

**e-HEALTH KALKAN VE ARDUINO  
KULLANILARAK ÇOKLU FİZYOLOJİK  
İŞARETLERİN BİLGİSAYAR ORTAMINDA  
GÖRÜNTÜLENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**HASAN DİNÇER EKMEKÇİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. UÇMAN ERGÜN**

**İNTERNET VE BİLİŞİM TEKNOLOJİLERİ YÖNETİMİ**

**ANABİLİM DALI**

**Temmuz 2017**

Bu tez çalışması 16.FEN.BİL.26 numaralı proje ile Afyon Kocatepe Üniversitesi  
Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

**AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**e-HEALTH KALKAN VE ARDUINO KULLANILARAK ÇOKLU  
FİZYOLOJİK İŞARETLERİN BİLGİSAYAR ORTAMINDA  
GÖRÜNTÜLENMESİ**

**Hasan Dinçer EKMEKÇİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Uçman ERGÜN**

**İNTERNET VE BİLİŞİM TEKNOLOJİLERİ YÖNETİMİ**  
**ANABİLİM DALI**

**Temmuz 2017**

### TEZ ONAY SAYFASI

Hasan Dinçer EKMEKÇİ tarafından hazırlanan "e-Health Kalkan ve Arduino Kullanılarak Çoklu Fizyolojik İşaretlerin Bilgisayar Ortamında Görüntülenmesi" adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 06/07/2017 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü İnternet ve Bilişim Teknolojileri Yönetimi **Anabilim Dalı'nda** **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

**Danışman** : Doç. Dr. Uçman ERGÜN

**Başkan** : Doç. Dr. Necaattin BARIŞÇI  
Gazi Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi

**Üye** : Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN  
Afyon Kocatepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi

**Üye** : Doç. Dr. Uçman ERGÜN  
Afyon Kocatepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi

Afyon Kocatepe Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun  
..... tarih ve  
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....  
Prof. Dr. Hüseyin ENGİNAR  
Enstitü Müdürü

## **BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI**

**Afyon Kocatepe Üniversitesi**

**Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım  
bu tez çalışmasında;**

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

**beyan ederim.**

**04/08/2017**

**Hasan Dinçer EKMEKÇİ**

**ÖZET**  
Yüksek Lisans Tezi

**e-Health Kalkan Ve Arduino Kullanılarak Çoklu Fizyolojik İşaretlerin Bilgisayar Ortamında Görüntülenmesi**

Hasan Dinçer EKMEKÇİ  
Afyon Kocatepe Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü

İnternet Ve Bilişim Teknolojileri Yönetimi Anabilim Dalı

**Danışman:** Doç. Dr. Uçman ERGÜN

İçinde bulunduğumuz yüzyılda bilim ve teknoloji hızla gelişmekte ve yaşamın her alanını etkilemektedir. Bu etki alanının en başta geleni şüphesiz sağlık ve biyomedikal alandır. İnsan bedeni çalışırken bazı organlar işlevleri ile ilgili birtakım izleme işaretleri üretir. Yatağa bağlı olmadan hareketli hastalardan kendi doğal yaşam alanlarında fizyolojik işaretlerin alınması, hastane ortamının negatif etkilerini de ortadan kaldırmakta ve sağlık merkezlerine bağlı kalmadan hastanın izlenebilmesini sağlamaktadır. İnsan vücudunda oluşan bu göstergelerden bazıları uygun sensörlerle hastalardan alınır, elektriksel verilere dönüştürülür ve cihazlar yardımıyla işlenerek yorumlanmak üzere alan uzmanına sunulur. Bu çalışmada gerçekleştirilen sistem sayesinde hastanın evden çıkmadan bir uzman tarafından takibi sağlanabilecektir. Bu şekilde kişilerin sağlık durumları uzaktan da olsa takip edilebilecek merkeze gelen verilerle gerektiğinde hastaya müdahale yapılabilecektir. Bu yöntem sayesinde hastaların sağlık merkezlerinde yoğunluk oluşturmaları önlenilecektir. Giyilebilir sistem'ler günümüzde en popüler araştırma konularından biridir. Farklı sensörlerin kullanıldığı çalışmalar incelendiğinde çok sık ölçüm ihtiyacı duyulan fizyolojik işaretlerin; EKG, EMG, glikoz ölçümü, nabız, vücut sıcaklığı, kan basıncı, oksijen saturasyonu olduğu görülmektedir. Bu çalışmada EKG, EMG ve Pulse Oksimetre aracı ile elde edilen nabız ve SpO2 değerlerini izlemeye olanak tanıyan Libelium firmasının üretmiş olduğu e-Health algılayıcı platform kiti kullanılmıştır. Vücudun belirli bölgelerine yerleştirilen elektrotlar aracılığı ile EKG, EMG, SpO2 ve nabız değerleri ölçülüp işlenebilir değerlere dönüştürülmektedir. Analog olan bu sinyaller bir

mikroişlemci yardımıyla sayısal işaretlere çevrilmektedir. İşaretlerin anlaşılır hale gelebilmesi için Visual Studio .NET platformu kullanılarak bir yazılım geliştirilmiş ve e-Health algılayıcı platformu ile bilgisayar sistemi arasında bağlantı kurularak hastanın gerçek zamanlı EKG, EMG ve SpO2 sinyallerinin, taşınabilir bir sistem olan Grafik LCD üzerinde veya bilgisayar ekranında görüntülenmesi ve yorumlanması sağlanmıştır.

**2017, xiii + 83 sayfa**

**Anahtar kelimeler:** Fizyolojik işaretler, EKG, EMG, SpO2, e-Health, Pulse Oksimetre,  
Nabız

## **ABSTRACT**

M.Sc. Thesis

### **Viewing Multiple Physiological Signs In Computer System Using e-Health Shield And Arduino**

Hasan Dinçer EKMEKÇİ

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

The Department of Management of Internet and Information Technologies

**Supervisor:** Assoc.Prof. Uçman ERGÜN

The technology we are living in is rapidly developing and affecting every aspect of our lives. One of the areas where this effect is most felt is undoubtedly the health and biomedical field. During human body work, it produces some tracking signs related to the functions of some organs. Taking the physiological markings from non-bedridden moving patients in their natural environment removes the negative effects of the hospital setting and provides that the patient can be monitored without being bound to health centers. Some of these indicators, which are formed in the human body, are taken from patients with appropriate sensors, the electrical data are converted and presented to the field specialist for interpretation by means of devices.. Thanks to the system implemented in this study, the patient is followed by an expert without leaving the house. Thus, the health information is monitored from outside the hospital, and the patient will be able to intervene when needed . This method will prevent the intensity of the patients in health centers. Wearable Systems are one of the most popular research topics today. When the studies using different sensors are examined, it is seen that the physiological signals that need to be measured very often are; ECG, EMG, glucose measurement, heart rate, body temperature, blood pressure and oxygen saturation. In this study, e-Health platform kit, produced by Libelium company, which enables to monitor ECG, EMG and pulse values, is used. ECG, EMG, SpO2 and pulse values are measured and converted into processable values through electrodes placed in certain regions of the body. These analog signals are converted to digital signals by means of a

microprocessor. A software has been developed using the "Visual Studio .NET" platform to make the signals clear and, by connecting the e-Health platform to the computer system the real-time ECG, EMG and SpO2 values of the patient can be displayed and interpreted on the computer screen or graphic LCD which is a portable system and the interpretation is enabled so.

**2017, xiii + 83 pages**

**Keywords:** Physiological signs, ECG, EMG, SpO2, e-Health, Pulse Oximetry, Pulse



## TEŞEKKÜR

Bu araştırmanın konusu, yapılan çalışmaların yönlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarından dolayı tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Uçman ERGÜN'e, çalışmam esnasında teknik konularda desteklerini ziyadesiyle gördüğüm değerli arkadaşlarım Tacettin GÜNDOĞDU, Mehmet TEKE ve Hüseyin GÖKBAY'a, bu günlere gelmemde çok büyük emekleri olan dualarını her daim yanımda hissettiğim anneme, babama ve kardeşime, çalışma süresince her konuda yanımda olan, öneri ve eleştirileriyle yardımlarını esirgemeyen ve göstermiş olduğu sabırdan dolayı eşim Yasemin EKMEKÇİ'ye, ve gülen yüzüyle bana ışık olan kızım Eda Liya EKMEKÇİ'ye teşekkür eder şükranlarımı sunarım.

Ayrıca bu tez çalışmasını 16.FEN.BİL.26 numaralı proje ile destekleyen Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Koordinasyon Birimine de teşekkür ederim.

Hasan Dinçer EKMEKÇİ  
AFYONKARAHİSAR, 2017

## İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	Sayfa No
ÖZET .....	i
ABSTRACT.....	iii
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER DİZİNİ .....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xii
RESİMLER DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ .....	1
2. LİTERATÜR TARAMASI.....	10
3. MATERYAL VE METOT .....	18
3.1 Fizyolojik İşaretlerin Oluşumu.....	18
3.2 Biyoelektrik İşaretlerin Oluşumu .....	19
3.3 Fizyolojik İşaretlerin Algılanması ve Kullanılan Elektrotlar .....	21
3.4 Fizyolojik İşaretlerin Ölçülmesi .....	23
3.5 Fizyolojik İşaret Çeşitleri .....	23
3.6 Kalp .....	25
3.7 Kalbin Çalışması ve Fizyolojik Yapısı .....	26
3.8 Kalbin Uyarımı ve Elektriksel İletimi .....	27
3.9 EKG Özellikleri ve Tanımı .....	30
3.10 EKG Ölçümü .....	32
3.11 EMG İşareti ve İşaretlerin Ölçülmesi .....	32
3.12 Kasların Yapısı .....	33
3.13 EMG Ölçümünde Kullanılan Elektrotlar.....	35
3.14 EMG Ölçüm İşlemi ve Çeşitleri .....	36
3.14.1 İğne Elektrot .....	36
3.14.2 Yüzey Elektrot.....	37
3.15 Pulse Oksimetre.....	37
3.16 Nabız Nedir?.....	39
3.17 Nabız Atımını Etkileyen Faktörler .....	39

3.18 Gerçekleştirilen Sistem.....	41
3.19 e-Health Algılayıcı Platform .....	43
3.20 Fizyolojik İşaret Sensörleri.....	46
3.20.1 EKG Sensörü .....	46
3.20.2 EMG Sensörü .....	49
3.20.3 Pulse Oksimetre Sensörü .....	52
3.20.4 128X64 GLCD .....	54
3.21 Arduino.....	54
3.21.1 Arduino Çeşitleri .....	57
3.21.2 Arduino Uno R3 .....	57
3.21.3 Arduino Programlama Dili .....	58
3.22 Visual Studio .Net Teknolojisi .....	58
3.22.1 Microsoft Visual C# .....	59
4. BULGULAR.....	61
5. TARTIŞMA VE SONUÇ .....	72
6. KAYNAKLAR .....	76
6.1 İnternet Kaynakları .....	82
ÖZGEÇMİŞ .....	83

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

### Simgeler

---

Ca	Kalsiyum
Cl	Klor
K	Potasyum
Na	Sodyum

### Kısaltmalar

---

AV Düğümü	Atrioventriküler Düğüm
Atrium	Kulakçık
C#	CSharp
EEG	Elektroensafalogram
EKG	Elektrokardiyogram
EMG	Elektromiyogram
ENG	Elektronörogram
GLCD	Grafik LCD
GPRS	General Packet Radio Service
IDE	Yazılım Geliştirme Ortamı
Internet of Things – IoT	Nesnelerin İnterneti
ITU	Uluslararası Telekomünikasyon Birliği
CAA	Kablosuz Alan Ağlarının
KVAA	Kablosuz Vücut Alan Ağları
mV	Milivolt
NASA	National Aeronautics and Space Administration
NFC	Near Field Communication
RFID	Radio Frequency Identification
Sensör	Algılayıcı
SA Düğümü	Sinoatrial Düğüm
Shield	Kalkan
SpO2	Oksijen Saturasyonu
Ventrikül	Karıncık
WLAN	Wireless Local Area Network

---

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<b>Sayfa No</b>
Şekil 1.1 Biyotelemetri sisteminin iş akışını gösteren şema.....	3
Şekil 1.2 Nesnelerin interneti genel yapısı .....	6
Şekil 1.3 Cisco verilerine göre yıllara göre “Nesnelerin İnterneti Yayılım Beklentisi” .....	6
Şekil 1.4 Fizyolojik veri toplanması ve analizi .....	7
Şekil 3.1 Fizyolojik işaretlerin işlenmesi .....	18
Şekil 3.2 Hücre zarında meydana gelen iyon hareketi.....	20
Şekil 3.3 Fizyolojik işaretlerin algılanması .....	21
Şekil 3.4 Elektrot çeşitleri.....	22
Şekil 3.5 Fizyolojik işaretler .....	23
Şekil 3.6 Kalbin dış görünümü .....	25
Şekil 3.7 Kalbin fiziksel hareketi sonucu oluşan elektriksel sinyaller .....	28
Şekil 3.8 Örnek bir elektrokardiyogram işareti .....	30
Şekil 3.9 Rutin olmayan EKG grafiği.....	31
Şekil 3.10 Einthoven üçgeni .....	32
Şekil 3.11 Örnek EMG sinyali.....	33
Şekil 3.12 Kasların yapısı .....	34
Şekil 3.13 İğne elektrot .....	36
Şekil 3.14 Pulse Oksimetre ve çalışma mantığı.....	38
Şekil 3.15 Kullanılan yöntem .....	41
Şekil 3.16 Gerçekleştirilen sistem .....	42
Şekil 3.17 e-Health algılayıcı platform bağlantıları.....	44
Şekil 3.18 e-Health algılayıcı platformuna bağlanabilen sensörler .....	45
Şekil 3.19 e-Health EKG sensörü .....	46

<b>Şekil 3.20</b> EKG elektrotların vücuda yerleştirilmesi .....	48
<b>Şekil 3.21</b> e-Health EMG sensörü .....	50
<b>Şekil 3.22</b> EMG elektrotlarının vücuda yerleştirilmesi .....	51
<b>Şekil 3.23</b> e-Health Pulse Oksimetre sensörü .....	52
<b>Şekil 3.24</b> Arduino Uno modeli ve elemanları .....	57

## ÇİZELGELER DİZİNİ

	<b>Sayfa No</b>
<b>Çizelge 3.1</b> Fizyolojik işaretlerin isimlendirilmesi.....	24
<b>Çizelge 3.2</b> Yaş – Nabız ilişkisi.....	39
<b>Çizelge 3.3</b> Nabız atımını etkileyen faktörler .....	40

## RESİMLER DİZİNİ

	<b>Sayfa No</b>
<b>Resim 3.1</b> Yüzey ve İğne Elektrot.....	35
<b>Resim 3.2</b> Pulse Oksimetre.....	38
<b>Resim 3.3</b> Arduino ve e-Health algılayıcı platformu .....	47
<b>Resim 3.4</b> EKG bağlantısı .....	47
<b>Resim 3.5</b> Hazırlanan programdaki EKG grafiği .....	49
<b>Resim 3.6</b> EMG bağlantısı.....	50
<b>Resim 3.7</b> Hazırlanan programdaki EMG verileri ve grafiği .....	52
<b>Resim 3.8</b> Pulse Oksimetre bağlantısı .....	53
<b>Resim 3.9</b> Hazırlanan programdaki Pulse Oksimetre verileri .....	54
<b>Resim 3.10</b> GLCD seri dönüştürücü kartı, e-Health GLCD bağlantısı ve örnek GLCD ekranı .....	54
<b>Resim 3.11</b> Arduino Uno ve IDE yazılım geliştirme ortamı .....	56
<b>Resim 3.12</b> Visual Studio C# tasarım ve form görüntüsü .....	59
<b>Resim 3.13</b> Yazılımda kullanılan veritabanı .....	60
<b>Resim 4.1</b> Hazırlanan sistemin parçalarının birleştirilmiş görüntüsü.....	61
<b>Resim 4.2</b> Fizyolojik değerlerin okunması için yazılan Arduino kodları.....	62
<b>Resim 4.3</b> Değerlerin GLCD ekranda gösterilmesi.....	63
<b>Resim 4.4</b> Tasarlanan sistemde elektrotların vücuda bağlanması .....	63
<b>Resim 4.5</b> Sensörlerden okunan EKG, EMG ve SpO2 değerlerini seri iletişim yolu ile iletilmesi.....	64
<b>Resim 4.6</b> Kişi bilgilerinin tutulduğu veri tabanı ekranı .....	65
<b>Resim 4.7</b> Fizyolojik işaretlerin alındığı ekranın tanıtımı .....	66
<b>Resim 4.8</b> Sonuçları yorumlayacak kişinin ekran tanıtımı.....	67



<b>Resim 4.9</b> Sonuçları yorumlayacak kişinin teşhis ekranı .....	68
<b>Resim 4.10</b> Birinci kişinin değerleri.....	68
<b>Resim 4.11</b> İkinci kişinin değerleri.....	69
<b>Resim 4.12</b> Üçüncü kişinin değerleri .....	70
<b>Resim 4.13</b> e-Health algılayıcı platformu ve sensörlerin genel görünümü .....	71

## 1. GİRİŞ

İnsanoğlu geçmişten bugüne dek içinde yaşadığı çağın özelliklerine göre gelişim ve değişim göstererek yaşamını srdre gelmiştir. Değişim, insanlığın var olduğu günden bugüne dek değişmeyen tek olgudur. Herakleitos bu durumu “panta rhei”, yani “herşey akar ve değişir” sözüyle ifade etmiştir (Honderich 1982).

İnsanlığın var oluşundan bu yana dünya genelinde toplumsal değişimler yaşanmaktadır. Bu değişimler insanoğlunun yaşam standartlarını değiştirerek, günlük yaşamlarında birçok yenilikleri ortaya çıkarmıştır. Fütürist Alvin Toffler “nc Dalga” (The Third Wave) isimli eserinde bu değişimleri üç farklı dalga olarak nitelendirmiştir. Toffler’a göre sosyal ve ekonomik büyüme gidişatında ilkel toplumların tarıma geçişleri birinci dalgayı, tarım toplumundan sanayi toplumu devrine geçiş ikinci dalgayı ve sanayi toplumundan bilgi toplumuna geçişi de son dalgayı oluşurmaktadır (Valacich and Schneider 2010). Toplumsal huzurun, karakterli ve bilgili insanın önem kazandığı bilgi toplumu evresinde bilginin ve bilişim teknolojilerinin önemi tarımdan sanayiye, hizmetten eğitime, sağlıktan iletişime hayatın her alanında kullanılabilir olmasıdır (Aktan ve Tunç 1998).

İletişime geçmenin bu yeniliklerin başında gelebileceği düşünülebilir. İnsanların ateşle haberleşmesinden bugüne dek iletişim çok yönlü olarak gelişimini srdrmştir. İçinde yaşadığımız yüzyılda, teknolojiadaki hızlı değişim ve gelişim sağlık alanı ile birlikte birçok alandaki yöntemlerin değişmesine gelişmesine yol açmaktadır. Her zaman ve her yerden, zaman ve mekândan bağımsız ihtiyaçlarımızı giderme durumunu gerekli kılmıştır. Temelini insandan alan bu değişim sağlık hizmetlerinde de etkisini hissettirmiştir. Yaşadığımız bu değişim sağlık sistemlerinde yeni terimlerin türetilmesine neden olmuştur. Bu terimlerin en çok kullanılanlarından birisi Teletıp (Telemedicine) diğerisi biyoteleometri’dir.

Gereksinim duyduğumuz sağlık hizmetlerinin bize; kaliteli, en çabuk ve güvenli bir şekilde sunulabilmesi için, iletişim araçlarını kullanmamız gerekmektedir. Bu anlamda Teletıp iki farklı merkez arasında iletişim araçları yardımıyla teşhis, tedavi, tedavi sonrası izlemeyi, değerlendirme amaçlarıyla fizyolojik ve biyolojik verilerin

gönderilmesini, depolanmasını ve sağlık hizmetlerinin sunulmasını sağlamaktadır (Zach 1996, Kyriacou *et al.* 2001).

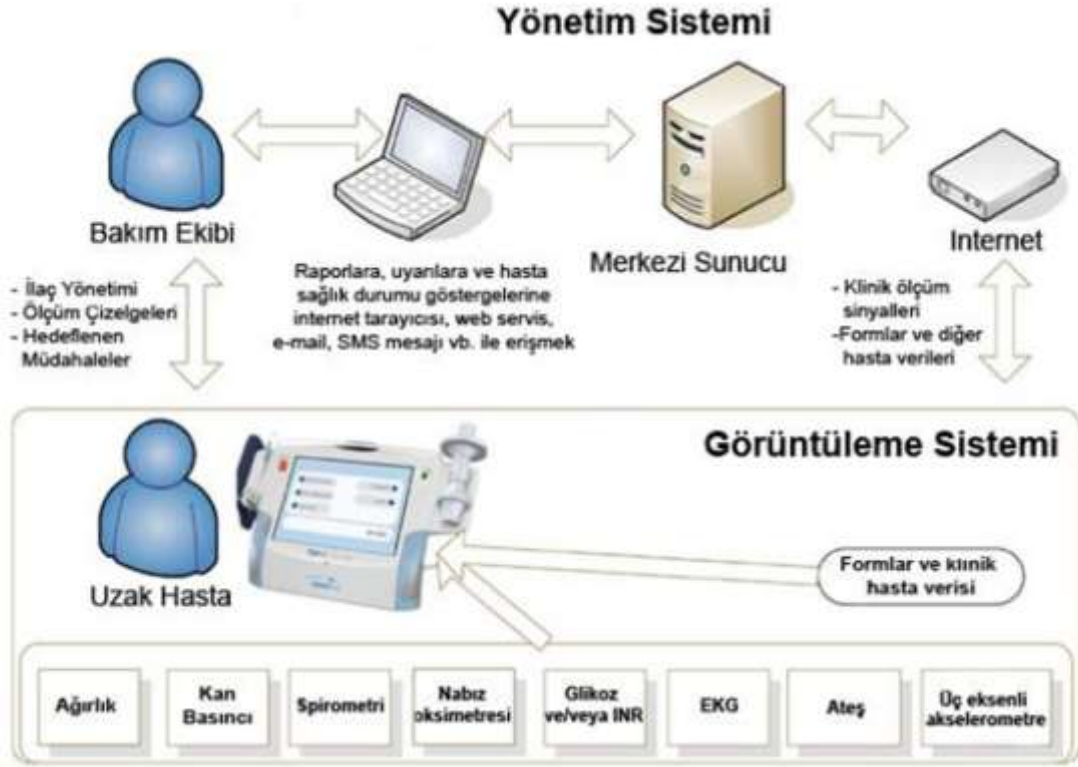
Teletıp, alışlagelmiş doktor hasta karşılaşmalarını ortadan kaldırarak hasta ve doktorun farklı mekânlarda oldukları durumlarda bile bilgi ve iletişim teknolojilerinin sağlık hizmeti sağlamak için kullanılmasıdır. Teletıp kullanımı günümüz çağında kişisel bilgisayarların ve internetin yaygınlaşmasıyla hız kazanmıştır. Günümüzde genç nüfusun azalıp yaşlı nüfusun artması, yaşlanan toplumların sağlık bakımlarındaki sıkıntılar, birçok ülkenin sorunu haline gelmiştir. Sağlık hizmetlerinin nüfusun artmasıyla doğru orantılı olarak maliyetlerinin de yükselmesi, hastanın sağlık merkezlerine gidip gelme sıklığını azaltma ihtiyacı, uzman hekimlerden faydalanmak isteğini, hastalık ile ilgili uzun vadede elde edilen istatistikî veriler ışığında daha faydalı tedavi metotlarını belirlemek gibi faktörler teletıp uygulamaların başlamasına ve gittikçe yaygınlaşmasına neden olmuştur.

Türk Dil Kurumuna göre telemetri “ölçü değerlerinin veya verilerin haberleşme araçları yardımıyla uzak mesafelere otomatik olarak aktarılmasıdır” (İnt.Kyn.2). Ölçme dışında telemetri sistemi izleme ve kontrol için de kullanılmaktadır. İnsanların hareketlerinin incelenmesi, stres ve egzersiz fizyolojilerinin izlenmesi, hastaların hastalıklarıyla ilgili tansiyon, kan şekeri, sıcaklık, nabız gibi biyolojik değişkenlerle Elektrokardiyogram (EKG), Elektromiyogram (EMG) gibi fizyolojik işaretlerinin zaman ve mekândan bağımsız olarak herhangi bir noktadan izlenmesi telemetri sisteminin kullanılmasını gerektirir.

Biyotelemetri ise; fizyolojik ve biyolojik değişkenlerin uzak mesafeden veriyi yorumlayabilecek ve veri hakkında karar verebilecek bir merkeze gönderilmesidir. Biyotelemetri, teletıp uygulamaları içerisinde büyük bir öneme sahiptir. Aynı ortamda gözlem yapmanın imkânsız olduğu yerlerde; davranışsal, fizyolojik ve çevresel değişkenlerden veri elde etmek için biyotelemetri kullanılabilir (Güler ve Übeyli 2002).

Şekil 1.1’de gösterildiği gibi biyotelemetrinin amacı, canlıların normal hayat akışı içerisinde hareketlerini engellemeden fizyolojik ve biyolojik işaretleri alıp gözlem

yapılacak ve işlenecek ortama gürültüsüz ve güvenli bir şekilde aktarmaktır. Teletıp ve biyoteleometri sistemlerinin en belirgin amacı, yaygın, ucuz, kaliteli ve güvenli sağlık hizmeti sağlamaktır.



Şekil 1.1 Biyoteleometri sisteminin iş akışını gösteren şema.

Günümüzde, hayatımızın her alanında hız kazanan teknolojik gelişmeler, etkilerini özellikle sağlıkta; medikal ve tıp alanlarında göstermektedir. Medikal alanındaki gelişmeler 19. Yüzyıla kadar uzanmaktadır ve günümüze kadar gelişimini sürdürmektedir. Tıp ve medikal alandaki gelişmelere NASA (National Aeronautics and Space Administration)'daki çalışmaların büyük katkıları olmuştur. Astronotların uzay uçuşları sırasında fizyolojik işaretlerinin sağlıklı bir şekilde izlenmesi gereksinimi bu alandaki cihaz ve sistemlere yoğunlaşılmasını gerektirmiştir.

Gereksinim duyduğumuz sağlık hizmetlerinin lüzumlu durumlarda çabuk, güvenli ve kaliteli bir şekilde elde edilebilmesi için, zaman ve mekândan bağımsız bir şekilde iletişim teknolojilerini kullanarak teşhis, izleme, tedavi ve yorumlama amacıyla fizyolojik işaretlerin iletilmesi ve sağlık hizmetlerinin sunulmasını sağlamaktadır.

Fizyolojik işaret; organların işlevlerini, birbirleriyle olan ilişkilerini araştırıp insan vücudunun çalışması ile ilgili üretilen değişkenlere denilmektedir. Bir başka tanıma göre fizyolojik işaretler canlı vücudundan sensörler veya dönüştürücüler vasıtasıyla ölçülen elektrik kökenli veya elektrik kökenli olmayan işaretlerdir. EKG, EMG, elektroensafalogram (EEG), elektronörogram (ENG) gibi işaretler elektrik kökenli olan fizyolojik işaretler iken sıcaklık, solunum hacmi, deri direnci, kan akış hızı, kalp sesleri, kan basıncı gibi işaretler elektrik kökenli olmayan işaretlerdir. Elektrik kökenli işaretler hücrelerde meydana gelen elektrokimyasal olayların sonucunda oluşur. Hücre zarlarından Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>, Ca<sup>+</sup> ve Cl<sup>-</sup> iyonlarının geçişleri potansiyel farklar meydana getirerek bu tip işaretlerin ortaya çıkmasına neden olur. Bu potansiyel farklar, elektrotlar aracılığıyla algılanıp bir takım işlemlerden geçirildikten sonra hastalığa teşhis konma aşamasında faydalanılmaktadır. Fizyolojik işaretler, vücut içindeki karmaşık anatomik yapıdan dışarıya kolay anlaşılabilir bilgi taşımazlar. Bunun için, elektrotlar aracılığıyla algılanan bu belirtilerin işlenip yorumlanmaları gerekir. Bu nedenle günümüzdeki klinik uygulamalarda fizyolojik işaretlerin işlenmesi, saklanması ve iletilmesi büyük önem taşımaktadır.

Yaşadığımız çağda gelişimini hızlı bir şekilde sürdüren internet, tüm dünyayı kapsayan iletişim ağı sayesinde sağlık alanında medikal bilişime de her geçen gün katkı sağlamaya devam etmektedir. Her yıl çok sayıda insan kronikleşmiş rahatsızlıklardan, geç kalınmış müdahalelerden ve sağlık hizmetlerindeki eksikliklerden ötürü hayatını kaybetmekte ya da kalıcı hasarlarla hayatını sürdürmektedir. Bilişim teknolojilerinin hızla geliştiği çağımızda insanlar sağlık hizmetlerinden daha çok şey beklemektedirler. Dünya nüfusunun yaş ortalamasının artmasıyla birlikte kronikleşen hastalıkların, psikolojik sorunların, bulaşıcı hastalıkların fazlaşması sağlık hizmetlerinin önemini ortaya çıkarmaktadır. Bununla birlikte hastanede süren uzun tedaviler, yatak sıkıntısı, insanların yoğun çalışmalarından kaynaklı sağlık sorunlarını ikinci plana atıp önemsememelerini ya da kontrole gitmemeleri birçok ruhsal, fiziksel ve sosyal problemlere sebep olabilmektedir. Belirtilen nedenlerin asgariye indirilebilmesi için EKG, EMG, kan basıncı, kan şekeri, vb. ölçümlerin geliştirilen ve kullanımı kolay cihazlarla yapılması sağlanmaktadır (Winston *et al.* 2008).

Hastalıklar, kronikleşmiş ve sürekli takip edilmesi gereken rahatsızlıklar, gündelik takip gibi sebepler için fizyolojik işaretlerin ölçülmesi amacıyla tasarlanmış bu cihazlar hayatımızın her alanında kullanılmaktadır.

