

BURSA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ❖ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

8 KANALLI TAŞINABİLİR EEG ÖLÇÜM CİHAZI



YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mustafa Alper BALIM

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

HAZİRAN 2018

BURSA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ❖ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

8 KANALLI TAŞINABİLİR EEG ÖLÇÜM CİHAZI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Mustafa Alper BALIM
(162082303)**

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nurettin ACIR

HAZİRAN 2018

BTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 162082303 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Mustafa Alper BALIM, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "8 KANALLI TAŞINABİLİR EEG ÖLÇÜM CİHAZI" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Nurettin ACIR**
Bursa Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Doç. Dr. Hakan GÜRKAN**
Bursa Teknik Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Engin Cemal MENGÜÇ
Niğde Ömer Halisdemir Üniversitesi

Savunma Tarihi : 11 Haziran 2018

FBE Müdürü : **Doç. Dr. Murat ERTAŞ**
Bursa Teknik Üniversitesi/...../.....

İNTİHAL BEYANI

Bu tezde görsel, işitsel ve yazılı biçimde sunulan tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uyularak tarafımdan elde edildiğini, tez içinde yer alan ancak bu çalışmaya özgü olmayan tüm sonuç ve bilgileri tezde kaynak göstererek belgelediğimi, aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Mustafa Alper BALIM

İmzası :





Aileme,

ÖNSÖZ

Bu bitirme çalışmasında sadece EEG değil tüm biyoelektrik işaretleri ölçme kabiliyetine sahip taşınabilir bir EEG ölçüm sistemi tasarlayarak dikkatlerinize sunmuş bulunmaktayım.

Öncelikle yüksek lisans eğitimim boyunca, tez konumun belirlenmesinde ve yazım sürecinde bilgi ve tecrübesiyle yol gösteren değerli hocam Prof. Dr. Nurettin ACIR'a, desteklerini esirgemeyen bölüm hocalarım ve çalışma arkadaşlarıma, eğitim hayatıma başladığım günden itibaren eğitimim için tüm imkanlarını seferber eden ve manevi destekleriyle hep yanımda olan aileme, motivasyon kaynağım kardeşim Yağmur'a ve tez sürecimde desteğini bir an bile eksik etmeyen arkadaşım Senem'e teşekkürlerimi borç bilirim.

Bu tez Bursa Teknik Üniversitesi tarafından Bilimsel Araştırma Projeleri kapsamında 171L14 proje numarası ile desteklenmiştir.

Haziran 2018

Mustafa Alper BALIM



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	v
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR	ix
SEMBOLLER	x
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xi
ŞEKİL LİSTESİ.....	xii
ÖZET	xiv
SUMMARY	xvi
1. GİRİŞ	1
1.1 Biyoelektrik İşaretlerin Kökeni	2
1.2 Biyoelektrik İşaretlerin Özellikleri.....	4
1.3 Elektroensefalografi (EEG).....	6
2. EEG ÖLÇÜM SİSTEMLERİ	12
2.1 EEG İşaretlerinin Ölçülmesi.....	12
2.1.1 Elektrotlar ve elektrot yerleşimi.....	12
2.1.2 Kuvvetlendirici.....	16
2.1.3 Filtreleme	18
2.1.4 Sayısallaştırma	19
2.1.5 Elektronik gürültü ve artefaklar	21
2.1.6 Kontrol birimi	22
2.1.7 Besleme ve güç tüketimi	22
2.1.8 Veri transferi ve kaydı.....	23
2.2 Taşınabilir ve Giyilebilir EEG Ölçüm Sistemleri.....	24
2.2.1 Mevcut taşınabilir ve giyilebilir eeg ölçüm cihazı tasarımları.....	25
2.2.2 Ticari taşınabilir giyilebilir eeg ölçüm sistemleri	26
3. MATERYAL VE METOT	27
3.1 ADS1299 Tümdevresi ve Performansının İncelenmesi.....	27
3.1.1 ADS1299 tümdevresinin incelenmesi.....	28
3.1.2 ADS1299 tümdevresinin performansının incelenmesi	33
3.1.2.1 Giriş gürültüsü.....	34
3.1.2.2 Ortak mod bastırma oranı	39
3.1.2.3 Giriş empedansı.....	40
3.1.2.4 Elektrot deri kontak empedansının ölçülmesi.....	40
3.1.2.5 Sağ bacak sürücüsü	43
3.1.3 Kitin incelenmesi ve kit ile EEG ölçümü alınması	47
3.2 Devrede Kullanılan Diğer Elemanların İncelenmesi	50
3.2.1 Kontrol birimi	51
3.2.2 Haberleşme ve depolama birimi	53
3.2.3 Besleme ve gerilim düzenleyiciler	54
3.3 Tasarım ve Geliştirme Ortamları	55

4. EEG ÖLÇÜM SİSTEMİ TASARIMI.....	56
4.1 Donanım	57
4.2 Yazılım.....	62
4.2.1 Mikrodenetleyici yazılımı	62
4.2.2 Merkezi birim yazılımı.....	63
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	67
5.1 Ölçüm Sonuçları.....	70
5.1.1 Test işaretlerinin ölçülmesi	70
5.1.2 EEG ölçümlerinin değerlendirilmesi	72
5.2 Karşılaştırma	80
5.3 Maliyet Analizi.....	81
5.4 Gelecek Çalışmalar	82
KAYNAKLAR	85
ÖZGEÇMİŞ.....	89



KISALTMALAR

ADC	: Analog Sayısal Dönüştürücü (Analog Digital Converter)
AFE	: Analog Ön Uç (Analog Front-End)
ASIC	: Uygulamaya Özgü Tümlşik Devre (Application Specified Integrated Circuit)
bps	: Saniye başına bit sayısı (bits per second)
CMRR	: Ortak Mod Bastırma Oranı (Common Mode Rejection Rate)
COTS	: Ticari Kullanıma Hazır (Commercial Off The Shelf)
DC	: Doğru Akım
DSP	: Sayısal İşaret İşlemcisi (Digital Signal Processor)
EEG	: Elektroensefalografi
EGG	: Elektrogastrografi
EKG	: Elektrokardiyografi
EMG	: Elektromiyografi
EOG	: Elektrookulografi
ERG	: Elektoretinografi
FPGA	: Alan Programlanabilir Kapı Dizileri (Field Programmable Gate Array)
IC	: Tümldevre (Integrated Circuit)
Li-ion	: Lityum İyon
Li-po	: Lityum Polimer
LSB	: En küçük değerkli bit (Least Significant Bit)
PGA	: Programlanabilir Kazançlı Kuvvetlendirici (Programmable Gain Amplifier)
SD	: Güvenli Sayısal Bellek Kartı (Secure Digital Memory Card)
SNR	: Sinyal Gürültü Oranı (Signal to Noise Ratio)
SPI	: Seri Çevre Arayüzü (Serial Peripheral Interface)
UART	: Seri Haberleşme Arayüzü (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter)

SEMBOLLER

A	: Kazanç
B	: Bayt (Byte)
b	: bit
C	: Kapasitans
dB	: Desibel
F	: Farad
f	: Frekans
R	: Direnç
t	: Zaman
V	: Gerilim
W	: Enerji
α	: Alfa dalgası
β	: Beta dalgası
δ	: Delta dalgaları
θ	: Teta dalgası
Ω	: Ohm

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1.1 : Hücre içi ve dışında iyon yoğunlukları [1].....	3
Çizelge 1.2 : Biyoelektrik işaretlerin özellikleri [2].	4
Çizelge 3.1 : ADS1299 ve AD7768 tümdevrelerinin karşılaştırılması.	28
Çizelge 3.2 : ADS1299 elektriksel özellikleri.	30
Çizelge 3.3 : Çift kutuplu besleme için giriş gürültüsü ölçüm sonuçları.....	35
Çizelge 3.4 : Tek kutuplu besleme için giriş gürültüsü ölçüm sonuçları.....	36
Çizelge 3.5 : RN4020 ve RFD22301 modüllerinin karşılaştırılması [42, 43].	53
Çizelge 5.1 : Ölçüm noktaları ve kanalların eşleştirilmesi.	74
Çizelge 5.2 : Tasarımın literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırılması.....	80
Çizelge 5.3 : Tasarımın ticari benzerleri ile karşılaştırılması.	81
Çizelge 5.4 : Maliyet analizi.	82

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : Nöronda oluşan aksiyon potansiyeli [1].....	3
Şekil 1.2 : Bazı biyoelektrik işaretlerin örnek dalga formları; a) EKG, b) EEG, c) EMG, d) EOG işaretleri [2].....	5
Şekil 1.3 : Hans Berger'in defterinden ilk insan EEG'si çizimleri [3].....	6
Şekil 1.4 : İnsan beyninin yapısı [3].....	8
Şekil 1.5 : Temel EEG dalgalarının formları ve frekans aralıkları [3].....	9
Şekil 1.6 : Gözlerin kapatılıp açılması ile ölçülen alfa dalgaları [1].....	9
Şekil 1.7 : Epilepsi atağı geçiren bir hastanın EEG ölçüm sonucu [3].....	10
Şekil 2.1 : Örnek EEG ölçüm sistemi blok şeması.....	12
Şekil 2.2 : EEG elektrotları, EEG başlığı ve kafa bandı: (a) Neuroelectrics firması tarafından üretilen EEG başlığı, b) Florida Research Instruments firması tarafından üretilen EEG kafa bandı (c) kuru elektrot örneği (d) altın kaplamalı ıslak elektrot (e) ıslak elektrot örneği	14
Şekil 2.3 : 10-20 elektrot yerleşim sistemi: (a) yandan bakış, b) tepeden bakış, c) ara bölgeler eklenerek elektrot sayısı artırılan 10-20 elektrot yerleşim sistemi)....	15
Şekil 2.4 : Kuvvetlendirici girişine gelen fark ($V_2 - V_1$) ve ortak mod (V_{CM}) işaret...	16
Şekil 2.5 : Enstrümantasyon kuvvetlendirici iç yapısı.....	17
Şekil 2.6 : Gerilim bölücü etkisi.....	18
Şekil 2.7 : EEG ölçüm sistemlerinde AFE tümdevrelerin yeri:.....	26
Şekil 3.1 : ADS1299 tümdevresi blok şeması [38].....	30
Şekil 3.2 : ADS1299 saklayıcı yapısı	32
Şekil 3.3 : ADS1299 komut seti	32
Şekil 3.4 : Çift kutuplu besleme ve PGA kazancı 1 için DC seviyesi filtrelenmiş giriş gürültüsü.....	35
Şekil 3.5 : Çift kutuplu besleme ve PGA kazancı 1 için giriş gürültüsü histogramı .	35
Şekil 3.6 : Çift kutuplu besleme ve PGA kazancı 24 için DC seviyesi filtrelenmiş giriş gürültüsü	36
Şekil 3.7 : Çift kutuplu besleme ve PGA kazancı 24 için giriş gürültüsü histogramı	36
Şekil 3.8 : Tek kutuplu besleme ve PGA kazancı 1 için DC seviyesi filtrelenmiş giriş gürültüsü.....	37
Şekil 3.9 : Tek kutuplu besleme ve PGA kazancı 1 için giriş gürültüsü histogramı .	37
Şekil 3.10 : Tek kutuplu besleme ve PGA kazancı 24 için DC seviyesi filtrelenmiş giriş gürültüsü	38
Şekil 3.11 : Tek kutuplu besleme ve PGA kazancı 24 için giriş gürültüsü histogramı	38
Şekil 3.12 : Ortak mod işaretin çıkıştaki etkisi (İlk 50 örnek – Kuvvetlendirici kazancı 24, çift kutuplu besleme)	39
Şekil 3.13 : DC elektrot kontak empedansı ölçümü devresi.....	41
Şekil 3.14 : ADS1299 sağ bacak sürücüsü blok şeması [38]	44
Şekil 3.15 : Sağ bacak sürücüsü eşdeğer devresi.....	44

Şekil 3.16 : Girişim işaretlerini ölçmek için kullanılan devre	46
Şekil 3.17 : Sağ bacak sürücüsü kullanılmadan alınan ölçüm	46
Şekil 3.18 : Sağ bacak sürücüsü kullanılarak alınan ölçüm	47
Şekil 3.19 : ADS1299EEGFE-PDK deneme kiti	48
Şekil 3.20 : ADS1299EEGFE-PDK ölçüm kartı devresi blok şeması [40].....	48
Şekil 3.21 : ADS1299EEGFE-PDK arayüz yazılımı ve test sinyali	49
Şekil 3.22 : EOG artefaktı ve şebeke girişimi	50
Şekil 3.23 : Atmega328p mikrodenetleyicisinin iç yapısı blok şeması	52
Şekil 4.1 : Tasarlanan sistemin blok şeması	57
Şekil 4.2 : Ölçüm devresi giriş katı bağlantıları	58
Şekil 4.3 : ADS1299 tümdevresi devre bağlantıları	58
Şekil 4.4 : ADS1299 tümdevresi devre bağlantıları	59
Şekil 4.5 : Mikrodenetleyici ve programlama soketi bağlantıları.....	59
Şekil 4.6 : Haberleşme ve kayıt birimleri devre bağlantıları	60
Şekil 4.7 : Baskı devre tasarımı ön yüzü	61
Şekil 4.8 : Baskı devre tasarımı arka yüzü	61
Şekil 4.9 : Baskı devre tasarımı her iki yüzü birlikte	62
Şekil 4.10: Arayüz yazılımı ekran görüntüsü	64
Şekil 4.11 : Mikrodenetleyici yazılımı akış şeması	65
Şekil 4.12 : Merkezi birim yazılımı akış şeması	66
Şekil 5.1: Ölçüm devresinin ön yüzü.....	68
Şekil 5.2: Ölçüm devresinin arka yüzü.....	68
Şekil 5.3: Ölçüm devresi ve devreyi beseleyen batarya	69
Şekil 5.4: Ölçüm sisteminin yerleştirildiği şapka içerisinde görüntüsü (önden).....	69
Şekil 5.5: Ölçüm sisteminin yerleştirildiği şapka içerisinde görüntüsü (yandan)	70
Şekil 5.6 : Dâhili test sinyalinin ölçülmesi	71
Şekil 5.7 : 8 kanaldan test işaretlerinin ölçülmesi	71
Şekil 5.8 : 19 yaşındaki sağlıklı bireyden alınan EEG ölçümü	72
Şekil 5.9 : Ölçüm sonucunun frekans genlik grafiği	73
Şekil 5.10 : Alınan ölçümün filtrelenmemiş hali	73
Şekil 5.11: Ölçümlerde kullanılan elektrot yerleşimi (sarı ile işaretlenmiş noktalar).....	74
Şekil 5.12 : Filtrelenmemiş 5 saniyelik EEG ölçümü	75
Şekil 5.13 : Filtrelenmiş 5 saniyelik EEG ölçümü	75
Şekil 5.14 : Gözlerin kapatılmasıyla alfa dalgalarının genliklerinin artması	76
Şekil 5.15 : Gözün açık ve kapalı olduğu durumlarda alfa dalgalarının genlik farkı	76
Şekil 5.16 : Çene hareketleri ile oluşan artefaklar (filtrelenmemiş).....	77
Şekil 5.17 : Çene hareketleri ile oluşan artefaklar (filtrelenmiş) (İlk beş saniye hareketsiz, ikinci beş saniye çene kasları sıkılı ve hareketli).....	78
Şekil 5.18 : Çene hareketleri ile oluşan artefaklar (filtrelenmiş).....	78
Şekil 5.19 : Göz hareketleri ile oluşan EOG artefakları	79

8 KANALLI TAŞINABİLİR EEG ÖLÇÜM CİHAZI

ÖZET

Elektroensefalografi (EEG) beyin dalgalarının, kafatası ya da beyin yüzeyinde oluşturduğu elektrik akımları yardımıyla ölçülmesini sağlayan yöntemdir. 1929 yılında Alman hekim Hans Berger tarafından önerilmiştir. EEG ölçümleri epilepsi gibi hastalıkların tanısında, epilepsi nöbetlerinin, beyin tümörünün tespitinde, uyku bozukluklarında, bazı psikiyatrik değerlendirmelerin yapılmasında, anestezi derinliğinin ölçülmesinde, beyin ölümünün ve bazı beyin anormalliklerinin tespitinde kullanılır. Ayrıca EEG sinyalleri kullanılarak gerçekleştirilen insan makine arayüzü uygulamaları son yıllarda giderek artmaktadır. Bu uygulamalarla birlikte taşınabilir ve giyilebilir EEG ölçümlerine duyulan ihtiyaç artmıştır.

EEG işaretleri durağan olmayan, bir boyutlu, çok düşük genliklere sahip, gürültü kaynaklarından yüksek oranda etkilenen işaretlerdir. Bu nedenle düşük gürültülü, yüksek çözünürlüklü, yüksek ortak mod bastırma oranına sahip ölçüm sistemleri ile ölçülebilmektedir.

Bu yüksek lisans tezi kapsamında uzun süreli EEG ölçümleri, taşınabilir EEG ölçüm cihazının gerekli olduğu uygulamalar, insan makine arayüzü uygulamaları, anestezi derinliği tespiti gibi uygulamalarda kullanılabilecek EEG sinyalleri ve diğer biyoelektrik işaretleri dalga formunu bozmadan ölçebilecek, küçük boyutlu (54,5 x 29,0 mm²), yüksek hassasiyet (11 nV – 24 bit), düşük giriş gürültüsü (1 µV) ve düşük güç tüketimine (195 mW) sahip 8 kanallı, kablosuz olarak haberleşebilen taşınabilir ölçüm sistemi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir.

Ölçüm sistemi tasarımında kuvvetlendirici ve analog sayısal dönüştürücü olarak biyopotansiyel işaretler için özelleştirilmiş ADS1299 analog ön-uç (Analog Front-End (AFE)) tümdevresi, haberleşme birimi olarak Microchip RN4020 bluetooth modülü, kayıt birimi olarak hafıza kartı, kontrol birimi olarak Atmel Atmega328p mikrodenetleyici kullanılmıştır. Sistemin uzun süre (28 saat) çalışabilmesi için 1400 mAh'lik Li-po batarya ile beslenmiştir.

Sistemden alınan ölçümler bluetooth haberleşme üzerinden bir merkezi birime (kişisel bilgisayar) gönderilmekte, alınan veriler bir bilgisayar yazılımı ile kaydedilerek işaret işleme yazılımları ile analiz edilebilmektedir. Bluetooth bağlantısının olmadığı durumlarda ise veriler hafıza kartına kaydedilerek veri kaybı önlenmektedir.

Çalışmanın ilk aşamasında ADS1299 tümdevresinin performansı incelenmiştir. Elde edilen bilgiler ışığında devre tasarımları yapılmış ve testleri gerçekleştirilmiş daha sonra kontrol ve bilgisayar yazılımları yazılmış, son olarak sistemden test işareti ve alınan EEG işareti ölçümleri EEG ölçüm sistemin farklı senaryolar için kabul edilebilir doğrulukta çalışabileceği göstermiştir. Önerilen geliştirmeye açık cihaz tasarımı hacim olarak küçük, düşük güç tüketimine sahip ve yüksek doğrulukta olduğundan EEG işareti kullanılan birçok mühendislik sisteminde modüler olarak kullanılabilecektir.

Anahtar kelimeler: EEG ölçüm cihazı, ADS1299, Biyopotansiyel ölçüm cihazı, Elektroensefalografi, Biyoelektrik veri toplama.



8 CHANNEL MOBILE EEG MEASUREMENT DEVICE

SUMMARY

Electroencephalography (EEG) is a method by which brain waves can be measured by electric currents generated on the skull or brain surface. It was proposed by the German physician Hans Berger in 1929. EEG measurements are used in the diagnosis of epilepsy, in detecting epileptic seizures, brain tumors, brain death and certain brain abnormalities in sleep disorders, in measurement of anesthesia depth and in making some psychiatric evaluations. Besides, Brain-Machine Interface applications using EEG signals have become increasingly popular in recent years. With these applications, the need for portable and wearable EEG measurements has increased.

EEG signals are non-stationary, one-dimensional, very low-amplitude, high-frequency signals that are affected by noise sources. For this reason, it can be measured with low noise, high resolution, high common mode suppression ratio measurement systems.

In this master thesis A portable 8 channel EEG measurement system is designed and implemented which can be used in applications such as long-term EEG measurements, applications where portable EEG measurement equipment is needed, human machine interface applications, anesthesia depth detection. The system have small size (54,5 x 29,0 mm²), high sensitivity (11 nV – 24 bit), low input noise (1 μ V) and low power consumption (195 mW).

In this measurement system design; ADS1299 Analog Front-End (AFE) integrated circuit customized for biopotential signals as amplifier and analog-digital converter, Microchip RN4020 bluetooth module as communication unit and Atmel Atmega328p microcontroller as control unit are used. The system is powered by 1400 mAh Li-po battery for long time (28 hours) operation.

The measurements taken from the system are sent to a central computer (personal computer) via bluetooth communication, and the received data can be recorded with a computer software and analyzed with signal processing software. In the absence of a bluetooth connection, data is stored on the memory card to prevent data loss.

During the first phase of the study, the performance of the ADS1299 integrated circuit was examined. Circuit designs were made in the light of the obtained information, tests were performed. Then control and computer software were written. Test and EEG signal measurements from the system have shown that the EEG measurement system can operate at acceptable accuracy for different scenarios. The proposed device design is open to development can be used as a modular in many engineering systems using EEG signals since small in volume, low power consumption and high accuracy.

Keywords: EEG measuring device, ADS1299, Biopotential measuring device, Electroencephalography, Bioelectric data acquisition.

1. GİRİŞ

Canlı vücudunu oluşturan doku, organ ve sistemler; çalışma yapısı gereği doğal olarak ya da dışarıdan uyarılara tepki olarak çeşitli işaretler oluştururlar. Bu biyolojik işaretler yıllardır fizyolojik değerlendirmeler, hastalıkların tanısı ve izlenmesi, insan vücudunun işleyişi hakkında bilgi edinilmesi için kullanılmaktadır.

Biyolojik işaretler elektrik kökenli ve elektrik kökenli olmayan biyolojik işaretler olarak ikiye ayrılabilir. Vücut sıcaklığı, kan basıncı, nabız gibi elektrik kökenli olmayan biyolojik işaretler sensörler ile elektrik işaretlerine dönüştürülerek, elektrik kökenli biyolojik işaretler ise elektrotlar ile doğrudan ölçülür.

Elektrik kökenli biyolojik işaretler biyoelektrik işaretler veya biyopotansiyel işaretler olarak adlandırılırlar. İnsan vücudunda sinir, kas ve doku hücrelerinde hücre içi ve hücre dışı iyon derişiminin farklı olması sonucunda elektrokimyasal aktiviteler meydana gelir. Bu aktiviteler dinlenme ve aktivasyon potansiyeli olarak ikiye ayrılan biyoelektrik potansiyel farklarını yani biyoelektrik işaretlerini oluştururlar.

Biyoelektrik işaretler tüm doğal işaretler gibi analog işaretlerdir ve genlikleri çok düşüktür. Bu işaretlerin hassas bir şekilde ölçülebilmesi için kuvvetlendirilmeleri, bilgisayarlar ve sayısal yöntemler ile analiz edilebilmeleri için sayısallaştırılmaları gerekir. İşaretleri gürültüden ve elektromanyetik girişimden arındırmak ya da ilgilenilen frekans aralığını elde etmek için analog ve sayısal filtreler kullanılır. Bir biyoelektrik işaret ölçüm sistemi en basit haliyle; algılama (elektrot), kuvvetlendirme, filtreleme (analog veya sayısal filtre), sayısallaştırma (analog sayısal dönüştürücü) ve kontrol katmanlarından oluşur.

EEG işaretleri de bu işaretlerden biridir. Beyindeki sinir hücrelerinin aktiviteleri sonucu oluşan bu işaretler; günümüzde tüm teknolojik ve bilimsel ilerlemeye rağmen hala gizemini koruyan beynin yapısını ve işleyişini anlamak için önemli bir parametredir. EEG işaretlerinin son yıllarda beyin bilgisayar arayüzü uygulamalarında sıklıkla kullanılması, uzun süreli EEG ölçümüne duyulan ihtiyaç, hastanın günlük

hayatı ve aktiviteleri sırasında EEG ölçümü alınması gibi sebeplerle taşınabilir, giyilebilir EEG ölçüm sistemlerinin önemini arttırmıştır.

Bu çalışmada biyoelektrik işaretler incelenmiş, biyoelektrik işaretlerin ölçüm yöntemleri ve taşınabilir, giyilebilir ölçüm sistemleri araştırılmış, mevcut ölçüm sistemleri incelenerek biyoelektrik işaretlerin daha özeldir ise EEG işaretlerinin ölçülmesi için küçük boyutlu, düşük enerji tüketimine sahip, taşınabilir bir sistem tasarımı önerisi yapılmıştır.

1.1 Biyoelektrik İşaretlerin Kökeni

Biyoelektrik işaretler; sinir, kas veya bez dokularında bulunan uyarılabilir hücre olarak bilinen hücrelerde K^+ , Na^+ , Ca^{2+} ve Cl^- iyonlarının sayesinde bir dizi elektrokimyasal aktivite sonucu oluşan potansiyel farklardır. Elektriksel olarak bu hücreler dinlenme potansiyeli ya da uygun şekilde uyarıldıklarında aksiyon potansiyeli oluştururlar.

Çok ince olan (7-10 nm) ve lipoprotein kompleksinden oluşan hücre zarı seçici geçirgen bir yapıya sahiptir. Hücre içerisinde bulunan protein ve diğer organik anyonlara (A^-) karşı geçirgen değilken Na^+ iyonuna karşı görece geçirgen K^+ ve Cl^- iyonlarına karşı ise daha fazla geçirgendir. Hücre zarı üzerinden iyonların geçmesi difüzyon ya da aktif taşıma ile gerçekleşir.

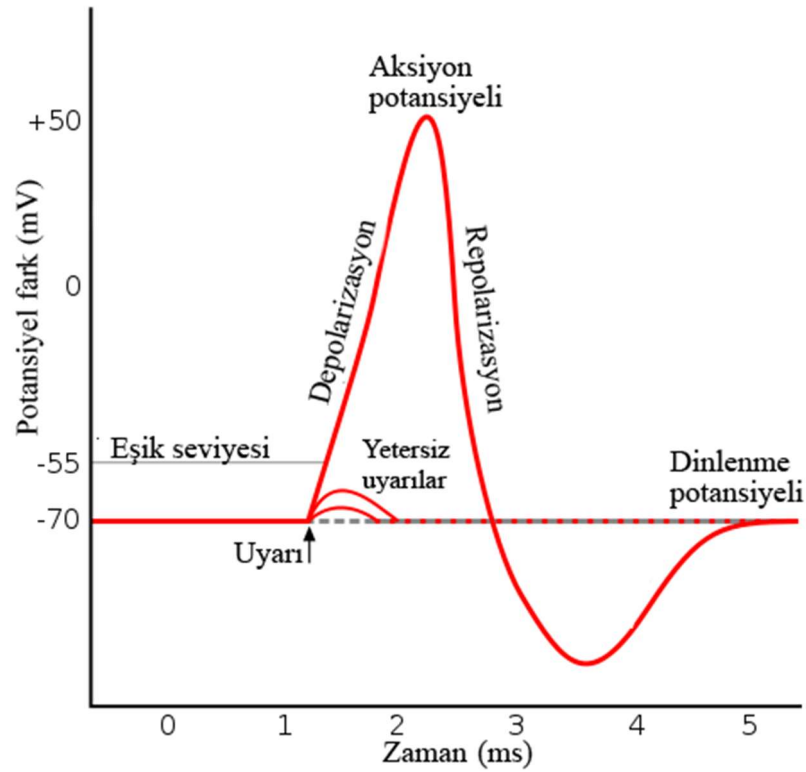
Uyarılabilir hücrelerde hücre içinde ve hücre dışında iyon yoğunlukları farklıdır. Na^+ , Ca^{2+} ve Cl^- iyonlarının hücre dışında yoğunluğu daha fazlaysa K^+ iyonlarının hücre içerisinde yoğunluğu daha fazladır. Bu yoğunluk farkı K^+ iyonlarının difüzyon ile hücre dışına çıkması sonucunu doğurur. Hücre zarı ise iyonların hücre içi ve dışı yoğunluk farkını korumak için pozitif yüklü iyonların dışarıya doğru, negatif yüklü iyonların ise içe akışını engelleme eğilimindedir. Hücre içi, dışı iyon yoğunlukları ve denge durumundaki potansiyel farkları Çizelge 1.1'de verilmiştir.

