



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**BİYOLOJİK SİNYALLERİN KABLOSUZ AĞLAR
ÜZERİNDEN MOBİL İLETİMİ VE ANALİZİ**

Elektrik-Elektronik Müh. Hüseyin KÜÇÜK

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Danışman

Prof.Dr. Aydın AKAN

Ocak, 2010

İSTANBUL



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**BİYOLOJİK SİNYALLERİN KABLOSUZ AĞLAR
ÜZERİNDEN MOBİL İLETİMİ VE ANALİZİ**

Elektrik-Elektronik Müh. Hüseyin KÜÇÜK

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Danışman

Prof.Dr. Aydın AKAN

Ocak, 2010

İSTANBUL

Bu çalışma 12/02/2010 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı Biyomedikal Mühendisliği programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

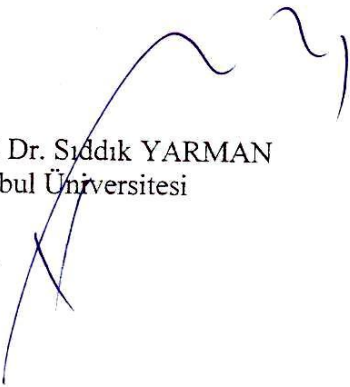
Tez Jürisi


Prof. Dr. Aydın AKAN (Danışman)
İstanbul Üniversitesi


Prof. Dr. Osman Nuri UÇAN
İstanbul Üniversitesi


Prof. Dr. Hakan Ali ÇIRPAN
İstanbul Üniversitesi


Prof. Dr. Ayten KUNTMAN
İstanbul Üniversitesi


Prof. Dr. Sıddık YARMAN
İstanbul Üniversitesi

ÖNSÖZ

Bu tezin hazırlanmasında her zaman yanımda olan ve yardımlarını esirgemeyen eşime, dostlarıma ve Sayın Prof. Dr. Aydın Akan'a teşekkürü bir borç bilirim.

Ocak, 2009

Hüseyin KÜÇÜK

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
SEMBOL LİSTESİ	vii
ÖZET	viii
SUMMARY	ix
1. GİRİŞ.....	1
1.1. ELEKTROKARDİYOĞRAFİ (EKG)	1
1.2. ELEKTROENSEFALOGRAFİ (EEG)	2
1.3. ELEKTROMİYOGRAFİ (EMG).....	3
1.4. TELEMETRİ SİSTEMLERİ.....	4
2. GENEL KISIMLAR	5
2.1. AKSİYON POTANSİYELİ.....	5
2.2. KALBİN YAPISI	6
2.3. KALBİN UYARI VE İLETİM SİSTEMİ.....	8
2.3.1. SA Düğümden Çıkan Uyarıların Yayılması	9
2.4. ELEKTROKARDİYOĞRAFİ.....	10
2.5. KALBİN SIKLUSU VE KALP SESLERİNİN OLUŞMASI	11
2.6. BİYOPOTANSİYEL YÜKSELTEÇLER.....	12
2.6.1. Tanımı	12
2.6.2. Yükselteçlerin Genel Özellikleri	14
2.6.2.1. Kazanç.....	15
2.6.2.2. Giriş Direnci	15

2.6.2.3. Çıkış Direnci	16
2.6.3. İşlemsel Yükseltecin Yapısı ve Çalışması.....	16
2.6.3.1. Fark Yükselteci.....	18
2.6.3.2. Gerilim Yükselteci	19
2.6.3.3. Çıkış Katı.....	19
2.6.4. İşlemsel Yükseltecin İdeal Özellikleri	19
2.6.5. Kılıf Özellikleri.....	20
2.6.6. Ayak Bağlantıları	21
2.6.7. Beslemesi	21
2.6.8. İşlemsel Yükselteçlerin İdeal Olmayan Özellikleri.....	22
2.6.8.1. Giriş Empedansı.....	22
2.6.8.2. Çıkış Empedansı.....	23
2.6.8.3. Gerilim Kazancı	23
2.6.8.4. Bant Genişliği	23
2.6.8.5. Frekans Eğrisi.....	24
2.6.8.6. Kayıklık Ayarı.....	24
2.6.8.7. CMRR Ortak İşareti Bastırma Oranı.....	24
2.7. BİYOPOTANSİYEL YÜKSELTEÇ UYGULAMALARI.....	26
2.7.1. Eviren Yükselteç	27
2.7.2. Evirmeyen Yükselteç	29
2.7.3. Gerilim İzleyici Devre	29
2.7.4. Fark Yükselteç Devresi.....	30
2.7.5. Enstrümantasyon Yükselteç Devresi.....	31
2.7.6. İzolasyon Yükselteci.....	34
2.7.6.1. Bataryalı Sistem	36
2.7.6.2. Taşıyıcılı İzolasyon Yükselteci	36
2.7.6.3. Optik Kuplajlı İzolasyon Yükselteci	38
2.7.7. Karşılaştırmalı Devre	38
2.7.8. Logaritmik Yükselteç	39
2.7.9. İntegral Alıcı Devre.....	39
2.7.10. Türev Alıcı Devre	41
2.8. ANALOG – SAYISAL DÖNÜŞTÜRÜCÜ.....	41
2.8.1. Çözünürlük	42

2.8.2. Örneklem Şekli	42
2.8.2.1. Doğrusal Örneklem	42
2.8.2.4. Doğrusal Olmayan Örneklem	42
2.8.3. Doğrusallık.....	42
2.8.4. Örneklem Hızı	42
2.8.5. Örtüşme.....	43
2.8.6. Analog – Sayısal Dönüştürücü Çeşitleri.....	43
2.8.6.1. İşlemsel Kuvvetlendiricili Karşılaştırmacı	43
2.8.6.2. Paralel Karşılaştırmacı Dönüştürücü	43
2.8.6.3. Analog – Sayısal Dönüştürücü Entegreler.....	44
2.9. BİLGİSAYAR AĞLARI	44
2.9.1. Bağlantı Şekilleri	45
2.9.1.1. Kablolü Teknoloji.....	45
2.9.1.2. Kablosuz Teknoloji.....	45
2.9.2. Kablosuz Yerel Ağ (WIFI)	46
3. MALZEME VE YÖNTEM.....	48
3.1. ANALOG KUVVETLENDİRİCİ TASARIMI	48
3.2. ANALOG SAYISAL DÖNÜŞTÜRÜCÜ BÖLÜMÜ.....	54
3.3. SAYISAL İŞLEM BİRİMİ.....	56
3.3.1. Yazılım Algoritması	57
3.4. AĞ BAĞLANTI BİRİMİ	60
3.5. MOBİL CİHAZ YAZILIMI	61
4. BULGULAR.....	65
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	68
KAYNAKLAR.....	70
ÖZGEÇMİŞ.....	71

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1	: Telemetry sistemi	4
Şekil 2.1	: Aksiyon potansiyeli	5
Şekil 2.2	: Kalbin yapısı.....	6
Şekil 2.3	: Kalp kasları.....	8
Şekil 2.4	: His demeti.....	9
Şekil 2.5	: Elektrokardiogram.....	10
Şekil 2.6	: Kalbin siklusu.....	11
Şekil 2.7	: Biyopotansiyel yükselteç.....	12
Şekil 2.8	: Yükselteç	15
Şekil 2.9	: İşlemsel yükselteç.....	17
Şekil 2.10	: İşlemsel yükseltecin iç yapısı	17
Şekil 2.11	: Fark yükseltici	18
Şekil 2.12	: Fark yükseltecinin iç yapısı	18
Şekil 2.13	: Kılıf yapıları	20
Şekil 2.14	: Ayak bağlantıları	21
Şekil 2.15	: İşlemsel yükseltecin beslemesi.....	22
Şekil 2.16	: İşlemsel yükseltecin tek kaynaktan beslemesi	22
Şekil 2.17	: İdeal işlemsel yükselteç.....	22
Şekil 2.18	: Şebeke gürültüsü	25
Şekil 2.19	: Biyopotansiyel yükselteç.....	26
Şekil 2.20	: Eviren yükselteç	27
Şekil 2.21	: Evirmeyen yükselteç	28
Şekil 2.22	: Gerilim izleyici.....	28
Şekil 2.23	: Fark yükselteç.....	29
Şekil 2.24	: Enstrümantasyon yükselteç	30
Şekil 2.25	: Enstrümantasyon yükselteç uygulaması.....	31
Şekil 2.26	: Enstrümantasyon yükselteç ve CMRR.....	32
Şekil 2.27	: İzolasyon yükselteç	33
Şekil 2.28	: İzolasyon tasarımı.....	35
Şekil 2.29	: AD215 iç yapısı.....	36
Şekil 2.30	: Optik kuplajlı izolasyon yükselteç	37
Şekil 2.31	: Karşılaştırıcı devre	37
Şekil 2.32	: Logaritmik yükselteç.....	38
Şekil 2.33	: İntegral alıcı devre.....	39
Şekil 2.34	: İntegral eğrisi.....	39
Şekil 2.35	: Türev alıcı devre.....	40
Şekil 2.36	: Analog sayısal dönüştürücü.....	40
Şekil 2.37	: Paralel karşılaştırıcı dönüştürücü	43
Şekil 3.1	: Yükselteç devresi	47
Şekil 3.2	: Yükselteç devre uygulaması.....	48
Şekil 3.3	: Einthoven üçgeni	49

Şekil 3.4	: Gerilim bölücü.....	50
Şekil 3.5	: RC filtre.....	50
Şekil 3.6	: RC filtre frekans cevabı.....	51
Şekil 3.7	: Yükselteç ve gerilim bölücü.....	51
Şekil 3.8	: T çentik filtre.....	52
Şekil 3.9	: T çentik filtre frekans cevabı.....	52
Şekil 3.10	: Tampon devre.....	53
Şekil 3.11	: ADC0804 entegresi.....	53
Şekil 3.12	: Analog – sayısal dönüştürücü devresi.....	54
Şekil 3.13	: PIC16F877A ayak bağlantıları.....	55
Şekil 3.14	: ADC algoritması.....	57
Şekil 3.15	: Ana algoritma.....	58
Şekil 3.16	: SME291 modülü.....	59
Şekil 3.17	: WL-330G modülü.....	60
Şekil 3.18	: Giriş ekranı.....	61
Şekil 3.19	: Bağlantı ekranı.....	62
Şekil 3.20	: Veri aktarım ekranı.....	62
Şekil 3.21	: Genlik ayarı.....	63
Şekil 3.22	: Zaman ayarı.....	63
Şekil 4.1	: Cihazın örnek çalışma ekranı.....	64
Şekil 4.2	: Az atım uyarısı.....	64
Şekil 4.3	: Fazla atım uyarısı.....	65
Şekil 4.4	: Cihazın genlik ayarı.....	65
Şekil 4.5	: Mobil cihaz üstünde örnek çalışma ekranı.....	66

SEMBOL LİSTESİ

Hz	:hertz
Ω	:ohm
V	:volt
R	:direnç
V_g	:giriş voltajı
$V_ç$:çıkış voltajı
sn	:saniye
k	:kilo
m	:mili
μ	:mikro
K	:kazanç kat sayısı

ÖZET

BİYOLOJİK SİNYALLERİN KABLOSUZ AĞLAR ÜZERİNDEN MOBİL İLETİMİ VE ANALİZİ

Günümüzde gelişen haberleşme sistemleri sayesinde bilgiye ulaşma kolaylaşmıştır. Bununla beraber doktorların, hastalar üzerinde erken teşhisi sayesinde çoğu zaman hayat kurtarabilmektedir.

Vücut üzerinden alınan elektriksel aktiviteler, hastalık teşhisinde veya hastanın izlenmesinde kolaylık sağlamaktadır. Bu nedenle, farklı biyolojik sinyallerin algılanması ve hekimin yorumuna sunulması amacıyla çeşitli cihazlar geliştirilmiştir. Bunlardan elektrokardiyografi, elektroensefalografi, elektromiyografi ve elektrookülografi başlıca izlenen sinyallerdendir. Bu sinyaller neredeyse tüm hastanelerde ilgili uzmanlar tarafından izlenebilmektedir. Ancak takip eden kişinin aynı konumda olma zorunlu olmaktadır. Hatta çoğu acil durumda, hasta üzerinde gelişen durumlarda, ilgili uzmana belirtiler anlık olarak yollanamamaktadır.

Bu çalışmada taşınabilir ve küçük boyutlu bir elektrokardiyografi cihazı tasarlanmıştır. Bu cihaz ile hasta üzerinden sinyal izlenebilmektedir. Ayrıca cihazda bulunan ağ bağlantısı sayesinde sinyal, IP üzerinden dünya üzerinde herhangi bir noktasına anlık olarak iletimi mümkün olmaktadır. Cihaz içinde düşük gürültülü yüksek kazançlı kuvvetlendirici bulunmaktadır. Ayrıca bu sinyali iletme ve gösterime uygun getirebilmek üzere analog filtreler eklenmiştir. Dijital sistemler üzerinde sinyali izleyebilmek için analog – dijital çevirici bulunmaktadır. Ağ bağlantısı için ise seri/UDP modül bulunmaktadır. Sinyali gösterebilmek cihaz üzerinde göstermek ve cihaz ayarları için ise tek renk grafik ekran kullanılmıştır. Tüm bu sistemleri kontrol etmek için ise bu sistem için tasarlanmış yazılımı çalıştıran mikrodenetleyici bulunmaktadır. Cihaz üzerinden gelen sinyali uzaktan takip etmek ve cihazı kontrol komutlarını yollamak üzere ise Windows Mobile işletim sistemi üzerinde çalışan yazılım tasarlanmıştır. Çalışan bu sistem sayesinde kişi üzerinden alınan elektrokardiyografi sinyali hem hasta üzerinden, hem de uzak kullanıcı tarafından izlenebilmektedir.

SUMMARY

MOBILE TRANSFER AND ANALYSIS OF BIOLOGICAL SIGNALS USING WIRELESS NETWORKS

At the present day, thanks to improving information, access to communication systems has become easier. As a result, doctors, can diagnose illnesses at early stages and thanks to this, they can save more lives.

Biological signals received from the human body, ease monitoring the patient nad to diagnose illnesses. Therefore, a variety of devices have been developed, in order to, detect various biological signals and to presented to the physician's interpretation. The electrocardiography, electroencephalography, electromyography and elektrookulograph are the main devices that track the signals. These signals can be monitored by the specialists in almost every hospital. However, the person who follows these signals has to be in the same location where the monitorization is being done. In fact, during most emergencies, symptoms cannot send to the physician instantaneously.

In this study, and small-size portable electrocardiogram device has been designed. With this device electrocardiographic signals from the patient can be monitored. Besides, the data that we obtain, can be transmitted instantly to a point in the world via IP by the network connection that is contained in the device. Inside the device, also a low-noise high gain amplifer is located. In addition, the analog filters are added to bring this signal into a suitable form for transmission and display. In order to monitor the signal on digital systems analog - digital converter is located. In order to maintain network connection, serial / UDP modules are used. In order to be able to show the signal on the display and adjusting the device single-color graphics display is used. There is a microcontroller which works due to a software that is designed to control all these systems. To follow the data remotely which comes from the device and to send the commands to control the device an operating system that runs on the Windows Mobile software is designed. With the help of this design, the data collected from the patient by the electrocardiogram can be monitored on the patient and can also be monitored by the remote user.

1. GİRİŞ

İnsan vücudu normal çalışam durumunda μV seviyesinde elektrik işaretleri üretir. Bu sinyaller çoğu zaman bir kası harekete geçiren sinyaldir veya bir beyinsel aktivite sırasında oluşmuş bir elektriksel potansiyeldir.

Bu elektrik potansiyellerden elektrokardiyografi, elektroensefalografi, elektromiyografi ve kısaca şu şekilde açıklanabilir.

1.1. ELEKTROKARDİYOĞRAFİ (EKG)

Kalp kasının ve sinirsel iletim sisteminin çalışmasını incelemek üzere kalpte meydana gelen elektriksel faaliyetin kaydedilmesidir. Bu kayıt ile elde edilen grafiğe Elektrokardiyogram (EKG), kullanılan alete de Elektrokardiyograf denir. Bir akım yükselteci (amplifikatör) tarafından yükseltilem gerilimler genellikle ısıya duyarlı kağıt üzerine kaydedilir.

İlk elektrokardiyografi cihazını bir galvanometreden 1900 yılında geliştiren Hollandalı fizyolog Willem Einthoven bu keşfiyle Tıp Nobel Ödülü kazandı [1]. Geliştirilen bu ilk cihaz 270 kg ağırlığındaydı. Elektrokardiyografi cihazı geliştirildikçe küçüldü. Bugün artık elle taşınabilen EKG cihazlarının ağırlığı 1 kg'ın altına inmiştir. Ayrıca daha ileri özel kayıt cihazları da mevcuttur. Bu cihazların çalışma prensipleri de Einthoven'in ilk cihazındakine benzer. Son zamanlarda bu sahaya bilgisayarlar da girmiş bulunmaktadır. Ayrıca EKG'yi aynı anda hem kağıda kaydetmek hem de görüntülemek (bir ekranda) mümkündür. Elde edilen bilgileri anında değerlendirip rapor veren cihazlar da mevcuttur.

Kalp kası (myokard) kendi başına kasılma özelliğine sahiptir. Kalbin sinüs düğümü adı verilen noktasından çıkan düzenli tenbihler (uyarılar) özel bir iletim yoluyla kas hücrelerine varır. Dinlenmekteyken elektrik bakımından sakin (polarize) durumda olan

hücreler, gelen tenbihle uyarılarak (depolarize olarak) kasılırlar ve boyları kısalır. Böylece kalp odacıklarını çevreleyen myokardın bütünü büzüşerek içindeki kanı büyük ve küçük dolaşıma gönderir. Buna kalp kasılması (sistolü) denir. Myokard hücreleri çok kısa süren bu kasılma döneminden sonra hemen eski elektrik yüklerini kazanarak tekrar sakin (polarize) duruma geçerler. Bu olay nabız sayısı kadar tekrarlanır. Nabız sayısı 60 olan kişide bu Depolarizasyon-Repolarizasyon olayı dakikada 60 defa tekrarlanır. Kalbin elektrik faaliyeti ile meydana gelen potansiyel değişiklikleri, kalp çevresindeki dokuların ve bilhassa kanın yardımı ile bütün vücuda aynı anda yayılır. Vücudun çeşitli yerlerine konan iletici uçlar (elektrotlar) vasıtasıyla ortaya çıkan elektrik değişiklikleri yükseltılarak kaydedilir. Vücudun çeşitli noktaları arasındaki potansiyel farkları kaydedilir ve o bölgeye göre adlar verilir. Her bir değişik bölge için çizdirilen elektrokardiyogram eğrisine derivasyon denmektedir. Normal EKG'de 12 ayrı derivasyonun kaydı yapılır [2].

Sinir ve kas dokusu gibi uyarılabilen dokular herhangi bir uyarıya karşı hücre zarlarının elektriksel özelliğini değiştirerek aksiyon potansiyeli oluşturup, iletebilme özelliği göstermektedir. Hücre zarlarında dinlenme ve aksiyon potansiyeli olmak üzere iki tip potansiyelden söz edilmektedir. Dinlenme potansiyeli, hücreler herhangi bir iş yapmadıkları zaman iyonların, hücre içi ve dışındaki farklı dağılımda yerleşimleri ile oluşan bir potansiyeldir. Aksiyon potansiyeli, hücrelerin aktif oldukları sırada bazı iyonların hücre içine ve dışına hareketleri sonucunda zarda oluşan bir dizi potansiyel değişiklikleridir.

Uyarılabilen dokular, aksiyon potansiyelini oluşturup, bu potansiyel değişikliği ortaya çıkan elektriksel aktiviteyi zarları boyunca iletirler. Sinir hücrelerinde oluşan bu elektriksel aktivitenin yalnızca iletim işi yapılırken, kas hücrelerindeki elektriksel aktivite mekanik olay olan kasılmayı başlatır.

1.2. ELEKTROENSEFALOGRAFİ (EEG)

Beyin dalgaları aktivitesinin elektriksel yöntemle izlenmesini ölçen yöntemdir. Hastaya elektrik akımı verilmediğinden ağrı ya da acı hissedilmez.

Elektroensefalografya elde edilen kayıt da, elektroensefalogram (EEG) diye adlandırılır. Elektroensefalografi ya da halk arasında yaygın deyimle "beyin elektrosu çekme" diye adlandırılan bu teknik, 1929'da Alman ruh hekimi Hans Berger tarafından geliştirilmiştir [3].

EEG'de çekim küçük elektrotların saçlı deriye yerleştirilmesiyle yani "pasta" denilen iletken bir madde aracılığı ile yapıştırılmasıyla olur. Bu elektrotların ikisi arasındaki elektriksel potansiyel değişiklikleri bilgisayara kayıt edilir ve sonuç uzman tarafından yorumlanarak, hastaya gerekli bilgi verilir. Elde edilen kaydın incelenmesinde, normale oranla sapmalar bulunmasına dayanılarak, beynin birçok çalışma bozukluğu (sara vb.) teşhis edilebilir.

İnsanın sinir sistemi, yaklaşık 10 milyar sinir hücresi içerir. Bunların çoğu beyinde, geri kalanı omurgada ve bedenin öbür kesimlerinde, ilgili sinirlerde yer alır. Her beyin hücresi 5.000-50.000 sinir hücresiyle bağlantılıdır. Sinir akıları sinir lifleri boyunca taşınır ve beyinde elektrik dalgalarına yol açar. Bu elektrik dalgaları kafa derisinde ölçülebilir.

1.3. ELEKTROMİYOGRAFİ (EMG)

Kasların kasılmasını sağlayan elektriksel aktivitenin izlendiği ve yorumlandığı bir kas incelemesidir. Kasların kasılması sinirler aracılığıyla beyinden iletilmiş olan uyarıcı potansiyellerin kaslarda oluşturduğu motor ünite aksiyon potansiyelleri olarak bilinen elektriksel potansiyeller sayesinde olur.

Kasılmanın miktarı motor ünite aksiyon potansiyellerin sayısının ve sıklığının artması ile artar. Kasların kasılı olmadığı veya kasılı olduğu durumlarda motor ünite aksiyon potansiyellerin incelenmesi, şeklinin veya sıklığının normal sınırlar içinde olup olmaması, veya normalde karşılaşılmayan elektriksel aktivitelere rastlanması kaslardaki sorunları belirlemek için incelenen değişkenlerdir. Günlük kullanımında EMG incelemesi denildiğinde kas incelemesi anlamının yanısıra sinir incelemesinide içeren testler bütünü anlamına gelmektedir.

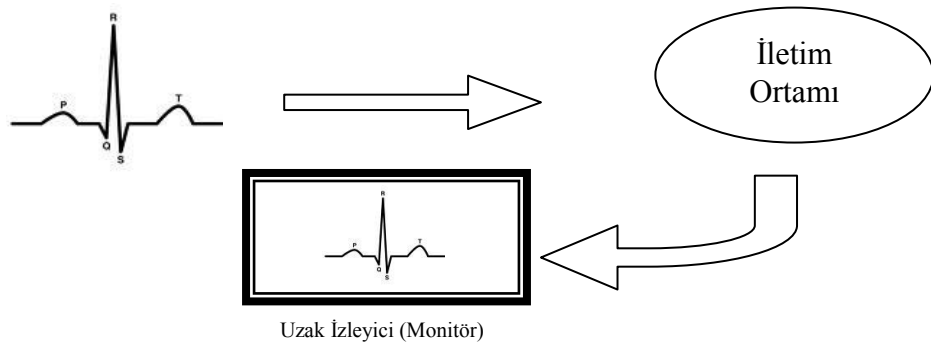
1.4. TELEMETRİ SİSTEMLERİ

Kablolu veya kablosuz bir bağlantı üzerinden, algılayıcı cihazdan gelen verileri uzaktan takip etme sistemidir.

Medikal anlamda genellikle fizyolojik parametreleri görüntüleme, elektrokardiyografi, veri, sıcaklık, oksijen doyması, kan basıncı ve solunumu gibi parametrelerin takibi için kullanılmaktadır.

Telemetrinin esas türleri, 1960'ların başında Amerika'daki Uluslararası Havacılık ve Uzay İdaresi'nin (NASA) çalışmalarıydı. Dış uzaya yapılan yolculukların başlarında, astronotların fizyolojik parametrelerini, yeryüzünde bulunan sağlık çalışanlarına, görüntü yolu ile aktarmaya olanak sağlayan cihaz üretimi için bir araştırma sürdürüldü. NASA tarafından yapılan daha fazla araştırmalar ve teknoloji, telemetri sivillerin sağlık bakımlarına girmiştir. Böylelikle telemetrinin biyomedikal uygulamaları artmış ve gelişmiştir.

Tarihte ilk telemetri sistemleri, 1903 senesinde Einthoven elektrokardiyografi sinyallerini Leiden Telefon Sistem hattı üzerinden ileterek gerçekleştirmiştir [4]. 1921 senesinde ise Winters bir gemideki denizcinin kalp seslerini denizcilik radyo şebekesi üzerinden iletmıştır.



