



**T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK FAKÜLTESİ
ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ**

**ELEKTROKARDİYOĞRAFI CİHAZI YAPIMI
LİSANS BİTİRME ÇALIŞMASI**

Bitirme Çalışması Danışmanı: Prof. Dr. Tülay Yıldırım

05014069 Samet Çavuşoğlu

İstanbul, 2010

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGE LİSTESİ.....	iii
KISALTMA LİSTESİ.....	iv
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
ÇİZELGE LİSTESİ.....	vii
ÖNSÖZ.....	viii
ÖZET.....	ix
ABSTRACT.....	x
1 GİRİŞ.....	1
2 EKG SİNYALLERİNİN OLUŞUMU VE ÖZELLİKLERİ.....	3
2.1 Kalbin Anatomik Yapısı ve Dolaşım Sistemi.....	3
2.2 Kalbin Elektriksel İletimi ve EKG Sinyalinin Oluşumu.....	5
2.3 EKG Sinyalinin Gelişimi ve Ölçüm Yöntemleri.....	8
3 TASARLANAN CİHAZDAKİ TÜM DEVRELERİN TANITIMI.....	16
3.1 Veri Algılama Bölümünde Kullanılan Tüm Devreler.....	16
3.1.1 AD624-Enstrümantasyon Yükseltici.....	16
3.1.2 UAF42-Çentik Süzgeç.....	17
3.2 Veri İşleme Bölümünde Kullanılan Mikrodenetleyicinin Tanıtımı.....	18
4 ELEKTROKARDİYOĞRAFI CİHAZININ DONANIMI.....	24
4.1 Elektrotlar.....	25
4.2 Veri Algılama Bölümü.....	26
4.3 Veri İşleme ve Gösterme Bölümü.....	30
4.4 Güç Kaynağı.....	31
5 ELEKTROKARDİYOĞRAFI CİHAZININ YAZILIMI.....	32
6 SONUÇ.....	37
KAYNAKLAR	38
EKLER	49
Ek 1 Devre Şemaları.....	40
Ek 2 GLCD Katalog Bilgisi.....	42
Ek 3 78L05 Katalog Bilgisi	43
Ek 4 Yazılımın Makine Kodu.....	44
Ek 5 Projenin Maliyeti.....	48
ÖZGEÇMİŞ.....	49

SİMGE LİSTESİ

mV	Mili Volt
kg	Kilogram
O ₂	Oksijen
CO ₂	Karbandioksit
mmHg	Milimetre Civa
Hz	Hertz
KHz	Kilo Hertz
MHz	Mega Hertz
μA	Mikro Amper
KΩ	Kilo Ohm
MΩ	Mega Ohm
Ag	Gümüş
AgCl	Gümüş Klorür
SiCl	Silikon Klorür
Ac	Ortak Mod Kazancı
Ad	Farksal Mod Kazancı

KISALTMA LİSTESİ

SA	Sinoatriyal Düğüm
AV	Atriyoventriküler Düğüm
EKG	Elektrokardiyogram
CMRR	Common Mode Rejection Ratio (Ortak Modu Bastırma Oranı)
ADC	Analog to Digital Converter (Analog-Sayısal Çevirici)
LSB	Least Significant Bit (En Az Değerlikli Bit)
MOS	Metal Oxide Semiconductor
PWM	Pulse Width Modulation (Darbe Genişlik Modülasyonu)
RAM	Random Access Memory (Rastgele Erişimli Bellek)
EEPROM	Electrically Erasable Programmable Read Only Memory (Elektriksel Olarak Silinip Okunabilen Bellek)
LCD	Liquid Crystal Display (Likit Kristalli Ekran)

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1. Kalp ve Dolaşım Sistemi.....	3
Şekil 2.2. Kalbin Anatomik Yapısı.....	4
Şekil 2.3. Kalbin fiziksel hareketi sonucu oluşan elektriksel sinyaller.....	6
Şekil 2.4. EKG İşareti.....	7
Şekil 2.5. EKG Sinyalinin Oluşumu.....	7
Şekil 2.6. Kardiyak Vektörünün İzdüşürüldüğü eksenlerin bulunduğu düzlemler.....	9
Şekil 2.7. Eindhoven Üçgeni.....	10
Şekil 2.8. Çift Kutuplu Standart Derivasyon Ölçümlerinde Elektrotların Bağlanması.....	11
Şekil 2.9. Kuvvetlendirilmiş Moddaki Elektrotların Bağlanış Şekli.....	11
Şekil 2.10. Transvers Düzlem EKG Ölçümleri.....	12
Şekil 2.11. Sagital Düzlemde EKG Ölçümü.....	13
Şekil 2.12. Elektrot-elektrolit arabirimi ve akım geçişi.....	14
Şekil 2.13. Elektrot Elektriksel Devre Modeli.....	15
Şekil 3.1. AD624'ün İç Yapısı.....	16
Şekil 3.2. AD624 Bağlantı Diyagramı.....	17
Şekil 3.3. UAF42 İç Yapısı ve Çentik Devresi.....	17
Şekil 3.4. UAF42 Bağlantı Diyagramı.....	18
Şekil 3.5. Mikrodenetleyicinin Uç Bağlantıları.....	19
Şekil 3.6. ADC Blok Diyagramı.....	20
Şekil 3.7. ADCON0 Kaydedicisi.....	21
Şekil 3.8. ADCON1 Kaydedicisi.....	22
Şekil 3.9. ADC Birimi Transfer Fonksiyonu.....	23
Şekil 3.10. Analog Sinyalin Sayısala Dönüşümü ve Sayısal Çıkış.....	23
Şekil 4.1. Cihazın Blok Şeması.....	24
Şekil 4.2. EKG Cihazının Ayrıntılı Blok Şeması.....	25
Şekil 4.3. Veri Algılama Bölümünün Devre Şeması.....	26
Şekil 4.4. Alçak Geçiren Süzgeç Devresi.....	27
Şekil 4.5. 10Hz'lik Sinyalin Alçak Geçiren Süzgece Uygulanması.....	27
Şekil 4.6. 100Hz'lik Sinyalin AGF Devresine Uygulanması.....	28
Şekil 4.7. Yükseltici Devreleri.....	29

Şekil 4.8. Devreden Geçen Sinyalin Değişimi.....	29
Şekil 4.9. Mikrodenetleyici ve Grafik LCD Bağlantıları.....	30
Şekil 4.10. Güç Kaynağının Devresi.....	31
Şekil 5.1. Program Akış Diyagramı.....	32-33
EK-1 Şekil 1.1. Veri Algılama Devresi.....	40
EK-1 Şekil 1.2. Güç Kaynağı Devresi.....	40
EK-1 Şekil 1.3 Veri İşleme ve Gösterme Bölümü Devresi.....	41
EK-3 Şekil 3.1. Regülatörün Blok Diyagramı.....	43

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge 2.1. EKG Süreleri.....	7
Çizelge 2.2.EKG Sinyalinin Oluşum Noktaları.....	8
EK-5 Çizelge 5.1. Maliyet Tablosu.....	50

ÖNSÖZ

Elektrokardiyograf olarak da bilinen bu projede vücuda yerleştirilen elektrotlar yardımıyla kalbin üretmiş olduğu elektriksel sinyaller algılanır ve PIC mikrodenetleyici ile grafik LCD de sürekli olarak gösterilir.

Tezi hazırlarken yaptığım çalışmalar sırasında bana güvenini hiç yitirmeyerek destek olan aileme, önemli tecrübelerinden yararlandığım proje danışmanım Prof. Dr. Tülay Yıldırım'a ve Arş. Gör. Revna Acar Vural'a ve daima yanımda olan yardımlarını esirgemeyen arkadaşlarıma teşekkürlerimi bir borç bilirim.

ÖZET

Kalp hastalıklarının teşhisinde EKG ölçümleri önemli bir yere sahiptir. EKG sinyalleri kalbin elektriksel faaliyeti sonucu oluşan ve deri yüzeyinden elektrotlarla ölçülebilen biyopotansiyel sinyalleridir. EKG sinyalleri görüntüleme ve kayıt birimlerinde görüntülenerek teşhis amaçlı olarak kullanılabilir. Sinyallerin genlikleri, süreleri ve tekrarlama sıklıkları kalbin fizyolojik durumu hakkında bilgi verir. Bu sinyaller enstrümantasyon yükselteçleri ile güçlendirilerek işlenebilir sinyallere dönüştürülür. EKG cihazı da kalp aktivitesi sonucunda deri yüzeyinde oluşan 1 mV civarındaki elektriksel sinyali algılayıp ekranda gösteren bir aygıttır. Gerçekleştirilen bu çalışmada vücut yüzeyinden elektrotlarla alınan biyopotansiyel sinyallerinin yükseltilmesi ve EKG sinyalinin filtrelenmesi adımları uygulanmıştır. Daha sonrasında da sinyaller PIC mikrodenetleyici sayesinde GLCD gösterilmiştir.

ABSTRACT

ECG measurements have an important point to specify the heart diseases. ECG signals are generated by the heart's electrical actions and can be detected using electrodes over skin. ECG signals may be used to diagnose in viewing and recording units. The amplitude, duration and repetition frequency of ECG signals give us to information about physiological condition of heart. These biological signals are amplified by using instrumentation amplifiers and can be processed with analog or digital signal processing techniques. ECG device is an apparatus which sense electrical signals that occur on skin about 1mV because of heart's action and show on GLCD. The design and applications mentioned in this thesis covers how to detect biopotential signals by using skin surface electrodes and to filter ECG signals from noise signals. Then these signals were showed on GLCD because of PIC microcontroller.

1. GİRİŞ

Günümüzde meydana gelen ani ölümlerin büyük bir çoğunluğunun sebebi kalp rahatsızlıklarıdır. Kalp hastalıklarından meydana gelen ölümlerin azaltılması için mühendislik metotları ve tıbbi cihazlar ışığında gerçekleştirilen bilimsel çalışmalar sürmektedir.

Kullanılan mühendislik teknikleri ile kan basıncı, akış hızı ve kan miktarı kolaylıkla ölçülebilir. Elektronik cihazlar ile kardiyoloji alanında kalbin elektriksel faaliyeti ve kalp sesleri ölçülebilir. Birçok hastanede yoğun bakım üniteleri çalışmalarını güvenilir cihazlar ile desteklemektedir. Aynı zamanda elektronik vuru düzenleyici (pacemaker), elektriksel darbe üretici (defibrillator) gibi kalbin çalışmasına yardım eden cihazlar da kullanılmaktadır. Bu sistemler ölçüm cihazları olmamakla beraber ölçüm cihazları ile birlikte kullanılırlar. EKG sinyallerinin incelenmesi ve takibi dolaşım sisteminde meydana gelebilecek herhangi bir düzensizliğin teşhis edilmesini kolaylaştıracaktır. Bu nedenle EKG sinyallerini izlemek üzere elektrokardiyografi cihazları geliştirilmiştir. Bu cihazlar incitici olmayan yöntemler ile cilt yüzeyinden kalp tarafından üretilen biyopotansiyel sinyaller kullanılarak kalbin fizyolojik durumunu saptamak için kullanılmaktadır.

Elektrokardiyograf olarak da bilinen bu projede vücuda yerleştirilen elektrotlar yardımıyla kalbin üretmiş olduğu elektriksel sinyaller algılanır ve PIC mikrokontrolör ile grafik LCD de sürekli olarak gösterilir.

Elektrokardiyografi, kalp kasının ve sinirsel iletim sisteminin çalışmasını incelemek üzere kalpte meydana gelen elektriksel faaliyetlerin kaydedilmesidir. Bu kayıt ile elde edilen grafiğe elektrokardiyogram (EKG) ve kullanılan alete de elektrokardiyograf denir. Kalbin elektrik faaliyeti ile meydana gelen potansiyel değişiklikleri, kalp çevresindeki dokuların ve bilhassa kanın yardımı ile bütün vücuda aynı anda yayılır. Bu tür bir işaret elde etmek için vücudun çeşitli yerlerine konan iletici uçlar (elektrotlar) vasıtasıyla ortaya çıkan elektriksel değişiklikler yükseltilerek kaydedilir. EKG sinyali birçok kalp problemlerinin erken teşhisinde kullanılmaktadır. Örneğin, hızlı kalp atışı (takikardiya), yavaş kalp atışı (bradikardiya) ve bunun gibi birçok kalp problemlerinin teşhisinde EKG cihazları son derece önem taşımaktadır.

İlk elektrokardiyografi cihazını bir galvonometreden 1900 yılında geliştiren Hollandalı fizyolog Willem Eindhoven bu keşfiyle Tıp Nobel Ödülü kazandı. Geliştirilen bu ilk cihaz 270 kg ağırlığındaydı[2]. Elektrokardiyografi cihazı geliştirildikçe küçüldü. Bugün artık elle taşınabilen EKG cihazlarının ağırlığı 1 kg'ın altına inmiştir. Ayrıca EKG'yi aynı anda hem kağıda kaydetmek hem de görüntülemek mümkündür. Elde edilen bilgileri anında

değerlendirip rapor veren cihazlar da mevcuttur. Eforlu, çok kanallı, yorumlu, monitörlü ve otomatik çalışabilen çeşitleri vardır. EKG cihazları, acil servis, kardiyojoloji servisi, dahiliye servisi, yoğun bakım, ameliyathane gibi yerler başta olmak üzere birçok yerde kullanılmaktadır.

Tez çalışması, bölümlere ayrılarak incelenmiştir. Bu bölümler şunlardır:

1. Elektrodlar
2. Veri Algılama Bölümü
3. Veri İşleme Bölümü
4. Veri Gösterme Bölümü
5. Güç Kaynağı

Bu bölümler daha sonraki kısımlarda ayrıntılı olarak açıklanmıştır.

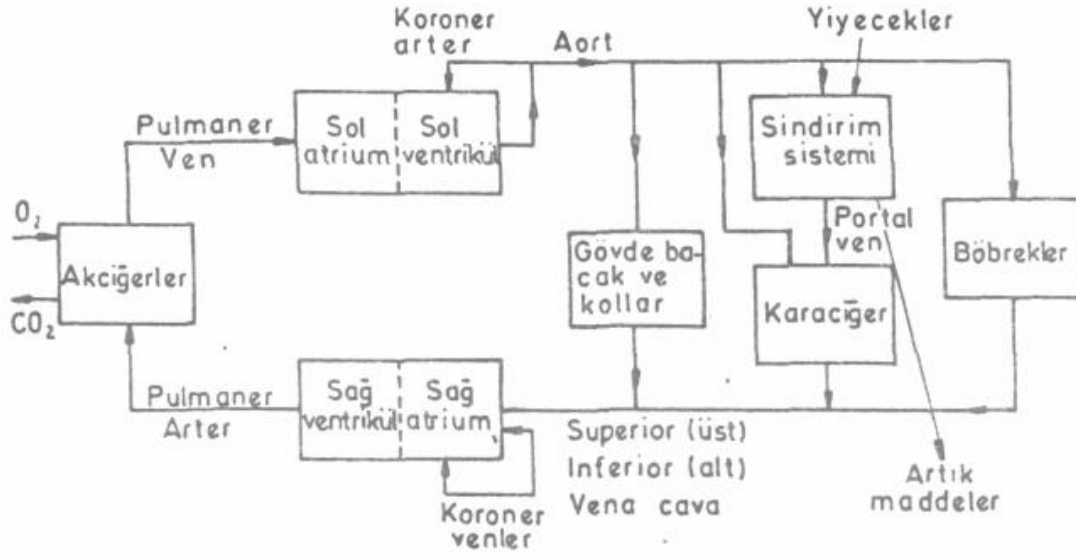
Temel bir EKG cihazının bileşenleri; EKG sinyallerini algılamak için kullanılan elektrotlar, bu elektrotlar ile alınan sinyallerin yükseltilmesi için bir yükselteç katı, yükselteç çıkışındaki karmaşık sinyal içinden sadece EKG sinyallerinin geçişine olanak tanıyacak filtreleme katı ve bu sinyalleri işleyip görüntüleyecek olan veri işleme ve görüntüleme katlarıdır.

EKG sinyali birkaç milivolt kadar küçük olup genel olarak bu sinyaller elektriksel gürültü ile karışmıştır. Bu kadar küçük bir sinyali gürültüden ayırmak ve yaklaşık birkaç bin defa yükseltmek gerekmektedir. Bu yüzden elektrotlar tarafından algılanan analog kalp sinyali veri algılama bölümüne verilir. Bu bölümde sinyal süzgeç kullanılarak gürültüden ayrılır ve birkaç bin defa yükseltilir. Daha sonra sinyal veri işleme bölümüne verilir ve burada analogdan sayısala çevrilir. En sonda ise grafik LCD yardımıyla gösterilir.

