

K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
BİTİRME PROJESİ II

GIYİLEBİLİR EKG

Osman CEBESOY 20132837

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
Tezin Sunulduğu Tarih:30/05/2016

Proje Danışmanı:
Alper YOUSOUF

LEFKOŞA, 2016

TEŞEKKÜR

Bu tezin gerçekleştirilmesinde, çalışmam boyunca yardımlarını esirgemeyen saygı değer danışman hocam Doç. Dr. Terin ADALI ve Alper YOUSSEF'a teşekkürlerimi sunarım.

Osman CEBESÖY
Lefkoşa, Mayıs 2016

ÖNSÖZ

Giyilebilir Sistem’ler konusu günümüzün en popüler araştırma konularından biri olarak karşımıza çıkmaktadır. Kapsamı dahilinde çok sayıda disiplin barındırılması, farklı tabandan bir çok araştırmacının bu alanda çalışmalar yapmaya yönlendirilmektedir. Hastalıklar, kronik rahatsızlıklar, gündelik aktivite takibi gibi pek çok çeşitli sebepler için fizyolojik parametrelerin ölçümlenmesi amacıyla tasarlanan bu cihazlar, hayatlarımızda giderek daha fazla yer bulmaktadır. Sağlık, spor, eğlence, eğitim, iş ve daha birçok alanda etkisini görebildiğimiz ve sağlık alanındaki çalışmaları ile son kullanıcılara sunulmaktadır.

Çalışmalarımın herkese yararlı olmasını dilerim.

Osman CEBESÖY

Lefkoşa, 2016

ÖZET

Çalışmalarım uzman kişilerle görüşlerinden hazırlanmıştır. Sağlık uygulamaları, istatistiksel araştırmalar, elektronik uygulama, akademik yazı arşivi alanlarından faydalandım. Hasta sayısındaki artış, hastane cihazlarının pahalı, taşınabilir olmaması ve doktor – hasta arasındaki iletişimin yetersizliği gibi problemlerin çözümüne yönelik Projedeki ilk amaç hastaların günlük yaşamını kolaylaştırmak ve giyilebilir teknolojide bir tasarım ortaya koymak. Hastanelerde kullanılan ekg cihazları boyut olarak büyük cihazlar çok fonksiyonlu olmasından kaynaklanıyor yalnız ufak fizyolojik sinyalleri gözlemek için küçük bir devre işe yarayabiliyor. Projedeki en büyük avantaj ise cihazın pille çalışıyor olması ve şebeke geriliminin gürültüsünü ortadan kaldırmasından dolayı daha kaliteli sinyaller alınıyor. Projenin ilk bölümündeki çalışmalarım devrenin boyutu küçültmek adına assembly parçalar ile yüzey montaj teknolojisini kullandım. İkinci aşamam ise ekg devresinden gelen sinyalleri arduino programlanabilir kart ve bluetooth modülü ile sinyallerin akıllı telefon veya bir ekrandan izlenilebilmesi.

Anahtar sözcükler: Giyilebilir ekg, kalp damar hastalıkları, mezuniyet projesi

SİMGELER VE KISALTMALAR

V.	Volt
MHz.	Mega Hertz
KHz	Kilo Hertz
AF	Atrial Fibrilasyon
TUİK	Türkiye İstatistik Kurumu
AGS	Akıllı Giyilebilir Sistemler
SQUID	Süper İletken Kuantum Girişim Cihazı
Bkz.	Bakınız
EKG	Elektrokardiyografi
Assembly	Mikro devre elemanları
WSN	Kablosuz algılayıcı ağları
IEEE	Elektrik ve Elektronik Mühendisleri Enstitüsü
PDA	Cep bilgisayarı
UFFF	uvulopalato-farengoplasti
TAHD	Türkiye Aile Hekimliği Dergisi

TABLO LİSTESİ

TABLO 6.1: Aktif filtre ve pasif filtre özellikleri	19
TABLO 8.1: Güncel verilerle Ölüm nedenlerinin dağılımı, 2014 – 2015.....	26
TABLO 8.2: Dolaşım sistemi kaynaklı ölümler	26

ŞEKİL LİSTESİ

ŞEKİL 4.1: Hücrenin aksiyon potansiyeli ölçümü	7
ŞEKİL 4.2: Kalbin fiziksel yapısı.....	8
ŞEKİL 4.3: Sistol ve diyastol çevrimleri ile EKG ve FKG ilişkisi	9
ŞEKİL 5.1: Elektrokardiyogramın temel dalgaları.....	11
ŞEKİL 5.2: Depolarizasyon ve repolarizasyon dalgaları.....	12
ŞEKİL 5.3: Bipolar taraf derivasyonları ölçüm düzeneği	14
ŞEKİL 5.4: Normal bipolar derivasyonları.....	15
ŞEKİL 6.1: Elektrot eşdeğer devre modeli	16
ŞEKİL 6.2: Yüzey elektrot çeşitleri.....	17
ŞEKİL 6.3: İşlemsel yükselteç sembolü	17
ŞEKİL 6.5: Pasif ve aktif filtreler	19
ŞEKİL 6.6: Analog işaretlerin ölçülmesi.....	20
ŞEKİL 6.7: Analog – sayısal ve sayısal-analog çeviriciler	20
ŞEKİL 10.1: INA128	27
ŞEKİL 10.2: INA128 iç yapısı	27
ŞEKİL 10.3: CA3140E	28
ŞEKİL 10.4: CA3140E İç yapısı	28
ŞEKİL 10.5: AD620	29
ŞEKİL 10.6: AD620 medikal sistemlere uygulaması.....	29
ŞEKİL 10.7: Direnç çeşitleri	31
ŞEKİL 10.8: Kondansatör çeşitleri.....	33
ŞEKİL 11.1: Deneysel ekg devre kartı	34
ŞEKİL 11.2: Ekg devresinin Eagle programındaki çizimi	35
ŞEKİL 11.3: Ekg Devresinin ilk baskı devre görünüşü.....	35

ŞEKİL 11.4: Ekg Devresinin en son baskı devre görünüşü	36
ŞEKİL 11.5: Devre kartı	36
ŞEKİL 11.6: Gürültülü ekg sinyali	36
ŞEKİL 11.7: Tümüleşik Arduino ve Ekg devresi.....	37
ŞEKİL 11.8: Giyilebilir ekg yerleşimi.....	37
ŞEKİL 11.9: Olimex ekg shield.....	38
ŞEKİL 11.10: Ekg devresi blog diagramı.....	38
ŞEKİL 11.11: Program çıktısı	39
ŞEKİL 11.12: Projenin son hali	40
ŞEKİL 11.13: Android programlanması.....	41
ŞEKİL 11.14: Geliştirilebilirlik	41
ŞEKİL 12: İlk modern ekg cihazı	47
ŞEKİL 13: 1970te üretilen ekg, daha az kiloya sahip.....	47
ŞEKİL 14: BurdickCS-625 Memory Monitor ilk dijital ekranlı ekgdir.	48
ŞEKİL 15: SiemensSirecust404.....	48
ŞEKİL 16: SpacelabsPCExpresstaşınabilirmonitör.....	49
ŞEKİL 17: Schiller ekg üretim yılı 2014	49
ŞEKİL 18: Arduino programlanabilir kart.....	50

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
BEYAN SAYFASI	i
TEŞEKKÜR	ii
ÖNSÖZ	iii
ÖZET	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR	v
TABLO LİSTESİ	vi
ŞEKİL LİSTESİ	vii
BÖLÜM 1	
1. GİRİŞ	1
1.1 Araştırma Amacı	1
1.2 Araştırma Problemi	1
BÖLÜM 2	
2. LİTERATÜR TARAMASI	2
BÖLÜM 3	
3. PİYASA ARAŞTIRMASI	4
3.1 Yıllara göre değişim	5
BÖLÜM 4	
4. BİYOELEKTRİK İŞARETLER VE KALP	6
4.1 Biyoelektrik işaretlerin oluşumu	6
4.2 Biyoelektrik işaretlerin ölçülmesi	7
4.3 Kalbin fizyolojik yapısı	8
4.4 Atrial Fibrilasyon belirtileri nelerdir	8
4.5 Atrial Fibrilasyon yaşamımızı nasıl etkiler	9
4.5 Atrial Fibrilasyon tedavisi	9
BÖLÜM 5	
5. ELEKTROKARDİYOGRAM	11
5.1 Temel dalgalar	11
5.2 Voltaj ve zaman ayarı	13

5.3 Normal voltajlar	13
5.4 Elektrokardiyografik derivasyonlar	13
5.4.1 Bipolar derivasyonları	13
5.5 Elektrokardiyografi ile neler ölçülür	15
BÖLÜM 6	
6. EKG TASARIM İLKELERİ.....	16
6.1 Elektrotlar.....	16
6.1.1 Yüzeylektrotları	16
6.2 İşlemsel yükselteçler	17
6.3 Filtreler.....	18
6.4 Analog-sayısal dönüştürücüler.....	20
6.3 Filtreler	18
BÖLÜM 7	
7. HEDEFLenen HASTALIK.....	21
7.1 Uyku apnesi nedir	21
7.2 Uyku apnesi nedenleri.....	21
7.3 Uyku apnesinin belirtileri.....	22
7.4 Kardiyorespiretuvar uyku testi ile uyku apnesi tanısı mümkün.....	22
7.5 Uyku apnesinde tedavi yöntemleri nelerdir	23
7.6 Uyku apnesinde cerrahi tedavi yöntemleri nelerdir?.....	23
7.7 Uyku apnesi öldürebilir.....	24
BÖLÜM 8	
8. BİYOİSTATİSTİK ÇALIŞMA	25
8.1 Doktor ile röportaj.....	25
8.2 İstatistiksel veriler	25
BÖLÜM 9	
9. PROJE AVANTAJLARI	27

BÖLÜM 10

10. PROJE İÇİN KULLANILAN MALZEMELER.....	28
10.1 INA128 Çentik Filtre	28
10.2 AD620 ve CA3140 Opamp	29
10.2.1 CA3140 Opamp	29
10.2.2 AD620 Opamp	30
10.2.3 AD620 ve CA3140 Opamp Özellikleri	31
10.3 Dirençler.....	32
10.3.1 Sabit Dirençler	33
10.3.1.1 Karbon Karışımlı Dirençler	33
10.3.1.2 Film Dirençler.....	33
10.3.1.3 Tel Sarımlı (taş) Dirençler	33
10.4 Kondansatörler	34

BÖLÜM 11

11. SONUÇ	35
11.1 Deneysel çalışma	35
11.1.1 Kullanılan malzemeler	35
11.1.2 EKG DEVRESİ.....	36
11.1.2 Sonuç.....	37
11.2 Arduino programlanması.....	38
11.3 Ekg Elektrotlarının Yerleşimi Ve Giyilebilir Teknolojiye Uyarlanması.....	38
11.4 Yeni ekg devre tasarımı ve yerleşimi	38
11.3 Ekg Elektrotlarının Yerleşimi Ve Giyilebilir Teknolojiye Uyarlanması.....	39

BÖLÜM 12

12. KAYNAKÇA.....	42
--------------------------	-----------

BÖLÜM 13

13. EKLER	45
------------------------	-----------

1.Giriş

1.1 Araştırma Amacı

Günümüzde ani ölümlerin büyük çoğunluğunun sebebidir kalp hastalıkları. Hayati önem taşıyan kalp sinyallerinin günlerce ve anlık olarak ta izlenebilmesi adına yoğunlaştım. Kalp ve damar hastalıklarını kaliteli ve zengin verilerle takip etmek ve bu tarz kronik rahatsızlık yaşayan insanların hayatlarını kolaylaştırmak projedeki amacım. Yüzey montaj teknolojisi ile küçük (assembly) devre elemanları ve pil ile çalışan devre, şebeke gürültüsünü de ortadan kaldırarak sinyallerin algılanmasında optimum verim sağlamak. hasta, uygulama ve sensörler sayesinde hastane ortamından uzak, cep telefonu ya da tablet ile kendi sağlık durumunu gözlemleyebilir, uyku apnesi hastaları uykularını takip edebilir, verilerini internete yükleyebilir ve doktor hastasının sağlık durumunu kendi telefonundan takip edebilir. Böylelikle oluşturulan sistem, hem kullanışlı olması hem de verilerin güvenli saklanması özelliğiyle daha iyi bir sağlık hizmeti sunmayı hedeflemiştir. Bu cihazı günümüz programlama teknolojileri ile ekonomik hale getirmek her bireyin çeşitli amaçlar için kullanmasını sağlamak, kişilere rahat hareket imkanı sağlamak ana fikir. Giyilebilir teknolojide yeni bir tasarım ortaya koymak ise projemdeki bireysel bir hedeftir.

1.2 Araştırma Problemi

EKG'nin, kalpteki rahatsızlıkları tam olarak tanıma konusunda yetersiz kaldığı noktalar çok, EKG'deki bozukluklar her zaman gerçek kliniği yansıtmayabiliyor. EKG, kalp hastalıklarının teşhisinde hekimin muayene bulguları, tahliller ve filmlerle birlikte değerlendirildiğinde daha fazla yardımcı olabiliyor. EKG kalpteki rahatsızlıkları tam bir doğrulukla göstermeyebilir. Çünkü EKG kayıtlarının normal sınırları çok geniştir. Ayrıca bir kalp hastasının EKG'si normal görünebileceği gibi EKG'si bozuk gibi görünen kişinin kalbi sağlam olabilir. Gün boyunca alınan bilgi ile daha sağlıklı yorum yapılabilir.

2- LİTERATÜR TARAMASI

EKG'nin temeli 1786 yılında, Galvani tarafından bir deney sırasında neşteri ölü bir kurbağanın bacağına dokundurmasıyla kurbağa bacağındaki kasların kasılışını gözlemlemesiyle atılmıştır (Jenkins, 2009). Kalbin elektrik akımları ise ilk kez 1876'da kaydedilmiştir. Wilhelm Einthoven 1903 yılında, galvonmetrik esasa dayalı bir sistem kullanarak kalbin oluşturduğu elektriksel aktiviteleri yazdırmayı başarmıştır. Einthoven ayrıca standardizasyon, elektrotların seçimindeki kurallar, EKG dalgalarının harflerle isimlendirilmesi ve kayıt hızı gibi konuları da tasarlamış ve uygulamaya koymuştur. Sistem bütünüyle 1908'de tamamlanmıştır. EKG ile çeşitli aritmiler 1909'da yazdırılmış ve akut miyokard infarktüsü örneği Eppinger ve Rothberger tarafından aynı yıl tespit edilmiştir. Frank Wilson ve arkadaşları da 1930'lu yıllarda standart derivasyonları geliştirmişlerdir. Direkt yazdırma sistemi 1950'li yıllarda gerçekleştirilmiş ve EKG rutin klinik kullanıma girmiştir. P, Q, R, S, T tanımlamalarını da ilk defa 1895 yılında Willem Einthoven yapmıştır.

Koroner arter hastalığı tanısında egzersiz EKG'sinin kullanımı ilk defa 1932 yılında Goldhammer Scherfr tarafından önerilmiştir.

Göğüs elektrodlarının kullanımı ilk defa 1932 yılında Charles Wolferth ve Francis Wood tarafından bildirilmiştir.

İlk EKG çekimleri hasta üniversite hastanesinde otururken EKG'si de 1.5 km uzaktaki Fizyoloji laboratuvarında kayıt ediliyordu. Günümüzde kullanılan elektrodların olmadığı o dönemde iletkenliği sağlamak amacıyla hastanın elleri NaCl çözeltisine batırılıyordu. Göğüs elektrodlarından EKG kaydına 1930'lu yıllarda başlandı.

