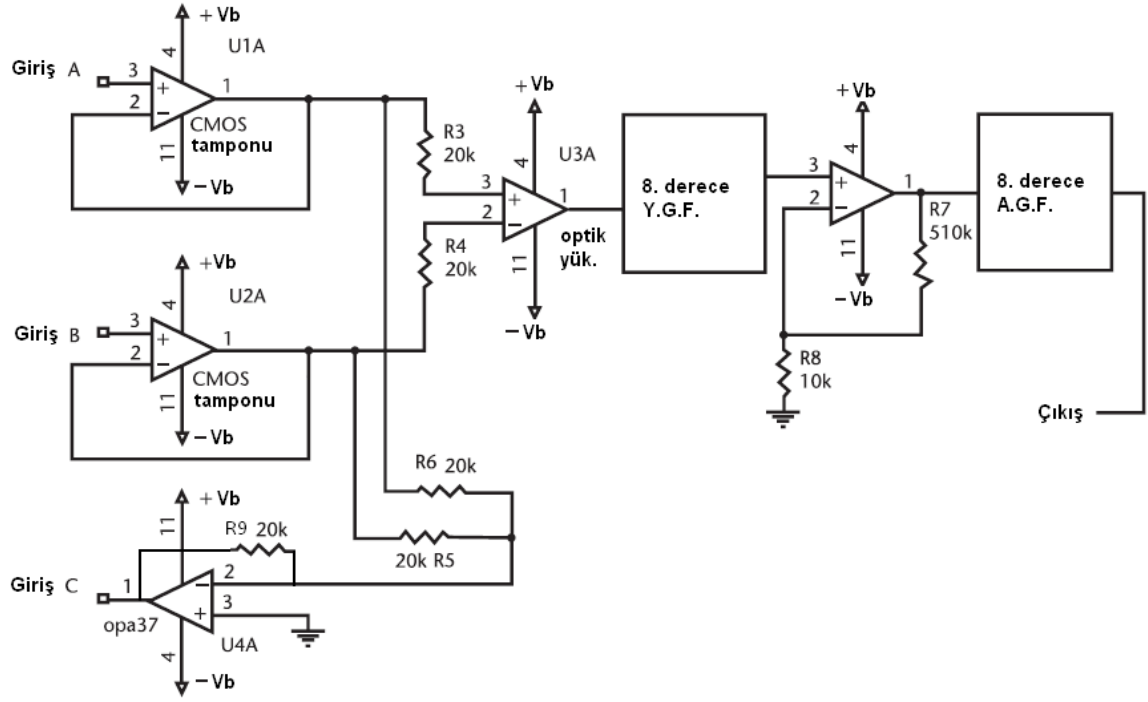


**Şekil 2.14** EKG donanımının basit bir tasarımı [37].

### 2.5.2 Tek Kanal Mimarisi

Şekil 2.15'teki gibi; deri üzerindeki (bazen de vücut içerisindeki) uzuv EKG'lerinde alınan potansiyel farkındaki milivolt düzeyindeki dalgalanmalar, ilk önce optik olarak yalıtılmış bir enstrümantasyon yükselteci (in-amp) tarafından yükseltilir.

Genelde bir farksal sinyal elde edebilmek için üç bağlantı ve bir toprak bağlantısı (C Girişi) gereklidir. Diğer elektrotlar (A ve B Girişleri) arasındaki voltaj farkı, bir giriş sinyali görevi görerek U1A ve U1B kodlu işlemsel yükselteçleri (opamp) tarafından yükseltilir. Bu sinyaller daha sonra farksal olarak yükseltilir ve yüksek dereceden bir yüksek geçiren filtreden (Y.G.F.) geçirilir [37].



**Şekil 2.15** Tek kanallı EKG sinyalini alan bir devre şeması. A ve B girişleri, elektrotlar arasındaki potansiyel farkıdır ve devrede giriş sinyali görevi görür. C girişi olan diğer elektrot ise toprak görevi görür. Sekizinci derece Y.G.F., en az bozulma (distortion) gürültüyü en aza indirmekte kullanılır. [37] kaynağından alınıp değiştirilmiştir.

### 2.5.3 Yalıtım Ve Koruma

Büyük kapasiteli bir güç kaynağı (ana elektrik şebekesi gibi) kullanan bir devrenin insanla temas etmesi gerektiğinde devre, yalıtılmış ve yalıtılmamış bölümlere ayrılmalıdır. Bu bölümler arasında yaklaşık 10 mm veya daha fazla boşluk olmalıdır (dielektrik katsayısına göre). Çok küçük düzeydeki bir akım sızıntısının (100  $\mu$ A'den az) bile hastadan geçmesi, ölümcül ventriküler fibrilasyona yol açabilir.

Bilginin, devrenin yalıtılmış (hastanın olduğu) tarafından yalıtılmamış bölümüne geçişi, optik yalıtıcılar (opto-isolator) aracılığıyla ışıkla sağlanır. Optik yalıtıcılar, elektronları (akımı) fotona, sonra tekrar elektrona dönüştürür. Böylece yalıtım aralığından karşıya sadece ışık iletimi gerçekleşir. Optik yalıtıcı, temelde bir kızılötesi LED ve bir fotodedektör (ışığa duyarlı bir silikon diyot gibi) içeren bir pakettir. Optik yalıtıcılar, kartın yalıtılmış ve yalıtılmamış bölümleri arasındaki 10 mm'lik aralıkta bir köprü oluşturacak şekilde yerleştirilir.

Optik yalıtım aşamasından sonra yalıtılmış bölgeden gelen sinyal, aynı zamanda ikinci yükseltme evresinin olduğu bir Y.G.F.'den geçer. Daha sonra sinyal, düzleştirilmiş (antialiasing) bir A.G.F.'den geçer. Son aşamada sinyal, A.S.Ç. (Analog Sayısal Çevirici) ile örneklenir.

Statik elektrik ve hatta defibrilasyondan korunmak için çok yüksek değerli dirençler her giriş ve toprak arasına yerleştirilmelidir. Ayrıca, opamp'ların bozulması ihtimaline karşın, çıkışa akım sınırlayan bir direnç gereklidir. Bunlara ek olarak, yükseltmenin erken bir aşamasında optik yalıtım yapmak önemli düzeyde gürültüye sebep olabilir. Bu nedenle yalıtım yapılacaksa, sinyal dijital hale geldikten sonra yapılmalıdır [37].

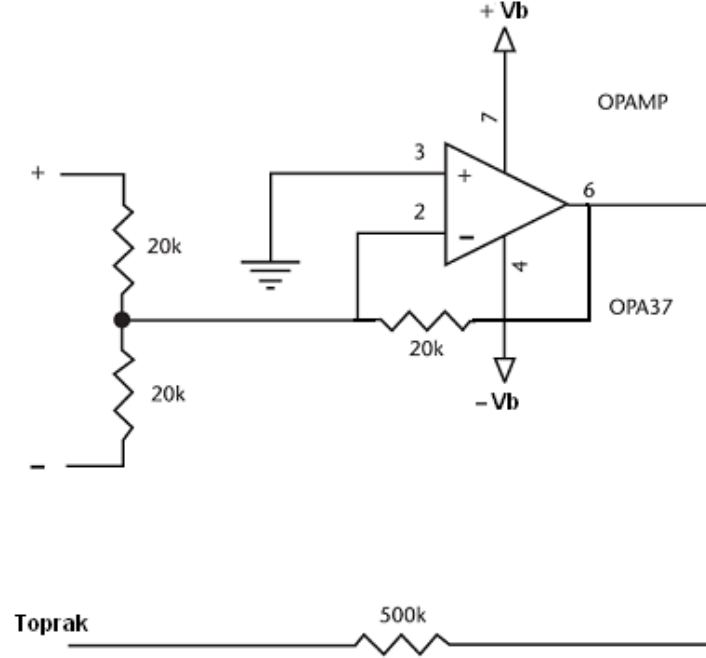
Pil veya akü ile çalışan sistemlerde hasta tehlikede olmadığı için optik yalıtıma ihtiyaç yoktur.

#### **2.5.4 Ortak Modlu Gürültü Bastırma**

Binalardaki elektrik sistemleri A.A. (alternatif akım) kullandığı için, şebeke elektromanyetik gürültüsü bina içinde her zaman mevcuttur. Bazı EKG'lerin spektrumu D.A.'dan 1 kHz'e kadar olabilir ve dolayısıyla ana gürültüyü bastıran, 50 Hz'den 60 Hz'e bir çentik (notch) filtre kullanmak mutlaka sinyal içeriğinin en azından bir kısmını siler. Etkin bir toprak hattı (Şekil 2.16), bu tür ortak modlu gürültüyü bastırmak için tercih edilir.

Şekil 2.16'daki aktif topraklama hattı, önyükselteç aşamasında iki giriş ucundaki voltajların ortalamasını (ortak modlu) alarak çalışır. Daha sonra sinyali yükseltip

evirir ve elde edilen bu sinyali geri toprak hattına veya referans voltajına verir. Devre, ortak modlu gürültüyü azaltırken, farksal sinyal içeriğini silmez. Böylece sinyalin, iki elektrotta da eşzamanlı olarak görülen kısmını silinir [37].



**Şekil 2.16** Ortak modlu gürültüyü bastırmak için kullanılan etkin bir toprak hattı. Giriş elektrotlarındaki ortak modlu sinyal evirilerek akım sınırlayan bir dirence (hastayı korumak için) geri gönderilir. İki girişe de bağlanan bu hat, özellikle genel şebeke gürültüsünü bastırmakta kullanışlıdır. [37] kaynağından alınıp değiştirilmiştir.

### 2.5.5 Yüksek Giriş Empedansı

İlgilenilen elektro-fizyolojik sinyalin gücü çok zayıftır. Bundan dolayı, yeterli düzeyde bir akım sağlanamayan bir biyomedikal enstrümantasyon tasarımında yüksek giriş empedansı şarttır. Çok yüksek bir giriş empedansı ve ona uygun güç yükseltilmesi, bir CMOS devresinin doğal bir özelliğidir. Bu nedenle bir CMOS önyükselteçli op-amp devresi, zayıf elektrofizyolojik sinyal ve sonraki analog sinyal işleme devresi arasında ideal bir bağlaşımı koparma (decoupling) görevi görür [37].

## 2.5.6 Ön Yükseltme Ve Yalıtım

Yalıtım aşamasını yükselteçlerden sonra koymak tercih edilebilse de bu, A./S. denetleyicilerinin sürücülerini kullanıcının yazmak zorunda kalması anlamına gelir. Eğer geç potansiyeller gibi EKG'deki incelikler önemsizse ön yükseltme aşamasında optik yalıtım sağlamak mümkündür. Bu da enstrümantasyon devresindeki elektriksel dalgalanmanın hastaya zarar vermesini önler. Buna bağlı olarak, giriş uçlarındaki bir dalgalanma da ön yükseltmenin ötesindeki enstrümantasyon devresine zarar vermez. Bu tür akımların en güçlü kaynağı, güç kaynağından topraklanmış enstrümantasyon gövdesine olan kapasitör bağlantısıdır. Ama EKG donanımını içeren gövde uygun olarak topraklanırsa; akımın büyük kısmı, gövdenin toprakla arasındaki en düşük dirençli yeri üzerinden toprağa gider. Optik yalıtım yükselteci, sızıntı akımın toprağa gittiği yol üzerinde hastanın olmasını önlemek için, uzuv kablosuyla enstrümantasyon arasında çok yüksek bir dielektrik kesilmesi sağlar veya buna eşdeğer şekilde çok küçük sığalı bir kapasitör görevi görür [37].

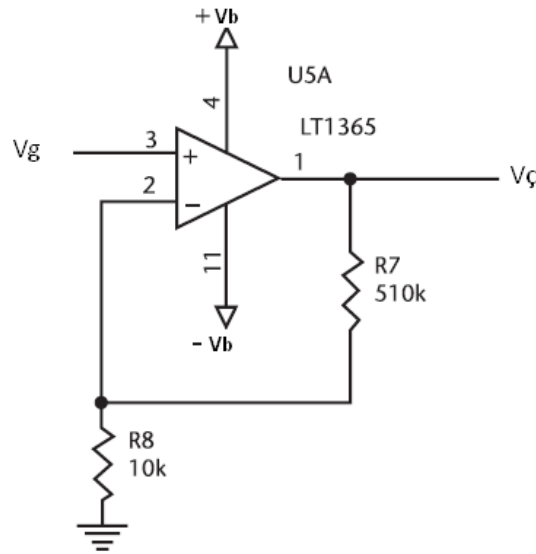
İnsan vücudu üzerinden alınan EKG işaretlerinin genliği 0,05 mV ile 10 mV aralığındadır [44]. Önyükselteçlerin çalışma aralığı genelde  $\pm 12$  V D.A.'dır. 100 mV kadar yüksek seviyede D.A. voltaj sapması yapabilen elektrotlardaki farklı yarı hücre potansiyelleri göz önünde bulundurulduğunda; iyi bir S.G.O. (Sinyal Gürültü Oranı) sağlayan ve hazır duruma gelince doyuma ulaşmayan (satürasyon) bir önyükselteç aşaması için 25 düzeyinde bir kazanç değeri uygun olur. Ama bazı durumlarda (taban çizgisi gezinmesi gibi) daha yüksek potansiyel farkları oluşabileceğinden, 25'ten daha düşük bir kazanç seviyesi de uygun olabilir [37].

## 2.5.7 Yüksek Geçiren Filtre

Enstrümantasyon yükseltecinden çıkan sinyal, 0,1 Hz kesim frekanslı sekizinci derece Y.G.F.'nin girişidir. ST analizi için kesim frekansının 0,05 Hz olması gerekir. Bu Y.G.F., taban çizgisi gezgini gibi gürültüleri ve elektrotlardaki yarı hücre potansiyelinden kaynaklanan D.A. sapmasını giderir [37].

## 2.5.8 İkinci Yükseltme Aşaması

Yüksek geçiren filtreyi geçtikten sonra, 52 kazançla sinyal tekrar yükseltilir (Şekil 2.17). buradan sonra sinyal tekrar yükseltilmez. Bu yükseltme aşamasından çıkınca sinyalin S.G.O. değeri artar ve sinyalin voltaj değeri, A.S.Ç.'nin örnekleme yapması için gereken  $\pm 10$  V'luk aralığına ulaşır. Yükseltme devresi (Şekil 2.17),  $1+R_f/R_g$  kazanç denklemini kullanan basit bir opamp devresidir. Bu sistemde kazancı 52 yapmak için geri besleme direnci  $R_f = 510$  k $\Omega$  ve giriş direnci  $R_g = 10$  k $\Omega$  değerlerindedir. Yükseltme aşamasına giren sinyal, ön yükseltmeye giren sinyalin aksine yarı hücre potansiyelinden ve taban çizgisi gezgininden ötürü voltaj sapması yapmamıştır. Dolayısıyla bu sinyalin yükseltilmesi, yükselteçlerin doyuma girmesine yol açmaz [37].



**Şekil 2.17** Evirmeyen negatif geri beslemeli bir opamp [37].

Sistem kazancı, sistemin tamamının tasarımına bağlıdır. Genelde EKG'nin genliği  $\pm 2$  mV aralığındadır ve eğer A.S.Ç., sayısal bir sistemde kullanılırsa, A.S.Ç.'nin tüm verileri ölçebilmesi için yeterli voltaj yükseltmesini sağlamak gerekir [31].

### **2.5.9 Alçak Geçiren Filtre**

EKG spektrumu D.A. ile 1 kHz frekans aralığını kapsadığı için, Nyquist örnekleme ölçütüne göre, 0 ile 1 kHz aralığını geçiren bir ideal alçak geçiren filtre varsa, örtüşmeyi engellemek için örnekleme frekansı 2 kHz olmalıdır. Filtre devreleri ideal olamayacağı için, filtre türü, filtrenin kesim frekansı ve kabul edilebilir küçüklükte örtüşme yapan bir A./S. örnekleme oranı arasında bağlantı kurulmalıdır ve buna göre bir kesim frekansı belirlenmelidir. Amerikan Kalp Birliği 1984'de, EKG ölçümü için kullanılacak sistemin bant aralığının 0,05 – 150 Hz olmasını önermiştir [31; 37].

## **2.6 Bluetooth Teknolojisi**

Bu bölümde sırasıyla Bluetooth teknolojinin tanımı, temel özellikleri, alt yapısı, şebeke yapısı, protokol mimarisi ve genel paket biçimi anlatılmaktadır. Bu bölümde, sistemde kullanılmış olan Bluetooth 1.2 sürümüne ait bilgiler esas alınmıştır.

### **2.6.1 Bluetooth'un Tanımı**

Bluetooth kablosuz teknolojisi, taşınabilir ve/veya sabit cihazları bağlayan kablolu bağlantının yerini almak amacıyla geliştirilmiş, güvenlik seviyesi yüksek olan, kısa mesafeli bir iletişim standardıdır. Bluetooth, ağır veri trafiği yükünü taşımak için tasarlanmamıştır. Bluetooth'un bize sağladığı avantajlar; ses ve veri iletiminde kolaylık, bir merkez olmadan (ad hoc) hızlı bağlantı kurabilme, aynı bantta yayın yapan diğer kaynakların sinyallerinden etkilenmeme, birçok aygıtla tümleşik bir yapı sağlamak için küçük boyutlarda olma, diğer cihazlarla karşılaştırıldığında ihmal edilebilir güç harcaması, farklı uygulamalara uyarlanabilir açık arabirim standardı ve Bluetooth olmayan diğer cihazlarla rekabet edebilecek düzeydeki fiyatlardır.

Bluetooth kelimesi, Onuncu yüzyılda Danimarka ve Norveç kralı olan I. Herald'ın lakabı olan İsveççe veya Danimarkaca "Blåtand" kelimesinin İngilizceleşmiş halidir. I. Herald, birbiriyle uyumsuz Danimarka kabilelerini tek bir krallıkta birleştirmiştir. Bluetooth da aynı şeyi, haberleşme protokollerini tek bir evrensel standartta birleştirerek yapmaktadır. Bluetooth sembolü Germen alfabesindeki  $\text{H}$  (H harfi) ve  $\text{B}$  (B harfi) karakterlerin birleşiminden oluşur (Şekil 2.18) [18].



**Şekil 2.18** Bluetooth sembolü [40].

## **2.6.2 Bluetooth'un Temel Özellikleri**

### **2.6.2.1 Birlikte çalışabilirlik**

Farklı üreticiler, ürünlerinde aynı profili kullandıkları için tüm dünyadaki Bluetooth cihazları birbiriyle uyumlu çalışır. Profiller, Bluetooth protokolleri yığınının, birlikte çalışabilirlik için nasıl kullanılabileceğini belirler. Birbiriyle haberleşme kurması gereken cihazların profilleri aynı olarak tasarlanırken, aralarında haberleşme kurulması gerekmeyen cihazlar farklı profilleri esas alarak tasarlanabilir.

### **2.6.2.2 Kısa mesafe kablosuz haberleşme yapısı**

Bluetooth teknolojisi ile haberleşme yapan cihazlar, arayüz olarak hava ortamını ve radyo dalgalarını kullanarak birbiriyle bağlantı kurar. Bu teknoloji kısa mesafe haberleşmesi için kabloların yerine geçmek üzere tasarlanmıştır. Böylece



Bluetooth teknolojisi, küçük, taşınabilir ve pille çalışan cihazlara, düşük güç tüketimi özelliği sayesinde uyarlanabilir.