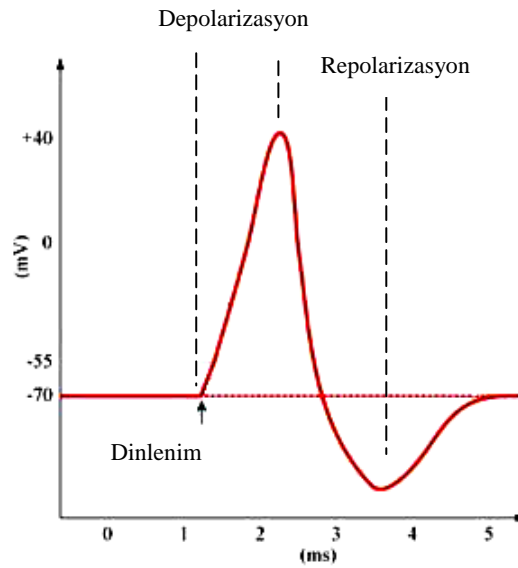
Şekil 1.1: Telemetri Sistemi

2. GENEL KISIMLAR

Hücreler arasında iletişim hormonal veya elektriksel olarak gerçekleşebilmektedir. Sinir ve kas hücreleri üzerinde gerçekleşen ve bu hücrelerin zarlarının uyarıldıkları zaman oluşturdukları ani ve hızlı potansiyel değişimine aksiyon potansiyeli denir.

2.1. AKSİYON POTANSİYELİ

Hücre zarının içerisinde dışa oranla daha negatif olduğu dinlenme durumundaki bir hücre, herhangi bir uyarın ile uyarıldığı zaman; zarın dinlenme potansiyeli milisaniyeler içerisinde değişerek pozitif bir değere ulaşmaktadır. Zar potansiyelinde, içerisinde dışa oranla daha pozitif değere kazandığı bu duruma depolarizasyon adı verilmektedir. Ancak zar potansiyeli bu durumda kalmaz, çok kısa bir süre içerisinde tekrar eski dinlenme potansiyeline geri döner. Zar potansiyelinin depolarizasyondan tekrar dinlenme potansiyeline geri dönüşü repolarizasyon olarak tanımlanmaktadır. Aksiyon potansiyeli, depolarizasyon ve repolarizasyondan oluşmaktadır. Aksiyon potansiyelinin depolarizasyon ve repolarizasyon dönemlerinin oluşmasından sorumlu iyonlar; sodyum ve potasyumdur.

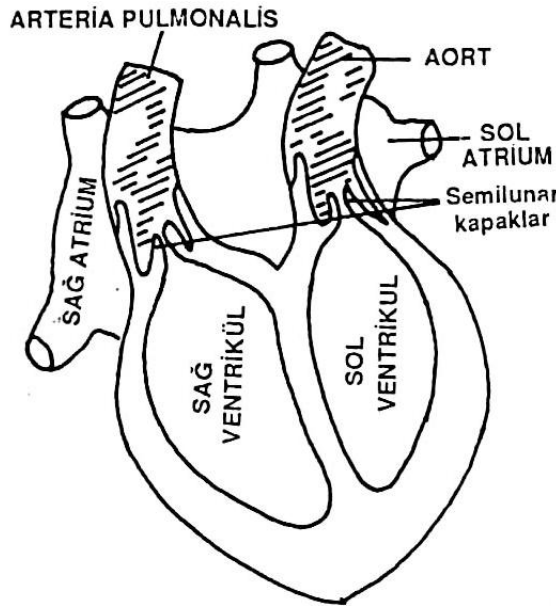


Şekil 2.1: Aksiyon potansiyeli

Aksiyon potansiyeli oluşmasındaki iyonik olayların temeli kısaca şu şekilde açıklanabilir. Dinlenme potansiyeli, sodyum iyonunun aktif taşınma ile sürekli hücre dışına, potasyum iyonunun ise hücre içine taşınması sonucunda oluşmaktadır. Aksiyon potansiyelinin oluşumu sırasında zarın sodyuma ve potasyuma olan geçirgenliği aniden değişmektedir. Depolarizasyon döneminde zarın Na^+ iyonlarına karşı geçirgenliği artmakta ve Na^+ iyonları hızla hücre içine girerek zar potansiyelini pozitif bir değere ulaştırmaktadır. Repolarizasyon döneminde ise zarın K^+ iyonlarına olan geçirgenliği artarak K^+ iyonlarının hücre dışına çıkışı ile zar potansiyeli tekrar dinlenme potansiyeli değerine ulaştırılmaktadır. Repolarizasyon dönemi ile zarın yalnızca elektriksel potansiyel değeri dinlenme durumuna erişmiştir, iyon dağılımı ise henüz terstir. Daha sonra aktif taşınma sistemi ile Na^+ iyonlarının hücre dışına, K^+ iyonlarının hücre içine taşınması ile gerek zar potansiyeli yönünden gerekse iyonik dağılım yönünde dinlenme durumuna geri dönüş oluşmaktadır.

2.2. KALBİN YAPISI

Kalp dört boşluktan oluşan bir yapıya sahiptir. Üst taraftaki iki boşluk atriumlar; Atrium dekster (sağ atrium), atrium sinister (sol atrium), alttakilere ise ventrikül adı verilmektedir; ventrikül dekster ve ventrikül sinister.

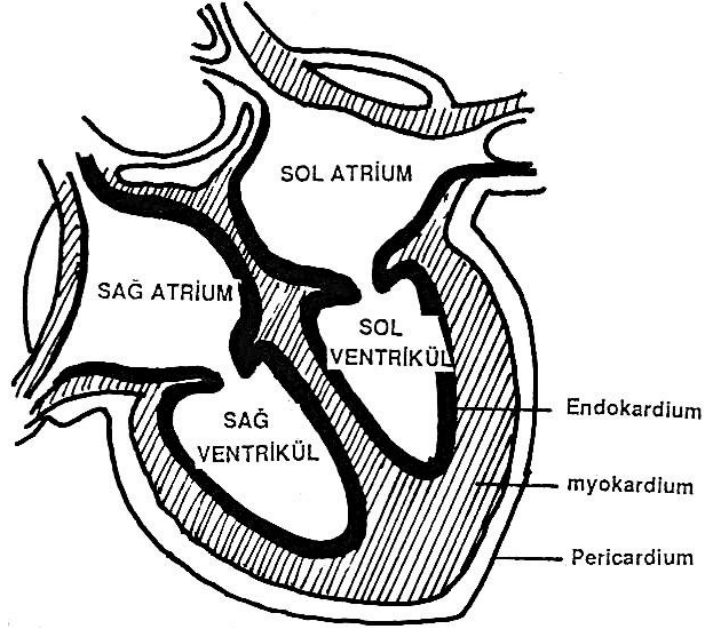


Şekil 2.2: Kalbin yapısı

Atriumlar ventriküllere kapaklar aracılığı ile bağlıdır. Sağ atrium ile sağ ventrikül arasındaki kapak; trikuspid kapak, sol atrium ile sol ventrikül arasındaki kapak; bikuspid veya mitral kapak adını alır. Atriumlar kalbe dönen kanı kabul eden ve ventriküller içine gönderen bölmelerdir. Ventriküller ise esas pompa görevini yapan bölmeler olup kanı damar istemi içine pompalarlar. Arterler kalpten çıkan damarlardır, kanı kalpten daha uzaktaki organlara götürürler ve ventriküllerle bağlantılıdır. Kalpten çıkan iki ana damar aort ve arteria pulmonalistir. Aorta sol ventrikülden çıkar ve oksijence zengin kanı tüm vücut dokularına dağıtan arter sisteminin ana damarıdır. Pulmoner arter ise sağ ventrikülden çıkar ve CO₂'li kanı oksijenlenmesi için akciğerlere götüren sistemin ana damarıdır.

Kalbe giriş yapan damarlar atriumlarla bağlantılıdır. Sağ atriuma giren iki damar; vena cava superior ve vena cava inferior tüm vücudun venöz kanını (CO₂ konsantrasyonu artmış kan) sağ atriuma getirirler. Vena pulmonalisler ise akciğerlerde temizlenerek oksijenlenmiş kanı sol atriuma getirirler. Bu bilgilerden kalbin ikili bir pompa şeklinde çalıştığı anlaşılmaktadır. Sağ ventrikül karbondioksiti bol olan kanı akciğerlere, sol ventrikül ise oksijence zengin kanı tüm vücuda pompalamaktadır. Böylece organizmada her ikiside kalpten başlayıp kalpte sonlanan iki dolaşım sistemi oluşmaktadır. Bunlardan biri sistemik dolaşım veya büyük dolaşım olup kalbin sol ventrikülünden başlayıp organizmayı dolaştıktan sonra sağ atriumda sonlanır. Diğeri pulmoner veya küçük dolaşım olup sağ ventrikülden başlayıp, akciğerleri dolaştıktan sonra sol atriumda sonlanmaktadır. Bu iki sistemin dolaşım dinamiği açısından aralarındaki tek fark sistemik dolaşımın yüksek basınçlı, pulmoner dolaşımın düşük basınçlı bir dolaşım sistemi olmasıdır.

Kalbin histolojik yapısı incelendiğinde üç tabakadan oluştuğu görülür. En içte endokardium, ortada myokardium veya myokard olarak tanımlanan kalp kası, en dışta ise çift yapraklı bir zar olan perikardium bulunmaktadır. Myokardiumun kalp bölmelerindeki kalınlığı değişiktir. En kalın olduğu yer sol ventriküldür. Bunun nedeni sol ventrikülün yüksek basınçlı bir sisteme karşı kan pompalamasıdır.



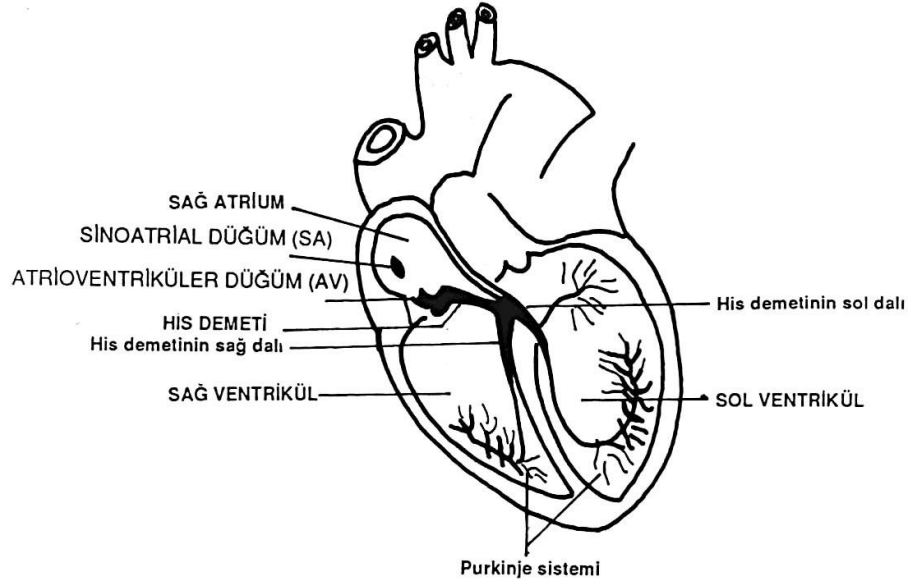
Şekil 2.3: Kalp kasları

Kalp kası, kas fizyolojisi ünitesinde de daha önce sözü edildiği gibi, uyarılması için sinirsel impulsa gereksinimi olmayan, kendi uyarılarını kendisi oluşturabilme özelliğinde bir kastır. Ancak, kalp kasının otonom sistemin sempatik ve parasempatik bölümlerinden sinirler aldığı ve otonom sistemin kalpteki uyarıları başlatmadığı, yalnızca kalbin kendiliğinden oluşturduğu çalışma düzenini ayarlayıcı olarak görev yapmaktadır [5].

Kalp kasında uyarıların başlatıldığı ve iletiildiği özel bir sistem vardır. Bu sisteme kalbin uyarı ve ileti sistemi adı verilmektedir.

2.3. KALBİN UYARI VE İLETİM SİSTEMİ

Sinoatrial düğüm (SA), atrioventriküler düğüm (AV), his demetinin sağ-sol dalı ve purkinje sistemi olarak adlandırılmaktadır. SA ve AV düğüm sağ atriumda bulunur. His demeti AV düğümüne bağlıdır ve ventriküller arası bölmede sağ ve sol dallara ayrılır. His demetinin dalları da ventriküller içine girip purkinje sistemi ile bağlantı kurmaktadır. SA düğüm dakikada 70-80, AV düğüm 40- 60, his demeti ve purkinje lifleri daha düşük hızlarda, kendiliğinden impuls oluşturma özelliğindedir.



Şekil 2.4: His demeti

Kalbin normal çalışmasında uyarıların çıktığı yer SA düğümdür. Bu nedenle SA düğüm adım attırıcı olarak tanımlanır. Kalp SA düğümün emri altında çalışırken diğer yapılar uyarı çıkarmazlar, yalnızca SA düğümün gönderdiği uyarıları kalp kasına iletme görevini yaparlar. AV düğüm veya diğer yapılar ancak SA düğüm çalışmadığı veya SA dan çıkan uyarıların iletilmemesi gibi anormal koşullarda, kalbin durmasını engellemek için görevi üstlenip uyarı çıkarmaya başlarlar.

2.3.1. SA Düğümden Çıkan Uyarıların Yayılması

SA düğümden çıkan bir aksiyon potansiyeli önce atriumların kasını uyarır sonra AV düğümüne gelir. İmpuls AV düğümü geçerken hızı yavaşlar ve burada 0.1 sn'lik bir gecikmeye uğrar. Daha sonra impuls his demetine, his demetini sağ ve sol dallarına geçerek sağ ve sol ventrikül kasındaki purkinje sistemine ulaşır. İmpulsun atrium kasında yayılması sonucunda, atrium sistolü (kasılması), ventrikül kasında yayılması sonucunda da ventrikül sistolü olur. Atriumların sistolü ile atriumlar içlerindeki kanı ventriküllere, ventrikül sistolü ile de ventriküller içindeki kan aort ve arteria pulmonalis içine pompalanır. İmpulsun kalpte yayılması sırasında AV düğümdeki 0.1 sn'lik gecikmesi, atriumların ventriküllerden önce kasılmasını ve içlerindeki tüm kanın, ventriküllerin kasılmalarından önce, ventriküllere aktarılmasını sağlar. Bu gecikme

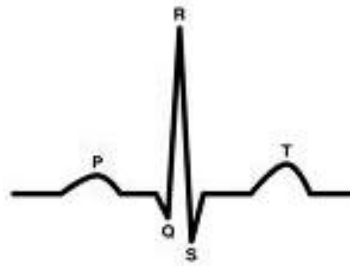
olmasaydı atriumlarla ventriküller aynı anda kasılacaklardı. Buda ventriküllerin yeteri kadar kan ile dolmadan boşa sistolüne neden olurdu.

SA düğümünden çıkan her bir impuls kalp kasında bir sistolü takip eden bir diyastole (gevşeme) neden olur, SA düğüm dakikada kaç impuls çıkarıyorsa atriumlar ve ventriküller o kadar sayıda sistol yaparlar. Bir kalp vurusu ventriküllerin sistolüdür.

Kalp blokları adı verilen klinik tablolar SA dan çıkan impulsun kalp kasında yayılması sırasında bir noktada bloke olması veya normal hızından daha düşük hızlarda yayılması sonucu ortaya çıkmaktadır.

2.4. ELEKTROKARDİOGRAFİ

Kalbin çalışması sırasında oluşan elektriksel aktivitenin vücut yüzeyine (kol ve bacaklar) yerleştirilen elektrotlar yardımı ile kaydedilmesidir. SA düğümünden çıkan her bir aksiyon potansiyelinin kalp kasında yayılması sırasında oluşan depolarizasyon ve repolarizasyon sırasındaki potansiyel değişimleri, iletken özellikteki komşu dokulara, vücut sıvılarına, buradanda vücut yüzeyine yayılır. Vücut bu yayılmada homojen bir iletken gibi rol oynamaktadır. Böylece vücut yüzeyine yerleştirilen elektrotlar aracılığı ile, kalpte oluşan aksiyon potansiyelleri kaydedilebilmektedir. Bu şekildeki kayıt yöntemine elektrokardiografi, elde edilen milimetrik kağıtlar üzerindeki kayıtlara elektrokardiogram (EKG), kaydın yapıldığı alete de elektrokardiograf adı verilmektedir. Şekil 2.5 SA düğümünden çıkan bir aksiyon potansiyelinin kalp kasında yayılması sonucunda elde edilen normal bir elektrokardiogramı göstermektedir. Şekildeki P dalgası atriumların depolarizasyonu, QRS kompleksi ventriküllerin depolarizasyonu, T dalgası ise ventriküllerin repolarizasyonu sonucu oluşan dalgalardır.



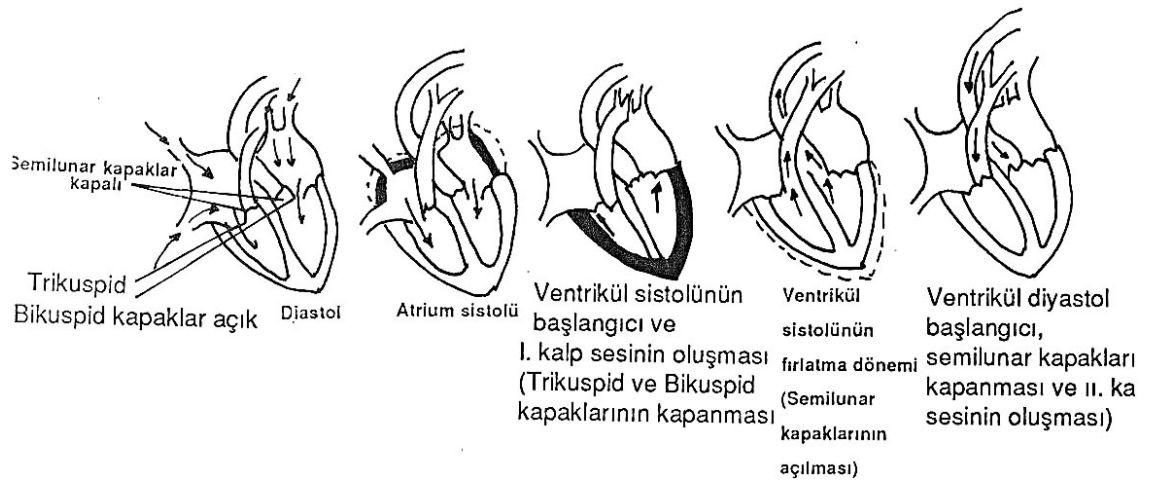
Şekil 2.5: Elektrokardiogram

EKG kalpte ileti ve uyarı; sisteminin normal olup olmadığını, myokard hasarına bağlı olarak ortaya çıkan ileti bozukluklarını yansıtır. Atriumlara ait ileti bozuklukları P dalgasında, ventriküllere ait olan bozukluklar ise QRS kompleksi ve T dalgasında değişiklikler yaratmaktadır.

2.5. KALBİN SİKLUSU VE KALP SESLERİNİN OLUŞMASI

Kalp siklusu SA düğümden çıkan bir impulsun kalp kasında yayılması sonucunda oluşan bir sistolü ve bunu takip eden diyastolü kapsamaktadır.

Atriumların ve ventriküllerin her ikisinde diyastolde olduğu faz siklusun başlangıcı olarak kabul edilmektedir. Bu dönemde sistemik ve pulmoner dolaşımdan gelen kan her iki atriuma dolmakta buradanda trikuspid ve bikuspid kapakları geçerek pasif olarak ventriküllere dolmaktadır. Atriumlara gelen kanın % 70 i bu şekilde pasif olarak ventriküllere geçtikten sonra, SA dan çıkan bir impulsun başlattığı atrium sistolü, geri kalan % 30 kanın ventriküller içine pompalanmasına neden olur. Kanın ventriküllere dolması ve impulsun ventrikül kasına ulaşması ventriküllerin sistolünü başlatır. Ventriküler sistolün başlangıcında trikuspid ve bikuspid kapaklar kapanarak kanın atriumlara geri kaçması engellenir ve birinci kalp sesi oluşur. Sistolün devamı ile aort ve pulmoner arter ağzında bulunan semilunar kapaklar açılır ve ventriküller içindeki kan aort ve arteria pulmonalis içine fırlatılır. Ventrikül sistolünü ventrikül diyastolü takip eder. Ventriküllerin gevşemesi, ventrikül içindeki basıncı aort ve pulmoner arter içindeki basınca kıyasla, düşürür.



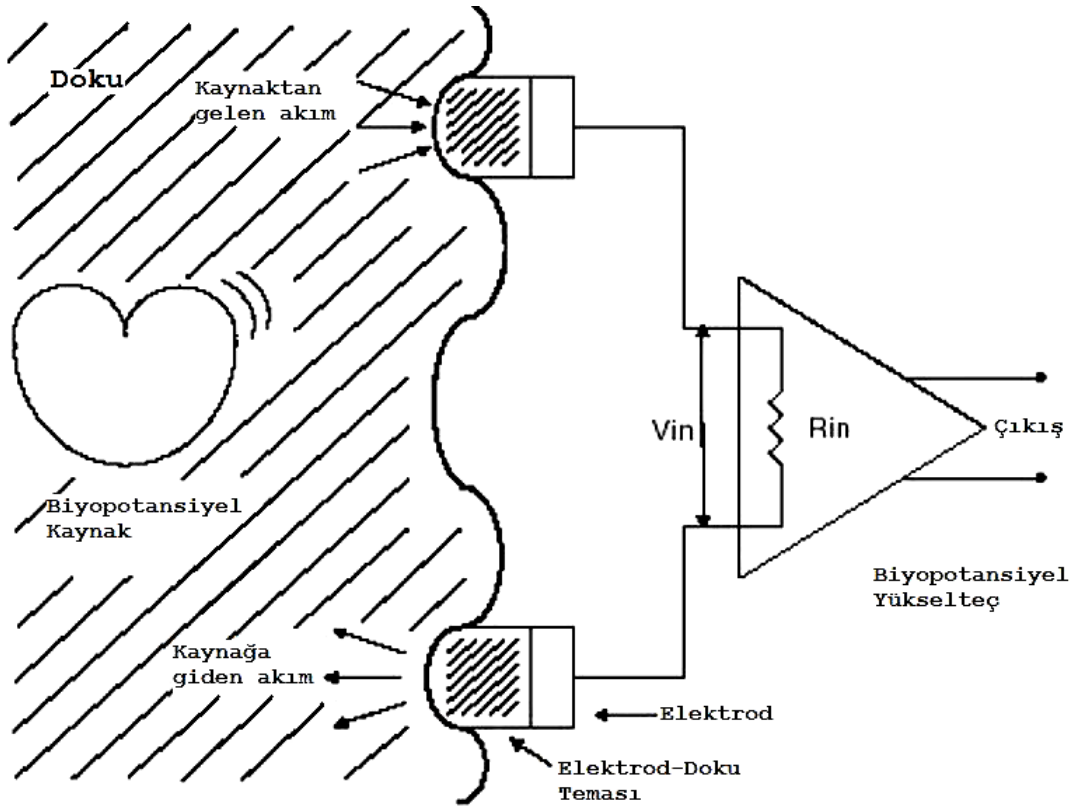
Şekil 2.6: Kalbin siklusu

Bu durum aort ve pulmoner arter içindeki kanın bir miktar ventriküllere doğru çekilmesiyle semilunar kapakların kapanmasına neden olur. Semilunar kapakların kapanması ikinci kalp sesini oluşturur. Böylece bir siklus sona erer, kanın atriumlara dolması ile ikinci bir siklus başlar.

2.6. BİYOPOTANSİYEL YÜKSELTEÇLER

2.6.1. Tanımı

Biyopotansiyel işaretlerin (biyoelektrik ve fizyolojik) hemen hemen hepsi küçük genliklidir ve fark işaretleri şeklindedir. İnsan vücudunun herhangi iki noktası arasındaki potansiyel fark her iki noktanın toprağa göre olan potansiyel farkı ile aynı değildir. İnsan vücudundan elde edilen bu fark işaretlerinin işlenmesi, görüntülenmesi ve saklanması için kuvvetlendirilmesi gerekir. Bu amaçla kullanılan yükselteçlere biyopotansiyel yükselteçler denir [6]. Çoğu zaman bu amaçla kullanılan yükselteçlerin temel elemanını işlemsel yükselteçler oluşturur.



Şekil 2.7: Biyopotansiyel yükselteç

Yükseltilecek olan işaretlerin genlikleri çok küçük ($1 \mu\text{V} - 100 \text{ mV}$) olduğundan bunların gürültü işaretlerinden arındırılmış olarak yükseltilmeleri çok önemlidir.

Biyoelektrik işaretlerin (EKG, EEG, EMG, EOG) frekans değerleri çok düşük frekans bölgelerine kadar indiğinden biyopotansiyel yükselteçler genellikle DC kuplajlı olur ve yükseltilecek olan işarete göre de üst kesim frekansları 100 Khz ' e kadar çıkabilir. EKG yükselteçleri gibi elektrot kullanan yükselteçlerde, elektrotlarda oluşan (DC) gerilimin büyük kazançlı yükselteci doyuma sokmaması için (AC) kuplajı kullanılır. Bu durumda yükseltecin alt kesim frekansı $0,04 \text{ Hz}$ ' e çıkarılmış olur. Yükselteçlerin frekans karakteristiği filtrelerle üst frekans bölgesi içinde sınırlandırılır. Böylece yüksek frekanslı bozucu (gürültü) işaretlerin olumsuz etkilerinden arındırılmış sinyaller elde edilir.

Biyopotansiyel yükseltecin üst kesim frekansı, genellikle yükseltilecek sinyallerin en büyük frekanslı bileşeninin frekansı kadar yapılmaya çalışılır. Bazı durumlarda esas sinyaldeki şebeke frekanslı (50 Hz) bozucu işaretleri zayıflatılabilmek için özellikle EKG yükselteçlerinde özel filtreler (Notch-Çentik filtresi) de kullanılır.