2. EKG SİNYALLERİNİN OLUŞUMU VE ÖZELLİKLERİ

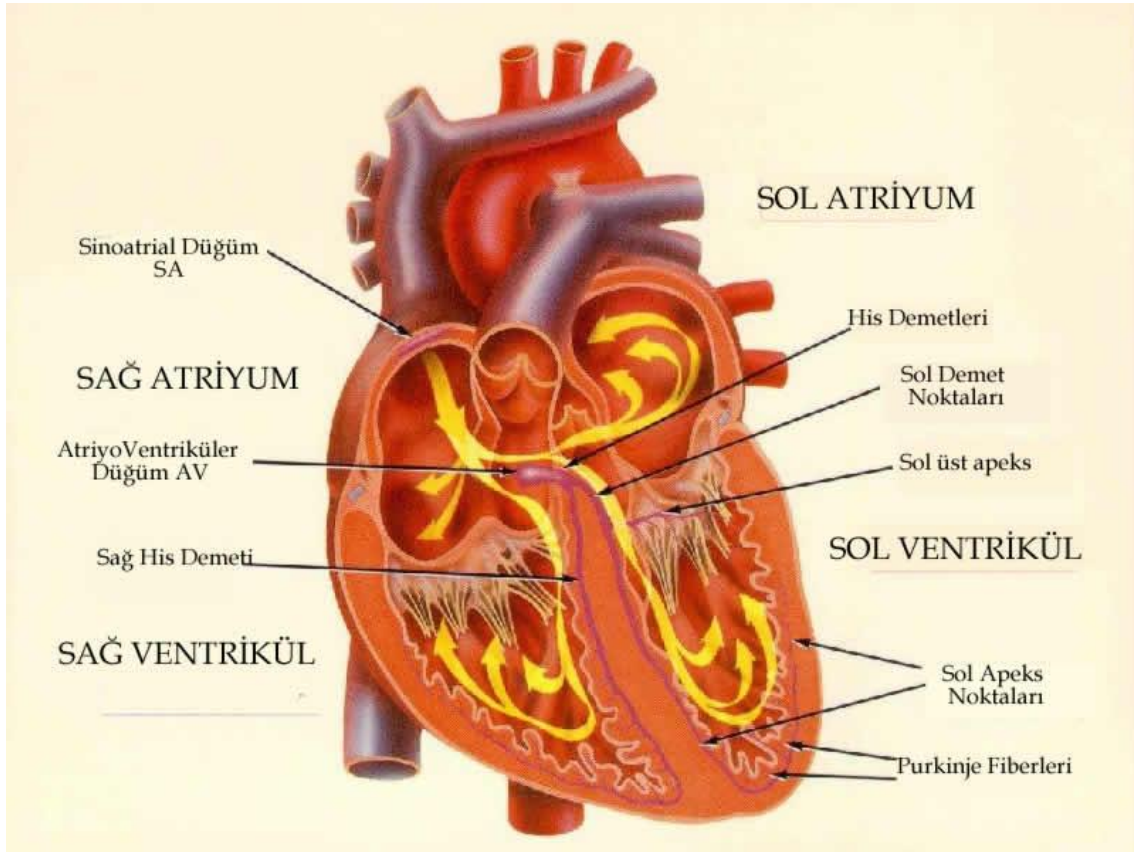
2.1. Kalbin Anatomik Yapısı ve Dolaşım Sistemi

Şekil (2.1)'de kalp ve kan dolaşım sisteminin blok diyagramı gösterilmiştir. Kanın dolaşımı, bir pompa görevi gören kalbin sıkışması sonucu oluşan basınç yardımıyla sağlanır. Temiz kan (oksijen verilmiş kan) kalbin sol karıncığı (sol ventrikülü) yardımıyla tüm vücutta, çeşitli organ ve dokularda gerek duyulan oksijeni sağlamak üzere verilir. Vücuttaki kan dolaşım sistemi, hücrelere bir hücre çapından daha uzakta kalmayacak şekilde, kılcıl damarlar yardımıyla tüm vücudu kaplamıştır. Sindirim sistemine uğrayan kan, buradaki besin maddelerini ve suyu bünyesine alır. Böbrek, bir filtre görevi yaparak kanı kirli ve artık maddelerden temizler. Oksijeni organlardaki doku ve hücrelere veren kan, oksijensiz kirli kan olarak sağ kulakçığa (sağ atriyum) döner. Bu kirli kan, sağ kulakçığa ve oradan da sağ karıncığa geçer. Sağ karıncıktan, bünyesinde toplanan CO_2 'yi verip yerine O_2 almak üzere pulmaner arter üzerinden akciğerlere pompalanır. Akciğerlerde CO_2 - O_2 alışverişi sonucunda temizlenen kan sol kulakçığa, pulmaner ven yardımıyla döner[1].



Şekil 2.1. Kalp ve Dolaşım Sistemi[1]

Kalp yapısı itibarıyla iki durumlu bir pompa düşünülebilir. Kalp, fiziki olarak paralel durumda düzenlenmiştir fakat pompalara giden kan dolaşımı yönünden seri bir çalışma sergiler.



Şekil 2.2. Kalbin Anatomik Yapısı

Sistemik dolaşımda, arterlerle (atardamarlarla) venler (toplardamarlar) arasında büyük bir basınç gradyanı vardır. Dolayısıyla, sol kalp bir basınç pompası gibi düşünülebilir. Pulmaner dolaşımda ise arterlerle venler arasındaki basınç farkı az olup, sağ kalp, bir hacim pompası olarak düşünülebilir. Sistemik dolaşım yüksek basınca ihtiyaç gösterdiğinden, sol kalpte daha geniş ve kuvvetli bir kas kütlesi vardır. Şayet uzun bir zaman aralığındaki ortalamalar göz önüne alınırsa, her iki tarafın da pompaladıkları ortalama kan hacmi birbirine eşittir. Sol ventrikülde vücudun en uç noktalarına kadar kanın ulaşmasını sağlayacak bir basınç oluşur[1].

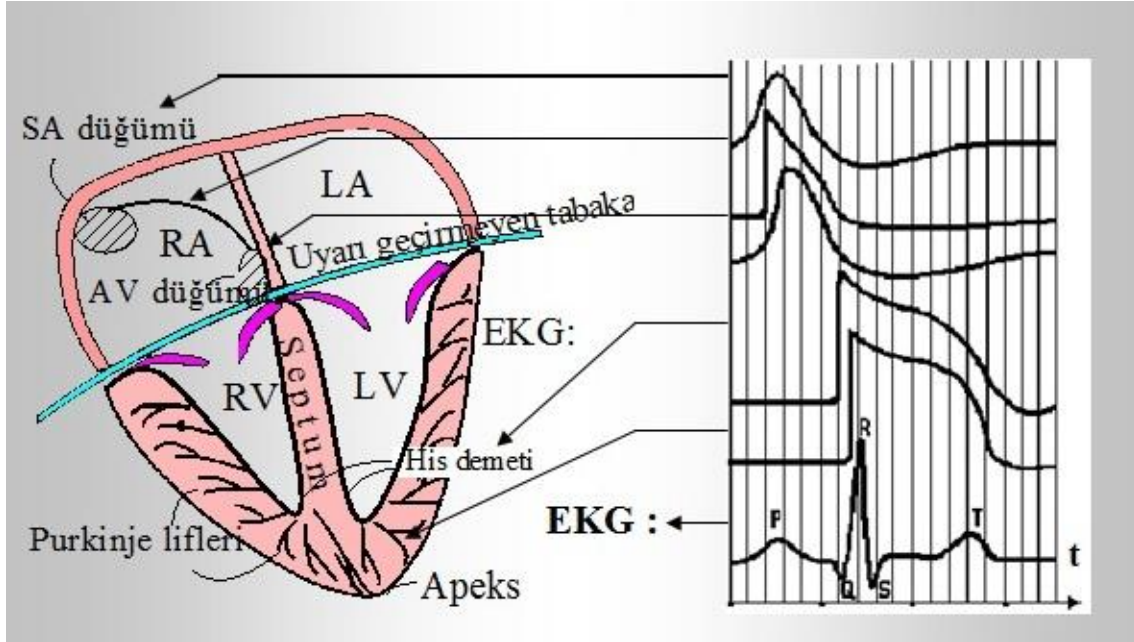
Kalbin pompalama zamanı başlıca iki bölüme ayrılır. Bu çevrim zamanları sistol ve diyastol olarak bilinir. Sistol, kalp kaslarının özellikle sol ventrikül kaslarının kasılmasıyla kanın pulmaner arter ve aorta pompalanma süresidir. Bu süre içinde özellikle sağ ve sol karıncığın eşzamanında akciğere ve aorta kan pompalaması gerçekleştirilir. Diyastol ise kalp odacıklarının gevşeyerek kanla dolma süresidir. Kan basıncının maksimum değerine, sistolik kan basıncı, en düşük değerine de diyastolik kan basıncına denir ve genellikle, sistolik basınç/diyastolik basınç şeklinde gösterilir, ölçü birimi olarak mmHg kullanılır. Büyüklerde, normal şartlarda,

koldaki atardamardan ölçülen sistolik basınç 95 ile 140 mmHg arasında değişir ve ortalama değeri 120 mmHg'dir. Normal diyastolik basıncın ortalama değeri 80 mmHg olup, 60 ila 90 mmHg arasında değişir. Diğer bazı ortalama basınç değerleri de şunlardır; aort basıncı 130/75, sol ventrikül basıncı 130/5, sol atriyum basıncı 9/5, sağ ventrikül basıncı 25/0, sağ atriyum basıncı 3/0 ve pulmoner arter basıncı 25/12 mmHg'dir.[1]

2.2.Kabin Elektriksel İletim Sistemi ve EKG İşaretinin Oluşumu

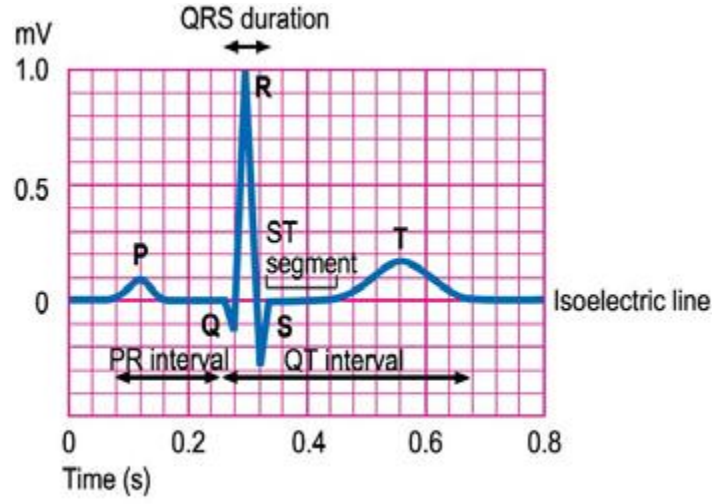
Kalbin elektriksel iletim sistemi, sinüs düğümü(SA), his demeti, atrioventriküler düğüm(AV), demet kolları ve purkinje fiberlerinden oluşur. SA düğümü, kalbin vuru düzenleyicisi olarak çalışır ve hareketini başlatıp, hızını belirler. SA düğümünde kendiliğinden oluşan aksiyon potansiyeli depolarizasyon dalgası halinde kalbin tümüne yayılır. Kalp hücreleri arasındaki geçiş ise Şekil 2.3'de görüldüğü gibi hücreler arası alçak direnç bölgelerini oluşturan geçit bölgeleri üzerinden gerçekleştirilir. SA düğümü sağ atriyumun arka duvarında yer alan 3x10 mm boyutunda özelleşmiş kalp hücrelerinden oluşmuştur. SA düğümünün oluşturduğu aksiyon potansiyelinin frekansı değişen koşulların gereksinimini karşılamak üzere merkezi sinir sistemi tarafından da kontrol edilmektedir.

SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli, atriumlar üzerindeki iletim yolları üzerinden hızlı bir şekilde yayılarak atriumların kasılmasını sağlar ve buradaki kan ventriküllere basılır. Atriumlarda aksiyon potansiyelinin hızı, 30 cm/s kadardır. SA ve AV düğümleri arasındaki özel iletim hatlarında ise hız 45 cm/s kadardır. SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli 30-50 ms sonra AV düğümüne ulaşır. Bu süre, atriumların içerlerindeki kanı tümüyle ventriküllere doldurmaları için yeterli değildir. Bu nedenle ventriküllerin kasılmasının bir süre sonra yapılması gereklidir. Bu işlem, bir geciktirme elemanı gibi çalışan AV düğümünde, aksiyon potansiyelinin 110 ms kadar geciktirilmesiyle sağlanır. Atriumlarla ventriküller arasındaki yağlı septum bölgesi elektriksel izolasyonu sağlar ve kalbin bu iki bölgesi arasındaki iletim sadece iletim sistemi üzerinden yapılabilir.[1]



Şekil 2.3. Kalbin Fiziksel Hareketi Sonucu Oluşan Elektriksel Sinyaller

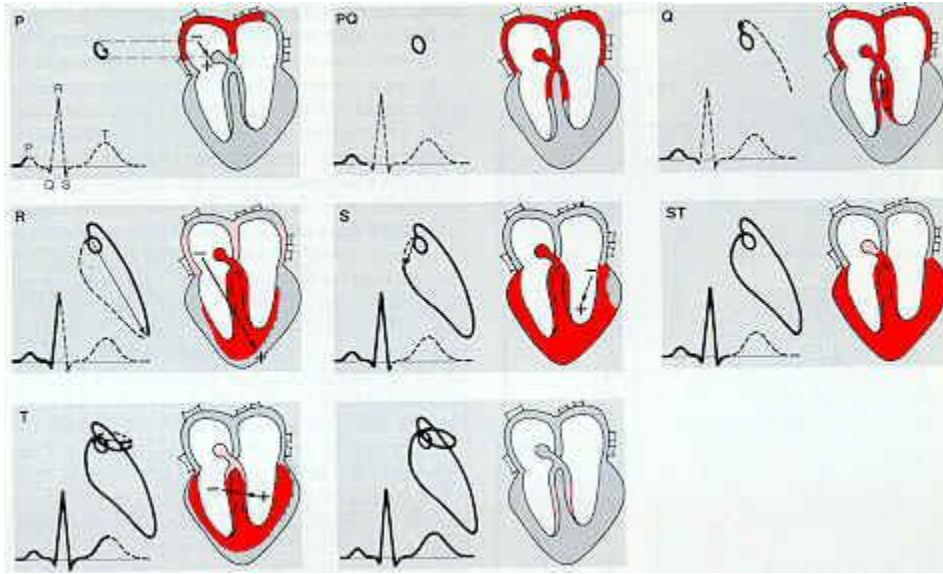
SA düğümünde meydana gelen depolarizasyon dalgası 0.3m/s hızla her iki kulakçığın kaslarına yayılır ve bütün bu aksiyon potansiyellerinin bileşkesi olan ve kalbin elektriksel aktivitesini temsil ederek elektrotlarla vücut yüzeyinden algılanan elektrokardiyogramda(EKG), kalbin dinlenme durumundaki izoelektrik seviyesi üzerinde P dalgası oluşur. Genliği, atriyum kaslarının fonksiyonel aktivitesini belirtir. PQ aralığı, his demeti iletim zamanını gösterir. QRST dalgası, ventriküler kompleks olarak isimlendirilir. QRS kompleksi, ventriküllerin depolarize olmasına karşılık gelmektedir. Ventrikül kaslarının fonksiyonel aktivitesini gösterir. His demeti ve kollarındaki iletim bozuklukları da QRS'de değişikliklere neden olur. Ventriküllerin kasılması ile R dalgasının yukarı çıkışı aynı anda olur. ST aralığında, ventrikül kas hücreleri yavaş, T sürecinde ise hızlı repolarize olur.[1]



Şekil 2.4. 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

Çizelge 2.1. EKG Süreleri



Şekil 2.5. EKG Sinyalinin Oluşumu

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

Çizelge 2.2.EKG Sinyalinin Oluşum Noktaları

Kardiyak değişimler ve potansiyel kardiyak problemlerinin teşhisi için Ekg sinyallerinin değişimleri incelenebilir. Bu da vücuttaki sıvıların iyi iletkenlik özelliklerine sahip olması ile mümkün olur. Kalbin oluşturduğu elektriksel sinyaller, vücut sıvıları ile deri yüzeyine taşınır ve buradan da elektrotlar sayesinde alınıp elektrokardiyograf denilen aygıtlarla bu sinyaller görüntülenir. Elde edilen görüntülere de elektrokardiyogram denir.[3]

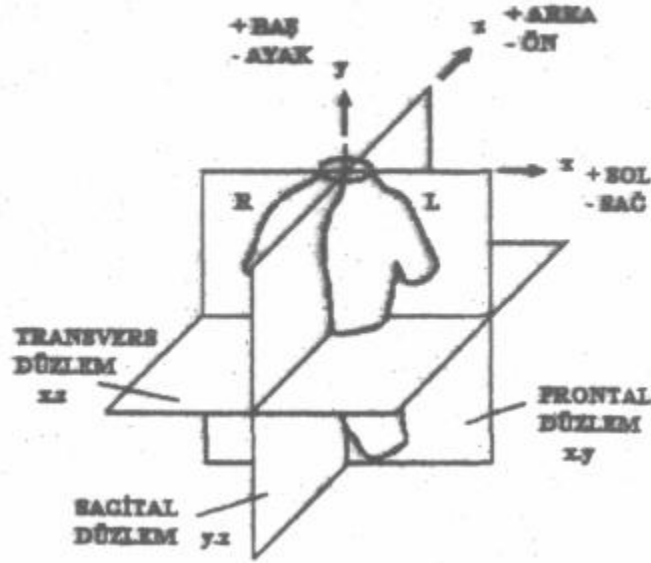
2.3. EKG Sinyalinin Gelişimi ve Ölçüm Yöntemleri

1946’larda doğrudan yazıcı ve kaydedicilerin geliştirilmesi ile görüntüleme ve kayıt dezavantajları ortadan kalkmıştır. Bu dönemde hareketli kâğıt şerit üzerine EKG izini kaydetmek için mürekkep kullanılmıştır ve sistemde herhangi bir işleme gerek kalmadan doğrudan grafik elde edilebilmektedir. Bu gelişimlerin ardından üretilen özel ısı duyarlıklı kâğıt günümüzdeki EKG’lerin neredeyse tümünde kullanılan kayıt mekanizması haline geldi. Temel olarak bu tip kaydedicilerin kalem motoru dairesel hareketli bir ibreye ve yazıcı uca sahiptir.