Bluetooth teknolojisi, uzaktan izleme, kontrol ağları uygulamalarında ve geniş çaplı kablosuz cihazların daha düşük maliyet ve güç tüketimi ile oluşturulmasında kullanılabilmektedir.

Pettis ve ark. (1999) tarafından yapılan çalışmada; EKG işaretlerinin kablosuz haberleşme kullanılarak iletiildiği ilk çalışmadır. “12-Kanallı Elektrokardiyogramların Kardiyolog Yorumları İçin El Bilgisayarı Ekranlarının Değerlendirilmesi” adlı çalışmada; 12 kanallı EKG işaretlerinin uzak konumlardan kardiyologların el bilgisayarlarına iletimi sağlanmıştır. Çalışmada; 12 kanallı EKG’lerin yorumlanmasında el bilgisayarının sıvı kristal görüntüleme (LCD) ekranında etkinliği test etmek üzere 20 adet standart EKG örneği seçilmiştir. Bu örnekler, 10 kardiyolog tarafından el bilgisayarları üzerinde ve standart EKG kağıtları üzerinde yorumlanmıştır. Kardiyologların, LCD ekranında ve EKG kağıtları üzerindeki yorumları büyük oranda benzerlik göstermiştir.

Somay (2009) tarafından yapılan çalışmada, IEEE 802.15.4-ZigBee standardı kullanılarak bir kablosuz ölçüm sistemi gerçekleştirilmiştir. Çalışmada analog bir işaret olan EKG işaretleri Msp430F2274 mikrodenetleyicisi kullanılarak sayısallaştırılmış ve CC2480 ZigBee alıcı-vericisi ile işaretlerin iletimi sağlanmıştır. Bilgisayarda çalışan bir program USB yoluyla aldığı işaret dizisini ekrana çizdirerek işaretlerin görüntüsü sağlanmıştır. Ayrıca, ZigBee temelli tasarlanan sistemin; iki algılayıcı ağ arasında mesafe-doğruluk testi yapılarak farklı ortamlarda ve farklı frekans bantlarında sistemin performansı değerlendirilmiştir.

Harvard Üniversitesi, Harvard Sensor Networks Lab’da, “CodeBlue” isimli yapılan çalışmada; hastane öncesi bakımda, hastane acil bakım servislerinde, afete müdahalede ve felç hastalarının iyileştirilmesinde kullanılmak üzere kablosuz algılayıcı ağları (WSN) kullanılmaktadır. Bu çalışmada kalp atım hızını (nabız), oksijen doygunluğu ve EKG işaretleri ambulanslara kurulmuş terminallere, PDA’lara veya bilgisayarlara gerçek zamanlı olarak aktarılabilir. Çalışmada kullanılan işaret algılayıcılarda; mikrodenetleyici olarak Atmel firmasının Atmega128L ve Texas firmasının MSP430 kullanılmış ve radyo frekans alıcı-verici olarak da düşük güçle çalışan, yaklaşık 100 metre’ye kadar haberleşme yapabilen, 80 kbps hızında ve IEEE 802.15.4 protokolü ile uyumlu CC2420 kullanılmıştır (Anonymous, 2010).

Yine “CodeBlue” çalışmasının bir parçası olan “Taşınabilir, Düşük Güçlü, Kablosuz İki Kanallı EKG Sistemi” gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada ise Mica2 algılayıcıları kullanılmıştır (Fulford-Jones, 2004)

3- PİYASA ARAŞTIRMASI

Geçmişten günümüze kadar kalp ritim bozukluklarının keşfinden ve bunun için tanı ve tedavi işlemleri için teknolojik gelişmelerin sağlık sektörüne ne denli gelişim gösterdiğinin yıllar içindeki değişimler son derece şaşırtıcıdır. İlk ekgnin bulunmasından bu yana ana fikir her teknolojik gelişmede olduğu gibi olabildiği kadar minimize etmek ve optimum kullanımı sağlamak hasta hayat kalitesine etkisi geliştirmektir buna bağlı doktorunda hastayı daha kaliteli takibi ve daha net sonuçlarla veri zenginliği içerisinde teşhisini kolaylaştırabilmek.

Şu anki zamana kadar her eve girebilecek ve teknik bilgi düzeyi olmadan okunması güç bir sistemdi yalnız son teknolojiler ışığında günümüzde okunması son derece kolay yalnız yine her eve giremeyecek bir cihazdır.

Bu cihazdaki amacımız ise

Kalp ve damar hastalıklarını takip ve kontrol etmek için pacemaker veya herhangi bir komplikasyonda düzenli ekg çekilir. Yalnız piyasada pacemakerlar 3000 tl ile 10bin tl arasında bir fiyatı var, yani her eve girmesi mümkün değil, piyasadaki Taşınabilir ekglerin ise en düşük fiyatı 500 dolar.

3.1.Yıllara göre değişimi

1950

Cambridge Scientific Instrument Company tarafından geliştirilen cihaz değerleri direk yazan ilk yazan cihazdır.(Ek-2, şekil 12)

1970

Sanborn Viso Cardiette cihazı kontrol paneli altın yazılı ve içerisindeki iğne yazısıyla çıktı da alan bir cihazdır.(Ek-2, şekil 13)

1975

Burdick CS-625 Kırmızı rakamlar olarak kalp hızı göstergesi, çoklu dalga formları gibi fizyolojik izleme sistemleri için tam bir çizgi sundu. (Bkz. Ek-2, şekil 14)

1980

Bu yıllardaki başucunda mevcutAritmi analizi. İlk renkli fizyolojik cihazlar karşımıza çıkar. Hastanın başucunda doktordan istenen dalga formu ayarlanı ve entegre sayısal bilgilerle monokrom ekrana sahiptir (Bkz. Ek-5, şekil 15)

1990

Bu yıllarda hareketlilik ve bağlantı tabanlı cihazlar karşımıza çıkıyor. Cihazın taşınabilir olması hastane için tüm bölümlerde rahatça kullanılabilmesi verimliliği artıyor ve cihazın hasta ile birlikte de seyahat etmesi sağlanıyor. Örnek olarak Spacelabs PC Express cihazı taşınabilir ve yeterince esnek yeni nesil cihazlardandır.

(Bkz. Ek-6, şekil 16)

2010

Günümüzde artık dokunmatik, hafif ve sezgisel kullanıcı arayüzüne sahip tek dokunuşla anlık çıktı alan cihazlar mevcut yıllar içerisinde boyutu sürekli azalan aę iletişimli cihazlar çıkıyor karşımıza (Bkz. Ek-7, şekil 17)

4. BİYOELEKTRİK İŞARETLER VE KALP

4.1. Biyoelektrik işaretlerin oluşumu

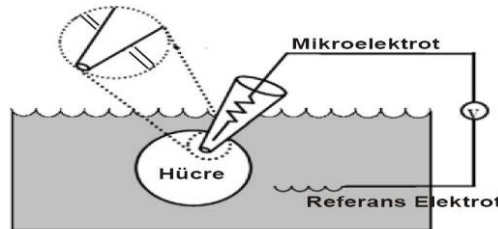
1786'da İtalyan Anatomist Luigi Galvani parçalarına ayrılmış kurbağa bacağına neşteri dokundurmasıyla kurbağa bacağının seğirdiğini fark eder. Galvani bu olayın ardından hayvan dokuları üzerinde çalışmaya devam eder ve hayvan vücudunda elektriğin varlığına inanılan bir teori olan galvanizm'in öncüsü olur (Jenkins, D., 2009). Galvaninin yaptığı bu çalışma biyoelektrik işaretlerin varlığı konusunda yapılan ilk çalışma olarak kabul edilir. İlerleyen yıllarda, ismini Galvani'den alan elektrik akımını ve yönünü ölçme de kullanılan Galvanometre geliştirilmiştir. Galvanometrenin geliştirilmesiyle biyoelektrik işaretler üzerine yapılan çalışmalar hız kazanır ve halen günümüzde de devam eden bu çalışmalar neticesinde hekimlere, vücut sistemlerinin çalışması hakkında ve hastalıkların teşhis aşamasında önemli veriler sağlanmaktadır.

Vücudu oluşturan sistemler, çeşitli fonksiyonlarını gerçekleştirirken bazı işaretler üretir. Biyolojik işaret veya biyoelektrik işaret adı verilen bu işaretler çoğu kez alttaki karmaşık biyolojik yapıdan dışarıya kolay anlaşılabilir bilgileri taşımazlar. Vücut içindeki çeşitli olayları incelemek için bunların işlenmeleri ve yorumlanmaları gerekmektedir. Biyoelektrik işaretler, sinirsel iletim, beyin, kalp, çeşitli kas hareketleri ve benzeri vücut sistemleriyle ilgilidirler. Bir kısım hücrelerdeki elektrokimyasal olayların sonucu iyonik akımlar oluşur (Yazgan E. ve Korürek M., 1995). İyonik akımlara hücre içi ve hücre dışındaki Potasyum (K), klor (Cl), sodyum (Na) ve kalsiyum (Ca) iyonlarının hareketleri ve reaksiyonları sebep olmaktadır (Sezgin, A., 2006). Hücrelerde oluşan bu iyonik akımlar direk hücre içerisinden ölçülebileceği gibi vücut yüzeyinin belirli bir bölgesinden ölçümü yapılarak anlamlı bir grafik elde edilebilmektedir.

4.2. Biyoelektrik işaretlerin ölçülmesi

Biyoelektrik işaretleri ölçebilmek için iyonik potansiyel ve akımları elektriksel potansiyel ve akıma dönüştüren dönüştürücülere ihtiyaç vardır. Böyle bir dönüştürücü iki elektrottan meydana gelir ve elektrotların uygulandıkları noktalar arasındaki iyonik potansiyel farkını ölçer. Uygulamada Şekil 4.1’de görüldüğü üzere, her bir hücrenin ürettiği bireysel aksiyon potansiyellerini ölçmek imkansız değilse de bazı özel uygulamalar dışında çok zordur. Çünkü hücre içine hassas olarak elektrot yerleştirilmesi gerekmektedir. Biyoelektrik işaretleri en genel ölçme yöntemi, vücut yüzeyinden yapılan ölçümlerdir. Bu durumda alttaki birçok hücrenin aksiyon potansiyellerinin yüzeye gelen toplamı ölçülmektedir. Bazı ölçümlerde ise bir kasa, sinire veya beyinin belirli bölgelerine batırılan iğne elektrotlar yardımıyla ölçüm yapılır. Biyoelektrik işaretlerin vücut yüzeyine nasıl ulaştıkları kesin olarak bilinmemektedir. Ortaya birçok teori atılmıştır. Kalbin elektriksel potansiyellerinin izahı için ortaya atılan ve nispeten gerçekçi görünen teoriye göre, yüzeyden ölçülen potansiyel, alttaki bireysel aksiyon potansiyellerinin kendilerinin değil fakat birinci türevlerinin toplamıdır. Ölçüm metodu ne olursa olsun, biyoelektrik potansiyellerin oldukça iyi bilinen dalga şekilleri mevcuttur.

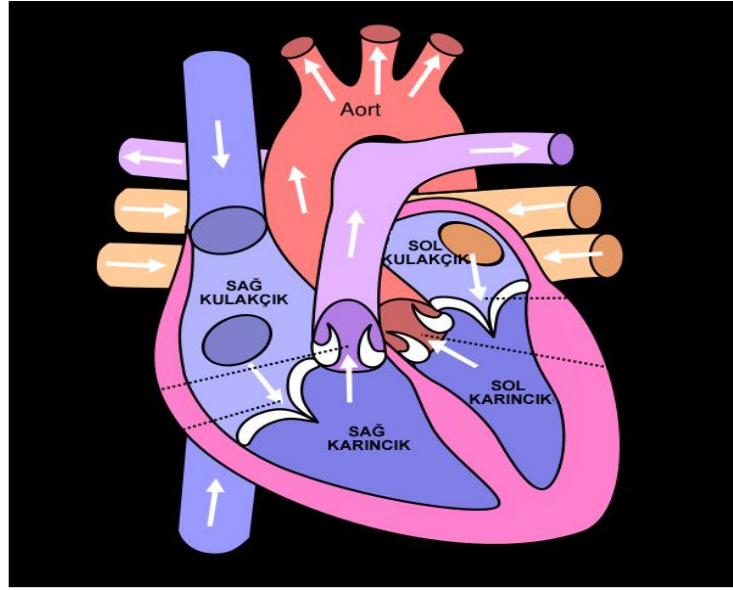
Bir fizyolojik işaretin zamanın fonksiyonu olarak ifadesi (grafik halinde gösterimi), o dalga şeklinin ait olduğu organın latince isminin sonuna gram sözcüğü eklenerek, bu işareti algılamak amacıyla kullanılan ölçü aleti ise graf sözcüğü eklenerek yapılır. İşaretin elektrik kökenli olması durumunda ise kelimenin başına elektro gelir. Örneğin kalbin elektriksel aktivitesi sonucu ortaya çıkan dalga şekline elektrokardiyogram, onu ölçen alete ise elektrokardiyograf denir (Yazgan E. ve Korürek M., 1995).



Şekil 4. 1. Hücrenin aksiyon potansiyeli ölçümü(Prof. Dr. Nizamettin D., 2012)

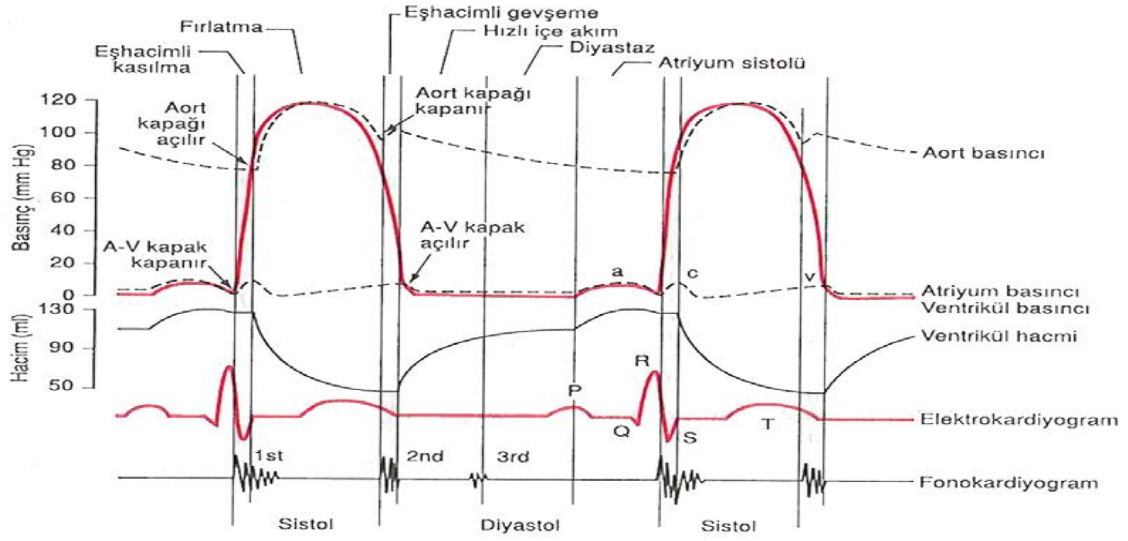
4.3. Kalbin fizyolojik yapısı

Kalp Şekil 4.3’de gösterildiği gibi iki yarı pompadan oluşur: akciğerlere kan pompalayan sağ kalp ve çevre organlara kan pompalayan sol kalptir. Bu kalplerin her biri, bir kulakçık ve bir karıncıktan oluşan iki bölmeli bir atım pompasıdır. Kulakçıkların başlıca görevi kanın karıncıklara taşınmasına yardımcı olmaktır. Karıncıklar ise, büyük kan dolaşımı ve küçük kan dolaşımını sağlayan ana pompalama kuvvetini sağlar (Guyton, A.C. ve Hall J.E. 2007)



Şekil 4. 2. Kalbin fiziksel yapısı (Guyton, A.C. ve Hall J.E. 2007)

Kalbin pompalama çevrimi, sistol ve diyastol olmak üzere iki kısma ayrılır. Şekil 4.3’de sistol ve diyastol çevrimlerinin elektrokardiyogram ve fonokardiyogram arasındaki ilişkileri verilmektedir.