EKG ve EMG sinyalleri insan vücudundan elektrotlar yardımı ile elde edilir. Yüzeysel elektrotlarının empedansları $200-5000 \Omega$ civarında olduğundan bunların yükseltilmesi için herhangi bir önlem almaya gerek kalmadan normal yükselteçler kullanılabilir. Ancak iğne tip elektrotlar kullanıldığında, bunların yüzeyleri daha küçük olduğundan empedansları $1 \text{ M}\Omega$ mertebesine kadar çıkar. Bu durumda kullanılacak yükselteçlerin, yüksek giriş empedansına sahip FET' li türleri tercih edilir. İğne tipi elektrot kullanıldığında elde edilen sinyalin genliği daha büyük olacağından bu durumda yükseltecin kazancının büyük olmasına gerek kalmaz. Bunun yanı sıra EEG işaretlerinin genlikleri EKG ve EMG işaretlerinden en az on kat daha küçük olduğundan, EEG yükselteçlerinin kazançları oldukça büyük olmalıdır. Bu tür işaretleri algılamak için kullanılan elektrotlar iğne tipi veya çok küçük yüzeyli olduklarından EEG yükselteçlerinin giriş empedanslarının çok büyük olması gerekir. Yüksek kazanç ve yüksek giriş empedansı gürültüye zemin hazırladığından bu tip yükselteçlerin daha az gürültü faktörüne sahip olmasına özen gösterilir.

Bazı biyopotansiyel işaretlerin (EMG işaretleri gibi) mutlak değerleri alınarak işlenmeleri gerektiğinden, işaretler yükseltilirken doğrultulmaları da gerekir. Bazı biyopotansiyel işaretlerin (EKG işaretleri gibi) ise belli bir gerilim seviyesinden geçişleri (örneğin kalp vuru hızı veya ST zaman aralığı ölçümünde) önemli olur ve bu durum için ise gerilim karşılaştırıcıları kullanılır.

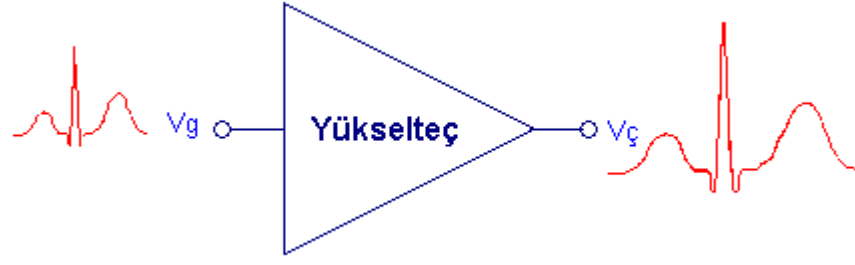
Yükselteçler, biyopotansiyel işaretlerin yükseltilmesi dışında tıpta vücut hareketlerinin, vücut parça ve organ şekillerinin çıkarılmasında, vücut sıcaklığı ölçülmesinde, kan akış hızı, kan basıncı ölçülmesi ve başkaca kontrol, koruma ve uyarma gibi amaçlar için de kullanılmaktadır.

Bir biyopotansiyel yükselteçte arzulanan özellikler şunlardır:

- Yüksek kazanç
- İstenilen işi yapmaya uygun, değişken kazanç
- Düşük gürültü
- Yüksek CMRR ortak işaret bastırma oranı
- Çok yüksek giriş empedansı
- Tek uçlu çıkış, genellikle farksal giriş
- Uygulamaya uygun frekans cevabı
- Sıcaklık ve gerilim dalgalanmalarına karşı kararlılık
- Elektriksel izolasyon ve defibrilasyona karşı güvenlik

2.6.2. Yükselteçlerin Genel Özellikleri

Yükselteçler, kullanım amaçları gereği girişlerine uygulanan düşük güçlü sinyalleri güçlendirir. Bu işlem için, içyapısındaki aktif devre elemanları yardımıyla güç kaynağından almış olduğu enerjiyi giriş sinyaliyle aynı özellikte, fakat güçlendirilmiş bir çıkış sinyali elde etmek üzere işler. Sonuçta giriş ile aynı özelliklere sahip güçlü bir çıkış sinyali elde edilmiş olur. Yükselteçler girişine uygulanan sinyalin akım ya da gerilimini yükselterek bir güç kazancı sağlayan devrelerdir.



Şekil 2.8: Yükselteç

Bazı durumlarda amaç sadece sinyalin güçlendirilmesi olmayabilir. Yükselteçler elektronik sistemlerde empedans uygunlaştırmak, faz farkı elde etmek, sinyalleri filtre etmek, dalga şekillendirmek gibi özel amaçlar için de kullanılabilir.

2.6.2.1. Kazanç

Kazanç, yükselteç girişine uygulanan sinyalin çıkışta hangi oranda kuvvetlendirildiğini ifade eden bir kat sayıdır ve birimsizdir. Kazanç kat sayısı ürün bilgi sayfalarında G (Gain) ya da Av (Amplitude voltage) olarak gösterilmektedir, K ile tanımlanabilir. Herhangi bir sistemde kazanç çıkışın girişe oranı olarak aşağıdaki bağıntı ile ifade edilebilir.

$$K = \frac{\text{Çıkış Değeri}}{\text{Giriş Değeri}} \quad (2.1)$$

2.6.2.2. Giriş Direnci

Giriş direnci bir yükseltecin giriş terminaliyle toprak arasındaki direnç olarak ifade edilebilir.

Bazı durumlarda uygun seviyede kazanç elde etmek üzere birden fazla yükselteç art arda bağlanabilir veya farklı görevleri olan devreler birbirine sinyal aktarımı gerçekleştirebilir. Bu durumda bir önceki devrenin çıkışına bağlanan alıcı devrenin girişine doğru bir akım akışı olur. Bu akımın miktarı kaynak devrenin çıkış direnci ve alıcı devrenin giriş direncine bağlıdır. Giriş direnci, bir devrenin kendinden önce gelen devrenin çıkış akımına karşı ne kadar zorluk göstereceği ya da kendinden önce gelen devreden ne kadar akım çekeceğini ifade eden bir özelliğidir.

Bir devrenin giriş direncinin düşük olması, kendisinden önce gelen devreden, yani kendisine sinyal sağlayan devreden fazla akım çekmesi, anlamına gelir. Bu durum önceki devrenin yeteri kadar akım verebilmesi, yeteri kadar güçlü olmasını gerektirir.

Yüksek giriş direncine sahip bir devre ise, kendinden önce gelen devreden az miktarda akım çekerek önceki devrenin aşırı yüklenmesine ve bundan dolayı sinyal bozulmalarına neden olmaz. Dolayısıyla bu tür devrelerin girişine, düşük çıkış gücüne sahip başka devreleri herhangi bir yükseltme işlemine gerek kalmaksızın bağlayabiliriz.

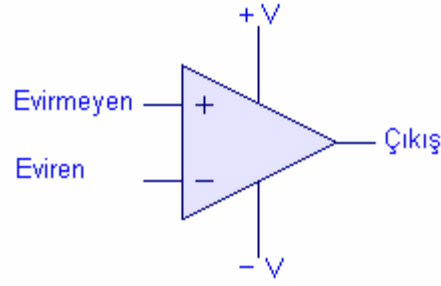
2.6.2.3. Çıkış Direnci

Bir devrenin çıkış direnci devrenin çıkışından ne kadar akım çekilebileceğinin, bir başka anlatımla devrenin ne kadar akım verebileceğinin bir göstergesidir. Çıkış direnci aynı zamanda, bir devrenin çıkış terminali ile toprak arasında görülen direnç olarak da tanımlanabilir.

Maksimum güç transferi ile ilgili kurallar çerçevesinde, bir devreden maksimum enerji çekebilmek için devrenin çıkış direnci ile alıcı devrenin giriş direncinin eşit olması gerekir [7]. Eğer önceki devrenin çıkış direnci yük devresinin giriş direnci ile uyumlu değilse, bu durumda önceki devrenin çalışmasında sorunlar ortaya çıkacaktır. Kaynak devre bir osilatör ise, çalışma frekansında kayma ya da tamamen osilasyonun durması, bir yükselteç ise kazançta değişme gibi sorunlar ortaya çıkacaktır. Bu tür sorunlar ile karşılaşmamak için kaynak devrenin çıkış direnci ile yük devresinin giriş direncinin birbirine eşit olması hedeflenir.

2.6.3. İşlemsel Yükseltecin Yapısı ve Çalışması

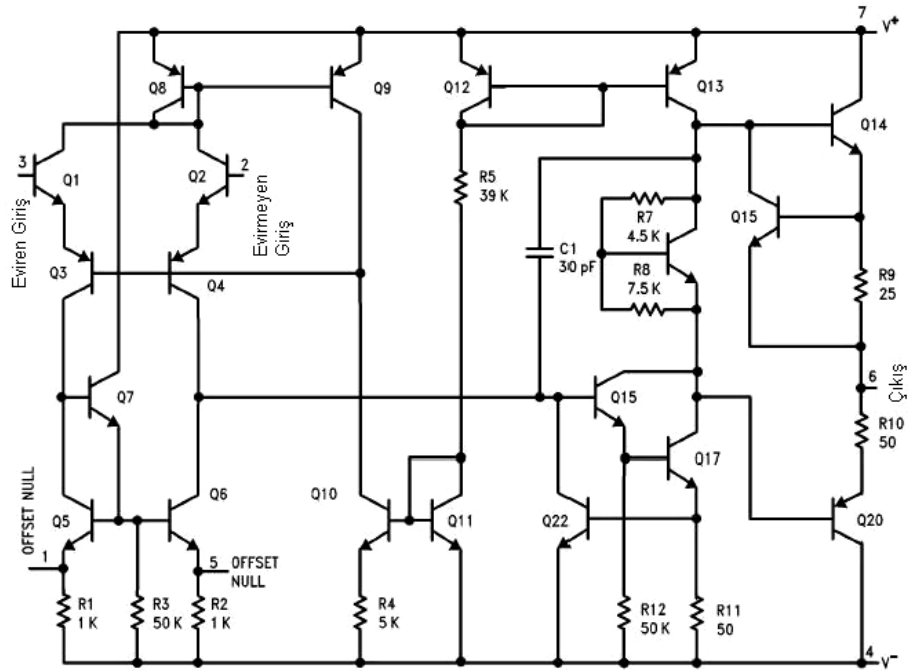
İşlemsel yükselteç iki girişli tek çıkışlı ok başı şeklindeki bir üçgen ile sembolize edilmektedir. Sembol üzerinde genellikle besleme uçları gösterilmemektedir. Bazı işlemsel yükselteç sembollerinde besleme uçları da gösterilirken çoğu zaman bu uçlar sembol üzerinde verilmez. İşlemsel yükseltecin iki giriş ucu + ve - olarak işaretlenmiştir. Bunlardan - işaretinin bulunduğu uç işlemsel yükseltecin eviren girişini + işaretli olan uç ise evirmeyen girişini işaret etmektedir. Çıkış ucu ise sembolde ok başının gösterdiği tarafta yer almaktadır.



Şekil 2.9: İşlemsel yükselteç

Birçok devre tasarımında, transistör ile yapılan yükselteçler hem gereksiz hesaplarla uğraşmaya hem de fazla sayıda eleman kullanmaya neden olduğundan biyopotansiyel yükselteçlerin yapımında yaygın olarak işlemsel yükselteçler kullanılmaktadır. Özellikle fark işaretleri şeklinde olan biyopotansiyel işaretleri, fark girişlerine sahip olan işlemsel yükselteçlerle kuvvetlendirmek oldukça pratiktir.

İç devre yapısı tek bir yonga üzerine bir ila dört adet işlemsel yükselteç oluşturabilmek için, çok sayıda transistör ve devre elemanından oluşur. Bu devreler sadece BJT (Bipolar Junction Transistör), JFET (Junction Field Effect Transistör) ya da MOSFET (Metal Oxide Semiconductor FET) kullanılarak yapılabilir. Günümüzde yüksek giriş dirençleri nedeniyle JFET işlemsel yükselteçler yaygın olarak tercih edilmektedir.

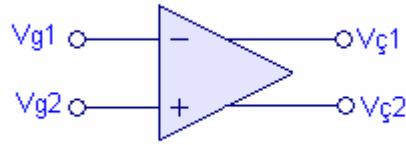


Şekil 2.10: İşlemsel yükseltecin iç yapısı

İşlemsel yükselteçlerin içyapıları oldukça karmaşıktır. Ancak bunları kullanabilmek için içyapılarının ayrıntılarını bilmeye gerek yoktur. İşlemsel yükselteci kullanmak için, dış devre bağlantılarını, temel bazı özelliklerini ve nerede kullanılacağını bilmek yeterlidir. Temel olarak işlemsel yükselteç üç ana bölümden oluşur. Bunlar giriş devresindeki fark yükselteci, kazancı sağlayan gerilim yükselteci ve çıkış yükselteci devreleridir.

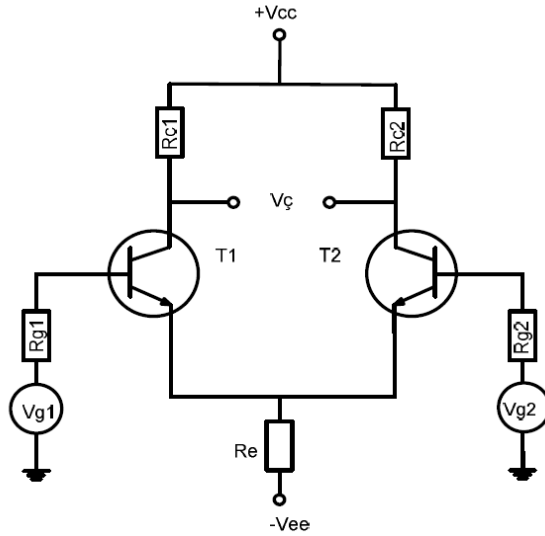
2.6.3.1. Fark Yükselteci

Fark yükselteçleri işlemsel yükselteçlerin giriş devresinde bulunan en önemli parçasıdır ve çok çeşitli uygulamalarda kullanılan özel bir devre türüdür. Fark yükselteçleri, girişlerine uygulanan iki sinyalin farkıyla orantılı bir çıkış sinyali üretirler.



Şekil 2.11: Fark yükselteci

Şekil 2.12’de ise temel fark yükseltecinin açık devre şeması görülmektedir. Açık devre şemasında gördüğümüz gibi girişler iki ayrı transistörün beyzine uygulanır. Çıkışlar ise transistörlerin kolektör uçlarından alınmıştır.



Şekil 2.12: Fark yükseltecinin iç yapısı

Devrenin çalışabilmesi için negatif ve pozitif gerilim verebilen yani simetrik güç kaynağı kullanılmıştır. Ancak yükselteç tek bir güç kaynağıyla da çalışabilir. Devreye uygulanan iki ayrı giriş gerilimine bağlı olarak iki girişin farklarıyla orantılı ve birbirinden 180° faz farklı çıkış gerilimi alınabilir. Bu tip montaj şekli hem DC hem de AC yükselteç olarak birkaç MHz' e kadar olan giriş sinyallerinin farkını kuvvetlendirebilir.

Devredeki giriş V_{g1} ve V_{g2} gerilimleri birbirine eşit ya da sıfır olduğunda, transistörlerden geçen akımlar da birbirine eşit olacağından çıkış gerilimi $V_{\check{c}}=0$ volt olur. Eş değer transistörlerin eşit gerilimle sürülmesi durumunda içlerinden geçen akım miktarı eşit olacak dolayısıyla uçlarında düşen gerilimler de birbirine eşit olacaktır. Her iki transistörün de kolektörlerindeki gerilimler birbirine eşit olduğundan iki uç arasında bir potansiyel fark bulunmayacaktır. Dolayısıyla bir voltmetre ile kolektörden kolektöre gerilimi ölçtüğümüzde 0 V görürüz. Bu duruma devrenin denge hali denir. Devrenin giriş gerilimlerini değiştirirsek, örneğin V_{g2} sabit tutulup V_{g1} değiştirilirse çıkış gerilimi $V_{\check{c}}$ de V_{g1} ile aynı yönde değişir. Bu nedenle V_{g1} kaynağının bağlı olduğu uca "non-inverting" ya da evirmeyen uç adı verilir. Eğer V_{g1} sabit tutulup V_{g2} değiştirilirse, çıkış gerilimi $V_{\check{c}}$ V_{g2} ' ye ters yönde değişir. Bu nedenle de V_{g2} ' nin bağlı olduğu uca "inverting" ya da eviren uç adı verilir. Çıkış sinyali girişlerden hangisinin genliği büyükse onun işaretini alır.

2.6.3.2. Gerilim Yükselteci

Gerilim yükselteci istenilen yüksek kazancı sağlayabilmek için art arda bağlanmış birkaç yükselteç devresinden oluşur. Gerilim yükselteci katı giriş ve çıkış direnci oldukça yüksek ve yüksek kazançlı bir devredir. Ayrıca bu katın çıkışı ile çıkış yükselteci katları arasında tampon yükselteçleri ve seviye kaydırıcı devreler de bulunur.

2.6.3.3. Çıkış Katı

İşlemsel yükselteçlerin çıkış katlarında düşük çıkış direncini elde etmek amacıyla simetrik kolektörü şase yükselteç devreleri kullanılır. Bu düşük çıkış direnci sayesinde yeterli yük akımları elde edilebilir.

2.6.4. İşlemsel Yükseltecin İdeal Özellikleri

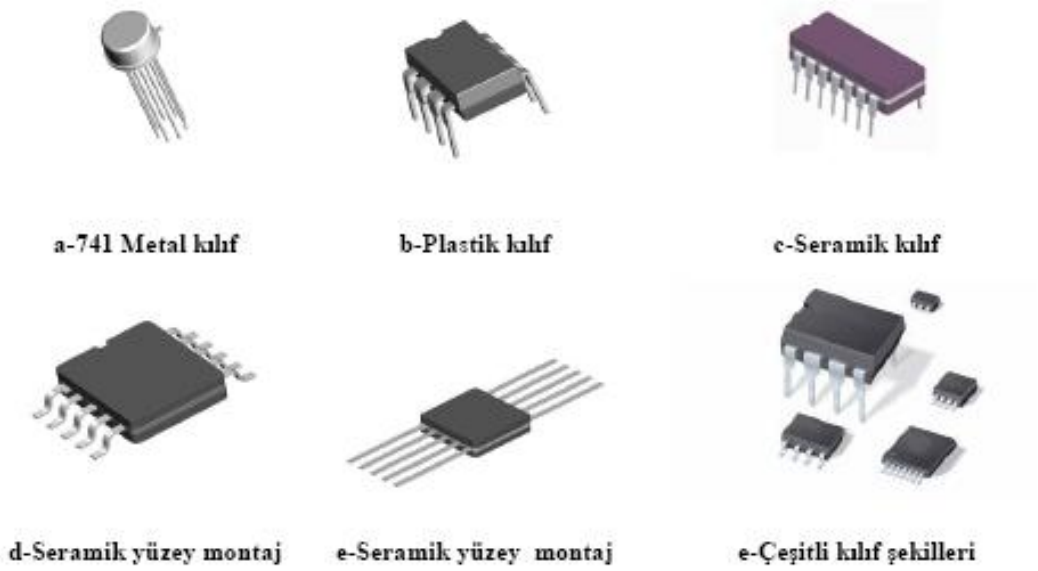
İdeal bir işlemsel yükselteçten beklenen özellikler şu şekilde sıralanabilir:

- Açık çevrim (geri beslemesiz) kazancı sonsuzdur ($K=\infty$).

- Bant genişliği sonsuzdur ($BG=\infty$).
- Gürültüsü yoktur.
- Hem iki giriş arası hem de her girişle toprak arası direnç sonsuzdur ($R_g=\infty$).
- Çıkış direnci sıfırdır ($R_c=0$).
- Çıkış direnci sıfır olduğu için sonsuz akım sürebilir.
- Gerilim kaldırma kapasitesi sonsuzdur. Yani her gerilimde çalışır.

2.6.5. Kılıf Özellikleri

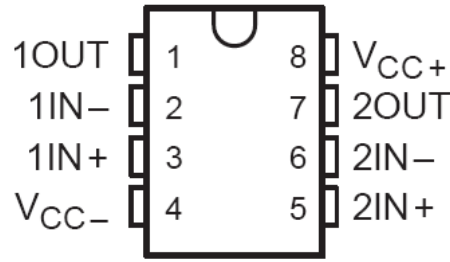
Çeşitli işlemsel yükselteç entegreleri için National Semiconductor firması internet sitesinden alınan kılıf şekilleri gösterilmiştir. Görüldüğü gibi işlemsel yükselteç entegreleri ihtiyaca göre çok çeşitli boyut ve kılıf şekillerinde üretilebilmektedir. Örneğin genel amaçlı ya da eğitim amaçlı kullanılacak devre elemanları için plastik kılıflı entegreleri tercih edebileceğimiz gibi, otomatik makineler tarafından montajı yapılacak ya da cep telefonu gibi son derece sıkışık alanlarda çalışmak gerektiğinde yüzey montajlı küçük entegreler tercih edilir.



Şekil 2.13: Kılıf yapıları

2.6.6. Ayak Bağlantıları

İşlemsel yükselteçler çalıştırıldıkları frekansa, kullanım amacına, montaj şekline bağlı olarak çok çeşitli karakteristik özelliklerde ve farklı kılıf tiplerinde üretilir. Bu projede kullanılan LF353 entegresi içinde 2 adet işlemsel kuvvetlendirici bulundurmaktadır. Kullanılan işleme uygun olarak düşük gürültülü, yüksek giriş empedanslı ve yüksek kazançlı bir kuvvetlendiricidir.



Şekil 2.14: Ayak bağlantıları

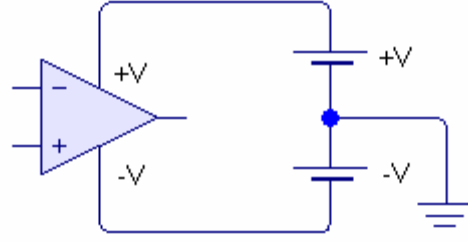
LF353 işlemsel yükselteci 8 uçlu, plastik kılıf içersindedir. Kılıf içinde bulunan ilk yükseltecin eviren ucu 2 no.lu uç, evirmeyen ucu 3 no.lu uç ve 1 no.lu uç ise çıkış ucudur. Kılıf içindeki ikinci yükseltecin eviren ucu 6 no.lu uç, evirmeyen ucu 5 no.lu uç ve 7 no.lu uç ise çıkış ucudur. 4 no.lu uç $-V$ besleme için, 8 no.lu uç ise $+V$ besleme için kullanılır.

2.6.7. Beslemesi

İşlemsel yükselteç sembolünde $+V$ ve $-V$ uçları, besleme kaynağının bağlandığı uçlardır. Bir işlemsel yükseltece ± 5 V, ± 12 V, ± 15 V, ± 18 V gibi besleme gerilimi uygulanabilir. Entegrenin hangi gerilimlerde çalışabileceği ürün bilgi sayfalarında ayrıntılı olarak yer almaktadır. İşlemsel yükselteçli devrelerin çalışma gerilimleri genellikle simetrik kaynaktan sağlanır.

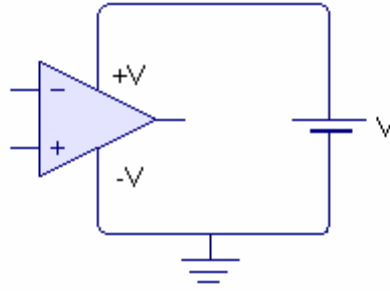
Şekil 2.15'de bir işlemsel yükseltecin simetrik kaynaktan beslendiği devre bağlantısı görülmektedir. İşlemsel yükselteç olarak LF353 entegresi kullanılacaksa, entegrenin 7 no.lu ucuna pozitif besleme, 4 no.lu ucuna ise negatif besleme gerilimi uygulanır.

Besleme gerilimi bir pilden elde ediliyorsa, bataryaların birleşim noktası toprak olarak kullanılır.



Şekil 2.15: İşlemsel yükseltecin beslemesi

İşlemsel yükseltecin AC sinyal yükselteci olarak kullanıldığı durumlarda tek güç kaynağı kullanmak yeterlidir. Şekil 2.16'de ise işlemsel yükseltecin tek kaynaktan beslendiği devre şeması verilmiştir.

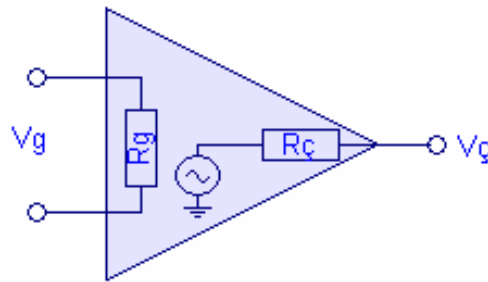


Şekil 2.16: İşlemsel yükseltecin tek kaynaktan beslemesi

2.6.8. İşlemsel Yükselteçlerin İdeal Olmayan Özellikleri

2.6.8.1. Giriş Empedansı

İşlemsel yükseltecin fark girişleri arasında görülen ya da girişlerden herhangi biri ile toprak arasında görülen direnç olarak tanımlanır. Bu değer genellikle ürün bilgi sayfalarında sadece giriş direnci olarak verilir.



Şekil 2.17: İdeal işlemsel yükselteç

İdeal işlemsel yükselteçte bu direnç sonsuz olarak ifade edilmekle birlikte pratikte giriş direnci LF353 için $R_g = 10 \text{ G}\Omega$ kadardır. FET girişli olduğu için çok yüksek olan bu giriş direnci nedeniyle işlemsel yükseltecin girişine ihmal edilebilecek düzeyde küçük akımlar akmaktadır. Bu da işlemsel yükseltecin kendinden önce gelen devrelerden çok az akım çekeceği, yani yüklemeyeceği anlamına gelir [8].