### **2.6.3 Bluetooth Teknolojisinin Alt Yapısı**

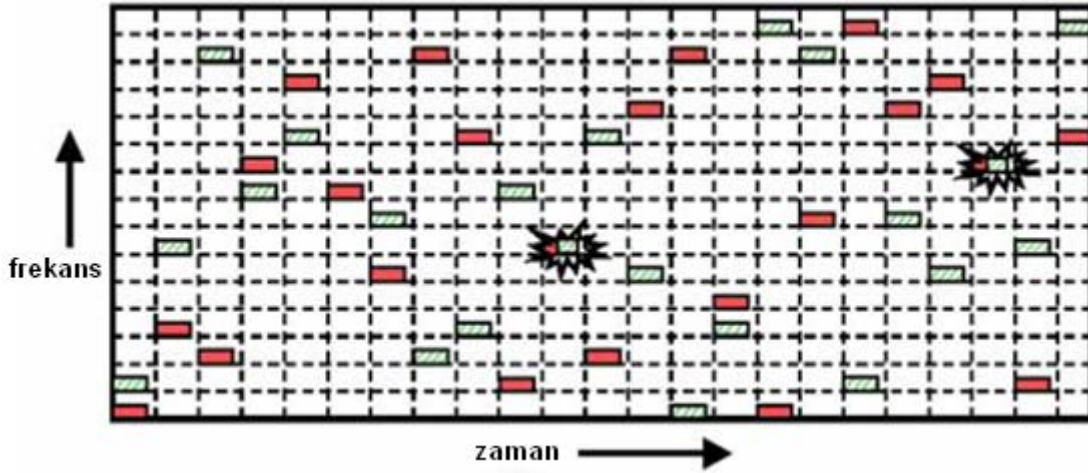
#### **2.6.3.1 Bluetooth radyo teknolojisi**

RF teknolojileri, radyo dalgaları üretmek için frekans modülasyonu kullanır. Bluetooth kablosuz haberleşme teknolojisi 2,4 GHz'lik lisanssız bölgeyi kullanır. Frekans spektrumunun 2,4 GHz'lik kısmı lisanssız olduğu halde, bazı düzenleyici kurallara sahiptir. Bu spektrum her biri 1 MHz genişliğinde, 79 kanala ayrılmıştır (bazı ülkelerde 23 kanal kullanılır).

#### **2.6.3.2 Frekans atlama tekniği**

Frekans atlama tekniği, Bluetooth teknolojisinin daha güvenilir ve etkili bir haberleşme sağlaması için kullanılmaktadır. Bluetooth radyosunun çalıştığı ISM (Endüstriyel, Bilimsel ve Tıbbi) bandının trafiği çok yoğun olduğu için, diğer dalgalarla çakışması sonucu veri kayıpları olabilir. Bluetooth teknolojisi, kaybedilen paketleri tekrar gönderebildiği halde onlar da aynı sebeple engellenebileceği için bu paketleri yeni bir kanaldan gönderir. Bluetooth'un çalıştığı bant, 2,402 GHz ile 2,480 GHz aralığıdır. Sinyal, 1 MHz'lik aralıklarla 79 frekans atlama yapar. Saniyede ortalama 1600 atlama yapan, tam çift yönlü (full duplex) sinyal iletimi tekniği kullanılır [32].

Çoğunlukla bir ağ veya bağlantı yöntemi tek seferde bir yönlü olarak çalışır, buna yarı çift yönlü (half duplex) bağlantı denir. Tek seferde çift yönlü olarak çalışırsa buna tam çift yönlü (full duplex) bağlantı denir [33]. Bir Bluetooth aygıtının sinyal iletimi başka bir cihaz tarafından bozuluyorsa, önceden gönderilemeyen paket, şef aygıtın belirlediği başka bir frekansta tekrar gönderilir (Şekil 2.19) [32].



**Şekil 2.19** Bluetooth frekans atlama örneği. Birinci cihaz ve ikinci cihazın veri paketleri aynı frekansı kullanmak istediğinde çakışma meydana gelir [32].

### 2.6.3.3 Modülasyon tekniği

Bluetooth teknolojisinde GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying) modülasyon tekniği kullanılır. 83,5 MHz genişliğindeki çalışma bandı 1 MHz'lik aralıklı kanallara bölünür. En fazla bant genişliğini sağlamak için her bir kanal, 1 Mbit/s hızında sinyal taşır. İkili sistemde “1” değeri, normal taşıyıcı frekanstan pozitif yönde frekans sapmasını gösterirken, “0” değeri negatif yönde frekans sapmasını göstermektedir. GFSK ile en iyi verimin sağlanması için bant genişliği (BT), bit hızının 0,5'i olarak alınır. Bluetooth standartlarında taşıyıcı frekansın sapması en çok 115 kHz'dir. GFSK, Gauss filtresi kullanarak, modüle edilmiş taşıyıcı frekansın Gauss zarfı ile düzgün bir şekil almasını sağlar [32].

Frekans kaydırmalı kiplenimde (FSK - Frequency Shift Keying) taşınan sinyalin anlık frekansı, darbe dizisi kodunun değerlerine göre değişir. Eğer temel bant sinyalinin sadece 1'ler ve 0'lardan oluştuğu göz önünde bulundurulursa, modülasyon işlemini bir anahtarlama işlemi gibi kabul edilebilir. Denklem 2.1 ve Denklem 2.2'de gösterildiği gibi, ikili bilginin taşınması için, aşağıda gösterilen iki dalga biçiminin kullanılması gerekir:

$$\phi_0(t) = \begin{cases} A \sin(\omega_0 t) & , \quad 0 < t \leq T \\ 0 & , \quad \text{diğer durumda} \end{cases} \quad (2.1)$$

$$\phi_1(t) = \begin{cases} A \sin(\omega_1 t) & , \quad 0 < t \leq T \\ 0 & , \quad \text{diğer durumda} \end{cases} \quad (2.2)$$

Burada;

$\Phi_0(t)$ ; ikili sistemde 0'ların veri akışını gösteren zamana bağlı sinüzoidal bir sinyal,

$\Phi_1(t)$ ; ikili sistemde 1'lerin veri akışını gösteren zamana bağlı sinüzoidal bir sinyal,

A; katsayı,

$\omega_0$ ;  $\Phi_0(t)$  sinyalinin frekansı (Hz),

$\omega_1$ ;  $\Phi_1(t)$  sinyalinin frekansı (Hz),

t; zaman değişkeni (s),

T; sinyallerin süresi (s) ve 1 bit aralığına karşılık gelmektedir.

Basit bir modülatör, iki osilatör ve bir anahtar içerir (Şekil 2.20) [34].

FSK modülasyonu yapılmış sinyalin bant genişliği, salınım frekansları arasındaki mesafeye bağlıdır (Denklem 2.3).

$$BT = \omega_1 - \omega_0 + 2\omega , \quad (\omega = 2\pi/T, \omega_0 \approx \omega_1, \omega \ll \omega_0 \text{ ve } \omega \ll \omega_1 \text{ için}) \quad (2.3)$$

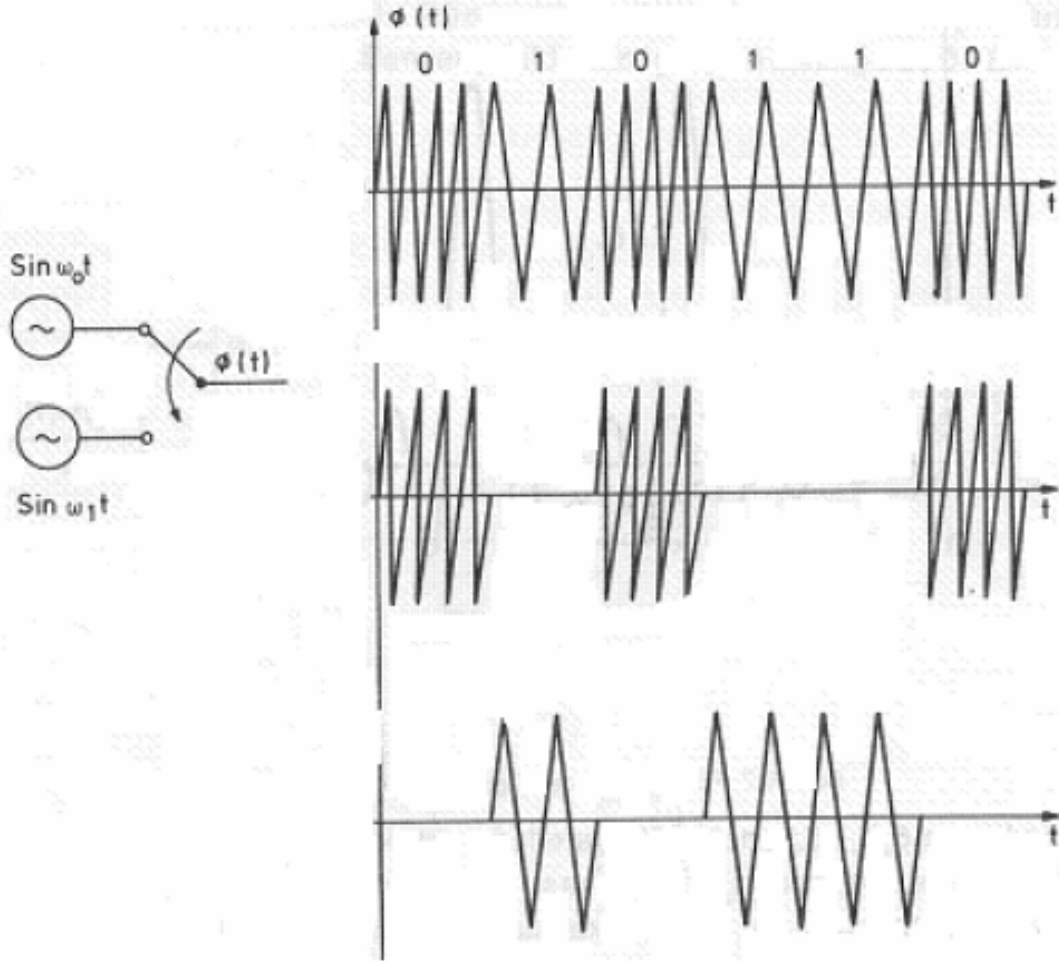
Burada;

BT; bant genişliği (Hz),

$\omega_0$  ve  $\omega_1$ ; salınım frekansları (Hz),

T; periyodun süresi (s),

$\omega$ ; açısal frekansı (radyan/saniye) göstermektedir [34].



**Şekil 2.20** FSK sinyalinin üretimi [34].

Bir FSK modülatörü büyük ölçüde GFSK modülatörüne benzer ama GFSK, Gauss filtresi kullanır. Bir GFSK modülatöründe temel bant darbeleri (-1, 1) FSK modülatörüne girmeden önce, bir Gauss filtresinden geçerek, sinyalin spektral genişliğini sınırlayarak darbeleri daha düzgün hale getirir. Bunun dışında GFSK'da her şey FSK modülatörüyle aynıdır.

Gauss filtresi, spektral genişliği azaltmak için kullanılan, Darbe Biçimlendirme olarak geçen bir yöntemdir.  $f_c - f_d$  için -1 ve  $f_c + f_d$  için 1 kullanılırsa, -1'den 1'e veya 1'den -1'e sıçrama yapıldığında, modüle edilmiş dalga formu hızla değişir. Bu da bant dışında geniş bir spektrum oluşturur ( $f_c$ , taşıyıcı frekansı ve  $f_d$ , frekans sapması anlamlarındadır). Eğer darbenin -1'den 1'e değişimi; -1, -0,98, -0,93, ..., 0,96, 0,99, 1 şeklinde olursa ve daha düzgün olan bu darbe, taşıyıcı modüle edilirken kullanılırsa, bant dışında kalan spektrum azalır.

FSK'nın sınırsız olan spektral genişliğiyle karşılaştırıldığında GFSK'da bir sınırlama vardır. GFSK'da  $f_c$ ,  $f_d$ 'ye doğru yavaşça artar. Fakat FSK'da  $f_c$ ,  $f_d$ 'ye keskin bir sıçrama yapar; ki bu da spektrum verimini çok düşürür [35].

#### **2.6.3.4 Bluetooth radyo güç sınıfları**

Bağlantı mesafelerine göre Bluetooth'ta üç farklı güç sınıfı vardır (Çizelge 2.1).

**Çizelge 2.1** Güç sınıfları [32].

<b>Güç Sınıfı</b>	<b>En Yüksek Çıkış Gücü</b>	<b>Mesafe</b>
1	100 mW (20 dBm)	~ 100 metre
2	2,5 mW (4 dBm)	~ 35 metre
3	1 mW (0 dBm)	~ 10 metre

Bluetooth bağlantısında, yaklaşık 10 cm olan, en kısa mesafe sınırı da vardır. Radyolar birbirine çok yakın yerleştirilirse, bazı Bluetooth alıcıları doyuma ulaşabileceği için, bağlantı güvenilir olmayabilir. Ayrıca farklı güç sınıfında olan aygıtlar da bir araya gelip bir piconet (en küçük Bluetooth şebekesi) oluşturabilir.

Denklem 2.4'de dBm formülü gösterilmektedir:

$$1 \text{ dBm} = 10 \times \log_{10} ( P / 1 \text{ mW} ) \quad (2.4)$$

Burada:

dBm; 1 mW için desibel güç değeri,

P; güç (mW),

log; logaritmayı ifade etmektedir.

### **2.6.3.5 Şef-köle yapısı**

Bir Bluetooth ağında hemen hemen tüm birimler birbirine eşdeğerdir ve 48 bitlik adres bilgileri dışında, donanım ve yazılımları aynıdır. Bağlantı ilk kurulduğunda, bağlantıyı oluşturan birim, geçici olarak başlangıç birimi tahsis edilir. Bağlantıyı kurmaya başlayan ve trafiği en çok 7 birime kadar yönetebilen bu birim “şef” (master) adını alır. Buna bağlı olan her bağlantı yolu şebekesi de “köle” (slave) olur. Köle olan Bluetooth aygıtları, her bir veri paketi iletiminden sonra yeni bir frekansa atlarken, şef tarafından belirlenmiş olan, kullanacakları frekans sırasını eşzamanlı takip etmek zorundadır. Her bir Bluetooth aygıtının kendine özgü bir adresi ve saati vardır. Bluetooth’un temel bant katmanında adres ve saate göre frekans atlama sırasını hesaplayan bir algoritma tanımlıdır. Köleler şefe bağlanınca bir Bluetooth adresi alırlar ve saatleri şefin saatine eşzamanlı hale gelir. Köleler bu bilgileri kullanarak şefle eşzamanlı olarak frekans atlaması yapar.

Şef ayrıca aygıtların ne zaman paket gönderimi yapacağını da belirler. Veri trafik iletimlerinde köleler, şef tarafından yapılan bir gönderime yanıt verebilir ve bunun dışında, kendi aralarında haberleşme yapamaz. Zaman Bölmeli Çoğullama (Time Division Multiplexing - TDM) sistemi yoluyla şef, toplam kullanılabilir bant genişliğini köleler arasında bölerken, hangi köle ile ne kadar sıklıkta haberleşme yaptığını göz önünde bulundurur. Her cihaza tahsis edilen zaman dilimi sayısı, o cihazın veri transferi gereksinimine bağlıdır [32].

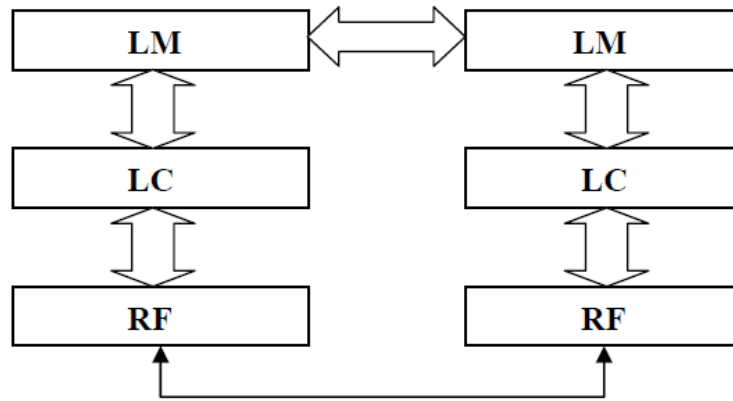
### **2.6.3.6 Temel bant katmanı**

Temel bant katmanı, Bluetooth protokol mimarisinin fiziksel katı olup fiziksel kanalları ve bağlantıları yönetir. Buna bağlı olarak kanalı şifreleme, şifreyi çözme, hata düzeltme, veri temizleme, atlama seçme ve güvenlik işlemlerinden sorumludur. Bu katman, bağlantı kontrol katmanı ile birlikte, Bluetooth birimleri arasında fiziksel Radyo Frekans (RF) bağlantısı oluşturur. Bluetooth RF sistemi, paketlerin belirli frekanslardaki belirli zaman bölmelerinde aktarıldığı Frekans Atlamalı Yayılım Spektrumu (Frequency Hopping Spread Spectrum (FHSS)) yöntemini kullanır. Bu nedenle bu katman, farklı Bluetooth cihazlarının saatlerinin

ve transfer atlama frekanslarının eşzamanlı olmasını sağlayan sorgulama ve çağrı prosedürlerini kullanır.

Eşzamanlı Olmayan Bağlantı (Asynchronous ConnectionLess - ACL), şef ile piconet'teki tüm köleler arasında kurulan noktadan çoklu noktaya bir bağlantıdır. Şef, boş olan zaman aralıklarında her aralık herhangi bir köleye temel oluşturacak şekilde bir ACL bağlantısı kurar. ACL bağlantısı, veri değiş tokuşunun rastgele olduğu paket anahtarlmalı bir bağlantı sağlar. Herhangi iki cihaz arasında en fazla bir tane ACL bağlantısı oluşabilir. Birçok ACL paketi için paket geri iletimi uygulanmaktadır.

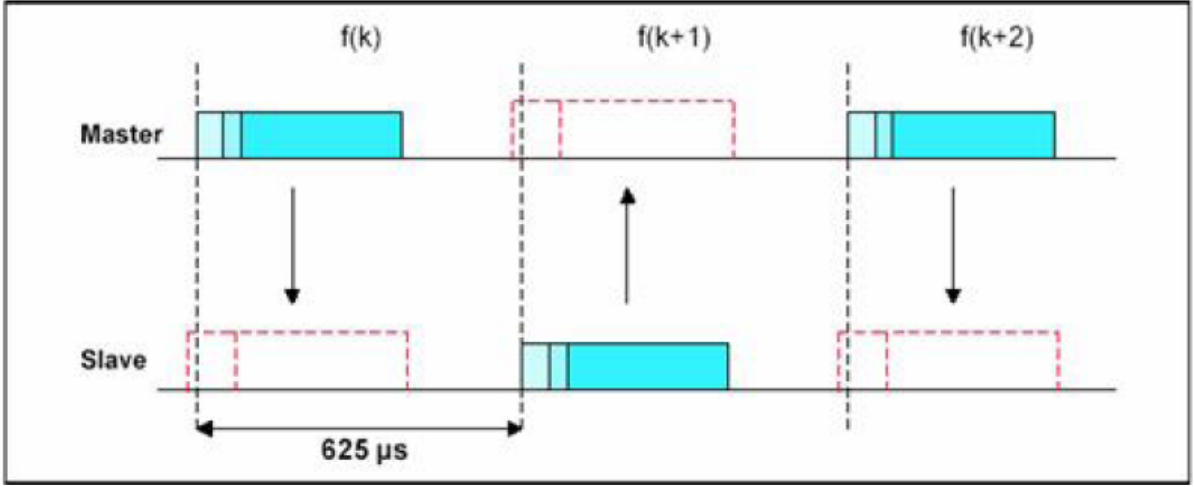
Temel bant protokolü, bir Bağlantı Denetleyicisi (Link Controller - LC) olarak tasarlanmıştır. LC, bir üst katmanda bulunan Bağlantı Yöneticisi (Link Manager - LM) ile beraber, bağlantı seviyesinde olan bağlantı kurmak ve güç kontrolü gibi işlemleri yaparlar. Şekil 2.21'de bağlantı katman yapısı görülmektedir. Bu katmanda eşzamanlı ve eşzamansız bağlantılar denetlenip yönetilir. Ayrıca sorgu (inquiry) ve çağrı (paging) işlemleri de bu katmandadır. LM'den gelen komutla beraber LC'ler bir bağlantı kurup bu bağlantıyı korur.



