



TAŞINABİLİR ELEKTROKARDİYOĞRAFI CİHAZI YAPIMI

**YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜNE
SUNULAN BİTİRME PROJESİ RAPORU**

**İLKE ARSLAN
FURKAN TANKUT**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ
LİSANS PROGRAMI**

LEFKOŞA, 2018

**TAŞINABİLİR ELEKTROKARDİYOĞRAFI
CİHAZI YAPIMI**

**YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜNE
SUNULAN BİTİRME PROJESİ RAPORU**

**İLKE ARSLAN
FURKAN TANKUT**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ
LİSANS PROGRAMI**

LEFKOŞA, 2018

BİLDİRGE

Tarafımızdan hazırlanıp huzuruza sunulan tez içerisinde intihal yapılmadığını, çalışmalarımızın tamamıyla edindiğimiz bilgiler doğrultusunda olduğunu bilgilerinize arz ederiz.

İsim- Soyisim:

İmza:

Tarih:

İsim- Soyisim:

İmza:

Tarih:

TEŞEKKÜR

Elektrokardiyograf (EKG) adı ile bilinen bu projede kalpte meydana gelebilecek problemleri teşhis etmede kullanılan EKG cihazının, maliyetini düşürmek ve enerji tüketimini azaltmak hedeflenmiştir.

Bu çalışmayı hazırlama ve uygulama aşamasında bizden desteklerini eksik etmeyen Bölüm Başkanımız Doç. Dr. Terin Adalı'ya proje danışmanımız Arş. Gör. Aziz Rasim Yusuf hocamızın bize verdiği öneriler ve eleştiriler sonucu, inovasyona yönelip farklı bir proje ortaya çıkartmamıza yardımcı olduğu için, yazılım ve devre konusunda yardımcı olan İstanbul/Kartal Yakacık Anadolu Teknik Lisesi Biyomedikal Cihaz Teknolojisi bölümünden Ali Elieyioğlu hocamıza, Kocaeli Üniversitesi Biyomedikal Cihaz Teknolojisi Bölüm Başkanı Yakup Kösem hocamıza çok teşekkür ederiz. Projemiz için yazılım ve devre temeli konusunda her türlü yardımda bulunan Deniz Kuvvetleri Komutanlığı İstanbul Tersanesi 67. Elektronik Fabrikası çalışanlarına ayrıyeten çok teşekkür ederiz.

Hayatımız boyunca her konuda bize her türlü maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ailelerimize sonsuz saygı ve sevgilerimizi sunarız.

ÖZET

Elektrocardiogram (ECG) olarak bilinen bu cihaz kalp rahatsızlıklarının teşhis edebilmek için kullanılmaktadır. ECG'de gördüğümüz sinyaller kalbin elektriksel aktivitesi sonucu oluşan, deri yüzeyinden elektrotlarla ölçülebilen biyopotansiyel sinyallerdir. Kalpten alınan sinyaller ile dakikadaki atım sayısını, fizyolojik hareketlerini ve durumunu görsel olarak gösterir. Deri yüzeyinden alınan sinyaller 1mV civarındadır, buda sinyal işlemeyi zorlaştırır. Deri yüzeyinden elektrotlar aracılığı ile alınıp EKG Shield'e gelen sinyal kartın içinde barındırdığı yükselteçler sayesinde EKG sinyali yükseltilir. Elektrotlar aracılığı ile alınıp EKG Shield'e gelen deri yüzeyinden alınan sinyalde sadece kalp sinyalleri değil, ortam gürültüsü, kas sinyalleri, beslemedeki gürültü ve hastanın ani hareketinden kaynaklanan oluşan gürültü sinyalleride yükseltilir. EKG shield bu artefaktları temizleyebilmektedir. Yapmış olduğumuz bu projede hasta vücuduna cihazı elektrotlar aracılığı ile bağlayarak kalbin elektriksel aktivitesinin üretmiş olduğu QRS sinyalini anlık olarak TFT LCD ekranımız ile görebilmekteyiz. Ayrıca hasta cihazın kayıt etme özelliğini kullanarak QRS sinyallerini kaydedip doktora Excel formatını göndererek herhangi bir ritim bozukluğunda doktorun teşhis etmesi daha hızlı olacak ve erken müdahale sayesinde Cardio Arrest durumunun önüne geçilebilmektedir. Yapmış olduğumuz bu proje aynı zamanda EKG Holter olarak ta kullanılabilir.

Anahtar kelimeler: EKG, ARDUINO, OLİMEX, SHİELD, TFT, LCD, TOUCH, SCREEN

İÇİNDEKİLER

BİLDİRGE	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
ŞEKİL LİSTESİ	vi
TABLO LİSTESİ	vii
KISALTMA VE SEMBOL LİSTESİ	viii
MALZEME LİSTESİ.....	ix
BÖLÜM 1 GİRİŞ	1
1.1. EKG Sinyallerinin Oluşumu ve Özellikleri	2
1.1.1. Kalp ve Anatomik Yapısı	2
1.1.2. Kalp ve Dolaşım Sistemi	3
1.1.3. Kalbin Elektriksel İletim Sistemi ve EKG İşaretlerinin Oluşumu	5
1.1.4. EKG Sinyalinin Ölçüm Yöntemleri	8
1.1.5. Derivasyonlar	8
1.1.6. EKG Elektrotları	11
1.1.7. Elektrot Çeşitleri	12
BÖLÜM 2 TASARLANAN CİHAZDAKİ TÜM DEVRELERİN TANITIMI.....	15
2.1. Veri Algılama Bölümünde Kullanılan Malzemeler.....	16
2.1.1.Olimex EKG Shield	16
2.2. Veri İşleme Bölümü.....	24
2.2.1. Arduino	24
2.3. Veri Gösterme Bölümü.....	26
2.3.1. 2.8” TFT Dokunmatik Ekran	26
BÖLÜM 3 EKG CİHAZININ YAZILIMI	30
BÖLÜM 4 SONUÇ	33
KAYNAKÇA	34
EK.....	35
5.1. EK-1 Devre Şemaları.....	35
5.2. EK-2 Devrenin Yapılış Aşamasında Çekilen Fotoğraflar	36

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. Kalbin Yapısı	2
Şekil 2. Kalp ve Dolaşım Sistemi.....	3
Şekil 3. Kalbin İç Yapısı	4
Şekil 4. Kalp Hareketlerinin Oluşturduğu Elektriksel Sinyaller	5
Şekil 5. EKG Sinyalinin Oluşum Aşamaları	6
Şekil 6. EKG İşareti	7
Şekil 7. Kardiyak düzlemler 3 Eksende İncelenir	8
Şekil 8. Kalbin Elektriksel Eksenini.....	8
Şekil 9. Einthoven Üçgeni.....	9
Şekil 10. Bipolar Derivasyon Bağlantı Çeşitleri	9
Şekil 11. Ünipolar Derivasyon Bağlantısı.....	10
Şekil 12. Elektrot ile biyoelektrik sinyallerinin ölçüm düzeni	11
Şekil 13. Metal Plaka Elektrot.....	12
Şekil 14. Emici Düzenli Elektrot.....	12
Şekil 15. Gezici Türden Elektrot.....	13
Şekil 16. Bükülebilir Elektrot.....	13
Şekil 17. Kuru Elektrot.....	14
Şekil 18. Tek Kullanımlık Elektrot	14
Şekil 19 Tasarlanan Devre	15
Şekil 20 Olimex EKG Shield	16
Şekil 21 Kalibrasyon Soketinin Devre Şeması	18
Şekil 22 Elektrot Jakının ve Soketinin Şemaları	18
Şekil 23 EKG Shield Açık Devre Şeması	19
Şekil 24 Yüksek Voltaj Koruması Devre Şeması	20
Şekil 25 Enstrümantasyon Yükseltecinin Devre Şeması	20
Şekil 26 Yüksek Geçiren Filtre Devre Şeması.....	21
Şekil 27 MCP607 Çift İşlemsel Yükselteç Devresi	22
Şekil 28 MCP607 Bacak Bağlantıları ve İsimleri	23
Şekil 29 BesselWorth Filtresi Devre Şeması	23
Şekil 30. Arduino Pin İsimleri.....	25
Şekil 31. 2.8” Dokunmatik Ekranın Farklı Açılardan Görüntüsü	26
Şekil 32 2.8" Touch LCD Arka Görüntüsü	27
Şekil 33 2.8" Touch LCD Şeması	28
Şekil 34 Touch LCD Ardıuno Bağlantısı ve Devre Şeması.....	29
Şekil 35 EKG Shield Devre Şeması.....	35
Şekil 36 Devreyi Breadboard Üzerinde Deneme	36
Şekil 37 Devreyi Korumak İçin Kasa Tasarımı	37
Şekil 38 Arduino Üzerine Ek Bağlantı Çalışması	37
Şekil 39 Devrenin Kasaya Koyulmamış Hali	38
Şekil 40 Devrenin Son Hali.....	38

TABLO LİSTESİ

Tablo 1. EKG Sinyalinin Kaynakları	7
Tablo 2. EKG Dalgalarının Oluşum Süreleri	7
Tablo 3 Olimex EKG Shield Pinleri	17
Tablo 4 Touch LCD Elektriksel Özellikleri	27
Tablo 5 Touch LCD Pin Karşılıkları	28

KISALTMA VE SEMBOL LİSTESİ

SA	Sinoatriyal Düğüm
AV	Atrioventriküler Düğüm
EKG	Elektrokardiyogram
CMRR	Ortak Modu Bastırma Oranı
LCD	Likit Kristalli Ekran
mV	Mili Volt
Kg	Kilogram
O₂	Oksijen
CO₂	Karbondioksit
mmHg	Milimetre Cıva
Hz	Hertz
KHz	Kilo Hertz
μA	Mikro Amper
KΩ	Kilo Ohm
MΩ	Mega Ohm
Ag	Gümüş
AgCl	Gümüş Klorür
Ac	Ortak Mod Kazancı
Ad	Farksal Mod Kazancı

MALZEME LİSTESİ

- Arduino Uno
- Adafruit TFT LCD Dokunmatik Ekran
- Olimex EKG Shield
- EKG Prob Kabloları
- Devrede İletim İçin Kablolar (Erkek- Erkek, Erkek-Dişi)
- Dişi Soket
- Power Jackı
- 9V Güç Kaynağı

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Günümüzde obez yaşam ve diğer nedenlerden dolayı birçok kalp rahatsızlıkları ortaya çıkmıştır. Bu kalp rahatsızlıklardan dolayı insanlar umutsuzca hayatlarını kaybetmektedir. Bu rahatsızlıklardan oluşan ölümlerin önüne geçmek için EKG olarak bilinen Elektro Kardiyo Graf cihazı tasarlanmıştır. Bu cihaz ile kalpte oluşan elektriksel aktiviteler çok rahat gözlemlenir. Bu cihaz ile gözlemlenen elektriksel aktiviteler sayesinde kalbin fonksiyonlarında oluşan rahatsızlıklar önceden tespit edilip gerekli tedbirler alınabiliyor. EKG cihazı ile kalbin akış hızını, basıncını ve miktarını rahat ve kolay bir şekilde ölçülebilmektedir. EKG cihazı poliklinik, sağlık ocağı, acil servis, ambulans ve hastaneler gibi kurumların yoğun bakım ünitelerinde ve ameliyathanelerinde kalbin izlenimi ve rahatsızlığın belirlenmesi için kullanılıyor. EKG cihazı aynı zamanda elektronik darbe düzenleyici (pacemaker), elektriksel darbe üretici (defibrilatör), kalp akciğer makinaları gibi kalbin çalışmasına veya fonksiyonlarına yardım eden cihazların fonksiyonlarını yerine getirmesi için ön algılama birimini oluşturmaktadır. EKG cihazı ile kalp ameliyatlarının güvenli bir şekilde yapılmasına yardımcı olmaktadır. EKG sinyallerinin incelendiği zaman dolaşım sisteminde oluşan herhangi bir düzensizliğin teşhis edilmesini kolaylaştıracaktır. Bu sinyalleri izlemek için elektrokardiyografi cihazları geliştirilmiştir. Bu cihazlar kalp tarafından üretilen biyopotansiyel sinyaller, insan vücuduna zarar vermeyen metotlar ile deri yüzeyinden algılayarak kalbin fizyolojik durumu görülür ve incelenebilir.

Taşınabilir elektrokardiyografi cihazı olarak da bilinen bu projede vücuda yerleştirilen elektrotlar yardımı ile kalbin üretmiş olduğu elektriksel sinyaller algılanır, yükseltilir, filtreler yapılır ve ARDUINO ile LCD ekranda sürekli olarak gösterilmesi planlanmıştır.

Elektrokardiyografi, kalp kasında ve sinirsel iletim sisteminde oluşan elektriksel aktiviteleri kaydeder. Kayıt ile elde edilen grafiğe elektrokardiyogram (EKG) ve bu işlem için kullanılan alete de elektrokardiyograf denir. Kalbin elektriksel aktivitesi sırasında oluşan potansiyel değişiklikler, kalp çevresindeki olan dokular ve kan yardımı ile tüm vücuda aynı anda yayılır. Oluşan bu sinyalleri algılamak için vücudun çeşitli yerlerine elektrotlar koyulur. Bu sensörlerden elde edilen elektriksel sinyaller yükseltilir, filtrelenir ve kaydedilir. EKG sinyali birçok kalp problemlerinin erken teşhisinde kullanılmaktadır. Örneğin, hızlı kalp atışı (taşikardiya), yavaş kalp atışı (bradikardiya), kapakçık sızdırması (murmur), arterio megali, arteroskleroz gibi kalp problemlerin teşhisinde EKG cihazları kullanılmaktadır.

İlk elektrokardiyografi cihazı 1900 yıllarında Willem Eindhoven bir galvanometreden yapmıştır. Yapılmış olan bu cihaz 270 kiloydu. Günümüze kadar yapılmış olan inovasyon ve argeler sonucu Elektrokardiyografi cihazı elle taşınabilen kompakt hale getirilmiştir. Günümüzde EKG'yi aynı anda kâğıda yazdırmak, kaydetmek, görüntülemek mümkündür. Elde edilen bilgileri anında değerlendirip rapor veren cihazlar da üretilip geliştirilmiştir. Eforlu, çok kanallı, yorumlu, monitörlü ve otomatik çalışabilen çeşitleri vardır.

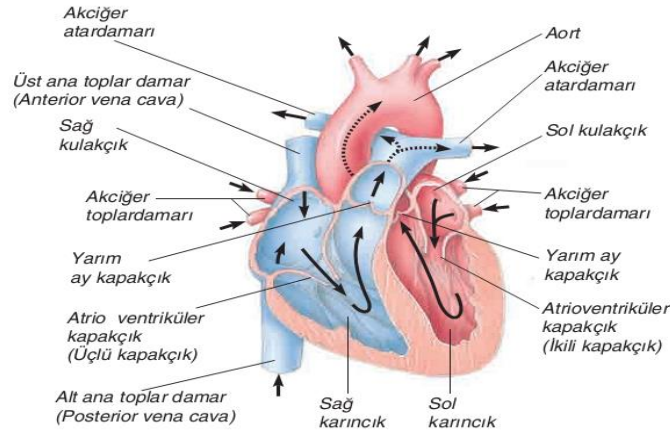
1.1. EKG Sinyallerinin Oluşumu ve Özellikleri

1.1.1. Kalp ve Anatomik Yapısı

Vücudumuzda kalp, göğüsün sol tarafında yer almaktadır. Kalbin, ön tarafında göğüs kemiği, arka tarafında omurga ve yan taraflarında da akciğer ve kaburgalar vardır. Kalp etrafında etrafındaki organlara zarar vermeden kasılıp gevşemektedir. Kalbin diğer organlara minimum sürtünme olması için vücut içimizde mukus sıvısı bulunmaktadır.

