

T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLER ENSTİTÜSÜ



GİYİNEBİLİR KABLOSUZ SENSÖR AĞLARI  
VE ECG TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Negar JALILI

Y1313.010019

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı  
Bilgisayar Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Vassilya UZUN

EYLÜL 2016





T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLER ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

**Yüksek Lisans Tez Onay Belgesi**

Enstitümüz Bilgisayar Mühendisliği Ana Bilim Dalı Bilgisayar Mühendisliği Tezli Yüksek Lisans Programı Y1313.010019 numaralı öğrencisi NEGAR JALILI'nın "GİYİLEBİLİR KABLOSUZ SENSÖR AĞLARI VE CCG TASARIMI" adlı tez çalışması Enstitümüz Yönetim Kurulunun 19.07.2016 tarih ve 2016/19 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından *aybirligi* ile Tezli Yüksek Lisans tezi olarak *kabul* edilmiştir.

**Öğretim Üyesi Adı Soyadı**

**İmzası**

Tez Savunma Tarihi :29.09.2016

1)Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Vassilya UZUN

2) Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. M. Ahmad SHAH

3) Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Metin ZONTUL

.....  
.....  
.....

Not: Öğrencinin Tez savunmasında **Başarılı** olması halinde bu form **imzalanacaktır**. Aksi halde geçersizdir.



## YEMİN METNİ

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum “GİYİNEBİLİR KABLOSUZ SENSÖR AĞLARI VE ECG TASARIMI” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Bibliyografya’da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim. (9/29/2016)

**Negar JALILI**



## ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında öncelikle sağlık için kablosuz senörler açıklanmıştır. Sağlık için kablosuz algılayıcı ağlar günümüzde en çok kalp hastalıkları için incelenmiştir. Tezin uygulama kısmında bir ECG devresi ve bilgisayar için aplikasyon yapılmaktadır. Çalışmam boyunca değerli fikir ve önerileriyle beni yönlendiren, her konuda destek veren tez danışmanım Yrd. Doç. Dr Vassilya UZUN' , eğitimim süresince emeği geçen tüm hocalarıma teşekkürü bir borç bilirim.

Eylül 2016

YL Öğrenci

Negar JALILI





## İÇİNDEKİLER

### Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER .....	ix
KISALTMALAR .....	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xvii
ABSTRACT .....	xix
<b>1 GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2 KABLOSUZ SENSÖR VÜCUT ALAN AĞI.....</b>	<b>3</b>
2.1 Giyinebilir WBAN'lerin Kullanım Alanları .....	3
2.2 Sağlık İçin WBASN Nedir? .....	4
2.3 Alt Yapı Mimarisi .....	5
2.3.1 Kablosuz vücut alan ağı (BAN).....	6
2.3.2 Kişisel Alan Ağı alt sistemi (PAN).....	6
2.3.3 Geniş Alan Ağları Ağ Geçidi.....	7
2.3.4 Geniş Alan Ağı (WANs).....	7
2.3.5 Kullanıcının sağlık izleme uygulaması .....	8
2.4 Kablosuz Algılayıcı Ağların Desteklediği Kablosuz İletişim Protokoller ....	8
2.4.1 Bluetooth.....	8
2.4.2 ZigBee .....	11
2.4.3 Ultra geniş bant UWB.....	11
2.4.4 WLAN/Wi-Fi .....	12
2.5 WBASN Protokollerinin Frekans Kuralları .....	12
2.6 Veri Hızı Ve Güç.....	14
<b>3 SENSÖRLER.....</b>	<b>15</b>
3.1 Sensörlerin Sağlık Uygulamaları Ve Kullanılan İfadeler.....	16
3.2 WBAN Sensörlerin Özellikleri .....	16
3.3 Sensörlerin Ağ Topolojileri.....	17
3.3.1 Star .....	17
3.3.2 Mesh.....	18
3.3.3 Star-Mesh .....	18
3.4 Sağlık Uygulamalarında Kullanılabilecek Bazı Sensörler .....	18
3.5 Sağlık Uygulamalarında MEMS Sensör Projeleri.....	19
3.5.1 Elektronik dövme .....	19
3.5.2 Akıllı lens.....	20
3.5.3 Yapay retina .....	21
3.5.4 Implante kan analiz sensörü.....	21
3.5.5 Pulse sensör.....	22
<b>4 ELEKTOKARDİOGRAM .....</b>	<b>23</b>
4.1 Kalbin Genel Fizyolojik Yapısı.....	23

4.2	Normal Elektrokardiyogram Dalgası.....	24
4.3	Göğüs Derivasyonu .....	25
4.4	Tansiyon ve Nabız Değerleri .....	26
4.5	Elektrokardiografi ile Teşhis Edilebilen Tıbbi Problemler .....	26
<b>5</b>	<b>MATERYAL VE METOD .....</b>	<b>29</b>
5.1	ECG Kablosuz Algılayıcı Düğüm Tasarımı .....	30
5.2	Arduino Mikrodenetleyici .....	30
5.2.1	Donanım özellikleri.....	30
5.2.2	Avantajları.....	31
5.2.3	Dezavantajları.....	31
5.3	Bluetooth Haberleşme Modülü.....	32
5.3.1	Bluetooth HC-06 özellikleri .....	32
5.4	Kullanılan LDR Sensörü .....	34
5.4.1	LDR'in nabız ölçme yöntemi .....	35
5.5	Sistem Uygulama Devresi .....	35
5.6	Uygulamanın Mikrodenetleyici Yazılımı.....	37
5.7	Program Uygulaması .....	40
5.7.1	Nabız algılama programının arka Planı.....	41
5.7.2	Sensörün çalışma gereksinimi .....	45
5.7.3	Uygulamanın haberleşme mantığı.....	45
5.7.4	Uygulama sonuçları.....	46
<b>6</b>	<b>SONUÇ VE TARTIŞMA .....</b>	<b>49</b>
	<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>51</b>
	<b>EKLER.....</b>	<b>55</b>
	<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>61</b>

## **KISALTMALAR**

<b>ADC</b>	: Analog to Digital Converter
<b>BAN</b>	: Body Area Network
<b>CPU</b>	: Central Processing Unit
<b>DARPA</b>	: United States Defense Advanced Research Projects Agency
<b>ECG</b>	: Electrocardiogram Monitoring Heart Activity
<b>EEG</b>	: Electroencephalography Monitoring Brain Electrical Activity
<b>EMG</b>	: Electromyography Monitoring Muscle Activity
<b>FCC</b>	: Federal Comiunication Commission
<b>FHSS</b>	: Frequency Hopping Spread Spectru
<b>GPRS</b>	: General Packet Radio Service
<b>IEEE</b>	: Electrical and Electronics Engineers
<b>LDR</b>	: Light Dependent Resistor
<b>LR-WPANs</b>	: Low rate Wireless Personal Area Networks
<b>MAC</b>	: Media Access Control
<b>MBAN</b>	: Medical Body Area Network
<b>MD Radio</b>	: Medical Device Radiocommunications Service
<b>MEMS</b>	: Micro Electro Mechanical System
<b>OSI</b>	: Open Systems Interconnection
<b>PAN</b>	: Personal Area Network
<b>PDA</b>	: Personal Digital Assistant
<b>RF</b>	: Radio Frequence
<b>WHO</b>	: World Health Organization
<b>WPAN</b>	: Wireless Personal Area Network
<b>WSN</b>	: Wireless Sensor Network



## ÇİZELGE LİSTESİ

	<b><u>Sayfa</u></b>
<b>Çizelge 2.1</b> Bluetooth Güç Sınıfları [11] [12] .....	9
<b>Çizelge 2.2</b> Kablosuz Tele-tıp İçin Kullanılan Yaygın Radyo Frekanslar [25].....	13
<b>Çizelge 5.1</b> Arduino Nano'un Özellikleri.....	31
<b>Çizelge 5.2</b> Arduino ve Bluetooth Modülün Bağlantısı .....	33
<b>Çizelge 5.3</b> Uygulama Değer Çizelgesi.....	46





## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1	Tipik WBAN Mimarisi.....	4
Şekil 2.2	WBASN'nin Alt Yapı Mimarisi.....	6
Şekil 2.3	Bluetooth'un Radyo Bağlantısı .....	10
Şekil 2.4	Bluetooth Master/Slave Piconets Topolojisi .....	10
Şekil 2.5	Bluetooth Master/Slave Scatternet Topolojisi.....	11
Şekil 2.6	WBAN Veri Hızı Ve Güç Gereksinimleri.....	14
Şekil 3.1	Sensörlerin Ağ Topolojileri.....	17
Şekil 3.2	WBASN Elektronik Dövme .....	20
Şekil 3.3	Akıllı Lens .....	20
Şekil 3.4	Engelliler İçin Yapay Retina .....	21
Şekil 3.5	İmplant Kan Analiz Sensörü.....	21
Şekil 3.6	Parmaktaki Kılcal Damarlar .....	22
Şekil 3.7	Pulse Sensör.....	22
Şekil 4.1	Kalp Yapısı.....	24
Şekil 4.2	Elektrokardiyogramın Temel Dalgası .....	25
Şekil 4.3	Göğüs Derivasyonları .....	25
Şekil 5.1	Arduino Nano CH340G.....	30
Şekil 5.2	Bluetooth HC-06 Modülü.....	32
Şekil 5.3	Bluetooth HC-06 Arka Detayı.....	33
Şekil 5.4	Bluetooth'un Arduino İle Bağlantısı .....	34
Şekil 5.5	LDR'in Yapısı .....	34
Şekil 5.6	Parmağın LDR'ile Teması.....	35
Şekil 5.7	ECG Devre Şeması.....	36
Şekil 5.8	ECG'nin Brad Board Devre Uygulaması .....	37
Şekil 5.9	Arduino Yazılım Ekran Görüntüsü .....	39
Şekil 5.10	Arduino Seri Grafiği.....	39
Şekil 5.11	Program Uygulamasının Akış Diagramı .....	40
Şekil 5.12	ECG Programın Ara Yüzü.....	41
Şekil 5.13	Programın Çalışma Ara Yüzü I .....	47
Şekil 5.14	Programın Çalışma Ara Yüzü II.....	47





## GİYİNEBİLİR KABLOSUZ SENSÖR AĞLARI VE ECG TASARIMI

### ÖZET

Giyinebilir kablosuz sensörlerle sağlık kontrol amacı için, tasarımı ve geliştirmesi son yıllarda yaşam kalitesinin yükseltilmesi için geliştirilmiştir. Bu teknoloji yaşlılar ve kronik hastalarına, bağımsız bir hayat yaşatır. Kronik hastalıkların en yaygın ve önemlilerinden biri kalp hastalığı, bu tezin çalışma konusudur. Bu tez çalışmasında kablosuz ECG sinyalleri yaygın olarak sağlık sistemlerinde kronik kalp hastalıklarının tanısında kullanılmaktadır. Hastanın vücudundan sensör yardımıyla algılanan ECG sinyalleri kablosuz olarak bir bilgisayara aktarılır. Bu sinyaller bir LDR sensör yardımıyla 5 V'luk voltaj aralığıyla ve Arduino Nano CH340G mikrodenetleyicisi kullanılarak sayısallaştırılmıştır. Arduino mikrodenetleyicisi kendi programla dilinde (C diline yakın bir dil) ve Arduino'nun kendi uygulamasında programlanmıştır. Kablosuz haberleşme olarak HC-06 Arduino Bluetooth modül kullanılmıştır. Bilgisayar ortamına aktarılan ECG sinyalleri görüntülemek için Visual Studio programında ve C# dilini kullanarak bir uygulama oluşturulmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** Sensör, Kablosuz Ağlar, ECG



## WEARABLE WIRELESS SENSOR NETWORKS AND ECG DESIGN

### ABSTRACT

The design and development of wearable wireless sensors, improving the quality of life for health monitoring has garnered lots of attention during the last years. This technology helps the chronically ill and elderly to survive an independent life. One of the most common and important chronic diseases is heart disease, it is the main topic of this thesis. In this thesis work in the wireless ECG signals in the health system is widely used in the diagnosis of chronic heart disease. ECG signals detected by the sensor from the patient's body is transferred to a computer desktop wirelessly. These signals are digitized using a 5 V voltage range, with the help of LDR sensor and Arduino Nano CH340G microcontroller. Arduino microcontroller is programmed in own programming language (close to C language) and on own application. Arduino Bluetooth module as the wireless communication HC-06 is used. To display ECG signals that are transmitted to a computer, I created an application using Visual Studio and C # language program.

**Keywords:** Sensor, Wireless Network, ECG



## 1 GİRİŞ

Kablosuz vücut alan ağı tıbbi yaşam tarzı ve eğlence uygulamaları için birleştirme standardı olarak tanımlanmaktadır. WBAN Bir merkezi düğüm oluşturur (Baz istasyonu) ve birkaç sensör düğümleri ki vücuda giyilir ve zaman zaman fizyolojik ya multimedia verileri merkezi düğüme gönderebilme yeteneğine sahiptir.

Tıbbi vücut alan ağları (MBANs) küçük akıllı biyomedikal kablosuz sensörlerden oluşmaktadır. İnsanların hayat belirtilerini gerçek zamanlı ölçmek ve izlemek için vücuda takılır yada implant edilir. MBAN'ler hastaların hareket alanını kısıtlayan kabloları ortadan kaldırarak hastanın konfor ve hareketliliğini sağlar bununla birlikte hasta rahatlık la hastane içinde ve ev alanında rahatça hareket edebilir. MBAN yaygın olan kronik hastalıkların yol açtığı ölüm oranını azaltmasında bir faktör olabilir. Kablosuz vücut alan ağlarında (WBAN) amaç düşük güç, hareketlilik ve esneklik sağlamaktır.

Modern hizmetlerden biri internet aracılığıyla tele-tıp hizmetlerini, bir insanın yaşam belirti sinyallerini örneğin elektrokardiyografi (ECG), kan basıncı, sıcaklık ve oksijen doygunluğu sağlamaktır. Son yıllarda hastaların tele-tıp sağlık hizmeti ve tıbbi bilgiler, sürekli ve hızla genişleyen bir alan olarak ortaya çıkmaktadır. Tele-tıp sağlık hizmetlerinin kalitesini ve erişilebilirliğini arttırarak günümüzde önemli bir yer almıştır, hem şehir hem de köy yerlerinde hastaların uzaktan izlenmesi ve takip edilmesi gerektiğinde dünyanın her yerinden izlenebilme imkanı sağlamıştır.

Yaşlanan bir toplum ve dünyada hareketsiz yaşam tarzı, kap ve diyabet gibi kronik hastalıkları bir numaralı ölüm nedeni haline gelmiştir. Dünya Sağlık Örgütü (WHO) istatistik raporlarına göre kronik hastalıklar dünyadaki tüm ölümlerin %63'ünü (57 milyon kişi) oluşturmaktadır [1]. Dünyada her 10 kişiden 7'si en yaygın kronik hastalıklardan kalp ve ya kanser hastasıdır. 2012 de 17.5 milyon kişi kalp krizi ve beyin kanamasından hayatını kaybetmiştir [1]. Türkiye'de 22 milyon kişi kronik hastalıkların etkisi altında ayrıca %35'i kalp krizi ve kalp yetmezliği %21 kanser hastasıdır [2]. Kronik hastalıkların tedavisi için yapılan harcamalar diğer hastalıklar

için yapılan harcamalara göre çok daha fazladır, bu da hastalara ekonomik olarak ağır bir yük getirmektedir [3]. Bununla birlikte kullanılacak WBAN sisteminin fiyat olarak uygun olması gerekiyor.

Teknolojinin gelişmesi ve internet kullanımının artması sağlık sektöründe de büyük rol oynamaktadır. Kodlanan birçok program yardımıyla sağlık alanında kullanılan çeşitli sistemler kablosuz olarak kullanmamıza sunulmuştur.

Bu tez çalışmasında kalp sinyalleri baz alınarak yaygın kalp rahatsızlıklarının elektronik bir devre ve bilgisayar uygulama yardımıyla gerçek zamanlı olarak takip edilip yorumlanmasını detaylandırılmıştır. ECG simülasyonu tasarlanırken elektronik devrenin parçası olan foto direnç (LDR) ölçümler için kullanılan yüzey elektrotların yerine kullanılmıştır ayrıca ölçülen değer Bluetooth aracılığıyla bilgisayara aktarılır ve görüntülenir.

## 2 KABLOSUZ SENSÖR VÜCUT ALAN AĞI

Yaşadığımız dünyada daha çok gelişmiş ülkelerde ortalama yaşam süresi ve yaşlı yüzdesi artmıştır bu nedenle devletler sağlık bütçeleri üzerinde baskı uygulamaktalar. Teknoloji yardımıyla kablosuz sensör vücut alan ağı (WBAN) insanların günlük sağlık yaşamlarına destek vermek için ortaya çıkmıştır [4]. Giyinebilir WBAN teknolojisi aynı zamanda insanların önemli varlıklarını yani sağlıklarını korumaktadır. Bu bölüm, WBAN teknolojisinin nasıl çalıştığı ve kullanan ibaretler özetlenmiştir.

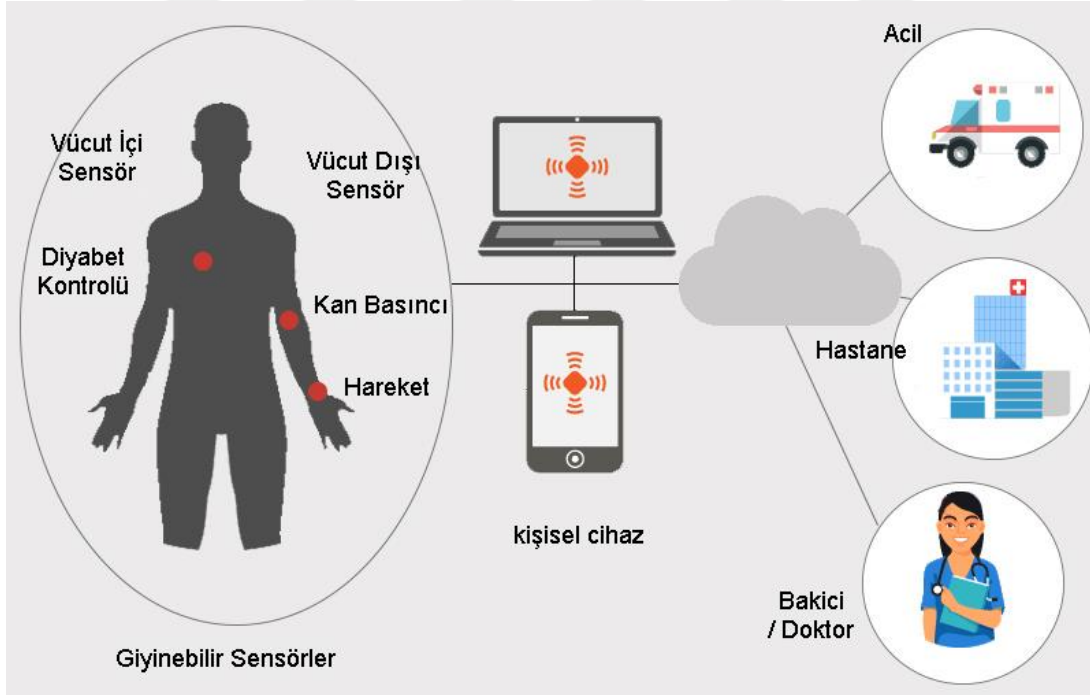
### 2.1 Giyinebilir WBAN'lerin Kullanım Alanları

WBAN teknolojisi modern dünyamızda bir çok yerde ihtiyaç duyulmaktadır böylece bu teknoloji uygulama alanlarında iki kategoriye ayrılmaktadır.