2.6.8.2. Çıkış Empedansı

İşlemsel yükseltecin çıkış terminali ile toprak arasında görülen direnç olarak tanımlanır. Tipik olarak $100 \text{ }\Omega$ olan çıkış direnci, çıkış sinyalini yüke uygulamak için kullanılan çıkış katına bağlı olarak gösterilir. İdeal işlemsel yükselteçte sıfır olarak tanımlanan bu parametre pratikte çok düşük bir değerde olup LF353 için de ihmal edilecek kadar küçük bir değerdedir.

2.6.8.3. Gerilim Kazancı

İdeal bir işlemsel yükseltecin açık çevrim kazancı sonsuzdur. Pratikte kazanç, çok yüksek olmakla birlikte sonsuz değildir. LF353 için açık çevrim kazancı 100.000 (100 V/mV) olarak verilmektedir. Buna göre birkaç milivoltluk bir giriş gerilimi uygulanan işlemsel yükselteç birkaç volt düzeyinde çıkış gerilimi üretir. Bu derecede yüksek kazaçlı bir devrenin daha büyük giriş gerilimleriyle kullanılabilmesi için geri besleme devresi ile kazancının sınırlandırılması gerekir. Açık çevrim kazancı ürün bilgi sayfalarında Avd başlığı altında V/mV cinsinden verilir.

2.6.8.4. Bant Genişliği

Bir biyopotansiyel yükseltecin bant genişliği, ilgilenilen fizyolojik sinyallerin tümünün zayıflamaya uğramadan yükseltebilecek kadar geniş olmalıdır. İnsan vücudundan alınarak incelenmek istenen sinyallerin hangi frekans aralığında bulunduğu bellidir. Örneğin bu sinyallerin frekansı EMG' lerde 10 Khz' e kadar çıkabilmektedir. Bu değer EKG' ler için ise 150 Hz kadardır. O halde bir EKG yükseltecinin $0,04 \text{ Hz}$ ile 150 Hz arasındaki sinyalleri kusursuz olarak yükseltebilmesi gerekmektedir. Bu durumda bir EKG yükseltecinin bant genişliğinin 150 Hz olması gerektiğini söyleyebiliriz. Bu çalışmada kullanılan LF353 kuvvetlendiricisinde ise bu değer 3Mhz' dir.

2.6.8.5. Frekans Eğrisi

Pratikte işlemsel yükselteçler frekansa bağımlı devre elemanlarıdır. İşlemsel yükselteçlerin içyapısında, yüksek frekanslarda osilasyon yapmamaları için, devrenin uygun yerlerinde kondansatörler kullanılır. Bu kondansatörler nedeniyle kazanç frekansa bağlı olarak azalır.

2.6.8.6. Kayıklık Ayarı

Bir işlemsel yükseltecin girişlerine uygulanan sinyallerin genlikleri birbirine eşit olduklarında çıkışın $V_{\text{ç}}=0V$ olması istenir. Ancak işlemsel yükseltecin girişinde bulunan fark yükselteci devresindeki transistörlerin üretim farklılıklarından dolayı beyz emiter gerilimleri az da olsa farklılık gösterir. Bu fark, işlemsel yükseltecin içindeki yükselteçler tarafından kuvvetlendirilerek çıkışa ulaşır. Sonuçta ($V_{g1}=V_{g2}=0$) yapıldığında çıkış gerilimi $V_{\text{ç}} \neq 0$ olur ki, bu istenmeyen bir durumdur. Çıkıştaki bu gerilime çıkış dengesizlik gerilimi adı verilir. İşlemsel yükselteçlerde giriş dengesizlik gerilimi özelliği daha çok kullanılır ve bu gerilim, çıkışı $V_{\text{ç}}=0$ olmasını sağlayacak olan " $V_{g2}-V_{g1}$ " fark giriş gerilimi olarak tanımlanır. Bu çalışmada kullanılan LF353 için kayıklık ayarı bulunmamaktadır. Bu değer ise bilgi notlarında 10mV olarak belirtilmiştir.

Sıcaklıktaki değişimler, giriş katındaki transistörlerin beyz emiter gerilimlerini birbirinden farklı olarak değiştirir. Bu sebeple işlemsel yükseltecin dengesizlik gerilimi ayarı bozulabilir. LF353 için dengesizlik gerilimi kayması en fazla 10 $\mu V/^{\circ}C$ olarak verilmektedir.

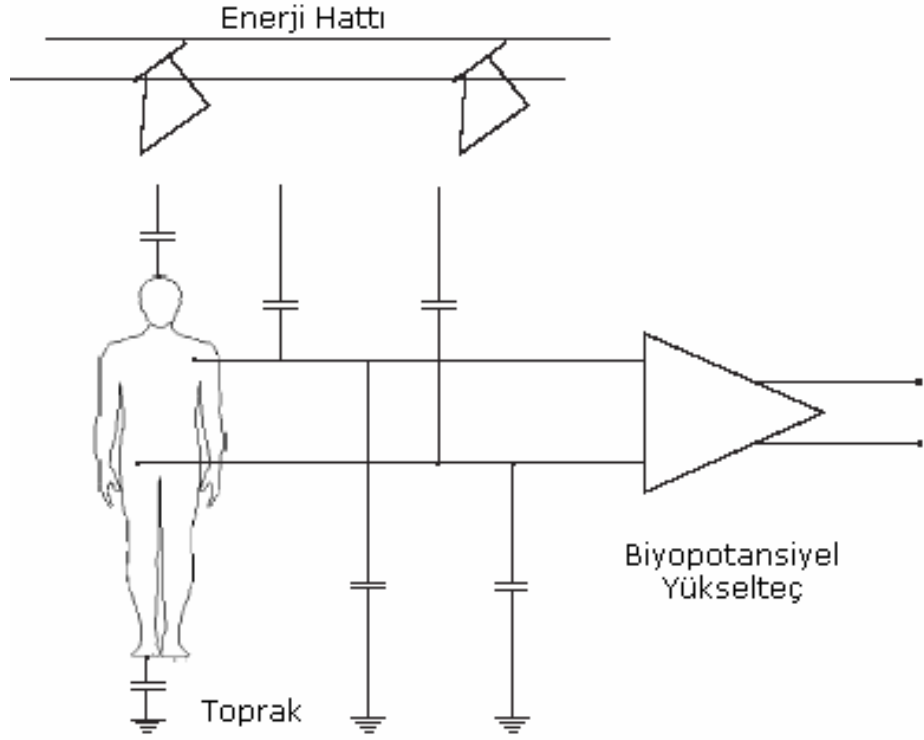
2.6.8.7. CMRR Ortak İşareti Bastırma Oranı

İnsan vücudu iyi bir iletkenidir, bu nedenle ortama yayılan elektromanyetik sinyalleri toplayan bir anten gibi çalışır. Bunu basitçe test etmek için osiloskop probunun canlı ucuna parmağınızla dokunarak ekrandaki değişimleri izleyiniz. Bu elektromanyetik radyasyon enerji şebekesinden ve güç kablolarından 50/60 Hz ve onun harmonikleri şeklinde gelir. Bunun yanında floresan lambalar, elektrik motorları, bilgisayarlar, otomobil bujileri ve bunlar gibi başka elektrikli cihazlarda elektromanyetik radyasyon yayılımına sebep olur. İstenmeyen bu işaretler gürültü olarak adlandırılır.

Hastanın vücudu tarafından toplanan bu elektromanyetik radyasyon gerekli önlem alınmadığı takdirde hastaya bağlı elektrotlardan geçerek cihazlara ulaşır ve istenmeyen karmaşık işaretlerin oluşmasına neden olur.

İşlemsel yükselteçlerin giriş devresinde bulunan fark yükselteçlerinin en önemli özelliklerinden biri istenmeyen sinyalleri bastırma yeteneğidir. İşlemsel yükselteç ile yükseltilecek olan sinyal ya sadece bir girişte ya da her iki girişte birden fakat ters polaritede görülür. Bunun tersine gürültü sinyalleri, fark yükselteçlerinin her iki girişinde de aynı polaritede görülür. Aynı polaritede olan ya da her iki girişte de ortak olarak görülen bu sinyaller gürültü olarak algılanır ve giriş fark yükselteci tarafından önemli ölçüde bastırılır.

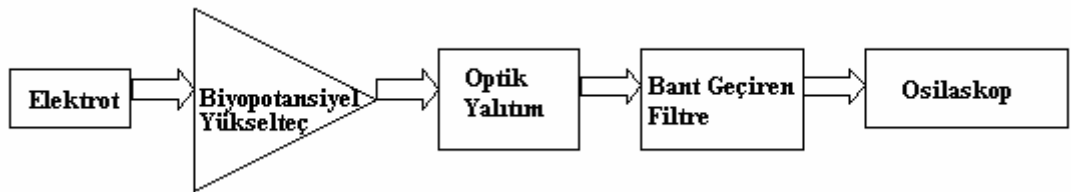
Ortak İşareti Bastırma Oranı CMRR işlemsel yükseltecin farklı polaritedeki giriş sinyallerini yükseltirken aynı polaritedeki giriş sinyallerini bastırma oranı olarak sayısal bir değerle ifade edilir. Bu durumda, CMRR oranı ne kadar yüksekse, devrenin gürültü sinyallerini o kadar iyi bastırabileceğini söyleyebiliriz. Dolayısıyla işlemsel yükselteçlerin dikkate alınması gereken önemli özelliklerinden birisi de işlemsel yükseltecin CMRR oranıdır. Bu oran ürün bilgi sayfalarında genellikle dB (desibel) cinsinden verilir.



Şekil 2.18: Şebeke gürültüsü

Örneğin; CMRR oranı 80 dB olan bir işlemsel yükselteç yükseltmek istenen sinyalleri, gürültü olarak kabul edilen sinyallerden 10.000 kat daha fazla kuvvetlendirir. Ürün bilgi sayfalarında LF353 için CMRR oranı 100 dB olarak verilmektedir.

2.7. BİYOPOTANSİYEL YÜKSELTEÇ UYGULAMALARI



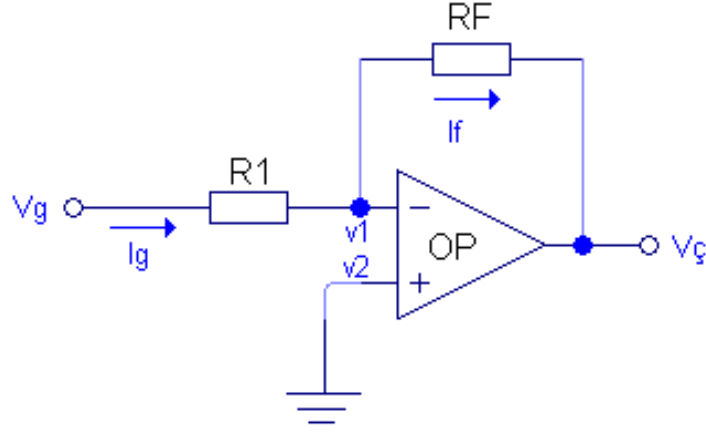
Şekil 2.19: Biyopotansiyel yükselteç

Yukarıdaki şekilde bir EKG devresinin blok yapısı görülmektedir. Elektrotlardan elde edilen biyopotansiyel sinyaller işlemsel yükselteçlerden oluşan biyopotansiyel yükselteçler tarafından yeteri kadar kuvvetlendirildikten sonra, hasta ve kullanıcı güvenliği açısından optik olarak yalıtılmış ve bir bant geçiren filtreden geçirilerek sadece istenen frekanstaki sinyallerin osilaskop ekranında görüntülenmesi sağlanmıştır.

Blok yapıda gerek giriş devresinde yer alan enstrümantasyon yükselteçleri gerek kazanç için kullanılan güç yükselteçleri ve gerekse filtrelerin tasarımında genellikle işlemsel yükselteçler tercih edilir.

2.7.1. Eviren Yükselteç

İşlemsel yükselteçlerin tipik uygulamalarından biri olan eviren yükselteç devresi faz çeviren bir yükselteçtir. Bu devre türüne eviren yükselteç denmesinin sebebi giriş sinyalinin işlemsel yükseltecin eviren (-) girişine uygulanması ve çıkıştan elde edilen yükseltilmiş sinyalin 180° faz farklı olmasıdır.



Şekil 2.20: Eviren yükselteç

Devrede R_1 direnci giriş, R_f direnci ise geri besleme direncidir. İşlemsel yükseltece harici dirençler bağlandığı için, bu yükselteç açık çevrim kazancından bağımsız bir kapalı çevrim kazancına sahiptir. Kapalı çevrim kazancı harici olarak bağlanan dirençlerin değerine bağlıdır.

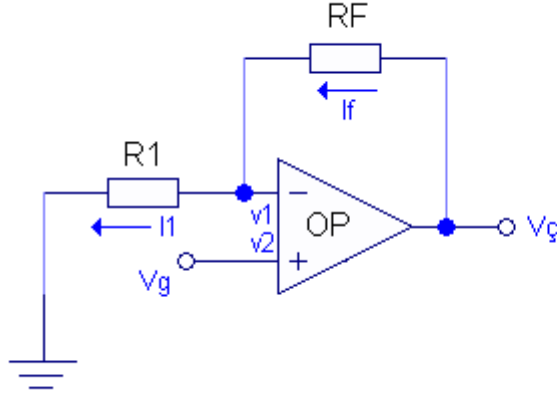
İşlemsel yükseltecin en önemli özelliklerinden biri de (+) ve (-) giriş uçları arasındaki potansiyel farkın 0 V olmasıdır. Diğer bir ifadeyle eviren giriş ile evirmeyen giriş uçlarındaki (uçların işlemsel yükseltece bağladığı nokta) gerilim $V_1 = V_2$ birbirine eşittir. Çünkü işlemsel yükselteçlerin giriş empedansları çok yüksek olduğundan (+) ve (-) giriş uçlarından akan akım pratikte nanoamper seviyesindedir ve 0 kabul edilebilir. İdeal bir işlemsel yükselteçte (+) ve (-) giriş uçlarından akım akmadığı kabul edilirse (+)

ve (-) giriş uçlarındaki potansiyel fark da sıfır olacaktır. Bundan dolayı işlemsel yükselteçlerde devreye uygulanan akımın, elemana girmediği kabul edilir.

Eviren yükseltecin kazanç denklemi şu şekildedir.

$$\frac{V_f}{V_g} = -\frac{R_f}{R_1} \quad (2.2)$$

2.7.2. Evirmeyen Yükselteç



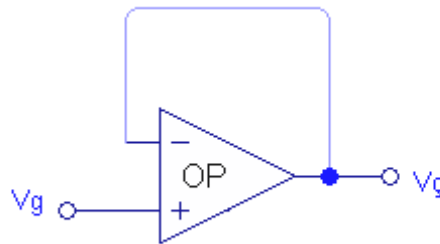
Şekil 2.21: Evirmeyen yükselteç

Eviren yükselteçten farklı olarak evirmeyen yükselteç devresinde giriş sinyali işlemsel yükseltecin evirmeyen (+) girişine uygulanmıştır. Dolayısıyla çıkış sinyali ile giriş sinyali arasında faz farkı bulunmaz. İşlemsel yükselteçlerle yapılan bu devre türü EKG, EEG gibi biyopotansiyel sinyal izleyen cihazlarda elektrotlardan elde edilen biyopotansiyel sinyallerin kuvvetlendirilmesi amacıyla kullanılır.

İdeal bir işlemsel yükseltecin giriş direnci sonsuzdur, evirmeyen (+) ve eviren (-) giriş uçlarından akan akım 0 olduğundan (+) ve (-) giriş uçları arasındaki potansiyel farkı 0 Volttur. Evirmeyen yükseltecin kazanç oranı şu şekildedir.

$$\frac{V_{\text{ç}}}{V_{\text{g}}} = 1 + \frac{R_f}{R_1} \quad (2.3)$$

2.7.3. Gerilim İzleyici Devre



Şekil 2.22: Gerilim izleyici

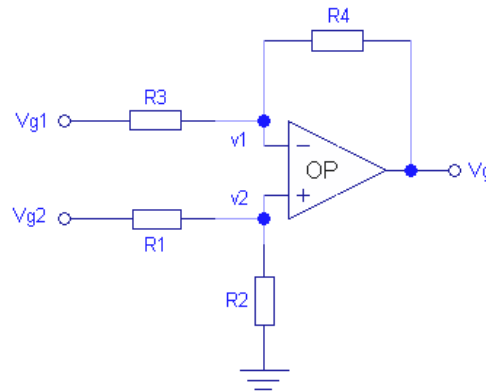
Gerilim izleyici devre, gerilim kazancının 1 ve giriş, çıkış işaretlerinin aynı fazda olduğu bir yükselteçtir. Herhangi bir ilave devre elemanına gerek olmadan bir gerilim izleyici devre kurulabilir. Bu devre türü daha çok yüksek çıkış direncine sahip bir devre ile düşük giriş direncine sahip devrelerin bağlantısının yapılacağı durumlarda tampon olarak kullanılır.

Biyomedikal cihazlarda genellikle EKG, EEG gibi cihazlarda, yüksek dirençli biyopotansiyel sinyal kaynaklarından alınan sinyallerin düşük dirençli devrelere uygulanması sırasında empedans uygunlaştırıcı bir tampon olarak kullanılır. Bilindiği gibi işlemsel yükselteçlerin giriş dirençleri yüksek, çıkış dirençleri düşüktür. Katlar arasında maksimum güç transferinin gerçekleştirilebilmesi için bir katın çıkış direnci ile diğer katın giriş direncinin eşit olması gerekir. Gerilim izleyici iki devre arasındaki direnç uyumsuzluğunu ortadan kaldırmak üzere tampon görevi yapar. Gerilim izleyici aynı zamanda bir sinyalin özelliklerini bozmadan birden fazla çıkış terminaline dağıtılması için de kullanılabilir. Bir gerilim izleyicinin çıkışına istenilen çıkış sinyali kadar gerilim izleyici paralel olarak bağlanabilir. Bu durumda birbirinin aynı ancak birbirinden yalıtılmış sinyaller elde edilebilir. Kazanç formülü şu şekildedir.

$$\frac{V_{\xi}}{V_g} = 1 \quad (2.4)$$

2.7.4. Fark Yükselteç Devresi

Fark devresi, (+) ve (-) girişlerine uygulanan sinyallerin farkını alır, çıkarma işlemini yapar.



Şekil 2.23: Fark yükselteç

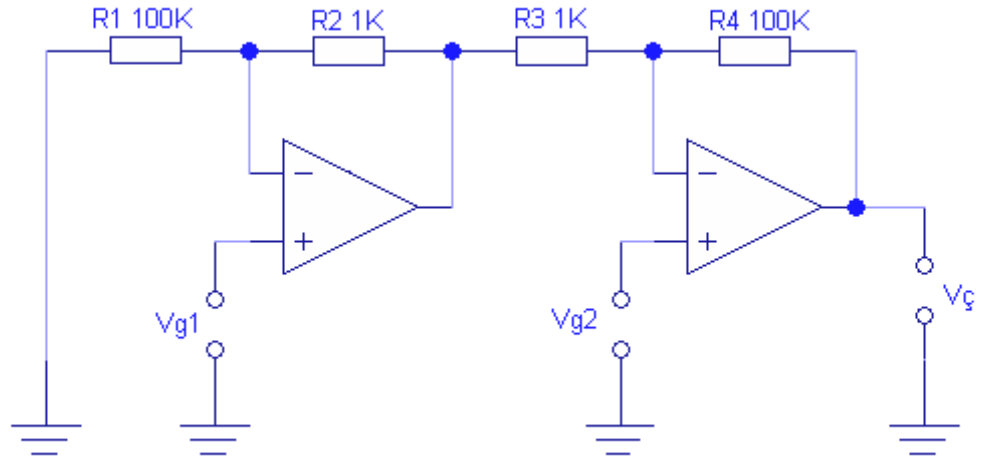
Biyopotansiyel işaretlerin özellikle fark işaretleri şeklindedir Bu özellikleri nedeniyle fark yükselteçleri biyopotansiyel yükselteçlerin tasarımında yaygın olarak kullanılan devre türleridir. Devrenin denklemi şu şekilde olmaktadır.

$$V_{\xi} = V_{g1} - V_{g2} \quad (2.5)$$

2.7.5. Enstrümantasyon Yükselteç Devresi

Enstrümantasyon yükselteçleri, yüksek performanslı voltaj yükselteçleridir. Aynı zamanda bu yükselteçler, yüksek kazançlı, yüksek giriş empedanslı ve düşük çıkış empedansı gösteren fark yükselteçleridir. Kelime anlamı, yardımcı yükselteçlere karşılık gelmektedir. Enstrümantasyon yükselteçler, negatif geri beslemeden dolayı daha kararlı bir devre karakteristiğine sahiptir. Geri beslemeli kazanç daima açık çevrim kazancından (geri beslemesiz kazanç) daha karardır [9].

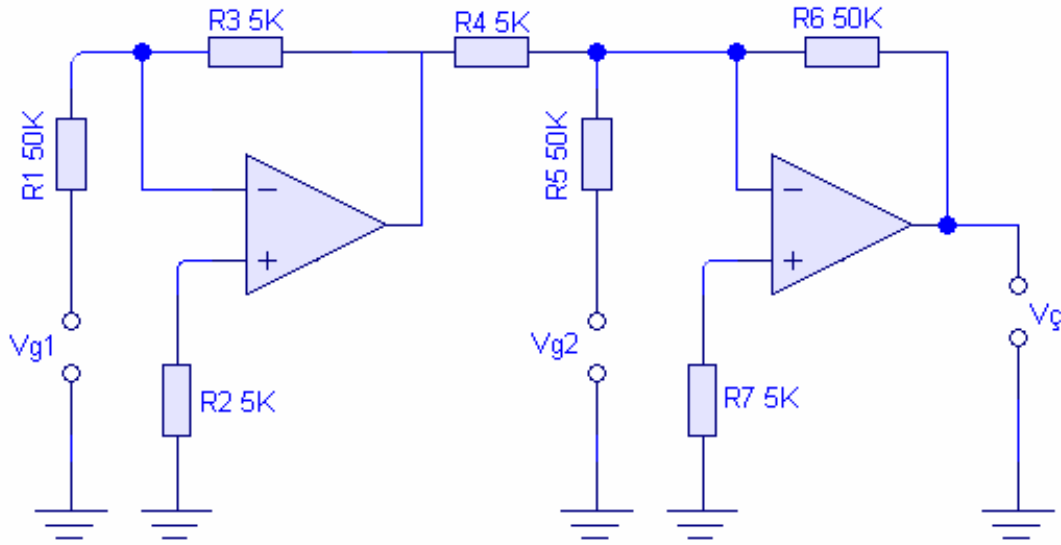
Enstrümantasyon yükselteçleri, düşük direnç değerleriyle yüksek kazançlar elde edilebilmesi, oldukça yüksek giriş empedansı ve ortak modlu sinyalleri bastırma kabiliyetinin yüksek olması gibi bazı sebeplerden dolayı biyomedikal uygulamalarda tercih edilir. Enstrümantasyon yükselteçleri pek çok endüstriyel uygulamada yaygın olarak algılayıcılardan gelen sinyalleri yükseltmek amacıyla kullanılır.



Şekil 2.24: Enstrümantasyon yükselteç

Yüksek giriş empedanslı enstrümantasyon yükselteç, iki adet OP-AMP 'tan oluşur. V_{g1} ve V_{g2} olmak üzere iki giriş kaynağı bulunur. Buradaki V_{g1} ve V_{g2} kaynakları, OPAMP'ların giriş empedansından daha büyük dirence sahip olduğundan bu devrenin çok yüksek bir giriş empedansı vardır. Bu devrenin çıkış voltajı $V_{\check{c}} = V_{g1} + V_{g2}$ formülü ile bulunur.

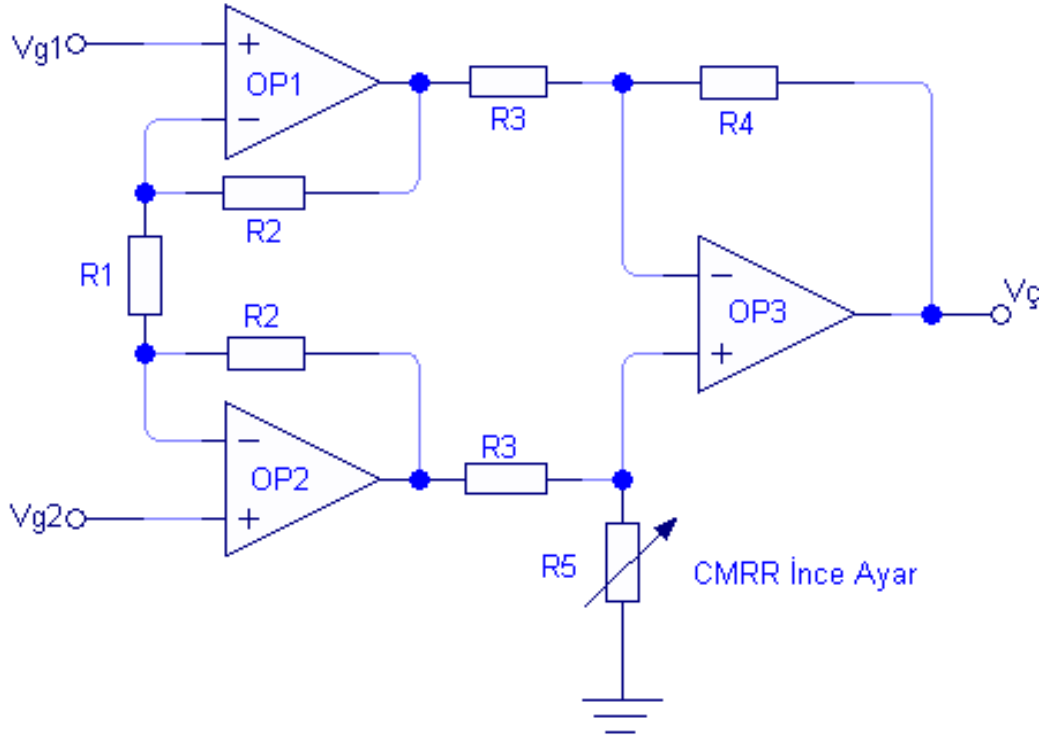
Yüksek giriş voltajlı versiyonunda ise, inverting modda çalışan 2 adet OP-AMP kullanılmıştır. Bu devre çıkışında, V_{g1} ve V_{g2} giriş voltajlarından küçük bir fark sağlar. Yani, iki büyük giriş voltajı arasında küçük bir fark sağlar. Çıkış voltaj değeri " $V_{\check{c}} = V_{g1} - V_{g2}$ " formülü ile bulunur. Devre aslında bir fark yükselteci gibi çalışır.