Kalp normal durumlarda dakikada 60-90 atım yapmaktadır. Hareket durumuna göre ortalama 8 litre vücuda kan pompalar. Günlük ortalama 9000 litre kan pompalayabilir. Kalbimizin üzerine elimizi koyduğumuzdaki hissettiğimiz ses kulakçık ile karıncık arasındaki kapakçıkların açılıp kapanma sesidir. (tr.wikipedia.org Erişim Tarihi: 18.03.2017)

Kalp, vücudun ihtiyacı olan kanı gönderen iki bölümden oluşmaktadır. Bunlar ilki oksijence zengin olan kanı vücuda gönderen Atrium (atar damar) ikincisi ise vücuttan toplanarak kalbe gelen Ventrikül (toplar damar) oluşmaktadır.



Şekil 1. Kalbin Yapısı

1.1.1.1. Kulakçıklar ve Karıncıklar

Sağ Kulakçık: Şekil 1’de görüldüğü gibi, sağ karıncığın üst tarafında sol kulakçığının ise ön tarafında yer almaktadır. Alt ve üst toplardamara bağlıdır. Kirli kan kalbe buradan girer.

Sağ Karıncık: Şekil 1’de görüldüğü gibi, sağ kulakçığının alt ve sol kısmında, sol karıncığının ise ön tarafında yer almaktadır. Kirli kan temizlenmek için buradan akciğerlere gönderilir.

Sol Kulakçık: Şekil 1’de görüldüğü gibi, sağ kulakçığının arka tarafında, sol karıncığının ise üst tarafında yer almaktadır. Oksijenlendirilen kan kalbin bu kısmına gelir.

Sol Karıncık: Şekil 1’de görüldüğü gibi, sağ karıncığının arka tarafında olan ve sol atrium’un da alt tarafında yer alır. Sol kulakçığa gelen temiz kan buradan diğer organlara pompalanır.

1.1.1.2. Kapaklar

Kalpte 4 adet kapakçık bulunmaktadır. Bunlar iki adet atrioventriküler kapak, iki adet de büyük damar kapaklarıdır (semilunar). Bu kapaklar, kulakçıklar ile karıncıklar arasında bulunur. Kapakçıklar, valf gibidir kanın tek yönlü akmasını ve kanın geri gelmesini önlemek içindir aksi durumda eğer kan geri gelirse murmur dediğimiz istenmeyen olay meydana gelir. Kapaklar, kanın karıncıklara tek yönlü giriş ve çıkış sağlarlar.

Triküspid kapak: Sağ kulakçık ile sağ karıncık arasındaki kapakçıktır.

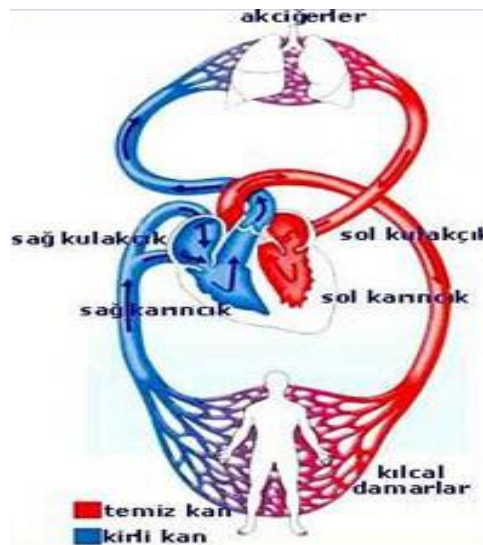
Pulmoner kapak: Sağ karıncık ile pulmoner arter yani (akciğer arteri) arasındaki sağ karıncıktan pompalanan kanın geri dönüşünü engellemek için üç adet yarım ay şeklindeki kapaklardır.

Mitral kapak: Sol kulakçık ile sol karıncık arasında bulunan kapakçıktır.

Aort kapağı: Sol karıncık ile atar damar arasındaki kapakçıktır. Bu kapakçık sayesinde sol karıncıktan pompalanan kanın geri dönmesini engellenmiş olur. (tr.wikipedia.org Erişim Tarihi: 18.03.2017)

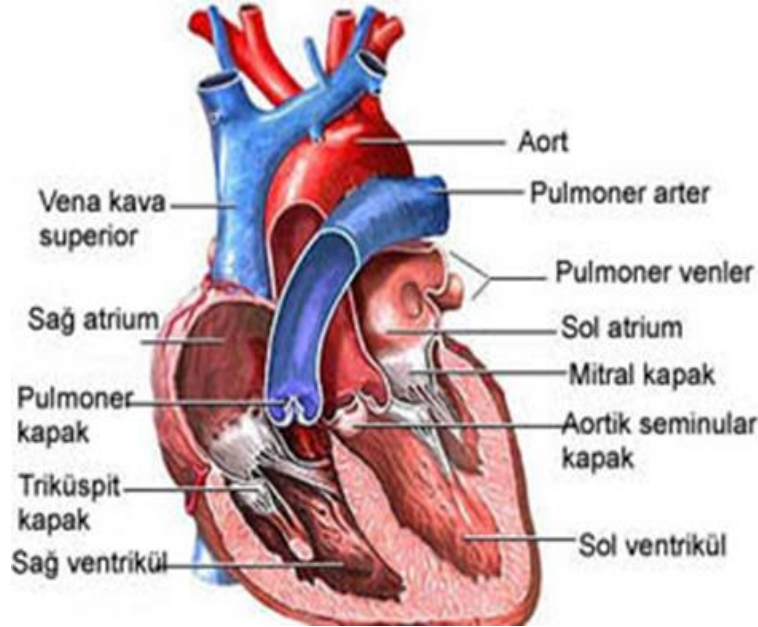
1.1.2. Kalp ve Dolaşım Sistemi

Akciğerden gelen oksijenlendirilmiş kan kalbin sol karıncığından girer. Organ ve dokular için gerekli olan oksijen ve besini sağlamak için kanı pompalamak ile görevlidir. Sindirim sistemi gelen kandan, besin maddelerini ve suyu bünyesine alır. Böbrek kandaki atık maddeleri ve toksitleri temizler. Kan oksijenini organlardaki doku ve hücrelere verir. Oksijensiz kirli kan ise sağ kulakçığa gelir. Bu kirli kan, sağ kulakçıktan sağ karıncığa geçer. Buradan karbondioksiti verip yerine oksijen almak için pulmaner arter ile akciğerlere pompalanır. Akciğerlerde karbondioksit alınıp oksijen verilen kan, temizlenmiş olup sol kulakçığa, pulmaner ven yardımıyla döner. (Yazgan 1995)



Şekil 2. Kalp ve Dolaşım Sistemi

Bu dolaşımında, arterlerle, venler arasında basınç farkı vardır. Kalbin sol tarafı bir basınç pompası gibi düşünülebilir. Kalbin sol tarafı daha geniş ve kuvvetli bir kas kütesine sahip olduğundan dolayı vücudun tamamına kanı yüksek bir basınç ile en uzak nokta olan ayak parmaklarına kadar pompalayabilmektedir. Pulmaner dolaşımında ise arterlerle venler arasındaki basınç farkı azdır. Kalbin sağ tarafı, bu sebepten dolayı bir hacim pompası olarak düşünülebilir. Her iki tarafında kan pompalama hacmi neredeyse eşittir. (Yazgan 1995)



Şekil 3. Kalbin İç Yapısı

Kalbin pompalanma işlevi iki bölümde incelenir. Bunlar sistol ve diyastoldur.

Sistol, sol ventrikül kaslarının kasılmasıyla kanın pulmoner arter ve aorta pompalanma süresidir. Akciğere ve aorta aynı anda sağ ve sol karıncık kanı pompalar.

Diyastol ise kalp odacıklarının gevşeyerek kanla dolma süresidir. Yüksek kan basıncına sistolik düşük kan basıncına ise diyastolik kan basıncı denir.

Toplumda sistolik kan basıncına “Büyük Tansiyon” denilmektedir.

Toplumda sistolik kan basıncına “Büyük Tansiyon” denilmektedir.

Toplumda diyastolik kan basıncına ise “Küçük Tansiyon” denilmektedir.

Genellikle, sistolik basınç/diyastolik basınç şeklinde gösterilir ve söylenir.

Kan basıncının ölçü birimi olarak mmHg kullanılır. Sağlıklı bir insanda, koldaki atardamardan ölçülen tansiyonun sistolik kan basınç 95 ile 130 mmHg arasında gözlenmektedir. İdeal sistolik kan basıncı 120 mmHg olmalıdır. Sağlıklı bir insandan okunan diyastolik kan basıncı 60 ila 90 mmHg aralığında gözlenmektedir. İdeal diyastolik kan basıncı ise 80 mmHg olmalıdır.

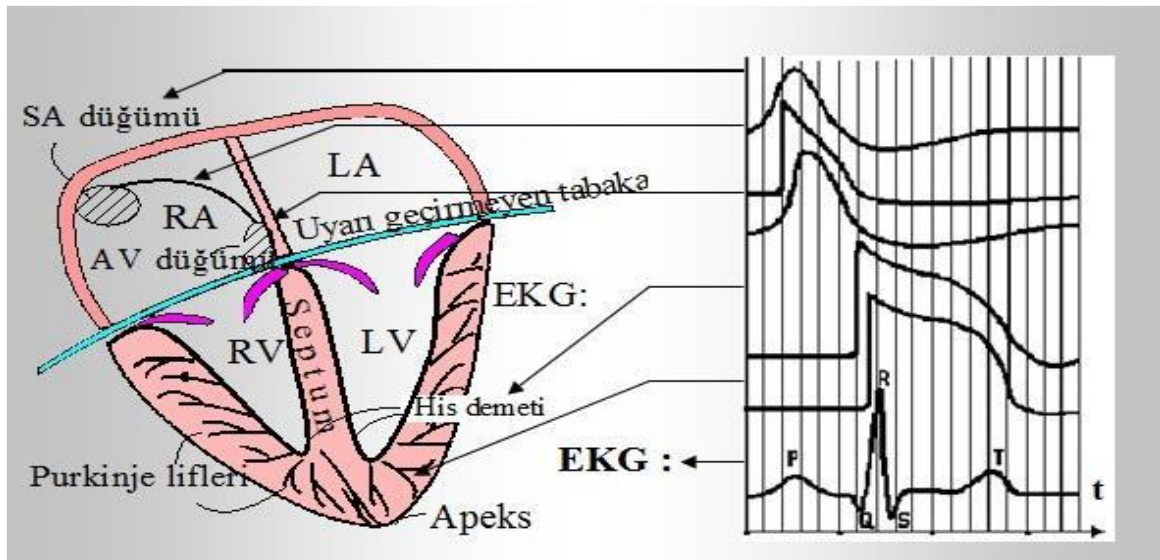
Kalpden ölçülen diğer basınçlar şunlardır;

- Atar damar basıncı (130/75) mmHg
- Sol karıncık basıncı (130/5) mmHg
- Sol kulakçık basıncı (9/5) mmHg
- Sağ karıncık basıncı (25/0) mmHg
- Sağ kulakçık basıncı (3/0) mmHg
- Pulmoner arter basıncı (25/12) mmHg. (Yazgan 1995)

1.1.3. Kalbin Elektriksel İletim Sistemi ve EKG İşaretlerinin Oluşumu

Kalp merkezi sinir sisteminden gelen elektriksel dürtü ile kasılıp gevşeyerek vücudun ihtiyacı olan kanı bir pompa gibi vücuda gönderir. Kalbin sağ kulakçığında bulunan sinatriyal düğüm (SA) ile kalp liflerine belirli aralıklarla elektriksel dürtü gönderir. SA elektriksel hücre lifleridir. Kalbin tetikleme elemanı olarak bilinir. Bunun yanında kalbin kasılma ve gevşeme hareketinin gerçekleşmesini yapan atrioventriküler düğüm his demeti ve purkinje lifleri bulunmaktadır. (tr.wikipedia.org Erişim Tarihi: 18.03.2017)

Sinatriyal, düğüm kalbin atımını doğrusal bir şekilde yapmasını sağlar. Kalbin atım hızı SA düğüm ayarlar. Merkezi sinir sisteminden gelen aksiyon potansiyeli SA düğümünden bütün kalbe yayılır.



Şekil 4. Kalp Hareketlerinin Oluşturduğu Elektriksel Sinyaller

Kalp hücreleri arasında gerçekleşen geçiş alçak direnç bölgelerini oluşturan geçit bölgeleri üzerinden olur. Merkezi sinir sistemi SA düğümde oluşan aksiyon potansiyelinin frekansı değişen olayları kontrol eder.

SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli, (30-50) ms daha sonra atriumların kasılması için atriumlar üzerinden AV düğümüne ulaşır ve atriumlar kasılır. Buradaki kan ventriküllere gönderilir. AV düğümünde aksiyon potansiyeli 110ms ye kadar gecikme yapar. Sebebi ise kanın tümünü ventriküllere dolduramamasıdır. Yağlı septum bölgesi atriumlarla ventriküller arasındaki elektriksel yalıtımı sağlayarak elektriksel iletimi engellemiş olur. Kalbin atriumlar ve ventriküller arasındaki iletim sadece iletim sistemi üzerinden yapılabilir. (Yazgan 1995)

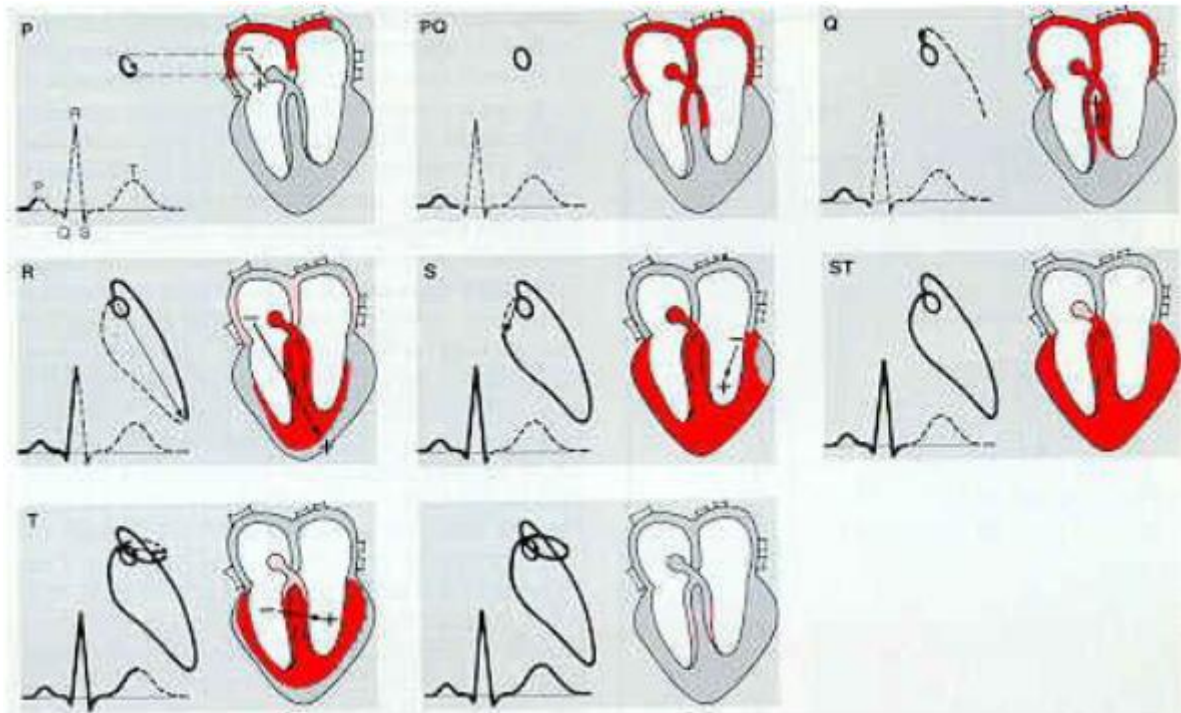
Vücut yüzeyine bağlanmış olan elektrotlarla algılanan P dalgası SA düğümünde meydana gelen 0.3m/s hıza sahip olan depolarizasyon dalgasının her iki kulakçığın kaslarına yayılan sinyaldir.

Bu sinyalin genliği, atriyum kaslarının fonksiyonel aktivitesini belirtir. PQ aralığı, his demetinin iletim zamanını gösterir.