Şekil 4. 3. Sistol ve diyastol çevrimleri ile EKG ve FKG ilişkisi (Yazgan E. ve Korürek M., 1995).

Sistol, kalp kaslarının, özellikle sol karıncık kaslarının kasılarak kanın pulmoner damara ve aorta pompalanması zamanıdır. Diyastol ise kalp odacıklarının gevşeyerek kanla dolduğu zamandır. Kan, atar damarlara pompalandıktan sonra kalp, dinlenme durumuna geçer, çıkış kapakçıkları kapanır, kısa bir süre sonra giriş kapakçıkları açılarak diyastol ve yeni bir kalp çevrimi başlar (Yazgan E. ve Korürek M., 1995).

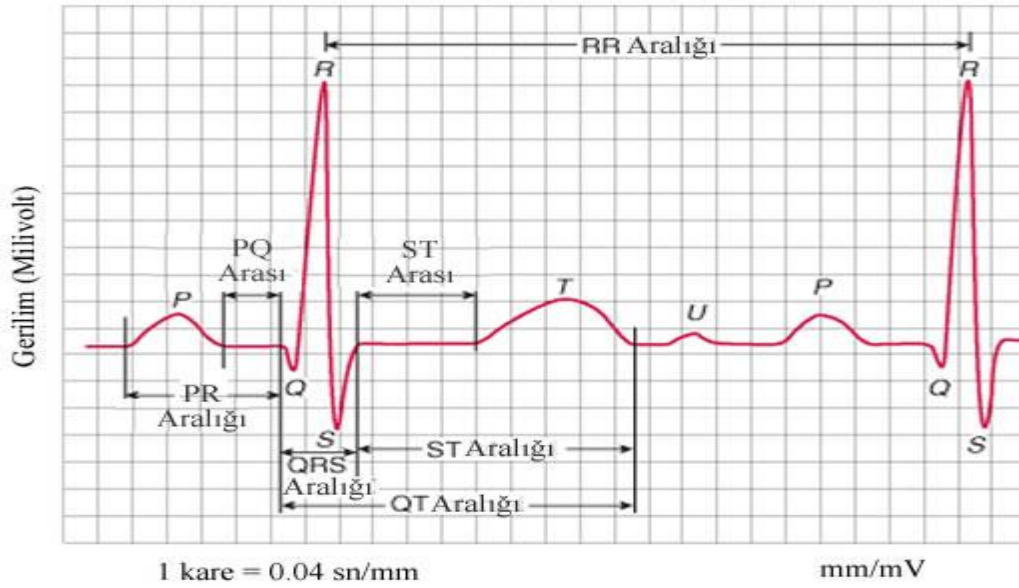
Sağ kulakçık dolduğunda, kasılarak kanın üç parçalı (triküspit) kapakçık yoluyla sağ karıncığa geçmesini sağlar. Sağ karıncığın kasılmasıyla yarım ay şeklindeki pulmoner kapak açılır ve kan pulmoner damarlara pompalanır. Karıncıktaki basınç, kulakçık basıncının üzerine çıktığında triküspit kapak kapanır. Pulmoner atardamar iki kola ayrılıp akciğerlere ulaşır. Akciğerlerde ise gittikçe küçülen kollara bölünerek kesit alanları son derece küçük olan kılcal damarlara ayrılır. Akciğerlerdeki gaz değişimi alveol denilen hava keseciklerinde olur. Bu kılcal damarlar, alveollerin etrafını ören kılcal damarları (kapileri) beslerler. Diğer taraftan, temizlenmiş kan, bu kılcal damarlar yoluyla çok ince toplar kılcal damarlara ve oradan da gittikçe büyüyerek pulmoner toplardamara ve sol kalbe ulaşır. Toplardamardan sol kulakçığa giren kan, sol kulakçık kaslarının kasılmasıyla mitral kapakçık üzerinden sol karıncığa pompalanır. Sol karıncık kasları kasıldığında oluşan basınç sonucu, mitral kapakçığı kapanır. Yine karıncıklardaki basıncın artması sonucu aort kapakçığı açılır ve kan aorta basılır.

Bu olayla eşzamanlı olarak pulmoner kapakçık da açılır ve sağ karıncık içindeki pis kan pulmoner atardamara basılır (Yazgan E. ve Korürek M., 1995). Özetlemek gerekirse, Tüm vücudu dolaşıp oksijeni veren kirli kan sağ kalbe döner, akciğerlere pompalanır. Burada yeniden bol oksijen alarak temizlenen kan sol kalbe aktarılır; sol kalbin kasılmasıyla tüm vücudu dolaşmak üzere atardamar sistemine pompalanır (Okyar, M., 2006).

5. ELEKTROKARDİYOGRAM

5.1. Temel dalgalar

Bir kalp döngüsünün başlangıcıyla elektriksel aktivite kalp yüzeyinde zaman ekseninde ilerlemeye başlar. Bu akımların değeri kalp yüzeyinde vücut yüzeyinden daha büyük olmasına rağmen, vücut yüzeyinde kalbin belirli eksenlerine yerleştirilen elektrotlar sayesinde daha kolay ölçülebilir. Ölçüm sırasında elde edilen biyoelektrik gerilimleri üzerine gürültü adı verilen kaynağı kalp olmayan işaretler etki eder. Kaynağı kalp olan işaretler ile kaynağı kalp olmayan işaretler belirli işlemler sonrası ayrıldıktan sonra dalga şekli bilindik grafikler elde edilir. Bu grafik de yer alan her bir dalganın kalp döngüsünde bir aşamayı ifade ettiği ve bu aşamalar hakkında bilgi verdiği bilinmektedir.



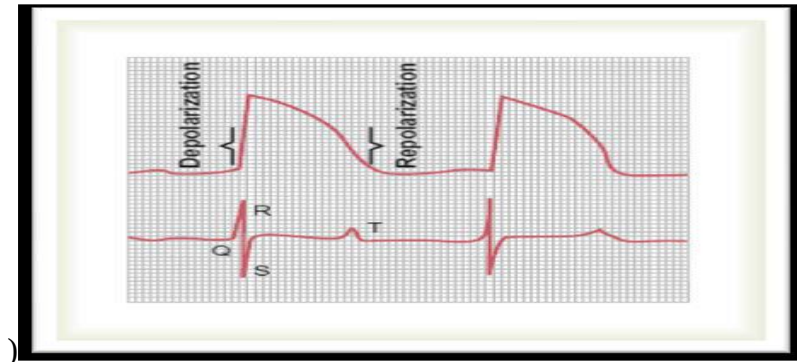
Şekil 5. 1. Elektrokardiyogramın temel dalgaları(Soydan, İ. Ve Terek, A., 1992).

Şekil 5.1’de olduğu gibi normal bir elektrokardiyogram incelendiğinde, sırasıyla P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgası adı verilen üç temel dalga biçimi ayırt edilir. Bu dalgalara bu isimleri veren Einthoven bu konuda tamamen keyfi davranmış, gerçekte söz konusu dalgaların nereden kaynaklandığını bilmediği için, kullandığı bu isimlere herhangi bir anlam da yüklememiştir (Soydan, İ. Ve Terek, A., 1992).

P dalgası, kulakçıkların kasılmaya başlamadan önce depolarize olmaları esnasında oluşturulan elektriksel potansiyeller tarafından meydana getirilir (Şekil 5.2). QRS dalgası, karıncıkların kasılma öncesinde, yani depolarizasyon dalgasının karıncıklar boyunca yayılması sırasında, depolarize olmalarını sağlayan dalgasının bileşenleri depolarizasyon dalgalarıdır (Guyton, A.C. ve Hall J.E. 2007).

QRS dalgası, Q dalgasının başlangıcından S dalgasının sonuna kadar geçen zamanı belirler. QRS dalgası karıncıkların depolarizasyon durumunda meydana gelir (Acartürk, 1998). Her zaman değilse de, çoğu kez, elektrokardiyogramın en büyük dalgasıdır. Net olarak tanımlanmış biçimleri gösterdiği için aynı EKG'nin değişik derivasyonlarında ortaya koyduğu örnekleri tanımak kolaydır (Soydan, İ. Ve Terek, A., 1992).

T dalgası, karıncıkların depolarizasyon durumunun sona ermesi ile oluşan elektriksel işaretler tarafından meydana getirilir. Bu olay, karıncık kasında normal olarak depolarizasyondan 0,25-0,35 saniye sonra meydana gelir bu dalga repolarizasyon dalgası olarak bilinir (Guyton, A.C. ve Hall J.E. 2007).



Şekil 5. 2. Depolarizasyon ve repolarizasyon dalgaları (Guyton, A.C. ve Hall J.E. 2007)

EKG işaretlerinin belirli aralıklarla kaydedilmesi ve geriye dönük kıyaslamaların yapılması kalp aktivitelerinin normal olup olmadığı konusunda yardımcı olur. Herhangi bir kalp sorunu olmayan hastanın EKG işaretleri rutin seyrederken, rutin olmayan EKG işaretleri bir kalp sorunun belirtisi olarak kabul edilir.

5.2. Voltaj ve zaman ayarı

EKG kağıtları cihaza göre ya dar ve uzun şerit şeklinde veya sayfa kağıt şeklindedir. Bir sayfa kağıda EKG kaydeden cihazlara page writer cihazlar denilmektedir. Kağıt ne tür olursa olsun üzerindeki küçük ve büyük karelerin boyutları aynıdır. EKG kağıdı üzerinde her biri 0,04 sn olan küçük kareler ile 0,20 sn olan büyük kareler mevcuttur. Bu karelerin enine olarak ölçülmesi ile EKG dalgalarının süreleri değerlendirilir. Kareler boyuna olarak değerlendirildiğinde her küçük kare 1 mm veya 0,1 mV, her büyük kare ise 5 mm veya 0,5 mV'tur. EKG'nin kayıt hızı pratikte saniyede 25 mm/sn olarak kabul görmüştür. Ancak kağıt hızı isteğe göre değiştirilebilir (Acartürk, E., 1998).

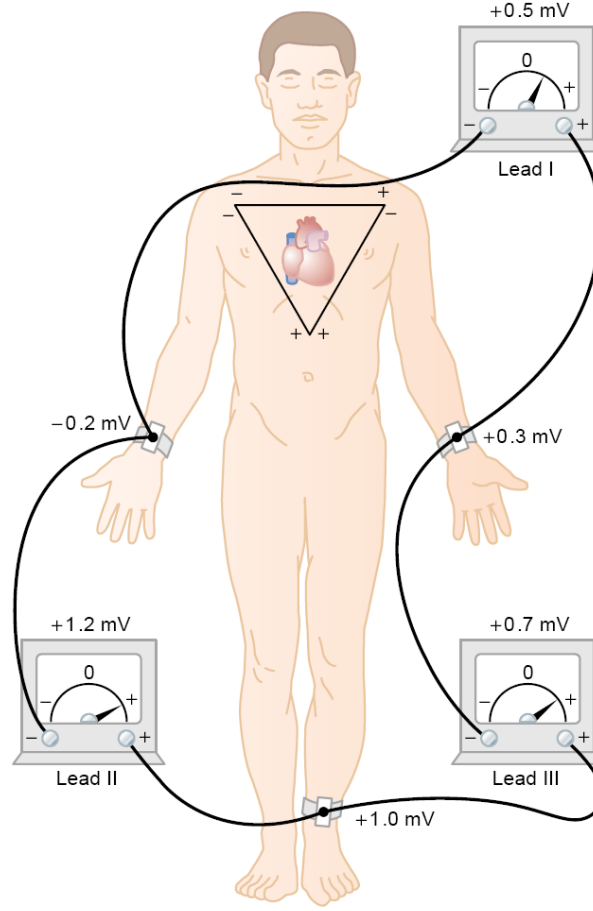
5.3. Normal voltajlar

Normal elektrokardiyogramdaki dalgaların kaydedilmiş olan voltajları, elektrotların vücut yüzeyine yerleştiriliş biçimine ve elektrotların kalbe ne kadar yakın olduklarına bağlıdır. Bir elektrot doğrudan karıncık üzerine ve ikinci bir elektrot vücudun kalpten uzak olan bir bölgesine yerleştirildiği zaman, QRS kompleksinin voltajı 3-4 mili volt kadar büyük olabilir. Doğrudan kalp kası zarından kaydedilen 110 mili voltluk tek evreli aksiyon potansiyeli ile karşılaştırıldığında, bu voltaj bile küçüktür. Elektrokardiyogramlar, iki koldan veya bir kol bir bacadan kaydedildiğinde, QRS kompleksinin voltajı R dalgasının tepesinden S dalgasının alt ucuna kadar genellikle 1,0-1,5 mili volt; P dalgasının voltajı 0,1-0,3 mili volt; T dalgasının ise 0,2-0,3 mili volt arasındadır (Guyton, A.C. ve Hall J.E. 2007). Dalgaların frekans aralıkları ise 0,05 Hz ile 150 Hz arasında değişmektedir (Fidan, U., 2006).

5.4. Elektrokardiyografik derivasyonlar

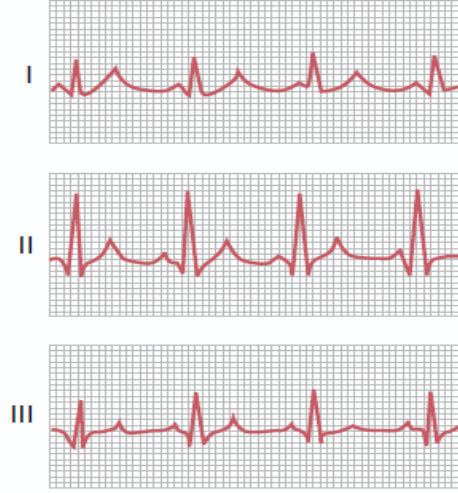
EKG grafiğinin çizdirilebilmesi için kalp ile elektrokardiyograf arasında bir elektriksel devrenin tamamlanması gereklidir. Bu amaçla, beden yüzeyindeki belli yerlere elektrotlar yerleştirilir ve bu elektrotlar kablolar aracılığıyla elektrokardiyografa bağlanır. Bu şekilde oluşturulan elektriksel devrelere derivasyon adı verilmektedir (Soydan, İ. Ve Terek, A., 1992).

5.4.1. Bipolar derivasyonları



Şekil 5.3 Bipolar taraf derivasyonları ölçüm düzeneği (Guyton, A.C. ve Hall J.E. 2007).

Şekil 4.3’de, standart bipolar taraf derivasyonları olarak adlandırılan elektrokardiyogramları kaydetmek için hastanın tarafları ile elektrokardiyograf arasındaki elektriksel bağlantılar görülmektedir. Bipolar terimi, kalbin farklı taraflarına yerleştirilen iki elektrottan kaydedildiğini belirtmek üzere kullanılır. Böylece, bir “derivasyon” vücuda bağlanan tek bir tel olmayıp, iki tel ve bunların elektrotlarının birleşimi ile vücut ve elektrokardiyograf arasında tam bir devre oluşturulmasıdır. Gerçek bir elektrokardiyografin, hareket eden bir kağıt üzerinde yüksek hızda kayıt yapan bir volt metre olduğu unutulmamalıdır (Guyton, A.C. ve Hall J.E. 2007).