EKG cihazı kalp aktivitesi sonucunda deri yüzeyinde oluşan 1 mV civarındaki elektriksel sinyali algılayıp ekranda gösteren ve EKG kağıdına kayıt yapan cihazlardır. Sinyallerin genlikleri, süreleri ve tekrarlama sıklıkları kalbin fizyolojik durumu hakkında bilgi verir. Kalpte oluşan elektriksel sinyal, EKG hasta kablosu ve elektrotlar yardımıyla algılanır ve çok küçük seviyede olan bu sinyaller cihaz içerisinde mevcut elektronik devreler tarafından yükseltilerek monitöre ve EKG yazıcısına aktarılır. EKG cihazları genel olarak 3–10 kg arasında ve taşınabilir ebatlarda olmaktadır.[8]

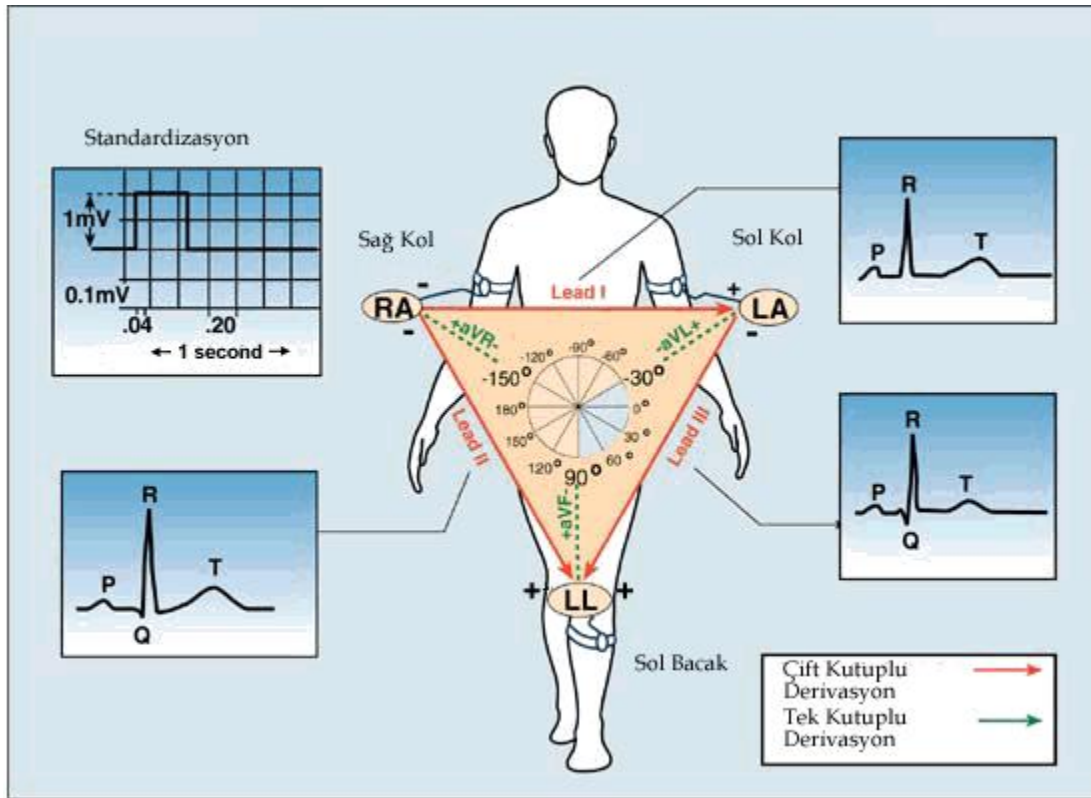
Elektrokardiyogram ölçümleri için çeşitli derivasyonlar kullanılmaktadır. Kalp gövde içerisinde bulunan bir elektrik üretici olarak düşünebilir. Bu üreticin tamamen gövde içerisinde gömülü olması nedeniyle üreteç çıkışının direkt ölçümü, ancak bir ameliyatla

mümkün olabilir. EKG'de, bir hacimsel iletken olan gövdenin yüzündeki çeşitli noktalar arasında yapılan potansiyel farkı ölçümleri yardımıyla, kalbin durumu belirlenebilir. Böylece kardiyak vektörü istenilen referans düzlemlerinin üzerlerindeki eksenler üzerine izdüşürülebilir. Şekil 2.6'da, uygulamada referans düzlem olarak alınan "Frontal, Transverse" ve "Sagittal" düzlemler gösterilmiştir.[1]



Şekil 2.6. Kardiyak Vektörünün İzdüşürüldüğü Eksenlerin Bulunduğu Düzlemler[1]

EKG ölçüm tekniğinde frontal düzlemdeki kardiyak vektörü izdüşümünün belirlenebilmesi 60°'lik açılar yapan üç eksen üzerindeki izdüşümlerinin ölçülmesi ile mümkündür. Bu eksenlerin belirlediği üçgene Eindhoven Üçgeni denir. [2]

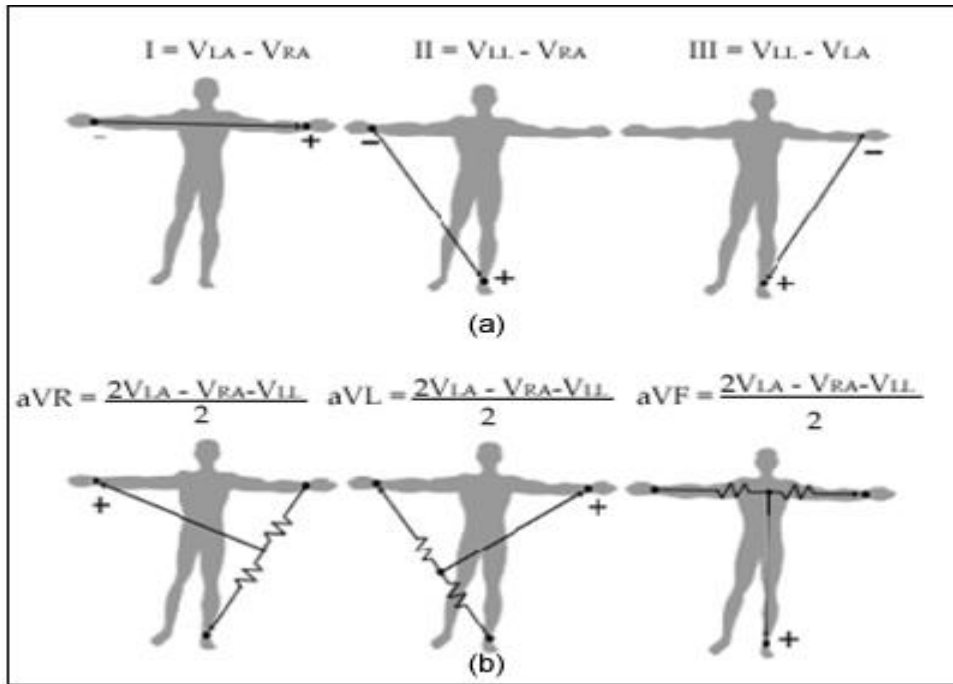


Şekil 2.7. Eindhoven Üçgeni

Diğer derivasyon yöntemleri ise bir pozitif ve bir negatif elektrotun kullanılmasıyla elde edilen derivasyonlar çift kutuplu(bipolar), tek bir pozitif elektrot ile elde edilen derivasyonlar ise tek kutuplu(unipolar) olarak adlandırılır. Bipolar derivasyonlardan I'de pozitif elektrot sol kolda, negatif elektrot sağ kolda, II'de pozitif elektrot sol bacakta, negatif elektrot sağ kolda, III'de pozitif elektrot sol bacakta, negatif elektrot sol kolda yer alır (Şekil 2.8).

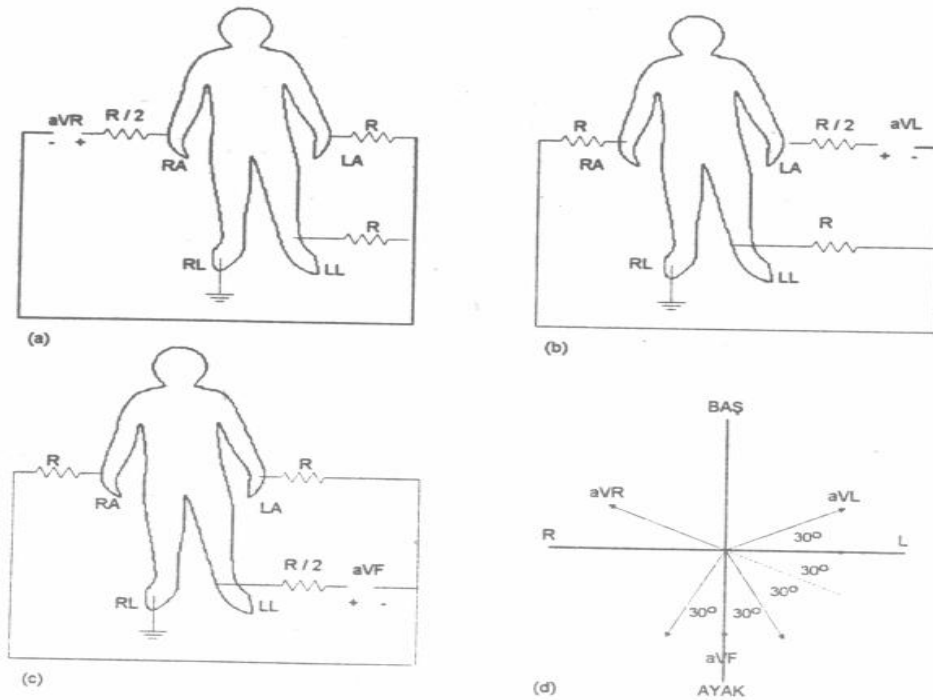
Bundan başka üç temel bağlantının her birinden ölçülen EKG sinyali ait olduğu vektörün farklı bir zaman boyutundadır. Eindhoven kalbin köşelerinin sağ omuz, sol omuz ve kasıkta olan üçgenin merkezine yakın olduğunu tahmin ederek vektörleri referans almıştır.

Unipolar derivasyonlar pozitif elektrodun yerleştiği yere göre adlandırılır: aVR'de (R: right, sağ) sağ kolda, aVL'de (L: left, sol) sol kolda, aVF'de (F: foot, ayak) sağ bacakta.



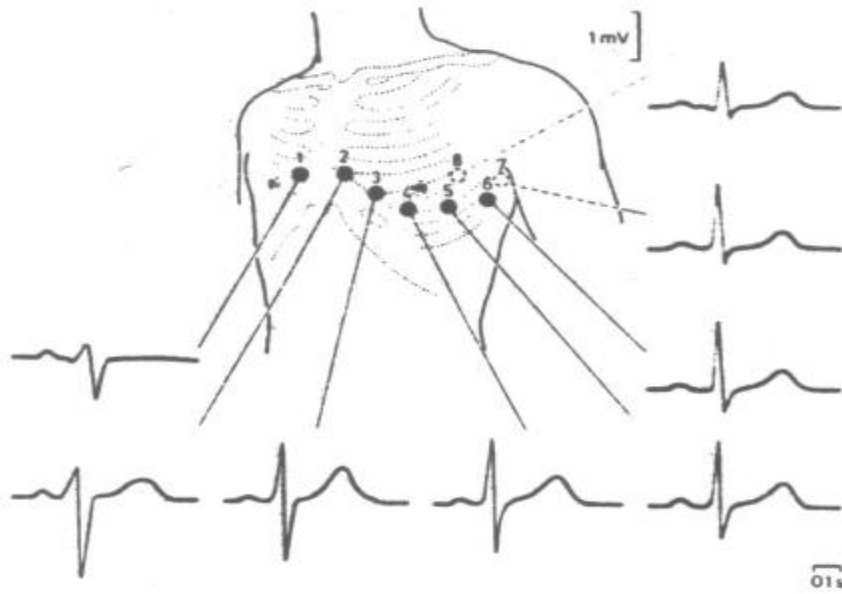
Şekil 2.8. Çift Kutuplu Standart Derivasyon Ölçümlerinde Elektrotların Bağlanması

Bu üç derivasyonda elektriksel voltaj düşük olduğu ve özel olarak güçlendirildiği için a harfi (augmented=güçlendirilmiş anlamında) kullanılmaktadır. I, II ve III, aVR, aVL ve aVF derivasyonları olarak adlandırılır. Burada aVR, aVL ve aVF her bir organ (kollar veya sol bacak) ile toprak arasındaki gerilimi göstermektedir.[5]



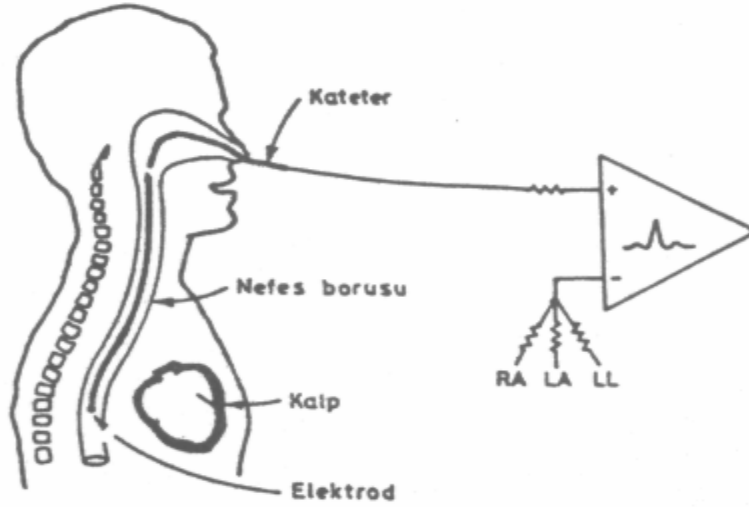
Şekil 2.9. Kuvvetlendirilmiş Moddaki Elektrotların Bağlanış Şekli[1]

Kardiyak vektörünün transvers düzlem üzerindeki izdüşümü de kalbin durumuyla ilgili önemli bilgiler verir. Frontal düzlemde kullanılan ünipolar yöntem, bu durumda da kullanılır. Sağ kol, sol kol ve sol bacakta elektrotlar birer R direnci üzerinden bağlanarak, bir "indifferent" referans elektrot Wilson noktası elde edilir, Şekil (2.10). Transvers düzlem EKG ölçümleri göğüsün çeşitli noktalarına yerleştirilen bir göğüs elektrodu ile indifferent elektrot arasındaki işaret EKG ölçüm düzenine verilir. Transvers düzlemdeki EKG ölçümleri V derivasyon ölçümleri olarak isimlendirilir. Şekil 2.10'da, V₁ . . V₆ olarak isimlendirilen ölçümler gösterilmiştir.[1]



Şekil 2.10. Transvers Düzlem EKG Ölçümleri[1]

Sagittal düzlem üzerinde kardiyak vektör izdüşümünün ölçülmesi, ünipolar nefes borusu derivasyonu EKG ölçümü olarak isimlendirilir. Daha kısa olarak E derivasyon EKG ölçümü olarak da ifade edilir. Günümüzde bu tip ölçüm nadiren yapılmaktadır. Burundan yemek borusunun içine uzatılan bir kateterin ucundaki elektrodun nefes borusuna teması ile EKG ölçüm düzeninin girişlerine uygulanacak aktif uç elde edilmiş olur. Diğer giriş ise Wilson noktası bağlanır, Şekil (2.11).



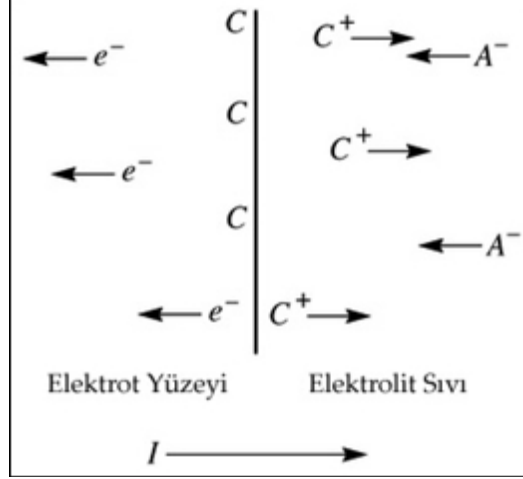
Şekil 2.11. Sagital Düzlemde EKG Ölçümü[1]

Biyopotansiyel eşitlikleri ölçebilmek için iyonik potansiyel ve akımları, elektrik potansiyel ve akımlarına dönüştüren dönüştürücülere ihtiyaç vardır. EKG elektrotu çok zayıf olan bu sinyalleri algılayacak şekilde çalışabilmelidir. En güçlü EKG sinyalinin dahi genliği 10 mV'tan daha küçüktür ve bu sinyallerin çok yüksek çıkış empedansı vardır. Buna bağlı olarak EKG ölçümünde kullanılacak sensörler şu özelliklere sahip olmalıdır:

- 0,05-10 mV aralığında düşük genliğe sahip sinyalleri algılama
- Çok yüksek giriş empedansı, $> 5 \text{ M}\Omega$
- Çok düşük giriş zayıflatma akımı, $< 1 \mu\text{A}$
- 0,05-100 Hz aralığında frekans cevabı
- Yüksek değerlerde ortak mod bastırma oranı

Biyolojik işaretlerin vücut ile ölçme düzeni arasında iletimi gerçekleştiren ve çeşitli amaçlar için organlara akım gönderilmesinin sağlayan elemanlara elektrot denir.

Elektrotlar, bu görevlerini iyon akımını elektron akımına veya elektron akımını iyon akımına dönüştürerek gerçekleştirmektedir (Şekil 2.12). Elektrotların iyon akımını elektron akımına dönüştürme işlemi, elektrotların içinde bulundukları sıvı ortamda ve elektrota yakın olan deri yüzeyinde gerçekleşir. Bu arabirimin elektrot tarafında akım taşıyıcı olarak elektronlar, elektrolit tarafında ise anyonlar (A^-) bulunur. Elektrottan akım çekilmediği sürece, kimyasal birer reaksiyon durumunda olan bu iki işlem, birbirlerini dengeleyecek biçimde Eş. 3.1 ve Eş. 3.2 ile gösterildiği gibi devam eder ve bu işlem termodinamik denge adını alır .[1]



Şekil 2.12. Elektrot-elektrolit arabirimi ve akım geçişi [1]

EKG elektrotları genellikle Ag/AgCl elektrotlar şeklinde imal edilir. Ag/AgCl'ün tercih nedenleri başında insan vücuduna zararlı etkilerinin bulunmaması, kararlı davranması, ölçüm sonuçlarının güvenilir olması gibi etkenler vardır. Bu elektrotlar yüzey elektrotları sınıfındadır. Çünkü elde edilen işaretler deri yüzeyinden algılanmaktadır.

İhtiyaca göre kimi zaman jel emdirilmiş olarak kimi zaman da kuru olarak imal edilir. Yetişkinler için farklı çocuklar veya bebekler için farklı tip ve boyutlarda üretilen tipleri vardır. Bir kere kullanılıp atılan ve defalarca kullanılan özellikte olanları da vardır. İhtiyaca göre, ortamın veya hastanın durumuna göre hekim uygun olan elektrot tipini tercih eder. Bir yetişkin için imal edilmiş EKG elektrodu bir bebek için kullanılamaz.

a) Metal Plaka Elektrot: Disk veya dikdörtgen biçimindedir. Ni-Ag (Ag-AgCl) alaşımı kullanılır. Deri ile arasına jel sürülür ve özel lastik veya kayışla tutturulur. Yüzeyi büyük, empedansı küçüktür.

b) Gezici Tipli Elektrot: Elektrot şapka muhafazanın içindedir. Şapkanın içinde jel vardır. Şapka hareket etse de elektrot elektrolite göre hareket etmez.

c) Bükülebilir Elektrot: Bir yüzü yapışkan bant şeklindedir ve bükülebilir. Küçük çocuklarda EKG için kullanılır.

d) Emici Düzenli Elektrot: Temas silindirik boruyla olur. Diğer uçta vakum pompası vardır.