QRS dalgaları, ventriküllerin boşalmasını ifade eder. Ventrikül kaslarının fonksiyonel aktivitesini gösterir. His demeti ve kollarında oluşmuş olan iletim bozuklukları QRS dalgasında değişiklikler oluşturur.

R dalgası ventriküllerin kasılması ile meydana gelir.

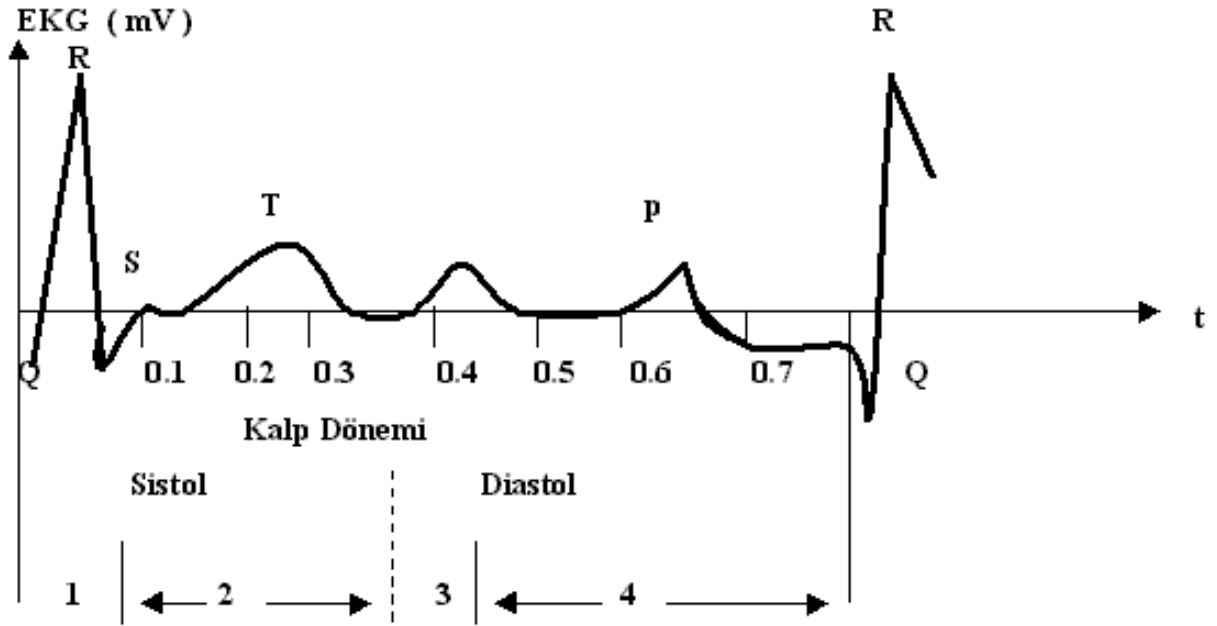
ST aralığında, ventrikül kas hücreleri yavaş, T sürecinde ise hızlı repolarize olur. (Yazgan 1995)



Şekil 5. EKG Sinyalinin Oluşum Aşamaları

ELEKTROKARDİYOGRAM BÖLÜMÜ	KAYNAĞI
P Dalgası	Atrial Uyarım
QRS Kompleksi	Atriyum repolarizasyon+Ventrikül depolarizasyon
T Dalgası	Ventrikül Repolarizasyon
P-Q Dalgası	Uyarım Zaman Gecikmesi

Tablo 1. EKG Sinyalinin Kaynakları



Şekil 6. EKG İşareti

PR Aralığı	0.16 – 0.20 saniye
QT Aralığı	0.32 – 0.39 saniye
PR Bölümü	0.09 – 0.11 saniye
ST Bölümü	0.08 – 0.09 saniye
QRS Süresi	0.06 – 0.09 saniye

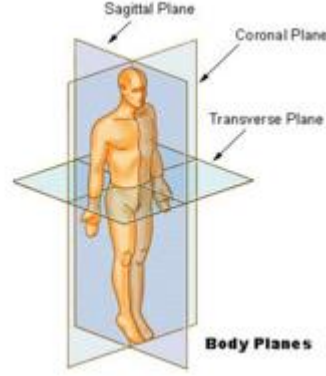
Tablo 2. EKG Dalgalarının Oluşum Süreleri

Kalp kası ve sinirsel iletim sistemleri fonksiyonlarını yerine getirirken oluşturmuş oldukları EKG sinyalleri incelenerek kalp ve sinirsel iletim sisteminde meydana gelen değişimler ve oluşmuş olan problemlerin tespit edilmesine yardımcı olur. EKG cihazı kalpte oluşan elektriksel aktivitenin sinyalini gösterir ve kaydeder. Bu kayıt ile elde edilen grafiğe Elektrokardiyogram (EKG), kullanılan alete de Elektrokardiograf denir.

1.1.4. EKG Sinyalinin Ölçüm Yöntemleri

Elektrokardiyogram ölçümleri 2 çeşittir. Bunlar invaziv ve noninvaziv ölçümdür. Kalbin elektriksel aktivitesinin direkt ölçümü, ancak bir ameliyatla mümkün olabilir.

Sagittal Düzlem: Vücudu SAĞ ve SOL olmak üzere iki eşit parçaya böler.
Frontal Düzlem: Vücudu ÖN ve ARKA olmak üzere iki eşit parçaya böler.
Horizontal (Transvers) Düzlem: Vücudu ALT ve ÜST olmak üzere iki eşit parçaya böler.

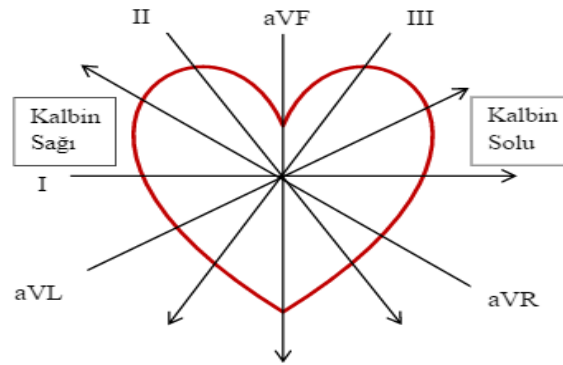


Şekil 7. Kardiyak düzlemler 3 Eksende İncelenir

EKG, ölçümleri göğüs üzerine farklı noktalara yerleştirilen elektrotlar arasında yapılan potansiyel farkın ölçülmesi ile gerçekleşir. Şekil 7'de, Kardiyak vektörünün izdüşüm eksenleri "Frontal, Transverse ve Sagittal" gösterilmiştir. (Yazgan 1995)

1.1.5. Derivasyonlar

EKG cihazları genellikle 5 noktadan ölçüm yapar. Bunlar; 2 kol, 2 ayak ve 1 göğüştür. İstenen bölgenin potansiyel fark alınması için elektrotlar arasında ikişerli faz farkı yapılır. Bipolar, pozitif ve bir negatif elektrotun kullanılmasıyla elde edilen derivasyondur. Monopolar, tek bir pozitif elektrot ile elde edilen derivasyondur.

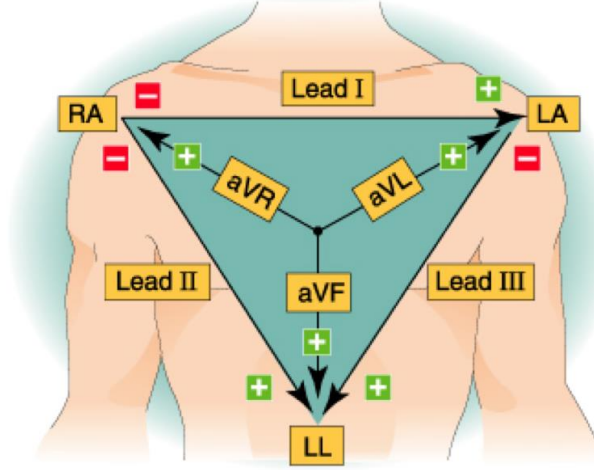


Şekil 8. Kalbin Elektriksel Eksen

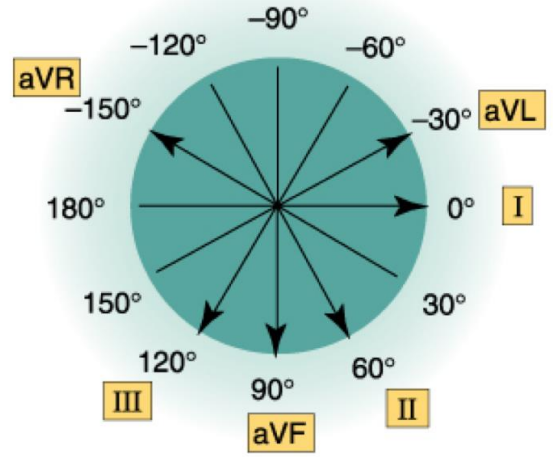
1.1.5.1. Einthoven Üçgeni

Bipolar ekstremite üçlü derivasyonu Willem Einthoven tarafından bulunmuştur (Lippincott 2009)

A EINTHOVEN'S TRIANGLE



B CIRCLE OF AXES



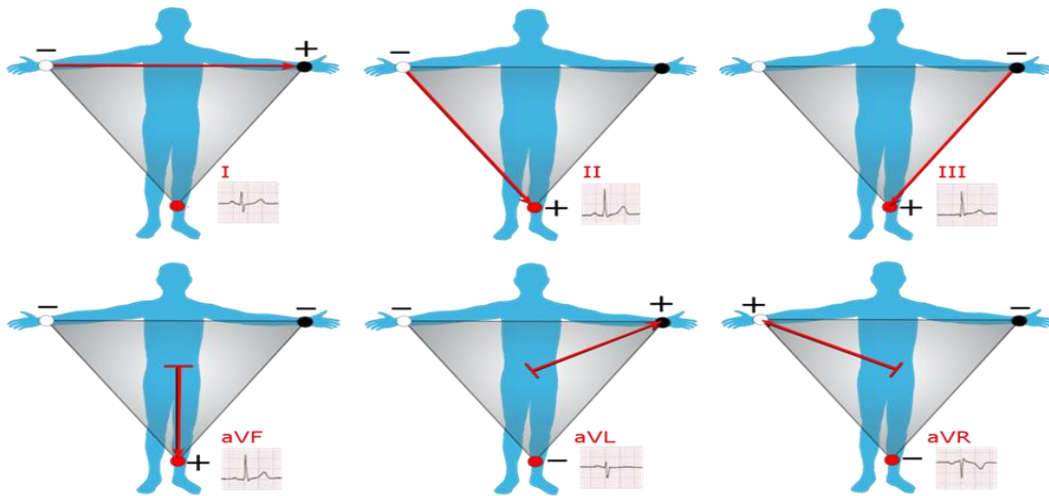
Copyright © 2002, Elsevier Science (USA). All rights reserved.

Şekil 9. Einthoven Üçgeni

Vücudu ön ve arka olmak üzere ikiye bölen frontal düzlemde kardiyak vektör noktaları belirlenerek 60°'lik açılar yapan üç eksen üzerindeki noktaların ölçülebilme tekniğine Einthoven Üçgeni denir. (tr.wikipedia.org Erişim Tarihi: 18.03.2017)

1.1.5.2. Bipolar Derivasyon

Hasta vücudunun farklı iki bölgesine yerleştirilen artı (+) ve eksi (-) elektrotlar ile alınan sinyaller işlenerek EKG elde edilir. Üç çeşittirler.



Şekil 10. Bipolar Derivasyon Bağlantı Çeşitleri

Bağlantı I'

Hastanın sol koluna bağlanmış olan elektrottan gelen sinyal OpAmp'ın artı (+) girişine bağlanır, sağ koldaki elektrottan gelen sinyal OpAmp'ın eksi (-) girişine ve sağ bacadaki elektrottan gelen sinyal ise OpAmp'ın çıkışına bağlanarak QRS sinyali gözlemlenir.

Bağlantı II'

Hastanın sol bacağındaki elektrottan gelen sinyal OpAmp'ın artı (+) girişine sağ koldaki elektrottan gelen sinyal OpAmp'ın eksi (-) girişine ve sol koldaki elektrottan gelen sinyal ise OpAmp'ın çıkışına bağlanarak QRS sinyali gözlemlenir.

Bağlantı III'

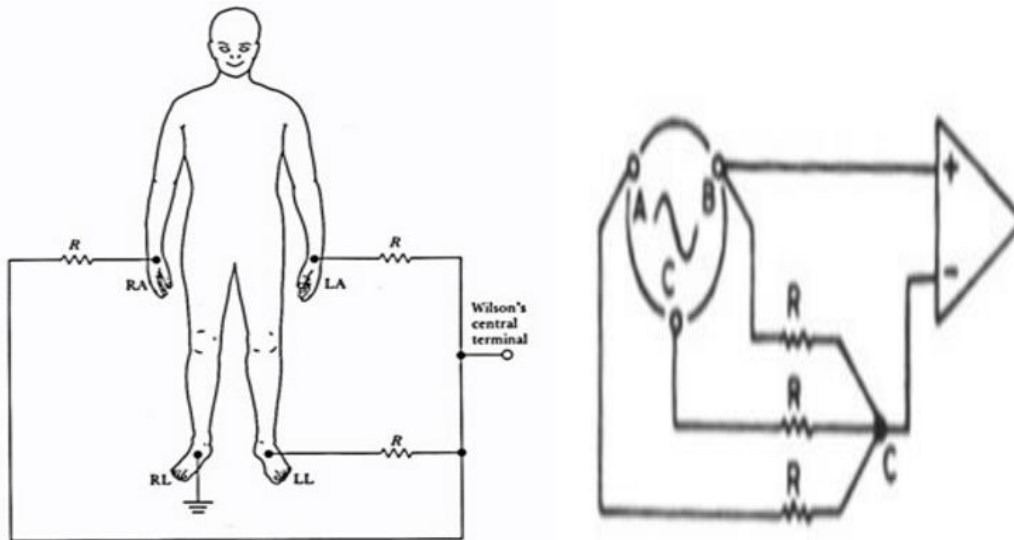
Hastanın sol bacağındaki elektrottan gelen sinyal OpAmp'ın artı (+) girişine sol koldaki elektrottan gelen sinyal OpAmp'ın eksi (-) girişine ve sağ koldaki elektrottan gelen sinyal ise OpAmp'ın çıkışına bağlanarak QRS sinyali gözlemlenir.

Bipolar derivasyondaki I, II ve III, bağlantılarımız aVR, aVL ve aVF derivasyonları olarak bilinmektedir. aVL, aVR ve aVF bağlantıları ile 2 kol arasındaki potansiyel fark alınarak bacadaki geri besleme sürücüsü ile ters sinyal elde edilir.

Bu derivasyonlar Şekil 9.'daki Einthoven Üçgenini meydana getirir. Bu üç bağlantının oluşturmuş olduğu EKG sinyali diğer iki bağlantı sinyalinin toplamıdır. (Elmas 2017)

1.1.5.3. Unipolar Derivasyon

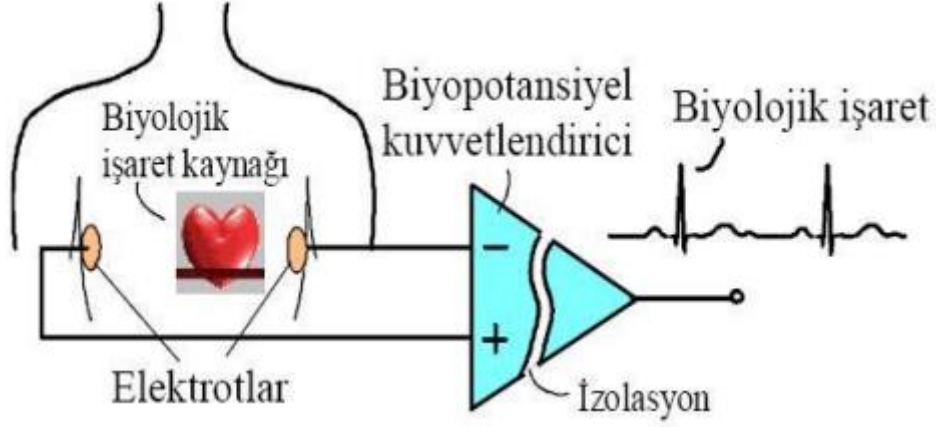
Unipolar derivasyonda hastanın sağ kol sol kol ve sol bacak elektrotlarına eşit dirençler eklenerek birbirlerine bağlanırlar ve bu noktadan ölçüm yapılır.