**Şekil 2.21** Bağlantı katmanı [32].

Bir kanal, 635  $\mu$ s uzunluğunda zaman aralıklarına bölünmüştür. Bu zaman aralıkları, piconet'in şefinin Bluetooth saati baz alınarak numaralandırılır. Dilimlerin numaralandırılması, 0 ile  $2^{27} - 1$  aralığında yapılır. Şef ve köle, paketleri zaman dilimlerinde gönderebilir. Şef ve köle paket gönderdiğinde kullanılan TDD (Zaman

Bölmeli Çift Yönlü – Time Division Duplex) şeması Şekil 2.22’dedir. TDD, TDM’nin gelen ve gönderilen paketleri ayıran uygulamasıdır.



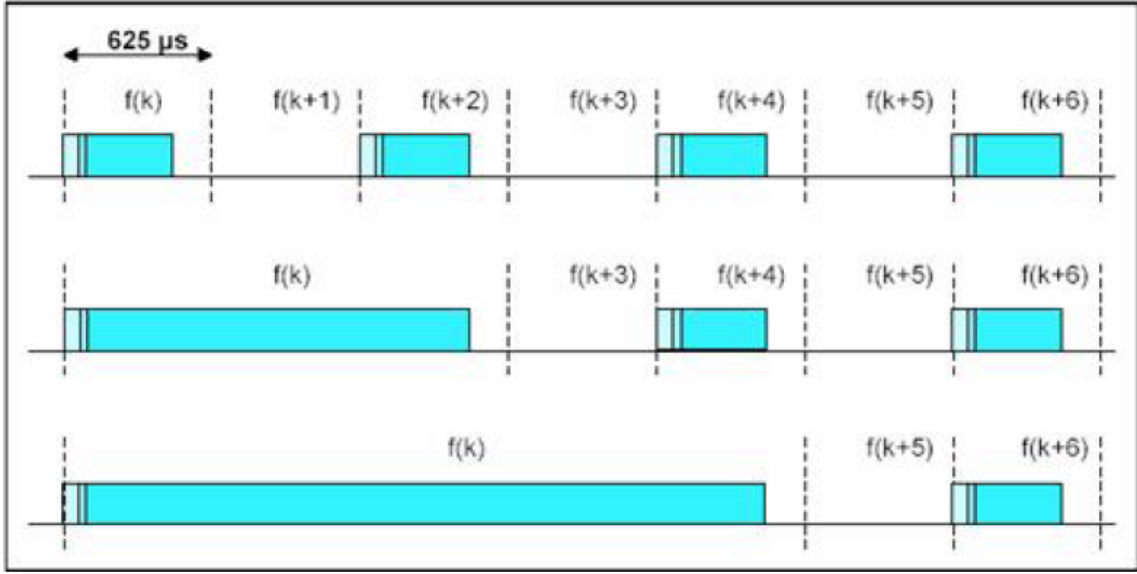
**Şekil 2.22** TDD ve zamanlama yapısı. Burada k; zaman dilimi numarası ve f(k); k değişkenine bağlı zaman dilimini göstermektedir [38].

Şef, paketleri çift numaralı zaman dilimlerinden başlayarak gönderirken köle, tek numaralı zaman dilimlerinden başlar. Paket başlangıcı, zaman diliminin başlangıcına denk gelir. Gönderilen paket, en fazla beş zaman dilimi uzunluğundadır. Paket süresince RF atlama yapılmaz. Tek bir paket için kullanılan RF atlama frekans değeri, paketin birinci diliminde yer alan Bluetooth saatinin değerinden türetilir. Çok dilimli (multi slot) paketlerde; tüm pakette kullanılan RF atlama frekansı, paketin birinci dilimindeki Bluetooth saatine göre belirlenir.

Kanal, ülkemizde olan 79 kanal boyunca sözde-rastgele belirlenen atlama sırası ile ifade edilir. Şefin Bluetooth cihaz adresi ile belirlenen atlama adresi ve her piconet’inki kendine özgüdür. Atlama sırasındaki faz ise Bluetooth saatiyle belirlenir. Zaman aralıklarına bölünmüş olan kanalın her bir aralığı RF atlama frekansına karşılık gelir. Normal atlama hızı saniyede 1600’dür. Şekil 2.22’de TDD ve zamanlama yapısı yer almaktadır.

Şekil 2.23’te tek ve çok zaman dilimli paketlerdeki atlama yapıları gösterilmektedir.





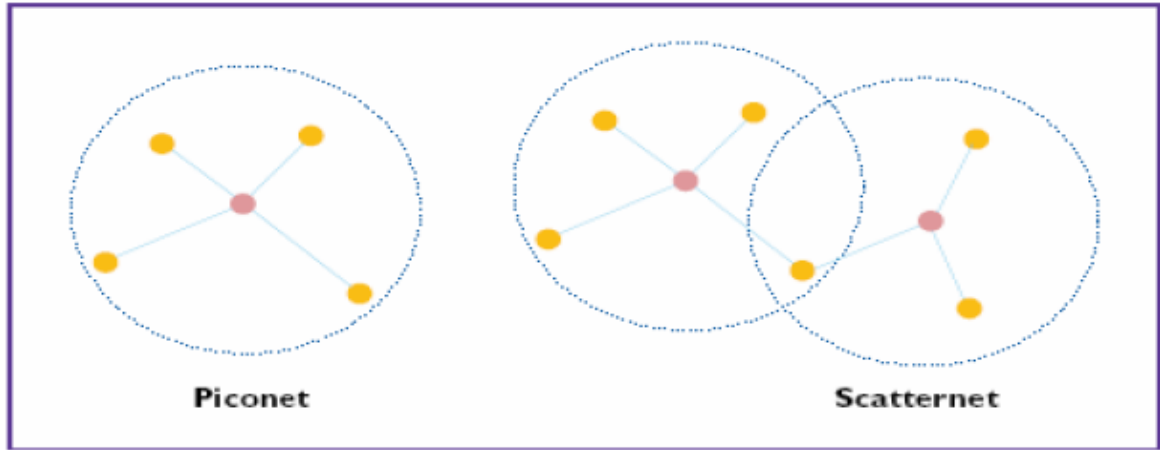
**Şekil 2.23** Tek ve çok zaman dilimli paketler [38]. Burada  $k$ ; zaman dilimi numarası ve  $f(k)$ ;  $k$  değişkenine bağlı zaman dilimini göstermektedir.

## 2.6.4 Bluetooth Şebeke Yapısı

### 2.6.4.1 Piconet

Bluetooth teknolojisi kullanan cihazlar, ad hoc (plansız, ek bir merkez birime gerek duymayan, doğrudan) şekilde bağlantı kurmaktadır. Birbirlerinin kapsama alanında olan Bluetooth birimleri tek noktadan bir veya birden çok noktaya haberleşme kurabilir. İki veya daha çok Bluetooth birimi birbiriyle bağlantı kurarak "piconet" adı verilen bir şebeke oluşturur (Şekil 2.24). Bir piconet'te şefe bağlı en çok yedi tane köle olabilir [32].

Piconet içinde bir köle, sadece bağlı olduğu şef ile haberleşebilir. Bir piconet içerisindeki tüm köleler, şefin saatini ve Bluetooth adresini kullanarak hesaplanan aynı frekans atlama sırasına uyar.



**Şekil 2.24** Bir piconet ve bir scatternet gösterimi [32].

#### 2.6.4.2 Scatternet

Aynı alanda birden fazla piconet olabilir ve her piconet'in şefi ayrı olduğu için piconet'lerin frekans atlamaları birbirinden bağımsızdır. Birden fazla piconet'in birbiriyle kesişmesi durumunda oluşan şebekeye "scatternet" denir. Bluetooth standartları, bir piconet'teki birim sayısını sekiz ile sınırlandırmasına rağmen, scatternet kullanılmasıyla oluşan ağ içindeki toplam birim sayısı artırılarak daha geniş bir kapsama alanı elde edilebilir.

#### 2.6.4.3 Veri

Bluetooth teknolojisinde veri iletiminde zamanlama önemlidir. Veriyi taşımak üzere cihazlar arasında tanımlanan bağlantı (link), ACL hattıdır. ACL hattı, şef ile herhangi bir köle arasındaki iletişimi sağlar.

En çok veri taşıyabilen paket türünün kapasitesi 339 bayt'tır (2712 bit). 2712 bit veri taşıyabilmek için 2858 adet bit gönderilir. Dolayısıyla, bir doğrultuda en çok 723,2 Kbit/s hızda veri gönderilebilir. Dönüş yönünde cevap içeren veri 57,6 Kbit/s olmasından dolayı bu hat, asimetrik bir hattır. Eğer beş bölmenin hepsi de iki yönde veri yollarsa 433,9 Kbit/s hızında, simetrik ve eşzamansız bir haberleşme hattı sağlanmış olur.

#### **2.6.4.4 Güvenlik**

Bluetooth cihazlarının gizlice izlenmesi veya mesajların çıkış noktasının değiştirilmesi gibi tehlikelerin önüne geçmek için Bluetooth cihazlarında bazı güvenlik sistemleri vardır. Başlıca güvenlik etkenlerinden olan İletişim Şifresi, bağlantıların gizliliğini sağlamaya ve gizlice dinlenmesini önlemeye yarar. Karşıla-Yanıtla Prosedürü, paketlerin çıkış noktasının değiştirilmesi ve kritik bazı verilerle fonksiyonlara ulaşılması gibi olayları önler. Oturum anahtarlarının üretimiyle, bağlantı sırasında oturum anahtarları istenildiği zaman değiştirilebilir. Frekans atlama tekniği ve haberleşme mesafesinin kısa olması da sinyallerin yakalanmasını önleyen bir etkidir.

Başlangıçta Bluetooth aygıtına özel 128 bitlik bir anahtar üretilir. Bu anahtar gizlidir ve hiçbir zaman açıklanmaz. Bluetooth biriminde, sözde rastgele (pseudo-random) bir süreç sonunda 128 bit'lik her bir yeni işlem için farklı rastgele bir sayı üretilir.

Bluetooth cihaz adresi (BD\_ADDR) de güvenlik algoritmalarında kullanılmaktadır. Her cihaz için özgün olan 48 bit'lik bu adres, standart sorgulama prosedürü ile görülebilir [32].

#### **2.6.5 Bluetooth Protokol Yapısı**

##### **2.6.5.1 Protokolün tanımı**

Protokol, cihazların birbiriyle bilgi alışverişinde bulunabilmeleri için üzerinde fikir birliğine varılmış kurallar bütünüdür. Ağ topolojilerinin bütün türlerinde, mesajların bağlantılar üzerinde nasıl iletileceğini tanımlayan protokoller vardır. Protokoller, bu mesajların biçimleri ile adres, hata kontrolü ve kullanıcı bilgisi gibi bilgiler için ayrılan alanların bilgilerini de tanımlar. Her yerde geçerli olan protokoller olmazsa, üreticiler kendi yöntemlerini geliştirerek üretim yapacakları için, ağlar doğru ve uyumlu çalışmaz. Cihazların birbiriyle bir ağda haberleşebilmesi için protokollerin olması zorunludur.

### **2.6.5.2 Bluetooth protokol mimarisi**

Bluetooth standartları, donanım, yazılım, kısa mesafe kablosuz bağlantı için birlikte çalışabilirlik gerekleri ve plansız (ad hoc) ağ oluşturmayı tanımlamaktadır. Bu tanımlamalar iki ana birime ayrılır; protokoller ve profiller. Protokoller alt katmandan üst katmana doğru sıralanan ve teknolojinin çalışma şeklini tanımlayan kısımdır. Profiller ise, teknolojinin nasıl kullanıldığını tanımlar. Bluetooth protokol yığını üç gruba ayırırsak bunlar; taşıma (transport) protokolleri, aracı yazılım (middleware) protokolleri ve uygulama (application) protokolleridir.

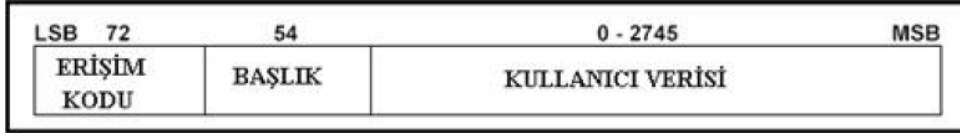
Taşıma protokolleri; Bluetooth cihazlarının birbirlerini konumlandırmasını sağlar; yüksek katman ve uygulamalarının bilgi taşıma protokollerinden geçmesine olanak tanır; fiziksel (gerçek) ve mantıksal bağlantıların yaratılması, yapılandırılması ve yönetilmesi için imkan sunar. Radyo Frekans Haberleşme Protokolü (RFCOMM) ve Temel Bant Protokolü, bu protokol grubunda yer almaktadır.

Aracı yazılım protokolleri, yeni ve mevcut olan uygulamaların Bluetooth bağlantılarında çalışabilmesi için gerekli olan ek taşıma protokollerini kapsar. Yani SIG tarafından geliştirilen protokollerin yanı sıra, kullanıcı ve endüstri protokollerini de içermektedir.

Uygulama protokolleri, Bluetooth bağlantılarını kullanan gerçek uygulamaları kapsar. Bunlar, modem çeviricisi uygulaması gibi Bluetooth taşımasıyla ilgisiz olan miras (legacy) uygulamaları veya telefon cihazını kontrol eden telefon kontrol protokolünü kullanan kablosuz haberleşme ile ilgili uygulamaları kapsar.

### **2.6.6 Bluetooth'ta Genel Paket Biçimi**

Temel bant denetleyicisi, üst katmanlardan gelen ilk bit'i ve aynı zamanda iletim ortamına gönderilecek olan ilk bit'i, erişim kodu olarak yorumlar. Erişim kodu, En Az Anlamlı Bit'tir (LSB – Least Significant Bit) ve tüm paket biçimlerinde LSB en solda yer alır. Piconet kanalında veri, paketlerle taşınır. Genel paket biçimi Şekil 2.25'tedir. Her bir paket üç bölümden oluşur: Erişim kodu (access code), başlık (header) ve kullanıcı verisi (payload).



**Şekil 2.25** Genel paket biçimi [32].

Sabit uzunluklu olan erişim kodu alanı 72 bit ve başlık alanı 54 bit'tir. Kullanıcı verisi ise değişkendir ve 0 ile 2745 bit aralığındadır. Bir paketin içerdiği alanlar işlevine göre değişir. Sadece erişim kod alanı; hem erişim kod alanı hem de başlık alanını veya her üç alanı birden içerebilir. Paket başlığı alanı LC taşır. Erişim kodu; eşzamanlılık tanımlama, çağrı ve sorgulamada kullanılan alandır. Kullanıcı verisi, veriyi taşır ve gerçek veri iletim hızını belirler [32].

### 3 MATERYAL VE METOD

Tasarlanan Bluetooth'lu EKG sistemi donanım ve yazılım olarak iki ana bölümden oluşur. Bu bölümler için yapılan çalışmalar aşağıda anlatılmaktadır.

#### 3.1 Sistemin Donanımı

Bu bölümde sistemin donanımını oluşturan kısımlar yer almaktadır.

##### 3.1.1 EKG Verisi Toplama Sistemi

Hastadan EKG verisini toplamak üzere kullanılan sistem; hastaya bağlanan elektrotlar, EKG verisini toplayıp biçimlendiren bir elektronik devre, veriyi bilgisayara gönderen bir Bluetooth modül ve sistemi besleyen bir güç kaynağından oluşur (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 EKG sistemi.

Sistemde kullanılan EKG devresi kutulanmıştır. Böylece EKG cihazının en, boy ve yükseklik değerleri sırasıyla 12,0 cm, 19,4 cm ve 6,0 cm'dir. EKG cihazının ön, arka ve yandan görünüşleri sırasıyla Şekil 3.2, Şekil 3.3 ve Şekil 3.4'de yer almaktadır.



**Şekil 3.2** EKG cihazının nden görünüşü.

Hastaya toplam beş kanal bağlanmaktadır. Bunlar sağ kol (RA), sol kol (LA), sol bacak (LL), göğüs (C) ve sağ bacak (RL) bağlantılarıdır. Kullanılan EKG kablosunda her bağlantının renk kodu farklıdır. RA, beyaz; LA, siyah; LL, kırmızı; C, kahverengi ve RL, yeşil renklerle gösterilmiştir (Şekil 3.5).



**Şekil 3.3** EKG cihazının arkadan görünüşü.



**Şekil 3.4** EKG cihazının yandan görünüşü.

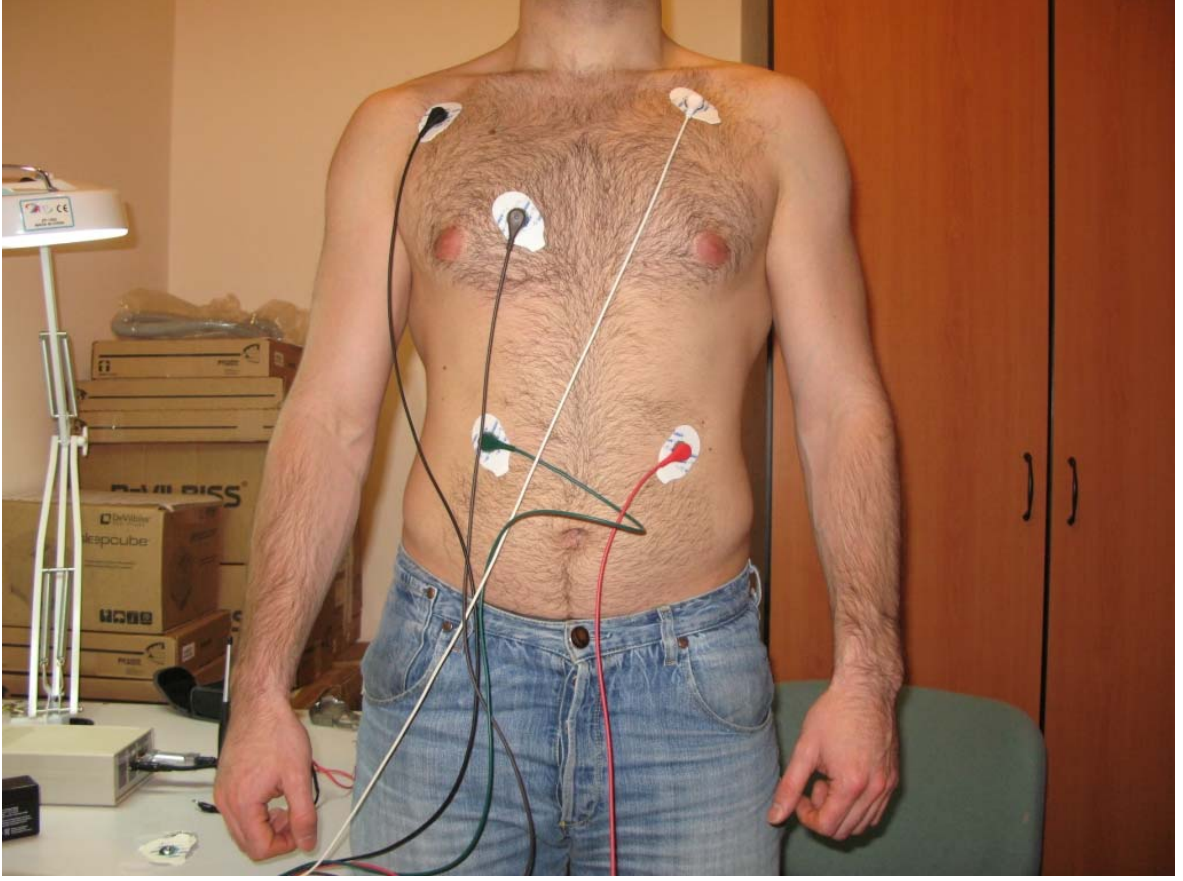




**Şekil 3.5** Beş bağlantılı EKG kablosu.

Kablonun hastaya bağlanan uçlarına birer adet tek kullanımlık EKG elektrotu takılır. Bu elektrotlarda Ag/AgCl malzemesi kullanılmıştır. Elektrotlar hastaya yerleştirilmeden önce yüzeye iletim jeli sürülür. Kablonun EKG devresine bağlanan ucu, erkek tipi altı uçlu sokettir. Uçlardan beş tanesi RA, RL, LA, LL ve C iken, bir tanesi toprak hattıdır.