- Sağlık Algılayıcı Ağları Uygulamaları (Medical-Tıbbi): BAN en etkin ve yaygın olarak tıbbi sağlık alanında kullanılmaktadır. Hastayı fizyolojik olarak izlemek kolay ve ucuz olduğundan dolayı hastalar için az bağılayıcıdır. Sağlık Algılayıcı Ağlar kronik hastaları örnek olarak tansiyon hastaları, kanser hastaları, engelliler, kas gerginliği, körlerin, konuşma engelli kişilerin izlenmesinde kullanılmaktadır [4].
- Eğlence(Non Medical-Tıbbi olmayan): Medikal olmayan uygulamalar örnek olarak unutulmuş şeylerin izlenmesi, veri dosya transferi, oyun, spor ve sosyal ağ uygulamaları içerir. Oyun olarak, WBAN sensörleri vücudun oyunda hareket edilecek bölgelerine takılır daha sonra örnek olarak futbol oyuncusunun hareketli ya da masa tenisinde top yoğunluğunu yakalamak, oyunda bir karakterin hareketlerini yapmak için kullanılır. Sosyal ağ WBAN kullanımı insanlar sadece ellerini sallayarak dijital profil veya kartvizit alışverişi sağlar [4].

## 2.2 Sağlık İçin WBASN Nedir?

Kablosuz vücut alan sensör ağ (WBANS) kablosuz sensör ağlarının bir çeşitidir. WBASN’de kablosuz sensör düğümleri bir insan vücudu içine ya da yakınına yerleştirilir. Tıbbi sağlık sisteminde, WBASN’ler hasta nereye giderse sürekli olarak hastayı izler ve mobil oldukları için uzaktan izleme ile, risk altında olan hastaların durumlarını ister zihinsel hastalar olsun ister fiziksen hastaları (engelliler) rahat ve kolay bir şekilde hayatlarını kısıtlamadan yaşam belirtilerini kontrol eder. Medikal sensör düğümleri yaşam belirtilerini örneğin kalp hızı, kan basıncı, vücut ısısı, teneffüs vs. algılayıp özel işlem uygular. Daha sonra bu verileri sağlık uzmanlarının izlemesi için internet aracılığıyla sağlık merkezine gönderilir. Tıp merkezi, doktorlar ve bakıcılar, verileri kontrol ve analiz yapıp ve görselleştirir hastanın durumuna göre uygun tedaviyi yapılı. Şekil 2.1’de bu mekanizma özetlenmiştir.



Şekil 2.1 Tipik WBAN Mimarisi

Bu sistem hem evde kullanılır ve hem hastanede akıllı bir hastane oluşturur, böylece hastanın konfor ve hareketliliği artar ve hastanede rahatlıkla dolaşa bilir. Hastanede Tıp-ekipman üreticileri kabloların elinden kurtulmuş olurlar. Tele-tıp hastalar pahalı yoğun bakım servis ve masraflarından kurtulmuş olurlar, hastanede ve hastaneden sonra rahatça yaşam bilgileri izlene bilir. Bu teknoloji sadece hastalar ve yaşlılar için kısıtlanmıyor, sporcular da bu teknolojiden faydalana biliyorlar. Örneğin spor



esnasında sporcular kalp hızlarını ve ya yaktıkları kalorileri öğrenmek için gerekli sensörleri kullanabilirler.

Sağlık izleme sistemini kullanıcı ve yönetici grubuna ayırırsak dört farklı kategoriden oluşmuştur [5]:

**Çocuklar:** Bu grup bebekler gibi takip edilmesi gereken, genç öğrenci veya yetişkin kişilerden oluşur. Ebeveynleri yokken küçük çocuklar ve bebekler de daha güvenli bir şekilde bakım yapılacaktır.

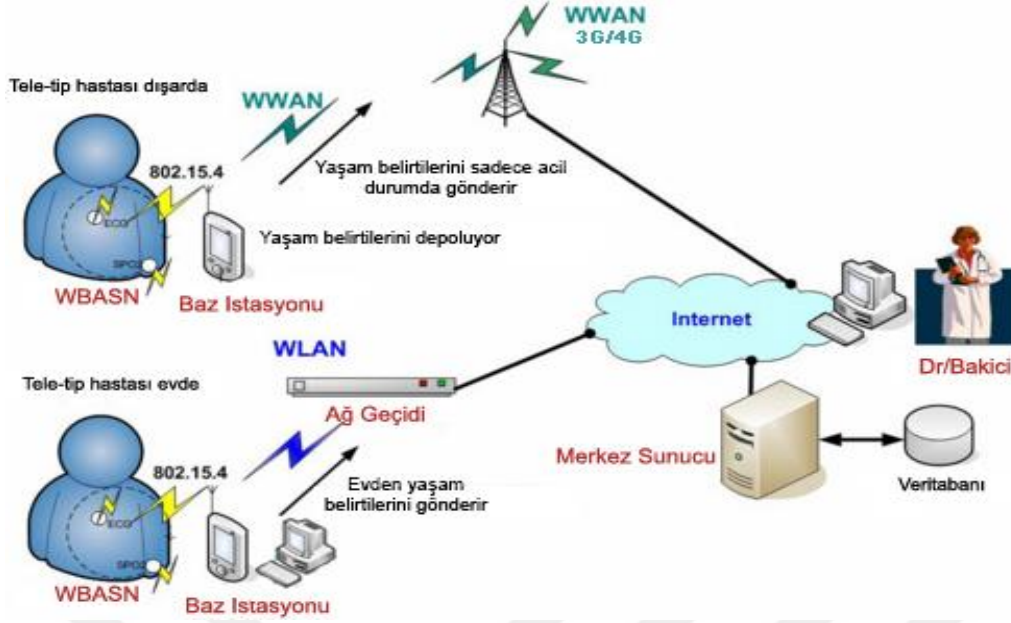
**Yaşlı ve Kronik Hastalar:** Bu grubu kronik hastalıklar, kanser, obezite, diyabet, kalp gibi yaygın hastalıkları olan kişiler oluşturmaktadır. Kronik hastalıklar vücutları genç kişilere göre hassas olan yaşlılar için daha fazla tehlike arz etmektedir bununla birlikte yaşlı insanların yere düşme olasılığı yüksektir.

**Bakıcılar:** Yaşlılar ve çocuklardaki kronik hastalıklar için ebeveynler ve bebek bakıcıları tarafından bakım ağı oluşturulmuştur.

**Sağlık uzmanları:** Bu bölümü yaşlı ve kronik hastaları sürekli takip edilmesi gereken kişiler içeriyor. Sağlık uzmanlarını profesyonel bakıcılar yani doktorlar ve sağlık görevlileri oluşturmaktadır. Hastanın durumuna göre gereken uygulama yapılır yani acil bir durum olması halinde anında tepki verme yeteneğine sahipler.

### 2.3 Alt Yapı Mimarisi

Genel bir açıklama olarak basit bir WSN uygulama senaryosu şekil 2.2’de gösterilmiştir. Şekil 2.2’de gördüğümüz gibi iki tur tele-tıp hastası farklı yerde, ev ve dışarda hayat belirtilerini izlenmesi sağlamaktadır. Her kablosuz sensör vücut alan ağında hasta bir baz istasyonuna bağlanmaktadır bu şekilde her iki durumda cep telefonu bu rolü oynuyor ayrıca ev çevresinde bilgisayarda kullanılmaktadır. Dışarıdaki tele-tıp hastası (Kullanıcı) GPRS yardımıyla internet üzerinden yöneticiler bağlanıyor, evdeki hasta bir modem aracılığıyla internet üzerinden yöneticiler bağlantı kurmaktadır [6] [5].



Şekil 2.2 WBASN'nin Alt Yapı Mimarisi

Bu gidişatla kullanıcı ve yöneticiler beş farklı alt yapıya ayrılıyor:(i) Vücut Alan Ağ Alt Sistemi ,(ii) Kişisel Alan Ağı alt sistemi, (iii) Geniş Alan Ağları Ağ Geçidi, (iv) Geniş Alan Ağları ve (v) Son, kullanıcının sağlık izleme uygulaması.

### 2.3.1 Kablosuz vücut alan ağı (BAN)

IEEE 802.15.6 ilk uluslararası kablosuz vücut alan ağı (WBAN) standardı olarak tıbbi ve tıp dışı uygulamalar için insan vücudunun yakınlığında ve ya implant edilmiş bir şekilde iletişim destekler [7]. WBAN sağlık teknolojisinin geleceği devrim büyük bir potansiyele sahiptir ve akademi ve son yıllarda sanayi olarak araştırmacıların ilgisini çekmiştir [8].

Vücut alan ağlarının altyapısı yaşlıların ve çocukların üzerlerinde taşıdıkları sensörlerin Ad-hoc sensörler ağı ve tag'ler dir. RFID tag'ler, Elektrokardiyogram (ECG), Elektroansefalografi (EEG), Elektronörmiyografi (EMG), akselometre vs. sensörler vücut üzerinde bir BAN oluşturuyor ve bu sensörler hastalar tarafından giyiliyor. Vücut üzerinde oluşan ağa IEEE tarafından verilen standart IEEE 802.15.6'dir.

### 2.3.2 Kişisel Alan Ağı alt sistemi (PAN)

Bu alt sistem hastanın etrafındaki çevresel yaygın sensörlerden, mobil düğümleri ve ya hareketli cihazlardan oluşmaktadır. Genel olarak, bir kişisel alan ağı, yaklaşık 10 metre içinde iletişimi iznine sahip olarak (ve ya, çok kısa bir aralık) kullanır. Bu sistemler üretmek ucuz olacak ve düşük güç tüketimi ile çalışacak şekilde optimize

edilmiştir. Bu teknolojilere dahil Bluetooth, Zigbee, WBAN ve UWB son zamanlarda bu teknolojiler daha çok gelişmiş ve müşterilerin daha çok dikkatini çekmektedir [9]. Ayrıca çevresel sensörler (RFID okuyucular, kameralar, ses, Sıcaklık, parlaklık ve nem ölçme sensörleri [10]) insanların monitöre etmeleri için sağlam bilgi vermektedir. Konum izleme bu alt sistem tarafından elde edilebilir. Akıllı uygulamalar (akıllı telefonlar gibi) diğer cihazlara bağlanma yetenekleri varsa bu sistemin içine yer alır [5]. WPAN'ler ev veya iş ortamlarında, sistemler arasında sorunsuz çalışmasını kolaylaştırmak için dağıtılır ve kullanılır.

### **2.3.3 Geniş Alan Ağları Ağ Geçidi**

Ağ geçidi BAN ve PAN'lerin, geniş alan ağın (WAN) arasında iletişim sağlayan ağ sorumluluğudur. Yani ağ geçidin alt yapısının esas noktası Ad hoc sensörlerin ve WAN'lerin bağlantısını sağlamaktır. Ağ geçidi kullanıcı tarafından taşınan cihazlar, PDA gibi, akıllı telefonlar ya çevrede konuşlanan sensör nodları, dizüstü bilgisayar veya bir sunucu bilgisayardır.

BAN ve PAN'ler lokal işlem yaptıkları için ağ geçidi için büyük bir etkisi oluyor ve o da veri aktarımını azaltır ve bu da ağ geçidinde fazla yoğunluk olmaz anlamına gelir. Ağ geçidi için güvenlik önemlidir bu yüzden bu alt sistem hastanın verisinin yenileme yerine, kaynağın doğru kimliğini doğrulamak yapmasını sağlamaktadır. Bu güvenlik planı oturma anahtarını kullanarak ağ geçidine saldırılardan güvende tutar.

### **2.3.4 Geniş Alan Ağı (WANs)**

Ağ geçidi bilgileri hazırladıktan sonra internet aracılığıyla yöneticinin görmesi için karşı tarafa gönderiyor. WAN'lerin bağlantıları hastanın durumuna göre değişir ister telefon ağları, normal telefonlar yada internet uydu ağlarından (3G/4G) bağlanmayı sağlar. Bu ağlar, kendi sorunları ve özelliklere sahipler ve sağlık uygulamadan bağımsız olarak çalışırlar [9]. Eğer WAN'lerin sadece veri hızı ve güvenli iletişim protokolleri geliştirirse, sağlık uygulamaları her yerde yaygın olarak yararlanacağız. Söylediğimiz çözüm yollarını sağlık uygulamaları dünya çapına yaydırmak istersek, broadband ağlarını çözüm yollarına uyumlu olması lazım yani uydu iletişimleri ve tele-tıp uyduları (telemedicine) uygun olacak.

Eğer daha geniş bir bakışla bu projeye bakarsak ana hedefi uzak yerler için yani ulaşımı zor olan yerler örnek olarak bir geminin denizde olması gibi ve ya dünyanın

bazı bölgelerine ki sağlık hizmetleri orda çok azdır büyütüp ve yayılmasını sağlamak gibidir. Bu projeyi uygulamak için alt yapının hazır olması lazım.

### **2.3.5 Kullanıcının sağlık izleme uygulaması**

En önemli ve hayati alt yapı sayılır çünkü veriler burada toplanır ve hastanın sağlığı için gerekli ve önemli kararlar alınır. Bu uygulamada bir işlem bölümü ve bir grafiksel kullanıcı ara yüzü bölümü vardır. Bu bölüm iki kısıma ayrılıyor: 1. işleme (processing) bölümü ve 2. grafiksel bölümü [5].

1. Processing kısmı iki bölüme ayrılıyor:

I) Bazı sinyal işleme algoritmalarının yardımıyla ters giden durumu anlar örnek olarak kalpten gelen bozuk sinyaller.

II) Makine öğrenme algoritmasıyla hastanın beklenmedik bir durumu olduğunda video ve fotoğraflarla hastanın durumundan haber verir [6].

2. Grafiksel kullanıcı arabirimi, acil bir durumda bir uyarı mekanizması 'ile birlikte yaşam belirtileri, gerçek zamanlı izleme için kullanılır. Bu uygulamanın yapılandırması ayrıca acil durumda uyarı verecek.

## **2.4 Kablosuz Algılayıcı Ağların Desteklediği Kablosuz İletişim Protokoller**

Kablosuz teknoloji, son yirmi yılda hayatımızı değiştirdi ve son yıllarda çok popüler hale geldi. Kablosuz teknolojisindeki hızlı gelişme, ve sensörlerin sürekli küçülmesiyle birlikte giyinebilir cihazlar için yol açmaktadır. WPAN (Kablosuz Kişisel Alan Ağı) IEEE organizasyonunun veri iletişimi standartlarından biridir ve 802.15 standartı olarak tanımlanır. WPAN, temel olarak kablosuz bağlantı kullanarak kablosuz kişisel alan ağı oluşturur ve 10 metreye kadar olan mesafelerde veri iletişimi olanak tanıyan bir iletişim teknoloji standartıdır. WPAN standartının kullanıldığı iletişim teknolojilerin başlıcaları Bluetooth, ZigBee, Ultra Geniş Band (UWB) dir.

### **2.4.1 Bluetooth**

Bluetooth 1994 yıllarında Erikson şirketinden ilk kablosuz iletişim teknolojilerinden sayılır. Bluetooth Ad hoc ağların IEEE 802.15.1 standardı olarak kablosuz RF iletişim teknolojisinin düşük enerji, kısa mesafe ve düşük maliyetli cihazı olarak temeli

tanımlanmıştır. Örnek olarak joystickler, klavyeler, fareler ve printerlar kablosuz cihazlar için iyi bir örnektir.

Bluetooth standartları, üç farklı tipte güç sınıfına bölünüyor. Bluetooth sınıfları farklı güçlere sahipler ve böylece cihazlar farklı mesafelerde bağlantı kurmalarına imkan tanır. Çizelge 2.1’de bu güç sınıflarının maksimum çıkış güçleri ve mesafeleri görülmektedir [11] [12].

**Çizelge 2.1 Bluetooth Güç Sınıfları [11] [12]**

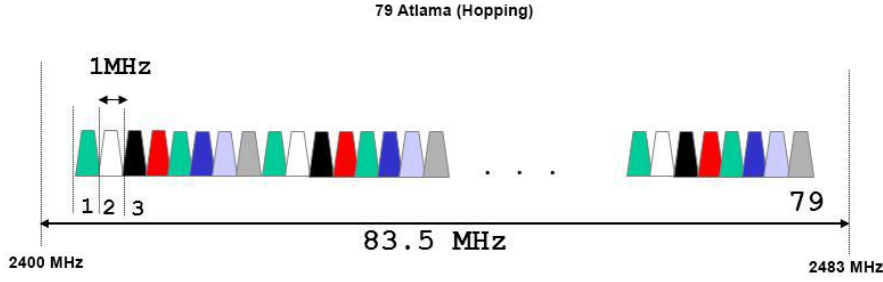
Sınıf	Maksimum Çıkış Gücü		Mesafe (m)
	mW	dbm	
1	100	20	~100
2	2.5	4	~10
3	1	0	~1

- Sınıf 1 cihazlar 100 mW güç’le maksimum 100 metrelik alanda iletişim kurar.
- Sınıf 2 cihazlar 2.5 mW güç’le maksimum 10 metrelik alanda iletişim kurar.
- Sınıf 3 cihazlar 1 mW güç’le maksimum 1 metrelik alanda iletişim kurar.