Şekil 11. Unipolar Derivasyon Bağlantısı

1.1.6. EKG Elektrotları

Vücudun üretmiş olduğu elektriksel aktiviteyi almamızı sağlayan materyaldir. Kalbin kan ile bütün vücuda göndermiş olduğu QRS sinyallerini bu materyal ile alıp devremize getirebilmekteyiz.



Şekil 12. Elektrot ile biyoelektrik sinyallerinin ölçüm düzeni

Kalpde meydana gelen iyonik olan akımları, elektriksel akımlara dönüştürmek için dönüştürücüye ihtiyaç vardır.

Vücuttan aldığımız EKG sinyallerinin genlikleri çok küçüktür. Elektrotlar bu sinyalleri algılayabilmelidir. EKG sinyalinin genliği 10mV küçüktür.

EKG ölçümünde kullanılan elektrotlar aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır.

- Giriş empedansı yüksek olmalı $> 5 \text{ M}\Omega$
- Çok düşük genliklere sahip sinyalleri algılayabilmeli (0,05-10mV)
- Giriş zayıflatma akımının küçük olmalı $< 1 \mu\text{A}$
- 0,05-100 Hz aralığındaki sinyalleri okuyabilme
- CMRR oranının yüksek olmalı

En çok kullanılan elektrotlar tek kullanımlık olan Ag/AgCl elektrotlardır. Ag/AgCl elektrotların kullanılmasının en büyük sebebi ise insan vücuduna herhangi bir zarar veya yan etkisinin bulunmaması ve kararlı davranması ile güvenilir ölçümler yapılmasıdır.

Yetişkinler için farklı, çocuklar veya bebekler için farklı tip ve boyutlarda Ag/AgCl elektrot vardır. Tek kullanımlık olanlarının yanında defalarca kullanılabilen özellikte olanları da vardır. Hekimin isteğine bağlı olarak bu elektrotlar ile ölçüm yapılır.

1.1.7. Elektrot Çeşitleri

Genel olarak algılama amaçlı kullanılan elektrotları şu şekilde sıralamak mümkündür:

- Epidermis elektrotlar
- Hipodermis elektrotlar
- EEG için mini elektrotlar
- Esnek tipteki elektrotlar

EKG cihazlarında genelde yüzey elektrotları kullanılmaktadır.

1.1.7.1. Yüzey Elektrotları

1.1.7.1.1. Metal Plaka Elektrot

Hasta ile temasında metal tabaka bulunmaktadır. Bu metalik plaka ile derin temasında artefakt olmaması ve temiz bir sinyal elde edilebilmesi için elektrolit pasta kullanılır. Göğüs yüzeyindeki elektrotlar bir bant yardımı ile bağlanırken bacaklara ve kollara bağlanan elektrotlar ise bir kayış ile bağlanır. Yüzeyleri büyük olduğundan empedansları küçüktür (www.megep.meb.gov.tr Erişim Tarihi:18.03.2017)



Şekil 13. Metal Plaka Elektrot

1.1.7.1.2. Emici Düzenli Elektrot

Elektrotun üst kısmında bulunan lastikli kısma basılarak lastiğin içindeki hava dışarı verilir. Hasta göğsüne yerleştirildikten sonra lastik bırakılır ve vakumlu bir şekilde elektrot hasta göğsüne bağlanır. Bu elektrottun deri ile temas eden yüzeyi yuvarlak (çember) şeklinde olduğundan, empedansı büyüktür. (www.megep.meb.gov.tr Erişim Tarihi:18.03.2017)



Şekil 14. Emici Düzenli Elektrot

1.1.7.1.3. Gezici Türden Elektrot

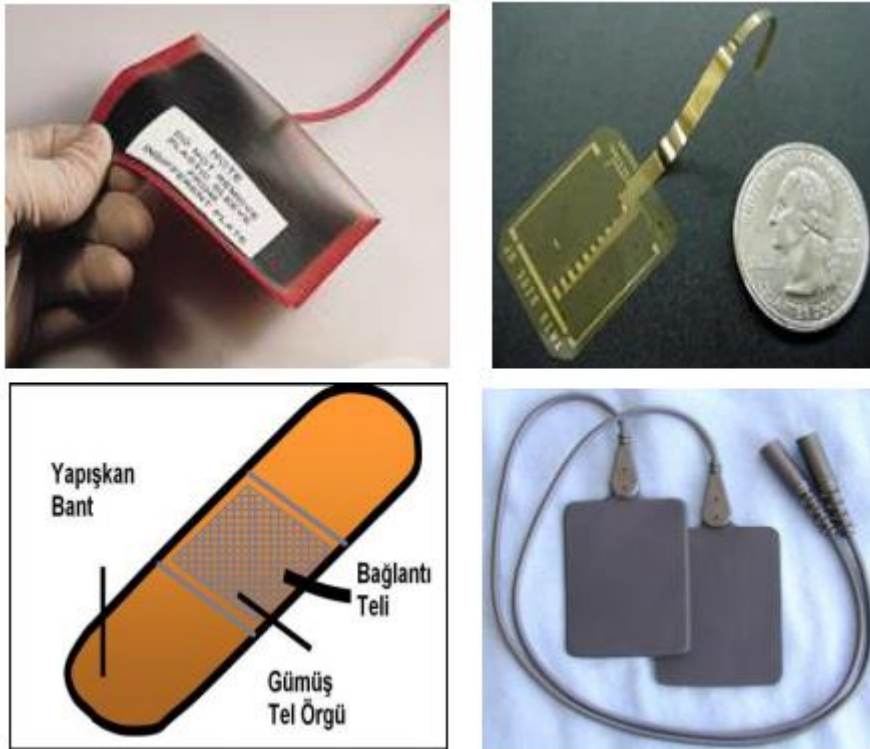
Elektrotun içinde bulunan metal elektrolit ile birlikte vücut yüzeyinde hareket ettiğinden sinyalde fazladan gürültü oluşmamaktadır. Genellikle göğüs ölçümlerinde kullanılır.



Şekil 15. Gezici Türden Elektrot

1.1.7.1.4. Bükülebilir Elektrot

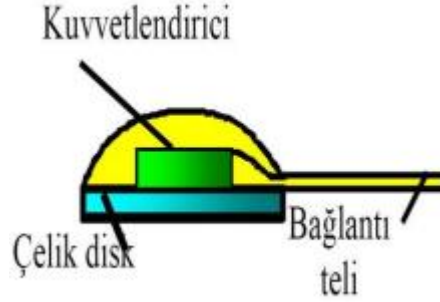
Bu elektrotlar genelde eklem yerlerindeki ölçümlerde kullanılır ve yapıştırıldığı yerin şeklini alarak gürültüsüz bir sinyal elde etmemizi sağlar. En çok kullanılan bir yüzü kısmen Ag telleri ile örülmüş yapışabilir özelliğe sahip olan bant elektrotlar kullanılır. (www.megep.meb.gov.tr Erişim Tarihi:18.03.2017)



Şekil 16. Bükülebilir Elektrot

1.1.7.1.5. Kuru Elektrot

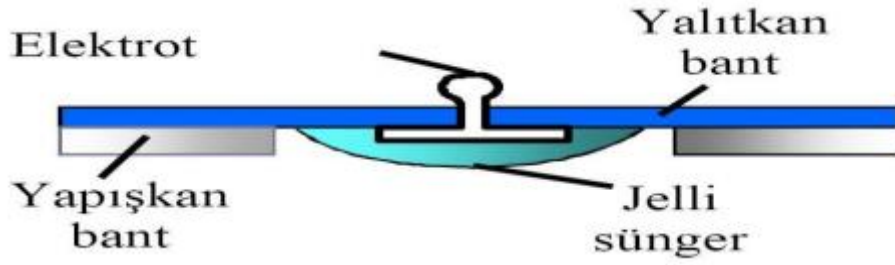
Elektrot ile hasta arasında jel kullanılmaz. Genelde EEG sinyalleri algılamada sıralı halde örgülü bantta olur ve hasta kafasına takılır.



Şekil 17. Kuru Elektrot

1.1.7.1.6. Tek Kullanımlık Elektrot

Günümüzde EKG ölçümlerinde en çok kullanılan elektrottur. Bir sefer kullanıldıktan sonra sökülüp atılması gerekir. Hasta yüzeyine takılırken yüzeyin temiz ve kıllardan arındırılmış olması gerekir. Ag/AgCl elektrot tabanının altında, temiz bir sinyal alınabilmesi için jelli sünger bulunmaktadır.

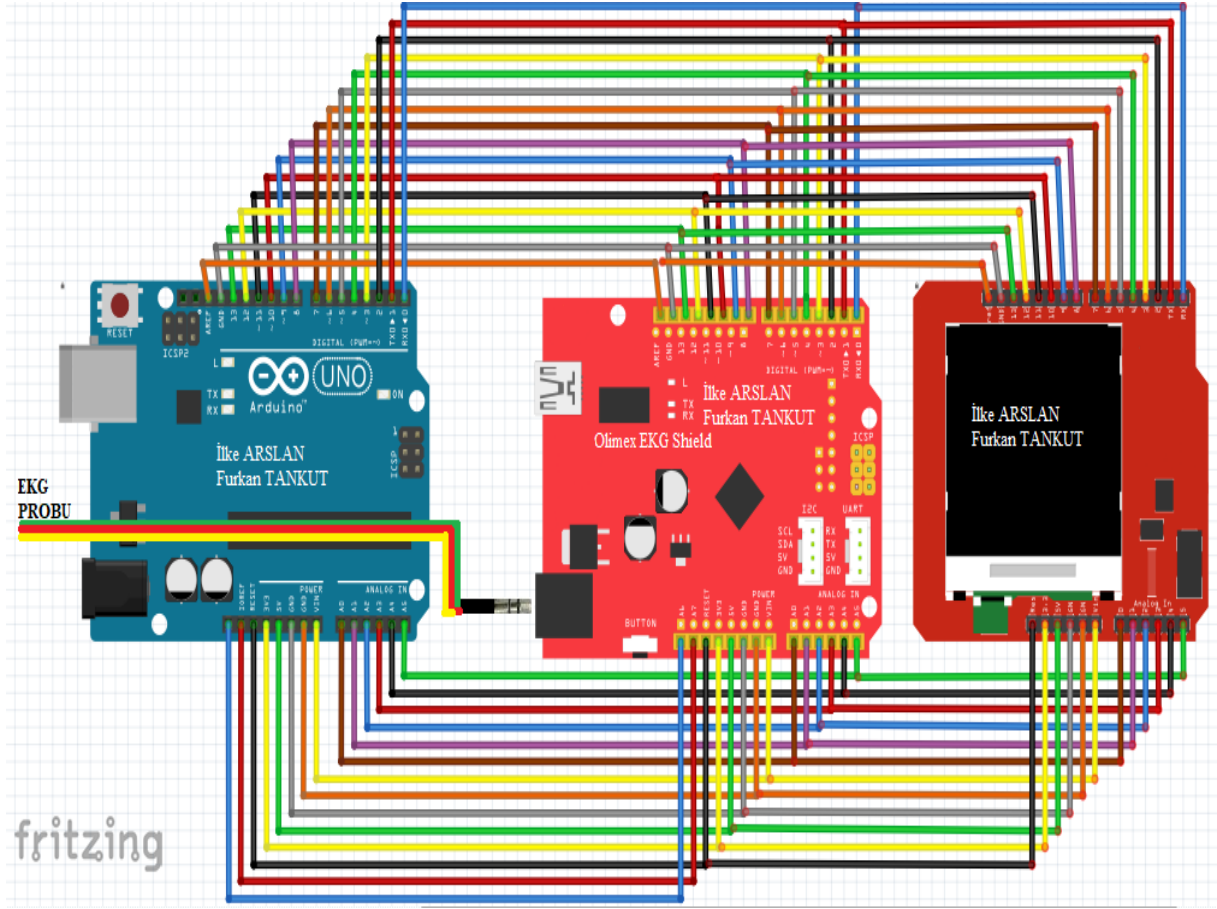


Şekil 18. Tek Kullanımlık Elektrot

Projemizde kullanacağımız elektrot tipi budur.

BÖLÜM 2

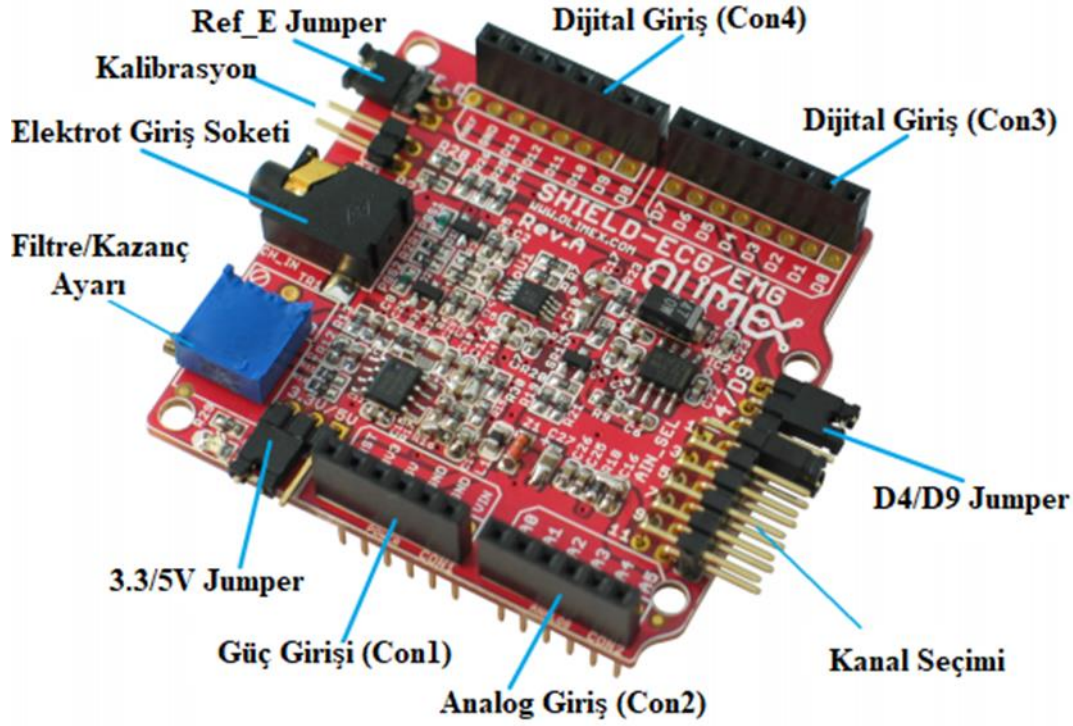
TASARLANAN CİHAZDAKİ TÜM DEVRELERİN TANITIMI



Şekil 19 Tasarlanan Devre

2.1. Veri Algılama Bölümünde Kullanılan Malzemeler

2.1.1.Olimex EKG Shield



Şekil 20 Olimex EKG Shield

2.1.1.1. Özellikler

- Üst üste takılabilen konnektör. 6 kanala kadar yani A0-A6 analog girişleri jumper ile üst üste takılabilir ve kablolanabilir.
- Elektrokardiyografi için uygun - izleme ve veri toplama yapabilir.
- Elektromiyografi için uygun - izleme ve veri toplama yapabilir.
- D4 / D9 dijital çıkışıyla kalibre sinyali oluşturulabilir.
- Kalibrasyon ve kazanç için hassas ayarlanabilir potansiyometre vardır. (Tüm shield'ler tamamen monte edilmiş, test edilmiş ve kalibre edilmiştir)
- Standart veya aktif elektrotlar için giriş konektörü.
- Hem 3.3V hem de 5V Arduino kartlarıyla çalışır.
- Donanımı ve yazılımına müdahale edilebilir. Kullanıcılar tüm tasarım belgelerine erişebilir.
- Arduino, Pinguino ve Maple için örnekler vardır.
- EKG/EMG shield bir aşamaya kadar elektroensefalografi için kullanılabilir. Fakat tasarımı uygun değildir.