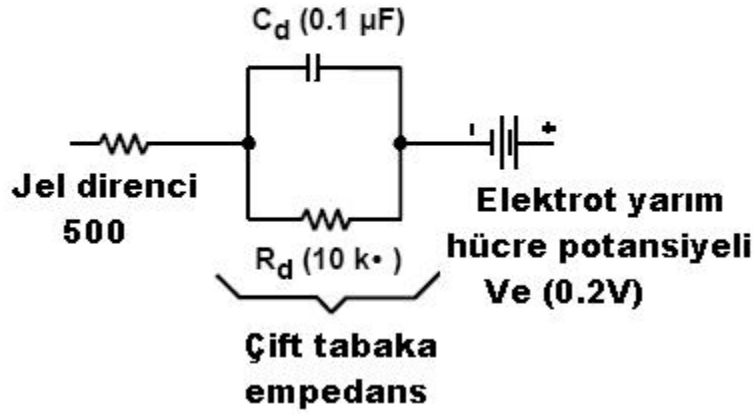
e) Tek Kullanımlık Elektrot: EKG için göğüs elektrodudur. Ag-AgCl alaşımı kullanılır. Elektrot tabanında jel emdirilmiş süngeridir. Bir kere kullanılır ve atılır.

f) Kuru Elektrot: Si teknolojisi kullanılır. Tabanda SiO_2 yalıtkanı vardır.

Projede kullanılan elektrot tipi e'deki elektrottandır.

EKG elektrodunun elektriksel devre modeli Şekil 2.14'te gösterildiği gibidir. Bu modelde, CD elektrot-elektrolit arayüzündeki yük birikiminin neden olduğu kapasiteyi, RD ise bu kapasitenin kaçak direncini temsil etmektedir. Eş değer devredeki batarya, elektrodun yarı hücre potansiyeline karşılık olan gerilim kaynağıdır. Girişteki direnç elektrolitin direncine karşılık gelmektedir. Kullanılan elektrot, Ag-AgCl elektrot ise CD kapasitesi oldukça küçüktür ve bu yüzden kapasitif etki oldukça azdır.

ELEKTROT ELEKTRİKSEL DEVRE MODELİ



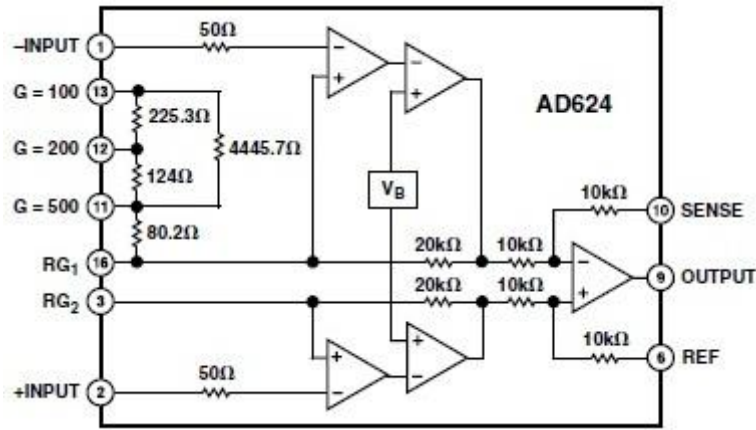
Şekil 2.13. Elektrot Elektriksel Devre Modeli

3. TASARLANAN CİHAZDAKİ TÜMDEVRELERİN TANITIMI

3.1. Veri Algılama Bölümünde Kullanılan Tümdevreler

3.1.1. AD624-Enstrümantasyon Yükseltici

AD624, Analog Devices şirketi tarafından üretilen bir enstrümantasyon yükselticidir. AD624, düşük seviyeli güç çeviriciler (transducer) için tasarlanmış, yüksek hassasiyet ve düşük gürültü özelliklerine sahip bir tümleşik devredir. 1, 100, 200, 500 veya 1000 kazanç sağlaması için dışarıdan herhangi bir elemana gerek duymaz, uç bağlantıları ile bu kazançlar sağlanabilir. 250 ve 333 gibi ek kazançlar, harici bağlantılar ile %100 bir doğruluk ile programlanabilir. Giriş gürültüsü 1kHz’de 4nV/√Hz ‘den daha azdır.



Şekil 3.1. AD624'ün İç Yapısı

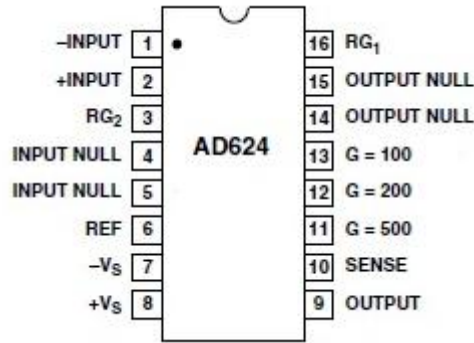
Enstrümantasyon yükselticilerin iç yapısına baktığımız zaman bir fark yükseltici devresi ve bunu takiben de bir ortak yükseltici devresi görmekteyiz. Enstrümantasyon yükseltici her iki ucuna da ortak olan sinyalleri (elektriksel gürültü gibi) yükseltmemekte fakat her iki ucta bulunan diferansiyel gerilimi yükseltmektedir. Bu yükselticilerin en önemli özellikleri ortak modu bastırma oranı(CMRR-common mode rejection ratio) diye bilinen ortak sinyalleri itme özellikleridir. CMRR genel olarak şu şekilde tanımlanır:

$$CMRR = \frac{A_d}{A_c} \quad (3.1)$$

Burada, A_d diferansiyel kazanç, A_c ise ortak kazançtır. CMRR yüksek oldukça yükseltecin performansı da o kadar artmaktadır. AD624 için $CMRR=10.000.000$ olarak verilmektedir. Bu durumda, eğer diferansiyel kazanç 1000 olarak seçilmişse ortak kazanç şu değeri alır:

$$A_c = \frac{A_d}{CMRR} = \frac{1000}{10\,000\,000} = 0.0001$$

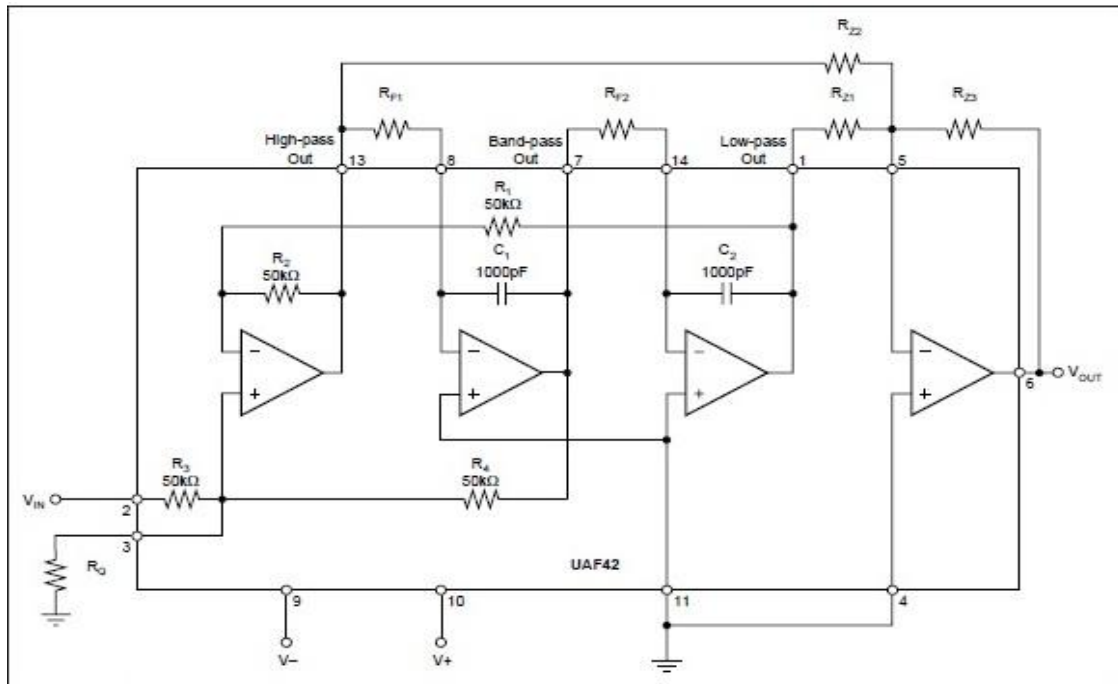
Diğer bir deyişle, enstrümantasyon yükseltici her iki uca da ortak olan sinyalleri yükseltmemekte, tam tersi bu sinyalleri 1:0001 oranında azaltmaktadır. Böylece elektriksel gürültü sinyali yükselteç tarafından yükseltilmemiş olur.



Şekil 3.2. AD624 Bağlantı Diyagramı

3.1.2. UAF42-Çentik (Notch) Süzgeç

Burr Brown firması tarafından üretilen UAF42, alçak geçiren, yüksek geçiren ve bant geçiren filtreler için geniş kapsamlı bir kullanımı olan bir aktif filtredir.



Şekil 3.3. UAF42 İç Yapısı ve Çentik Devresi

Bu tümdevre içerisinde 4 tane operasyonel yükseltici(opamp), dirençler ve kapasitörler vardır. Çentik filtre olarak kullanıldığında Şekil 3.3'te gösterildiği gibi dışarıdan 6 adet direnç

bağlamak gerekmektedir. 50 Hz şehir akımı gürültüsünü kesmek için gerekli olan dirençlerin değerleri Burr Brown süzgeç tasarım programı tarafından belirlenmiş olup değerleri şunlardır:

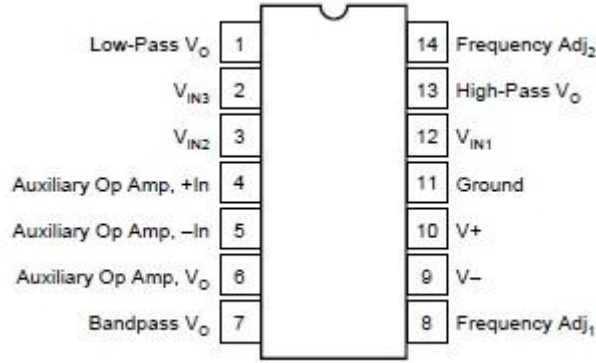
$$R_{F1}=R_{F2}=3.16\text{M}\Omega$$

$$R_{Z1}=R_{Z2}=2\text{ K}\Omega$$

$$R_{Z3}=3.4\text{ K}\Omega$$

$$R_Q=16.5\text{ K}\Omega$$

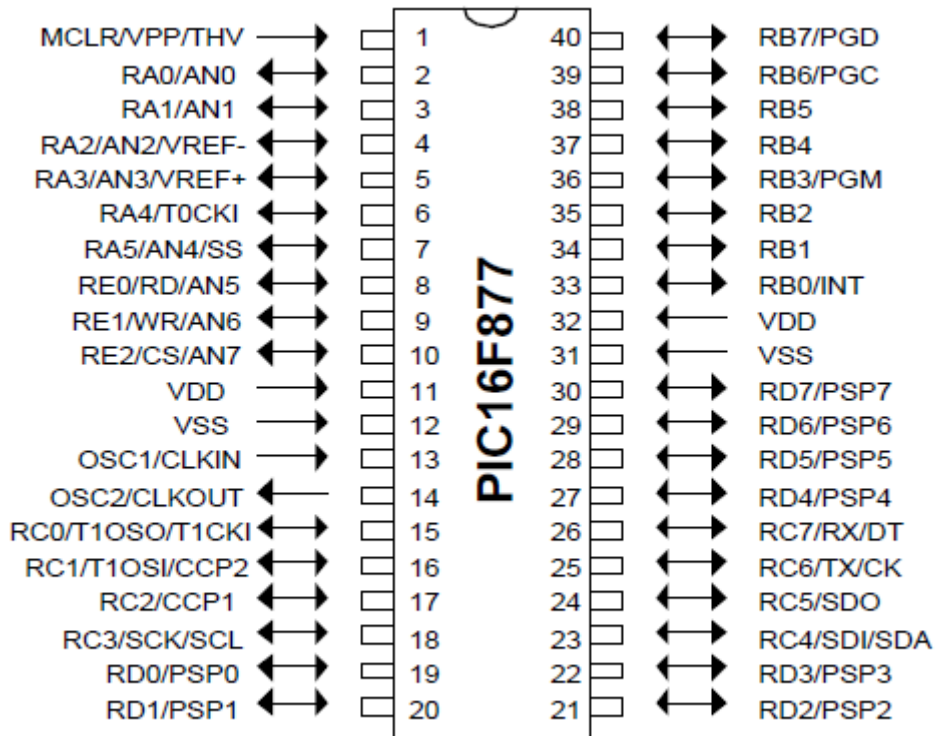
Bu değerler ile süzgeç 50.37 Hz frekansını söndürmektedir.



Şekil 3.4. UAF42 Bağlantı Diyagramı

3.2. Veri İşleme Bölümünde Kullanılan Mikrodenetleyicinin Tanıtımı

PIC16F877 yüksek performanslı, CMOS, 8 bit mikrodenetleyicidir. Tüm PIC16/17 mikrodenetleyicileri gibi PIC 16F877 de RISC mimarisini kullanmaktadır. PIC16F87X mikroları birçok esas özelliklere sahiptir. 14 seviyeli, derin küme ve çoklu iç ve dış kesme kaynaklarına sahiptir. 2 aşamalı komut hattı tüm komutların tek bir çevrimle işlenmesini sağlamaktadır. Yalnızca bazı dallanma komutları gibi özel komutlar 2 çevrim çekerler. Bu komutlar dallanma komutlarıdır. PIC16F87X ailesi dış elemanları azaltacak özelliklere sahiptir ve böylece maliyet minimuma inmekte, sistemin güvenilirliği artmakta, enerji sarfıyatı azalmaktadır. Bunun yanı sıra tüm PIC'lerde 4 adet osilatör seçeneği mevcuttur. Bunlarda tek pinli RC osilatör, düşük maliyet (4 MHZ) , LP osilatör (Kristal veya seramik rezonatör) , enerji sarfıyatını minimize etmekte (asgari akım) (40 KHZ), XT kristal veya seramik rezonatör osilatörü standart hızlı ve HS kristal veya seramik rezonatörlü osilatör çok yüksek hıza sahiptir (20 MHZ). PIC mikrodenetleyicilerinin en büyük özelliği sleep modu özelliğidir. Bu mod sayesinde işlem yapılmadığı durumlarda PIC uyuma moduna geçerek çok düşük akım çeker. Kullanıcı bir kaç iç ve dış kesmelerle PIC' i uyuma modundan çıkarabilmektedir.

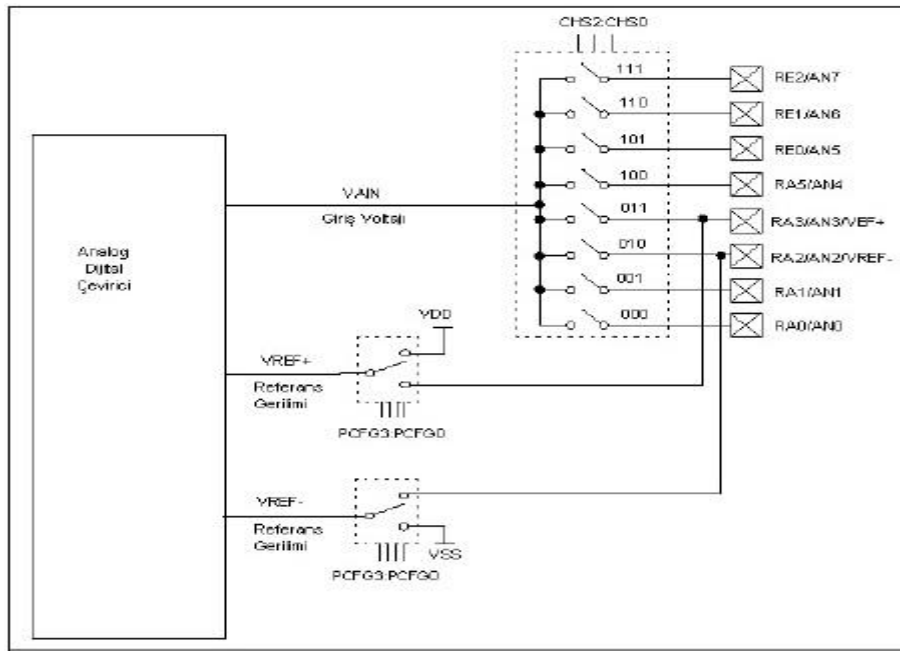


Şekil 3.5. Mikrodenetleyicinin Uç Bağlantıları

PIC16F877'nin başlıca özellikleri:

- 8Kx14 word'lük flash program belleği mevcuttur.
- 368x8 byte 'lık data belleği
- 256x8 byte'lık EEPROM data belleği
- Enerji tasarrufu için uyku (SLEEP) modu
- Düşük güçlü yüksek hızlı CMOSFLASH/EEPROM teknolojisi
- 5 V'luk kaynak ile çalışma
- 2 V ile 5.5 V arasında işlem yapabilme özelliği
- Düşük güç harcaması
- 200ns çözünürlükte 16 bitlik karşılaştırma
- 10 bit çözünürlükte PWM
- 10 bit 8 kanallı Analog-Sayısal çevirici

PIC16F877 mikrodenetleyicisinde analog-sayısal çevirici (ADC) modülü bulunmaktadır. Böylece harici bir devre kullanmadan analog sinyaller dahili ADC modülü sayesinde sayısal sinyallere çevrilebilir.



Şekil 3.6. ADC Blok Diyagramı

Şekil 3.6’da gösterildiği gibi bu mikrodeneleyicide 8 ADC giriş ucu vardır. ADC’nin çözünürlüğü 10 bittir. ADC birimi için gerekli referans voltajı V_{DD} , V_{SS} , RA2 ve RA3 uçları veya bunların kombinasyonlarından seçilerek elde edilir. PIC16F877 üzerindeki ADC biriminin çalışması şu şekildedir. Analog giriş örnekle ve tut kondansatörünü şarj eder. Örnekle ve tut kondansatörünün çıkışı dönüştürücünün girişine uygulanır. Dönüştürücü, ardışık yaklaştırma yoluyla bu analog düzeyin sayısal sonucunu üretir. Bu A/D dönüşümde, analog giriş sinyali 10 bitlik sayı karşılaştırma ile sonuçlanır. ADC modül dört 4 kaydediciye sahiptir. Bunlar;

- 1- A/D Yüksek sonuç kaydedicisi (ADRESH)
- 2- A/D Düşük sonuç kaydedicisi (ADRESL)
- 3- A/D Kontrol kaydedici 0 (ADCON0)
- 4- A/D Kontrol kaydedici 1 (ADCON1)

A/D çeviricinin kontrolünü ADCON0 ve ADCON1 kaydedicileri sağlamaktadır.

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	U-0	R/W-0
ADCS1	ADCS0	CHS2	CHS1	CHS0	GO/DONE	—	ADON
Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0

Şekil 3.7. ADCON0 Kaydedicisi

Adcon,0(ADON):A/D çeviriciyi yetkilendirme bitidir. ADON=1 ise A/D çevirici açıktır ve işlem yapılabilir durumdadır. ADON=0 ise A/D çevirici kapalıdır.