Şekil 5.4 Normal bipolar derivasyonları (Acartürk, E., 1998)

Bu derivasyonlar Einthoven tarafından tasarlanmıştır. Kısaca I, II ve III olarak yazılır (Şekil 4.4). I, sağ kol ve sol kol, II, sağ kol ve sol bacak, III de sol kol ve sol bacak arasındaki potansiyeli kaydeder. Elektriksel açıdan: $I-II+III=0$ olduğundan, her zaman için $II=III+I$ 'dir. Buna Einthoven eşitliği denir. Bunun anlamı, kalbin değişik yönlerde oluşturduğu elektriksel potansiyellerin yük farkının normal şartlarda 0'a eşit olduğu ve kalbin bu güçlerin ortasında bulunduğudır (Acartürk, E., 1998)

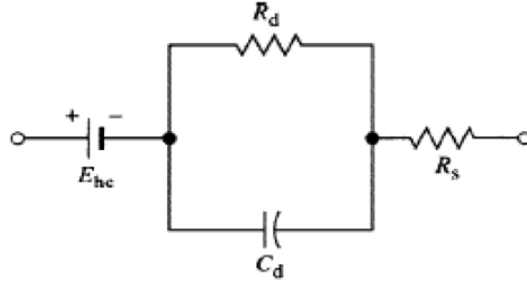
5.5. Elektrokardiyografi ile neler ölçülür

EKG kaydı ile dikey eksen voltajın, yatay eksen ise zamanın yer aldığı bir grafik elde ederiz. Yatay eksen boyunca yapılan ölçümler kalp hızını, ritminin düzenliliğini ve aynı zamanda kalbin bir kısmından diğer kısmına elektrik aktivitenin ulaşması için gerekli süreyi bize verir. Dikey eksen boyunca yapılan ölçümler ise vücut yüzeyindeki voltaj (genlik) değerlerini gösterirler. Bu voltaj tüm kardiyak hücrelerin elektriksel aktivitelerinin “toplamını” temsil eder. Bazı anormal EKG bulguları tek bir çekim ile tespit edilebilirken, bazıları için farklı zamanlarda birkaç çekim gerçekleştirmek gerekir (Wagner, G. S., 2003)

6. EKG TASARIM İLKELERİ

6.1. Elektrotlar

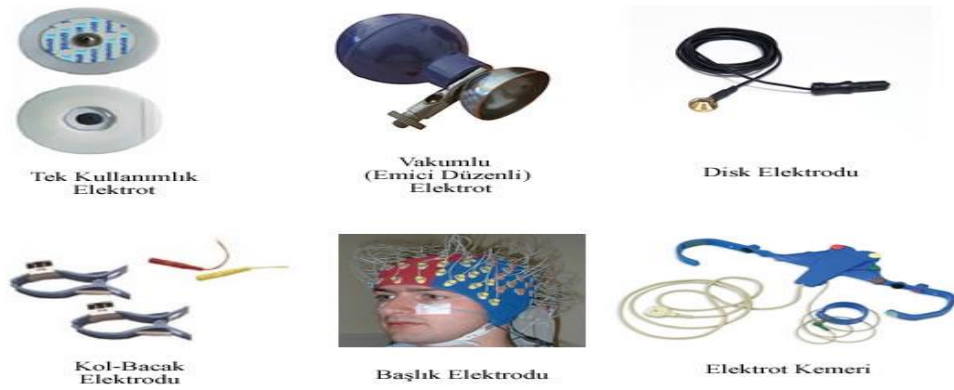
Kullanılma amacına göre değişik tasarımlarda olabilen iyonik akımları elektrik akımına, elektrik akımlarını da iyonik akımlara dönüştüren elemanlara elektrot adı verilmektedir. EKG’de kullanılan elektrotlar için kalp tarafından oluşturulan ve beden yüzeyine iletilen elektriksel potansiyel değişikliklerinin elektrokardiyografa aktarılabilmesi için kollara, bacaklara ve göğüs duvarı üzerindeki belirli noktalara yerleştirilen metal parçacıklar denilmektedir (Uçak, 2000). Şekil 5.1’de bir elektrotun eşdeğer devre modeli verilmektedir



Şekil 6.1 Elektrot eşdeğer devre modeli (Uçak, 2000)

6.1.1. Yüzey elektrotları

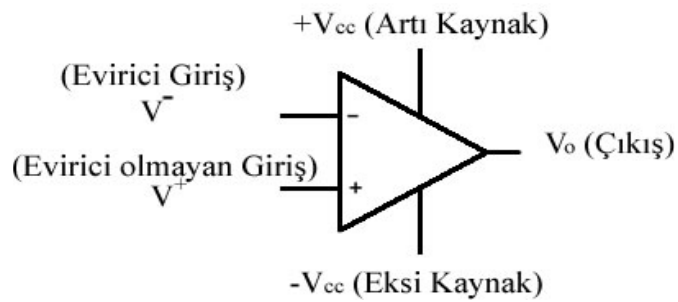
Deri yüzeyine yerleştirilerek biyoelektrik işaretleri algılamada kullanılan elektrot çeşididir. Genelde EKG, EEG ve hasta başı monitörlerinde kullanılmakla birlikte yüzey elektrotlarının bazı çeşitlerinde iletim kararlılığını korumak için vücut yüzeyine elektro jel sürülür. Bu tür elektrotlar hasta vücudunun ilgili bölgesine tek tek yerleştirilir ve elektrot kablosu ile elektrokardiyograma bağlanır. Günümüzde tasarlanan yüzey elektrotlarının kullanılma yerlerine göre EKG için elektrot kemerleri ve EEG için elektrot şapkaları imal edilmektedir. Bu elektrotların en önemli üstünlükleri ilgili bölgenin bulunmasında hata olasılığını azaltması ve zamandan tasarruf sağlamasıdır. Şekil 6.2’de tekli ve çoklu yüzey elektrot çeşitleri görülmektedir.



Şekil 6. 2. Yüzey elektrot çeşitleri (Edminister, J.A. ve Nahvi, M.,1999).

6.2. İşlemsel yükselteçler

İşlemsel yükselteç (op-amp) iki uçlu bir devre elemanıdır. Bu uçlardan (-) işaretli olanı evirici uç, (+) uçlu olanı da evirici olmayan uç adını alır. İşlemsel yükseltecin ayrıca DC güç kaynağıyla da $+V_{cc}$ ve $-V_{cc}$ bağlantıları vardır. İşlemsel yükselteçlerin giriş, çıkış ve güç bağlantılarının ortak referans noktası, elemanın dışında bulunan toprak noktasıdır. Şekil 6.3’de işlemsel yükselteç sembolü görülmektedir (Edminister, J.A. ve Nahvi, M.,1999).



Şekil 6.3 İşlemsel yükselteç sembolü (Edminister, J.A. ve Nahvi, M.,1999).

İki girişli, tek çıkışlı bir işlemsel yükselteç de girişlerden artı (+) olanına uygulanan sinyal, çıkışta aynı polaritede ve yükseltilmiş olarak görünürken, eksi(-) ucuna uygulanan giriş, çıkışta yükseltilmiş ancak terslenmiş olarak görünecektir. (Boylestad,R. ve Nashelsky, L., 2002)

İdeal bir işlemsel yükselteçte olması gereken özellikler şu şekilde sıralanabilir:

- İç kazancı sonsuz kabul edilir. ($K=\infty$)
- Bant genişliği sonsuz kabul edilir. ($BG=\infty$)
- Gürültüsü yok kabul edilir.
- İki giriş arası ve girişler ile toprak arası direnç sonsuz kabul edilir. ($R_g=\infty$)
- Sızıntı akımının olmadığı kabul edilir.
- Çıkış direnci sıfır kabul edilir. ($R_c=0$)
- Sonsuz akım çekilebileceği kabul edilir.
- Giriş ve çıkış gerilimleri sonsuz büyüklükte olabileceği kabul edilir.
- Sıcaklıktan etkilenmediği kabul edilir.

Gerçekte belirtilen özelliklere sahip op-amp bulunmamasına karşın üretici firmalar her geçen gün daha hassas opamplar geliştirmekte ve özellikle kullanım alanlarına göre op-amp'lar tasarlamaktadırlar. İşlemsel yükseltecin tipik kullanım alanlarına; ölçek değiştirme, toplama ve integral alma gibi analog bilgisayar işlemleri, çeşitli faz kaydırma devreleri, osilatör ve enstrümantasyon devreleri gibi örnekler verilebilir.

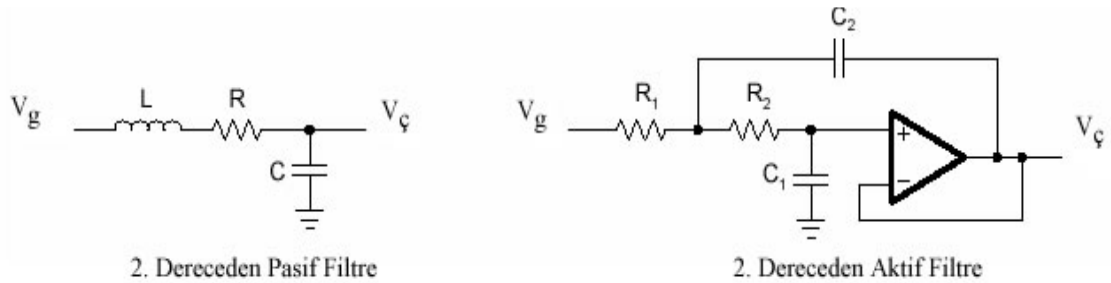
6.3. Filtreler

Filtreler, belirli frekans aralıklarındaki elektronik sinyalleri zayıflatmayı sağlayan elektronik devre elemanlarıyla oluşturulmuş devrelerdir. Bir filtre devresi tasarlarken kullanılacak devre elemanları filtrenin çeşidini belirler. Kullanılacak elemanlar pasif devre elemanları kondansatör, bobin ve direnç ise bu tip filtrelere pasif filtre bu elemanlara ek olarak devreye aktif devre elemanı olan işlemsel yükselteç de dahil edilirse bu tip filtrelere de aktif filtre denilmektedir. Aktif ve pasif filtrelerin kullanıldıkları yerlere göre birbirlerine karşı üstünlükleri Tablo 6.1'de sıralanmaktadır.

Özellik	Pasif Filtre	Aktif Filtre
Çalışması için besleme	Gerekmez	Gerekir
Maliyet	Ucuz	Pahalı
Yüksek frekanslarda tercih	Tercih edilir	Tercih edilmez
Devre elemanları	R+L+C	R+L+C+Opamp
Kesim frekansında tolerans	Yüksek	Düşük

Tablo 6. 1. Aktif filtre ve pasif filtre özellikleri

Filtre devreleri zayıflatılacak frekans aralıklarına göre tasarlanırlar. Bunlar; istenilen frekansın altındaki frekansları geçirenler alçak geçiren, istenilen frekansın üstündeki frekansları geçirenler yüksek geçiren, belirli frekans aralıklarını zayıflatanlara bant durduran (notch filter) ve belirli frekans aralığı dışındakileri zayıflatanlar bant geçiren filtre olarak adlandırılırlar. Şekil 6.5’da pasif ve aktif filtre tasarımları görülmektedir.

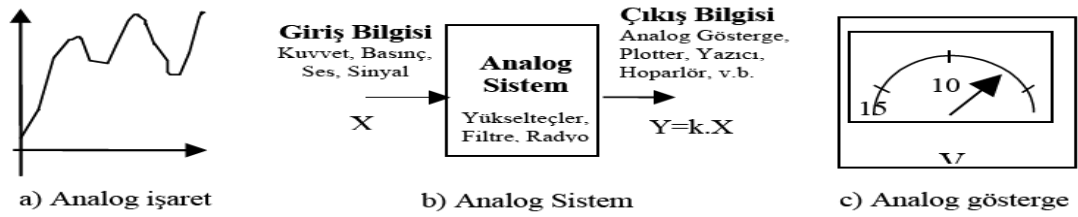


Şekil 6. 5. Pasif ve aktif filtreler (Fidan, U., 2006).

Filtre devreleri, pasif devre elemanlarıyla belirlenen kesim frekansının altındaki ya da üstündeki frekansları filtrenin derecesine bağlı olarak zayıflatır. Filtrenin derecesi arttıkça seçiciliği artar. Örneğin 1. dereceden bir alçak geçiren filtre kesim frekansının üstündeki frekansları 20 db/decade zayıflatırken 2. derece bir alçak geçiren filtre 40 db/decade’lik bir zayıflatma sağlar (Fidan, U., 2006).

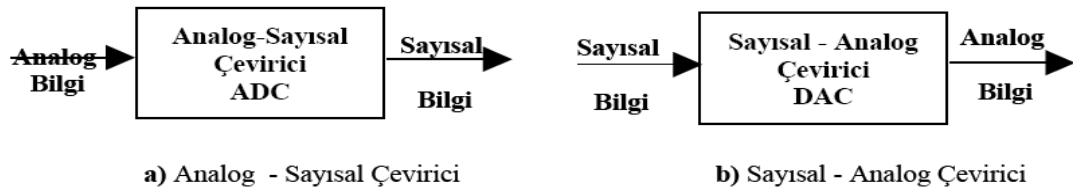
6.4. Analog-sayısal dönüştürücüler

Kesintisiz olarak sürekli değerler alan ve sahip oldukları değerler belirli sınırlar içerisinde devamlı olarak değişen büyüklük, “analog büyüklük” olarak isimlendirilir. Diğer bir deyişle; sonsuz sayıda ara değer alabilen büyüklük, “analog büyüklük” olarak tanımlanır.



Şekil 6. 6. Analog işaretlerin ölçülmesi (Ekiz, H., 2003)

Şekil 6.6’de görüldüğü gibi analog işaretleri giriş bilgisi olarak kullanan analog sistemin çıkışından elde edilen bilgiler, analog göstergelerde anlamlı hale getirilir. Büyüklükleri, iki sınır değer arasında çok sayıda ara değerler şeklinde ifade eden göstergelere, “analog gösterge” denir.



Şekil 6. 7. Analog – sayısal ve sayısal-analog çeviriciler (Ekiz, H., 2003)

Şekil 6.7’de görüldüğü üzere; fiziksel büyüklüklerin elektriksel sinyallere dönüştürülmesi ile elde edilen bilgilerin, sayısal bilgilere dönüştürülmesini sağlayan devreler “Analog-Sayısal Çeviriciler” (Analog to Digital Converters-ADC) olarak isimlendirilir. Sayısal sistemlerden okunan veya işlenen bilgilerin analog devre/sistemlerde değerlendirilebilmesi veya kullanılabilmesi için gerekli dönüşümü yapan devreler “Sayısal-Analog Çeviriciler” (Digital to Analog Converters-DAC) olarak adlandırılır (Ekiz, H., 2003)

7.HEDEFLLENEN HASTALIK

7.1 Uyku apnesi nedir

Apne olarak da bilinir, uyku sırasındaki solunum duraklamalarından kaynaklanan ve uyku düzeninin bozulmasına sebep olan önemli bir hastalık. Uyku apnesi uykuda hava akımının en az 20 saniye süreyle normal değerin 20sine ve daha altına düşmesi ile tanımlanabilir. Uykudaki solunum duraklamaları sonucunda kandaki oksijen miktarı azalır ve karbondioksit miktarı artar.