### **Bluetooth bağlantı teknolojisi**

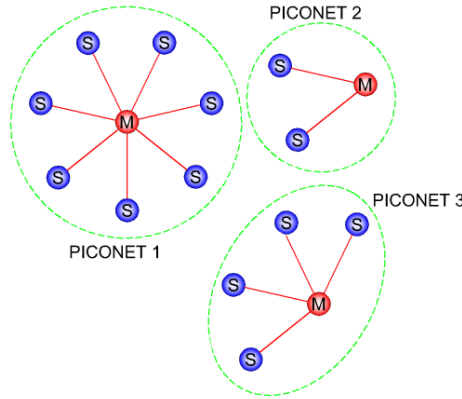
Bluetooth teknolojisi bir çok kabloların aradan gitmesine yardımcı olmuştur ve başka cihaza bağlanırken kısa menzilli radyo bağlantısına sahiplendirmiştir. Frekans modülasyonla (FM) radyo yayınları, frekans spektrumunun 88 MHz ile 108 MHz arasındaki kısmını, Bluetooth radyo iletimi, lisanssız ISM (Endüstriyel, Bilimsel ve Tıp) bandında 2.402–2.480 GHz aralığını kullanır.

Frekans atlama tekniğini (FHSS) kullanır ve spektrumu 79 kanala ayırır, 1 MHz’lik bant aralığı bölünmüştür [13]. Şekil 2.3’de bu bağlantı gösterilmiştir.



**Şekil 2.3** Bluetooth'un Radyo Bağlantısı

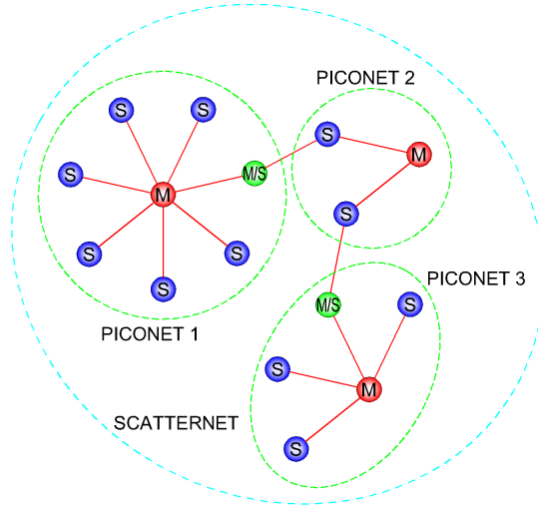
Bluetooth ad-hoc ağları kurmak için iki tür bağlantı topolojisine takip edior: piconet ve scatternet. Bluetooth ağlar, master-slave haberleşme protokolüne dayanarak, nerde ne ne zaman cihazların veri göndermesini kontrol eder. Bir master cihazı sadece 7 slave cihazına kadar bağlana bilir ve bir grup oluşturur [14], her grup bir piconet diye adlandırılır ve gruplar içinde bir cihaz master diğerleri slave olur. Şekil 2.4'de örnek üç gurup piconet topolojisi görülmektedir.



**Şekil 2.4** Bluetooth Master/Slave Piconets Topolojisi

Piconette haberleşme noktadan noktaya veya noktadan çok noktaya veri göndermekdir. Bu haberleşmeyi master yapabilir, slave'se sadece veri master'den iletmek ve ya almak yeteneğine sahiptir [15].

Scatternet, iki ve ya ikiden fazla piconetin bir birine bağlanma topolojisidir. Bu büyük ağı kurmak için pikonetlerin arasında köprü olarak belirli cihazlar kullanılır [15]. Şekil 2.5'de bu topoloji görülmektedir.



**Şekil 2.5** Bluetooth Master/Slave Scatternet Topolojisi

### 2.4.2 ZigBee

Bu teknoloji düşük maliyet sayesinde kablosuz kontrol ve izleme sahalarında oldukça yaygın kullanım imkanı ve düşük güç gereksinimi sayesinde ise daha küçük pillerle daha uzun süre çalışma olanağı sunmaktadır [16]. Zigbee IEEE 802.15.4, 1998 yıllarında keşfedildi ve 2003'te standart ilanmıştır [17]. Uluslararası şirketlerin kurduğu küresel bir şirketler birliği olan "ZigBee Alliance"ın çalışmaları sonucunda oluşmuştur.

ZigBee'nin sunduğu kullanan alanlar [11]: Bina Otomasyonu, Sağlık hizmeti, Ev otomasyonu, Giriş aygıtı, Işık Bağlantısı, Ağ Cihazları, Akıllı Enerji, Uzaktan kumanda, Telekom hizmetleri. Örnek olarak Zigbee kablosuz izleme mekanlarda ışıkların kontrolü, güvenlik alarm, hareket sensörleri termostatlar ve duman detektörleri gibi tasarlanmıştır.

ABD kullanan frekans aralığı 3.1GHz-10.6GHz dire. Avrupa'da bu frekans iki kısımdan ibarettir, 3.4 GHz - 4.8 GHz ve 6 GHz - 8.5 GHz.

### 2.4.3 Ultra geniş bant UWB

Ultra geniş bant (UWB) kablosuz teknolojisi büyük dijital verileri geniş bir frekans spektrumunda düşük güç, kısa mesafe ve yüksek veri hızında gönderir. Yüksek veri akimin sahip olduğu için ev alanı, eğlence, güvenlik, izleme ayrıca patobiolojik tıbbi izleme ve tıbbi görüntüleme alanlarında oldukça yaygındır.

UWB radyo gibi kablosuz iletişim, radar, ve tıbbi mühendislik alanlarında olduğu gibi diğer alanlarda araştırmalar ile birleştirilir bazı benzersiz çekici özelliklere sahip gelişmekte olan bir teknolojidir. 2001 yıllarından önce UWB askeri alanlarda sınırlıydı, 2002 yıllarında FCC bu teknoloji ticari alanların kullanılmasına müsaade etti [18]. FCC tarafından verilen kurallar UWB için frekans aralığı 3.1 GHz -10.6 GHz, güç seviyesi  $-41.3$  dBm/MHz üzeri dir [19].

Sağlık sektöründe tıbbi WSN değişik frekans aralıklarıyla verileri gönderir örneğin 0.01–0.1 kbps, Oksijen doygunluğu ve glukoz için, kapsül endoskopi video görüntülemeleri için 73.8 Mbps’ den yüksek hızına ihtiyaç duymaktadır. Bu nedenle Zigbee ve Bluetooth düşük veri hızını destekledikleri için kablosuz video ve fotoğraf için iyi çözüm değiller [20], bu yüzden en iyi çözüm UWBdir. UWB teknolojisi gelecek tele-tıp sistemleri tıbbi sensörler ve kişisel sunucu arasında kablosuz bir Ara yüz için bir çözüm olarak ortaya çıkmıştır [20].

#### **2.4.4 WLAN/Wi-Fi**

IEEE 802.11 Kablosuz Yerel Alan Ağları (WLAN/ Wi-Fi) standardıdır, ki farklı kullanımları örnek olarak IEEE 802.11a/b/g/n standartları kapsıyor. WLAN çoğunlukla bilgisayar veya taşınabilir cihazlar tarafından kullanılan ve kablosuz iletişim ortamını sağlamaktadır. Açıkçası bu standart nedeniyle uygulama alanında, güç tüketimi ve cihaz karmaşıklığı çok dikkat edilmemiştir. Bu çok eski bir standart o yüzden çok birşey beklememeliyiz [21].

#### **2.5 WBASN Protokollerinin Frekans Kuralları**

BASNs için frekans bant seçimi çok önemlidir. Radyo frekans’da (RF) frekans karışıklığının önüne geçmek için FCC ve ETSI tarafından verilen bazı standartlar var [22]. Tıbbi Cihaz Radyo İletişim Servis (MedRadio) ise 401-406, 413-419, 426-432, 438-444 ve 451-457 MHz aralığında dır. 2009 yıllarında FCC MedRadio teşhis kolaylaştırıcı ve sağlığa yararlı olması için oluşturdu [23]. 2012 yıllarında FCC 40 MHz korumalı spektrum 2360-2390 MHz aralığında özellikle tıbbi kablosuz MBAN cihazlar için oluşturdu [24]. MBAN artık bu RF ları kullanarak devlet tarafından izine ihtiyacı olmayacaktır.

Çizelge 2.2 ‘de gösterilen frekans aralıkları resmi ve yetkili olarak tıbbi cihazlar için kullanan standartlardır [25].

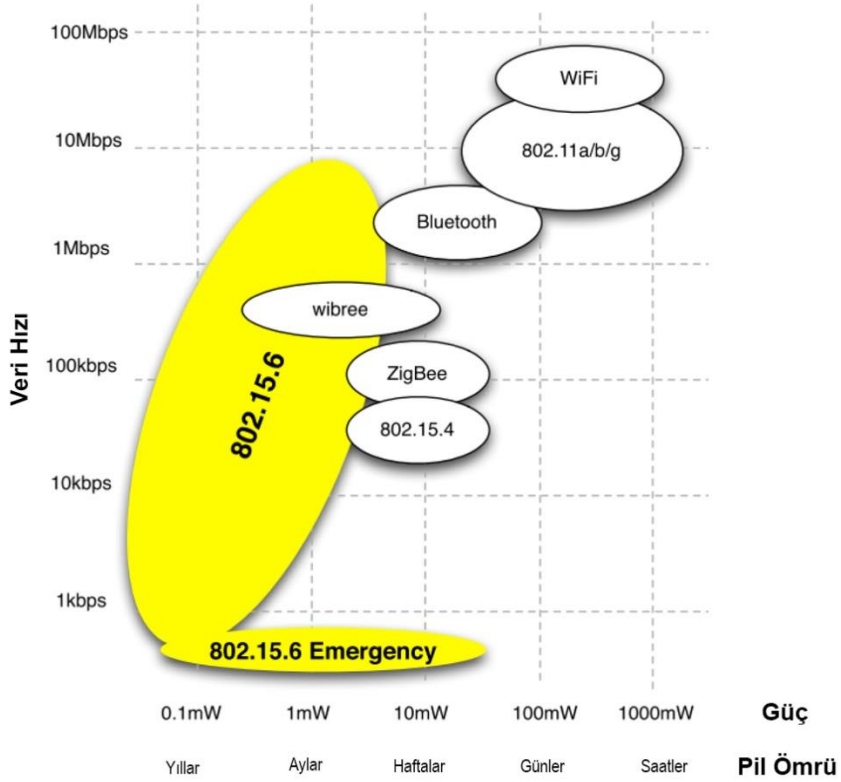


**Çizelge 2.2** Kablosuz Tele-tıp İçin Kullanılan Yaygın Radyo Frekanslar [25]

Standartlar	Frekans	Veri Hızı	Sınır
<b>İndüktif Kuplaj</b>	< 1Mhz	1-30 Kbps	< 1m
<b>Kablosuz Medikal Telemetri Sistemi</b>	608-614, 1395-1400, 1427-1429.5 MHz	> 250 Kbps	30-60 m
<b>Tıbbi Cihaz Radyo Haberleşme (MICS)</b>	401-406 MHz	250 Kbps	2-10 m
<b>Tıbbi Micropower Ağlar (MMN)</b>	413-419,426-432, 438-444,451-457 MHz		< 1m
<b>Tıbbi Vücut Alan Ağları (MBAN)</b>	2360-2400 MHz	10 Kbps-1 Mbps	< 1m
<b>802.11a Wi-Fi</b>	5 GHz	54 Mbps	120 m
<b>802.11b Wi-Fi</b>	2.4 GHz	48 Mbps	140 m
<b>802.11g Wi-Fi</b>	2.4 GHz	3Mbps	140 m
<b>802.11n Wi-Fi</b>	2.4-5 GHz	40Mbps, 250 Kbps	250 m
<b>802.15.1 Bluetooth Class I</b>	2.4 GHz	3Mbps	100 m
<b>802.15.1 Bluetooth Class II</b>	2.4 GHz	3Mbps	10 m
<b>802.15.4 ZigBee</b>	868,915MHz,2.4GHz	40 Kbps, 250 Kbps	75 m
<b>Mikrodalga Erişim için Dünya Çalışabilirlik (WiMax)</b>	2.4 GHz	70Mbps(fixed), 40Mbps (mobile)	Several Km
<b>UWB</b>	3.1–10.6 GHz		

## 2.6 Veri Hızı Ve Güç

Güç tüketimi ve hız WBAN uygulamalarının standartlarında önemli ihtiyaçlardan sayılır. Şekil 2.6 de gördüğünüz gibi 800 mW Wi-Fi için, 100 mW Bluetooth, 50 mW Zigbee, oysa WBAN yaklaşık 0.1-1 mW düşük güç seviyeleri sahiptir ve ağ için pil ömrü azdır.



Şekil 2.6 WBAN Veri Hızı Ve Güç Gereksinimleri

BAN'de önemli konulardan biri enerji tüketimidir zira ki pil değiştirmek sıkıntı verici olabilir. Bu nedenle Ortam Erişim Denetimi (MAC) protokelerinin enerji verimlilik gelişmesiyle sensörlerin enerji verimliliği tartışmalıdır [5].

### 3 SENSÖRLER

İlk modern WSN günümüzdeki sensörlere de benzeyen ses gözetleme sistemi SOSUS'dır, Bu sensör ABD tarafından 1950 yıllarından askeriye tarafından Sovyetler Birliği deniz altlarını takip ve algılamak için geliştirilmiştir. Ayrıca SOSUS sensörler günümüzde deniz altındaki vahşi yaşam ve volkanik aktiviteleri izlemek için kullanılır [26].

İlk zamanlarda askeri alanda kullanılan wireless sensörler zamanla maliyetlerinin düşmesi ve gelişen sensör teknolojisiyle algılama kabiliyetlerinin artmasıyla çok yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Literatürde sunulan veya uygulamada karşılaşılan sistemlerde kullanılan algılayıcılar genel olarak sıcaklık, nem, basınç, hareket, sismik değer, görüntü, aydınlık, canlı/cansız varlık, gürültü, hız, yön, miktar gibi büyüklükleri ölçerler. Bu ağların uygulama alanları askeri, çevre, sağlık, ev ve diğer ticari alanlar olmak üzere sınıflandırılabilir. Askeri alanda, özellikle savaş alanlarında mevcut donanım bilgisine ulaşmak, düşman askerinin hareketlerini izlemek ve savaş hasarı ile ilgili bilgi toplamak için, çevresel uygulamalarda hayvanların hareketlerini izlemek, kimyasal ve biyolojik tespitlerde bulunmak, orman yangınlarını ve sel felaketlerini tespit etmek için, sağlık uygulamalarında ise hasta takibi için kullanılabilir [27].

Günümüz internetin donanımını geliştirmek için yapılan yatırımlar 1960 ve 1970'lere dayanmaktadır. Defansif İleri Araştırma Projeleri Ajansı (DARPA) resmi olarak 1980 yılında kablosuz sensör ağlarını hayata geçirmek için Distributed Sensor Network (DSN) programına başlamıştır. DSN'nin doğuşu ile birlikte, bu teknolojinin ilerlemesinde Carnegie Mellon Üniversitesi ve Massachusetts Teknoloji Enstitüsü Lincoln Laboratuvarı eşlik etmiştir ayrıca kendisine akademik ve sivil bilim araştırma olarak yer bulmuştur.

1960'lı yıllardan beri haberleşmede ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler tele-tıp Haberleşme yoluyla tele-tıp NASA'nın uzaya ilk insanı göndermesi ile başlamıştır ve

uzay uçuşları esnasında, astronotların fizyolojik ölçümleri uydu aracılığı ile yapılmıştır [11].

Kablosuz sensör ağları (WSN) binlerce ve yüzlerce düşük güç multi-fonksiyonel algılayıcı düğümleri, gözetimsiz bir ortamda faaliyet ve algılamak, hesaplama ve iletişim yetenekleri olan oluşmaktadır [28].

### 3.1 Sensörlerin Sağlık Uygulamaları Ve Kullanılan İfadeler

Aşağıda FCC tarafından verilen bazı sağlık uygulama ifadeleri anlatılmıştır [29]:

**Tele-tıp:** Tele-tıp bir uzaktan izleme teknolojisi olarak sağlık hizmetleri, teşhis ve tedavi için genellikle bir doktor tarafından desteklenir. Örneğin, bu yakından tedavi veya tedaviden sonra hastanın gelişmelerin izlenmesi ve hasta aynı yerde bulunmayan uzmanlara erişimin kolaylaştırılması, teşhis testleri yapmak içerir [29].

**Tele-sağlık:** Tele-sağlık Tele-tıp benzer çalışır ancak doktor-hasta ilişkisinin ötesinde, uzaktan sağlık hizmetlerinin daha geniş bir çeşitlilik içerir. Genellikle hastalar ve bakıcıları için hastanın sağlık eğitimi, sosyal destek ve ilaç bağlılık ve sorun giderme sağlık konularında yardımcı olur örneğin hemşireler, eczacılar veya sosyal çalışmacı, tarafından sağlanan hizmetler içermektedir [29].

**Tele-bakım:** Tele-bakım genellikle tüketicilerin (hastalar) kendi evlerinde güvenli ve bağımsız kalmak için izin verir teknolojisini belirtir. Örneğin, Tele bakım aile üyeleri ya da diğer bakıcılar, egzersiz izleme araçları, dijital ilaç hatırlatma sistemleri veya erken uyarı ve algılama teknolojileri ile tüketicilere bağlamak tüketici odaklı sağlık uygulamaları, sensörler ve araçlar içerebilir [29].

### 3.2 WBAN Sensörlerin Özellikleri

Mikroelektro Mekanik Sistem (MEMS) teknolojisi sensörler gibi elektro mekanik cihazların minimize ve minyatürize olmasını sağlamaktadır ve sensörler gittikçe küçülmektedir. Bir sensör düğümünün temel elemanları, ADC (analogdan dijital çevirici), CPU (merkezi işlem birimi), güç birimi, iletişim ünitesi oluşmuştur. MEMS teknolojisi sensör düğümleri sıcaklık ve basınç gibi bazı fiziksel durumundaki bir değişiklikleri ölçme, hesaplama, haberleşme izleme yeteneğine sahiptir. Sensörler tarafından sürekli algılanan analog sinyal analog-dijital dönüştürücü tarafından dijital hale getirilir ve daha ileri işlem için kontrolörler gönderilir.

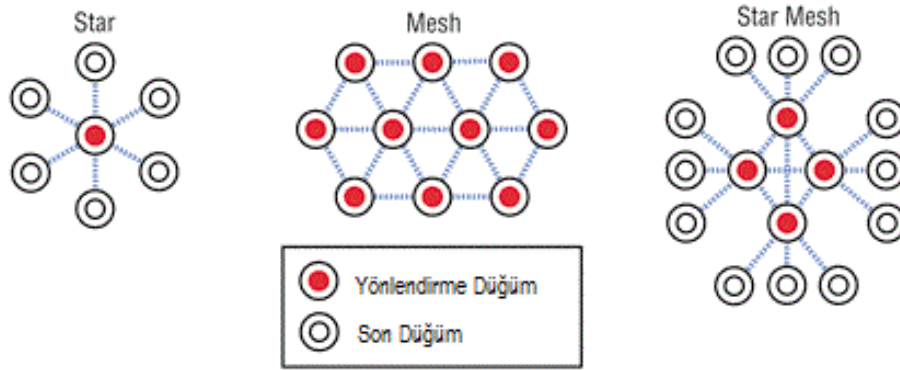
Sensör düğümleri, çok küçük boyutta olan yüksek hacimsel yoğunluklarda işletilir, son derece düşük enerji tüketen ve çevreye özerk ve adaptif olabilir [28]. Kablosuz sensör düğümleri tipik haliyle çok küçük bir elektronik cihazlar olarak, sadece sınırlı bir güç kaynağı ile donatılabilir. Bir sensör düğümü sınırlı algılama ve hesaplama kapasiteleri, iletişim performansı ve gücüne sahip olduğundan, sensör cihazların çok sayıda bilgi toplamak için ilgi bir alan üzerinde dağıtılır (sıcaklık, nem, hareket algılama, vs.).