RA (beyaz), sağ köprücük kemiğinin hemen altına bağlanır. LA (siyah) sol köprücük kemiğinin hemen altına; LL (kırmızı), göğsün altında umbilikalın sol üst tarafına; RL (yeşil), göğsün altında umbilikalın sağ üst tarafına; C (kahverengi), sternumun sağ tarafında dördüncü interkostal boşluğa bağlanır (Şekil 3.6).



**Şekil 3.6** EKG kablolarının bağlanması.

Sistemde hazır bir EKG devresi kullanılmıştır. Kullanılan EKG devresinin görevleri, hastadan analog EKG sinyalini almak ve bu sinyali yükseltmek, gürültüden arındırmak, sayısala çevirmek ve kullanıcının komutlarına göre seçilen kanalı, genliği ve bant aralığını çıkışa vermektir. EKG devresi bir kutuya silikonla sabitlenmiştir (Şekil 3.7).



**Şekil 3.7** Kutulanmış olan EKG devresi.

EKG sisteminde I, II, III, aVR, aVL, aVF ve C kanalları olmak üzere toplam yedi kanal, kullanıcı tarafından seçilerek bilgisayar ekranından birer birer izlenebilir.

Cihazın frekans cevabı 0,05 Hz – 120 Hz aralığındadır. Bant aralıkları kullanıcı tarafından seçilebilir. Bu aralıklar; teşhis seçeneğinde 0,05-120 Hz, izleme seçeneğinde 0,5-40 Hz, ameliyat seçeneğinde 1-20 Hz ve efor testi seçeneğinde 5-20 Hz'dir. Kullanıcı, ekranda gelen sinyalin genlik seviyesini, 0,25, 0,5, 1, 2 ve 4 katsayılarını seçerek ayarlayabilir. Sistem tepe sezici kullanarak nabız ölçümü yapabilmektedir.

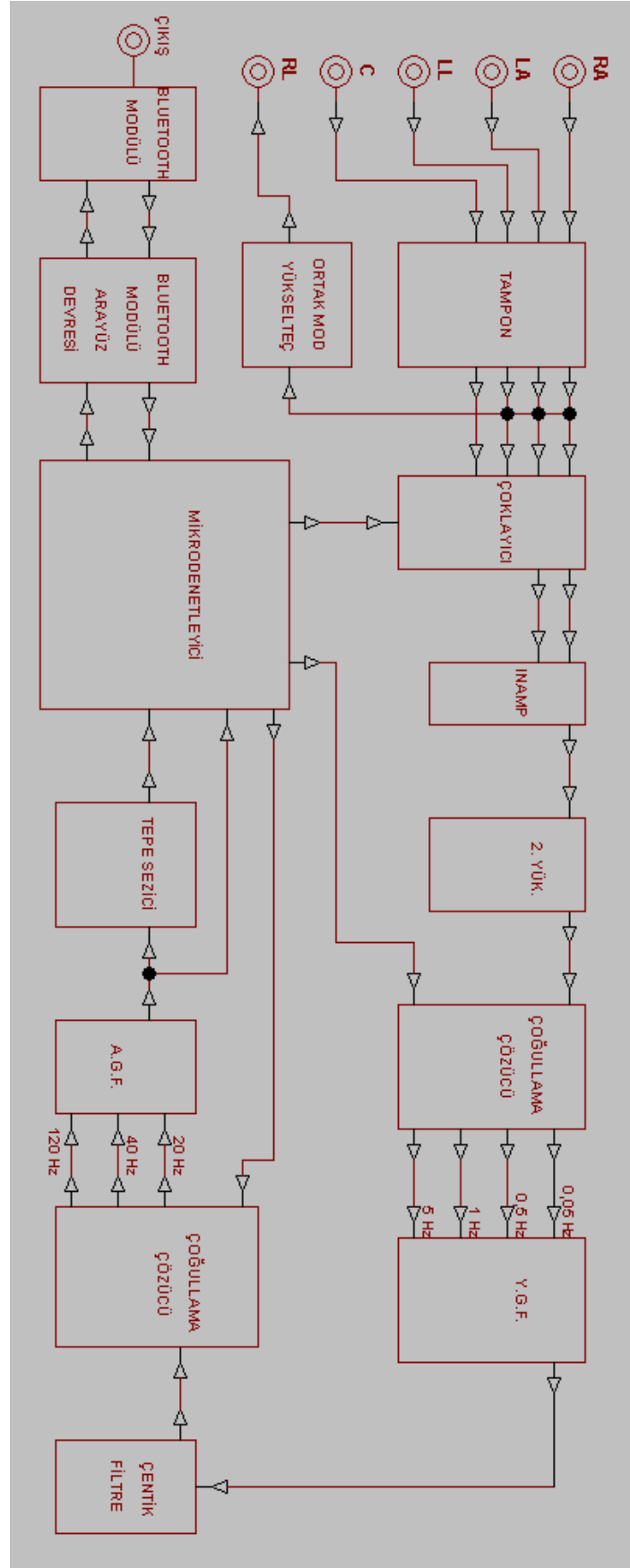
Hastadan alınan sinyallerin Bluetooth modülüne ulaşana kadar geçtiği aşamalar Şekil 3.8'de blok şemada gösterilmiştir.

Alınan sinyal, devrenin yüksek empedanslı girişinden tampon yükselteç bölümüne gelir. Buradaki yalıtım işleviyle, girişten 60 V değerinin yukarısında bir potansiyelin devreye girmesi önlenir. Buradan çıkan RA, LA ve LL sinyallerindeki ortak modlu gürültünün bastırılması için bu bağlantılar, ortak mod yükseltecinden geçip RL girişinden sağ bacağa bağlanırlar. Böylece önemli oranda gürültü başta bastırılmış olur.

Sonraki aşamada sinyal, ön yükselteçte (enstrümantasyon yükselteci) 10 kat yükseltilir. Kanal seçmek için ön yükseltecin girişinde bir çoklayıcı (multiplexer) yer almaktadır. İkinci yükselteçte ise sinyal 60 kat yükseltilir.

İkinci yükselteçten çıkan sinyal, bir 1. derece RC devresi olan yüksek geçiren filtreye gelir. Y.G.F.'de, girişinde yer alan çoğullama çözücünün (demultiplexer) komutuna göre, sinyal frekansının alt sınırını 0,05 Hz, 0,5 Hz, 1 Hz veya 5 Hz olarak belirler. Aynı aşamada sinyal üçüncü ve son kez, yaklaşık 1,7 kat daha yükseltilir. Böylece sinyal toplamda 1000 kat yükseltilmiş olur.

Sonraki aşamada sinyal, sırasıyla 2. derece Butterworth tipi 50 Hz çentik (Notch) filtresine girer. 50 Hz'deki gürültüsü bastırılan sinyal tekrar bir çoğullama çözücünden geçerek bir alçak geçiren filtreye girer. A.G.F. de 2. derece Butterworth tipi bir filtredir. Girişinde yer alan çoğullama çözücünün komutuna göre sinyalin frekans cevabının üst sınırını 20 Hz, 40 Hz veya 120 Hz yapar.



Şekil 3.8 EKG devresinin blok şeması.

A.G.F.'den çıkan sinyal, mikrodenetleyiciye ve tepe seziciye (peak detector) gider. Bu analog devrede tepeler algılanır ve iki tepe arasında geçen zaman, yani vuru periyodu belirlenir. Vuru periyodunun birimi saniye olarak alınır. Denklem 3.1'de nabız ile vuru periyodu arasındaki bağıntı gösterilmiştir. Burada 60 sayısı bir dakikadaki saniye sayısıdır.

$$\text{Nabız} = 60 / (\text{vuru periyodu}) \quad (3.1)$$

Örnek olarak; iki kalp atımı arasında geçen zaman 0,75 saniye olursa, nabız değeri dakikada 80 olur (Denklem 3.2).

$$\text{Nabız} = 60 / 0,75 = 80 \quad (3.2)$$

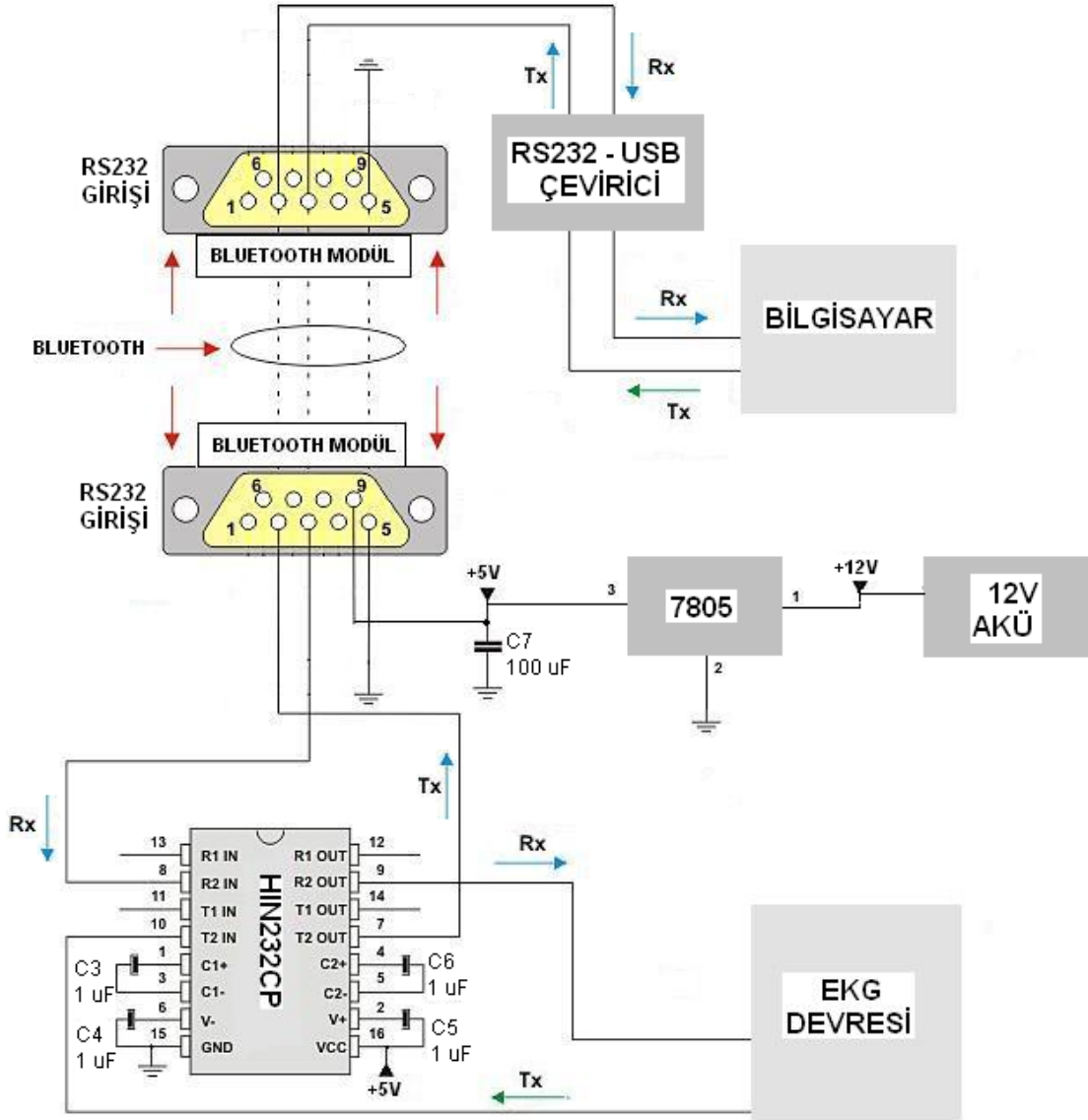
Sinyal, devrenin sonraki aşamasında mikrodenetleyiciye gelir. Kullanılan mikrodenetleyici, Cypress Microsystems marka ve CY8C27543 modelidir. Mikrodenetleyici 48 bacaklıdır ve devrede 8 bit hızında kullanılmaktadır. Yükseltiip filtrelenen analog sinyali sayısala çevirir. Örnekleme frekansı 240 Hz'dir. Yani, frekans cevabının en üst sınırı olan 120 Hz değerinin iki katıdır. Mikrodenetleyici, tepe seziciden aldığı nabız bilgisiyle beraber sayısal EKG sinyalini devrenin çıkışına verir. Aynı zamanda, bilgisayardan gelen komutlar doğrultusunda kanal ve bant aralığı seçimi için çoklayıcıları denetler. Gelen komutlara göre ayrıca, ekrandaki sinyalin genlik katsayısını da değiştirir.

EKG devresi ile Bluetooth modülü arasında bir arayüz devresi yapılmıştır. EKG devresinden çıkan sayısal sinyal HIN232CP entegresinin bir veri giriş bacağına gelir. Bilgisayardan EKG devresine gönderilen sinyal TX (gönderilen - transmitted), EKG devresinden bilgisayara gönderilen sinyal RX (alınan - received) olarak gösterilmiştir (Şekil 3.9). EKG devresi ile RS232 girişi arasında bağlantı sağlamak için MAX232'nin muadili olan HIN232CP entegresi kullanılmıştır. HIN232CP ve RS232 girişine bağlanan Bluetooth modülünü besleyen 5V potansiyel, aküden gelen 12V potansiyelin 7805 regülatöründen geçirilmesiyle elde edilmiştir.

EKG cihazı güç kaynağı olarak 12V'luk, 1,3 amper-saatlik, yeniden doldurulabilir bir aküyle çalışmaktadır (Şekil 3.10 ve Şekil 3.11). Cihaz adaptörle çalıştırılırsa,



kullanılacak adaptör 12 V D.A. ve 250 mA'lik olmalıdır. Akünün kabloları EKG cihazının ön tarafındaki "DC" yazan girişe bağlanır.



**Şekil 3.9** EKG devresi ile Bluetooth modülü arasındaki devre ve bilgisayara veri iletim şeması.



**Şekil 3.10** Akünün yandan görünüşü.



**Şekil 3.11** Akünün üstten görünüşü.

### 3.1.2 Bluetooth Haberleşme Sistemi

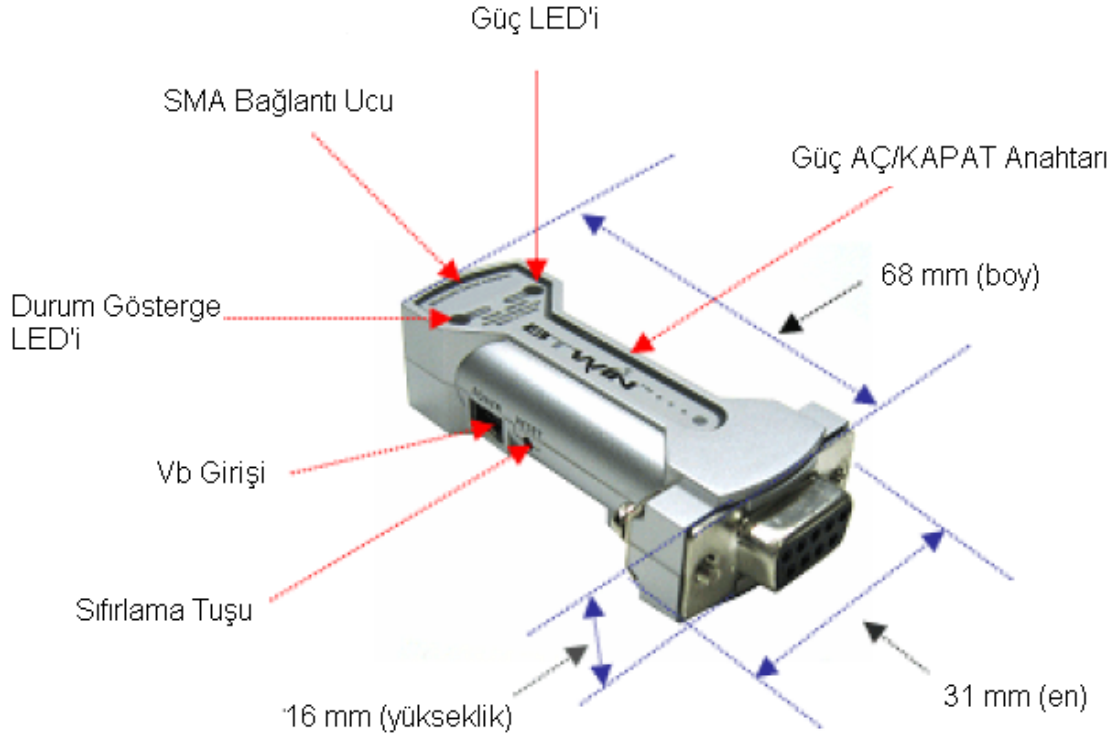
Bluetooth haberleşme sistemi, EKG devresi ile bilgisayar arasında haberleşmeyi sağlar. Bunun için iki adet Firmtech marka BM1001 model Bluetooth modülü kullanılmıştır (Şekil 3.12). Bu iki modülün birbiriyle haberleşmesiyle EKG veri iletimi gerçekleşmiştir.





**Şekil 3.12** BM1001 model Bluetooth modülleri.

BM1001 modülünde bir adet RS232 seri adaptörü (Şekil 3.13), USB besleme kablosu (Şekil 3.14) ve 4 dBi kazancında bir anten (Şekil 3.15) bulunur. dBi; enerjiyi her yöne neredeyse eşit büyüklükte ve özellikte dağıtan izotropik antenlerin kazanç birimidir. İzotropik antende, veri iletimi (alışı / verişi) tek bir merkezi noktadan sağlanır ve sinyal yayılımı üç boyutlu gerçekleşir [45].