Uyku apnesi sinir sistemindeki bir problem nedeniyle uyku apnesi veya solunum yollarındaki bir tıkanıklık nedeniyle uyku apnesi oluşabilir. Bazen de bu her iki durum birlikte olmaktadır uyku apnesi (Dr. Mehmet Öz, 2010).

7.2 Uyku apnesi nedenleri

Tıkanma, üst solunum yolu boyunca burundan epiglot'a kadar herhangi bir yerde olabilir. Cerrahi ile düzeltilebilecek üst solunum yolu lezyonları aşağıda sınıflandırılmıştır.

- Septum deviasyonu, hipertrofik konka, polip, tümör
- Nazofarenkste adenoid vegetasyon, kist, stenoz, koana atrezisi, koana polipi, tümör, velofarengeal cerrahi, yarık damak onarımı
- Orofarenkste tonsil hipertrofisi, makroglossi (Down Sendromu, akromegali), retrognati (Pierre Robin Sendromu, akondroplazi), dil tonsili hipertrofisi, dil kisti, neoplazm, uvula ve yumuşak damak gevşekliğı
- Hipofarenkste laringotrakeomalasi, vallekula kisti, neoplazm, kord paralizisi, glottik web, papillomatozis, stenoz, hemangiyom.
- Kraniofasial anomaliler; Crouzon, Apert, Treacher Collins ve Down Sendromu

- Nöromusküler nedenler; neonatal anoksi, serebral palsy, Down Sendromu, myotrofik distrofi, Arnold Chiari malformasyonu, siringomiyelobulbi ve vokal kord paralizi . (TAHD, 2008)

7.3 Uyku apnesinin belirtileri:

Gündüz uyuklu olma hali, geceleri gürültülü horlama, geceleri nefes almada kesiklikler, nefes yetmezliğinden dolayı ani uyanışlar, asit reflüsü, Geceleri sık sık idrara çıkma, baş ağrıları, hafıza kaybı. Hekimin hastaya soracağı 3 soru uyku apne hastalığını tanımasına yardımcı olur: Horlama var mı, Uykuda nefes kesilmesi var mı, Gün içi uyuklama isteği var mı.

Uyku apneli hasta yorgun kalkar, sabah başı ağrır, gün içinde uykuya meyli vardır. Akşamları televizyon karşısında uyuma, uzun araç kullanımında uyuma gibi özellikler ortaya çıkar. Araştırmalar, trafik kazalarının 1/3'ünün bu hastalar tarafından yapıldığını göstermiştir. Bu hastalarda enfarktüs ve felç riski artmıştır. Uykudaki bazı ani ölümlerin uyku apnesine bağlı olduğu öne sürülmektedir (TAHD, 2008).

7.4.Kardiyorespirotuvar uyku testi ile uyku apnesi tanısı mümkün

Kardiyorespiratuvar uyku merkezi ile uyku ve kalp sağlığı arasında da bir bağ bulunmaktadır. Bu bağlantıyı somutlaştıran en önemli tetkik uyku testidir. Kardiyorespiratuvar uyku merkezinde ilk olarak hastanın muayenesi yapılır ve hastalık öyküsü alınır. Test cihazı Kardiyorespiratuvar Uyku Merkezi'nde hazır halde, test yapılacak kişiye nasıl uygulanacağı gösterilerek teslim edilir. Test evde, kişinin alışık olduğu kendi uyku ortamında yapılır. Gece boyunca uykuda solunum ve kalp fonksiyonları sensör ve elektrotlarla kaydedilir. Veriler bilgisayara aktarılarak, hasta anket formundaki bilgilerle birlikte uzman doktor tarafından değerlendirilir. Uyku apnesi ile açıklanamayan ya da ayırıcı tanıda diğer uyku bozuklukları düşünülen hastaların bir gece hastanede yatırılması, polisomnografi ile uyku evreleri ve kalitesi dahil, daha ayrıntılı şekilde değerlendirilmek üzere Uyku Bozukluğu Merkezi'ne yönlendirilmesi uygun olacaktır (Tahd, 2008).

7.5 Uyku apnesinde tedavi yöntemleri nelerdir

Tedavide öncelikle hastanın kilo vermesi, yaşam koşullarını düzenlemesi, sigara ve alkolü bırakması, spor yapması önerilir. Hastalık son 20 yılda daha iyi tanınmış, hastalıkla ilgili birçok bilinmeyen olduğu için, bu süre zarfında tedavi birçok değişiklikler göstermiştir. Bu konuyla ilgili ilk cerrahi tedavi 1979'da uygulanmıştır.

Hastalığın hafif ve orta derecedeki tipleri cerrahi ile tedavi edilebilirken, hastalığı ileri derecede olanlara genellikle basınçlı hava maskesi önerilir. Başarı şansı %100 olan tek uygulama sürekli pozitif hava basıncı CPAP denilen maske yöntemidir. Bu yöntemi hastaların ancak %50'si uzun süre kullanabilmektedir: 20 yıl önce bulunan yöntem bu süre zarfında çok geliştirilmiş, çeşitli tipleri değişik pozitif basınç vererek hastaların apne ve horlamalarından kurtulmalarını sağlamıştır. Ancak bu rahatlama maske kullanıldığı sürece devam etmekte, maske kullanılmadığında hasta kendisini eski durumunda, yani horlayan, uykuda nefesi duran ve ertesi gün yorgun gezer bir halde bulmaktadır. Düşünün ki; 30 yaşında olan bir hasta yaşamı boyunca bu maskeyi kullanmak zorunda kalacaktır. Maske kullanımına bağlı komplikasyonlar az ve basittir: Deride tahriş, maske kenarından kaçan havanın gözde tahriş yapması gibi. Bundan dolayı arayışlar devam etmiştir. Nefes kesilmesi sayısı saatte 30'un altında olan hastalara cerrahi önerilir (Tahd, 2008).

7.6 Uyku apnesinde cerrahi tedavi yöntemler nelerdir?

Cerrahi olarak burun sorunlarının ortadan kaldırılması, yumuşak damağa, bademciği de kapsayan uvulopalato-farengoplasti (UPPP) uygulanır. Dil kökünde problem varsa dil kökünü öne çeken veya küçülten teknikler uygulanır. UPPP ameliyatının başarısı horlama için %90 dolaylarında iken, apne için %50 dolaylarındadır. Dil kökü cerrahisi eklendiğinde başarı şansı belirgin ölçüde artar. UPPP'de küçük dilin ve yumuşak damağın birer kısmı ile bademcikler alınır. Boğaz bölgesine aynı yüz gerdirme ameliyatında olduğu gibi bir gerdirme işlemi yapılarak dokuların titreşimi önlenir ve havanın geçişi kolaylaştırılır. Bir saat kadar süren ameliyatta en büyük sorun bir kaç hafta süren boğaz ağrısı ile birkaç ay süren boğazda yabancı cisim hissidir. Yeni boğaza alışıldıktan sonra bu his kaybolur. Ameliyattan sonra nadiren kanama olabilir.

Hafif uyku apnesi olan vakalarda eğer obezite ön planda ise hastaya diyetisyen takibi yapılmalıdır. Üst solunum yollarında belirgin anatomik darlıklar var ise Kulak Burun Boğaz uzmanı tarafından cerrahi girişim yönünden değerlendirilmesi gerekmektedir. Orta ve ileri derecede uyku apnesi olan vakalarda ise pozitif hava basıncı (CPAP) tedavisi uygulanmalıdır. Tedavi etkisine ve hastanın tercihinine göre otomatik ayarlarda düzenleme yapılarak ya da sabit basınçlı cihaza geçilerek hasta takibe alınmalıdır. CPAP cihazı kullanmakta güçlük çeken ya da hafif derece vakalarda ağız içi aparey ile alt çene öne alınarak dilin geriye düşüp üst solunum yolunu tıkaması önlenabilir (Tahd, 2008).

7.7 Uyku apnesi öldürebilir

Normalde biz uyurken, boğaz kasları bolca oksijen alabilelim diye solunum yolumuzu açık tutar. Kişide uyku apnesi olduğunda, boğaz kasları fazla rahatlar, dil ve bademcikler nefes borusuna göre çok genişler ve bu yüzden solunum yolu tehlikeli bir şekilde daralır. Veya fazla kilolu olmaktan dolayı yedek dokular solunum yolunu daraltarak kalınlaştırır. Uyku apnesi beyin, solunum yolunu açık tutan kaslarla iyi iletişim kuramadığında da olabilir. Sonuç: Hava alabilmek için başarısızca sarfedilen çabalardan dolayı oluşan titreşim. Yani; uyku apnesi olanların durumunu açıklayan horlama. Oksijen alımı çok az olduğunda beyniniz uykunuzda ölmenizi engellemek için sizi uyandırır. Şiddetli uyku apnesi olan kişiler için bu durum gecede yüzlerce kez yaşanabilir.

Hastayı yorgun yapmasının ötesinde uyku apnesi, yüksek tansiyonun başlıca nedenlerindendir ve damarlarınızda iltihap ve pıhtılaşmaya neden olabilir. Uzun vadede genellikle asabiyet ve depresyonla sonuçlanır, bazı durumlarda kişiyi uykusunda öldürebilir (Tahd, 2008).

8.Biyoistatistik Çalışma

8.1.-YdÜ hastanesi kardiyoloji bölümü uzmanı Dr. Levent cirit ile röportaj

Kısaca kendinizden bahseder misiniz ?

1978 Konya doğumluyum. akdeniz üniversitesi tıp fakültesi mezunuyum, pamukkale üniversitesinde uzmanlık aldım ve sonrasında Karşıyaka devlet hastanesinde çalıştım. Halen yakındoğu üniversitesinde çalışmaktayım.

Kalp hastalıklarıyla ilgili bilgi verebilir misiniz ?

Kanserden daha ölümcül bir hastalıktır, özellikle 50 yaş üzerinde görülme sıklığı artar, çoğunlukla bize gelen hastalar nefes darlığı ve halsizlik gibi şikayetlerle geliyor bunlar kalp yetmezliğinin belirtileri. Kalp yetmezliği ise ana pompa özelliği olan sol kalpten başlar ve bu aniden başlayabilir veya uzun bir süreçte ortaya çıkabilir. Bu yüksek risk grubuna sahip kişilerin çok dikkatli ve hassas olması gerekiyor.

Yapacağım proje hakkında ki görüşleriniz nelerdir ?

Güncel bir çalışma, yaptığın bu proje ile hastalarımız uzakta olsa da takip edebiliriz ve komplikasyonları görebiliriz.

Yapacağım proje ne gibi avantaj sağlar ?

Daha deminde bahsettiğim gibi hastaları her an kontrol edebilmemiz, mesela hasta raporlarına bakarken hasta o an nerede olursa olsun anlık veriyle güncel bilgi edinebilmemiz ve avantajı taşınabilir bir sistem olması

Hastaların yaşadıkları sorunlar nelerdir ?

Gelen hastaların şikayetleri genellikle nefes darlığı, halsizlik, yorgunluk olduğundan herhangi bir mesafeye gitmesi bile zor olabiliyor, yalnız sürekli kontrollere gelmeleri gerekli bir durum.

8.2 İstatistiksel veriler

	2014 ^(r)		2015	
	Sayı	(%)	Sayı	(%)
Toplam	383 639	100,0	392 429	100,0
Dolaşım sistemi hastalıkları	153 646	40,0	157 965	40,3
İyi huylu ve kötü huylu tümörler (malign ve benign neoplazmlar)	78 074	20,4	78 661	20,0
Solunum sistemi hastalıkları	40 638	10,6	43 566	11,1
Endokrin (iç salgı bezi), beslenme ve metabolizmayla ilgili hastalıklar	19 424	5,1	19 728	5,0
Sinir sistemi ve duyu organları hastalıkları	16 616	4,3	19 035	4,9
Dışsal yaralanma nedenleri ve zehirlenmeler	20 160	5,3	17 696	4,5
Diğer (enfeksiyon ve parazit hastalıkları, mental ve davranışsal bozukluklar, kas-iskelet sistemi ve bağ dokusunun hastalıkları vb.)	55 081	14,4	55 778	14,2

Tablodaki rakamlar, yuvarlamadan dolayı toplamı vermeyebilir.

^(r) 2014 yılı verileri idari kayıtların güncellenmesi nedeniyle revize edilmiştir.

Tablo 8.1 Güncel verilerle Ölüm nedenlerinin dağılımı, 2014 – 2015 (Tüik, 2015)

Ölüm nedenleri incelendiğinde; 2014 yılındaki ilk üç hastalık grubuna ilişkin sıralamanın 2015 yılında da değişmediği görüldü. Ölüm vakalarının 2014 yılında %40'ını oluşturan dolaşım sistemi hastalıkları 2015 yılında %40,3'ünü oluşturarak ilk sırada yer aldı. İkinci sırada, 2014 yılında %20,4 oranında gerçekleşen iyi ve kötü huylu tümörlerden ölümler, 2015 yılında %20 olarak gerçekleşti. Üçüncü sırada yer alan solunum sistemi hastalıkları ise 2014 ve 2015 yıllarında %10,6 ve %11,1 olarak hesaplandı.

	2014 ^(r)		2015	
	Sayı	(%)	Sayı	(%)
Dolaşım sistemi hastalıkları	153 646	100,0	157 965	100,0
İskemik kalp hastalığı	61 284	39,9	64 012	40,5
Serebro-vasküler hastalık	37 707	24,5	38 412	24,3
Diğer kalp hastalığı	28 704	18,7	32 198	20,4
Hipertansif hastalıklar	17 632	11,5	15 352	9,7
Diğer	8 319	5,4	7 991	5,1

^(r) 2014 yılı verileri idari kayıtların güncellenmesi nedeniyle revize edilmiştir.

Tablo 8.2 Dolaşım sistemi kaynaklı ölümler (Tüik, 2015)

Dolaşım sistemi hastalıkları nedeniyle gerçekleşen ölümlerin 2015 yılında %40,5'i iskemik kalp hastalığından, %24,3'ü ise serebro-vasküler hastalıktan kaynaklandı.

9.PROJE AVANTAJLARI

Hastalar kalp atım hızını kolayca anlık olarak takip edebilecek, anlık olarak sporcular veya askeri personel kalp aktivitesini uzaktan bağlantı ile o anda görebilecek, istenirse şarjlı pil kullanılabilir, boyutu küçüktür, taşınması kolaydır. Hastayı rahatsız edebilecek kablo uzantılarından kurtarmak ve hareket halinde gerekli ölçümleri takip edebilmek için giyilebilir-taşınabilir sistemler hızla geliştirilmeye devam etmektedir. Bu çalışmada Yüzey Montaj Teknolojisi(SMT) kullanılarak giyilebilir-taşınabilir EKG devresi gerçekleştirilmiştir. Enerjisinin piller ile sağlanıyor olması sistemin sürekli takip edilmesi gerektiğini ortaya koymuştur. Pillerin avantaj ise şebeke gürültüsünü ortadan kaldırmış olmaları ve taşınabilme imkanı sağlamalarıdır. Taşınabilir EKG uygulamalarının en yaygın kullanımı Holter cihazlarında görülmektedir. Karşılaşılan sorun kayıtların sadece sd kartlara kayıt edilebilir olmasıdır. Ancak gerçekleştirilen sistemin kullanılabilecek kablosuz teknolojilerle birleştirilebilir olması anlık verilerin izlenebilmesini sağlamaktadır. Kablosuz Algılayıcı Ağlar, bluetooth ve Rf haberleşme teknolojileri kullanılarak taşınabilir-giyilebilir EKG uygulamaları gerçekleştirilmiştir.

İletişim teknolojilerindeki ilerleme ile birlikte kablosuz iletiminde önemi artmıştır. Kablosuz iletişim teknolojilerinin hasta verilerinin iletilmesinde kullanılabilmesi için öncelikle çalışma frekanslarının iletim bantlarının hastaya vereceği zarar düşünülerek kullanılması gerektiği önemlidir. Çalışmanın devamında EKG sinyalleri gibi biyolojik verilerin iletiminde kullanılabilecek kablosuz teknolojiler karşılaştırılmıştır. Hastane içinde belli bir standarda uyulması gerektiği göz önüne alınarak RF haberleşmenin farklı frekansları içeriyor olması kullanım alanını genişletmektedir.

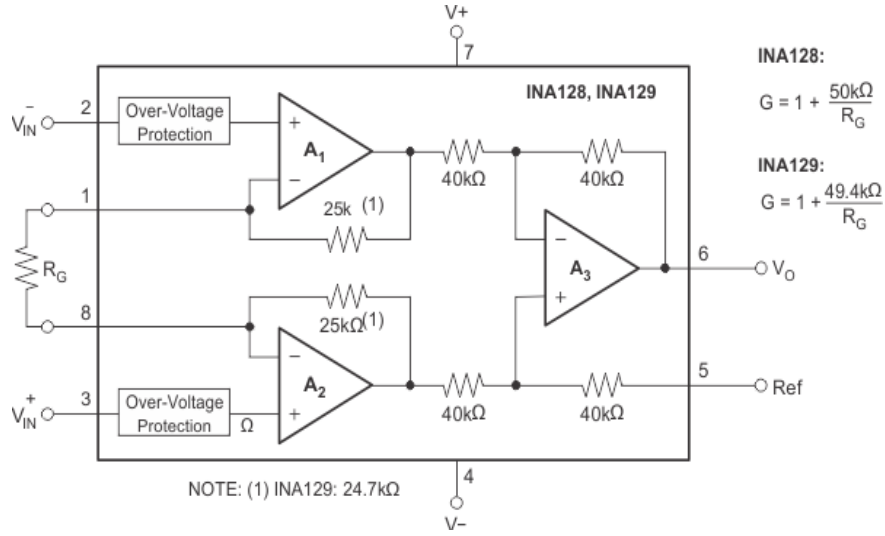
10.PROJE İÇİN KULLANILAN MALZEMELER

10.1 Çentik filtre

Devrede çentik filtresi olarak kullanılan İşlemsel yükselteçtir. Çentik filtre özellikle biyomedikal cihazlarda işaretler üzerindeki 50Hz'lik şebeke frekanslı gürültüleri bastırmak için kullanılan bant durduran filtre yapısında bir filtre devresidir



Şekil 10.1 INA128 (Texas Instruments, 2016)



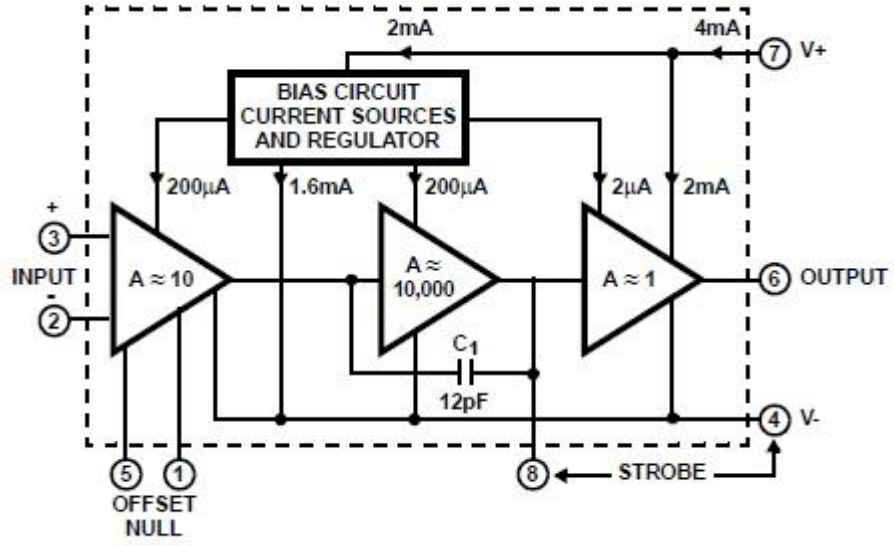
Şekil 10.2 INA128 iç yapısı (Texas Instruments, 2016)

10.2.1 Opamp

Yüksek gerilim avantajlarını birleştiren amplifikatördür. Bimos işlemsel kuvvetlendiriciler özellik kapısı MOSFET (PMOS) transistör korumalı giriş devresi çok düşük, çok yüksek giriş empedansına sağlamak için Giriş akımı ve yüksek hız performansına sahiptir.



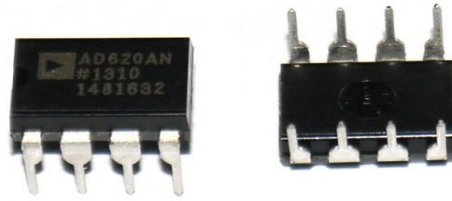
Şekil 10.3 CA3140E ((Digikey, 2016)



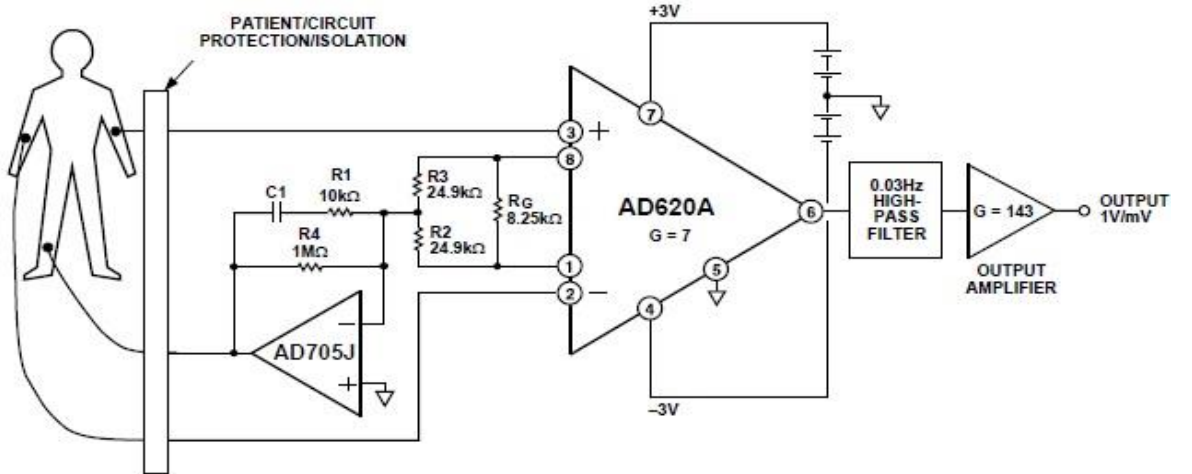
Şekil 10.4 CA3140E İç yapısı (Digikey, 2016)

10.2.2 AD620 opamp

AD620 10.000 1 kazançlarını belirlemek için yalnızca bir dış direnç gerektiren bir düşük maliyetli, yüksek doğruluk enstrümantasyon amplifikatör olduğunu. Ayrıca, AD620 ayırık tasarımları daha küçük ve taşınabilir (veya uzaktan) uygulamaları powered akü için iyi bir uyum yapma, daha düşük güç (sadece 1,3 mAmaks besleme akımı) sunmaktadır.



Şekil 10.5 AD620 (analog, 2016)



Şekil 10.6 AD620 medikal sistemlere uygulaması (analog, 2016)

8.2.3 AD620 ve CA3140 Opamp Özellikleri

KULLANMASI KOLAY

Bir Harici Dirençli Kazanç Seti

(Kazanç Aralığı 1 10.000)

Geniş Güç Kaynağı Aralığı (2.3 V 18 V $\pm \pm$)

Üç daha yüksek performans

Op Amp IA Tasarımları

8-Kurşun DIP ve SOIC Ambalaj mevcuttur

Düşük Güç, 1.3 mAmAmax Tedarik

MÜKEMMEL DC PERFORMANS

50 mVmax, Giriş Ofset Gerilimi

0.6mV / ° C max, Giriş Ofset Drift

1.0 nAmAmax, Giriş Eğilim Akım

100 dBmin Ortak Mod

Reddetme Oranı (= 10 G)

DÜŞÜK GÜRÜLTÜ

9 nV / $\sqrt{\text{Hz}}$, 1 kHz @, Giriş Gerilimi Gürültü

0.28 mVpp Gürültü (0,1 Hz 10 Hz)

MÜKEMMEL AC ÖZELLİKLER

120 kHz Bant genişliği (= 100 G)

% 0.01 Time Yerleşmesi 15 us

Genel olarak OP-AMP, çok yüksek kazançlı bir DC yükselteçtir. OP-AMP ile hemen hemen yapılamayacak devre yok gibidir.

Kazancı çok fazladır. (Örneğin, 200.000)

Giriş empedansı çok yüksektir. (5 M Ω)

Çıkış empedansı sıfıra yakındır.

Band genişliği fazladır. (1MHz)

Girişe 0 Volt uygulandığında, çıkıştan yaklaşık 0 Volt elde edilir.

10.3 Dirençler

Direncin kelime anlamı, bir şeye karşı gösterilen zorluktur. Devre elemanı olan dirençte devrede akıma karşı bir zorluk göstererek akım sınırlaması yapar. Elektrik enerjisi direnç üzerinde ısıya dönüşerek harcanır.



Şekil 10.7 Direnç çeşitleri (teknokoliker, 2016)

Direncin birimi "Ohm" 'dur. Ohm 'un ast katları; pikoohm, nanoohm, mikroohm, miliohm, üst katları ise; kiloohm, megaohm ve gigaohm 'dur.

Dirençler devrelerde, Devreden geçen akımı sınırlayarak belli bir değerde tutmak, Devrenin besleme gerilimini bölüp küçülterek diğer elemanların çalışmasını sağlamak, Hassas devre elemanlarının yüksek akımdan zarar görmesini engellemek, Yük (alıcı) görevi yapmak ve Isı enerjisi elde etmek gibi amaçlarla kullanılır.

10.3.1 Sabit Dirençler

Sabit dirençler kullanılan malzeme cinsine göre üçe ayrılır:

Karbon dirençler, Telli dirençler, Film dirençler (İnce film dirençler, Kalın film ve metal film dirençler)

10.3.1.1 Karbon Karışımı Dirençler

Karbon karışımı veya karbon direnç, toz halindeki karbon ve reçinenin ısıtılarak eritilmesi yolu ile elde edilir. Karışımdaki karbon oranı direncin değerini belirler. Büyüklüklerine göre $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{2}$, 1, 2, 3 W / 1Ω dan $22 M\Omega$ 'a kadar değerlerde üretilirler. Bu tür dirençlerin değer hassasiyetleri %5-%20 aralığındadır. Halen en yaygın kullanılan türdür.

Nikel-krom, nikel-gümüş gibi alaşımlardan tellerin genellikle seramik gövde üzerine bir veya iki katlı olarak sarılması ve üzerlerinin yalıtkan bir malzeme ile kaplanması sureti ile üretilirler. Sabit veya ayarlanabilen biçimlerde olabilirler. Ayarlı tiplerde bir hat boyunca tellerin üzerindeki yalıtkan kazınır. Genellikle 10 Ω ile 100 k Ω arasında 30 W'a kadar güçlerde üretilirler.

Telli dirençler yüksek güç gerektiren uygulamalarda kullanılırlar. Tellerin çift katlı sarılmasıyla endüksiyon etkisi yokedilebildiğinden yüksek frekans devrelerinde de tercih edilirler.

10.3.1.2 Film dirençler

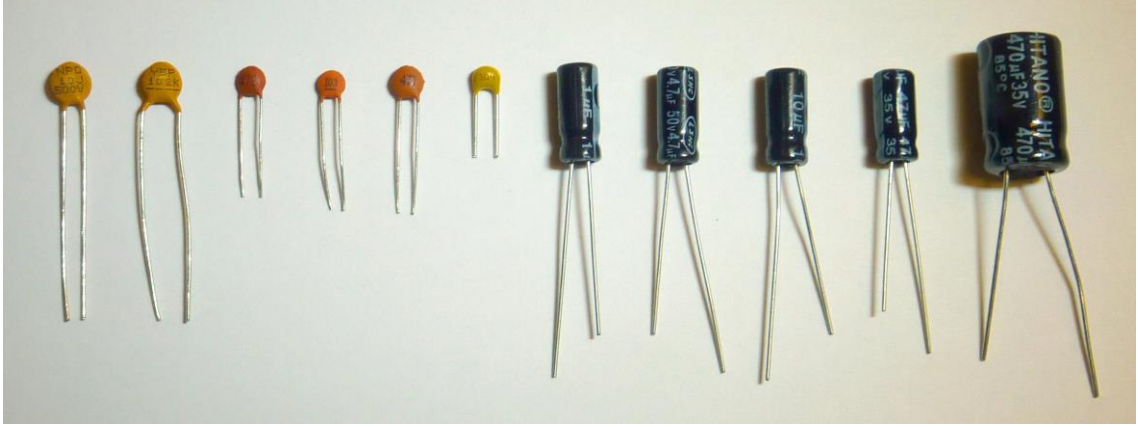
Film dirençler; cam veya seramik gibi yalıtkan bir taşıyıcı üzerine ince bir tabaka direnç malzemesi olarak üretilirler. Film kalınlığına göre: İnce ve kalın film dirençler olarak sınıflandırılırlar.

10.3.1.3 Tel Sarımlı (Taş) Dirençler

Ayarlı dirençler, direnç değerinde duruma göre değişiklik yapılması veya istenilen bir değere ayarlanması gereken devrelerde kullanılırlar. Karbon, telli ve kalın film yapıda olanları vardır.

10.4 Kondansatörler

Kondansatörler elektrik yüklerini kısa süreliğine depo etmeye yarayan devre elemanlarıdır. Kondansatörlerin sembolü C , birimi ise faraddır.



Şekil 10.8 Kondansatör çeşitleri (Peter Mathys, 2014)

Kondansatörler yapısal olarak iki iletken levha arasına konulmuş bir yalıtkandan oluşur. İletken levhalar arasında bulunan maddeye elektriği geçirmeyen anlamında dielektrik adı verilir. Kondansatörlerde dielektrik madde olarak; mika, kağıt, polyester, metal kağıt, seramik, tantal vb. maddeler kullanılabilir. Elektrolitik ve tantal kondansatörler kutupludur ve bu nedenle sadece DC ile çalışan devrelerde kullanılabilirler. Kutupsuz kondansatörler ise DC veya AC devrelerinde kullanılabilir. Kondansatörlerin elektrik depolama kapasitesi; plakaların yüzey alanına, plakalar arasındaki uzaklığa ve kullanılan dielektrik maddenin cinsine bağlı olarak değişir. Kondansatörler elektriği piller gibi uzun süre depolayamaz, herhangi bir devreye bağlı olmasalar da zamanla boşalırlar.

11. SONUÇ

Planlamalarımızın sonucunda bitirme 2 projemi tamamladım.

11.1 Proje Aşamaları ve Devrenin Hazırlanması

Bu bölümde projenin adım adım hazırlanma aşaması ve bilgiler içermektedir.

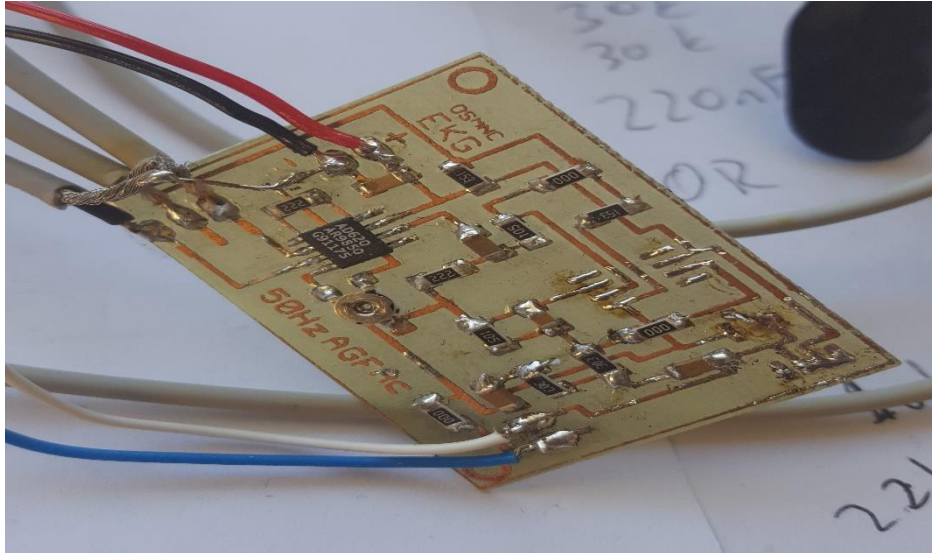
3 Aşamadan oluşuyor.

1. Ekg devresi ve hazırlanması
2. Arduino programlanabilir kartın programlanması (Ek-1 ve Ek-8 Şekil 18)
3. Ekg elektrot yerleşimi ve giyilebilir teknolojiye uyarlanması
4. Yeni ekg devresi ve yerleşimi
5. Android programlanması

11.1 Deneyisel çalışma

11.1.1 Kullanılan malzemeler

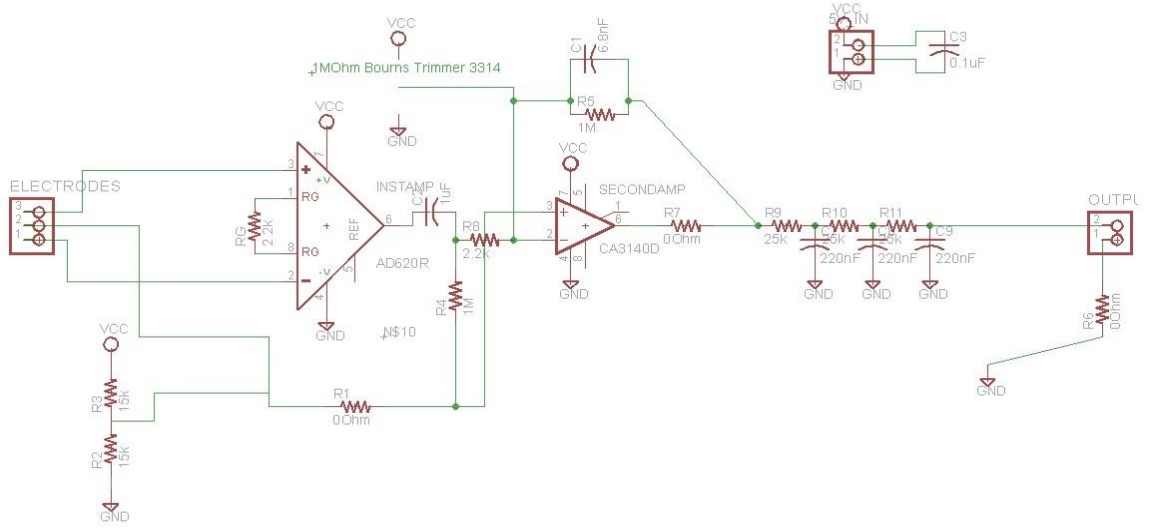
INA128 filtre, AD620 ve CA3140 opamp, dirençler, 10 nf ve 6.8pF kondansatör, Ekg yüzey elektrot probu, 9V pil, arduino genuino uno programlanabilir kart.



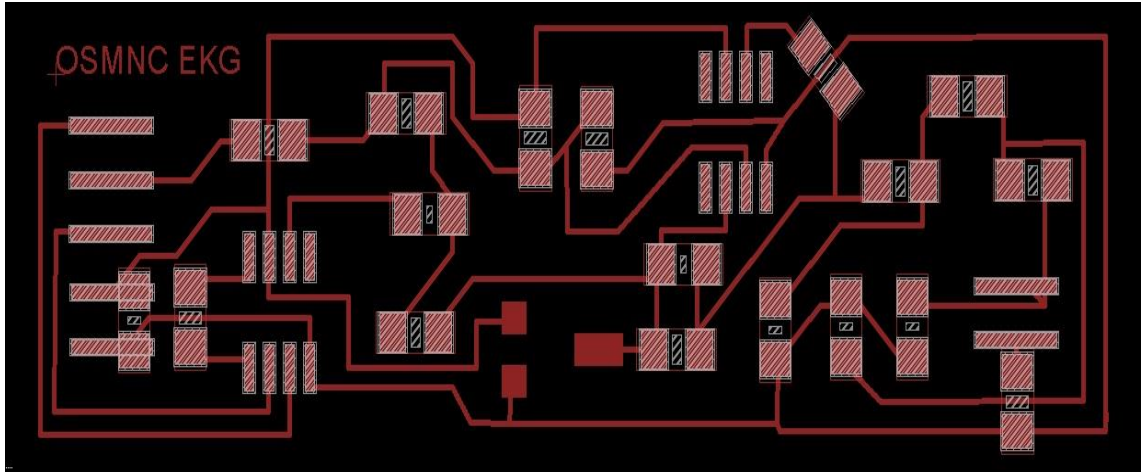
Şekil 11.1 Deneyisel ekg kartı

11.1.2 EKG DEVRESİ

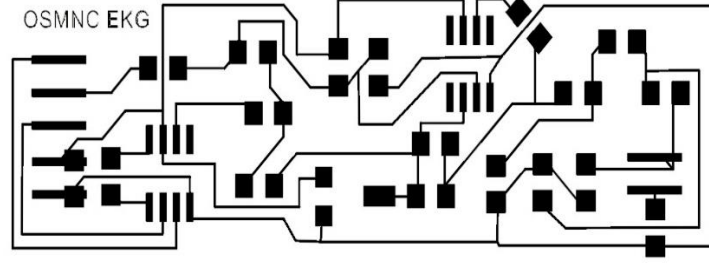
Ekg devremiz eagle programında çizildi ve yine baskı devresi hazırlandı.



Şekil 11.2 Ekg devresinin Eagle programındaki çizimi



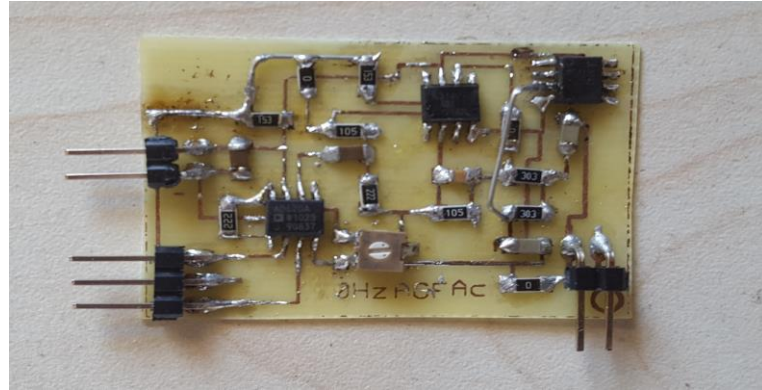
Şekil 11.3 : Ekg Devresinin ilk baskı devre görünüşü



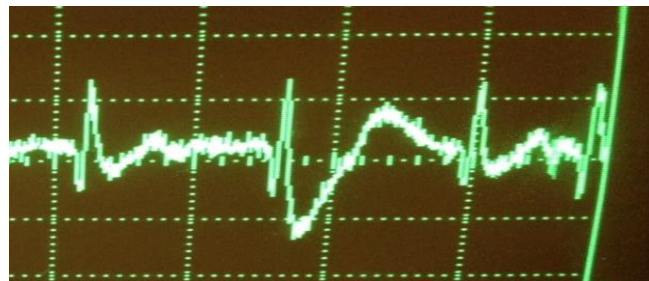
Şekil 11.4 : Ekg Devresinin en son baskı devre görünüşü

11.1.3 Sonuç

Devreyi tamamen assembly devre elemanlarıyla tasarladık yalnız devrenin 10cm gibi küçük boyutta olmasının dezavantajı ise dış faktörlerden etkilenme ve ekg sinyalini gürültülü bir şekilde göstermesi olmasından dolayı tasarımı değiştirmeye uygun gördüm.



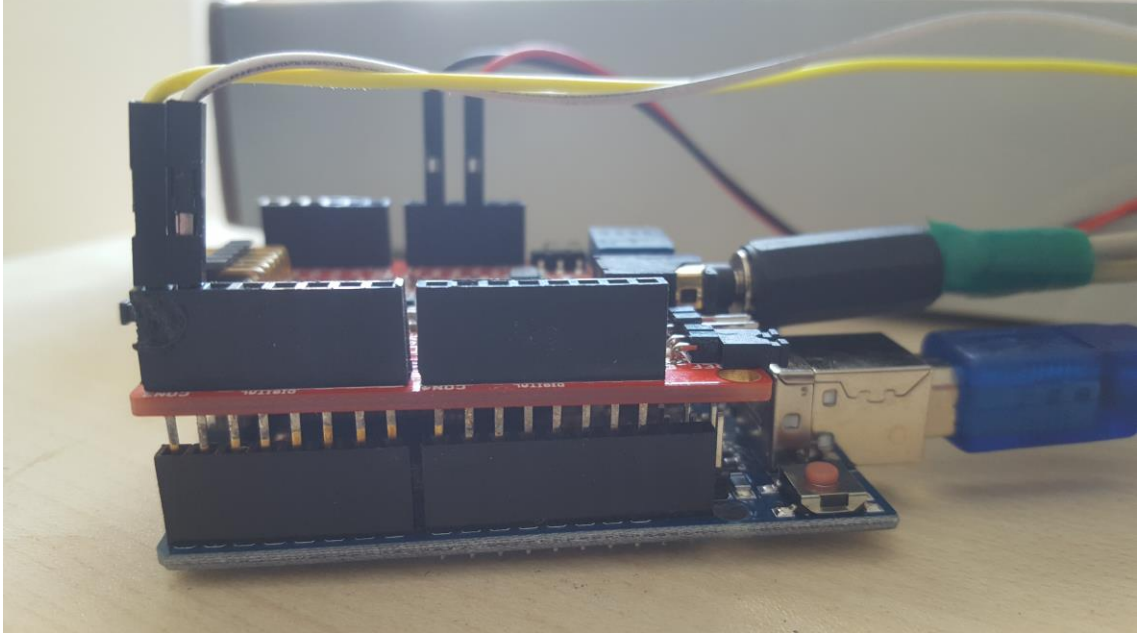
Şekil 11.5 Devre kartı



Şekil 11.6 Gürültülü ekg sinyali

11.2 Arduino programlanması

Ekg devresi arduino ile tümleşik bir yapıya sahip, devrenin arduino kodu ekte belirtilmiştir.



Şekil 11.7 Tümleşik Arduino ve Ekg devresi

11.3 Ekg Elektrotlarının Yerleşimi Ve Giyilebilir Teknolojiye Uyarlanması

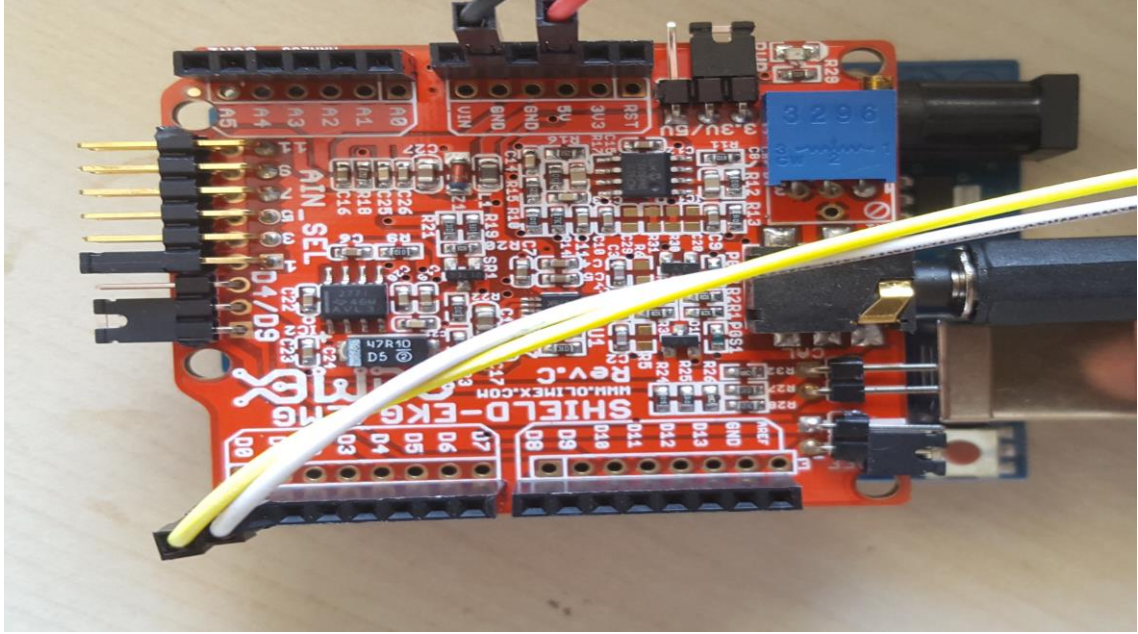
Giyilebilir tasarımın en son hali, etrafına yerleştirilmiş ekg ve arduino devresinin ön yüzeye montajlanmış halidir.



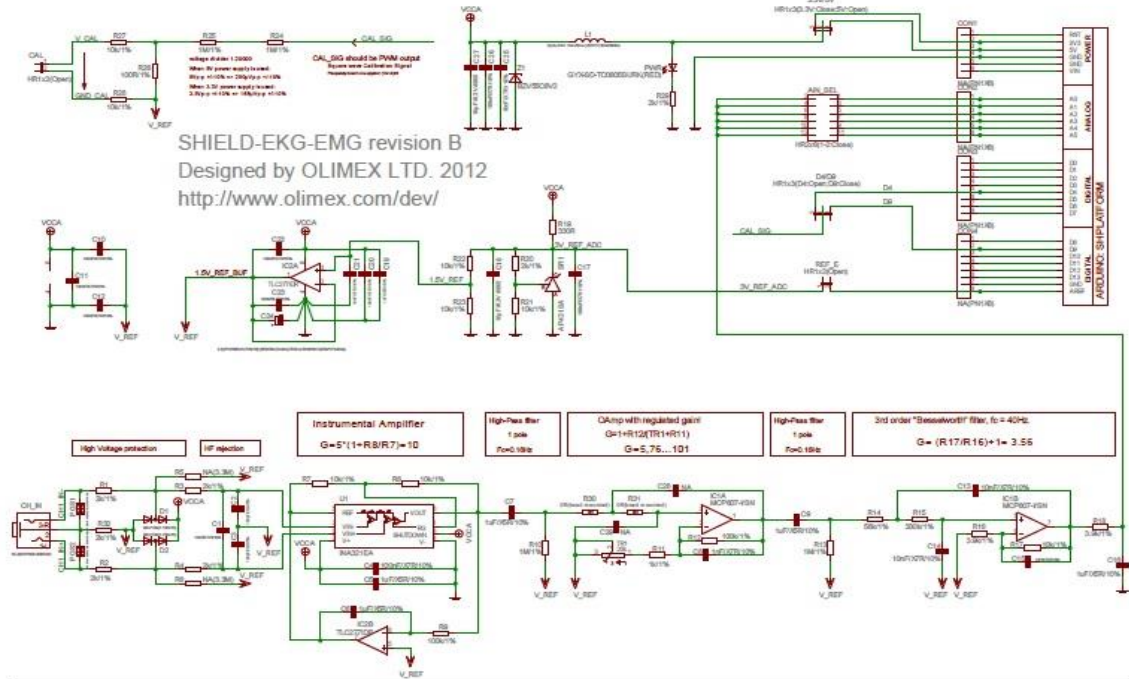
Şekil 11.8 : Giyilebilir ekg yerleşimi

11.4 Yeni ekg devre tasarımı ve yerleşimi

Sinyal ve gürültülerin azaltılmış olduğu olimex ekg kullanmayı uygun gördüm ve çıktı verileri devrenin çalışan halinde gürültü gidermede oldukça memnun ediciydi.



Şekil 11.9 Olimex ekg shield



Şekil 11.10 Ekg devresi blog diagramı



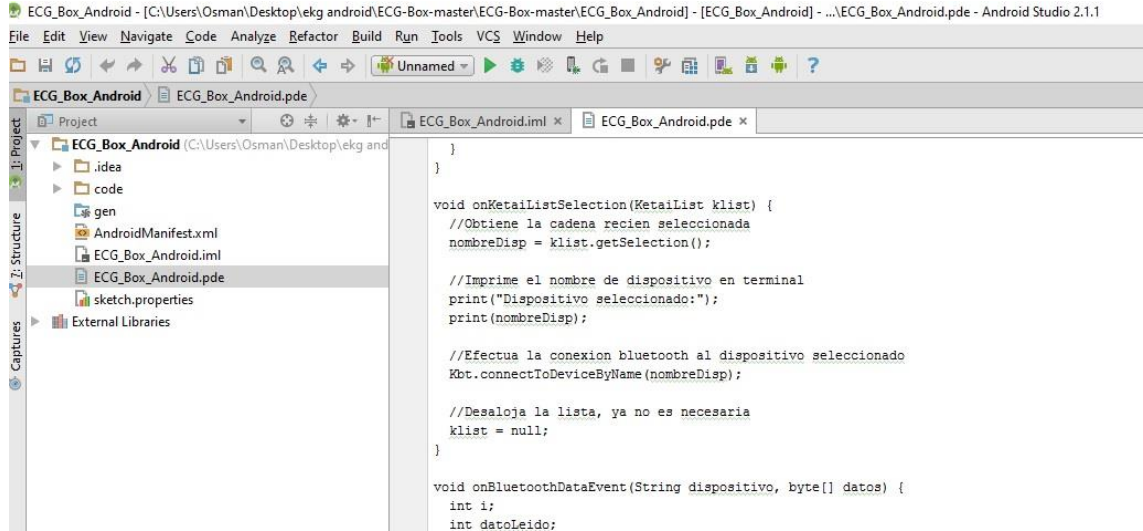
Şekil 11.11 Program çıktısı



Şekil 11.12 Projenin son hali

11.5 Android programlaması

Programlama için Android Studio programını kullandım, kaynak dosyalar olarak ise (vsquarez, 2015) kodlarını kullandım ve kaynakta açıkça belirttim.



Şekil 11.13 Android programlanması

11.6 Geliştirilebilir çalışmalar

Nanoteknoloji ile bu sistem avuçiçi boyutuna kadar küçültülebilir, yakın zamanda giyilebilir teknoloji olarak birçok cep firması gear serileri çıkartıp puls ölçen saatler piyasaya sürmüştür. Bundan sonraki aşama ise implant olarak yerleştirilebilen askeri projelerin olması muhtemel.



Şekil 11.14 Geliştirilebilirlik

12.KAYNAKÇA

Acartürk, E., 1998, Pratik elektrokardiyografi, Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 3-25

Analog, 2016 <http://www.analog.com/en/products/amplifiers/instrumentation-amplifiers/ad620.html#product-overview>

Anonymous, 2010, Codeblue: wireless sensors for medical care [online], Massachusetts, Harvard University, <http://fiji.eecs.harvard.edu/CodeBlue> [Ziyaret Tarihi: 21 Mayıs 2010].

Asist. Dr. Sevcan Boztaş, 2015 Elektrokardiyografi
www.ailehekimimedicine.ankara.edu.tr/files/2015/02/Elektrokardiyografi.pdf

Boylestad,R. ve Nashelsky, L., 2002, Elektronik Elemanlar ve Devre Teorisi, Coşkun, İ., Milli Eğitim Basım Evi, İstanbul, 719-729

Devre parçaları ve özellikleri <http://www.analog.com/en/products>

Digikey, 2016 <http://www.digikey.com/product-detail/en/intersil/CA3140E/CA3140E-ND/33084>

Dr. Mehmet Öz, Nisan 2010
<http://www.posta.com.tr/PostaKarnaval/YazarHaberDetay/Olumcul-onemdeki-uyku-apnesi-nasil-tedavi-edilir-.htm?ArticleID=25581>

Edminister, J.A. ve Nahvi, M.,1999, Theory and problems of electric circuit, Aydemir, M. T. ve Nakiboğlu K. C., Nobel Yayın, Ankara, 60-74

Ekiz, H., 2003, Mantık devreleri: sayısal elektronik, Değişim Yayınları, Adapazarı ,1-5

Fidan, U., 2006, Biyolojik işaretlerin kablosuz iletimi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 15-54

Fulford-Jones, T.R.F., Wei, G.Y., Welsh. M., 2004, A portable, low-power, wireless two-lead EKG system, Proceedings of the 26th annual international conference of the IEEE EMBS, San Francisco, 2141-2144

Guyton, A.C. ve Hall J.E. 2007. Textbook of Medical Phsiology, Çavuşoğlu H., ve Yeğen B.Ç., Elsevier Inc., Pennsylvania, 103-129

Giyilebilir EKG Uygulaması ve Kullanılabilir Kablosuz İletişim Teknolojilerinin Karşılaştırılması www.ab.org.tr/ab12/bildiri/

Google Akademik https://scholar.google.com/schhp?hl=tr&as_sdt=0,5

Jenkins, D., 2009, A (not so) brief history of electrocardiography [online], Auckland, <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>

Megep Ankara 2011

http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Monit%C3%B6rize%20Etme.pdf

Okyar, M., 2006, Yaşasın kalbiniz, Deniz Basım Evi Müdürlüğü, İstanbul, 8-10

Peter Mathys, Spring 2014

<http://ecee.colorado.edu/~mathys/ecen1400/labs/capacitors.html>

Sezgin, A., 2006, Hücre içi kayıt sisteminin kurulması ve denenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 10-12

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, 22-38

Soydan, İ. Ve Terek, A., 1992, Klinikte elektrokardiyografi, Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir, 23-27

Texas Instruments, 2016 <http://www.ti.com/product/INA128/datasheet>

TMMOB Elektrik Mühendisler Odası <http://www.emo.org.tr/>

Türkiye Aile Hekimliği Dergisi 2008;12(2):65-69, Feyzi Elez · Mehmet Ömür <http://www.turkailehekderg.org/makaleler/surekli-tip-egitimi/obstruktif-uyku-apnesi-sendromu/>

Türker, G.F., Kutlu, A., “Araçlarda On Board Diagnostic Sistem ve Cihaz Uygulamaları ”, Akademik Bilişim Konferansı, Mersin, 2014

Tüik

<http://www.tuik.gov.tr/Start.do;jsessionid=Ck9hWQvT2QTMnQL1c2LTwWpRl8dNyFc7Ynhh1dJJ1pNK5Qqc72ys!-1294224665>

Uçak, D., 2000, Elektrokardiyografi, *Nobel Tıp Kitapevleri*, İstanbul, 32-65

Uzm. Dr Burak Uzel Kardiyolog Dr Erol Sağatlı'yı ağırlıyor 19 Mayıs 2015

<https://www.youtube.com/watch?v=7r0DkOpEK1Y>

Vsquarez, 2015 <https://github.com/vsquared/ecg>

Yazgan E. ve Korürek M., 1995, Tıp Elektroniği, *İTÜ*, İstanbul, 1.3-4.19

Wagner, G. S., 2003, Marriott's Practical Electrocardiography, Dursun A.N., *Lippincott Williams&Wilkins*, İstanbul ,15-50

13.EKLER

EK – 1

Arduino program kodu

```
//Arduino uno ve olimex ekg sistem kodu

#include <MicroView.h>
#include <SoftwareSerial.h>

// bluetooth bağlantı seri portu
SoftwareSerial serieBT(2, 3);

//tanımlı pin
int pinEntradaAnalogA = 0;
int pinLoMen = 6;
int pinLoMas = 5;

//Geometrik parametreler
const byte anchoPantalla = 64;
const byte altoPantalla = 48;
const byte mascaraAncho = 0x3F; //Decimal 63

//Okumalar ve dairesel tampon
word lecturas[anchoPantalla];
//Posicion a escribir en el buffer
byte pLectura = 0;

const int adc33 = 3.3 / 5.0 * 1023;

void setup() {
    byte i;
```



```

pinMode(pinLoMen, INPUT);
pinMode(pinLoMas, INPUT);

Serial.begin(9600);
uView.begin();
serieBT.begin(9600);

//Başlangıçtaki tampon okumaları temizleme
for (i=0; i<anchoPantalla; i++)
    //El valor por defecto es la posicion que deberia dibujarse
    //al leerse 3.3V divididos entre 2 (1.65V), pero se resta
    //el factor de la unidad (se invierte verticalmente) dado
    //que la pantalla tiene coordenadas ascendentes hacia abajo
    lecturas[i] = (altoPantalla-1) * (1.0 - 3.3 / 5.0 / 2.0);
}

void loop() {
    byte i;
    byte pLecturaDib1, pLecturaDib2;
    int datoADC;
    int dato8bit;
    byte datoSerie;

    //Si cualquiera de las puntas se desconecta, ignorara la
    //lectura y asumira dato "cero" (en realidad tomara la
    //mitad del rango de entrada de 3.3V)
    if (digitalRead(pinLoMen) == 1 || digitalRead(pinLoMas) == 1)
        datoADC = adc33/2;

```

```

else

    datoADC = analogRead(pinEntradaAnalog);

    //Envia el dato via Bluetooth

    dato8bit = map(datoADC, 0, adc33, 0, 255);
    dato8bit = constrain(dato8bit, 0, 255);
    datoSerie = dato8bit;

    serieBT.write(datoSerie);

    Serial.write(datoSerie);

    //Toma la siguiente lectura y la mapea del rango del ADC
    //al rango vertical de la pantalla
    lecturas[pLectura] = map(datoADC, 0, 1023, altoPantalla-1, 0);
    //Restringe la lectura, en caso se salga de los confines de
    //la pantalla
    lecturas[pLectura] = constrain(lecturas[pLectura],
                                    0, altoPantalla-1);

    //Limpia el framebuffer e inicia el proceso de dibujado
    uView.clear(PAGE);
    for (i = 0; i < anchoPantalla-1; i++) {
        //Obtiene la posicion del siguiente dato de buffer. Notese
        //que se inicia desde el dato que ira despues de la posicion
        //de lectura, el cual, por ser el mas viejo, no solo sera
        //sobre escrito en la siguiente iteracion, sino que ademas
        //sirve como punto de partida para iniciar el grafico.
        pLecturaDib1 = (pLectura + 1 + i) & mascaraAncho;
    }

```

```

//Nota: La mascara AND permite hacer las operaciones de
//recorte con mas eficiencia que si se usara modulo (%)

//El dato que sigue se obtiene incrementando y recortando
//tambien
pLecturaDib2 = (pLecturaDib1 + 1) & mascaraAncho;

//Se dibuja una linea entre los 2 puntos
uView.line(i, lecturas[pLecturaDib1],
           i+1, lecturas[pLecturaDib2]);
}

//Imprime un mensaje en la parte superior de la pantalla
uView.setCursor(0, 0);
uView.print("ALSW");

//Despliega el contenido del frame buffer
uView.display();

//Una vez terminado el dibujado, apunta a la siguiente
//posicion en el buffer circular
pLectura++;
//La posicion del buffer reinicia si llega al final
if (pLectura >= anchoPantalla) pLectura = 0;

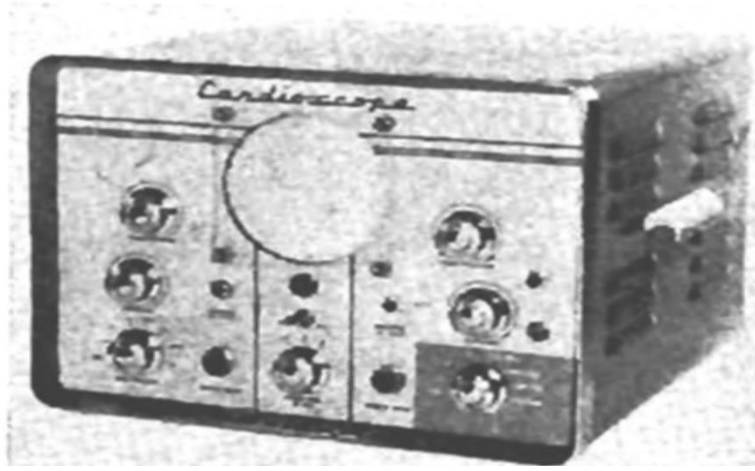
//Se temporiza la animacion
delay(10);
}

```

EK – 2



Şekil 12 : İlk modern ekg cihazı fiyatı \$395 (1950)



Şekil 13 : 1970te üretilen ekg, daha az kiloya sahip



Şekil 14 : BurdickCS-625 Memory Monitor ilk dijital ekranlı ekgdir.



Şekil 15: Siemens Sirecust404-1 entegres ayısal bilgilerle monokrom ekrana sahiptir.

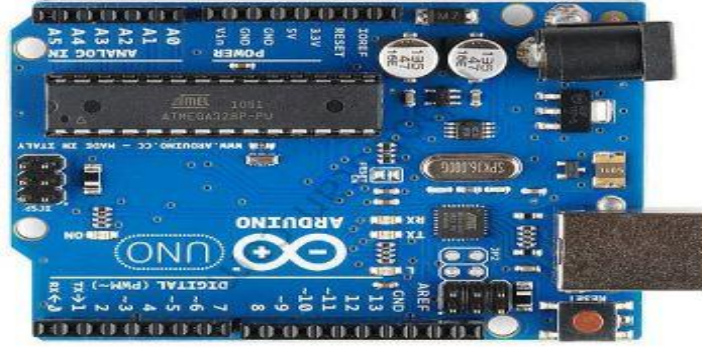


Şekil 16 :Spacelabs PCExpress taşınabilir monitör altta yerleştirilen iki parametre modülü var.



Şekil 17: Schiller ekg üretim yılı 2014

Ek – 3



Şekil 18: Arduino Programlanabilir kart