Ad Hoc ağların izleme sistemlerinde dikkat edilmesi gereken önemli hususlardan biri algılayıcının göze batmaması ve hareket kabiliyetini sınırlandırılmaması gerekmektedir.

### 3.3 Sensörlerin Ağ Topolojileri

Sensör düğümleri, doğrudan ya da diğer ara düğüm yolundan bilgi gönderme veya alma iletişimin kuruyorlar ve böylece ağ bir oluşturuyorlar, böylece her düğüm sensör ağında bir yönlendirici çalışır.

Günümüzde kablosuz sensör ağları üç topolojiye sahiptir: star, mesh, star-mesh (Şekil 3.1)



Şekil 3.1 Sensörlerin Ağ Topolojileri

#### 3.3.1 Star

Star ağlarında bir merkez istasyonu var ve bu düğüm doğrudan diğer sensör düğümlerine bağlantı kuruyor. Her düğüm sadece merkez istasyonuna bağlı olduğu için düğümler kendi arasında veri aktarımı yapamaz. Bir düğümün bozulması bilgi kaybı anlamına gelir. Her düğüm doğru konumlandırılmış olması gerekir ve her noktadan noktaya bağlantı maksimum güvenilirlik için ayarlanmış [30].

Düğümleler doğrudan merkez istasyonuna bağlı oldukları için düğüm arasındaki veri aktarım gecikmesi de oldukça düşüktür ve veriler daha hızlı merkeze gönderilir [31]. Bluetooth'un topolojisi genel olarak star ağıdır ve bu ağda master düğümü yaklaşık yedi slave düğümünü kablosuz olarak destekler [32].

### **3.3.2 Mesh**

Mesh ağ bağlantı türünde her sensör düğümü yönlendirme rolünü oynamaktadır ve herhangi bir düğümün kendi alanında istediği düğümle iletişim kurabilmesine iznine sahiptir [30]. Her düğüm sensörü kendi başına karar verme yeteneği vardır ve diğer sensör düğümlerini köprü olarak kullanır. Mesh Topolojisi daha çok geniş mesafelerde düşük güç kullanması için iletişim kurmak mümkün kılmaktadır.

### **3.3.3 Star-Mesh**

Bu sensör ağ topolojisinde star ağı ile mesh ağının birleşmesi ile oluşan topolojilerdir.

Star Mesh kablosuz ağ bağlantı yöntemi içerme alanının maksimumuna yükseltir ve enerji tüketiminin de minimum seviyede tutulmasını sağlar.

Bu ağ topolojisinde düşük güçlü düğümlerin kendi veri aktarımını dışında diğer düğümlerin kendi üzerinden bağlantı kurmasına izin verilmez. Doğrudan yüksek güçlü diğer bir düğüm üzerinden erişmek istedikleri düğüm ile bağlantı kurarlar. Bu yöntem ile geniş bir alanda kurulan kablosuz algılayıcı ağında kullanılan düğümlerin büyük oranda düşük güç tüketmesi sağlanır. Bu ağ topolojisi ZigBee topolojisi olarak da bilinmektedir.

## **3.4 Sağlık Uygulamalarında Kullanılabilecek Bazı Sensörler**

İnsan fizyolojik parametrelerin ölçülme yöntemleri:

Elektrokardiyografi (ECG): Kalp ritmi, kalp hızı gibi bulgulara ulaşmak için ölçülür ve bir kişinin kalp hastası olup olmadığını belirler.

Elektroensefalografi (EEG): Elektroensefalografi aracılığıyla hastanın tüm gece uykusu boyunca elektroensefalografi kayıtlamalar yapılarak kişinin uyku uyanıklık dönemleri ve uykunun evreleri belirlenir [33].

Elektrookülografi (EOG): Elektrookülograf teknik olarak gözün ön kutbu ile arkası arasında var olan potansiyelin sinyalini ölçmektedir. Korioretinal potansiyel hareketinin kaydı ile göz küresinin vertikal ve horizontal hareketleri ölçülür [34].

Elektromiyografi (EMG): Elektromyografi ise Kasların kasılı yada gevşemiş olduğu dönemler sinirler ve sinir köklerinin elektriksel özelliklerinin ölçülmesi için bir yöntemdir [35]. Bu teknolojide kol, bacak veya diğer vücut kısımlarında kas ve sinir ölçmesine yardımcı olur.

Pulse oksimetre: Uyku sırasında kanda dolaşan oksijen saturasyonu ölçülebilmektedir. Bu sensör hemoglobinde olan oksijen le karisi mini ölçüp ve yüzdesini çıkarır. Bu yüzde 95-97% arasında olması lazım, eğer 90% az olursa sensör alarm çalar. Bu sensör hastanın işaret parmağına, ayak parmak, burnun ucu ve ya kulak memesine takılır [36].

Solunum sesi: Horlama sesi larenks düzeyinde, sternokleidomastoid kasının 1/3 orta ön kısmına yerleştirilen minyatür mikrofonlar aracılığıyla kaydedilir.

Hareket ve düşmek: Bir hastanın nasıl bir durumda olması çok önemlidir, bu konu yaşlılarda daha da önemlidir çünkü düşme tehlikeleri daha da yüksektir. Genelde bu cihaz ayağa bağlanır.

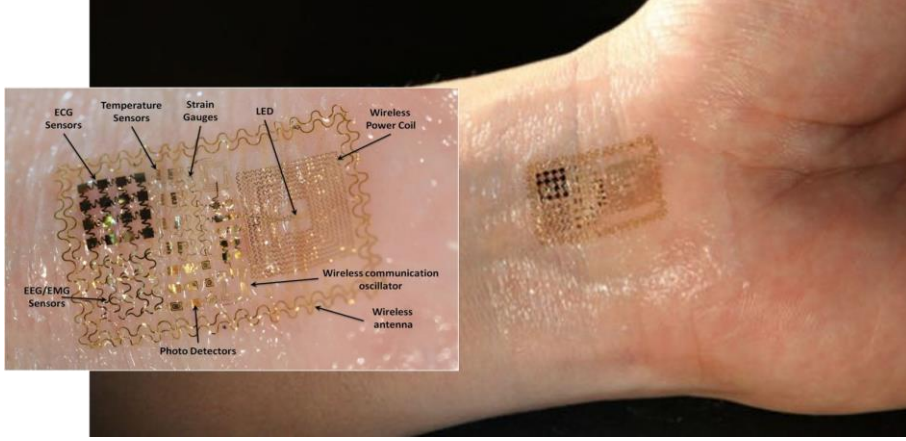
sıcaklık/ateş: tedavi ve tıbbi bakısında vücudun sıcaklığı önemli rol oynuyor.

### **3.5 Sağlık Uygulamalarında MEMS Sensör Projeleri**

MEMS sensörler teknolojisi oldukça küçültülmüş ve günlük hayatımızı hiç etkilendirmeden algılayıp ve bilgi topluyor. Aşağıda bazı giyinebilir WSN teknolojileri anlatılmıştır.

#### **3.5.1 Elektronik dövme**

Elektronik dövmesi yara bandı inceliğinde ve esnekliğinde deriye yapıştırılan kağıttan daha ince elektronik sensörlere sahip bir tıbbi cihazdır [37]. Bu teknoloji tıbbi uygulamaları algılayıp (örneğin kalp ritmi ya vücut sıcaklığı değerleri) ve kontrol ve monitör etmesi için bir akili telefon ve ya bilgisayara aktarılıyor. Sistem şekil 3.2'de gösterilmektedir.



Şekil 3.2 WBASN Elektronik Dövme

### 3.5.2 Akıllı lens

Google-Novartis tarafından diyabet hastalarına akıllı lens geliştirilmiştir. Akıllı lens, üzerinde bulunan ince sensörler kullanıcıların kanlarındaki şeker değerin yerine gözyaşı ile glikoz seviyesini ölçerek verileri cep telefonu ya da bilgisayara aktarıyor [38]. Şekil 3.3 gösterdiği gibi lenste küçük kablosuz çip kullanılıyor ve bu küçük glikoz sensörü de lensin yumuşak iki katmanı arasında yerleştirilmiş bulunuyor.

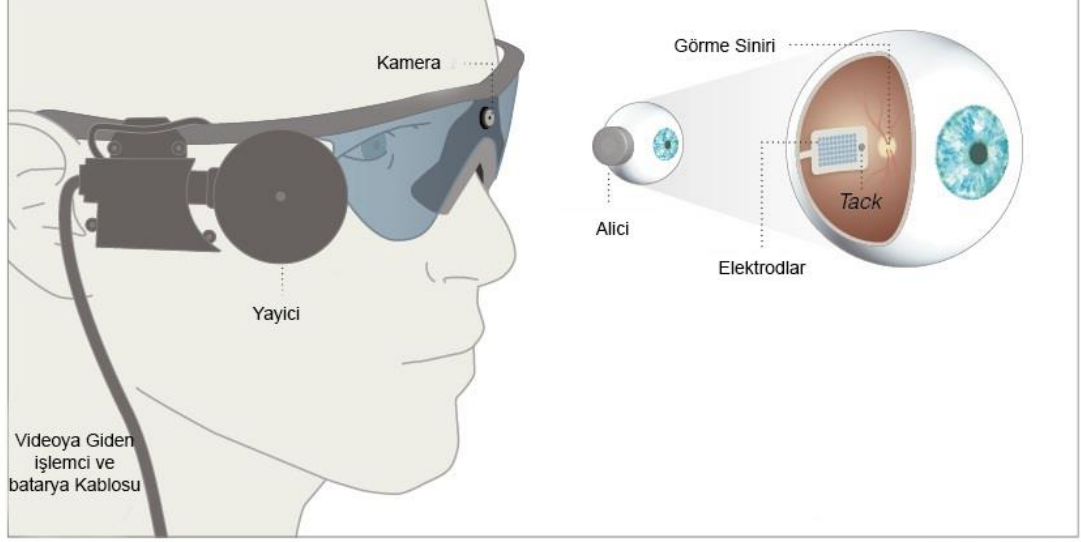


Şekil 3.3 Akıllı Lens



### 3.5.3 Yapay retina

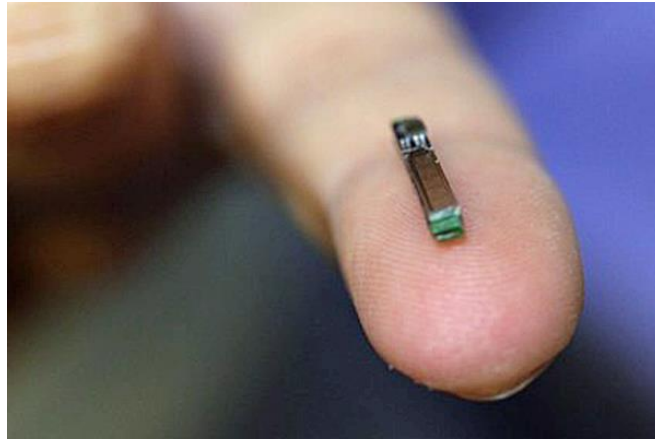
Wireless sensör vücut ağıları engelli görmeyen hastalarına da yardımcı olmaktadır. Görme yetilerini retina hastaları hiç görmeyen ya da çok az gören hastalar için geliştirilmiştir şekil 3.4’de gösterildiği gibi retina çip protezi göze implante ediliyor ve engelli hastanın görmesini sağlamaktadır [39].



Şekil 3.4 Engelliler İçin Yapay Retina

### 3.5.4 Implante kan analiz sensörü

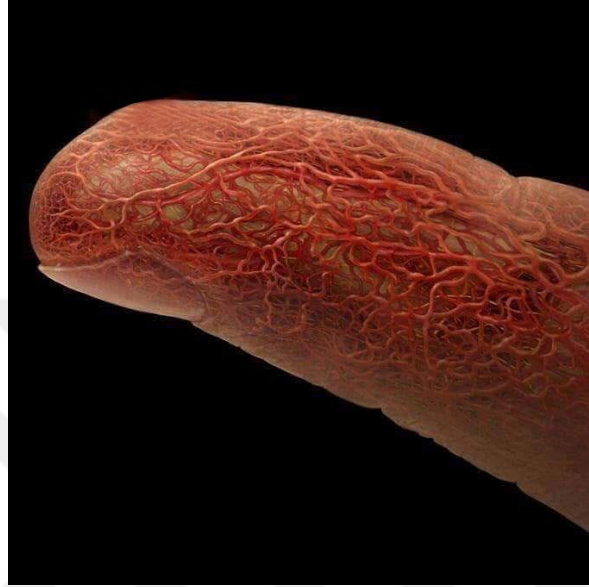
Şekil 3.5’de gördüğünüz kablosuz biyosensör derinin hemen altına yerleştirilip ve sürekli kan değerlerini analizi edip, sonuçları doğrudan bir akıllı gönderiliyor. Cihaz insanların genel sağlıkları için kullanıla biliniliyor ama acil durumda hastaların tedavi etkinliği sunulabilir, örneğin kemoterapi hastalarında ilaçların etkileri ve performansı değerlendirilir [40].



Şekil 3.5 İmlante Kan Analiz Sensörü

### 3.5.5 Pulse sensör

Sensörler yardımıyla, kalp ritmini ayrıca kulak memesinden ve parmandan alabilmektedir. Bu bölgelerde kapiler damarları (kılcal damar) olduğu için kalp ritmi elde ediliyor (Şekil 3.6). Şekil 3.7’de gördüğünüz gibi pulse sensör kulak memesi ve ya parmandan kalp ritmini algılar ve kalp dalgalarını gösterir.



Şekil 3.6 Parmaktaki Kılcal Damarlar



Şekil 3.7 Pulse Sensör

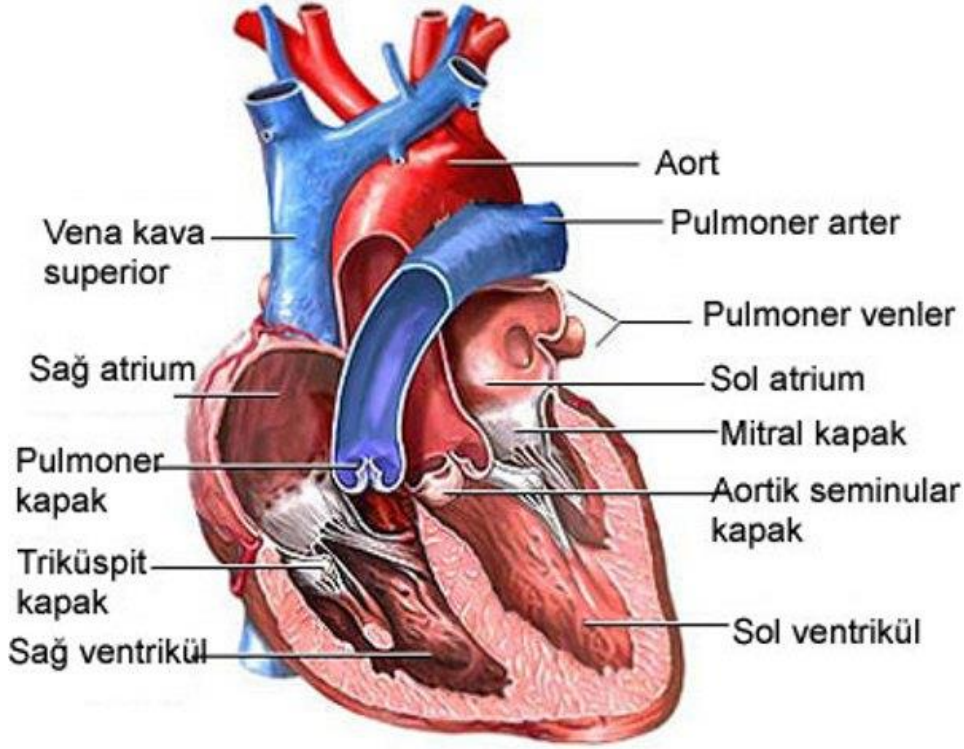
## 4 ELEKTOKARDİOGRAM

Kalp atışı kalpte ilerlemesi esnasında elektriksel akım kalbi çevreleyen komşu dokulara da yayılır. Bu akımın küçük bir kısmı kalbin yüzeyine kadar ulaşır [41]. Kalbin karşı tarafına elektrotlar yerleştirilirse akım tarafından oluşturulan elektriksel potansiyeller kaydedilebilir. Bu akım elektrokardiyogram (ECG) olarak bilinir. ECG çoğunlukla küçük potansiyel değişiklikleri cilt üzerinde tespit etmek ve yükselterek çalışır [42].

ECG özerk veri kaydı ve gerçek zamanlı veri iletim yarar olan bir diğer önemli tıp alanında yaşam belirtilerinden biri sayılır. Koruyucu hekimlik ve tedavi sonrası, kalp yetersizliği patoloji veya kardiyovasküler hastalığı olan hastalarda ankette bulunur. Bu bölümde kalbin yapımıyla genel bilgilerle alakalı kısaca tartışılmıştır.

### 4.1 Kalbin Genel Fizyolojik Yapısı

Kalp iki ayrı pompadan oluşmuştur: akciğerlere kan pompalayan sağ kalp ve çevre organlara kan pompalayan sol kalptir. Bu kalplerin her biri, bir atarım (kulakçık) ve bir ventrikül (karıncıktan) oluşan iki bölmeli bir atım pompasıdır. Sağ kalp sağ atriumdan kanı sağ ventriküle taşınmasına yardımcı olmaktır, sonra kan sol ventrikülden sol atriuma ve oradan diğer organlara pompalanır. Ventriküller'ise, büyük kan dolaşımı ve küçük kan dolaşımını sağlayan ana pompalama kuvvetini sağlar [41]. Kalbin çalışmasındaki iki temel işlev vardır. Bunlardan biri kalp kasının gevşediği ve kalbe kanın dolduğu diyastol, öbürü de kalp kasının dolan kanı pompalamak üzere kasıldığı sistoldür. Bu iki temel olay birbirini izleyerek kalp atım çevrimini oluşturur [41].