Hücre zarında bulunan sodyum-potasyum pompası adı verilen aktif taşıma kanalları difüzyon yoluyla değişen yoğunluk farkını sabit tutmak için hücre içine doğru K^+ , hücre dışına doğru Na^+ iyonları taşır. Böylece denge noktası oluşur ve taşınan iyonların yoğunluk farkları sabit tutulur. Hücre içi ile hücre dışı arasında sabit bir potansiyel fark oluşan bu duruma dinlenme durumu adı verilir. Bu durumda oluşan potansiyel fark hücre içinde hücre dışına göre -40 mV ile -70 mV aralığındadır ve bu potansiyel farka dinlenme potansiyeli denir [1].

Çizelge 1.1 : Hücre içi ve dışında iyon yoğunlukları [1].

İyon	Hücre Dışı (mM/litre)	Hücre İçi (mM/litre)
Na ⁺	145	12
K ⁺	4	155
Cl ⁻	120	4
Ca ²⁺	1,5	10 ⁻⁴

Dinlenme potansiyeli her ne kadar sabit tutulsa da belirli durumlarda hüce içi ile dışı arasındaki potansiyel fark değişim gösterir. Hücre uygun veya yeterli bir şekilde uyarıldığında aksiyon potansiyeli oluşur. Uygun veya yeterli uyarmak hücreye gelen uyarının zar potansiyel farkını belirli bir eşik seviyesinin üzerine çıkarması ile ilgilidir. Eğer gelen uyarı yeterli değilse aksiyon potansiyeli başlatılamaz. Şekil 1.1’de bir nöronda oluşan aksiyon potansiyeli gösterilmiştir.



Şekil 1.1 : Nöronda oluşan aksiyon potansiyeli [1]

Yeterli uyarım sağlandıysa aksiyon potansiyeli tetiklenir Na⁺ iyonları yer değiştirerek hücre içine geçer, hücre zarı hızlı bir şekilde depolarize olur. Bu durumda zar potansiyel farkı 50mV'a kadar yükselebilir ve tepe noktasına ulaştığında Na⁺ kanalları kapanır. Bu aşamadan sonra repolarizasyon aşaması başlar ve K⁺ kanalları açılarak

hücre dışına K^+ difüzyonu başlar. Repolarizasyon ile hücrenin iç ve dış iyon dengesi tekrar kurularak dinlenme potansiyeli de tekrar oluşturulur.

Aksiyon potansiyeli özellikle sinir hücreleri arasında bilgi taşıma ve kasların kasılmasında hayati önem taşır. Dokuların ve organların çalışması sonucu oluşan bu potansiyeller biyoelektrik işaretleri oluştururlar.

1.2 Biyoelektrik İşaretlerin Özellikleri

Biyoelektrik işaretler, işaretin olduğu doku veya organa göre sınıflandırılırlar ve doku ya da organın latince ismiyle adlandırılırlar. Her biyoelektrik işaret türünün karakteristik özellikleri farklı olsa da 0-10 mV aralığında genliğe ve 0,1 – 200 Hz frekans aralığına sahip işaretlerdir [2].

Ölçülen potansiyeller sinyalin kaynağı olan dokuda bulunan tüm hücrelerin ürettiği potansiyel farkın toplamıdır. Ölçüm noktasına olan uzaklığına göre zayıflamış veya diğer dokuların ürettiği biyoelektrik işaretlerden etkilenmiş olabilmektedir. Ayrıca düşük genlikleri nedeniyle çevresel elektromanyetik gürültülerden özellikle 50 Hz frekansındaki şehir şebekesi hatlarından önemli derecede etkilenmektedir. En sık kullanılan biyoelektrik işaretler, özellikleri ve uygulama alanları Çizelge 1.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 1.2 : Biyoelektrik işaretlerin özellikleri [2].

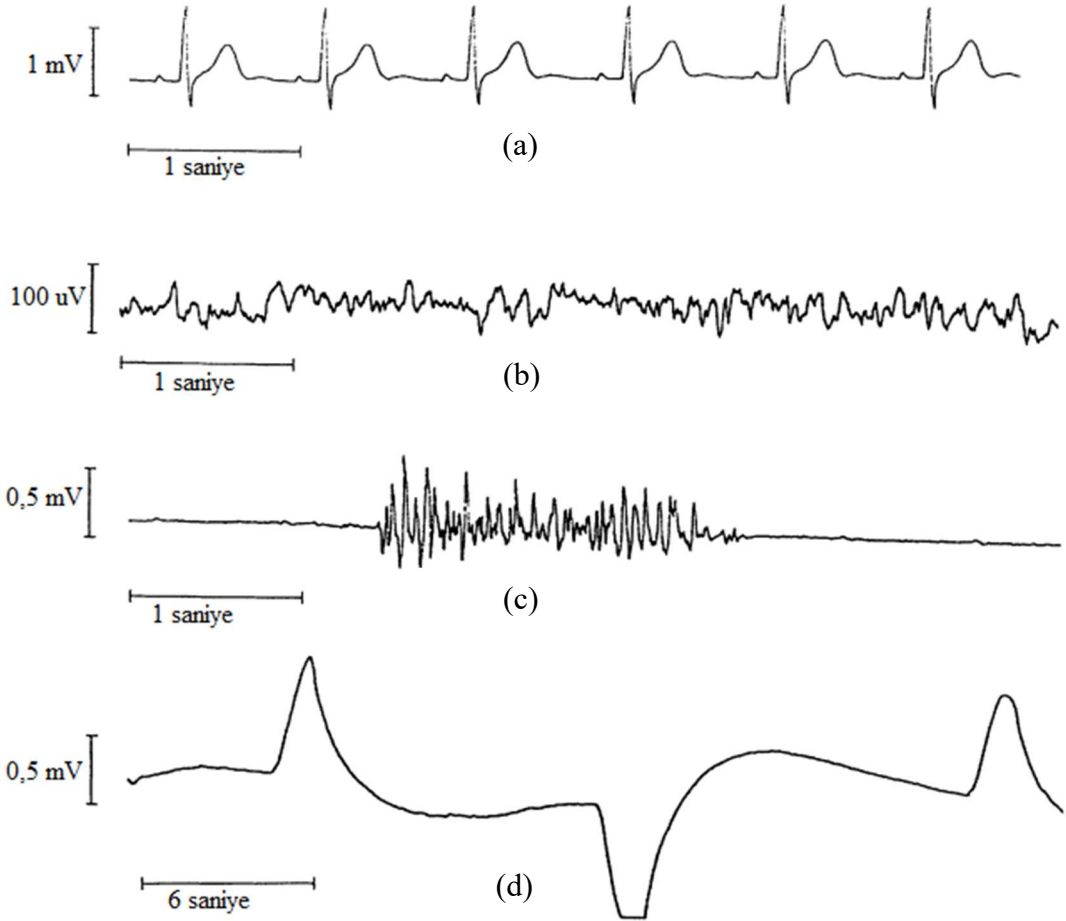
İşaret	Genlik	Frekans	Uygulama Alanları
EKG	1-5 mV	0,05-100 Hz	Kalp hastalıklarının teşhisi
EMG	1-10 mV	20-2000 Hz	Kas hastalıklarının teşhisi ve insan makina arayüzü uygulamaları
EOG	10-100 μ V	0-10 Hz	Göz reflekslerinin ölçülmesi ve insan makina arayüzü uygulamaları
EEG	10-100 μ V	0,5-40 Hz	Uyku bozuklukları ve sinir sistemi hastalıklarının teşhisi, insan makina arayüzü uygulamaları

Elektrokardiyografi (EKG) kalp kaslarının kasılması ve gevşemesi sonucu oluşan potansiyel farklardır. 1 – 5 mV arası genliğe sahip 0,05-100 Hz frekans aralığında işaretlerdir. Kalp hastalıklarının teşhisinde kullanılırlar. Yüzey 3-12 adet yüzey elektrotu ile ölçülürler.

Elektromiyografi (EMG) çizgili kas hücrelerinde ve bunlara bağlı sinir hücrelerinde kasılıp gevşeme sonucu oluşan biyoelektrik işaretlerdir. EEG ve EKG işaretlerine göre

daha yüksek genlik (1-10 mV) ve daha geniş frekans aralığına (20-2000 Hz) sahiptir. Kas hastalıklarının tespitinde sıklıkla kullanılırlar. Deri altına, kas dokusuna batırılan iğne elektrotlarla ve yüzel elektrotlarıyla ölçülürler. Ayrıca son yıllarda insan makina arayüzü uygulamalarında kullanımı artmaktadır.

Elektrookulografi (EOG) gözün ön kutbu ve arka kutbu arasında sürekli var olan potansiyel farkın göz hareketleri ile değişmesiyle oluşan işaretlerdir. Göz çevresine yerleştirilen yüzel elektrotları ile ölçülmektedir. 10-100 μ V arası genliğe ve 0-10 Hz frekans aralığına sahiptir. EOG işaretlerinin ölçülmesiyle göz hareketlerinin ve hareket yönlerinin tespiti yapılabilmektedir. İnsan makina arayüzü uygulamalarında kullanılmaktadır.



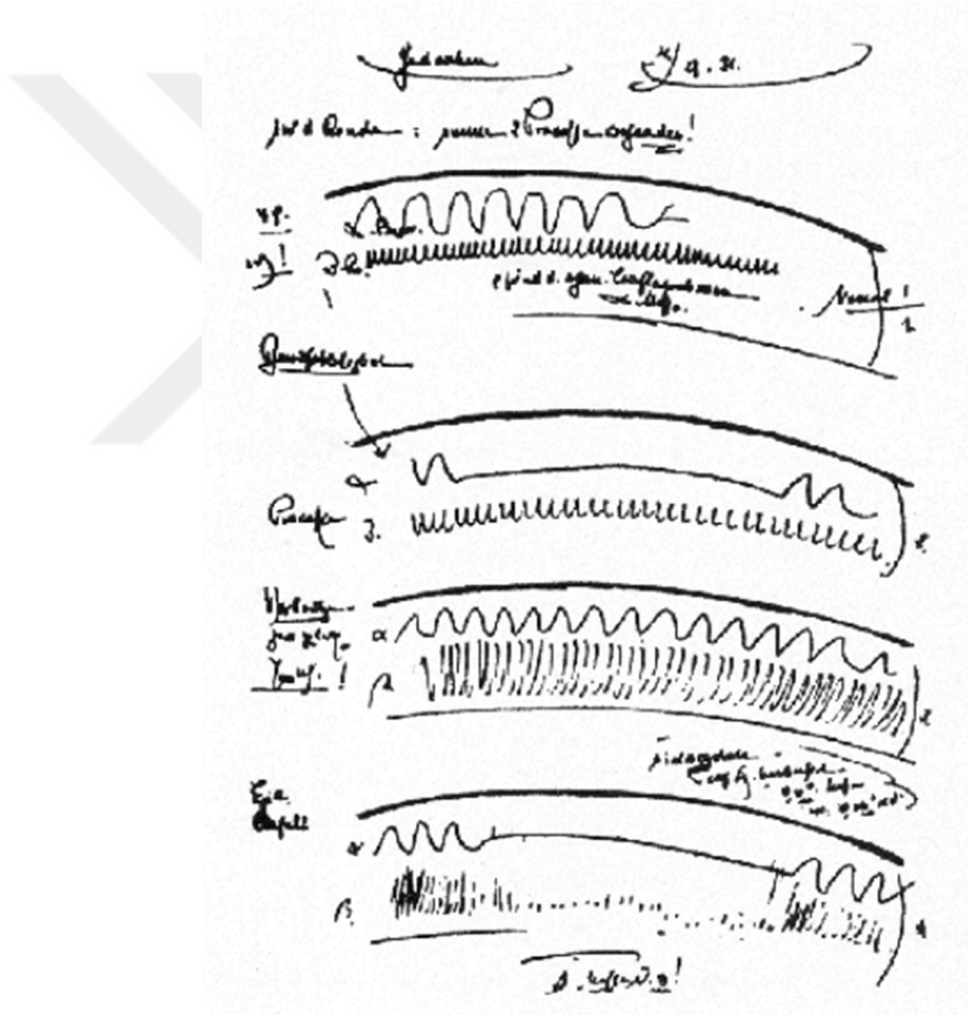
Şekil 1.2 : Bazı biyoelektrik işaretlerin örnek dalga formları; a) EKG, b) EEG, c) EMG, d) EOG işaretleri [2].

Bu biyoelektrik işaretlerin dışında daha az sıklıkla kullanılan ve karşılaşılan elektroretinografi (ERG) retina hareketleri, elektrogastrografi (EGG) sindirim sistemi organlarının (mide, bağırsak) aktiviteleriyle oluşan işaretlerdir. Şekil 1.2’de sırasıyla

EKG, EEG, EMG ve EOG işaretleri dalga formları gösterilmiştir. Elektroensefalografi (EEG) bu çalışmanın konusu olduğu için ayrı bir başlık altında incelenecektir.

1.3 Elektroensefalografi (EEG)

Elektroensefalografi (EEG) beyin aktivitelerinin beyinde bulunan milyarlarca sinir hücresinin iyon ve elektriksel yük hareketleriyle aktivitesi sonucu, kafatası ya da beyin yüzeyinde oluşturduğu elektrik akımları yardımıyla ölçülmesini sağlayan yöntemdir. Beyin anlamına gelen latince “encephalon” kelimesinden türetilmiştir. EEG; Elektro (Elektriksel), Ensefalo (beyin) ve Gram (kayıt) kelimelerinden oluşmuştur.



Şekil 1.3 : Hans Berger'in defterinden ilk insan EEG'si çizimleri [3]

Beyindeki elektriksel faaliyetlerin keşfedilmesi 1875 yılında Richard Caton tarafından tavşan ve maymunlar üzerinde yapılan deneyler sonucu keşfedilmiştir. İnsanlar üzerinde ilk EEG ölçümü ise Alman hekim Hans Berger tarafından 1929 yılında yapılmış ve ismi Hans Berger tarafından verilmiştir. Şekil 1.3'de Berger'in not

defterinde bulunan ilk insan EEG ölçümü çizimleri gösterilmiştir. Berger 1930 yılında bu elektriksel işaretlerin gözlerin açılıp kapanmasıyla değiştiğini keşfetmiştir. Daha sonraki yıllarda elektronik teknolojisindeki gelişmelere bağlı olarak bu alandaki çalışmalar artmış, insan beyni elektriksel aktivitelerinin ölçülmesi yoluyla anlaşılmaya çalışılmıştır [3].

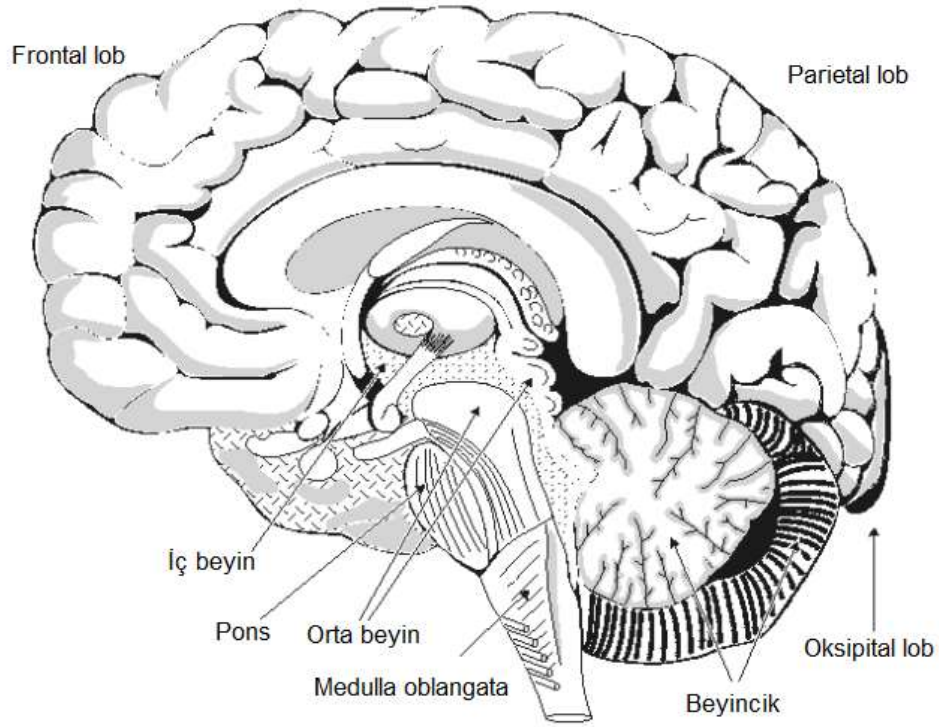
Beyin yüzeyinde 1-2 mV genliklerinde oluşan EEG işaretleri kafa derisi yüzeyinden 1-100 μ V genliklerinde ölçülebilmektedir. Frekans aralıkları ise 1 Hz'in altından 50 Hz'e kadar uzanmaktadır. Ölçülen işaretlerin baskın frekansı ve genlikleri zihinsel faaliyetlere göre değişmektedir. Beynin farklı bölgeleri farklı zihinsel işlevleri yürüttüğü için bazı beyin dalgaları beynin belirli bölgelerinde baskın olarak görülebilmektedir [1].

Beyin aktiviteleri sonucu EEG işaretinin oluşup kafatası yüzeyinden ölçülebilmesi için tek bir nöronun uyarılması yeterli değildir. Oluşan akımın kafatası yüzeyine kadar ulaşabilmesi için fazla sayıda sinir hücresi uyarılmalıdır.

İnsan beyninin çalışma yapısı ile ilgili gizem günümüzde hala tam olarak çözülememiştir. EEG işaretlerinin değerlendirilmesi insan beynini anlamak için kullanılan yöntemlerden biridir. EEG ölçümleri epilepsi gibi hastalıkların tanısında, epilepsi nöbetlerinin ve beyin tümörünün tespitinde, uyku bozukluklarında, bazı psikiyatrik değerlendirmelerin yapılmasında, beyin ölümünün tespitinde, beyin anormalliklerinin tespitinde ve anestezi derinliğinin ölçülmesinde kullanılmaktadır. Ayrıca EEG sinyalleri kullanılarak gerçekleştirilen insan makine arayüzü (Human Machine Interface (HMI)) ile kontrol uygulamaları da yaygınlaşmaktadır [4].

İnsan beyni yaklaşık 1,5 kg ağırlığındadır ve tahmini olarak 10^{10} - 10^{11} nörondan oluşmaktadır. Serebrospinal sıvı içerisinde bulunan beyin yapısı işlevlerine göre serebrum, iç beyin, orta beyin, pons ve medulla oblongata olmak üzere beş bölüme ayrılmıştır. Beynin yapısı şekil 1.4'de gösterilmiştir.

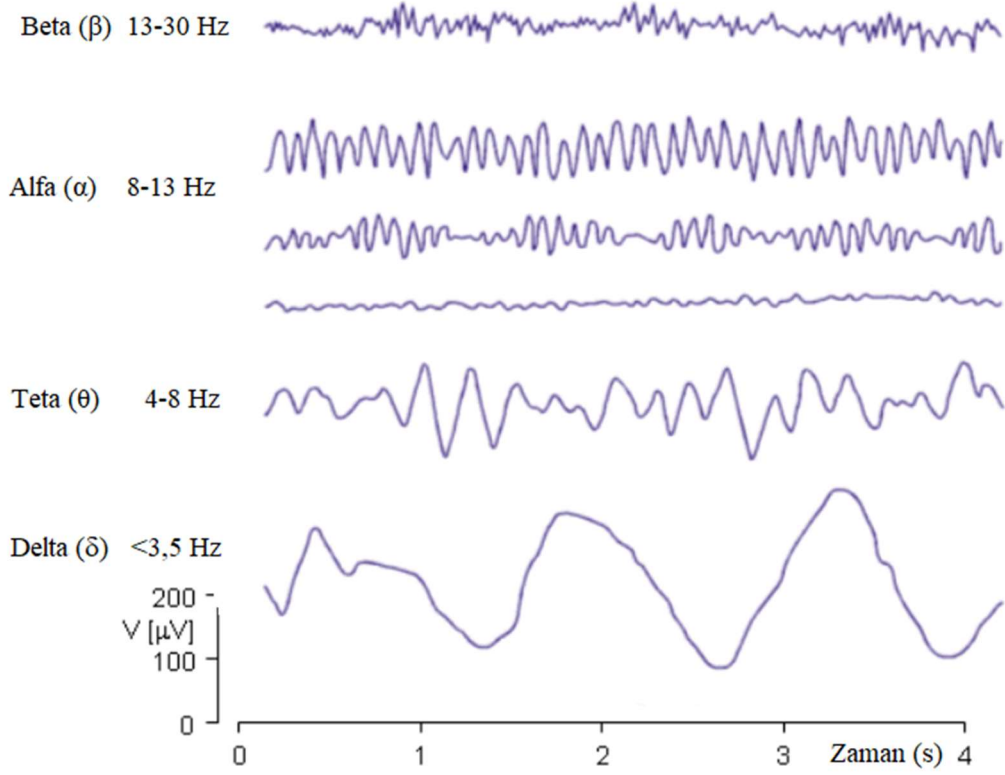
Serebrum beynin en büyük parçasıdır ve iki yarı küreye, her yarı küre ise dört loba bölünmüştür. Bu loblar frontal lob, parietal lob, temporal lob ve oksipital lob olarak adlandırılmaktadır. Hem yapı olarak büyük olması hem de kafatasına en yakın bölüm olması nedeniyle EEG ölçümlerinde burada üretilen işaretler baskındır. İstemli hareketleri, düşünmeyi, belleği, kasların kontrolü gibi işlevleri kontrol eder.



Şekil 1.4 : İnsan beyninin yapısı [3]

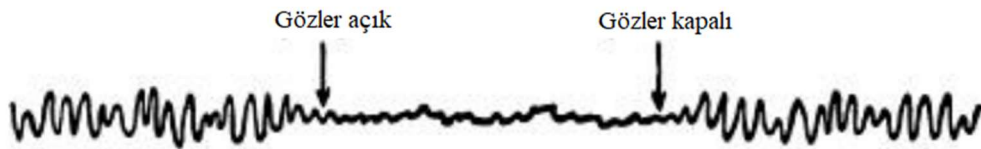
Serebrumun iki yarı küresi işlevleri açısından da birbirinden ayrılmaktadır. Sol yarı küre duyuşal işlevleri yürütürken sağ yarı küre motor işlevleri yürütmektedir. Günümüzde bu yarı kürelerin farklı bölümlerinin hangi işlevler ile ilgili olduğu da bilinmektedir. Frontal lob mantık, hafıza, yaratıcılık, düşünce gibi yüksek beyin fonksiyonlarını kontrol eder. Oksipital lob görme duyuşunu, temporal lob hafızayı ve öğrenmeyi, parietal lob ise dokunma ve fiziksel algıları kontrol etmektedir [3].

EEG'nin keşfinden bu yana yapılan araştırmalar sonucu insan beyninin dinlenme ve uyarılma durumunda, farklı zihinsel aktivite seviyelerinde farklı genlik ve frekanslarda işaret ürettiği görülmüştür. Dinlenme durumunda ritmik olarak oluşun işaretler dört frekans bandı altında incelenmektedir ve beta, alfa, teta, delta beyin dalgaları olarak isimlendirilmiştir. Şekil 1.5'de dört temel EEG dalgasının örnek dalga formları gösterilmiştir. Denek yaşı küçüldükçe, dinlenme durumunda ölçülen EEG'de baskın olan işaretin frekansı düşerken genliği artmaktadır. Beyin aktivitesi arttıkça baskın işaretin frekansı da artmaktadır. Uyku durumunda, uykunun evrelerinde, odaklanmanın arttđı durumlarda, dinlenme ya da zihinsel aktivite durumlarında ölçülen EEG işaretleri arasında belirgin farklar görülmektedir [1].



Şekil 1.5 : Temel EEG dalgalarının formları ve frekans aralıkları [3]

Alfa (α) dalgaları beyin dalgalarından en bilineni ve genliği en yüksek olanıdır. Frekansları 8-13 Hz arasında genlikleri ise 50 μ V civarındadır. En baskın olarak görüldüğü bölge oksipital lobdur ve en iyi bu bölge üzerinden ölçülebilmektedir. Uyanık durumda; zihinsel dinlenme, gevşeme durumlarında, gözlerin kapatılmasıyla ortaya çıkmaktadır. Uyanık durumda; zihinsel aktivitenin, dikkatin arttığı, gözlerin açık olduğu durumlarda ve uyku durumunda kaybolarak yerini diğer beyin dalgalarına bırakmaktadır. Alfa dalgalarının genlikleri farklı beyin dalgaları ile birlikte değerlendirilerek deneğin dikkat seviyesi ölçülebilmektedir [5]. Şekil 1.6'da gözlerin kapatılması ile ortaya çıkan ve gözlerin açılmasıyla kaybolan alfa dalgaları gösterilmiştir.



Şekil 1.6 : Gözlerin kapatılıp açılması ile ölçülen alfa dalgaları [1]

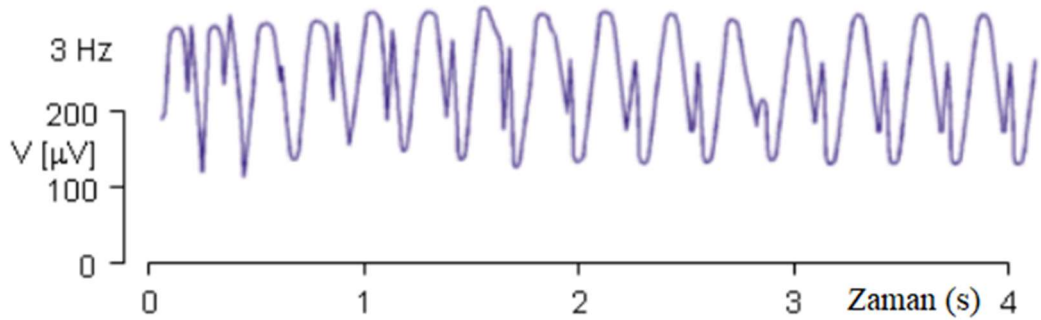
Beta (β) dalgaları 13-30 Hz arasındaki frekanslarda görülen ve zaman zaman 50 Hz frekansına kadar çıkabilen beyin dalgalarıdır. Genlikleri alfa dalgalarına göre çok

düşüktür. Beta-I ve Beta-II dalgaları olarak ikiye ayrılırlar ve beta-II dalgalarının frekansı beta-I dalgalarının yaklaşık iki katıdır. Alfa dalgaları gibi zihinsel aktivitenin artışıyla genlikleri azalarak kaybolurlar. Beta dalgaları merkezi sinir sisteminin yoğun faaliyeti ve dikkat seviyesinin artmasıyla ortaya çıkarlar. Parietal ve frontal lobda baskın olarak görülürler.

Teta (θ) dalgaları 4-7 Hz aralığında frekansa sahip beyin dalgalarıdır. Genlikleri 100 μV 'tan küçüktür. Çocuklarda parietal ve temporal lobda görülürler. Yetişkinlerde ise düş kırıklığı, ağır stres ve uyku durumunda görülürler. Ayrıca çeşitli beyin hastalığına sahip bireylerde de sıklıkla görülürler.

Delta (δ) dalgaları 3.5 Hz'den düşük frekanslara sahip değişken genlikli beyin dalgalarıdır. Bebeklerde, ciddi beyin hasarına sahip bireylerde ve uykunun derin evrelerinde görülmektedirler. Baskın olduğu belirgin bir bölge yoktur.

Epilepsi hastalarının EEG ölçüm sonuçları atak öncesi, atak sırası ve ataklar arası epileptik EEG işaretleri olarak ayrılabilir. Belirgin karakteristik özellikler içeren bu işaretlerin incelenmesiyle epilepsi tanısı konulabilmekte, epilepsi atağı tespiti yapılabilmektedir [6]. Ayrıca son yıllarda yapılan çalışmalar epilepsi ataklarının önceden kestirilebilmesine olanak sağlamıştır [7]. Şekil 1.7'de epilepsi atağı geçiren bir hastadan alınan EEG ölçüm örneği gösterilmiştir.