Nesnelerin interneti ve giyilebilir teknolojiler kavramlarını konuştuğumuz bu dönemlerde kullandığımız her cihazın nano boyutta akıllı olanları ile yer değiştirdiği görülmektedir. Sağlık alanında çokça kullandığımız bu cihazların en önemli özellikleri kablosuz iletişim yapabilme, içinde bulunan sensörler ile hastanın fizyolojik işaretlerini gözlemleyerek kullanılan iletişim araçlarıyla sisteme aktarılmasını sağlamaktır.

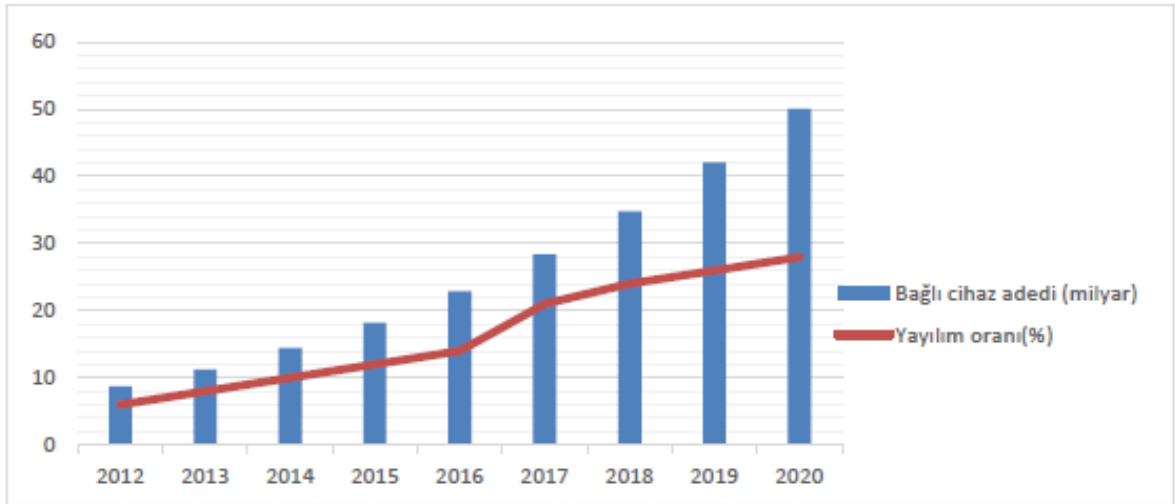
“Nesnelerin İnterneti” (Internet of Things - IoT); dışarıdan herhangi bir veri girişine gerek kalmadan, insan etkisini de dışta bırakarak cihazların kendi aralarında iletişime geçtiği, güvenli bir şekilde bilgi biriktirdiği, toplanan bilgiler ışığında karar verdiği ve verileri ilettiği bir oluşum olarak tanımlanmaktadır (Aktaş *et al.* 2014).

Nesnelerin interneti için daha başka tanımlamalar bulunmaktadır. Örneğin Belissent (2010)’a göre yapılan tanım şu şekildedir: “Bilişim teknolojilerini kullanarak bir yerleşim yeriyle ilgili güvenlik, sağlık, ulaşım gibi hizmetlerin daha verimli kullanılabilmesine imkân sağlayan sistemdir”.

Uluslararası Telekomünikasyon Birliği (ITU) Nesnelerin İnternetini “herhangi bir zamanda, herhangi bir yerde, her nesnenin birbirine bağlanabileceği bir teknolojidir” şeklinde tanımlamaktadır. Şekil 1.2’de Nesnelerin İnterneti genel yapısı yer almaktadır. İnternette olan bağlılığımız arttıkça internete bağlı cihazların kullanımı da gün geçtikçe artmaktadır. Cisco’ya göre yapılan araştırmalar sonucunda 2012 yılında birbirine bağlı olan cihazların sayısı 8,7 milyar iken, 2017 yılında bu sayı yaklaşık üç kat artarak 28 milyar cihaz internete bağlanabilmektedir. 2020 yılında ise birbirine bağlı cihazların yaklaşık 50 milyara ulaşacağı düşünülmektedir. Şekil 1.3’de Cisco verilerine göre yıllara göre internete bağlı cihaz adedi ve Nesnelerin İnterneti yayılım beklentisi grafiği yer almaktadır (Evans 2011).



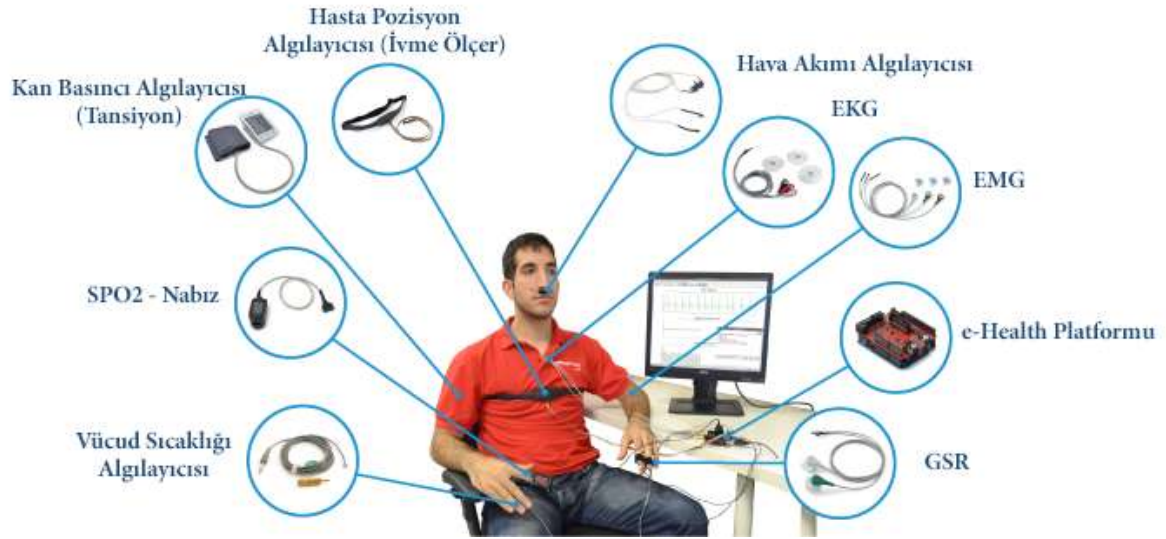
Şekil 1.2 Nesnelerin interneti genel yapısı.



Şekil 1.3 Cisco verilerine göre yıllara göre “Nesnelerin İnterneti Yayılm Beklentisi” (Evans 2011).

Nesnelerin interneti yapısının bir bileşeni olan Kablosuz Vücut Alan Ağları (KVAA), insanlara ait fizyolojik işaretleri algılama özelliğine sahip, haberleşme yapabilen, hasta üzerine giydirilebilen ve sensörlerden alınan verileri işleyen küçük boyut olarak oldukça küçültülmüş akıllı cihazlardan meydana gelirler. Sağlık alanındaki KVAA uygulamalarında kullanılan akıllı cihazların bazıları, EKG, EMG, EEG, SpO2, kan basıncı, giyilebilir ve vücuda entegre edilebilen sensörler, yutulabilen kameralar, sıcaklık ölçerler olarak sayılabilir (Tachtatzis 2012). KVAA ile hasta üzerine giydirilen veya Şekil 1.4’de görüldüğü gibi vücuda yerleştirilen sensörler sayesinde fizyolojik

veriler, istenilen zamanda hastaya herhangi bir acı vermeden strese sokmadan ve günlük işlerini yaparken toplanabilmektedir.



Şekil 1.4 Fizyolojik veri toplanması ve analizi (İnt.Kyn.5).

KVAA, tıbbi izleme sistemleri ve nesnelerin interneti teknolojisinin önemli bir bileşenidir. KVAA vasıtasıyla hastalardan toplanan fizyolojik işaretler çoğunlukla takip amaçlı kullanılmaktadır. KVAA'ların biyomedikal sahada kullanılmasındaki en önemli amaç; sağlıkta yüksek kalite ve verimliliğin maksimuma çıkarılmasının yanında acil müdahale gerektiren durumlar meydana gelmeden önce önleyici tedbir alınmasını sağlamaktır.

Günümüz sağlık teknolojisi incelendiğinde elektronik ne kadar iç içe ve ayrılmaz parçalar olduğu görülmektedir. Elektronik teknolojisi, günümüz sağlık alanlarında aktif bir şekilde kullanılmaktadır. Elektroniğin ve sağlık endüstrisinin yan yana bu kadar etkili kullanılması, gerek doktor gerekse hasta için birçok pozitif sonucu da beraberinde getirmiştir. Günden güne gerçekleşen gelişmelerde endüstriyel elektronik donanımlarının sağlık alanındaki payı da artmaktadır. Şüphe yoktur ki; bu durum uzun yıllar boyunca da bu şekilde devam edecektir. Çünkü elektronik donanımlar sağlık sektöründe birçok zorluğun pratik çözümü olabilmektedir.

Günlük hayatta insanların fizyolojik ölçümleri yaptırmak için genellikle sağlık merkezlerine gitmeleri gerekmektedir. Çoğu insanda kontrol altında tutulması gereken



bu fizyolojik değerler farklı nedenlerden dolayı ikinci plana atılmaktadır. Bu tez çalışması sonucunda Arduino gömülü sistemleri ve kullanılan sensörler sayesinde; kişi fizyolojik değerlerini her an kontrol altında tutabilecektir. Arduino gömülü sistem ve kullanılan biyomedikal kalkan (shield) ve algılayıcılar (sensörler) sayesinde kişinin fizyolojik değerleri seri haberleşme yoluyla okunup Visual Studio programlama dili ile oluşturulan arayüz sayesinde alınan veriler işlenip kullanıcının anlayabileceği şekilde görüntülenecektir.

Tez alışması kapsamında oluşturulacak projenin temel amaçları; Arduino, kalkan ve sensörler kullanarak hastalardan EKG, EMG, SpO2 ve nabız gibi fizyolojik verilerin elde edilmesi, elde edilen verilerin depolanması, depolanan verilerin herkesin anlayabileceği bir yapıya dönüştürülmesi, hasta ile hekim arasında fizyolojik ölçümlerin e-posta aracılığı ile iletilmesi, kullanılan farklı iletişim sistemlerine göre arayüzlerin tasarlanması, oluşturulan projenin farklı sensörler ile genişletilebilmesini sağlamaktır.

Bu alışma, Arduino gömülü sistemleri kapsamında biyomedikal alanda; EKG, EMG, SpO2 gibi çeşitli sensörler kullanılarak değerlerinin ölçülmesi, ortam sıcaklığının ölçülmesi gibi uzaktan hasta izleme ve kişinin fizyolojik verilerinin ölçülerek kullanıcıya Visual Studio Ortamında aktarılmasını kapsamaktadır. Bu sensörlerden gelen veriler kontrol yazılımı - mikrodenetleyici etkileşimi sayesinde değerlendirilip işleme tabi tutulmaktadır.

Bu tez çalışması altı ana başlıktan oluşmaktadır. İlk ana başlık giriş bölümü olup projenin genel amaçlarından bahsedilmektedir. Daha önce yapılmış çalışmalardan bahsedilen literatür taraması bölümü ikinci ana başlığı oluşturmaktadır. Bir sonraki ana başlıkta ise fizyolojik işaretlerin oluşumuna, algılanmasına değinilmektedir. Bu bölümde ayrıca insan vücudunun oluşturduğu EKG, EMG ve SpO2 bilgilerine değinilmiştir. nc ana başlıkta, çalışmada izlenen yöntemlerden ve kullanılan materyallerden bahsedilmektedir. Geliştirilen sistemin sonuçlarının değerlendirildiği bulgular başlığı çalışmanın dördüncü ana başlığını oluşturmaktadır. Beşinci ana başlıkta ise sonuç ve öneriler bulunmaktadır. Son ana başlık olan kaynakça başlığı

altında tezin hazırlanması sırasında yararlanılan kaynaklar ile ilgili bilgiler bulunmaktadır.

## 2. LİTERATÜR TARAMASI

Literatür taraması yapıldığında Teletıp, biyoteleometri, uzaktan hasta takibi, fizyolojik işaretler, nesnelere interneti, iletişim teknolojileri gibi kavramların ele alındığı çalışmalar incelenmiştir.

EMG ile ilgili bilinen ilk deneyler 1666 yılındaki Francesco Redi'nin yaptığı çalışmalardır. Redi deneylerinde elektrik balığını kullanmıştır. Elektrik balığının kas hareketleri sonucunda, kaslarda meydana gelen elektriklenmeleri gözlemlemiştir (Clarys 2000).

1773'de Walsh, Eel balıklarının kas dokularındaki elektriğin kıvılcım oluşturabilme yeteneğini bulmuştur. 1792 yılında Luigi Galvani tarafından, "De Viribus Electricitatis In Motu Musculari Commentarius" adlı yayınlanan makalede elektriğin kas kasılmalarını başlatabileceği ispatlanmıştır. İlk gerçek EMG kaydı Marey tarafından yapılmış olup ilk EMG tanımı da Marey tarafından tanımlanmıştır. Osiloskobun icadı ile 1924 yılında Gasser ve Erlander, EMG sinyallerini osiloskop üzerinde gözlemlemeyi başardı. Bundan 4 yıl sonra Proebster bu kaslar tarafından üretildiğini bulmuş ve klinik EMG alanını açmıştır (Yazıcı 2008).

EMG'nin temeli 1786 yılında, Galvani'nin yapmış olduğu deneyle atılmıştır. Bu deneyde Galvanin elindeki neşteri ölü bir kurbağanın bacağına dokundurmak suretiyle kurbağa bacağındaki kasların hareketini gözlemlemiştir (İnt.Kyn.3).

Kalbin elektrik akımları ise ilk kez 1876'da kaydedilmiştir. Wilhelm Einthoven 1903 yılında, galvonmetrik esasına dayanan bir sistemi kullanmış ve kalpte meydana gelen elektriksel etkinlikleri yazdırmayı başarmıştır. P, Q, R, S, T tanımlamalarını Wilhelm Einthoven tarafından 1895 yılında ilk defa yapılmıştır. İlk EKG kaydı hasta, hastane ortamında bulunurken EKG'si de 1,5 km uzaktaki fizyoloji laboratuvarında kaydediliyordu (Cardiol 2010).

Teletıp ile ilgili araştırmalar ilk olarak NASA'nın uzaya insan göndermesi ile başlamış olup astronotların fizyolojik işaretleri haberleşme kanalları kullanılarak yapılmıştır.

1967'deki Apollo projesi ile dünyamızdan çok uzaklarda astronotlar tarafından gerçekleştirilen ay yürüyüşü esnasında onların EKG, EMG, kan basıncı, nabız, kandaki karbondioksit oranı gibi fizyolojik işaretlerini dünyaya iletmiştir (Perednia 1995).

Apollo Projesinde (1967-1972) astronotların yeryüzünden ve tıbbi bakım ünitesinden 300000km uzakta olacakları planlanmıştı. Teletıp ve biyoteleometri, astronotlara özel tıbbi donanım ve kendi başlarına bir takım operasyonları gerçekleştirme olanağı sundu. Astronotlar fizyolojik verilerini uzay aracından yeryüzünde bulunan merkeze gönderen biyolojik sensörler taşıyordu. Böylece yeryüzünde bulunan uzman sağlık ekibinin gelen fizyolojik verileri kontrol ederek tehlikeli durumlarda müdahale etme fırsatı oluyordu. Astronotların taşıdıkları biyolojik sensörler sayesinde uzaydaki uçuşları ve ay yüzeyinde oldukları süre boyunca EKG, oksijen tüketimi, sıcaklık değişimleri, karbondioksit, soluk alıp verme, nabız gibi fizyolojik işaretleri anında Dünya'daki merkezden denetleyebiliyordu (Yılmaz 1999).

Elena vd. (2002), Cardiosmart akıllı kardiyoloji görüntüleme sistemi, adını verdikleri projede sadece problemlili olan EKG işaretini General Packet Radio Service (GPRS) kullanarak göndermişlerdir.

Dong vd. (2004), çalışmalarında mobil EKG dedektörü tasarlamışlardır. Bluetooth standardıyla mobil giyilebilir kablosuz EKG dedektörü geliştirerek EKG verisinin GPRS ile iletimini sağlamışlardır.

Istepanian vd. (2004), çalışmasında hastanın fizyolojik işaretleri kablosuz sensörler yardımıyla hastanın bulunduğu yerden bağımsız olarak alınıp gözlemlenebilmektedir. Bu çalışma ile mobil takip sistemi geliştirilmiştir.

Monon vd. (2005), insanlardan Oksijen Saturasyonu (SpO<sub>2</sub>) ve nabız işareti verilerini bluetooth ile almakta ve GPRS ile iletmektedir.

Chien vd. (2005), çalışmasında fizyolojik işaret olarak EKG ve EMG sinyallerini Radyo Frekans (RF) kablosuz iletişim standardı ile alıcı üniteye gönderilmiştir.

Navarro vd. (2005), fizyolojik işaretlerden bazılarını elde edip mobil iletişim sistemini kullanarak ambulansın içinden, hastanedeki hekimin takibi sağlayabileceği bir sistem tasarlamışlardır (Hakan ve Güler 2010).

Eduardo vd. (2005), “Enhanced 3G-Based m-Health System” adlı çalışmasında, ambulansla görevli personel ile hastanede bulunan bir uzman doktor arasında mobil erişimin kurulması, fizyolojik işaretlerin iletilmesini anlatmaktadır.

Monon vd. (2005), Pulse Oksimetre sensörleri ile ilgili yaptığı çalışmada, çok sayıda kullanıcıdan kablosuz haberleşme sistemi olan bluetooth teknolojisi ile fizyolojik işaretlerden SpO2 ve nabız işareti verileri alınmakta, veriler Wireless Local Area Network (WLAN) ve GPRS ile gönderilmektedir. Böylece tek merkezden birden fazla hastanın verileri görüntülenmektedir.

Hassinen vd. (2006), “Acil Tıbbi Bir Durumda Dokümantasyon Sistemi Kullanarak Afet Kurtarma Koordinasyonu” adlı çalışmasında, afet anında hastaların çeşitli fizyolojik işaretlerinin kablosuz haberleşme teknolojisi olan bluetooth ile iletimi, bunun yanında farklı yollarla tespit edilen hasta ve tedavi bilgilerinin de değişik kablosuz teknolojilerle iletilmesi ve elde edilen bu bilgilerin dokümantasyona kaydedilmesi ile acil tıbbi yardımda insan gücü ve kullanılan malzeme arasındaki düzen ve uyumu sağlayacak model önerilmiştir.

Kumar vd. (2006), çalışmasında SpO2 ve vücut sıcaklığı değerlerini kablosuz iletişim standarttı olan RF ile ana üniteye aktarılmış daha sonra GSM altyapısı kullanılarak sunucu birime iletiler şeklinde gönderilmiştir. Kablosuz iletişim teknolojisinin kullanılmasıyla oldukça geniş alanı kapsayan bir uygulama gerçekleştirilmiştir. Sunucu bölümünde kullanılan LabVIEW programı ile görsellik sağlanmıştır.

ZhuQ vd. (2006), PDA tabanlı EKG iletim sistemi gerçekleştirmişlerdir. GPRS teknolojisinin kullanıldığı bu çalışmada EKG işareti PDA ile alınıp ve uzak bir medikal EKG servisine iletilmiştir.

Park vd. (2006), çalışmalarında giyilebilir, kablosuz, düşük güçle çalışan kapasitif sensörlerinin kullanıldığı EKG izleme sistemi oluşturmuşlardır. Tüm dünyada kullanılabilmesi açısından standart bağlantılar olan USB, Ethernet ve Wi-Fi tercih edilmiştir.

Proulx vd. (2006), Bluetooth ile EKG izleme sistemi tasarlamışlardır.

Eşme (2006)'a göre, uzaktan kontrol edilebilen bir kalp cihazı tasarlamıştır. Tasarlanan cihaz modüler ve taşınabilir özelliktedir. EKG işaretleri ve diğer iletişim verilerinin iletilmesi dial-up ve internet ile olabileceği gibi GSM modem ile haberleşme tercih edilmiştir.

Kabalcı (2006)'a göre, bilgisayar merkezli kablosuz EKG biyoteleometri sistemini gerçekleştirmiştir. Vücuttan aldığı EKG bilgisini kablosuz olarak iletmış ve bilgisayar ortamına aktarmıştır.

Fidan vd. (2007), çalışmalarında hastadan alınan temel fizyolojik işaretlerin EKG, EMG, solunum hızı, vücut sıcaklığı, kalp atım hızı gibi verilerin ölçümü gerçekleştirmişler. Bununla beraber aynı anda ölçüm sonucunun belirlenen mesafeye iletilebilmesini sağlayan 4 kanallı cihazının tasarımını gerçekleştirmişlerdir.

Zeybek (2007)'e göre, nesnelerin interneti kapsamında taşınabilir bir EKG ölçüm cihazı tasarlamış ve elde ettiği EKG verilerini kablosuz teknolojiyi RF kullanarak merkezi bir bilgisayara aktarıp bilgisayarda görüntülenmesi sağlamıştır.

Eugene vd. (2007), "Development of an Electronic Medical Report Delivery System to 3G GSM Mobile (Cellular) Phones for a Medical Imaging Department" adlı çalışmada, elektronik olarak hazırlanan raporlar mobil cihazlar ile uzman hekimlere 3G (Üçüncü Nesil) iletişim teknolojileri de kullanılarak iletilmektedir.

Yang vd. (2014), yaptıkları çalışmada fizyolojik işaretlerden olan EKG işaretini GPRS ile alıp işlemişlerdir. Çalışmalarında almış oldukları EKG verisi ile ilgili çalışmalar

yapmış ve EKG verisinde istenmeyen bir durumla karşılaşıldığında sunucuya GPRS modülüyle alarm sinyali yollamışlardır (Yazıcı 2008).

Janckulik vd. (2008), çalışmalarında elde ettikleri EKG verisinin web servisleriyle alınmasını, işlenmesini ve verinin analizini gerçekleştirmişlerdir.

Luo vd. (2009), nesnelerin interneti altyapısını kullanarak, uzaktaki hastaların üzerlerindeki sensörlerden alınan fizyolojik verilerin belirli bir düzene göre dijital ortamda kayıtlarının tutulması ve saklanması ile ilgili bir çalışma yapmışlardır.

Çetin (2009)'a göre, biyomedikal alanda kullanılan KAA'ların bir uygulaması üzerinde çalışmıştır. Gerçekleştirilen çalışma Ege Üniversitesi Hastanesi'nde uygulanmıştır. Çalışmada hastalardan alınan nabız, plestismogram (kalbin her vuruşuyla çevre damarlara dolan kan akışı) ve SpO2 değerleri son zamanlarda sıkça kullanılan kablosuz iletişim teknoloji olan Zigbee haberleşme standardı ile kablosuz ağ üzerinden merkezde bulunan veritabanına iletilmiştir.

Hu vd. (2009), çoklu fizyolojik sinyalleri toplayıp izlemek ve bunların iletilmesine yönelik bir çalışma yapmışlardır. Yapılan çalışmada, belli bir yaşın üzerindeki hastaların ani kalp krizleri, hiper tansiyon ve felç geçirme gibi rahatsızlıkları tespit etmek amacıyla; EKG, EMG ve EEG gibi fizyolojik işaretlerin alınıp, alınan işaretlerin gönderilmesine için bir KAA kurulmuştur. Elde edilen fizyolojik işaretlerin kullanılan bir yazılım ile incelenmesi sağlanmıştır. Hastalara ait kimlik ve konum bilgilerini almak için kablosuz teknoloji olan Radio Frequency Identification (RFID) kullanılmıştır.

Simunic vd. (2009), çalışmalarında Kablosuz sistemin kablolu sisteme göre avantajlı olduğunu gözlemişlerdir. Ev ve ambulans ortamlarında alınan EKG verisinin iletimini sınırlandıran Bluetooth teknolojisi kullanarak basit bir kablosuz kanal yapmaya çalışmışlardır.

Somay (2009)'a göre, yapılan çalışmada, ZigBee iletişim teknolojisi kullanılarak ölçüm gerçekleştirilmiştir. Çalışmada EKG işaretleri ZigBee alıcı-vericisi ile işaretlerin iletimi

sağlanmıştır. Alınan işaretler bilgisayar ortamında çalışan bir program ile ekrana çizdirilerek işaretlerin görüntüsü alınmıştır.

Jara vd. (2010), ilaçların zararlı yan etkiye neden olmaması amacıyla, nesnelerin interneti prensibi ile çalışan, yan etkileri önceden belirleyen bir sistem önermişlerdir. Hastaların sisteme tanıtılması kablosuz iletişim teknolojisi olan RFID-NFC (Near Field Communication) ile, kullanılan ilaçların sisteme tanıtılması ise barkod okuma sistemi ile yapılmaktadır. Hasta ve ilaç bilgileri sisteme tanıtıldıktan sonra bu bilgiler İlaç Eczacılık Bilgi Sistemi'ne gönderilmektedir. Oluşabilecek problemlerin önüne geçmek amacıyla hastanın alerji durumu ve sağlık kayıtları karşılaştırılmaktadır. Herhangi bir sorunla karşılaşıldığında hasta ikaz edilmektedir.

Atzori vd. (2010), nesnelerin interneti konusunu ele alan bir çalışma yapmışlardır. Yapılan çalışmada, nesnelerin interneti uygulamalarına değinilmiş ve biyomedikal uygulamalar içerisinde hasta izleme uygulamalarının öneminden bahsedilmiştir.

Kaya (2010)'a göre, hastaların günlük yaşamlarını değiştirmeden kullanabilecekleri ve fizyolojik verileri kaydedip daha sonra e-posta yolu ile bir uzmana göndermeye çalışmıştır. Bu gönderme şekli RF modülleri ile sağlamıştır. Bu çalışmada farklı hastaların EKG verileri kayıt edilebilmekte ve dünyanın herhangi bir yerindeki uzmana e-posta ile gönderebilmektedir.

Can (2010)'a göre, maliyeti düşük bir cihaz tasarlayarak elde ettiği verileri telefona göndermeye çalışmıştır. Kablosuz bir teknoloji olan Bluetooth modülü ile EKG işaretlerini cep telefonuna ileterek görüntülenmesini sağlamıştır. Bluetooth modülünü kullanarak 10 metre mesafedeki başka cihazlara veya GSM operatörleri ile uzak mesafelere veri akışı sağlanmıştır.

Yu vd. (2010), düşük güç tüketimi sağlamak için EKG verilerini sıkıştırma yolunu deneyip göndermeye çalışmışlardır. Bunun için de Ayrık Kosinüs Dönüşümü (AKD) ve Lempel Ziv Welch (LZW) algoritmalarını birleştirme şeklinde bir yol izleyip yeni bir



algoritma geliştirmişlerdir. Verileri etkili bir şekilde sıkıştırarak düşük güç tüketimini sağlamışlardır.

Özcan (2010)'a göre, çalışmasında yedi kanallı EKG ölçüm cihazı tasarlamıştır. Ölçtüğü değerleri kablosuz teknoloji olan Bluetooth haberleşme teknolojisini kullanarak bilgisayarda oluşturduğu arayüze iletmeye çalışmıştır.

Baş (2011)'a göre, yaptığı çalışmada hastaların izlenmesi ile ilgili bir tasarım önerisi geliştirmiştir. Geliştirdiği bu sistem 2 bölümden oluşmaktadır. Bunlardan ilki, hastaların uzaktan izlenmesi diğeri ise hastane içindeki hastaların izlenmesidir. Çalışmada önerilen sistem üç katmanlı bir blok yapıdadır. Bu katmanlardan ilki KVAA bloğu, ikincisi vücut alan ağı sunucusu bloğu, üçüncüsü ise medikal sunucu bloğudur.

Kırbaş (2013)'a göre, KVAA'larda çok karşılaşılan birtakım problemlerini ortadan kaldırmak amacıyla, birden fazla kanallı haberleşmeyi destekleyen bir katman tasarlamıştır. Kırbaş çalışmasında benzetim yazılımı olan OPNET Modeller'ı kullanarak saptanan problemlerin karşılaştırılmasını gözlemlemiştir.

Yang vd. (2014), nesnelerin interneti tabanlı akıllı sağlık hizmeti sistemi platformu oluşturmuşlardır. Yaptıkları bu çalışmada, hastalarının ilaçlarını kullanıp kullanmadıklarını kontrol eden akıllı bir ilaç kutusu (IMedBox) geliştirilmiştir. Geliştirdikleri bu ilaç kutusu RFID ile haberleşebilmekte ve hastanın alması gereken ilacı düzenli bir şekilde alıp almadığını kontrol ederek kullanılmama durumunda uyarı veren akıllı ilaç kutusu (IMedPack) tasarlanmıştır. Sistemin çalışma mantığı; ilaç kutusu içerisine yerleştirilen bir ağırlık sensörler aracılığı ile ilaç alım saatlerinde azalmayan ağırlık nedeniyle kullanıcıları uyarma ve ilaç belirlenen saatte kullanılmamışsa bu durum ilacın takibinden sorumlu kişilere bilgi notu iletilmesi şeklindedir.

Aktaş vd. (2015), KVAA'ları kullanarak hastalardan alınan fizyolojik işaretlerin iletilmesi ile ilgili bir çalışma yapmak suretiyle elde edilen EKG sinyallerini, kablosuz ortamda göndermişlerdir. Uygulamada OPNET Modeller programı kullanılarak benzetim oluşturulmuştur. Sonuçlara bakıldığında hastalardan alınan fizyolojik

işaretlerin servis kalitesi parametrelerine göre başarılı bir şekilde iletildiği sonucuna ulaşılmıştır.