**Şekil 3.13** BM1001 model modülün RS232 seri adaptörü [42].



**Şekil 3.14** USB güç kablosu [42].

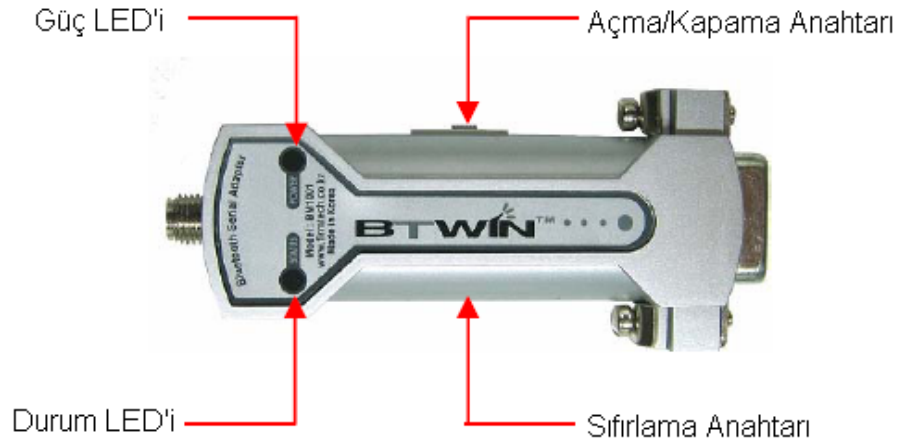


**Şekil 3.15** 4 dBi çift kutuplu anten [42].

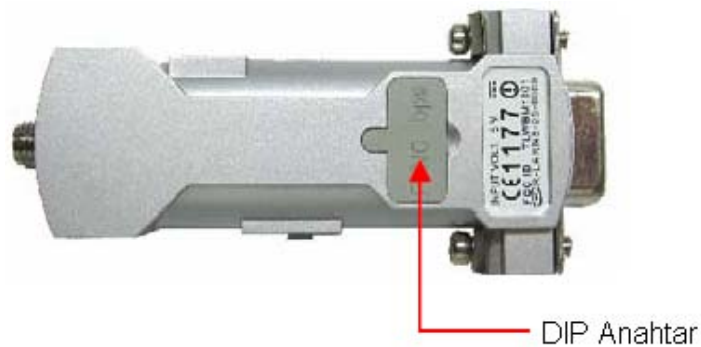
RS232 adaptörünün eni 31 mm, boyu 68 mm ve yüksekliği 16 mm'dir. Adaptörün açma/kapama anahtarı, kullanıcının modülü açıp kapatmasına olanak sağlar. Sıfırlama tuşuna basıldığında cihazın ayarları, fabrika ayarlarına döner. Adaptör bir bilgisayara bağlıysa, Vb girişine USB'den bağlanan kabloyla 5V besleme voltajı verilir. SMA bağlantı ucu, erkek tipi eş-eksenel RF bağlantı elemanıdır ve

empedansı 50 ohm'dur. SMA ucu, 4 dBi kazançlı çift kutuplu antenin adaptöre takılması için arayüz görevi görür. Anten ile uygun koşullarda yaklaşık 100 metre mesafede veri iletimi gerçekleştirilir. İki Bluetooth modülü arasında cisimler ve özellikle 2,4 GHz'de çeşitli radyo dalgalarının olmasıyla bu mesafe azalır.

Güç LED'i modülün çalışıp çalışmadığını, Durum Gösterge LED'i modülün haberleşme yapıp yapmadığını gösterir. Cihaz çalışıyorsa Güç LED'i kırmızı ışık yayar. Cihaz bağlantı kurmaktayken, Durum LED'i saniyede iki kez yeşil renkte yanıp söner. Cihaz bağlantı halindeyken Durum Gösterge LED'i yeşil renkte sürekli yanık halde kalır. Modülün üstten, alttan, sağdan ve soldan görüntüleri sırasıyla Şekil 3.16, Şekil 3.17, Şekil 3.18 ve Şekil 3.19'da yer almaktadır.



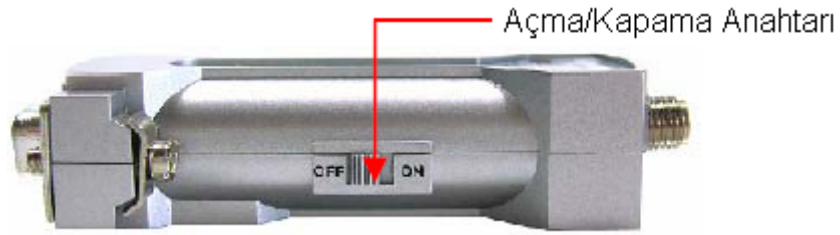
**Şekil 3.16** Modülün üstten görünüşü [42].



**Şekil 3.17** Modülün alttan görünüşü [42].

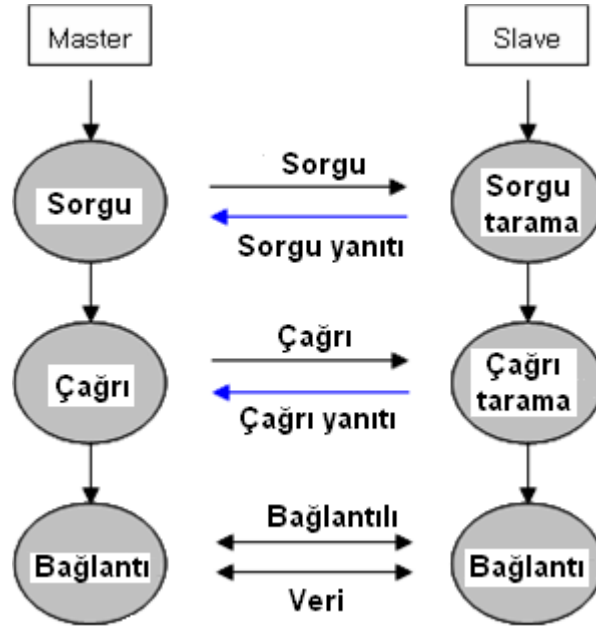


**Şekil 3.18** Modülün sağdan görünüşü [42].



**Şekil 3.19** Modülün soldan görünüşü [42].

BM1001 modülünün çıkış gücü 1. Sınıf, yani 100 mW'tır (yaklaşık 100 metre). Modülün desteklediği Bluetooth sürümü 1.2'dir. İki Bluetooth modülü arasındaki haberleşme biçimi Şekil 3.20'deki gibidir. İlk önce modüllerden birinin diğerine sorgu göndermesine tepki olarak diğer modülün sorguya cevap göndermesiyle haberleşme başlar. Cihazlar sorgulama ile birbirini keşfettikten sonra çağrı ile bağlantı başlatılır ve ardından bağlantı kurulmuş olur. Modülün hassaslığı, yani uygun çıkış sinyalini üretmesi için yeterli en küçük giriş sinyali gücü -83 dBm'dir. Modülün sinyal iletim gücü 16 dBm, çalışması için gereken besleme 4 ila 12 V D.A.'dır fakat tavsiye edilen değer 5 V'tur.



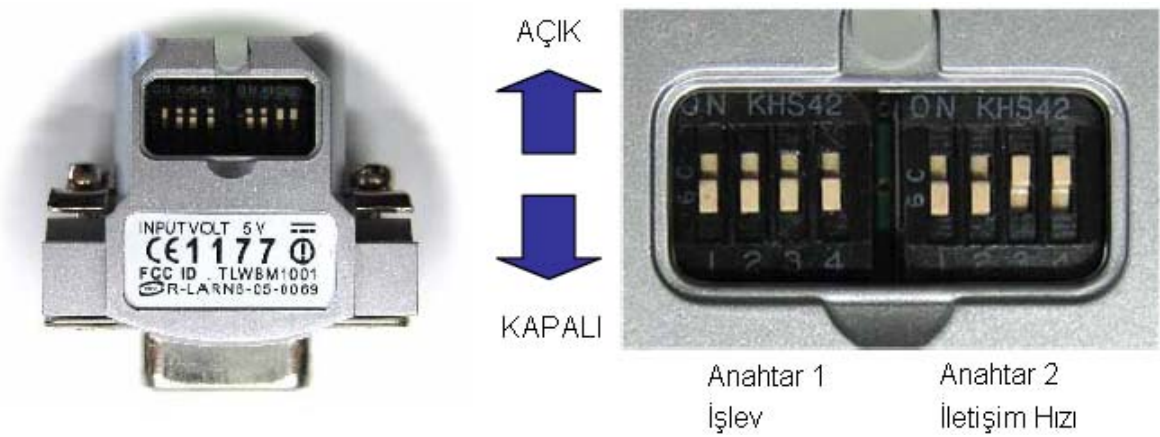
**Şekil 3.20** İki Bluetooth modülü arasındaki haberleşme. Aşamalar yukarıdan aşağı doğru sıraya göre gerçekleşir [42].

Bluetooth'lu cihazlar sorgu işlemini, komşu cihazları keşfetmek için veya kapsama alanında bulunan cihazlar tarafından keşfedilmek için kullanır. Sorgu işlemi asimetriktir. Yakınındaki cihazları bulmayı deneyen Bluetooth'lu bir cihaz, sorgulama yapan cihazdır ve etkin olarak sorgu talepleri gönderir. Bulunabilir olan Bluetooth'lu cihazlar, keşfedilebilir cihazlar olarak bilinir ve bu sorgu taleplerini dinleyip cevap gönderir. Sorgu işlemi, sorgu talebi ve yanıtı için özel bir fiziksel kanal kullanır.

Çağrı biçimlendirme işlemi asimetriktir. Karşıdaki Bluetooth'lu cihaz bağlanabilir haldeyken (çağrı tarama), bağlantı (çağrı) işlemini gerçekleştiren bir Bluetooth cihazına gereksinim duyar. Bu işlem, belirlenen bir hedefe yöneliktir, yani yapılan bir çağrı, sadece bir cihaz tarafından yanıtlanabilir. Bağlanılabilir olan cihaz, çağrı yapan cihazdan gönderilen bağlantı talebi paketlerini dinlemek için özel bir fiziksel kanal kullanır. bu fiziksel kanalın, bağlanabilir olan cihaza yönelik özellikleri vardır. Böylece, sadece bağlanılabilir olan cihaz bilgisine sahip olan çağrı yapıcı cihaz bu kanaldan bağlantı kurabilir.

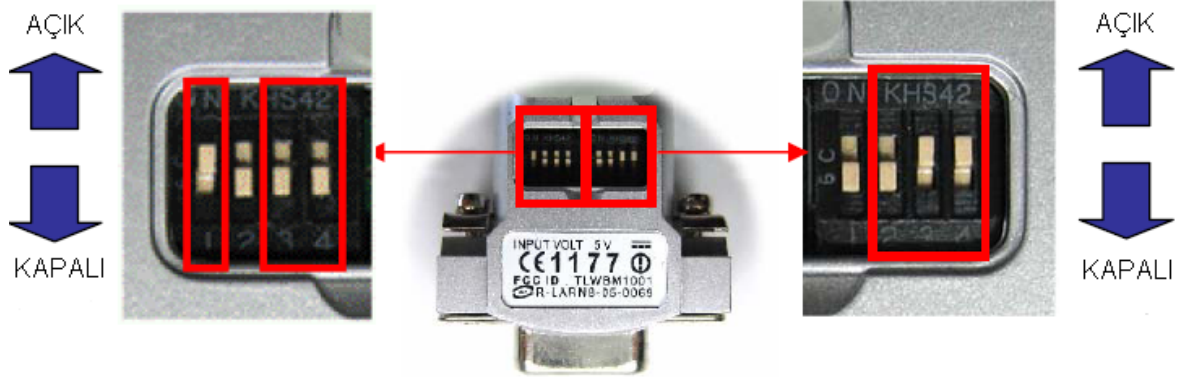
Bir Bluetooth profili, cihazlar arasında Bluetooth tabanlı bir kablosuz iletişim arayüzü tanımlar. RS232 seri bağlantısı yapan BM1001 modülünün desteklediği profil SPP'dir (Seri Kapı Profili – Serial Port Profile). Çünkü bu modül, Bluetooth haberleşmesini kablo yerine kullanan uygulamalar içindir. Bu profile göre, diğer cihazla haberleşme sağlama girişiminde bulunan cihaz ve köle de, diğer cihazın kendisiyle bağlantı kurmasını bekleyen cihaz olarak tanımlanmışlardır. SPP'de iki cihaz arasında bir seri kablo benzeri bağlantı yapmak için; bu iki cihaz arasında önce sanal seri kapılar kurulur ve bu seri kapılar Bluetooth ile bağlanır.

Bluetooth modülünün alt tarafında DIP anahtarları yer alır. 1. anahtar grubu işlevsel değişiklikler; 2. anahtar grubu ise iletişim hızı (baud rate) değişiklikleri içindir (Şekil 3.21).



**Şekil 3.21** Modülün DIP anahtarları [42].

DIP anahtarlarının görevi olan numaraları Şekil 3.22'de kırmızı çerçevelerde gösterilmiştir.



**Şekil 3.22** Kullanılan DIP anahtarları [42].

1. anahtar grubunda 1. bacak, Güç Seçimi anahtarıdır. Anahtar açık konumdaysa modül, gücünü RS232'nin 9 numaralı uçtan alır. EKG devresine bağlı olan modülde bu anahtar kapalıdır. Anahtar açık konumdaysa modül, güç beslemesini USB aracılığıyla alır. Bilgisayara takılan modüldeki bu anahtar açık konumdadır.

1. anahtar grubunda 3. bacak, Rol Seçimi anahtarıdır. Modülün şef veya köle olmasını belirler. Modülü şef olarak atamak için anahtarı açık konuma, köle olarak atamak için kapalı konuma getirmek gerekir. Bu sistemde haberleşmenin başlattığı için bilgisayara takılı olan modül şef, EKG devresine takılı olan modül köle olarak atanmıştır. İki modül birden aynı anda şef veya aynı anda köle olursa bağlantı oluşmaz.

1. anahtar grubunun 4. bacağı, kip seçimi için kullanılır. Açık konumdayken Bilgisayar Ayarlama Kipi, kapalı konumdayken DIP Anahtar Kipine geçer. Bu sistemde kip seçimi anahtarı sürekli kapalı konumda kalmıştır. DIP Anahtar Kipi seçiliyken yukarıda belirtilen güç ve rol ile aşağıda belirtilecek olan iletim hızı değişiklikleri yapılabilir.

Bilgisayar Ayarlama Kipi seçiliyken ise cihaz ismi ayarı, PIN kodu ayarı, durum mesajını etkinleştirme ayarı, uzaktan cihaz adresi ayarı, UART ayarlama, güç tasarrufu kipini açıp kapatma ve işlev kipi seçimi ayarlamaları yapılabilir. Kullanıcı tarafından atanan cihaz ismi en çok 12 karakter olabilir. PIN kodu şifreleme için kullanıcı tarafından girilebilen bir koddur. Durum mesajı etkinleştirildiğinde, BM1001'in bağlantı kurup kurmadığını mesajla bildirir. Uzaktan cihaz adresi ayarı,



BM1001'in bağlantı kuracağı diğer Bluetooth cihazını belirlemek için, o cihazın BD\_ADDR bilgisini yazma seçeneğini sağlayan özelliktir. UART, durdurma bit'i (stop bit - her karakter sonunda gönderilerek, alıcı cihazla eşzamanlılığı ayarlamaya yarar) ve eşlik bit'i (parity bit - gönderilen bit sayısının tek veya çift sayı olmasını kontrol ederek, bit'lerdeki hataları belirler) ayarlarının yapıldığı seçenektir. BM1001'in veri iletimi yapmadığı sürede daha az güç harcamasına yönelik olan Güç Tasarrufu kipinin kullanılması için uyandırma zamanının ayarlanması gerekir. Bu sistemde Bilgisayar Ayarlama Kipi seçilmemiştir.

İletim hızı ayarları 2. grup anahtarlarla yapılmaktadır. İletim hızı 1200 bps ile 115200 bps arasında değişmektedir. İletim hızı anahtar grubunda, bacakların pozisyonlarına göre iletim hızları Şekil 3.23'te verilmiştir.



**Şekil 3.23** 2. anahtar grubundaki bacakların konumuna göre iletim hızları [42].

### 3.1.3 USB-RS232 Arayüzü

BM1001'in bilgisayarın USB girişine takılabilmesi için bir arayüz donanım gerekmiştir. Buna yönelik, Prolific Technology Inc. Tarafından üretilmiş olan PL2303 model USB – Seri Köprü Denetleyicisi malzemesi kullanılmıştır (Şekil 3.24 ve Şekil 3.25).





**Şekil 3.24** PL2303'ün yandan görünümü.

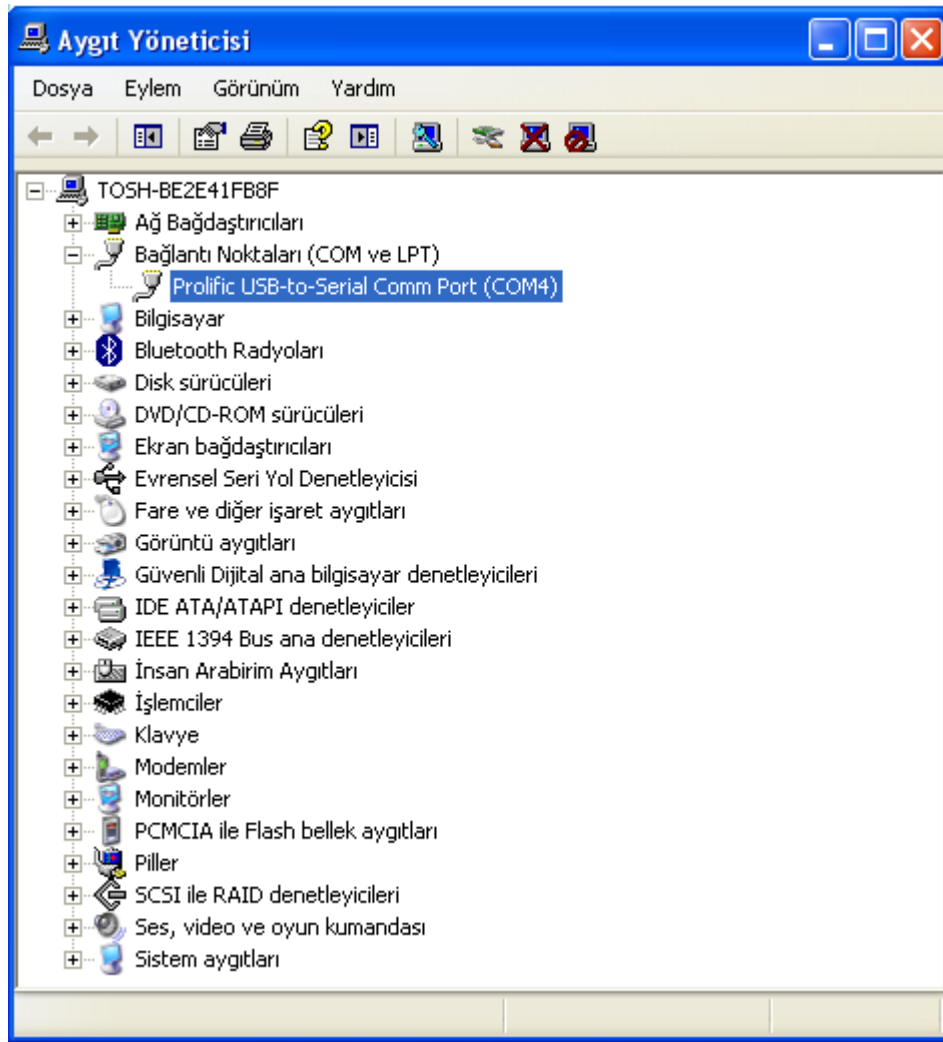


**Şekil 3.25** PL2303'ün alttan görünümü.

PL-2303, RS232 gibi çift yönlü eşzamansız seri bir girişi, herhangi bir USB çıkışa bağlayabilmektedir. Kişisel bilgisayarlarda seri bağlantı arayüzü olan COM kapisını (COM port) birçok işletim sisteminde benzeştirerek, COM kapılı uygulamaların USB aracılığıyla kullanılabilmesini sağlar.

PL2303'ün iletim hızı 75 bps ile 6 Mbps arasında ayarlanabilir. Doğrudan 3,3 V ile 1,8 V aralığında çalışan cihazlara bağlanabilir. PL2303 Microsoft Windows XP işletim sistemiyle uyumlu olarak çalışmaktadır.