Şekil 1.7 : Epilepsi atağı geçiren bir hastanın EEG ölçüm sonucu [3]

Uykunun farklı evrelerinde ölçülen EEG işaretleri de farklı karakteristik özellikler göstermektedir. Yetişkinlerde uyku sırasında EEG genliği artarken frekansı azalmaktadır [8]. Uykunun ilk evresinde alfa dalgaları azalarak kaybolur ve yerini daha düşük frekanslı işaretlere bırakır. Derin uyku evresinde ise delta dalgaları görülmeye başlar. Uyku EEG'si ölçümleriyle uyku evreleri tespit edilebilmektedir [9].

İnsan beyninin uyarılara tepki olarak oluşturduğu EEG işaretlerine uyarılmış potansiyeller denilir. Bu uyarı görsel, işitsel veya somatik olabilmektedir. Deneğe verilen zihinsel görevler de beyinde olaya ilişkin potansiyel adı verilen işaretlerin oluşmasına sebep olmaktadır. Uyarılmış ve olaya ilişkin potansiyellerin genlikleri dinlenme durumunda oluşan temel EEG dalgalarının genliklerinden çok küçüktür. Belirli bir frekansta dış uyarana maruz kalan deneğin ölçümlerinde uyarı frekansında bir işaret baskın olarak görülebilmektedir. Olaya ilişkin potansiyeller belirli bir gecikmeyle oluşurlar. Uyarılmış potansiyeller bilişsel süreçlerin incelenmesinde ve beyin makina arayüzü uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır [4].

P300 dalgası olaya ilişkin potansiyeller içinde önemli bir yere sahiptir. Belirli bir zihinsel görev verilen deneğin EEG ölçümlerinde görevin gerçekleşmesinden yaklaşık 300 ms sonra oluşur [10]. P300 dalgası beyin makina arayüzü uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır.

P300 dalgasının kullanıldığı uygulamalara örnek olarak felçli hastalar için tasarlanan sanal klavye uygulamaları verilebilir. Bu uygulamalarda deneğe ekranda seçtiği harfin bulunduğu satır ya da sütunun işaretlenip işaretlenmediğini takip etmesi istenir. Uygulama satır ve sütunları sırasıyla işaretleyerek ilerler. P300 dalgası algılandığında deneğin o satırdaki veya sütundaki harfi seçtiği anlaşılır [11].

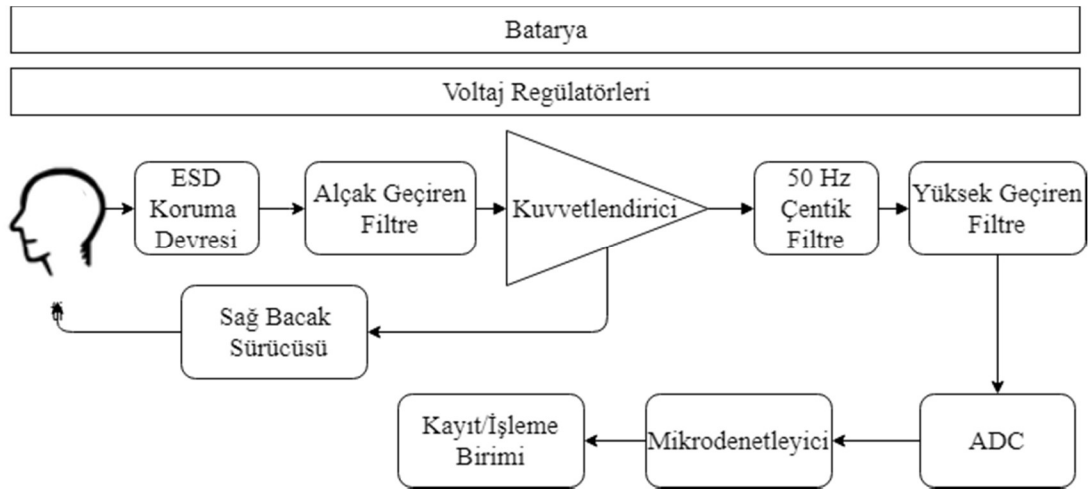
İnsan beyni gibi EEG işaretleri de bilim dünyası tarafından tam olarak anlaşılabilir değildir. Bu gizemin çözülebilmesi için daha çok EEG veri setleri oluşturulması, ölçümlerin deneğin günlük yaşamında da yapılabilmesi gerekmektedir. Bu nedenle bu tezin konusu olan giyilebilir ve taşınabilir EEG cihazlarının bu noktada önemli rol oynayacağı değerlendirilmektedir.

2. EEG ÖLÇÜM SİSTEMLERİ

2.1 EEG İşaretlerinin Ölçülmesi

EEG işaretleri çok düşük genlikli, karmaşık ve yorumlanması güç işaretlerdir. Şebeke gerilimi girişimi ve harmonikleri, diğer biyoelektrik işaret kaynakları (EOG, EKG), ölçüm sisteminden kaynaklanan elektriksel gürültüler, ölçüm sisteminin hassasiyeti gibi bozucu etmenlerden yüksek oranda etkilenirler. Bu nedenle dalga formu bozulmadan ölçülebilmeleri için uygun bir ölçüm sistemi tasarımı önemlidir. İşaretler uygun elektrotlarla algılanmalı, filtrelenmeli, kuvvetlendirilmeli, uygun çözünürlükte bir analog sayısal dönüştürücü ile sayısallaştırılarak saklanmalı ve değerlendirilmelidir.

EEG ölçüm sistemleri sıralaması değişiklik gösterebilse de genellikle; algılama (elektrot), elektrostatik deşarj koruma devresi, alçak geçiren filtre, kuvvetlendirme, çentik filtre, yüksek geçiren filtre, sayısallaştırma, kontrol birimi ve kayıt, sinyal işleme katlarından oluşur. Örnek EEG ölçüm sistemi blok şeması Şekil 2.1’de verilmiştir.



Şekil 2.1 : Örnek EEG ölçüm sistemi blok şeması.

2.1.1 Elektrotlar ve elektrot yerleşimi

Elektrotlar biyoelektrik işaretleri elektrik işaretlerine çeviren algılayıcılardır. Biyoelektrik işaretlerin ölçülmesinde kullanılan farklı kullanım amacı ve farklı

özelliklere sahip tek kullanımlık jelli-jelsiz elektrotlar, tekrar kullanılabilen kuru ve ıslak elektrotlar, kafa bantları ve başlıklar, iğne elektrotlar bulunmaktadır. EEG ölçümlerinde yaygın olarak kullanılan gümüş klorür kaplı gümüş (Ag-AgCl) disk elektrotlar en başarılı sonuçları vermektedir [12]. Bu elektrotların ıslak (jelli) ve kuru (jelsiz) olarak kullanılabilen çeşitleri mevcuttur. Islak elektrotlarda deri ile elektrot yüzeyi arasına sürülen bir jel oluşacak kontak empedansını düşürerek işaretlerin zayıflamadan aktarılmasını sağlar. Kuru elektrotlarda ise bu empedans daha yüksektir.

Islak elektrotlarda önce elektrotun yerleştirileceği deri yüzeyi temizlenmeli ardından jel sürülerek elektrot yerleştirilmelidir. Bu süreç ve ölçümlerin ardından jelin temizlenmesi özellikle saçlı deride zahmetli bir süreç olabilmektedir. Sürülen jel zamanla kuruyarak iletkenliği azalmakta ve elektrot-deri empedansı yükselmektedir. Kuru elektrotlar ise çoğu zaman herhangi bir ön hazırlığa ihtiyaç duyulmadan kullanılabilen, kullanım sonrasında herhangi bir temizlemeye gerek duymamaktadır. Bu nedenle özellikle giyilebilir ve taşınabilir EEG ölçüm sistemlerinde, uzun süreli ölçümlerde, insan makina arayüzü uygulamalarında kuru elektrotların kullanılması avantaj sağlamaktadır.

EEG ölçümlerinde elektrot deri kontak empedansı gerilim bölücü etkisi yaparak işaretin bir sonraki kata (aktif filtre ya da kuvvetlendirici) bozulmadan ve zayıflamadan iletimi için önemli bir parametredir. Literatürde EEG ölçüm sistemleri için elektrot-deri empedansının 5 k Ω 'dan düşük olması gerektiği belirtilmiştir [13].

Fakat günümüzde giriş direnci çok yüksek ($\gg 100 \text{ M}\Omega$) biyoelektrik kuvvetlendirici tümdevrelerin üretilmesiyle elektrot-deri empedansının önemi azalmıştır.

Özellikle çok kanallı ölçüm sistemlerinde tüm elektrotların standart elektrot yerleşim sistemlerine göre yerleştirilebilmesi, elektrotların ölçüm sırasında yerinden oynamaması, elektrot yerleşiminin kolayca yapılabilmesi gibi kolaylıklar sağlanması amacıyla EEG başlıkları ve kafa bantları tasarlanmıştır. Elektrotların bunların üzerine yerleştirilmesi ve giyilmesi ile kolayca kullanılabilir. Şekil 2.2'de bazı elektrot tipleri EEG başlığı ve kafa bandı gösterilmiştir.



(a)

(b)



(c)



(d)



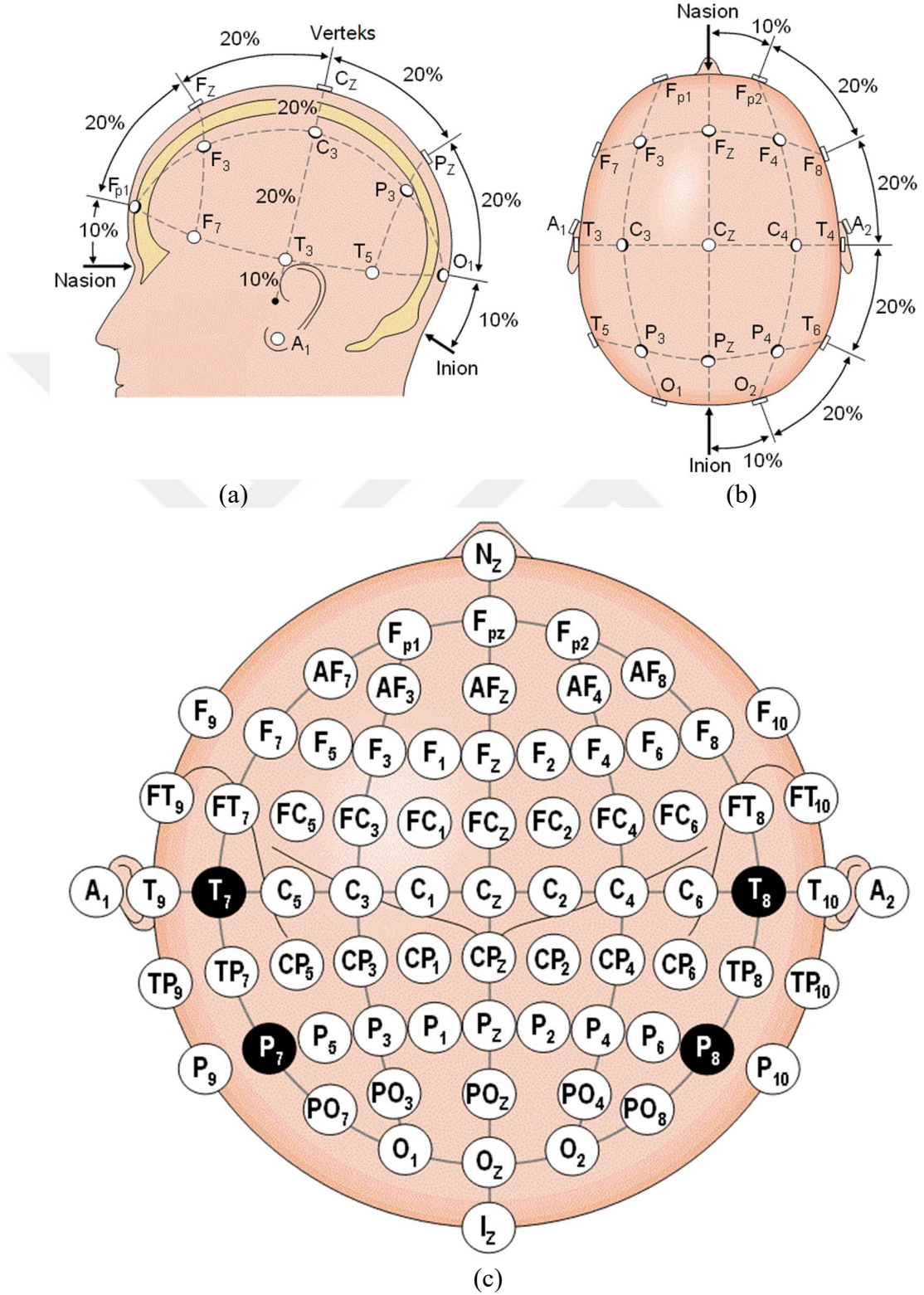
(e)

Şekil 2.2 :EEG elektrotları, EEG başlığı ve kafa bandı: (a) Neuroelectrics firması tarafından üretilen EEG başlığı [46], b) Florida Research Instruments firması tarafından üretilen EEG kafa bandı (c) kuru elektrot örneği (d) altın kaplamalı ıslak elektrot (e) ıslak elektrot örneği

Elektrotların kafa yüzeyine yerleştirilmeleri için belirli standartlar oluşturulmuştur. Bu standartlardan en çok kullanılanı Uluslararası Elektroensefalografi ve Klinik Nöropsikoloji Federasyonu (International Federation in Electroencephalography and Clinical Neurophysiology) tarafından belirlenen 10-20 elektrot yerleştirme sistemidir [3]. Şekil 2.3’de 10-20 elektrot yerleşim sistemi gösterilmiştir.

Bu sistemde elektrotlar göz hizasının hemen üstünden (nasion bölgesi) boyun kafatası birleşim noktasına (inion bölgesi) kadar olan mesafenin %10 ve %20 si aralıklarla yerleştirilirler. Elektrot yerleşimleri beynin ilgili bölümlerinin isimlerinin baş harfleriyle; F (frontal lob), C (central sulcus (merkezi sulkus)), T (temporal lob), P (posterior lob), O (oksipital lob) olarak etiketlenirler. Bu harfler ile birlikte sol tarafta tek numaralar, sağ tarafta çift numaralar kullanılır. Referans noktası veya sağ bacak sürücüsü geri beslemesi için kullanılan kulak memeleri ise A harfiyle etiketlenmiştir. Yirmi bir elektrot bulunan 10-20 sistemine daha fazla kanal sayısı gerektiren ölçümler için ara %10’luk bölgeler eklenerek elektrot sayısı arttırılmıştır [3, 4].

EEG ölçümlerinde tüm kanallardan tek bir ortak referans noktası alınarak (single-ended) tek kutuplu, ya da birbirine yakın noktalar arasındaki gerilim farkı alınarak (differential) çift kutuplu ölçüm yapılması mümkündür.



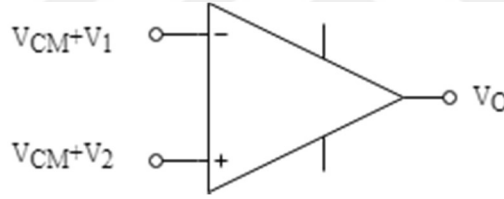
Şekil 2.3 : 10-20 elektrot yerleşim sistemi: (a) yandan bakış, b) tepeden bakış, c) ara bölgeler eklenerek elektrot sayısı arttırılan 10-20 elektrot yerleşim sistemi)

2.1.2 Kuvvetlendirici

EEG işaretleri 100 μV 'un altında çok düşük genliklere sahip olan işaretlerdir. Bu nedenle sayısallaştırma işlemi öncesinde yeterince kuvvetlendirilmeleri gerekmektedir. Kuvvetlendirici kazancı ADC (Analog Digital Converter – Analog Sayısal Dönüştürücü) çözünürlük ve dinamik aralığına bağlı olarak değişebilmektedir. Yüksek çözünürlüğe sahip ADC kullanılan sistemlerde kazanç düşük seçilebilecektir.

Ayrıca bu işaretler şebeke gerilimi girişiminden, girişim sonucu insan vücudunda oluşan işareten ($\sim 1 V$) çok daha düşük genliklere sahip oldukları için yüksek oranda etkilenmektedir. Bu nedenle alınan işaretler kuvvetlendirilirken ortak mod işaret yüksek oranda ($>100 dB$) bastırılmalıdır [4,13].

Fark kuvvetlendiriciler teoride sadece fark mod işareti kuvvetlendirerek çıkışa aktarsa da kuvvetlendirici çıkış gerilimi denklem 2.1'de gösterildiği gibi hem ortak mod hem de fark mod işaret bileşenlerini içerecektir. Şekil 2.4'de kuvvetlendiriciye giren fark mod ve ortak mod işaretler gösterilmiştir.



Şekil 2.4 : Kuvvetlendirici girişine gelen fark (V_2-V_1) ve ortak mod (V_{CM}) işaret

$$V_O = A_{CM} \cdot V_{CM} + A_{DM} \cdot (V_2 - V_1) \quad (2.1)$$

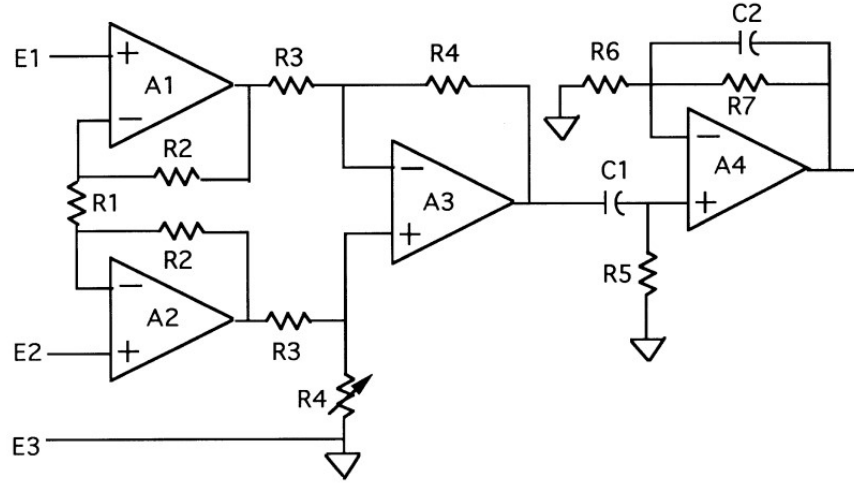
Denklem 2.1 ve 2.2'de A_{DM} fark mod işaretin kazancını (V_o/V_{DM}), A_{CM} ortak mod işaretin kazancını ifade etmektedir.

Ortak mod bastırma oranı (Common Mode Rejection Rate (CMRR)) kuvvetlendiricinin iki ucuna gelen fark işaret kuvvetlendirilirken ortak işaretin zayıflatılma oranını ifade eder. Denklem 2.2'de CMRR hesaplama formülü verilmiştir.

$$CMRR = 20 \log(A_{DM}/A_{CM}) \quad (2.2)$$

Biyoelektrik işaretlerin kuvvetlendirilmesi için yüksek ortak mod bastırma kabiliyetleri nedeniyle enstrümantasyon kuvvetlendiricileri kullanılmaktadır. Bu kuvvetlendiriciler birden fazla kuvvetlendiricinin birleşmesi ile oluşturulan özel kuvvetlendirici yapılarıdır. Genellikle tümdevre olarak üretilirler ve tümdevrenin iki

ucuna bağlanan bir direnç ile kazancı belirlenir. Şekil 2.5'de enstrümantasyon kuvvetlendiricisinin iç yapısı verilmiştir.

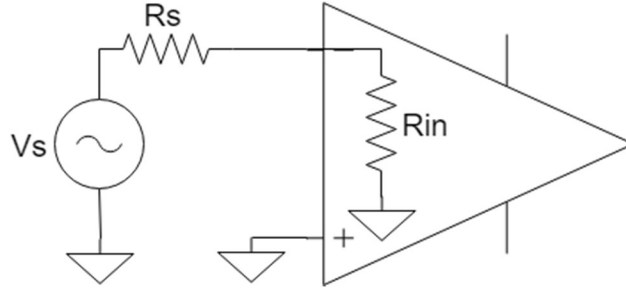


Şekil 2.5 : Enstrümantasyon kuvvetlendirici iç yapısı [2]

Enstrümantasyon kuvvetlendiricilerinin beslenmesi tek kutuplu ya da çift kutuplu olarak yapılabilmektedir. Biyoelektrik işaretlerin çift kutuplu işaretlerdir ve sayısallaştırma katmanından önce yapılan yüksek geçiren filtreleme nedeniyle ölçülen DC (Direct Current - Doğru Akım) kayma seviyesi (işaretin DC bileşeni – DC Off-set) bastırılmaktadır. Bu nedenle biyoelektrik işaret ölçümleri için kullanılacak kuvvetlendiricilerin çift kutuplu beslenmesi gerekmektedir. Bu şekilde yapılan ölçüme AC kuplajlı ölçüm denilir. Fakat yüksek dinamik aralığa sahip ADC kullanılan, analog filtreleme yerine sayısal filtreleme kullanılan sistemlerde DC kayma seviyesi filtrelenmeyeceği ve sayısallaştırılabilecek gerilim aralığı artacağı için kuvvetlendirici tek kutuplu beslenerek DC kuplajlı ölçüm yapılabilecektir [14].

Enstrümantasyon kuvvetlendiricisinin giriş direncinin yeterince yüksek olması da ($>100 \text{ M}\Omega$) EEG ölçümleri için önemli bir parametredir. Elektrot-deri empedansının yüksek olması ya da sistemin düşük giriş empedansına sahip olması sonucu oluşacak gerilim bölümü ile elektrotlar ile algılanan sinyal kuvvetlendirici girişine tam olarak aktarılamayacaktır. Sonuç olarak giriş empedansı ne kadar yüksekse sistem elektrot empedansından o kadar bağımsız olacaktır. $1 \text{ G}\Omega$ giriş direncine sahip bir kuvvetlendirici için elektrot-deri empedansı $100 \text{ k}\Omega$ gibi çok yüksek seviyelerde olsa bile algılanan gerilimin neredeyse tamamı kuvvetlendirici girişine aktarılacaktır.

Gerilim bölücü etkisi Şekil 2.6’da gösterilmiştir. Gerilim bölücü etkisi sonucu kuvvetlendirici girişine aktarılacak gerilim denklem 2.3 kullanılarak hesaplanabilir.



Şekil 2.6 : Gerilim bölücü etkisi

$$V_{in} = V_s \times \frac{R_{in}}{R_s + R_{in}} \quad (2.3)$$

Denklem 2.3’de R_{in} kuvvetlendiricinin giriş direncini, R_s elektrot deri kontak direncini ifade eder.

Kuvvetlendiriciler için bir diğer önemli parametre giriş gürültüsüdür. Giriş gürültüsü kuvvetlendiricinin (ya da diğer elemanların) kendi iç yapısından kaynaklanan nedenlerden dolayı çıkışa yansıttığı elektriksel gürültüyü ifade eder.

2.1.3 Filtreleme

EEG ölçüm yöntemi belirli bir frekans bandı (0,1-70 Hz) ile ilgilenmektedir. EEG işaretlerinin görüntülenebilmesi ve yorumlanabilmesi için ölçülen işarettaki DC bileşen, 50 Hz şebeke girişimi işareti ve işaretin içerdiği harmonikleri, yüksek frekanslı diğer elektromanyetik girişim işaretleri, daha düşük ve yüksek frekanslı biyoelektrik işaretler filtrelenmelidir.

DC kayma gerilimini filtrelemek için yüksek geçiren filtreler kullanılır. Filtre kesim frekansı genellikle 0,1 -0,7 Hz aralığında seçilmektedir [4]. EEG işaretlerini düşük frekanslı bileşenlerini ölçebilmek için kesim frekansı 0,1 Hz’e yakın seçilmelidir [13].

50 Hz şebeke girişimi işaretini filtrelemek için çentik (notch) filtreler ya da alçak geçiren filtreler kullanılır. Birçok EEG ölçümü 0,1-30 Hz frekans aralığı ile ilgilenmektedir [15-17]. Bu durumda alçak geçiren filtre yeterli olabilmektedir. Daha geniş frekans aralığı ile ilgilenen ölçümler için şehir şebeke frekansında çentik

filtrelerin kullanılması zorunludur. Çentik filtreler çok dar bir frekans bandını bastıran filtrelerdir.

Alçak geçiren filtreler, yüksek geçiren filtreler ile birlikte ölçüm yapılmak istenen frekans bandını istenilen oranda daraltmak, yüksek frekanslı gürültü ve girişim işaretlerini bastırmak için kullanılırlar. Literatürde alçak geçiren filtrelerin kesim frekansı, ölçümde ilgilenilen frekans aralığına göre değişmektedir. Literatür incelemesinde genellikle 30 Hz ya da 70 Hz olarak seçildiği görülmüştür [15-20].

Örnekleme teoremine göre sayısallaştırma sırasında örnekleme frekansından daha yüksek frekanslı bileşenler, örnekleme frekansından düşük frekanslarda kendilerini gösterirler. Örneklenen dalga formunun bozulmasına sebep olan bu duruma örtüşme (aliasing) denir. Bu nedenle EEG ölçüm sistemlerinde analog filtreler yerine sayısal filtreler kullanılacaksa bile analog alçak geçiren örtüşme önleyici (anti-aliasing) filtreler kullanılmalıdır [21, 22].

EEG sistemlerinde filtreleme işlemleri için hem analog hem de sayısal filtreler kullanılmaktadır. Analog aktif filtreler sayısallaştırma öncesinde alınan işaretler filtrelenerek sadece ilgilenilen frekans aralığının sayısallaştırılmasını sağlarken sistemin boyutunu büyütmede güç tüketimini arttırmaktadır. Ayrıca bir dezavantaj olarak DC kuplajlı ölçümlerde analog filtrelerin doyuma giderek sağlıklı ölçüm yapılamama durumu da söz konusu olabilmektedir. Sayısal filtrelerin kullanıldığı durumda alınan işaret tamamen sayısallaştırılarak yazılımsal filtreler ile filtrelenirler. Analog filtrelere göre daha keskin sayısal filtreler kolayca tasarlanabilmektedir. Sıfıra yakın frekanstaki işaretler analog filtrelere göre daha yüksek doğrulukta ölçülebilmektedir [14]. Sayısal filtrelerin kullanılması Mikrodenetleyicilerin işlem güçlerinin artması, güç tüketimlerinin artması ile birlikte özellikle taşınabilir ve giyilebilir EEG ölçüm sistemlerinde daha avantajlı olmaktadır.

2.1.4 Sayısallaştırma

Ölçüm sistemlerinde alınan işaretlerin sayısal ortamda kaydedilebilmesi ve işlenebilmesi için analog sayısal dönüştürücüler ile sayısallaştırılmaları gerekmektedir. Özellikle biyoelektrik ölçüm sistemlerinde ADC çözünürlüğü, bant genişliği, sinyal gürültü oranı, dinamik aralık önemli parametrelerdir.

Çözünürlük bir ADC'nin en düşük değerlikli bitinin değişimine (LSB (Least Significant Bit)) karşılık gelen gerilim değeri ile veya ADC'nin sayısallaştırdığı

işaretin bit sayısı ile ifade edilir. ADC'ler pozitif referans olarak aldıkları bir gerilim (sayısallaştırılabilecek en büyük gerilim) için en yüksek sayısal çıkış değerini, negatif referans olarak aldıkları bir gerilim (sayısallaştırılabilecek en küçük gerilim) için en küçük sayısal değeri yani sıfırı çıkış olarak üretirler. Aradaki değerler için ise ölçekli olarak sayısal çıkış üretirler. Denklem 1.3'te ADC çözünürlüğünün hesaplanması gösterilmiştir. Çözünürlük hesaplanırken kuvvetlendirici kazancı da dikkate alınmalıdır.

$$\text{Çözünürlük} = \frac{V_{REF+} - V_{REF-}}{2^N - 1} \quad (2.4)$$

Denklem 2.4'te V_{REF+} , V_{REF-} referans gerilimlerini, N ADC çözünürlüğünü ifade etmektedir.

EEG ölçümleri için 12 bit veya $0,5 \mu V$ 'luk çözünürlük yeterli olsa da günümüzde 24 bit gibi yüksek çözünürlükte, ADC'ler üretilebilmektedir [13].