Babu vd. (2016), üç farklı alt sistemden oluşan bir EKG görüntüleme sistemi önermiştir. Bu görüntüleme sistemindeki ilk alt sistem analog EKG sinyallerini okumak için kullanılır. İkinci alt sistem ise mikrodenetleyici ve bluetooth modülünden oluşur ve EKG sinyallerini dijitale dönüştürmek ve Android işletim sistemli telefona iletmek için kullanılır. Üçüncü alt sistem ise EKG sinyallerini uygun grafikler aracılığıyla görüntülemek için kullanılan telefonun kendisidir. Konuyla ilgili olarak yapılan son çalışmada ise LabVIEW kullanılarak gerçek zamanlı hasta görüntüleme sistemi önerilmiştir.

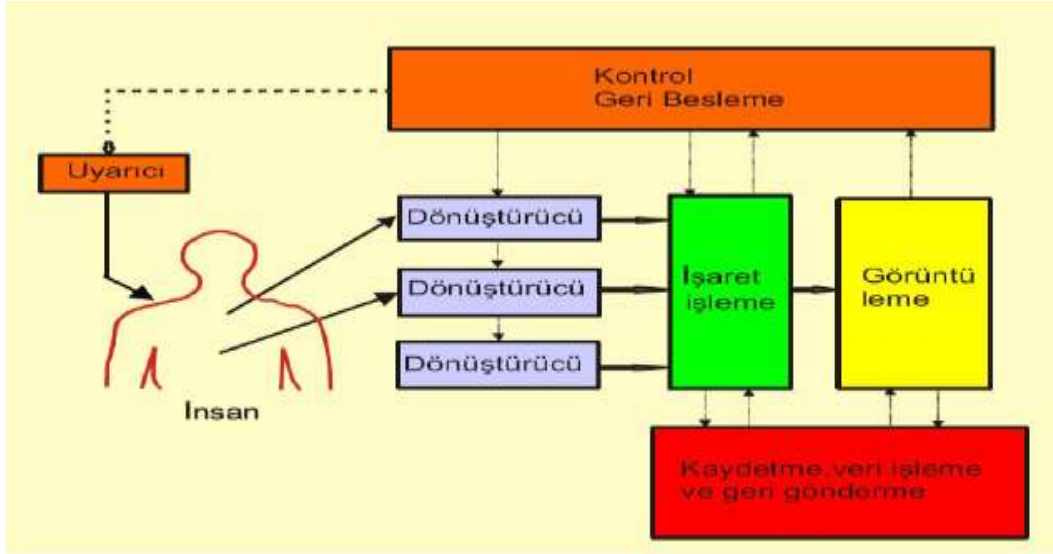
Literatür taraması incelendiğinde 1666 yılında Francesco Redi'nin yapmış olduğu çalışma ve 1786 yılında, Galvani'nin yapmış olduğu çalışma ile EMG ve EKG'nin temellerinin atıldığı görülmektedir. Günümüze kadar geçen süre içinde fizyolojik işaretler üzerinde yapılan çalışmalar incelenmiştir. Teknolojinin gelişmesiyle beraber farklı tanımlar, ifadeler söylene gelmiştir. Son yıllarda yapılan çalışmalarda fizyolojik işaretlerin daha çok mekân ve zamandan bağımsız bir şekilde alan uzmanlarına iletilmesi noktasında kullanılan iletişim teknolojileri üzerinde durulduğu gözlenmektedir.

### 3. MATERYAL VE METOT

Bu bölümde fizyolojik işaretlerin oluşumu, algılanması ve ölçülmesi, kalbin fizyolojik yapısı, kasların yapısı, EKG, EMG, Nabız gibi fizyolojik işaretlerin ölçülmesi için kullanılacak olan elektrotlar ve sensörler konuları ile ilgili bilgiler sunulmaktadır.

#### 3.1 Fizyolojik İşaretlerin Oluşumu

Canlı vücudunu oluşturan sistemler çeşitli fonksiyonlarını yerine getirirken bir takım işaretler üretirler. Fizyolojik işaret veya biyoelektrik işaret adı verilen bu işaretler genelde anlaşılabilir bilgiler değildirler. Üretilen bu işaretler çoğu zaman vücudumuzun içerisinde meydana gelen karmaşık biyolojik yapıdan dış dünyaya kolay anlaşılabilir bilgileri taşımazlar. Vücudumuzun içinde gerçekleşen bu çeşitli olayları anlamlandırabilmek için bunların incelenip, işlenip, değerlendirilip yorumlanmalarının yapılması gerekmektedir. Beyin, kalp, sinirsel iletim ve çeşitli kas hareketleri gibi vücut sistemleri fizyolojik işaretler adı altında incelenirler.



Şekil 3.1 Fizyolojik işaretlerin işlenmesi (Yazgan ve Korürek 1996).

Şekil 3.1’de görüldüğü gibi fizyolojik işaretlerin canlı vücutundan uyarıcılar veya dönüştürücüler aracılığıyla algılanıp bir takım işlemlerden geçirildikten sonra son aşama olan kaydetme, veri işleme ve geri gönderme basamağına gelerek işlenmesi sağlanmaktadır. Fizyolojik işaretler, insan vücudunda bulunan kalp, beyin, sinir sistemi

ve kas gibi organların çalışmaları sırasında oluşurlar. Bu işaretlerin meydana gelmesinin temelinde, hücrelerdeki elektrokimyasal olayların neticesinde oluşan aksiyon potansiyeli yatmaktadır.

İçinde yaşadığımız yüzyılda iletişim, bilişim, elektronik ve teknolojiye ki gelişmelere paralel olarak fizyolojik alandaki çalışmaların arttığı görülmektedir. Bu alanda ki çalışmalar, fizyolojik işaretlerin alınıp işlenmesi, yorumlanması ve değerlendirilmesi alanında yeni ufuklar açmıştır (Yazgan ve Korürek 1996).

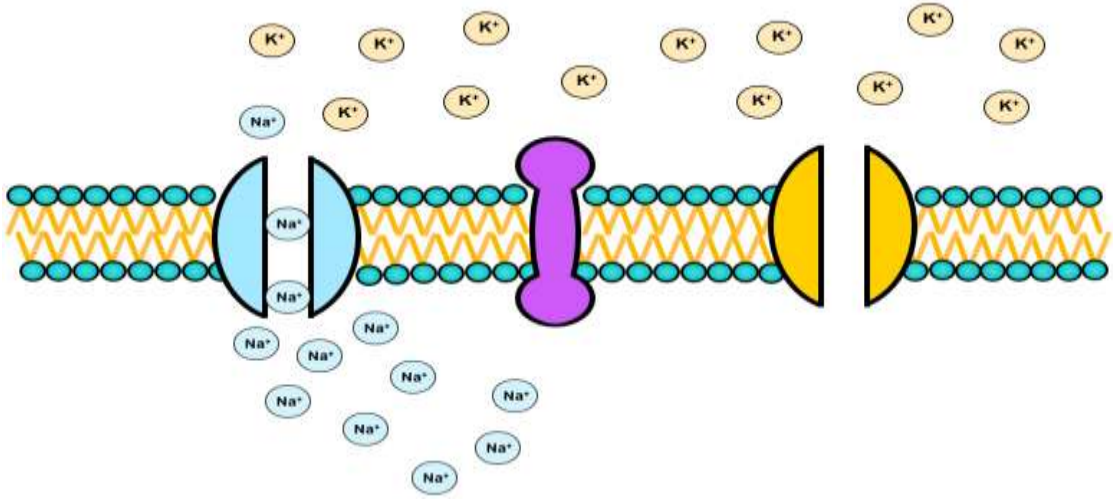
İnsan vücudunda bulunan beyin, sinirsel iletim, kalp ve çeşitli kas hareketleri gibi fizyolojik işaretlerin, elektrotlar veya dönüştürücüler yardımıyla algılanıp belirli işlemlerden geçirildikten sonra yorumlanıp değerlendirilmesi ile bazı hastalıkların takibinde kullanılması biyomedikal alandaki gelişmelere örnek gösterilmektedir.

### **3.2 Biyoelektrik İşaretlerin Oluşumu**

Canlılar hayati fonksiyonlarını sürdürürken birtakım elektriksel belirtiler üretir. Bu belirtiler hücrelerde meydana gelen elektrokimyasal olaylarının sonucunda üretilirler. Hücrelerin, dokuların ve organların elektrokimyasal aktivitesi sonucunda meydana gelen bu belirtilere biyoelektrik işaretler denir.

Biyoelektrik işaret olarak adlandırılan değişimlerin kaynağı, tek bir sinir veya kas hücresidir. Hücre, canlıların bağımsız olarak yaşamını sürdürebilen yapı ve görev bakımından en küçük parçasıdır. Hücre; nükleus olarak isimlendirilen çekirdek, stoplazma olarak isimlendirilen hücre gövdesi ve stoplazmayı çevreleyen hücre zarından meydana gelmektedir.

Hücrelerde oluşan elektriksel işaretler, hücrenin uyarılabilme özelliği sebebiyle oluşur. Hücrelerde bulunan uyarılabilme özelliği hücrelere göre değişiklik gösterir. En büyük uyarılabilme özelliğine sahip olanlar sinir ve kas hücreleridir. Sinir ve kas hücreleri gibi hücrelerin zarları sahip oldukları eşik seviyesi değerinin üstünde bir işaret ile uyarılırsa bu uyarı hücrenin tamamına iletilir. Hücrelerde gerçekleşen uyarma kimyasal, termal, elektriksel, optik veya mekanik olabilmektedir. Şekil 3.2'de hücre zarında meydana gelen iyon hareketi görülmektedir.



Şekil 3.2 Hücre zarında meydana gelen iyon hareketi.

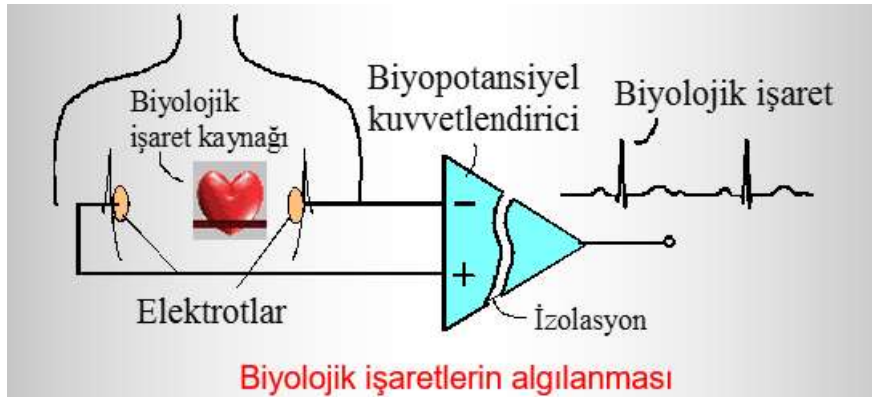
Vücutta elektriğin üretildiği fikrini ilk olarak 1786 yılında Anatomist İtalyan Luigi Galvani ortaya atmıştır. Luigi Galvani, yaptığı birtakım deneylerle parçalarına ayırdığı kurbağa bacağına neşterle dokunduğunda kurbağa bacağının hafifçe hareket ettiğini fark etmiştir. Luigi Galvani gözlemlediği bu deneyinden sonra hayvan dokuları ile ilgili çalışmalarına hız vermiştir. Çalışmalarının sonucunda da hayvanların vücudunda elektriğin var olduğunu ortaya koyan bir teori olan Galvanizm'in öncüsü olmuştur. Luigi Galvaninin hayvan dokuları üzerinde yaptığı bu deney, biyoelektrik işaretlerin varlığının ispatlanması noktasında yapılan ilk deney olarak kabul edilir. Sonraki dönemlerde Galvaninin incelemeleri üzerine çokça çalışmalar yapılmasına rağmen 1903 yılında Hollandalı Fizikçi William Einthoven'in ismini Galvani'den alan telli galvanometreyi icat edene kadar elektriksel aktivite ile ilgili hiçbir çalışma yapılamamıştır.

Galvanometrenin bulunmasıyla birlikte biyoelektrik işaretler üzerine yapılan çalışmalar yoğunlaşmıştır. Günümüzde de hala devamlılığını sürdüren bu çalışmaların sonucunda uzmanlara, vücut sistemlerinin çalışması ve hastalıkların tespit edilmesi gibi önemli veriler sağlanmaktadır (İnt.Kyn.3).

### 3.3 Fizyolojik İşaretlerin Algılanması ve Kullanılan Elektrotlar

İyonik akımlar, canlı vücudunda bulunan hücrelerdeki elektrokimyasal olayların sonucunda oluşur (Yazgan ve Korürek 1995).

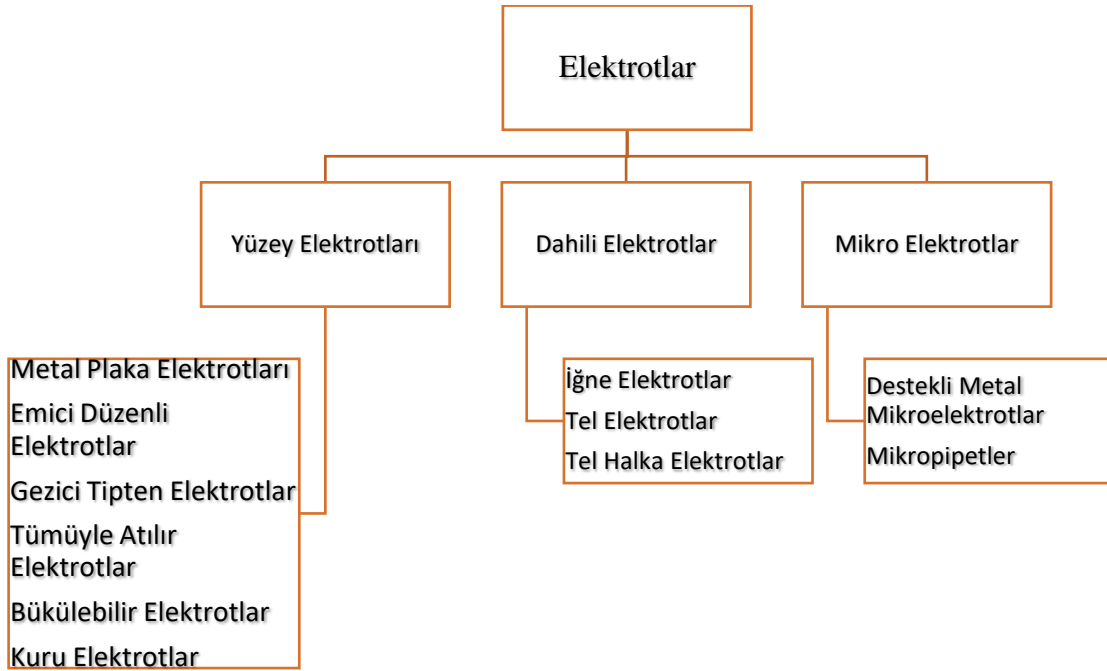
Elektrokimyasal olaylar sonucunda oluşan iyonik akımlara hücre içinde ve hücre dışında bulunan klor (Cl), sodyum (Na), potasyum (K) ve kalsiyum (Ca) iyonlarının hareketleri ve birbirleriyle yaptıkları reaksiyonları sebep olmaktadır (Sezgin 2006). İyonik potansiyel ve akımları elektrik potansiyel ve akımlarına dönüştüren dönüştürücüleri, biyoelektrik potansiyelleri ölçebilmek için kullanılmaktadır. Elektrik kökenli fizyolojik işaretleri ölçmek için kullandığımız dönüştürücüler elektrotlardan oluşur. Elektrotlar vücut yüzeyinde uygulandıkları bölgeler arasındaki iyonik potansiyel farkını ölçmektedirler. Canlı vücudunda bulunan her bir hücrenin ürettiği bireysel aksiyon potansiyellerini ölçmek imkânsız olmasa da bazı özel uygulamalar dışında oldukça zor olmaktadır. Zor olmasının nedeni ise, hücre içine elektrotların hassas bir şekilde yerleştirilmesi gereğidir. Biyoelektrik potansiyelleri doğru bir şekilde ölçmek için vücut yüzeyinden ölçüm yapılmaktadır. Böyle bir ölçümede altta bulunan hücrelerin aksiyon potansiyellerinin yüzeye gelen toplamı alınmaktadır. Bazı ölçümlerde ise yüzeyde kullanılan elektrotlar yerine, kasa, sinire veya beyinin belirli bölgelerine batırılan iğne elektrotlar yardımıyla ölçümler gerçekleştirilir. Biyoelektrik potansiyellerin vücut yüzeyine nasıl ulaştıkları tam olarak bilinmemektedir. Bu konuyla ilgili olarak birçok teoriler bulunmaktadır. Ölçme metodu biyoelektrik potansiyellerin oldukça iyi bilinen dalga şekilleri bulunmaktadır. Dalga şekillerinin izlenilebilmesi için Şekil 3.3’de gösterildiği gibi bir takım izolasyon işlemlerinin yapılması gerekmektedir.



Şekil 3.3 Fizyolojik işaretlerin algılanması.

Fizyolojik işaretlerin, daha çok tıp alanında teşhis amacına yönelik olarak algılanabilmesi için, canlı vücudu ile ölçme düzeneği arasındaki iletişimi sağlayan bunun yanında çeşitli amaçlar ve özellikle tedavi amacı için organlara akım gönderilmesini sağlayan elemanlara elektrotlar adı verilir (Yazgan ve Korürek 1996).

Elektrotu, vücut üzerindeki iyonik potansiyeli elektriksel potansiyele dönüştüren bir çeşit sensör olarak tanımlayabiliriz. Milli Eğitim Bakanlığı Biyomedikal Cihaz Teknolojileri Modülüne göre Elektrot, “Biyolojik işaretlerin özellikle tıpta teşhis amacına yönelik olarak algılanabilmesi için vücut ile ölçme düzeni arasındaki iletişimini sağlayan ve ayrıca çeşitli amaçlar ve özellikle tedavi amacı için organlara akım gönderilmesini sağlayan elemanlara elektrot adı verilir” (İnt.Kyn.8).



Şekil 3.4 Elektrot çeşitleri.

Farklı amaçlar için kullanılan elektrotlar üç grup altında toplanmaktadır.

- 1.Mikro Elektrotlar: Bir hücre içindeki biyoelektrik potansiyeli ölçmek için kullanılır.
- 2.Dâhili (İğne) Elektrotlar: Deri içersine batırılarak biyoelektrik potansiyellerin elde edildiği elektrotlardır.
- 3.Yüzey Elektrotlar: fizyolojik işaretlerin deri yüzeyinden algılanmasında kullanılan elektrotlardır. Yüzey elektrotların kullanım yerlerine göre farklı çeşitleri bulunmaktadır.

Biyomedikal uygulamalarda genellikle Şekil 3.4’de gösterilen elektrot çeşitlerinden EKG, EMG ve EEG ölçümlerinde çok sık kullanılan metal plaka elektrotları ve tek kullanımlık olan tümüyle atılır elektrotlar kullanılmaktadır.

### 3.4 Fizyolojik İşaretlerin Ölçülmesi

Biyolojik ve fizyolojik işaretlerin ölçülmesinde sensörler ve dönüştürücüler kullanılmaktadır. İşaretler ölçüm düzenlerinde ki işaret işleme, görüntüleme ve saklama kolaylığı açısından elektrik enerjisine dönüştürülür (Yazgan ve Korürek 1996).

### 3.5 Fizyolojik İşaret Çeşitleri

Canlı vücutundan dönüştürücüler veya elektrotlar vasıtasıyla ölçülen fizyolojik işaretler Şekil 3.5’de belirtildiği üzere iki bölümde toplanmaktadır. Bunlardan ilki elektrik kökenli olan işaretler diğeri ise elektrik kökenli olmayan işaretlerdir. EKG, EMG, EEG, ENG gibi işaretler elektrik kökenli olan fizyolojik işaretler iken kan akış hızı, kan basıncı, kalp sesleri, solunum hacmi, sıcaklık ve deri direnci gibi işaretler elektrik kökenli olmayan işaretlerdir.



Şekil 3.5 Fizyolojik işaretler.



Elektrik kökenli işaretler hücrelerde oluşan kimyasal olaylar sonucunda meydana gelmektedirler. Hücre zarlarından Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>, Ca<sup>+</sup> ve Cl<sup>-</sup> iyonlarının geçişleri sırasında oluşan potansiyel farklar bu tip işaretlerin meydana gelmesine neden olmaktadır.

Elektrik kökenli olmayan işaretler; basınç dönüştürücüleri aracılığıyla kan basınçlarının ölçümü, ultrasonik ve elektromanyetik ile kan akış hızını ölçme, vücudun herhangi bir bölgesinde bulunan damarlarda oluşan kan akımındaki değişiklikleri yazdıran alet olan pletismograf ile derinin değişken dirençlerinin dönüştürülmesi, solunum hacmini ölçme, vücudun veya organların sıcaklık dönüştürücüleri, pH metre ölçümleri, kalp sesleri dönüştürücüleri, kanın veya havanın kimyasal dönüştürücüleri örnek verilebilmektedir.

Fizyolojik işaretlerin grafik halinde gösteriminde bazı terimler kullanılmaktadır. Latince olarak kullanılan bu sözcüklerden bir tanesi gram diğeri ise graf'dır. Grafikselleştirilmesinde dalga şeklinin ait olduğu organın sonuna gram sözcüğü, ölçülen dalga şeklinin algılandığı cihazın sonuna da graf sözcüğü eklenmektedir.

Ölçüm yapılan fizyolojik işaret elektrik kökenli ise kelimenin en başına elektro sözcüğü gelmektedir. Örnek verecek olursak; kalbin elektriksel aktivitesi sonucu ortaya çıkan dalga şekline elektrokardiyogram, onu ölçen alete ise elektrokardiyograf denilmektedir (Yazgan ve Korürek 1996).

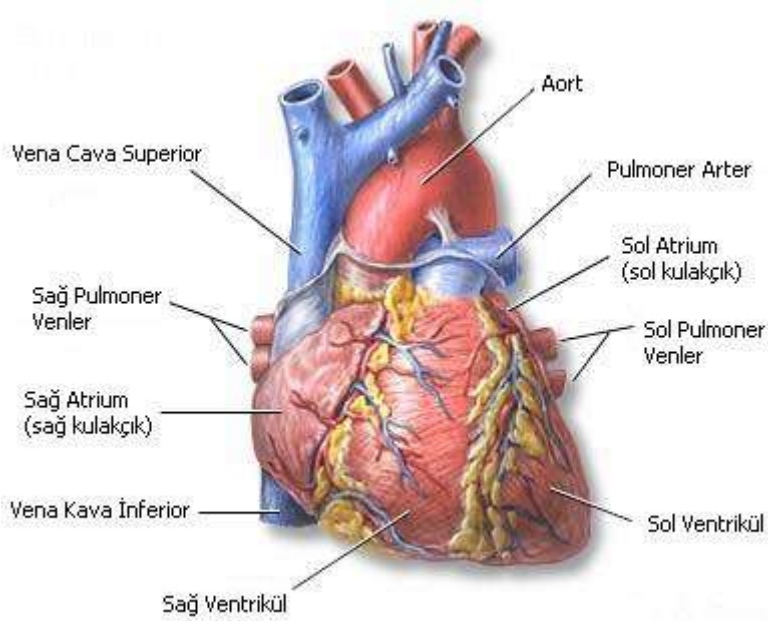
**Çizelge 3.1** Fizyolojik işaretlerin isimlendirilmesi.

Fizyolojik işaretlerin isimlendirilmesi			
EKG	Elektro kardiyo gram	kardiyo	kalp
EMG	Elektro miyo gram	miyo	kas
EEG	Elektro ensefalo gram	ensefa	beyin
ENG	Elektro nöro gram	nöro	sinir
EKG	Elektro gastro gram	gastro	mide-barsak
ERG	Elektro retino gram	retino	retina
UP ("EP")	Uyarılmış Potansiyeller		beyinden
GP ("LP")	Geç Potansiyeller		kalpten

### 3.6 Kalp

Kalp, canlıların nesiller boyunca yaşamlarını devam ettirebilmeleri için kanı pompalayarak bir yandan temiz kan gelmesini, bir yandan da kirli kanın çıkmasını sağlayan bir organdır. Kasılıp gevşeyerek kanın pompalanmasını sağlayan ve insan vücudunda bulunan diğer organlar için büyük bir öneme sahip olan kalp, bu kadar hayati bir görevi yerine getirirken yakınında bulunan organların çalışmalarını hiçbir şekilde engellememektedir (Meriç 2007).

Hayatta kalmak için önemli bir görevi olan insan kalbi göğüs kafesi içinde, yumruktan biraz büyük olan ve iki akciğerin arasında olan kastan yapılmış bir organdır. Kalbin görevi, insan vücudu için gerekli olan besin maddelerini ve oksijeni taşıyan kan dolaşımını sağlamaktır. Bu dolaşımın sonucunda yaşam devam eder. Anatomik olarak tek bir organ gibi görünen kalp, fonksiyonel olarak bakıldığında sağ kalp ve sol kalp olmak üzere iki organdan oluşmuştur. Sağ kalbin içinde oksijensiz kan bulunurken sol kalbin içinde oksijenli kan bulunmaktadır. Sağ kalp ve sol kalp arasında hiçbir bağlantı yoktur ve her ikisi de iki bölümden oluşmaktadır. Bunlardan üsttekilerine kulakçık (atrium), alttakilerine ise karıncık (ventrikül) adı verilmektedir. Kalbin yapısı Şekil 3.6'da gösterilmiştir.



Şekil 3.6 Kalbin dış görünümü.

Kalp, dakikada ortalama 60 ila 80 arasında değişen bir hızla atarak bir günde yaklaşık 9000 litre kanı pompalamaktadır. Elimizi kalbimizin üzerine koyduğumuz zaman duyduğumuz ses kulakçık ile karıncık arasındaki kapakçıkların açılıp kapanması için geçen süresidir. Kalbin ağırlığı, yetişkin sağlıklı bir kadında 200 - 280 gram, yetişkin sağlıklı bir erkekte ise 250 - 390 gram ağırlığındadır

Kalp, tek bir organ olmasına karşın kanın akciğer ve diğer organlara gönderen iki bölümden oluşmaktadır. Bu iki bölümün her biri de birer tane karıncık ve kulakçıktan oluşmaktadır.

Sağ Kulakçık alt ve üst toplardamara bağlıdır, taşınan kirli kan sağ kulakçıktan kalbe dönmektedir.

Sağ Karıncık, sağ kulakçığın sol altında, sol karıncığın ise önünde yer almaktadır. Kirli kan sağ karıncıktan akciğerlere gönderilmektedir.

Sol Kulakçık, sağ kulakçığın arkasında, sol karıncığın üstünde bulunmaktadır. Akciğerden oksijenlendirilip dönen kan buraya gelmektedir.

Sol Karıncık, sağ karıncığın arkasında, sol kulakçığın altında yer almaktadır. Sol kulakçığa gelen temiz kan sağ karıncık üzerinden diğer organlara gönderilmektedir (Meriç 2007).

### **3.7 Kalbin Çalışması ve Fizyolojik Yapısı**

Kalbin çalışması, kalp kasının kasılıp (sistol) gevşemesi (diyastol) ile olmaktadır. Kalp iki ayrı pompadan oluşur; sağ kalp akciğerlere, sol kalp ise çevresel organlara kanı pompalar. Kalbin sağ ve sol kısımları birbirinden bir duvarla (Septum) tamamen ayrılmaktadır. Kalp memelilerde kulakçık ve karıncıktan oluşan dört bölmeli bir yapıya sahiptir.

Kalpte bulunan kulakçık ve karıncıklar, kasılıp gevşeyerek kan dolaşımının kanın diğer organlara pompalanmasının sağlarlar. Bu kasılma kalbin belli yerlerinde bulunan özelleşmiş düğüm dokuları ile düzenlenir. Kulakçıkların en başta gelen görevi karıncıklara kanın taşınmasına yardımcı olmaktır. Karıncıkların görevi ise, büyük ve

küçük kan dolaşımı sağlayan ana pompalama kuvveti sağlamaktır (Guyton and Hall 2007).

Kulakçık ve karıncıklar birbirine zıt bir şekilde kasılıp gevşerler. Bir tanesi kasılırken diğeri gevşemektedir. Kalpteki odacıklar, kalbin kasılma anında odacıktaki kanı pompalar. Kalbin gevşeme anında ise odacıklar kanla dolar (Amit 2004).

Vücudumuzun bütün organlarında olduğu gibi kalpte hücrelerden meydana gelmektedir. Ve bu hücrelerin oksijen alması (kanlanması) gerekir. Kalp vücudun beslenmesini odacıklardan pompaladığı kanla yapsa da kendi beslenmesini odacıklarında bulunan kanla değil koroner arterler aldığı kanla gerçekleştirir.

Her bir kalp atışı bir kasılma ile bir gevşemeden meydana gelir. Bir kalp atışı ortalama olarak 0,85 saniye sürer. Geçen bu sürenin 0,15 saniyesinde kulakçıklar, 0,30 saniyesinde karıncıklar kasılır. Geri kalan 0,40 saniyelik sürede ise kalp dinlenmeye geçer. Sağlıklı bir insanda kalp atışının sayısı dakikada 60 – 80 arasında değişir (Amit 2004).