Adcon,2(GO/DONE): Eğer ADCON biti de 1 ise A/D çevirici statü biti görevini üstlenir. GO/DONE=1 ise A/D çevirici işlem yapıyor demektir. GO/DONE=0 ise A/D çevirici üzerinde herhangi bir işlem yapılmıyordur.

Adcon,3:5(CHS0:CHS2):A/D çevirici için kanal seçim bitlerini oluşturur. Bu bitlere verilecek değerlerle A/D çevirme için hangi kanalın seçileceği belirlenir. Daha önceden de belirtildiği gibi PIC 16F877’de A/D çevirici için 8 kanal mevcuttur.

000 = kanal 0, (RA0/AN0)

001 = kanal 1, (RA1/AN1)

010 = kanal 2, (RA2/AN2)

011 = kanal 3, (RA3/AN3)

100 = kanal 4, (RA5/AN4)

101 = kanal 5, (RE0/AN5)

110 = kanal 6, (RE1/AN6)

111 = kanal 7, (RE2/AN7)

Adcon,6:7(ADCS0:ADCS1): A/D çevirici için saat(clock) frekansı seçim bitleridir. Bu bitlere verilecek değerler ile A/D çevirme işlemi esnasında kullanılacak frekans değeri bize sunulan değerler içerisinde seçilir.

00 = FOSC/2

01 = FOSC/8

10 = FOSC/32

11 = FRC (Harici bir RC osilasyon kaynağından gelen clock darbeleri kullanılır.)

U-0	U-0	R/W-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
ADFM	—	—	—	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0
Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0

Şekil 3.8. ADCON1 Kaydedicisi

Adcon1,0:3(PCFG0:PCFG3): A/D çevirici portunun biçimini düzenlemeyi sağlayan bitlerdir. Yani A/D çevirme işleminde kullanılacak pinlerin nasıl davranacağını belirlememize olanak sağlarlar.

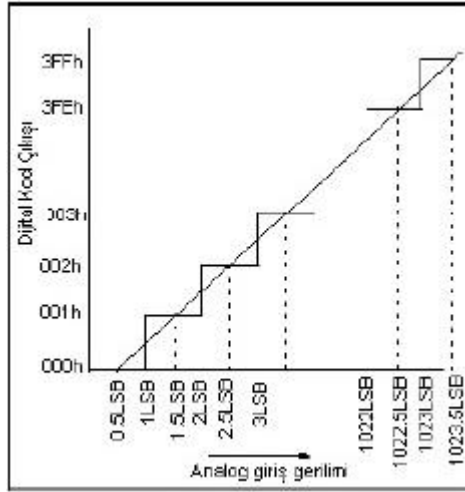
Adcon1,7(ADFM): A/D çevirme işlemi esnasında meydana gelen verinin biçimini belirlemeye yarayan bittir. ADFM=1 ise ADRESH kaydedicisinin MSB kısmındaki altı biti 0 kabul edilir ve A/D çevirme sonucunda elde edilen veri ADRESH'in 2 bitlik LSB kısmına ve ADRESL'ye yazılır. ADFM=0 ise ADRESL'nin Lsb kısmındaki 6 biti 0 kabul edilir ve A/D çevirme sonucu elde edilen veri ADRESL'nin son iki bitine ve ADRESH'a yazılır.

ADRESH: ADRESL kaydedicileri A/D dönüşümün 10 bit sonucunu kapsar. A/D dönüşümü bittiği zaman, sonuç A/D sonuç kaydedicisinin içine yüklenir.

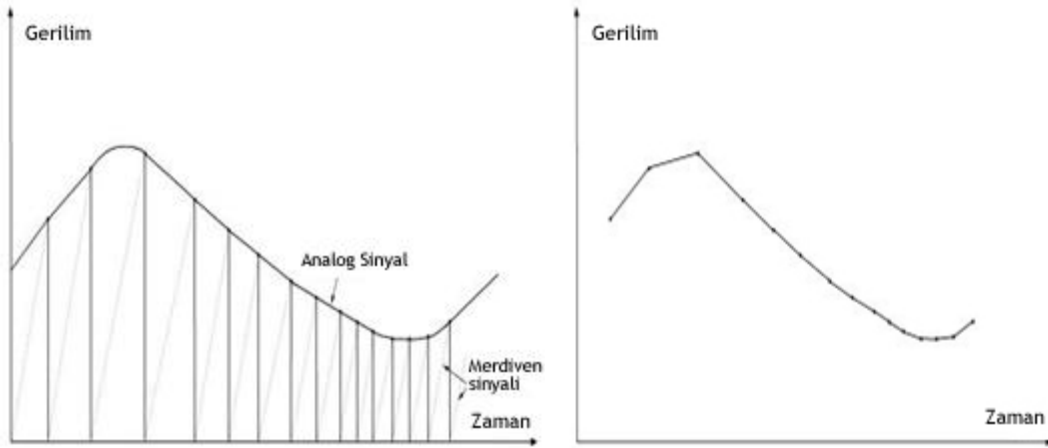
ADC'nin sayısal bilgiye dönüştürebildiği en küçük gerilim değerine adım büyüklüğü denir. Adım büyüklüğü 1 LSB değeri olarak da ifade edilebilir. Adım büyüklüğü şu şekilde hesaplanır:

$$\text{Adım Büyüklüğü}(1 \text{ Lsb}) = \frac{V_{REF (+)} - V_{REF (-)}}{2^n} \quad (3.2)$$

Buradaki n ADC 10 bit olduğu için 10'dur. Yani, $2^{10}=1024$ olur.



Şekil 3.9. ADC Birimi Transfer Fonksiyonu



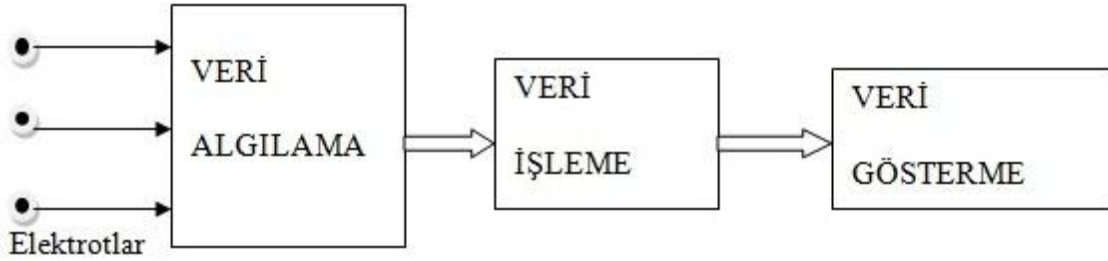
Şekil 3.10. Analog Sinyalin Sayısal Dönüşümü ve Sayısal Çıkış

4. ELEKTROKARDİYOĞRAFI CİHAZININ DONANIMI

Bu projede EKG sinyalini algılayıp grafik ekranda gösteren ve PIC mikrodeneentleyici tabanlı olan bir cihazın tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Şekil 4.1’de tasarımı yapılmış olan cihazın blok şeması gösterilmiştir. Sistem 5 bölümden meydana gelmektedir:

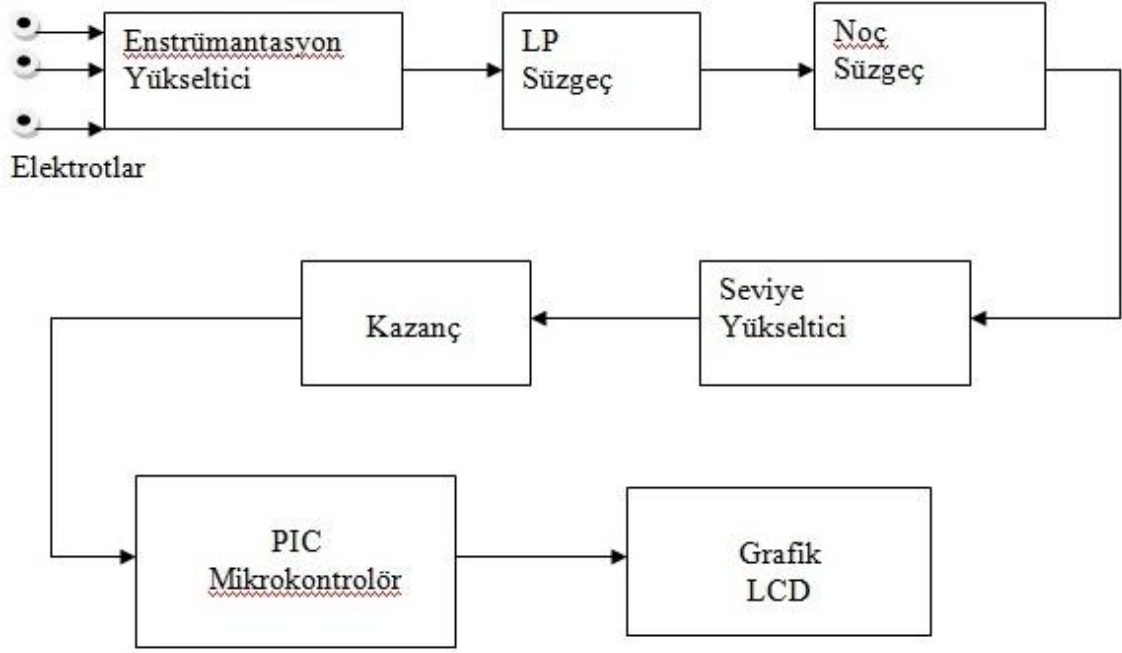
1. Elektrotlar
2. Veri algılama bölümü
3. Veri işleme bölümü
4. Veri gösterme bölümü
5. Güç kaynağı (Tasarımda 78l05 entegresi ve 2 tane 9V pil kullanılmıştır.)



Şekil 4.1. Cihazın Blok Şeması

Elektrotlar tarafından algılanan analog kalp sinyali veri algılama bölümüne verilir. Burada süzgeç kullanılarak elektriksel gürültü sinyalden ayrılır ve sinyal birkaç bin defa yükseltilir. Daha sonra sinyal veri işleme bölümüne iletilir. Burada analog sinyal sayısala dönüştürülür ve gerekli işlemlerden sonra veri gösterme bölümüne aktarılır. Veri gösterme bölümünde 64x128 piksel grafik LCD olup EKG sinyali bu LCD de gösterilir. Sistem 2 adet 9V pil ile çalışmaktadır. Sistemin çalışması için gerekli olan gerilimler güç kaynağı bölümü tarafından sağlanmaktadır.

Şekil 4.2’de sistemin ayrıntılı blok şeması verilmiştir. Burada veri algılama bölümünün ön kısmında enstrümantasyon yükseltici, son kısmında ise süzgeç entegresi kullanılmıştır. Veri işleme bölümünde PIC mikro denetleyici ve veri gösterme bölümünde ise grafik LCD bulunmaktadır.



Şekil 4.2. EKG Cihazının Ayrıntılı Blok Şeması

4.1. Elektrotlar

Elektrotlar bir EKG sisteminin önemli parçalarındandır. İyi bir EKG sistemi tasarımı için şunlar gereklidir:

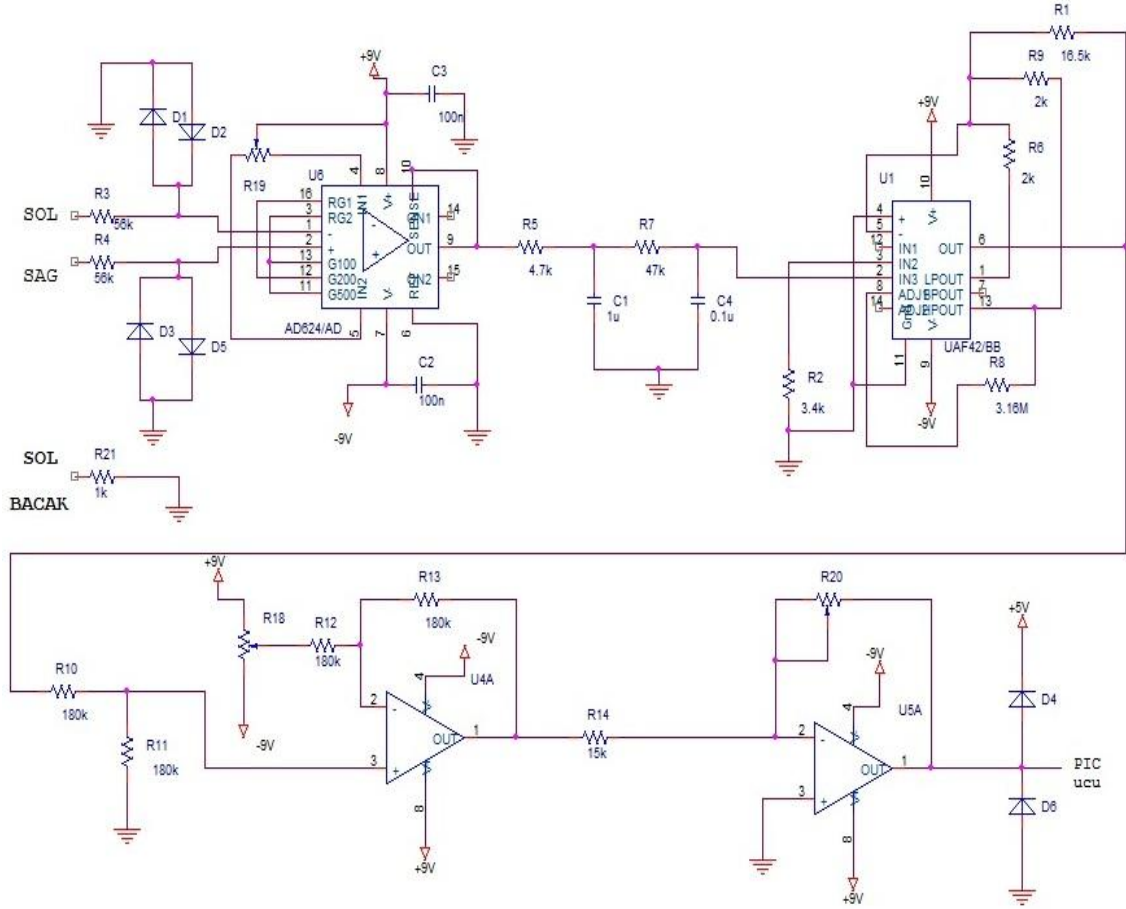
- İyi yükseltici tasarımı
- İyi elektrot kullanımı
- Elektrotların vücuda iyi yerleştirilmesi

En yaygın kullanılan elektrotlar gümüş (Ag), gümüş-klorür (AgCl) veya silikon klorür (SiCl) maddelerinden yapılmaktadır (Ayrıntılı bilgi Bölüm 2.3’de verilmiştir.).

Elektrotların vücuda yerleştirilmesi doğru sinyali almak bakımından önemlidir. En yaygın olarak kullanılan elektrot yerleştirme yöntemi Eindhoven Üçgeni olarak bilinmektedir. Projede de bu yöntem kullanılarak ölçüm yapılmıştır.

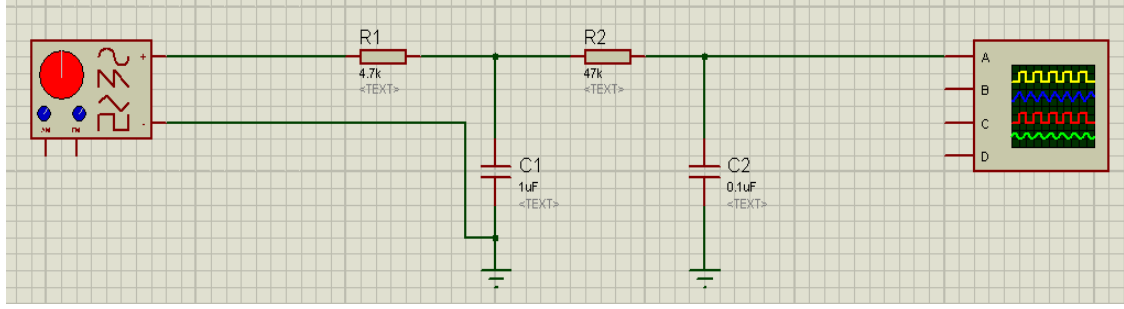
Şekil 4.3’de görüldüğü gibi elektrotlardan 2 adedi (sağ kol ve sol kola yerleştirilen) enstrümantasyon yükselteciye, diğeri (sol bacadaki) ise bir direnç ile toprağa götürülmüştür.

4.2. Veri Algılama Bölümü



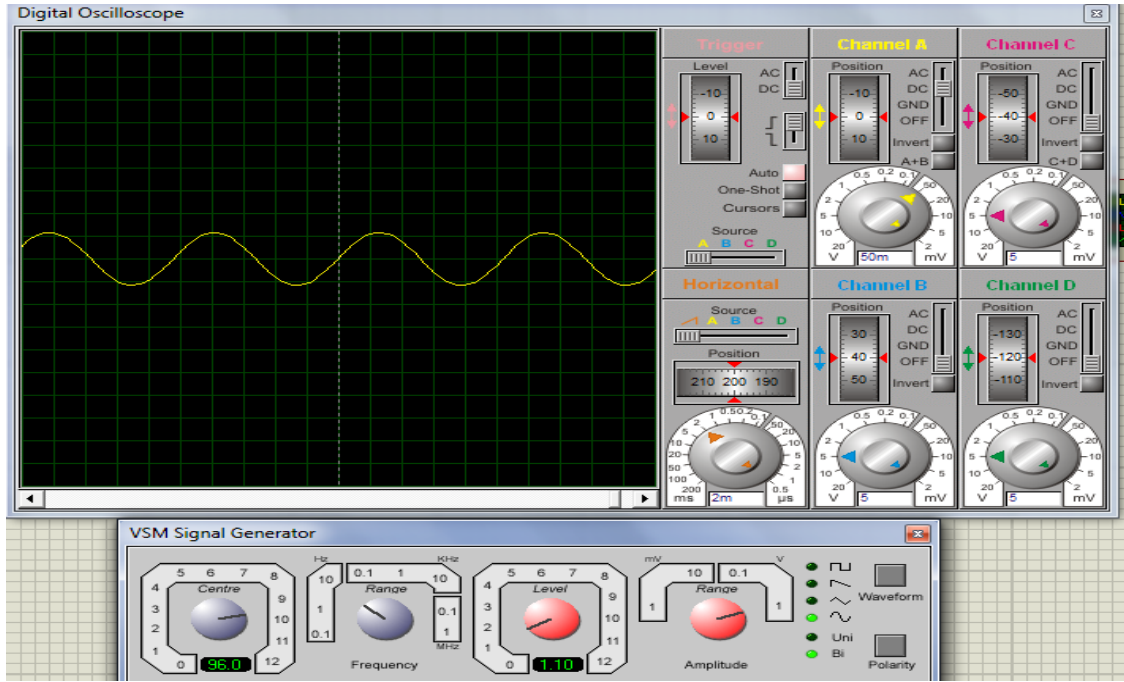
Şekil 4.3. Veri Algılama Bölümünün Devre Şeması

Veri algılama bölümünün şeması Şekil 4.3'te gösterilmiştir. Devrenin girişinde bulunan R3 ve R4 dirençlerinin uçlarına 2 elektrotun bağlantısı yapılacaktır. 3 elektrotlu bir sistem kullanılacağı için 3. elektrot ise bir direnç ile toprağa bağlanacaktır. Daha sonra gelen enstrümantasyon yükselticisi (AD624) ile gürültü ile karışık olan çok küçük sinyallerin yükseltilmesi sağlanmıştır. Yükselticinin giriş uçlarını korumak için diyotlar kullanılmıştır. Normal olarak EKG sinyali çok küçük olduğundan bu diyotlar çalışmamaktadırlar. Devrenin girişi herhangi bir sebepten dolayı 600mV üzerine çıkacak olursa diyotlar çalışıp devrenin girişini korurlar. AD624 yükseltici kazancı 1000 olacak şekilde bağlanmıştır. Bu da yükselticinin 3-11-13 ve 12-16 numaralı uçları kendi aralarında kısa devre edilerek sağlanmıştır. AD624, +9V ve -9V ile çalışmaktadır. Yükselticinin çıkışını sıfırlamak için 4 ve 5 numaralı uçlar arasında 10K potansiyometre bağlanmıştır (normalde çıkışı sıfırlamak gerekmemektedir.).