Sinyal gürültü oranı (SNR (Signal to Noise Ratio)) sayısallaştırılan işarettaki gürültü ve asıl işaretin oranını ifade eder. SNR sayısallaştırma öncesi işarete eklenen gürültü, ADC yapısından kaynaklanan ve sayısallaştırılan işarete eklenen gürültü ile orantılıdır. SNR'ın hesaplanması denklem 2.5'de verilmiştir

$$SNR = 20 \log(V_S/V_N) \quad (2.5)$$

Dinamik aralık (DR (Dynamic Range)) ölçülebilecek en büyük giriş işareti geriliminin gürültü işareti gerilimine oranını ifade etmektedir. SNR ölçülen işarettaki gürültü oranını ifade ederken dinamik aralık maksimum giriş işareti gerilimi ve maksimum gürültü gerilimi ile hesaplanır, gürültüden etkilenmeyen bit sayısı ile orantılıdır. Hesaplanma formülü denklem 2.5'de verilmiştir.

$$\text{Dinamik Aralık} = 20 \log \frac{\text{Maksimum giriş sinyali}}{\text{Maksimum hata seviyesi}} \quad (2.6)$$

EEG ölçümlerinde ilgilenilen band genişliği genellikle 50 Hz'den azdır. Örnekleme teoremine göre denklem 2.7'de görüldüğü gibi bir analog işaretin dalga formu bozulmadan sayısallaştırılabilmesi için örnekleme frekansı (f_s) bant genişliğinin en az iki katı olmalıdır. Çoğu durumda özellikle biyoelektrik ölçümlerinde bu kriter yeterli değildir. EEG ölçüm sistemlerinde örnekleme frekansı 200 Hz'den az olmamalıdır [13].

$$f_s > 2f \quad (2.7)$$

EEG ölçümleri genellikle yüksek çözünürlük ve doğruluk sağlayan SAR (Successive Approximation Register) ve $\Delta\Sigma$ (delta sigma) ADC'ler kullanılmaktadır. SAR yapısı daha yüksek bant genişliği sağlarken $\Delta\Sigma$ yapısı ise daha yüksek çözünürlük sağlamaktadır. 24 bit çözünürlüğe sahip $\Delta\Sigma$ ADC'ler ile birlikte düşük kazançlı kuvvetlendiriciler kullanılabilir.

$\Delta\Sigma$ yapısında dönüştürücü örnekleme frekansından çok yüksek bir frekansta çalışarak örnek alır. Alınan örnekleri örnekleme frekansına indirgeyecek şekilde ortalamasını alarak düşük hata ve gürültü oranı sağlar. EEG işaretleri dar bir frekans bandı oluşturduğu için $\Delta\Sigma$ ADC bant genişlikleri EEG ölçümleri için yeterli olmaktadır. Literatür taramasında $\Delta\Sigma$ ADC kullanımının son yıllarda yapılan benzer çalışmalarla arttığı görülmüştür [17, 19, 21, 23].

2.1.5 Elektronik gürültü ve artefaktlar

Elektronik gürültü bir işaret üzerine istenmeyen başka işaretlerin eklenmesi anlamına gelmektedir. EEG ölçüm sistemlerinde elektronik gürültü en önemli parametrelerden biridir. Bir EEG ölçüm sisteminde uçtan uca toplam giriş gürültüsü $2 \mu V_{PP}$ 'den küçük olmalıdır [4]. Sistemde elektronik gürültüyü azaltmak için analog ve sayısal devre topraklarının ayrılması, elektrot kablolarının elektromanyetik girişimden etkilenmemesi için zırhlanması, sadece ilgilenilen frekans bandının filtrelenmesi gibi önlemler alınabilmektedir [22, 24].

EEG ölçüm sistemlerinde en önemli gürültü kaynakları şebeke girişiminden ve daha yüksek genlikli diğer biyoelektrik işaret kaynaklarından kaynaklanan gürültülerdir. Literatürde bu gürültülerden gürültünün bir alt başlığı olarak artefakt (artifact) tanımıyla bahsedilmektedir. Artefaktlar EEG işaretlerine göre çok yüksek genliklere sahip olduğu için EEG işareti üzerinde bozucu etki göstermektedir. Literatürde özellikle göz hareketleriyle oluşan EOG artefaktlarından arındırmak için birçok çalışma bulunmaktadır [25].

Ölçüm sonuçlarını şebeke girişimi artefaktlarından arındırmak için şebeke frekansı ve ikinci harmoniğinin frekansında çentik filtreler kullanılmaktadır. Ayrıca sağ bacak sürücüsü (DRL (Driven Right Leg)) denek vücuduna şebeke girişimi işaretinin tersini geri besleyerek işaretleri bu artefaktan arındırmada başarılı sonuçlar gösterir [26].

2.1.6 Kontrol birimi

Mikrodenetleyiciler, sayısal işaret işlemcileri (DSP(Digital Signal Processors)) ve alanda programlanabilir kapı dizileri (FPGA (Field Programmable Gate Array)) EEG ölçüm sistemlerinde ölçüm toplama, veri transferi birimlerini kontrol etmek, temel filtreleme işlemlerini yapmak amacıyla kullanılmaktadır. DSP ve FPGA kontrol birimleri genellikle işaret işleminin sistem üzerinde yapılacağı uygulamalarda kullanılmaktadır.

Mikrodenetleyiciler hem dâhili ADC birimleri hem de harici ADC tümdevrelerinin kullanıldığı sistemlerde ölçüm toplama işlemini kontrol eder. Örnekleme frekansının ayarlanması, örneklenen verinin transfer veya kayıt için uygun formata getirilmesinden sorumludur. Kayıt veya haberleşme birimlerini kontrol ederek verileri kaydeder ya da başka bir birime transfer eder.

2.1.7 Besleme ve güç tüketimi

Şebeke girişiminde yüksek oranda etkilenen EEG sistemlerinde hem şebeke girişimi etkisini arttırmamak hem de hasta güvenliğini sağlamak amacıyla besleme kaynağı olarak şebekeye bağlı gerilim düzenleyiciler, adaptörler kullanılmaz. Bu nedenle EEG ölçüm sistemleri batarya ile beslenmelidir. Giyilebilir ve taşınabilir ölçüm sistemlerinde batarya ile beslenmesi bir zorunluluktur.

Kliniklerde kullanılan EEG ölçüm sistemlerinde güç tüketimi bir kriter değilken taşınabilir ve giyilebilir sistemlerde yapılabilecek en uzun ölçüm süresini ve batarya boyutunu belirlediği için önemlidir. Taşınabilir sistemlerde güç tüketiminde en büyük etkiye ADC güç tüketimi (P_{ADC}), kuvvetlendirici güç tüketimi (P_A), gerilim düzenleyicilerin verimi, kontrol birimi güç tüketimi (P_K), e haberleşme biriminin güç tüketimi (P_H) sahiptir. Güç tüketiminin hesaplanması denklem 2.7'da gösterilmiştir.

$$P_{TOPLAM} = (P_{ADC} + P_A + P_H + P_K) \cdot \left(\frac{100}{Verim}\right) \quad (2.7)$$

Güç tüketimini düşürmek için yüksek verimliliğe sahip gerilim düzenleyiciler kullanılmalıdır. Gerekli değilse yüksek güç çekerek güç tüketimi arttıracak led gibi elemanlar kullanılmamalıdır. Kontrol birimi kullanılmadığı durumlarda varsa düşük güç tüketimi veya uyku moduna alınarak aktif çalışma süresi düşürülebilmektedir. Kablosuz haberleşme birimleri en yüksek akımı çeken elemanlardan biridir. Transfer edilecek verinin büyüklüğü, transfer hızı güç tüketimini arttırmaktadır. Örnekleme

frekansı, veri sıkıştırma yapılıp yapılmayacağı, transfer hızı güç tüketimi dikkate alınarak belirlenmelidir.

Aktif çalışma sürelerinin dışında pasif yapılarak uyku modu veya düşük güç tüketimi moduna alınacak ise bir saniye için ortalama güç tüketimi denklem 2.8’de gösterildiği gibi hesaplanabilir.

$$P_{ORTALAMA} = t_{AKTİF} \cdot P_{AKTİF} + (1 - t_{AKTİF}) \cdot P_{PASİF} \quad (2.8)$$

Kablosuz haberleşme birimine sahip sistemlerde güç tüketimini düşürmek için veri sıkıştırma yöntemleri kullanılmaktadır. Bu durumda mikrodenetleyicinin işlem süresi ile birlikte güç tüketimi artarken, haberleşme biriminin aktif çalışma süresi düşmekte ve güç tüketimi azalmaktadır. Bu yöntemle güç tüketiminin azalması için denklem 2.9’e göre sıkıştırma sırasında harcanan güç ve sıkıştırılmış verinin gönderilmesiyle harcanan gücün toplamı sıkıştırma yapılmadığı durumda harcanan güçten düşük olmalıdır [13]. Veri gönderme için harcanan gücün veri boyutu ve sıkıştırma oranı (S) ile doğru orantılıdır.

$$P_{SIKIŞTIRMA} + P_H \cdot S < P_H \quad (2.9)$$

Taşınabilir ve giyilebilir EEG ölçüm sistemlerinde yüksek güç yoğunluğu ve küçük boyutları nedeniyle Li-ion (Lityum iyon) ve Li-po (Lityum polimer) bataryalar tercih edilmektedir [27-30]. Literatür taramasında incelenen tasarımlarda batarya boyutu ve ölçüm süresinin kullanım amacına göre seçildikleri kullanılmıştır. Örneğin uyku EEG’si için kullanılacak bir sistemde 8 saatlik ölçüm süresi yeterli olabilenken epilepsi teşhisi için yapılan ölçümler için 24 saate çıkmaktadır. Ölçüm süresi güç tüketimi ($P_{ORTALAMA}$) ve batarya kapasitesi (W_B) ile denklem 2.10’den hesaplanabilmektedir.

$$\frac{W_B}{P_{ORTALAMA}} = \text{Çalışma süresi} \quad (2.10)$$

2.1.8 Veri transferi ve kaydı

Biyoelektrik ölçüm sistemlerinde alınan veriler daha sonra işlenmek üzere kaydedilmekte, gerçek zamanlı olarak sistem üzerinde işlenmekte ya da kaydedilmek, işlenmek üzere farklı bir birime transfer edilmektedir.

Verilerin kaydedilmesi için sistemin boyutu tasarlanma amacı ve yapısına göre tüm depolama türlerinin kullanılması mümkündür. Literatürde taramasında incelenen tasarımlarda ve ticari ürünlerde SD kart (Secure Digital Memory Card) kullanımı oldukça yaygındır [31]. Taşınabilir giyilebilir sistemlerde daha küçük boyutları (11 mm x 15 mm), düşük maliyetleri ve yüksek depolama kapasiteleri ile mikro SD kart kullanımı daha uygun olmaktadır.

Depolama boyutu seçilirken batarya kapasitesine bağlı olarak sistemin maksimum çalışma süresi ve bu sürede oluşacak veri boyutu dikkate alınmalıdır. Bir saniyede oluşacak veri boyutu denklem 2.11’de gösterildiği gibi hesaplanabilir.

$$Veri \left(\frac{bit}{saniye} \right) = f_s \cdot N_{ADC} \cdot N_{KANAL} + N_{Diğer} \quad (2.11)$$

Denklem 2.11’de f_s örnekleme frekansını, N_{ADC} ADC çözünürlüğünü, N_{KANAL} sistemin kanal sayısını ifade eder. $N_{Diğer}$ sistemin ölçümlere eklediği diğer verileri ifade eder, varsa (örnek sayısı, durum bilgisi v.b.) denkleme eklenmelidir.

Ölçüm verilerinin ikinci bir cihaza aktarılabilmesi için farklı kablosuz haberleşme protokolleri kullanılmaktadır. Bluetooth 4.0 ile birlikte düşük güç tüketimine sahip modüller güç tüketimi için önemli bir avantaj sağlamaktadır [13,32]. Ayrıca bluetooth haberleşme birimi günümüzde tüm akıllı telefonlar, tablet bilgisayarlar ve kişisel bilgisayarlarda bulunmaktadır. Güç tüketiminin ve uzun süreli ölçümün öncelikli olmadığı sistemlerde Wi-Fi gibi yüksek haberleşme hızlarına çıkabilen fakat yüksek güç tüketimine sahip haberleşme protokolleri ve modülleri de kullanılabilir. Kullanılacak haberleşme biriminin denklem 2.11 ile hesaplanan saniyede üretilen veri miktarının üzerinde bir hızla haberleşebilmesi gerekmektedir.

2.2 Taşınabilir ve Giyilebilir EEG Ölçüm Sistemleri

İnsan beyninin çalışma prensiplerini anlamak açısından önemli bir kaynak olan EEG işaretleri henüz tam olarak anlaşılammıştır. EEG işaretleri analiz edilerek beynin yapısının araştırılabilmesi için farklı koşullarda özellikle günlük yaşam sırasında büyük miktarda veri toplanması gereklidir. Bunun önündeki en büyük engel günümüzde EEG sistemlerinin yetersiz olmasıdır. Klinik uygulamalarda kullanılan EEG sistemleri karmaşık, büyük ve hantal yapıya sahiptir [34].

Epilepsi hastalarının %50'sine standart, kısa süreli klinik EEG ölçümleri ile teşhis konulabilmektedir. Bu oran tekrarlanan testlerle %80'lere kadar çıkabilirken 24 saat gibi uzun ölçümler ile daha da artmaktadır [13]. İşaret işleme yöntemleri ile epilepsi atakları tespiti ve kestirimi yapılması mümkündür. Epilepsi atağının kısa bir süre bile olsa önceden kestirimi hayat kurtarabilecek öneme sahiptir. EEG işaretleri ile yapılan insan makine arayüzü uygulamalarında yaşanan gelişmeler çeşitli hastalıklar sebebiyle hareket edemeyen, konuşamayan hastalara umut olmaktadır [35]. Bu sebepler taşınabilir ve giyilebilir EEG ölçüm cihazlarını bir zorunluluk haline getirmektedir.

2.2.1 Mevcut taşınabilir ve giyilebilir eeg ölçüm cihazı tasarımları

Taşınabilir ve giyilebilir EEG ölçüm cihazlarının zorunluluk haline gelmesine paralel olarak literatürdeki çalışmalarda artış göstermiştir. Mevcut taşınabilir, giyilebilir EEG cihazı tasarımı önerilerinde üç tasarım yaklaşımı olduğu gözlenmiştir. Bu yaklaşımlar maliyet, performans, güç tüketimi ve sistem boyutu açısından farklı avantaj ve dezavantajlara sahiptir.

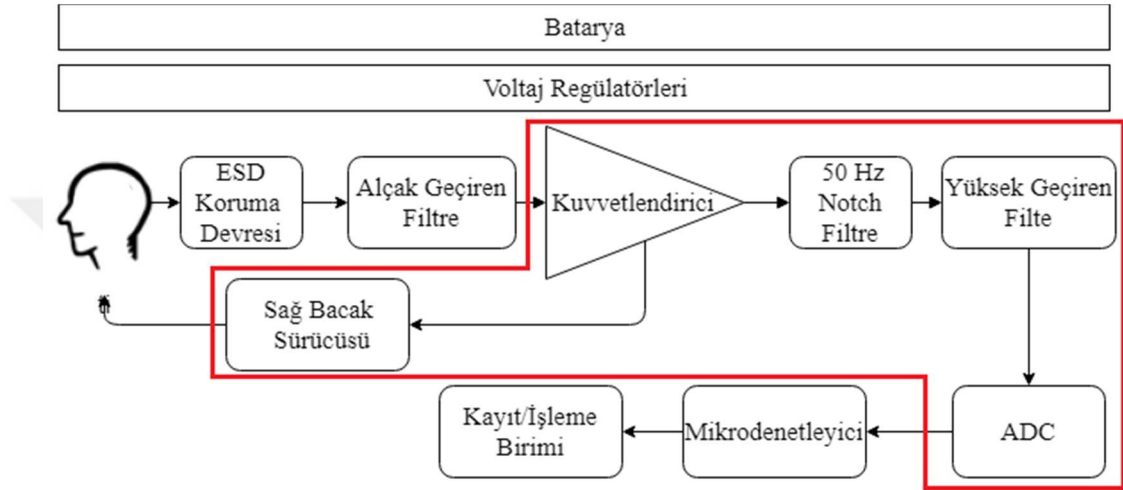
Özellikle geçmiş yıllarda yayınlanan çalışmalarda analog kuvvetlendirici tümdevreleri ile yapılan tasarımlar ağırlık göstermektedir. Bu tasarımlar tümdevrelerin boyutları, her bir kanal için birden fazla tümdevrenin (kuvvetlendirici, analog filtre, ADC) kullanılmasından dolayı güncel tasarımlara göre daha büyük boyutlara sahiptir [21, 36].

Diğer bir tasarım yaklaşımı kuvvetlendirici, analog veya dijital filtre yapıları, ADC, haberleşme birimi v.b. birimlerin tek bir tümdevrede üretilebilmesi ile ortaya çıkmıştır. Analog ön-uç tümdevresi ((AFE IC) Analog Front-End Integrated Circuit) olarak tabir edilen bu tümdevreler sayesinde geçmiş tasarımlara göre %77 boyut küçültmesi sağlayabilmektedir [31].

Üçüncü tasarım yaklaşımı ise ölçüm sisteminin uygulamaya özgü tümleşik devreler (ASIC (Application Specific Integrated Circuit)) ile tasarlanmasıdır. Bu yaklaşımda tümdevre üzerinde sistem (SoC (System On Chip)) olarak tabir edilen uygulama için kullanılacak tüm elemanların tek bir tümdevre üzerinde üretilebilmektedir. Bu yöntem esnek tasarım imkânı, çok küçük cihaz boyutu, çok düşük güç tüketimi gibi avantajlar sağlasa da özel tümdevre üretimi maliyetinin çok yüksek olması büyük bir dezavantajdır. EEG ölçüm sistemi için üretilebilecek bir ASIC maliyeti 1000 adet için 900 bin doları bulabilmektedir [37].

Bu tezin konusu olan çalışmada analog ön-uç tümdevresi kullanılması yaklaşımı benimsenmiştir. Sistem AFE tümdevre, kontrol birimi (mikrodenetleyici) ve haberleşme biriminden oluşmaktadır.

Şekil 2.7’de, daha önce Şekil 2.1’de gösterilen EEG ölçüm sistemi blok şemasında AFE tümdevrelerin yerini göstermektedir. AFE tümdevreler şekilde işaretli alan içerisinde kalan birimleri içermekte ya da bu birimlere ihtiyaç olmadan sistem tasarımını mümkün kılmaktadır.



Şekil 2.7 : EEG ölçüm sistemlerinde AFE tümdevrelerin yeri

Literatürde bu çalışma ile benzer yaklaşımları gösteren tasarımlar incelenerek çalışmanın sonuç bölümünde karşılaştırılması yapılmıştır.

2.2.2 Ticari taşınabilir giyilebilir eeg ölçüm sistemleri

Medikal elektronik firmaları tarafından üretilen ve satışa sunulan deneysel veya klinik amaçla üretilmiş bazı taşınabilir, giyilebilir EEG ölçüm sistemleri mevcuttur. Bu sistemler incelendiğinde özellikle klinik amaçla üretilen sistemlerin henüz ihtiyaç duyulan seviyede olmadığı, kullanılması zor karmaşık yapılara sahip oldukları ve yüksek maliyetli oldukları gözlenmektedir. Söz konusu ticari ürünler ile bu çalışmanın sonucunda önerilen EEG ölçüm sistemi tasarımının karşılaştırılması sonuç bölümünde yapılmıştır.

3. MATERYAL VE METOT

3.1 ADS1299 Tümdevresi ve Performansının İncelenmesi

Beyin makina arayüzü ile kontrol, epilepsi nöbeti kestirimi gibi uygulamalar ve hastanın günlük yaşamında uzun süreli EEG ölçümü gibi gereklilikler nedeniyle daha küçük boyutlu, taşınabilir ve giyilebilir EEG ölçüm sistemleri de önemini her geçen gün arttırmaktadır. Son yıllarda taşınabilir ve giyilebilir biyoelektrik ölçüm cihazı önerileri ve ticari ürünler giderek artış göstermektedir.

Sinyalleri yükseltmek, gürültüyü bastırmak ve ilgili verileri çıkarmak için, mevcut EEG veri toplama sistemlerinin çoğunda, operasyonel yükselteçler, analog anahtarlar, sayısal dönüştürücüler, çentik filtreler gibi analog cihazlardan veya modüllerden oluşan çok sayıda karmaşık ve büyük ölçekli analog ön uç devreleri bulunur [21]. Geleneksel EEG ölçüm cihazlarında kullanılan devreler, sistemi hantallaştırmaktadır. Bu nedenle cihaz boyutunu küçültmek, güç tüketimini düşürmek, daha esnek ve kararlı sistemler üretebilmek gibi zorunluluklar nedeniyle çeşitli tümdevre tasarımları önerilmiş, ticari ürünler piyasa sürülmüştür.

Bu bilgiler ışığında son yıllarda kullanılmaya başlanan biyomedikal işaretlerin ölçülmesi için özelleştirilmiş AFE olarak adlandırılan bu tümdevreler taşınabilir, giyilebilir EEG cihazları ve insan makine arayüzü uygulamaları için gelecek vadetmektedir. Bu tümdevreler bünyesinde filtre, programlanabilir kuvvetlendirici, analog-sayısal dönüştürücü gibi birimleri bulundurmaktadır.

AFE tümdevreler incelendiğinde Texas Instruments firmasının ADS1299 ve Analog Devices firmasının AD7768 tümdevreleri ön plana çıkmaktadır. Bu iki tümdevrenin karşılaştırılması Çizelge 3.1'de yapılmıştır. Çizelgeden görülebileceği gibi ADS1299 tümdevresi sinyal gürültü oranı, düşük güç tüketimi, giriş gürültüsü, dâhili programlanabilir giriş kuvvetlendiricisi gibi özelliklerle ön plana çıkmaktadır. AD7768 ise ADS1299'a göre örnekleme hızının yüksekliği ile daha iyidir. Daha önceki bölümlerde incelendiği gibi yüksek örnekleme hızı biyoelektrik işaretlerin ölçümünde önemli bir parameter değildir. ADS1299 tümdevresinde girişlerde dâhili

programlanabilir kuvvetlendirici, sağ bacak sürücüsü gibi biyoelektrik işaret ölçümleri için gerekli birimleri de bulundurmaktadır. Bu karşılaştırma sonucunda ADS1299'un AD7768'e göre güç tüketimi, devre boyutunda sağlayacağı küçültme ve giriş gürültüsü kriterleri için daha iyi performans gösterdiği değerlendirilmiş ve ADS1299 kullanılmasına karar verilmiştir. Ayrıca literatür taramasında da incelendiği gibi bilimsel ve deneysel tasarımlarda ADS1299 tüm devresi ile daha sık karşılaşılmıştır.

Çizelge 3.1 : ADS1299 ve AD7768 tümdevrelerinin karşılaştırılması.

Tümdevre	ADS1299	AD7768
Maksimum Örnekleme Hızı (SPS)	250-16k	1k-256k
SNR-Sinyal Gürültü Oranı (dB)	121	111
Kanal Başına Ortalama Güç Tüketimi (mW)	5	8.5
Maksimum Tepeden Tepeye Gürültü (μ V)	1	3.7
Dahili Giriş Kuvvetlendiricisi	2-24	Yok
Dahili Sağ Bacak Sürücüsü	Var	Yok

Not: Tümdevrelerin aynı veya birbirine yakın olan kanal sayısı, CMRR, çözünürlük gibi özellikleri çizelgeye alınmamıştır, AD7768 birden fazla çalışma moduna sahiptir, parametreler düşük güç tüketimi moduna göre alınmıştır.

3.1.1 ADS1299 tümdevresinin incelenmesi

ADS1299 dünyanın önde gelen tümdevre üreticilerinden Texas Instruments firması tarafından tasarlanan 8 kanallı delta-sigma ADC ($\Delta\Sigma$ ADC), programlanabilir kazançlı kuvvetlendirici (Programmable Gain Amplifier (PGA)), lojik kontrol ünitesi, sağ bacak sürücüsü, haberleşme arayüzü gibi birimlerden oluşan AFE tümdevresidir. Ayrıca dahili osilatör, dahili referans modülü, dahili test sinyali modülü, elektrot-deri kontak direnci ölçme gibi önemli özellikler tasarlanan devre boyutunda önemli ölçüde küçültme sağlamıştır. Daha fazla kanal sayısı için art arda bağlanarak kullanılabilir. Düşük frekanslı ve düşük genlikli biyolojik işaretlerin ölçümünde kullanılması için özelleştirilmiştir. Tümdevre bu alanda ölçeklenebilirlik, düşük maliyet ve düşük güç tüketimi gibi avantajlar sunmaktadır [38].

Tümdevrede 16 adet elektrot giriş pini, sağ bacak sürücüsü çıkışı ve iki adet çok amaçlı analog giriş-çıkış pini bulunmaktadır. Çok amaçlı iki elektrot pini referans elektrotu olarak ya da sağ bacak sürücüsü çıkışını herhangi bir kanala yönlendirmek için kullanılabilir. 16 adet giriş pini 8 kanal için pozitif ve negatif girişlerden oluşur. Tüm kanallardan tek bir ortak referans (single-ended) ile ya da her kanal için ayrı (differential) referans elektrodu kullanılarak ölçüm yapılması mümkündür. Referans

için ayrılmış bir elektrot piniyle birlikte herhangi bir elektrot pininin de yazılımsal konfigürasyon ile referans elektrotu için kullanılması mümkündür.

Giriş kanallarından besleme gerilimleri ve dahili sıcaklık sensörü ile tümdevrenin sıcaklığı ölçülebilmektedir. Yazılımsal olarak girişler kısa devre edilerek giriş gürültüsü ölçülebilmekte, ayrıca iki farklı gerilim seviyesinde ve iki farklı frekansta test sinyalleri girişe bağlanabilmektedir.

Düşük maliyetli birçok çok kanallı $\Delta\Sigma$ ADC tek bir ADC ve PGA ile lojik seçicilerin girişleri sırasıyla seçerek örnekleme yöntemi ile çalışır. ADS1299 tümdevresinde her bir kanal için ayrı ayrı PGA ve $\Delta\Sigma$ ADC bulunmaktadır. Bu da yüksek doğruluk ve düşük gürültü ile yüksek örnekleme hızlarına çıkılabilmesini sağlar. PGA kazançları yazılımsal olarak 1, 2, 4, 6, 8, 12 veya 24 olarak seçilebilir. Kuvvetlendirici bant genişliği kazanç 1 iken oranı için 662 kHz iken kazanç 24 iken 27 kHz'e kadar düşmektedir. Biyoelektrik işaretlerin band genişliği düşünüldüğünde yeterince yüksektir.