### **3.8 Kalbin Uyarımı ve Elektriksel İletimi**

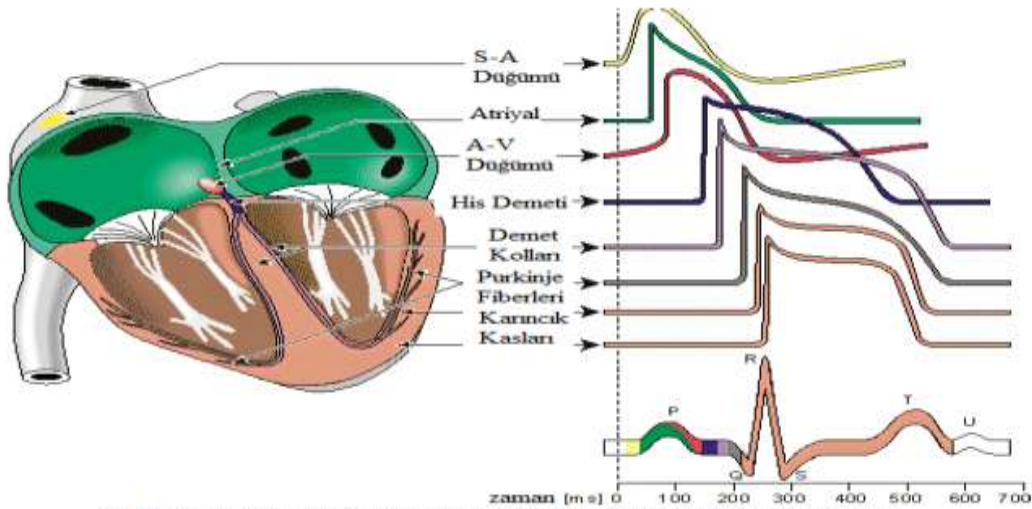
Kalp, herhangi bir uyarı gelmeden ritmik bir şekilde kasılma yeteneğine sahip olan bir organdır. Kalp, kanı boşluklarında oluşan basınç sayesinde pompalar. Kanın pompalanması sonucunda oluşan kan basıncı, kuvvetli olan taraftan zayıf olan tarafa doğru geri dönemeyecek şekilde akar. Oluşan bu kalp basıncı kalbin kasılmasına neden olur ve kalpteki bu kasılmanın başladığı yer ana toplardamarların kalbe girdiği bölümdür. Başlayan kasılma kulakçıklara, sonra da karıncıklara yayılarak yoluna devam eder. Kalbin kasılması sırasında kendisine gelen kanı fırlatması kalp içerisinde meydana gelen elektrik akımları sonucunda kasılıp gevşemesi ile gerçekleşmektedir. Kasılıp gevşeme sonucunda oluşan elektrik akımlarının değeri milivolt (mV) seviyesindedir. mV seviyesinde ölçülen bu akım değerleri özel cihazlarla değerleri yükseltilerek izlenebilir ve kayıt edilebilir bir şekilde dönüştürülmektedir.

Kalpte başlangıç olarak alınan bir kasılma olayından, bu olayın ilk yinelenişine kadar geçen dikey ve yatay olarak birbirini takip eden hareketlerin tamamı kalp atışını oluşturmaktadır. Kalp atışı sırasında ilk önce iki kulakçık ondan sonra da iki karıncık birlikte kasılmaktadır

Kalp atışı, otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilmektedir. Kalp atışını kontrol eden kardiyak merkez, beynin tabanında medulla oblongata'da bulunmaktadır. "Vagus siniri" adı verilen sinir kalp hızını yavaşlatırken, "accelerator" adı verilen sinir kalp hızını artırır. Her iki sinir de, sağ kulakçığın üst ana toplardamarın giriş yerine yakın bir noktada yer alan bir sinir kası dokusunda sonlanır (Amit 2004).

Canlılarda meydana gelen bir kalp atımı, kalbin sağ kulakçığının üst yan duvarında bulunan ve sinoatrial (sinüs düğümü- SA) düğümü adı verilen bölgenin elektriksel bir uyarı üretmesi ile başlamaktadır.

Kalp, sürekli olarak belirli bir elektrik potansiyeli üreten ve bu etkinliğin ardından da kasılma gibi mekanik bir işi yapan çok yönlü organdır. Bundan dolayı kalp bir elektromotor kuvvet kaynağı olarak düşünülebilir (Erbil 2007). Şekil 3.7'de kalbin fiziksel hareketi sonucu oluşan elektriksel sinyaller gösterilmiştir.



Şekil 3.7 Kalbin fiziksel hareketi sonucu oluşan elektriksel sinyaller.

Kalp kası, fazlaca ince uzun hücreden oluşan bir dokuya sahiptir. Yan uzantılarıyla yer yer birleşen kalp kası hücreleri, bir takım diskler aracılığı ile uç uca bağlanarak

dizilirler. Kalp kasının kasılması için ön koşul, hücre zarının elektriksel anlamda harekete geçmesidir. Kalsiyum ( $Ca^{++}$ ) iyonu elektriksel anlamdaki devinimi mekanik harekete çeviren ana unsurdur. Aksiyon potansiyeli, kasılma ve gevşeme aşamalarından oluşmaktadır. Hücrenin elektriksel boşalmasını takip ederek başlangıç durumundaki şekline dönmesi ile dinlenme potansiyeli meydana gelmektedir (Nizam 2008).

Kalbin elektriksel yani mekanik etkinliğinin belirli bir düzen içinde sürekli tekrar edebilmesi için, elektriksel periyodun bir döneminde hücreye giren ya da hücreden çıkan iyonun o periyod içinde tekrar yerine dönmesi gerekmektedir. Bu akışın olmasını sağlayan iyon geçitleri kalp hücre zarında yer almaktadırlar (Karadağ 2009).

Kalbin elektriksel uyarı ve iletim sistemi dört bölümden meydana gelmektedir. Bunlar; (SA), (AV) atrioventriküler düğüm, his demeti ve kolları ve purkinje fiberlerdir (Yazgan ve Korürek 1996). Bunlardan (SA) düğüm ve (AV) düğüm uyarı, his demeti ve purkinje fiberleri ise ileti sistemidir.

SA Düğüm; SA düğümü sağ kulakçığın arka duvarında yer alan (3\*10 mm boyunda) özel kalp hücrelerinden oluşur ve merkezi sinir sistemi tarafından kontrol edilir. SA düğümü kalbin atımını başlatan ve kalbin ritmini kontrol eden elektriksel uyarıların başladığı bölgedir. Bu nedenle bu düğüm hareket hızını belirlediğinden olayı kalbin doğal pili anlamına gelen Pacemaker'da denilmektedir. Bu düğümün iletilerinin iletilmemesi gibi anormal durumlarda, atrioventriküler düğüm veya diğer bölümler bu görevi üstlenirler.

AV Düğüm; SA düğümde meydana gelen potansiyel kısacık bir süre sonra AV düğümüne ulaşmaktadır. Burada geçen zaman süresi kulakçıklarda bulunan kanın tamamıyla karıncıklara aktarılması için yeterli değildir. Bundan dolayı bir müddet gecikme gerekmektedir. Gerçekleşen bu gecikme de AV düğümünden sağlanır.

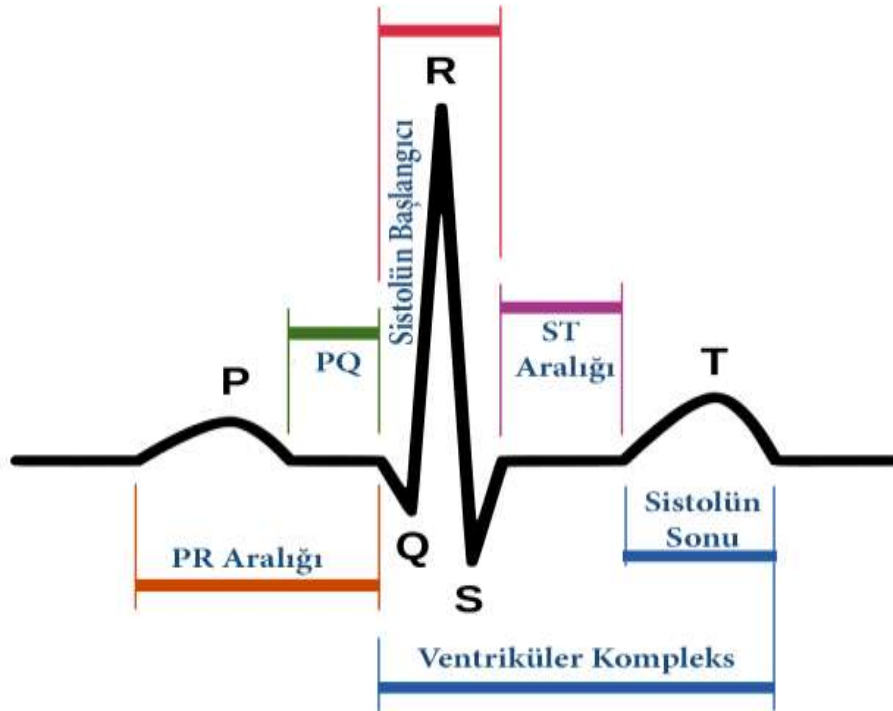
His Demeti ve Kolları; Bu demete ulaşan uyarılar sağ ve sol dallarından ilerler ve karıncıkların kasında bulunan purkinje kısmına ulaşırlar.

Purkinje Lifleri; His demeti kollarından buraya ulaşan uyarımlar, purkinje lifleri tarafından karıncık kaslarına iletilerek kasılmalarını sağlamaktadır (Yazgan ve Korürek 1996).

Kalp, gerçekleşen bu ileti sisteminden ötürü fonksiyonel bir şekilde çalışmasını sürdürmektedir. Kalp kaslarının bu şekilde kasılması neticesinde bir elektriksel işaret meydana gelir. Bu Elektrokardiyogram işareti EKG cihazı sayesinde insan vücudundan algılanabilir.

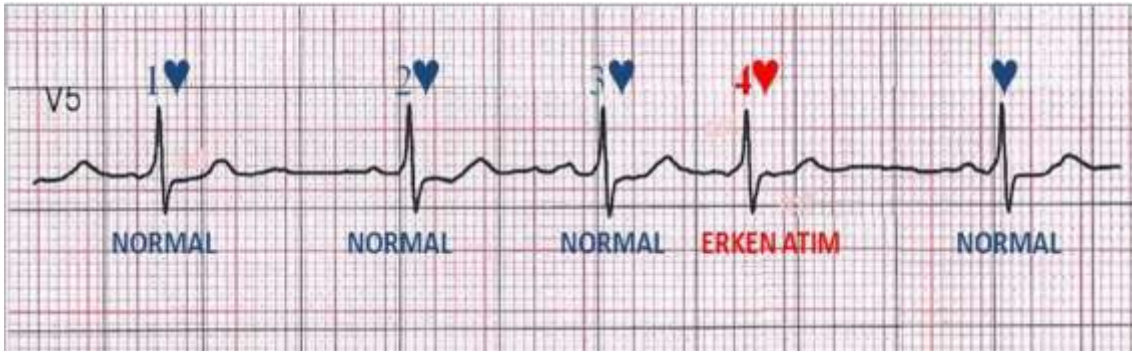
### 3.9 EKG Özellikleri ve Tanımı

İnsan vücudu üzerine yerleştirilen elektrotlar ile algılanabilen ve kalbin kasılıp gevşemesi sırasında meydana gelen elektriksel akımın sonucu olarak ortaya çıkan fizyolojik işaretlere elektrokardiyogram, elektrokardiyografik işaret, EKG işareti veya kısaca EKG denir. Kalbin çalışması sırasında meydana gelen bozukluklarının göstergesi olan ve insan vücudu üzerine yerleştirilen elektrotlar ile cerrahi bir operasyon yapmadan elde edilebilen EKG işaretleri, kalp işlevinin değerlendirilmesi açısından büyük önem taşımaktadır (Meriç 2007).



Şekil 3.8 Örnek bir elektrokardiyogram işareti.

Şekil 3.8’de görüldüğü gibi normal bir EKG grafiği, üç temel dalga biçiminden oluşmaktadır. P dalgası ile başlayıp, QRS ile devam eden ve T dalgasıyla sonlanan EKG işaretlerinin belirli aralıklarla kaydedilmesi kalp atışlarının normal olup olmadığı konusunda bilgi verir. Kalp atımı rastgele bir süreç olup, çoğunlukla R – R aralığında ölçülür. Kalp hastalığı olmayan bir kişinin EKG işaretleri rutin ve benzer bir ilerleyiş gösterirken, rutin ve birbirine benzemeyen EKG işaretlerinde ise hastanın bir kalp rahatsızlığının olduğu kabul edilir. Şekil 3.9’da görüldüğü gibi 1, 2 ve 3 numaralı kalp atımları normal sürede gelen atımlardır. 4. atım beklenenden önce gelmiştir; “erken” atımdır, “ekstrasistol” dır.



Şekil 3.9 Rutin olmayan EKG grafiği.

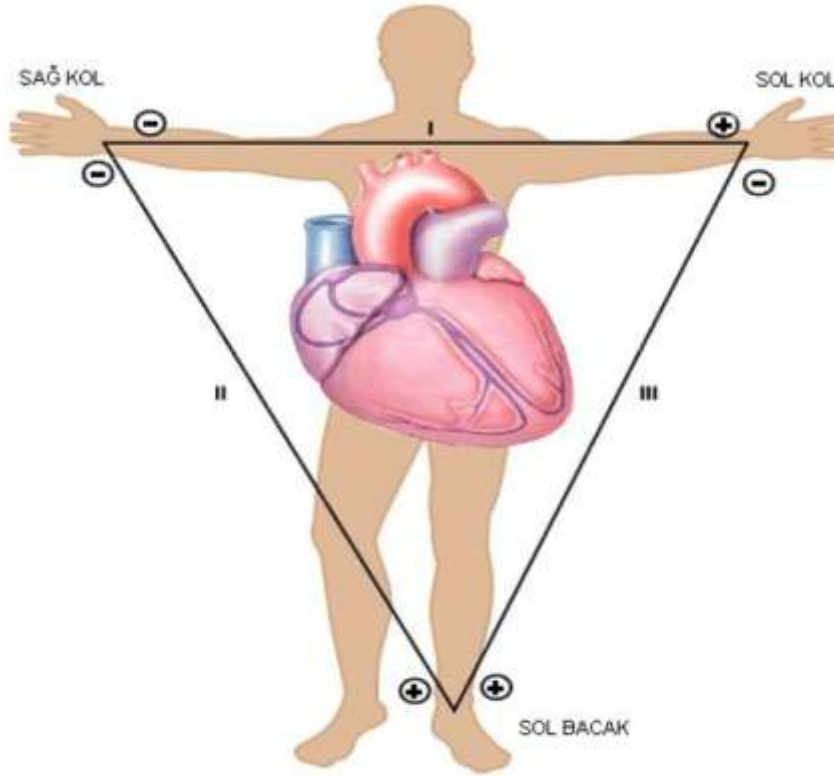
EKG'nin kullanım alanları;

- Kalp atış hızının normal olup olmadığını veya ritim bozukluğu gibi bazı anormal durumların olup olmadığını saptanmasında,
- Daha önce geçirilmiş olan kalp krizlerinin zararlarının belirlenmesinde,
- Kalsiyum, magnezyum, potasyum ve diğer elektrolit rahatsızlıklarının belirlenmesinde,
- Kalp tıkanıklığı gibi iletim anormalliklerini belirlenmesinde,
- Kalbin fiziksel durumu hakkında bilgi edinilmesinde,
- Kalp rahatsızlığını belirleyebilmek için EFOR testi sırasında bir görüntüleme aracı olarak kullanılmaktadır (Kurban 2006).



### 3.10 EKG Ölçümü

Kalp tarafından üretilen ve beden yüzeyine iletilen elektriksel işaretler EKG kanalları yolu ile kollara, bacaklara ve göğüs üzerindeki belli noktalara yerleştirilen elektrotlar yardımıyla ölçülür. Bir dipolün hacim iletkeni olan vücutta oluşturacağı akım çizgileri (veya elektriksel alana ait kuvvet çizgileri) ile bu çizgilere daima dik olan eş potansiyel çizgileri Şekil 3.10'da görülmektedir. Kalp dipolü, Einthoven üçgeni olarak adlandırılan ve köşeleri sol kol (L), sağ kol (R), ve sol bacak (F) olan bir eşkenar üçgenin ağırlık merkezinde düşünülür.



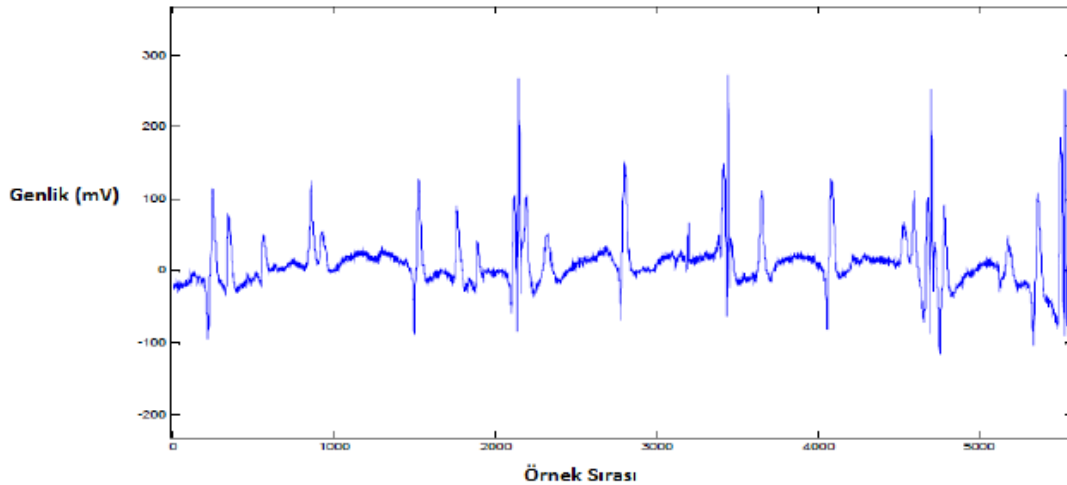
Şekil 3.10 Einthoven üçgeni.

### 3.11 EMG İşareti ve İşaretlerin Ölçülmesi

İnsanları diğer canlılardan ayıran özelliklerin başında sahip oldukları organlarını verimli şekilde kullanmaları gelmektedir. İnsanlığın var olduğu günden günümüze kadar geçen zaman diliminde insanlık kendine ait olan hareket sistemini anlamak için çalışmalar yapmıştır. Hareket sistemimizin en önemli ögesi olan kasların çalışma şeklini ve yapısını anlamak için kaslarda meydana gelen elektriksel sinyallere başvurulmaktadır.

Kasların kasılması ve dinlenmesi sırasında ortaya çıkan biyopotansiyel işaretler, EMG sinyalleri olarak adlandırılırlar. EMG sinyallerinin ölçülüp incelenmesine elektromiyografi, bu işleyişi kaydeden sisteme de elektromiyograf denilmektedir. EMG, genellikle kasların çalışmasında meydana gelen bozukluklarının tespiti gibi amaçlar için kullanılır. Bununla birlikte teknolojinin gelişmesiyle günümüzde protez ve robot uzuv gibi araştırmalarda da kullanılmaktadır.

Kas kümelerinin yoğunlaştığı bölgelerde, kaslarda oluşan biyopotansiyeller birbiri üzerine gelmektedir bu da ölçülen EMG sinyallerini görünüş şeklini etkilemektedir. Şekil 3.11’de tipik bir EMG sinyali görülmektedir. EMG sinyalleri ölçülen kas kümesinin bulunduğu yer, elektrotların yerleşimi, kaslarda harcanan güce ve uyarılma şiddetine göre değişik şekiller almaktadır.



Şekil 3.11 Örnek EMG sinyali.

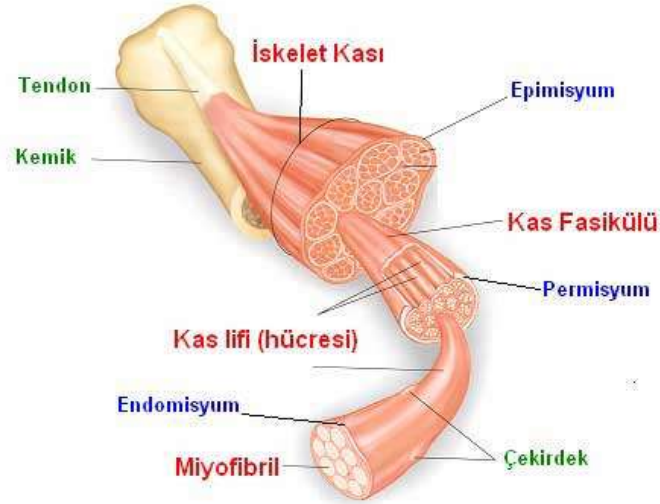
EMG işaretlerini alabilmek için elektrotlar kullanılır. Vücut üzerinde yüzeysel elektrotlar kullanılmakta, kas içine doğrudan girilmesi gereken uygulamalarda ise iğne elektrotlar kullanılmaktadır. Şekil 3.11’de örnek bir EMG sinyalinin grafiği görülmektedir.

### 3.12 Kasların Yapısı

Kas sistemi canlıya hareket yeteneği sağlayan sistemdir. Kaslar canlının vücut ağırlığının yaklaşık olarak yarısını oluştururlar. Canlı iskeletinin üzerini sararak vücudunun şeklinin korunmasını ve desteklenmesini, boşaltım, dolaşım, sindirim gibi

canlının yaşamını devam ettirmesi için gerekli olan sistemlerin düzenli olarak çalışması bu organları oluşturan kaslar sayesinde mümkün olmaktadır. Kasların çalışabilmesi için gerekli olan besin, kan damarlarıyla, uyarı ise sinirlerle götürülür. İskeleti oluşturan kemiklerin kendi başlarına hareket edebilmeleri mümkün değildir. Kemiklerin hareket edebilmeleri canlılarda bulunan kaslar sayesinde mümkün olmaktadır.

İstemli kas hareketleri, çizgili kasların bir özelliği olup beyinde meydana gelen aksiyon potansiyellerinin sinirler vasıtasıyla kasa iletilmesi sonucu ortaya çıkar. İskelet kaslarının fonksiyonel olarak temelinde, motor üniteler bulunmaktadır.



Şekil 3.12 Kasların yapısı.

Kaslarının dış yüzeyleri sakrolenma adı verilen hücre zarı ile kaplıdır. Şekil 3.12’de görülen iskelet kasları, lif adı verilen, boyu 1 mm ile 50 cm, eni ise 10-100 mikron arasında değişen çok sayıda kas hücrelerinin bir araya gelmesi ile oluşmuştur. Kas hücrelerinin bir araya gelerek oluşturdukları bu lifler, kıkırdak dokuyla birbirlerine bağlıdırlar. Kasları oluşturan liflerin kısalıp şişmesi ile kasta kasılmalar meydana gelmektedir. Kaslarda üç farklı şekilde kasılma gözlenmektedir. Bunlar; izometrik kasılma, izotenik kasılma ve tetanik kasılmadır.

Kasların yapısı çalışma çeşitlerine göre değişmektedir. Canlının iskelet sisteminde çizgili kaslar, düz kaslar ve kalp kası olmak üzere üç ana tip kas bulunmaktadır. Bunların her biri iskelet sisteminin farklı bir şekilde çalışmasını sağlamaktadır. Dolayısı

ile kasların yapısal şekillerinin farklı olması çalışma şekillerinin de farklı olmasını ortaya çıkarmaktadır (Yazgan ve Korürek 1996).

### 3.13 EMG Ölçümünde Kullanılan Elektrotlar

Fizyolojik işaretlerin, vücuttan ilk alınmaları kullanılan elektrotlar sayesinde gerçekleşmektedir. Elektrot, vücut ile ölçme düzeneği arasındaki iletişimi, çeşitli amaçlar özellikle teşhis ve tedavi amacı için elektrik akım gönderilmesini sağlayan arabirim elemanlarına verilen isimdir. Elektrotlar, elektron akımını iyon akımına veya iyon akımını elektron akımına dönüştürerek kendilerinden beklenen işlevlerini gerçekleştirirler (Merletti and Conte 1998).

Elektrotlar dönüştürme işlemini, elektrotların içinde buldukları elektrolit içinde ve elektrota yakın olan yüzeyde gerçekleştirirler.

EMG ölçümlerinde genellikle Resim 3.1’de gösterilen yüzey elektrotlar ve iğne elektrotlar kullanılır. Yüzey elektrotları, deri yüzeyine yakın olan kaslarda ölçüm gerçekleştirmek için iğne elektrotlar ise daha hassas ölçümler yapılması gerektiğinde veya deri yüzeyinden uzakta kalan kaslar ile ilgili ölçüm yapmak için kullanılırlar (Yazgan ve Korürek 1996).



**Resim 3.1** Yüzey ve İğne Elektrot.

EMG sinyallerini ölçmek için kullanılan elektrotlar, alınan sinyalin özelliklerini etkileme noktasında önemli rollere sahiptirler. EMG sinyali kaydedilirken, ölçüm yapılan kasın yakınında bulunan kaslardaki elektriksel sinyaller, ölçüm yapılan kastaki gerçek sinyalin değerini etkileyebilir bundan dolayı da sinyalin özelliğini bozabilir. Yan

ses ya da gürültü olarak adlandırılan bu durumun ortaya çıkmasında, büyük yüzeye sahip elektrotların kullanılması ya da elektrotların doğru yerleştirilmemesinin etkisi bulunmaktadır. Bu sorunlarla karşılaşmamak için elektrot yüzeyinin olabildiğince küçük tutulması, sağlıklı EMG sinyal ölçümü alabilmek için uygulanan yöntemlerden biridir. Sinyalin doğru alınabilmesi için dikkat edilmesi gereken bir diğer konu, kas yüzeylerine yerleştirilen elektrotların, temas yerlerinin doğru belirlenmesidir. Elektrotların, kasta oluşan elektriksel sinyali tam ve doğru bir şekilde algılayabilmesi için, kasın tam orta noktalarına yerleştirilmeleri gerekir.

### 3.14 EMG Ölçüm İşlemi ve Çeşitleri

EMG incelemesi sırasında; cilt üzerine yapıştırılan uyarıcı elektrotlarla, sinirlerin belirli noktalarına verilen elektrik uyarıları ile bu sinirlerdeki sinyaller ortaya çıkarılır. Ortaya çıkan bu sinyaller yerleştirilen kayıt elektrotları ile kaydedilir. EMG incelemelerinde genellikle iğne ve yüzey elektrotları kullanılır.

#### 3.14.1 İğne Elektrot

Daha hassas ölçüm gerçekleştirmek için kullanılan iğne elektrotları, elektrotlarının kas dokusu içine batırılması ve kas lifleri üzerinde bulunan elektriksel sinyallerin kaydedilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Kas liflerinin hafif ve güçlü kasılmaları sırasındaki ürettikleri sinyaller değerlendirilir. Böylece saptanan hastalığın vücudun neresinde olduğuna ya da yaygın bir hastalık durumunda hastalığın yaygınlık derecesine ilişkin bilgilere ulaşılmış olur.



Şekil 3.13 İğne elektrot.

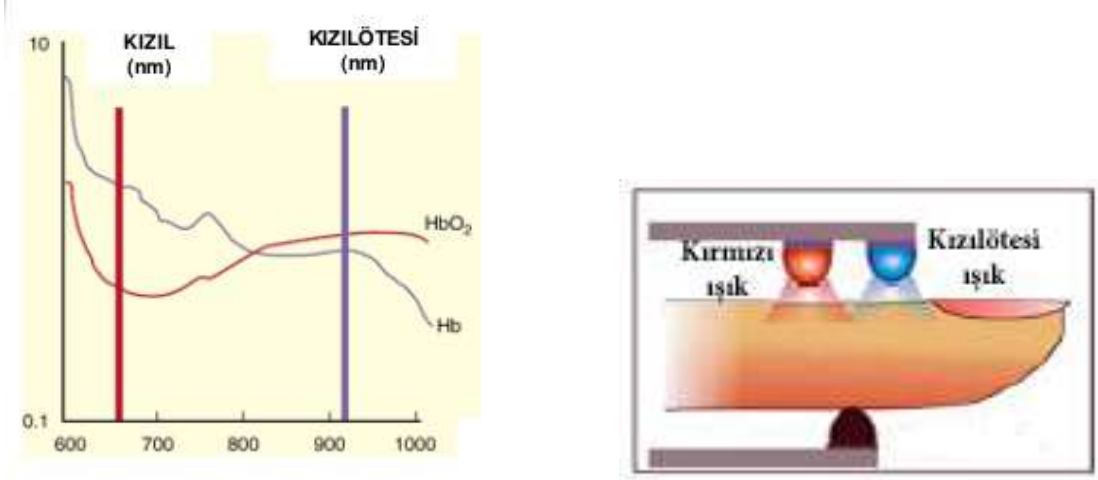
### 3.14.2 Yüzey Elektrot

EMG sinyalini kayıt etme işlemi ilk zamanlarda, ölçüm yapılacak olan kasa iğne elektrotlarının sokulması ve bu iğnelere bağlı kabloların sinyalleri iletmesi şeklinde yapılmaktaydı. İğne elektrot kullanılarak yapılan ölçümler yüzeysel ölçüm yöntemine oranla daha doğru sonuçlar vermesine karşılık bu yöntem, ölçüm yapılan insanların acı hissetmesine, stres oluşturmaya ve bu özelliğiyle de yapılan ölçümü zor duruma sokmaktadır. Teknolojik gelişmelerin hız kazanması, biyomedikal çalışmalar üzerine yapılan çalışmalar neticesinde, yüzey elektrotlarının kullanıldığı ölçümlerde elde edilen sonuçların doğruluğu neredeyse iğne elektrotlarda elde edilen sonuçların ki kadar iyileştirilmiştir.