Şekil 2.25: Enstrümantasyon yükselteç uygulaması

Yüksek ortak mod tepki oranlı versiyonu ise, enstrümantasyon yükselteçlerden en fazla kullanılanıdır. OPAMP 'larda ortak mod tepki oranı her iki girişinde de ortak olan giriş sinyalini reddetme özelliğidir. Faz çeviren (-) ve çevirmeyen (+) girişe aynı anda uygulanan işaretin, çıkış işaretine oranına eşittir. Bu versiyondaki enstrümantasyon yükselteçlerde, parazit ve gürültüleri bastırma oranı da büyüktür.

Şekil 2.25'teki enstrümantasyon yükselteçte V_{g1} ve V_{g2} girişleri OP-AMP 'ların faz çevirmeyen (+) girişlerine uygulanmıştır. İlk iki OP-AMP çıkışından alınan sinyal fark yükseltecine uygulanmıştır.



Şekil 2.26: Enstrümantasyon yükselteç ve CMRR

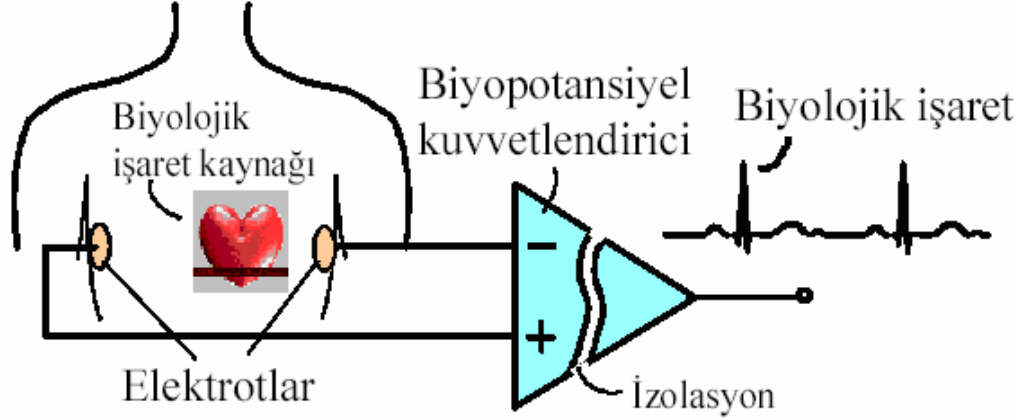
Bu yükselteç tasarımında R3 direnciyle devrenin kazancı kontrol edilebilir. Tümüleşik olarak ticari enstrümantasyon yükselteçlerinde R1 direnci kılıf dışına terminallerle taşınarak ayarlı bir kazanç elde edilmesi mümkün hâle getirilmiştir. Aynı şekilde yüksek CMRR oranı elde etmek için R5 potansiyometresi ile girişe yüksek genlikli bir ortak işaret (gürültü) uygulandığında çıkış minimum olacak şekilde ayarlanır. Devrenin kazancı şu şekildedir.

$$K_1 = 1 + 2 \frac{R_2}{R_1} \text{ ve } K_2 = -\frac{R_4}{R_3} \quad (2.6)$$

$$K = K_1 \times K_2 \quad (2.7)$$

Yüksek fark kazancı, düşük ortak mod kazancı, yüksek CMRR ve yüksek giriş empedansı gerektiren yerlerde kullanılır. Enstrümantasyon yükselteçlerinin bu yüksek CMRR' li versiyonu tüm biyopotansiyel ölçümlerde anahtar tasarımdır.

2.7.6. İzolasyon Yükselteci



Şekil 2.27: İzolasyon yükselteç

Hastalar, hastane ortamı içerisinde ya elektriksel cihazlara bağlanmış ya da elektriksel cihazlarla çevrelenmişlerdir. Bazı hastalar, fiziksel durumlarının gereği olarak veya tıbbi gereklilikler nedeniyle düşük düzeyde elektriksel tehlikelere maruz kalabilir. Bunun dışında cihazların normal çalışmaları sırasında ortaya çıkan kaçaklar nedeniyle de istenmeyen kaçak akımlara maruz kalmaları söz konusu olabilir. Bazı hastalar elektriksel şok tehlikesine özellikle açıktır. Normal şartlarda zararsız kabul edilen seviyedeki 50 Hz'lik küçük akımlar bile bazı şartlar altında bir hasta için öldürücü olabilir [10].

Kaçak akım, bir cihazın metal şasisine, enstrüman veya aletin enerji içeren elektriksel kısmından doğal olarak sızan düşük değerli elektriksel akım olarak tanımlanır. Tüm elektriksel olarak işleyen ekipmanlar bir kaçak akıma sahiptir. Bu akım arıza sonucunda oluşmaz, elektriksel donanımın doğal bir sonucudur.

Kaçak akım kapasitif ve rezistif olmak üzere iki ana ögeye sahiptir. Kapasitif kaçak akım bir metal şasi ve bir tel arasında veya iki tel arasında dağıtılmış kapasiteden dolayı oluşur. Rezistif kaçak akım, güç hattını çevreleyen izolasyonun direncinden ve transformatör primerinden çıkar.

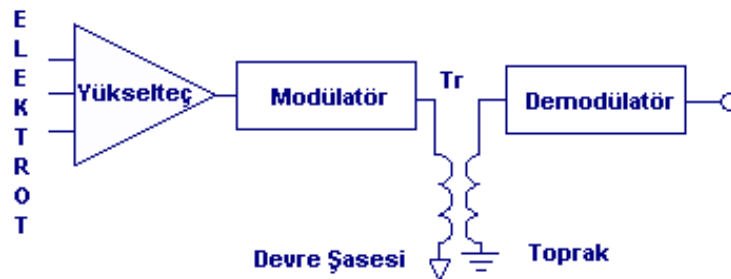
Cihazların normal çalışması nedeniyle ortaya çıkan bu kaçak akımların cihaz tasarımı sırasında göz önünde bulundurularak gerekli önlemlerin alınması ilgili yasalar ve

yönetmelikler gereği bir zorunluluktur. Elektrik akımları, insan vücudu üzerinde çeşitli olumsuz etkiler meydana getirir. Elektrik akımının bu olumsuz etkileri meydana getirebilmesi için; bir elektriksel potansiyel farkının bulunması, hastanın elektriksel devrenin bir elemanı olması ve vücut üzerinden elektrik akımının akması gerekmektedir.

Bütün bu koşullar sağlandıktan sonra insan vücudundan geçen elektrik akımının gerçek etkisi, akımın geçtiği yer ile geçen akım miktarına bağlıdır. İnsan vücudunda koldan kola uygulanan 50 Hz'lik alternatif akımın çeşitli seviyelerde 1 saniyelik uygulamalar altındaki fizyolojik etkileri şöyle özetlenebilir:

- Vücut içerisinde elektrik akımının bir etki oluşturabilmesi için 1 mA'lık düşük bir akım seviyesi yeterli olmaktadır.
- 100 mA'lık bir akım seviyesi ölümle de sonuçlanabilecek oldukça tehlikeli sonuçlar doğurabilecektir (Kalpte karıncık fibrilasyonu, solunum felci, yorgunluk, ağrı gibi).
- 3-10 A'lık akım seviyeleri ise yukarıda belirtilen etkilerin yanında sürekli miyokardiyum kasılması, yanık ve yaralanmalara neden olacaktır.

Modern biyoelektrik üreteçleri, muhtemel dâhili kardiyak şoku önlemek için, direkt hasta bağlantısında izolasyon yükselteci (iso-amp) kullanmaktadır. Bu tip yükselteçler hasta bağlantısı ile ac güç hattı arasında 1012 Ω 'a kadar çıkan izolasyonlar sağlayabilir. Bir izolasyon yükselteçinin temel tasarımı Şekil 2.27'de görülmektedir.



Şekil 2.28: İzolasyon tasarımı

Genellikle bir giriş yükselteci, bir çeşit modülör, bir izolasyon engeli, bir demodülör ve bir çıkış yükseltecinden oluşur. Modülasyon tipleri arasında, genlik, gerilimden

frekansa dönüştürme, görev çevirimi, darbe genişliği, akım yükleme tipleri sayılabilir. Engeller; optik, manyetik transformatör, kapasitif hatta ısılabılır. Giriş ve çıkışın birbirinden izole edilmiş ayrı ayrı ortak uçları olduğuna dikkat ediniz. İzolasyon yükselteci, aslında bir enerji dönüştürücüdür. Modülatör tarafındaki elektriksel enerji, engelde elektriksel olmayan bir enerji formunda demodülatör tarafına gönderilir ve burada tekrar elektriksel bir enerjiye dönüştürülür. Bunun tipik örnekleri transformatörler ve optokuplörlerdir.

İzolasyon yükselteçleri hastalara bağlanan tüm tıbbi cihazlarda kullanılır. Bunun dışında çok sayıda farklı endüstriyel uygulama alanları mevcuttur. Özellikle ölçüm ve cihaz güvenliğinin gerekli olduğu endüstriyel uygulamalarda motor kontrol devrelerinde, veri iletim devrelerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. İzolasyon yükselteçleri genel olarak 3 amaç için kullanılır:

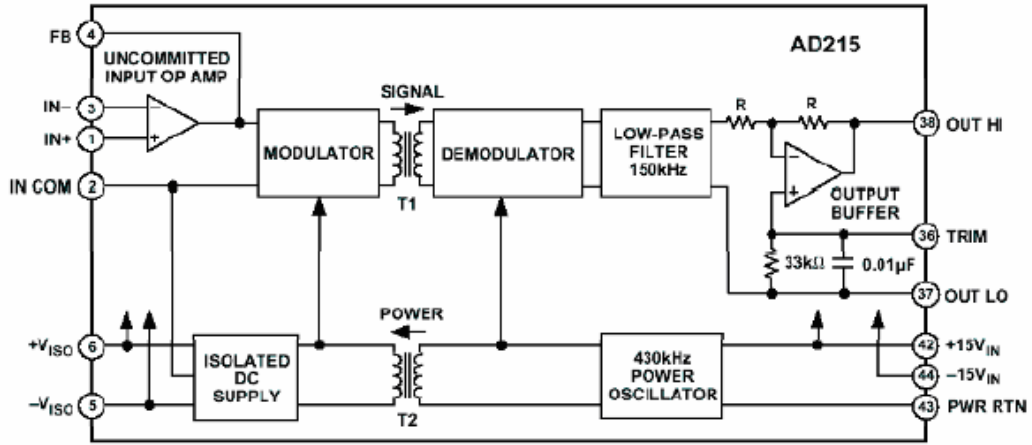
- Toprak çevrimlerini birbirinden ayırarak iki uyumsuz devreyi bir araya bağlarken gürültüyü zayıflatmak
- İnsanların ve cihazların zarar görmesine neden olacak kaçak akımları engellerken sinyalleri yükseltmek
- İnsanları, devreleri ve cihazları korumak üzere çok yüksek gerilimlere dayanabilmek

2.7.6.1. Bataryalı Sistem

Bu yaklaşım yapılması en kolay olan yöntemdir. Fakat bataryanın bakımı dolayısıyla kullanıcı açısından en uygun yol değildir. Kardiyak çıkış bilgisayarlarının hemen tümünde bu yaklaşım benimsenmektedir. Eğer herhangi bir harici cihaz (örneğin osiloskop, rulo kâğıt kaydedeci, oran ölçer veya batarya şarj cihazı gibi) bağlanacaksa, diğer yalıtım yöntemlerinden birisi kullanılmalıdır.

2.7.6.2. Taşıyıcı İzolasyon Yükselteci

Taşıyıcı tekniğini kullanan AD215 izolasyon yükselteci görülmektedir. Çoğu durumda yalıtılmış olan yükselteç kısmının kazancı orta bölgededir (x10'dan x50'e kadar).



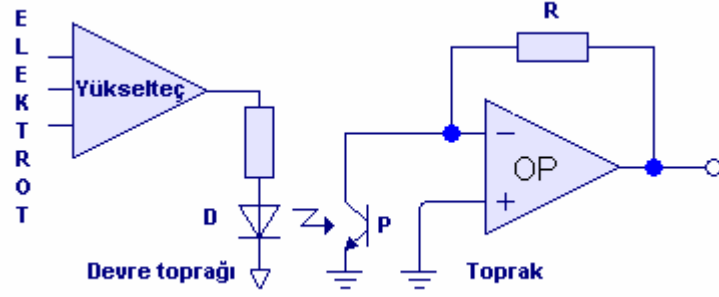
Şekil 2.29: AD215 iç yapısı

Yalıtım, toprak, güç ve sinyal hatlarını iki bölüm arasında ayıran T1 ve T2 transformatörleri ile sağlanır. Bu transformatörlerin çekirdekleri 50 Hz’de verimi düşük fakat 20 KHz ile 250 KHz arasında oldukça yüksek olan özel bir maddeden yapılmıştır. Bu özellik, transformatörlerin taşıyıcı frekans bandındaki sinyalleri kolayca geçirirken 50 Hz frekansındaki sinyalleri bastırmasını sağlayarak filtre görevi görür.

Çoğu model 50 ile 60 KHz arasındaki taşıyıcı sinyallerini kullanırken birkaç çeşit izolasyon yükselteci 20 KHz’den 250 KHz’e kadar olan aralıkta hemen herhangi bir frekans kullanılabilir. Taşıyıcı osilatör sinyali T2 transformatörü aracılığı ile yalıtılmış olan katlara iletilir. T2 trafosunun sekonderinden gelen enerjinin bir kısmı modülatör katına giderken, kalanı doğrultulup filtrelenerek yalıtılmış katta dc besleme gerilimi olarak kullanılır.

Girişe uygulanan bir analog sinyal giriş yükselteci tarafından yükseltmekte ve sonra da modülatör katının girişine verilmektedir. Modülatör, giriş sinyalini taşıyıcı sinyal üzerine genlik modüleli olarak bindirir. T1 transformatörü üzerinden izole edilmiş kata aktarılan modüleli sinyal, demodülatör tarafından orijinal şekline dönüştürülür.

2.7.6.3. Optik Kuplajlı İzolasyon Yükselteci

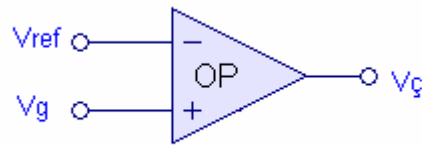


Şekil 2.30: Optik kuplajlı izolasyon yükselteç

Elektronik optokuplörler bazen istenilen yalıtım işlemini sağlamak için kullanılır. Bu tip izolasyon sisteminin ilk şekillerinde bir ışık yayan diyot (LED) ile beraber bir fotodirenç veya fototransistör kullanılmaktaydı. Modern tasarımlarda LED ve fototransistörler tek bir DIP paket içinde saklayan entegreler kullanılmaktadır. Optik kuplajda birkaç farklı yaklaşım bulunmaktadır. İki çok kullanılan yöntem taşıyıcı ve direkt kuplaj metotlarıdır. Taşıyıcı metodu bir önceki bölümün aynısıdır, yalnızca T1 transformatörü yerini bir optokuplör kullanılmıştır. Taşıyıcı metodu, optik kuplajlı yükselteçlerde pek yaygın değildir, çünkü optokuplörlerin frekans cevabı pek iyi değildir. Yalnızca modern optokuplörlerde bu problemler kısmen çözülmüştür.

2.7.7. Karşılaştırıcı Devre

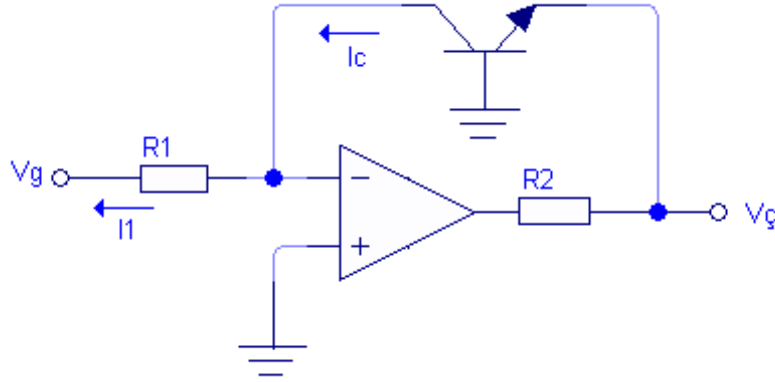
Karşılaştırıcı, bir referans gerilimi ile bir giriş gerilimini karşılaştıran devredir. Çıkış gerilimi giriş sinyalinin referans sinyalinin altında ya da üstünde olması durumuna bağlı olarak yaklaşık pozitif ve negatif kaynak gerilimi arasında değişir. Çıkış gerilimini istenilen bir değerde sınırlamak için çıkışa bir seri direnç ve zener diyot bağlanarak regülasyon yapılabilir.



Şekil 2.31: Karşılaştırıcı devre

2.7.8. Logaritmik Yükselteç

İşlemsel yükselteç ile gerçekleştirilen logaritmik yükselteçler, analog bilgisayarlarda matematiksel işlemleri gerçekleştirmede kullanılır. Logaritmik yükselteç aynı zamanda faz çeviren yükselteç yapısındadır. Geri besleme elemanı olarak bir transistör kullanılmaktadır. Burada, transistörün beyz-emiter ekleminden faydalanılarak logaritma işlemi yapılmaktadır. Yükseltme işleminin logaritmik olması, transistörün beyz-emiter ekleminden ileri gelmektedir. Devrede transistör ve R1 direncinin yerleri değiştirilerek antilogaritmik yükselteç de yapmak mümkündür.



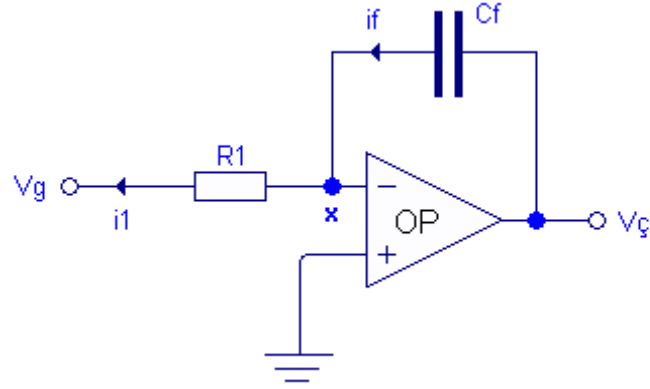
Şekil 2.32: Logaritmik yükselteç

Logaritmik yükselteç devresinin kazanç formülü şu şekildedir.

$$V_o = V_{BE} = (60mv) \times \log\left(\frac{I_c}{I_o}\right) \quad (2.8)$$

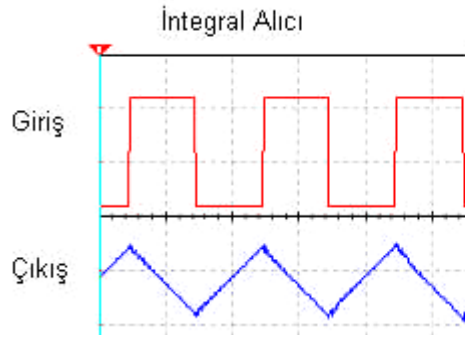
2.7.9. İntegral Alıcı Devre

İşlemsel yükselteçlerin ilk tasarım amaçlarından birisi analog bilgisayarlarda matematiksel işlemler yapmaktır. Bunlar; toplama, çıkartma, çarpma, bölme, logaritma, türev, integral gibi işlemlerdir.



Şekil 2.33: İntegral alıcı devre

Matematiksel olarak integral, bir fonksiyonun, eğrinin alanının bulunmasıdır. İntegral devresinin girişine kare dalga uygulandığında devrenin çıkışından üçgen dalga elde edilir. Kare dalga sinyalini, zaman ekseninde çok küçük dilimlere ayırıp bunları art arda toplarsak doğrusal olarak yükselen bir eğri elde ederiz. Kare dalga sinyalinin negatif alternansında ise bu eğri doğrusal olarak azalacaktır. Ortaya çıkan şekil bir üçgen dalgadır.



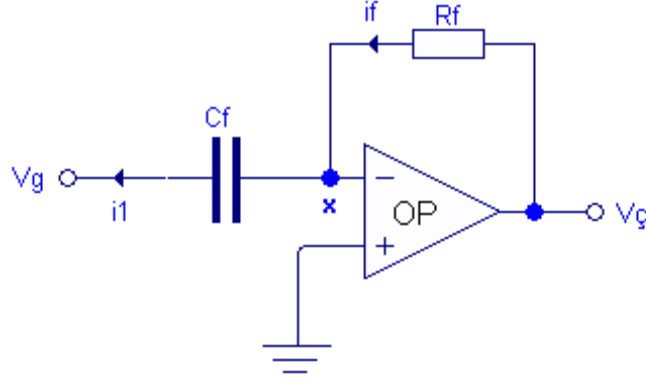
Şekil 2.34: İntegral eğrisi

İntegral alıcı devrenin çıkış gerilimi denklemi şu şekildedir.

$$V_{\text{ç}} = -\frac{1}{R \times C} \int V_{\text{g}} \times dt \quad (2.9)$$

2.7.10. Türev Alıcı Devre

Türev alan devre, girişine uygulanan sinyalin türevini alarak çıkışa aktaran bir devredir. Türev alan devrenin girişine üçgen dalga uygulandığında çıkışından kare dalga, kare dalga uygulandığında ise çıkışından sivriltilmiş dalga elde edilir.



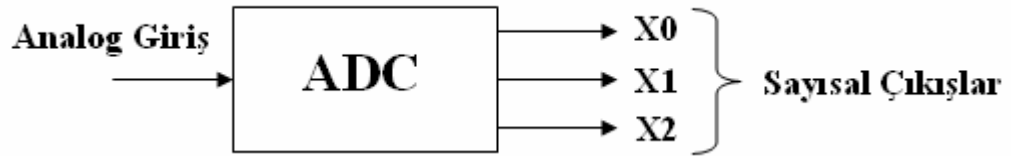
Şekil 2.35: Türev alıcı devre

Türev alıcı devrenin çıkış gerilim denklemi şu şekildedir.

$$V_{\text{ç}} = -RC \frac{d}{dt} V_{\text{g}} \quad (2.10)$$

2.8. ANALOG – SAYISAL DÖNÜŞTÜRÜCÜ

Analog – sayısal dönüştürücü, zamanda sürekli sinyali, örnekleme ve seviyelendirme ile sayısallaştıran aygıttır. Ters yönde çalışan aygıt ise sayısal – analog dönüştürücü olarak geçmektedir.



Şekil 2.36: Analog sayısal dönüştürücü

Genel olarak analog – sayısal dönüştürücü girişten uygulanan sinyali, genliği ile orantılı olarak sayısal işarete dönüştürmektedir.

2.8.1. Çözünürlük

Dönüştürücü çözünürlüğü, analog değerlerin seviyelendirme sayısı olarak tanımlanabilir. Bu değerler sayısal olarak kayıt edilebilir ve bir bitlik formlar şeklinde kayıt edilir. Örneğin dönüştürücü 8 bitlik ise, analog giriş $2^8=256$ farklı seviye olarak örneklenebilir.

2.8.2. Örnekleme Şekli

2.8.2.1. Doğrusal Örnekleme

Çoğu analog sayısal dönüştürücüler doğrusal olarak çalışır. Doğrusal çalışan dönüştürücüler, giriş voltajının sabit bir katsayı değeri ile çıkış voltajı belirlenir.

2.8.2.4. Doğrusal Olmayan Örnekleme

Bu tür örneklemede, sinyalin yoğun bilgi içeren voltaj aralığı, daha yüksek bir çözünürlük ile örneklenirken, az bilgi içeren veya bilgi içermeye olasılığı düşük olan voltaj aralığı daha düşük bir çözünürlük ile örneklenir.

Doğrusal olmayan örnekleme ile, sinyal şekli bilinen bir sinyal çokdaha az örneklemeden kaynaklanan gürültüden etkilenir.

2.8.3. Doğrusallık

Örnekleme sırasında, çözünürlüğün neden olduğu, sayısallaştırılmayan analog sinyallerin dönüştürümede bir çıkış hatası oluşturur. Bu hata sistemin doğrusallığını belirler.

Dönüşüm sırasında oluşan bu seviyelendirme hatası, en düşük bit değeri kadardır. Örneğin 8 bitlik bir analog sayısal dönüştürücü hatası en fazla $1/256$ kadardır ve bu tüm dönüşüm için en fazla %4'lük bir hataya denk gelir.

2.8.4. Örnekleme Hızı

Analog sinyal zamanda süreklidir ve bu akışı sayısal değerlere dönüştürmek gerekir. Burada analog sinyalin sayısal değerlere dönüştürme hızını tespit etmek gereklidir. Bu tespit edilen değer örnekleme hızı veya örnekleme frekansı olarak tanımlanır.

Bir sürekli ve sabit bant genişliğine sahip sinyal örneklenebilir ve tekrar bu ayrık zamanlı değerlerden orijinal sinyal elde edilebilir. Sinyali kayıpsız yeniden oluşturma, sinyalin en yüksek frekans değerinden iki kat daha hızlı örnekleme ile elde edilebilir. Bu tanım Shannon – Nyquist örnekleme teoreminde geçmektedir [11].

2.8.5. Örtüşme

Bütün analog sayısal dönüştürücüler, girişine uygulanan analog sinyallere ayrık zamanlar ile örnekleme işlemini uygular. Çıkış işaret dolayısıyla parçalı ve sıralı sinyaller ile temsil edilmektedir, bir sinyal ile diğer sinyal arasında neler olduğunu bilinmemektedir. Eğer giriş sinyalin frekansı, örnekleme frekansından daha düşük ise, iki örnek değer arasındaki değer, bu değerler arasında olduğu tahmin edilebilir. Ancak giriş sinyali örnekleme hızında daha hızlı ise, bu varsayım doğru olmamaktadır.

Eğer sayısal işaret bir analog sayısal dönüştürücü ile işlenmiş ve bu sistem içerisinde yeniden sayısal analog dönüştürücü ile yeniden eski haline, analog şekline dönüştürülebilir. Eğer giriş sinyali, örnekleme hızından çok hızlı ise, sayısal analog çıkışında örtüşmeden kaynaklı yapay bir sinyal ortaya çıkar. Örtüşmeden kaynaklı sinyalin frekansı, girişe uygulanan analog sinyalin frekansından farklıdır. Örneğin, bir 2kHz'lik sinüs sinyali, 1.5kHz ile örneklenir ve yeniden analog hale dönüştürüldüğünde, 500Hz'lik bir sinüs sinyali elde ederiz. Bu duruma örtüşme denir.

Örtüşmeyi engellemek için, analog sayısal dönüştürücü öncesine, örnekleme frekansının yarısı değerinde alçak geçiren bir filtre takılabilir.

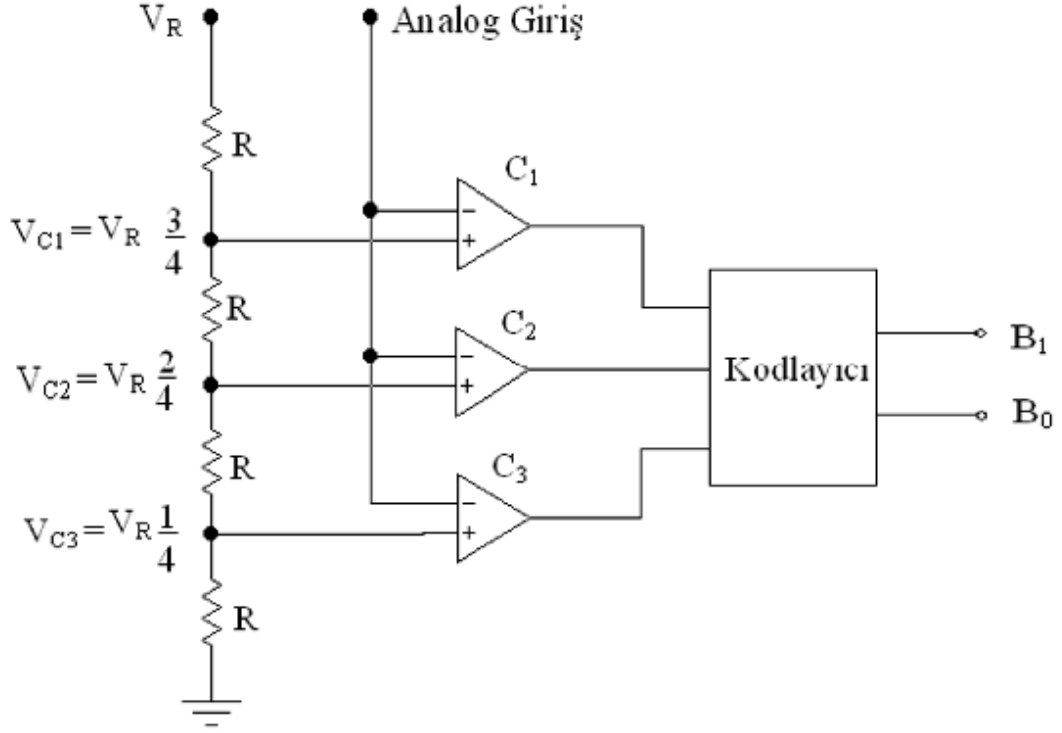
2.8.6. Analog – Sayısal Dönüştürücü Çeşitleri

2.8.6.1. İşlemsel Kuvvetlendiricili Karşılaştırıcı

Karşılaştırıcı devresinde işlemsel kuvvetlendiricinin girişlerinden birisi referans olarak kabul edilir. Diğerine giriş gerilimi uygulanır. Geri besleme direnci kullanılmadığı için kazanç değeri sonsuza yakındır. Girişin referanstan büyük veya küçük olması durumuna göre çıkıştan pozitif veya negatif besleme voltajı değerinde gerilim elde edilir.

2.8.6.2. Paralel Karşılaştırıcılı Dönüştürücü

Çevrilecek olan analog sinyal tüm karşılaştırıcı girişlerine aynı anda paralel olarak uygulanır. Karşılaştırıcıların diğer girişlerine ise referans gerilimi uygulanır.



Şekil 2.37: Paralel karşılaştırıcı dönüştürücü

Uygulanan referans gerilimini 10 V olduğunu düşünürsek V_{C3} noktasında 2.5 V, V_{C2} noktasında 5 V ve V_{C1} noktasında 7.5 V bulunmaktadır. Uygulanan analog gerilime bağlı olarak karşılaştırıcıların çıkışları 0 ya da 1 durumunu alır. Bu çıkışlar bir kodlayıcı devre ile ikili sayı sistemine çevrilerek dijital çıkışlar elde edilir.

2.8.6.3. Analog – Sayısal Dönüştürücü Entegreler

Analog – Sayısal dönüştürücü işlemini gerçekleştirmek için entegreler piyasaya sürülmüştür. Bu entegreler sayesinde çok daha az karmaşık devre kurarak, çok daha ucuza ve çok daha hızlı tasarım yapılabilir. Bu entegrelerin bazıları şunlardır: ZN425E, ADC0800, ADC0804.

2.9. BİLGİSAYAR AĞLARI

Bilgisayar ağları, bir grup bilgisayarın birbirleri ile iletişim kurdukları için bir tür bağlantı şeklidir.

Bir bilgisayar ağı, bir bilgisayarın diğer çoğu bilgisayar ile kaynak ve bilgi paylaşımını sağlayabilmektedir. “The Advanced research Projects Agency (ARPA)” kuruluşu Birleşik Devletler’in Savunma Birimi için ilk bilgisayar ağı olarak tabir edilebilecek “Advanced Research Projects Agency Network (ARPANET)” sistemini 1960’larda kurmuştur [12].

2.9.1. Bağlantı Şekilleri

Bilgisayar ağları, günümüzde yazılım ve donanım teknolojilerinin bağlantılarda kullanım yöntemine göre fiber optik, ethernet, kablosuz yerel alan ağı, çevirmeli ağ, elektrik şebekesi üzerinden haberleşme ya da G.hn olarak sınıflandırılabilir.

2.9.1.1. Kablolu Teknoloji

Bir çift kablo ile bağlantı, telefon hatlarını kullanır. Ses ve veri iletişimi bu kablolar üzerinden sağlanabilmektedir. Bağlantı hızı saniyede 2.000.000 bit ile 100.000.000 bit arasında olabilmektedir.

Koaksiyel bağlantı, çoğunlukla kablolu televizyon sistemlerinde kullanılır. Kablo içinde bir bakır veya alüminyum iletken, onun üzerinden yüksek yalıktan bir malzeme ve en üstte girişim ve gürültüyü engellemek üzere yüksek iletken bir malzeme kullanılır. Bağlantı hızı 200 milyon bit ile 500 milyon bit arasında olabilmektedir.

Fiber optik, kendi boyunca içinden ışığın yönlendirebildiği plastik veya cam fiberlerden oluşmuş bir optik fiberdir. Optik fiberler diğer iletişim malzemelerine oranla uzun mesafelerdeki veri iletişiminin daha hızlı ve yüksek değerlerde yapılabilmesine olanak verdikleri için fiberoptik haberleşme sistemlerinde çok sıklıkla kullanılmaktadırlar. Metal kablolar yerine fiber kabloların kullanılmasının nedeni, daha az kayba neden olmaları ve elektromanyetik etkileşimden etkilenmemeleridir. Optik fiberler aynı zamanda bir çok sensör (alıcı) ve benzeri uygulamaların yapımında oldukça sık olarak kullanılmaktadırlar. Bağlantı hızı ise saniyede 1 trilyon bit kadar yaklaşabilmektedir.

2.9.1.2. Kablosuz Teknoloji

Karasal mikrodalga, uydulara benzer bir sisteme benzemektedir. Bu sistemler düşük gigahertz frekans aralığında çalışabilmektedir. Yaklaşık 48 km’lik bir kapsama alanına sahiptirler. Antenler binaların üstüne, kulelere, tepelere kurulur.

Haberleşme uyduları, mikrodalga dalgaları ile, yeryüzünden 22.000 km yükseklikte haberleşme sağlarlar. Bu uydular ile ses, veri ve televizyon iletişimi yapılmaktadır.

Kablosuz yerel ağ, yüksek frekanslı radyo teknolojisini kullanmaktadır. Bu ağ türü belirli bir alandabirden fazla cihaza bağlantı için kullanılmaktadır. IEEE 802.11b bu ağ türünü belirleyen standartlardan biridir.

Mavi diş (Bluetooth), kısa mesafeler için kablosuz teknolojidir.

2.9.2. Kablosuz Yerel Ağ (WIFI)

Wi-fi, Wifi-Birliğin ticari markası olmakla beraber, IEEE 802.11 standartlarını kullanan, kablosuz ağlar için oluşturulan bir sertifika olarak belirtilmiştir. Wifi-Birliği küresel, ticari olmayan, kablosuz ağ bağlantısı standartlarını belirleyen bağımsız bir kuruluştur. Günümüzde IEEE 802.11 bağlantısına sahip bir çok bilgisayar, video oyun konsolları, akıllı telefonlar, yazıcılar ve diğer çevre ürünleri mevcuttur. Avantajları şunlardır:

- Lisans gerektirmeyen frekanslarda çalışır
- Ağ için kablolama gereksinimi yoktur, böylece kablo çekilemeyecek binalarda veya binalar arası bağlantılarda kolaylık sağlar.
- Diğer kablosuz çözümlere göre çok daha ucuz ve kolay alınıp kurulabilir.
- Birden çok kablosuz erişim noktası kullanılan ağlarda kablosuz dolaşım ile kablosuz iletişim kesilmeden bir erişim noktasından diğerine geçiş yapılabilir.
- WEP, WPA ve benzeri kablosuz şifreleme yöntemleri veya IEEE 802.1x gibi yetkilendirme yöntemleriyle çeşitli güvenlik seçenekleri sunar.
- Wi-Fi Global bir standartlar kümesidir, Wi-Fi yetenekli ürün dünyanın her yerinde aynı şekilde çalışır.

Kablosuz sistemin,kablolu sisteme olan avantajı kadar dezavantajlarında bulunmaktadır:

- Lisans gerektirmeyen frekans aralıklarında çalıştığı için, Wi-Fi cihazlar diğer kablosuz cihazlarla çakışabilir veya birbirlerinin iletişimini engelleyebilirler.

- 2.4GHz frekans aralığında çalışan 802.11b ve 802.11g uyumlu cihazların iletişim kalitesi ve hızı, diğer Wi-Fi cihazlar dışında, Bluetooth, mikrodalga fırın, telsiz telefon, bazı telsizler ve benzeri radyo sinyalleriyle çalışan cihazlar tarafından düşürülebilir veya tamamen engellenebilir.
- Wi-Fi için yapılan uluslararası düzenlemelerin tümü aynı olmadığı için değişik ülkeler için üretilen cihazların bazı kanallarda uyumsuzluk çıkarması olasıdır. Çoğu zaman bu frekans farkı olarak karşılaşılr.
- Diğer standartlara göre güç tüketimi oldukça yüksektir
- Oldukça pahalı bir ağ sistemidir.
- Kablosuz olsa dahi gereksinimleri çoktur.

Kablosuz iletişimde radyo sinyalleri kullanıldığı için, kullanıcı ile kablosuz erişim noktası arasındaki iletişim dinlenebilir. Bunu engellemek için WEP, WPA ve WPA2 gibi şifreleme yöntemleri kullanılsa da, bu şifreleme yöntemleri halen yeterince güvenli görülmemektedir. Yeterli sayıda şifrelenmiş paket toplandıktan sonra birçok şifreli kablosuz iletişim çözülebilir. Bu yüzden, çeşitli şirketlerde, okullarda vb yerlerde kablosuz bağlantı yapan kullanıcıların ağa erişmeleri için VPN ve benzeri, üst katmanlarda çalışan şifreli iletişim yöntemleri kullanılmaktadır.

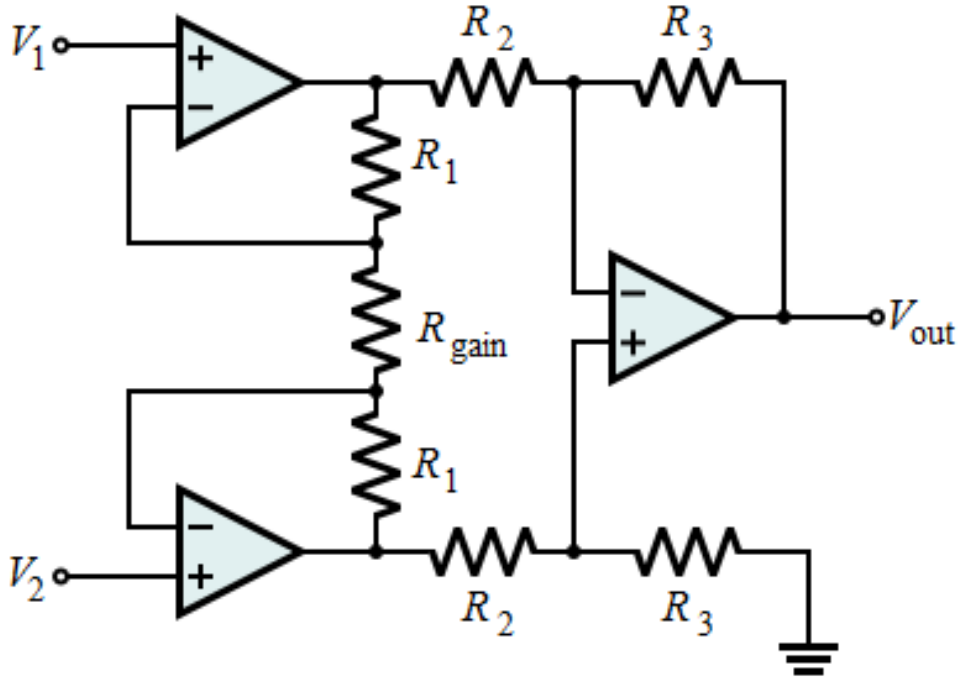
3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. ANALOG KUVVETLENDİRİCİ TASARIMI

Kuvvetlendiricide toplam 6 adet işlemsel kuvvetlendirici kullanılmıştır. Sistem analog sinyali, sayısal sinyale çevirdiği için 0 – 5V arası çalışan bir kuvvetlendirici olmalıdır. Dolayısıyla tek kaynak ve 9V batarya ile çalışan bir kuvvetlendirici tasarımı yapılmıştır.

Kuvvetlendirici olarak National Semiconductor firmasına ait LM353 kullanılmıştır. LM353 yüksek giriş empedansı, yüksek kazanç, düşük gürültü oranı ve çok düşük giriş akımına sahiptir.

Vücut üzerinden alınacak sinyal ilk olarak üç adet işlemsel kuvvetlendirici ile kurulmuş enstrümantasyon yükselteç kullanılmıştır.

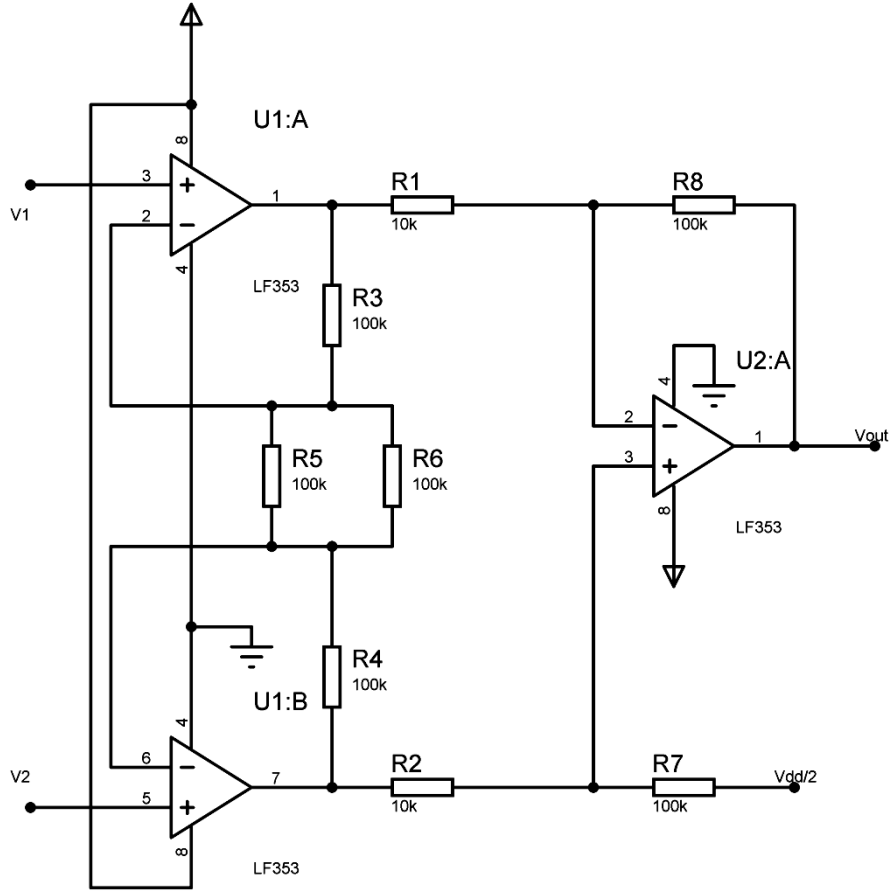


Şekil 3.1: Yükselteç devresi

Bu yükseltecin kazanç formülü aşağıdaki şekildedir.

$$G = \left(1 + \frac{2R_1}{R_{Gain}}\right) \frac{R_3}{R_2} \quad (3.1)$$

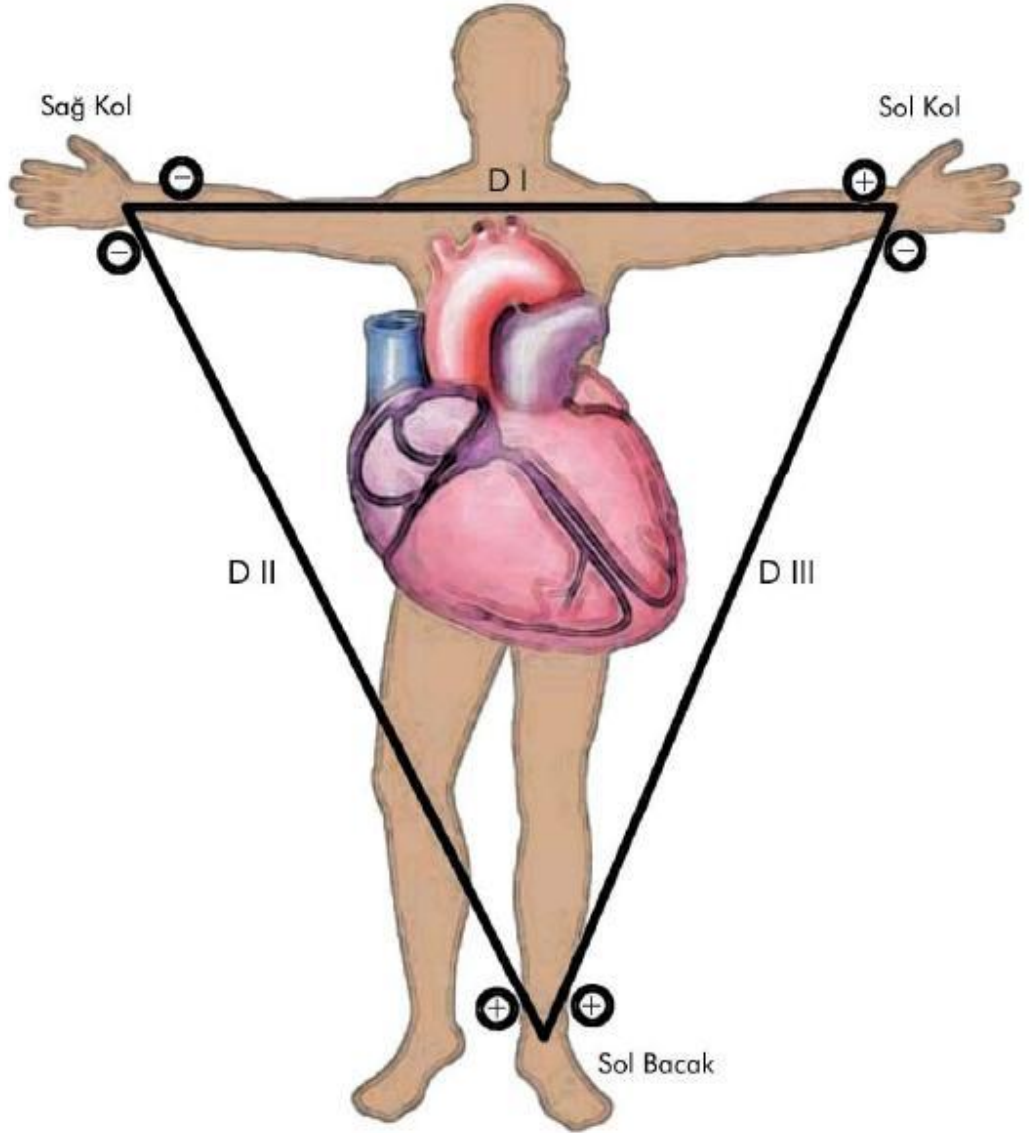
Yapılan tasarıma uygun olarak belirlenen değerler ile kazancı 50 olan ilk basamak kuvvetlendirici aşağıdaki şekilde tasarlanmıştır.



Şekil 3.2: Yükselteç devre uygulaması

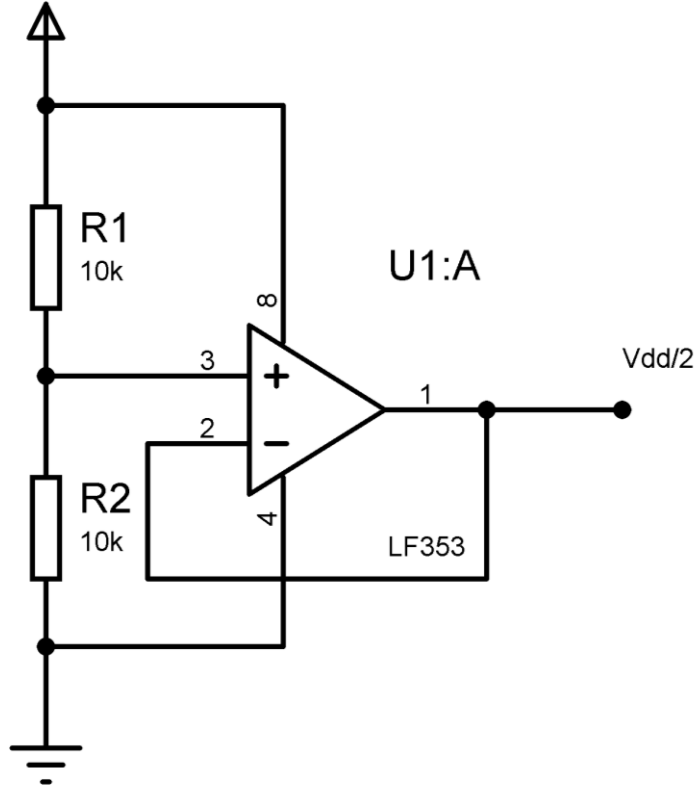
Yükselteç tasarımında, işlemsel kuvvetlendiricilerin 2 farklı beslemesi 9v ve 0v ile beslenmiş, başka bir opamp ile besleme voltajının yarısı üretilerek, analog kuvvetlendirici için referans gerilim olarak alınmıştır. Bu sayede işlemsel kuvvetlendiricileri çift kaynak ile besleme ihtiyacı ortadan kalkmış, cihazın taşınabilirliği ve kullanım kolaylığı sağlanmıştır.

V_1 ve V_2 elektrokardiografi potansiyel farkını algılayacak iki giriştir. Bu girişler vücudun sağ ve solundan elektriksel potansiyellerini Einthoven Üçgeni'ne göre algılamaktadır.



Şekil 3.3: Einthoven üçgeni

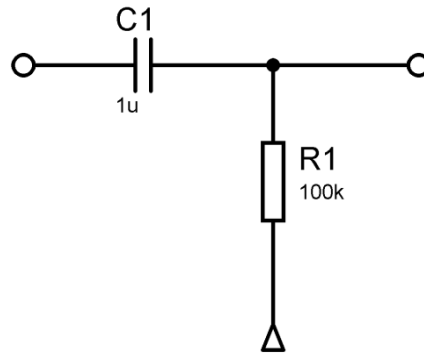
Referans voltaj olan $V/2$ için ise aşağıdaki devre ile üretilmiştir. Bataryalı uygulama yapıldığı için kullanım ile gerilim düşümü olduğu zaman kararlı olarak besleme voltajının yarı değeri üretilmektedir. Ayrıca bu gerilim analog sayısal dönüştürücü için de referans değer olarak kullanıldığı için gerilim farkları olduğu durumda dahi sayısallaştırılmış gerilim farkı değişmemektedir.



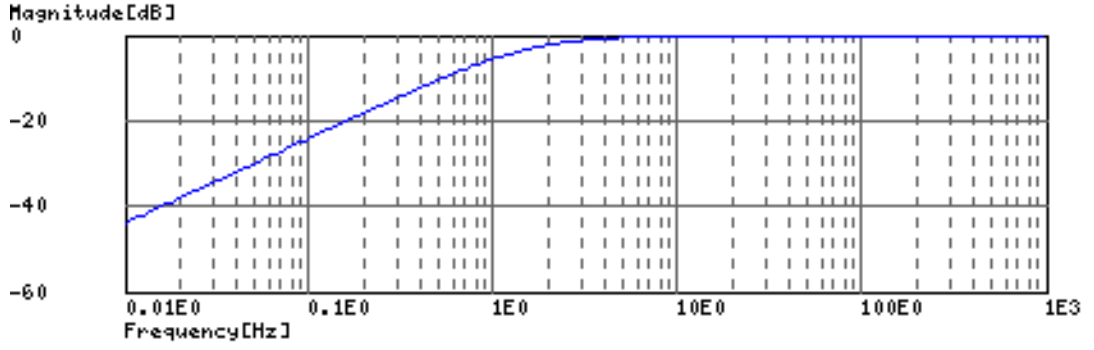
Şekil 3.4: Gerilim bölücü

Üretilen referans gerilim; enstrümantasyon yükselteç devresinde, vücut için sol bacağa bağlı referans voltajda, yüksek geçiren filtre, 50 Hz bant durduran filtrede ve analog sayısal dönüştürücüde kullanılmıştır.

Enstrümantasyon yükselteçten çıkan sinyal, yaklaşık 1,6 Hz RC yüksek geçiren filtreye bağlanıp, sinyal içinde doğru akım bileşenleri engellenmiştir.



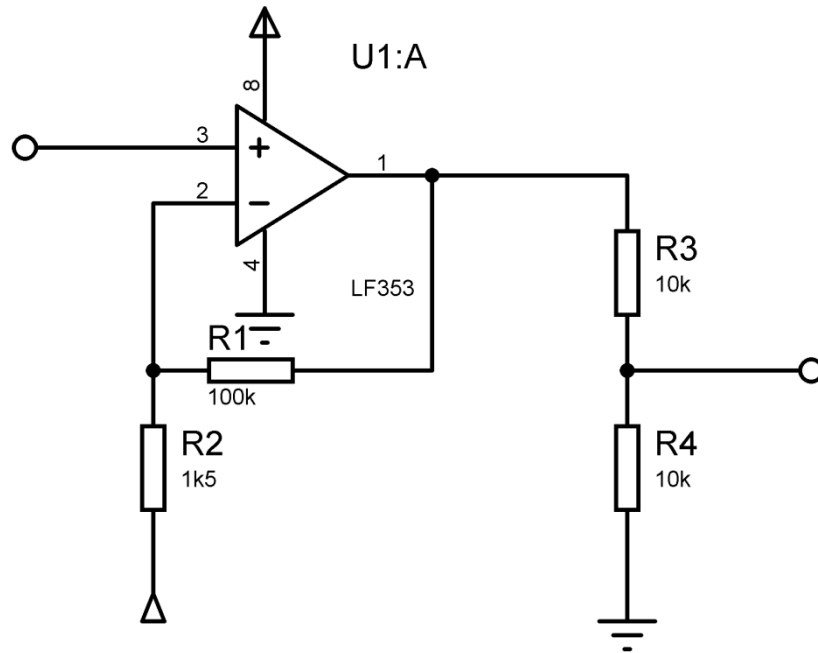
Şekil 3.5: RC filtre



Şekil 3.6: RC filtre frekans cevabı

Yüksek geçiren filtreden çıkan sinyal artık referans voltajı 4,5V olan bir sinyal haline gelmiştir.

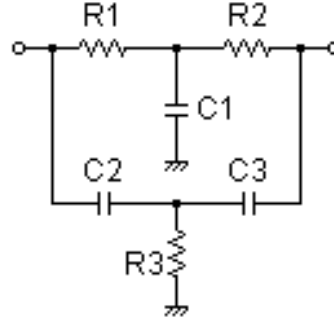
Analog sayısal dönüştürücüden en yüksek faydayı sağlayabilmek için, analog girişin tanım değerini en yüksek ve en düşük değerini kullanmak gerekir. Bu sayede sinyalin sayısal çözünürlüğü en yüksek tanım değerine ulaşabilir. Dolayısıyla sinyal bu defa işlemsel kuvvetlendirici ile eviren kuvvetlendiriciden geçirilmiş ve ardından iki direnç kullanarak gerilim bölücünden geçirilmiştir.



Şekil 3.7: Yükselteç ve gerilim bölücü

Bu işlemlerden sonra sinyal artık referans voltajı 2,5 V olan, 0V ile 5V arasında değişmektedir.

Şebekeden kaynaklanan 50Hz gürültüyü engellemek için ise ikiz T çentik filtre kullanılmıştır.



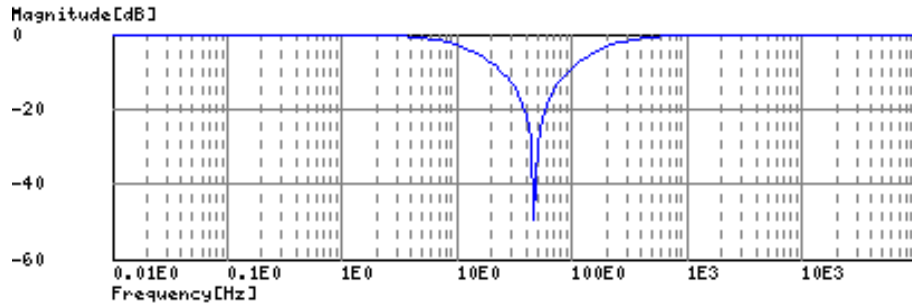
Şekil 3.8: T çentik filtre

Bu filtre yapısı, direnç ve kondansatör kullanarak hızlı bant durduran filtre tasarlamak için tercih edilmektedir. Devrenin frekans hesabı aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{C_3} + \frac{1}{C_2}} \sqrt{\frac{1}{C_1 R_1 R_2}} \quad (3.2)$$

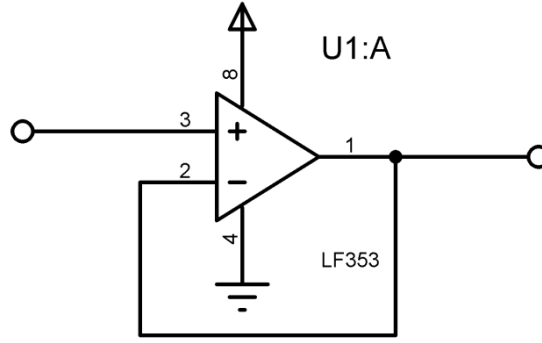
$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{C_2 C_3 R_3 (R_1 + R_2)}}$$

50Hz için bu değerler; $R_1=47k\Omega$, $R_2=47k\Omega$, $R_3=12k\Omega$, $C_1=0.1\mu F$, $C_2=0.1\mu F$, $C_3=0.1\mu F$ olarak bulunmaktadır. Filtrenin frekans cevabı ise aşağıdaki grafik şeklindedir.



Şekil 3.9: T çentik filtre frekans cevabı

Tüm bu işlemlerden sonra, elde edilen işaret analog sayısal dönüştürücüye gönderilmeden önce, işlemsel kuvvetlendirici ile yapılmış bir tampon devreden geçirilecek, analog sayısal dönüşüm esnasında kuvvetlendiricide gerçekleşecek olan anahtarlama gürültüsünde etkilenmesi en aza indirilmiştir.

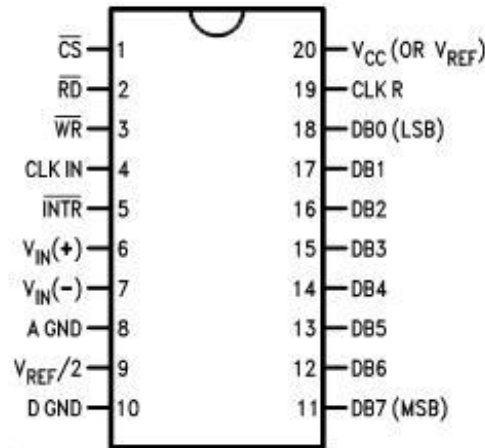


Şekil 3.10: Tampon devre

Analog kuvvetlendirici katının çıkışında artık, LF353 işlemsel kuvvetlendiricinin en fazla çıkış akımı olan 20mA'lık akım verebilen, düşük çıkış empedanslı bir sinyal bulunmaktadır.

3.2. ANALOG SAYISAL DÖNÜŞTÜRÜCÜ BÖLÜMÜ

Bu bölümde ise analog elde edilen sinyal, mikrodenetleyicinin işleyeceği şekilde sayısal birimi dönüştürülecektir. Bu işlem için National Semiconductor firmasının ADC0804 entegresi kullanılmıştır.

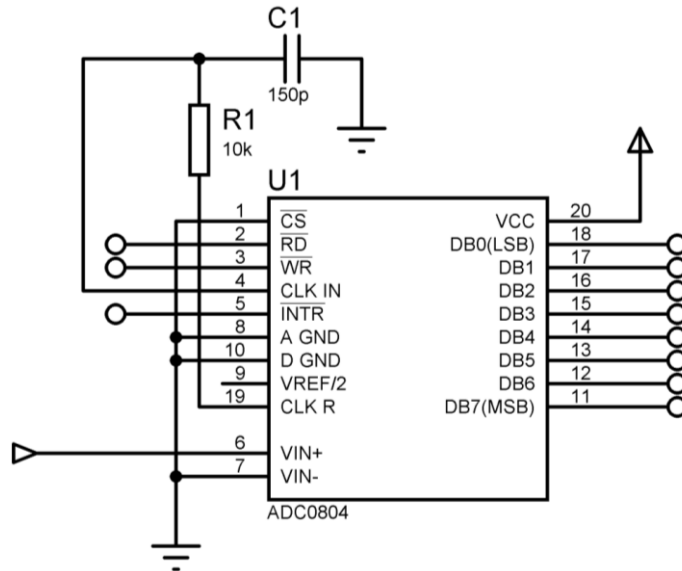


Şekil 3.11: ADC0804 entegresi

Bu analog sayısal dönüştürücü saniyede 10000 örnek alabilmektedir. Dolayısıyla 5kHz'lik sinyalleri kayıpsız örnekleyebilmektedir. Genel özellikleri şu şekilde sıralanabilir.

- Bağlantı ve iletişim için harici bir lojik devreye ihtiyacı yoktur.
- 135ns içerisinde iletişim kurulabilmektedir.
- Doğrudan mikroişlemciler ile bağlantı kurulabilmektedir.
- Diferansiyel voltaj girişlerine sahiptir.
- Kendi üzerinde dahili saat üreticiye sahiptir.
- 5V tek kaynak ile beslenmektedir.
- 0V ile 5V arasında analog girişe sahiptir.
- Sıfırlamaya ihtiyaç duymamaktadır.
- 100µs içerisinde analog sayısal dönüşümü yapabilmektedir.

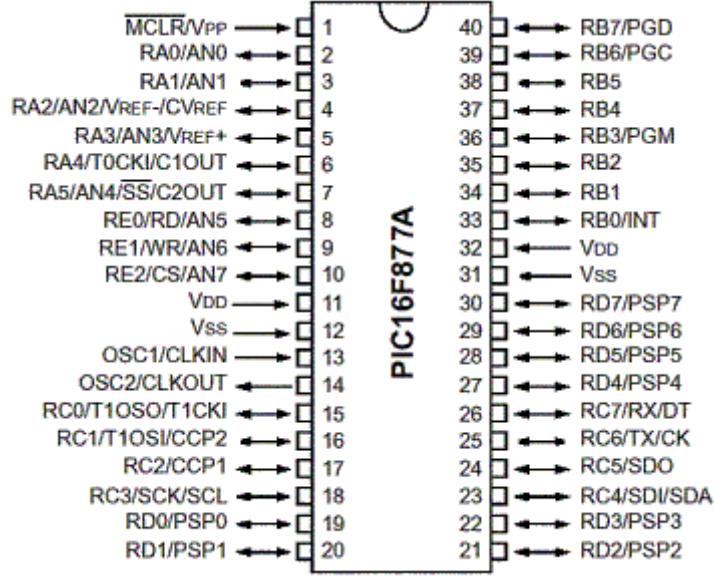
ADC0804 devreye montajında; RD, WR, INTR ve sayısal çıkışlar doğrudan mikrodenetleyiciye bağlanmıştır. $V_{in}(+)$ girişi analog giriş yaptığımız ayak bağlantısıdır. Ayrıca $V_{ref}/2$ girişine ise, besleme voltajının işlemsel kuvvetlendirici ile yarısı elde edilmiş gerilimin dirençler ile gerilim bölücü yapılarak alınmış yarı gerilim uygulanmıştır.



Şekil 3.12: Analog – sayısal dönüştürücü devresi

3.3. SAYISAL İŞLEM BİRİMİ

Sistemde tüm bulunan sayısal modülleri, devreleri kontrol eden ve analog – sayısal dönüştürücüden gelen veri bu birimde işlenmektedir. Bu görevleri yerine getirmek için Mikrochip firmasının PIC16F877A mikrodenetleyicisi kullanılmıştır.



Şekil 3.13: PIC16F877A ayak bağlantıları

PIC16F877A 33 giriş ve çıkışa sahiptir. Geri kalan ayaklar besleme gerilimi, osilatör, yeniden başlatma gibi mikrodenetleyicinin çalışması için gerekli donanıma ayrılmıştır. 44-PIN QFN, 44-PIN PLCC, 44-PIN TQFP ve 40 PIN PDIP paketlerinde satılmaktadırlar. PIC16F877A'nın bir çok değişik hızda çalışan tipleri vardır. Bu üretilen farklı tipleri arasında en yüksek hızlı olanı 20Mhz kristal ile çalışabilmektedir. Bu da bir program çevriminin en az 200ns olmasına olanak sağlamaktadır. Bunun dışında 4Mhz, 10Mhz gibi seçeneklerde mevcuttur. 8k x 14 bit flash program belleğine sahiptir. PIC'in komutları goto, call gibi yönlendirme komutları dışında hep 1 byte olduğundan, yaklaşık 8000 satır program yazmaya imkan tanır. Flash belleğe 100.000 kez üst üste yazma silme işlemi yapılabilir. RAM olarak tanımladığımız, değişkenlerin bulunduğu veri belleği 368 x 8bit'tir. Bu, 368 adet değişken tanımlayabileceğimiz anlamına gelir. Veri eepromunda saklanan bilgiler en az 40 yıl boyunca silinmeden bellekte kalır.

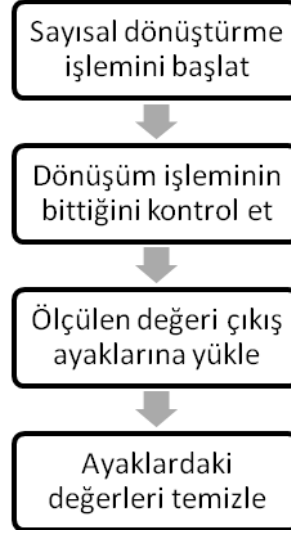
PIC16F877A'da 3 adet zamanlayıcı ve sayıcı vardır. Bu zamanlayıcılardan TMR0 8 bit bir sayıcıdır. TMR1 uyuma durumunda bile dışarıdan bağlanan bir kristalle arttırabilecek 16 bit'lik bir sayaçtır. TMR2 ise TMR0 gibi 8 bit'lik bir sayıcıdır. TMR2 mikrodenetleyicideki CCPM modülü için zamanlayıcı olarak kullanılır. İki adet Capture, Compare, PWM (CCPM) modülü ile 12,5ns hassasiyetinde yakalama, 200 ns hassasiyetinde karşılaştırma, 10 bit'lik çözünürlükle PWM sinyali uygulama özelliklerine sahiptir. Senkron Seri İletişim portu ile SPI (master) ve I2C (master/slave) protokollerinde seri iletişim özelliğine sahiptir. USART/SCI portu ile Universal Senkron Asenkron Alıcı Verici özelliğine sahiptir. RD (okuma), WR (yazma), CS (kanal seçme) kontrol özellikleriyle birlikte paralel iletişim portuna sahiptir.

Bunların dışında CPU'nun çalışmasında etkili bazı nitelikler vardır. ICSP (In Circuit Serial Programming) özelliği sayesinde sadece iki pini kullanarak PIC16F877A'yı uygulama devresi üzerindeyken programlanabilir. ICD (In Circuit Debugger) özelliği ile devre üzerindeyken hata ayıklama yapılabilir. LVP (Low Voltage Programming) ile sadece 5V uygulanarak programlanabilmektedir. Programlanabilir Code Protection özelliği sayesinde program belleğinin bir kısmını okunmaya karşı koruma altına alınabilir, diğer bir kısmını ise okunabilir kılınabilir. Düşük gerilimlerde kararsız durumlarla karşılaşmamak için BODEN (Brown Out Reset) adı verilen özellik ile belli bir gerilimin altında yeniden başlatma devresi çalıştırılır. Az enerji tüketmek amacıyla kullanılan Sleep (uyuma) özelliği vardır. Düşük enerji tüketir ve 2.0 V ile 5.5 V arasındaki gerilimlerde çalışabilir.

3.3.1.Yazılım Algoritması

Mikrodenetleyicide çalışan yazılım parçalar halinde oluşan alt programlardan oluşmaktadır.Bunlardan analog sayısal çevirici alt programı, sayısal sinyal işleme alt programı, sıvı kristal ekran kontrol alt programı ve ağ bağlantısı alt programı belli başlı bölümleridir.

Analog sayısal çevirici alt programı, ACD0804 entegresinin kontrol ayakları olan RD, WR ve INTR alt ayaklarını kontrol etmektedir. Bu alt programın akış diyagramı aşağıdaki gibi temsil edilebilir.

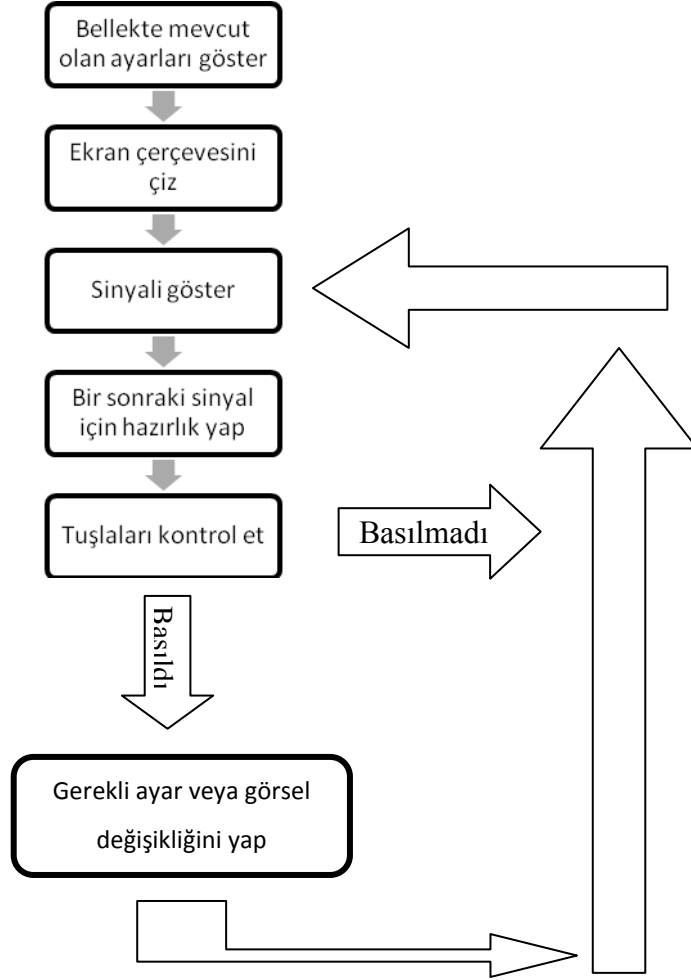


Şekil 3.14: ADC algoritması

Analog sayısal dönüştürme işlemi yaklaşık $100\mu\text{s}$ süre almaktadır. Tabii bu arka planda çalışan programı sürekli kontrol için o bölümde bekletmek cihazı yavaşlatmaktadır. Dolayısıyla bunun için, analog değer lazım olmadan daha önce bu dönüştürme emri verilip, ardından gerekli olan diğer işlemleri yapıldıktan sonra sayısal değer okunarak, programda bir kesinti yaşanmamaktadır.

Likit kristal ekran bölümü genel olarak basit olmasına rağmen, ekran grafik çizim, karakter fontları tanımlanması bakımından en fazla yer işgal eden alt program olmuştur. Bu bölüm, belirli bir süreler ile çalışan analog örnek alıp ekranda gösteren komut ile tetiklenerek kendini yeniler.

Cihaz ekranı sol bölümde ayarların bulunduğu menü ve sağ tarafta çerçeve içinde sinyali görebileceğimiz bölüm bulunmaktadır. Cihaz bir portatif elektrokardiografi cihazı olarak tasarlandığı için, bu cihazlarda bulunan birkaç gösterim ayarları cihaza yazılımsal olarak dahil edilmiştir. Sinyalin genlik ayarı 0.5, 1 ve 2 çarpanı olarak ayarlanabilmektedir. Ses açma ve kapama ayarı bulunmaktadır. Cihazın ekran görüntüsünü dondurabileceğimiz durdurma özelliği yazılıma eklenmiştir. Sinyalin akış hızı, bir elektrokardiografi cihazındakine benzer şekilde 25mm/sn ve 50mm/sn olarak değiştirilebilmektedir. Ayrıca cihaz bir kablosuz ağ bağlantısı ile veri aktarabildiği için ağ bağlantısına izin veren bölümde bu ayar bölümünde yer almaktadır.



Şekil 3.15: Ana algoritma

Sürekli çalışan bu alt program aslında diğer alt programları da başlatan ve yöneten bir özelliğe sahiptir. Çünkü cihaz kullanıcının komutlarını ve sinyalde değerleri göre cevap vermektedir. Dolayısıyla bu alt program değişken süreçlere göre farklı dallanmalar yaparak gerekli işlemleri yapmaktadır.

Ağ bağlantısı alt programı, sadece kullanıcının cihazda “Ağ” seçeneğini işaretlemesi ile çalışan bir alt programdır. Bu bölümde cihazda kullanılan ağ bağlantısı modülüne gerekli ön ağ ayarları yüklenir ve ekranda bu değerler kullanıcıya bilgi olarak gösterilir. Ekranda gösterilen bilgiler aşağıdaki gibi sıralanmıştır.

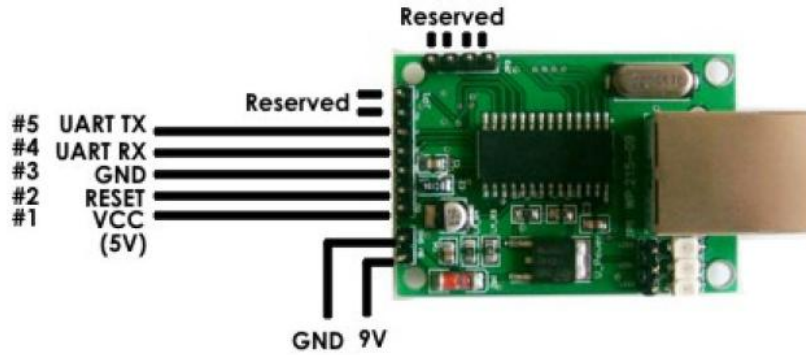
- Cihazın IP numarası
- Cihazın ağ bağlantısı port numarası

- Cihazın kullandığı ağ geçiti numarası
- Cihaza bağlanan mobil izleyicinin IP numarası
- Cihaza bağlanan mobil izleyici ağ bağlantısı port numarası
- Cihazın ağ bağlantısı ile ilgili durum göstergesi

Cihaz ağ bağlantısı durumunda iken, gösterilen değerler sadece kullanıcının bilgisi olması gereken ve cihazın o an yaptığı işleme ait bilgiler gösterilmektedir. Kullanıcı çoğu zaman kendisine karmaşık gelen veriler ile uğraşmak zorunda değildir.

3.4. AĞ BAĞLANTI BİRİMİ

Cihazın ağ bağlantısı Sonmicro firmasının ürünü olan SME291 model seri ethernet modülü ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.16: SME291 modülü

Bu ürün seri iletişim ile gelen verileri UDP protokolü ile ağ bağlantısı aktarmaktadır, ters yönde de işlem yapabilmektedir. Mikrodenetleyici tarafından kontrol edilen bu modül, sadece kullanıcı cihazı ağ durumuna geçirdiği zaman aktif olur. Uzak kullanıcıdan gelen komutları mikrodenetleyiciye ulaştırır ve gerekli işlemler sonrasında, uzak kullanıcıya veri akışı sağlanmaktadır.

Cihazın kablosuz ağlara bağlantısı ise Asus firmasının ürettiği WL-330G model kablosuz ethernet adaptörü ile sağlanmıştır.



Şekil 3.17: WL-330G modülü

Bu modül ile cihazdan çıkan IP protokülünde olan veriler, kablosuz ağlara aktarılabilmektedir. Kablosuz ağ modülü, bir kablosuz erişim noktası gibi çalışabildiği gibi bir ethernet adaptörü olarak çalışabilmektedir. Bu sayede bu projede kolaylıkla sisteme bağlantısı gerçekleştirilmiştir. Cihaz ethernet adaptörü olarak çalıştırılıp, noktadan noktaya ağ bağlantısı kurulup, aynı ortamda bulunan uzak kullanıcıya veri akışı sağlanmaktadır.

3.5. MOBİL CİHAZ YAZILIMI

Windows Mobile işletim sistemi taşınabilir cihazlar için gerçekleştirilen yazılımda, tasarlanan cihazdan gelen veriler ağ bağlantısı üzerinden gösterilebilmektedir.

Yazılım “Microsoft Visual Studio .Net” platformunda “Visual Basic .Net” programlama dili ile yazılmıştır. “.Net Framework 3.5” altyapısı üzerinde kuruludur. Mobil cihazlar üzerinde çalışan bir yazılım olduğu için mümkün olduğu kadar çok az kodla, çok az döngü ile yazılım gerçekleştirilmiştir.

Tasarımı yapılan cihaza kablosuz ağ üzerinden veya mobil cihaz bir GSM aygıtı ise GSM ağ bağlantılarını kullanarak da (çevirmeli ağ, GPRS veya 3G) bağlanabilmektedir. Bağlantı için sadece cihazın IP numarası gerekmektedir.

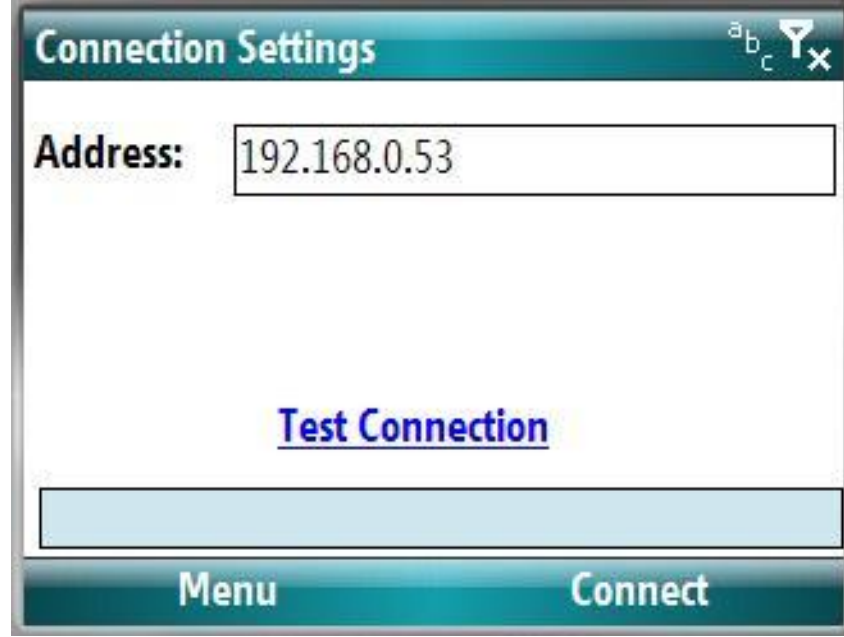
Bağlantı UDP protokolü ile gerçekleşmektedir. Dolayısı ile .net platformunun “UDP Client .net” eklentisi kullanılmıştır. Ağ bağlantısı paket bağlantısı olarak gerçekleştiği için, bağlantı sırasında paket kayıpları olabilmektedir. Bu yüzden cihaz ile mobil cihaz üzerindeki yazılım arasında tasarlanan iletişim protokolü, her iki taraf içinde herhangi bir kilitlenme, uzun süre bekleme ve yavaşlama olmayacak şekilde tasarlanmıştır.

Yazılım ilk çalıştırıldığında menü üzerinde doğrudan bağlantı için bir tuş ve diğer ayarlar için bir menü bulunmaktadır.



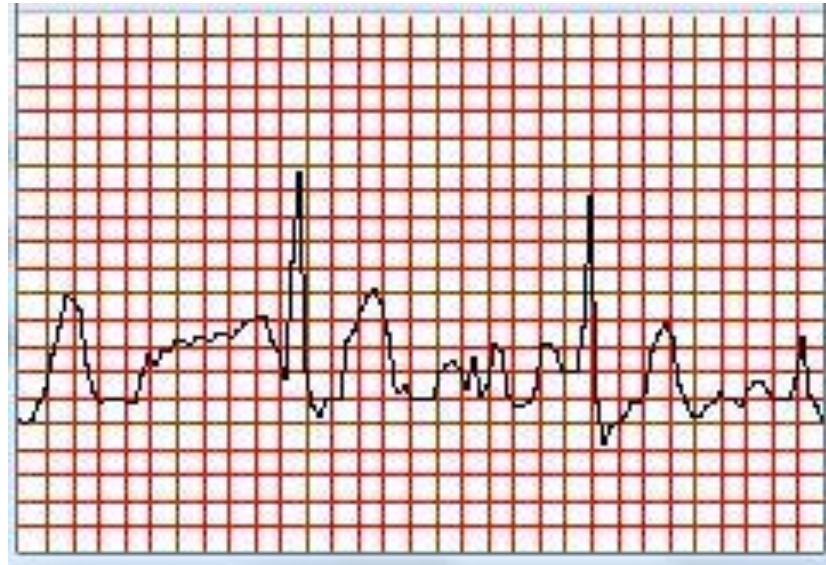
Şekil 3.18: Giriş ekranı

Yazılım doğrudan sadece cihazın IP numarasını yazıp bağlanabilmektedir. Önceden bağlantı yapılan adres hafızadan çağırılır ve öncelikle bağlantı testi gerçekleştirilir. Uzaktaki cihazın sorunsuz olarak çalıştığı kontrol edilir. Bu kontrol sırasında yazılımdan cihaza belirli bir komut gönderilip, o komuta ilişkin cevap beklenir.



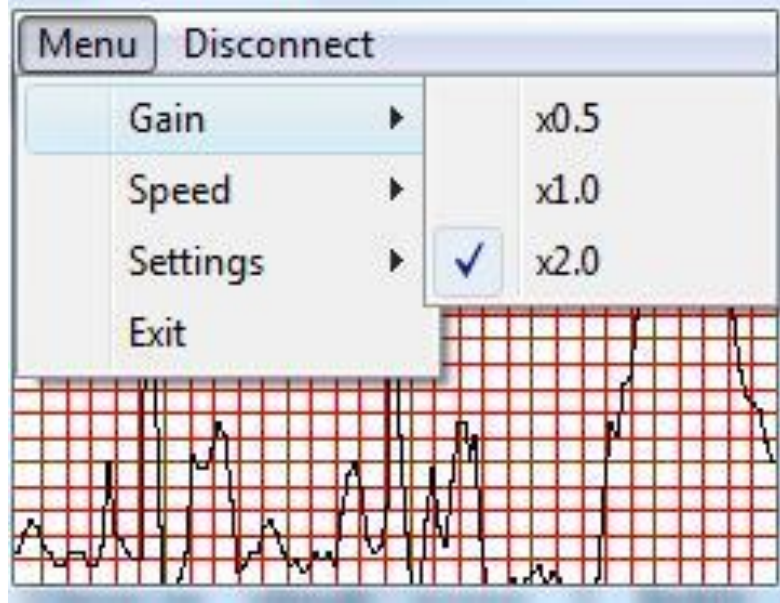
Şekil 3.19: Bağlantı ekranı

Veri akışı sırasında veriler en uygun şekilde belli sayıda veriler paketlenerek, 3ms aralıklar ile gönderilmektedir. Sinyal akışı sırasında yatay ve dikey olarak ekran 2mm ve 10mm aralıklar ile farklı renklerde ölçeklendirilmiştir.

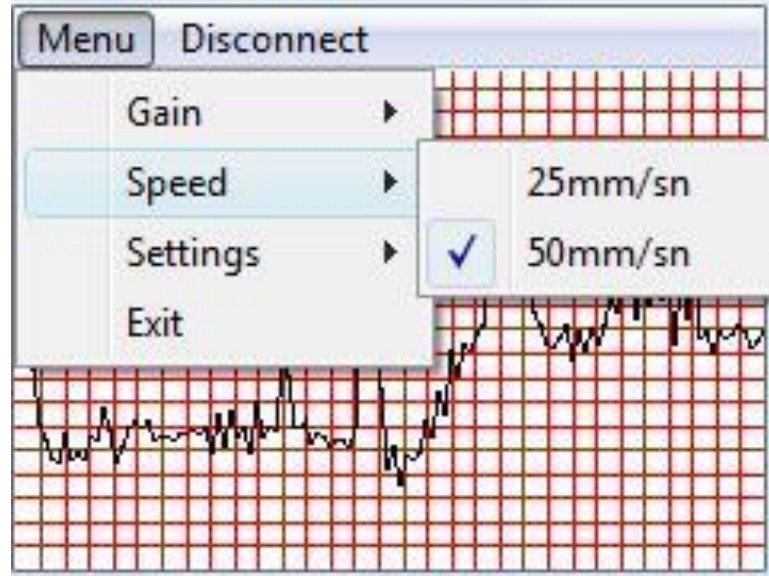


Şekil 3.20: Veri aktarım ekranı

Sinyal akışında genlik 0.5, 1.0 ve 2.0 olmak üzere 3 farklı genlikte, zaman ekseninde ise 25mm/sn ve 50mm/sn olmak üzere 2 farklı seviye ayarlanabilmektedir. Uzak kullanıcının bu sayede her iki ekseninde de sinyali büyütebilmektedir.



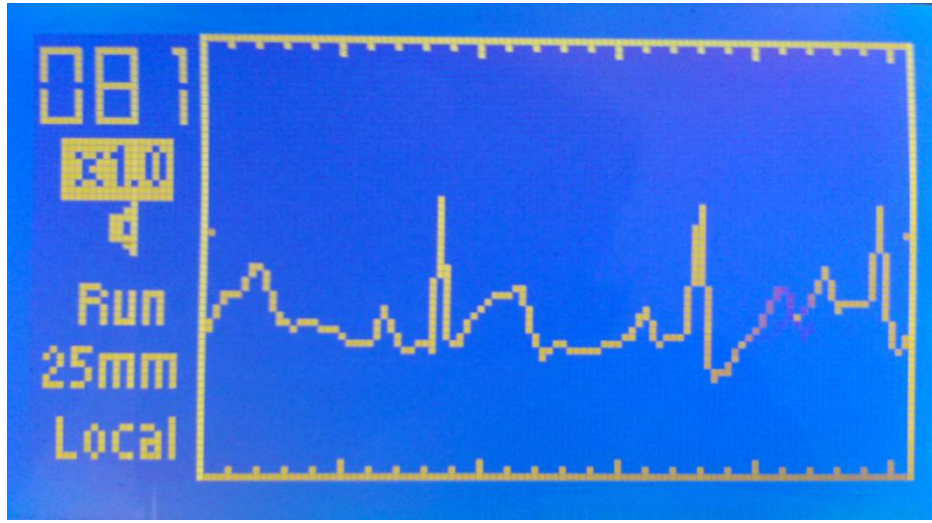
Şekil 3.21: Genlik ayarı



Şekil 3.22: Zaman ayarı

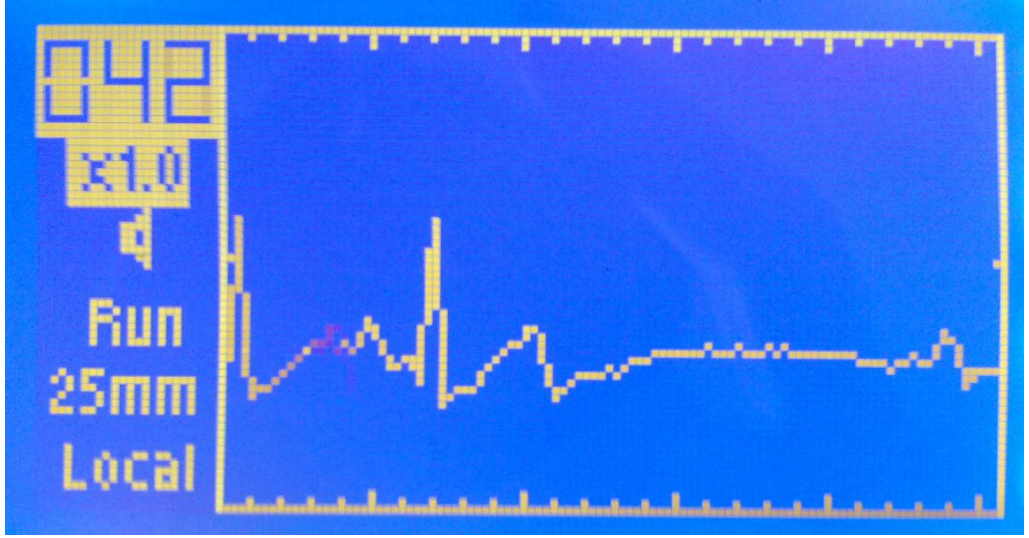
4. BULGULAR

Gerçekleştirilen tasarım elektrokardiografi sinyalini üç nokta üzerinden göstermektedir. Cihaz batarya ile çalışabilmekte ve yaklaşık olarak 45 dakika süre ile kesintisiz çalışabilmektedir.

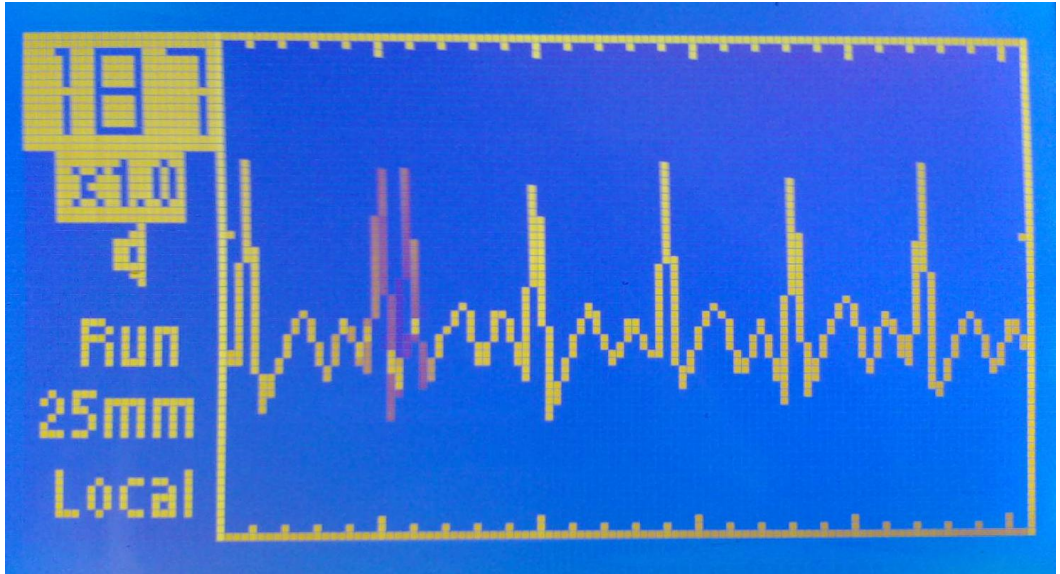


Şekil 4.1: Cihazın örnek çalışma ekranı

Cihaz üzerine kalp atım sayımı gösterilmektedir. Bu değer alt ve üst limitler olan 45 ve 170 dakikada atım sayısı ile alarm değeri belirlenmiştir. Bu değerler haricinde cihaz sesli ve görsel olarak uyarı vermektedir.

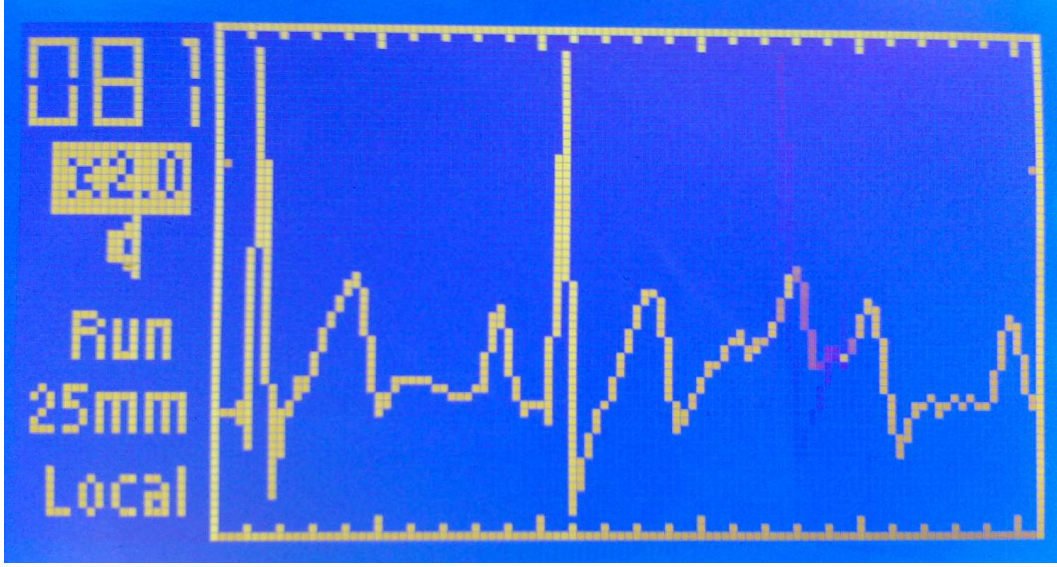


Şekil 4.2: Az atım uyarısı



Şekil 4.3: Fazla atım uyarısı

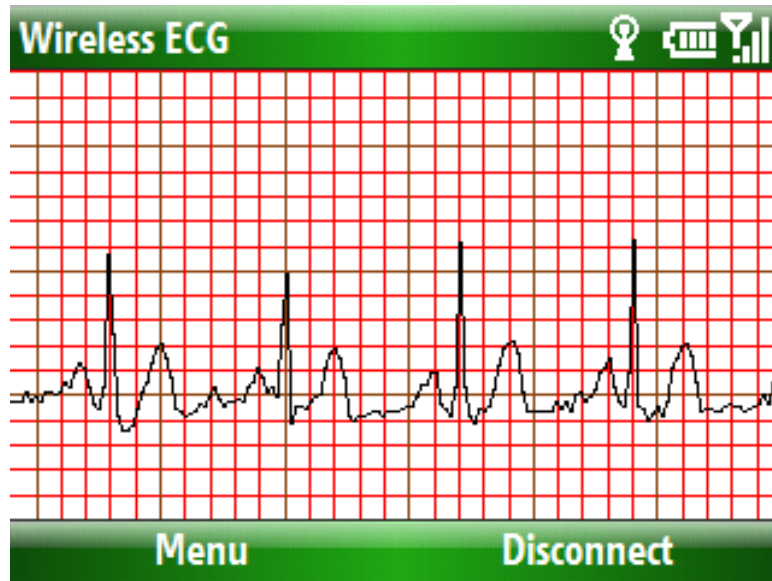
Ekran üzerinde genlik ayarı olarak 0.5, 1.0 ve 2.0 çarpanları bulunmaktadır. Bu sayede dalga üzerinde küçük genlik değişimleri daha kolay gözlenebilmektedir. Aynı zamanda ekran gösterim hızı da saniyede 25mm ve 50mm olarak iki farklı değer ayarlanabilmektedir.



Şekil 4.4: Cihazın genlik ayarı

Yapılan çalışma ile taşınabilir, kolay bağlanabilirliğe sahip ve kolay kullanılabilir bir elektrokardiografi cihazı yapılmıştır.

Mobil cihaz üzerinde yapılan yazılım ise, aktarılan sinyali yine aynı şekilde genlik ve zamanda ölçeklendirebilen, kullanıcı dostu hızlı bağlantıya izin veren bir tasarım olmuştur. Uzaktan sinyali izleyen kişi için tıpkı bir EKG cihazı gibi arka plan sayesinde okunabilirlik arttırılmıştır.



Şekil 4.5: Mobil cihaz üstünde örnek çalışma ekranı

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu yapılan çalışma ile, 1960'lı yıllardan beri gelişen telemetri sistemleri içerisinde, IP tabanlı ve mobil bir cihaz üzerinden uzaktan izleme sistemi geliştirilmiştir. Sinyal ileten cihaz mikrodenetleyici tabanlı olup taşınabilir özellikte, uzak isleyici aygıt için geliştirilen yazılım ise, Windows Mobile işletim sistemi için geliştirilmiştir ağ bağlantısı tabanlı bir yazılımdır.

Yapılan çalışma ile internet bağlantısı olan herhangi bir yere biyolojik sinyal aktarılabilir. Ayrıca kablosuz ağ adaptörü sayesinde, sinyal iletim gücüne bağlı olarak aynı ortamda, internet bağlantısına gerek duymadan da sinyal izlenebilmektedir.

Cihaz tasarımında öncelikle biyolojik sinyaller ve karakteristiği incelenmiştir. Bu sinyallerden EKG sinyali için bir yükselteç tasarlanmıştır. İlgili bu sinyal sayısal sistemlerde kullanılacağı için, bir dizi voltaj seviye düzeltmesi gerçekleştirilmiştir. Analog sayısal dönüştürücüde işlenen bu sinyal, mikrodenetleyici içinde çalışan yazılım sayesinde hem cihaz üzerinde gösterimi sağlanmış, hem de ağ bağlantısı ve kablosuz ağ bağlantısı üzerinden aktarımı gerçekleştirilmiştir.

Cihaz üzerinden basit olarak sinyalin genlik ve zamanda ölçekleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Ayrıca kalp atım algılaması sayesinde, alt ve üst limitler dahilinde dakikadaki kalp atım sayısı gösterilmektedir.

Mobil cihaz üzerinde yapılan yazılımla ise, cihazdan gelen sinyal işlenip, arka planı ölçekli çizilmiş ekranda gösterilebilmektedir. Ayrıca bu yazılımda da genlik ve zaman ölçeklendirmesi yapılabilmektedir.

Günümüzde haberleşme doruk noktasına ulaşmıştır. Her an her yerde bilgiye ulaşılabilir. Bu gelişen teknolojiye faydalanarak yapılan bu çalışma ile vücut

üzerinden alınan sinyal, uzakta takip etmesi gereken kişiye iletilebilmektedir. Bu sayede anlık olarak sinyal gözlenip, hastaya hızlı müdahale yapılabilecektir.

KAYNAKLAR

1. BURCH, G., DEPASQUALE N, 1990, *A history of electrocardiography*, Norman Publishing, USA, 0-930-40521-8.
2. CONOVER, M., 2002, *Understanding electrocardiography*, Mosby, USA, 0-323-01905-6.
3. TUDOR, M., TUDOR, L., TUDOR, Kl., *The history of electroencephalography* [online], U.S. National Library of Medicine National Institutes of Health, <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16334737> [Ziyaret Tarihi: 25 Ağustos 2008].
4. JUTTER, D.C., 1983, Telemetry is coming of age, *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2 (1), 10-11.
5. KOZ, M., ERSÖZ, G., GELİR, E., 2003, *Fizyoloji Ders Kitabı*, Nobel Yayıncılık, Ankara, 978-9-755-91546-3.
6. PRUTCHI, D., NORRIS, M., 2004, *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation*, Wiley, New Jersey, 978-0-471-67623-2.
7. NILSSON, J.W., REIDEL, S.A., 2005, *Elektric Circuits*, Prentice-Hall Inc., New Jersey, 0-13-146592-9.
8. JUNG, W.G., 2004, *Op Amp Applications Handbook*, Analog Devices, USA, 0-7506-7844-5.
9. COUGHLIN, R.F., DRISCOLL F.F., 2000, *Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits*, Prentice Hall, New Jersey, 978-0-130-14991-6.
10. BROWN, B.H., SMALLWOOD, R.H., BARBER, D.C., LAWFFORD, P.V., HOSE, D.R., 1999, *Medical Physics And Biomedical Engineering*, Taylor & Francis Group, New York, 978-0-7503-0368-2.
11. ALLEN, R.L., MILLS, D.W., 2004, *Signal Analysis: Time, Frequency, Scale, And Structure*, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, USA, 0-471-23441-9.
12. MARKOFF, J., 1999, *An Internet Pioneer Ponders the Next Revolution* [online], The New York Times Company, <http://partners.nytimes.com/library/tech/99/12/biztech/articles/122099outlook-bobb.html> [Ziyaret Tarihi: 8 Ekim 2009].

ÖZGEÇMİŞ

Hüseyin KÜÇÜK, 1983 yılında İstanbul'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini İstanbul'da Akşemsettin İlköğretim Okulu ve Halide Edip Adıvar Lisesi'nden sırasıyla 1997 ve 2001 yılında mezun olarak tamamladı. Aynı yıl İstanbul Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektronik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde lisans öğrenimine başladı. 2005 yılında lisans öğrenimini tamamladı. 2006-2007 Akademik yılında İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Ana Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans öğrenimine başladı. 2006 yılı sonunda İstanbul Üniversitesi Döner Sermaye İşletme Müdürlüğü'ne bağlı Biyomedikal ve Klinik Mühendisliği Birimi'nde göreve başladı. Halen bu birimdeki görevine devam etmektedir.