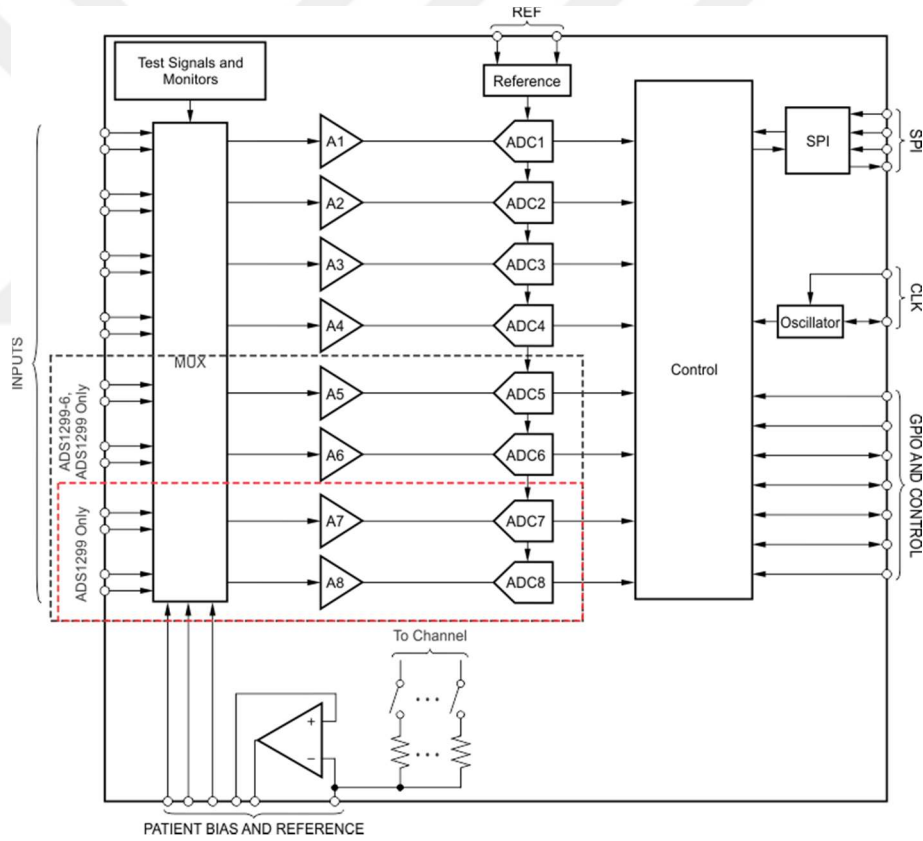
$\Delta\Sigma$ ADC'ler $\Delta\Sigma$ modülatörler olarak da bilinir. Bu elemanlar çok yüksek hızlarda örnekleme yaparak alınan örneklerin istenilen data oranına göre ortalamasını alınması mantığıyla çalışırlar. Tümdevremizde bulunan 2,048 MHz'lik dahili osilatör kullanıldığında 1,024 MHz modülasyon frekansı ile çalışır. Çıkış data oranı 250 SPS (bu çalışmada örnekleme frekansı olarak bahsedilecektir) olarak seçildiğinde alınan her 4096 örneğin ortalaması alınarak çıkışa verilir. ADS1299 tümdevresinde kullanılan 24 bit çözünürlüğe sahip $\Delta\Sigma$ ADC teknolojisi ile giriş gürültüsü oldukça düşürülmüştür. Farklı PGA kazancı ve örnekleme hızları için maksimum ve ortalama giriş gürültüsü değişmektedir. PGA kazancı 24, örnekleme frekansı 250 Hz seçildiğinde ise maksimum giriş gürültüsü 0,98 μVpp 'a kadar düşmekte efektif bit sayısı 19,85 dinamik aralık ise olmaktadır [38].

Tümdevrenin analog ve sayısal kısımlarının ayrı ayrı beslenmesi gerekmektedir. Analog besleme -2,5 - +2,5V olarak çift kutuplu ya da 0-5V tek kutuplu olarak beslenebilmektedir. Devrenin sayısal kısmının beslenmesi için ise 3,3 V ya da 1,8 V gerilim kaynağı kullanılabilir. Dönüştürücü için tümdevrenin dâhili referans gerilimi birimini ya da harici bir referans kaynağını kullanmak mümkündür. Dâhili referans kaynağı $\pm 0,2\%$ hata payı ile yüksek doğruluk sağlamak aynı zamanda devre

boyutunu düşürmek için önemli avantaj sağlamaktadır. Çizelge 3.2’de ADS1299 elektriksel özellikleri, Şekil 3.1’de ADS1299 tümdevresi blok şeması verilmiştir.

Çizelge 3.2 : ADS1299 elektriksel özellikleri.

	ADS1299	Birim
Giriş Empedansı	1	$G\Omega$
Giriş Gürültüsü	1	μV_{pp}
Ortak Mod Bastırma Oranı	-110	dB
Programlanabilir Kuvvetlendirici Kazancı	2 - 24	V/V
ADC Çözünürlüğü	24	Bit
ADC Veri Hızı (Örnekleme Frekansı)	250-16000	Örnek/saniye
Sinyal Gürültü Oranı	121	dB
Güç Tüketimi	40	mW
Kanallar Arası Sızma Bastırma Oranı	-110	dB
Analog Besleme Gerilimi	0-5 veya -2,5,+2,5	V
Sayısal Besleme Gerilimi	1,8-3,6	V



Şekil 3.1 : ADS1299 tümdevresi blok şeması [38]

ADS1299 24 bitlik çözünürlüğe sahiptir. Dahili referans biriminde oluşturulacak 4,5 V’luk bir referans gerilimi ve kuvvetlendirici kazancı 24 olarak seçildiğinde 24 bitlik ADC çözünürlüğü gerilimsel olarak yaklaşık olarak 11 nV ile ifade edilebilir. Bu çözünürlük 10-300 μV aralığında genliğe sahip EEG işaretleri için yeterlidir. EKG, EMG gibi daha yüksek genliğe sahip biyoelektrik işaretler için ise çok düşüktür.

Kazancın her kanal için ayrı ayrı ayarlanabilir olması sayesinde bu işaretler için kazancı düşürerek aynı devre ile ölçüm yapılması mümkündür [13]. Denklem 3.1’de çözünürlüğün hesaplanması gösterilmiştir.

$$\frac{4,5}{24 \times 2^{24}} \cong 11,18 \times 10^{-9} V \quad (3.1)$$

Tümdevrede bulunan sağ bacak sürücüsü (bias drive olarak adlandırılmıştır) ortak mod işaretin tersini referans gerilimine ekleyerek vücuda geri besler. Böylelikle 4.5 V referans gerilimi için vücuttaki ortak mod işaret tek kutuplu beslemede 2,25 V çift kutuplu beslemede ise 0 V’ta tutulmuş, şebeke girişiminin işaretler üzerindeki etkisi önemli ölçüde azaltılmış olur [26]. Bu sürücü için ayrı bir elektrot çıkışı bulunmakla birlikte, herhangi bir kanalın sağ bacak sürücüsü olarak kullanılması da sağlanabilmektedir. Sağ bacak sürücüsünde geri besleme gerilimini oluşturmak için istenilen girişler (negatif ya da pozitif) seçilebilmektedir. Geri besleme direnç ve kapasitörü harici olarak bağlanır. Sağ bacak sürücüsü referans gerilim dâhili referans gerilimi olarak seçilebilir ya da harici olarak bağlanabilir.

EEG ölçümlerinde elektrot-deri kontak empedansı önemli bir parametredir. Elektrotların düşük empedans oluşturacak şekilde bağlandığından emin olabilmek adına ADS1299 elektrot kontak empedansı ölçümü ve kontak empedansı belirli bir oranda arttığında uyarı vermesi gibi özellikler sunmaktadır. Lead-Off Detection olarak adlandırılan bu yöntem elektrotlardan vücuda belirli bir gerilim seviyesinde DC ya da AC uyarı akımı verilerek elektrot ile deri arasındaki direnç üzerinde oluşan gerilimin ölçülmesi prensibiyle çalışmaktadır.

ADS1299 analog kısmının yanında bir kontrol birimine ve haberleşme arayüzüne sahiptir. SPI (Serial Peripheral Interface) haberleşme arayüzü üzerinden bilgi sayfasında verilen komutlarla kontrol edilebilmektedir. Bu kontrol harici bir kontrol birimi (Mikrodenetleyici ya da sayısal sinyal işlemcisi) tarafından gerçekleştirilir. Örneklenen işaret yine SPI üzerinden harici kontrol birimine gönderilir. Komutlar ile tümdevrenin 18 adet saklayıcısına veri yazarak ya da okuyarak kontrol gerçekleştirilir. Şekil 3.2’de ADS1299 saklayıcı yapısı verilmiştir. Şekil 3.3’de ise komut seti verilmiştir.

Adres	Saklayıcı	Varsayılan	Saklayıcı Bitleri								
			7	6	5	4	3	2	1	0	
Sadece Okunabilir Saklayıcılar											
00h	ID	xxh	REV_ID[2:0]				1	DEV_ID[1:0]			NU_CH[1:0]
Genel Kanal Konfigürasyon Saklayıcıları											
01h	CONFIG1	96h	1	DAISY_EN	CLK_EN	1	0	DR[2:0]			
02h	CONFIG2	C0h	1	1	0	INT_CAL	0	CAL_AMP0	CAL_FREQ[1:0]		
03h	CONFIG3	60h	PD_REFBUF	1	1	BIAS_MEAS	BIASREF_INT	PD_BIAS	BIAS_LOFF_SE	BIAS_STAT	
04h	LOFF	00h	COMP_TH[2:0]				0	ILEAD_OFF[1:0]		FLEAD_OFF[1:0]	
Kanal Konfigürasyon Saklayıcıları											
05h	CH1SET	61h	PD1	GAIN1[2:0]			SRB2	MUX1[2:0]			
06h	CH2SET	61h	PD2	GAIN2[2:0]			SRB2	MUX2[2:0]			
07h	CH3SET	61h	PD3	GAIN3[2:0]			SRB2	MUX3[2:0]			
08h	CH4SET	61h	PD4	GAIN4[2:0]			SRB2	MUX4[2:0]			
09h	CH5SET	61h	PD5	GAIN5[2:0]			SRB2	MUX5[2:0]			
0Ah	CH6SET	61h	PD6	GAIN6[2:0]			SRB2	MUX6[2:0]			
0Bh	CH7SET	61h	PD7	GAIN7[2:0]			SRB2	MUX7[2:0]			
0Ch	CH8SET	61h	PD8	GAIN8[2:0]			SRB2	MUX8[2:0]			
0Dh	BIAS_SENSP	00h	BIASP8	BIASP7	BIASP6	BIASP5	BIASP4	BIASP3	BIASP2	BIASP1	
0Eh	BIAS_SENSN	00h	BIASN8	BIASN7	BIASN6	BIASN5	BIASN4	BIASN3	BIASN2	BIASN1	
0Fh	LOFF_SENSP	00h	LOFFP8	LOFFP7	LOFFP6	LOFFP5	LOFFP4	LOFFP3	LOFFP2	LOFFP1	
10h	LOFF_SENSN	00h	LOFFM8	LOFFM7	LOFFM6	LOFFM5	LOFFM4	LOFFM3	LOFFM2	LOFFM1	
11h	LOFF_FLIP	00h	LOFF_FLIP8	LOFF_FLIP7	LOFF_FLIP6	LOFF_FLIP5	LOFF_FLIP4	LOFF_FLIP3	LOFF_FLIP2	LOFF_FLIP1	
Elektrot Kontakt Empedansı Saklayıcıları (Sadece Okunabilir)											
12h	LOFF_STAT	00h	IN8P_OFF	IN7P_OFF	IN6P_OFF	IN5P_OFF	IN4P_OFF	IN3P_OFF	IN2P_OFF	IN1P_OFF	
13h	LOFF_STAT	00h	IN8M_OFF	IN7M_OFF	IN6M_OFF	IN5M_OFF	IN4M_OFF	IN3M_OFF	IN2M_OFF	IN1M_OFF	
Genel Amaçlı Giriş-Cıkış ve Diğer Saklayıcılar											
14h	GPIO	0Fh	GPIO[4:1]							GPIOC[4:1]	
15h	MISC1	00h	0	0	SRB1	0	0	0	0	0	
16h	MISC2	00h	0	0	0	0	0	0	0	0	
17h	CONFIG4	00h	0	0	0	0	SINGLE_SHOT	0	PD_LOFF_COM	0	

Şekil 3.2 : ADS1299 saklayıcı yapısı

Tümdevre sürekli çevrim modunda (continuous conversion mode) ya da tek çevrim modunda (single-shot conversion mode) çalışabilmektedir. Sürekli çevrimde konfigürasyonu yapılan örnekleme frekansında çevrime başlar ve her çevrim sonunda otomatik olarak kontrol birimine data hazır komutu göndererek ya da veri hazır çıkış pinini lojik 1 seviyesine çekerek haber verir. Bu aşamadan sonra kontrol birimi ile veri okunabilir. Tek çevrimde ise her bir çevrim kontrol birimi tarafından başlatılmalı ve veri hazır komutu geldiğinde veriyi okumalıdır.

En basit haliyle kontrol şu şekilde gerçekleştirilir; ADS1299 konfigürasyonuna göre saklayıcılara veri yazılır, çevrim başlatılır, veri hazır komutu geldiğinde veriler okunur. Bir döngü içerisinde veri okuma her veri geldiğinde tekrar edilir.

Komut	Tanım	İlk Byte	İkinci Byte
Sistem Komutları			
WAKEUP	Bekleme modundan çıkar	00000010 (02h)	
STANDBY	Bekleme moduna girer	00000100 (04h)	
RESET	Cihazı resetler	00000110 (06h)	
START	Çevrimi başlatır	00001000 (08h)	
STOP	Çevrimi durdurur	00001010 (0Ah)	
Veri Okuma Komutları			
RDATA	Sürekli çevrim modunda veri okur	00010000 (10h)	
SDATA	Sürekli çevrim modunda veri okumayı durdurur	00010001 (11h)	
RDATA	Tek çevrim modunda veri okur	00010010 (12h)	
Saklayıcı Okuma Komutları			
RREG	R adresinden başlayarak N adet saklayıcıyı okur	001RRRRR (2xh)	000NNNNN
WREG	R adresinden başlayarak N adet saklayıcıya veri yazar	010RRRRR (4xh)	000NNNNN

Şekil 3.3 : ADS1299 komut seti

ADS1299 tümdevresinin en önemli özelliklerinden biri de tümdevrelerin birbirlerine bağlanmasını ve eş zamanlı olarak çalışabilmesini sağlayan, çoklu cihaz (multiple device) özelliğidir. Bu özellik sayesinde birden fazla tümdevre kullanarak, ya da tasarlanan devreleri birbirine bağlayarak kanal sayısını arttırmak mümkündür. Çoklu cihaz özelliği iki farklı bağlantı şekliyle kullanılabilir. Tümdevreler uç-uca ya da daisy-chain olarak adlandırılan zincir yapısı ile birbirine bağlanabilmektedir. Zincir yapısı ile bağlanabilecek en fazla tümdevre sayısı bilgi sayfasında denklem 3.2 ile formülize edilmiştir. Uç-uca bağlanabilecek tümdevre sayısında ise kontrol biriminin giriş ve çıkış sayısı bir kısıt olacaktır. Paralel bağlandığında veri haberleşmesini kontrol birimi eşzamanlarken uç-uca bağlandığında tümdevreler otomatik olarak yapar.

$$N_{ADS1299} = \frac{f_{SCLK}}{f_s \cdot N_{bit} \cdot N_{kanal} + 24} \quad (3.2)$$

Denklem 3.2’de $N_{ADS1299}$ uç-uca bağlanabilecek tümdevre sayısını, f_{SCLK} sistem çalışma frekansını, f_s örnekleme frekansını, N_{bit} ADC çözünürlüğünü, N_{kanal} bir tümdevrede kullanılacak kanal sayısını ifade eder.

Tüm devrenin dâhili osilatörü 2,048MHz, örnekleme frekansı 250Hz, 24 bit çözünürlük ve 8 kanal sayısı için 42 tümdevre uç-uca bağlanabilmesi ve 336 kanallı bir sistem tasarlanması mümkündür.

3.1.2 ADS1299 tümdevresinin performansının incelenmesi

ADS1299 üreticisi Texas Instruments tarafından tümdevrenin denenerek performansının test edilebilmesi için ADS1299EEGFE-PDK (ADS1299 EEG Front-End Performance Demonstration Kit) ürününü tasarlayarak tümdevreyi kullanmak isteyen geliştiricilerin ve araştırmacıların kullanımına sunmuştur. Çalışmada tümdevrenin performansının test edilmesi, bilgi sayfasında vaadedilen karakteristik özelliklerin doğrulanması ve tasarım kriterlerinin belirlenmesi için bu kit kullanılmıştır.

Tümdevrenin bütün özelliklerinin test edilebileceği şekilde tasarlanan kit iki ayrı devre kartından oluşur; ADS1299’un bulunduğu EEG ölçüm devresi ve üretici firmanın deneme kitlerinde kullandığı standart DSP (Digital Signal Processing - Sayısal Sinyal İşleme) kartı. DSP kartı tümdevreyi kontrol etmek, verileri okumak ve bilgisayara

göndermek için kullanılır. EEG ölçüm devresi ise gerekli çevrebirimler, filtreler, devre elemanları, sinyal işleme ve kontrol birimlerini içerir.

Tümdevrenin performanslarının test edilmesi, özelliklerinin incelenmesi sırasında ölçümleri almak ve kaydetmek için kit ve arayüzü kullanılmıştır. Alınan sinyalleri işlemek için kit arayüzü ile birlikte Octave yazılımı kullanılmıştır.

Çalışmanın bu aşamasında tümdevrenin fonksiyonları incelenmiş, kit ve arayüz yazılımı denenmiş ve tasarım için gerekli araştırmalar yapılmıştır. Ayrıca tümdevrenin EEG ölçüm kriterlerini karşılayıp karşılamayacağı, bilgi sayfasında verilen sonuçların tutarlılığı ve performans, boyut, güç tüketimi arasındaki dengenin en iyi hangi konfigürasyonla kurulabileceği incelenmiştir.

Çift kutuplu beslemede tek kutuplu beslemeye göre fazladan gerilim düzenleyici kullanılması gerekmektedir. Bu da devre boyutunu küçültme hedefi için bir dezavantaj oluşturmaktadır. Bu nedenle besleme tipinin tümdevre performansı üzerinde etkisinin olup olmadığı da araştırılmıştır.

Tümdevrede bulunan dâhili osilatör ve dâhili referans gerilimi kit ile harici olarak da kullanılabilir. Yine devrenin küçültülmesi için bu birimlerin dâhili olarak kullanılması önemlidir. Bu birimler dâhili ve harici olarak test edilmiş dâhili birimlerin performansının tasarlanacak devre için yeterli olduğu görülmüştür.

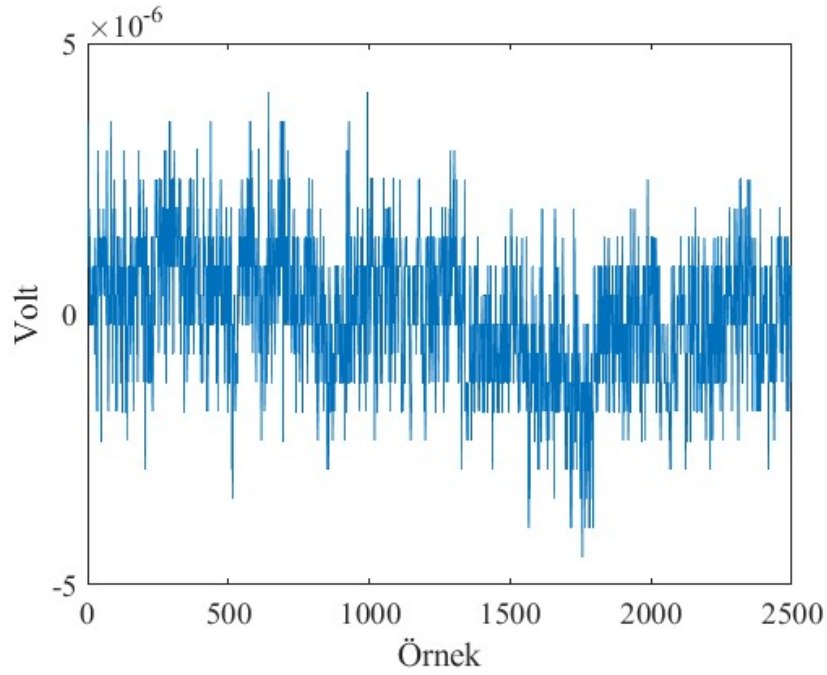
3.1.2.1 Giriş gürültüsü

Kuvvetlendiricide ya da analog sayısal dönüştürücü girişinde oluşacak gürültüler ölçümün doğruluğunu önemli oranda etkileyecektir. Giriş gürültüsünü ölçmek için ADS1299 AFE tümdevresinin kanallarından biri seçilerek kanal girişleri kısa devre edilmiştir. Bu yöntem her iki besleme tipinde, 24 kat ve 1 kat kuvvetlendirme ile denenmiştir. Tüm ölçümler EEG ölçümleri için yeterli bir örnekleme frekansı olan 250 Hz ile 10 saniyelik süreyle yapılmıştır. Alınan sonuçların DC seviyesi ortalama çıkarma yöntemi ile filtrelenmiştir. Ölçüm sonuçları Çizelge 3.3, 3.4 ve Şekil 3.4 - Şekil 3.11'de gösterilmiştir.

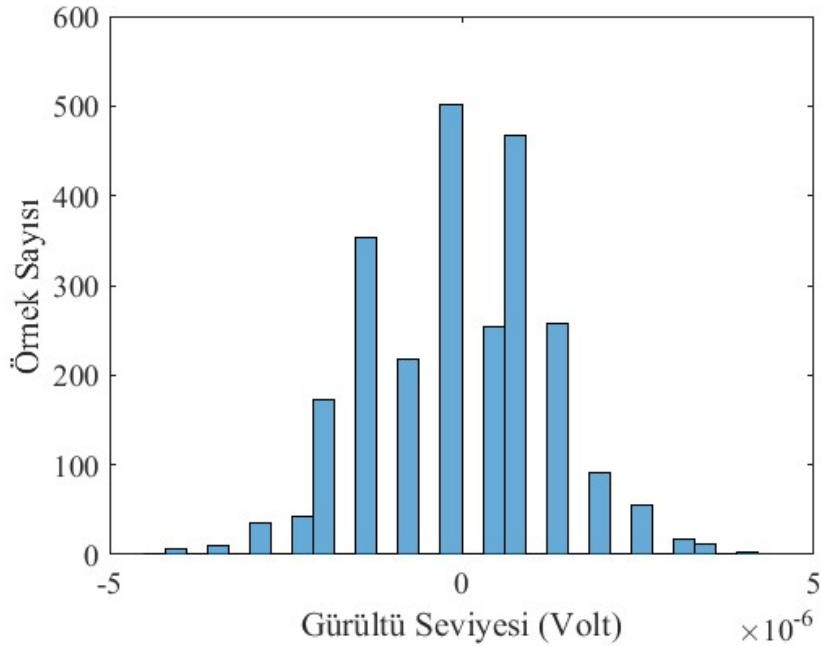
PGA kazancı 1 seçilerek alınan ölçümler maksimum tepeden tepeye gürültünün $5,90\mu\text{V}$ olduğunu göstermiştir. Bu değer EEG ölçümü için belirlenen tasarım kriterlerine göre yüksektir. Giriş sinyali aralığını arttırmış olacağından genliği yüksek olan diğer biyoelektrik sinyallerin ölçülmesi için daha uygundur.

Çizelge 3.3 : Çift kutuplu besleme için giriş gürültüsü ölçüm sonuçları.

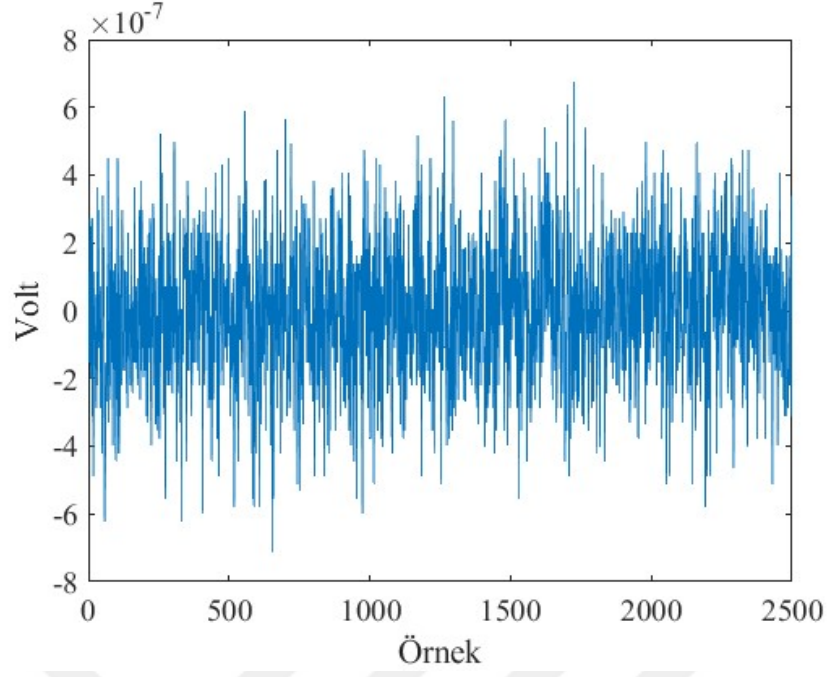
Kolon A	PGA=24	PGA=1
Maksimum Gürültü	0,67 μV	4,10 μV
Minimum Gürültü	-0,71 μV	-4,48 μV
Gürültü Aralığı	1,38 μV	8,58 μV
Maksimum Gürültü (Tepeden Tepeye)	1,05 μV	5,90 μV
Ortalama Tepeden Tepeye Gürültü	0,44 μV	2,24 μV



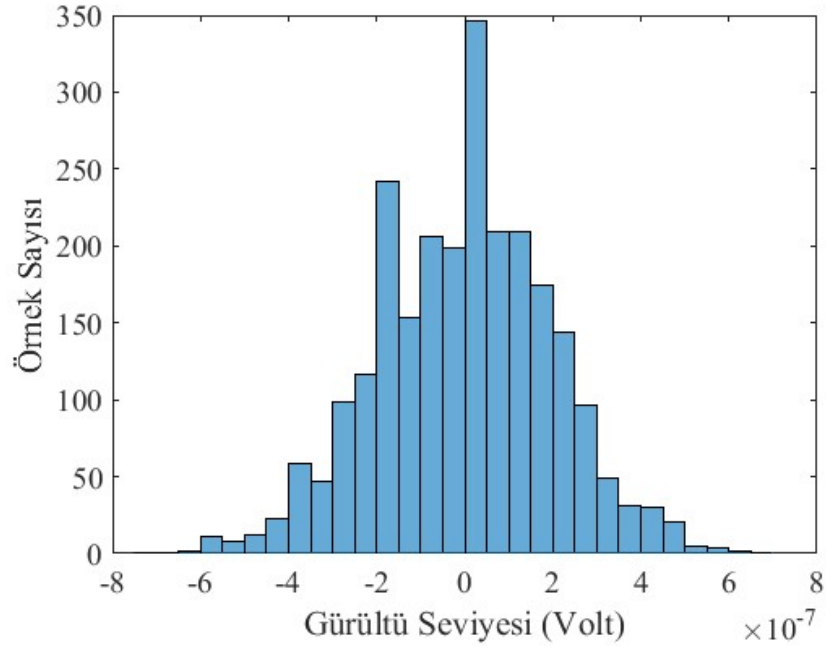
Şekil 3.4 : Çift kutuplu besleme ve PGA kazancı 1 için DC seviyesi filtrelenmiş giriş gürültüsü



Şekil 3.5 : Çift kutuplu besleme ve PGA kazancı 1 için giriş gürültüsü histogramı



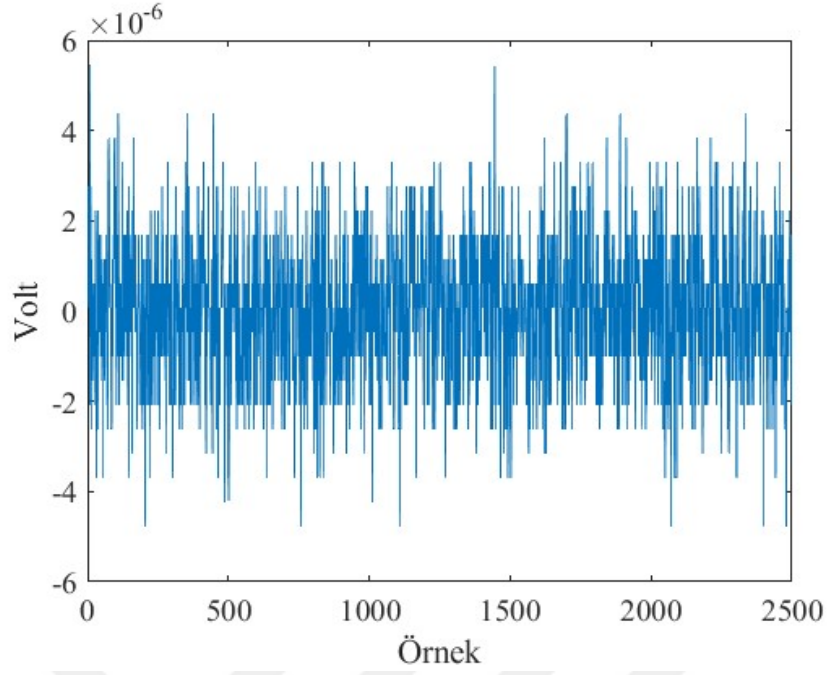
Şekil 3.6 : Çift kutuplu besleme ve PGA kazancı 24 için DC seviyesi filtrelenmiş giriş gürültüsü



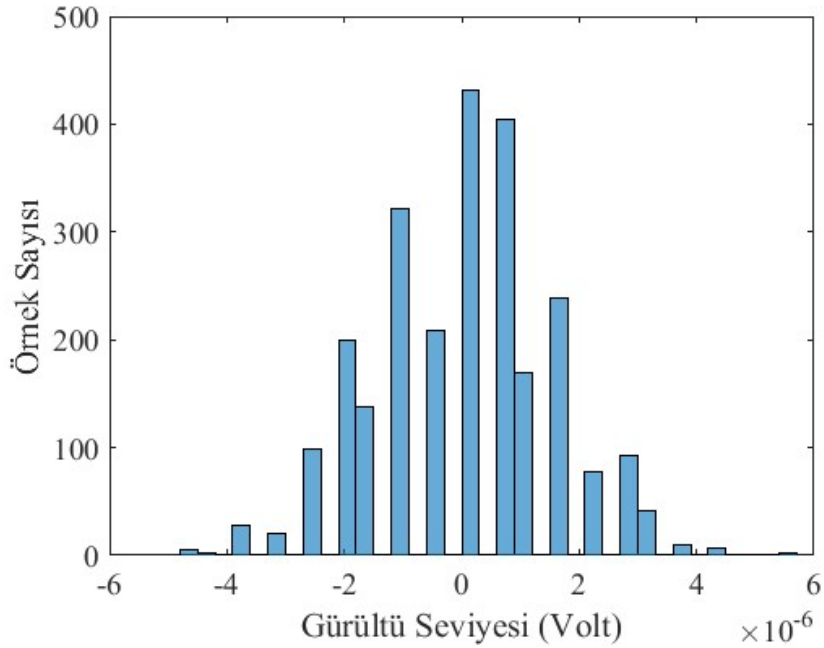
Şekil 3.7 : Çift kutuplu besleme ve PGA kazancı 24 için giriş gürültüsü histogramı

Çizelge 3.4 : Tek kutuplu besleme için giriş gürültüsü ölçüm sonuçları.