### 3.15 Pulse Oksimetre

Elektriksel olmayan fizyolojik işaretlerden SpO<sub>2</sub>, takip edilmesi gereken önemli yaşamsal işaretler arasında yer almaktadır. Hastanın kanındaki oksijen moleküllerinin hemoglobin moleküllerince ne miktarda tutulduklarını SpO<sub>2</sub>'yi ölçer ve bu sayede nabızı hesaplar. SpO<sub>2</sub>'yi ölçmek için Pulse Oksimetre kullanılır. Pulse Oksimetre teknolojisi, hastanın durumunu değerlendirmek için uzmanlara çok önemli veriler sağlamaktadır. İlk olarak 1980'lerde cerrahi işlemler sırasında kullanılmış olan, günümüzde de yoğun bir şekilde kullanılan Pulse Oksimetre kan almaya alternatif olan, kullanımı özel bir eğitim gerektirmeyen, etkinliği kullanan kişinin tecrübesine bağlı olmayan, herhangi bir risk taşımayan, güvenli, ağrısız, kullanımı kolay ve çabuk sonuç veren bir uygulamadır. Pulse Oksimetre'nin bu yönleri hastanın oksijene olan ihtiyacını belirlemede ve uygulanan tedavinin etkinliğini değerlendirmede önemli kılmaktadır. Pulse Oksimetre sürekli ve anlık olarak atardamarlardaki hemoglobin saturasyonunu verir. %95'in üzerindeki SpO<sub>2</sub> değeri normal kabul edilirken, %93'ten az olan değerler oksijen tedavisinin gerekli olduğunu ve hastanın daha yakından izlenmesini gerektirir. Değerin %100 olması karbon monoksit zehirlenmesi belirtisi olarak görülmektedir. Resim 3.2'de görüldüğü gibi parmak ucu ya da kulak memesi üzerine yerleştirilen sensör dokudan geçen ışık yardımı ile ölçüm gerçekleştirilir. Pulse Oksimetrenin çalışma mantığı Şekil 3.14'de görüldüğü üzere parmağa takılan probun kısıcıklarının birinin içinde kızılötesi ışın veya kırmızı ışık kaynağı vardır. Diğerinin içinde ise bir adet sensör veya fototransistör bulunmaktadır. Dokudan geçen kızılötesi ışın veya kırmızı

ışık sensöre ulaşır. Bu sırada kızılötesi ışının veya kırmızı ışığın geçtiği miktar sensör tarafından ölçülür ve kontrol panelindeki SpO2 göstergesine yansır.



Şekil 3.14 Pulse Oksimetre ve çalışma mantığı.



Resim 3.2 Pulse Oksimetre.

Pulse Oksimetresi araçları genellikle uyku apnesi ve solunum hastalıklarının teşhis edilmesinde kullanılır. Kronik bronşit, astım, pulmoner ödemi ve konjestif kalp yetmezliği gibi hastalıklarda Pulse Oksimetre araçlarından faydalanılır (İnt.Kyn.4).

Pulse Oksimetreler, SpO<sub>2</sub> konsantrasyonu ile birlikte nabızı da ölçerler (Akan *et al.* 2005).

### 3.16 Nabız Nedir?

Nabız (kalp atım hızı/sayısı) kanın sol karıncıkta atardamarlara fırlatması sırasında, damarların esneyebilme özelliğinden dolayı uç noktalardaki atar damarlarda oluşturduğu dalgalandırmadır. Kalp atışının uçta bulunan atardamarlardan hissedilmesine nabız denir. Nabız kalbin attığını gösteren bir işarettir. Kalbin bir dakika içinde kaç kere kasıldığını yani kalbin hızını gösterir. Nabız bize yalnız kalp hızı hakkında bilgi vermez, aynı zamanda kalbin düzenli çalışıp çalışmadığı yani kalbin ritmi hakkında da bilgiler verir. Nabız, sürekli olarak aynı dalgalanmalarda bulunmayıp bazen artar bazen de azalır. Nabızdaki bu artma ve azalma heyecana, korkuya veya bazı hastalıkların fizyolojik etkilerine bağlı olmaktadır.

**Çizelge 3.2** Yaş – Nabız ilişkisi.

Yaş	Nabız
0 - 1	120 - 140
1 - 3	90 - 120
3 – 7	90 - 100
7 - 20	80 - 90
> 20	60 - 80

### 3.17 Nabız Atımını Etkileyen Faktörler

Kalp atış hızı şeklinde de ifade edilebilen nabız, birçok rahatsızlığın tanı aşamasında ele alınan parametrelerden biridir. Nabız yani kalp atış hızı, çok fazla faktöre göre değişiklik gösterebilmektedir. Kalp atış hızını etkileyen faktörlerin başında heyecan, korku ve bir takım hastalıklar gelmektedir.

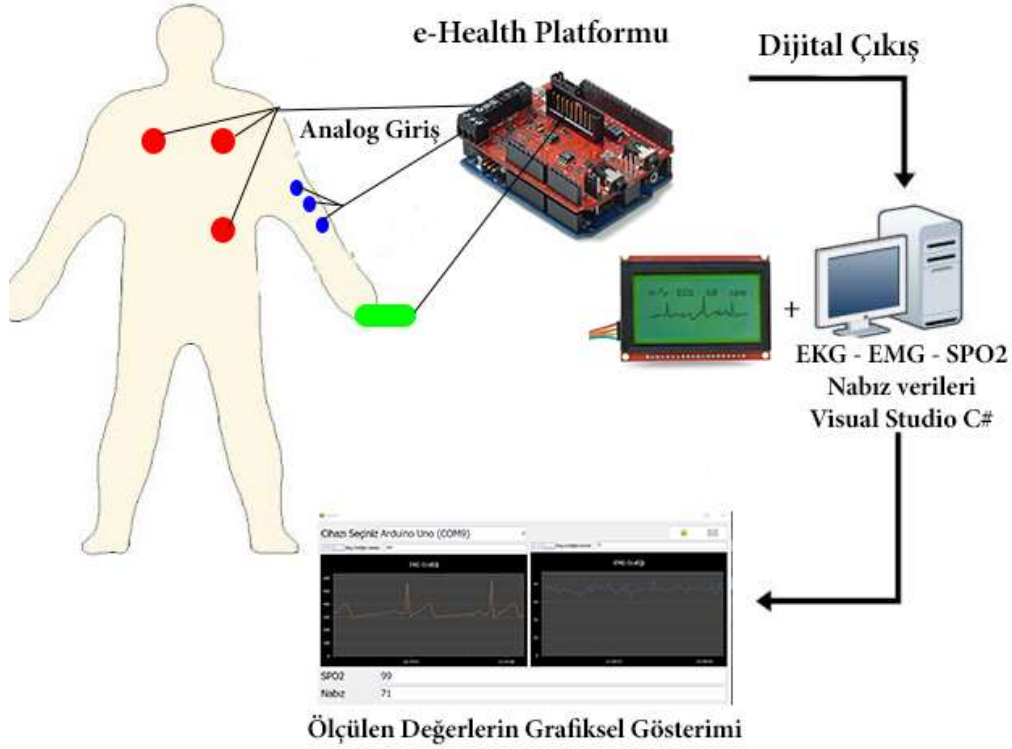


**Çizelge 3.3** Nabız atımını etkileyen faktörler.

<b>ETKEN</b>	<b>ETKİSİ</b>
Hareket/Spor	Egzersiz ya da vücudun kaslarının çok çalıştığı ağır işleri yaparken nabız hızı kısa sürede hızlanır
Vücut Isısı / Ateş	Canlının vücut ısısı yükseldiğinde nabız atımı da hızlanır
Ağrı, Endişe, Korku, Kaygı	Sempatik uyarı nedeniyle, nabız atımı hızlanır
Uzun Süren Ağrılarda	Uzun süreli ağrılarda nabız atımı hızlanır
İlaç Etkileri	Kullanılan ilaçların özelliklerine göre nabız atımında artış ya da azalış gözlenir
Kan Kaybı	Canlının kan kaybetmesi nabzını hızlandırır
Vücutun Duruşuna Göre Nabız Değişiklikleri	Vücutun aldığı pozisyonlara göre nabız atımı değişmektedir. Yatarken: Nabız hızı yavaş, Ayakta dururken: Nabız hızlı, Otururken: Nabız hızlıdır.

### 3.18 Gerçekleştirilen Sistem

Fizyolojik verilerinin alınması için hazırlanan cihaz küçük, esnek alt tabakaya sahiptir. Bu bölümde Şekil 3.15’de görüldüğü gibi gerçekleştirilen sistemi meydana getiren yazılım ve donanım bileşenleri hakkında bilgiler verilecektir.



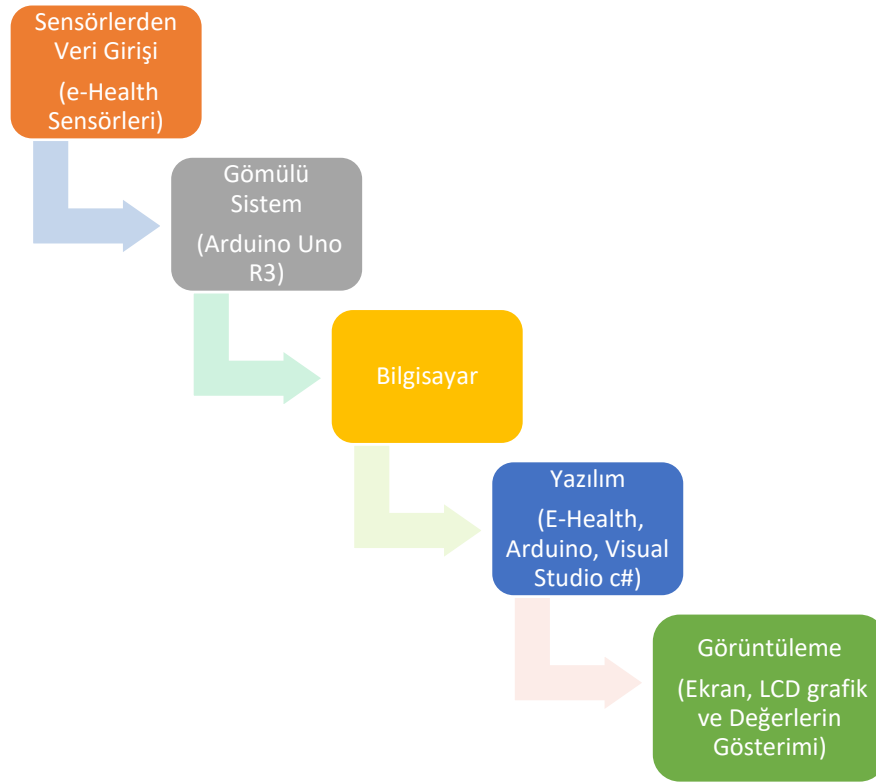
Şekil 3.15 Kullanılan yöntem.

Çalışma süresinde yapılan hazırlıklar birbiriyle paralel olarak gerçekleştirilmiştir. Donanımsal olarak cihazın taşınabilir olması için Arduino Uno ile uyumlu olan e-Health algılayıcı platformu tercih edilmiştir. Kontrol sistemi aşamasında insan vücudundan e-Health algılayıcı platformu sensörleri tarafından alınan fizyolojik veriler Arduino programı kullanılarak sinyal işleme yöntemleri ile sayısal değerlere çevrilmiştir. Hastadan istenen fizyolojik verilerin gömülü sistemler aracılığı ile işlenmesinden sonra Visual Studio .NET ortamında veriler anlamlı bir şekle dönüştürülmüştür. Hastadan alınan fizyolojik veriler Visual Studio .NET ortamında hazırlanan yazılım ile doktorun ve hastanın anlayacağı bir şekilde grafik verilerini de oluşturarak dönüştürülmüştür. Yazılım iki bölümden oluşmaktadır. İlk olarak hastadan elde edilen veriler oluşturulan veri tabanında kayıt altına alınmıştır. Hasta, ölçüm işlemini tamamladığında verilerin doktorun e-posta adresine anlık olarak iletilmesi sağlanmıştır. Doktor tarafında yapılan

yazılım da ise iletilen veriler grafiksel bir şekilde dönüştürülerek anlamlandırılmıştır. Doktor gelen verileri inceledikten sonra sonuç bölümünü doldurup hastaya mail atabilmektedir. Veri tabanında tutulan bu veriler daha sonra ihtiyaç halinde karşılaştırma yapmak için kullanılabilir.

Yapılan bu çalışma ile ilgili ayrıntılar aşağıda verilmiştir.

Fizyolojik işaretlerin elde edilebilmesi için tasarlanan sistem Şekil 3.16'da ki gibi 5 ana bölümden oluşmaktadır.



Şekil 3.16 Gerçekleştirilen sistem.

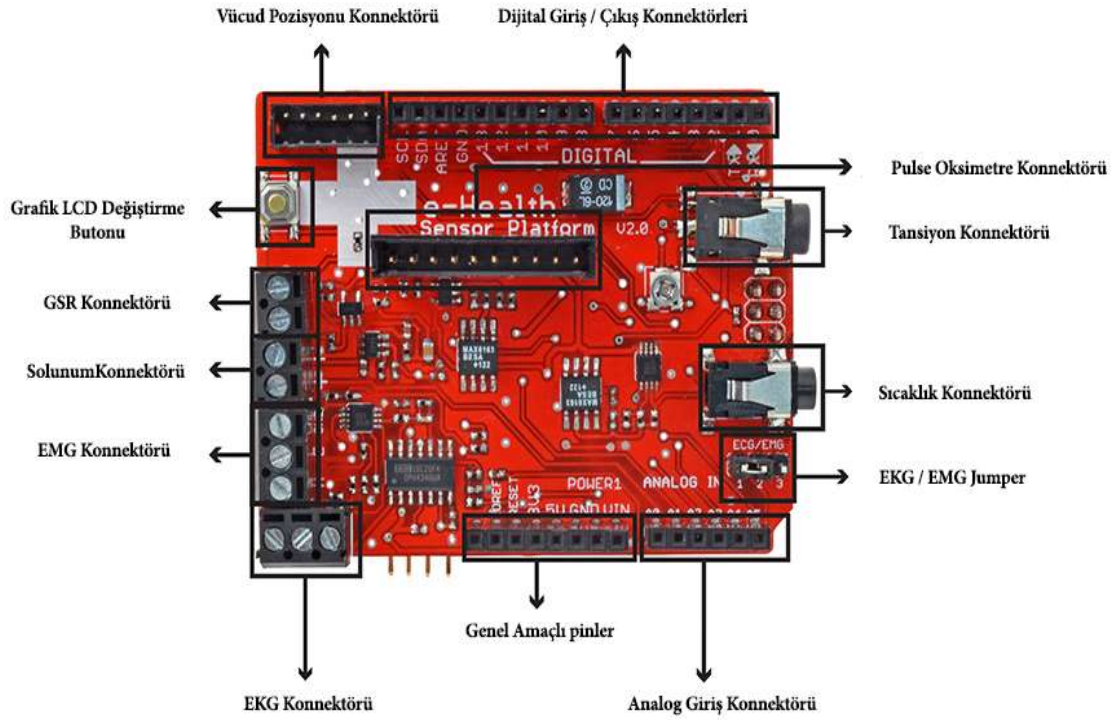
Bu bölümde; vücut içerisinde çeşitli fizyolojik parametrelerin gerçek zamanlı izlenebilmesine olanak veren Libelium firması tarafından medikal uygulamalarda kullanılmak üzere üretilen e-Health algılayıcı platformunun kullanılması öngörülmektedir (İnt.Kyn.6).

İlk olarak e-Health algılayıcı platformu detaylı bir şekilde inceleyecektir. Daha sonra e-Health algılayıcı platformu üzerinde kullandığımız sensörlerin (EKG, EMG, SpO2 ve

Nabız) çalışma prensipleri ve teknik altyapıları hakkında bilgiler verilecektir. Biyomedikal alanda önemini her geçen gün arttıran nesnelerin interneti ile hasta üzerinde bulunan giyilebilir cihazların üretmiş oldukları verileri gömülü sistem olarak adlandırdığımız Arduino ortamına seri iletişim platformu üzerinden aktarılması sağlanmıştır. Bu amaçla kullanmış olduğumuz Arduino gömülü sistemleri ve yazılımı bu bölümde anlatılacaktır. Arduino platformunu kullanarak e-Health algılayıcı platformu üzerindeki sensörlerden almış olduğumuz fizyolojik verileri hastanın ve hekimin anlayabileceği şekle dönüştürmek için Visual Studio .NET ortamında geliştirilen yazılım ve bu yazılımın kullanımı anlatılacaktır. Bölümün sonunda ise sistemin diğer bileşenleri hakkında bilgiler verilip sistemin tanıtımı yapılacaktır.

### **3.19 e-Health Algılayıcı Platform**

Günümüzde bilişim ve iletişim teknolojileri alanındaki gelişmeler tıp ve biyomedikal alanı etkilemektedir. Bu gelişmelerden bir tanesi olan e-sağlık izleme sistemleri, sürekli invaziv veya invaziv olmayan (vücut yüzeyinden) fizyolojik verileri elektrotlar veya sensörler aracılığıyla elde etmektedir. Bu veriler tanı, tedavi veya her ikisi için alınıp işlenmektedir. Böylece, doktor ile hasta arasında veya hastayla hastane arasındaki etkileşimli ilişki en aza indirilerek hastanın günlük yaşantısını değiştirmeden izlenilip takip edilebilme kolaylığı sağlanmaktadır.



Şekil 3.17 e-Health algılayıcı platform bağlantıları.

e-Health algılayıcı platformu Libelium firmasının biyomedikal araştırmalar için tasarladığı bir platformdur. Raspberry Pi, Arduino ve Intel Galileo gömülü sistemleri ile uyumlu çalışmaktadır. Libelium firmasının üretmiş olduğu e-Health algılayıcı platformu üzerinde çok sayıda fizyolojik veriyi toplama yeteneğine sahip sensörlerin bağlanabileceği uçlar bulunmaktadır.

Şekil 3.17’de ki e-Health algılayıcı platformu ile;

- EMG Sinyal İzleme
- EKG Sinyal İzleme
- EEG Sinyal Analizi
- Kan Atım Hızı / SpO2 (Pulse Oksimetre) Verileri,
- Hastanın (Nefes) Hava Akımını Kontrol,
- Vücut Sıcaklığı Verileri,
- Kan Şekeri (Glükometre) Verileri,
- (GSR - Terleme) Galvanik Deri Tepkisi Verileri,
- Hasta Tansiyon Verileri
- Hasta Pozisyonu Konum Algılama Verileri

biyometrik ve tıbbi uygulamaları gerçekleştirmek için bu sensörler kullanılabilir (İnt.Kyn.5).



**Şekil 3.18** e-Health algılayıcı platformuna bağlanabilen sensörler.

e-Health algılayıcı platformu arayüzü ile çoklu olarak veri izlenmesi gerçekleştirilebilmektedir. Platform ile birlikte kullanılan gömülü sistem kartları üzerine kablosuz haberleşme sensörleri olan Zigbee, Bluetooth, Wi-Fi, GPRS ve 3G modülleri bağlanabilmektedir (İnt.Kyn.5).

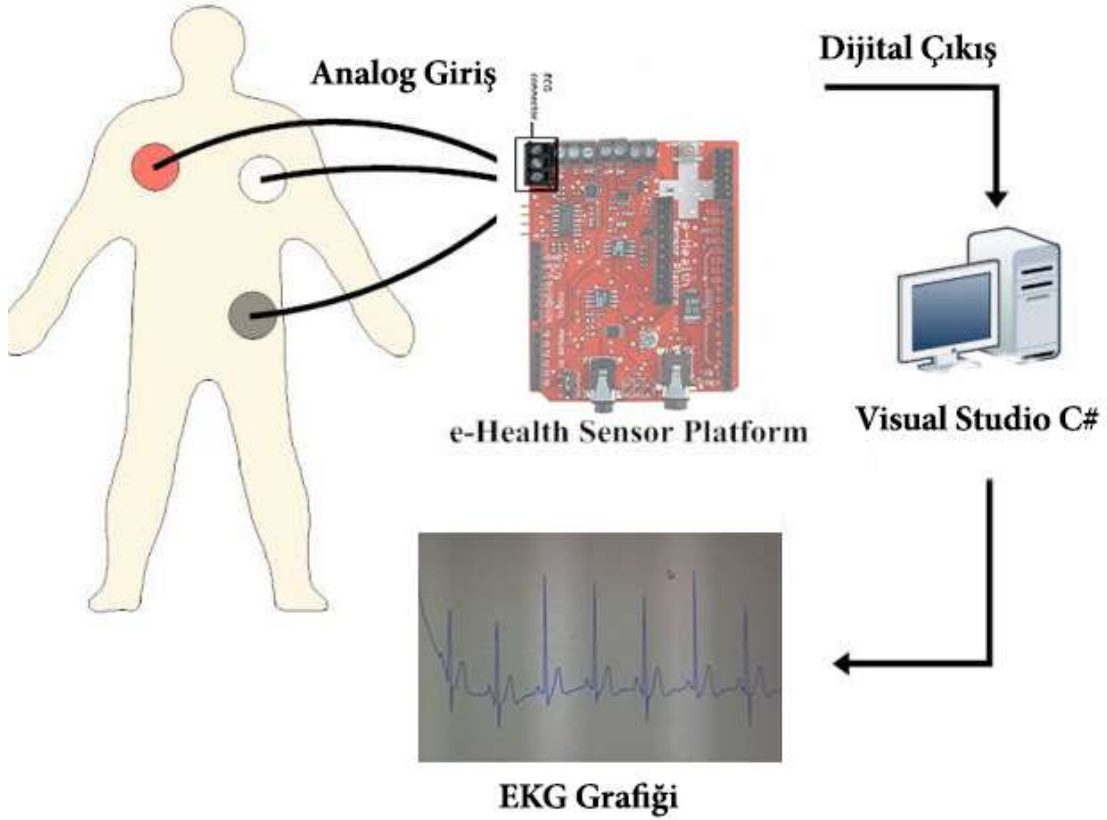
e-Health algılayıcı platformu, gerekli olan gücü bilgisayar veya harici güç kaynaklarını kullanarak elde etmektedir. Kullanılan platforma eklenebilecek RFID gibi farklı modüller ile hastadan alınan fizyolojik veriler uzmanlar tarafından görülebilecektir. Bununla birlikte kullanılan veri tabanı sunucusu ile hastalardan elde edilen fizyolojik verilere internetten ve internete bağlanabilen tüm cihazlardan erişim mümkün olabilecektir.

Hazırlanan çalışmada e-Health algılayıcı platform üzerinde yer alan bütün bağlantılar yerine projede ölçülmesi hedeflenen fizyolojik veriler ile ilgili bağlantı noktaları kullanılmıştır. Bu bağlantı noktaları; Pulse Oksimetre (SpO2) bağlantısı, EMG bağlantısı ve EKG bağlantısıdır.

## 3.20 Fizyolojik İşaret Sensörleri

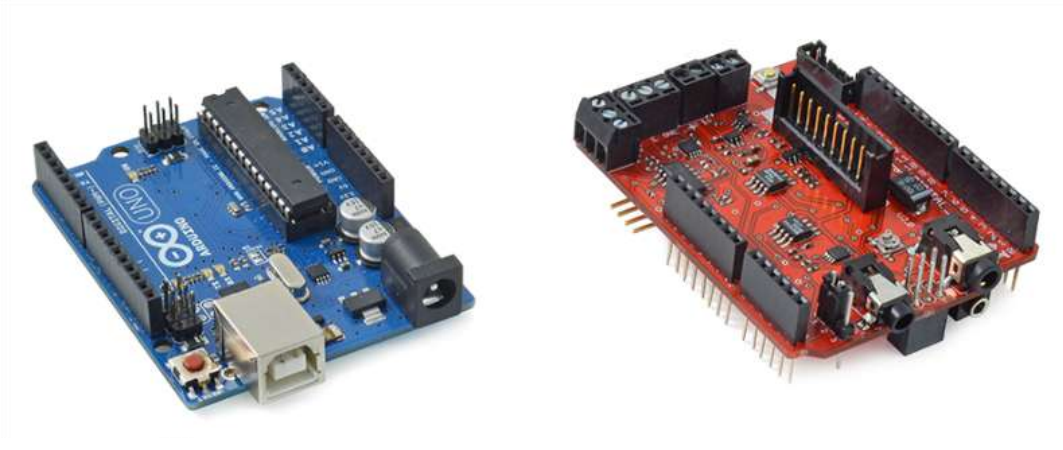
### 3.20.1 EKG Sensörü

EKG rutin olarak kalbin elektriksel ve kas fonksiyonlarını değerlendirmek için kullanılan bir tanı aracıdır. EKG sensörü modern tıpta kullanılan en yaygın tıbbi testlerden birisidir. Hastalardan günlük yaşam içinde iken izlenebilen fizyolojik verilerin en önemlilerinden olan EKG sinyalinin hastaların bilgisayar başından EKG'lerini izleme ve kaydetme imkânı sağlayan ve değerlerin anlık olarak izlenmesine yönelik bir çalışma yapılmıştır.



Şekil 3.19 e-Health EKG sensörü.

Bu çalışmada, Şekil 3.19’da görüldüğü gibi e-Health algılayıcı platformuna bağlanan EKG algılayıcısı Arduino ile birlikte kullanılmıştır.



**Resim 3.3** Arduino ve e-Health algılayıcı platformu.

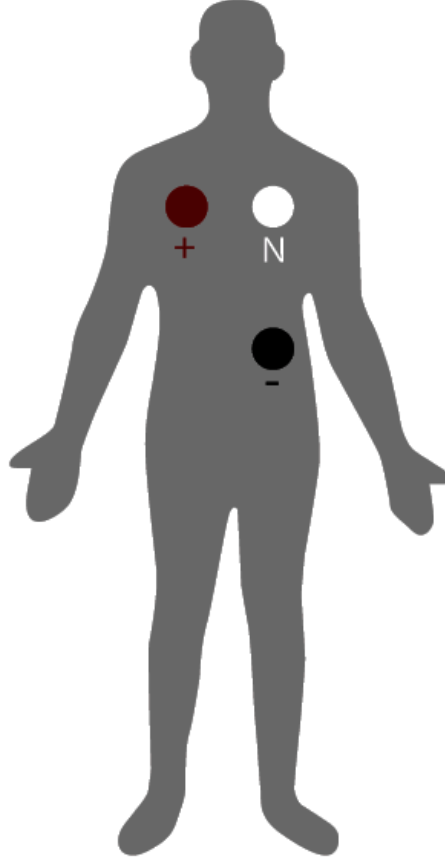


**Resim 3.4** EKG bağlantısı.

EKG verilerini sistem üzerinden alabilmek için üç elektrot kullanılmıştır. Elektrotlar hasta üzerine einthoven üçgeni şeklinde yerleştirilmiştir. e-Health algılayıcı platformu üzerinde EKG sensörünü bağlayacağımız özel bir giriş bulunmaktadır. Elektrotları ilgili girişlere bağladıktan sonra analog 0 pininden analog bir değer elde edilmektedir.

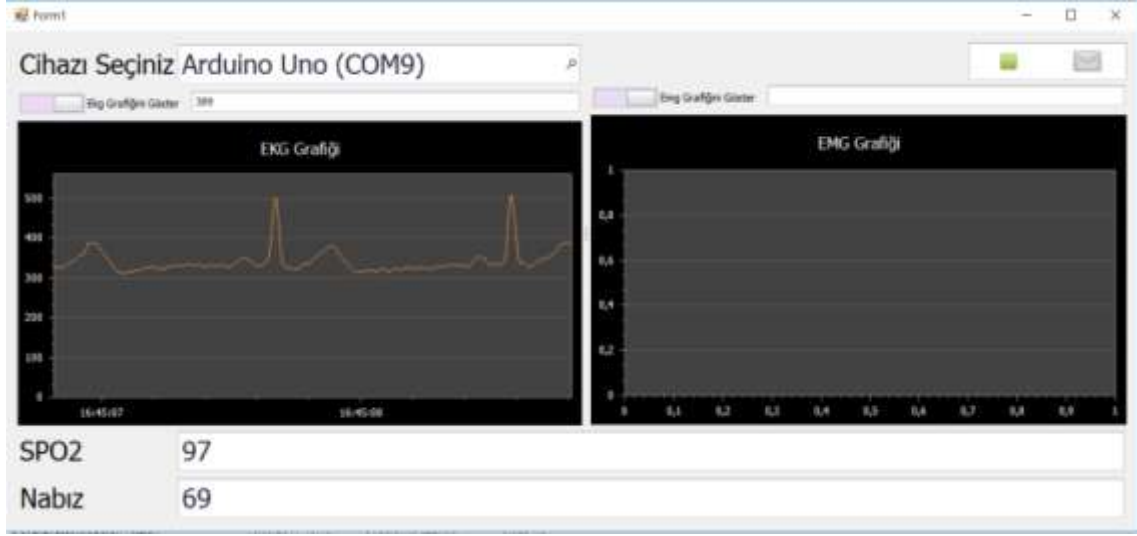


Elektrotların bağlantıları Resim 3.4’de gösterildiği gibi e-Health algılayıcı platformuna yapılır.