Şekil 4.1 Kalp Yapısı

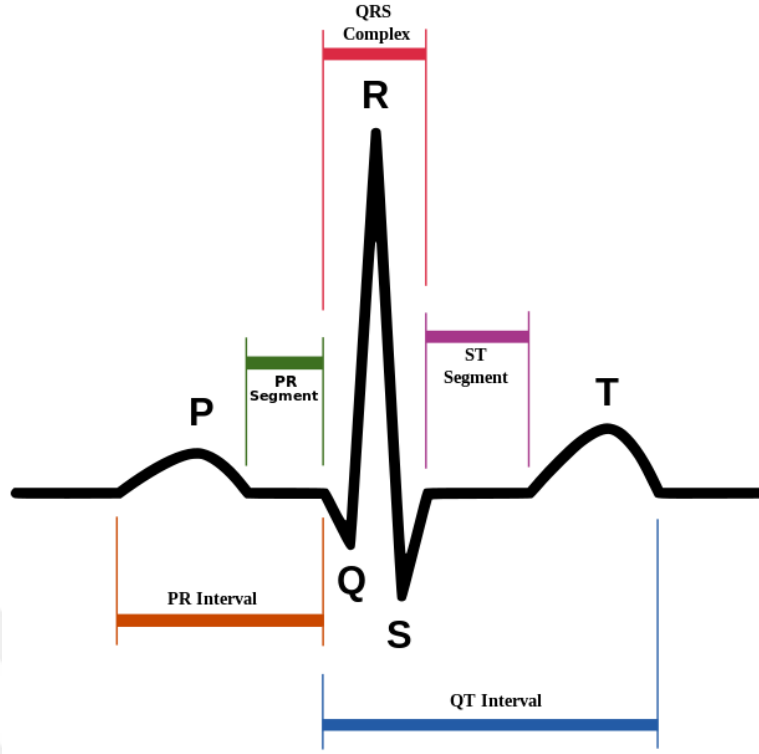
## 4.2 Normal Elektrokardiyogram Dalgası

Bir kalp döngüsünün başlangıcıyla elektriksel aktivite kalp yüzeyinde zaman ekseninde ilerlemeye başlar. İnsan vücut üzerinde elektrot yerleştirirsek kalbin atımını grafiksel olarak görüntüleyebiliriz. Kalpın grafiği şekil 4.2’de normal bir ECG olarak P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgasına ibarettir.

İlk pozitif dalga, P dalgası, atriumların kasılmaya başlamadan önce depolarize olmaları esnasında oluşturulan elektriksel potansiyeller tarafından meydana getirilir.

QRS kompleksi, ventriküllerin kasılma öncesinde, yani depolarizasyon dalgasının ventriküllerin boyunca yayılması sırasında oluşan potansiyeller tarafından meydana gelir. Bu sebeple, hem P dalgası hem QRS kompleksinin bileşenleri depolarizasyon dalgalarıdır [41].

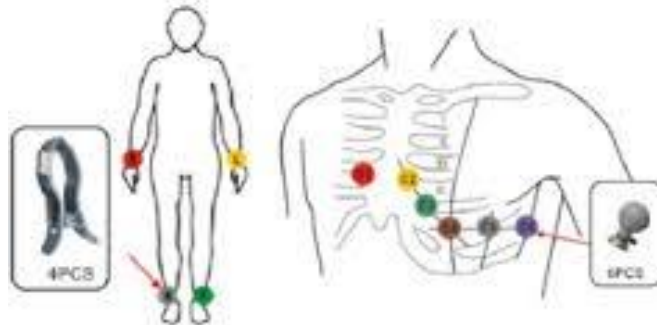
T dalgası, ventriküllerin depolarizasyon durumunun sona ermesi ile oluşan potansiyeller tarafından meydana gelir. Bu olay, ventrikül kasında normal olarak depolarizasyon 0.25-0.35 saniye sonra meydana gelir ve bu dalga repolarizasyon olarak belirlenir [41] [43].



Şekil 4.2 Elektrokardiyogramın Temel Dalgası

### 4.3 Göğüs Derivasyonu

Tıp dünyasında ECG çekimi için göğüs kafesinin, el ve ayak bileklerine küçük metal elektrot plaklarıyla yerleştirilir ve ölçülür (Şekil 4.3). Elektrotlar vücudun farklı bölgelerine, kalp yakınlığına ve kalpten uzak yani kollar ve ayaklar koyulur. Elektrotlar kalpten oluşan elektriksel çalışmasını belli bir zaman içinde toplam vücudun çeşitli yerlerindeki yansımalarının kaydedilmesini sağlar [44]. Şekil 4.3'te elektrotların insan vücuduna bağdanmasını göstermektedir.



Şekil 4.3 Göğüs Derivasyonları

Elektrotların vücudun farklı bölgelerine koyulmasının nedeni kalbin akışını belirlemektir. Ayrıca kalpın sağ taraf ve sol taraf hastalıklarının farklı olduğu için

elektrotlar göğüsün büyük bir alanını kapsıyor. Normal ECG görüntülemek için elektrotlar her ne kadar kalpe yakın olursalar, bir okadır ECG dalgaları doğru değeri gösterir. Elektrotların kalbe uzak olması en çok QRS kompleksini etkiler.

#### 4.4 Tansiyon ve Nabız Değerleri

Tansiyon kalp kaslarının gevşemesi ve kasılmasından meydana gelir nabızsa kalbin dakikada atma sayıdır. Tansiyon ve nabız değerleri, genç bir vücut ile yaşlı bir vücutun arasında metabolizma hızının farklı olmasıyla ayrıca yaşa göre değişen değerlerdir [45]. Genç kişilerin aktif bir yaşam sürdürdüğünden dolayı kalp daha hızlı çalışır ve bu durumda tansiyon ile nabız değerlerinin yükselmesine neden olur [46].

Normalde yetişkin birinin nabız değerleri ortalama olarak 70 ile 80 arasındadır, kişinin durumuna göre nabız değerlerinin yükselmesine ya da azalmasına neden olabilir. Nabız ve tansiyon büyük önem arz etmekte [45]. Aşırı nabız yükselmesi peşinden tansiyon yükselmesini de meydana gelir bu nedenle sürekli olarak nabız sayısı yüksek olan kişilerde ciddi kalp ve damar sorunları ortaya gelmektedir. Ama her zaman tansiyon yükselmesi nabızın da yüksek olmasına neden olmaz.

Tıpta genel olarak herkesin bünyesinin farklı olduğunu bilmek gerekir. Bu nedenle herkesin yaşa göre nabız değerleri 60 saniyede aşağıdaki gibi hesaplanmıştır:

- 0 – 1 yaş arası saniyede kalp atışı 120 – 140 beats/min arası,
- 1 – 3 yaş arası saniyede kalp atışı 90 – 120 beats/min arası,
- 3 – 7 yaş arası saniyede kalp atışı 90 – 100 beats/min arası,
- 7 – 20 yaş arası saniyede kalp atışı 80 – 90 beats/min arası,
- 20 yaş üzeri ve yetişkin saniyede kalp atışı 60 – 80 beats/min arası.

#### 4.5 Elektrokardiyografi ile Teşhis Edilebilen Tıbbi Problemler

- Koroner Arter Hastalığı: Koroner arter hastalığı kalp kasını besleyen arter damarların tıkanıklığına söylenir [47]. Koroner arter hastalığı günümüzde en sık görülen ve en önemli sağlık sorunlarından biridir.
- Hipertansiyon: Hipertansiyon yüksek tansiyon anlamına gelir. Basit anlamda damarlarda gerekli olan yüksek kan basıncı demektir. Kan basıncı hastaya ait özellikler (yaş, cinsiyet, ırk gibi) ve fiziksel durumdan (istirahat, efor gibi) etkilenen bir parametredir [48].

- Perikarditis: Perikardium kalbin etrafını saran ince kese şeklindeki membrandır. Perikardiumun zedelenmesi ve şişmesi ile karakterli iltihabına perikardit denir ve göğüs ağrısı başta olmak üzere akut ve ya kronik şekilde bulgu verir.
- Kalp Yetmezliği: Kalbin kan pompalama gücünün yetersiz olduğu ciddi bir hastalıktır. Vücuda yeterli kan akımı olmaz, akım bozulduğu için kalbe dönemeyen kanın damarlarda birikmesidir. Pompalama yetersizliği, kalbin kendi damarlarına ait hastalıklar, kalp kası hastalıkları, kalp kapakçık hastalıkları, tansiyon yüksekliği ve alkole bağlı olarak ortaya çıkar.
- Kalp Kapak Hastalıkları: Kan, kalbinizden bir yöne doğru pompalanırken kalp kapakları sayesinde kanın geri kaçması önlenmektedir. Bu kapaklar, tek yöne doğru açılan kapılar gibi görev yapmaktadır. Kalbimizde 4 adet kapak vardır: Aort kapak, Mitral kapak, Trikuspid kapak, Pulmoner kapak Kalp kapakları ile ilgili olarak 3 tip problem olabilir.  
Kapak yetmezliği, Kapak darlığı, Yetmezliğin eşlik ettiği darlık
- Kalp Krizi
- Nabız Düşüklüğü (Bradikardi)





## 5 MATERYAL VE METOD

Bu tez çalışmasında kablosuz ECG sinyalleri yaygın olarak sağlık sistemlerinde kronik kalp hastalıklarının tanısında kullanılmaktadır. Hastanın vücudundan sensör yardımıyla algılanan ECG sinyalleri kablosuz olarak bir bilgisayara aktarılır. Bu çalışma iki kısımdan oluşuyor:

1. Sistem Donanım Tasarımı
2. Bilgisayar Yazılım Programı Ve Arduino Sistem Yazılımı

Devre ve bilgisayar arasındaki Bluetooth, LDR yardımıyla sinyalleri insan vücudundan alıp bilgisayara aktarmaktadır. Bu bölümde sistemin çalışması anlatılmıştır.

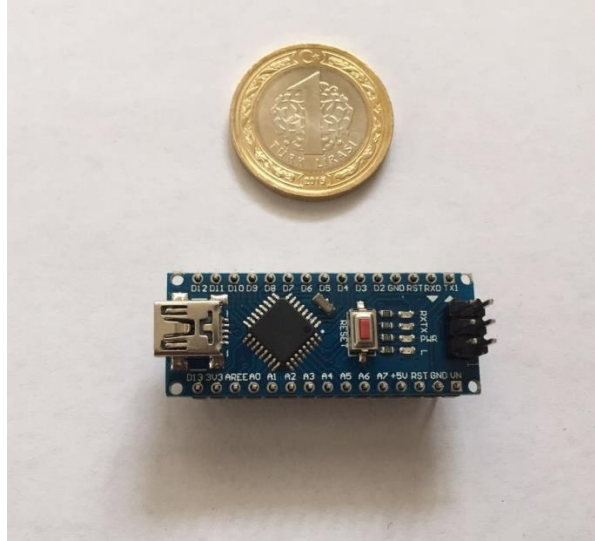
## 5.1 ECG Kablosuz Algılayıcı Dügüm Tasarımı

Bu bölümde ECG'nin donanım tasarımı anlatılacaktır. Kullanan mikrodenetleyici, sensör ve Bluetooth gibi devre elemanlarının bağlantı şekilleri gösterilecektir.

## 5.2 Arduino Mikrodenetleyici

Arduino açık kaynak prototip platformuyla çok rahat bir şekilde donanımsal ve yazılımsal olarak kullanılabilir. Açık kaynak kod kullandığı için bu mikrodenetleyici öğrenciler, hobi olarak kullananlar ve profesyonel programcılar arasında oldukça popülerdir. Arduino platformu wiring tabanlı kendine has bir programlama dili kullanılır ve bu dil C++ diline yakın bir dile sahiptir. Bu çalışmada kullanılan mikrodenetleyici Arduino Nano CH340G dir ve mini-B USB kablosuyla bilgisayara bağlanır ve kodlanır. Arduino'nun sağladığı faydalardan biride daha az hata ile daha hızlı bir şekilde uygulama geliştirilmesine olanak sağlamaktadır. Birçok defa sınanmış bir kontrol devresi olması nedeni ile bu çalışmada üzerinde kurulan sensör kontrol uygulamalarında yoğun olarak kullanılmaktadır.

Yapılan bu çalışmada Arduino Nano mikrodenetleyici şekil 5.1'de görülmektedir.



Şekil 5.1 Arduino Nano CH340G

### 5.2.1 Donanım özellikleri

Arduino Nano çizelge 5.1'de yazılan özelliklerine sahiptir:

**Çizelge 5.1** Arduino Nano'un Özellikleri

<b>Arduino Nano CH340G</b>	
Mikrodenetleyici	ATmega328
Çalışma Voltajı	5 V
Dijital I/O Pinleri	14
Analog Giriş Pinleri	8
Flash Bellek	32 KB
EEPROM	1 KB
SRAM	2 KB
Hız	16 MHz
Boyut	45x18 mm
Ağırlık	5 g

Atmega328 mikrodenetleyici 5 V voltajla çalışır ve 32 KB'lık bir kod depolama için flaş bellek alanına sahiptir. Atmega328 küçük boyuttaki verileri kalıcı olarak 1KB'ik EEPROM ayrıca 2 KB'lik SRAM (Static RAM) yongadır. Her 14 dijital pinleri hem giriş olarak ve hem çıkış olarak kullanılır ama analogun 8 pini giriş olarak kullanılır.

### **5.2.2 Avantajları**

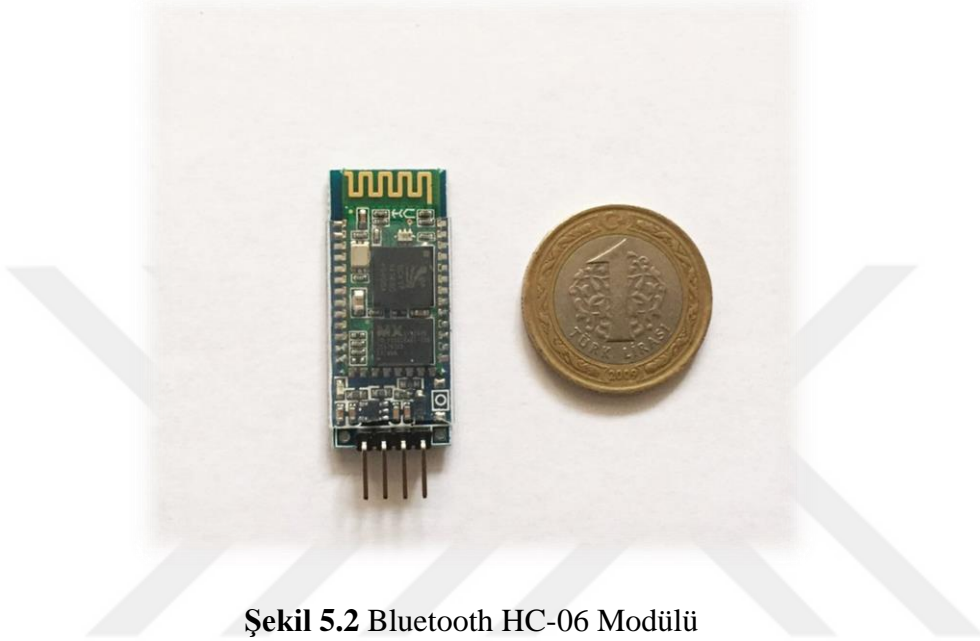
Diğer mikrodenetleyicilerle karşılaştıracak olursak Ardininonun kullanımı basittir ve programlamak için fazla donanım bilgisi gerektirmez. Açık kaynak kodlu olması ve yazılımları özgürce değiştirebilmemiz, platformun buna uygun olması Arduino'un en büyük avantajlarından sayılır. Arduino bi çoklu sensöre bağlanma yeteneğine sahiptir.

### **5.2.3 Dezavantajları**

Arduino yüksek hız gerektiren uygulamalarda (16 MHz den çok) istenilene verememektedir örneğin veri edinimi ve motor kontrol uygulamalarında yetersiz kalmaktadır.

### 5.3 Bluetooth Haberleşme Modülü

Bu çalışmada kablosuz haberleşme için HC-06 modülü kullandım çünkü hem maliyet olarak ve hem çalışma yapısı bilgisayar ortamı için uygundur. Şekil 5.2’de bu modül görülmektedir.



Şekil 5.2 Bluetooth HC-06 Modülü

#### 5.3.1 Bluetooth HC-06 özellikleri

Bluetooth seri modülü, Bluetooth ‘un seri portunu dönüştürmek için kullanılır. HC-06 modülünün bazı özelliklerinden aşağıda anlatılmıştır [49] [50] [51]:

- Master cihazı öncelikle arama yapıp ve sonra otomatik olarak slave cihazına bağlanır. Bazı durumlarda master ve slave cihazları otomatik olarak bir birlerine bağlanıyorlar.
- Varsayılan parolası 1234 dir.
- İletişim noktadan noktaya (point to point) kurulur.
- Bluetooth’un ikinci sınıfından sayılır ve 10 metreye kadar destekler.
- Varsayılan baud hızı 9600 bps dir.
- Şekil 5.3 gördüğümüz gibi 4 pin’den ibarettir: VCC, GND, RXD, TXD  
VCC: Voltaj 3.6V-6V aralığında çalışır. Yani modül hem 3.5 V ve hem 5 V için çalışır.  
GND: Zemin anlamına gelir yani eksi voltajı taşır.  
RXD: Modülün seri girişi.

TXD: Modülün seri çıkışı.



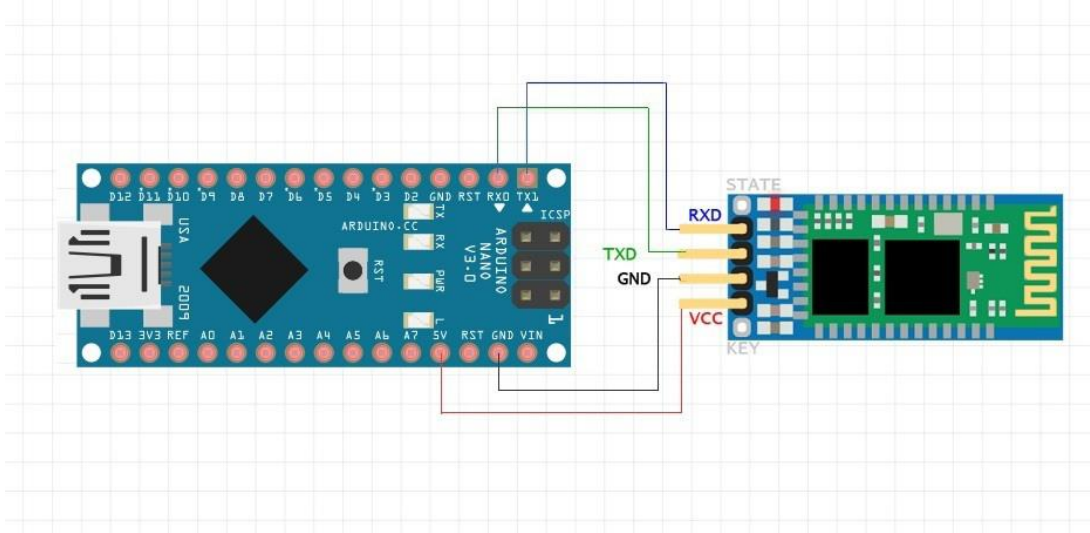
**Şekil 5.3** Bluetooth HC-06 Arka Detayı

- Modül sadece slave olarak çalışır yani modülün başka cihazlara bağlanamaz bu nedenle başka cihazlardan tarafından modüle bağlanması gerekiyor.