Gürültü Tipi	PGA=24	PGA=1
Maksimum Gürültü	0,84 μV	5,44 μV
Minimum Gürültü	-0,77 μV	-4,76 μV
Gürültü Aralığı	1,61 μV	10,19 μV
Maksimum Gürültü (Tepeden Tepeye)	1,14 μV	7,51 μV
Ortalama Tepeden Tepeye Gürültü	0,52 μV	3,51 μV



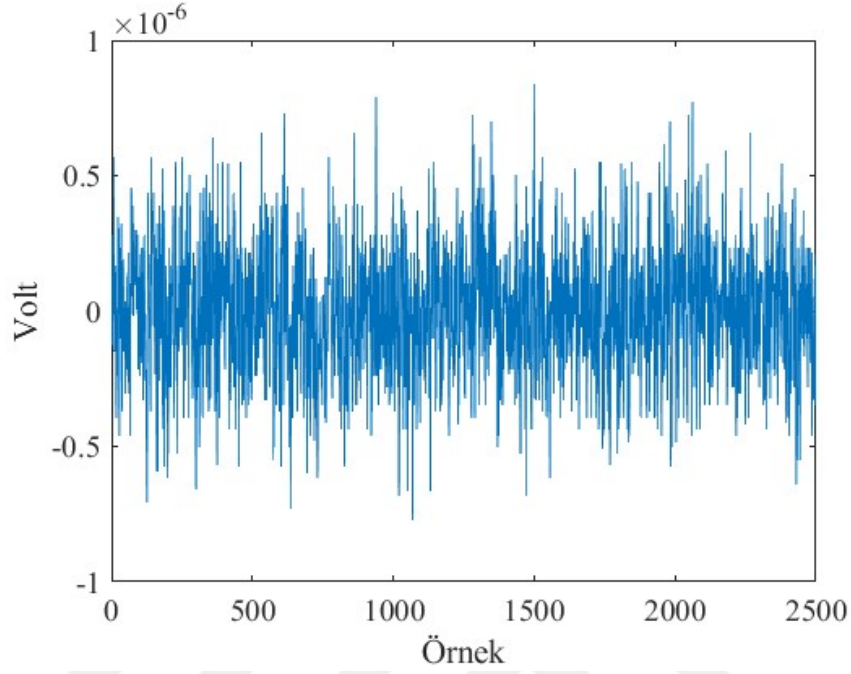
Şekil 3.8 : Tek kutuplu besleme ve PGA kazancı 1 için DC seviyesi filtrelenmiş giriş gürültüsü



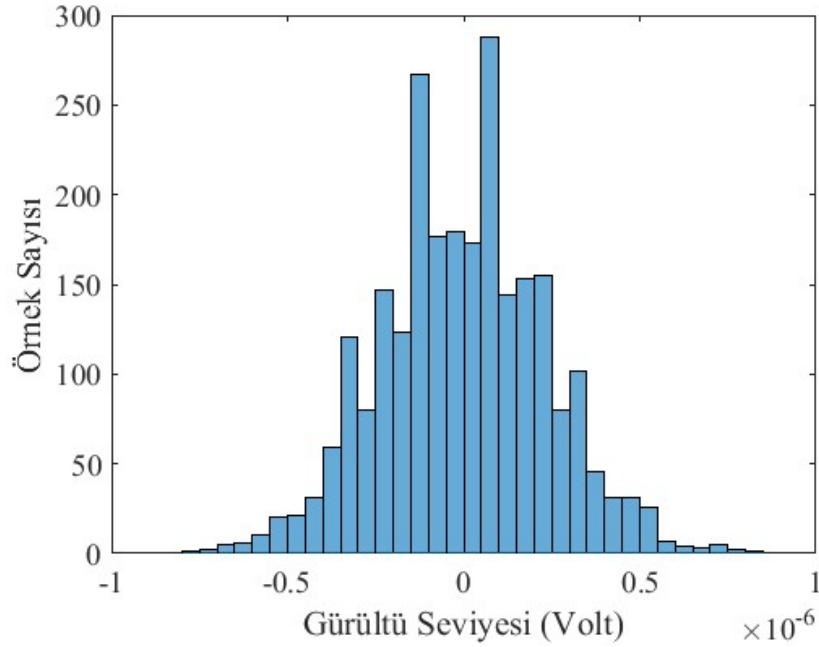
Şekil 3.9 : Tek kutuplu besleme ve PGA kazancı 1 için giriş gürültüsü histogramı

Tümdevrenin bilgi sayfasında belirtilen karakteristiklere uygun olarak kuvvetlendirici kazancı 24 ve 250 Hz örnekleme frekansı için maksimum gürültünün tek kutuplu besleme için tepeden tepeye $1 \mu\text{V}$ civarında olduğu, çift kutuplu besleme için $1 \mu\text{V}$ 'un altında olduğu, gürültü histogramının düşük seviyelerde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bilgi sayfasında besleme tipleri arasında bir performans farkı olmadığı belirtilmesine

rağmen tek kutuplu beslemede tepeden tepeye maksimum gürültünün $1 \mu\text{V}$ 'un üzerinde olmasının tasarım kriterleri ve performans açısından önemli bir eksiklik olmadığı değerlendirilmiştir.



Şekil 3.10 : Tek kutuplu besleme ve PGA kazancı 24 için DC seviyesi filtrelenmiş giriş gürültüsü



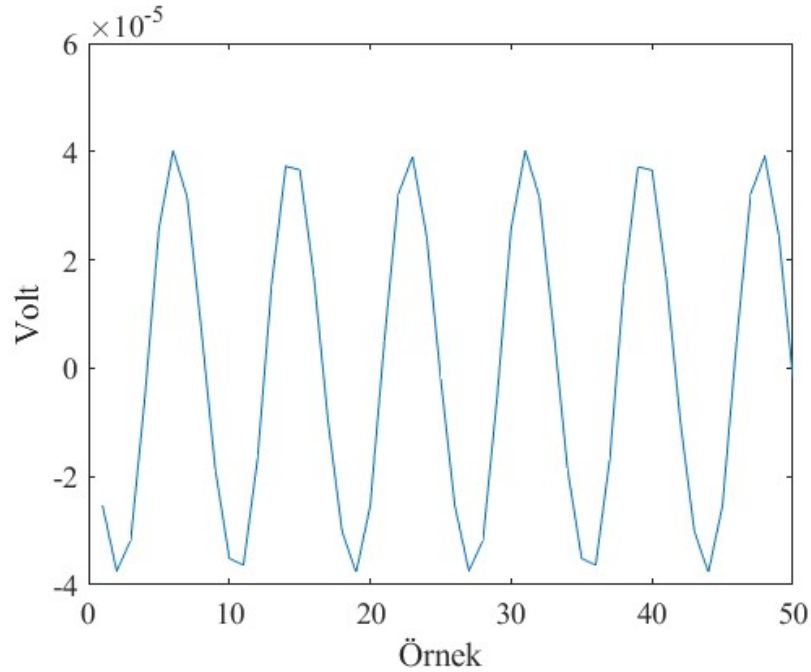
Şekil 3.11 : Tek kutuplu besleme ve PGA kazancı 24 için giriş gürültüsü histogramı
Tümdevreyi besleme yönteminin giriş gürültüsü üzerinde büyük bir etkisi olmadığı açıkça görülmektedir. Bu durumda besleme için tek kutuplu besleme tipi kullanılabilir.

Hem tümdevre bilgi sayfası hemde elde edilen sonuçlar tasarlanan sistemde giriş gürültüsü ve devre boyutu açısından EEG ölçümü için en uygun çalışma konfigürasyonunun tek kutuplu besleme ve 24 kuvvetlendirici kazancı olduğu görülmüştür.

3.1.2.2 Ortak mod bastırma oranı

EEG gibi çok düşük genliğe sahip işaretler için şebeke girişimi gibi yüksek genlikli işaretlerin arasında kaybolmaması ve doğruluğu yüksek bir ölçüm yapabilmek için kuvvetlendiricinin ortak mod bastırma oranının yeterince yüksek olması gerekmektedir.

Ortak mod bastırma oranını ölçmek için bir kanalın girişleri kısa devre edilmiş ve ortalama genliği 22,4 Vpp, frekansı 30 Hz olan sinüs sinyali verilmiştir. Ölçüm sonuçları kesim frekansı 20 Hz olan yüksek geçiren filtre ve 40 Hz olan alçak geçiren filtreden geçirilerek sadece ortak mod işaret alınmıştır. Ölçüm tek kutuplu besleme, 250 Hz örnekleme frekansında 24 kat kazanç oranı ve 1 kazanç için yapılmıştır. Elde edilen bastırılmış ortak mod işaret Şekil 3.12’de verilmiştir.



Şekil 3.12 : Ortak mod işaretin çıkıştaki etkisi (İlk 50 örnek – Kuvvetlendirici kazancı 24, çift kutuplu besleme)

Ölçülen bastırılmış ortak mod işaretin ortalama tepeden tepeye genliği 76,54 μ V olduğu gözlemlenmiştir. Girişe verilen işaret ise ortalama tepeden tepeye genliği 22,4 V’tur. Elde edilen sonuçlar Denklem 2.2’de yerine yazılmış, ortak mod bastırma oranı

24 kazanç için denklem 3.3'de, 1 kazanç için denklem 3.4'de gösterildiği gibi hesaplanmıştır.

$$CMRR = 20 \log \left(\frac{76.54 \times 10^{-6}}{22.4} \right) = -109.32 \text{ dB} \quad (3.3)$$

$$CMRR = 20 \log \left(\frac{169.83 \times 10^{-6}}{22.4} \right) = -102.40 \text{ dB} \quad (3.4)$$

Her iki sonucunda tümdevre bilgi sayfasında verilen karakteristik özelliklere ve EEG ölçüm devresi tasarım kriterlerine uygun olduğu gözlemlenmiştir.

3.1.2.3 Giriş empedansı

Kuvvetlendiricinin giriş direnci ve gerilim bölücü etkisi daha önce açıklanmıştır. Kuvvetlendiricinin giriş direnci; elektrot-deri arasında oluşan empedans ile gerilim bölücü etkisi oluşturmaması ve gerilim düşümü olmaması için yeterince yüksek olmalıdır.

Tümdevre bilgi sayfasında kuvvetlendirici giriş direnci $1 \text{ G}\Omega$ olarak verilmiştir. Bu değeri doğrulamak, giriş direncini ölçmek amacıyla tümdevre girişine öncelikle doğrudan 165 mV büyüklüğünde bir gerilim uygulanmıştır. Girişe uygulanan gerilim tümdevre ile $164,87 \text{ mV}$ (Gerilim kaynağının yeterince hassas olmamasından dolayı.) olarak ölçülmüştür. Giriş ile kaynak arasında $10 \text{ M}\Omega$ 'luk bir direnç bağlanarak ölçüm tekrarlanmış ve tümdevre ile $163,12 \text{ mV}$ gerilimi ölçülmüştür.

Bulunan sonuçlar denklem 2.2'de yerine yazılarak denklem 3.5'de giriş direnci hesaplanmış, $905 \text{ M}\Omega$ olarak bulunmuştur.

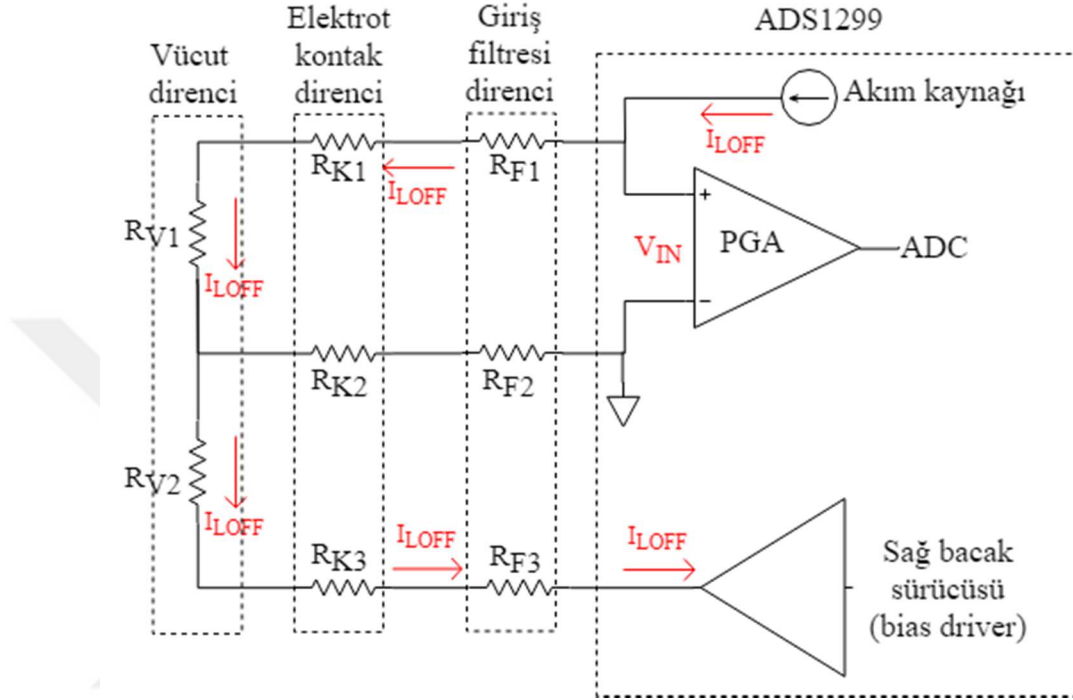
$$163.07 \times 10^{-3} = 164.87 \times 10^{-3} \times \frac{R_{in}}{10 \times 10^6 + R_{in}} \quad (3.5)$$

Bilgi sayfasında belirtilen değere göre düşük olsa da $905 \text{ M}\Omega$ EEG ölçümleri için yeterli bir giriş direnci olarak kabul edilmiştir. Elektrot deri arasında oluşacak direncin $1\text{-}50 \text{ k}\Omega$ aralığında olacağı düşünüldüğünde ölçülen işarete en fazla %5'lik bir gerilim düşümü olacaktır.

3.1.2.4 Elektrot deri kontak empedansının ölçülmesi

ADS1299 tümdevresi Lead-Off Detection yöntemi ile elektrot deri empedansını ölçebilmekte, elektrotların uygun bir şekilde deriye temas etmediği ve elektrotların

vücut hareketleri nedeniyle yerlerinden çıkması durumlarını tespit edebilmektedir. Empedans değerinin belirli bir oranda artması durumunda tümdevrenin kontrol birimine bildirmesi sağlanabilir. Bu bildirim tümdevrenin ölçüm verilerinden önce kontrol birimine gönderdiği durum bitleri ile yapılır. Şekil 3.13’de DC elektrot kontak direnci ölçüm prensibini gösteren şekil verilmiştir.



Şekil 3.13 : DC elektrot kontak empedansı ölçümü devresi

Şekil 3.15’de R_F ile gösterilen dirençler devre girişlerine bağlanılan alçak geçiren filtre dirençleridir. R_K dirençleri elektrot ile deri arasında oluşan kontak direncini temsil eder. R_V direnci vücudun uyarı akımına karşı gösterdiği dirençtir. Diğer dirençlere göre çok küçük olacağından ihmal edilmiştir. Akım kaynağından verilen I_{LOFF} uyarı akımı R_{F1} filtre direnci, R_{K1} pozitif elektrotun kontak direnci üzerinden vücuda gelir. Kuvvetlendirici girişlerinden akım akmayacağından sağ bacak sürücüsü için kullanılan elektrot, R_{K3} ve R_{F3} dirençleri üzerinden akım akacı olarak sağ bacak sürücüsüne akacaktır. Bu durumda kuvvetlendirici R_{F1}, R_{K1} ve R_{V1} üzerinde düşen V_{IN} gerilimini kuvvetlendirerek analog sayısal dönüştürücüye gönderecektir. Denklem 3.6 ve 3.7’de V_{IN} gerilimi ve kontak direncinin hesaplanması gösterilmiştir.

$$V_{IN} = I_{LOFF} \cdot (R_{F1} + R_{K1} + R_{V1}) \quad (3.6)$$

R_{V1} ihmal edileceğinden;

$$R_{K1} = \frac{V_{IN}}{I_{LOFF}} - R_{F1} \quad (3.7)$$

Negatif elektrot (referans elektrotu) için oluşacak kontak empedansı da yine aynı yöntemle ölçülebilmektedir. Bu durumda kuvvetlendiricinin evirmeyen ucuna bağlı akım kaynağı ile eviren ucuna bağlı toprak yer değiştirebilmektedir. Ayrıca tümdevre konfigürasyonu değiştirilerek akım kaynağının yönü de değiştirebilmektedir.

Lead-Off Detection için verilen uyarı akımı DC ya da 7,8 Hz, 31,2 Hz ve (örnekleme frekansı/4) Hz frekanslarda AC olarak verilebilmektedir. Akım genliği 6 nA, 24 nA, 6 µA veya 24 µA olarak seçilebilmektedir. Bu sayede ölçülen işaretlerde DC gerilim seviyesinden ya da belirli frekanslardaki tepeden tepeye gerilim seviyesinden akım değeri bilindiği için ölçülen gerilim akım değerine bölüldüğünde elektrot deri kontak empedansı hesaplanarak bulunabilir.

Bu yöntemi ve doğruluğunu test etmek amacıyla sinyal kaynağı ve girişler arasına 10 kΩ direnç bağlanarak 6 µA'de, 100 kΩ direnç bağlanarak 24 nA'de bu değerler ölçülmüştür. Sonuçların değerlendirilmesinde deneme kiti üzerinde girişlerde bulunan alçak geçiren filtrenin 5 kΩ değerindeki direncinin girişe bağlanan dirence seri olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Bu direncin gerçek değeri ölçüldüğünde 4,9 kΩ olduğu görülmüştür.

İlk direnç ve lead-off akımı için bağlanan direncin gerçek değeri 9.87 kΩ olarak ölçülmüştür. Bu dirence seri olarak bağlanan filtre direnci ile birlikte toplam direnç 14,7 kΩ'dur. 6 µA'lık DC lead-off akımı için ölçülen ortalama gerilim 87 mV olmuştur. Ölçülen değerler denklem 3.7'de yerine yazılarak ölçülen gerilimden direnç değeri denklem 3.8'de hesaplanmıştır.

$$R = V/I = 87 \times 10^{-3} / 6 \times 10^{-6} = 14.5 \text{ k}\Omega \quad (3.8)$$

Elektrot deri kontak empedansı yaklaşık %2'lik bir hata ile ölçüm gerçekleştirilmiştir.

İkinci direnç için direncin gerçek değeri 97,5 kΩ olarak ölçülmüştür. Bu dirence seri olarak bağlanan filtre direnci ile birlikte toplam direnç 102,4 kΩ'dur. 24 nA'lık DC lead-off akımı için ölçülen ortalama gerilim 2,6 mV olmuştur. Denklem 3.9'da ölçülen gerilimden direnç değeri hesaplanmıştır.

$$R = V/I = 2.6 \times 10^{-3} / 24 \times 10^{-9} = 108.3 \text{ k}\Omega \quad (3.9)$$

Elektrot deri kontak empedansı yaklaşık %6'lık bir hata ile ölçüm gerçekleştirilmiştir. Tümdevre bilgi sayfasında lead-off akımının %20 hata payı olduğu belirtilmektedir. Ölçümler bu hata payının altında bir doğrulukla yapılmış ve girişe bağlanan kontak direncini temsil eden direnç değerleri hesaplanmıştır.

Lead-off detection yöntemi kontak empedansının önemli olduğu EEG ölçümleri için önemli bir özelliktir. Fakat tümdevre bilgi sayfasında belirtildiği gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Bu özelliğin açık olduğu durumlarda kuvvetlendirici giriş empedansı yarıya düşerek 500M Ω seviyelerine inmektedir. Bu dezavantajlardan kaçınmak ve kontrol birimine fazladan işlem yükü oluşturmamak için kontak empedansı ölçümü sürekli olarak değil başlangıçta ve belirli aralıklarda DC akım kullanılarak yapılması kararlaştırılmıştır.

3.1.2.5 Sağ bacak sürücüsü

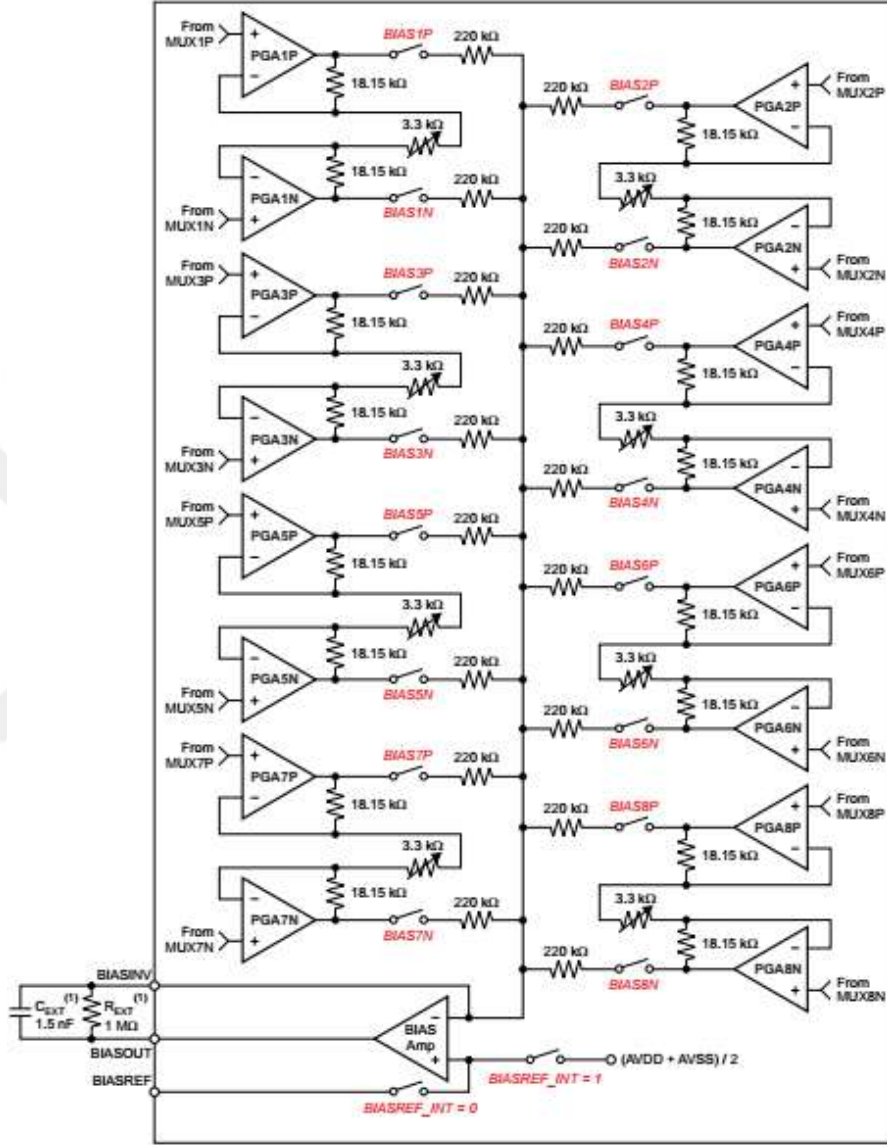
Sağ bacak sürücüsü ortak mod işaretin tersini insan vücuduna geri besleyerek vücuttaki şebeke girişiminden kaynaklanan gürültüyü yok etme prensibiyle çalışır ve biyoelektrik işaret ölçümlerinde sıklıkla kullanılmaktadır. ADS1299 tümdevresinde bulunan dâhili sağ bacak sürücüsü devre boyutunu küçültmek adına önemli bir avantaj sağlamaktadır. Bu bölümde tümdevrenin dâhili sağ bacak sürücüsü kit üzerinden test edilecek bulgular incelenecektir.

Şekil 3.14'de ADS1299 sağ bacak sürücü devresi gösterilmiştir. Sağ bacak sürücüsü kuvvetlendiricisi yapı olarak alçak geçiren aktif süzgeç devresidir. Devrede her bir pozitif ve negatif giriş için kuvvetlendirici çıkışlarından 220 k Ω dirençler üzerinden sağ bacak sürücüsü kuvvetlendiricisinin eviren ucuna verilmiştir. Bu dirençler 16 elektrottan gelen işaretlerin ortalamasını alarak ortak mod işareti bulmak için kullanılmaktadır. Evirmeyen uca bağlanacak referans gerilimi harici olarak bağlanılabileceği gibi dâhili referans gerilimi $((A_{VDD} + A_{VSS})/2)$ de seçilebilmektedir.

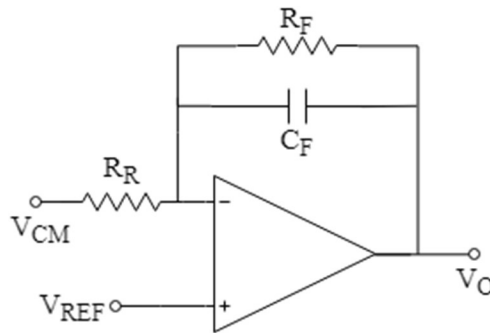
Geri besleme direnç ve kapasitörü harici olarak bağlanılmaktadır. Tümdevre bilgi sayfasında önerilen sağ bacak sürücüsü geri besleme direnç ve kapasitör değerleri 1 M Ω ve 1,5 nF olarak belirtilmiştir. Bu değerler için Şekil 3.15'de sağ bacak sürücüsü eşdeğer devresi gösterilmiştir.