**Şekil 3.20** EKG elektrotların vücuda yerleştirilmesi.

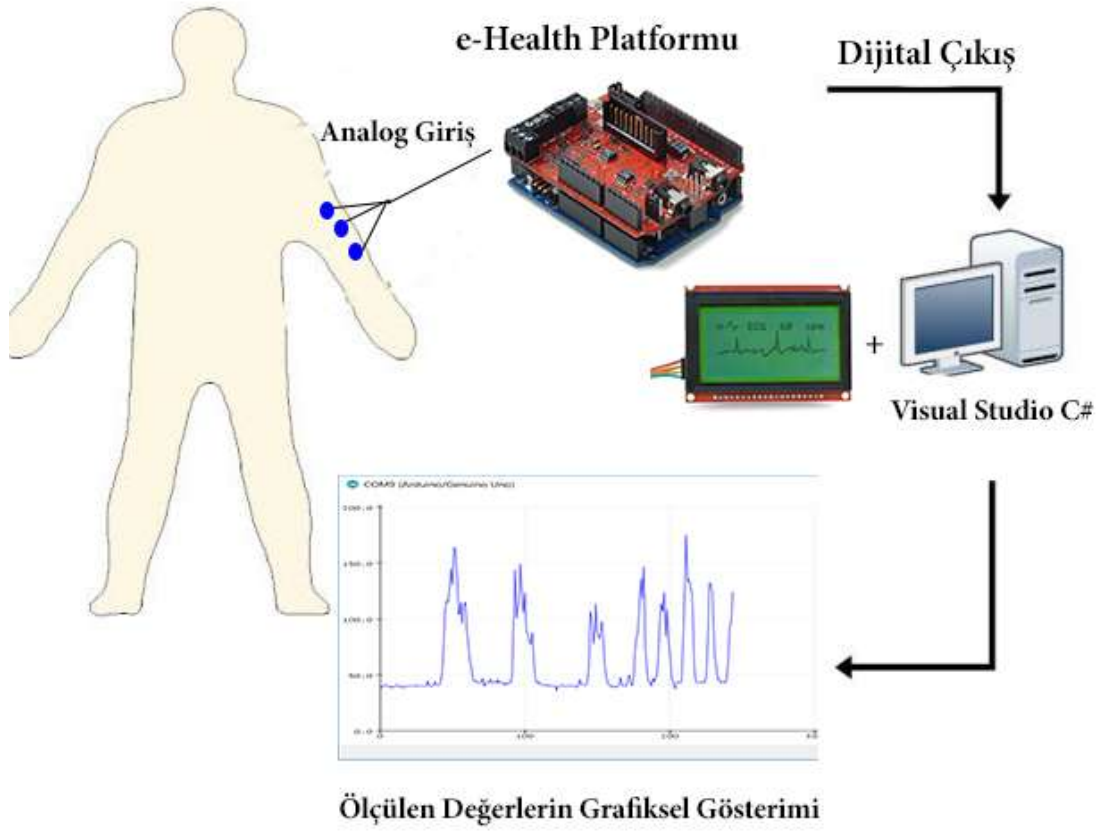
e-Health EKG sensörlerindeki, elektrotlar Şekil 3.20’de görüldüğü gibi hastaya yerleştirilir. Hastanın elektrotlar tarafından alınan EKG sinyali e-Health algılayıcı platformuna aktarılır. Fizyolojik işaretlerden, EKG sinyali 0.5 Hz ile 100 Hz arası frekansta ve 5 mV arası genlik değerindedir. Vücut yüzeyinden elde edilen kalp sinyalleri çok düşük bir genliğe sahip olduklarından değerlendirme ve yorumlama yapabilmek için bu sinyallerin yükseltilmesi gerekmektedir. e-Health algılayıcı platformu almış olduğu fizyolojik verileri güçlendirir, filtreler ve analog EKG verilerini dijital formata dönüştürür. Dijital EKG verileri yazılan programlama ile grafiksel olarak kaydedilip görüntülenir. Resim 3.5’de elektrotlardan alınan verilerin anlaşılabilir hale getirildiğini gösteren EKG grafiği görülmektedir.



**Resim 3.5** Hazırlanan programdaki EKG grafiği.

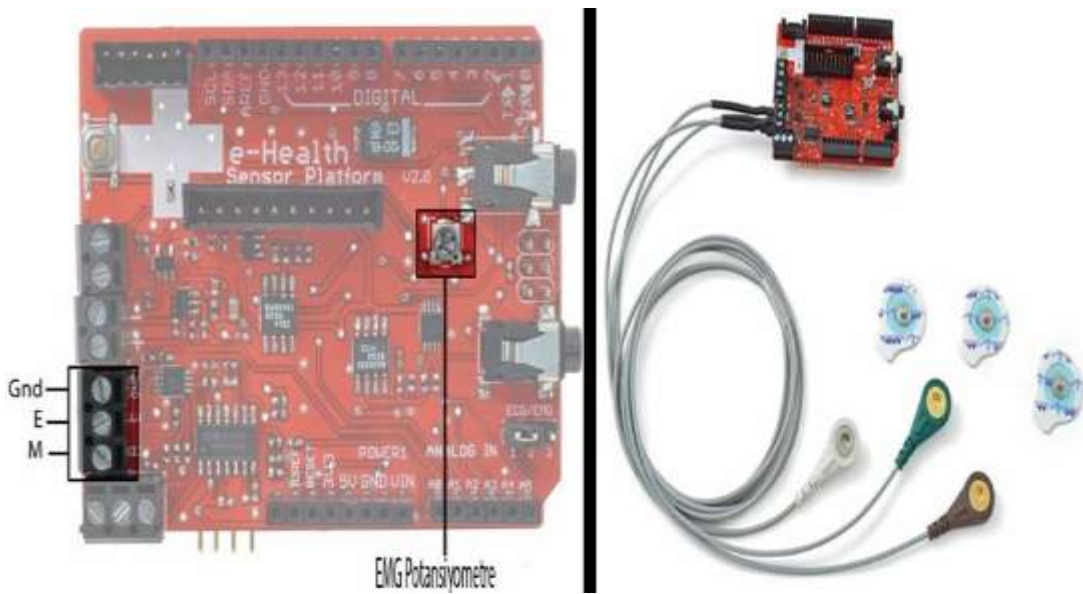
### 3.20.2 EMG Sensörü

EMG dinlenme sırasında kasılma ve kasların elektriksel aktivitesini ölçer. EMG iskelet kasları tarafından üretilen elektriksel aktiviteyi Arduino ve benzeri mikrodenetleyici sistemleri ile okumaya yarayan bir sensör modülüdür. Hücreler, elektrik veya nörolojik olarak aktif olduğunda kas hücreleri tarafından üretilen elektriksel potansiyel EMG sensörleri tarafından algılanır. Elde edilen bu fizyolojik işaretler tıbbi anormallikler, aktivasyon düzeyi, insan veya hayvanların biyomekanik hareketlerini analiz etmek için kullanılır. EMG sinyalleri birçok klinik ve biyomedikal uygulamalarda kullanılır.



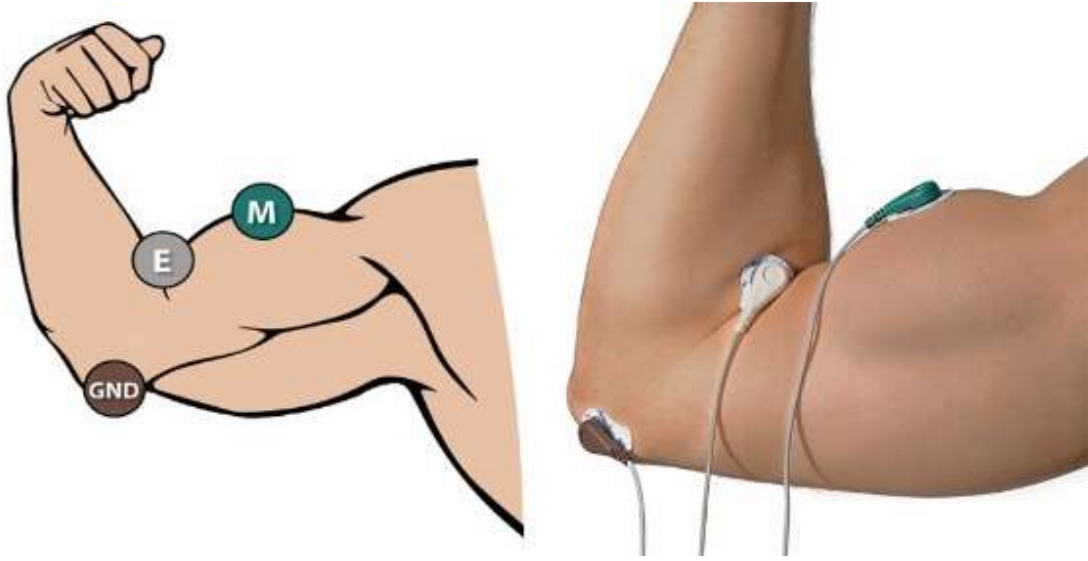
Şekil 3.21 e-Health EMG sensörü.

Elektrotların bağlantıları Resim 3.6’da gösterildiği gibi e-Health algılayıcı platformuna yapılır.



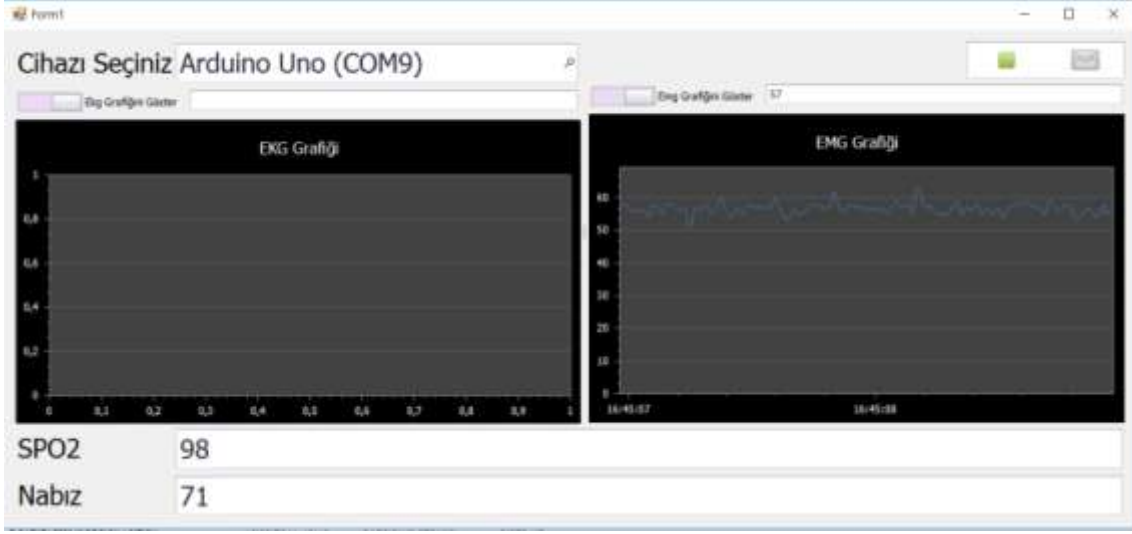
Resim 3.6 EMG bağlantısı.

EMG verilerini sistem üzerinden alabilmek için üç elektrot kullanılmıştır. e-Health algılayıcı platformu üzerinde EMG sensörü bağlayacağımız özel bir giriş bulunmaktadır. Elektrotları ilgili girişlere bağladıktan sonra analog 0 pininden analog bir değer elde edilmiştir. Kullandığımız e-Health algılayıcı platformu aynı anda hem EKG hem de EMG verisi verememektedir. Her iki sensör de analog 0 pininden değer okumaktadır. Bundan dolayı hangi sensörlerden değer okunacaksa platform üzerinde bulunan EKG/EMG jumperı'nın yeri ilgili yere taşınmalıdır.



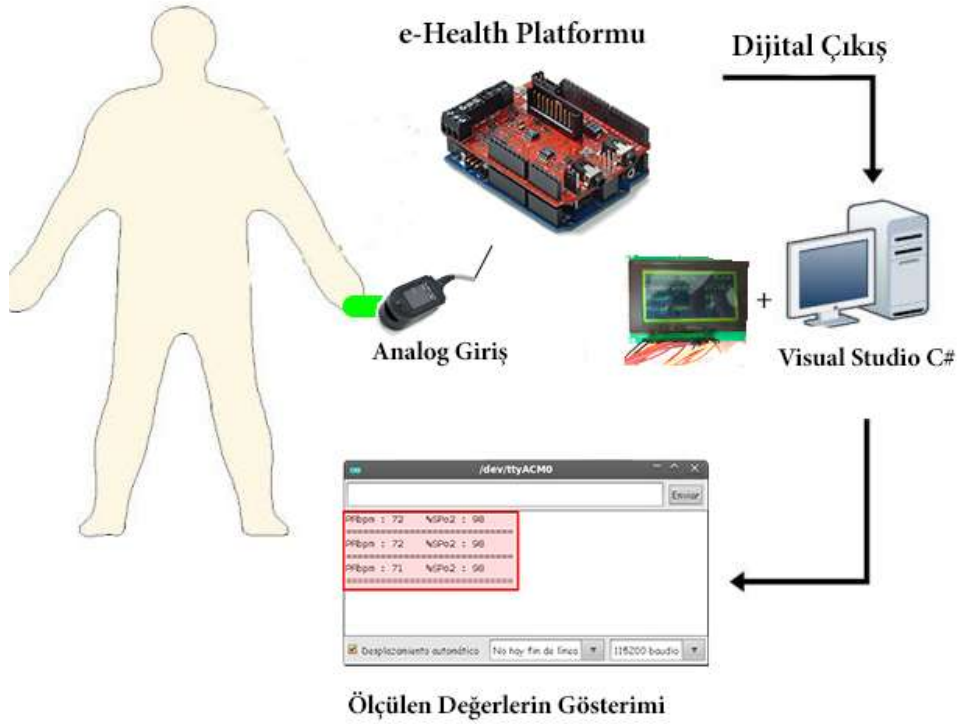
**Şekil 3.22** EMG elektrotlarının vücuda yerleştirilmesi.

e-Health EMG sensörlerinde ki, elektrotlar Şekil 3.22'de görüldüğü gibi hastaya yerleştirilir. Hastanın elektrotlar tarafından alınan EMG sinyali e-Health algılayıcı platformuna aktarılır. EMG değerlerinin alınmasında kullanılan elektrotlar diğer fizyolojik verilerin alınmasında kullanılan elektrotlar gibi tek kullanımlık pre-jel elektrotlardır. e-Health EMG sensörü 0-1023 arasında analog bir değer üretir. Vücut yüzeyinden elde edilen EMG sinyalleri çok düşük bir genliğe sahip olduklarından değerlendirme ve yorumlama yapabilmek için bu sinyallerin yükseltilmesi gerekmektedir. e-Health algılayıcı platformu almış olduğu fizyolojik verileri güçlendirir, filtreler ve analog EMG verilerini dijital formata dönüştürür. Resim 3.7'de görüldüğü gibi dijital EMG verileri yazılan programlama ile grafiksel olarak kaydedilip görüntülenir.



Resim 3.7 Hazırlanan programdaki EMG verileri ve grafiği.

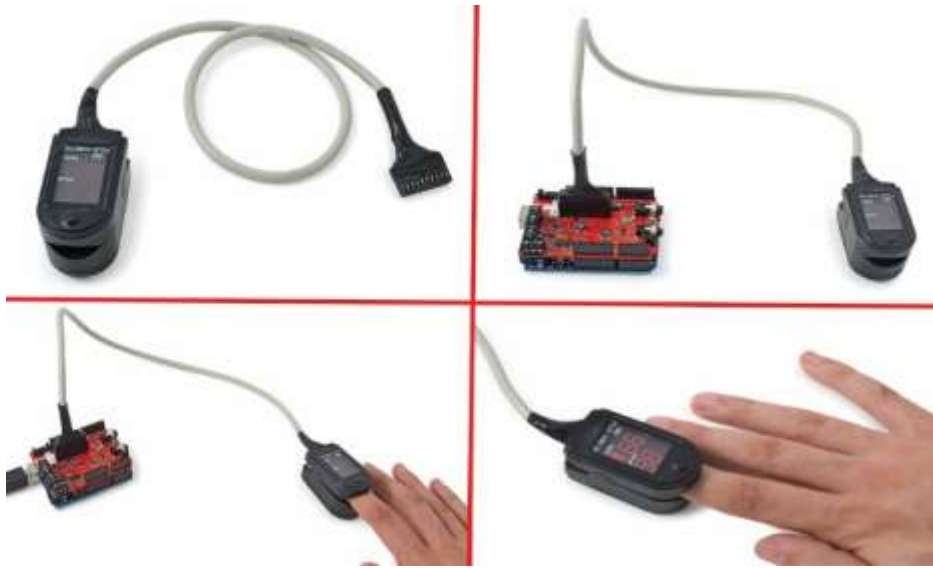
### 3.20.3 Pulse Oksimetre Sensörü



Şekil 3.23 e-Health Pulse Oksimetre sensörü.

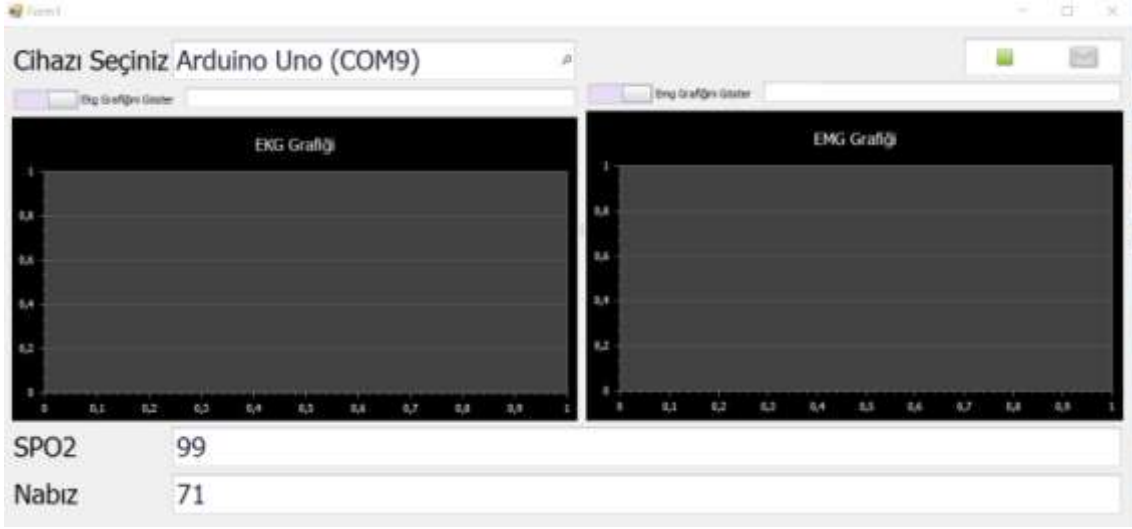
Pulse Oksimetre, kandaki SpO2'yi, nabızı en kolay ve en hızlı bir şekilde ölçebilen bir cihazdır. Teknolojinin gelişmesiyle 1970'li yıllardan itibaren hastanelerde kullanılmaya başlanmıştır. Kullanımının kolay olması nedeniyle özellikle anestezi ve yoğun bakım

ünitelerinde vazgeçilmez cihazlardan biri olmuştur. Tasarlanan sistemde e-Health algılayıcı platformuna uygun bir şekilde tasarlanan Pulse Oksimetre sensörü kullanılmıştır. Söz konusu cihazda bir ışık kaynağı ve ışık dedektöründen oluşan sensör bir aparat bulunmaktadır. Bu sensör aparatının arasına parmak gibi organlar konularak kolayca ölçüm yapılabilir. Cihazın temel çalışma prensibi, alyuvarların içinde bulunan hemoglobinin, oksijen tutup tutmamasına göre ölçüm yapmaktadır. Sensör, kanın oksijen oranını saptamak için onun rengini kullanmaktadır. Pulse Oksimetre cihazları aynı zamanda nabız da ölçer.



**Resim 3.8** Pulse Oksimetre bağlantısı.

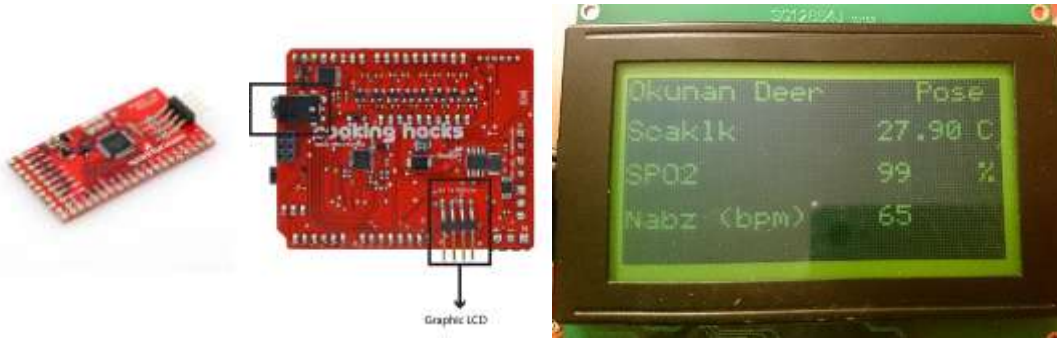
e-Health algılayıcı platformuna uyumlu olan Pulse Oksimetre sensörü Resim 3.8’de gösterildiği gibi bağlanmıştır. Modül üzerinde oluşabilecek bağlantı hatalarını önlemek ve bağlantıyı kolaylaştırmak için özel bir soket tasarlanmıştır. e-Health algılayıcı platformu tarafından alınan nabız ve SpO2 verileri yazılan program ile Resim 3.9’da ki gibi görüntülenir.



**Resim 3.9** Hazırlanan programdaki Pulse Oksimetre verileri.

### 3.20.4 128X64 GLCD

128x64 piksel çözünürlükte bu grafik LCD ile yazılar yazdırılıp, resim ve şekiller çizdirilebilmektedir. Arka ışık parlaklık ayarı yapılabilmektedir. Zemin yeşil, yazı rengi siyahtır. Tasarlanan projede elde edilen fizyolojik verilerin, grafiklerin kullanıcıya gösterilmesi amacıyla kullanılmıştır. +5 V çalışma gerilimine sahip olan GLCD pin sayısının fazla olmasından dolayı GLCD Seri Dönüştürücü Kartı ile e-Health algılayıcı platformunun yapısına uygun bir şekilde dönüştürülmüştür.



**Resim 3.10** GLCD seri dönüştürücü kartı, e-Health GLCD bağlantısı ve örnek GLCD ekranı (İnt.Kyn.9).

### 3.21 Arduino

Günümüzde elektronikte devrim niteliğinde gelişmeler yaşanmaktadır. Akıllı kumaşlar, dronlar, robotlar, bilgisayarlar, ev yapımı giyilebilir teknolojiler vs. bütün bu gelişmeler yenilikleri gözler önüne sermektedir. Klasik elektronik devrelerin, yerini gömülü

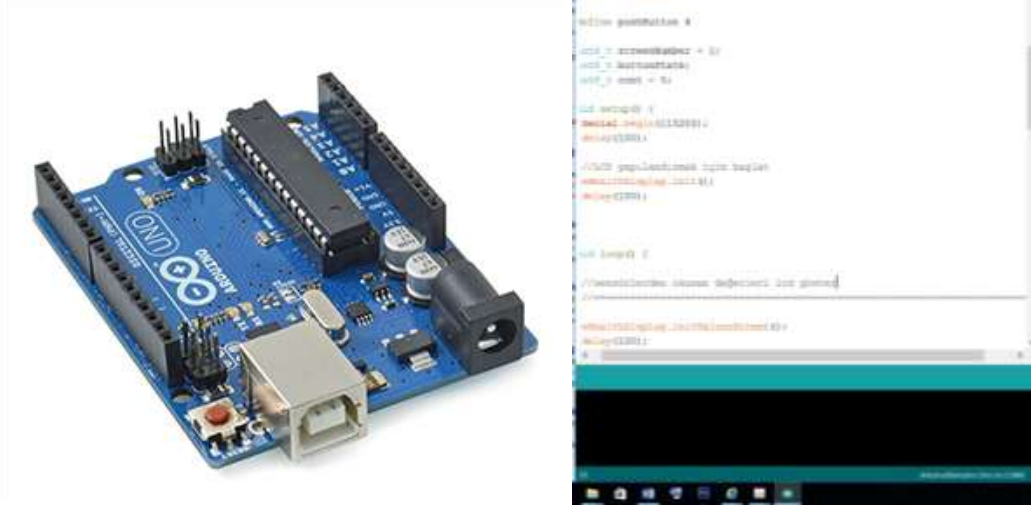
sistemlere bıraktığı günümüzde her birisi mikrobilgisayar denilebilecek sistemler, tüm dünyada yaygınlaşmaktadır.

Gömülü sistem denilince aklımıza ilk gelen elektronik devre Arduino'dur. Arduino, İtalyan elektronik mühendisleri tarafından yazılımsal ve donanımsal olarak açık kaynak mimariye sahip bir mikrodenetliyiçi kartıdır. Açık kaynak kodlu olmasından dolayı isteyen herkesin baskı devre modellerini baz alıp kendi Arduino'larını hazırlamalarına imkan vermektedir. Arduino bir bilgisayarın yapabildiği, algılama, birden çok sensörün aynı anda kontrolü gibi bazı işleri yapabilen esnek, kolay kullanımlı donanım ve yazılım tabanlı bir fiziksel programlama platformudur (İnt.Kyn.6).

Arduino takımı Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino ve David Mellis'den oluşur. Bu ekibe Nicholas Zambetti katkıda bulunmuştur.

Arduino; hobi amaçlı olarak ve programlama, elektronik deneyimi olmayan kişiler düşünülerek geliştirilmiştir. Yazılım geliştirmek için processing/wiring dilinin kullanıldığı bir geliştirme ortamına sahiptir. Arduino geliştirme kartı üzerinde genellikle Atmel mikroişlemcileri (AtmegaXX) bulunmaktadır. Bu mikroişlemciler Arduino programlama dili ile programlanır ve bu program Processing tabanlı Arduino Yazılım Geliştirme Ortamı (IDE) yardımı ile karta yüklenir. Resim 3.11'de Arduino ve IDE yazılım geliştirme ortamı görülmektedir.





**Resim 3.11** Arduino Uno ve IDE yazılım geliştirme ortamı.

Günümüzde Arduino robotik projeler başta olmak üzere birçok farklı uygulamalarda kullanılmaktadır. Gün geçtikçe popülerleşen bu geliştirme kartı için farklı farklı kütüphaneler bulunmaktadır. Arduino'nun günümüzde çok fazla tercih edilmesinin nedenleri arasında;

- Düşük maliyetli olması,
- Kolay temin edilebilmesi,
- Açık kaynaklı olması,
- Farklı işletim sistemlerinde sorunsuz çalıştırabiliyor olması,
- Ek donanımlar sunabilmesi,
- Yazım dilinin kolay olması,
- Robotik uygulamalarının kolaylıkla yapılabilmesi,
- Geliştirilmeye açık olması,
- Analog – dijital veriler işleyebilmesi sayılabilir.

Esnek ve modüler bir altyapıya sahip olan Arduino'lar ile aynı anda kullanılacak çok fazla kalkan bulunmaktadır. Bu kalkanlar Arduino üzerine pinler yardımı ile birleştirilerek hazırlanacak olan projelere daha fazla özellik kazandırılır. Projede fiziksel

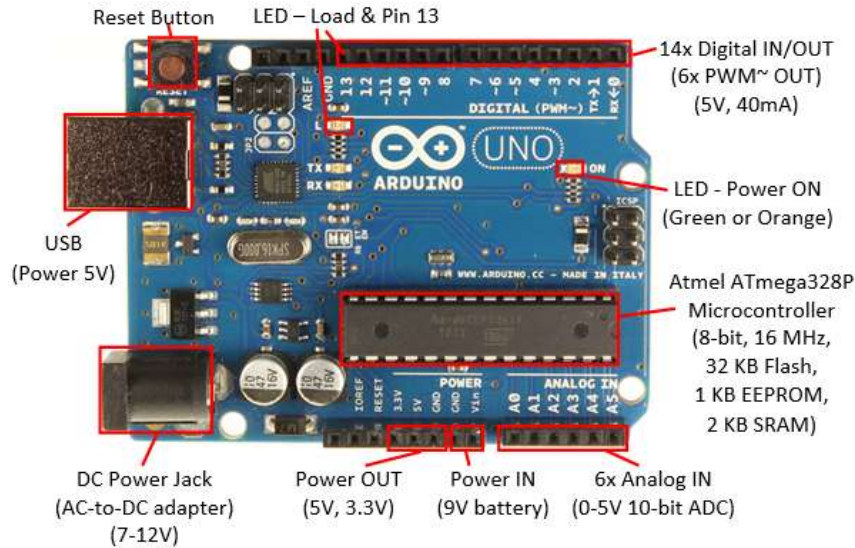
işaretlere ait verileri almak için kullandığımız e-Health algılayıcı platformu da Arduino ile bu şekilde kullanılmıştır.

### 3.21.1 Arduino Çeşitleri

Arduino kartları kullanım alanlarına göre değişiklik göstermektedir. Arduino UNO; Arduino MEGA; Arduino LILYPAD; Arduino ADK, Arduino Leonardo, Arduino Mini, Arduino Nano, Arduino Yun bunlardan bazılarıdır. Yapılan çalışmada Atmega 328 mikroişlemciye sahip olan Arduino Uno R3 kullanılmıştır.

### 3.21.2 Arduino Uno R3

Genel olarak Arduino modelleri arasında piyasada en çok kullanılan, bizim de çalışmamızda kullandığımız Arduino Uno R3 modelini tanıyalım. ATmega 328 tabanlı bir mikroişlemciye sahip olan geliştirme kartının üzerinde, 14 adet dijital giriş/çıkış ve 6 analog giriş bulunmaktadır. 16 Mhz kristal osilatöre, USB bağlantısına, güç bağlantısına, ICSP bağlantısına ve reset tuşuna sahiptir. Kartın çalışabilmesi için harici bir güç kaynağı yada bilgisayarın Usb portu ile enerji verilmesi gerekmektedir.



Şekil 3.24 Arduino Uno modeli ve elemanları.

Arduino Uno'nun son sürümü olan R3, diğer sürümlerinin içerdiği tüm fonksiyonları içermekle birlikte bunun dışında Atmega16U2 (önceki versiyonlarda 8U2 vardı) sahiptir. Böylece Arduino Uno veri transferlerini çok daha hızlı yapabilmenin yanında

çok daha hızlı bir şekilde programlanabilecektir. R3 diğer sürümlere göre daha çok hafızaya sahiptir. R3'ün, Linux ya da Mac işletim sistemleri ile olan uygulamalarında USB üzerinden çalıştırılmak için hiçbir sürücüye ihtiyacı yokken, Windows sürümleri için Arduino IDE içinde bulunan inf dosyasının bulunması programın sorunsuz çalışması için yeterlidir (İnt.Kyn.7).

Arduino Uno R3 tüm bu özelliklerin yanında AREF pininin yanında SDA ve SCL pinlerine sahiptir. Ayrıca RESET pininin yanında konumlanmış iki adet yeni pin bulunmaktadır. Bunlardan ilki IOREF pinidir ve kart tarafından sağlanan voltaj sayesinde Arduino kalkanının çalışmasını sağlar. Diğer pin ise herhangi bir yere bağlanmamıştır ve gelecek uygulamalar için boş bırakılmıştır. Uno R3 var olan tüm Arduino kalkanlar ile uyumlu bir şekilde çalışır. İlerleyen zamanlarda çıkarılacak olan kalkanlarla da bu boş olan pin sayesinde uyumlu bir şekilde çalışabilecektir (İnt.Kyn.7).