2.1.1.2. Pinler

Pin #	Güç Girişi Con1	Analog Giriş Con2	Dijital Giriş Con3	Dijital Giriş Con4
1	RST	A0	D0	D8
2	3.3V	A1	D1	D9
3	5V	A2	D2	D10
4	GND	A3	D3	D11
5	GND	A4	D4	D12
6	Vin	A5	D5	D13
7	-	-	D6	GND
8	-	-	D7	AREF

Tablo 3 Olimex EKG Shield Pinleri

2.1.1.3. Filtre Kazanç Ayarı

Fabrika tarafından shield'in kalibrasyonu yapılmıştır. Kazanç için ayarı değiştirilebilir. Fakat risklidir.

2.1.1.4. 3.3V/5V Jumper

Bu jumper devreye gelecek olan voltaja göre seçim yapmamızı sağlar. Shield'imiz 3.3V ve 5V ile çalışmaktadır. Varsayılan durum 3.3V'tur.

2.1.1.5. REF_E Jumper

REF_E Jumper'i Arduinonun AREF pinindeki voltaja bağlıdır. Eğer Arduino'nun AREF pini üzerinden voltaj geliyorsa Jumper açık olmalıdır. AREF pininde voltaj yoksa Shield'in üzerindeki Jumper kapatılacaktır. Yanlış bağlanırsa kısa devreye sebep verecektir. Arduino'ya bağlanacak birden fazla Shield'lerin sadece ilkinde kapalı olacaktır. Diğerlerinde açık olmalıdır. Aksi halde sistemdeki kartlarda arızaya sebep verecektir. Varsayılan durumu kapalıdır.

2.1.1.6. Kanal Seçimi

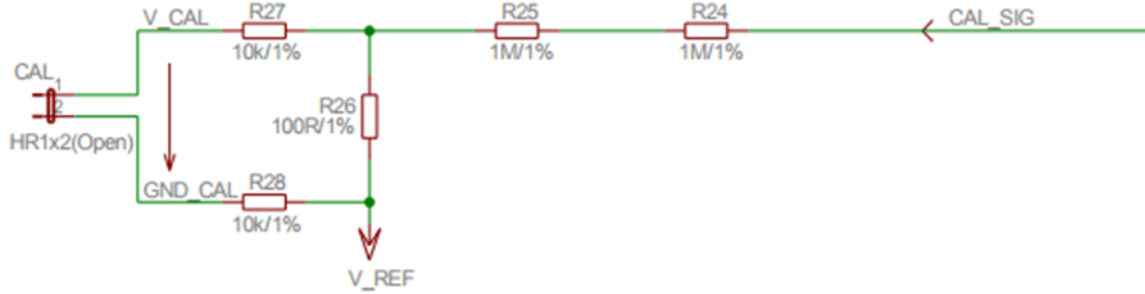
Bu jumper, mevcut shield'in hangi kanaldan yararlanılacağından sorumludur. Birden fazla shield varsa, bir tanesinin AIN_SEL konumu 1, ikinci 3 numaralı pozisyonda vs. Varsayılan durum 1. konumundadır.

2.1.1.7. D4/D9 Jumper

Bu jumper D4 / D9 pinlerini kontrol eder. Bazı Arduino programları varsayılan olarak D9 pinini kullanır, bu nedenle D4 pinine geçmemiz gerekir. Bu jumper bir kablo gibi görevi vardır. Rahatlıkla geçiş yapmayı sağlar. Varsayılan durum D9 pinindedir.

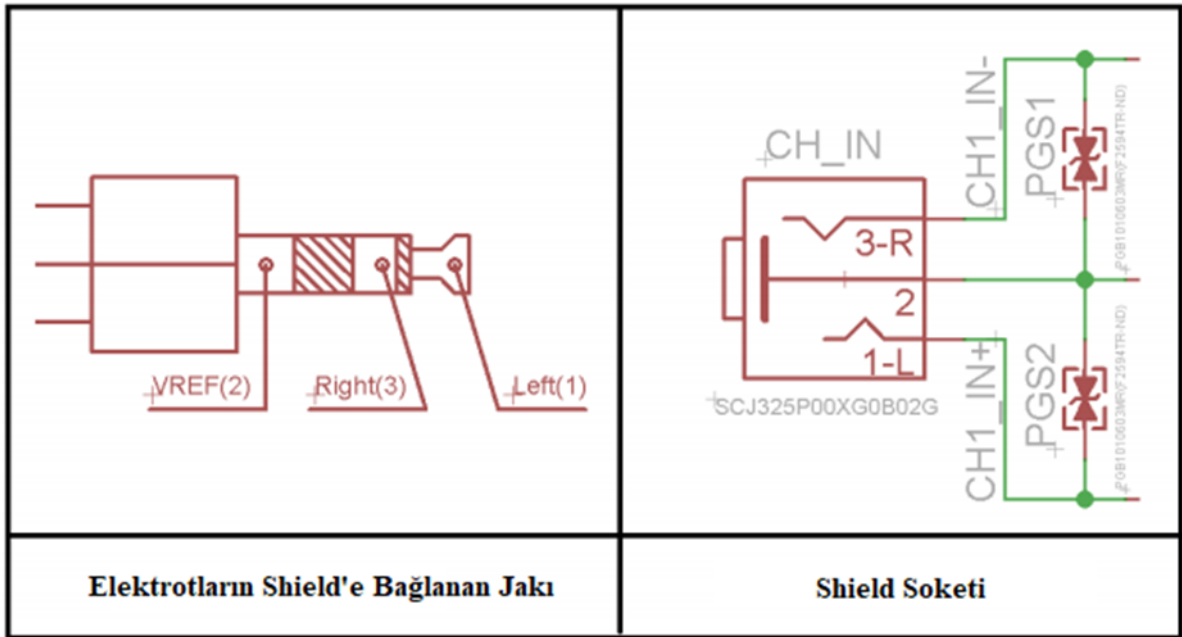
2.1.1.8. Kalibrasyon Soketi

Yapılmış olan kalibrasyonun geri bildirim verisini kalibrasyon jumperi üzerinden kablo yardımıyla alınabilir. Varsayılan durumu açıktır.



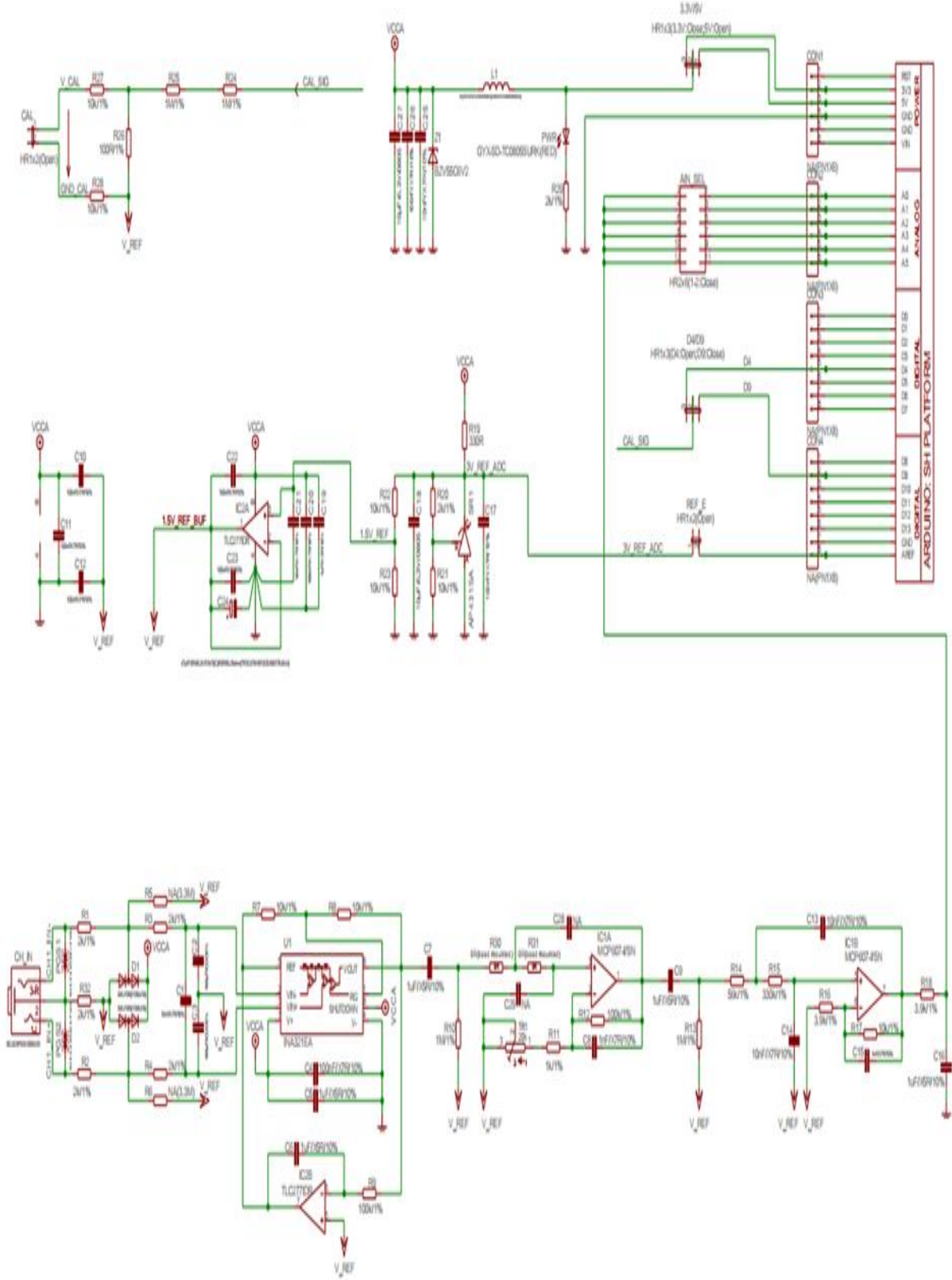
Şekil 21 Kalibrasyon Soketinin Devre Şeması

2.1.1.9. Elektrot Jakı ve Soketin Bağlantıları



Şekil 22 Elektrot Jakının ve Soketinin Şemaları

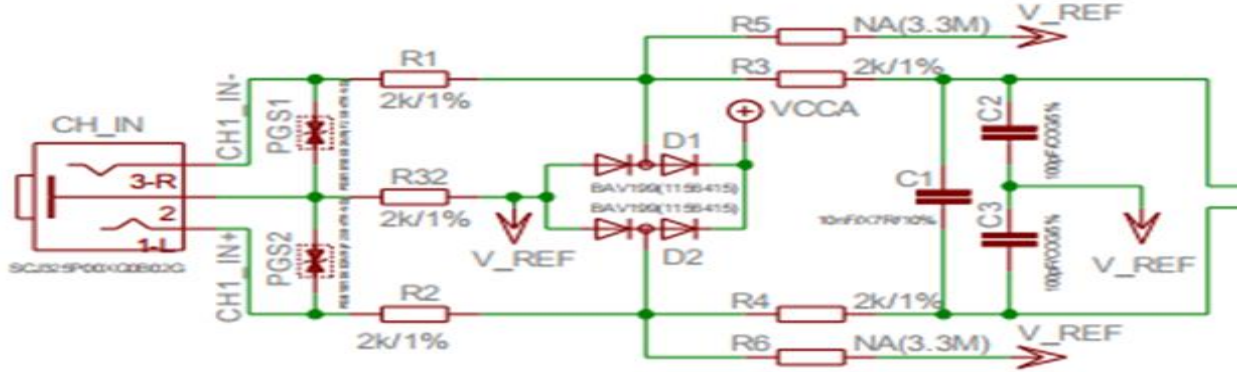
2.1.1.10. EKG Shield Devre Şeması



Şekil 23 EKG Shield Açık Devre Şeması

2.1.1.10.1 Yüksek Voltaj Koruma Kısımı

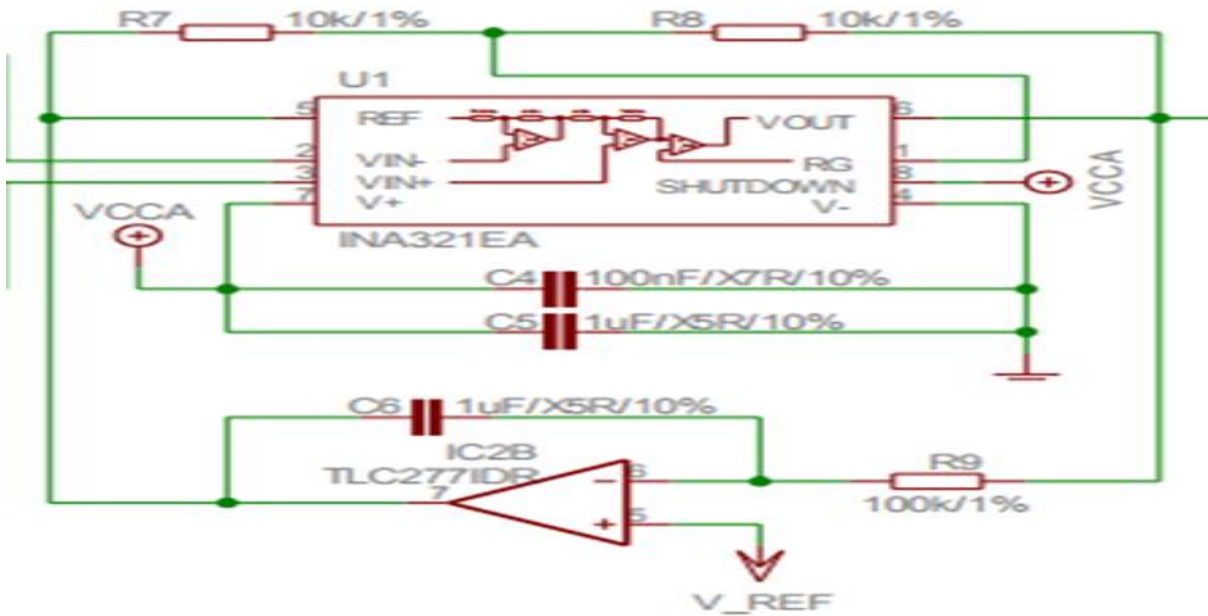
Vücut üzerinden algılanan mV düzeyindeki elektriksel sinyallere ek olarak vücuda defibrilatör ile elektrik akımı verildiğinde veya elektrotlardan cihaza gelen herhangi bir yüksek akıma karşı korumak amaçlı tasarlanan devredir.



Şekil 24 Yüksek Voltaj Koruması Devre Şeması

2.1.1.10.2. Enstrümantal Yükselteç Kısımı

Doku yüzeyinden algılanan mV (Milivolt) seviyesindeki EKG sinyalini işlenebilir hale getirmek için INA321 enstrümantasyon yükselteci kullanılmıştır.



Şekil 25 Enstrümantasyon Yükseltecinin Devre Şeması

Sinyal yükseltme işleminde işlemsel yükselteç kullanılmamasının sebebi işlemsel yükselteçlerin sinyali toprağa göre yükseltmesidir. Yani sinyalin yükseltilmesi sırasında manyetik akımlardan oluşan gerilim değişimi, sinyalin bozulmasına sebep olur. Bu bozulmanın yaşanmaması için enstrümantasyon yükselteci kullanılmıştır.

INA321 Enstrümantasyon yükselteci elektrot aracılığı ile vücuttan alınan çok düşük potansiyel değerde alınan sinyalleri yükseltmek amacı ile kullanılmıştır. Bu işlemi güç sağlayıcısından alıp çıkış sinyallerinin şeklini eşleştirerek yapar. Vout çıkışından Op-Amp'a gönderilir.