PL2303'ü bilgisayarın bir USB girişine takmadan önce, sürücüsünün yüklenmesi gerekir. Sürücü yüklendikten sonra parça, bilgisayara takıldığında, bilgisayardan Denetim Masası/ Sistem/ Aygıt Yöneticisi penceresi açılır. Burada "Bağlantı Noktaları"na bakıldığında, bilgisayar tarafından hangi COM kapısının PL2303'e atandığı görülür. Şekil 3.26'daki örnekte PL2303 için COM4 atanmıştır.



**Şekil 3.26** PL2303 takıldığında, bilgisayarın özdevimli olarak atadığı COM bağlantısı.

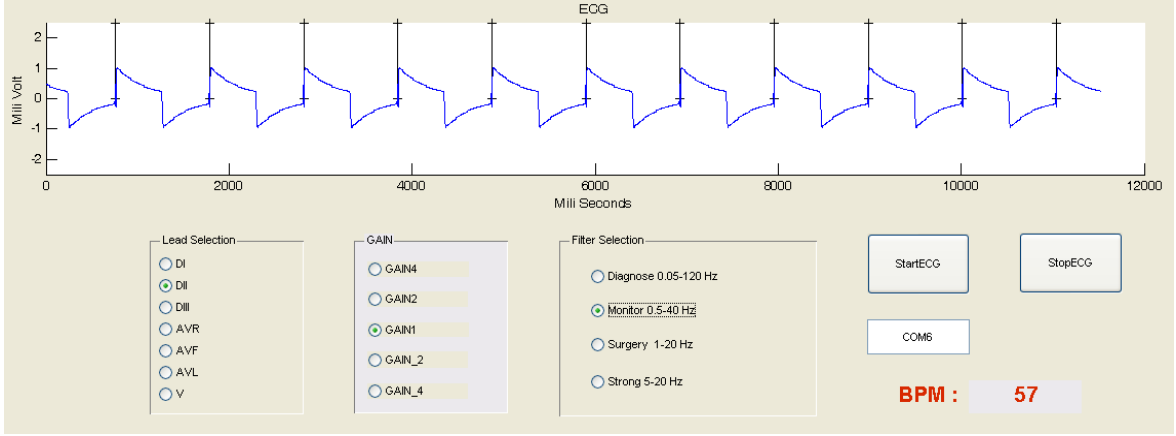
### 3.2 Sistemin Yazılımı

Sistemde The Mathworks Matlab® R2009a programı kullanılmıştır. Sistemde kullanılan yazılımın amacı; EKG cihazıyla bilgisayar arasında bir arayüz oluşturmaktır. Bu arayüz ile kullanıcı, sistem üzerinde belli bir denetim yetkisine sahip olur. Bu arayüzün görevleri; bilgisayar ile EKG cihazı arasında bilgi alışverişini başlatıp durdurmak, EKG cihazına belli komutları göndererek, istenen sinyalin bilgisayara gönderilmesini sağlamak ve EKG cihazından gelen sinyalleri ekrana vermektir. Kullanıcı komutları sadece program aracılığıyla gönderebilir.

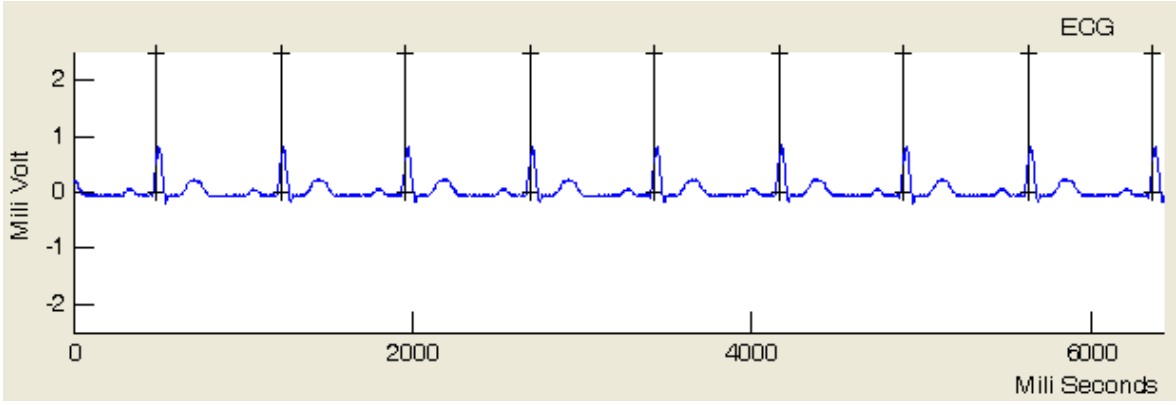
Matlab ile oluşturulan G.K.A.'nde (Görsel Kullanıcı Arayüzü) ekrana verilen EKG sinyalinin kanal, genlik ve frekans aralığı özellikleri, kullanıcı tarafından seçilebilmektedir. G.K.A.'nde yapılan seçim komutları, EKG cihazının mikrodenetleyicisine gider. Buradan, EKG devresinin blok şemasında gösterilen (Şekil 3.8) çoklayıcı ve çoğullama çözücülere gönderilen komut, istenen sinyalin EKG devresi çıkışına verilmesini sağlar.

Şekil 3.27'de sistemde kullanılan G.K.A. görülmektedir. Burada üst kısımda grafik, alt kısımda ise EKG sinyalini biçimlendiren kanal, kazanç katsayısı ve filtre seçimleri bölmeleri, başlatma ve durdurma tuşları, COM bağlantı ayarı ve nabız göstergesi, şablonun alt kısmında yer almaktadır. Şekildeki grafik, cihazdan gönderilen kare dalgadır ve seçilen frekans cevabından dolayı kare biçiminde değildir.

Şekil 3.28'de grafikte, hastadan alınan EKG sinyali gerçek zamanlı izlenebilmektedir. Zaman eksenini milisaniye, sinyalin genliği milivolt olarak gösterilmiştir. Zaman eksenini 0 ile 12000 ms arasında, genlik ise -2,5 mV ile +2,5 mV aralığındadır. Hastadan alınan sinyal mavi renkte, nabız darbelerini gösteren işaretler siyah renktir.

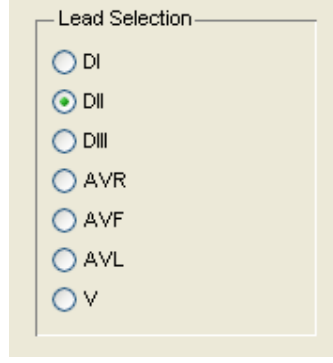


**Şekil 3.27** Sisteme ait G.K.A. örneği.



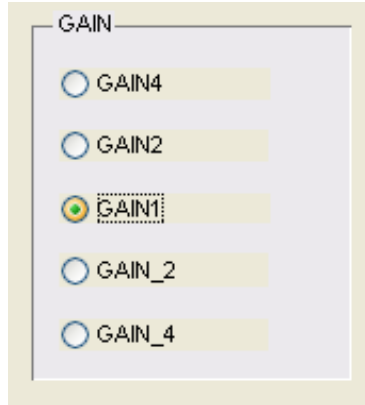
**Şekil 3.28** EKG grafiği.

“Lead Selection” olarak geçen kanal seçimi bölümünde yedi EKG bağlantısından izlenmek istenen bağlantı seçilir (Şekil 3.29). Kanal I, Kanal II, Kanal III, arttırılmış sağ kol, arttırılmış sol kol, arttırılmış sol bacak, ve göğüs bağlantıları sırasıyla alt alta “DI, DII, DIII, aVR, aVF, aVL, V” kısaltmalarıyla gösterilmiştir. Kullanıcı, istediği bağlantıyı ifade eden kısaltmayı seçerek, EKG cihazının istenen kanal sinyalini göndermesini sağlar.



**Şekil 3.29** Kanal seçimi bölümü.

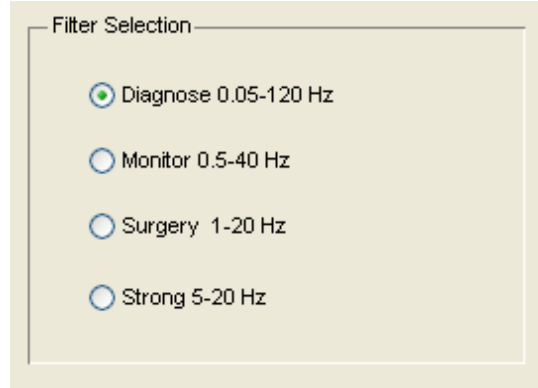
“GAIN” başlığı altında yer alan kazanç katsayısı seçimi bölümünde; ekranda görülen sinyalin genliği değiştirilerek, görülmesi zor olan değişimlerin ekrandan daha kolay görülmesi sağlanır (Şekil 3.30). 0,25, 0,5, 1, 2 ve 4 olan kazanç katsayıları seçenekleri sırasıyla, “GAIN\_4, GAIN\_2, GAIN1, GAIN2, GAIN4” kısaltmalarıyla alt alta dizilmiştir.



**Şekil 3.30** Kazanç katsayısı seçimi bölümü.

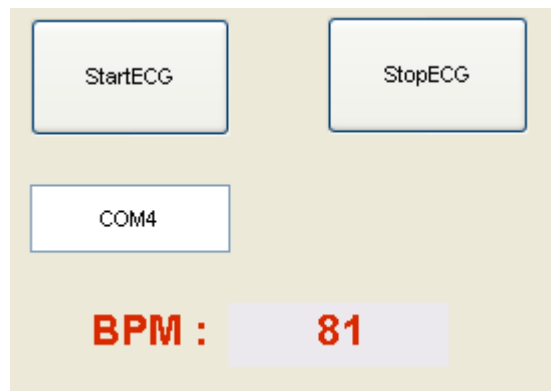
“Filter Selection” başlığı altında bulunan bant aralığı veya filtre değiştirme bölümünde, ekranda görülmek istenen sinyalin frekans cevabı belirlenir (Şekil 3.31). Hasta hareketsizken teşhis amaçlı EKG ölçümü yapılabileceği için, geniş frekans cevabı olan 0,05 Hz ile 120 Hz bant aralığı seçilebilirken, hastanın hareket etmesi durumunda daha dar frekans cevabı olan seçenekler seçilebilmektedir. Frekans seçme bölümünde hastanın hareketlilik düzeyine göre; 0,05-120 Hz aralığı için “Diagnose” (teşhis), 0,5-40 Hz aralığı için “Monitor” (izleme), 1-20 Hz

aralığı için “Surgery” (ameliyat) ve 5-20 Hz aralığı için “Strong” (güçlü) seçenekleri kullanıcı tarafından seçilebilir.

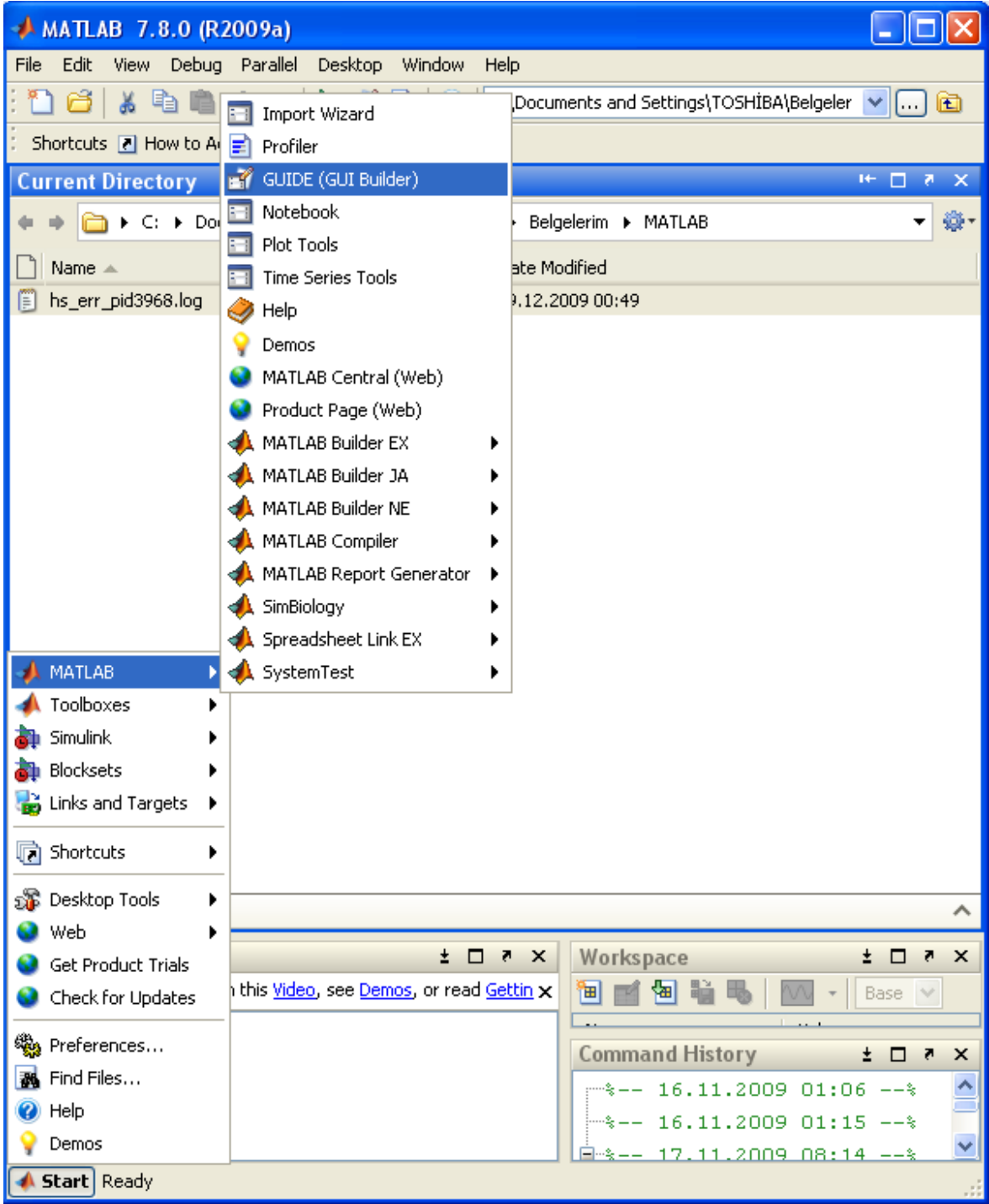


**Şekil 3.31** Bant aralığı değiştirme bölümü.

Pencerenin alt kısmında ayrıca EKG sinyalini almayı başlatan “Start” tuşu, sinyal almayı durduran “Stop” tuşu, COM bağlantı ayarı ve nabız göstergesi yer alır (Şekil 3.32). COM bağlantı ayarında, bilgisayarın PL2303 arayüzüne atadığı COM numarası kaç ise, o sayı kullanıcı tarafından elle girilir. COM bağlantı değeri, bu örnekte 4 olarak atanmıştır. Nabız göstergesi “BPM” ile ifade edilir ve yanında görülen sayı, o sırada cihazın aldığı dakikadaki nabız değeridir ve bu örnekte nabız 81’dir.



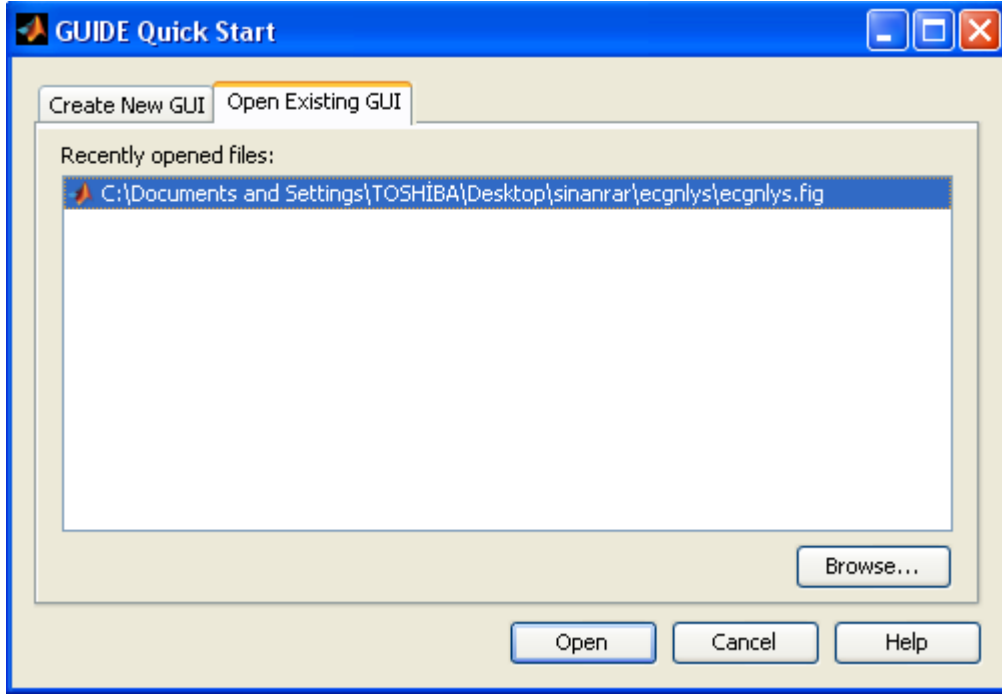
**Şekil 3.32** Sinyal izlemeyi başlatıp durdurma, COM bağlantısı ayarı ve nabız göstergesi bölümü.



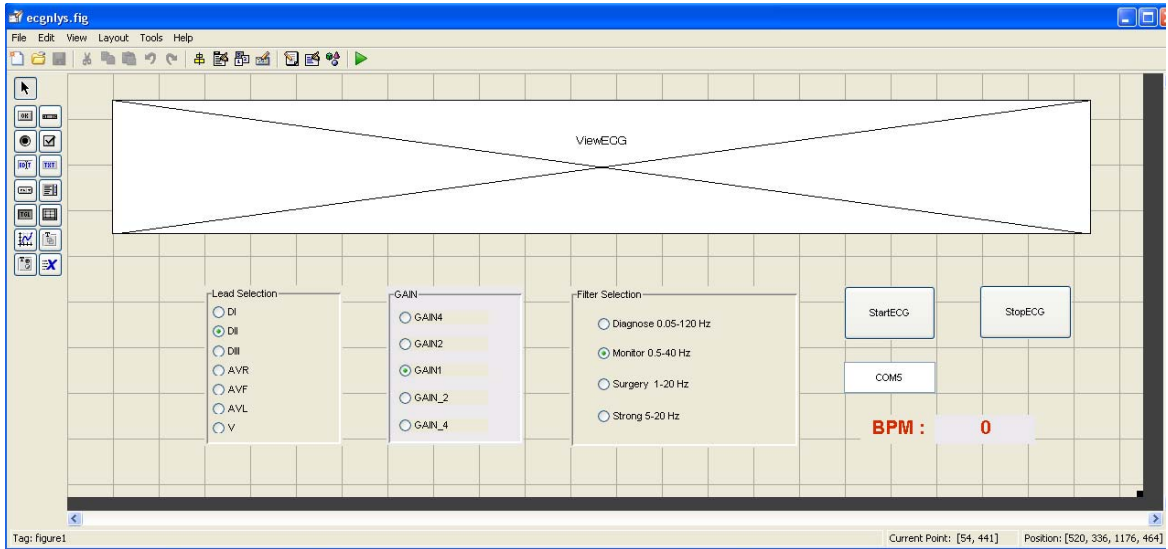
**Şekil 3.33** G.K.A.'nın açılması.