### **3.21.3 Arduino Programlama Dili**

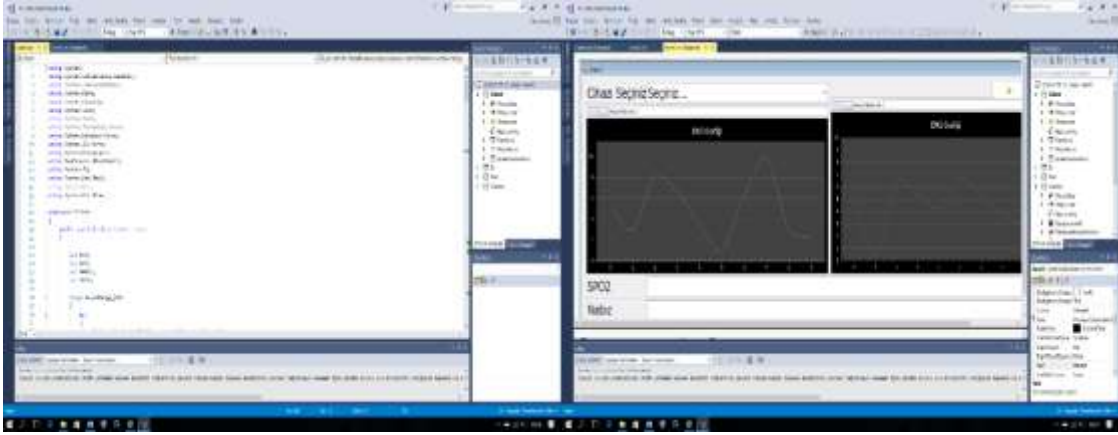
Arduino programlama dili C++ diline benzemektedir. Programların tamamında setup () ve loop () adlı iki fonksiyon bulunmaktadır. Güç verilmesinin ardından veya reset butonuna basılmasının ardından setup () fonksiyonu çalışır. Setup () fonksiyonu altında genel ayarlamalar yapılandırılır. Bu bölüm çalışma boyunca sadece bir kere çalıştırılır. Loop () fonksiyonu, setup () fonksiyonunun sonrasında çalıştırılır. Yazılımın döngüsü olan bu kısımda Arduino'nun yapması gereken işlemler yazılır ve sürekli devam eder.

### **3.22 Visual Studio .Net Teknolojisi**

Microsoft Visual Studio, Microsoft tarafından geliştirilen bir tümleşik geliştirme ortamıdır (IDE). Microsoft Windows, Windows Mobile, Windows CE, .NET Framework, .NET Compact Framework ve Microsoft Silverlight tarafından desteklenen tüm platformlar için yönetilen kod ile birlikte yerel kod ve Windows Forms uygulamaları, web siteleri, web uygulamaları ve web servisleri ile birlikte konsol ve grafiksel kullanıcı arayüzü uygulamaları geliştirmek için kullanılır.

Visual Studio, değişik programlama dillerini destekler, bu da kod editörü ve hata ayıklayıcısının neredeyse tüm programlama dillerini desteklemesini sağlamaktadır.

Bu tez çalışmasında gömülü sistemlerden alınan fizyolojik verilerin anlamlı hale dönüştürülmesi için Microsoft Visual Studio 2017 yazılımı içerisinde bulunan C# dili kullanılmıştır. Resim 3.12'de hazırlanan çalışmanın tasarım ve form ekranları görülmektedir. Ayrıca verilerin kayıt altında tutulması için veritabanı uygulaması olan Sql programı kullanılmıştır.



**Resim 3.12** Visual Studio C# tasarım ve form görüntüsü.

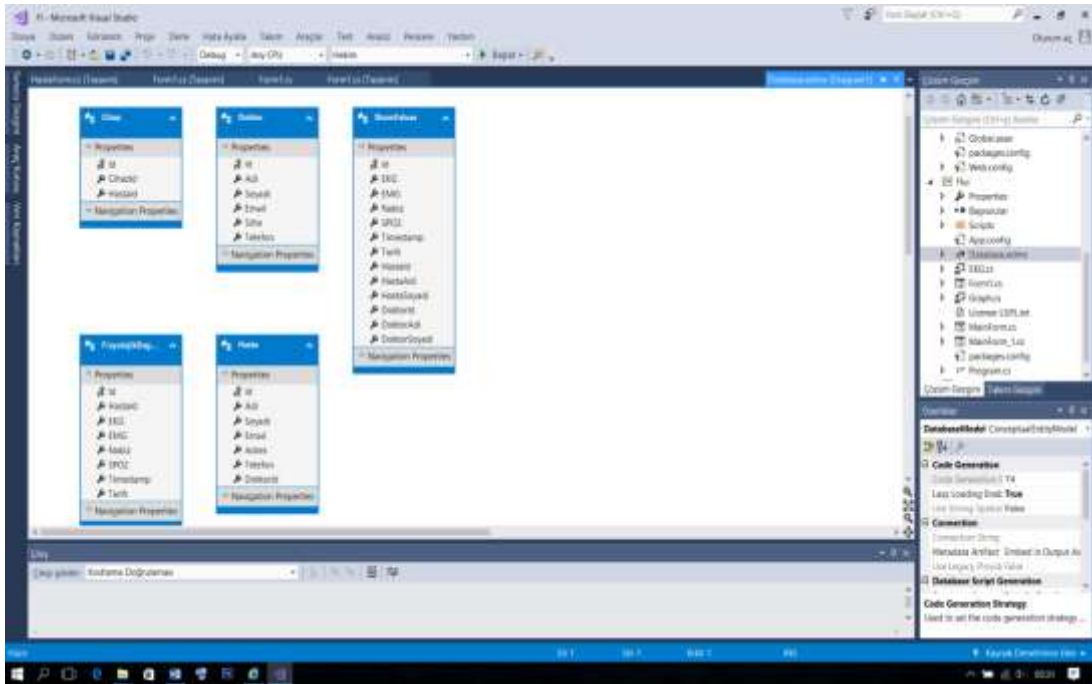
### 3.22.1 Microsoft Visual C#

C, C++ ve Java dillerinden türeyen basit, güçlü, esnek, nesne yönelimli, yazımı ve öğrenilmesi kolay Microsoft ailesinin bir programlama dilidir.

C# (CSharp) programlama seviyeleri içerisinde orta seviye programa dili sınıfına girmektedir. C# ile hem üst düzey hem de alt düzey programlama yapılabilmektedir. C# dili diğer dillere göre öğrenilmesi daha kolay bir dildir. C# diğer bazı dillerle kıyaslandığında gerçek anlamda nesne yönelimli (object-oriented) bir dildir.

Visual Studio, değişik programlama dillerini desteklemektedir, bu da kod editörü ve hata ayıklayıcısının neredeyse tüm programlama dillerini desteklemesini sağlamaktadır. Öğrenimin kolay olması, xml desteği, json desteği, nesne yönelimli olduğundan projelerin daha hızlı gerçekleştirilebilmesi, veri tabanı desteği gibi özelliklerinden dolayı tez çalışmasında C# dili kullanılmıştır.

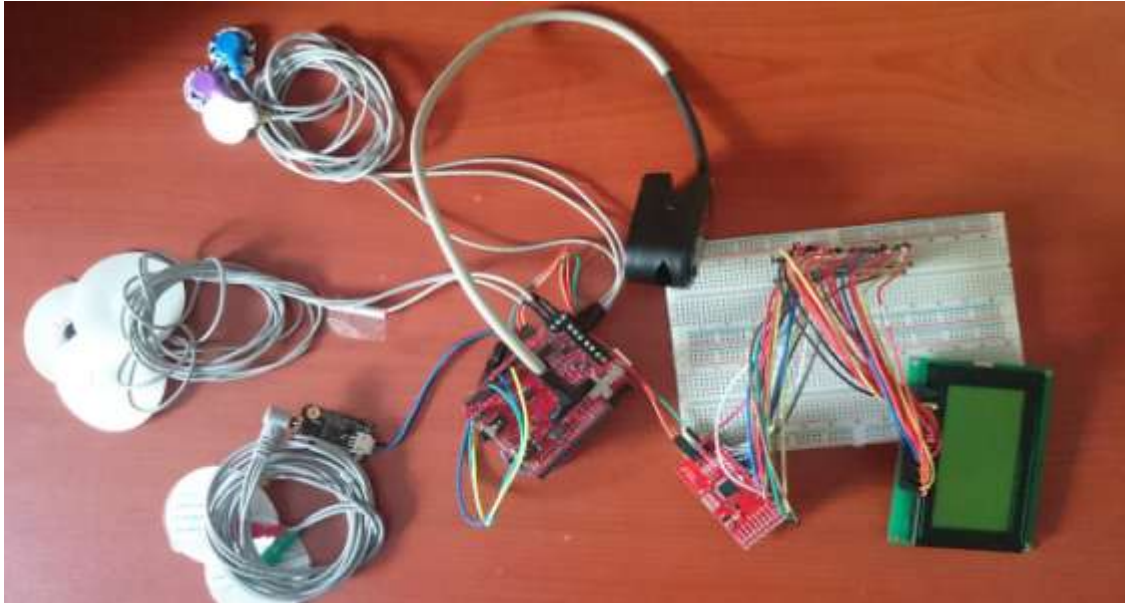
Veri tabanı kavramı, verilerin belirli bir düzene göre depolandığı sistemlere verilen genel bir isimdir. Veri tabanı bilgileri uygun biçimlerde kaydetmeye, güncellemeye ve bilgiler üzerinde gelişmiş sorgulamalar yapmaya olanak vermektedir. Günümüzde yazılan programların vazgeçilmez bir parçası olan veri tabanlarını hazırlamış olduğumuz bu çalışmada da doktorların verilerini, cihaz verilerini, hasta bilgilerini ve elde edilen fizyolojik işaretlere ait verileri saklamak ve bunlarla ilgili sorgular çalıştırmak için kullandık. Hazırlanan çalışmada kullanılan veritabanına ait tablolar Resim 3.13’de görülmektedir.



Resim 3.13 Yazılımda kullanılan veritabanı.

#### 4. BULGULAR

Prototip olarak hazırlanan e-Health algılayıcı platformu sistemi breadboard üzerine kurulmuştur. Böylece çalışma sırasında deneme-yanılma işlemleri, sensör ekleme-çıkarma, sensörlerin tek başlarına ve birlikte çalışma performanslarının incelenmesi, donanım-yazılım uyumu testleri vs. gerçekleştirilmesi daha esnek, güvenli ve kayıpsız şekilde gerçekleştirilmiştir.

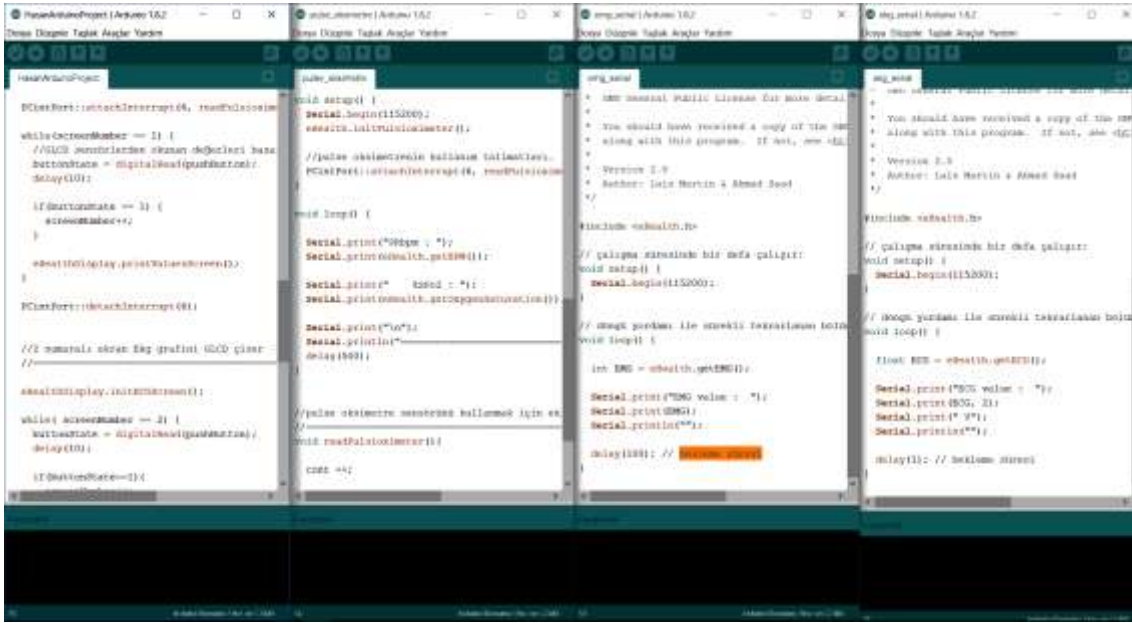


**Resim 4.1** Hazırlanan sistemin parçalarının birleştirilmiş görüntüsü.

Çalışmada kullanılan sensörler ve devre elemanları önceki kısımlarda ayrıntılı olarak tanıtıldığı için bu kısımda üzerinde durulmayacaktır. Devre elemanları arası bağlantıların gerçekleştirilmesi için tasarımda jumper kablolar kullanılmıştır. Bu kablolar devrenin yapım aşamasında hızlı ve kolay bir şekilde devrenin kurulmasını sağlamak ve deneme-yanılma çalışmalarında önemli ölçüde esneklik sağlamaktadır.

Hazırlanan çalışma Resim 4.1’de olduğu gibi tasarlandıktan sonra ilk olarak; EKG, EMG ve SpO2 sensörlerinin uygun bir şekilde vücuda yerleştirilmesi sağlanır. Çalışmada kullanacağımız bu sinyalleri düzgün bir şekilde alabilmemiz için, kullanacağımız e-Health algılayıcı platformunun EKG, EMG ve SpO2 için belirlenmiş noktalarına bağlantı yapmamız gerekmektedir. e-Health algılayıcı platformu Arduino Uno gömülü sistemi ile kullanılabilir şekilde tasarlanmıştır. Sensörlerden alınacak

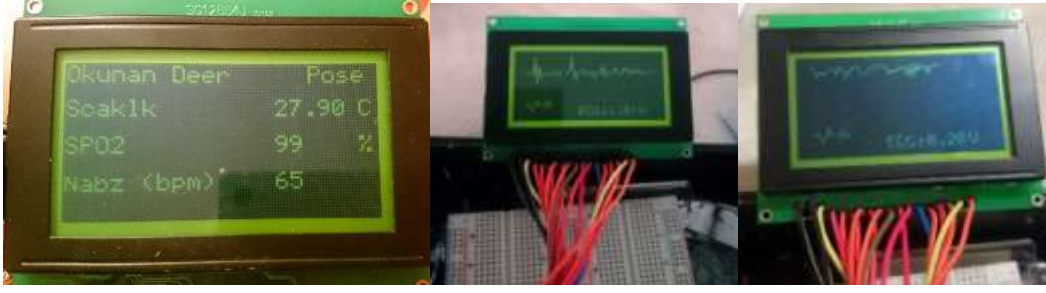
veriler Arduino programının analog girişlerinden okunacaktır. Arduino tarafından okunan bu analog veriler belirli örnekleme frekansına göre örneklenip bilgisayara seri haberleşme kanalı olan USB kablo aracılığıyla veri aktarımını gerçekleştirecektir. Bilgisayarın COM portlarına düşen bu veriler Arduino yazılım dili olan Processing programı tarafından okunup, sayısal olarak işlenip ilgili çıktı biriminde görüntülenmesi sağlanacaktır.



**Resim 4.2** Fizyolojik değerlerin okunması için yazılan Arduino kodları.

Elde edilen fizyolojik veriler toplu olarak alınabileceği gibi istenirse bu fizyolojik verilerin tek tek okunması ve gösterilmesi de gerçekleştirilebilir. Ya da tasarlanan yazılım ile bütün fizyolojik veriler aynı anda ölçülüp görüntülenebilecektir. EKG, EMG, SpO2, nabız, sıcaklık gibi değerlerin aynı anda görüntülenebilmesi için kullanılacak diğer bir görüntüleme aracı GLCD'dir.

Burada ilk gelen ekranda temel değerler görüntülenecektir. e-Health algılayıcı platformu üzerinde bulunan butona basarak bir sonraki ölçüm olan EKG ölçümünün değerinin grafiği, bir kez daha butona bastığımızda ise EMG değerinin grafiği ekranda gösterilecektir. e-Health algılayıcı platformunda kullanılacak diğer sensörleri de sisteme dahil ettiğimizde gerekli kodları ekleyerek değerlerin Resim 4.3'de ki gibi GLCD ekranında görüntülenmesi sağlayabilmektedir.



**Resim 4.3** Değerlerin GLCD ekranda gösterilmesi.

Fizyolojik verilerin alınması üzerine yapılan çalışmalarda özellikle elektrotların bağlanması hassas olunması gereken konulardan biridir. Ölçümlerde karşılaşılan hataların başında sensörlerin uygun yerleştirilememiş olması gelmektedir. Resim 4.4’de çalışmada kullanılan elektrotların vücuda bağlanması gösterilmiştir. Uygun bir şekilde yerleştirilemeyen sensörlerin sonucunda doğacak istenmeyen sinyal bileşenleri ve gürültüler işlemimizde hatalı sonuçlar elde etmemizi ve yanlış değerlendirmelerde bulunmamıza neden olmaktadır.



**Resim 4.4** Tasarlanan sistemde elektrotların vücuda bağlanması.

Tüm donanım bağlantıları yapıldıktan sonra cihazın programlanması aşamasına geçilmiştir. Arduino ile ölçülen fizyolojik verilerin bilgisayarda yorumlanabilmesi için



Visual Studio ortamına aktarılması gerekmektedir. Visual Studio programı ile Arduino sistemini haberleşebilmesi için Arduino’da kod yazımı gerçekleştirilmiştir.

```
serialden-data-gonderme | Arduino 1.8.2
Dosya Düzenle Taslak Araçlar Yardım

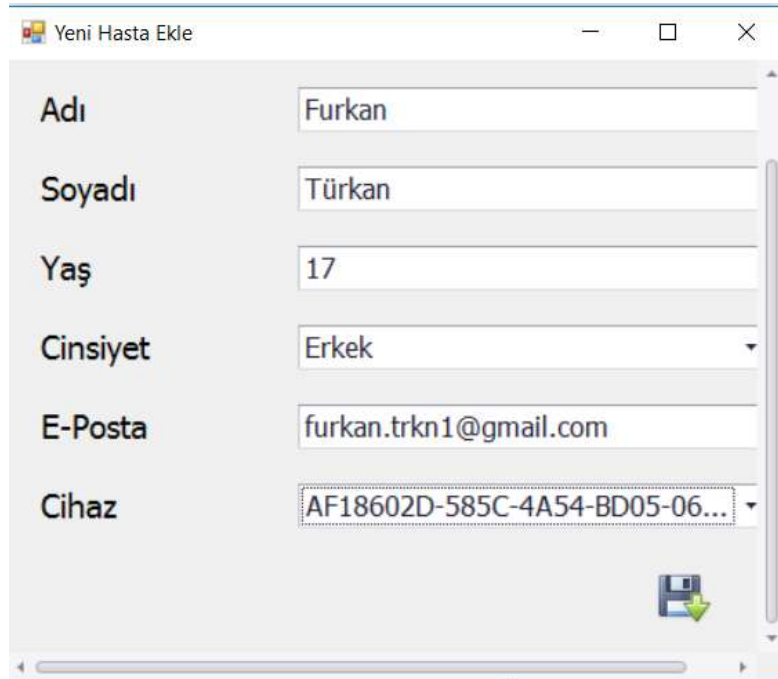
serialden-data-gonderme §
#include <eHealth.h>
#include <PinChangeInt.h>
int cont = 0;
String GUID = "AF18602D";
void setup(){
  Serial.begin(115200);
  eHealth.initPulsioximeter();
  PCintPort::attachInterrupt(6, readPulsioximeter, RISING);
}
void loop() {
  int EMG = eHealth.getEMG();
  int EKG = analogRead(A1); //eHealth.getECG();
  int SPO2 = eHealth.getOxygenSaturation();
  int NABIZ = eHealth.getBPM();
  Serial.println(GUID+", "+String(EKG)+", "+String(EMG)+", "+String(NABIZ)+", 9"+String(SPO2));
  delay(20);
}
void readPulsioximeter(){
  cont++;
  if (cont == 50) { //Get only of one 50 measures to reduce the latency
    eHealth.readPulsioximeter();
    cont = 0;
  }
}
```

**Resim 4.5** Sensörlerden okunan EKG, EMG ve SpO2 değerlerini seri iletişim yolu ile iletilmesi.

Sensörlerden alınan değerler okunduktan ve Arduino ile dönüşümü gerçekleştirildikten sonra Visual Studio ortamına verilerin anlamlı bir şekilde aktarılması gerekmektedir. Arduino’da verilerin aktarılması için gerekli kod bloğu yazıldıktan sonra bunların Visual Studio ortamında görüntülenmesi gerekmektedir. Çalışmada Visual Studio C# programlama dili kullanılmıştır. Hazırlanan tasarım üç bölümden oluşmaktadır.

Tasarımın ilk bölümü e-Health algılayıcı platformuna sahip ve verileri ölçülecek kişilerin kaydının yapıldığı veri tabanı bölümüdür.

Kişi kayıtlarının, fizyolojik değerlerinin tutulduğu bu bölüm için Visual Studio C# programlama dilinde Resim 4.6'da görülen form düzenlenmiştir. Bu bölümde kişi kayıtları ve kullanılacak cihazın id'sinin atandığı bölüm bulunmaktadır.



Adı	Furkan
Soyadı	Türkan
Yaş	17
Cinsiyet	Erkek
E-Posta	furkan.trkn1@gmail.com
Cihaz	AF18602D-585C-4A54-BD05-06...

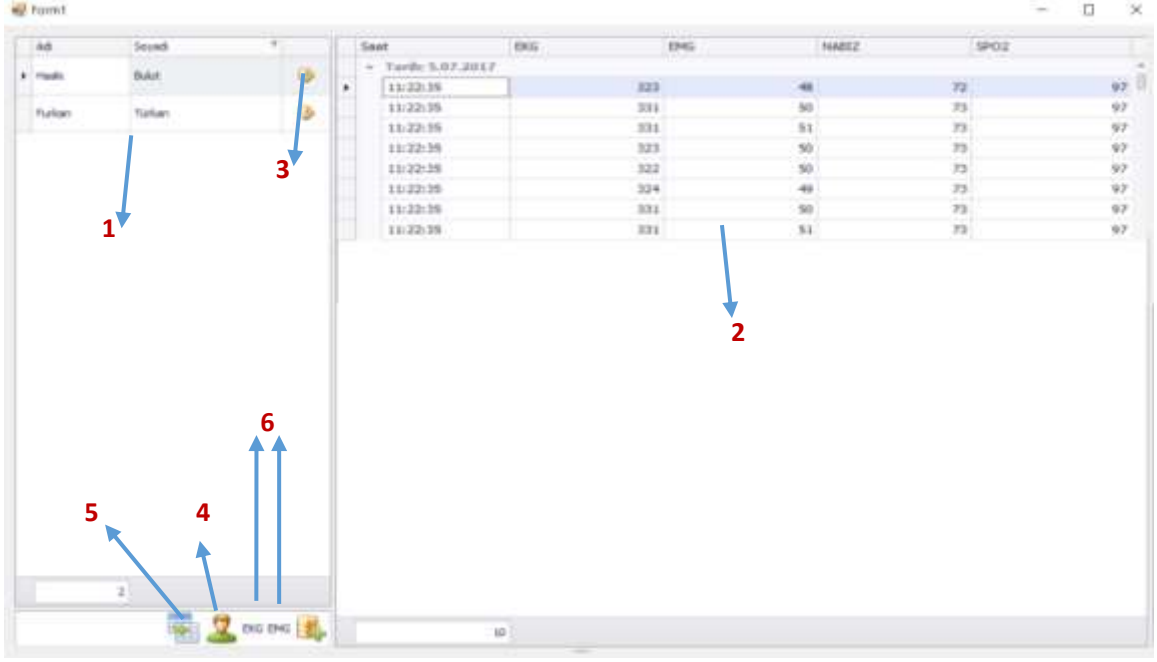
**Resim 4.6** Kişi bilgilerinin tutulduğu veri tabanı ekranı.

Tasarımın ikinci bölümünde kişilerin tanımlaması ve cihaz ataması yapıldıktan sonra kişi istediği herhangi bir yerde e-Health algılayıcı platformunda bulunan sensörlerin elektrotlarını vücudunun gerekli yerlerine bağlayarak ölçüm işlemlerini gerçekleştirebilmektedir.



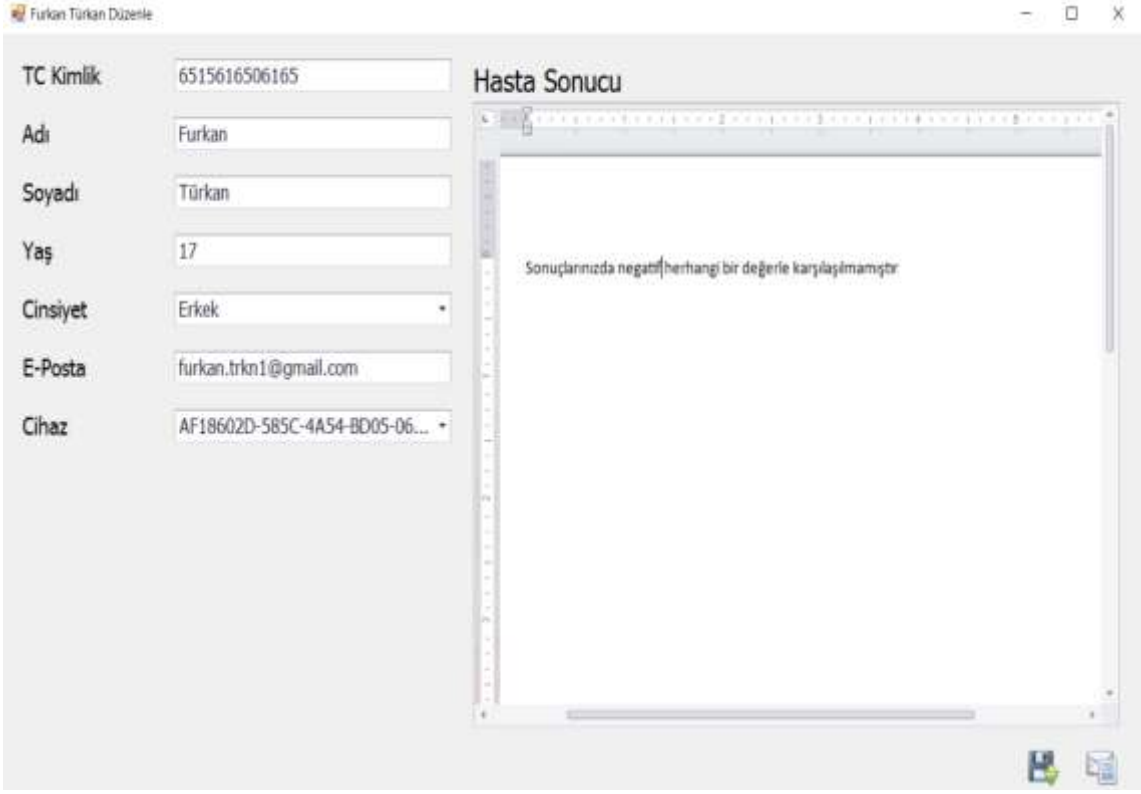
**Resim 4.7** Fiziyolojik işaretlerin alındığı ekranın tanıtımı.

e-Health algılayıcı platformunda bulunan sensörlerin elektrotlarını vücudun gerekli yerlerine bağlayıp ölçüm işlemlerini gerçekleştirip yazılım çalıştırıldığında ilk önce Resim 4.7’de ki ekran ile (1) Arduino sisteminin bağlı olduğu port ve cihaz seçimi işlemi gerçekleştirilir. Seçim yapıldıktan sonra kişiye bağlı olan sensörlerden alınan veriler (2) Arduino ile okunup Visual Studio C# ortamına aktarılmaktadır. Aktarılan değerlerinin grafiğinin ekranda görüntülemek için ekranın sağ üst köşesinde bulunan (3) başla / durdur butonuna basılması gerekmektedir. Sensörlerden alınan veriler neticesinde (4) ekranda ilgili alanda değerlerin grafiksel olarak okunması sağlanmaktadır. Başla / durdur butonunun yanında bulunan (5) e-posta butonu ile de okunan sayısal değerler yorumlayacak kişinin e-posta adresine gönderilir. Ekranda gösterilen grafiği durdurmak için (6) grafiği göster anahtarı kaydırılır.



**Resim 4.8** Sonuçları yorumlayacak kişinin ekran tanıtımı.

Hazırlanan tasarımın son bölümünde ise, kişiden alınan verilerin sonuçları değerlendirecek kişi tarafından görüntülenmesi sağlanmaktadır. Resim 4.8’de görüldüğü gibi ekranın sol tarafında (1) sonuçları yorumlayacak kişi tarafından kayıt edilen kişiler bulunmaktadır. Kayıt edilen kişilerin üzerine tıklandığında ise (2) sağ tarafta onlara ait olan fizyolojik verilerin sayısal değerleri görüntülenmektedir. Sonuçları yorumlayacak kişinin sisteminde kayıtlı olan kişi bilgilerini (3) güncelleyebilmekte, (4) sisteme yeni kişi ekleyebilmektedir. Sensörlerin bağlı olduğu kişi tarafından gönderilen fizyolojik işaretlere ait değerlerin değerlendirme ekranında görüntülenmesi için (5) kişiye ait değerlerin eklenmesi gerekmektedir. Değerlendirme ekranına düşen kişiye ait değerlerin grafiksel gösterimi (6) görüntülenebilmektedir. Sonuçları yorumlayacak olan kişi görüntülenen değer ve grafik sonuçlarına bakarak Resim 4.9’da görüntülenen teşhis ekranından kişinin değerlerine ait sonuç işlemini gerçekleştirmektedir.