Her bir girişe sadece ortak mod işaretin geldiği kabul edilerek eşdeğer devrede bu dirençlerin eşdeğeri alınmış ve denklem 3.10'da değeri hesaplanmıştır.

$$R_R = 220k\Omega/16 = 13.75k\Omega \quad (3.10)$$



Şekil 3.14 : ADS1299 sağ bacak sürücüsü blok şeması [38]



Şekil 3.15 : Sağ bacak sürücüsü eşdeğer devresi

Denklem 3.11 ile sağ bacak sürücü transfer fonksiyonu, Denklem 3.12 ile kesim frekansı formülü verilmiştir. Hesaplamalar sonucu kesim frekansı 106 Hz olarak bulunmuştur. 50 Hz için kazanç ise yaklaşık 66 olmaktadır.

$$H(f) = \frac{Z_f}{R_R} = -\frac{R_f}{R_R} \cdot \frac{1}{1 + j \frac{f}{f_c}} \quad (3.11)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_f C_f} \quad (3.12)$$

Kit üzerinden yapılan testler sırasında sağ bacak sürücüsünün yeterli performansla çalışmadığı görülmüş ve sebepleri araştırılmıştır. Kit üzerinde yapılan incelemede bilgi sayfasında ve kit kullanım klavuzunda önerilen değerlerden farklı olarak geri besleme direnç ve kapasitörünün 39 k Ω ve 10 nF kullanıldığı fark edilmiştir. Bu değerler için tekrar hesaplandığında 50 Hz frekansı için kazanç yaklaşık 17,8 kesim frekansı 40 Hz olarak bulunmuştur. İki değer sürücü kazançları ve bant genişlikleri incelendiğinde kit üzerinde montajı yapılmış olarak gelen değerlerin sağ bacak sürücüsü için uygun olmadığı görülmüştür. Bu durumla ilgili olarak üretici firmayla iletişime geçilerek kit üzerinde sehven bu değerlerin kullanıldığı teyit edilmiştir.

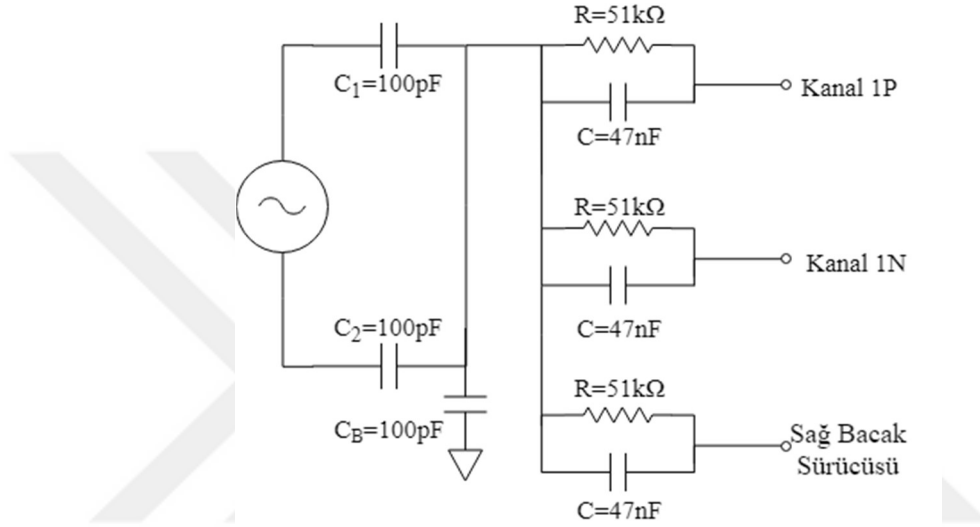
Sağ bacak sürücüsü testinin yapılabilmesi için kit üzerindeki geri besleme direnç ve kapasitörü değiştirilerek bilgi sayfasında önerilen değerlerinde devre elemanları kullanılmıştır.

Sağ bacak sürücüsü için hangi elektrotların kullanılacağı giriş kuvvetlendiricileri çıkışında bulunan BIASXX lojik anahtarları seçilebilmektedir. Kullanılan kanal sayısı düştüğünde sağ bacak sürücüsü kazancı da düşmüş olacak ve performansı olumsuz yönde etkilenecektir. Bu nedenle tüm kanallar kullanılmadığında kullanılmayan kanal girişleri diğer kanallar ile kısa devre edilmeli veya kullanılacak kanal sayısı sabit ise geri besleme direnç ve kapasitör değeri uygun olarak seçilmelidir.

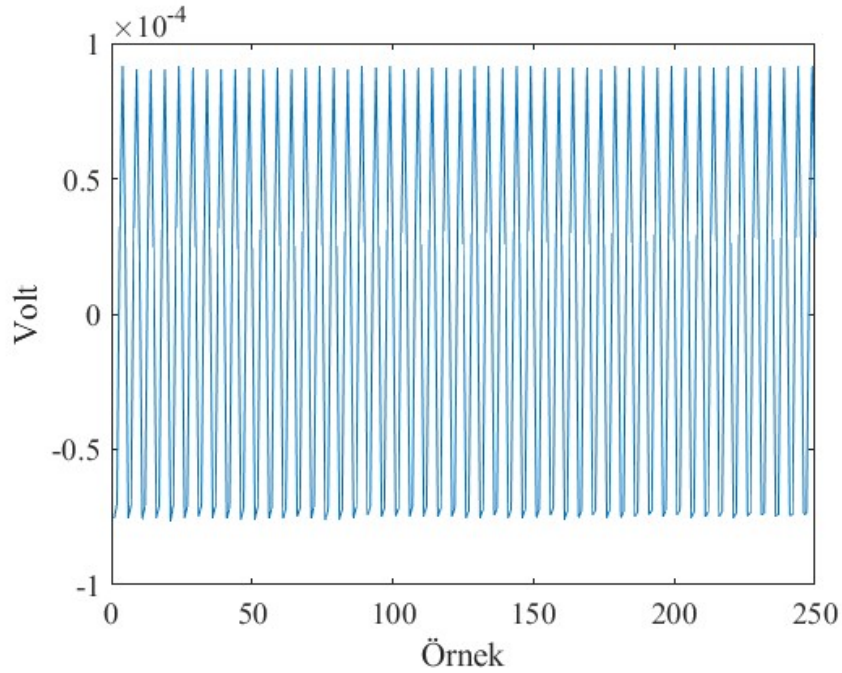
Performans testi için kullanılan devre Şekil 3.16'da gösterilmiştir. Devrede C₁ ve C₂ kapasitörleri sinyal kaynağı ile birlikte şehir şebekesinin insan vücudu üzerindeki girişim etkisini temsil etmektedir. Paralel C kapasitörü ve R direnci ise insan vücudunun devre modelini temsil etmektedir [40].

Sinyal kaynağı ile tepeden tepeye 20 V 50 Hz işaret uygulanarak tek kanallı ölçüm gerçekleştirilmiştir. Sağ bacak sürücüsü geri besleme devresi için 1M Ω değerinde

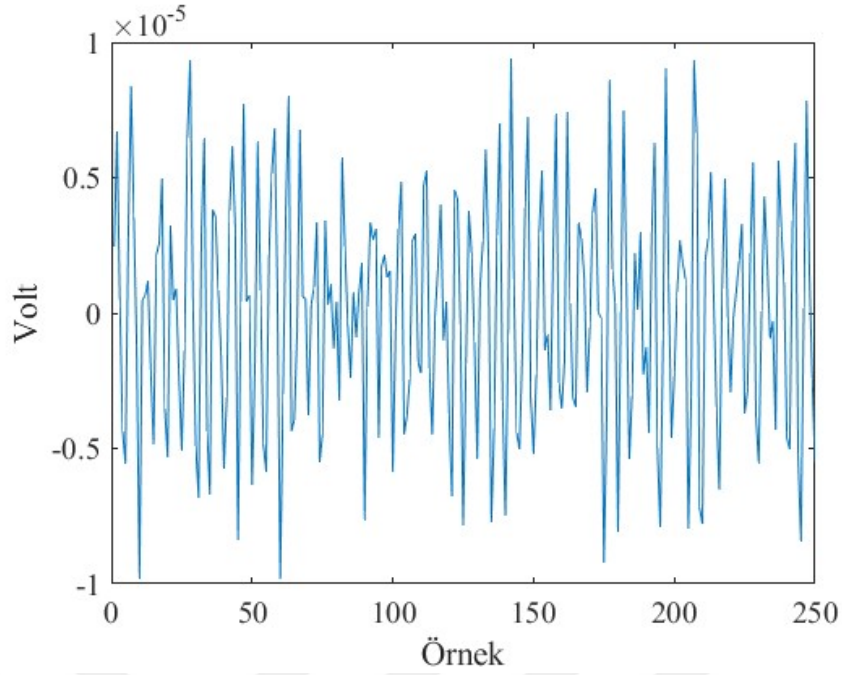
direnç ve 1,5 nF değerinde kapasitör kullanılmıştır. İlk ölçüm sağ bacak sürücüsü kullanmadan yapılmıştır. Girişim işaretinin tepeden tepeye maksimum gerilimi 167,52 μ V, tepeden tepeye ortalama gerilim ise 166,35 μ V olarak ölçülmüştür. Sağ bacak sürücüsü kullanılarak yapılan ölçümlerde tepeden tepeye maksimum gerilimi 18,17 μ V, tepeden tepeye ortalama gerilim ise 12,88 μ V olarak ölçülmüştür. Ölçüm sonuçları Şekil 3.17 ve Şekil 3.18’de paylaşılmıştır. Şekil 3.17’de sağ bacak sürücüsü kullanılmadan ölçülen girişim işaretini, Şekil 3.18’de sağ bacak sürücüsü kullanılarak ölçülen zayıflatılmış girişim işaretini göstermektedir.



Şekil 3.16 : Girişim işaretlerini ölçmek için kullanılan devre



Şekil 3.17 : Sağ bacak sürücüsü kullanılmadan alınan ölçüm



Şekil 3.18 : Sağ bacak sürücüsü kullanılarak alınan ölçüm

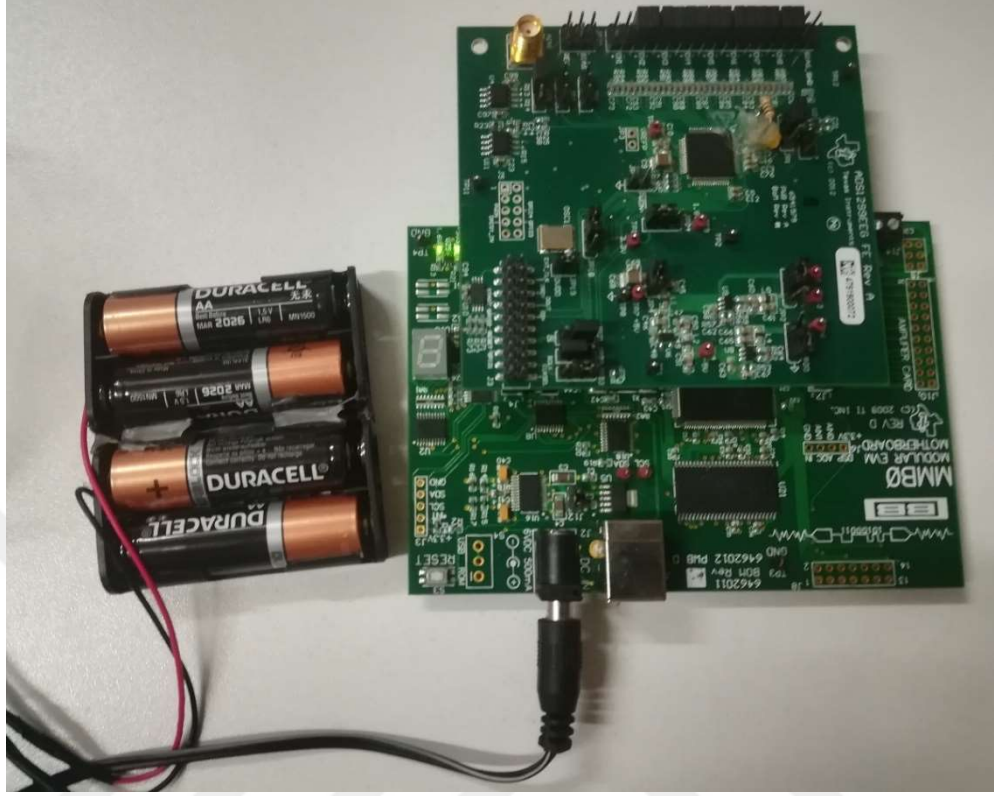
Sağ bacak sürücüsünün kullanılmasıyla şebeke girişiminden kaynaklanan 50 Hz ortak mod işaretinin ortalama 12,92 kat küçültülmesini sağlamıştır. Bu da ortak mod bastırma oranına -22.22 dB'lik bir katkı sağlayacaktır.

3.1.3 Kitin incelenmesi ve kit ile EEG ölçümü alınması

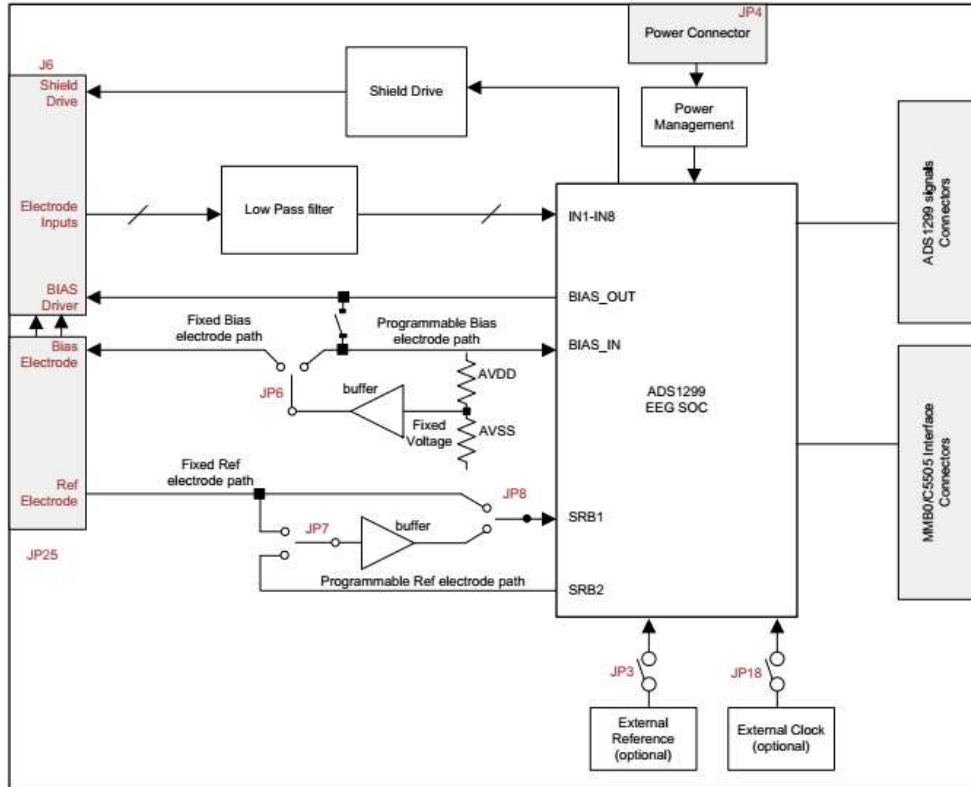
USB üzerinden bilgisayara bağlanan ADS1299EEGFE-PDK deneme kiti iki parçadan oluşmaktadır. İlk parça ADS1299 tümdevresinin bulunduğu ölçüm kartı, ikinci parça ise kontrol birimini ve USB haberleşme arayüzünü içeren kontrol kartıdır. 6 V'luk bir gerilim kaynağı ile beslenebilmektedir. Kart beslemesi denemeler boyunca 4 adet AA boyutunda kalem pil ile yapılmıştır. Şekil 3.19'de deneme kiti gösterilmiştir.

Kart üzerinde analog besleme için çift kutuplu (bipolar) (-2,5 - +2,5V) ve tek kutuplu (unipolar) (0-5 V) gerilim düzenleyiciler bulunmaktadır. Atlama pinleri kullanılarak besleme tipi seçilerek her iki besleme koşulunda da tümdevre performansı test edilebilmektedir. Tüm devrenin sayısal kısmını beslemek için ise 1.8 V ve 3.3 V gerilim düzenleyiciler bulunmakta, kullanılacak besleme gerilimi atlama pinleri ile seçilebilmektedir. EEG ölçüm devresi üzerinde bulunan harici osilatör, harici referans gerilimi devresi, harici sağ bacak sürücüsü devresi yine atlama pinleri ile seçilerek kullanılabilir. Harici ya da dahili birimlerin kullanılması için yapılacak seçimde devrenin performansı ile boyutu arasında kurulacak denge önemlidir. Bu

nedenle harici birimlerin de test edilebilmesi kit için önemli bir özelliktir [40]. Şekil 3.20'da deneme kiti ölçüm kartı devresinin blok şeması gösterilmiştir.



Şekil 3.19 : ADS1299EEGFE-PDK deneme kiti

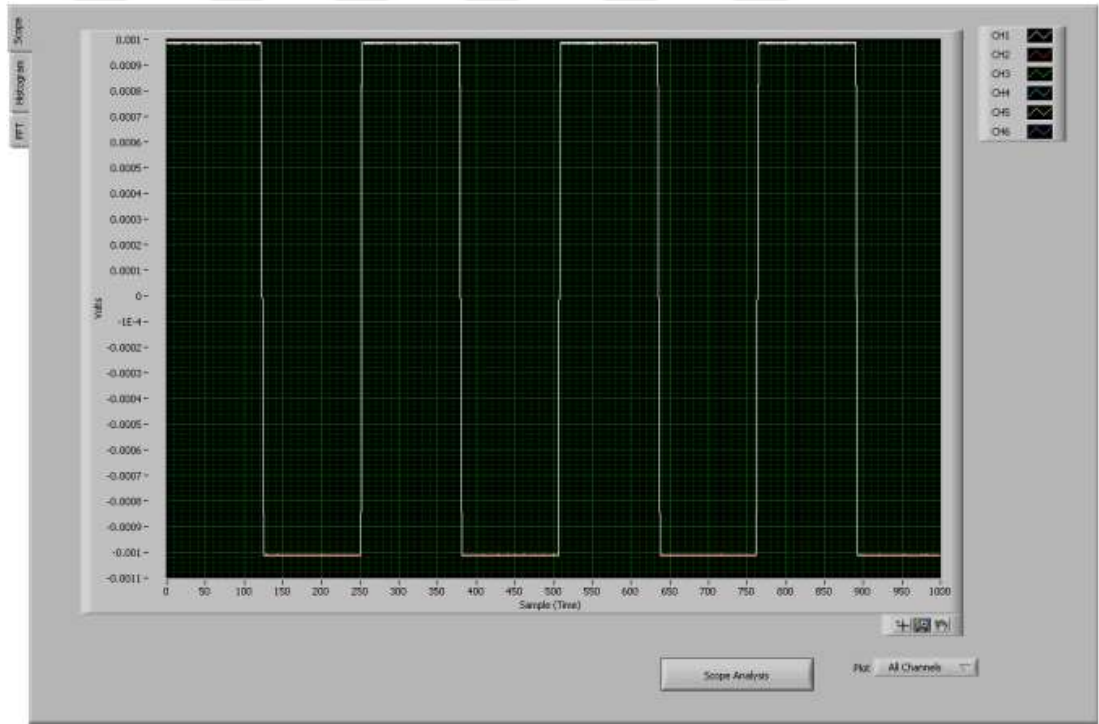


Şekil 3.20 : ADS1299EEGFE-PDK ölçüm kartı devresi blok şeması [40]

Kit bilgisayara USB (Universal Serial Bus - Evrensel Seri Veriyolu) üzerinden bağlanarak üretici firma tarafından geliştirilen bir arayüz yazılımı üzerinden kontrol edilmektedir. Arayüz yazılımı sayesinde ölçüm almak, ölçüm sonuçlarına temel yazılımsal filtreleri uygulamak, ham veriyi kaydetmek ve diğer sinyal işleme araçlarında kullanmak mümkündür.

Arayüzden tümdevrenin konfigürasyonu yapılabilmekte dâhili ya da harici çevre birimleri aktif edilebilmekte, kaydedilen işaretin analizi yapılabilmekte, frekans spektrumu görüntülenebilmekte ve histogramı alınabilmektedir. Şekil 3.21’de arayüz yazılımından test sinyalinin görüntülenmesi gösterilmiştir.

Kit ile alınan EEG ölçümler tek elektrot 10-20 elektrot yerleşim sistemine göre Fpz konumuna bağlanarak tek kanallı olarak alınmıştır. Ölçümler kit arayüzü kullanılarak kaydedilmiş ve Octave programı kullanılarak incelenmiştir.

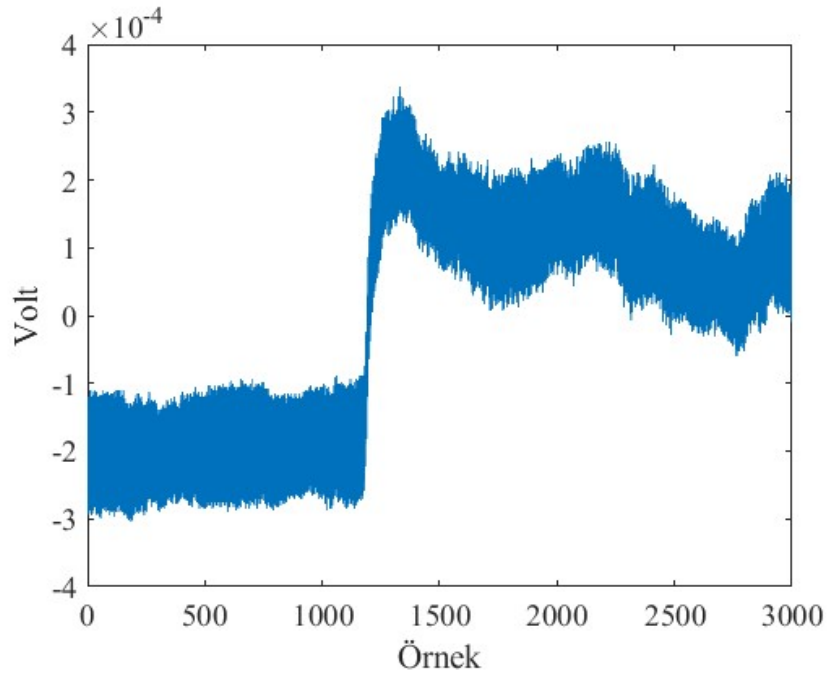


Şekil 3.21 : ADS1299EEGFE-PDK arayüz yazılımı ve test sinyali

İlk ölçüm sağ bacak sürücüsü kullanılmadan yapılmış, şebeke girişiminin birkaç yüz milivolt mertebelerine çıktığı gözlemlenmiştir. Sağ bacak sürücüsü kullanılarak yapılan ölçümde ise bu değer 0,5 mV'a kadar indiği görülmüştür. Genliği hala yüksek olan bu girişim işaretinin geri besleme direnç ve kapasitörünün uygun değerlerde olmaması nedeniyle alındığı değerlendirilmiştir.

Deneme kitinde uygun geri besleme direnç ve kondansatörünün montajı yapılarak tekrarlanan ölçümler şebeke girişimi genliğinin $100 \mu\text{V}$ seviyelerinin altına düştüğü gözlemlenmiştir. Bu seviyelerdeki şebeke girişimi yazılımsal filtrelerle yok edilebileceği değerlendirilmiştir.

Şekil 3.22’de gösterilen ölçüm deneme kitinde yapılan değişiklikten sonra alınmıştır. Ölçüme gözler açık olarak başlanılmış 4. saniyede gözler kapatılmıştır. Ölçüm sonucunda şebeke girişimi ve EOG işaretlerinin EEG ölçümünde sebep olduğu bozulma görülebilmektedir.



Şekil 3.22 : EOG artefaktı ve şebeke girişimi

3.2 Devrede Kullanılan Diğer Elemanların İncelenmesi

Yapılan tasarımda kullanılan gerilim düzenleyicileri, kontrol birimi, haberleşme birimi ve diğer elemanlar seçilirken AFE tümdevrenin özellikleri, üretici firma tarafından yayınlanan bilgisayarlarında yapılan tasarım önerileri, literatür taraması sonucu belirlenen biyoelektrik işaret ölçüm kriterleri, daha önce yapılan benzer çalışmalar ve kit ile yapılan denemeler dikkate alınmıştır. Her bir elemanın nasıl seçildiği, karakteristik özellikleri, nasıl kullanılacağı açıklanmış ve varsa muadilleriyle karşılaştırılması yapılmıştır. Seçim aşamasında performans, boyut, güç tüketimi ve maliyet kriterleri esas alınmıştır.

3.2.1 Kontrol birimi

Kontrol birimi tasarlanan sistemde veri toplama ve haberleşme birimlerini kontrol etmektedir. AFE tümdevresini kontrol ederek alınan ölçümleri kablosuz haberleşme birimi üzerinden merkezi veri toplama cihazına gönderecek ya da sistem üzerinde bulunan veri depolama birimine kaydedecektir.

Tümdevre SPI haberleşme protokolü ile kontrol edilmekte ve verileri SPI üzerinden göndermektedir. Bu nedenle kullanılacak mikrodenetleyici AFE tümdevresini kontrol etmek için en az bir SPI haberleşme arayüzüne sahip olmalıdır. Ayrıca kartlı veri depolama sistemleri de (SD kart, microSD kart) SPI haberleşme birimini kullanmaktadır.

Kablosuz haberleşme birimleri genellikle seri haberleşme (UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter)) veya SPI protokolünü ile kontrol edilmektedir. Tasarlanan kartın yazılım geliştirme sürecinde de bir bilgisayar ile doğrudan haberleştirebilmek için seri haberleşme birimine ihtiyaç duyulacağı öngörülmüştür. Bu nedenlerle denetleyicide en az bir adet seri haberleşme arayüzü bulunmalıdır.

Denetleyicide bulunan bu birimlerin haberleşme hızları ölçüm sisteminden alınacak verilerin transferi için yeterli düzeyde olmalıdır. Tasarlanan sistemin 250 Hz örnekleme frekansı, 24 bitlik çözünürlük, 8 kanal ile çalışacağı ve her örnekte 24 bitlik durum verisi olacağı düşünüldüğünde ADS1299 tümdevresi tarafından gönderilecek veri hızı 54 kbps (24×1000 bit sayısı / saniye) olacaktır. 1 kHz örnekleme frekansı için ise 216 kbps olacaktır. Denklem 3.13'de veri hızını hesaplamak için gerekli formül verilmiştir.

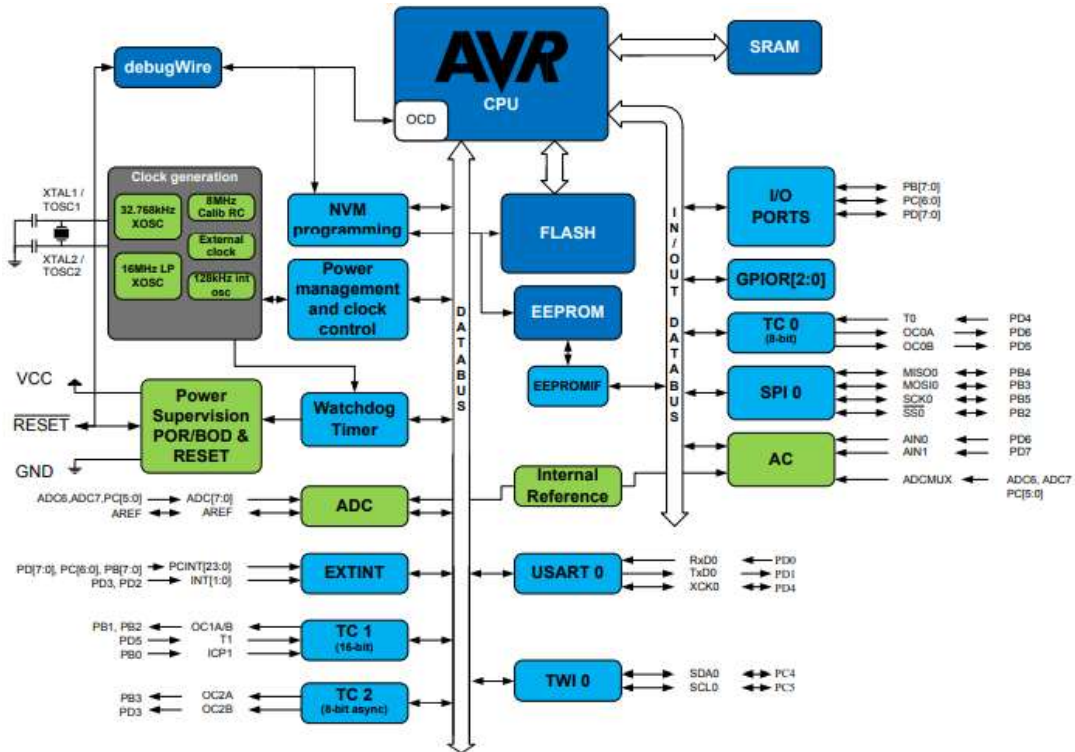
Bu çalışmada 0,5-70 Hz aralığındaki EEG işaretlerinin incelenmesi hedeflenmiştir, 250 Hz örnekleme frekansı bu aralık için yeterlidir. Fakat sistem tasarımı örnekleme frekansının 1 kHz'e kadar çıkabileceği düşünülmüş yapılmıştır. Hem SPI hem de seri haberleşme arayüzü bu hızları karşılayabilmelidir.

$$f_s \times (N_{Kanal} + 1) \times N_{bit} = Veri Hızı \quad (3.12)$$

Yapılan tasarımın hedeflerinden biri de güç tüketimini düşürerek sistemin bir bataryaya bağlı olarak çalışma süresini arttırmaktadır. Bu nedenle kullanılacak kontrol birimi düşük güç tüketimine sahip olmalı, gerektiğinde uyku moduna alınarak güç tüketimi minimize edilebilmelidir. Maliyet, kullanılacak kontrol biriminin mimarisine

ve geliştirme platformuna aşına olmak gibi kriterler de kontrol biriminin seçiminde değerlendirilmiştir.