Çalışmada kablosuz iletişimi HC-06 Bluetooth modülü çok kolay bir şekilde pinleri Arduinoya bağlanılır. Burada Arduino Bluetooth modülü nasıl bağlandığı anlatılmıştır (Şekil 5.4). Modülün pinlerinden Vcc, Arduino'nun 5V pinine; Gnd, Arduino'nun Gnd pinine; TxD çıkışı, Arduino'nun Rx giriş pinine; RxD girişi, Arduino'nun Tx çıkış pinine olacak şekilde devreye entegre edilir ( Çizelge 5.2).

**Çizelge 5.2** Arduino ve Bluetooth Modülün Bağlantısı

Bluetooth	Arduino
VCC	5V
GND	GND
RXD	TXD
TXD	RXD

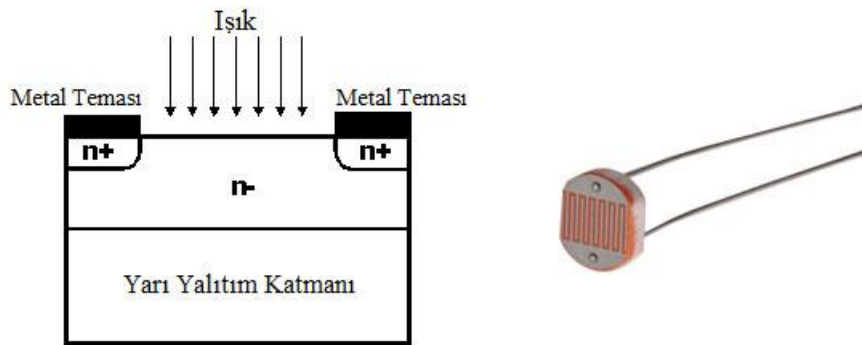


**Şekil 5.4** Bluetooth'un Arduino İle Bağlantısı

Bluetooth bağlandıktan sonra üzerindeki LED yanıp sönmeye başlar. yanıp söndüğü zaman Bluetooth eşleşmeye hazır demektir, eşleştikten sonra LED yanmaya başlar.

#### 5.4 Kullanılan LDR Sensörü

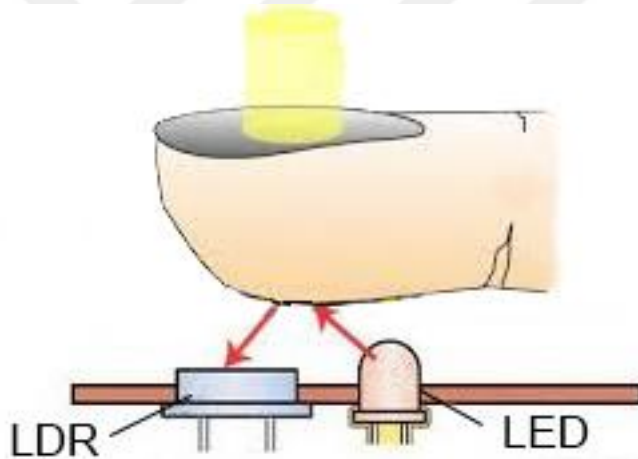
Bir LDR (foto direnç) sensörü iki çalışma moduna sahiptir, ışığın olduğu zaman ve olmadığı zaman. Bu direnç ışık değişikliğine maruz kaldığı zaman mekanizmasında değişiklik oluşuyor [52]. Tipik bir yapı olarak aktif yarı iletken katmanan,ve bu tabakanın altında yalıtkan tabaka kullanılmıştır. Yarı iletken normalde ışığın olduğu zaman iletkenlik seviyesi gelir [53]. Şekil 5.5 Sensörün yapısını gösteriyor.



**Şekil 5.5** LDR'ın Yapısı

#### 5.4.1 LDR'in nabız ölçme yöntemi

Doktorlar bizim kalp atışını öğrenmek için elimizi tutarak nabızı ve kalbin dakikada attığını dakikada, saate bakarak öğrenirler. Hatta biz kalbin kan pompaladığı zaman nabızı parmaklarımızın ucunda hissedebiliriz. Bir sağlıklı insan normal olarak dakikada 70 ta 80 kez arasında kalbi kanı pompalar. Bu çalışmada kalp atışı/nabız algılayıp saymaktadır, bu yüzden nabızı algılamak için bir LDR kullanacağız. LDR kalp atış sinyallerini algılaması için öncelikle üstüne düşen ışık miktarı yoğun olması gerekmektedir bu yüzden LED kullanmak gereksinim duyuyoruz. Bununla birlikte parmak LDR üzerine getirildiğinde yoğun ışık parmaktan geçerek LDR'a ulaşır bu esnada parmağın içindeki kılcal damarlardan geçen kan yoğunluğuna göre LDR üstüne düşen ışık değişkenlik gösterir ve ölçüm bu yönde yapılır (Şekil 5.6).



Şekil 5.6 Parmağın LDR'ile Teması

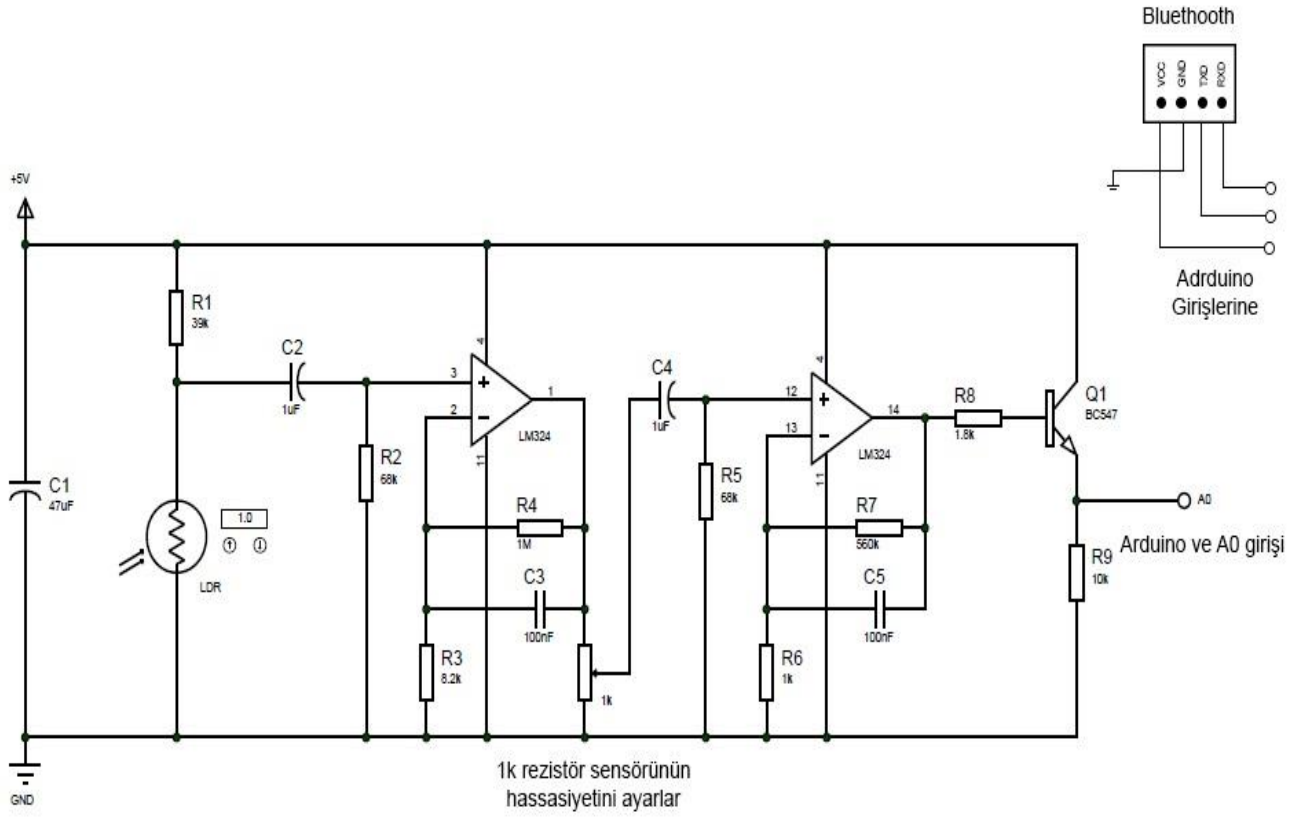
Algılanan sinyaller mikrodenetleyicinin girişine gönderiliyor. Diğer adımlarda gösterilmektedir.

#### 5.5 Sistem Uygulama Devresi

Yapılan tasarımda veri alma işlemini görmek amacıyla bir uygulama devresi tasarlanmıştır. Uygulama olarak ise bir insan vücudunun nabzının zamansal olarak alınması gerçekleştirilmiştir.

Şekil 5.7 'te ECG sisteminin devre tasarımı bütün katmanları ve piyasada rahatça bulunan parçalarla kurulmaktadır. Devrenin Arduino Nano mikrodenetleyici,

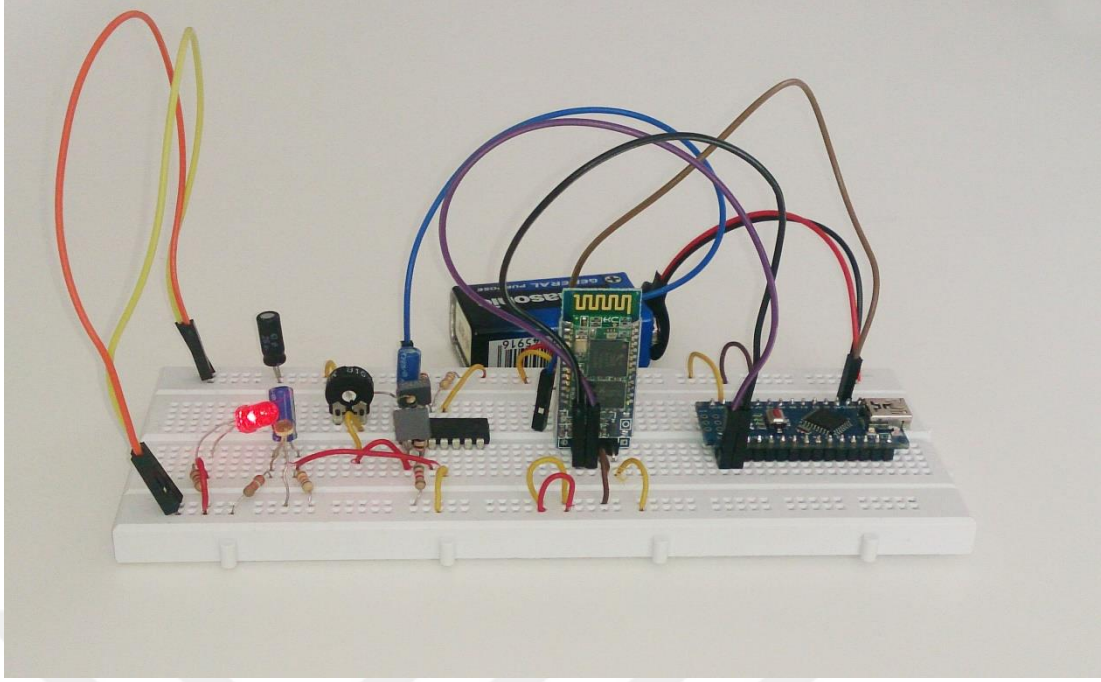
Bluetooth HC-06, direnç, kondansatör, transistor, IC ve besleme gerilimi 5 Volt'luk pille, sağlanmaktadır.



Şekil 5.7 ECG Devre Şeması

Devre kablosuz çalıştığı sebebiyle bir bataryaya kullanılmıştır ve bataryaya belli bir süre zaman içinde çalışmaktadır. Tezin kalp sinyallerini bir bilgisayar ortamında görüntülemek için kullanılan donanım kısmı Şekil 5.8 gibidir.





**Şekil 5.8** ECG'nin Brad Board Devre Uygulaması

## 5.6 Uygulamanın Mikrodenetleyici Yazılımı

Sensör düğümü iki temel işlemden oluşmuştur bunlar:

1. Sensörden algılanan seri verileri Arduinoya göndermek
2. Verileri görüntülemek için bilgisayar ortamına iletmek

Bu nedenle öncelikle sensörün mikrodenetleyici tarafından algılanan bölümü inceliyoruz. USB kablo ile laptopa bağlanan mikrodenetleyici Arduino 1.6.8 versiyonu kullanılarak, kullanan kodlar aşağıdaki gibi yazılmış ve anlatılmıştır:

```
#include <SoftwareSerial.h>
```

Öncelikle SoftwareSerial kütüphanesi bu program için kullanıyoruz. Bu kütüphane Arduinonun kendi yazılım ortamında mevcuttur. SoftwareSerial kütüphanesi Bluetooth ve bilgisayar arasında seri haberleşmeyi sağlamaktadır.

```
#define RxD 10
```

```
#define TxD 11
```

```
SoftwareSerial bluetoothSerial(RxD, TxD);
```

SoftwareSerial komutuyla kütüphaneyi kodumuza ekledikten sonra iki pini Rx ve Tx kodlara tanımlıyoruz. SoftwareSerial bluetoothSerial seri haberleşme fonksiyonunu Rx ve Tx pinlerinden yapılmaktadır.

```
float Signal = 0;
```

Float değişkeni sensörden toplanan değerleri saklamak için kullanılıyor. Kayan sayıları için kullanılan Float veri türü analog ve sürekli değerlerine yaklaştığı için kullanılır.

```
void setup()
```

```
{  
  analogReference(DEFAULT);  
  bluetoothSerial.begin(9600);  
}
```

Devrenin başlangıcında analog giriş için kullanılan referans gerilimi DEFAULT olarak belirlenmiştir, yani var sayılan voltaj 5 volt ve ya 3.3 volt voltaj kullanılmıştır. bluetoothSerial.begin iletişim değişkeni Bluetooth ve bilgisayar arasında seri iletişim ve veri hızını 9600 saniyede bit ayarlar. Bu komut sadece bir kere başlatılır o yüzden void setup içinde yazılmıştır.

```
void loop()
```

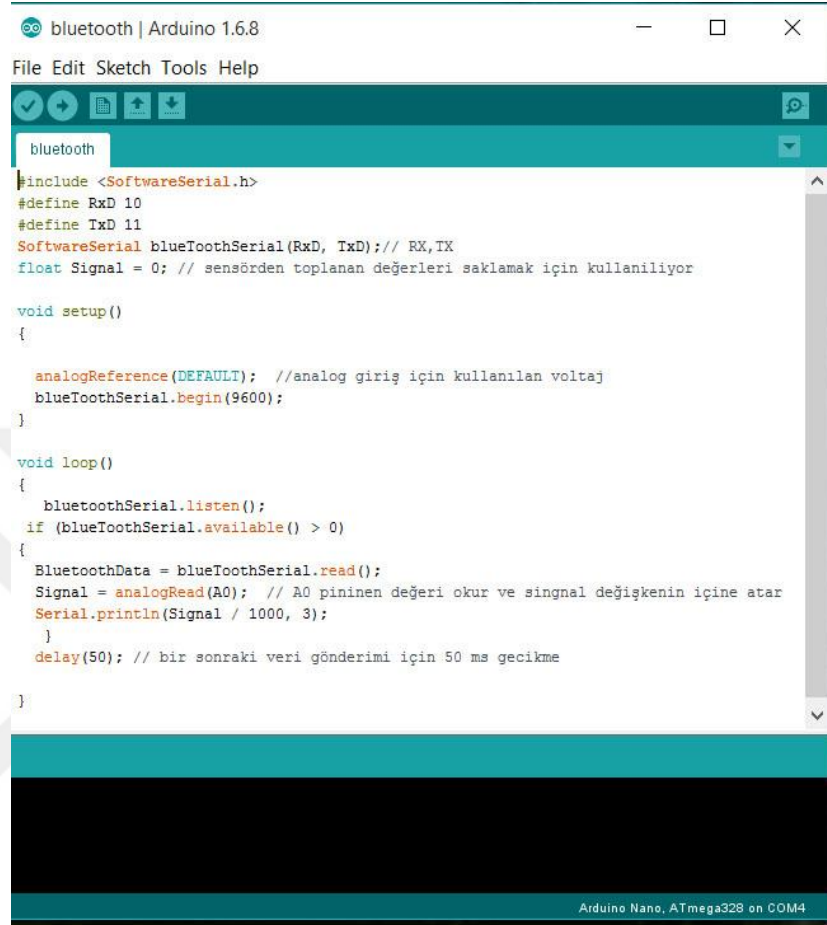
```
{  
  bluetoothSerial.listen();  
  if (blueToothSerial.available() > 0)
```

Bluetooth'a bağlanmak için portu dinliyor eğer bluetooth'u bulursa değişkenin içindekini adımları yapıp ilerler.

```
{  
  BluetoothData = blueToothSerial.read();  
  Signal = analogRead(A0);  
  Serial.println(Signal / 1000, 3);  
}  
  delay(50);  
}
```

Diğer adımda mikrodenetleyicinin A0 pininin değerini okur ve sinyal değişkenine atar. Serial.println iletişimi sinyal değişkenini alıp 1000 ile bölünür ve 3 ondalık basamak ile seri gönderir. Delay kısmı programı bir sonraki veri gönderimi için 50 ms olarak geciktirir.