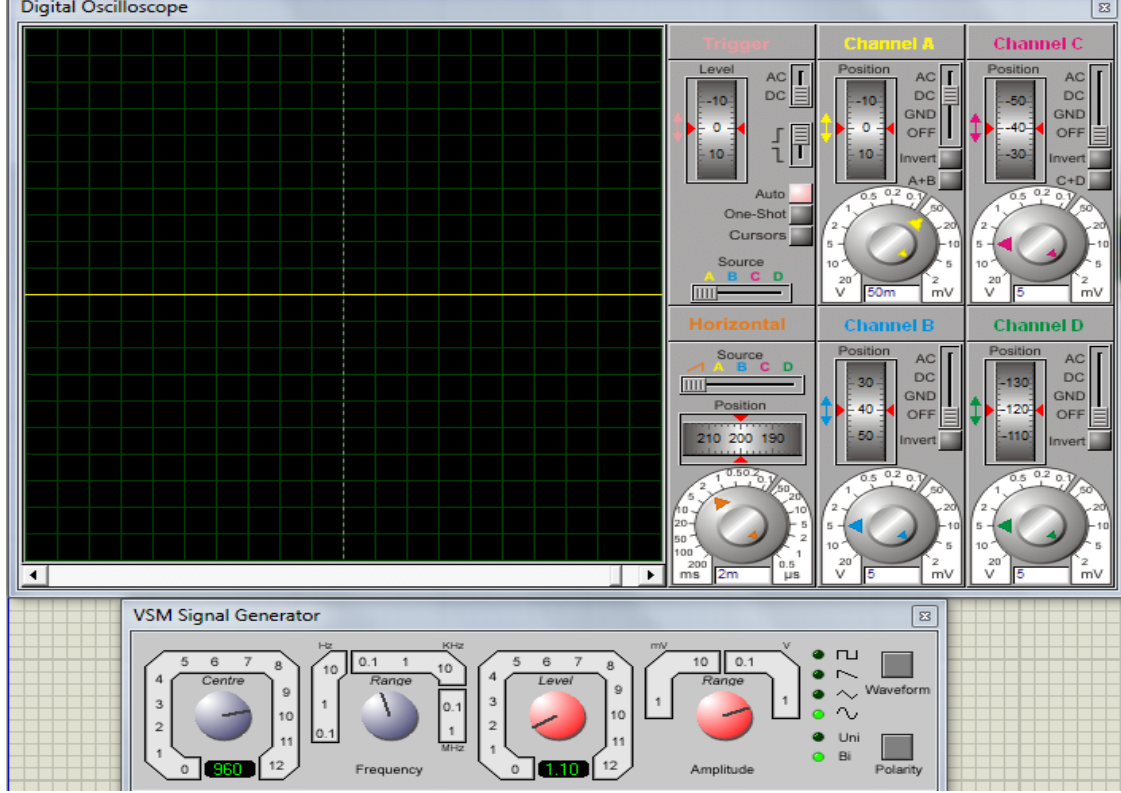


Şekil 4.4. Alçak Geçiren Süzgeç Devresi

Yükselticinin çıkışında 2 direnç ve 2 kapasitörden oluşan düşük frekansları geçiren bir süzgeç devresi (AGF) verilmiştir. Şekil4.4'te de görüldüğü gibi bu direnç ve kapasitelerden oluşan devre belli bir frekansın üstündeki (40 Hz ve üzeri) sinyalleri geçirmemektedir.



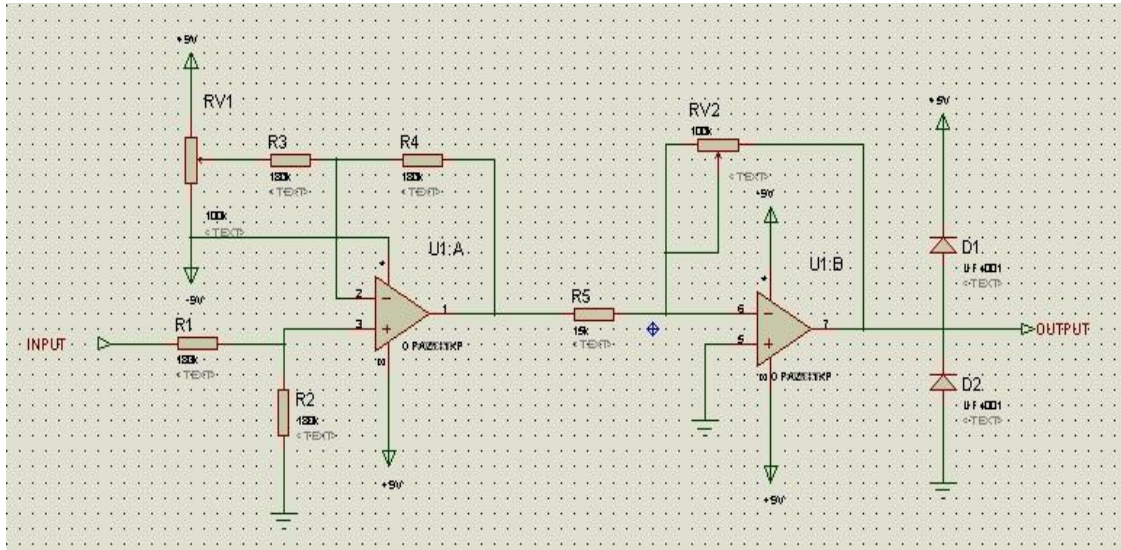
Şekil 4.5. 10Hz'lik Sinyalin Alçak Geçiren Süzgece Uygulanması



Şekil 4.6. 100Hz'lik Sinyalin AGF Devresine Uygulanması

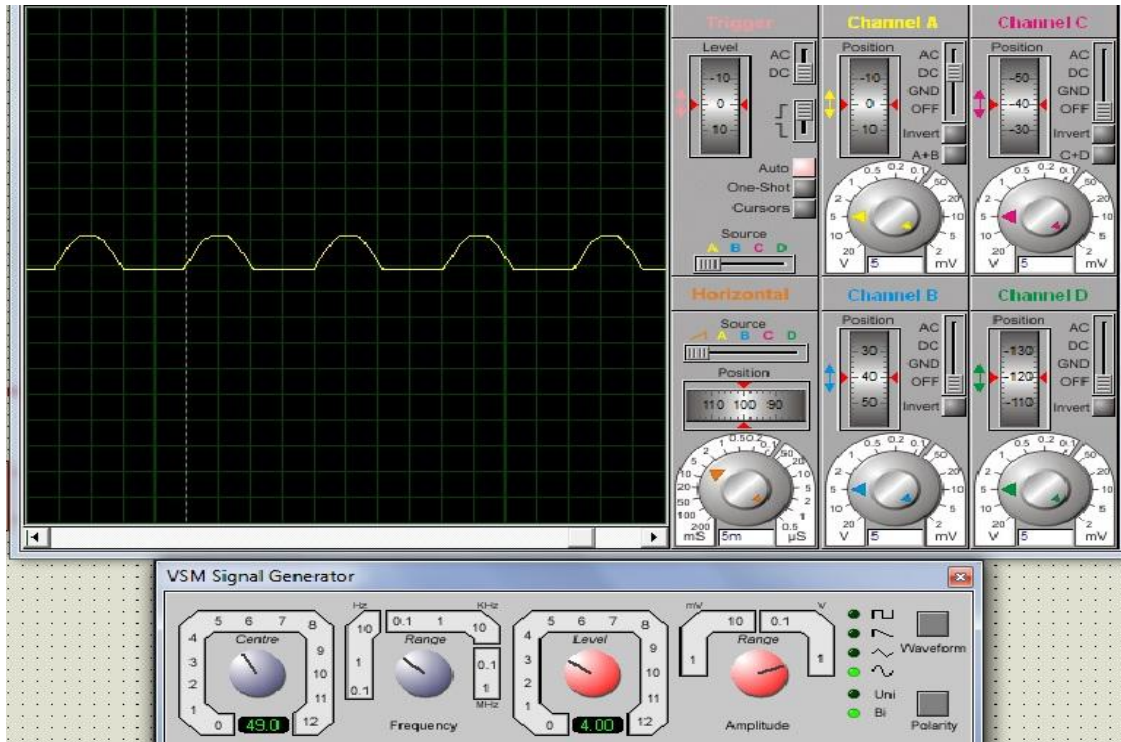
50 Hz şehir akımı elektrik gürültüsünü kesmek için devrede UAF42 modeli süzgeç tüm devresi kullanılmıştır. Bu tüm devre çok değişik süzgeç uygulamalarında kullanılmaktadır. Çentik süzgeç olarak kullanmak için dışarıdan entegreye 6 adet direnç bağlanması gerekmektedir (Ayrıntılı bilgi Bölüm 3.1.2'de verilmiştir.).

EKG sinyali negatif ve pozitif genliklere sahiptir. Ama PIC mikrodenetleyici içindeki analog – sayısal çevirici (ADC) sadece 0 ile 5V arası sinyalleri dönüştürebildiği için EKG sinyalinin seviyesi pozitif olarak yükseltilmiştir. Bunun içinde Şekil 4.7'de verilen 2 adet operasyonel yükselticiden (opamp) oluşan devre kullanılmıştır.



Şekil 4.7. Yükseltici Devreleri

Birinci opampli devrede '+' giriş EKG sinyaline, '-' giriş ise bir potansiyometreye bağlanmıştır. Burada potansiyometre kolu değiştirildikçe sinyal seviyesi yukarıya ve aşağıya doğru değişmektedir. İkinci opamp ise yükseltici görevini görmektedir. Kazanç devreye bağlanan potansiyometre ile değiştirilebilir. Potansiyometre 100k ve - giriş bacağına bağlanan direnç 15k olduğu için devrenin kazancı $100/15 \approx 7$ katı değişebilir. Devrenin çıkışında sinyali 0 ve 5V arasında tutmak için 2 adet diyot kullanılmıştır.

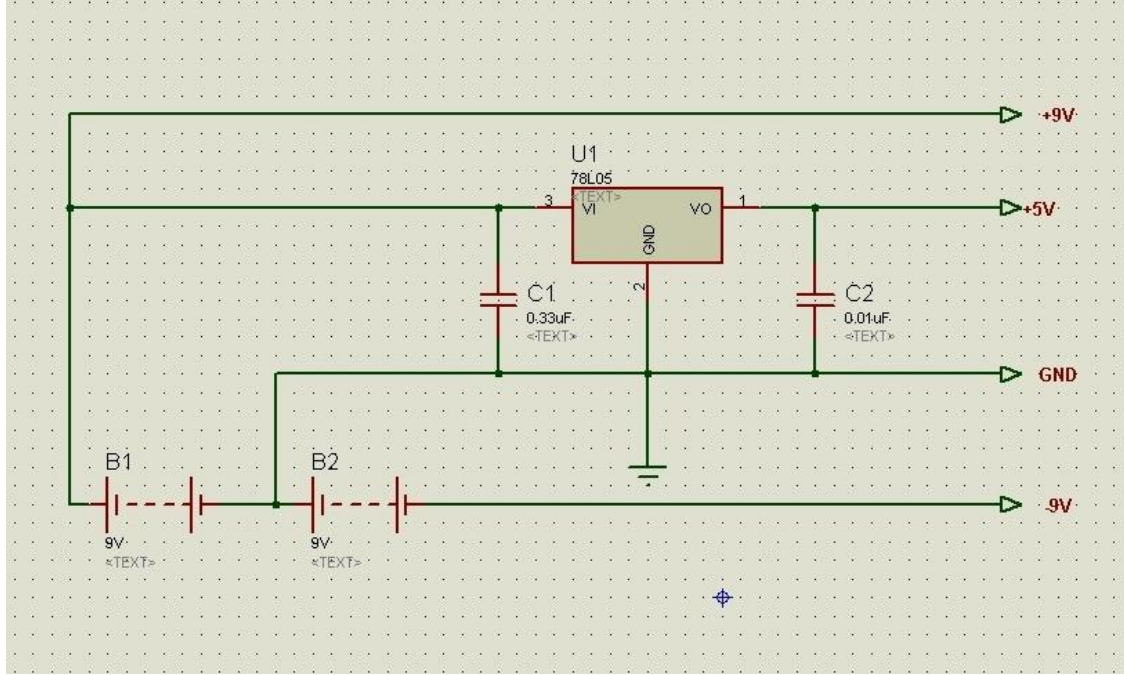


Şekil 4.8. Devreden Geçen Sinyalin Değişimi

Veri işleme ve gösterme bölümlerinin devresi yukarıdaki şekilde gösterilmiştir. EKG sinyali veri algılama bölümünden geçtikten sonra mikrodenetleyicinin analog-sayısal dönüştürücü ucu olan RA0/AN0'a bağlanmıştır. Sinyali görüntülemek için ise 64x128 piksellik grafik LCD kullanılmıştır.

4.4 Güç Kaynağı

EKG cihazında güç kaynağı olarak +5V ve $\pm 9V$ gerekmektedir. Bu yüzden iki tane 9V pil kullanılmıştır. Gerekli olan 5V gerilim ise regülatör entegre devre kullanılarak elde edilmiştir.



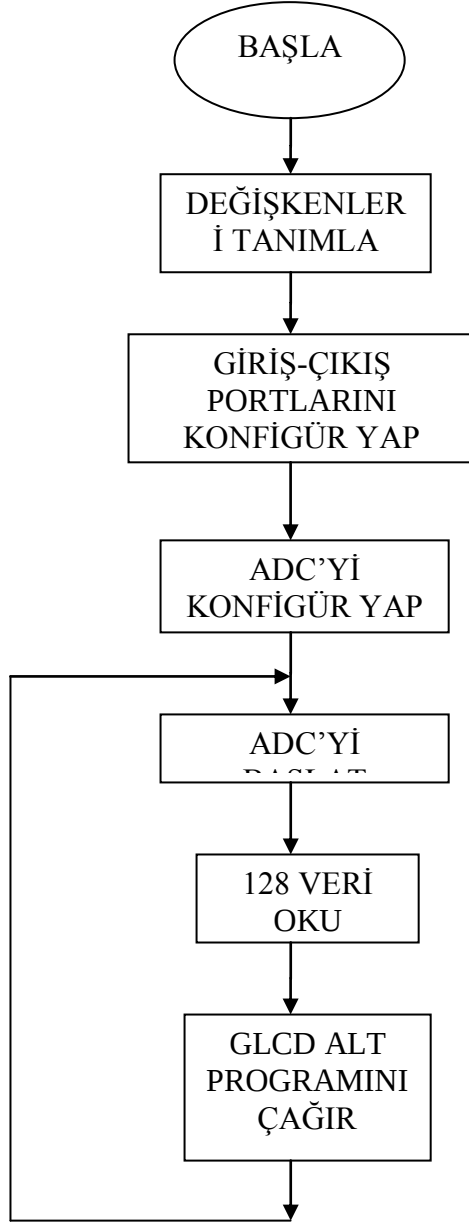
Şekil 4.10. Güç Kaynağının Devresi

Şekil 4.10’da güç kaynağının devresi verilmiştir. $\pm 9V$ doğrudan pillerden, 5V ise regülatörden elde edilmiştir. Devrenin 5V’deki akım ihtiyacı 100 mA’dan az olduğu için düşük akımlı 78L05 modeli regülatör kullanılmıştır.

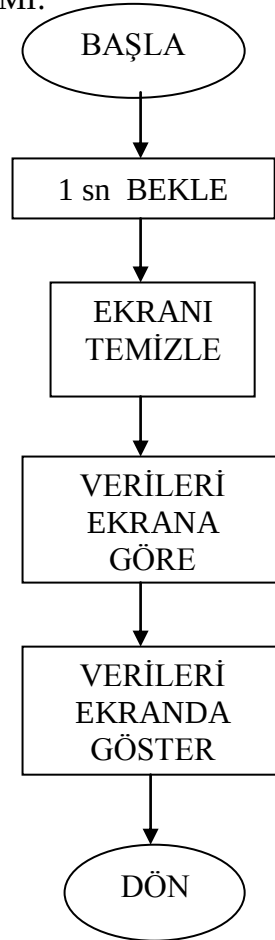
Devreye hiçbir şekilde şehir elektrik akımı bağlanmamaktadır. Çünkü, elektrotlar kolaylıkla elektrik gerilimini geçirdiklerinden devrede oluşabilecek herhangi bir şehir akımı son derece tehlikeli olup hastaya zarar verebilir.

5. ELEKTROKARDİYOGRAFI CİHAZININ YAZILIMI

Yazılım *Picbasic* dilinde yazılmıştır. EKG cihazının akış diyagramı Şekil5.1’de verilmiştir.