Programı çalıştırmak için Matlab programını açtıktan sonra, Matlab'daki "Start" tuşuna basıp açılan menüden "MATLAB"ı ve onun alt menüsünden "GUIDE (GUI Builder)" seçilir (Şekil 3.33). G.K.A. açıldıktan sonra ilgili dosya seçilir (Şekil 3.34). Sistemde kullanılan dosya adı "ecgInlyS.fig" olarak kaydedilmiştir. Bu dosya

açıldığında, ilgili G.K.A.'nın şablon hali açılır (Şekil 3.35). Bu pencere açıldıktan sonra, kullanıcının komutlar gönderip EKG sinyalini izlediği pencereyi açmak için, şablonu çalıştırmak amacıyla bilgisayar klavyesinden “Ctrl” ve “T” tuşlarına aynı anda basılır.



Şekil 3.34 G.K.A. dosyasının seçilmesi.



Şekil 3.35 ecgnlys.fig adlı G.K.A. dosyasının şablon penceresi.



### 3.3 Sistemin Çalışması

Hastadan elektrotlar aracılığıyla EKG sinyalleri alınır. Bu sinyaller kutulanmış olan EKG devresine girdikten sonra uygun şekilde biçimlenir ve sayısal sinyallere dönüştürülerek EKG devresinin çıkışına gelir. EKG devresinin çıkışında bir arayüz devresiyle RS232 çıkışına verilen sinyaller, RS232 girişine yerleştirilmiş olan Bluetooth modülüne gelir. Bluetooth modülü de bu sinyali, belli bir uzaklıkta olan, önceden bağlantı kurmuş olduğu başka bir Bluetooth modülüne gönderir. Uzaktaki Bluetooth modülü, EKG devresindeki modülden aldığı bilgileri bir arayüz parçası aracılığıyla bilgisayara verir.



**Şekil 3.36** Tüm sistemin resmi.

Bilgisayarda MATLAB programı aracılığıyla verilen komutlar EKG devresine kablosuz bağlantı yoluyla gönderilir. Komutlar doğrultusunda EKG devresi, istenen özellikte EKG sinyalini yine bilgisayara yollar. EKG devresi, sinyalleri göndermeden önce programdan gelecek başlatma komutunu bekler. Yine

programdan gelen durdurma komutuyla sinyal gönderimi durur. EKG cihazına bağlanan aküden gelen güç kesildiğinde de sinyal gönderimi sonlanır. Güç tekrar bağlanınca, programdan bir komut verilmesine gerek kalmadan sinyal gönderimi devam eder.

## 4 SONUÇ VE TARTIŞMA

Bu bölümün ilk kısımda tasarlanan sistem uygulandığında alınan sonuçlar ve yorumlarından bahsedilecektir. İkinci kısımda tasarlanan sistemin genel değerlendirilmesi yapılacaktır. Üçüncü kısımda sistem yazılımının içeriği, dördüncü kısımda sistemin gürültülü ortam testleri ve beşinci kısımda Bluetooth ile EKG veri iletimi sistemi için düşünülen geliştirmeler hakkında bilgi verilecektir.

### 4.1 Tasarlanan Sistemin Uygulanması, Sonuçlar Ve Yorumlar

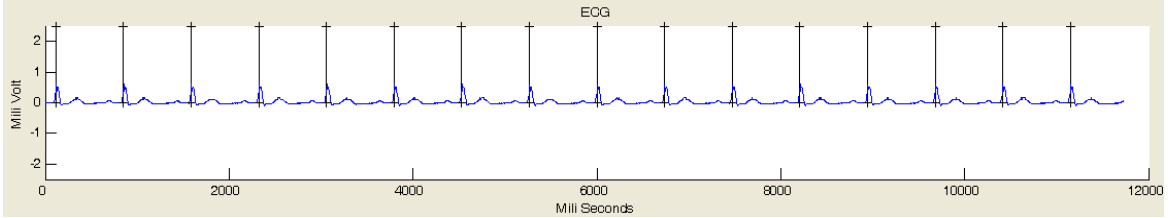
Tasarlanan sistem hastaya ve hasta benzetimciye (simülatör) uygulanmış ve EKG sinyallerinin başarıyla bilgisayara iletiildiği görülmüştür.

Kullanılan hasta benzetimci Netech markadır (Şekil 4.1). Hasta benzetimci kullanılmasıyla EKG cihazına verilen sinyallerin ve nabzın ekranda doğru olarak görülüp görülmediği tespit edilebilmiştir.

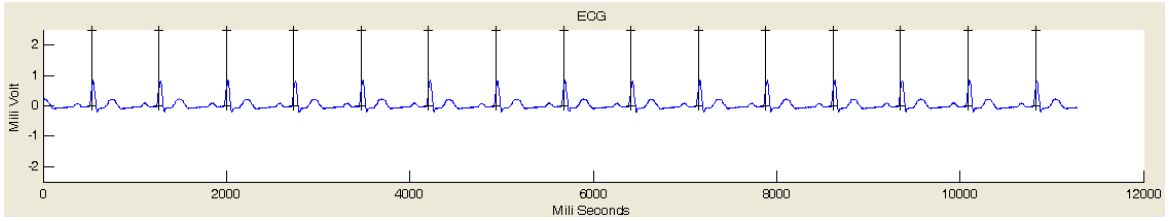


Şekil 4.1 Hasta benzetimcinin sistemde kullanılması.

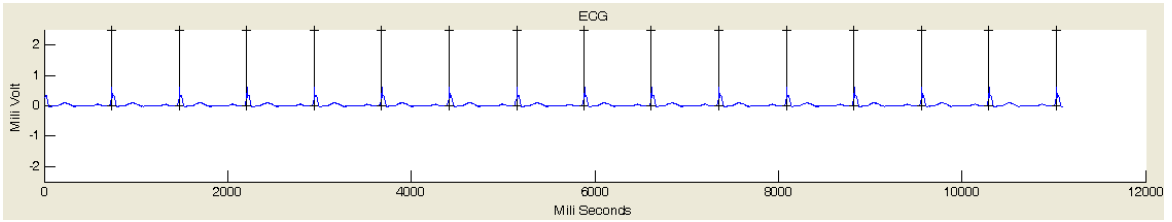
Aşağıda, hasta benzetimciden alınan normal EKG'ler yer almaktadır. Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de; kazanç katsayısı 1'de ve frekans cevabı 0,5-40 Hz aralığında sabit kalırken, izlenmekte olan kanal değişmektedir. Kullanıcının isteğine göre Kanal I, Kanal II, Kanal III, aVR, aVF, aVL ve C bağlantıları tek tek seçilerek izlenebilmektedir.



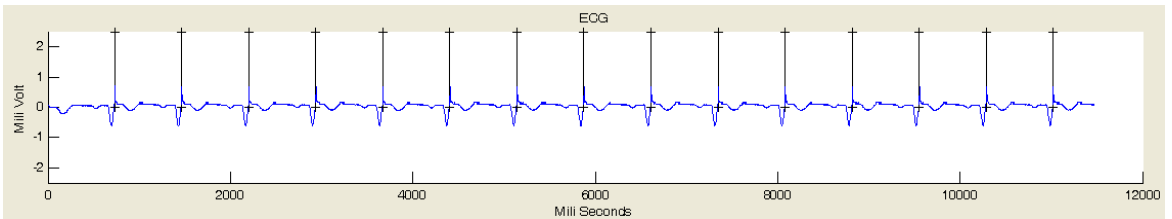
**Şekil 4.2** Kanal I, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz.



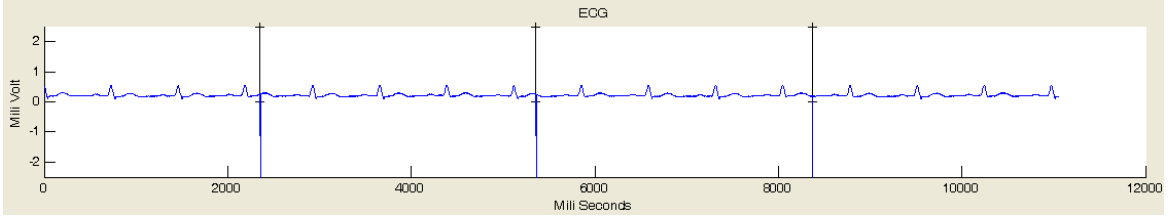
**Şekil 4.3** Kanal II, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz.



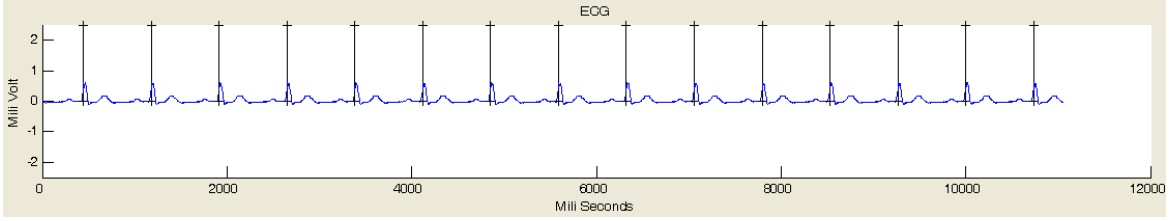
**Şekil 4.4** Kanal III, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz.



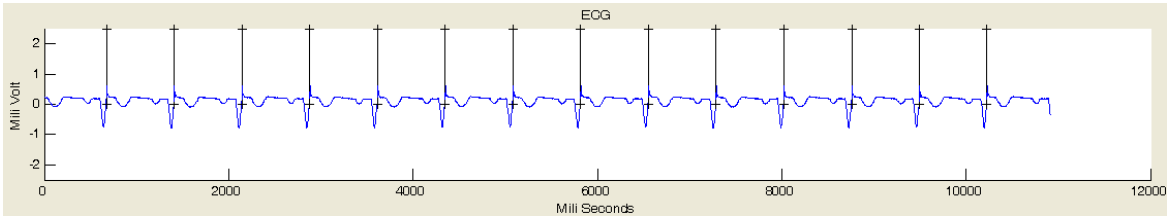
**Şekil 4.5** Kanal aVR, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz.



**Şekil 4.6** Kanal aVF, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 0,5-40 Hz.

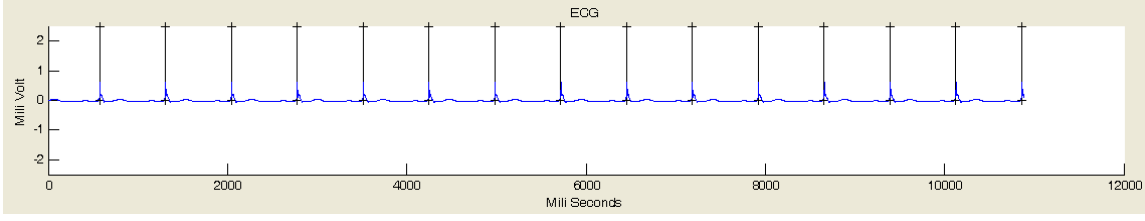


**Şekil 4.7** Kanal aVL, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz.

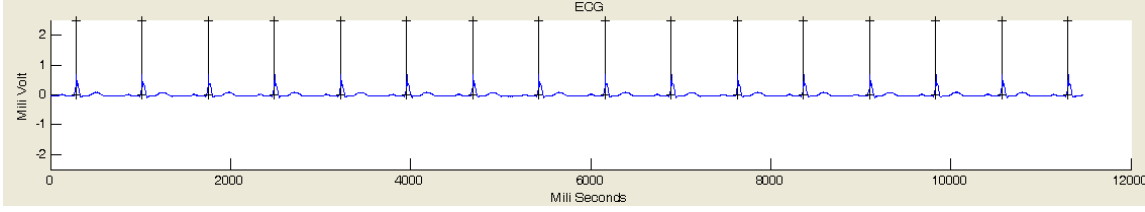


**Şekil 4.8** Kanal C, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,5-40 Hz.

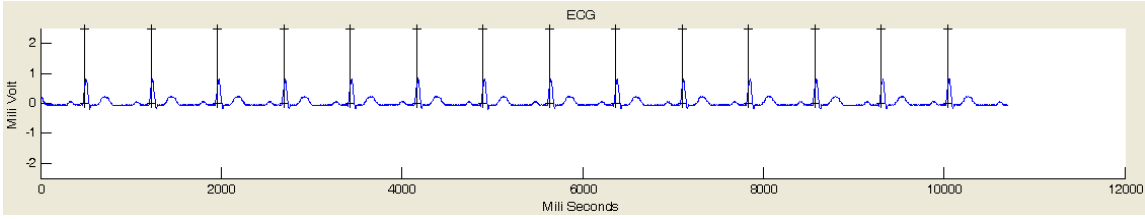
Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'te, kazanç katsayısı sırasıyla 0,25, 0,5, 1, 2 ve 4 olarak artmaktadır. İzlenmek istenen EKG'deki küçük değişimler daha net görülmek isteniyorsa, kazanç katsayısı kullanıcı tarafından yükseltilebilir. İzlenen sinyalin genliği, G.K.A.'daki grafiğin genlik eşik değerinin üzerine çıkıyorsa, genlik katsayısı düşürülerek sinyalin doğru şekilde izlenmesi sağlanır.



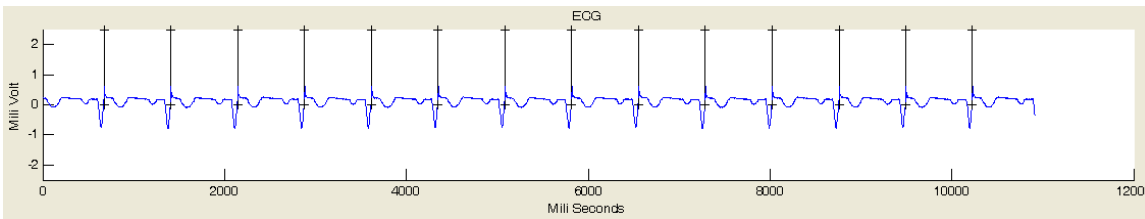
**Şekil 4.9** Kanal II, kazanç katsayısı 0,25, frekans cevabı 0,05-120 Hz.



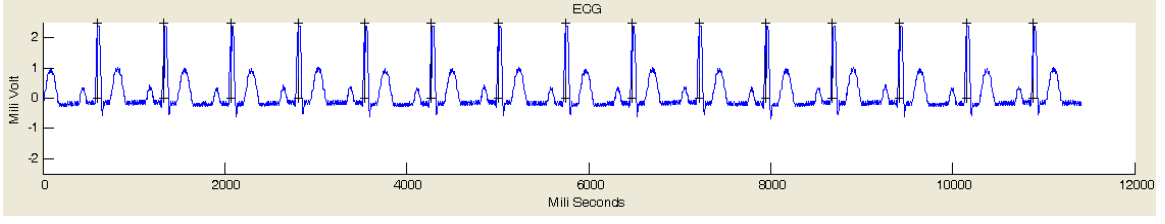
**Şekil 4.10** Kanal II, kazanç katsayısı 0,5, frekans cevabı 0,05-120 Hz.



**Şekil 4.11** Kanal II, kazanç katsayısı 1, frekans cevabı 0,05-120 Hz.

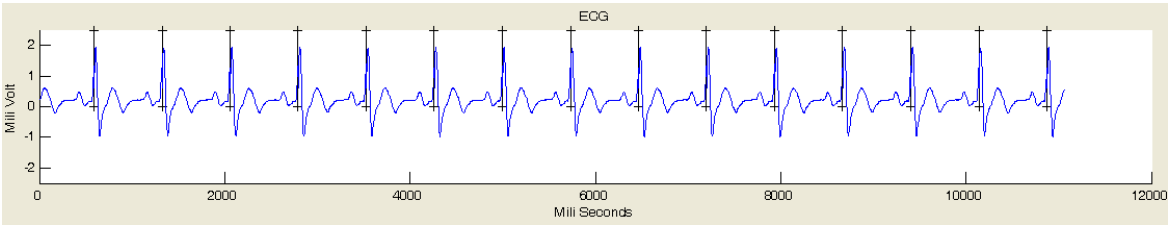


**Şekil 4.12** Kanal C, kazanç katsayısı 2, frekans cevabı 0,5-40 Hz.

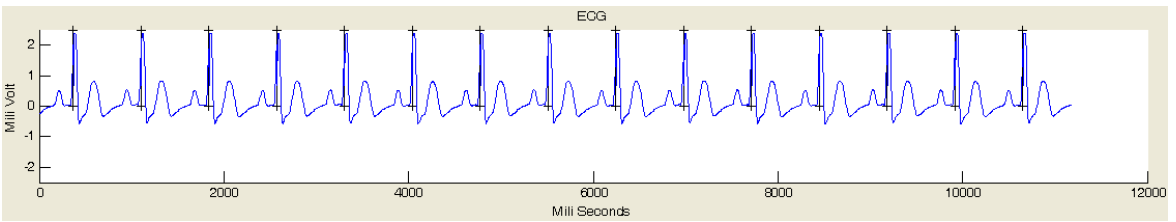


**Şekil 4.13** Kanal II, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 0,05-120 Hz.

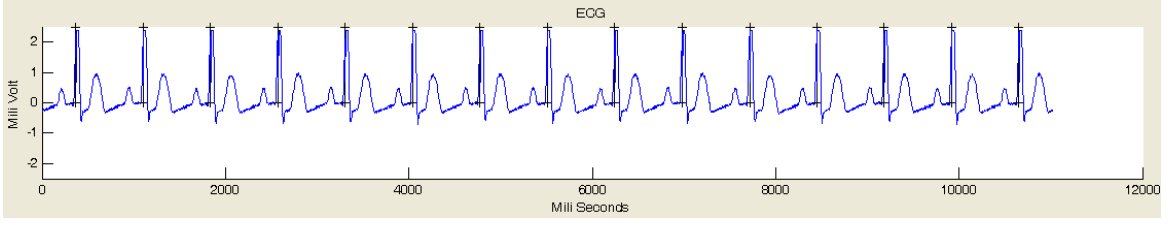
Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16 ve Şekil 4.17’de; izlenen kanal ve kazanç katsayısı sabit kalırken, alınan EKG sinyalinin frekans cevabı sırasıyla 5-20 Hz, 1-20 Hz, 0,5-40 Hz ve 0,05-120 Hz olarak değiştirilmiştir. Hastanın hareketliliğine göre temiz bir sinyal alabilmek için frekans cevabı kullanıcı tarafından değiştirilebilmektedir. Hareketsiz olan bir hasta için 0,05-120 Hz aralığında teşhis yapmak mümkün olur. Ama çok hareketli bir hasta için 1-20 Hz veya 5-20 Hz aralıkları seçilerek daha az hassas olan ölçümler yapılarak yüksek düzeydeki gürültüler bastırılır ve değerlendirilmesi mümkün olan EKG sinyalleri elde edilir.



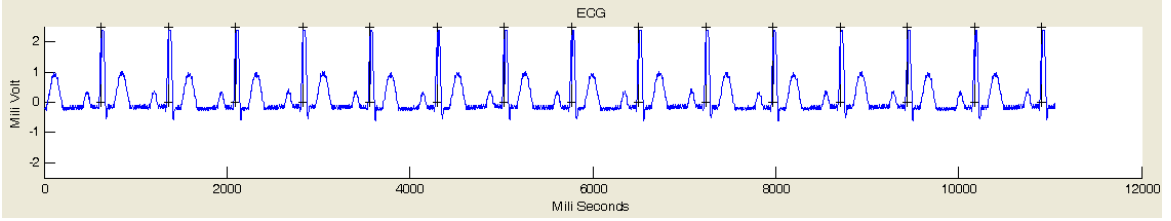
**Şekil 4.14** Kanal II, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 5-20 Hz.



**Şekil 4.15** Kanal II, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 1-20 Hz.



**Şekil 4.16** Kanal II, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 0,5-40 Hz.



**Şekil 4.17** Kanal II, kazanç katsayısı 4, frekans cevabı 0,05-120 Hz.

## 4.2 Sistemin Genel Değerlendirilmesi

Sistemin düşük voltajla çalışabiliyor olması, sistemin uygun bir batarya veya aküyle çalışabilmesini sağlar. Elektrik şebekesine bağlı olmadan çalışan cihaz, 50 Hz şebeke gürültüsünden daha az etkilenir. Böylece elde edilen EKG sinyali daha doğru olur.