Yazılan yazılım ortamı aşağıdaki şekil 5.9 ekran görüntüsü gibidir. Sensörden gelen sinyaller Arduinonun seri grafiğinden görüntüler şekil 5.10 gibidir.



```
bluetooth | Arduino 1.6.8
File Edit Sketch Tools Help
bluetooth
#include <SoftwareSerial.h>
#define RxD 10
#define TxD 11
SoftwareSerial blueToothSerial(RxD, TxD); // RX,TX
float Signal = 0; // sensörden toplanan değerleri saklamak için kullanılıyor

void setup()
{
  analogReference(DEFAULT); //analog giriş için kullanılan voltaj
  blueToothSerial.begin(9600);
}

void loop()
{
  blueToothSerial.listen();
  if (blueToothSerial.available() > 0)
  {
    BluetoothData = blueToothSerial.read();
    Signal = analogRead(A0); // A0 pininen değeri okur ve sinyal değişkenin içine atar
    Serial.println(Signal / 1000, 3);
  }
  delay(50); // bir sonraki veri gönderimi için 50 ms gecikme
}

Arduino Nano, ATmega328 on COM4
```

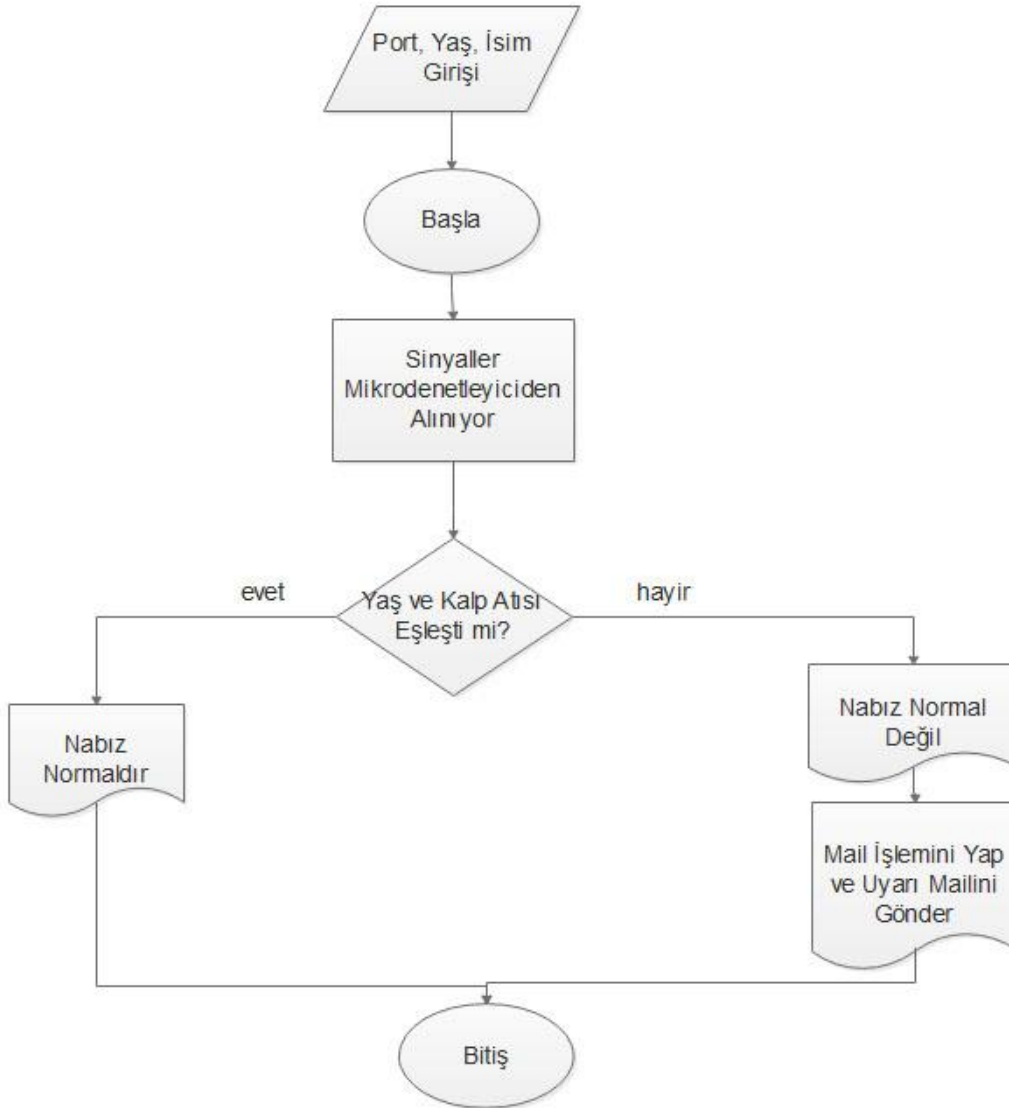
Şekil 5.9 Arduino Yazılım Ekran Görüntüsü



Şekil 5.10 Arduino Seri Grafiği

## 5.7 Program Uygulaması

Arduinodan gelen değerleri (sinyalleri) grafiksel olarak bilgisayar ortamında görüntülemek için bir uygulamaya ihtiyaç duyulmaktadır. Bu uygulama Visual Studio 2015 programında, C# kodlama ortamında ve bilgisayar platformu için gerçekleştirildi. Genel olarak Şekil 5.11 de programın akış diyagramı gösterilmiştir.



Şekil 5.11 Program Uygulamasının Akış Diyagramı

Program çalıştırmadan önce boşlukların doldurulması gerekiyor. Daha sonra yaş yazmamız gerekir çünkü yaşa göre sinyaller değerlenmektedir. Uygulamanın ara yüzünde kullanan ifadeler aşağıdaki gibidir:

**Port** : Seri haberleşmeyi başlatmak için öncelikle port seçilmesi lazım.

**Yaş** : Program hastanın yaşana göre doktor ile bağlantı kurması için yaşın yazılması çok önemlidir.

**İsim** : Nabız ölçülen kişinin ismi yazılır.

**Bağlan** : Programı başlatmak için kullanılır ve sinyalleri görüntüler.

**Dur** : Programı durdurmak için kullanılır.

**Yeniden Başlat** : Programı tekrar başa almak için kullanılır.

**Ekran Görüntüsü** : Programdan ekran görüntüsü alır.

Şekil 5.12'de uygulamanın çalıştırmadan önceki ara yüzü göstermektedir.



Şekil 5.12 ECG Programın Ara Yüzü

### 5.7.1 Nabız algılama programının arka Planı

Bu yöntem kullanılarak ön işlemlerin yapıldığı fonksiyon aşağıda gösterilmiştir:

```
public Form1()
{
    InitializeComponent();
    _serialCom.DataReceived += SerialCom_DataReceived;
}
```

```

private void SerialCom_DataReceived(object sender,
SerialDataReceivedEventArgs e)
{
    _Recieve = _serialCom.ReadExisting();
    BeginInvoke(new Fdelegate(Recieve_serial), new object[] { _Recieve });
}

```

Portumuza bir şey bağlandı mı diye test ettiğimiz metot bu yazılımlardır. Eğer bağlıysa bir alttaki metodu tetikliyor. Program sinyalleri aldıktan hemen sonra ekranda görüntülenmektedir ve bu sinyaller aşağıdaki kodlardan ibarettir:

```

public void Recieve_serial(string a)
{
    _buffer += a;
    if (_buffer.Length > 8) _buffer = string.Empty;
    if (_buffer.Length < 7) return;
    if (_buffer.Substring(1, 1) != "." || _buffer.Substring(5, 1) != "\r" ||
_buffer.Substring(6, 1) != "\n")
        return;
}

```

Sinyalleri vektörde çizmek için 1 karakterden başlayıp, 1 tane ilerle, eğer o eleman nokta "." ya eşitse ve 6 karaktere gidip 1 tane ilerle, o da "\r" ye eşitse ve 7. karaktere gidip 1 tane ilerle o da "\n" ye eşitse.

```

if (Grafic.Series[0].Points.Count > 98)
{
    Grafic.Series[0].Points.Clear();
    Grafic.Update();
}
_signal = Convert.ToDouble(_buffer.Substring(0, 5));
if (_signal > _threshold)
{
    var now = new TimeSpan(DateTime.Now.Ticks);
    var timeBetweenPulse = now - _timer;
    _heartRate = (int) (new TimeSpan(0, 1,
0).TotalMilliseconds/timeBetweenPulse.TotalMilliseconds);
    _timer = new TimeSpan(DateTime.Now.Ticks);
    lblHeartRate.Text = string.Format("Heart Rate : {0}", _heartRate);
}

```

```

    }
    Grafic.Series[0].Points.Add(_sinal);
    Grafic.Update();
    _buffer = string.Empty;
}

```

Grafik serisinin ilk elemanındaki noktalar kümesi sayısı 98 den büyükse ekrandaki noktaları temizleyip ve ekranı günceler, değilse buffer'ın ilk elemanından 5 tane ilerleyip bir nokta koyar. Diğer adımlarda programa timer (korno metre) koyulmuştur. Timer programı 15 saniyeye kadar çalıştırır ve ayrıca grafik serisi başladığı anan itibaren heratRate sinyalleri sayıp ve ekranda gösterir.

Tezdeki çalışma nabız değerlerini yaşa göre değerlendirdiği için timer fonksiyonunu eklemek gereksimi duymakadır. Fonksiyon aşağıdaki kodlardan ibarettir:

```

private void timer1_Tick(object sender, EventArgs e)
{
    Disconnect.PerformClick();
    var age = txtAge.Value;
    if(age>20)
        CheckPulse(60,80);
    else if(age>7)
        CheckPulse(80,90);
    else if(age>3)
        CheckPulse(90,100);
    else if(age>1)
        CheckPulse(90,120);
    else
        CheckPulse(120,140);
    timer1.Enabled = false;
}

```

Nabız değerleri 4.4 bölümünde anlatıldığı gibi ayarlanmıştır ve yaşa göre nabız sayı aralığı bu fonksiyonda yazılmıştır.

Verileri kontrol amacıyla başka bir fonksiyon kullanılmıştır. Bu fonksiyon her 15 saniyede değerleri kontrol edip, ona göre hastaya uyarı vermektedir.

```
private void CheckPulse(int minPulse, int maxPulse)
{
    if (_heartRate >= minPulse && _heartRate <= maxPulse)
        MessageBox.Show("Nabız Normaldir.");
    else
    {
        SendWarningMail(_heartRate,(int)txtAge.Value);
        MessageBox.Show("Nabız Normal Değildir.");
    }
}
```

Son adım nabız değerlerini bir doktor veya bakıcıya göndermek için mail atma yöntemini bu çalışmada kullanıldı. Mail atma yönteminin kodları aşağıdaki gibi dir:

```
private void SendWarningMail(int pulse, int age)
{
    var sc = new SmtpClient
    {
        Port = 587,
        Host = "smtp.Gmail.com",
        EnableSsl = true,
        Credentials = new NetworkCredential("Gönderici@Gmail.com", "Şifre")
    };
    var mail = new MailMessage
    {
        From = new MailAddress("Alici Emaili", "Alici Adi")
    }
}
```



```
};  
    mail.To.Add("Alici Emaili ");  
    mail.Body =  
        string.Format("Hastanın Durumu Normal Değildir<br/> Age:  
{0}<br/>HeartBitRate: {1}", age, _heartRate);  
    mail.Subject = "Hastanın Durumu"; mail.IsBodyHtml = true; mail.Body =  
    "Hastanın nabız sonuçları ektedir.";  
    mail.Attachments.Add(new Attachment(Print()));  
}
```

Mail atmak için Gmail Emaili kullanılmaktadır bu yüzden Gmailin SMTP portunu 587 ve ya 465 yazılması gerekiyor. Credentials’de yazılan email gönderici emailidir ve alıcı emaili From Kısımında yazılması gerekiyor. Maili alan kişi mail.Body kısmındaki verileri göre bilir. Alıcının emailinde görünen konular, ilk başta mail’in konusu hastanın durumu olarak görünür sonra mailin içinde Hastanın Durumu Normal Değildir diye bir yazı gözükür ardından hastanın yaşı ve nabız değerleri gösterilmektedir. Ayrıca otomatik olarak ekrandan, ekran görüntüsü alınıp emaile eklenilmiştir.

### **5.7.2 Sensörün çalışma gereksinimi**

LDR sensörü parmaktan geçen kılcal damarların kan dolaşımından çalışmaktadır bu nedenle kılcal damarların daha iyi belli olması için devrede LED kullanılmıştır. Bu uygulama daha karanlık ortamda daha iyi sonuç vermektedir. Ortam karanlık olunca LED’inin ışığı parmaktan geçerek kılcal damarların daha belirgin olmasına yardımcı olmaktadır. Bununla birlikte tırnak üzerinde oje olmaması tavsiye edilmelidir.

### **5.7.3 Uygulamanın haberleşme mantığı**

Bölüm 4.4’de nabız değerleri anlatıldığı gibi, uygulama haberleşme yapmaktadır. Şöyle ki uygulamanın yazılım kısmına verilen yaş ve kalp atış aralıklarında çalışmaktadır ve bu iki değeri karşılaştırıp değerlendirmektedir.

**Çizelge 5.3** Uygulama Değer Çizelgesi

Yaş Aralığı	Kalp Atışı (Saniyede)	Değer: Normal	Değer: Anormal
0 - 1	120 – 140	Normal diye ekranda göster.	Anormal diye ekranda göster ve uyarı maili at.
1 - 3	90 – 120	Normal diye ekranda göster.	Anormal diye ekranda göster ve uyarı maili at.
3 - 7	90 – 100	Normal diye ekranda göster.	Anormal diye ekranda göster ve uyarı maili at.
7 - 20	80 – 90	Normal diye ekranda göster.	Anormal diye ekranda göster ve uyarı maili at.
20 üzeri	60 – 80	Normal diye ekranda göster.	Anormal diye ekranda göster ve uyarı maili at.

Program 15 saniye zaman zarfı içinde nabız algılamaktadır daha sonra program 15 saniyede algılanan değer sayısını 4 ile çarparak, bir dakikada nabız değeri hesaplanır.

#### **5.7.4 Uygulama sonuçları**

Yapılmış olan tasarım ve uygulamada ekranda var olan boşluklar doldurduktan sonra bağlan butonuna tıklayınca program çalışmaya başlar. Kablosuz seri port haberleşmesi başlayınca LDR tarafına gelen sinyaller ekran sayfasında gözükmektedir. Şekil 5.13'de gördüğümüz gibi yaşa göre nabız değerleri hesaplanıp ve normal olduğu gözükmektedir.



Şekil 5.13 Programın Çalışma Ara Yüzü I

Şekil 5.14’de daha hızlı bir kalp ritmi denenmiştir. Kalp atışı hızlı olunca nabız normal değildir diye bir uyarı gözükmektedir.



Şekil 5.14 Programın Çalışma Ara Yüzü II

Nabızın normal olmadığıyla birlikte ekrandan otomatik olarak görüntü alınıp haberleşme işlemi yapılıyor. Ekranda gözükürken sinyalleri gerçek kalp sinyalleri karşılaştırdığımız zaman P, QRS ve T dalgalarında değişiklikler gözükmektedir.

Sinyal değişiklikleri kullanılan sensör ve ayrıca parmaktan yanadır çünkü her ne kadar kalpten uzaklaşsaks P, QRS ve T dalgasını etkiler.



## 6 SONUÇ VE TARTIŞMA

Sağlık teknoloji uygun maliyet çözümlerle insan yaşamının kalitesini artırmak için hızla artmaktadır. Kablosuz tele-tıp teknolojisi önleme ve erken teşhis için en iyi örnek olabilir. Kablosuz sensör Ağların en büyük sorunlarından biri maliyetidir, ve ayrıca Türkiye gibi bu konuda üretim yapılmayan bir ülkede bu uygulamada kullanan cihazlar örneğin Arduino ve Bluetooth diğer ülkelere göre daha maliyetlidir.

Bu tasarımın temel amacı öncelikle rahatca bulunabilecek ve düşük maliyetli elektronik ürünleri kullanabilmek için tercih edilmiştir. Sistemin en güzel yanı hastanın veya kişinin kablosuz bir şekilde fazla elektrik güce sahip olmadan nabız değerlerin ölçme bilmesidir. Diğer önemli bir husus ise sensörden gelen veriler bilgisayar ortamına aktarılması ve görüntülenmesidir. Uygulama yardımıyla sensörden gelen değerler analize edilip ve haberleşme yapılmaktadır. Tez çalışmada farklı yaşlarda insanların kalp atışları incelendi ve hastayla doktor arasındaki iletişim kuruldu. Çalışmada kullanılan sensör LDR olduğu için fazla gürültüye sahipti ama diğer tarafta çok uygun maliyetle piyasada bulunmaktadır. Bu nedenle nabız ölçme karanlık ortamda ölçmesi öneriliyor.

Program C# dilinde ve Visual Studio ortamında yazıldığından dolayı kodlarda ve ya tasarımda istenen müdahale yapma bilme imkânı vardır.

Tasarımda LDR kullanıldığı için sadece tıp alanında değil, aydınlatma sektöründe de kullanılabilir. Ayrıca gerekli uygulamalar yapılırsa sensörlü lambalar ve ya gece sokak lambalarında kullanılabilir. Fakat diğer uygulamalarda kullanmak için yüksek hassasiyete sahip olan sensörler kullanılması gerekiyor.



## KAYNAKLAR

- [1] «<http://www.who.int/>,» mayıs 2015. [Çevrimiçi]: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/>.
- [2] B. ÜNAL, G. ERGÖR, G. D. HORASAN, S. KALAÇA ve K. SÖZMEN, Türkiye Kronik Hastalar Ve Risk Faktörleri Sıklığı Çalışması, Ankara: Sağlık Bakanlığı , 2013.
- [3] S. Gopal Reddy, «Telemedicine Cuts Costs and Improves Outcomes in Chronic Disease Management,» 22 04 2015. [Çevrimiçi]: [www.nuviun.com](http://www.nuviun.com). [Erişildi: 5 2015].
- [4] A. O. ISIKMAN ve L. Cazalon, «Body Area Network,» Chalmers University of Technology, Gothenburg.
- [5] H. Alemdar ve C. Ersoy, «Wireless sensor networks for healthcare: A survey,» *Computer Networks*, cilt 54, no. 2010, p. 2688–2710, 11 mayıs 2011.
- [6] F. Luis, F.-R. Florentino, C. Nuno ve P. António, «Wireless Body Area Networks for Healthcare Applications:», *International Journal of Distributed Sensor Networks*, cilt 2015, p. 23, 29 Haziran 2015.
- [7] A. Abdullah, A. Ismael, A. Rashid, A. Abou-ElNour ve M. Tarique, «Real Time Wireless Health Monitoring,» *International Journal of Computer Networks & Communications*, cilt 7, p. 3, 2015.
- [8] S. Ullah, M. Mohaisen ve M. A. Alnuem, «A Review of IEEE 802.15.6 MAC, PHY, and Security Specifications,» *International Journal of Distributed Sensor Networks*, cilt 2013, no. ID 950704, p. 12, 2013.
- [9] M. Monirujjaman Khan, «Antenna and Radio Channel Characterisation for Low-Power Personal and Body Area Networks,» Queen Mary University, United Kingdom, London, 2012.
- [10] T. Bosse, Agents and Ambient Intelligence, Amsterdam: IOS Press, 2012, p. 48.
- [11] «[en.wikipedia.org](http://en.wikipedia.org/),» [Çevrimiçi]: <https://en.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>. [Erişildi: ocak 2015].
- [12] «[www.bluetooth.com](http://www.bluetooth.com/),» [Çevrimiçi]: <https://www.bluetooth.com/what-is-bluetooth-technology/bluetooth-technology-basics>. [Erişildi: Ocak 2015].
- [13] C. K.K.Tan, «Internet Home Control System Using Bluetooth over WAP,» *Science and Education Journal*, cilt 11, no. 4, pp. 126-132, 2002.
- [14] R. A. Rashid ve R. Yusoff, «Bluetooth Performance Analysis in Personal Area Network (PAN),» 2006 INTERNATIONAL RF AND MICROWAVE CONFERENCE PROCEEDINGS, PUTRAJAYA, MALAYSIA, 2006.
- [15] T. Salonidis, P. Bhagwat, L. Tassiulas ve R. LaMaire, «Distributed topology construction of Bluetooth personal area networks,» *INFOCOM 2001*, cilt 3, no. 0743-166X, pp. 1577 - 1586, 2001.