INA321 kullanılma amacı;

Çok düşük genlikte olan sinyalleri algılayabilirler.

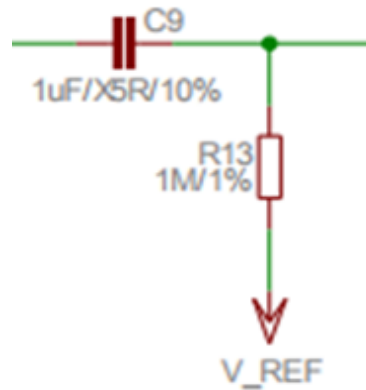
En önemli kullanım amacı CMRR oranı 94dB gibi yüksek bir değere sahiptir ve giriş empedansları çok yüksektir. Bu değerın yüksek olması girişteki ortak işaret gürültüleri çok iyi bastırılır ve çıkışta düzgün gürültüsü az bir sinyal elde edilmiş olur.

Sağ ve sol koldaki ölçüm noktaları farklı olduğu için bu noktalardan genlik seviyesi farklı sinyaller alınarak INA321 entegresinin giriş uçlarına uygulanır.

İki koldan gelen farklı genlik seviyesindeki sinyaller, entegrenin bacaklarına bağlanan k direnç değerine göre yükseltme işlemine tabi tutulur.

2.1.1.10.3. Yüksek Geçiren Filtre

Filtreler, elektronik sinyallerin belirli frekans aralıklarını zayıflatmaya yarayan elektronik devre malzemeleriyle kurulan komponentlerdir. 2 tür filtreleme vardır. Bunlardan birincisi aktif filtreleme. İkincisi pasif filtrelemedir. Pasif filtrelemede direnç, bobin ve kondansatör gibi elemanlar kullanırken, aktif filtrelemede bu elemanlara ilaveten işlemsel yükselteç kullanılır.



Şekil 26 Yüksek Geçiren Filtre Devre Şeması

Alçak geçiren filtrede istenilen frekansın altındaki frekansı geçirir, yüksek geçiren filtrede ise istenilen frekansın üstündeki frekansı geçirir, bant durduran filtrede belirli frekans aralıklarını zayıflatır, bant geçiren filtre belirli frekans aralığı dışındakileri zayıflatır. Tasarlanan devrede aktif filtreleme kullanılmıştır.

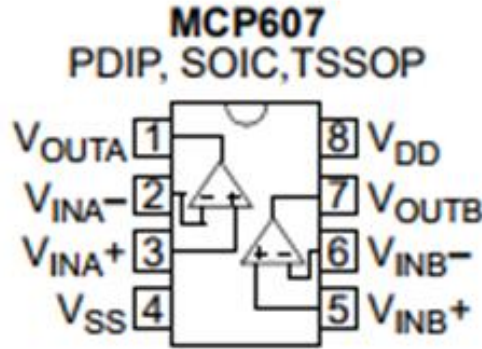
2.1.1.10.4. OpAmp ile Kazanç Düzenleme

Bu devrede MCP607 çift işlemsel yükselteç yani OpAmp kullanılmıştır. Bu OpAmp kazancın daha verimli olması için 155,7kHz'lik bant genişliğine sahip olmakla birlikte 18,7μA'den da daha düşük bir çalışma akımına sahiptir. MCP607 çift işlemsel yükselteci 250mV veya daha düşük bir ofset voltajına sahiptir.

Bu devrede MCP607 çift işlemsel yükselteç yani OpAmp kullanılmıştır. Bu OpAmp kazancın daha verimli olması için 155,7kHz'lik bant genişliğine sahip olmakla birlikte 18,7μA'den da daha düşük bir çalışma akımına sahiptir. MCP607 çift işlemsel yükselteci 250mV veya daha düşük bir ofset voltajına sahiptir.

MCP607, 2.5V kadar düşük bir besleme gerilimi ile çalışması ve maksimum 25 μ A ile çalıştığı için devremizde enerji tasarrufunu korumaktadır. Böylelikle taşınabilir cihazlarda çok büyük avantajlar sağlamıştır. Yapmış olduğumuz projede bu EKG shield'i kullanmamızın sebeplerinden biri de bu düşük enerji tüketimi özelliğinden yararlanarak daha uzun saatler QRS sinyali kayıt edebilmektedir.

MCP607, standart olarak 8 bacaklıdır. PDIP, SOIC ve TSSOP tipleri şeklinde bulunmaktadır.



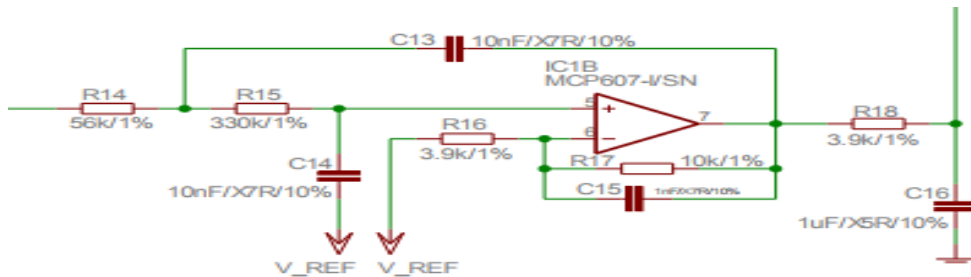
Şekil 28 MCP607 Bacak Bağlantıları ve İsimleri

Bu çift işlemsel yükselteç, pil ile çalışan düşük güç tüketimi gerektiren uygulamaların yanı sıra endüstriyel proses kontrolü, düşük güçte pille çalışan cihazlar, taşınabilir ekipman, veri toplama ekipmanları, test ekipmanları ve düşük seviye sinyal uygulamaları için ideal bir OpAmp'tır.

MCP607 çift işlemsel yükselteci, entegre devreler için stres testi yeterliliğine tabi tutularak AEC-Q100 standardının 1. Sınıf yeterlilik belgesine sahiptir.

2.1.1.10.5. 3. Derece "Besselworth" Filtresi

Bu modül, Butterworth ve Bessel filtresinin birleşimi olarak tasarlandığından "standart" olmayan bir "Besselworth" filtresi gibi tanımlanabilir. Bu modülün gecikmesi Butterworth filtresinden düz, ancak bir Bessel filtresininki gibi düz değildir. Geçiş bantları arasındaki alt nokta, Butterworth filtresinden yuvarlaktır, ancak Bessel filtresinden keskindir.



Şekil 29 BesselWorth Filtresi Devre Şeması

Butterworth filtresi, bant aralığı içinde mümkün olduğu kadar düz bir frekans tepkisine sahip sinyal işleme filtresidir. Durdurma bantlarında ve geçiş bantlarında dalgalanma yaratmaz. Geçiş bandında düz bir frekansa sahiptir, durdurma bandında sıfıra doğru yaklaşır. Butterworth filtresi, geniş geçiş bölgesine sahiptir. Diğer filtreler göre daha doğrusal bir frekans tepkisine sahiptir.

Bessel filtresi optimal bir kare formu geçirgenliği gösterir. Bunun için gecikme süresinin mümkün olduğu kadar geniş bir frekans aralığı içinde sabit kalması şarttır. Yani bu frekans aralığı içindeki faz kayması frekansla orantılı olmalıdır. Bessel filtrelerinin frekans bağımlılığı, Butterworth filtrelerindeki kadar dik bir düşüş göstermemektedir.

2.2. Veri İşleme Bölümü

2.2.1. Arduino

Arduino çevresinde bulunan modüllerle rahatlıkla birleşebilen ve Processing/Wiring dilinin kullanıldığı açık kaynak kodlu programlama modülüdür. Derlenen program IDE ile Arduino'ya yüklenir. Arduino, analog ve dijital verileri/sinyalleri işleyebilen karttır.

Arduino kartında Atmel AVR yani programlanan entegre ve diğer devre malzemeleri vardır. Arduino kartındaki mikrodenetleyicide bootloader yazılıdır. Böylelikle programlayıcı kullanmaya gerek yoktur.

Arduino Uno'da 14 tane dijital giriş/çıkış bağlantı noktası vardır. PWM çıkışı 6 tanedir. PWM sinyal üretebilen dijital giriş/çıkışıdır. Bu sinyal analog çıkış gibidir. Analog girişi 6 adettir, 1 adet 16 MHz kristal osilatör, USB bağlantısı, güç girişi, devre üzerinde programlama başlığı ve reset tuşu vardır. Arduino Uno'yu çalıştırmak için usb kablosu ile bilgisayara bağlayarak veya güç girişine bağlanacak olan adaptör/pil veya kartın üzerindeki 5V pininden, gnd pininden besleme voltajı verilebilir.

Teknik olarak özelliklerine bakılırsa;

Mikrodenetleyici: ATmega328

Çalışma gerilimi: +5 V DC

Tavsiye edilen besleme gerilimi: 7 - 12 V DC

Besleme gerilimi limitleri: 6 - 20 V

Dijital giriş / çıkış pinleri: 14 tane (6 tanesi PWM çıkışını destekler)

Analog giriş pinleri: 6 tane

Giriş / çıkış pini başına düşen DC akım: 40 mA

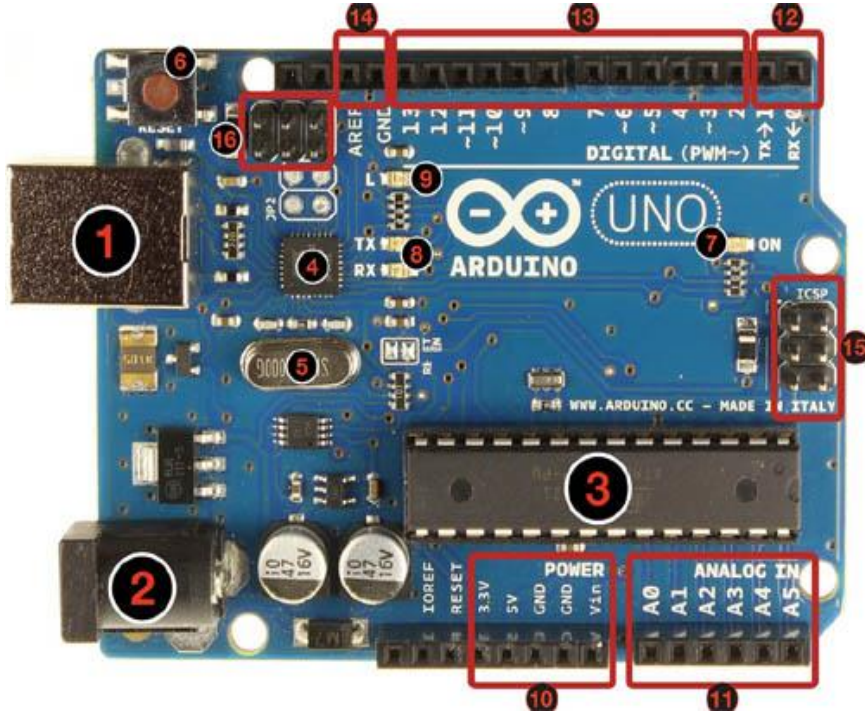
3,3 V pini için akım: 50 mA

Flash hafıza: 32 KB (0.5 KB bootloader için kullanılır)

SRAM: 2 KB

EEPROM: 1 KB

Saat frekansı: 16 MHz



Şekil 30. Arduino Pin İsimleri

- 1: USB girişi
- 2: Güç girişi (7-12 VDC)
- 3: Mikrodenetleyici ATmega328
- 4: Haberleşme çipi
- 5: 16 MHz kristal
- 6: Reset tuşu
- 7: Power ledi
- 8: TX/NX ledleri
- 9: Led
- 10: Power pini
- 11: Analog girişler
- 12: TX/RX pinleri
- 13: Dijital giriş/çıkışlar
- 14: Ground ve AREF pinleri
- 15: ATmega328 için ICSP
- 16: USB arayüzü için ICSP

VIN: Harici güç kaynağı voltaj girişidir.

5V: Bu pine bağlı olan regüle devresinden 5 V çıkış sağlar.

3.3V: Bu pine bağlı olan regüle devresinden 3,3V çıkış sağlar.

GND: Toprak pinidir.

IOREF: Mikrodenetleyicinin çalıştığı voltaj referansını sağlar.

Serial 0 (RX) ve 1 (TX): Bu pinler TTL seri data almak ve yaymak içindir.

Harici kesmeler (2 ve 3): Bu pinler bir kesmeyi tetiklemek için kullanılabilir.

PWM: 3, 5, 6, 9, 10 ve 11: Yazılan programın içeriğine göre 8-bit PWM sinyali sağlar.

SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK) : Bu pinler SPI kütüphanesine göre SPI haberleşmeyi sağlar.

LED 13: Dijital pin 13 e bağlı bir leddir.

TWI: A4 ya da SDA pini ve A5 ya da SCL pini Wire kütüphanesini kullanarak TWI haberleşmesini sağlar.

AREF: Analog girişler için referans voltajıdır.

RESET: Mikrodenetleyiciyi resetlemek içindir.

2.3. Veri Gösterme Bölümü

2.3.1. 2.8" TFT Dokunmatik Ekran



Şekil 31. 2.8" Dokunmatik Ekranın Farklı Açılardan Görüntüsü

2.8 "TFT Touch Shield, Arduino'nun pin soketlerine direkt oturacak şekilde tasarlanmıştır. Bu avantajı devremize kablo bağlantısı olmadan yer kazandırarak, devrenin boyutunu minimuma indirmiştir. Bu ekran görüntüyü işlemek için ILI9325DS kontrolcüsünü kullanmaktadır.

Bu işlemci 8bit ile haberleşmeyi sağlamaktadır. Dokunmatik ekranın veri işlemlerini TSC2046 entegresi sağlamaktadır. Bu ekranlar 3.3V ve 5V voltaj seviyelerinde üzerindeki jumperin konumuna göre çalışabilmektedir. Bu ekranı kullanmamızın en önemli sebeplerinden biri üzerinde bulunan Sd kart soketinin bulunmasıdır. EKG shield tarafından algılanan QRS sinyalleri, Arduino tarafından işlenerek sd karta yazdırılabilmektedir. Devreyi, kullanıcı vücuduna elektrotlar aracılığıyla bağladığında alınan QRS sinyalleri karta kaydedilmektedir. Bu sayede hasta excel formatındaki kaydedilmiş veriyi doktora gönderdiğinde, kalbinin çalışmasındaki aksaklıkları yani aritmi bozuklukları veya kalbindeki elektriksel aktivitede meydana gelebilecek durumlar hakkında ön bilgi sahibi olabilecektir.

1.1.1.1 Özellikler

- 320 * 240 ekran çözünürlüğü
- 16-bit renk pikselleri
- 2.8 inç TFT LCD
- 3.3 / 5V çalışma voltaj seviyesiyle uyumlu,
- UTFT kütüphanesi ile uyumlu,
- SD kart soketli,
- PCB boyutları: 68.6mm X 53.3mm X 1.6mm,
- Çalışma voltajını arduino üzerinden sağlamaktadır,
- RoHS standardı mevcuttur,
- Ekranın bağlı olduğu pcb üzerinde bulunan jumper sayesinde 3.3V veya 5V gerilimlerde sorunsuzca çalışabilir.