GLCD ALT PROGRAMI:



Şekil 5.1. Program Akış Diyagramı

XTAL=4

LCD_DTPORT=PORTD

LCD_RSPIN=PORTC.1

LCD_ENPIN=PORTE.0

LCD_RWPIN=PORTC.0

LCD_CS1PIN=PORTE.1

LCD_CS2PIN=PORTE.2

LCD_TYPE=GRAPHIC

INTERNAL_FONT=On

Device 16F877A

ALL_DIGITAL=TRUE

Cls

Dim RAMPTR As Word

'RAM indeksi

Dim SAMPLES[128] As Word 'EKG sinyalleri

Dim x As Float

Dim y As Float

Dim xx As Word

Dim xmax As Float

Dim ymax As Float

'PORTlar

TRISA=%11111111

TRISC=%00000000

TRISD=%00000000

TRISE=%00000000

'AD cevirci

ADIN_RES=10 'AD cevirci 10 bit

ADIN_TAD=FRC 'Ic RC osilatörü kullan

ADIN_STIME=50 '50 us ornekleme zamanı

ADCON1=%10000010 'PORTA saga kaydilir

DelayMS 1000

Cls

RAMPTR=0 'indeks sifirlanir

,

'ANA PROGRAM

,

Loop:

SAMPLES[RAMPTR]=ADIn 0 'AN0 kanalindan oku

RAMPTR=RAMPTR + 1

If RAMPTR=128 Then GoSub GLCD

DelayMS 10

GoTo Loop

GLCD:

```

DelayMS 1000
Cls
RAMPTR=0
ymax=1024
xmax=128
'Ekrana sinyal çizilir
For xx=0 To 127
y=56*SAMPLES[xx]/ymax
y=56-y
x=xx*128/xmax
Plot y,x
Next
Return
End

```

Program başında kullanılan değişkenler;

RAMPTR: Analog-sayısal çeviriciden gelen verileri indekslemede kullanılır.

SAMPLES: Analog-sayısal çeviriciden gelen verileri saklayan dizidir. Her veri 10 bit olup 2 byte olarak saklanmaktadır.

x: LCD ekranının x-koordinatı

y: LCD ekranın y-koordinatı

xx: Geçici değişken

xmax: Maksimum x değeri

ymax: Maksimum y değeri

Daha sonra giriş-çıkış portlarının yönleri tanımlanmıştır: PORTA giriş olarak, PORTC, PORTD ve PORTE çıkış olarak tanımlanmıştır. RAMPTR sıfır yapıp analog giriş portu AN0 konfigür yapılmıştır.

Ana program Loop isimli etiket ile başlamıştır. Burada EKG sinyali ADIn komutu kullanılarak analog porttan okunur ve sayısala dönüştürülür. 10 bit olan bu sayısal sinyaller SAMPLES dizisinde saklanır. RAMPTR bu dizinin indeksi olarak kullanılır ve indeks her veri okuyuşunda bir arttırılır. Bu işlem 128 veri okuyana kadar devam etmekte olup her işlem

arasına 10 milisaniye bir gecikme konmuştur. Yatay eksenin her pikseli okunan bir veriye karşılık gelmektedir. Bu durumda, $10\text{ms} \times 128 = 1280\text{ms}$ 'de bir LCD'nin ekranı dolmaktadır. 128 tane veri aldıktan sonra ana program GLCD isimli alt programı çağırır. Bu alt program sinyali grafik LCD 'de göstermektedir. İlk olarak grafik LCD ekranı temizlenir ve RAMPTR indeksi sıfırlanır. $x_{\text{max}}=128$ ve $y_{\text{max}}=1024$ olarak tanımlanır. Bunun sebebi, dikey eksen (y eksen) EKG sinyalini göstermek için kullanılmış ve EKG sinyali 10 bit sayısalı dönüştürüldükten sonra 1024 diskrit seviyeden meydana gelmektedir. Aynı zamanda yatay eksen 128 piksel olup her piksel 10ms bir zamana karşılık gelmektedir. Daha sonra bir *For döngüsü* kullanılır ve plot fonksiyonu kullanılarak EKG sinyali grafik LCD' de ekrana çizilir. Burada 0 noktası, piksel 56'da olacak şekilde düzenlenmiştir. Böylece negatif olabilecek bir sinyalde ekranda gösterilir.

6. SONUÇ

Kalbin çalışmasında meydana gelen bozukluklar EKG sinyalleri üzerindeki incelemeler sonucu belirlenebilmektedir dolayısıyla kalp rahatsızlıklarının teşhisinde EKG görüntülerinin incelenmesi önemli bir parametre olarak kullanılır. Kalbin kasılıp gevşeyerek vücuda kan pompalaması kaslar üzerindeki elektriksel iletimle gerçekleşmektedir. Bu elektriksel sinyaller SA düğümleri, AV düğümleri, his demetleri ve purkinje fiberleri üzerindeki iletim sürelerine göre kalbin çalışma periyotlarını belirler. Kalbin çalışma periyotlarını oluşturan bu elektriksel faaliyetler aynı zamanda cilt üzerinden ölçülebilen EKG sinyallerini de meydana getirir.

Cilt yüzeyinden elektrotlar kullanılarak ölçülebilen EKG sinyalleri yaklaşık 1mV genlikli ve 0,1-150 Hz bant genişliğinde frekans değerlerine sahip olabilir. Çok düşük genlik değerlerine sahip olan bu sinyallerin yükseltilmeden görüntülenmesi oldukça zordur. Biyolojik sinyallerin işlenebilmesi için gerekli olan değerlere yükseltilmesi enstrümantasyon yükselteçleri ile sağlanabilir. Elde edilen biyolojik sinyallerin işlenebilmesi için filtreleme yoluyla istenmeyen sinyallerin bastırılması gereklidir.

Bu çalışmada teorik olarak özellikleri belirlenmiş bir EKG ölçüm sisteminin uygulaması gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan sistemde cilt yüzeyinden üç elektrotla elde edilen biyolojik sinyaller içerisinde EKG sinyalleri yükseltilerek bu sinyallerin grafik LCD’de gösterilmesi sağlanmıştır. Ölçümde kullanılan elektrotlardan sağ ve sol kol elektrotları enstrümantasyon yükselteci için farksal girişleri sağlamaktadır. Sol bacak elektrodu ise bir direnç üzerinden toprağa çekilmiştir. Tasarımda kullanılan elektrotlar kuvvetlendirilmiş modda ölçüm gerçekleştirmektedir.

Kalp sinyalini ilk başta yükseltmek için AD624 adlı enstrümantasyon yükseltici alınmıştır. Bu yükselticiyle işaretin kazancı 1000 olarak ayarlanmıştır. 50Hz değerindeki şehir akımını kesmek ve EKG sinyalinden ayırmak için UAF42 süzgeç entegresiyle bir noç süzgeç tasarlanmıştır. Devreye güç vermek için bir güç kaynağı tasarlanmıştır. Devreye hiçbir şekilde şehir elektrik akımı bağlanmamaktadır. Çünkü, elektrotlar kolaylıkla elektrik gerilimini geçirdiklerinden devrede oluşabilecek herhangi bir şehir akımı son derece tehlikeli olup hastaya zarar verebilir. Tasarlanan EKG sisteminin toplam maliyeti yaklaşık olarak 251 YTL olarak çıkmaktadır.

KAYNAKLAR

- [1]Yazgan, E. ve Korürek, M. , (1995), Tıp Elektroniği, İTÜ Rektörlüğü Yayını, İstanbul
- [2]tr.wikipedia.org/wiki/Elektrokardiyografi
- [3]<http://library.med.utah.edu/kw/ecg>
- [4]<http://www.educypedia.be/education/biologyanimationscardio.htm>
- [5] www.ecglibrary.com
- [6] www.skillstat.com/ECG_Sim_demo.html
- [7] İlerigelen, B. ve Mutlu, H. , (2009), EKG Kursu Kitapçığı, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul
- [8]MEGEP, (2008), Biyomedikal Cihaz Teknolojileri-Kalp Sinyal İzleyicileri, Ankara
- [9]İnternet: High Quality Recording of Bioelectric Events. II: A Low-Noise, Low Power Multichannel Amplifier Design, <http://www.biosemi.com/publications/artikel4.htm> (2005).
- [10]www.cvphysiology.com
- [11]www.analog.com
- [12]<http://www.getbodysmart.com/ap/circulatorysystem/heart/electricevents/ecg/tutorial.html>
- [13]Yağımlı, M., Akar, F., “Dijital Elektronik”, *Beta Basım Yayın*, İstanbul, 354-369 (2000).
- [14] İnternet: Zywietz, C., “A brief history of electrocardiography- Process through technology”, In Biosignia Institute for Biosignal Processing and Sys. Research,Hannover,http://www.openecg.net/Tutorials/A_Brief_History_of_Electrocardiography.pdf (2005).
- [15]www.microchip.com
- [16]www.burrbrown
- [17]www.kontrolkalemi.com

EKLER

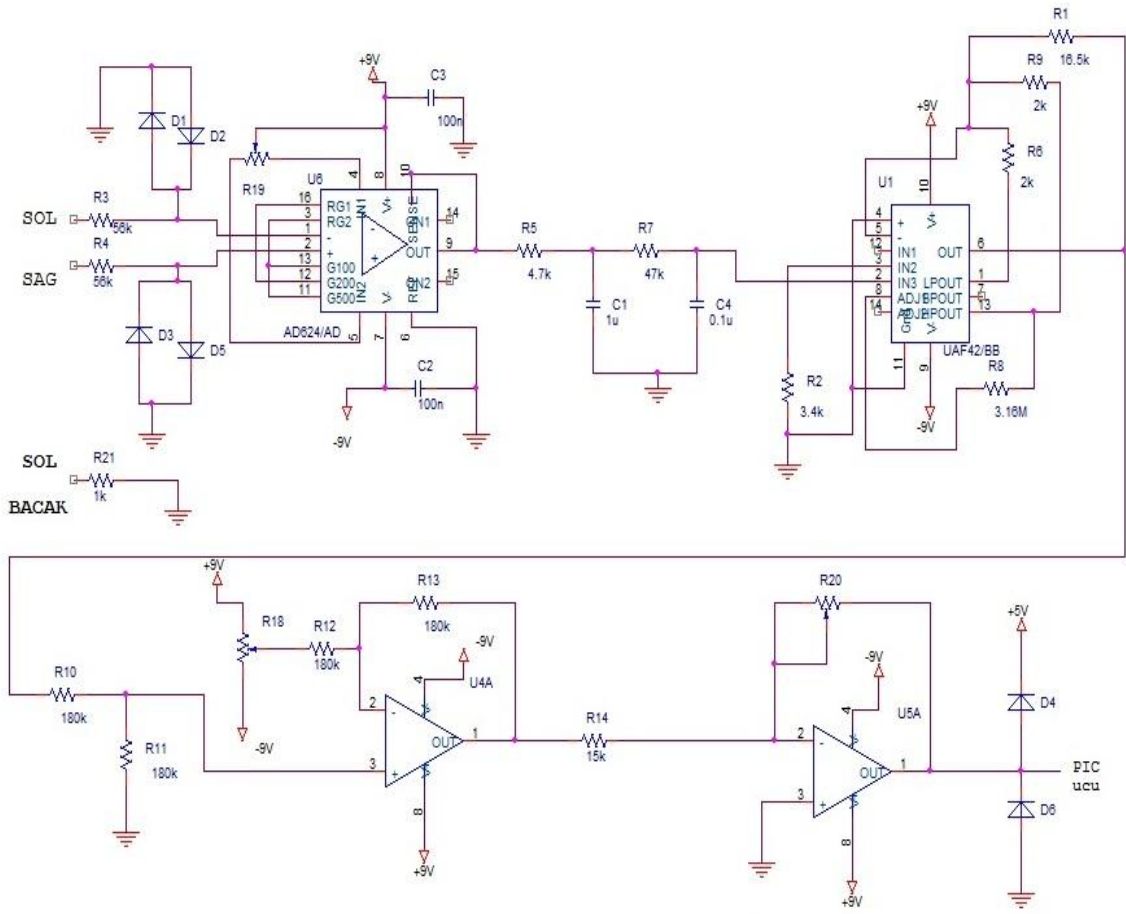
EK1 DEVRE ŞEMALARI

EK2 GRAFİK LCD’NİN KATALOG BİLGİSİ

EK3 78L05 REGÜLATÖRÜNÜN KATALOG BİLGİSİ

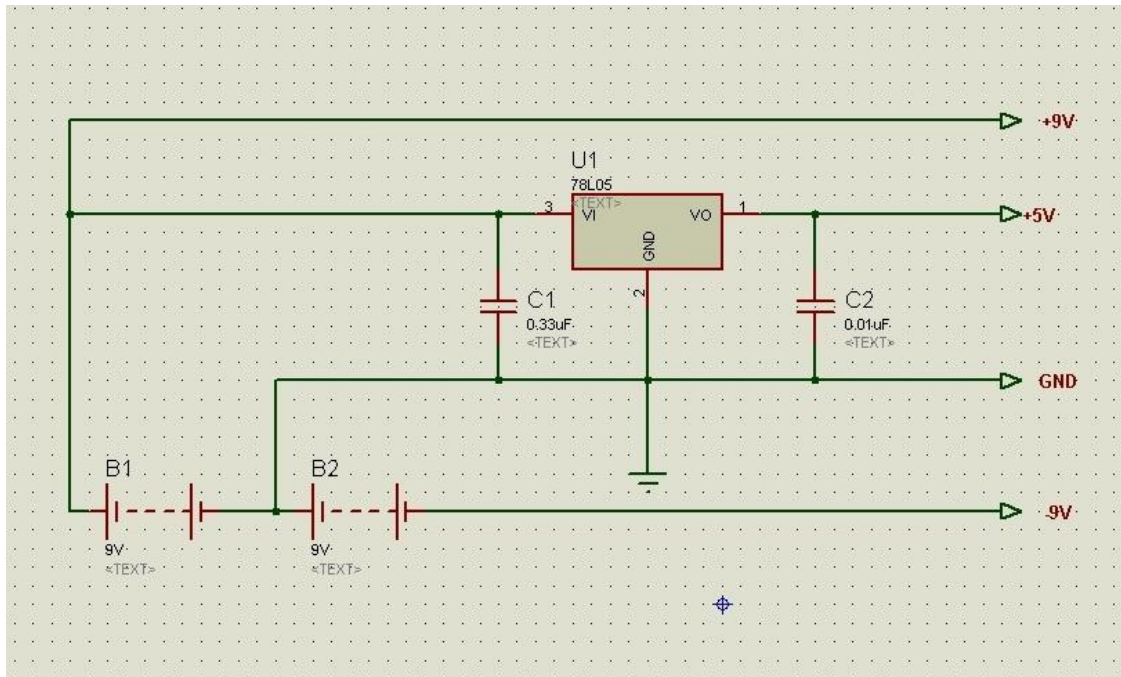
EK4 YAZILIMIN MAKİNE KODU

EK-1 DEVRE ŞEMALARI

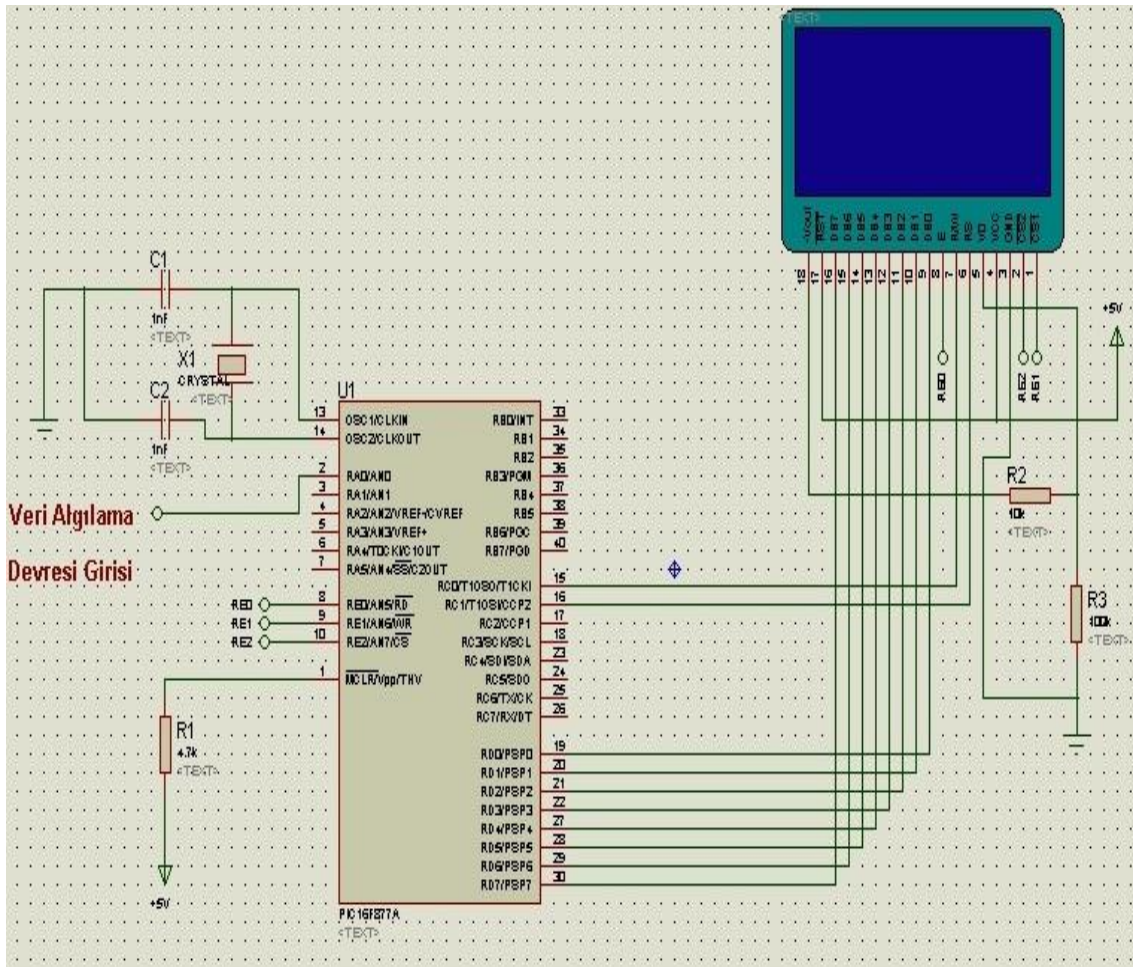


Şekil

1.1. Veri Algılama Devresi

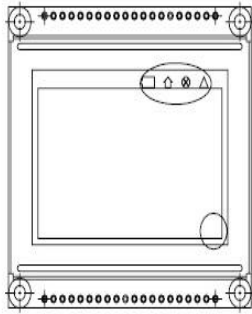


Şekil 1.2. Güç Kaynağı Devresi



Şekil 1.3. Veri İşleme ve Gösterme Bölümü Devresi

EK-2 GLCD KATALOG BİLGİSİ



- 128 x 64 dots + 4 Icons
- Built-in controller (KS0108)
- + 5V power supply
- 1/64 duty cycle
- EL backlight (built-in EL inverter)
- Built-in N.V

MECHANICAL DATA		
ITEM	STANDARD VALUE	UNIT
Module Dimension	54.0 x 50.0 x 7.5	mm
Viewing Area	43.5 x 29.0	mm
Dot Size	0.28 x 0.35	mm
Dot Pitch	0.32 x 0.39	mm

ABSOLUTE MAXIMUM RATING					
ITEM	SYMBOL	STANDARD VALUE			UNIT
		MIN.	TYP.	MAX.	
Power Supply	VDD-VSS	2.8	5	5.5	V
Input Voltage	VI	- 0.3	–	VDD	V

NOTE: VSS = 0 Volt, VDD = 5.0 Volt

PIN NUMBER	SYMBOL	FUNCTION
1	Vss	Power Supply (0V)
2	Vdd	Power Supply
3	Vo	Operating Voltage for LCD Driving
4	D/T	Register Selection Input High = Data Register Low = Instruction Register (for Write) Busy Flag Address Counter (for Read)
5	R/W	R/W Signal Input is used to Select the Read/Write Mode High = Read Mode, Low = Write Mode
6	E	Start Enable Signal to Read or Write the Data
7	DB0	Data Bus Line
8	DB1	Data Bus Line
9	DB2	Data Bus Line
10	DB3	Data Bus Line
11	DB4	Data Bus Line
12	DB5	Data Bus Line
13	DB6	Data Bus Line
14	DB7	Data Bus Line
15	CS1	Chip Enable for D2 (Segment 1 to Segment 64)
16	CS2	Chip Enable for D3 (Segment 65 to Segment 128)
17	RST	Reset Signal
18	Vee	Power Supply for LCD
19	BL +	Enable (on/off) for EL B/L
20	BL -	No Connection

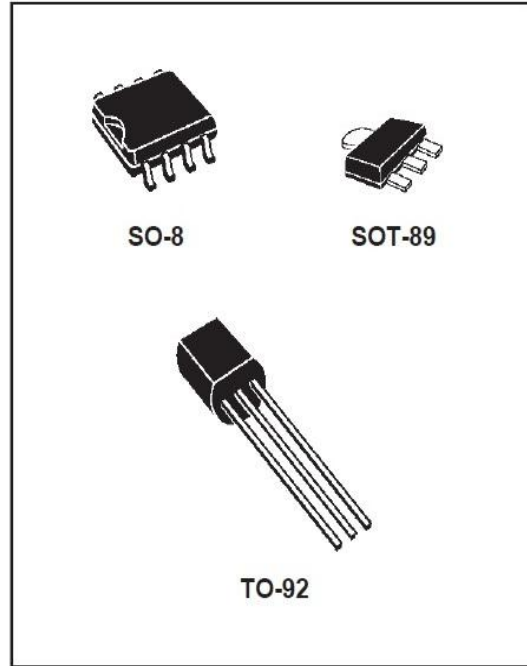
EK-3 78L05 KATALOG BİLGİSİ

- OUTPUT CURRENT UP TO 100 mA
- OUTPUT VOLTAGES OF 3.3; 5; 6; 8; 9; 12; 15; 18; 24V
- THERMAL OVERLOAD PROTECTION
- SHORT CIRCUIT PROTECTION
- NO EXTERNAL COMPONENTS ARE REQUIRED
- AVAILABLE IN EITHER $\pm 5\%$ (AC) OR $\pm 10\%$ (C) SELECTION

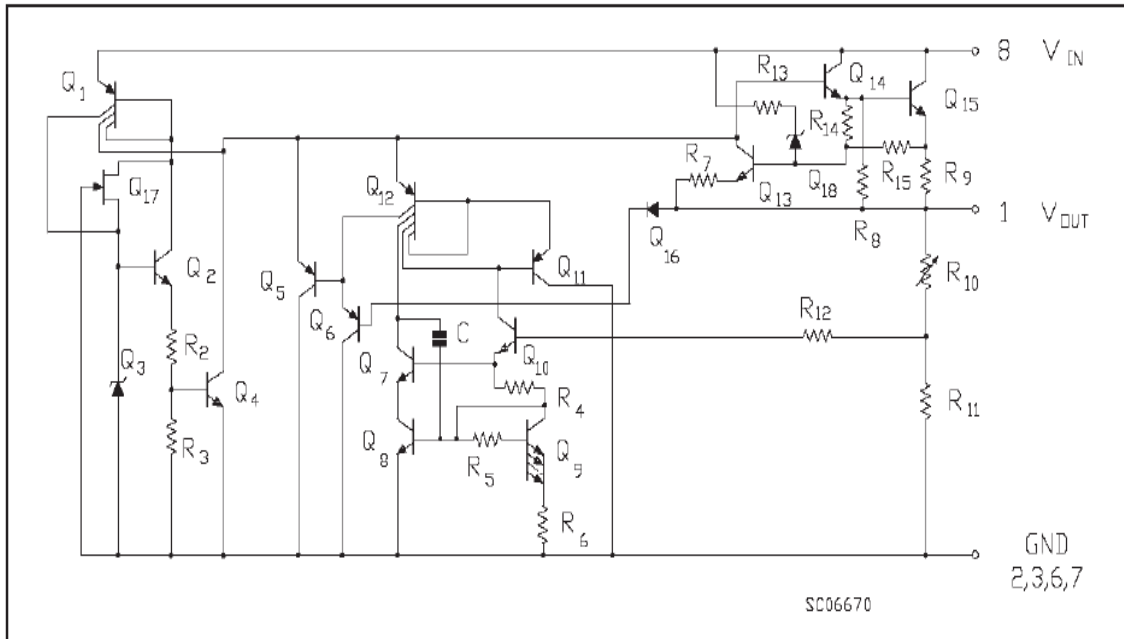
DESCRIPTION

The L78L00 series of three-terminal positive regulators employ internal current limiting and thermal shutdown, making them essentially indestructible. If adequate heatsink is provided, they can deliver up to 100 mA output current. They are intended as fixed voltage regulators in a wide range of applications including local or on-card regulation for elimination of noise and distribution problems associated with single-point regulation. In addition, they can be used with power pass elements to make high-current voltage regulators.

The L78L00 series used as Zener diode/resistor combination replacement, offers an effective



output impedance improvement of typically two orders of magnitude, along with lower quiescent current and lower noise.



Şekil 3.1 Regülatörün Blok Diyagramı

EK-4 YAZILIMIN MAKİNE KODU

:10000000000003308A00C82B8313BB00BC01BC0D69
 :1000100000303C02803003193B02031C1528B61B3C
 :1000200015282030BB070318BC0A00303C02F03012
 :1000300003193B02031C212883172030BB07031838
 :10004000BC0A01303C02703003193B02031C2A2811
 :100050002030BB073B0884000800A0109E208910B8
 :1000600009113E30CE20C920BB0107113B08B8382A
 :10007000CE20C920BC0107113C084038CE20C92041
 :1000800003010711CE200715C920BC0A3C1F3B28DD
 :10009000BB0ABB1D35280711A0109E20182920156A
 :1000A00052282011B800B81B1829221B18299E209D
 :1000B0006B20B801A20A0314B80DA20B5C28380803
 :1000C000201D642839046628FF3A39050711CE201F
 :1000D0000715C9201829BA00BE200310220CB7004A
 :1000E0000310B70C0310B70C0730A2053F30B7055B
 :1000F000B8303704CE20C9203F30BA0540303A042A
 :10010000CE20C9203A088428BA008A208A20071500
 :1001100039080800CE20071587168316FF3088009F
 :10012000831209140808B900091083168801831284
 :100130008712071140303A04CE20C928A018BC28E5
 :10014000BA000313831609100711871289100911C9
 :1001500088018312A014091087120711C801B83052
 :10016000CE20C9204030CE20C920C030CE20C920AA
 :100170003F30CE20C9203A0807110800A600261BF0
 :10018000C52889100000091508008914000009110C
 :10019000080009148800000009100800871683165B
 :1001A000880188038312B101091400000910881F17
 :1001B000DB28B10FD42883168801831288018712A7
 :1001C0000800B500B50DB50D350D3839C1389F00A3
 :1001D000B51A9F14323003211F151F19ED281E0870
 :1001E000BE0083161E088312BD001829B401B30097
 :1001F000FF30B307031CB407031C18290330B200F7
 :10020000DF300421F828B201E83EB100B209FC3029
 :10021000031C0D29B10703180A29B1070000B20F0A
 :100220000A2931181329B11C1729000017290800C1
 :10023000831383120313000008002D0803190034F0
 :100240008030AE062A082E06C600C301C401290864
 :100250002D02031C43292D08C2002908AD004208C5
 :10026000A9002E08C2002A08AE004208AA002F08E2
 :10027000C2002B08AF004208AB003008C2002C08B7
 :10028000B0004208AC002D08031900342A08C90048
 :10029000AA17AE172D082902AD00031976290830D8
 :1002A0002D02031C6C29AD003008C4002F08B000DB
 :1002B0002E08AF00AE0108302D02031C6C29AD00E2
 :1002C0003008C4002F08B000AF0108302D02031C15
 :1002D0006C294908AA0000342D0803197629031057
 :1002E000AE0CAF0CB00CC40CAD0B6F29C61F83292C

:1002F000C409B009AF09AE09C40A0319B00A031949
:10030000AF0A0319AE0A4408C30730080318300FB8
:10031000AC072F0803182F0FAB072E0803182E0F5A
:10032000AA07C61B9C29031C532BAA0CAB0CAC0CB4
:10033000C30CA90F532B932B0318242BC309AC090F
:10034000AB09AA09C30A0319AC0A0319AB0A0319BA
:10035000AA0A8030C906662B2D080319342A2908F9
:100360000319A12B2A082E06C900AA17AE17C60129
:100370002A08C3002B08C1002C08C2003008C202A2
:100380002F08031C2F0FC1022E08031C2E0FC302BF
:10039000C301C101C201031CD4290310AA0CAB0C78
:1003A000AC0CC30C0130C6002D08A902031CDE29C9
:1003B0007E304607A9070318932BE3297E304607B2
:1003C000A907031C882B1830C700C20DC10DC30D2F
:1003D000AC0DAB0DAA0DC60D3008AC022F08031CE6
:1003E0002F0FAB022E08031C2E0FAA022E0DC604DF
:1003F000461CFC294214072A3008AC072F080318B2
:100400002F0FAB072E0803182E0AAA074210C70B9E
:10041000E529451B421C2B2A0310AC0DAB0DAA0D80
:10042000C60D3008AC022F08031C2F0FAB022E089C
:10043000031C2E0FAA022E0D46040139C207031811
:10044000C10A0319C30A031D2B2AC30CC10CC20C19
:10045000A90A0319932BC91FC3134308AA00410813
:10046000AB004208AC000034C515FF342908031D59
:100470002D080319A12B2A082E06C9002D08A9074B
:100480007E30031C472AA9020318932B4A2AA9028B
:10049000031C882B2A08C3002B08C1002C08C200AB
:1004A000C317AE170310AA01AB01AC011830C60088
:1004B000421C642A3008AC072F0803182F0FAB0723
:1004C0002E0803182E0FAA07AA0CAB0CAC0CC30CF9
:1004D000C10CC20C0310C60B582AAA1B742AC30DE8
:1004E000AC0DAB0DAA0DA903451B2C1C862AC31FFE
:1004F000862AAC0A0319AB0A0319AA0A031D862A25
:10050000AA0CAB0CAC0CA90A0319932BC91FAA1394
:1005100000342908C300A9014308031900342A083C
:10052000C900AA179E30C302C31FEF2AC309C30A1A
:1005300008304302031CC42AC300A90D2C08A900DB
:100540002B08AC002A08AB00AA0108304302031CA8
:10055000C42AC300A90D2C08A9002B08AC00AB01CC
:1005600008304302031CC42AC300A90D2C08A900AB
:10057000AC0108304302031CC42AC300A90DA90121
:100580004308031D0310CE2A43080319CE2A031083
:10059000AA0CAB0CAC0CA90CC30BC72A451B291C1D
:1005A000DC2A031CDC2AA90A0319AC0A0319AB0ACA
:1005B0000319AA0AAA1BFC2AC91F072BAA09AB09FF
:1005C000AC09A909A90A0319AC0A0319AB0A031952
:1005D000AA0A072BAA01AB01AC01A901072B4514FC
:1005E000C51F072BAA01C91FFF30AA00AB00AC0032

:1005F000A900C90DAA0C072B4514C51FFF34AA0179
:10060000C91FFF30AA00AB00AC00C90DAA0C290815
:100610000800AB01AC012908C3002C08A9002A0876
:10062000AC002908AA009E30A900C901AA1F242BEA
:10063000C309AC09AB09AA09C30A0319AC0A031917
:10064000AB0A0319AA0AC917C6012A08031D442BBD
:100650002B08AA002C08AB004308AC00C301C61548
:100660002A08031D442B2B08AA002C08AB00AC0160
:10067000C61146162A08031D442B2B08AA00AB01FD
:10068000C6152A080319A12B4608A902031D031C3D
:10069000882B0310AA1B532BC30DAC0DAB0DAA0D59
:1006A000A90B4A2B882B451B2C1C9E2BC31F9E2B52
:1006B000AC0A0319AB0A0319AA0A031D9E2BAA0C44
:1006C000AB0CAC0CA90A0319932B9E2BC6012A086C
:1006D000031D7B2B2B08AA002C08AB00AC01C61510
:1006E0002A08031D7B2B2B08AA00AB01C611461656
:1006F0002A080319A12B4608A902031D031C882BF5
:100700000310AA1B9E2BAC0DAB0DAA0DA90B812BC0
:100710004515C51FFF340130A900AA01AB01AC018A
:10072000C90DAA0CFF34C514C51FFF34FF30A90042
:10073000AA00AB00AC00C90DAA0CFF34C91FAA1354
:100740000034AA01AB01AC01C301A9010034B5001A
:100750000310A50D2408B6002507042035088000E5
:100760002408A50A25070420310880001829B500AF
:100770000310B50D2308B600350823070420000830
:10078000B100350A230704200008B20031081829F7
:100790006030C500A001073083169C0007309F0021
:1007A00083128A012D208316FF308500870188017E
:1007B000890182309F0003308312B400E8308A013F
:1007C000F7208A012D20CB01CA0100308A01E120E7
:1007D000A7003E08A8004A08A5004C30A40028083D
:1007E000B10027088A01A723CA0A0319CB0A4A08BD
:1007F000803A4B048A110A12031D012C8A110A1235
:1008000006240A308A01F6208A01E52B0330B40061
:10081000E8308A01F7208A012D20CB01CA01831616
:100820000317BD01BC01BB018930BA00B901B80191
:10083000B7018630B600B501B401831203138316E5
:100840000317B5088A110A1283120313031D592DC9
:1008500080308316031734028A110A12831203139D
:100860000318592D4C30A300831603173408831244
:1008700003138A01B723A7003208A8002708A9009C
:100880002808AA008A010923B001AF016030AE0038
:100890008430AD008A0136222C08C0002B08BF002E
:1008A0002A08BE002908BD004008AC003F08AB0084
:1008B0003E08AA003D08A900831603173D088312CD
:1008C0000313B000831603173C0883120313AF0011
:1008D000831603173B0883120313AE008316031716
:1008E0003A0883120313AD008A01AC212C08831649

:1008F0000317B300831203132B0883160317B200E8
:10090000831203132A0883160317B10083120313FB
:10091000290883160317B00083120313AC01AB013F
:100920006030AA008430A9008316031733088312AD
:100930000313B00083160317320883120313AF00AA
:1009400083160317310883120313AE0083160317AF
:10095000300883120313AD008A011D212C08831671
:100960000317B300831203132B0883160317B20077
:10097000831203132A0883160317B100831203138B
:10098000290883160317B000340883120313A90043
:1009900083160317350883120313AA008A0109235B
:1009A000B001AF01AE018630AD008A0136222C08BD
:1009B000C0002B08BF002A08BE002908BD0040085F
:1009C000AC003F08AB003E08AA003D08A900831612
:1009D0000317390883120313B0008316031738086E
:1009E00083120313AF008316031737088312031310
:1009F000AE0083160317360883120313AD008A0175
:100A0000AC212C0883160317AF00831203132B08A5
:100A100083160317AE00831203132A0883160317E5
:100A2000AD0083120313290883160317AC003308A3
:100A300083120313AC0083160317320883120313C7
:100A4000AB0083160317310883120313AA00831621
:100A50000317300883120313A9008A018922290889
:100A6000A200831603172F0883120313AC0083160A
:100A700003172E0883120313AB00831603172D08E8
:100A800083120313AA00831603172C08831203137F
:100A9000A9008A01892229088A014F208316031799
:100AA000B40A0319B50A8A110A1283120313031D2B
:0A0AB0001D2C080063008A015A2D76
:02400E00323F3F
:00000001FF

EK-5 MALİYET HESAP TABLOSU

<i>MALZEMELER</i>	<i>FİYAT</i>
<i>PIC16F877A</i>	<i>9 TL</i>
<i>Entegreler ve opamplar</i>	<i>100 TL</i>
<i>Grafik LCD</i>	<i>30 TL</i>
<i>Dirençler, Kapasiteler ve Potansiyometreler</i>	<i>12 TL</i>
<i>Elektrotlar ve Kablolar</i>	<i>80 TL</i>
<i>Delikli pertanaks ve Kutu</i>	<i>10 TL</i>
<i>2 Adet 9V Pil</i>	<i>10 TL</i>
	<i>TOPLAM = 251 TL</i>

ÖZGEÇMİŞ

Soyadı, Adı : ÇAVUŞOĞLU, Samet
 Uyruğu : T.C.
 Doğum Tarihi : 07.05.1987
 Doğum Yeri : BURSA
 Medeni Hali : Bekar
 Telefon : 05063420203
 E-mail : smt1987@gmail.com

Eğitim:

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Lisans	Yıldız Teknik Üniversitesi/Elektronik ve Haberleşme Müh.	
Lise	Bursa Erkek Lisesi	2005
İlköğretim	Zafer İlköğretim Okulu	2001

Staj Yeri

Tarih

FARBA Otomotiv Aydınlatma ve Plastik Fab. A.Ş.	2008 (30 iş günü)
BOSCH, Bursa Fabrikası	2009(30 iş günü)