EKG cihazının akü ile çalışması sayesinde, hastanın şebekeden kaynaklanabilecek akım sızıntılarından etkilenme tehlikesi ortadan kalkar. Hastada ventriküler fibrilasyona yola açabilen mikroşok riski, akım sızıntısının önlenmesiyle en aza iner.

Cihazın taşınabilir olması sayesinde hastanın hareket özgürlüğü artar, aynı zamanda ev ve hastane gibi ortamlarda cihazın yerinin değiştirilmesi kolaylaşmaktadır.

Sistem, topladığı EKG sinyallerini doğru biçimde bilgisayara ileterek, EKG'nin ekranda gerçek zamanlı olarak izlenmesini sağlamıştır. EKG cihazı bilgisayara



yaklaşık 10 metre uzaklıktayken, arada duvarların olmasına rağmen sinyallerin temiz şekilde iletildiği gözlenmiştir.

EKG devresini çalıştıran akü, devrenin kutusu ve cihaza takılan Bluetooth modülünün ebatları, cihazın taşınabilmesini mümkün kılmaktadır. Fakat cihazın piyasadaki mevcut Holter cihazları kadar küçük olmaması, hastanın yaşam standartlarını düşürebilir. EKG cihazının güç tüketimi yaklaşık 4 W/saat'tir. Dolayısıyla çalışması için gerekli olan akünün özellikleri 12 V - 1,3 A/saat veya daha yüksek kapasitede olmalıdır.

Cihaz belli bir süre çalıştıktan sonra ısınabilmektedir. 25 santigrat derecelik oda koşullarında 40 dakika çalıştıktan sonra ısındığı gözlenmiştir. Ekrandan izlenen sinyallerin gürültülü olmaya başlamasından cihazın normalin üstünde ısındığı anlaşılabilmektedir.

Sistemde kullanılan USB-RS232 arayüzü olan PL2303 malzemesi Microsoft Windows XP ile uyumlu çalışmıştır. PL2303 malzemesi ve BM1001 Bluetooth modülleri, Windows Vista işletim sistemiyle düzgün çalışmadığı için bu işletim sisteminde EKG veri iletimi gerçekleştirilememiştir.

### **4.3 Sistem Yazılımının İçeriği**

EKG sinyalinin izleneceği grafik sınırları belirlenir. Zamanı gösteren x eksenini 12000 milisaniye ve potansiyel değerini gösteren y eksenini -2,5 mV ile 2,5 mV aralığındadır. Bilgisayara takılan Bluetooth modülü için atanan COM portu belirlenir.

Veri iletim hızı 112500 (baud rate) bit/s ile EKG verileri toplanır. EKG devresindeki tepe sezici kısımdan elde edilen nabız bilgisi, grafik üzerinde EKG sinyalindeki tepelerin sayımının gerçek zamanlı olarak yapılmasıyla ekranda gösterilir. Grafikte her tepe, siyah dikey çizgiyle gerçek zamanlı olarak işaretlenir ve hesaplanan nabız bilgisi, arayüzde "BPM" başlığı altında yazılır.

EKG sinyalinin bilgisayar tarafından alınmaya başlaması arayüz üzerinde “Start” (Başlat) tuşuyla, sinyal alımının durdurulması da “Stop” (Bitir) tuşuna basılarak gerçekleşir. Bitirme işleminden sonra tekrar başlatıldığında ekran temizlenmektedir. “Stop” tuşuna basıldığında, EKG grafiği çiziminin durdurulması komutu verilir.

EKG grafiği mavi renkli olarak çizdirilir. Nabız tespiti için, EKG devresindeki tepe sezici ile R tepeleri belirlenerek siyah renk işaretleyiciyle grafik üzerinde gerçek zamanlı olarak işaretlenir. Komşu olan iki nabız işaretinin belirledikleri zamanlar arasındaki fark alınır. Elde edilen bu fark sonucunun birimi saniyedir. 1 dakikayı oluşturan 60 saniye değeri, bu fark değerine bölünür ve böylece nabız bilgisi anlık olarak elde edilir. Genlik ve zaman eksenlerinin sayısal sınırları belirlenir.

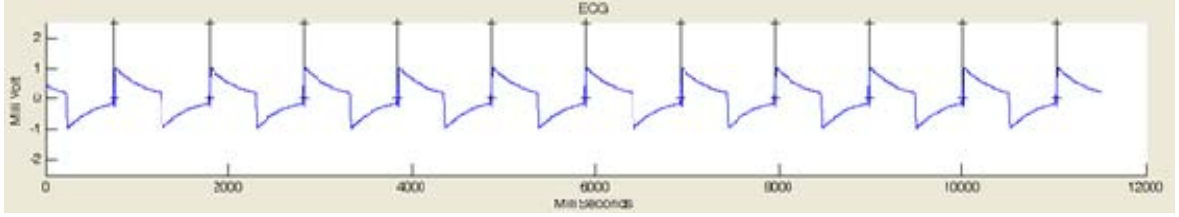
“Lead Selection” adlı kanal seçme panelinden Kanal I için “D1”, Kanal II için “D2”, Kanal III için “D3”, 1. göğüs bağlantısı için “C”, arttırılmış sağ kol bağlantısı için “AVR”, arttırılmış sol kol bağlantısı için “AVL” ve arttırılmış sol bacak bağlantısı için “AVF” seçeneklerinden birisini kullanıcı seçerek ekranda izleyebilir.

“GAIN” adlı kazanç seçme panelinde, EKG grafiği ekran üzerinde büyütülüp küçültülür. Bu komutla potansiyel olarak sinyal genliğinde bir değişiklik olmazken, sadece yazılımsal olarak grafikteki sinyal büyüklüğü değiştirilmektedir. Sinyali 4 kat büyötmek için “GAIN4”, 2 kat büyötmek için “GAIN2”, olduğu büyüklükte (1 kat) izlemek için “GAIN1”, büyüklüğünün yarısı için “GAIN\_2” ve büyüklüğün dörtte biri için “GAIN\_4” katsayı seçenekleri seçilebilmektedir.

“Filter Selection” başlıklı filtre seçme panelinde, EKG sinyalinin frekans cevabı belirlenmektedir. Kullanıcı tarafından seçilen “Diagnose” (0,05 - 120 Hz) için filter1, “Monitor” (0,5 - 40 Hz) için filter2, “Surgery” (1 - 20 Hz) için filter3 ve “Strong” (5 - 20 Hz) için filter4 değerlerinden birisi, EKG cihazının mikrodenetleyicisinden çağrılır.

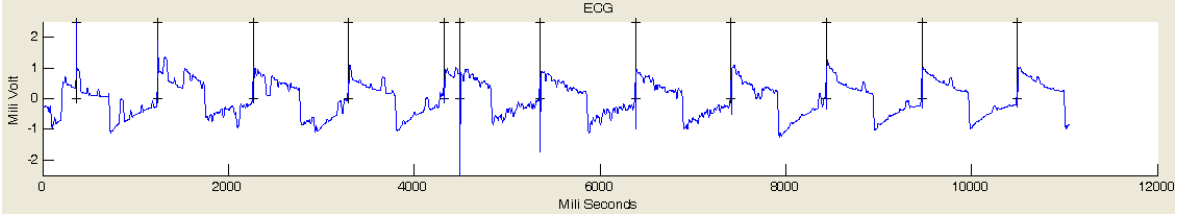
#### 4.4 Sistem İçin Yapılan Testler

EKG cihazı ile bilgisayar arasında belirli bir gürültü kaynağı yokken elde edilen sinyal Şekil 4.18'deki gibidir. Bu sinyal, EKG cihazı çalıştırıldığında girişten bir sinyal almadan önce çıkışa verdiği, test amacıyla ürettiği bir sinyaldir.



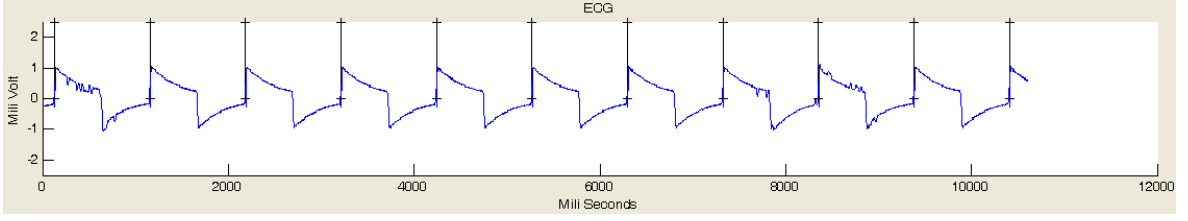
**Şekil 4.18** Gürültüsüz ortamdaki sinyal.

900 MHz'de yayın yapan bir operatörle çalışan Samsung marka E250 model bir cep telefonu, EKG sinyali iletimi sırasında Bluetooth modülünün 5 cm yanında çalıştırılmıştır. EKG cihazı ile bilgisayar arasında 10 metre mesafe varken elde edilen grafik Şekil 4.19'da gösterildiği gibidir.



**Şekil 4.19** Ortamda cep telefonu ile arama yapma sonucu oluşan sinyal.

Sistem, Arçelik marka, MD 552 model olan 1250 W gücündeki mikrodalga fırının 10 cm yakınında çalıştırıldığında Şekil 4.20'deki gürültülü sinyal elde edilmiştir. Mikrodalga fırının çalışma frekansı, Bluetooth modülünün kullandığı bant aralığında olan 2450 MHz değerindedir. Sinyal elde edildiği sırada, EKG cihazı ile bilgisayar arasındaki mesafe 10 metredir.



**Şekil 4.20** Ortamda mikrodalga fırın çalışması sonucu oluşan sinyal.

Şekil 4.21’de görüldüğü gibi sistemdeki Panasonic marka telsiz telefon, Bluetooth modülünün 5 cm yakınında çalıştırıldığında sinyalde gürültüye rastlanmamıştır. Kullanılan telsiz telefonun çalışma frekans aralığı 1,88 GHz ile 1,9 GHz aralığındadır, kullandığı frekans modülasyonu GFSK’dır ve RF iletim gücü 250 mW değerindedir.



**Şekil 4.21** Ortamda telsiz telefon çalışması sonucu oluşan sinyal.

#### 4.5 EKG Veri İletim Sistemi İçin Düşünülen Geliştirmeler

Sistemin daha da küçültülerek hasta tarafından daha kolay taşınabilmesi sağlanabilir. Cihazın daha az güç tüketecek şekilde tasarlanmasıyla, daha küçük bir akü veya batarya kullanılabilir. Ayrıca mevcut olan 7 kanallı sisteme ek olarak, göğüs bağlantıları sayısını 6’ya çıkararak 12 kanallı bir EKG sistemi tasarlanabilir ve Bluetooth ile kablosuz veri iletim özelliği bu sisteme uyarlanabilir.

Bilgisayara gönderilen EKG verilerinin kaydedilmesi sağlanarak, toplanan verinin ilgili doktora gönderilmesi mümkün olabilir. Evde kullanılabilecek bu sistem sayesinde uzun süre izlenen hastanın EKG kayıtlarının incelenmesiyle, müşahede için hastanede yatmaya gerek kalmadan da doğru ve eksiksiz teşhislerin konması sağlanabilir.

Yazılımın ve sistemin uyarlanmasıyla, Bluetooth haberleşme yöntemi kullanılarak tek bir bilgisayardan birden fazla hastanın EKG bilgileri alınabilir ve kaydedilebilir. Bir yoğun bakım odasındaki hastaların EKG'leri, tek bir monitörden gerçek zamanlı izlenerek, gerektiğinde derhal müdahale yapılabilir.

## KAYNAKLAR LİSTESİ

- [1] GUYTON, Arthur C. and HALL, John E., Textbook of medical physiology, 11<sup>th</sup> Edition, Elsevier Saunders, s.103-146, 2006
- [2] PEHLİVAN, Ferit, Biyofizik, 2. Baskı, Hacettepe-Taş, s.178, 1997
- [3] Tıp Terimleri Sözlük, <http://www.tipterimleri.com/>, 2009.
- [4] A concise history of the ECG, <http://en.ecgpedia.org/wiki/History>, 2009
- [5] İngilizce-Türkçe sözlük, <http://www.seslisozluk.com>, 2009
- [6] Swammerdam frog thigh picture, [http://en.wikipedia.org/wiki/File:Swammerdam\\_frog\\_thigh.PNG](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Swammerdam_frog_thigh.PNG), 2009
- [7] COBB, Matthew, Exorcizing the animal spirits: Jan Swammerdam on nerve function, Volume 3, Nature Reviews Neuroscience, s. 395-400, 2002
- [8] Jan Swammerdam, [http://en.wikipedia.org/wiki/Jan\\_Swammerdam](http://en.wikipedia.org/wiki/Jan_Swammerdam), 2009
- [9] Alessandro Volta, [http://en.wikipedia.org/wiki/Alessandro\\_Volta](http://en.wikipedia.org/wiki/Alessandro_Volta), 2009
- [10] Leyden jar, [http://en.wikipedia.org/wiki/File:Leyden\\_jar\\_cutaway.png](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Leyden_jar_cutaway.png), 2009
- [11] A brief history of electrocardiography – progress through technology, [http://www.openecg.net/Tutorials/A\\_Brief\\_History\\_of\\_Electrocardiography.pdf](http://www.openecg.net/Tutorials/A_Brief_History_of_Electrocardiography.pdf), 2009
- [12] History Of Electrocardiography, <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>, 2009
- [13] String galvanometer, [http://en.wikipedia.org/wiki/String\\_galvanometer](http://en.wikipedia.org/wiki/String_galvanometer), 2009
- [14] BURCH, George Edward and DEPASQUALE, Nicholas P., A history of electrocardiography, Norman Publishing, s.110, 1990

- [15] ZALENSKI, R., COOKE, D., RYDMAN, R., SLOAN, E.P., MURPHY, D.G., Assessing the diagnostic value of an ECG containing leads  $V_{4R}$ ,  $V_8$ , and  $V_9$ : The 15-Lead ECG, *Annals Of Emergency Medicine*, Vol. 22, Issue 5, s.786-793, 1993
- [16] PETTIS, K.S., SAVONA, M.R., LEIBRANDT, P.N., MAYNARD, C., LAWSON, W.T., GATES, K.B., WAGNER, G.S., Evaluation of the efficacy of hand-held computer screens for cardiologists' interpretations of 12-lead electrocardiograms, *American Heart Journal*, s.765-770, October 1999
- [17] CLEMMENSEN, P., SEJERSTEN, M., SILLESEN, M., HAMPTON, D., WAGNER, G.S., LOUMANN-NIELSEN, S., Diversion of ST-elevation myocardial infarction patients for primary angioplasty based on wireless prehospital 12-lead electrocardiographic transmission directly to the cardiologist's handheld computer: a progress report, *Journal Of Electrocardiology*, s.194-198, October 2009
- [18] Bluetooth, <http://en.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>, 2009
- [19] RODRIGUEZ, J., GONI, A., ILLARAMENDI, A., Real Time Classification of ECGs on a PDA, *IEEE*, 2005
- [20] The Bluetooth SIG, <http://www.bluetooth.com/Bluetooth/SIG/>, 2009
- [21] Dictionary Of Electronics And Computer Terms, <http://dictionary.cc.metu.edu.tr/>, 2009
- [22] MIYAZAKI, Masako, Wireless healthcare - Bluetooth and beyond, *Business Briefing: Medical Device Manufacturing And Technology*, 2005
- [23] IEEE 802.15, [http://en.wikipedia.org/wiki/IEEE\\_802.15#Task\\_group\\_1\\_.28WPAN.2FBluetooth.29](http://en.wikipedia.org/wiki/IEEE_802.15#Task_group_1_.28WPAN.2FBluetooth.29), 2009
- [24] KHO, T.K., BESAR, R., TAN, Y.S., TEE, K.H., ONG, K.C., Bluetooth-enabled ECG monitoring system, *IEEE*, 2005
- [25] HU, J., YE, W., ZOU, W., Portable ambulatory electrocardiogram monitoring system based on Bluetooth, *International Conference on Networking and Digital Society*, 2009

- [26] LUCANI, D., CATALDO, G., CRUZ, J., WONG, S., A portable ECG monitoring device with Bluetooth and Holter capabilities for telemedicine applications, IEEE, 2006
- [27] Glycosaminoglycan, <http://en.wikipedia.org/wiki/Mucopolysaccharides>, 2009
- [28] SALADIN, Kenneth S., Anatomy And Physiology: The Unity Of Form And Function, Third Edition, McGraw Hill, s.118, 717-721, 2003
- [29] Webster, J., Encyclopedia of Medical Devices And Instrumentation [Vol 3], 2<sup>nd</sup> Edition, Wiley, s. 39-42, 2006
- [30] Webster, J., Encyclopedia of Medical Devices And Instrumentation [Vol 2], 2<sup>nd</sup> Edition, Wiley, s.407, 2006
- [31] Dorf, Richard C., The Electrical Engineering Handbook, Chapter 115, CRC Press LLC, s. 14-21, 2000
- [32] ÖZÇELİK, M.A., Bluetooth üzerinden güvenli veri iletimi, Yüksek L. tezi, Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi, s.10-35, 2006
- [33] Bluetooth Piconets, <http://electronics.howstuffworks.com/bluetooth3.htm>, 2009
- [34] Frequency Shift Keying, [www3.dogus.edu.tr/ehmb/en/Labs/AssignmentsPDF/DigiCom/digicomexp5.pdf](http://www3.dogus.edu.tr/ehmb/en/Labs/AssignmentsPDF/DigiCom/digicomexp5.pdf), 2009
- [35] Gaussian Frequency Shift Keying, <http://www.palowireless.com/infotooth/knowledgebase/radio/109.asp>, 2009
- [36] Open Systems Interconnection Model, <http://www.cisco.com/en/US/docs/internetworking/technology/handbook/OSI-Protocols.html>, 2009
- [37] Gari D. Clifford, G.D., Azuaje, F., McSharry, P.E., Advanced Methods And Tools For ECG Data Analysis, Artech House, s.41-49, 2006



- [38] IEEE Standard for Information technology--Telecommunications and information exchange between systems-- Local and metropolitan area networks-- Specific requirements. Part 15.1: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Wireless Personal Area Networks (WPANs), 2005
- [39] Wireless body area networks for healthcare,  
[http://www.ieee.org/portal/cms\\_docs\\_iportals/iportals/education/standards/Yu\\_Final\\_Published\\_Paper\\_March2009.pdf](http://www.ieee.org/portal/cms_docs_iportals/iportals/education/standards/Yu_Final_Published_Paper_March2009.pdf)
- [40] Bluetooth logo, <http://kneha.files.wordpress.com/2009/04/bluetooth-logo.jpg>, 2009
- [41] Terimler sözlüğü, [www.bilisimterimleri.com](http://www.bilisimterimleri.com), 2009
- [42] Firmtech Co., Ltd., BM1001 Bluetooth RS232 Serial Adapter Manual v3.7, 2009
- [43] Prolific Technology Inc., PL-2303HX Edition USB To Serial Bridge Controller Datasheet, 2006
- [44] ASANTAŞ, V., KURBAN, R., ÇAĞLIKANTAR, T., Kablosuz taşınabilir uzaktan sağlık izleme sistemlerinde sayısal imza kullanımı, Gazi Üniv. Müh. Mim. Fak. Der., 531-538, 2008
- [45] Isotropic Antenna, [http://en.wikipedia.org/wiki/Isotropic\\_antenna](http://en.wikipedia.org/wiki/Isotropic_antenna), 2009