- [16] J. Yick, B. Mukherjee ve D. Ghosal, «Wireless sensor network survey,» *Computer Networks*, cilt 52, no. 2008, pp. 2292-2330, 2008.
- [17] A. Mathur ve T. Newe, «Comparison and overview of Wireless sensor network systems for Medical Applications», *International Conference on Sensing Technology*, Liverpool, UK, 2014.
- [18] j. pan, «Medical Applications of Ultra-WideBand (UWB)», *a survey*, 2008.
- [19] H. Raza, J. Yang ve M. Pantaleev, «Integration of ultra-wideband planar baluns into the eleven feed,» *IET Microwaves, Antennas & Propagation*, cilt 8, no. 1, pp. 22 - 28, 2012.
- [20] R. Chávez-Santiago, A. Khaleghi, T. A. Ramstad ve I. Balasingham, «Architecture of an Ultra Wideband Wireless Body Area Network for Medical Applications», *International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies*, Oslo, Norway, 2009.
- [21] A. O. ISIKMAN ve L. Cazalon, «Body Area Network», SE-412 96.
- [22] . J. P. Welch ve . S. W. King , «Performance measures of ISM-band and conventional telemetry», *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, cilt 23, no. 3, pp. 27 - 36, 2004.
- [23] «Federal Communications Commission», [Çevrimiçi]: <https://www.fcc.gov/encyclopedia/medical-device-radiocommunications-service-medradio>. [Erişildi: Mayıs 2015].
- [24] B. Buckiewicz, «Medical Body Area Networks: Rules and Regulations», FCC Requirements for Medical Body Area Networks.
- [25] «Frequency Bands for Medical Data Transmission,» CETECOM, 2014.
- [26] S. L. Company, «The Evolution of Wireless Sensor Networks».
- [27] H. Alemdar ve C. Ersoy, «Yaşlı ve Çocuk Bakımında Kablosuz Algılayıcı Ağ Teknolojilerinin Kullanımı,» *Bir Uygulama Mimarisi Önerisi*, pp. 7-19, 2014.
- [28] D. Bhattacharyya, T.-h. Kim ve S. Pal, «A Comparative Study of Wireless Sensor Networks and Their,» *Sensors*, cilt 10, no. ISSN 1424-8220, pp. 10506-10523, 2010.
- [29] Federal Communications Commission. [Çevrimiçi]: «<https://www.fcc.gov>» [Erişildi: Kasım 2015].
- [30] Y.-S. Choi, Y.-J. Jeon ve S.-H. Park, «A study on sensor nodes attestation protocol,» *Advanced Communication Technology*, 2978-1-4244-5427-3, pp. 574 - 579, 2010.
- [31] T. Soylu, «Kablosuz Algılayıcı Ağların uygulama Alanları,» p. 12, temmuz 2012.
- [32] W. S. Y. S. E. C. I.F. Akyildiz, «Wireless sensor networks: a survey,» *Computer Networks*, cilt 38, no. 2002, p. 393, 2001.
- [33] H. Schaabova, V. Krajca ve VS, «Supervised learning used in automatic EEG graphoelements classification», *E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*, Iasi, 2015.
- [34] D. Suman, D. Malini ve S. Anchuri, «EOG based Vigilance Monitoring system,» *2015 Annual IEEE India Conference (INDICON)*, New Delhi, 2015.
- [35] V. Glaser ve A. Holobar, «Real-Time Motor Unit Identification From High-Density Surface EMG,» *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, cilt 10.1109/TNSRE.2013.2247631, pp. 949 - 958, 2013.



- [36] J. P. Buschmann ve J. Huang, «New Ear Sensor for Mobile, Continuous and Long Term,» *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, no. 1094-687X, pp. 5780 - 5783, 2010.
- [37] F. Öztoprak, «<http://www.evrimagaci.org/>,» Nisan 2014. [Çevrimiçi]: <http://www.evrimagaci.org/fotograf/40/5699>. [Erişildi: Ocak 2016].
- [38] «Google-Novartis'ten diyabet hastalarına akıllı lens,» 15 Temmuz 2014. [Çevrimiçi]: [http://www.bbc.com/turkce/haberler/2014/07/140715\\_diyabet\\_lensi](http://www.bbc.com/turkce/haberler/2014/07/140715_diyabet_lensi). [Erişildi: Ocak 2016].
- [39] İ. Çelik, «Yapay retina ile yeniden görme amaçlanıyor,» *Bilim ve Teknik*, 2009.
- [40] L. Clark, «[www.wired.co.uk](http://www.wired.co.uk),» Tiny implantable blood test chip could personalise medicine, 20 march 2013. [Çevrimiçi]: <http://www.wired.co.uk/news/archive/2013-03/20/implantable-chip-doctor>. [Erişildi: ocak 2016].
- [41] J. E. Hall, *Guyton Tıbbi Fizyoloji, Nobel Tıp Kitabevi*, 2013.
- [42] W. Song, «Heterogeneous Multi-Hop Transmission of Compressed ECG Data from Wireless Body Area Network,» *IEEE ICC*, no. 1550-3607, pp. 1-5, 2011.
- [43] S. N. Ramli, . R. Ahmad ve M. Faizal Abdollah, «Electrocardiogram (ECG) Signals as Biometrics in Securing Wireless Body Area Network,» *IEEE*, pp. 536-541, 2013.
- [44] E. SEMİZEL, «[www.evrensemizel.com](http://www.evrensemizel.com),» [Çevrimiçi]: <http://evrensemizel.com/elektrokardiyografi-ekgelektrokardiyografi-ekg.htm>. [Erişildi: şubat 2016].
- [45] G. Mancia, A. Ferrari, L. Gregorini, G. Parati, G. Pomidossi, G. Bertinieri ve vs, «Blood pressure and heart rate variabilities in normotensive and hypertensive human beings,» *American Heart Association*, pp. 96-104, 12 2011.
- [46] L. Fluckiger, J. M. Boivin, D. Quilliot, C. Jeandel ve F. Zannad, «Differential Effects of Aging on Heart Rate Variability,» *BIOLOGICAL SCIENCES*, cilt 54A, pp. 219-224, 1999.
- [47] M. Shouman, T. Turner ve R. Stocker, «Using data mining techniques in heart disease diagnosis and treatment,» *Electronics, Communications and Computers*, Alexandria, 2012.
- [48] F. Zennifa ve K. Iramina, «Prototype early warning system for heart disease detection using Android application,» *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 21094-687X, no. 14717086, pp. 3468 - 3471, 2014.
- [49] S. Yalman ve A. Haşiloğlu, «Hastanelerde Eş Zamanlı İlaç Dağıtımını Yapan Hemşire /Hemşire Robotunun Geliştirilmesi,» *Medical Technologies National Conference*, Bodrum, 2015.
- [50] «<http://www.tec.reutlingen-university.de>,» [Çevrimiçi]: [http://www.tec.reutlingen-university.de/uploads/media/DatenblattHC-05\\_BT-Modul.pdf](http://www.tec.reutlingen-university.de/uploads/media/DatenblattHC-05_BT-Modul.pdf). [Erişildi: şubat 2016].
- [51] P. Flotante, «<http://www.puntofotante.net>,» 2014. [Çevrimiçi]. Available: <http://www.puntofotante.net/BLUETOOTH-HC-06-WITH-SERIAL-PORT-EASY-GUIDE.pdf>. [Erişildi: Şubat 2016].
- [52] A. Vijayvargiya, «Automatic Street Light Control Syatem,» Suresh Gyan Vihar Univercity, Jagatpura, Jaipur, 2014.

[53] I. Poole, [Çevrimiçi]: <http://www.radio-electronics.com/>, [Erişildi: 5 3 2015].



## **EKLER**

### **EK I ARDUINO MİKRODENETLİYİCİ KODLARI**

```
#include <SoftwareSerial.h>

#define RxD 10

#define TxD 11

SoftwareSerial blueToothSerial(RxD, TxD); // RX, TX

float Signal = 0; // sensörden toplanan değerleri saklamak için kullaniliyor

void setup()

{

    analogReference(DEFAULT); //analog giriş için kullanılan voltaj

    blueToothSerial.begin(9600);

}

void loop()

{

    bluetoothSerial.listen();

    if (blueToothSerial.available() > 0)

    {

        BluetoothData = blueToothSerial.read();

        Signal = analogRead(A0); // A0 pininen değeri okur ve singnal değişkenin içine
atar

        Serial.println(Signal / 1000, 3);
```

```

}

delay(50); // bir sonraki veri gönderimi için 50 ms gecikme

}

```

## EK II ECG ALGILAYICI UYGULAMASI VISUAL STUDIO C# KODLARI

```

using System;
using System.Drawing;
using System.Windows.Forms;
using System.IO.Ports;
using System.Drawing.Imaging;
using System.Net;
using System.Net.Mail;

namespace Eletrocardiogram_ECG
{
    public partial class Form1 : Form
    {
        private readonly SerialPort _serialCom = new SerialPort();
        public delegate void Fdelegate(string a);

        private double _signal ;
        private string _buffer = string.Empty;
        private string _Recieve = string.Empty;
        private int _heartRate ;
        private readonly double _threshold = 0.500;
        private TimeSpan _timer;

        public Form1()
        {
            InitializeComponent();
            //_serialCom.ReceivedBytesThreshold = 6;
            _serialCom.DataReceived += SerialCom_DataReceived;
        }

        private void SerialCom_DataReceived(object sender,
        SerialDataReceivedEventArgs e)
        {
            _Recieve = _serialCom.ReadExisting();
            BeginInvoke(new Fdelegate(Recieve_serial), new object[] { _Recieve
});
        }

        public void Recieve_serial(string a)
        {
            _buffer += a;
            if (_buffer.Length > 8) _buffer = string.Empty;
            if (_buffer.Length < 7) return;
            if (_buffer.Substring(1, 1) != "." || _buffer.Substring(5, 1) !=
"\r" || _buffer.Substring(6, 1) != "\n")
                return;
            if (Grafic.Series[0].Points.Count > 98)

            {
                Grafic.Series[0].Points.Clear();
                Grafic.Update();
            }
        }
    }
}

```

```

    }

    _signal = Convert.ToDouble(_buffer.Substring(0, 5));
    if (_signal > _threshold)
    {
        var now = new TimeSpan(DateTime.Now.Ticks);
        var timeBetweenPulse = now - _timer;
        _heartRate = (int) (new TimeSpan(0, 1,
0).TotalMilliseconds/timeBetweenPulse.TotalMilliseconds);
        _timer = new TimeSpan(DateTime.Now.Ticks);
        lblHeartRate.Text = string.Format("Heart Rate : {0}",
_heartRate);
    }
    Grafic.Series[0].Points.Add(_sinal);
    Grafic.Update();

    _buffer = string.Empty;
}

public string Print()
{
    var printScreen = new Bitmap(Bounds.Width, Bounds.Height);
    var graphics = Graphics.FromImage(printScreen);
    var data = DateTime.Now;

    graphics.CopyFromScreen(Bounds.X, Bounds.Y, 0, 0, Bounds.Size);

    var nome = "Eletrocardiogram ECG - ";
    var filename= nome + data.ToString("dd.MM.yyyy - HH") + "h" +
data.ToString("mm") + "min" + ".png";
    printScreen.Save(filename, ImageFormat.Png);
    return filename;
}

private void Form1_Load(object sender, EventArgs e)
{
    var i = 0;

    foreach (var str in SerialPort.GetPortNames())
    {
        Port.Items.Add(str);
        if (str == "COM1") Port.SelectedIndex = i;
        i++;
    }

    Grafic.ChartAreas[0].AxisX.IsMarginVisible = true;
    Grafic.ChartAreas[0].AxisX.Maximum = 100;
    Grafic.ChartAreas[0].AxisX.Minimum = 0;
    Grafic.ChartAreas[0].AxisX.Interval = 100;

    Grafic.ChartAreas[0].AxisY.Maximum = 1;
    Grafic.ChartAreas[0].AxisY.Minimum = -1;
    Grafic.ChartAreas[0].AxisY.Interval = 2;
    Grafic.ChartAreas[0].AxisY.IsReversed = false;

    Grafic.Visible = true;
    Grafic.Series[1].Points.Add(0);
}

private void Connect_Click(object sender, EventArgs e)
{

```

```

        if (_serialCom.IsOpen) _serialCom.Close();

        _serialCom.PortName = Port.Text;
        _serialCom.BaudRate = 9600;
        _serialCom.Parity = Parity.None;
        _serialCom.DataBits = 8;
        _serialCom.StopBits = StopBits.One;

        try
        {
            _serialCom.Open();
            timer1.Enabled = true;
            Connect.Enabled = false;
            Disconnect.Enabled = true;
        }

        catch
        {
            MessageBox.Show("Please Select Port.");
            Connect.Enabled = true;
            Disconnect.Enabled = false;
        }
    }

    private void Disconnect_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        if (_serialCom.IsOpen) _serialCom.Close();
        Connect.Enabled = true;
        Disconnect.Enabled = false;
        timer1.Enabled = false;
    }

    private void Restart_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        timer1.Enabled = false;
        timer1.Enabled = true;
        Grafic.Series[0].Points.Clear();
        Grafic.Update();

        _buffer = string.Empty;
        _sinal = 0;
    }

    private void Print_Screen_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        Print();
    }

    private void SendWarningMail(int pulse, int age)
    {
        //gmail port ayarlarımız.mailleri free olarak sadece şu an için
        gmail den atabiliyoruz.kendi hostumuz olursa ordan da atabiliriz.
        //Credentials kısmında mail atacak adresin adresi ve şifresi
        var sc = new SmtpClient
        {
            Port = 587,
            Host = "smtp.Gmail.com",
            EnableSsl = true,
            Credentials = new NetworkCredential("Gönderici@Gmail.com",
"Şifre")
        }
    }

```

```

};

//maili atan adresimiz
var mail = new MailMessage
{
    From = new MailAddress("Alici Emaili", "Alici Adi")
};

//mail atılacak kişiler
mail.To.Add("Alici Emaili ");

mail.Body =
    string.Format("Hastanın Durumu Normal Değildir<br/> Age:
{0}<br/>HeartBitRate: {1}", age, _heartRate);

//Hastanın Nabızı = pulse;
mail.Subject = "Hastanın Durumu"; mail.IsBodyHtml = true;
mail.Body = "Hastanın nabız sonuçları ekteedir.";

//üst kısımda print fonksiyonunda .png uzantılı aldığımız resmi,
pc mizde folder ı göstererek ek olarak atabiliyoruz. aşağıdakiler örnektir.
mail.Attachments.Add(new Attachment(Print()));

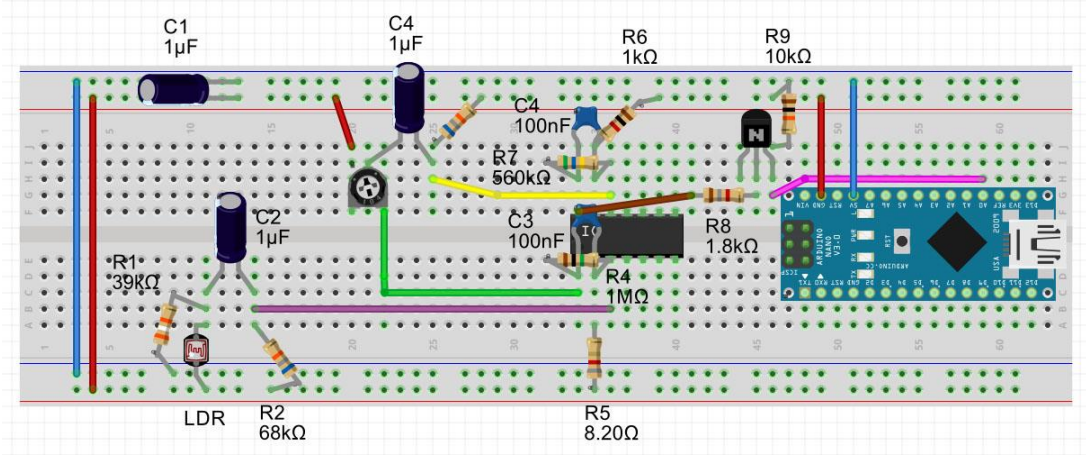
// sc.Send(mail);
}

private void timer1_Tick(object sender, EventArgs e)
{
    Disconnect.PerformClick();
    var age = txtAge.Value;
    if(age>20)
        CheckPulse(60,80);
    else if(age>7)
        CheckPulse(80,90);
    else if(age>3)
        CheckPulse(90,100);
    else if(age>1)
        CheckPulse(90,120);
    else
        CheckPulse(120,140);
    timer1.Enabled = false;
}

private void CheckPulse(int minPulse, int maxPulse)
{
    if (_heartRate >= minPulse && _heartRate <= maxPulse)
        MessageBox.Show("Nabız Normaldir");
    else
    {
        SendWarningMail(_heartRate, (int)txtAge.Value);
        MessageBox.Show("Nabız Normal Değildir");
    }
}
}
}

```

## EK III BREAD BOARD ÜZERİNDE ECG DEVRESİ





## ÖZGEÇMİŞ

**Ad-Soyad** : Negar JALILI

**Doğum Tarihi Ve Yeri** : 21.09.1990 / Iran

**E-Posta** : Negar.jalili90@yahoo.com

## ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2008-2012, Iran Islamic Azad Üniversitesi , Bilgisayar Donanım Mühendisliği
- **Yüksek Lisans** : İstanbul Aydın Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği