

**T.C.
BOZOK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

Yüksek Lisans Tezi

EEG SİNYALİ ALMAK İÇİN SİSTEM TASARIMI

Muhammet Emin ŞAHİN

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Feyzullah TEMURTAŞ**

Yozgat 2015

**T.C.
BOZOK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

Yüksek Lisans Tezi

EEG SİNYALİ ALMAK İÇİN SİSTEM TASARIMI

Muhammet Emin ŞAHİN

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Feyzullah TEMURTAŞ**

**Bu tez Bozok Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) birimi tarafından
2014FBE/T141 kodlu tez projesi olarak desteklenmiştir.**

Yozgat 2015

T.C.
BOZOK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEZ ONAYI

Enstitümüzün Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı 70111513011 numaralı öğrencisi Muhammet Emin ŞAHİN' in hazırladığı “**EEG SİNYALİ ALMAK İÇİN SİSTEM TASARIMI**” başlıklı YÜKSEK LİSANS Tezi ile ilgili TEZ SAVUNMA SINAVI Bozok Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği uyarınca 23/06/2015 Salı günü saat 14:00' de yapılmış, tezin onayına OY BİRLİĞİYLE karar verilmiştir.

Başkan : Prof.Dr.Feyzullah TEMURTAŞ (Danışman)

Üye : Yrd.Doç.Dr.Orhan ER

Üye : Yrd.Doç.Dr.Mehmet Fatih IŞIK

ONAY:

Bu tezin kabulü, Enstitü Yönetim Kurulu'nun 07/07/2015 tarih ve 18... sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Doç. Dr. Fırat KÖKSAL
Bozok Üniversitesi
Fen Bil. Enst. Müdürü

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
TABLolar LİSTESİ	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	vii
KISALTMALAR LİSTESİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. BİYOMEDİKAL SİNYALLER	6
2.1. Biyomedikal Sinyal Tanımı	6
2.2. Biyomedikal Sinyallerin Sınıflandırılması.....	6
3. EEG SİNYALLERİ	9
3.1. EEG Tanımı	9
3.2. EEG Sinyallerinin Oluşumu.....	11
3.3. EEG Sinyallerinin Elde Edilmesi.....	16
3.4. Biyopotansiyel Elektrot.....	18
3.5. Bio Potansiyel Amplifier	19
3.6. Analog Biyo Potansiyel Sinyal İşleme.....	21
3.7. Dijital Biyo-Potansiyel Sinyal İşleme.....	22
3.8. Analog Sinyalden Dijital Sinyale Çevrim Katı.....	23
4. SİMÜLASYON VE SİNYAL GÖRÜNTÜLEME PROGRAMI	26
4.1. Pspice Simülasyon Programı	26
4.2. Arduino -Processing Sinyal görüntüleme programı.....	31
5. SİSTEM TASARIMI	33
5.1. Sinyal Kuvvetlendirici	35
5.2. Aktif Filtre Tasarımı	39
5.3. Analog Dijital Çevirici.....	54

5.4. Güç Kaynağı.....	56
5.5. Arduino	58
6. SONUÇLAR.....	62
7. TARTIŞMA VE ÖNERİLER.....	69
KAYNAKLAR	71
EKLER.....	74
EK-1 Arduino-Processing Arayüz Programı Görüntü Aktarma Kodu	74
EK-2 Hazırlanan Filtrelerin Baskı Devre Şekilleri	78
EK-3 Hazırlanan Sistemin Baskı Devresi	79
ÖZGEÇMİŞ	80

EEG SİNYALİ ALMAK İÇİN SİSTEM TASARIMI

Muhammet Emin ŞAHİN

**Bozok Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi**

2015; Sayfa: 80

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Feyzullah TEMURTAŞ

ÖZET

Bu çalışmada, analog taşınabilir EEG sinyal alımı yapan bir sistem tasarımı gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır. Taşınabilir biyomedikal sinyal kaydediciler epilepsi, beyin tümörleri, ensefalit vb. gibi semptomların belirlenmesinde önemlidir. EEG kayıt aletleri kullanılarak, klinik tedavi uzmanları ve araştırmacılar uzun süreli olarak kaydedilen sinyallerden semptomları analiz ederken daha fazla şansa sahip olurlar. Bu tez sinyal alımı kuvvetlendirici katı ve filtreleme katı olmak üzere üç aşamadan oluşmaktadır. Enstrümantasyon kuvvetlendiricisi olan EEG kuvvetlendiricisini yüksek geçiren filtre, alçak geçiren filtre ve çentik filtre takip etmekte. İlk olarak, EEG sinyalleri probalar aracılığıyla hastadan alınır ve bu sinyaller kuvvetlendiriciye iletilir. EEG sinyalleri AD620 olan enstrümantasyon kuvvetlendirici tarafından kuvvetlendirilir. Daha sonra kuvvetlendirilen sinyaller yüksek geçiren filtreye geçmekte ve sinyal filtrelenerek gürültülerden yok edilir. Bu aşamalardan sonra sinyal sırasıyla alçak geçiren filtreye ve 50 Hz besleme gürültüsünü yok etmek için kullanılan notch filtre ye geçmektedir. Son olarak, AD7715 analog-dijital çevirici aracılığıyla analog EEG sinyalleri dijitale çevrilir. Dijitale çevrilen sinyaller Arduino kit kullanılarak bilgisayara seri port haberleşme ile iletilir ve bu sinyaller bir arayüz programıyla görüntülenebilir. Bu sistem kısa sürede gerçek zamanlı uygulamalar için güvenilir sonuçlar vermekte çünkü bu sinyaller kullanıcı tarafından kontrol edilmekte ve bu method kontrol sistemleri için çok faydalı olacak.

Anahtar kelimeler: EEG kayıt cihazı , YGF, AGF, Notch filtre, Arduino

THE SYSTEM DESIGN FOR ACQUIRING EEG SIGNAL

Muhammet Emin ŞAHİN

**Bozok University
The Institute of Science and Technology
Department of Electrical-Electronics Engineering
Master of Science Thesis**

2015; Pages: 80

Supervisor: Prof. Dr. Feyzullah TEMURTAS

ABSTRACT

In this study, it is aimed to perform an analog portable EEG (electroencephalogram) signal acquisition system design. A portable biomedical signal recorder is significant for the detection of symptoms which are encephalitis, brain neoplasms, epilepsy etc. By using an EEG recorder, investigators and clinicians have more opportunity to analyze symptoms from the long-duration recorded signals. This thesis is further divided into three parts which are the acquisition, gain and filtering. For an EEG amplifier, it consists of an instrumentation amplifier (IA) followed by a low pass filter, high pass filter, and a notch filter. Firstly, EEG signals are acquired from the patient by means of probes and these signals are transmitted to amplifier. EEG signals are amplified by use of AD620 which is an instrumentation amplifier (IA). After, amplified EEG signals pass into low pass filter and the signal will be filtered to eliminate signal noise. Then the signals entered high pass filter and notch filter which have been used in the past for applications like elimination of 50 Hz hum components, respectively. Finally, analog EEG signals are digitized by an AD7715 analog-digital converter. The digitized signals are transmitted to a PC by a wired serial port by using Arduino kit and the signals are viewed with an interface programming. The system made reliable results in a short time for real-time applications because these signals are controlled from users and this method will be very useful for control systems.

Key words: EEG recorder, HPF, LPF, Notch filter, Arduino

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarımda emeğini, bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen Prof.Dr.Feyzullah TEMURTAS'a ve maddi, manevi destekleriyle bana yardımcı olan aileme teşekkür ederim.

TABLULAR LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 5.1: Alçak geçiren Butterworth filtre özellikleri.....	44
Tablo 5.2: Yüksek geçiren Butterworth filtre özellikleri	49

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1: EEG sinyali elde edininim genel şeması [5].....	5
Şekil 2.2: a) EEG (b) ECG ve (c) EMG Sinyalleri.....	7
Şekil 3.3: EEG Sinyallerinin Klinik Uygulamaları [9].....	10
Şekil 3.4: Serebral Korteks ve Bölümleri [9]	12
Şekil 3.5: Nöron [18].....	13
Şekil 3.6: Kimyasal Hareket [21]	13
Şekil 3.7: Aksiyon Potansiyel [21]	14
Şekil 3.8: Farklı Frekanslarda EEG Sinyalleri [18].....	16
Şekil 3.9: 64 Kanalı Bir EEG Kepi [22].....	16
Şekil 3.10: a) 10-20 Sistemi açısıl yandan görünümü b) 10-20 Sistemi açısıl üstten görünümü [20].....	18
Şekil 3.11: 10-20 Sisteminin Acısıl Görünümü [18]	18
Şekil 3.12: Elektrot ve Electrolyte arası yük aktarımı [9]	19
Şekil 3.13: Yükselteç devresine uygulanan giriş ve çıkış sinyali [24]	20
Şekil 3.14: Kuvvetlendirici devresinin iç yapısı [5]	21
Şekil 3.15: a) Tersleyen opamp devreleri b) terslemeyen opamp devreleri [5].....	22
Şekil 3.16: Sinyal işleme içerisindeki mikrobilgisayarlar [9]	23
Şekil 3.17: Arm tabanlı mikroişlemci ailesine ait STM32	25
Şekil 4.18: Pspice voltaj/akım/güç işaret sekmeleri	27
Şekil 4.19: Pspice da yeni bir simülasyon açılması.....	27
Şekil 4.20: Pspice yeni proje oluşturma ekranı	28
Şekil 4.21: Pspice da devre tasarımı	28
Şekil 4.22: Pspice da AC sweep analizi.....	29
Şekil 4.23: AC sweep analizi için ayarlar sekmesi.....	30
Şekil 4.24: Pspice da yapılmış bir AC sweep analizi	31

Şekil 4.25: Processing programının ana ekran görüntüsü	31
Şekil 4.26: Processing programından elde edilen sinyal görüntüsü	32
Şekil 5.27: Tasarlanan sistemin akış diyagramı	33
Şekil 5.28: EEG sinyali almak için kullanılan elektrotlar	34
Şekil 5.29: Problar aracılığıyla elde edilen EEG sinyalinin yükseltilmesi.....	35
Şekil 5.30: AD620 entegresinin bacak bağlantıları	37
Şekil 5.31: AD8253 entegresine ait bacak bağlantıları	37
Şekil 5.32: Ens. kuvvetlendiricisinin pspice da çizilmiş devre şeması.....	37
Şekil 5.33: Kuvvetlendirici devresinin frekans cevabı	38
Şekil 5.34: Tasarlanan kuvvetlendirici devresinin baskı devresi.....	38
Şekil 5.35: Kuvvetlendirici devresi	39
Şekil 5.36: Tasarlanan filterelerin akış şeması	41
Şekil 5.37: Alçak geçiren filtrenin kazanç/frekans grafiği	42
Şekil 5.38: Genel Sallen-Key alçak geçiren filtre devresi.....	42
Şekil 5.39: Birim kazançlı Sallen-Key alçak geçiren filtre devresi.....	42
Şekil 5.40: 6.dereceden filtrenin kısımları.....	43
Şekil 5.41: Tasarlanan 6.dereceden Butterworth AGF devre şeması	44
Şekil 5.42: 6.dereceden Butterworth AGF frekans cevabı	44
Şekil 5.43: 6.dereceden Butterworth AGF	45
Şekil 5.44: Tasarlanan 6.dereceden Butterworth AGF baskı devresi.....	45
Şekil 5.45: Yüksek geçiren filtrenin kazanç/frekans grafiği	46
Şekil 5.46: Genel Sallen-Key yüksek geçiren filtre	46
Şekil 5.47: Birim kazançlı Sallen-Key yüksek geçiren filtre	46
Şekil 5.48: Butterworth 2.dereceden ygf devre şeması	48
Şekil 5.49: a) Butterworth 2.dereceden ygf frekans cevabı 0.5-100Hz b) Butterworth 2.dereceden ygf frekans cevabı 0.5-10Hz	49

Şekil 5.50: Butterworth YGF.....	50
Şekil 5.51: Tasarlanan Butterworth 2.dereceden YGF baskı devresi.....	50
Şekil 5.52: Genel Çentik (Notch) Filtre devresi(pasif).....	51
Şekil 5.53: Çentik (Notch) Filtre kazanç/frekans grafiği	51
Şekil 5.54: Genel Çentik (Notch) Filtre devresi(aktif)	52
Şekil 5.55: Tasarlanan Çentik (Notch) Filtre devresi	53
Şekil 5.56: Çentik (Notch) Filtre devresi frekans cevabı	53
Şekil 5.57: Breadboard üzerinde tasarlanmış Çentik filtre.....	54
Şekil 5.58: Çentik (Notch) filtre baskı devresi	54
Şekil 5.59: AD7715 entegresi bacak bağlantıları	55
Şekil 5.60: Arduino da yazılan kod	55
Şekil 5.61: Devrede kullanılan 9V batarya.....	56
Şekil 5.62: a) 7805 voltaj regülatörü bacak bağlantıları b) 7905 voltaj regülatörü bacak bağlantıları.....	57
Şekil 5.63: Sistem için tasarlanmış 9V dan 5V dönüşüm devresi	58
Şekil 5.64: Güç kaynağı sistemi	58
Şekil 5.65: Devrede kullanılan Arduino mikroişlemcisi	60
Şekil 5.66: Devrede kullanılan Arduino mikroişlemcisi arka yüzü.....	60
Şekil 6.67: Kuvvetlendirici devresinin giriş ve çıkış sinyalleri osiloskop görüntüsü	62
Şekil 6.68: Butterworth AGF osiloskop görüntüsü 100Hz.....	62
Şekil 6.69: Butterworth AGF osiloskop görüntüsü 140Hz.....	63
Şekil 6.70: Çentik filtre osiloskop görüntüsü 80Hz	63
Şekil 6.71: Çentik filtre osiloskop görüntüsü 50Hz	63
Şekil 6.72: Tasarlanan EEG kart sistemi	64
Şekil 6.73: EEG sinyalinin elde edilme düzeneği	65
Şekil 6.74: Olimex adlı cihazdan elde ettiğimiz EEG sinyali	65

Şekil 6.75: Olimex adlı cihazdan elde ettiğimiz EEG sinyali	66
Şekil 6.76: EEG sinyali almak için kullanılan OLİMEX EEG cihazı.....	66
Şekil 6.77: a) Sistemimizden elde ettiğimiz göz kırılması durumunda EEG sinyali b) Sistemimizden elde ettiğimiz normal bir durumdaki EEG sinyali	67
Şekil 6.78: EEG sinyalinin zaman bölgesinde matlab analizi	68
Şekil 6.79: EEG sinyalinin frekans bölgesinde matlab analizi.....	68

KISALTMALAR LİSTESİ

EEG	: Elektroansefalogramı
ECG	: Elektrokardiogramı
EMG	: Elektromiyogramı
MEG	: Manyetoensafalogramı
EOG	: Elektrookulogramı
ENG	: Elektronorogramı
ERG	: Elektoretinogramı
EcoG	: Elektrokortikogram
YGF	: Yüksek Geçiren Filtre
AGF	: Alçak Geçiren Filtre
PIC	: Orantısal İntegratör Türevsel Kontrolcü (Proportional Integrator Derivative)
DRL	: Sağ Bacak Sürücüsü (Drive Right Leg)
BCI	: Beyin Bilgisayar Arayüzü (Brain Computer Interface)
SCL	: Seri Zamanlama (Serial Clock)
PWM	: Darbe Genişlik Modülasyonu (Pulse Width Modulation)
DOF	: Serbestlik Derecesi (Degree Of Freedom)

1. GİRİŞ

İnsan beyni korteksinde senkronizasyon içinde uyarılar yaparak belirli ritmik davranışlar oluşturan çok sayıda nöron vardır. Beyin korteksinde oluşan potansiyel değişimler kafa tasına yerleştirilen bir çift elektrot ile kaydedilir. Bu potansiyel değişimler, elektriksel ritimlerden ve anlık deşarjlardan oluşur, bu değişimlere elektroansefalogram (EEG) denir. EEG sinyalleri ölçüm konumlarına, frekans aralıklarına, genliklerine, sinyal dalga şekillerine, periyotlarına ve sinyale neden olan hareketlerine göre sınıflandırılabilir. Beynin farklı bölgelerine yerleştirilen elektrotların her bir bölgenin kendine özgü önemi olduğundan EEG kaydı sırasında oldukça önemlidir. EEG'ler çeşitli uyarısızlık derecelerine göre etkilenirler. Farklı şekilde uyuma periyotları farklı EEG karakteristiklerine sebep olurlar. Klinikte, EEG epilepsi ve bazı diğer hastalıkların teşhis aleti veya ölüm durumunda tanımlamada kullanılır. EEG sinyallerinin ölçümünde genelde genlikle ilgili problemlerle karşılaşılır. EEG sinyali dura, serebrospinal sıvı ve kafatasından da kafa derisine geçtiğinden dolayı, tepeden tepeye genliği sadece 1-1000uV seviyesinde frekansı ise 0.5-100Hz seviyesinde olmaktadır. Ayrıca vücuttaki dokularda oluşan elektriksel değişimlerde bu sinyalin bozulmasına neden olmakta. Bu yüzden sinyalin işlenmesi için elde edilecek sinyallerin bozulmaya uğramadan alınması gereklidir. Başlangıçta EEG kayıt cihazının gelişiyle, beyne yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla elde edilen sinyal işlenmeden önce kuvvetlendirilir, sinyalde bozulma meydana getiren gürültülerden arındırılır ve daha sonra elde edilen analog sinyal dijitale çevrilerek RS232 yardımıyla bilgisayar ortamına aktarılır [1-5].

EEG'nin tarihçesine bakıldığı zaman beyin tarafından üretilen sinyaller üzerinde yapılan ilk önemli çalışma, 1875 yılında İngiliz bir bilim adamı olan Richard Caton'ın bir deney hayvanı üzerinde spontane beyinsel elektrik aktiviteyi ortaya çıkardığı deneyin bulgularını açıkladığı çalışma olarak kabul edilmektedir [6]. Bundan sonraki ilk önemli gelişme, 1924 yılında, Alman psikolog Hans Berger'in ilk insan EEG'sini gözlemleyerek bu sinyalleri kaydetmesidir. Bu sinyaller deneklerin kafataslarına günümüzde kullanılan elektrotlar yerine metal bantlar yerleştirilmesi ve bir galvanometre aracılığıyla dalgalanmaların kağıt üzerine aktarılmasıyla elde edilen, zig zag görünümlü sinyallerdir. 1934 yılında İngiliz araştırmacıları Adrian ve

Matthews'un Berger'in sonuçlarını onaylayan bulgular elde etmesiyle "insan beyin dalgaları" bir araştırma konusu olarak kabul görmeye başlamıştır. Adrian ve Matthews'un Berger'in çalışmalarına yaptıkları katkı, ölçülen sinyalleri güçlendirerek 10 -12 Hz arasında dalgaları kaydetmeyi başarmalarıdır. Adrian ve Matthews'un Alfa ritmi diye adlandırdıkları bu dalgaların, deneklerin görme alanındaki bir objeye ilgilerini göstermeleri durumunda kaybolduklarını gözlemlemişlerdir. 1939 yılında P. A. Davis, uyanık bir insanın EEG'sinde, sese karşı uyarılan yanıtların (EP) olduğunu ortaya çıkarmıştır. H. A. Davis ve arkadaşları aynı yıl, aynı olayın uyuyan insanda da meydana geldiğini göstermişlerdir. İkinci dünya savaşından sonra, elektronik ve bilgisayarlar alanlarında meydana gelen büyük gelişmelerin olumlu sonuçları, bu alanda da kendisini göstermiş ve EEG'nin klinik uygulamaları geliştirilerek, tanımı üzerinde yapılan araştırmalar olumlu sonuçlar vermiştir [7,8].

Literatürü incelediğimizde 20. yüzyıldan günümüze kadar gelen EEG araştırmaları ve teknolojisi hızlanan bir şekilde her gün artarak ilerlemektedir. EEG sinyalleri artık yalıtılmış odalarda, daha iyi kalibre edilmiş sistemlerle, çok daha az gurultu barındıran sinyaller olarak ölçülmekte; açık beyin ameliyatlarından mikro boyuttaki nöron araştırmalarına, Beyin-Bilgisayar Ara yüzlerine (Brain-Computer Interface) kadar geniş bir alanda kullanılmaktadır. Disiplinler arası çalışmalarla farklı tekniklerin geliştirilmesi, teknolojik gelişmelerin hızlı bir şekilde yayılması gibi etkiler sadece EEG sinyallerine değil tüm beyin araştırmalarına yansımaktadır. Uygulanan teknikler açısından farklı yöntemlerin farklı varsayım ve yaklaşımları olması, ortak bir görüş birliğinin sağlanamamasına sebep olmuştur. Bu nedenle insan beyninin tam olarak anlaşılmasının gelecek yüzyıllarda gerçekleşeceği tahmin edilmektedir [7,9].

2003 yılında L. Badillo ve çalışma grubu arkadaşları tarafından biyomedikal uygulamalar için taşınabilir düşük gürültülü çok kanallı EEG sistemi tasarımı yapmışlardır. Tasarladıkları sistemde kuvvetlendirici katı için AD620 enstrümantasyon kuvvetlendiricisi kullanmış ve OP77 opampları ile de bu kuvvetlendiricinin kuplajı yapılmıştır. Elde edilen sinyaller mikroişlemci yardımıyla bilgisayar ortamına aktarılmış ve PCMCIA hafıza kartına kaydedilme işlemi

gerçekleştirilmiştir. Deney sonuçlarına başarılı bir şekilde ulaşmışlar ve bu sinyalleri incelemişlerdir. Tasarladıkları sistemin önemli bir avantajı taşınabilir olan bu sistemin bataryasının 24 saate kadar dayanabilmesidir [10].

2008 yılında Fu-Shan Jaw ve arkadaşları tarafından fizyolojik sinyalleri ECG ve EEG gibi uzun süreli kaydedebilmek için bir modül tasarlanmıştır. Bu modülün kendine ait bir ana kartı, modülü ve izole edilmiş RS-232 ara yüzünden oluşmaktadır. Ana kartın içerisinde bir mikroişlemci içermekte ve bunun içerisinde analog-dijital çevirici, korumalı dijital hafıza kartı ve sağ bacak sürücü (DRL) devresi mevcuttur. Devrenin güç tüketimi 2mA (6mW) den düşük seviyelerdedir ve 10 bit çözünürlükte 3.9 güne kadar kayıt yapabilmektedir. Tasarlanan sistemin avantajı düşük güç tüketimi sayesinde uzun süreli kayıt yapabilmektedir [11].

2009 yılında N.A. Nooraman ve N.H. Aziz tarafından taşınabilir EEG sinyal elde edim sistemi tasarlanmıştır. Tasarımdan bant genişliği 0.05- 60 Hz arasında olan tek kanallı bir EEG sistemi yapılmıştır. Sistem kuvvetlendirici katı,yüksek geçiren filtre (ygf), alçak geçiren filtre (agf) ve sağ bacak sürücüsünden (DRL) olmak üzere dört aşamadan oluşmaktadır. Beyin üzerine yerleştirilen 2 elektrot aracılığıyla Alfa ve Beta dalgası olacak şekilde yerleştirilmiş ve yukarıda sıralanan katmanlardan geçen sinyaller osiloskop yardımıyla görüntülenmiştir. Tasarımdan kuvvetlendirici katında INA114 enstrümantasyon kuvvetlendiricisi kullanılmış ve katmanı pasif filtreler takip etmiştir. Sistemde sinyaller elde edilmiş karşılaşılan DC offset sorunları 2.derecen yüksek geçiren filtre sayesinde yok edilmiştir [12].

2010 yılında Dang- Gyu Kim ve arkadaşları tarafından taşınabilir çok kanallı EEG sinyal elde edim kartı tasarlanmıştır. Burada yapılan çalışmada diğer çalışmalardan farklı olarak bluetooth modül aracılığıyla elde edilen verilerin akıllı telefona iletimi gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın ilk aşamasında sinyal kuvvetlendirme işlemi ve filtreleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Sinyal kuvvetlendirme ve sinyal filtreleme aşamasında LM348 opampları kullanılarak gerçekleştirilmiş. 16bit ADC ile sinyalin analog işaretten sayısal işarete dönüştürmek için örnekleme işlemi yapılmıştır. Sinyal kuvvetlendirmesi 1.100 civarında ve filtrelemede kullanılan yüksek geçiren filtre 0.58 Hz ve alçak geçiren filtrede 58 Hz frekans civarında seçilmiş. Sinyaller başarılı bir şekilde elde edilip incelenmiştir [13].

Teknolojide zamanla gerçekleşen gelişmeler sayesinde artık daha önceden kullanılan düşük çözünürlükteki mikro işlemciler ve ara yüzlerin yerine çok daha hızlı ve kablosuz haberleşme sistemleri kullanılmaya başlanmıştır. 2013 yılında Rafael Puyol ve arkadaşları tarafından taşınabilir EEG kart tasarımı yapılmıştır. 128 tane EEG elektrotundan eş zamanlı kayıt alarak bu sinyalleri bir hafıza kartına depolamıştır. Bilgisayar ve mikro işlemci arasındaki sinyal iletimi bluetooth modül aracılığıyla sağlanmış. Devre tasarımında kuvvetlendirme işlemi için INA333 enstrümantasyon kuvvetlendiricisi kullanılarak kuvvetlendirme işlemi yapılmış. OPA171 opampları ile istenilen bant aralığında filtreleme işlemi gerçekleştirilmiş. Bu işlemlerden sonra PIC serisine ait bir mikro işlemci vasıtasıyla analog sinyalden dijital sinyale çevirme işlemi gerçekleştirilmiş ve bluetooth modül aracılığıyla bilgisayar ortamına aktarılmıştır [14].

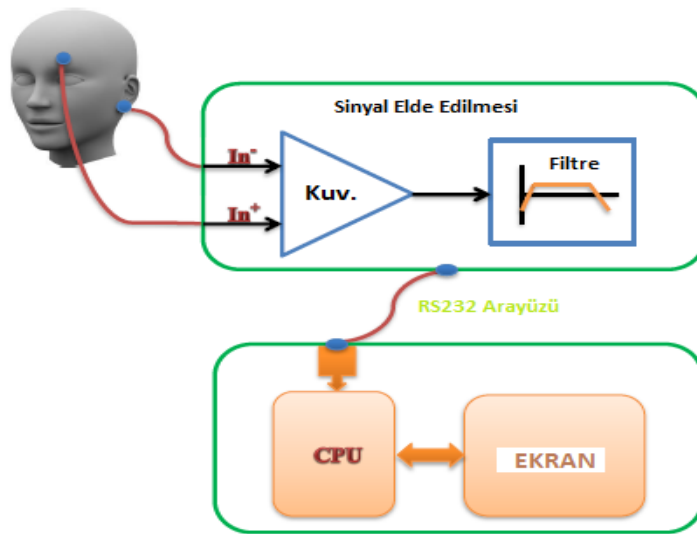
Literatürü genel olarak incelediğimizde artık EEG sinyal elde edim sistemleri yerine bu sinyalleri sağlayan cihazlar vasıtasıyla EEG sinyallerinin sınıflandırılması işlemlerine yönelim gerçekleşmektedir. Hatta bu beyin sinyalleri yardımıyla kontrol sistemleri uygulamaları gerçekleştirilmektedir. Buna örnek olarak Murugappan (2011), insan duygularının sınıflandırılması üzerine ve 21-39 yaş arası değişen 3 bayan 17 erkek 20 katılımcıdan, 10-20 sistemine göre 62 elektrot üzerinden verileri kaydetmiştir. Ölçüm için Nervus EEG sisteminden faydalanmış ve sinyalleri 256Hz de örnekleyerek, 0.005-70Hz aralığında bant geçiren filtre uygulamıştır. Sinyaldeki artifakt ve gürültüleri yok etmek için 6. Dereceden Butterworth filtresi uygulamıştır. Uyarı olarak 25 üniversite öğrencisinin katılımıyla yapılan değerlendirme sonucunda 115 duygusal klip arasından 5 duyguyu (tiksinme, mutluluk, korku, şaşırma ve nötr) uyarmak için en çok beğenilen 5 video klip kullanılmıştır. Kanal karakteristiklerinin belirlenmesi için Surface Laplacian (SF) yönteminden faydalanmıştır [15].

Jiang ve arkadaş grubu (2012), çalışmalarında kullanıcı bağımsız fizyolojik sinyal tabanlı duygu tanıma sistemi geliştirmeyi amaçlamışlardır. Üç farklı fiziksel sinyal EEG işaretleri, göz hareketleri ve yüz ifadelerini birlikte incelemişlerdir. Deneysel materyal olarak 75 katılımcı tarafından en çok beğenilen 23 mutluluk, 29 hüznün ve 18 şaşkınlık belirten resimler seçilmiştir. EEG işaretleri, göz hareketleri ve yüz

ifadeleri elde etmek amacıyla kamera takip sistemi ve BeGaze yazılım altyapısını kullanmışlardır [16].

Artan sağlık bakım ücretleri ve daha iyi bir sağlık bakım ihtiyacından dolayı sinyalleri elde edebilecek sistemlerin ve hastanın kendisinde dahil istediği zaman durumunu gözlemleyebileceği otomatikleştirilmiş sistemler için bu taşınabilir cihazlar üzerindeki çalışmalar yoğun bir şekilde ilerlemektedir. Bu sistem daha da geliştirilirse hasta günlük aktivitelerini yerine getirirken hastalığını tetikleyecek bir durumla karşılaştığında sistemin uyarı vereceği bir tasarıma dönüştürülebilir. Bu sebeplerde taşınabilir prototip bir EEG sistem tasarımı yapma ihtiyacı duyulmaktadır.

Bu tezde sinyalin işlenmesi için analog devre yapısını içeren ve bunu dijitale dönüştürerek bilgisayar ortamına aktarma işlemini gerçekleştirecek prototip sistem tasarlandı ve üretimi yapıldı. Elektrotlar aracılığıyla elde edilen ham EEG sinyali hazırlanan analog sistem sayesinde yükseltildi ve üzerinde sinyalin bozulmasına sebep olacak gürültülerden arındırıldı. Tasarlanan dijital sistemle bu sinyalin analog sinyalden dijital sinyale çevrimi yapıldı ve örnekleme işlemi de yapılarak mikroişlemci vasıtasıyla bilgisayara iletimi gerçekleştirildi. Sistem için bilgisayarda tasarlanan ara yüz programıyla da sinyal görüntüleme işleme gerçekleştirildi.



Şekil 1.1: EEG sinyali elde edim genel şeması [5]

2. BİYOMEDİKAL SİNYALLER

Sinyalleri birçok farklı özelliklerine göre sınıflandırmak mümkündür. Çalışmanın konusu, kaynağı biyolojik bir organ olan beyin tarafından üretilen sinyaller üzerine olduğu için, bu bölüm kapsamında biyomedikal sinyaller hakkında bilgi verilmesi gerekli görülmüştür.

2.1. Biyomedikal Sinyal Tanımı

Biyomedikal sinyaller, incelenen bir biyolojik sistemin veya organların fizyolojik aktivitelerini gözlemleyerek bilgi elde edebilmek için kullanılan sinyallerdir. Bu bilgi edinimi; bir doktorun hastasının kan basıncını, hastanın kalp atışlarını parmaklarıyla hissederek tahmin etmesi kadar basit olabileceği gibi, iç organların doku analizlerinin bilgisayarlı tomografi kullanılarak gerçekleştirilmesi kadar karmaşık da olabilmektedir [7].

2.2. Biyomedikal Sinyallerin Sınıflandırılması

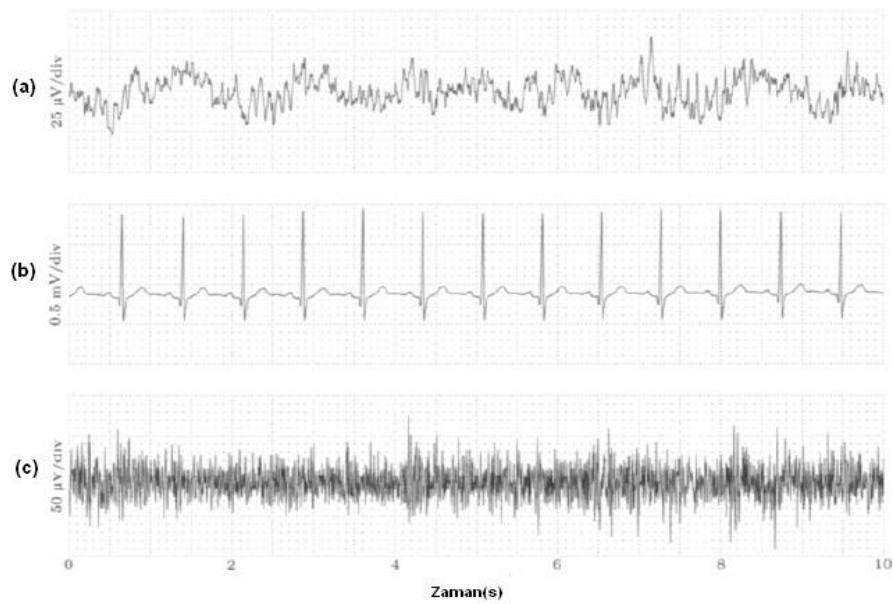
Biyomedikal sinyalleri; fiziksel kaynakları, uygulama alanları ve gösterdikleri karakteristikler açısından sınıflara ayırmak mümkündür. Sinyalleri karakteristiklerine göre sınıflandırmak analitik açıdan daha önemlidir. Çünkü sinyal işlemede kullanılan teknikler, diğer iki tur sınıflandırma; yani sinyal kaynağı ya da uygulama alanına (kardiyoloji, nöroloji gibi) göre değişim göstermemektedir. Bu kapsamda uygulama alanına göre sınıflandırmadan ziyade, fiziksel kaynaklarına göre sınıflandırılma hakkında genel bilgi verilecektir [7,9].

Karakteristiklerine göre sınıflandırmada ise sadece EEG sinyallerinin özellikleri üzerinde durulacaktır. Fiziksel kaynaklarına göre biyomedikal sinyaller aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır [7]:

Biyoelektrik Sinyaller: Biyoelektrik sinyaller, en önemli biyomedikal sinyaller olarak kabul edilmektedir. Bu sinyaller sinir ve kas hücreleri tarafından oluşturulur ve özgün özellik gösterirler. Yani her biyolojik sistemin biyoelektrik sinyali farklıdır. Biyoelektrik sinyallerin kaynağı uygun şartlar sağlandığında, aksiyon potansiyel (action potential) oluşturan hücre zarı potansiyelidir. Aksiyon potansiyel, hücre zarında oluşan iyon yoğunluğunun farklılaşmasıyla, hücre zarının açılıp

kapanmasıyla oluşmaktadır. Araştırmaların konusuna göre tek bir hücrenin oluşturduğu ya da hücreler topluluğu tarafından oluşturulan biyoelektrik sinyallerini ölçmek gerekebilmektedir. Tek hücre ölçümlerinde mikro elektrotlar alıcı olarak kullanılır ve bu durumda ölçülen biyoelektrik sinyal; hücrede oluşan aksiyon potansiyeldir. Daha karmaşık sistemlerde ölçüm için daha farklı elektrotların kullanılması gerekmektedir. Bu durumda algılayıcıların ölçtüğü, birçok hücre tarafından oluşturulan biyoelektrik sinyalleridir. Hücresel araştırmalar dışında biyoelektrik sinyaller, oluştuıkları noktadan değil, çeşitli organlardan geçerek yüzeye eriştiklerinde ölçülmektedirler.

Biyoelektrik sinyallere örnek olarak; kafatası üzerinden ölçülen elektrik sinyalleri elektroensefalogramı (EEG) ve manyetik sinyaller manyetoensafalogramı (MEG), ameliyatlarda beynin üzerinden ölçülen elektrokortikogramı (EcoG), olaya ilişkin potansiyelleri (event related potentials), kalp ritimleri olan elektrokardiogramı (ECG), kaslarda oluşan elektromiyogramı (EMG), sinir liflerindeki aksiyon potansiyeller olan elektronogramı (ENG), görme alanının belirlenmesinde kullanılan, retinadan elde edilen elektoretinogramı (ERG) ve göz hareketleri elektrookulogramı (EOG) sıralanabilir [15]. Şekil 2.2'de biyoelektrik sinyallere örnek olarak sırasıyla (a) alfa frekansında EEG, (b) kalp ritmi olan ECG ve (c) çene kasından ölçülen EMG sinyalleri gösterilmektedir.



Şekil 2.2: a) EEG (b) ECG ve (c) EMG Sinyalleri

Biyomedikal Sinyaller: Organik bir dokunun empedansı, o dokunun bazı bileşenleri; içinden geçen kanın hacmi ve dağılımı, hormonal ve otomatik sinir sistemi aktivasyonu gibi birçok biyolojik bilgi içermektedir. Biyoempedans sinyaller dokulara test amaçlı 50kHz-1Mhz frekans ve 20 μ A - 20mA voltaj aralığında sinüs akımları gönderilerek elde edilirler.

Biyomekanik Sinyaller: Kanın kalp kapakçıkları ve damarlar içinde akışı sırasında oluşturduğu gürültü ya da havanın akciğerlerde üst ve alt havayolları arasından geçerken çıkardığı sesler (öksürük, horlama, göğüs ve akciğer sesleri gibi) biyomekanik sinyaller olarak adlandırılırlar.

Biyomanyetik Sinyaller: Beyin, kalp, akciğer gibi organlar çok zayıf manyetik alanlar oluşturur. Bu organların oluşturdukları sinyallerin ölçülmeleri, diğer biyomedikal sinyallerden elde edilemeyen bilgilere ulaşılmasını yardımcı olur.

Biyokimyasal Sinyaller: Biyokimyasal sinyaller, genellikle çok düşük frekanslı, canlı bir doku ya da laboratuarda analiz edilen örnekler üzerinde kimyasal ölçümler sonucu elde edilen sinyallerdir.

Biyooptik Sinyaller : Biyooptik sinyaller, biyolojik bir sistemde optiksel faaliyetler sonucu oluşan sinyallerdir. Bir organa farklı dalga boylarında ışık gönderilerek, organın geçirdiği ve yansıttığı ışığın ölçümüyle o organdaki oksijen değerleri hakkında tahmin yapılabilir. Fetüs hakkında önemli bilgiler, amniyotik sıvının ısınım yapısı ölçülerek edinilebilir. Dolaşım sistemine boyalı bir madde verilerek, kalbin durumu hakkında tahmin yürütülebilir. Özellikle fiber optik teknolojisinin gelişmesi, biyooptik sinyallerin uygulama alanlarına büyük ölçüde katkıda bulunmuştur. Biyomedikal sinyallerin karakteristiklerine göre sınıflandırılmaları, sinyal işleme açısından en uygun sınıflandırma biçimidir. Sinyal işlemede kullanılan teknikler, sinyallerin fiziksel kaynaklarından ya da uygulama alanlarından çok karakteristiklerine göre değişmektedir.

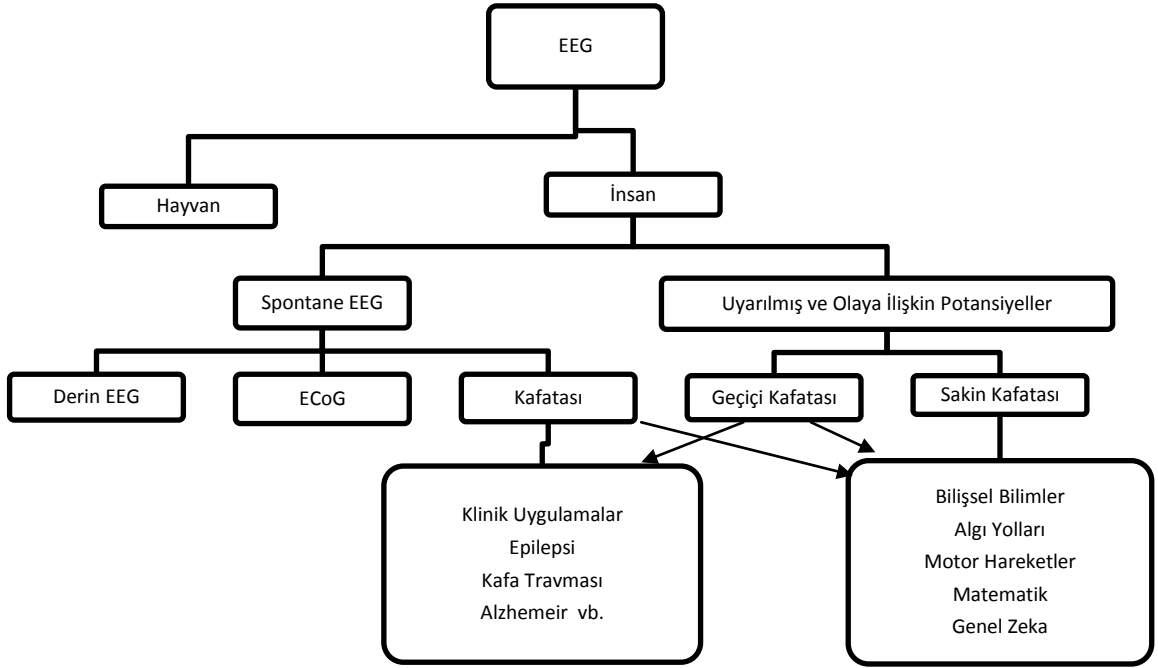
3. EEG SİNYALLERİ

3.1. EEG Tanımı

Beyin, merkezi kontrol organı olarak, tüm diğer organların işlevlerini denetler ve yönetir. Bu sırada beyin faaliyetlerine elektriksel olayların eşlik ettiği uzun zamandan beri bilinmektedir. EEG, beyin aktiviteleri sırasında oluşan elektrik potansiyellerinin titreşimlerinin kafatası üzerine yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla gözlemlenmesidir [17]. Beynin nörolojik fonksiyonları ve nöropsikolojik özelliklerinin anlaşılması ve araştırılması, ayrıca teşhis ve tedaviye yönelik birçok klinik amaç için günümüzde EEG sinyallerine sıklıkla başvurulmaktadır. EEG sinyallerinin tıp, klinik psikoloji, bilişsel bilimler, biyomedikal mühendisliği gibi uygulama alanlarında ve daha geniş bir yelpazeye yayılan akademik araştırmalarda kullanım amaçları aşağıdaki gibi özetlenebilir [18]:

- Uyanıklılık, koma ve beyin ölümünün belirlenmesi,
- Beyin kanaması, travma ya da tümörler nedeniyle oluşabilecek hasarlar
- Bölgelerin belirlenmesi,
- Uyarılmış potansiyeller (evoked potentials) ile sinir yollarının test edilmesi,
- Biyogeribildirim (biofeedback),
- Ameliyatlarda anestezi aşamasının kontrolü,
- Alfa ritmi takibi,
- Epilepsinin teşhisi ve nöbetlerin başlangıç bölgesinin belirlenmesi,
- Epilepsi ilaçlarının yan etkilerinin belirlenmesi,
- Beynin gelişiminin izlenmesi,
- Uyku bozuklukları ve uyku psikolojisinin araştırılması,
- Mental hastalıkların belirlenmesi,
- Beyin görüntüleme teknikleri yanında bilgi sağlaması.

Şekil 3.3, EEG sinyallerinin klinik uygulamalarını göstermektedir. İnsan EEG'si üzerine yapılan çalışmalar, spontane olarak sinyallerin kaydedilmesi ya da beynin bir uyarıya verdiği tepkinin ölçülmesi açısından ikiye ayrılmaktadır.



Şekil 3.3: EEG Sinyallerinin Klinik Uygulamaları [9]

Spontane EEG; belirli bir duyuşsal uyarıcı (sensory stimuli) olmadığı durumlarda gerçekleşen sinyallerdir. Spontane EEG; kafatası üzerinden ya da açık beyin üzerinden ölçülmektedir. Açık insan beyni üzerinden alınan sinyaller etik açıdan sadece epilepsi ameliyatlarında elde edilmektedir. Bu sinyaller, elektronların beyin içine (Derin EEG) ya da beyin yüzeyine (ECoG) yerleştirilerek ölçülmektedir. Spontane EEG, klinik açıdan mental hastalıkların, koma durumunun, uyku bozukluklarının, travma ve tümörlerin belirlenmesinde kullanılmaktadır. EEG'nin diğer klinik uygulamaları, bilişsel bilimlerle ilgilidir. Hafıza, algılama, duyma, görme, motor hareketler gibi işlevlerin ölçülmesi, beyne belirli uyarıcı sinyallerin gönderilmesi ve verdiği tepkilerin kaydedilmesiyle elde edilmektedir. Uyarılmış potansiyeller, sürekli yanıp sönen ışık, parmak ucuna uygulanan basınç, düşük elektrik şokları, farklı ses tonları gibi belirli duyuşsal uyarıcılara verilen tepkilerle ilgilenen EEG uygulamalarında kullanılan sinyallerdir. Bu tip araştırmalarda beynin tek bir uyarıcıya verdiği tepki dalgaları, deney tekrarlanarak birçok kez elde edilir ve dalgaların ortalaması alınarak ölçülen sinyallerden spontane EEG yapısının çıkartılması amaçlanır. Ortalama bir uyarılmış potansiyel elde etmek için, uyarıcılar araştırmaya bağlı olarak onlarca ya da binlerce kez tekrarlanabilmektedir. Olaya

ilişkin potansiyeller (event related potentials) de uyarılmış potansiyeller gibi elde edilmektedir; fakat onlardan farklı olarak hafıza, dikkat, mental durumda değişiklik gibi daha yüksek bilişsel beyin faaliyetleri nedeniyle ve daha uzun bir tepki süresi sonrası gerçekleşmektedirler. Geçici (transient) sinyaller ise kısa tekrarlı uyarıcılar sonucunda elde edilen uyarılmış ve olaya ilişkin potansiyellerdir [9,17].

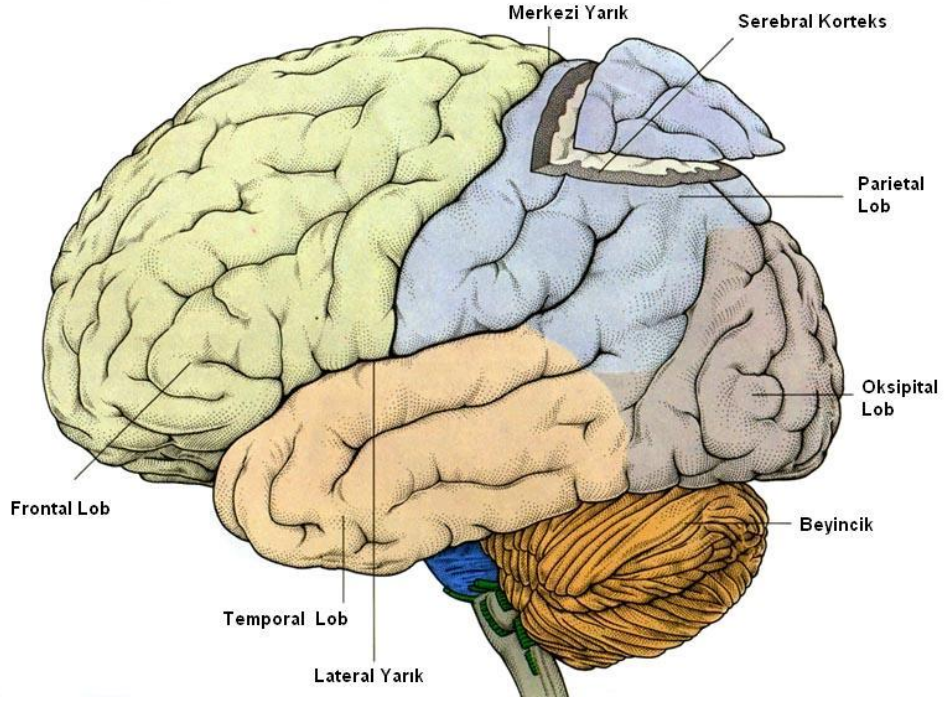
3.2. EEG Sinyallerinin Oluşumu

İnsan vücudunda şüphesiz en karmaşık organ beyndir. İnsan beyni 100 milyardan daha fazla beyin hücresine, yani nörona sahiptir. Nefes alma, hareket etme, duyu organlarıyla hissetme gibi motor aktiviteleri ve bilişsel faaliyetleri kontrol eden beyin, tüm fonksiyonlarını sinir ve kas sistemine bağlı bir şekilde gerçekleştirmektedir.

Serebral korteks ve bölümlerinin isimleri Sekil 3.3'de gösterilmektedir. Serebral korteksin frontal, parietal, oksipital ve temporal lob olmak üzere dört bölüme ve beyincikten oluştuğu görülebilir.

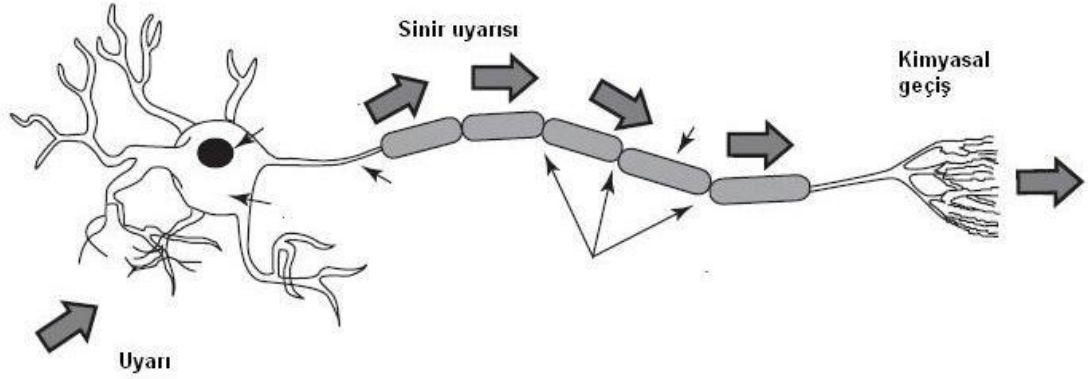
Frontal lob, beynin ön tarafında bulunur. Çıkarım yapmak, yüksek seviyeli bilişsel faaliyetler, motor hareketler ve dilin kullanımı ile ilişkili olan frontal lobla parietal lob arasında motor korteksi vardır. Bu bölüm diğer loblardan bilgi alarak bu bilgiyi vücut hareketine dönüştürür. Frontal lob 25 yaşında olgunluğa erişmektedir. Parietal lob, serebral korteksin orta kısmında bulunan, basınç, dokunma, acı gibi dokunma duyusuyla ilgili bilgileri işleyen kısımdır. Sakak lobu olarak da adlandırılan temporal lob, serebral korteksin alt yanlarında bulunur. Seslerin ve konuşma dilinin algılanmasıyla ilintilidir. Anıların oluşmasıyla ilgili olan hipokampus de bu lobda bulunmaktadır.

Beynin arka tarafında bulunan oksipital lob, görsel uyarıcı ve bilgilerin işlenmesiyle ilintilidir. Retinadan görme yoluyla alınan uyarıların bilgiye dönüştürülmesiyle ilintilidir.



Şekil 3.4: Serebral Korteks ve Bölümleri [9]

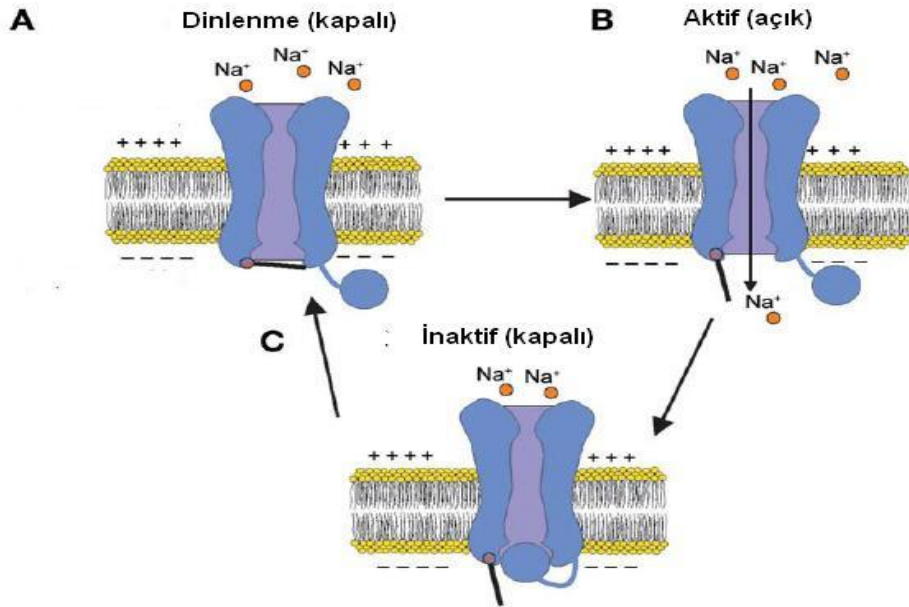
Nöronlar, sinyalleri uzun mesafelere hızlı biçimde aktarabilme özelliklerinden dolayı diğer vücut hücrelerinden farklılık gösterirler. Nöronlar sinyal taşıma işini, sinir ağları üzerinde kimyasal yolla hareket edebilen karakteristik elektrik pulsları olan aksiyon potansiyeller oluşturarak gerçekleştirirler. Nöronlara gelen sinyaller, aksiyon potansiyeller zincirlerinin ateşlenmesiyle işlenerek bilgiye dönüştürülür ve oluşan bilgi gene aksiyon potansiyeller zincirlerinin ateşlenmesiyle diğer nöronlara iletir [9,20]. İnsan beynindeki hücrelerin büyük bir bölümünün, diğerlerini etkileme özelliği bulunmaktadır. Bir nöronun en büyük parçası olan dendrit, başka hücrelerden gelen uyarıları alarak işler ve miyelin kaplı uzantısı boyunca geçirek aksona iletir. Aksonda gerçekleşen kimyasal aktiviteyle işlenen bilgi diğer hücrelere aktarılır. Şekil 3.4, bir nöronu göstermektedir.



Şekil 3.5: Nöron [18]

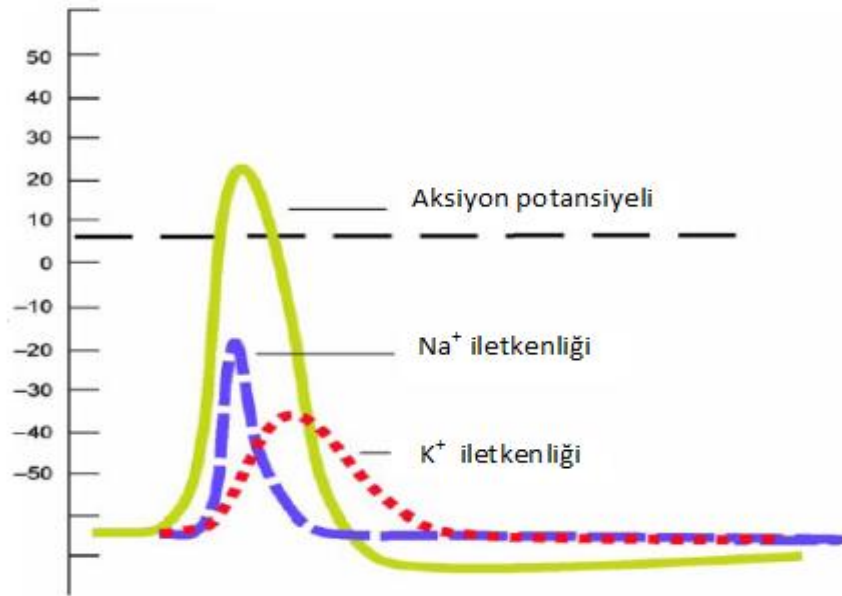
Aksiyon potansiyeller, hücre zarındaki iyonların kimyasal hareketiyle gerçekleşmektedir. Aksonda gerçekleşen kimyasal geçiş, şekil 3.5'bde gösterilmektedir. Şeklin ortaya koyduğu gibi kimyasal hareket için üç durum söz konusudur: Aktif durumda, hücre iyon (sodyum ve potasyum) geçişi mümkündür.

İyon dengesi sağlandığı zaman inaktif duruma geçilir ve zar kapanır. İyon dengesi tekrar bozuluncaya kadar dinlenme durumunda kalınır.



Şekil 3.6: Kimyasal Hareket [21]

Hücre zarının içerisinde dışa oranla daha negatif olduğu dinlenme durumundaki (Şekil 3.6(a)) bir hücre, herhangi bir uyarıcı ile uyarıldığında; zarın dinlenme potansiyeli milisaniyeler içerisinde değişerek pozitif bir değere ulaşır. Zar potansiyelinde, içerisinde dışa oranla daha pozitif değer kazandığı bu duruma depolarizasyon adı verilmektedir. Zar potansiyeli bu durumda fazla kalmadan, çok kısa bir süre içerisinde eski dinlenme potansiyeline geri döner. Zar potansiyelinin depolarizasyondan tekrar dinlenme potansiyeline geri dönüşü repolarizasyon olarak tanımlanmaktadır. Bir aksiyon potansiyeli, depolarizasyon ve repolarizasyondan oluşmaktadır [20]. Bir aksiyon potansiyel için zarındaki iyon geçirgenliğinin esik değerinin aşılması Şekil 3.7’de gösterilmektedir.



Şekil 3.7: Aksiyon Potansiyel [21]

Birçok beyin hastalığı, EEG sinyallerinin görsel olarak bir uzman tarafından incelenmesiyle tanımlanabilir. Sağlıklı bir yetişkinin beyin sinyallerinin genlik ve frekansları, beyin bir durumundan diğerine geçtiğinde değişim göstermektedir. Ayrıca sinyaller yaşa göre farklılaşmaktadır. Beyin sinyalleri frekans bantları açısından Delta (δ), Teta (θ), Alfa (α), Beta (β), ve Gamma (γ) olarak beş temel grupta incelenmektedir [18] :

Delta (δ) ritmi: Genlikleri $100 \mu V$ 'dan küçük, 3.5 Hz 'in altındaki beyin dalgalarıdır. Bazı durumlarda genlik 1 Hz 'in altına da düşer. Düşük delta ritmi, süt çocuklarında

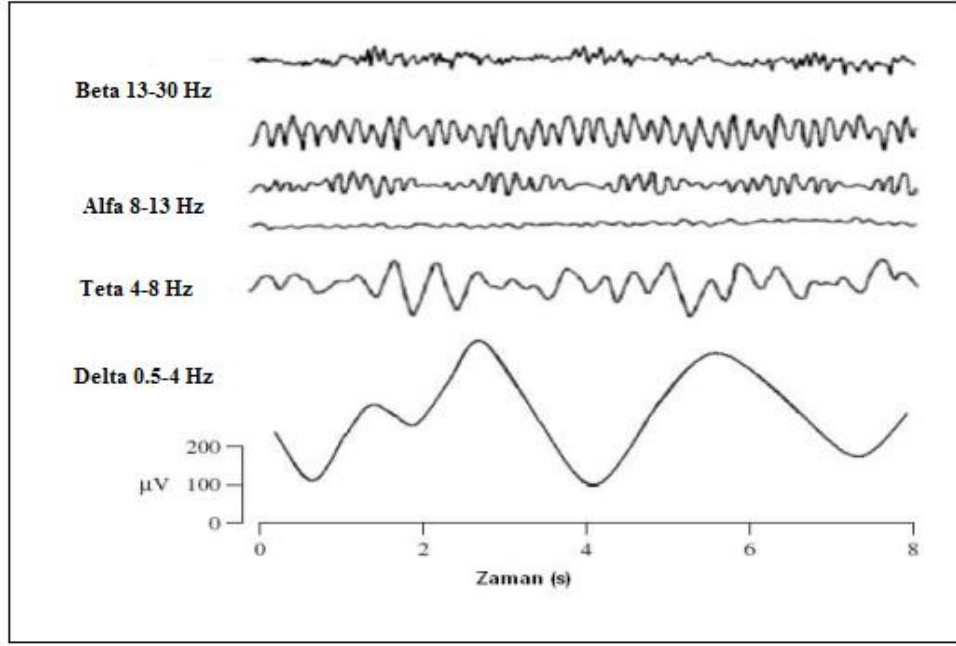
ve ağır organik beyin hastalıklarında görülür. Bazı araştırmacılar insanların bebekliklerini hatırlamamasını, bu ritmin beynin gelişimiyle kaybolmasına bağlamaktadır.

Teta (θ) ritmi: Genlikleri 100 μ V'dan küçük, 4 Hz ile 7 Hz arasındaki dalgalarıdır. Özellikle, çocuklarda parietal ve temporal bölgelerde, yetişkinlerde ise duygusal gerginlik ve düş kırıklığı gibi durumlarında ortaya çıkar.

Alfa (α) ritmi: Yoğun şekilde oksipital bölgede ortaya çıkan, genlikleri 5 μ V'a kadar olan, 8-13 Hz arası dalgalarıdır. Beynin uyanıklılık ve sakin durumunda ortaya çıkar ve uyku durumunda yok olurlar. Dikkatin herhangi bir şeye yöneltilmesi durumunda, Alfa dalgaları yerini daha yüksek frekanslı, fakat düşük genlikli Beta dalgalarına bırakır.

Beta (β) ritmi: Frekansları 12 Hz'in üzerindeki beyin dalgalarıdır. 25Hz'e ve nadiren 50Hz'e kadar uzanırlar. Parietal ve frontal bölgelerde belirgin olarak kaydedilebilirler. Beta-I ve Beta-II olmak üzere ikiye ayrılırlar. Beta-II dalgalarının frekansı, Beta-I dalgalarının iki katıdır ve Alfa dalgalarında olduğu gibi zihinsel aktivitenin artması ile ortadan kalkarlar. Bu durumda yerlerine düşük genlikli asenkron dalgalar oluşur. Beta-II dalgaları, merkezi sinir sisteminin kuvvetli aktivasyonunda veya gerginlik hallerinde ortaya çıkar.

Gamma (γ) ritmi: Bazı araştırmacılar Beta-II dalgaları yerine Gamma dalgalarını kullanmaktadır. Genlikleri 2 μ V'dan küçüktür. Beynin merkezine doğru dalgaların genlikleri artar. Uykunun karakteristik belirtisini taşırlar. Adı geçen beyin ritimleri Şekil 3.8'de gösterilmektedir. Şekil 3.8'de ise farklı beyin durumlarında oluşan sinyaller verilmiştir. Sinyaller sırasıyla (a) heyecan, (b) dinlenme, (c) rahavet, (d) uyku ve (e) derin uyku durumlarında ölçülmüştür.



Şekil 3.8: Farklı Frekanslarda EEG Sinyalleri [18]

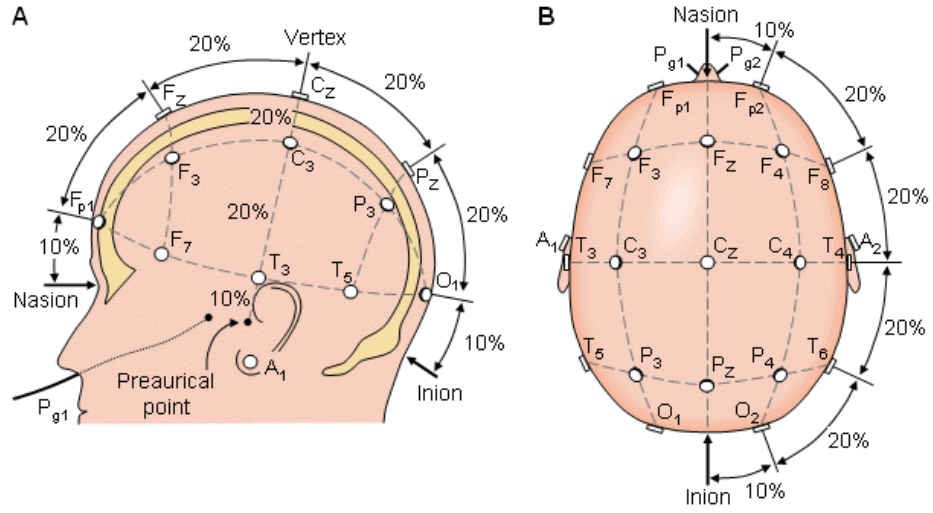
3.3. EEG Sinyallerinin Elde Edilmesi

EEG sinyalleri sınırlı ve özel durumlarda beynin içinden ya da yüzeyinden, çoğunlukla kafatası üzerine yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla elde edilmektedir. Önceleri deneklerin saçları kazınarak ve elektrotların kafatasına yapıştırılması şeklinde gerçekleşen ölçümler, teknolojinin de gelişmesiyle günümüzde elektrot kepleri (Şekil 3.9) kullanılarak yapılmaktadır. Kep üzerine belli mesafelerle yerleştirilmiş olan elektrot girişlerine, elektrik akımını algılanmasını kolaylaştıracak akışkan bir jel sürülmektedir.

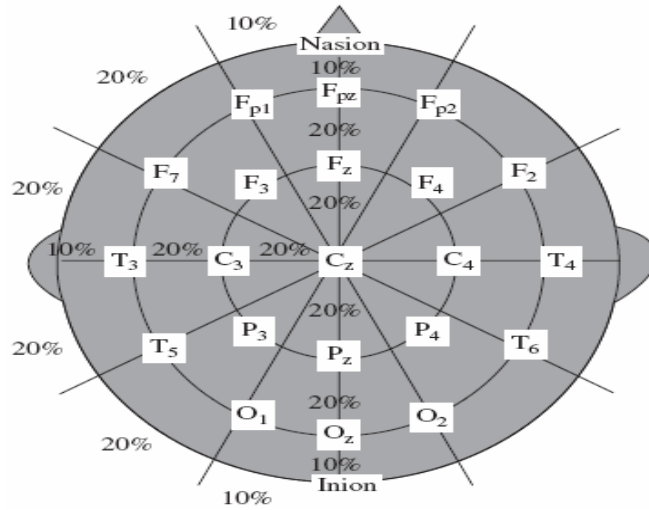


Şekil 3.9: 64 Kanalı Bir EEG Kepi [22]

Elektrotların kepe yerleştirilmesi, Amerikan Elektroansefalogram Topluluğu tarafından belirlenen uluslararası standartlara göre yapılmaktadır. Bu standartlar, elektrotların teknik özellikleri, kepe yerleştirilme aılları ve kullanılan sistem hakkında çok fazla sayıda teknik Őartları içine almaktadır. Yapılan deneylerin uluslararası geçerliliklerinin olması ve kıyaslanabilmeleri açısından belirlenen minimum ölçüm seviyeleri önem taşımaktadır. Farklı tiplerde elektrot kepleri mevcut olmakla birlikte, en fazla yaygın olan elektrot kepleri, 10-20 yerleştirme sistemi olarak adlandırılan bir standarda göre oluşturulmuş keplerdir. 10-20 sistemi, 19 kafatası ve 2 kulak elektrotundan oluşmaktadır. Günümüzde kullanılan modern kepler için 20 kafatası ve 1 burun elektrotu yeterli olmaktadır. Elektrotlar kepe sistemle belirlenmiş aıllarla ve farklı loblar üzerinden sinyalleri algılayabilecek Şekilde yerleştirilmekte ve buldukları bölgeye göre adlandırılmaktadır. Kulak ya da burun elektrotları, s:r oranının hesaplanması için kullanılmaktadır. Kepteki her elektrot bir kanal işlevi görmekte ve EEG sinyalleri tercihe göre unipolar veya bipolar olarak kaydedilmektedir. Kaydın unipolar ya da bipolar olması, elektrotların bağlanmasıyla ilgilidir ve polarizasyon probleminin araştırmada nasıl ele alınacağına göre tercih edilmektedir. Unipolar kayıtlarda bir elektrot yakın bölgelerden de sinyal alırken, bipolar kayıtlar yakın bölgelerdeki potansiyel farkını gözettiği için daha duyarlı sonuçlar vermektedir. İleri düzeydeki deneylerde, 32 ve 64 hatta 128 elektrottan oluşan kepler kullanılabilir [23]. Şekil 3.10; 10-20 yerleştirme sistemini, Şekil 3.11 ise aynı sistemi farklı aıllardan göstermektedir.



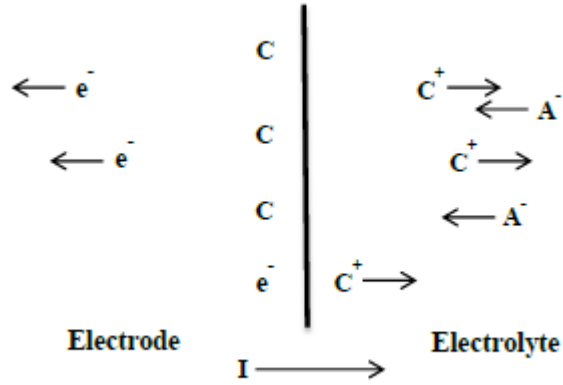
Şekil 3.10: a) 10-20 Sistemi açısız yandan görünümü
b) 10-20 Sistemi açısız üstten görünümü [20]



Şekil 3.11: 10-20 Sisteminin Açısız Görünümü [18]

3.4. Biyopotansiyel Elektrot

Elektrotlar, insan vücudunda bulunan elektriksel akımın ölçülüp, kaydedilmesi ve bunun elektronik cihazlara aktarılmasını sağlayan bulunduğu bölge ile cihaz arasında bir ara yüzey işlevi gören elemandır. Vücuttaki akım iyonlar tarafından taşınırken, elektrottaki akım elektronlar tarafından taşınmaktadır bu yüzden iki bölge arasında bir yük aktarımı gerçekleşmektedir. Bu çalışma sistemi şekil 3.12'de gösterilmiştir [25].



Şekil 3.12: Elektrot ve Electrolyte arası yük aktarımı [9]

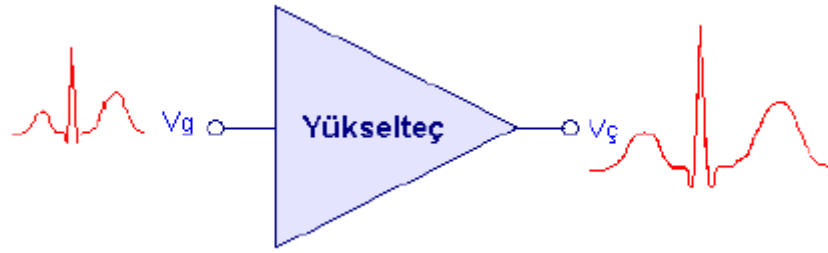
Elektrotların iyon akımını elektron akımına dönüştürme işlemi, elektrotların içinde buldukları sıvı ortamda (elektrolit) ve elektroda yakın olan ara yüzde meydana gelir. Bu ara yüzün elektrot tarafında akım taşıyıcı olarak elektronlar ve elektrolit tarafında ise katyon (C^+) ve anyonlar (A^-) bulunur. Elektrolit içinde kullanılan elektrolit malzemesinden katyonların bulunduğu durum da göz önüne alınarak elektrot atomlarının elektrotlarını kaybederek elektrolit içinde katyon (pozitif iyon) durumuna gelmesi veya tersine elektrolit içindeki elektrot malzemesinden olan katyonların, elektrottan elektron çalarak elektrot yüzeyinde birikmesi işlemleri ile karşılaşılır.

Biyoelektrik gözlemler için Ag/AgCl tersinir elektrotu yaygın olarak kullanılır. Bu şekilde bir elektrot yapmak için tel veya disk biçimindeki oldukça saf metalik gümüş, Clionları içeren seyreltik bir çözelti (HCl veya NaCl) içerisine koyularak birkaç dakika 1 mA/cm^2 şiddetli bir doğru akım geçirilir. Gümüş yüzeyi ince bir AgCl ile kaplanır. Böyle bir elektrot örneğin katot olarak çalışırken AgCl tabakasındaki Ag^+ iyonları gümüş metali üzerine; Clionları ise çözeltiliye (dokuya) geçer. Anot olarak davranırken ise metalik Ag atomları elektron kaybederek Ag^+ iyonları hâlinde AgCl tabakasına girerken dokudan gelen Cl^- iyonları ile karşılaşır, yeni AgCl üretilir. Böylece elektrot cliyonlarına tersinir davranmış olur [24].

3.5. Bio Potansiyel Amplifier

Elektronik sistemler genellikle düşük genlik ve akım seviyelerinde çalıştırılır. Her sistemde olduğu gibi elektronik sistemlerinde bir giriş, bir işlem, bir de çıktı birimi

bulunur. Bu sistemlerin tasarım amacı genellikle giriş bilgisini algılamak, algılanan bilgiyi çıkış birimlerinin kullanabileceği şekle dönüştürmek üzere işlemek ve sonuçta çıkış biriminde ses, görüntü, çizim ya da elektriksel sinyal şeklinde kullanmak olarak sıralanabilir. Günümüzde yükselteç yapımında aktif devre elemanı olarak genellikle yarı iletken transistörler ve tümeşik devreler ve bunların türevleri kullanılmaktadır. Hâlen yaygın olarak kullanılmakta olan yükselteç türlerinin başında sahip olduğu önemli üstünlüklerden dolayı işlemsel yükselteçler (OP-AMP) gelmektedir [24].



Şekil 3.13: Yükselteç devresine uygulanan giriş ve çıkış sinyali [24]

Medikal uygulamalarında kuvvetlendiriciler yaygın olarak kullanılmaktadır. İnsan bedeninden toplanan çok düşük genlikli biyopotansiyel sinyaller olduğundan bu sinyalleri işleyebilmek için kuvvetlendirilmesine ihtiyaç vardır. Bu amaçla kullanılan kuvvetlendiriciler biyopotansiyel kuvvetlendiricisi olarak adlandırılır. Bu kuvvetlendiriciler belirli sistem hassasiyeti ve bozulma olmadan sinyallerin çıkışa aktarılabilmesi için belirli özellikleri taşımak zorundadırlar [25].

1. Yüksek giriş empedansı
2. Ters akım koruması
3. Yüksek kazanç
4. Düşük güç tüketimi
5. Ortak mod bastırma oranı (CMRR).

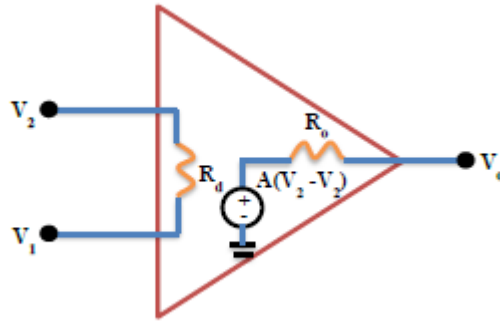
Yukarıdaki maddelerde de bahsedildiği gibi bu kuvvetlendiriciler yüksek giriş empedansına sahip olmalı, sinyallerin genliğini azaltan elektrot yüklerini küçültebilmek için. İşte burada yük etkilerini azaltabilmek amacıyla yüksek giriş empedansı kullanılmalı ve bu büyüklük yaklaşık 10Mohm seviyesinde olmalı [26].

Ayrıca kuvvetlendirici ters akımlardan korunabilmeli. Çünkü kuvvetlendiricinin giriş terminalinde bu akımlar klinik çalışmalarda düşük seviyede mikro şoklara sebep olabilir. Bu sebeple elektrotlar boyunca akım seviyelerini koruyabilmek için korumalı devreye sahip olmalı.

Bu parametreler dışında kuvvetlendiricinin kazancı yüksek olmalı, mikro volt seviyesindeki sinyalleri işleyebilmek ve analiz edebilme işlemini kolaylaştırmak için. Ayrıca bu kuvvetlendirici düşük seviyelerde meydana gelen DC sinyallere etki edebilmeli. Ortak referanslı biyopotansiyelli sinyallerin elde edilmesinde ortak mod voltajı sinyalin voltajından büyük olabilir ve buda sinyalde bozulmaya sebep olabilir. Bu yüzden CMRR oranı 80dB den büyük olması gerekmektedir. Bu bahsettiğimiz parametreler medikal sistemlerde kullanılan kuvvetlendiriciler için önemlidir.

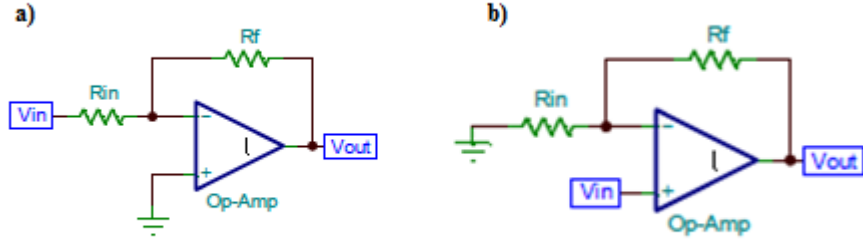
3.6. Analog Biyo Potansiyel Sinyal İşleme

İşlemsel kuvvetlendiriciler, kuvvetlendirilmiş sinyaller üzerinde analog sinyal işlemede önemli rol oynamaktadırlar. Kuvvetlendirme dışında, işlemsel kuvvetlendiricilerin farklı kombinasyon ve topolojileri frekans gürültüsü kaldırma ve lineer olmayan uygulamaları önlemek için kullanılır. İşlemsel kuvvetlendiriciler iki girişin farkını alarak çoğullayan sistem elemanıdır [27].



Şekil 3.14: Kuvvetlendirici devresinin iç yapısı [5]

Opampları tersleyen ve terslemeyen giriş uçlu olarak iki sınıfta inceleyebiliriz. Tersleyen ve terslemeyen giriş uçlu kuvvetlendiriciler sinyali filtreleme veya düzeltme gibi gerekli işlemlere sahip olup temel blok diyagramları şekilde gösterilmiştir.



Şekil 3.15: a) Tersleyen opamp devreleri b) Terslemeyen opamp devreleri [5]

Elektrotlar aracılığıyla biyopotansiyelli sinyaller elde edildikten sonra sinyaller kuvvetlendirilir ve daha sonra içerisinde bulunan istenmeyen sinyaller gürültü vb. gibi sinyallerden filtrelendikten sonra daha belirgin bir sinyal elde edilir. Kullanılan aktif veya pasif filtre aracılığıyla gürültü frekanslarını yok ederiz [25,27].

Filtreler alçak geçiren filtre, yüksek geçiren filtre, bant geçiren filtre ve bant durdurucu filtre olmak üzere sınıflandırılır. Filtreler belirli frekanslarda çalışan veya belirli frekanslarda engelleyen, amaca göre belirli bant genişlikleri bulunan yapılardır. Filtre tasarımı yaparken doğru frekans cevabı alabilmek için kesim frekansı göz önünde bulundurulmak zorunda.

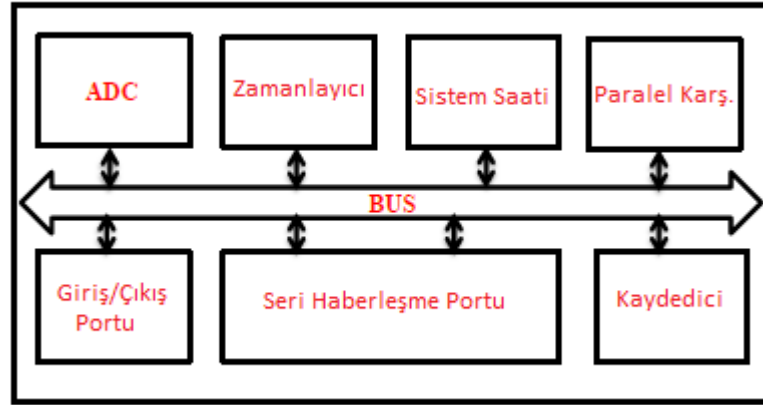
3.7. Dijital Biyo-Potansiyel Sinyal İşleme

Analog sinyal işleme teknikleri geniş bileşenli ve denetim alanındaki uygulamalarda halen tartışma konusudur. Dijital elektroniğin gelişimiyle mikrobilgisayarlar, örneğin mikrokontrolör ve mikroişlemciler sistem tasarım karmaşıklığını azaltarak tek bir bilgisayar kullanımıyla tasarımın gerçekleştirilmesine imkan vermektedirler [26-28].

Analog sinyal dijital sinyal işleme uygulamalarında kullanılmadan önce sinyalin dijital forma çevrilmesi gerekmektedir. Bu dijital sinyal işleme sadece tasarı kolaylığını azaltmak için değil aynı zamanda sürekli bir denetim ihtiyacı duymayan kalıtsal karar özelliklerine de sahiptir. Bu yüzden medikal alanında sinyal işleme için kullanılan mikrobilgisayarlar hem klinik hem de laboratuvar uygulamalarında biyopotansiyelli sinyallerin elde edilmesini sağlayan cihazların gerçekliğini arttırdı [26,29].

Dijitale çevrilen veriler karmaşık analiz algoritmasını gerçekleştiren bir sisteme iletilerek, aralarında farklı parametre ilişkisi bulunan dokulardan elde edilen dijital sinyal içerisinde bir çok özellik tanımlanır ve çıkartılır.

Günümüzde ulaşılabilecek çok sayıda mikrokontrolör modülleri bulunmaktadır. Dijital sinyal işleme uygulamasında kullanılan bu mikrokontrolörün genel mimarisi şekil 3.16' da gösterilmiştir. Genel olarak bir mikrokontrolörün zamanlayıcı, analog-dijital çevirici ve evrensel seri iletişim portu ve bunlar gibi birçok modüle sahiptir. Bu modüller analog sinyali analiz edebilmek için tahmin mekanizmasına bağlı olarak bilgisayarlar aracılığıyla programlanabilmekte ve bu sonuçları kontrol edebilme imkanı vermektedir. İşlemenin farklı aşamalarında olan bu veri sonuçları bir monitöre bağlı mikrokontrolör yardımıyla gözlemlenebilir.[25,28]



Şekil 3.16: Sinyal işleme içerisindeki mikrobilgisayarlar [9]

3.8. Analog Sinyalden Dijital Sinyale Çevrim Katı

Analog değerler zamana göre sürekli olduğundan, her zaman dilimine karşılık gelen bir analog gerilim değeri vardır. Her analog değer için bir dijital değer oluşturmak zor, karmaşık ve maliyetli olacaktır. Bu nedenle analog değer üzerinden belirlenmiş zaman aralıklarında örnekler alınır. Her örnek için seviyesine göre kodlanmış dijital bir değer ortaya çıkarılır. Analog-dijital çevirici (ADC) devrelerin çalışmasını “örnekle, karşılaştı, dijital olarak kodla” şeklinde özetleyebiliriz. ADC devrelerini daha iyi incelemek ve karşılaştırma yapabilmek için ADC’lerde kullanılan aşağıdaki nosyonların bilinmesinde fayda vardır.

Çevrim Zamanı: Analog – dijital dönüşümünün başlangıcı ile dijital değer kodlanarak çıkışta görüldüğü an arasında geçen süreye çevrim zamanı denir. ADC’nin dönüştürme hızını belirlediği için çevrim zamanının kısa olması istenilir.

Örnekleme Frekansı (Çevrim Frekansı): Analog- dijital dönüşüm frekansıdır. Bir saniye içinde yapılan dönüşüm sayısı anlamına gelir, sps (Sample Per Second) birimi kullanılır. ADC girişine uygulanan analog sinyalin maksimum frekansının en az 2 katı örnekleme frekansı belirlenmelidir. Buna “Nyquist oranı” denir. Analog sinyal ile örnekleme frekansı aynı olursa hatalı sonuçlar ortaya çıkar.

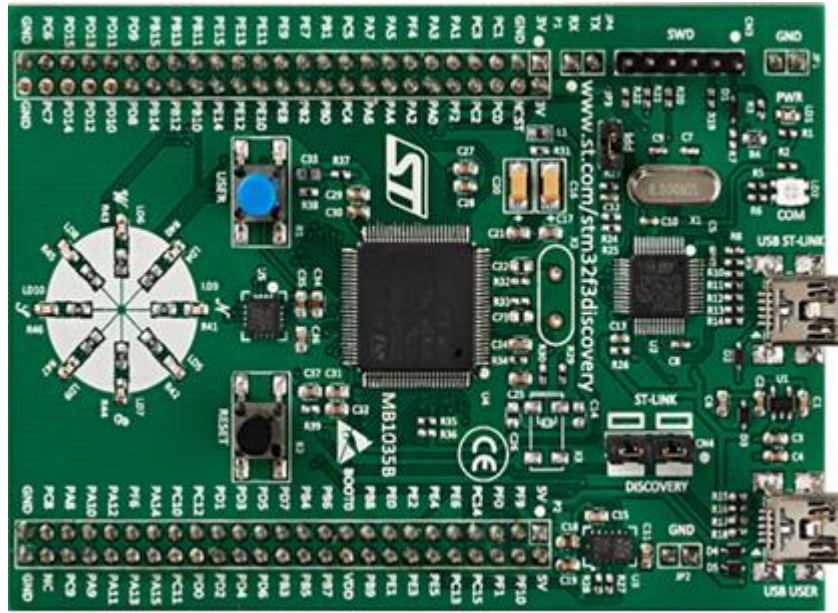
Çözünürlük: ADC'nin analog girişindeki en küçük değer değişimine karşılık çıkışında dijital farklılık oluşturma yeteneğidir. Uygulamada ADC'ler için çözünürlük denildiğinde çıkıştaki bit sayısı akla gelmektedir. Çeşitli üretici firmalar tarafından 8,10,12,14,15,16,18,20,24 bit çözünürlükte değişik ADC entegreleri üretilmiştir. Dijital çıkışın bit sayısının fazla olması çözünürlüğü artırır. Analog sinyalin doğrusal olmaması ve gürültü bulunması çözünürlüğü azaltır. Analog-dijital dönüştürücüde çözünürlüğün yüksek olması istenir.

Quantum Seviyesi (Bölüntü Seviyesi): ADC girişine uygulanan analog sinyal, minimum ve maksimum genlik değerleri arasında eşit aralıklara bölünür. Her aralık dijital çıkışta bir bitlik değişime neden olur. Örneğin “n” sayıda dijital çıkışı olan bir ADC 2^n adet ayrık quantum seviyesine sahip demektir. Girişteki analog sinyalin minimum-maksimum arası 2^n adet eşit parçaya bölünmüş olur [24].

Sistem tasarımızda, elektrotlar aracılığıyla aldığımız EEG sinyallerini kuvvetlendirip filtreledikten sonra elde ettiğimiz analog sinyali dijitale dönüştürerek bilgisayara aktarma işlemi gerçekleştirildi. Bu aşamada kullandığımız üzerinde Atmega328 mikrodenetleyicisi, USB bağlantı portu, güç regülatörü, 16MHz kristal gibi bileşenler bulunan Arduino Uno mikrokontrolör kitidir. Üzerindeki seri -USB dönüştürücü sayesinde USB portu üzerinden hem programlara bilmekte hem de bilgisayara aktarılabilmektedir. Bizim de tasarımızda yazdığımız yazılımla EEG sinyali öncelikle Arduino kitin analog-dijital dönüştürücü kullanılarak, analog EEG sinyalleri dijitale dönüştürüldü ve sonrasında seri iletişim portu üzerinden bilgisayara aktarma işlemi gerçekleştirildi. Bilgisayar ortamında ise tasarlanan bir ara yüz programı ile sinyali görüntüleme işlemi gerçekleşti.

Mikrokontrolör: Gömülü sistemlerin bir alt dalı olan mikrokontrolör tabanlı sistemler öncelikle çok geniş kullanım alanına sahiptir. Doğru elektronik donanımlarla kullanıldığında mikrokontrolör uygulamalarının başta kontrol

mühendisliği olmak üzere, elektronik mühendisliği, bilgisayar mühendisliği, telekomünikasyon mühendisliği hatta elektrik mühendisliği gibi bir çok meslek dalında çok önemli uygulama alanlarının olduğu görülür. Mikrokontrolör sistemler bu gün dijital kontrol uygulamalarının yoğun gerçekleştirildiği düzeneklerdir. Yine bir çok kontrol uygulamalarında kontrolör olarak seçilen elektronik donanım mikrokontrolörler olmuştur. Bu bakımdan mikrokontrolör bilmenin kontrol mühendisine getireceği avantajlar şüphesiz oldukça büyüktür [30].



Şekil 3.17: Arm tabanlı mikroişlemci ailesine ait STM32

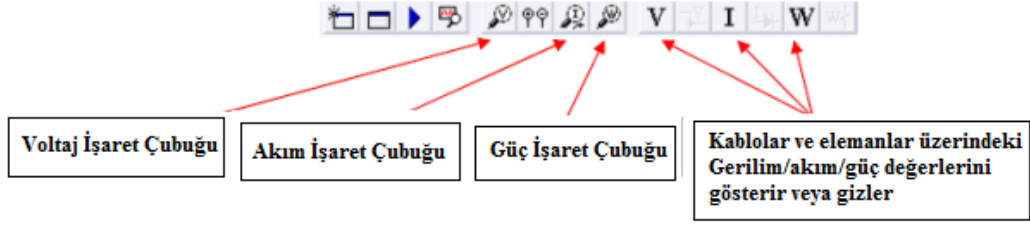
4. SİMÜLASYON VE SİNYAL GÖRÜNTÜLEME PROGRAMI

4.1. Pspice Simülasyon Programı

Günlük hayatımızda bilgisayarlar her alanda kullanıldığı gibi elektrik-elektronik alanında da çok büyük destekçilerimizdir. Elektrik-elektronik alanında çalışanlar için birçok yardımcı program bulunmaktadır. Bunlardan birisi olan Pspice gerek profesyonel gerekse amatör olarak en çok kullanılan programlardan biridir. SPICE (Simulation Program for Integrated Circuits Emphasis) elektronik devreleri bilgisayar ortamında simüle etmek için oluşturulmuş bir programdır. PSPICE ise Cadence/Orcad firmasının Windows tabanında işlev gören, bilgisayar destekli tasarım ve simülasyon programıdır. Bilgisayar destekli tasarımın veya elektronik devrelerin bilgisayar ile simüle edilmesinin sağladığı en büyük fayda, tasarımcının laboratuvar ortamında elde etmesinin imkansız olduğu sonuçların simülasyon ile kolayca uygulayıp bu sonuçları görebilmesidir. Pspice 'ın ayrıcalıklarını çok geniş bir kütüphaneye sahip olması, iyi tasarlanmış olan ara yüzü ve en önemlisi birçok simülasyonu kapsamı olarak sıralayabiliriz [31].

Analiz: Bu sekme bizim en çok kullanacağımız seçeneklerden biridir. Bu seçenek kullanılarak hangi analiz çeşidiyle çalışacağımızı belirleriz. Örnek olarak Zaman domain (Transient=Anlık) analizi seçtik. Bu analiz çeşidinde simülasyonun yapılacağı zaman miktarı (Run to time), bilginin saklanma süresinin başlayacağı zaman, (Start saving data after) maksimum izin verilebilir simülasyon zaman basamak büyüklüğü (Maximum step size) ve birkaç tane daha seçenek vardır.

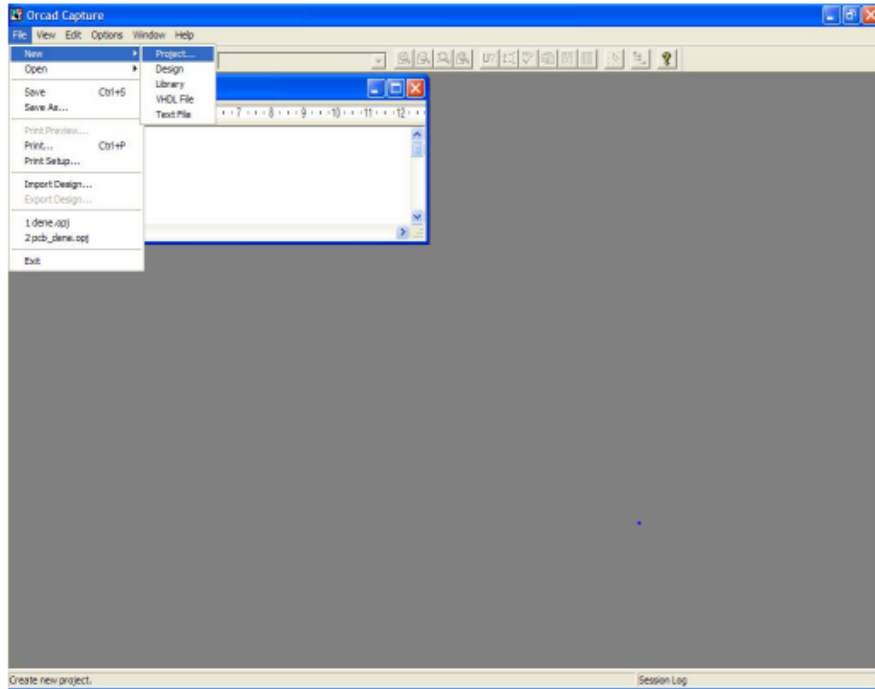
Simülasyon: Devrenin herhangi bir yerindeki voltajı, akımı yada gücü ölçmek için sırasıyla voltage, current, power marker (işaret) sekmeleri kullanılır. Current markerlar devre elemanlarının pinlerinin ucuna konulmalı, Power markerlar ise elemanların üzerine konulmalıdır. Bunlar kablolarla konulmak istenirse sistem tarafından uyarı mesajı verilir. Şekil 4.18'de bu markerlar gösterilmiştir.



Şekil 4.18: Pspice voltaj/akım/güç işaret sekmeleri

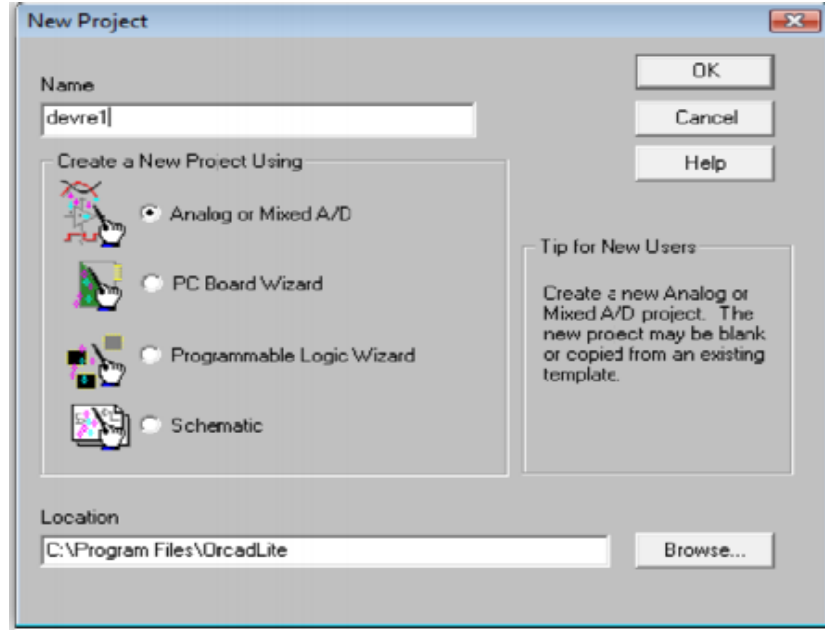
Simulation settings penceresinde ayarlarınızı yaptıktan sonra, simülasyon toolbarında -Run Pspice ikonuna basarak simülasyonunuzu çalıştırabiliriz.

OrCAD programını çalıştırıp, File – New – Project’e tıklayalım.



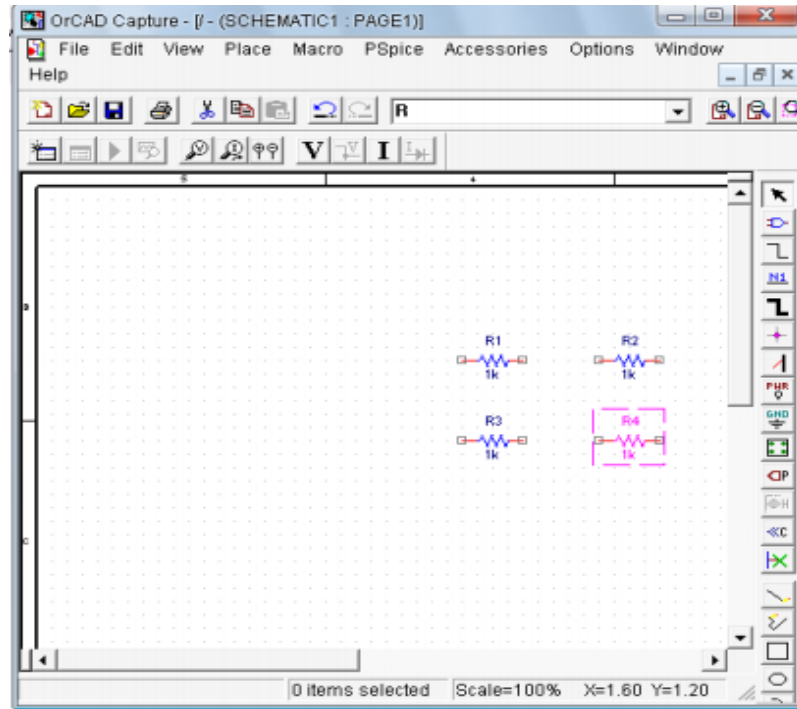
Şekil 4.19: Pspice da yeni bir simülasyon açılması

Daha sonra şekil deki ekrandan name kısmına simülasyon adı yazılarak bir sonraki sekmede boş alan seçilerek devre tasarım alanına geçilir.



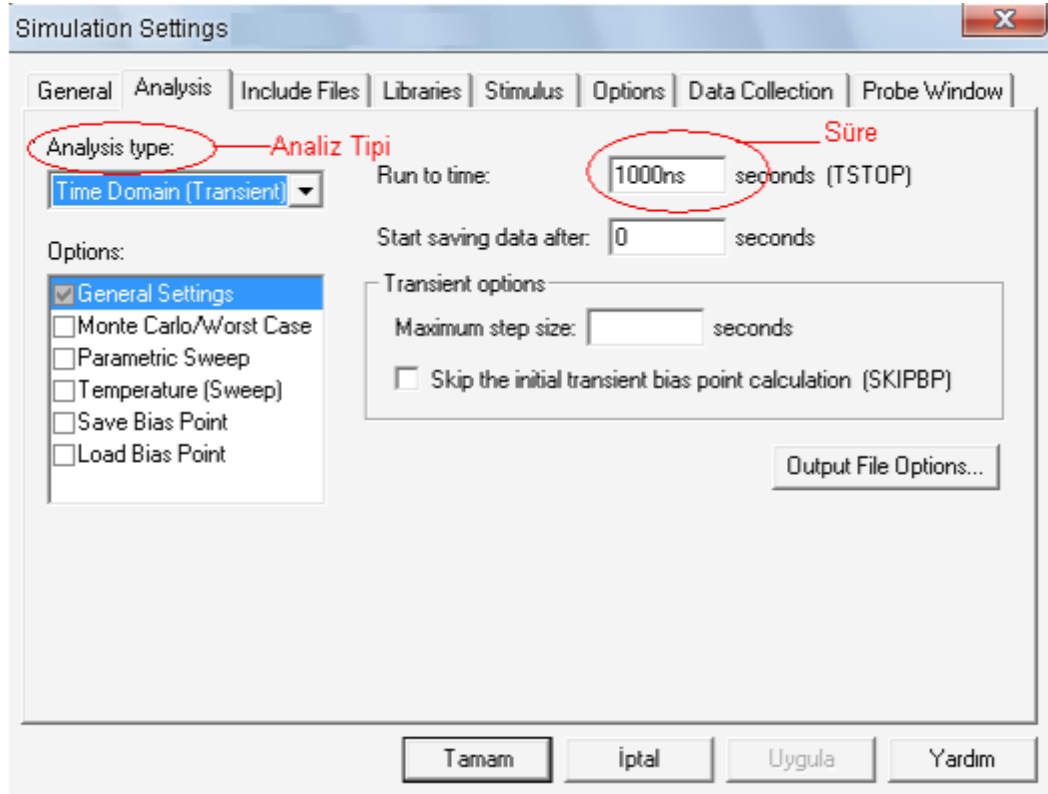
Şekil 4.20: Pspice yeni proje oluşturma ekranı

Oluşturduğumuz devre için şekil 4.20 da görülen şeklin sağ tarafında bulunan araç çubuğunda oluşturmak istediğimiz devreyle ilgili işlemleri yapıyoruz. Örneğin, araç çubuğundaki ikinci sekme elemanların bulunduğu kütüphaneye gitmekte, üçüncü sekme elemanlar arası bağlantıyı sağlamakta ve bu şekilde diğerleri de belirli görevleri yerine getirmekte.



Şekil 4.21: Pspice da devre tasarımı

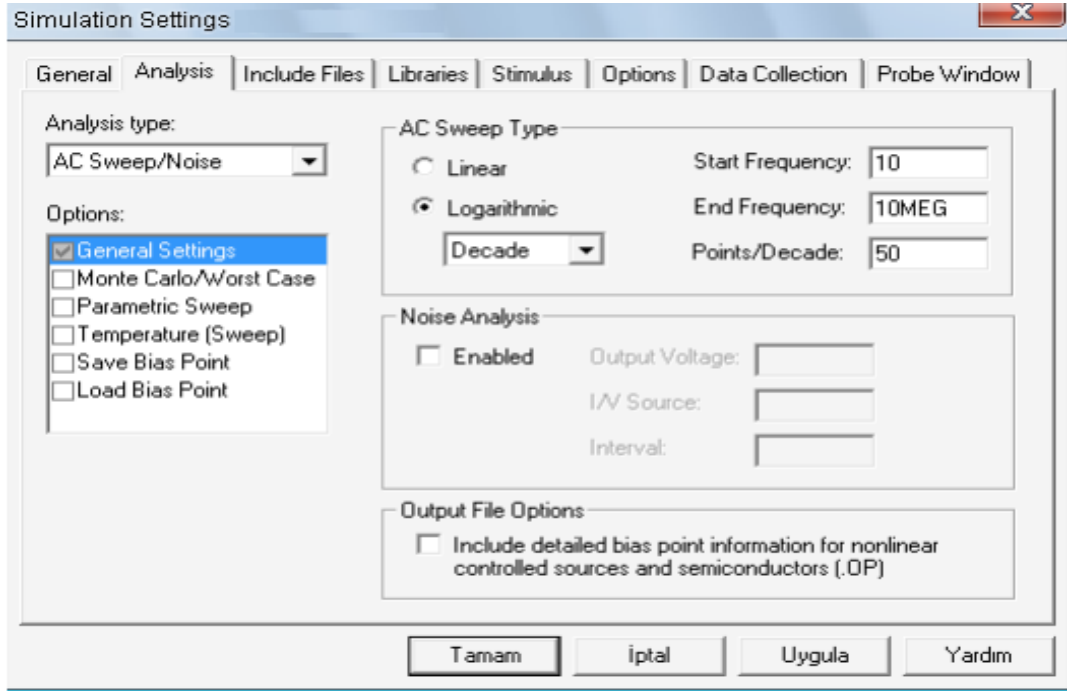
DC Sweep Analizleri: Devrede akım ve gerilim değerleri sabit tutulup, simülasyon yapılabilir. Belli iki değer arasındaki düzgün akım/gerilim değişimlerde devreleri simüle edebiliriz. DC analizinde başlangıç değerinden son değere kadar girilen adım aralıklarıyla işlem yapılabilir. Her bir giriş gerilim değeri için devre analiz edilip çıkan sonuçlar kaydedilmektedir. Devrenin DC transfer karakteristiği çıkartılabilir. Tarama lineer, logaritmik veya belli değerler çerçevesinde olabilir. Ayrıca DC analizinin opsiyonları olarak, İkincil DC Sweep Analizi, Monte Carlo/En Kötü Durum Analizleri, Parametrik Analiz, Sıcaklık Analizi ve Bias Point Analizi yapılabilir.



Şekil 4.22: Pspice da AC sweep analizi

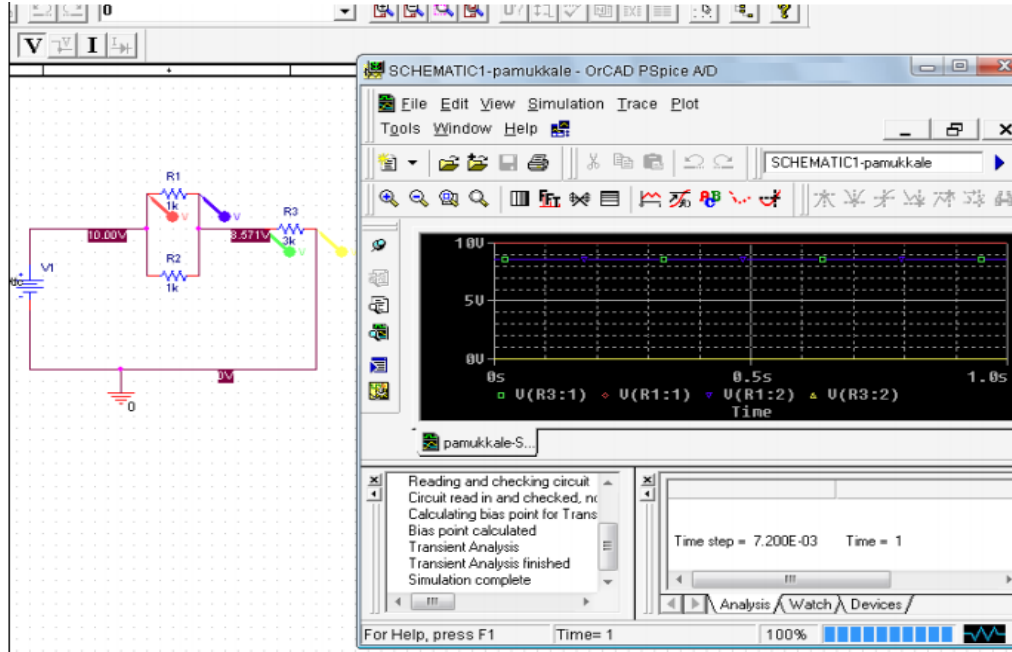
AC Sweep/Gürültü Analizleri: Analiz, frekansın belirli bir aralıkta lineer (lin) arttırılmasıyla yapılabileceği gibi oktav'lık (oct) veya dekat'lık (dec) artışlarla da yürütülebilir. Lineer değişimlerde toplam nokta sayısı, oktav'lık veya dekat'lık değişimlerde ise bir oktav veya dekat boyunca alınacak nokta sayısı verilir. AC tarama ile devrenin frekans cevabı çıkartılabilir ya da empedansın frekansla değişimi incelenebilir. Bizde tezimizde tasarladığımız kuvvetlendirici ve filtre katmanları için frekans cevabı alabilmek için AC analiz yaptık ve bu sonuçları sistem tasarımı

bölümünde verdik. Ayrıca AC analizinin opsiyonları olarak Monte Carlo/En Kötü Durum Analizleri, Parametrik Analiz, Bias Point Analizi yapılabilir. Sadece AC taramasında gerilim için VAC, birden çok kaynaklı AC taraması içeriyorsa VSRC kullanılır. Benzer şekilde sadece AC taramasında akım için IAC, birden çok kaynaklı AC taraması içeriyorsa ISRC kullanılır. Şekil 4.23' de AC sweep yani yapacağımız simülasyondaki analiz için ayarlar sekmesi görülmektedir.



Şekil 4.23: AC sweep analizi için ayarlar sekmesi

Devreyi kurduktan sonra AC tarama için Simulation Settings penceresinde AC Sweep seçeneğini seçerek AC Sweep ayarlarını yapıyoruz. Tamam diyerek buradan çıkıyoruz. Run Pspice tuşuna basarak devreyi simüle ediyoruz. Şekil 4.24' de tasarlanmış bir örnek devrenin AC sweep analiz sonucu verilmiştir.



Şekil 4.24: Pspice da yapılmış bir AC sweep analizi

4.2. Arduino -Processing Sinyal görüntüleme programı

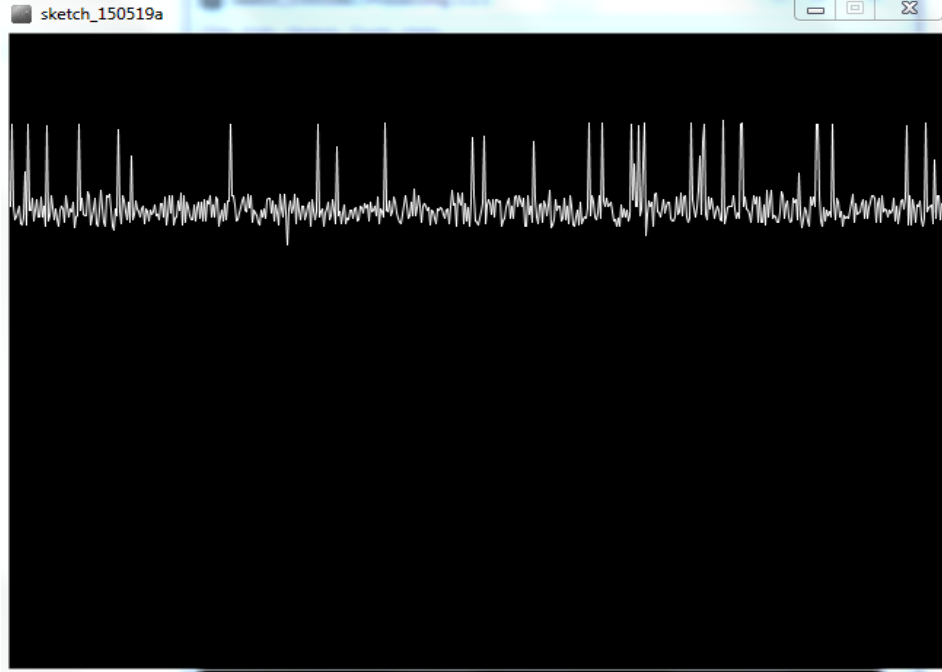
Processing, Java tabanlı bir programdır. Dolayısıyla Java’da yazılmış çeşitli kütüphaneleri de Processing içerisinde kullanmak mümkün. Android işletim sistemi de Java destekli olduğundan, Processing içerisindeki android modu kullanılarak android uygulamaları da uygulanabilmekte ve bunlar geliştirilebilmektedir.



Şekil 4.25: Processing programının ana ekran görüntüsü

Processing’i görmek isterseniz <https://processing.org/download/> adresinden bilgisayarınıza indirebilirsiniz. Eğer bilgisayarınızda Java yüklü değilse önce onu kurmanız gerekiyor. Onu da şuradan indirebilirsiniz. Processing kurulum dosyasını indirip zip dosyasını bir klasöre açmanız yeterli. Processing’i, processing.exe dosyası

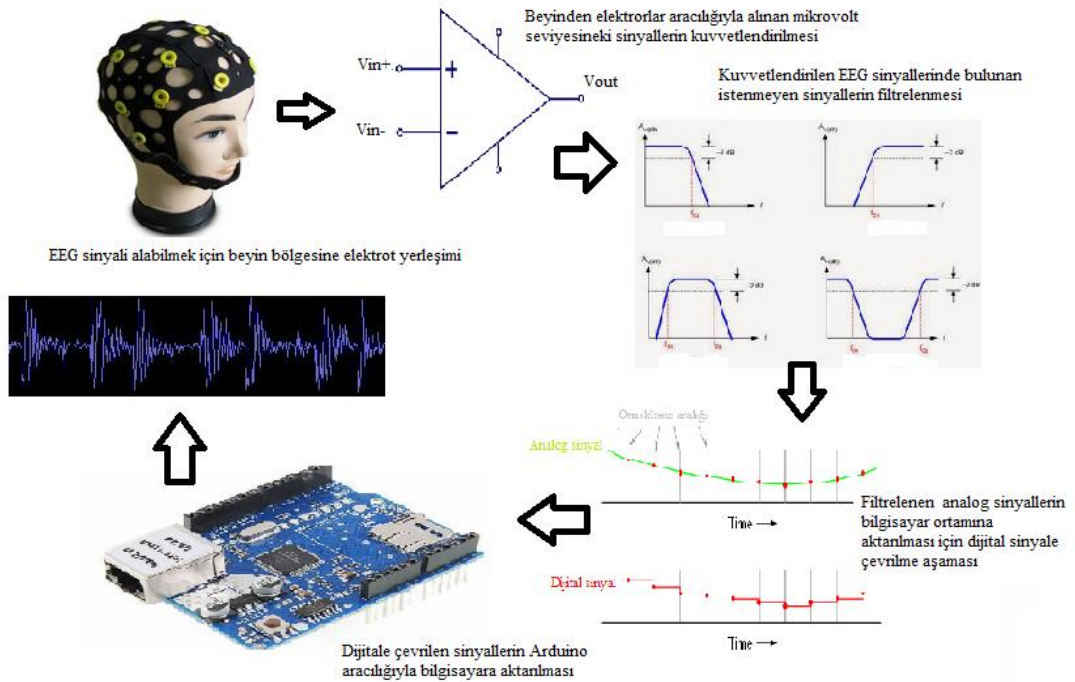
ile çalıştırabilirsiniz. **File >> Examples** menüsünden Processing'le ilgili örnekleri çalıştırıp inceleyebilirsiniz.



Şekil 4.26: Processing programından elde edilen sinyal görüntüsü

5. SİSTEM TASARIMI

EEG sinyallerinin genlikleri düşüktür (yaklaşık $50 \mu\text{V}$) ve harici elektrik sinyallerinin müdahalesi sıklıkla EEG' de bozulmalara neden olur. Harici gürültü atılmış olsa bile, kas aktivitesinden hariç potansiyeller, örneğin göz hareketi, kayıta bozulmalara sebep olabilir [32]. Bu sebeplerden dolayı tasarlanacak sistemin hassasiyetinin yüksek olması için oluşturulan sistemin kuvvetlendirici katının kazancının yüksek olması, elde edilen sinyallerdeki gürültülerin arındırılabilmesi için seçilen filtrelerin frekans aralığının uygun olması gerekmektedir. Sinyalin analog sinyalden dijital sinyale çevrimin gerçekleştiği bölüm olan adc entegresinde sinyalin orjinal sinyale daha çok benzemesi için örnekleme oranının yüksek seçilmesi gerekmektedir. Son olarak da kullanılan mikroişlemcinin iletim hızının bit seviyesinin büyük olması daha düzgün bir EEG sinyali elde edilmesini sağlar. Şekil 5.27 de tasarladığımız sistemin akış diyagramı verilmiştir. Beyne yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla elde edilen EEG sinyali aşağıda verilen sıraya göre bir akış halindedir.



Şekil 5.27: Tasarlanan sistemin akış diyagramı



Şekil 5.28: EEG sinyali almak için kullanılan elektrotlar

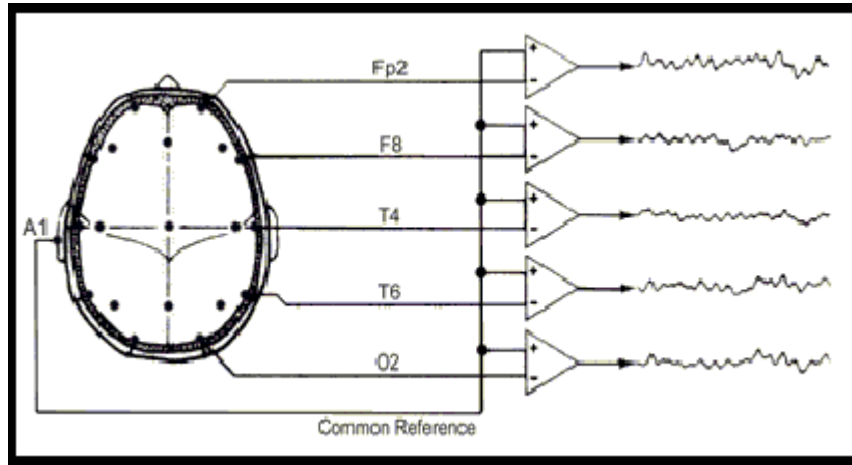
EEG sinyali almak için kullanılan elektrotlar şekil 5.28' de gösterilmiştir. Burada Ag/AgCl tersinir elektrotu kullanılarak EEG sinyalinin alımı gerçekleştirildi. Elektrotlar alüminyum folyo ile kaplanarak manyetik yalıtımı sağlandı. Sistem için genel olarak şekildeki elektrotlar, hastanın saçının alnı ile birleştiği kısmın sağına ve soluna yerleştirilmiş ve bu bölgelerden çok düşük genlikli bir takım sinyaller alınmıştır. Bu sinyaller, ilk başta şekil 5.27' de görülen işlemsel yükselteç devresi ile yükseltilmiş ve sonra da tasarlanan filtre devreleri: 0.5Hz yüksek geçiren filtre, 100Hz alçak geçiren filtre ve şebeke gerilimini bastırmak için tasarlanmış olan çentik (notch) filtre ile parazit sinyaller filtrelenmiş ve yalnızca bizim elde etmek istediğimiz sinyallere ulaşılmıştır. Bunun için AD620 opampları kullanılarak kuvvetlendirme yapılmış ve filtreler ile de istenmeyen sinyaller yok edilmiştir. Burada kullanılan filtreler, 3 tane aktif bant geçiren filtredir ; AGF (Alçak Geçiren Filtre) 100 Hz ve YGF (Yüksek Geçiren Filtre) 0.5 Hz ve Çentik (Notch) filtre 50 Hz. Daha sonra filtre edilen ve yükseltilen sinyaller, AD7715 analog dijital çeviricinin girişine verilerek örnekleme işlemi mantığıyla analog sinyalin dijital sinyale çevirme işlemi tamamlanmıştır. Bu işlemden sonra Arduino Uno mikrodenetleyicisinin aracılığıyla bilgisayar ortamına aktarılmış ve Arduino ya ait Processing görüntü izleme ara yüz programıyla elde edilen sinyaller incelenmiştir.

5.1. Sinyal Kuvvetlendirici

5.1.1. Enstrümantasyon Kuvvetlendiricisi

Enstrümantasyon kuvvetlendiricileri yüksek kazanç ve yüksek empedansın gerekli olduğu devrelerde kullanılır. Enstrümantasyon kuvvetlendiricileri; düşük direnç değerleri ile yüksek kazanç sağlması, yüksek giriş empedansı ve ortak modlu sinyalleri kabul edebilmesi sebebi ile biyomedikal uygulamalarda kullanılmaktadır. Modern enstrümantasyon kuvvetlendiricileri (IA) özel biyomedikal amplifikasyonları karşılayabilmek için dizayn edilebilir. Farklı IA' lar yapabilmek için girişteki op-amplar, düşük gürültülü bipolar op-amplarla değiştirilebilir. Böylece piyasada bulunan op-amplar kullanılarak özel biyomedikal ihtiyaçları karşılanmış olduk. Giriş op-amplarındaki gibi fark kuvvetlendiricileri de voltaj gürültüsünü değiştirerek değişik IA' lar yapılabilir.

Elektrotlardan elde edilen EEG sinyalleri çok düşük genliğe sahip olup yaklaşık 1uV-100uV değerleri arasında genlik seviyeleri değişmektedir. Bu yüzden bu sinyalleri analiz etmek oldukça zordur. Bu genlik seviyesinde olan sinyallerin analiz edebilmek için kuvvetlendirilmesi gerekmektedir. Burada kullanılan kuvvetlendirici kazancı yaklaşık 5.000-10.000 değerleri arasında ve düşük seviyedeki sinyalin genliğine bağlı olarak değişmektedir.



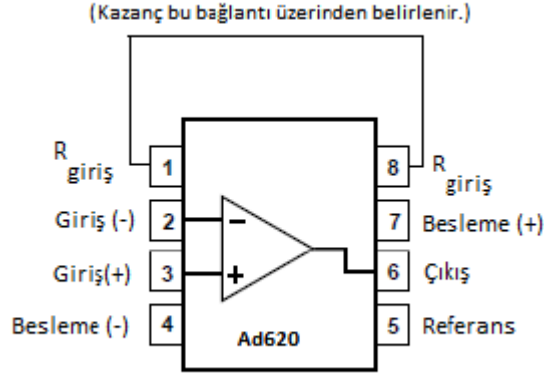
Şekil 5.29: Problar aracılığıyla elde edilen EEG sinyalinin yükseltilmesi

Medikal uygulamalarda sinyali kuvvetlendirmek için yüksek giriş empedansı ve yüksek CMRR oranına sahip olduğundan enstrümantasyon kuvvetlendiricileri tercih edilmektedir. CMRR (Common Mode Rejection Ratio) değeri demek uygulamadaki benzer sinyalleri bastırabilme yeteneği olarak adlandırılabilir. Bizim tasarımımızda kullanacağımız kuvvetlendiricinin CMRR oranının yüksek olması gerekmektedir. Çünkü elektrotlardaki giriş voltaj salınımları mikrovolt seviyelerinden çok daha düşük olmakta. Bu tezde enstrümantasyon kuvvetlendiricisi olarak Analog Devices'a ait AD620 kuvvetlendiricisi ve AD8253 kuvvetlendiricileri tercih edildi ve bu entegrenin özellikleri hakkında bilgi aşağıda verilmiştir.

AD620 : Ad620 düşük maliyetli, 1 ile 10.000 arasında kazancı değişebilen ve kazancı bir dış direnç ile ayarlanabilen yüksek doğruluk ile çalışan enstrümantasyon kuvvetlendiricisidir. İşlemsel yükselticinin küçük bir alan kaplaması pille çalışan ve taşınabilir uygulamalar içinde uyumlu olmasını sağlamaktadır. Ayrıca işlemsel yükselteç 1.3 mA maximum besleme akımı ile çalışarak düşük güç kullanımını sağlamaktadır [33]. Düşük gücün yanında düşük gürültü ile de çalışma özelliğine de sahip olan işlemsel yükselteç bu sebeple EEG gibi tıbbi uygulamalar için de uygun bir çalışma entegresidir. Tıbbi uygulamaların yanında ağırlık ölçümünde, transdüser ara yüzlerinde, veri toplama işlemlerinde, endüstriyel işlemci kontrollerinde, pille çalışan ve taşınabilir ekipman üzerinde de tercih edilebilmektedir.

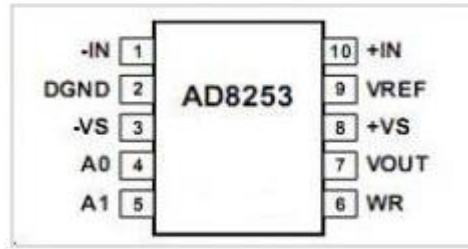
Ad620 'de kazanç yönetimi direnç ile sağlanır. Direnç 1 ve 8 uçları arasına bağlanır. Bu bağlantı yapısı Şekil 5.30' da gösterilmiştir. İşlemsel yükselteç %1 lik ve %0.1 lik dirençler kullanarak doğru kazançlar sunmak için tasarlanmıştır. Formül 5.11'de kullanılan kazanç bağıntısı verilmiştir. Bu bağıntıya bakarak teorikte kazancı 1 yapmak için sonsuz büyüklükte bir direnç bağlamamız gerektiğini görebiliriz.

$$RG=49.4 \text{ kohm}/G-1 \quad (5.11)$$



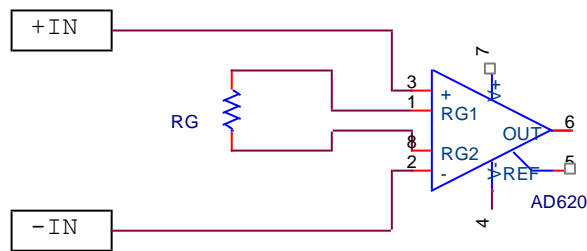
Şekil 5.30: AD620 entegresinin bacak bağlantıları

Ayrıca devremizde karşılaştırma yapabilmek amacıyla seçilen bir diğer kuvvetlendiricide AD8253 tür. Bu entegre dijital olarak 1, 10, 100 ve 1000 seviyelerinde programlanarak kazanç değeri lojik olarak ayarlanabilmektedir. Geniş bir giriş besleme gerilimine sahiptir (± 5 - ± 15). Ayrıca bizim devremiz için önemli bir özellik olan CMRR oranı 100dB seviyesindedir ve düşük seviyede yaklaşık -110 dB de bozulma gibi özelliklere sahip olan biyomedikal uygulamalar için tasarlanmış bir entegredir.



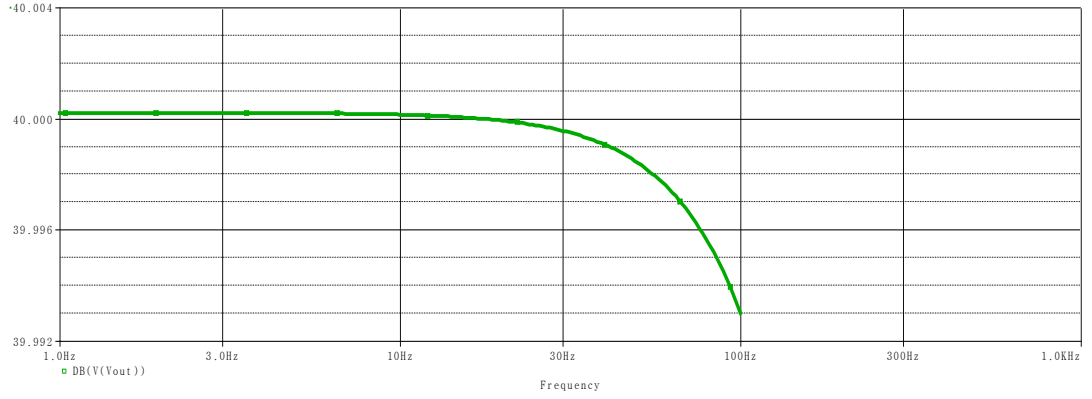
Şekil 5.31: AD8253 entegresine ait bacak bağlantıları

Şekil 5.31 da entegrenin bacak bağlantıları gösterilmiştir.



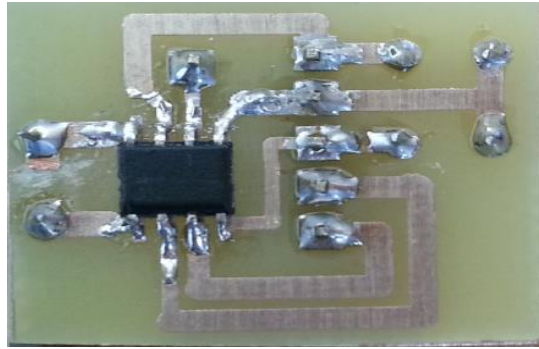
Şekil 5.32: Ens. kuvvetlendiricisinin pspice da çizilmiş devre şeması

Şekil 5.32' de pspice programında tasarlanmış devrenin şekli gösterilmiştir. Devre üzerinde gerekli bağlantılar yapılacak kullanılan kuvvetlendiricinin simülasyon sonuçları aşağıdaki grafikte verilmiştir.

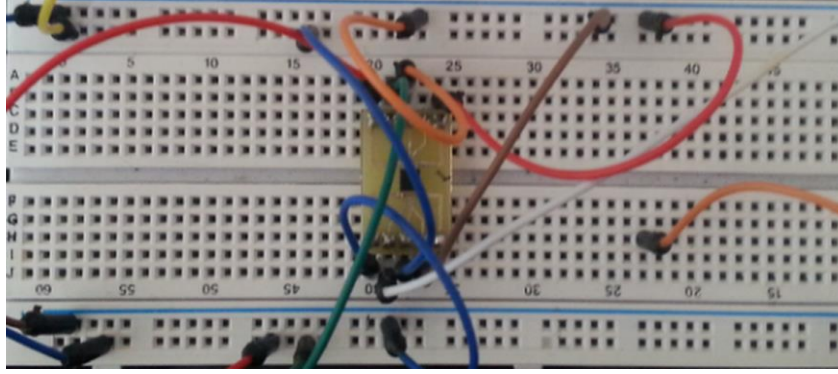


Şekil 5.33: Kuvvetlendirici devresinin frekans cevabı

Şekildeki grafikte çıkış geriliminin 40dB değerinde olduğu görülmektedir. Burada $20\log V_{\text{çıkış}}/V_{\text{giriş}}$ formülünde işlem yapılırsa çıkış ve giriş gerilimi arasında 100 katlık bir oran olduğu görülür ve buda simülasyonunu yaptığımız kuvvetlendirmenin 100 olduğunu göstermektedir.



Şekil 5.34: Tasarlanan kuvvetlendirici devresinin baskı devresi



Şekil 5.35: Kuvvetlendirici devresi

5.2. Aktif Filtre Tasarımı

Elektrik devrelerinde çok kullanışlı yapılar olan analog devrelerin başında filtreler gelir. Filtre yapıları elektriksel işaretlerin frekans spektrumlarına biçim vermek amacıyla kullanılan devrelerdir. Pasif R, L, C elemanlarıyla gerçekleştirilen bu devreler aynı zamanda aktif elemanlarla (transistör, opamp vs.) birlikte sadece R veya C elemanları veya bunların her üçünü birden kullanarak da gerçekleştirilebilir.

Filtreler elektronik ve haberleşme sistemlerinde oldukça geniş bir uygulama alanı bulmaktadır. Özellikle, sisteme uygulanan frekanslardan yalnızca istenenlerinin geçirilmesi amacıyla kullanılırlar. Gerçeklenen transfer fonksiyonunun frekansla değişimine bağlı olarak alçak geçiren, yüksek geçiren, bant geçiren, bant söndüren türden filtreler söz konusudur. Kesim frekansı, kalite faktörü, geçirme bandı kazancı ise önemli filtre parametrelerindedir. Pasif filtrelerde direnç, kapasite ve bobin kullanılır. RC filtrelerinde transfer fonksiyonunun kökleri reel olur. Bu tip filtrelerde değer katsayısının küçük olduğu görülür. Büyük kalite faktörü elde edilmek istendiğinde LC filtreleri kullanmak daha uygun olur. Ancak düşük frekanslarda gerekli bobin indüktanslarının büyük olması gerekeceğinden hem devrenin kapladığı alan hem de maliyet artar. Bu nedenle düşük frekanslarda daha çok aktif filtreler tercih edilir. Aktif filtrelerin en önemli avantajları küçük ve hafif olmalarıdır. Ayrıca güvenilirlikleri yüksek, seri üretim nedeniyle ucuz ve küçük boyutları nedeniyle de parazitleri düşüktür. Buna karşın, aktif elemanın sonlu bant genişliği nedeniyle erişilebilecek kutup frekansları sınırlıdır. Ayrıca filtre karakteristiğinin keskinliğini belirleyen kalite faktörü ile kutup frekansı ters orantılıdır. Dolayısıyla optimum bir çözümün bulunması söz konusudur. Bunun dışında aktif filtrelerde,

karakteristiklerinin eleman değerlerindeki değişimlere duyarlığı daha yüksektir ve aktif eleman nedeniyle ayrıca bir besleme devresi gerektirirler.

EEG sinyallerinin frekans aralığı yetişkin bir birey için 1Hz ile 40Hz frekans aralığında değişir. Bu frekans aralığı bazı normal olmayan durumlarında etkisiyle 100Hz seviyelerine kadar çıkabilmektedir [5].

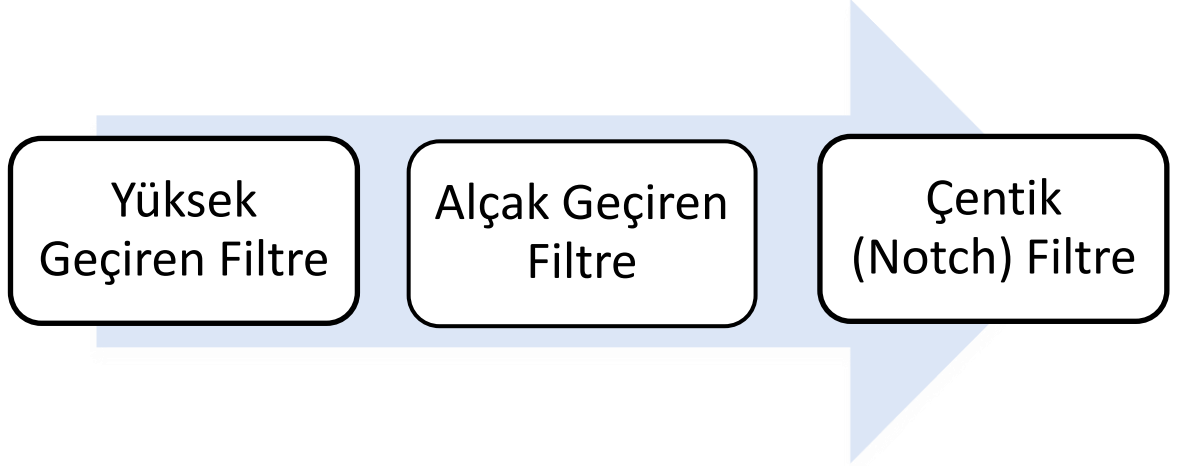
EEG sinyalleri elde edilirken vücutta veya vücudun dışındaki farklı kaynaklarda oluşan girişimlerden dolayı sinyallerde bozulmalar meydana gelebilir. İç dokulardan veya vücuttan kaynaklanan bu gürültü yüzey oyunca meydana gelen değişimlerden etkilenir. Sinyallerde bozulma meydana getiren bu tür sinyaller genellikle frekansları 100Hz değerinden büyüktür. Elektriksel cihazlardan oluşan DC offsetlerin meydana getirdiği çevresel etkenler ise 0.5Hz gibi düşük frekanslarda görülmektedir. Bu girişimlere ek olarak 50Hz de şebeke kaynağının sebep olduğu gürültülerde eklenebilir.

Bu yüzden elde etmek istediğimiz sinyallerdeki istenmeyen sinyalleri yok etmek için filtre kullanırız. Kullanacağımız filtrenin kesim bölgesinde çok düzgün bir frekans cevabı ile keskin bir tranzisyon özelliğine sahip olması gerekmektedir. Bu istenilen özelliklerde filtre tasarımı için Butterworth filtre tercih edildi. Çünkü Butterworth filtrenin derecesi arttıkça kullandığımız filtrenin kesim bölgesindeki düzgün frekans cevabı ve keskin tranzisyonu da artmaktadır. Bu filtre için kaskad bağlantıları yapılarak aşığıdaki filtre tasarımları gerçekleştirildi:

$f_c = 100 \text{ Hz}$ Alçak Geçiren Filtre Tasarımı

$f_c = 0.5 \text{ Hz}$ Yüksek Geçiren Filtre Tasarımı

$f_c = 50 \text{ Hz}$ Notch Filtre Tasarımı

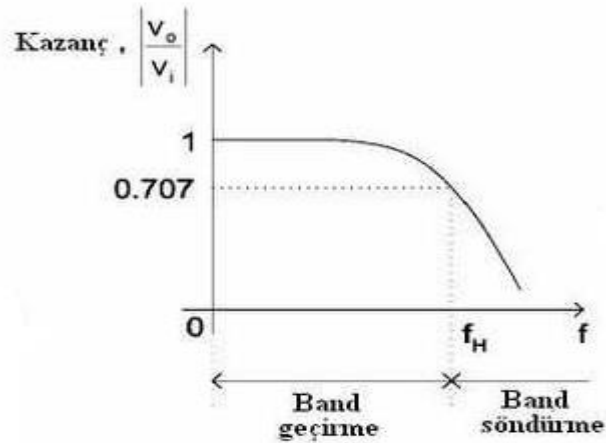


Şekil 5.36: Tasarlanan filterelerin akış şeması

Bu filtre için kullanılan işlemsel kuvvetlendirici Analog Devices firmasının AD8572 kodlu işlemsel kuvvetlendiricisidir. Bu kuvvetlendiricinin bazı özellikleri ise; düşük offset voltajı ($1\mu\text{V}$), yüksek kazanç (145dB), ortak mod bastırma oranı (140dB) ve düşük seviyede kaynak akımı ($750\mu\text{A}$) ile yüksek performans gibi özellikleri bulunmaktadır.

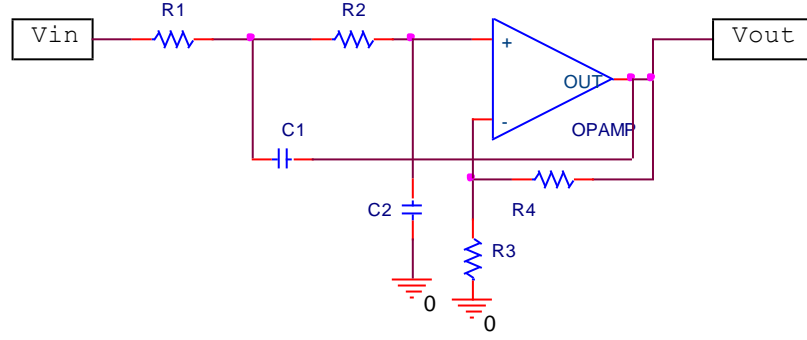
5.2.1. Alçak Geçiren Filtre

Alçak geçiren filtre yapısında 0 Hz ile kesim frekansı (f_H) arasında sabit bir kazanç vardır (genellikle birim kazanç). Kesim frekansında, alçak frekans kazancı 3dB azalır. 0 Hz ile kesim frekansı (f_H) arasındaki frekanslar bant geçirme frekansı, f_H 'dan büyük frekanslar ise bant söndürme frekansıdır. Bant söndürme frekansında kazanç oldukça azalmıştır.

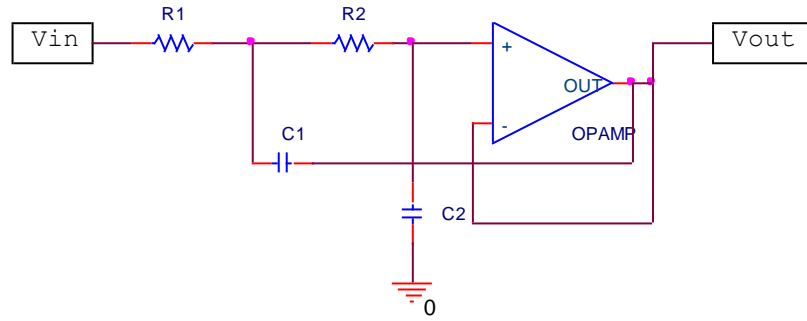


Şekil 5.37: Alçak geçiren filtrenin kazanç/frekans grafiği

EEG sistem tasarımı için kullanacağımız alçak geçiren filtre çeşidi Butterworth 6. dereceden filtredir. Bu katmanda filtre tasarımı için Sallen-Key topolojisine göre Butterworth 6.derecen alçak geçiren filtre tasarımı yapılmıştır.



Şekil 5.38: Genel Sallen-Key alçak geçiren filtre devresi



Şekil 5.39: Birim kazançlı Sallen-Key alçak geçiren filtre devresi

Genel Sallen-Key alçak geçiren filtre devresi Şekil 5.38' de gösterilmiştir. Bu devrenin kazanç formülü:

$$A_0 = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (5.12)$$

Şekil 5.38' de gösterilen kazancı bir olan devredir. Sallen- Key alçak geçiren filtrenin genel transfer fonksiyonu ise:

$$A(s) = \frac{A_0}{1 + \omega_c [C_1(R_1 + R_2) + (1 - A_0)R_1 C_2]s + \omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2 s^2} \quad (5.13)$$

burada Şekilde 5.39 daki gibi kazancı yani $A_0=1$ alınırsa transfer fonksiyonu :

$$A(s) = \frac{1}{1 + \omega_c C_1 (R_1 + R_2) s + \omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2 s^2} \quad (5.14)$$

burada tasarlanacak devrenin katsayıları ve transfer fonksiyonu arasındaki ilişki ise:

$$A_0 = 1 \quad (5.15)$$

$$a_1 = \omega_c C_1 (R_1 + R_2) \quad (5.16)$$

$$b_1 = \omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2 \quad (5.17)$$

Tasarlanacak devre için uygun olarak seçilen C_1 ve C_2 değerleri için R_1 ve R_2 değerleri aşağıdaki formüle göre hesaplanarak bulunur.

$$R_{1,2} = \frac{a_1 C_2 \mp \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2} \quad (5.18)$$

Bu şartlarda altında gerçeğe yakın değerler elde etmek için ayrıca devrenin katsayılarına göre C_1 ve C_2 arasında aşağıda verilen bağıntıyı taşımak zorundadır.

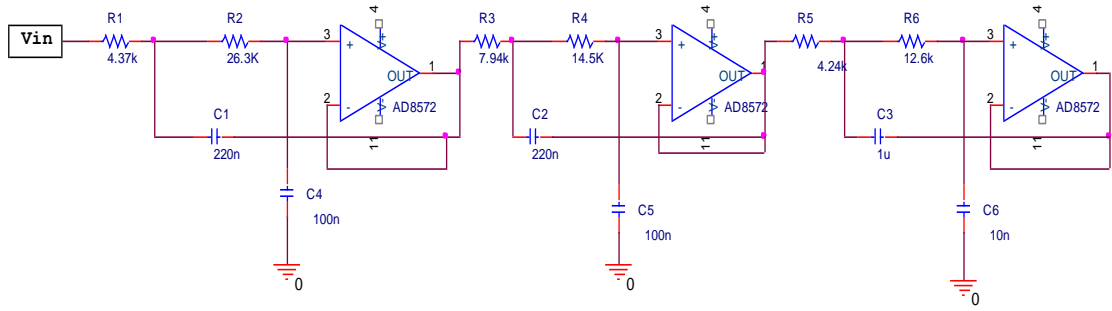
$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2} \quad (5.19)$$

Yukarıdaki verilen denklemler için hesaplamalar yapılarak Butterworth 6. dereceden filtre tasarımı gerçekleştirildi.

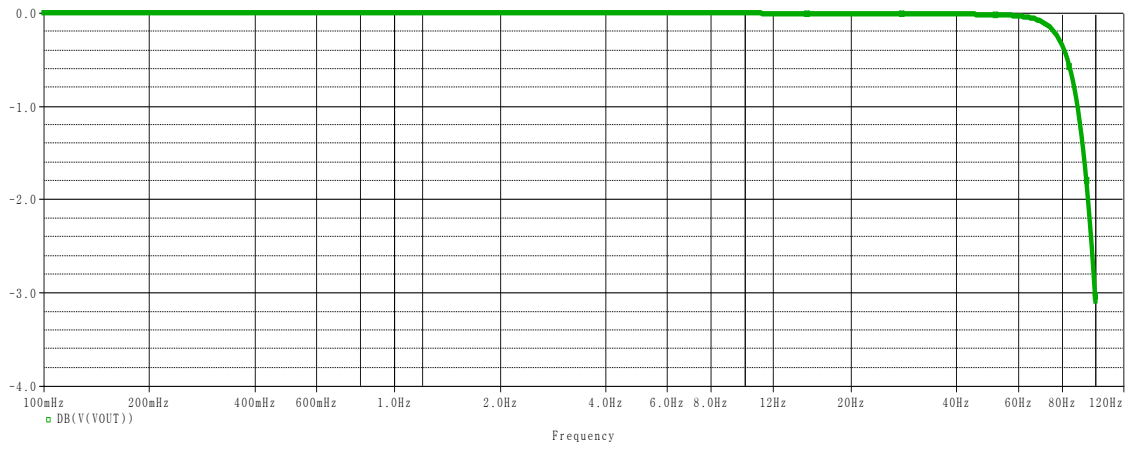


Şekil 5.40: 6.dereceden filtrenin kısımları

Yukarıda verilen denklemler için 6.dereceden Butterworth alçak geçiren filtrenin katsayıları alınarak ve tablo 5.1 de seçilen kondansatör değerleri için elde ettiğimiz devrenin tasarım için gerekli olan elemanların çıkış değerleri elde edildi. Şekil 5.41 de Butterworth 6.dereceden alçak geçiren filtreye ait Pspice programında çizilmiş devre şeması verilmiş olup opamp olarak devremizde AD8572 işlemsel yükselteç kullanılmıştır. Şekil 5.42 de verilen şekilde ise devrenin frekans cevabı çizdirilmiştir. Şekil 5.42 de de görüldüğü gibi filtrenin -3dB kazançta ve 100Hz kesim frekansında olduğu görülmektedir.



Şekil 5.41: Tasarlanan 6.dereceden Butterworth AGF devre şeması

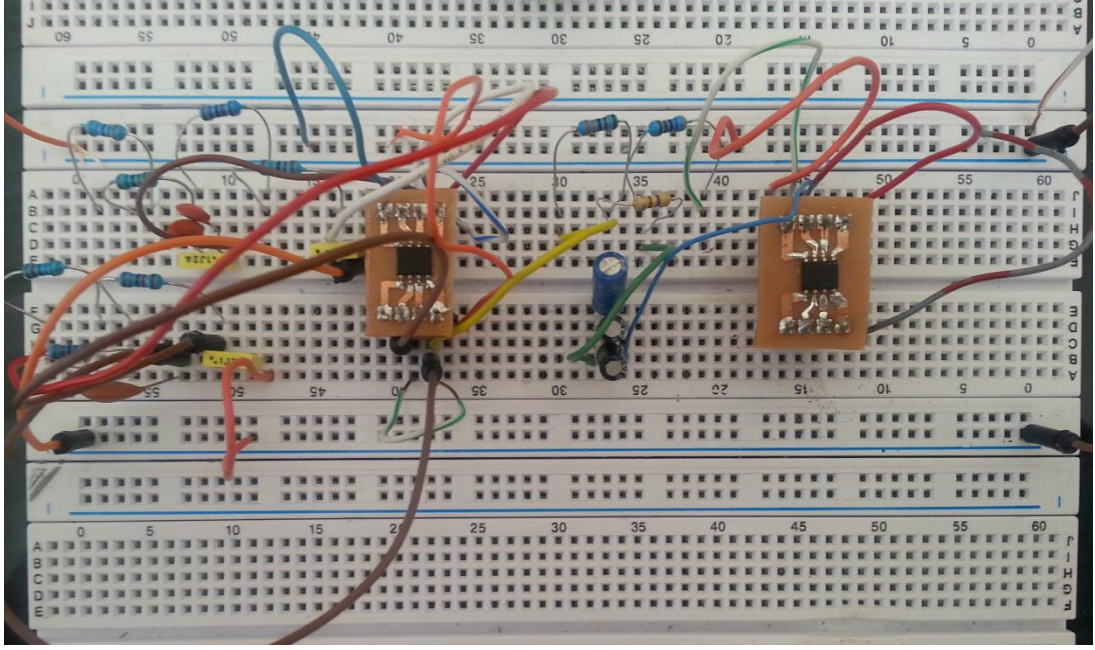


Şekil 5.42: 6.dereceden Butterworth AGF frekans cevabı

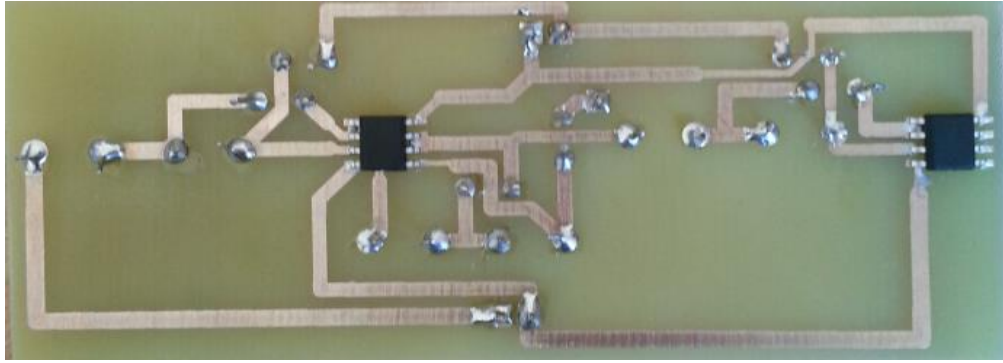
Tablo 5.1: Alçak geçiren Butterworth filtre özellikleri

Özellikler	1.Kısım	2.Kısım	3.Kısım
1.dereceden filtre katsayısı, a_1	1.931	1.411	0.517
2.dereceden filtre katsayısı, b_1	1	1	1
Kapasitör, C_1	100nF	100nF	47nF
Kapasitör, C_2	220nF	220nF	1uF
Direnç, R_1	4.37k Ω	7.94k Ω	4.24k Ω
Direnç, R_2	26.3k Ω	14.5k Ω	12.6k Ω
Kalite Faktörü	0.52	0.71	1.93

Şekil 5.43 de tasarladığımız devrenin breadboard üzerindeki şekli verilmiştir ve ayrıca şekil 5.44 de verilen şekilde tasarladığımız devrenin baskı devresi gösterilmektedir.



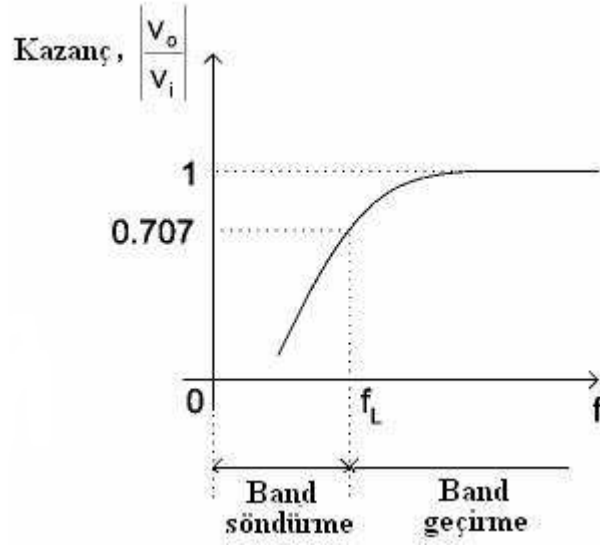
Şekil 5.43: 6.dereceden Butterworth AGF



Şekil 5.44: Tasarlanan 6.dereceden Butterworth AGF baskı devresi

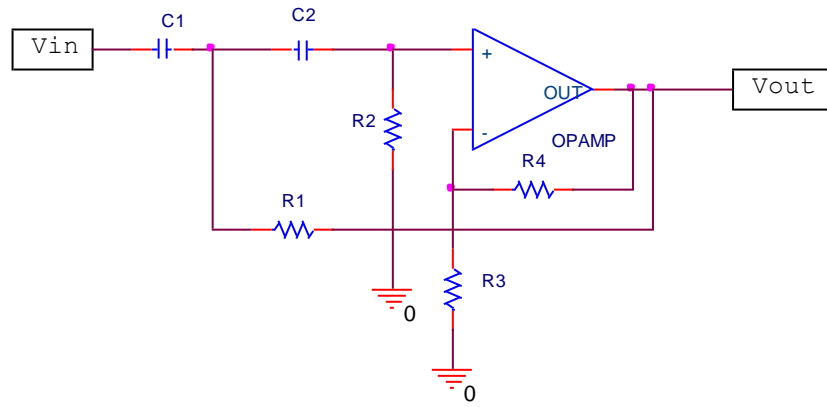
5.2.2. Yüksek Geçiren Filtre

Yüksek geçiren filtre yapısında kesim frekansından (f_L) daha büyük frekanslarda sabit bir kazanç vardır (genellikle birim kazanç). Kesim frekansında, yüksek frekans kazancı 3dB azalır. 0Hz ile kesim frekansı (f_L) arasındaki frekanslar bant söndürme frekansı, f_L ' den büyük frekanslar ise bant geçirme frekansıdır. Bant söndürme frekansında kazanç oldukça azalmaktadır.

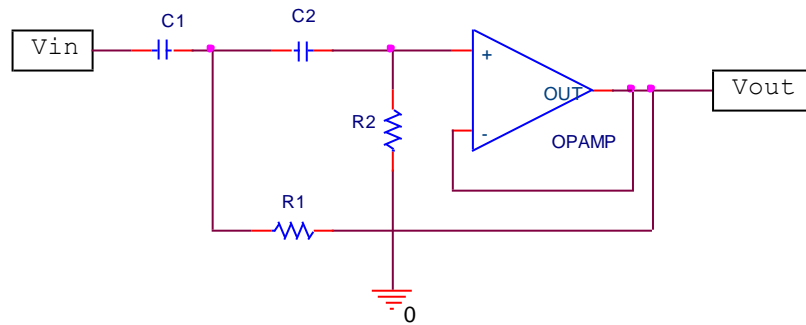


Şekil 5.45: Yüksek geçiren filtrenin kazanç/frekans grafiği

EEG sinyallerinde düşük seviyelerde bulunan istenmeyen sinyalleri yok etmek için kullanacağımız diğer filtre çeşidi Butterworth 2.dereceden yüksek geçiren filtredir. Bu filtre için kullandığımız Sallen-Key topolojisidir.



Şekil 5.46: Genel Sallen-Key yüksek geçiren filtre



Şekil 5.47: Birim kazançlı Sallen-Key yüksek geçiren filtre

Şekil 5.46 da verilen Genel Sallen-Key Yüksek Geçiren filtrenin kazancı:

$$A_0 = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (5.20)$$

transfer fonksiyonu ise:

$$A(s) = \frac{a}{1 + \frac{R_2(C_1 + C_2) + R_1 C_2(1-a)}{\omega_c R_1 R_2 C_1 C_2} s + \frac{1}{\omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2} s^2} \quad (5.21)$$

$$a = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (5.22)$$

Şekilde 5.47 de gösterilen devrenin kazancı 1 olup ($A_0=1$) transfer fonksiyonu aşağıda verilmiştir.

$$A(s) = \frac{1}{1 + \frac{2}{\omega_c R_1 C} s + \frac{1}{\omega_c^2 R_1 R_2 C^2} s^2} \quad (5.23)$$

$$A_0 = 1 \quad (5.24)$$

Devrenin filtre katsayıları da aşağıda verilmiştir:

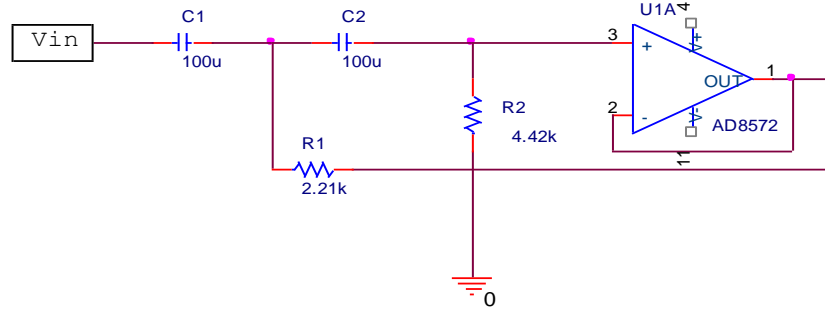
$$a_1 = \frac{2}{\omega_c R_1 C} \quad (5.25)$$

$$b_1 = \frac{1}{\omega_c^2 R_1 R_2 C^2} \quad (5.26)$$

Yukarıda verilen işlemler yapıldığında tasarlayacağımız devrenin direnç değerlerinde aşağıda verilen formülle hesaplanır.

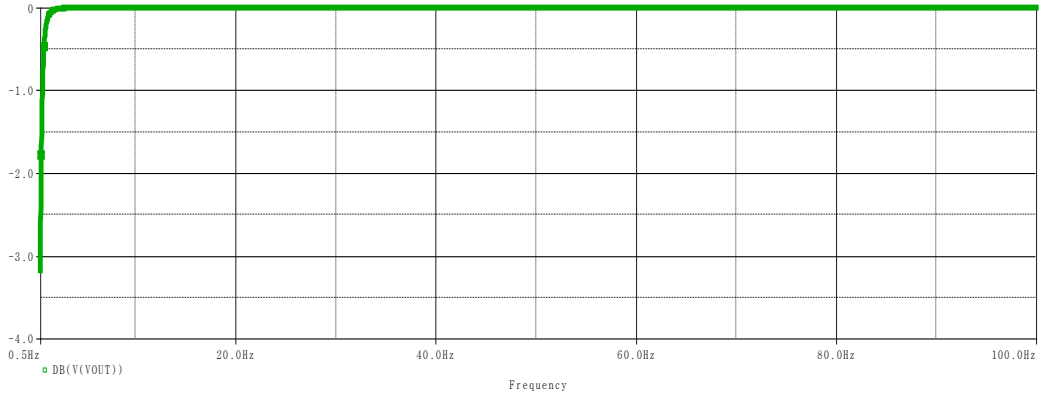
$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_1} \quad (5.27)$$

$$R_2 = \frac{a_1}{4\pi f_c C b_1} \quad (5.28)$$

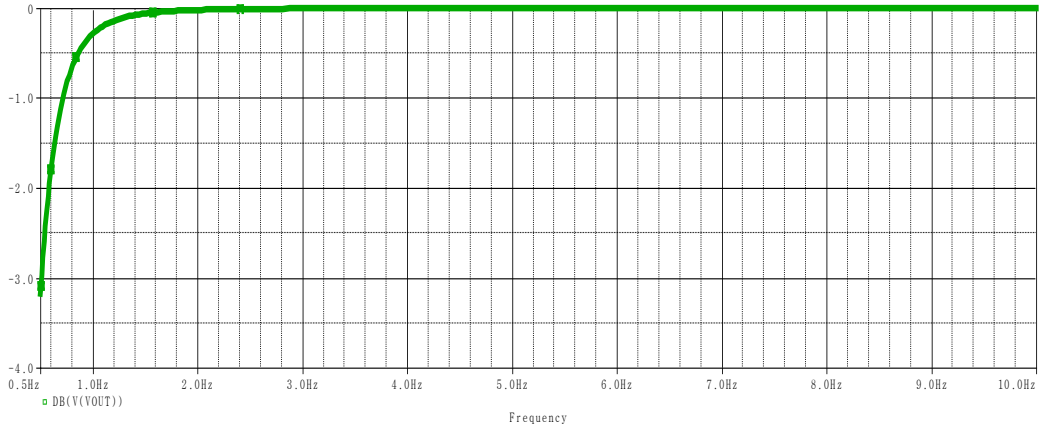


Şekil 5.48: Butterworth 2.dereceden ygf devre şeması

Bir diğer filtre çeşidi olan yüksek geçiren filtre için yine Butterworth filtre çeşidi tercih edildi. Tasarladığımız filtre için yukarıda verilen denklemler kurularak yine Butterworth yüksek geçiren filtreye ait filtre katsayıları ve devreye uygun kondansatör değerleri elde edilerek tablo 5.2 de verilen değerler bulunmuştur ve şekil 5.48 de Pspice da çizilen devre gösterilmiştir. Şekil 5.49 (a) ve (b) şekillerinde filtrenin frekans cevabı gösterilmiştir. Ayrıca (b) seçeneğinde aralık grafiğin daha iyi görülmesi için küçültülmüştür. Filtrenin frekans cevabını -3dB de 0.5Hz olduğu görülmektedir. Şekil 5.50 de bu devreye ait baskı devre sonucu gösterilmiştir.



(a)



(b)

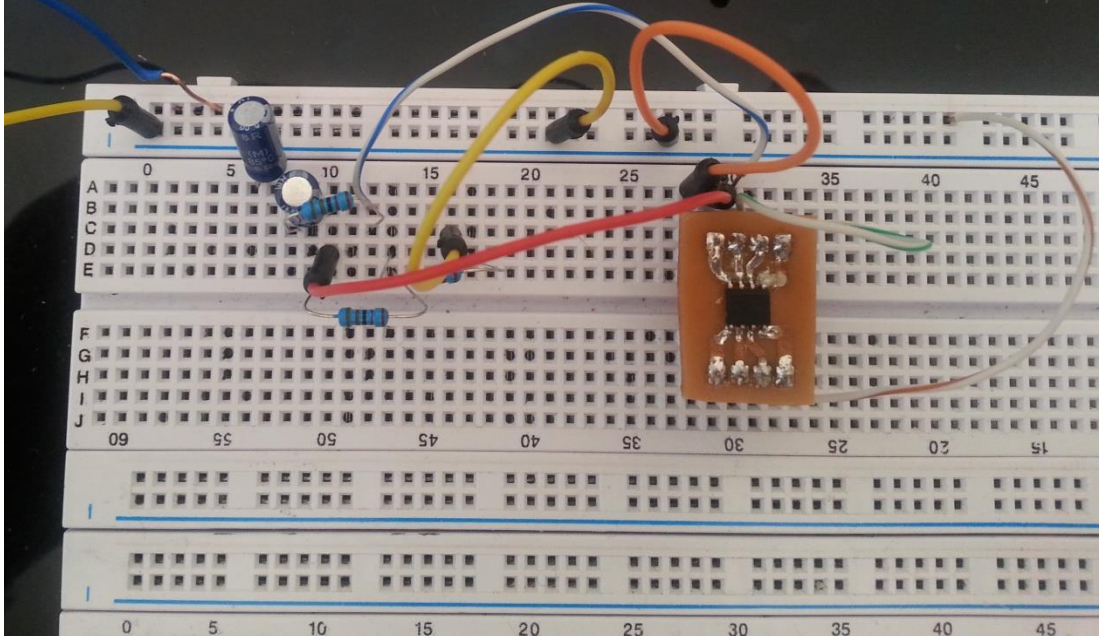
Şekil 5.49: a) Butterworth 2.dereceden ygf frekans cevabı 0.5-100Hz

b) Butterworth 2.dereceden ygf frekans cevabı 0.5-10Hz

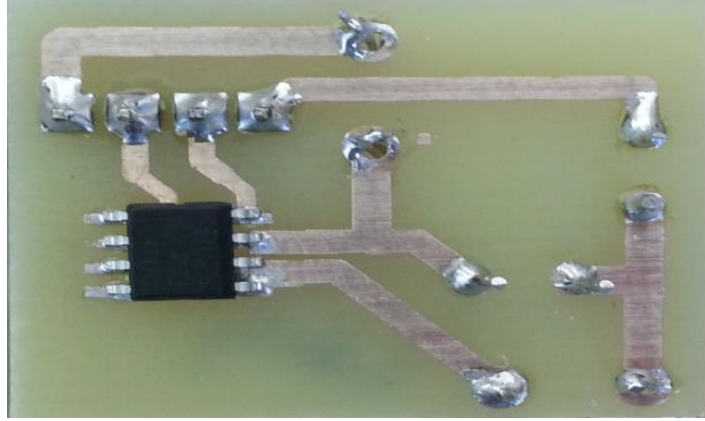
Tablo 5.2: Yüksek geçiren Butterworth filtre özellikleri

Özellikler	1.Kısım
1.dereceden filtre katsayısı, a_1	1.41
2.dereceden filtre katsayısı, b_1	1
Kapasitör, C_1, C_2	100 μ F
Direnç, R_1	4.42k Ω
Direnç, R_2	2.21k Ω
Kalite Faktörü	0.71

Şekil 5.50 de tasarladığımız devrenin breadboard üzerindeki şekli verilmiştir ve ayrıca şekil 5.51 de verilen şekilde devrenin baskı devresi gösterilmektedir.



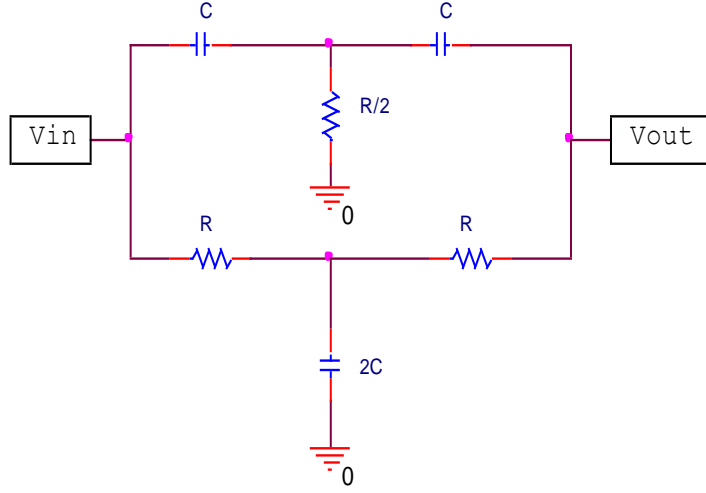
Şekil 5.50: Butterworth YGF



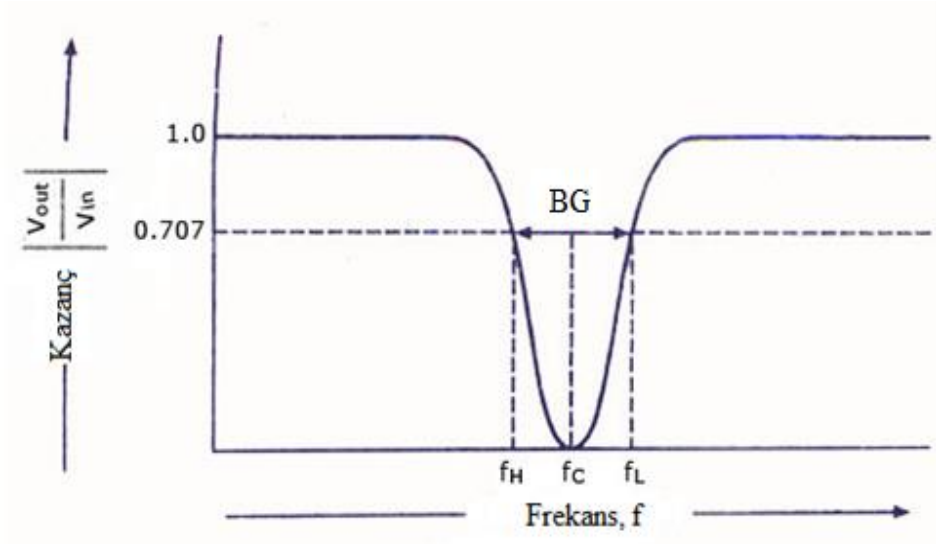
Şekil 5.51: Tasarlanan Butterworth 2.dereceden YGF baskı devresi

5.2.3. Çentik (Notch) Filtre

Çentik filtre özellikle biyomedikal cihazlarda işaretler üzerindeki 50Hz' lik şebeke frekanslı gürültüleri bastırmak için kullanılan bant durduran filtre yapısında bir filtre devresidir.

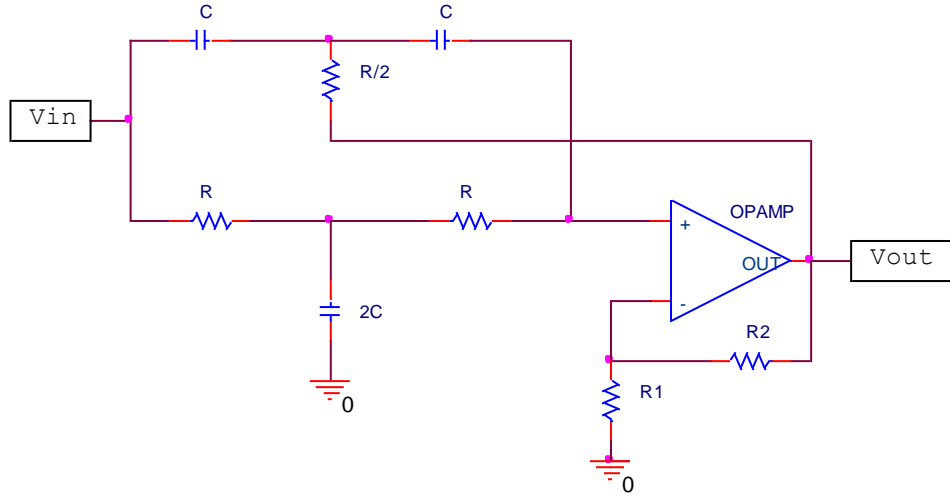


Şekil 5.52: Genel Çentik (Notch) Filtre devresi(pasif)



Şekil 5.53: Çentik (Notch) Filtre kazanç/frekans grafiği

Şekilde pasif Twin-Filtre devre şeması verilmiştir ($Q=0.25$). Eğer tasarlanacak Notch filtre için kalite faktörünü (Q) arttırmak istersek devreye geri beslemeli bir kuvvetlendirici elemanı eklemek gerekmektedir. Şekildeki gibi bir kuvvetlendirici eklenirse de devre bant durduran filtre özelliklerini göstermektedir.



Şekil 5.54: Genel Çentik (Notch) Filtre devresi(aktif)

Twin-T filter transfer fonksiyonu:

$$A(s) = \frac{k(1+s^2)}{1+2(2-k)s+s^2} \quad (5.29)$$

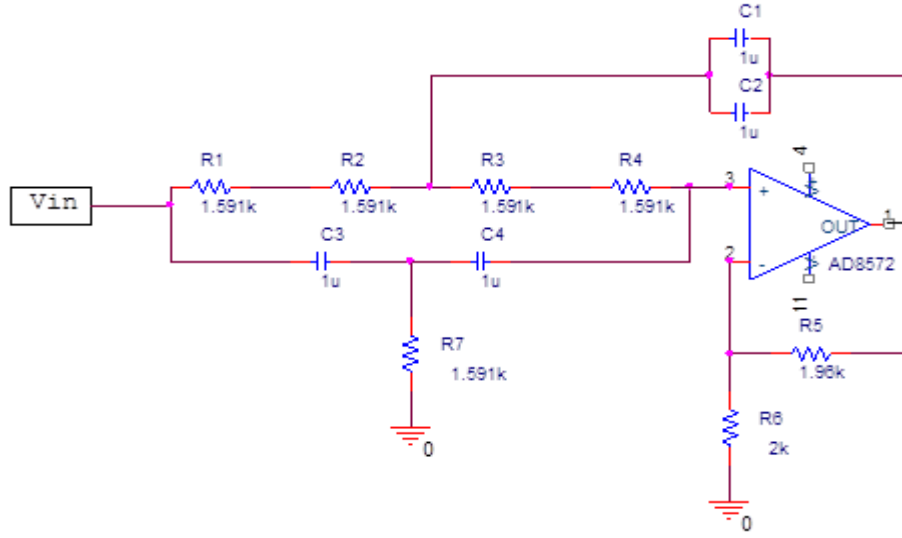
$$\text{kesim frekansı : } f_m = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5.30)$$

$$\text{kazanç : } G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (5.31)$$

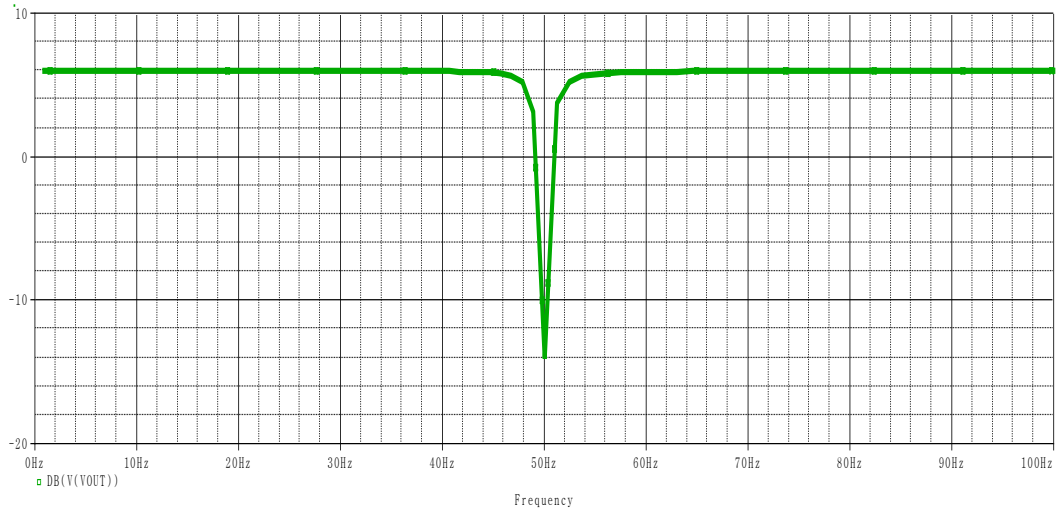
$$\text{kazanç: } A_0 = G \quad (5.32)$$

$$\text{Q faktörü : } \frac{1}{2(2-G)} \quad (5.33)$$

Şekil 5.54 de yukarıdaki denklemler için uygun değerler seçilerek Pspice de çizilen devre oluşturulmuş ve şekil 5.56' da bu filtreye ait frekans cevabı çizdirilmiştir. Şekilde de görüldüğü gibi devrenin frekans cevabı yaklaşık 6dB kazançta ve 50 Hz de sinyal bastırma işlemine sahip olduğu görülmektedir.

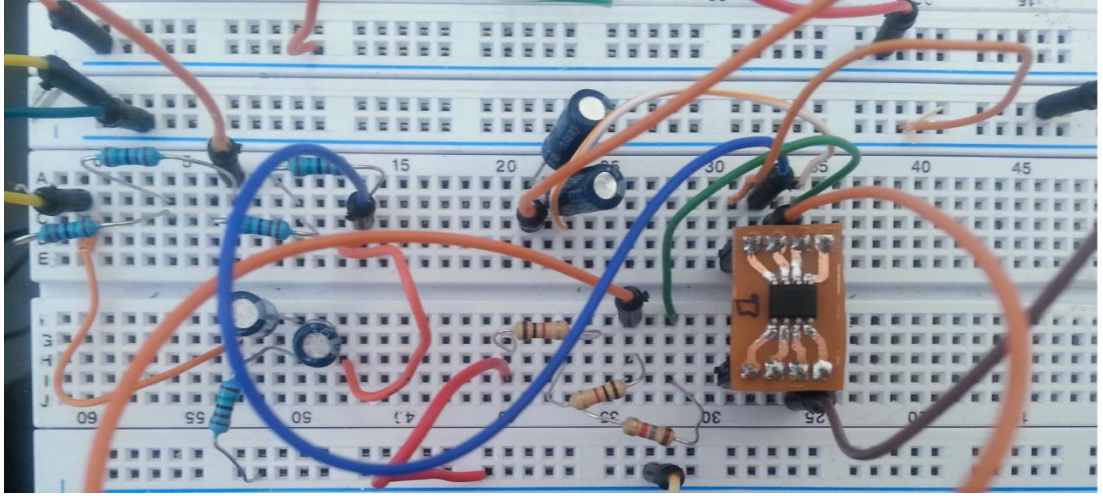


Şekil 5.55: Tasarlanan Çentik (Notch) Filtre devresi

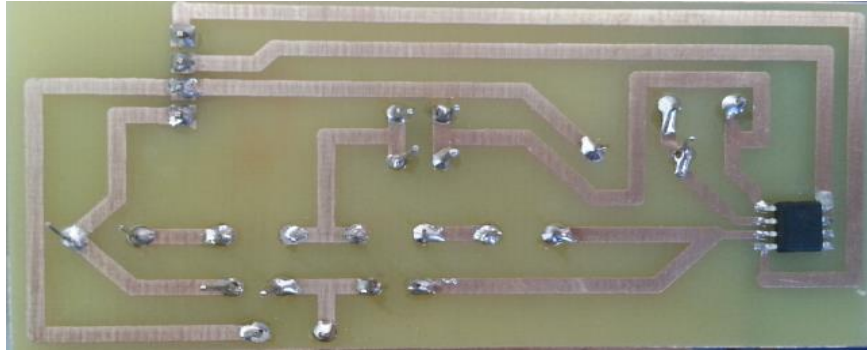


Şekil 5.56: Çentik (Notch) Filtre devresi frekans cevabı

Şekil 5.57 de tasarladığımız devrenin breadboard üzerindeki şekli verilmiştir ve ayrıca şekil 5.58 de verilen şekilde devrenin baskı devresi gösterilmektedir.



Şekil 5.57: Breadboard üzerinde tasarlanmış Çentik filtre

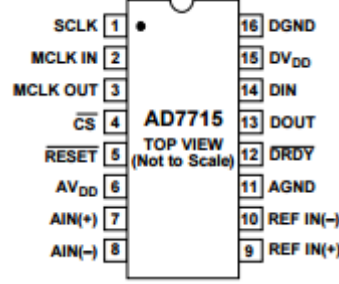


Şekil 5.58: Çentik (Notch) filtre baskı devresi

5.3. Analog Dijital Çevirici

Analog formdaki bir büyüklüğün, sayısal sistemler için anlaşılabilir olması için sayısal forma dönüştürülmesi gerekmektedir. Bu işlemi yapan devrelere analog-sayısal çevirici veya kısaca A/D çevirici veya ADC adı verilir. Bu işlem için bir çok yöntem kullanılmaktadır. 16 pinli AD7715 adc entegresi, delta-sigma tekniğine göre uyarlanmış 16 bit bir analog dijital çeviricidir. Düşük seviyede akım çekmesi (450uA), dijital filtre katına sahip olması, üç farklı haberleşme tekniğine sahip olması (SPI, QSPI™, MICROWIRE™ ve DSP) , ayrıca -AIN ve +AIN gibi iki girişi bulunmasıyla bu iki giriş arasındaki farkı alarak programlanabilir özellikte ve 16bit hızında olmasından dolayı yüksek performans sağlamaktadır. ADC'nin 16bit olması demek 5V dahili referans geriliminde bize; $5V/16bit(2^{16})=5V/65536=76.2\mu V$ hassasiyetinde analog girişteki bilginin dijitale çevrilmesi demek ki; çoğu mikrodenetleyicideki dahili 10bitlik adc'nin ($5V/1023$) 4.88mV adım gerilimine sahip olduğunu düşünürsek gayet tatmin edici sonuç verdiğini söyleyebiliriz. Burada önemli olan, insan bedeninden problemler aracılığı ile alınan analog sinyallerin, herhangi kayba uğramadan yükseltilmesi ve örneklenmesidir.

Örnekleme işlemi yapılırken de örnekleme frekansı ne kadar yüksek olursa, örnekleme sonrası elde edilen dijital sinyalin orijinaline benzemesi de o kadar iyi olur.



Şekil 5.59: AD7715 entegresi bacak bağlantıları

Şekil 5.58de AD7715 ait datasheet gösterilmektedir.

Elde ettiğimiz sinyaller adc den geçerek dijitale dönüştükten sonra bilgisayar ortamına aktarılma işlemi Arduino kitiyle yapıldı.Şekil 5.60 da yazılan kodun görüntüsü verilmiş olup bu aşamadan sonra Processing ara yüz programıyla görüntüleme işlemi yapılmıştır. Ek-1 de sistem için yazılan kod mevcuttur.

```
#define ANALOG_IN A0

void setup() {
  Serial.begin(9600);
}

void loop()
{
  int val = analogRead(ANALOG_IN);
  //Serial.print(val);
  //Serial.print("\n");
  Serial.write( 0xff);
  Serial.write( (val >> 8) & 0xff);
  Serial.write( val & 0xff);
}
```

Yükleme tamamlandı.

Global variables use 184 bytes (8%) of dynamic memory, leaving 1.864 bytes for local variables. Maximum is 2.048 bytes.

12 Arduino Uno on COM8

Şekil 5.60: Arduino da yazılan kod

5.4. Güç Kaynağı

Güç kaynağı, bir sistem ya da düzeneğin gereksinimi olan enerjiyi sağlamak için kullanılan birimlerin genel adı. Cep telefonu ya da el feneri pili, bir pili doldurmak için kullanılan adaptör, bir bilgisayarın gereksinimi olan gücü üreten donanım birer güç kaynağıdır. Bizimde tasarladığımız sistem için gerekli olan gücü 9V luk pillerle oluşturduğumuz devreyle ve ayrıca USB bağlantısı ile kullandığımız Arduino kitinin gerilim çıkışları olan pin çıkışlarından elde ettik. Sisteme doğrudan şebeke kaynağı bağlayamamızın sebebi şebeke kaynaklarında bulunan gürültü sinyallerinin bizim elde ettiğimiz düşük genlikli EEG sinyalleri üzerinde bozulma meydana getirmesinden dolayıdır. Oluşturduğumuz güç kaynağı devresi şekilde gösterilmiştir.

5.4.1. Pil

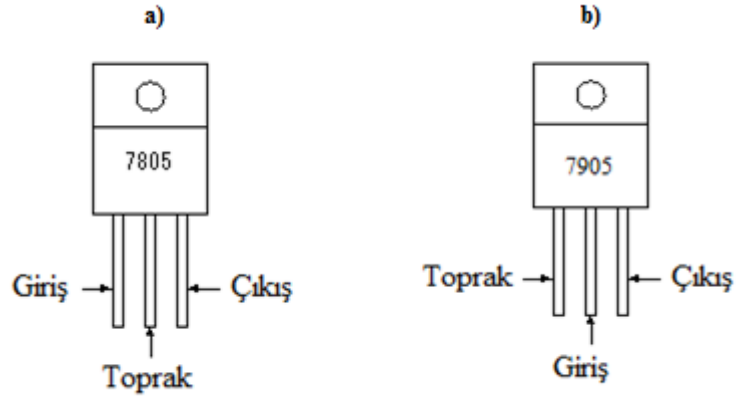
Kimyasal enerjiyi elektrik enerjisine çeviren cihazlara pil denir. Piller, bir yada daha çok elektrokimyasal hücre, akış yada yakıt hücreleri gibi elektrokimyasal cihazlarda meydana gelir. Bizde sistemimiz için gerekli olan gücü GP200 9V (8.4V) luk piller aracılığıyla oluşturduğumuz ve içerisinde voltaj regülatörü kullanarak ihtiyacımız olan gerilim değerini elde ettiğimiz devreden sağladık.



Şekil 5.61: Devrede kullanılan 9V batarya

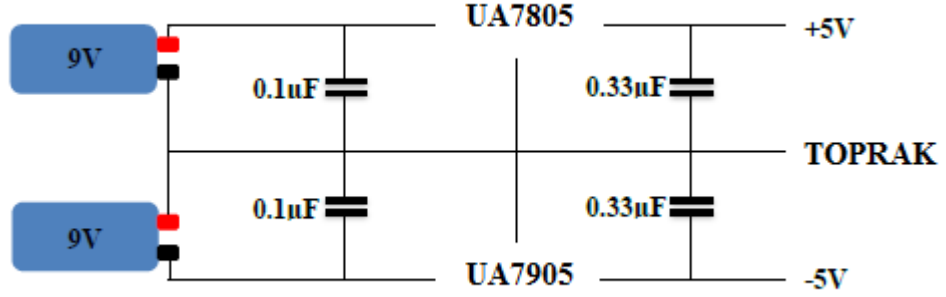
5.4.2. Voltaj Regülatörü

Voltaj regülatörü, voltaj sabitleyicidir. Elektronik devrelerin genelinde +5V besleme ile çalıştığı için uygulamalar için önemli bir elemandır. 7805 6-36V arası uygulanan gerilimi 5V' a sabitler. Bu sabitlemeyi yaparken üstündeki ortasında yuvarlak bulunan metal kısım ısınır. Bu yüzden soğutucu ile kullanılması tavsiye edilir. 7905 serisi entegreler ise -5v sabit çıkış gerilimi verir. 7905 entegreleri ise 7805 entegreleri gibi sabit gerilim verirler ama onlardan farklı olarak 7905 serisi entegreler negatif(-) çıkış verir. Bu entegreler 3 ayaklıdır. Ayaklar IN(giriş), GND(şase) ve OUT(çıkış) uçlarıdır. Giriş kısmına uygulanan gerilim entegrenin + veya - çıkış koduna göre düşürülerek çıkış ayağından verilir. Bu entegrelerin giriş ayağına en az çıkış gerilimi kadar gerilim uygulanmalıdır. Her iki entegrenin ayakları şu şekildedir. Bağlantı şekilleri aşağıdaki gibidir:



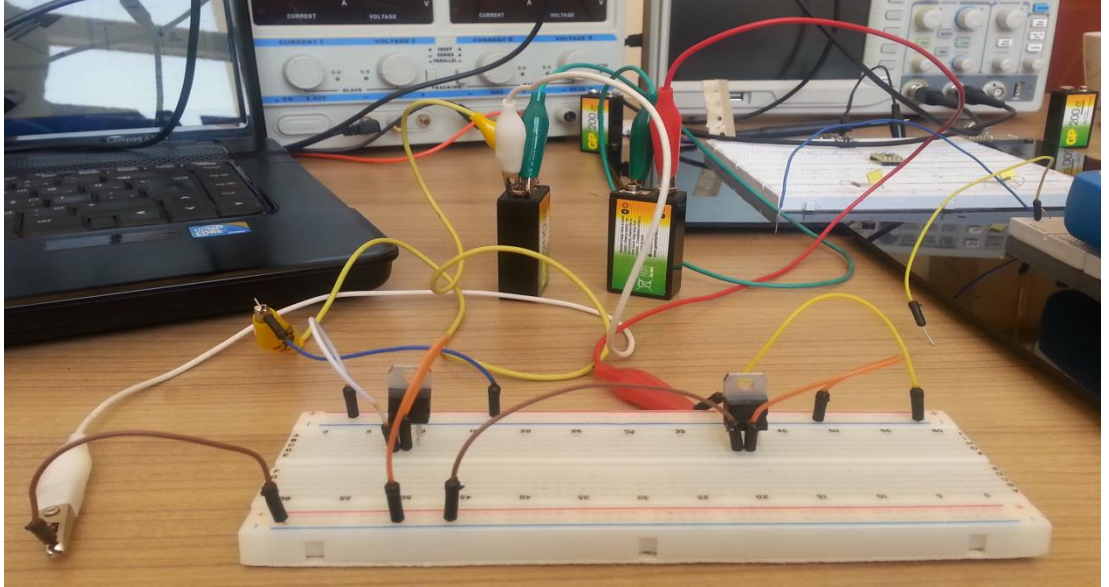
Şekil 5.62: a) 7805 voltaj regülatörü bacak bağlantıları
b) 7905 voltaj regülatörü bacak bağlantıları

Tasarladığımız sistemde bulunan devre elemanların çalışma gerilimleri 5V ve 5V dan daha yüksek gerilim değerlerinde çalışmaktadır. Devremizdeki elemanların çalışmasının sürdürülebilirliği için gerekli olan gerilimleri şekilde görülen piller ve buna bağlı olarak kullanılan 7805 ve 7905 entegreleri ile kurularak elde edildi. Ayrıca devrede görülen kapasitörler yardımıyla kuplajlama işlemi gerçekleştirildi.



Şekil 5.63: Sistem için tasarlanmış 9V dan 5V dönüşüm devresi

Şekil 5.63 de gösterildiği gibi iki tane 9V luk bataryanın (pil) birbirleriyle bağlantısı birini + (pozitif) ve - (negatif) ucu birleştirilerek ortak uç elde edildi ve diğer 2 uçtan da negatif ve pozitif gerilimler sağlandı. Buradan elde edilen gerilimler voltaj regülatörleri sayesinde +5V ve -5V seviyesine indirildi. Şekil 5.64 de breadboard üzerinde tasarlanmış sistem görülmektedir.



Şekil 5.64: Güç kaynağı sistemi

5.5. Arduino

Arduino; programlama deneyimi olmayan kişiler düşünülerek geliştirilmiştir. Bu sebeple kökenleri benzer düşünceler ile yola çıkılarak tasarlanan Wiring ve Processing projelerine dayanmaktadır. Processing Casey Reas ve Ben Fry isimli geliştiriciler tarafından ortaya çıkarılan bir programlama dili ve aynı zamanda

geliştirme ortamıdır. Processing'in özellikle veri görselleştirme konusuna yaklaşımı onu günümüzün yaygın işleri arasında kılmıştır [36].

Arduino zaman geçtikçe popülerleşen ve değişik alanlarda projeler üretilen bir kod veritabanına sahiptir. Bir çok donanım için de yazılmış kütüphaneleri mevcuttur.

Arduino'yu yaygınlaştıran ve tercih edilir özellikleri kısaca şöyle sıralayabiliriz.

- Düşük maliyeti sayesinde kolay temin edilebilmesi.
- Açık kaynaklı olması sebebiyle lisans sorunlarıyla karşılaşılması.
- Değişik işletim sistemleri geliştirme ortamını sorunsuz çalıştırabiliyor olması.
- Ek donanımlar sunabilmesi.

5.5.1. Arduino Çeşitleri

Arduino kartları değişik çeşitlerde mevcuttur. Bunlardan bazıları Arduino UNO; Arduino MEGA; Arduino LILYPAD; Arduino ADK vb. Tezimizde Atmega 328 kullanılmıştır. Temel olarak yaklaşık bileşenler bulursa da değişik alanlarda da aralarında farklılaşma görülebilmektedir.

5.5.2. Arduino Uno Atmega 328p

Tezimizde kullandığımız ve çok fazla tercih edilen Arduino modellerinden biridir. Üzerinde USB bağlantı portu, güç regülatörü ve 16 Mhz kristal gibi bileşenlere sahiptir. USB portu üzerinden programlanabilmekte ve USB üzerinden 5 V'luk besleme verilebilmektedir. Şekil 5.64 ve 5.65 de kullandığımız bu Arduino nun fotoğrafları verilmiştir.



Şekil 5.65: Devrede kullanılan Arduino mikroişlemcisi



Şekil 5.66: Devrede kullanılan Arduino mikroişlemcisi arka yüzü

5.5.3. Arduino İşlemcimizin Bölümleri

Kartımızın üzerinde yer alan her bölümün özel bir fonksiyonu vardır. Bu bölümleri şu şekilde sıralayabiliriz.

- Atmega 328 mikro denetleyici: Kartımızın ‘beyni’ diyebileceğimiz bu modüle programlarımız yüklenmekte. Herhangi bir sebeple bozulduğunda yenisi ile değiştirilebilmektedir.
- Usb bağlantı noktası: Karta program yüklemek ve bilgisayarda haberleşmek için kullanılır. USB kablosu ile iletişim sağlar.
- Analog giriş pinleri ve güç bağlantıları: Tezdeki opamp ile yükselttiğimiz ağırlık değeri bu girişten içeriye aktarılmaktadır.

- Reset butonu: Arduino'yu yeniden başlatmasını sağlar. Geçici bellek üzerindeki veri silinir. Bu butonu yazılımımızı baştan başlatmak için kullanılmaktadır.
- Kart üzeri programlama pinleri: Mikroişlemciyi harici programlama içinde programlayabiliriz. Bu işlem ICSP pinleri ile sağlanır. Tezimizde bu modülü kullanmadık.
- 9-12 DC güç girişi: Kartı beslememiz için bu giriş kullanılır. USB bağlantısı olmadan beslemek amaçlı kullanılabilir.
- Dijital Giriş-Çıkış Pinleri: Dijital girdi ve çıktılar bu pinler üzerinden sağlanır. Yanında (~) işareti olan pinler üzerinde analog çıkış da sağlanabilir.
- Güç regülatörü: İşlemcinin beslenmesi için gerekli gerilimleri üretir.
- Güç Ledi: Kartımızın güç göstergesi olan led'dir. Besleme çıkışının doğru olarak aktif olduğunu göstermektedir. Kısa devreler bu ışığın pasif kalması ile tespit edilebilmekte [34-36].

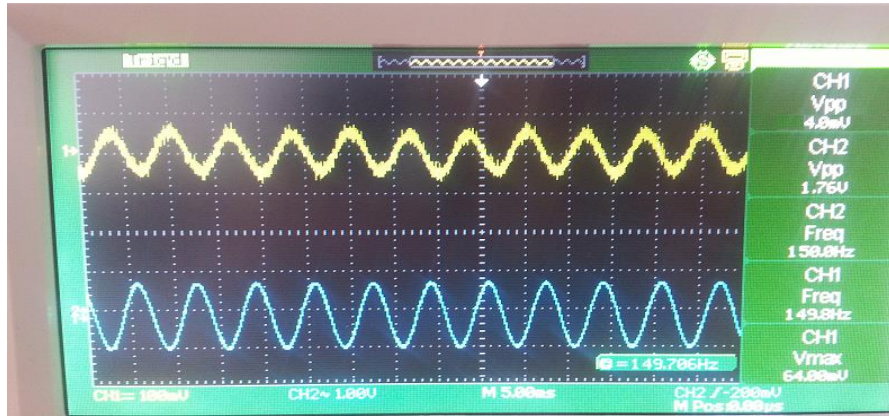
5.5.4. Arduino Programlama Dili

Arduino programlama dili syntax yapısı olarak C++ diline benzemektedir. Programların tamamında setup() ve loop() adlı iki fonksiyon bulunmaktadır. Güç verilmesinin ardından veya reset butonuna basılmasının ardından setup() fonksiyonu çalışır. Loop() fonksiyonu, setup() fonksiyonunun sonrasında çalıştırılır. Yazılımın döngüsü olan bu kısım sürekli devam eder. Tezimizi hazırlarken dikkat ettiğimiz noktalar aşağıda verilmiştir.

- Fonksiyon başlıkları haricinde her satırın sonuna noktalı virgül konuldu.
- Yazılımımızın kod bloklarını {} süslü parantezler ile oluşturulur.
- Çalışmamızda büyük harf, küçük harfe duyarlı olduğundan değişken yapımızı düzgün yapmak için bu ayrıntıya dikkat edildi.

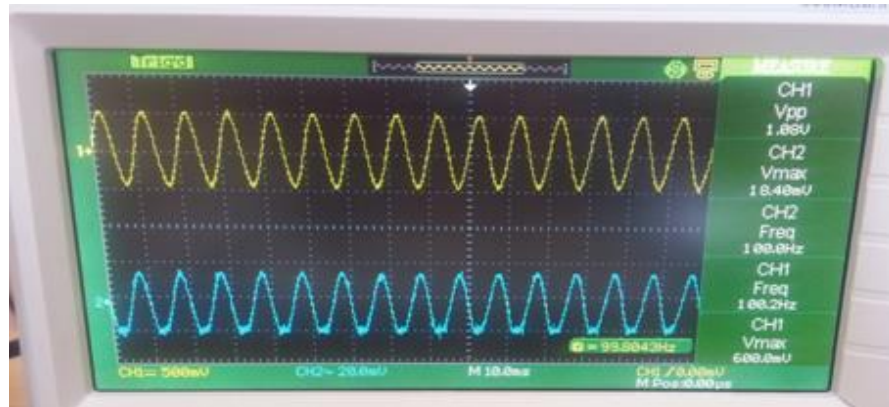
6. SONUÇLAR

Tasarladığımız sistem için oluşturduğumuz katmanların sonuçları aşağıdaki osiloskop çıktılarında verilmiştir. Şekil 6.67 de kuvvetlendirici katının kurulmuş olan devresi için giriş ve çıkış değerleri görülmektedir. Burada giriş değeri yaklaşık 3-4mV iken çıkış gerilimi 1.5-1.7V olmaktadır. Kuvvetlendiricideki simülasyon ortamıyla gerçek ortamda kurulan devre arasındaki fark **sistem** üzerinde meydana gelen girişimler ve gürültülerden kaynaklanmaktadır.

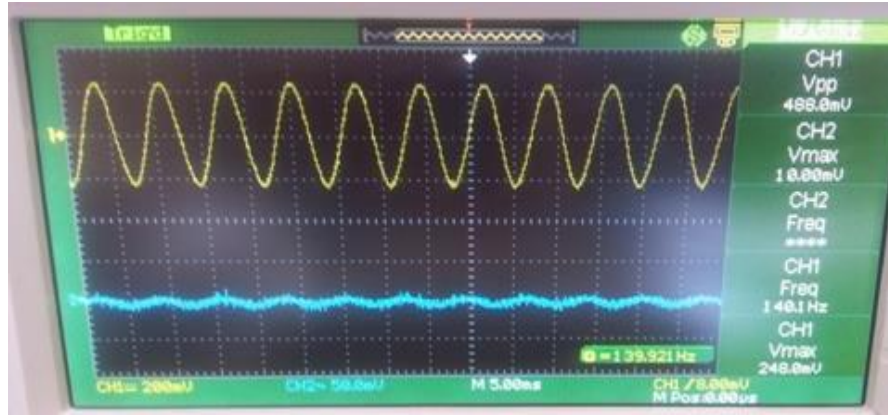


Şekil 6.67: Kuvvetlendirici devresinin giriş ve çıkış sinyalleri osiloskop görüntüsü

Tasarladığımız Butterworth alçak geçiren filtrelerin osiloskop görüntüleri şekil 6.68 ve 6.69 de verilmiştir. Şekil 6.68 de 100 Hz seviyesinde bir sinyalin çıkış görüntüsü verilmiş olup sinyalde kesim frekansında az bir bozulma meydana geldiği görülmektedir. Şekil 6.68 ve 6.69' a bakıldığında ise sinyalin frekansı artırıldıkça alçak geçiren filtre kesim frekansından yüksek sinyalleri geçirmeyeceğinden sistemin girişine uygulanan sinyali bastırmaya başlamaktadır.

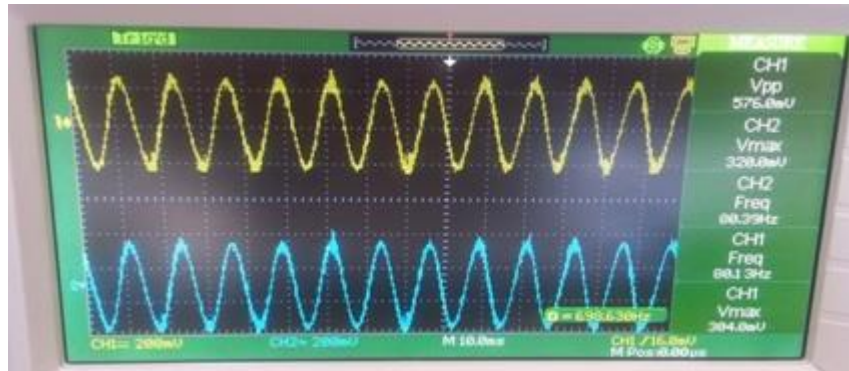


Şekil 6.68: Butterworth AGF osiloskop görüntüsü 100Hz

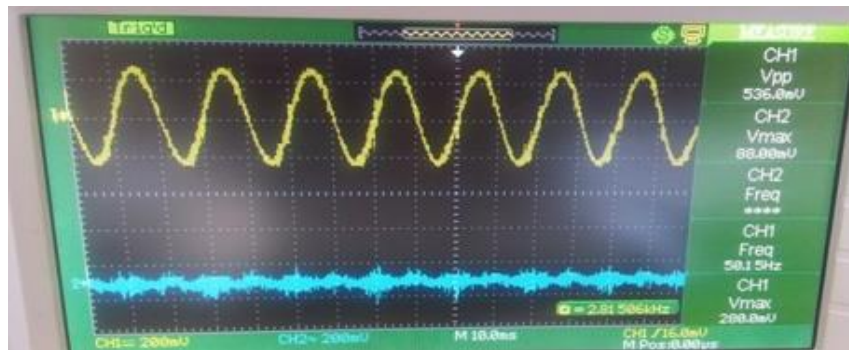


Şekil 6.69: Butterworth AGF osiloskop görüntüsü 140Hz

Aynı sonuçları şekil 6.68-6.69 da çentik filtre içinde görebilmekteyiz. Sistem 50Hz'e çok yakın değerler dışında 46-53Hz dışında girişe verilen sinyali çıkışa aktarırken 50Hz değerinde sinyali bastırmakta ve bu da bizim istediğimiz sonuca ulaştığımızı göstermektedir.



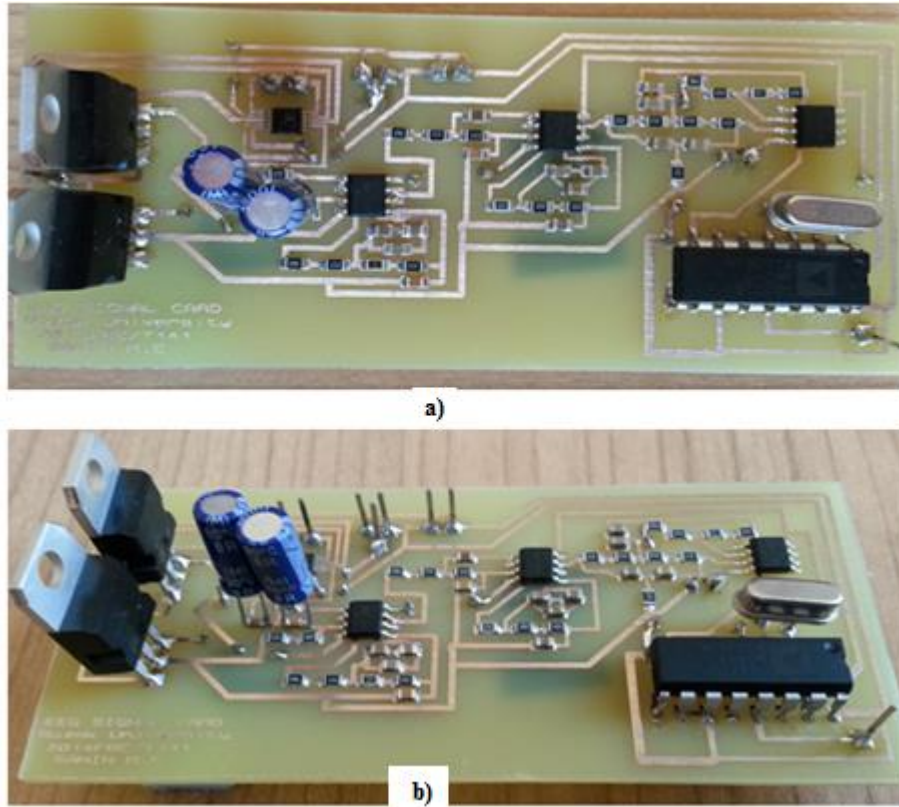
Şekil 6.70: Çentik filtre osiloskop görüntüsü 80Hz



Şekil 6.71: Çentik filtre osiloskop görüntüsü 50Hz

Bu tezde, EEG sinyallerini alabilmek için bir sistem hazırlanmış ve sinyal alım işlemi başarıyla gerçekleştirilmiştir. Elde ettiğimiz EEG sinyallerini kullandığımız ara yüz programıyla bilgisayar ortamına aktarımı sağlanmış ve böylece sistem

tasarımı oluşturuldu. Sistemde kullanılan kuvvetlendirici için simülasyon ortamında elde ettiğimiz kuvvetlendirme oranı 100 iken sistem gerçekte kayıplarla yaklaşık 80 gibi bir değerde olduğu görünmektedir. Alçak geçiren filtre için simülasyon ortamında kesim frekansı 100Hz iken gerçekte 120Hz civarında kesime girdiği görülmektedir. Aynı şekilde yüksek geçiren filtrenin kesim frekansı 0.5Hz için oluşturulmuş, gerçekte ise bu değer 0.42Hz civarında olduğu görülmüştür. Son olarak da çentik filtrenin sönümlenme frekansı 50Hz için ayarlanmış ve sinyalin 46-53Hz arasında sönümlenmeye girdiği görülmüştür. Daha sonra sinyal ADC' nin analog girişine uygulanmış ve örnekleme oranı 500SPS olan AD7715 entegresinde analog işareten dijital işarete çevrilerek dijital EEG sinyali elde edilmiştir. Son olarak da elde edilen EEG sinyali Arduino mikroişlemcisiyle bilgisayar ortamına aktarılmıştır.



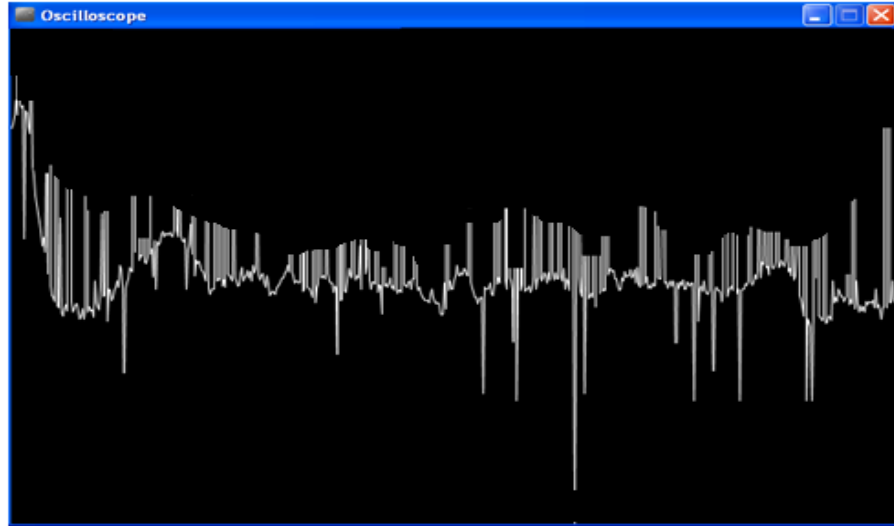
Şekil 6.72: Tasarlanan EEG kart sistemi

Şekil 6.72' de tasarlanmış olduğumuz sistemin baskı devresi gösterilmiştir. Bu devreye ait baskı devre çizimleri Proteus simülasyon programıyla oluşturulmuş ve bu çizimler ekler kısmında gösterilmiştir.

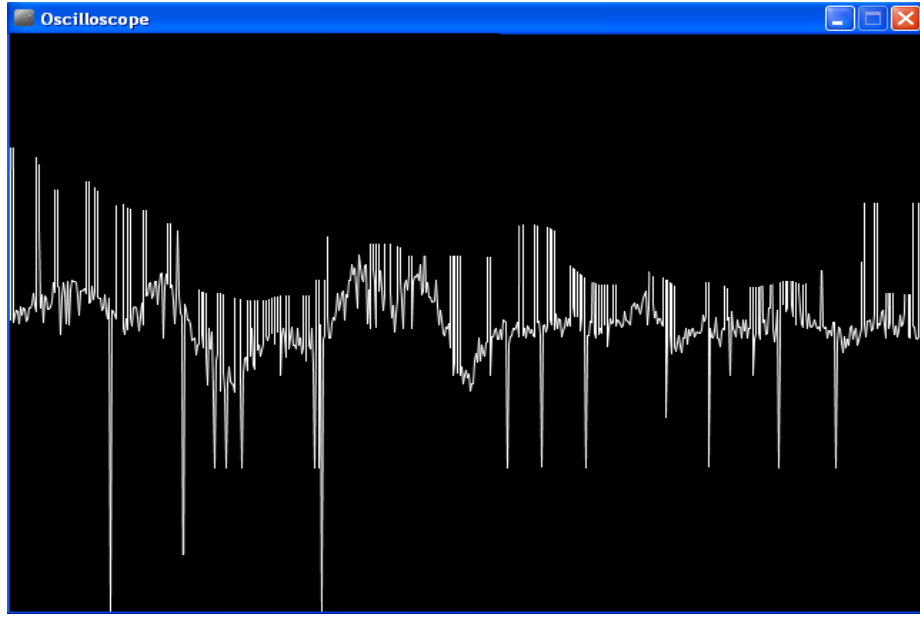


Şekil 6.73: EEG sinyalinin elde edilme düzeneği

Şekil 6.73' de breadboard üzerinde kurulan sistem kullanılarak bir bireyin kafasının belirli bir bölümüne yerleştirilen elektrot ve referans olarak da nötr kabul edilen kulak bölgesine yerleştirilen elektrot aracılığıyla EEG sinyalinin elde edilmesi gösterilmektedir.



Şekil 6.74: Olimex adlı cihazdan elde ettiğimiz EEG sinyali

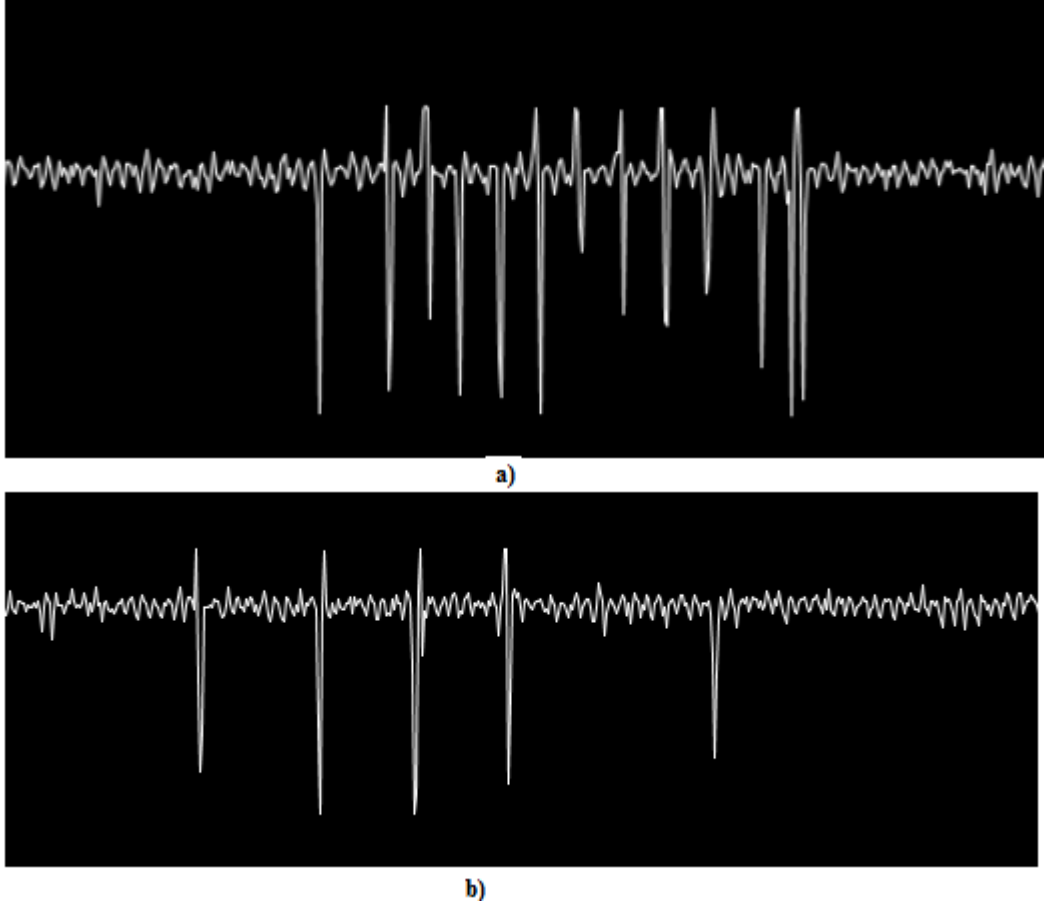


Şekil 6.75: Olimex adlı cihazdan elde ettiğimiz EEG sinyali



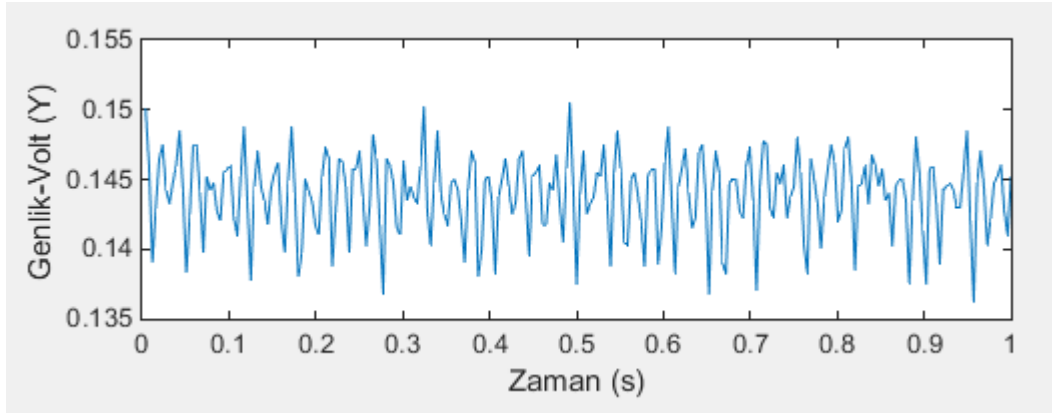
Şekil 6.76: EEG sinyali almak için kullanılan OLİMEX EEG cihazı

Şekil 6.74 ve 6.75’de OLİMEX adlı EEG cihazından, normal bir haldeki bireyin yani bireyin hareketsiz olup gözlerinin açık olması durumundaki halinde probalar aracılığıyla alınan EEG sinyalleri gösterilmiştir. Burada sinyallerin normal bir akış içerisinde olduğu görülmektedir, fakat sinyaldeki gürültülerin çok fazla olduğu ve bu istenmeyen sinyallerinde EEG sinyalinde bir takım bozulmalar meydana getirdiği görülmektedir. Sinyalde bazı noktalarda tepe noktasının yükselmesi sinyal üzerinde halâ yok edemediğimiz gürültülerin olduğunu göstermektedir.

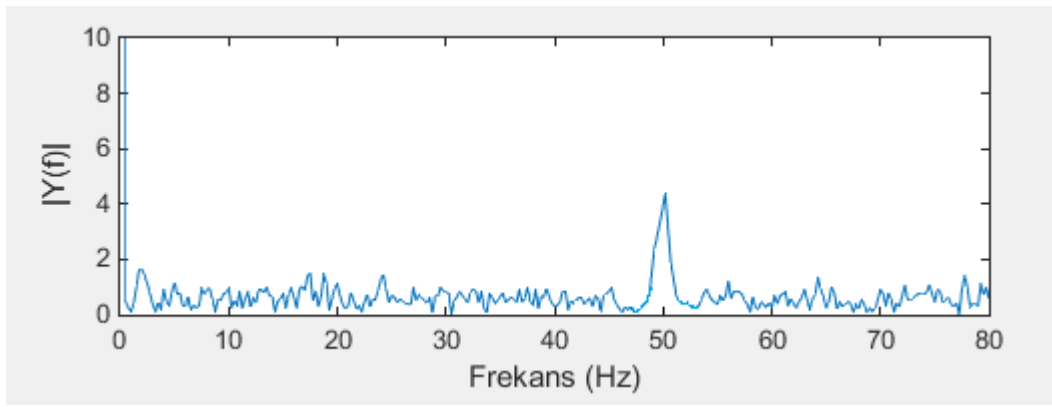


Şekil 6.77: a) Sistemimizden elde ettiğimiz göz kırılması durumunda EEG sinyali
b) Sistemimizden elde ettiğimiz normal bir durumdaki EEG sinyali

Şekil 6.77 (a) da gözlerin kapalı olması durumu ve (b) de ise normal bir haldeki EEG sinyalinden kesitler gösterilmektedir. Burada gözler kapalı olduğunda veya göz kırpma anında sinyal üzerinde meydana gelen değişim görülmektedir. Şekilde de görüldüğü gibi göz kırpma durumunda sinyalimizin genliğinde sıklaşma ve artma meydana gelmektedir.



Şekil 6.78: EEG sinyalinin zaman bölgesinde matlab analizi



Şekil 6.79: EEG sinyalinin frekans bölgesinde matlab analizi

Şekil 6.78 ve 6.79' da elde ettiğimiz sinyallerin genliğinin zaman bölgesindeki ve frekans bölgesindeki matlab sonuçları gösterilmiştir. Frekans bölümünde, elde edilen EEG sinyalini aldığımız sistemi şebeke gerilimine bağlayarak 50Hz frekansında şebeke geriliminin tepkisi gözlemlendi. Ayrıca sinyaldeki genlik değişiminin yaklaşık 0.1-0.15V arasında olduğu görüldü.

Elde ettiğimiz bu sonuçları analiz edersek, elde ettiğimiz sinyaller beynimizden gelen çok hassas etkilere tepki verememektedir. Bunun nedeni hazırlanan sistemin dış etkilerden dolayı meydana gelen gürültülerden etkilenmesi ve alınmak istenen sinyali etkimektedir. Yukarıda matlab sonuçlarında da görüldüğü gibi sinyalin genliği yaklaşık 0.15V civarındadır. Bu değerden kuvvetlendirme oranını yaklaşık 700 civarında olan değer çekilirse sinyalimizin ham genliğinin 200uV civarında olduğu görülür. Buradan sistemin hassasiyetini ve en küçük bir etkinin bile sistem üzerinde değişiklik yaptığının göstergesidir.

7. TARTIŞMA VE ÖNERİLER

Bu çalışmamızda EEG sinyallerini almak için tek kanallı portatif bir kart tasarlandı. Buradan elde etmek istediğimiz EEG sinyali genlik ve frekans bakımından dış etkenlerden çok fazla etkilenen hassas bir yapıya sahip olduğundan bazı sorunlarla karşılaşıldı. Seçilecek elemanların özellikleri, kurulacak sistem düzeni ve yapılacak baskı devre şemaları bakımından sistemin hassas olarak oluşturulması alınacak sinyalin hassasiyeti ve doğruluğu için önemlidir. EEG ölçüm sistemi için en önemli bölüm mikroişlemci ve ADC kısmıdır. Burada sinyalin örneklenmesi ve bilgisayar ortamında görüntülenmesi için sinyali aktarırken kaybın fazla olmaması iletim hızına bağlıdır ve düşük hızda iletim gerçekleştiğinde kayıplar meydana gelmektedir. Tasarımda kullandığımız Arduino kiti yerine daha yüksek hassasiyeti ve bit hızına sahip ARM mikroişlemcisi tercih edilebilir. Bu tez için sistemimizi oluştururken karşılaştığımız bazı sorunlar ve bunlara getirdiğimiz çözüm önerileri şunlardır:

1. Tasarımda kullanılacak entegrelerin, biyomedikal uygulamalar için tasarlanmış olması sistem hassasiyeti açısından önemlidir. Çünkü sistemde elde etmeye çalıştığımız sinyal düşük genlik ve frekansa sahip olduğundan sisteme gürültünün dâhil olması kaçınılmazdır.
2. Kuvvetlendiricinin kuvvetlendirme oranı iyi ayarlanmalı ve çok fazla kuvvetlendirmeye sistemdeki gürültülerin de kuvvetlenecek olması hesaba katılmalıdır.
3. Tasarlanan filtrelerin kesim frekansları EEG sinyallerinin frekans aralığı göz önüne alınarak ayarlanmalıdır.
4. Sistemdeki DC şebeke gürültüsünü yok etmek için sistemin hazırlandığı ortam şebeke frekansına göre o frekansa uygun bant durduran ya da çentik filtre tasarımı sistem hassasiyeti için gereklidir.
5. Kullanılacak ADC nin bit oranının en az 10bit den yüksek olması sinyalden alınacak örnekleme oranını arttırmak ve analog dijital çevrimi yapılan sinyalin gerçek sinyale benzemesi açısından gereklidir.
6. Tasarlanan sistem çevredeki etkenlerden etkileneceği için ölçüm yapılan ortamın veya kullanılan sistemin manyetik yalıtımının yapılması önemlidir.

7. Bu tür genlikleri düşük olan sinyaller için oluşturulan sistemlerde opto-izolatör kullanımı sinyalin şeklinin bozulmaması ve gerçeğe yakın sinyal edinimi açısından önemlidir. Ya da sistemin besleme kaynaklarının izole edilmesiyle de sinyal korunumu yapılabilir.

Genel olarak tasarlanan bu sistemin karşılaştığımız sorunları çözümlenerek ve geliştirilerek sistemimiz taşınabilir bir cihaz haline getirilebilir. Bu açıdan da sağlık sektörü için faydalı bir uygulama olabilir. Böylelikle sistem, hastaların kendilerinin de alıp kişisel bilgisayarlarına kuracakları basit bir bilgisayar programı ile kendi beyin sinyallerini elde edecekleri bir kolaylığa sahip olacaktır. Ayrıca elde ettiğimiz EEG sinyali kontrol uygulamalarında kullanılabilir. Çünkü sistemimiz açık kod uygulaması olarak hazırlanmış ve bu şekilde kontrol uygulamaları BBA aracılığıyla örneğin; ağır motor sinir bozukluğu yaşayan hastaların dış dünya ile iletişim kurmaları veya tekerlekli sandalye kontrolü ile hareket edebilmelerine olanak veren uygulamalarda kullanılabilir.

Günümüzde artık EEG sinyali almak için bu tarz çalışmalar yerine daha çok EEG sinyallerinin sınıflandırma işlemleri yapılmaktadır. Elde edilen sinyallerin duygu, hareket vb. yönlerden sınıflandırılması yapılmaktadır. Bu sinyaller bilgisayar ortamına aktarılarak sinyal işleme işlemleri gerçekleştirilmektedir. Önemli gelişmelerden biri de bu sinyaller aracılığıyla beyindeki düşüncelerin okunması işlemidir. Özellikle engelliler için yapılacak kontrollerde bu sinyallerin değeri daha da önemli olmaktadır. Burada kullanılacak cihazların açık kodlu olması kontrol yapılmasına imkân vermektedir işte burada bizim hazırladığımız sistem kontrol sistemleri için faydalı olmaktadır.

Bu bahsedilen öneriler daha da geliştirilerek ve sistemde kullanılan entegrelerin yapısı da göz önüne alınarak seri üretim çok düşük maliyette gerçekleştirilebilir.

KAYNAKLAR

1. Xun Chen; Wang, J., "Design and Implementation of a Wearable, Wireless EEG Recording System," *Bioinformatics and Biomedical Engineering, (iCBBE) 2011 5th International Conference on* , vol., no., pp.1,4, 10-12 May 2011.
2. Drakulic, B.S.; Berry, S.J.; Sterman, M.B., "A portable EEG recording system," *Engineering in Medicine and Biology Society, 1989. Images of the Twenty-First Century., Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in* , vol., no., pp.1395,1396 vol.5, 9-12 Nov 1989.
3. Filipe, S.; Charvet, G.; Foerster, M.; Porcherot, J.; Beche, J.F.; Bonnet, S.; Audebert, P.; Regis, G.; Zongo, B.; Robinet, S.; Condemine, C.; Mestais, C.; Guillemaud, R., "A wireless multichannel EEG recording platform," *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* , vol., no., pp.6319,6322, Aug. 30 2011-Sept. 3 2011.
4. Saadi, H.; Ferroukhi, M.; Attari, M., "Development of wireless high immunity EEG recording system," *Electronic Devices, Systems and Applications (ICEDSA), 2011 International Conference on* , vol., no., pp.120,124, 25-27 April 2011.
5. Dasari, Veerendra, "EEG Acquisition System on Mobile Platform" (2013). *Master's Theses*. Paper 118.
6. Niedermeyer, E., ve da Silva, F. L., 2005, *Electroencephalography* , 5th Ed., Lippincott Williams & Wilkins, USA
7. Bronzino, J. D., 2000, *The Biomedical Engineering HandBook*, 2nd Ed., CRC Press LLC, MA, USA
8. Yazgan, E., Korurek, K. M., "Tıp Elektroniği", İ.T.Ü. Matbaası, İstanbul, 95-220 (1996).
9. Özdamar E.Ö., *Eeg Analizinde Bağımsız Bilesenler*, Doktora Tezi, Mimar Sinan Güzel Sanatlar Üniversitesi, İstanbul, 2009
10. L. Badillo, V. Ponomaryov, E. Ramos, L. Igartua, "Low Noise Multichannel Amplifier for Portable EEG Biomedical Applications", *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cancun, Mexico, September 17-21, 2003*
11. Fu-Shan Jaw, Yi-Li Tseng, Jin-Kae Jang, *Modular design of a long-term portable recorder for physiological signals*,
12. Puyol R., Lenzi G., Barg G., Arnaud A, *A Portable, High Density EEG Acquisition System,, Micro-Nanoelectronics, Technology and Applications (EAMTA), 2013 7th Argentine School of*, pg.32-37, 2013

13. Dong-Gyu Kim, Kwang-Seok Hong, Kwang-Woo Chung, Implementation of Portable Multi-Channel EEG and Head Motion Signal Acquisition System, Journal of Next Generation Information Technology (JNIT) Volume3, Number4, November 2012
14. Noor Ashraaf Noorazman, Nor Hidayati Aziz, Portable EEG Signal Acquisition System, College Science in India www.collegescienceinindia.com 12 3 : 1 ,February 2009
15. Murugappan, M., "Human Emotion Classification using Wavelet Transform and KNN", *International Conference on Pattern Analysis and Intelligent Robotics*, pp. 148-153, Malaysia, 28-29 June 2011.
16. Jiang, H., Yang, G., Gui, X., Wu, N., Zhang, T., "Emotion Recognition System Design Using Multi-physiological Signals", IEEE 11th International Conference on Cognitive Informatics & Cognitive Computing (ICCI*CC), pp. 499-503, Japan, 22-24 Aug. 2012
17. Nunez, P. L. ve Srinivasan, R., 2006, Electric Fields of the Brain - The Neurophysics of EEG, Oxford University Press, New York.
18. Sanei, S. Ve Chambers, J. S., 2007, EEG Signal Processing, John Wiley & Sons Ltd, West Sussex.
19. <http://www.coheadquarters.com/coOuterBrain1x.jpg>, 04.05.2009
20. <http://www.bem.fi/book/index.htm> 05.05.2009
21. Senior, C., Russell, T., ve Gazzaniga, M. S., 2006, Methods in Mind, The MIT Press, USA.
22. Moore, J., ve Zouridakis, G., 2004, Biomedical Technology and Devices Handbook , CRC Press LLC, USA.
23. <http://www.cs.bris.ac.uk/~rafal/phasereset/phase.zip> , 01.05.2009
24. <http://www.megep.meb.gov.tr/?page=moduller>, 01.05.2015
25. Richard Aston, *Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement*, New York: Macmillan Publishing Company, 1990.
26. John G Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*, 3rd ed., New York: John Wiley & Sons Inc., 1998.
27. Sergio Franco, *Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits*, 3rd ed., New Delhi: Tata McGraw-Hill, 2002.
28. Saeid Sanei and J. A. Chambers, *EEG Signal Processing*, New Jersey: John Wiley & Sons Inc., 2007.

29. [Tompkins, Willis J., "Evolution of microcomputer-based medical instrumentation," *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009 Annual International Conference of the IEEE* , vol., no., pp.6590,6593, 3-6 Sept. 2009.
30. http://web.itu.edu.tr/~buyukcolako/c_ile_uc1.pdf
31. http://web.itu.edu.tr/~uuyanik/SPICE_kullanimi.pdf, 02.05.2015
32. Niedermeyer E., Lopes Da Silva F., *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, 4th edition, Williams & Wilkins, 1999.
33. "Ad620 data sheet" Analog Devices, Boston, U.S.A.
34. C. Taşdemir , *Arduino* , DİKEYEKSEN Yayıncılık, İstanbul, Türkiye , 2012
35. Micheal Margolis , *Arduino Cookbok*, O'REILLY, U.S.A, 2011
36. Ayan B., Kıran D., Kalori Tartı, Bitirme Projesi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon, 2012

EKLER

EK-1 Arduino-Processing Arayüz Programı Görüntü Aktarma Kodu

/*

* Oscilloscope

* Gives a visual rendering of analog pin 0 in realtime.

*

* This project is part of Accrochages

* See <http://accrochages.drone.ws>

*

* (c) 2008 Sofian Audry (info@sofianaudry.com)

*

* This program is free software: you can redistribute it and/or modify

* it under the terms of the GNU General Public License as published by

* the Free Software Foundation, either version 3 of the License, or

* (at your option) any later version.

*

* This program is distributed in the hope that it will be useful,

* but WITHOUT ANY WARRANTY; without even the implied warranty of

* MERCHANTABILITY or FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE. See the

* GNU General Public License for more details.

*

```

* You should have received a copy of the GNU General Public License
* along with this program. If not, see <http://www.gnu.org/licenses/>.
*/

import processing.serial.*;

Serial port; // Create object from Serial class

int val; // Data received from the serial port

int[] values;

void setup()

{

    size(640, 480);

    // Open the port that the board is connected to and use the same speed (9600 bps)

    port = new Serial(this, Serial.list()[1], 9600);

    values = new int[width];

    smooth();

}

int getY(int val) {

    return (int)(val / 1023.0f * height) - 1;

}

void draw()

{

    while (port.available() >= 3) {

```

```

    if (port.read() == 0xff) {

        val = (port.read() << 8) | (port.read());

    }

}

for (int i=0; i<width-1; i++)

    values[i] = values[i+1];

values[width-1] = val;

background(0);

stroke(255);

for (int x=1; x<width; x++) {

    line(width-x, height-1-getY(values[x-1]),

        width-1-x, height-1-getY(values[x]));

}

}

/*

// The Arduino code.

#define ANALOG_IN 0

void setup() {

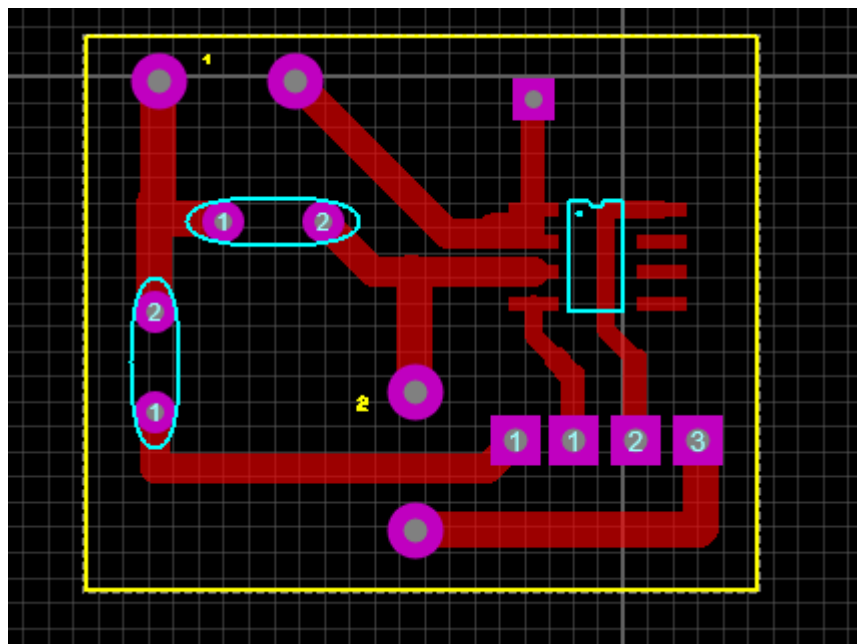
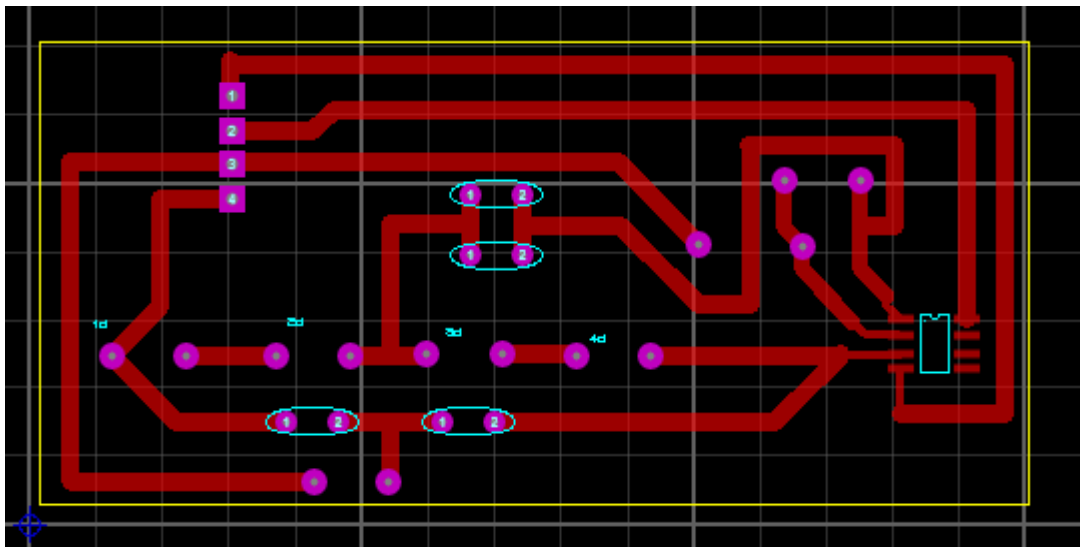
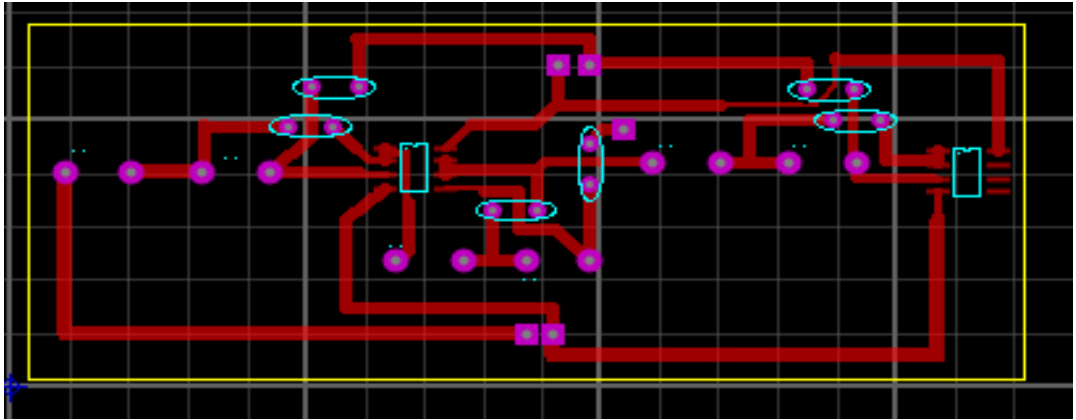
    Serial.begin(9600);

}

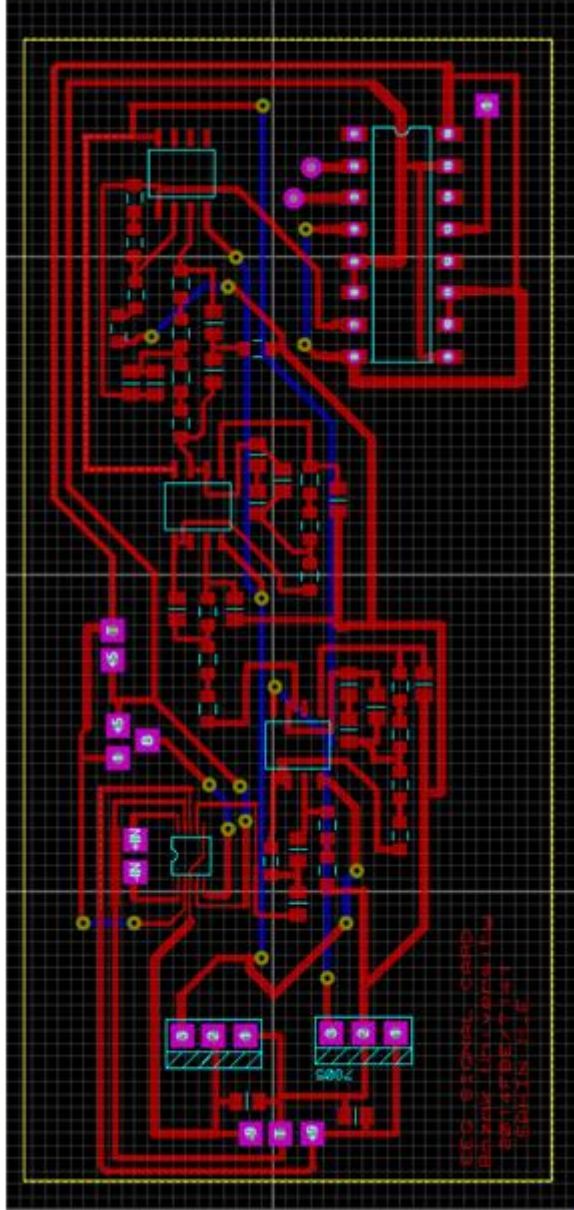
```

```
void loop() {  
  
    int val = analogRead(ANALOG_IN);  
  
    Serial.print( 0xff, BYTE);  
  
    Serial.print( (val >> 8) & 0xff, BYTE);  
  
    Serial.print( val & 0xff, BYTE);  
  
}  
  
*/
```

EK-2 Hazırlanan Filtrelerin Baskı Devre Şekilleri



EK-3 Hazırlanan Sistemin Baskı Devresi



ÖZGEÇMİŞ

1990 yılında Malatya’da doğan Muhammet Emin ŞAHİN, ilköğretim ve orta öğrenimini sırasıyla Malatya Gazi İlköğretim okulu, Malatya Kolukısa Anadolu Lisesinde tamamlamıştır. 2009 yılında kazandığı Süleyman Demirel Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği lisans ve Süleyman Demirel Üniversitesi İşletme Bölümü yandal programlarını 2013 yılında başarıyla bitirmiştir.

2013 yılında yüksek lisans eğitimine Bozok Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında başlamıştır. Prof. Dr. Feyzullah TEMURTAS danışmanlığında hazırladığı “EEG SİNYALİ ALMAK İÇİN SİSTEM TASARIMI” başlıklı teziyle Yüksek Lisans öğrenimine devam etmektedir.

2013 yılından beri Bozok Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır.

İletişim Bilgileri

Adres: Bozok Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü
Cemil Çiçek Bulvarı, Divanlı Yolu 7. km.

66200/ YOZGAT

Telefon : (538) 351 93 55

Faks : (354) 242 10 05

E-posta : emin.sahin@bozok.edu.tr