**Resim 4.9** Sonuçları yorumlayacak kişinin teşhis ekranı.

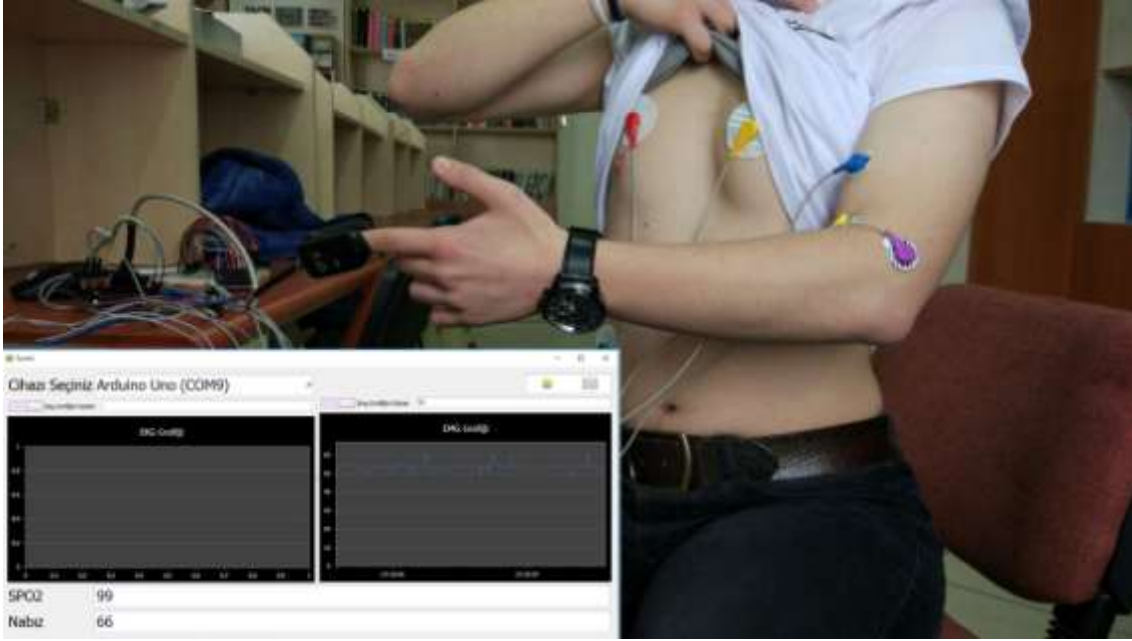
Hazırlanan çalışma için üç farklı kişinin değerleri ölçülüp test edilmiştir. Resim 4.10'da 17 yaşındaki erkek kişinin EKG, EMG, SpO<sub>2</sub>, nabız değerleri alınıp grafikleri ekranda gösterilmiştir.



**Resim 4.10** Birinci kişinin değerleri.

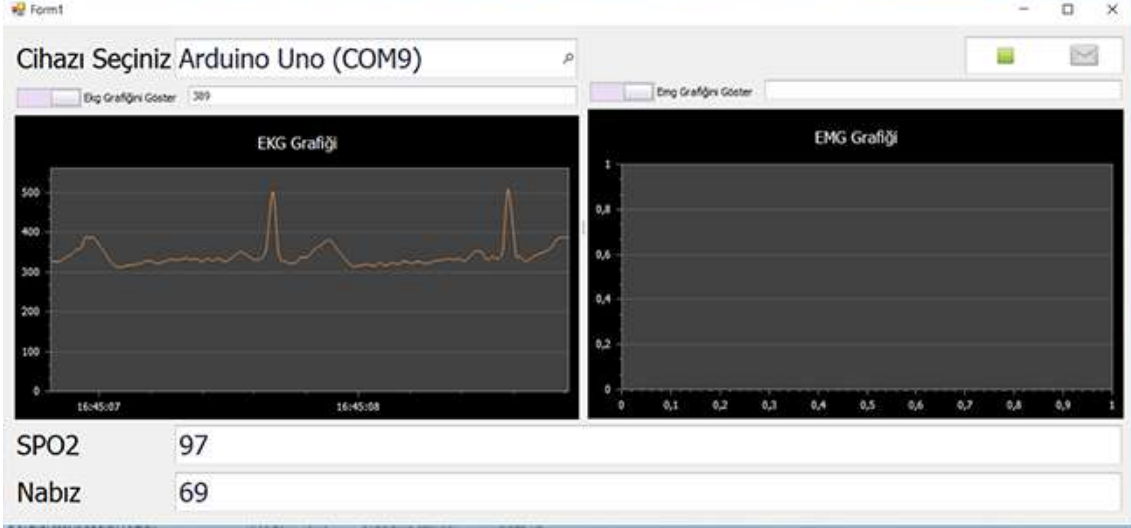
Resim 4.10’da elektrotların vücuda bağlanması, fizyolojik değerlerin Arduino tarafından okunması ve Visual Studio C# tarafından değerlerin yorumlanması görülmektedir.

Resim 4.11’de 18 yaşındaki erkek kişinin fizyolojik verileri görülmektedir. Kasların kasılması durumunda EMG verilerinin, anlık olarak değişen SpO2 ve nabız değerlerinin değişimi görülmektedir.



**Resim 4.11** İkinci kişinin değerleri.

Resim 4.12’de 35 yaşındaki erkek kişinin fizyolojik değerleri ve elektrot bağlantıları görülmektedir. Visual Studio C# programlama dilinde hazırlanan yazılım ile değişen değerlerin grafiksel gösterimi gerçekleştirilmektedir.



**Resim 4.12** Üçüncü kişinin değerleri.

Resim 4.13’de e-Health algılayıcı platformu ve sensörlerin kapalı kutu içerisinde ki görüntüsü verilmiştir. Fizyolojik işaretlerin alınması için kullanılan sensörler kişilerin vücudu üzerine yerleştirilerek kişiye ait fizyolojik değerler elde edilmiştir. Hazırlanan çalışmada farklı kişilerden EKG, EMG, SpO2 ve nabız örnekleri alınmış ve alınan bu örnekler daha önceki bölümlerde anlatılan bilgiler ışığında değerlendirilmiştir.



**Resim 4.13** e-Health algılayıcı platformu ve sensörlerin genel görünümü.

Sinyallerin alındığı ortam, gürültüden tam olarak arındırılmadığı için alınan değerlerde zaman zaman hatalar görülmüştür. Hazırlanan çalışmada üç farklı kişi üzerinden değerler alınmıştır. Fizyolojik işaretler on yedi, on sekiz ve otuz beş yaşında olan üç erkek kişiden alınmıştır. Ölçüm sonuçları incelendiğinde kişilerin ortalama nabız değerleri dakikada ortalama 65-75 arasında SpO2 değerlerinin de %95'in üzerinde olduğu gözlenmiştir. Kalp ritimlerinin ve kasların kasılmasının grafikleri de hazırlanan yazılım ile gösterilmiştir.



## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bilgi iletişim ve değişim çağı olarak nitelendirdiğimiz günümüzde bilim ve teknolojide çok hızlı gelişmeler yaşanmaktadır. Buna bağlı olarak biyomedikal alanında da sürekli bir gelişme gözlenmektedir. Biyomedikal bilişimde amaç, sağlık hizmetlerinin gerektiğinde hızlı ve kaliteli bir şekilde alınabilmesi için, hızla ilerlemekte olan iletişim teknolojilerini, bilgi teknolojilerini, web teknolojilerini ve katkı sağlayabilecek diğer tüm teknolojileri birleştirecek fayda sağlamaktır. Henüz yeni yeni hayatımıza girmeye başlayan nesnelerin interneti, giyilebilir teknolojik cihazlar ile hastalara daha iyi sağlık bakımı verilebilmektedir. Kullanılan bu teknolojiler ile sağlık hizmetlerinin niteliği ve etkinliğini arttırmak hedeflenmektedir. Günümüzde gelişimini devam ettiren giyilebilir teknolojiler ile gelecekte sağlık hizmetlerinin kalitesi daha da artacak ve sağlık hizmetlerine ulaşmak bir sorun olmaktan çıkacaktır.

Bu çalışma kapsamında; öncelikle nesnelerin interneti platformunda kişisel sağlık verisinin kayıt altına alınması, sorgulanması ve izlenmesi için sistem tarafından izlenecek fizyolojik işaretlerin ve bu işaretleri sağlayacak sensörlerin de yer aldığı bir model tasarlanmaktadır. Bu modelde toplanan sağlık verisinin sadece hastane ortamında değil herhangi bir yerde kayıt altına alınan veriler sayesinde istenilen zaman ve mekânda yeniden uzman hekimler tarafından incelenmesi önerilmektedir.

Günümüzde bazı fizyolojik verilerin kayıt altına alınması, incelenmesi ile ilgili birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmaların ortak amaçlarının başında zamandan tasarruf sağlamak gelmektedir. Bunun yanında taşınabilir olan bu cihazlar hem hastaya hem de doktora kolaylık sağlamaktadır. Bu çalışmada tamamen taşınabilir bir sistem olan e-Health algılayıcı platformu ile kişi üzerinden alınan gerçek zamanlı EKG, EMG, SpO2 ve nabız verilerinin görüntülenmesi, kayıt altına alınması, grafiklerinin çizilmesi ve istenildiğinde kayıtlı verilerin görüntülenmesi işlemleri gerçekleştirilmiştir. Ayrıca hastaya ait veriler ilgili hekime gönderilerek, tamamen tıbbi veriler ışığında ölçülen fizyolojik değerler ile ilgili bir geribildirim verilmektedir.

Gerçekleştirilen sistemin yazılımını Visual Studio C# platformu kullanılarak gerçekleştirilmiş ve oldukça basit bir kullanıma sahiptir. Bu yazılım tüm gömülü sistem

mimarileri için ek bir işlem gerektirmeksizin kullanılabilir niteliktedir. 128x64 GLCD kullandığımız sistem ile verilerin bilgisayar dışında da görüntülenmesi sağlanarak çok daha küçük ve taşınabilir hale getirmek mümkündür. Literatür taraması yapıldığında, nesnelerin interneti, teletıp, EKG, EMG, SpO2 gibi fizyolojik işaretlerin ölçülmesi ve işlenmesi gibi çalışmalar incelenmiştir.

Bu çalışma sayesinde fizyolojik işaret olarak adlandırdığımız EKG, EMG, SpO2, nabız gibi fizyolojik verilerin sensörler vasıtasıyla alınıp bilgisayar üzerinden izlenmesi, ölçümü ve ölçüm sonucunun kayıt altına alınması ve ilgili hekime e-posta aracılığı ile iletilmesi sağlanmıştır. Gerçekleştirilen sistemde üç farklı sensörden dört farklı fizyolojik verinin ölçümü gerçekleştirilmektedir. Bunun yanında farklı biyolojik verilerin ölçülebilmesi ve sistemin ölçüm çeşidinin artırılması mümkündür. Ölçümü gerçekleştirilen fizyolojik işaretlerin dışında yeni bir fizyolojik işaret eklemek istendiğinde platform üzerinde ilgili yere sensörlerin takılması gerekmektedir. Kullanılan sensörler ile insan vücudundan elektrotlar vasıtasıyla alınan EKG, EMG, SpO2 ve nabız değerleri Arduino sistemi ile sayısal olarak işlenerek Visual Studio C# ortamına aktarılmıştır. Saniyelik değişen sinyaller doğrultusunda uygulamada değerlerin değişimlerini gösteren bir grafik ve değer tablosu tasarlanmıştır. Arduino üzerinde e-Health algılayıcı platformuna bağlı sensörlerin istenirse tamamının değerleri istenirse tek tek değerleri ve grafik bilgileri alınabilmektedir. Yapılan bu çalışmayla hasta ile doktor arasındaki mesafe ortadan kaldırılmış, sürekli gözetim altında tutulması gereken hastaların yaşam koşullarını değiştirmeden kendi yaşam alanları içerisinde hastalıklarının izlenebilmesine olanak sağlanmıştır.

Kullanılan sistemin özellikleri arasında;

- Hazırlanan tasarım düşük gerilim ile çalıştığından dolayı uygun bir pil veya batarya ile sistem çalıştırılabilir,
- Cihaz boyutunun küçük olması ev veya hastane gibi ortamlarda taşınabilmesini kolaylaştırmıştır,
- Ayrıca platform üzerinde bulunan kablo yoğunluğunun çok fazla olmaması hastanın yaşadığı zorlukları ortadan kaldırmıştır,

- Hazırlanan tasarım yüksek enerji kaynağı ile beslenmediği için hastanın herhangi bir elektrik akımına maruz kalma durumu olmamaktadır,
- Cihazın taşınabilir olması hastanın hareket özgürlüğünü arttırmakla beraber, ev ve hastane gibi ortamlarda cihazın yerinin değiştirilmesi kolaylaşmaktadır,
- Sistem, topladığı fizyolojik verileri doğru biçimde bilgisayara ileterek, EKG, EMG ve SpO2 değerlerinin ekranda gerçek zamanlı olarak izlenmesini sağlamıştır.

Yapılan tasarım ev ve iş yerinde sağlık takibinde kullanılan portatif medikal cihazlar için örnek olma özelliği taşımaktadır.

Tez çalışmasının literatür tarama kısmında konuyla ilgili ülkemizde çok az sayıda çalışmanın olduğu, genellikle yabancı kökenli kaynaklara ulaşılabildiği gözlenmiştir. Bu da ülkemizde bu tip çalışmalara daha çok önem verilmesi gerektiğini göstermektedir. Aynı zamanda çok sayıda fizyolojik işaretin aynı anda ölçümü noktasında cihazlar incelendiğinde ülkemizde bu tarz cihazların üretiminin olmadığı gözlenmektedir. Dışa bağımlı durumda olduğumuz bu alanda üretici firmalar ürettikleri cihazların içyapısını paylaşmakta istekli olmadıklarından gerekli olan değişikliklerin yapılması hususunda problemlerle karşılaşılması kaçınılmaz olmaktadır. Bu da bizlerin cihazların içyapısı üzerinde ve çalışma mantığının analizi noktasında yeni fikirler geliştirmemizi zorlaştırmaktadır.

Fizyolojik değerlerin alımı için kullanılan elektrotların çok hassas olması, gürültünün fazlalığı ölçüm sonuçlarının ve grafiklerinin hatalı olmasına neden olmaktadır. Oluşan hatalı çözümlerin başında sistemin çalışması için gereken gücün bilgisayardan alınması gelmektedir. Elektriğe bağlı olan bilgisayar ile ölçüm gerçekleştiğinde sonuçlar farklı olmaktadır. Bunun çözümü olarak da sistemin çalışması için gerekli olan gücün pil kullanılarak sağlanması olacaktır. Bununla beraber gürültünün minimuma indirilmesi için bilinen gürültü filtreleme yöntemleri dışında daha hassas yöntemlerin geliştirilmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır.

Yapılan çalışmada e-Health algılayıcı platformu kullanılarak elde edilen ölçümlerin değerleri ve grafikleri Visual Studio C# programında yorumlanarak grafiklerinin çizimi

sağlanmaktadır. Grafik çizilmesi konusunda daha profesyonel olan programların başında gelen LabView ve Matlab programları gelmektedir. Yapılan çalışmanın ileriki aşamalarında bu programları kullanarak değerlerin grafiklerinin çizilmesi gelmektedir. Bilgi ve iletişim teknolojilerindeki gelişmenin yansıması olan nanoteknoloji ile kullanılan sistemlerin avuç içi boyutuna kadar küçük boyutlarda olması, yakın zamanda giyilebilir teknoloji olarak birçok cep firmasının gear serileri çıkartıp fizyolojik verileri ölçen cihazlar üretmelerine neden olmuştur. Hazırlanan projenin ileri ki aşamalarında bu gelişmelere istinaden fizyolojik verilerin kablosuz olarak ölçülmesi ve farklı iletişim teknolojileri kullanılarak iletilmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır.

## 6. KAYNAKLAR

- Akan, H., Şişman, M., Taş, Ü., Akbaş, A. (2005). “Solunum Fonksiyonlarının Gerçek Zamanlı Değerlendirilmesi İçin Gerçek Zamanlı Bir Ölçme Düzenineğin Tasarımı”, I. Uluslararası Mesleki ve Teknik Eğitim Teknolojileri Kongresi, Marmara Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi, İstanbul, 5-7 Eylül, 1174-1180.
- Aktan, C., Tunç, M. (1998). Bilgi Toplumunun Doğuşu ve Gelişimi, *Yeni Türkiye Dergisi*, Ocak-Şubat 1998:118-134.
- Aktaş F., Çeken, C., Erdemli, Y. E. (2014). Biyomedikal Uygulamaları için Nesnelerin İnterneti Tabanlı Veri Toplama ve Analiz Sistemi, Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi TIPTEKNO’14, Kapadokya, 25-27 Eylül, 299-302.
- Aktaş, F., Çeken, C., Erdemli, Y. E. (2015). Kablosuz Vücut Alan Ağları Kullanılarak Fizyolojik Sinyallerin Servis Kalitesi Desteği ile Aktarımı, Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi TIPTEKNO’15, Muğla, 15-18 Ekim, 529-532.
- Atzori, L., Iera, A., Morabito G. (2010). The Internet of Things: A survey. *Computer Networks*, **54**: 2787-2805.
- Babu, M., Raju, R., R., Sylvester, S., Mathew, T. M., Abubeker, K. M. (2016). Real time patient monitoring system using LabVIEW parameters, *International Journal of Advanced Research in Computer and Communication Engineering*, **5**: 505-507.
- Baş, Ş. (2011). Kişisel Alan Ağları ve Giyilebilir Bilgisayarların Kullanımıyla Gerçekleştirilecek Bir Hasta İzleme Sistemi Önerisi, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
- Belissent, J. (2010). Getting clever about smart cities: new opportunities require new business models, *Forrester Research*, **3**: 1-31.
- Can, S. (2010). EKG işaretlerinin cep telefonu ile iletilmesi, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye.
- Chien, C.N., Hsu, H.W., Jang, J.K., Rau, C.L., Jaw, F.S. (2005). Microcontroller-based wireless recorder for biomedical signals, Proceedings of the 2005 IEEE, Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shangai, China, 1-4 September, 5179-5181.
- Chen, G.T., Chen, W.T., Shen, S.H. (2014). 2L-MAC: A MAC Protocol with Two-Layer Interference Mitigation in Wireless Body Area Networks for Medical

- Applications, IEEE International Conference on Communications (ICC), 10-14 June, Sydney, 3523 - 3528.
- Clarys, J. P. (2000). EMG History, *Ergonomics*, **43**: 1760-1762.
- Çetin, H. E. (2009). Kablosuz Sensör Ağlarının MicaZ Tabanlı Biyomedikal Uygulaması, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi.
- Simunic, D., Tomac, S., Vrdoljak, I. (2009). Wireless ECG monitoring system, 1st International Wireless Communication, Vehicular Technology, Information Theory and Aerospace & Electronic Systems Technology, 17-20 May, Denmark, 73-76.
- Dong, J., Zhu, H. (2004). Mobile ECG Detector Through GPRS/Internet in Computer-Based Medical Systems, 17th IEEE Symposium CBMS, 24-25 June, MD, USA 485 - 489.
- Elena, M., Quero, J.M., Toral, S., Tarrida, C. (2002). Cardiosmart: Intelligent Cardiology Monitoring System Using GPS/GPRS Networks, IECON 02-Industrial Electronics Society, IEEE 2002 28th Annual Conference, 5-8 November, Sevilla, 3419– 3424.
- Eşme, E. (2006). Uzaktan Kontrol Edilebilen Bir Kalp Cihazı Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Erbil, N. (2007). Uzaktan kontrol edilebilen kalp cihazına ait yazılım geliştirilmesi, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Eugene, Y.L., Lee, C., Cai, W., Feng, D. (2007). Development of an Electronic Medical Report Delivery System to 3G GSM Mobile (Cellular) Phones for a Medical Imaging Department, 29th IEEE EMBS, 22-26 August, Lyon, France, 6726-6729.
- Evans, D. (2011). The Internet of Things How the Next Evolution of the Internet Is Changing Everything, Cisco Internet Business Solutions Group (IBSG), White Paper, April 2011.
- Fidan, U., Güler, N.F. (2007). 4 Kanallı Biyotelemetri Cihazı Tasarımı, *Gazi Üniversitesi Müh. Mim. Fak. Der.*, **22**: 7-12.
- Hu, F., Xiao, Y., Hao Q. (2009). Congestion-aware, loss resilient bio-monitoring sensor networking for mobile health application, *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, **27(4)**: 450-465.

- Guyton, A.C., Hall, J.E. (2007). Textbook of medical physiology. Elsevier Inc., Pennsylvania.
- Güler, N. F., Übeyli, E. D. (2002). Theory and applications of biotelemetry, *Journal of Medical Systems*, **26**: 159-178.
- Hakan, I.A., Güler, İ. (2010). Teletıpta mobil uygulama çalışması ve mobil iletişim teknolojilerinin analizi, *Bilişim Teknolojileri Dergisi*, **3**: 1-10.
- Honderich, T. (1982). The presocratic philosophers, Jonathan Barnes, Routledge Taylor & Francis Group, London.
- Istepanian, R.S.H., Jovanov, E., Zhang, Y.T. (2004). Guest editorial introduction to the special section on m-health: beyond seamless mobility and global wireless health-care connectivity, *Proceedings of IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, **8**: 405-414.
- Janckulik, D., Krejcar, O., Martinovic, J. (2008). Guardian – Personal Biotelemetric system, 3th International Conference on Systems, 26-31 October, Mexico, 150 – 155.
- Jara, A.J., Belchi, F.J., Alcolea, A.F., Santa, J., Zamora-Izquierdo, M.A., Gomez-Skarmeta, A.F. (2010). Pharmaceutical A Intelligent Information System to Detect Allergies and Adverse Drugs Reactions based on Internet of Things, 8th IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops), 29 Mart-2 Nisan, Mannheim-Germany, 809-812.
- Kaya, K. (2010). Kablosuz EKG sistem tasarımı, Yüksek Lisans tezi, Erciyes Üniversitesi.
- Kabalıcı, E. (2006). PC Tabanlı Kablosuz EKG Biyotelemetri Sistemi Tasarımı ve Yapımı, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Karadağ, A. (2009). Dalgacık ağlarıyla elektrokardiyografik aritmilerin sınıflandırılması, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Kırbaş, İ. (2013). Online Kablosuz İnkübatör İzleme ve Kontrol Sistemi Tasarımı ve Uygulaması, Doktora Tezi, Sakarya Üniversitesi.

- Kumar, A., Rahman, F. (2006). Wireless Health Alert and Monitoring System, International Conference on Biomedical and Pharmaceutical Engineering 11-14 Aralık, Singapore, 241–245.
- Kurban, R. (2006). Kablosuz Taşınabilir Uzaktan Sağlık İzleme Sistemi: Mobil Sağlık Danışmanı, Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Kyriacou, E., Pavlopoulos, S., Koutsouris, D. (2001). Multipurpose Health Care Telemedicine System, Proceeding of the 23rd Annual EMBS International Conference of the IEEE, 25-28 Ekim, İstanbul, 3544-3547.
- Luo, J., Tang, K., Chen, Y., Luo, J. (2009). Remote Monitoring Information System and Its Applications Based on the Internet of Things, International Conference on Future Biomedical Information Engineering, 13-14 Aralık, Sanya, China, 482-485.
- Maranzana, M., Fabbro, M. (1998). Autoregressive description of EMG signals, ISEK Far East Regional Meeting.
- Meriç, M. (2007). Kalp ve Damar Hastalıklarında Semiyoloji, 1. Baskı, İstanbul, İstanbul Medikal Yayıncılık.
- Merletti, R., Conte, L. (2006). Advances in processing surface of surface myoelectric signals, *Med. Biol. Eng. Comp.* **33**: 362-372.
- Morón, M. J., Casilari, E., Luque, R., Gázquez, J. A. (2005). A wireless monitoring system for pulse-oximetry Sensors, *IEEE Proceedings of Systems Communications*, 79-84.
- Moukabary, T. (2007). Willem Einthoven (1860-1927): Father of electrocardiography. *Journal of Cardiology*, **14**: 316-317.
- Navarro, E.A.V., Mas, J. R. Navajas, J. F. Alcega, C. P. (2005) Enhanced 3G-Based n-Health System, IEEE EUROCON 2005, 21-24 Kasım, Belgrad, 1332-1335.
- Nizam, A. (2008). Karınca koloni optimizasyonuna dayalı yeni bir aritmi sınıflama tekniği, Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Özcan, S. (2010). Bluetooth ile EKG verilerinin iletimi, Yüksek Lisans tezi, Başkent Üniversitesi, Ankara.
- Park, C., Chou, P. H. (2006). An Ultra-Wearable, Wireless, Low Power ECG Monitoring System, Biomedical Circuits and Systems Conference BioCAS, 29 Kasım- 1 Aralık, London, 241 – 244.



- Perednia, DA. (1995). Telemedicine technology and clinical applications, *Journal of American Medical Association*, **273(6)**: 83-488.
- Proulx, J., Clifford, R., Sorensen, S. (2006). Development and Evaluation of a Bluetooth ECG Monitoring Sensor, 19th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems, 22-23 Haziran, Utah, USA, 507– 511.
- Sezgin, A. (2006). Hücre içi kayıt sisteminin kurulması ve denenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Somay, A. (2009). Bir kablosuz ölçüm sisteminin IEEE 802.15.4 (ZigBee) standardı kullanılarak gerçekleştirilmesi, Yüksek lisans tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon.
- Tachtatzis, C., Franco, F. D., Tracey, D. C., Timmons, N. F., Morrison, J. (2012). An Energy Analysis of IEEE 802.15.6 Scheduled Access Modes for Medical Applications, Lecture Notes of the Institute for Computer Sciences, Social Informatics and Telecommunications Engineering, ADHOCNETS, France, 209-222.
- Valacich, J., Schneider, C. (2010). Information Systems Today. Managing In The Digital World. Fourth Edition. Pearson.
- Winston, H., Wu, A.T., Bui, M.A., Batalin, L.K., Jonathan, D., Binney, W.J. (2008). MEDIC: Medical embedded device for individualized care”, *Artificial Intelligence in Medicine*, **42(2)**: 137-152.
- Yang, G., Xie, L., Mantysalo, M., Zhou, X., Pang, Z., Xu, D.L., Kao-Walter, S.Q., Chen, L. (2014). Zheng Industrial Informatics, *IEEE Transactions on industrial Informatics*, **10(4)**: 2180-2191.
- Yazgan, E., Korürek, M. (1995). Tıp Elektroniği, İTÜ Baskı Atölyesi, İstanbul.
- Yazıcı, İ. (2008). EMG işaretlerinin işlenmesi ve sınıflandırılması, Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya.
- Yılmaz, E. (1999). Uzayda olsanız da sağlınız denetim altında, *Bilim Teknik Dergisi*, **3**: 44-47.
- Yu, B., Yang, L., Chang, C.C. (2010). ECG monitoring over bluetooth: data compression and transmission, Wireless Communication Conference (IEEE WCNC), 18-21 Nisan, Sydney, 1-5.

- Zach, S. (1996). Telemedicine overview and summary, Nineteenth Convention of the IEEE, 5-6 Kasım, Jerusalem, Israel, 409-412.
- Zeybek, M. (2007). Real Time Acquisition and Wireless Transmission Of ECG Signal, Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir.
- Zhu, Q., Wang, M. (2006). A Wireless PDA-based Electrocardiogram Transmission System for Telemedicine, *Engineering in Medicine and Biology Society*, **4**: 3807 – 3809.

## 6.1 İnternet Kaynakları

1. <http://www.canaktan.org/yeni-trendler/bilgi-toplumu/bilgi-toplum-dogusu.htm>, (10.10.2016)
2. <http://www.tdk.gov.tr>, (03.12.2016)
3. <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>, (03.12.2016)
4. [http://www.emo.org.tr/ekler/aa87b54ed6c1dbc\\_ek.pdf?dergi=892](http://www.emo.org.tr/ekler/aa87b54ed6c1dbc_ek.pdf?dergi=892) , (05.01.2017)
5. <http://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-Arduino-raspberry-pi-medical>,(17.09.2016)
6. <http://Arduino.nedir.com/>, (25.03.2017)
7. <http://www.roboweb.net/rw-el-66.html>, (25.03.2017)
8. [http://www.megep.meb.gov.tr/mte\\_program\\_modul/moduller\\_pdf/Elektrotlar.pdf](http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Elektrotlar.pdf), (14.04.2017)
9. <http://www.robotistan.com/grafik-lcd-seri-donusturucu-karti>, (01.04.2017)

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Hasan Dinçer EKMEKÇİ  
Doğum Yeri ve Tarihi : Afyonkarahisar / 1981  
Yabancı Dili : İngilizce  
İletişim (Telefon/e-posta) :0532 623 4304 / hdekmekci@gmail.com

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Afyon Gazi Teknik Lisesi (1995-1999)  
Ön Lisans : Ege Üniversitesi Ege Meslek Yüksekokulu,  
Bilgisayar Programcılığı (2000-2002)  
Lisans : Balıkesir Üniversitesi Necatibey Eğitim Fakültesi  
Bilgisayar ve Öğretim Teknolojileri Eğitimi Böl.  
(2003-2007)  
Yüksek Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri  
Enstitüsü İnternet ve Bilişim Teknolojileri  
Yönetimi, Afyon (2015-2017)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl : Ergenekon İlköğretim Okulu, İSTANBUL (2007-  
2013)  
Bingöl Kığı Yatılı İlköğretim Bölge Okulu,  
BİNGÖL (2008-2009)  
Mehmet Akif Ersoy Ortaokulu, İSTANBUL (2013-  
2013)  
Ergün Öner Mehmet Öner Anadolu Lisesi,  
İSTANBUL (2013-devam ediyor)  
İstanbul Güngören İlçe Milli Eğitim ARGE (2011-  
2013)  
Güngören Kaymakamlığı “Proje Koordinasyon  
Merkezi Kurulu” (2015-2017)