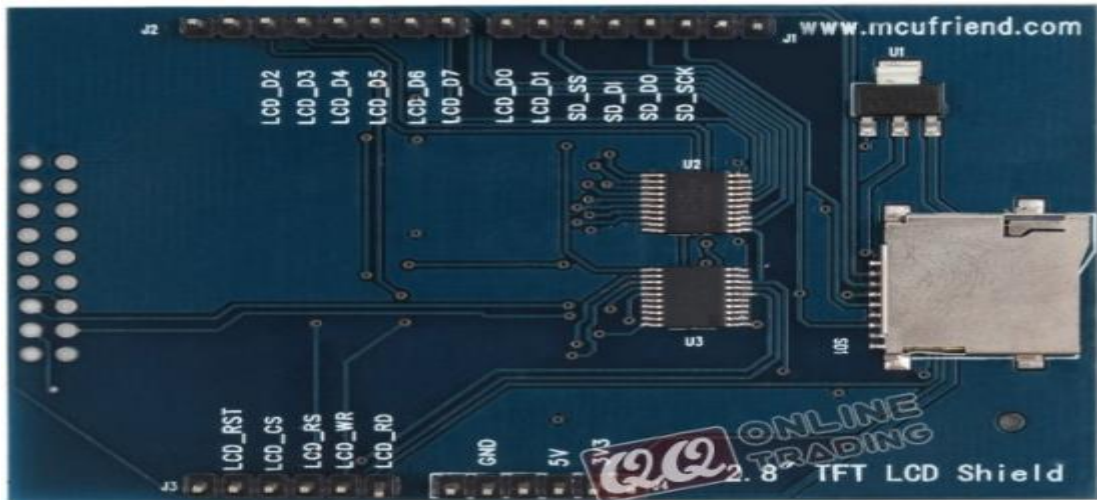
1.1.1.2 Elektriksel Özellikleri

Bu ekranın elektriksel özelliklerine bakacak olursak ortalama 5V ile çalışmaktadır.

Elektriksel Özellikler	Minimum	Ortalama	Maksimum	Birim
Arduino'nun Güç Kaynağı	4.5	5	5.5	VDC
Giriş Voltajı VH	3	-	5.5	V
Giriş Voltajı LV	-0.3	5	0.5	V

Tablo 4 Touch LCD Elektriksel Özellikleri

1.1.1.3 Pin Yapısı



Şekil 32 2.8" Touch LCD Arka Görüntüsü

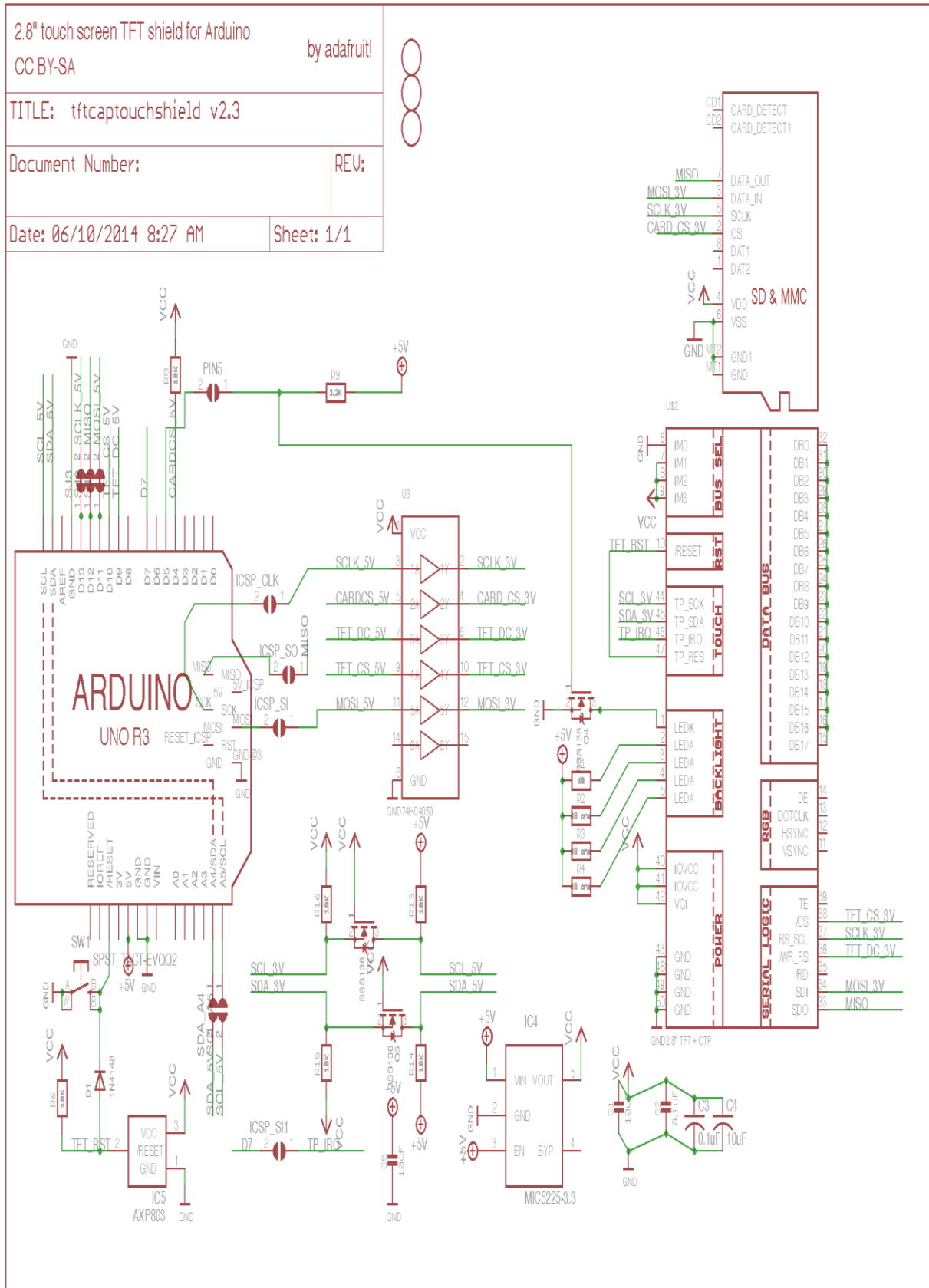


Şekil 33 2.8" Touch LCD Şeması

Arduino Pin	2.8" Touch LCD Açıklaması
D0	DB8
D1	DB9
D2	DB10
D3	DB11
D4	DB12
D5	DB13
D6	DB14
D7	DB15
D8	Touch_Dout
D9	Touch_IRQ
D10	SD_CS
D11	SD_MOSI
D12	SD_MISO
D13	SD_SCK
A0	Dokunma
A1	Dokunma_CLK
A2	-
A3	TFT_CS
A4	TFT_WR
A5	TFT_RS

Tablo 5 Touch LCD Pin Karşılıkları

1.1.1.4 Touch LCD'nin Devre Şeması



Şekil 34 Touch LCD Ardiuno Bağlantısı ve Devre Şeması

BÖLÜM 3

EKG CİHAZININ YAZILIMI

Arduinoya yüklenen yazılım:

```
/*-----  
Program:    EKG ve Nabız Simülasyonu  
Açıklama:    DC voltmetrenin ekranda gösterimi programından  
              yola çıkılarak tasarlanmıştır.  
Donanım:    Arduino UNO ile A0 üzerinden Voltaj bölücü.  
              2.8 inç Arduino UNO uyumlu TFT LCD Ekran.  
              Polimex EKG-EGG Arduina Shield  
Software:    Developed using Arduino 1.8.2 software  
Tarih:      10 December 2017  
Yazan:      İlke Arslan Furkan Tankut Yakın Dogu Biyomedikal Mühendisligi  
-----*/  
  
int y1[236];  
int x1;  
int SAYI;  
#include <Adafruit_GFX.h> // Çekirdek Grafik Kütüphanesi  
#include <Adafruit_TFTLCD.h> // Donanım Özel Kütüphanesi  
#include <SPI.h> // SPI Seri iletişim Kütüphanesi (TFT için)  
#define LCD_CS A3 // Chip Select için Analog 3 seçildi  
#define LCD_CD A2 // Command/Data için Analog 2 seçildi  
#define LCD_WR A1 // LCD Write için Analog 1 seçildi  
#define LCD_RD A0 // LCD Read için Analog 0 seçildi  
#define LCD_RESET A4 // Alternatif olarak Arduino reset pinine bağlanabilir  
#define BLACK 0x0000 //Siyah renk tanımlaması  
#define BLUE 0x001F // Mavi renk tanımlaması  
#define RED 0xF800 // Kırmızı renk tanımlaması  
#define GREEN 0x07E0 // Yeşil renk tanımlaması  
#define CYAN 0x07FF // Saf mavi renk tanımlaması  
#define MAGENTA 0xF81F // Saf kırmızı renk tanımlaması  
#define YELLOW 0xFFE0 //Sarı renk tanımlaması  
#define WHITE 0xFFFF //Beyaz renk tanımlaması  
#define GREY 0x8410 // Gri renk tanımlaması  
Adafruit_TFTLCD tft(LCD_CS, LCD_CD, LCD_WR, LCD_RD, LCD_RESET); //Adafruit  
lcd bacak tanımlaması  
#define Dv1 60.0 // Voltaj bölücü kalibrasyon değeri  
#define VREF 5.00 // ADC referans voltajı / kalibrasyon değeri  
float V1 = {0.00}; // v1 fonksiyonunu oluştur  
void setup() // Arduinoya enerji verildiğinde aşağıdaki fonksiyonu bir kez çalıştır. Ardından  
loop döngüsünü sonsuz çalıştır  
{  
  Serial.begin(9600); //seri başlangıç  
  Serial.println(F("Adafruit 2.8 Kullanildi\ Tft Cikislar pin ile")); // seri baskı  
  Serial.print("TFT genisligi "); Serial.print(tft.width()); Serial.print("x");  
  Serial.println(tft.height()); // genişlik ve yükseklik tanıtıldı  
  tft.reset(); // tftyi resetle
```



```

uint16_t identifier = tft.readID();
tft.begin(identifier);
tft.fillScreen(BLACK); // ekranı temizle
tft.setCursor(40, 100); // Yazıyı 40 satır 100 sütun ayarla
tft.setTextSize(3); //Metin boyutu 3 ayarla
tft.setTextColor(CYAN,BLACK ); //Ekran siyah yazı mavi
tft.println(" TASARIM İLKE - FURKAN"); //Ekran Tasarım ilke - Furkan yaz
delay(1000); //1000ms bekle
tft.fillScreen(BLACK); // ekran siyah doldur
// Çerçeve
tft.drawRect(1, 1, 239,319, BLUE); // çizilecek şinyalin pixel 1 yatay konumunda başlat 1
dikey konumunda başlat 239 genişliği 319 uzunluğu
tft.drawLine(1, 20, tft.width()-1, 20, BLUE);
tft.drawLine(1, 100, tft.width()-1, 100, BLUE);
tft.drawLine(1, 120, tft.width()-1, 120, BLUE);
tft.setTextColor(CYAN,BLACK); //Ekran siyah yazı mavi olacak
tft.setTextSize(2); //Metin boyutu 2 ayarla
tft.setCursor(94,4); // Yazıyı 94.satır 4.sütun ayarla
tft.println("NABİZ"); //Nabız yaz
tft.setTextColor(CYAN,BLACK); //Ekran siyah yazı mavi olacak
tft.setTextSize(2); //Metin boyutunu 2 ayarla
tft.setCursor(105,104); // Yazıyı 105.satır 104.sütun ayarla
tft.println("EKG"); // Ekg yaz
}
void loop()//Void setuptan sonraki fonksiyon döngüsüdür.
{
tft.fillRect(2,125,238,220, BLACK);
tft.drawRect(1, 1,239,319, BLUE);
V1= analogRead(5)
tft.setCursor(60, 35); // Yazıyı 60.satır 35.sütun ayarla
tft.setTextSize(4); //Metin boyutu 4 ayarla
tft.setTextColor(YELLOW,BLACK ); //Ekran siyah, yazı sarı renk
tft.print((((V1*VREF) / 1023)) * Dv1,2);
tft.println(" ");
if (((((V1*VREF) / 1023)) * Dv1) > 120)
{
tft.setTextColor(RED,BLACK); //Ekran siyah, yazı kırmızı yaz
tft.setTextSize(1); //Metin boyutu 1 ayarla
tft.setCursor(80, 80); //Yazıyı 80.satır 80.sütun ayarla
tft.println(" NABİZ YUKSEK! "); //Nabız yüksek yaz
}
else if (((((V1*VREF) / 1023)) * Dv1) < 40)
{
tft.setTextColor(RED,BLACK); //Ekran siyah, yazı kırmızı renk
tft.setTextSize(1); //Metin boyutu 1 ayarla
tft.setCursor(82, 80); //Yazıyı 82.satır 80.sütun ayarla
tft.println(" NABİZ DUSUK! "); //Nabız düşük yaz
}
else
{

```

```

tft.setTextColor(GREEN,BLACK); // Ekran siyah, yazı yeşil renk
tft.setTextSize(1); //Metin boyutu 1 ayarla
tft.setCursor(82, 80); //Yazıyı 82.satır 80.sütun ayarla
tft.println(" NABIZ NORMAL "); //Nabız normal yaz
}
while ( x1 < 238){
  y1[x1]= analogRead(5);
  Serial.println(x1);
  Serial.println(y1[x1]);
  y1[x1] = map(y1[x1], 0, 1023, 0, 256);
  tft.drawLine( x1+5, y1[x1]+140,x1+5,y1[x1 +1]+140,YELLOW);
  ++ x1;
  delay(1); //1ms bekle
}
x1=1;
}

```

BÖLÜM 4

SONUÇ

EKG sinyalleri, kalbin kasılıp gevşeyerek kan pompalaması esnasından oluşan elektriksel aktivitelerden elde edilir. Elde edilen bu EKG sinyallerinin incelenmesi sonucu kalpte meydana gelen bozukluklar teşhis edilir. Bu sinyaller yaklaşık olarak 1mV genliğindedir. Frekansları yaklaşık olarak 0,1Hz ile 150Hz arasındadır. Bu sinyaller cilt yüzeyinden elektrotlar ile algılanır. Çok düşük genlikte olan bu sinyalleri işlemek zor olduğundan dolayı bu sinyalleri yükseltmek gerekir. Bu sinyaller OLİMEX EKG Shield ile yükseltme ve filtreleme işlemleri yaptık. QRS sinyallerinin yanında EMG sinyalleri ve besleme kaynağından kaynaklanan sinyallerde yükseltildiği için EKG Shield'in içinde bulundurduğu alçak geçiren/yüksek geçiren, çentik filtreler ve BesselWorth filtresinin yardımı ile gürültü diye adlandırılan sinyaller QRS sinyallerinden temizleniyor. Daha sonra ARDİÜNO'ya yazdığımız yazılım ile sinyal işlemesi ve hesaplamalarını yaptık. Ardından ARDİÜNO'ya yazdığımız grafik işleme programı ile elde ettiğimiz sinyal çizimini ekrana çizdirdik. Bu projede birçok yenilikten yararlandık. Bu yeniliklerden yararlanarak projemiz çok daha küçük boyutlara ulaştı ve piyasada çok pahalı olan yenilikleri cüzi miktarda malzeme ücretleriyle projemize kazandırdık. Bu yenilikler sayesinde kişi herhangi bir kalp rahatsızlığı şüphesi olduğunda, cihazı elektrotlar yardımı ile kendine bağlayacak 5 dakikalık bir çekim yaptıktan sonra cihazın içinde bulunan SD karta kaydedilen QRS sinyalini, Excel formatını doktoruna gönderebilecektedir. Doktor gerekli incelemeleri yaptıktan sonra hastasına çok hızlı bir şekilde dönüş yapabilmektedir. Eğer riskli bir durum var ise doktor direkt olarak ambulansla iletişime geçebilir ve hastanın bulunduğu konuma sağlık ekiplerini gönderebilmektedir.

Bu projede amaçladığımız tamamen geliştirilmeye açık olmasıdır. Kullandığımız dokunmatik ekran sayesinde, haberleşme modülü de ekleyerek telefon ile senkronize edilebilir. Bu imkânlar doğrultusunda EKG sinyallerimizi telefon yoluyla çok daha hızlı doktora iletilebilmeye geliştirilebilecek şekilde tasarlanmıştır. Eğer Cardiac Arrest durumu gerçekleşiyorsa Drone Ambulans ile de senkronize edilerek çok kısa sürede müdahale edilme imkânı sağlanması düşünülmektedir.

Projenin maliyeti: 158\$

KAYNAKÇA

Mehmet Meriç, Kalp ve Damar Hastalıklarında Semiyoloji, 1. baskı, 2007 İstanbul, Türkiye: İstanbul

Ertuğrul YAZGAN, Mehmet KORÜREK (1995), Tıp Elektroniği, İTÜ Rektörlüğü Yayını, İstanbul

Lippincott Williams & Wilkins (1 August 2009). ECG Facts Made Incredibly Quick!. Lippincott Williams & Wilkins. p. 5. ISBN 978-1-60547-476-2.

Mary Conover Understanding Electrocardiography. Elsevier Health Sciences. 2003.p.4. ISBN 0-323-01905-6.

<http://www.medikalteknoloji.com/news.php?extend.43> Erişim Tarihi:18/03/2017

<https://kaankandemir.wordpress.com/2013/05/06/elektrokardiyografi-simulator-1-pic16f87> Erişim Tarihi:18/03/2017

<http://slideplayer.biz.tr/slide/1880928/> Erişim Tarihi:18/03/2017

<https://www.anatomi.gen.tr/anatomi-eksenler-ve-duzlemler.html> Erişim Tarihi:18/03/2017

https://en.wikipedia.org/wiki/Einthoven%27s_triangle Erişim Tarihi:18/03/2017

<http://slideplayer.biz.tr/slide/11980125/> Erişim Tarihi:18/03/2017

<http://slideplayer.biz.tr/slide/2440472/> Erişim Tarihi:18/03/2017

<http://slideplayer.biz.tr/slide/9125809/> Erişim Tarihi:18/03/2017

<http://biyolojiburda.blogcu.com/canlilarda-dolasim-sistemi/5103148> Erişim Tarihi:18/03/2017

<https://www.thinglink.com/scene/857520516016111616> Erişim Tarihi:18/03/2017

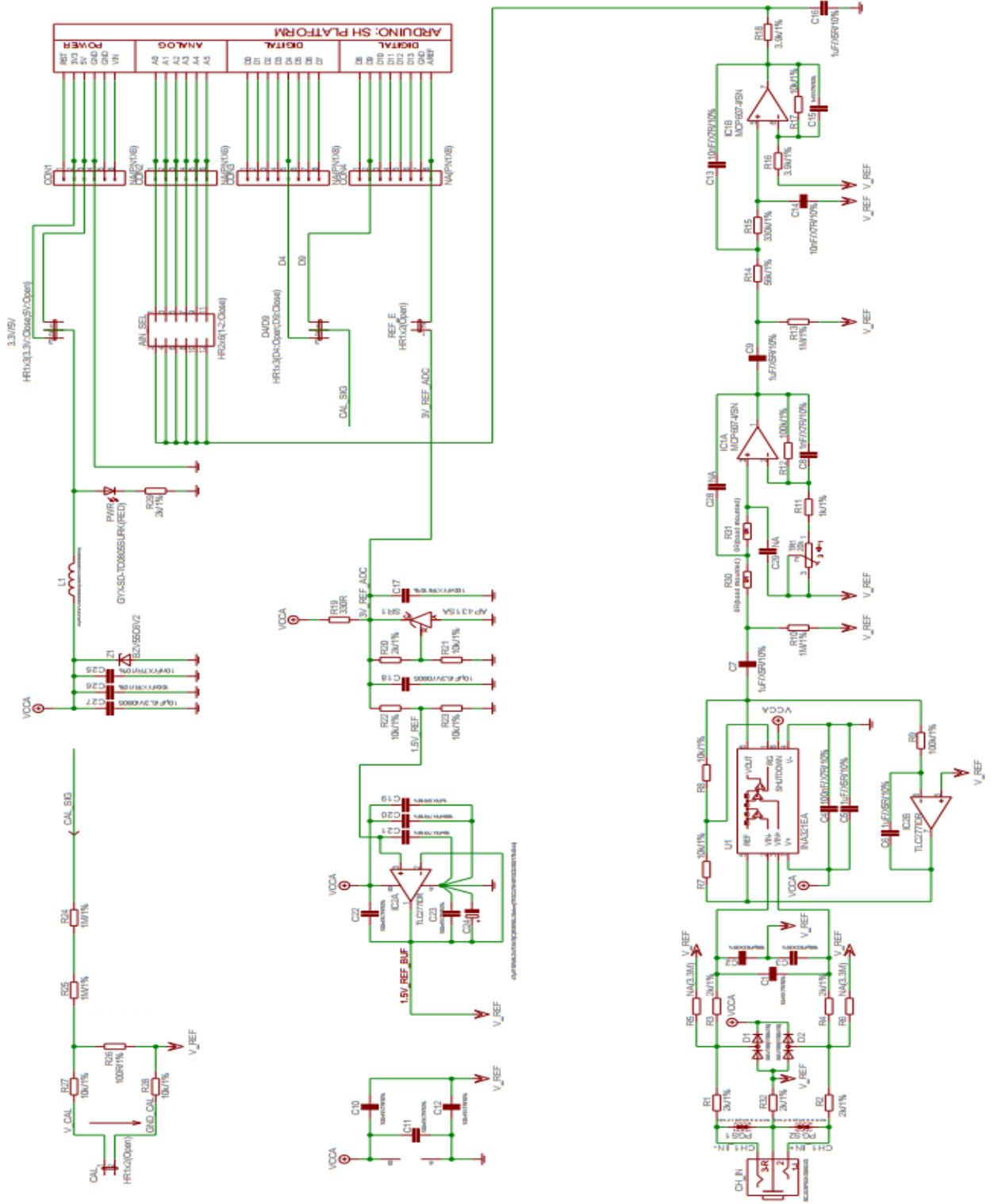
<http://evrenbilgisi.blogspot.com.cy/2012/12/kalbin-ozellikleri-kalp-insann-gogus.html> Erişim Tarihi:18/03/2017

http://tr.wikipedia.org/wiki/Kalp#Kalbin_tabakalar.C4.B1 Erişim Tarihi:18/03/2017

onurelmas.com/wp-content/uploads/2013/06/Lab-8.-Elektrokardiyografi.docx Erişim Tarihi:18/03/2017

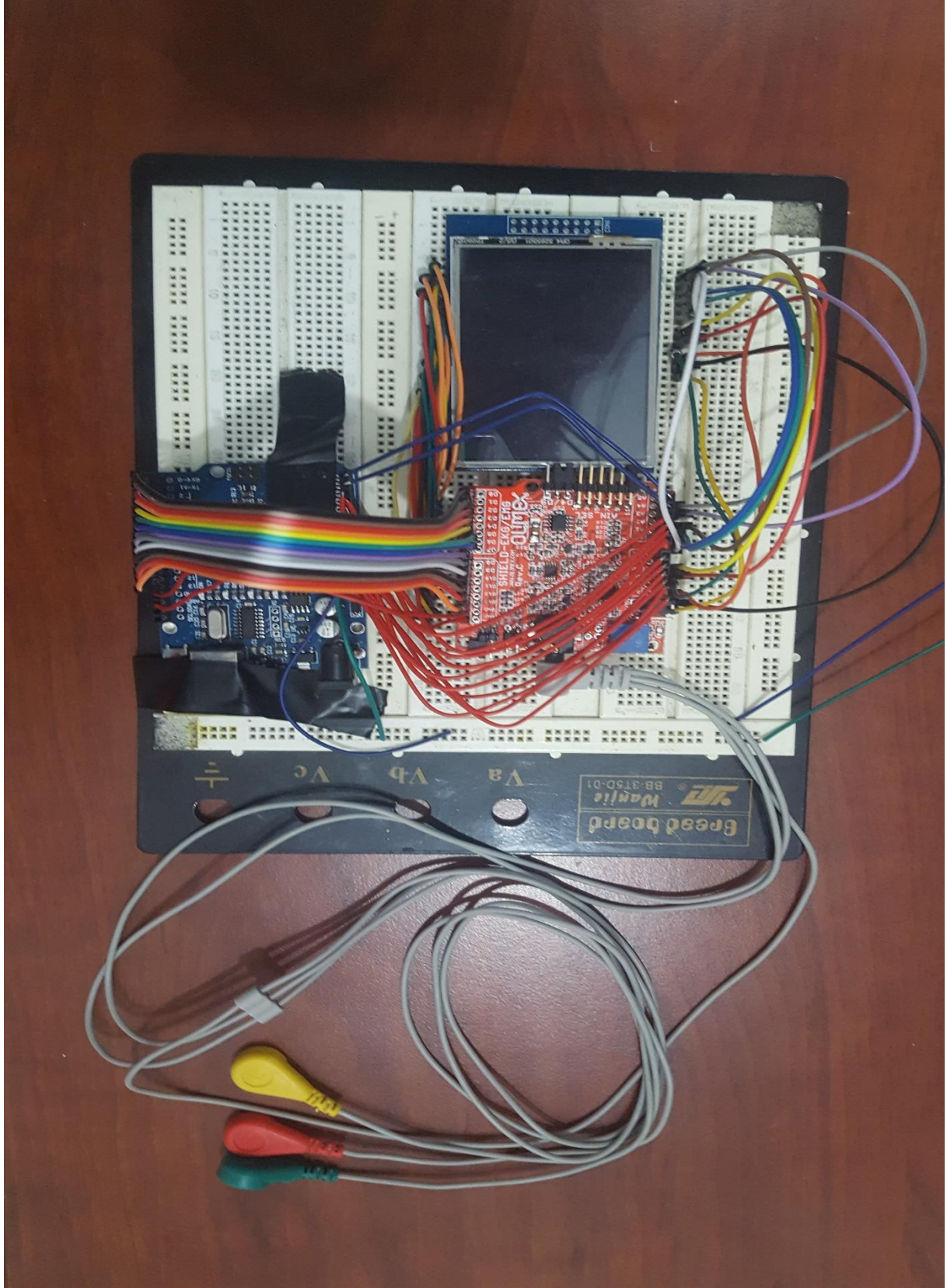
http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Elektrotlar.pdf Erişim Tarihi:18/03/2017

5.1. EK-1 Devre Şemaları



Şekil 35 EKG Shield Devre Şeması

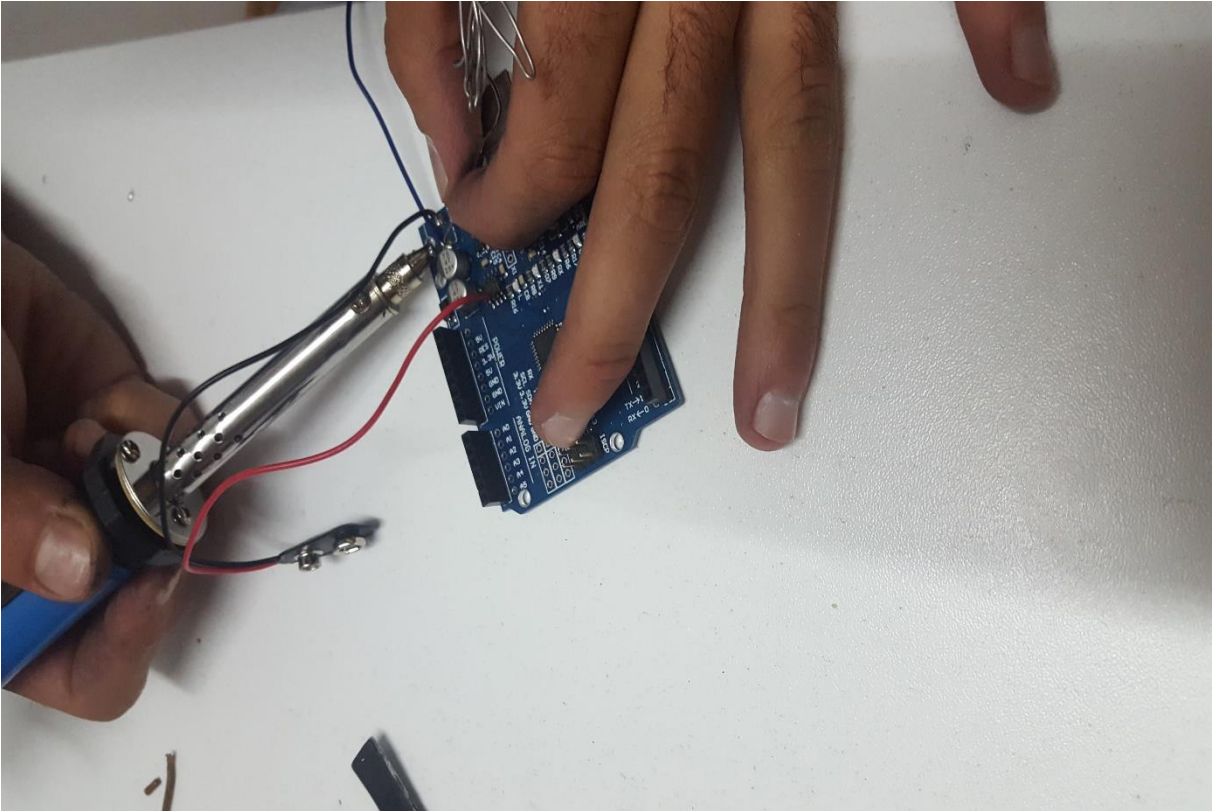
5.2. EK-2 Devrenin Yapılış Aşamasında ekilen Fotoğraflar



şekil 36 Devreyi Breadboard Üzerinde Deneme



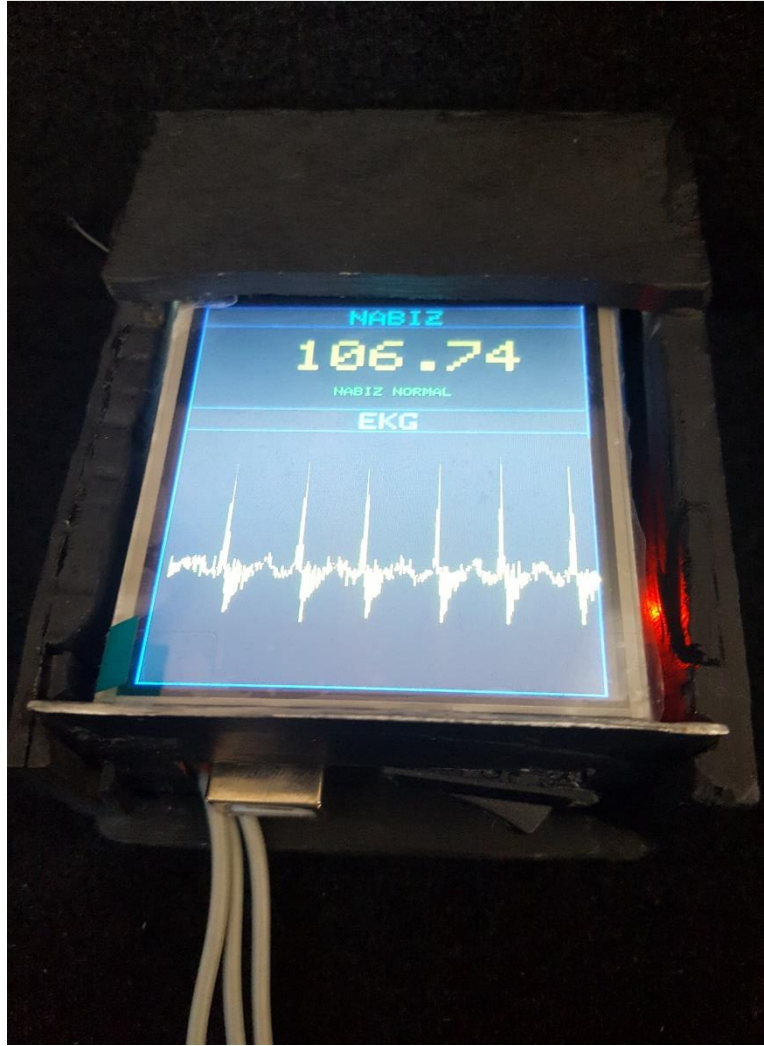
Şekil 37 Devreyi Korumak İçin Kasa Tasarımı



Şekil 38 Arduino Üzerine Ek Bağlantı Çalışması



Şekil 39 Devrenin Kasaya Koyulmamış Hali



Şekil 40 Devrenin Son Hali