Bu kriterler göz önüne alınarak ölçüm sisteminde denetleyici olarak düşük güç tüketimi , zengin haberleşme birimi, yüksek hızlarda çalışabilmesi, yaygın kullanımı, zengin geliştirme ortamı, zengin kütüphane seçenekleri ve kolay erişilebilirliğinden dolayı Atmel firmasının AVR serisinden Atmega328p mikrodenetleyicisi seçilmiştir [41]. Atmega328p mikrodenetleyicisi 20 MHz çalışma frekansında 20 MIPS (Saniyede Milyon İşlem- Million Instruction per Second) hızında çalışabilen, 32 kB program hafızasına sahiptir. Mikrodenetleyici haberleşme birimi için kullanılacak zamanlama fonksiyonlarının daha stabil çalışması için $f_{OSC}=16$ MHz çalışma frekansında çalıştırılacaktır. 2 adet SPI haberleşme arayüzü, 2 adet seri haberleşme arayüzü, güç yönetimi ünitesi, düşük güç tüketimi modu özelliklerine sahiptir. Atmega328p SPI veri hızı $f_{OSC}/2$ bps'a kadar çıkabilmektedir. Bu da 16 MHz'lik çalışma frekansında 8 Mbps olmaktadır. Seri haberleşme arayüzü ise 2 Mbps hızına kadar çıkabilmektedir. Farklı paketler içinde geliştiricilere sunulan Atmega328p'in TQFP (İnce Kare Düz Paket-Thin Quad Flat Package) paketi 9×9 mm² gibi küçük bir alan kaplamaktadır. Şekil 3.23'de Atmega328p mikrodenetleyicisinin iç yapısını gösteren blok şema verilmiştir.



Şekil 3.23 : Atmega328p mikrodenetleyicisinin iç yapısı blok şeması

3.2.2 Haberleşme ve depolama birimi

Daha önce belirtildiği gibi sistem tasarımı hem alınan veriyi kablosuz olarak transfer edebilecek hemde kart üzerindeki depolama birimine kaydedebilecek şekilde yapılmıştır. Depolama birimi olarak küçük boyutu, düşük maliyeti ve yaygın kullanımı nedeniyle flash hafıza kartı microSD (Mikro Güvenli Sayısal Hafıza Kartı-Micro Secure Digital Memory Card) seçilmiştir. Hafıza kartına SPI haberleşme protokolü ile 80 Mbps'a varan hızlarla veri yazılabilmekte ve okunabilmektedir. Kart üzerine monte edilecek 18x14 mm boyutlarındaki kart yuvasına takılıp çıkarılabilecektir.

Kablosuz haberleşme birimi düşük güç tüketimi, kullanılmadığı durumlarda uyku moduna alma özelliklerine ve yeterli veri transfer hızına sahip olmalıdır. Ayrıca tasarlanan sistemin ticarileşme potansiyeli dikkate alındığında maliyet de önemli bir kriter olacaktır. Özellikle Bluetooth 4.0 ile birlikte güç tüketiminin çok önemli oranda azalması, yaygın olarak kullanılması bluetooth haberleşme protokolünü ön plana çıkarmaktadır. Kişisel bilgisayarlar ve akıllı telefonlarda bluetooth birimlerinin olması sistemin bu cihazlar ile herhangi bir adaptöre gerek kalmadan haberleşmesini sağlayacaktır. Bu avantajlar nedeniyle kablosuz haberleşme protokolü olarak bluetooth seçilmiştir.

Düşük güç tüketimine sahip, kolay temin edilebilen, küçük boyutlu, yeterli veri hızlarına çıkabilen iki adet bluetooth modülü belirlenmiştir. Bunlardan ilki Microchip firmasının RN4020 modülü, diğeri ise Heptagon firmasının Rfduino RFD22301 modülüdür. İki modülün karakteristik özellikleri ve karşılaştırılması Çizelge 3.5'de sunulmuştur.

Çizelge 3.5 : RN4020 ve RFD22301 modüllerinin karşılaştırılması [42, 43].

Karakteristik Özellik	RN4020	RFD22301
Besleme Gerilimi	1.8-3.6 V	2.1-3.6 V
Güç Tüketimi (Aktif mod)	16 mAh	18 mAh
Güç Tüketimi (Bekleme modu)	<1.5 mAh	-
Güç Tüketimi (Uyku modu)	<5 µAh	4 µAh
Çıkış Gücü	-19 - +7.5dBm	-30 - +4 dBm
Maksimum Veri Hızı	1 Mbps	2 Mbps
UART Haberleşme Hızı	932 kbps	921.6 kbps
SPI Haberleşme Hızı	Belirtilmemiş	8 Mbps
Boyut	11.5 x 19.5 mm	15.2 x 15.2 mm

Her iki modülün de besleme gerilimleri, aktif modda güç tüketimleri ve boyutları birbirine yakın değerlerdedir. UART üzerinden kontrol edildiğinde her ikisi de yeterli

hızlara çıkabilecektir. Fakat RN4020 veri transferinin aktif olmadığı, veri alımı için hazır vaziyette beklediği ve çok düşük güç tüketimine sahip olduğu bekleme modu ile güç tüketimi açısından ön plana çıkmaktadır. Ayrıca RN4020 yüksek çıkış gücü ile daha uzak mesafelere veri iletimi yapılmasını sağlamaktadır. RFD22301 ise RN4020'ye göre iki kat yüksek veri hızlarına çıkabilmektedir.

RFD22301 modülü harici bir programlayıcı ve Arduino geliştirme ortamı ile programlanarak kullanılmaktadır. Çok kısıtlı dökümantasyona sahiptir ve RN4020'ye göre yaklaşık 3 kat fazla maliyetlidir.

RN4020 modülü içinde yüklü olarak gelen donanım yazılımı (firmware) sayesinde UART ve SPI üzerinden gönderilecek komutlar ile kontrol edilebilmektedir. Yeniden programlanmasına, harici bir programlayıcıya ihtiyaç duymadan doğrudan kullanılabilir. Microchip gibi büyük bir üretici tarafından tasarlandığı ve üretildiği için geniş dökümantasyona sahiptir. Daha düşük maliyeti, veri hızlarının tasarlanacak sistem için yeterli olması, düşük güç tüketimi modlarına sahip olması, daha geniş alanda veri iletimi yapabilmesi gibi nedenlerle tasarlanacak sistemde bu modül kullanılacaktır.

3.2.3 Besleme ve gerilim düzenleyiciler

EEG ölçüm sistemleri hastanın güvenliği ve sistemi şebekeden yalıtma amacıyla batarya ile beslenmektedir. Ayrıca bu çalışmada sistem taşınabilir veya giyilebilir olarak kullanılma amacıyla tasarlanmıştır. Bu nedenlerle sistemin batarya ile beslenmesi zorunludur [13, 14]. Günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılan Li-ion piller yüksek akım çekilebilmesi, yüksek akımla şarj edilebilmesi, küçük boyutlarda üretilebilmesi, yüksek enerji yoğunluğu, düşük maliyet gibi özelliklerle ön plana çıkmaktadır. Yapılan güç tüketim hesapları ve sistemin boyutu göz önüne alınarak sistemi beslemek için uygun bir Li-ion batarya seçilmiştir.

Li-Ion piller ortalama 3.7 V'luk bir gerilimde çalışırlar. Tasarlanan sistemde tek kutuplu beslenecek olan ADS1299 tümdevresinin analog kısmı 5 V'luk gerilimde, sayısal kısmı, denetleyici ve haberleşme birimleri ise 3.3 V'luk gerilimde çalışmaktadır. Bu nedenle bataryadan beslenecek sistemde 2 gerilim düzenleyici olmalıdır. Gerilim düzenleyiciler yeterli çıkış akımına sahip, yüksek verimlilik oranına sahip, küçük boyutlu ve düşük gürültülü olmalıdır.

5 V gerilim için düşük gürültülü olan ve ADS1299 üreticisinin kullanılmasını önerdiği 2,7-5,5 V aralığında çalışabilen, 5 mm x 3 mm boyutlarında TPS60241 gerilim düzenleyicisi seçilmiştir. 3.3 V gerilim için ise yine aynı üreticinin 2,5-16 V aralığında stabil çalışabilen 150 mA'e kadar yüksek akım verebilen LP2985 gerilim düzenleyicisi seçilmiştir. Her iki gerilim düzenleyicinin verimlerinde %90'lara kadar çıkabilmektedir.

3.3 Tasarım ve Geliştirme Ortamları

Devrenin tasarımında, kontrol ve arayüz yazılımının yazılmasında kullanılan tasarım ve geliştirme ortamları hızlı ve kolay kullanım, geniş kütüphane desteği, maliyet ve ortama aşinalık kriterleri gözetilerek seçilmiştir.

Devre tasarımları için geniş devre elemanı ve paket kütüphane desteği olan, kolayca yeni paket ya da eleman çizilerek kütüphanesine eklenebilen ve belirli bir devre alanına kadar ücretsiz kullanılabilen profesyonel şematik ve baskı devre kartı tasarımı yazılımı EAGLE kullanılmıştır. EAGLE akademisyenler ve öğrenciler tarafından ücretsiz olarak kullanılabilir.

Kontrol birimi olarak kullanılan Atmega328p mikrodenetleyicisinin programlanmasında Atmel Studio ve Arduino geliştirme ortamları yaygın olarak kullanılmaktadır. Arduino geliştirme ortamı çok yaygın ve geniş kütüphane desteği ile hızlı geliştirme imkânı sunmaktadır. Bu nedenle özellikle prototip geliştirme süreçlerinde sıklıkla kullanılmaktadır. Kontrol biriminin yazılımı Arduino geliştirme ortamı kullanarak yazılmıştır. Arduino IDE ile yazılan kodlar kolayca diğer geliştirme platformlarına aktarılabilir. Tasarlanan sistemin ticarileşmesi durumunda daha etkin kontrol sağlamak amacıyla farklı platformlara geçiş yapılabilecektir.

Bu çalışmada merkezi birim olarak kişisel bilgisayar kullanılmıştır. Merkezi birim için yazılan yazılım için Python dili kullanılmıştır. Python hızla yaygınlaşan, açık kaynak kodlu kütüphaneleri her geçen gün artan, masaüstü yazılımlar, web yazılımları, sinyal işleme, görüntüleme gibi çok çeşitli alanlarda kullanılan yüksek seviyeli bir dildir.

4. EEG ÖLÇÜM SİSTEMİ TASARIMI

Sistem donanım ve yazılımının tasarımı literatür taraması sonucu ortaya konulan ölçüm kriterleri, deneme kiti ile yapılan performans testleri, kullanılan elemanların bilgi sayfalarında verilen karakteristik özellikleri ve tasarım önerileri dikkate alınarak yapılmıştır.

EEG işaretleri ölçüm kriterleri aşağıdaki gibi tespit edilmiştir;

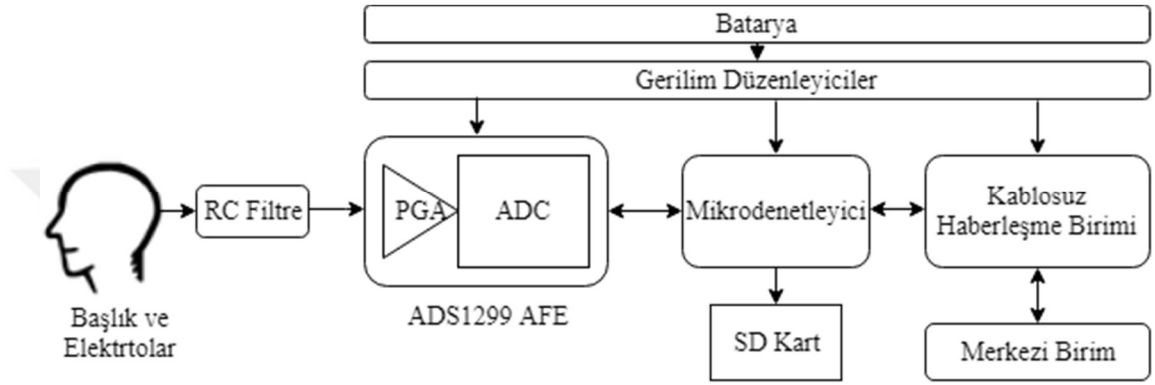
- Sistemin girişten çıkışa toplam gürültüsü $2 \mu V_{pp}$ 'den yüksek olmamalıdır.
- Sistemin giriş direnci $100 M\Omega$ 'dan çok büyük olmalıdır.
- EEG işaretleri en az 250 Hz örnekleme frekansı ile örneklenmelidir.
- Sistem çözünürlüğü 24 bit olmalıdır.
- CMRR değeri 100 dB'den büyük olmalıdır.
- Sistem frekansı 70 Hz'den küçük, $100 \mu V$ 'un altında genliklere sahip işaretleri dalga formunu bozmadan ölçebilmelidir.
- Ölçümler DC kuplajlı yapılmalıdır.

Tasarım sonucunda gerçekleştirilecek sistemin gereklilikleri aşağıdaki gibi belirlenmiştir;

- Sistem muadillerine göre daha düşük maliyetli olmalıdır.
- Sistemin boyutları muadillerine göre daha düşük olmalıdır.
- Sistem düşük güç tüketmeli, devre boyutundan çok büyük olmayan yüksek enerji yoğunluğuna sahip şarj edilebilir bir batarya ile 24 saat kesintisiz ölçüm alabilmelidir.
- Sistem kablosuz olarak veri aktarımı yapabilmelidir. Kablosuz bağlantının olmadığı durumlarda veriler sistemde bulunan hafıza birimine kaydedilmelidir.
- Güç tüketimini düşürmek için işaret işleme tabanlı filtrelemeler sistem üzerinde değil tasarlanan arayüz ve diğer işaret işleme uygulamaları ile yapılmalıdır.

4.1 Donanım

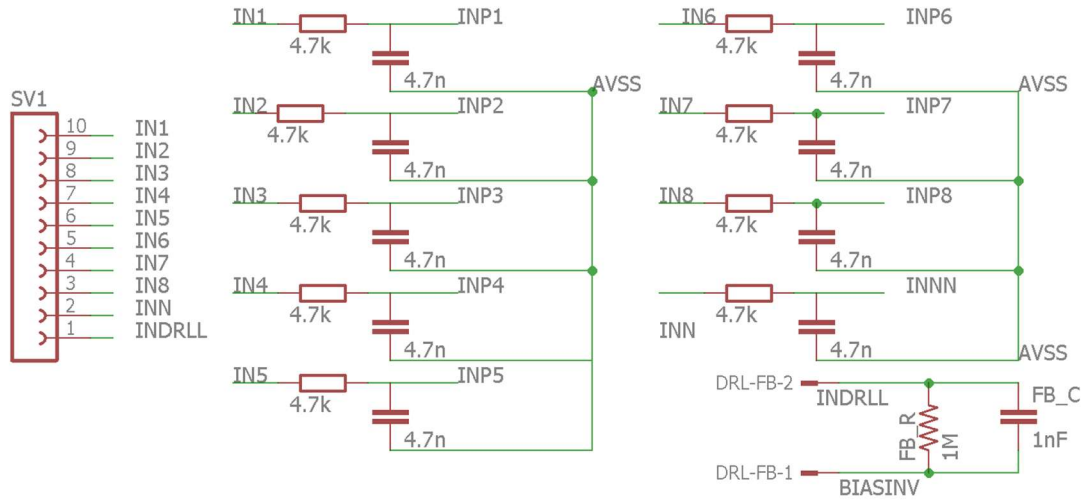
Ölçüm sistemi donanımı; kontrol (mikrodenetleyici), ölçüm (ADS1299), güç (gerilim düzenleyicileri) ve haberleşme (bluetooth) birimlerini barındıran ölçüm devresi, batarya ve elektrotları üzerinde taşıyan kafa bandından oluşmaktadır. Sistemin giyilebilir olarak kullanılabilmesi için elektrotlar ve kafa bandı bir şapka içerisine yerleştirilerek ölçüm sisteminin kolay kullanılabilir olması hedeflenmiştir. Şekil 4.1’de tasarlanan ölçüm sisteminin blok şeması verilmiştir.



Şekil 4.1 : Tasarlanan sistemin blok şeması

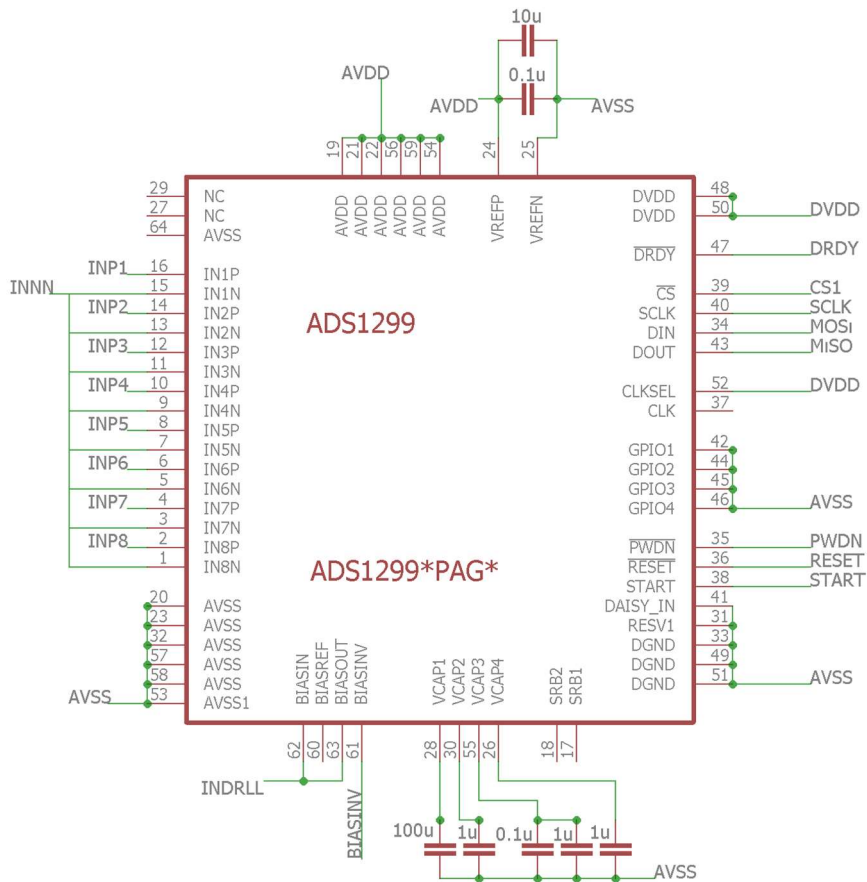
Devre girişinde kullanılan RC alçak geçiren filtre devresi $\Delta\Sigma$ ADC’nin çok yüksek frekanslarda örnek alması nedeniyle oluşacak örtüşme etkisini ortadan kaldırmak amacıyla kullanılmıştır. Filtrenin kapasitör ve direnç değeri için ADS1299 bilgi sayfasında önerilen değerler alınmıştır. Önerilen değerler 5 k Ω ve 4,7 nF olarak verilsede direnç değeri 5 k Ω ’a en yakın standart değer olarak 4,7 k Ω kullanılmıştır. Alçak geçiren örtüşme önleyici filtrenin kesim frekansı 7,2 kHz olarak hesaplanmıştır. Giriş katı cihazın tasarım amaçlarına daha uygun olan tek kutuplu ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Bu şekilde 8 kanal için elektrot sayısı 17’den (8 kanal elektrotu, 8 referans elektrotu, 1 sağ bacak sürücüsü elektrotu) 10’a (8 kanal elektrotu, 1 referans elektrotu, 1 sağ bacak sürücüsü elektrotu) düşürülerek karmaşıklığın azaltılması hedeflenmiştir.

Sağ bacak sürücüsü geri besleme direnç ve kapasitörünün gerektiği durumda değiştirilebilmesi ve denenebilmesi için fazladan pin bağlantıları eklenmiştir, bu sayede direnç ve kondansatör değerleri lehimleme yapılmadan değiştirilebilecektir. Elektrotların bağlanabilmesi için pin bağlantıları konulmuştur. Pin bağlantılarının kullanılmadan elektrotların doğrudan lehimlenmesi de mümkündür. Şekil 4.2’de ölçüm devresinin giriş katı ve filtre devresi gösterilmiştir.



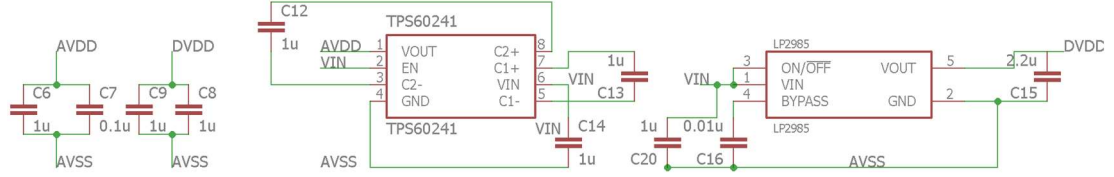
Şekil 4.2 : Ölçüm devresi giriş katı bağlantıları

Devrenin analog kısmında ADS1299 tümdevresi için yapılması gereken bağlantılar için bilgi sayfası referans alınmıştır. Analog ve sayısal besleme için bağlanması gereken kuplaj kondansatör değerleri bilgi sayfasında önerilen değerler olarak alınmıştır. Tüm referans girişleri kısa devre edilerek tek bir elektrot çıkışına bağlanmıştır. ADS1299 tümdevresi bağlantıları şekil 4.3'de gösterilmiştir.



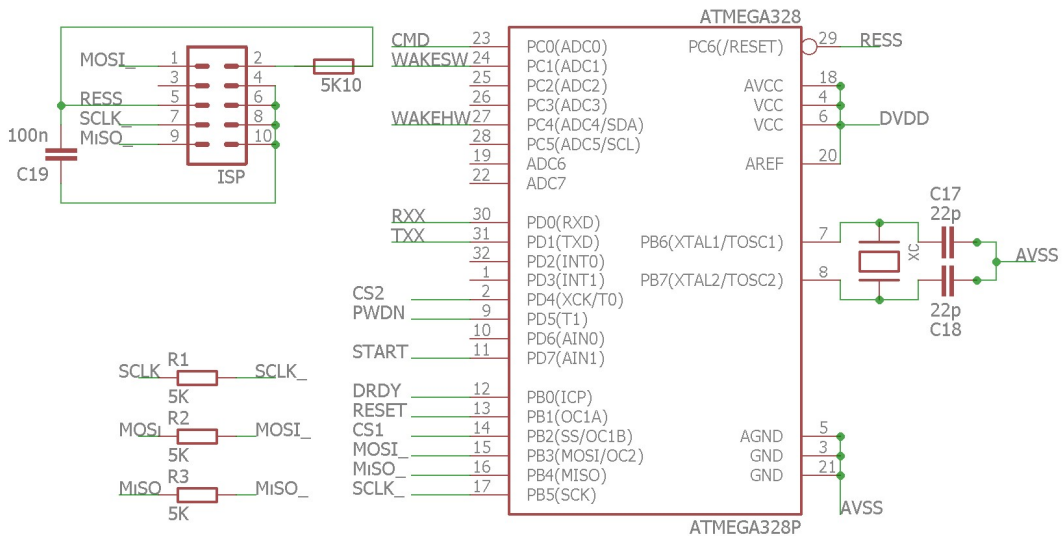
Şekil 4.3 : ADS1299 tümdevresi devre bağlantıları

Devrenin besleme katı ve gerilim düzenleyicileri bağlantıları ve kuplaj kondansatörleri Şekil 4.4'e gösterilmiştir. Kuplaj kondansatörleri değerleri ve bağlantılar için gerilim düzenleyicilerin bilgi sayfaları referans alınmıştır.



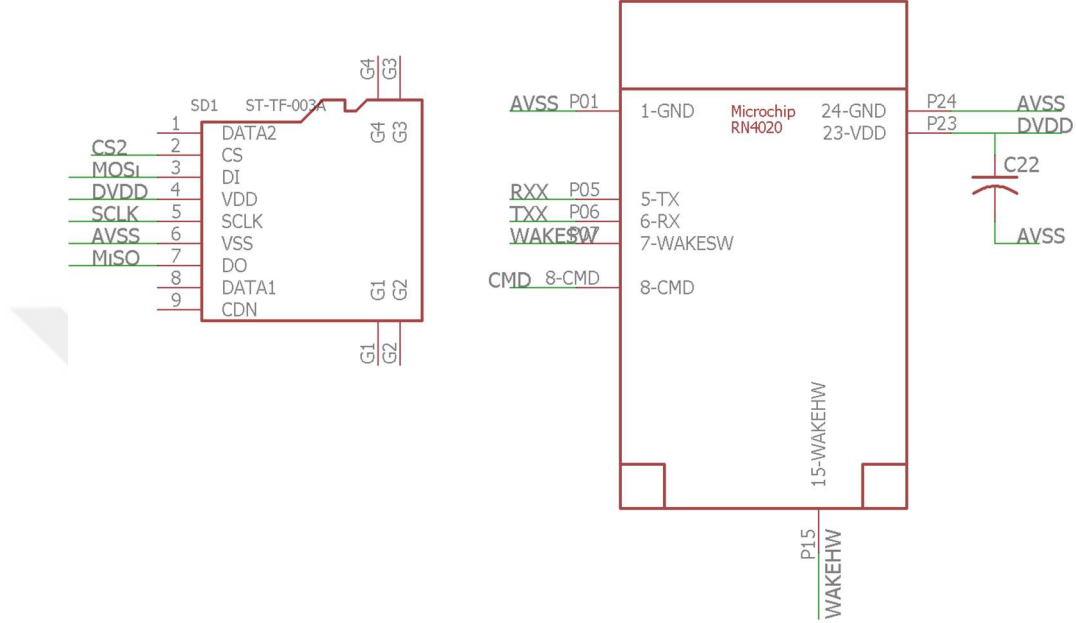
Şekil 4.4 : ADS1299 tümdevresi devre bağlantıları

Ölçüm devresinin kontrol katında mikrodenetleyicinin SPI pinleri ADS1299 tümdevresine ve kayıt birimine bağlanmıştır. Parazitlerin haberleşmeyi engellememesi ve yansımanın önlenmesi için haberleşme bağlantıları arasına 4,7 kΩ değerinde dirençler kullanılmıştır. SPI haberleşme protokolünde aynı anda birden fazla birimle bağlantı kurulabilmesi için her birim için farklı seçim pini kullanılarak haberleşilecek birimin seçilmesi sağlanmalıdır. CS1 ve CS2 pinleri bu amaçla kullanılmıştır. Seri haberleşme pinleri ise haberleşme birimine bağlanmıştır. Mikrodenetleyicinin osilatör bağlantısı ve kapasitör değerleri için bilgi sayfası referans alınmıştır. Mikrodenetleyiciyi programlamak için USBASP programlayıcısı kullanılmıştır. USBASP SPI bağlantıları üzerinden mikrodenetleyicinin devre üzerinde programlanmasını sağlar. Programlama için gerekli bağlantılar ve programlama soketi devre üzerine eklenmiştir. Şekil 4.5'de mikrodenetleyici ve programlama soketi bağlantıları gösterilmiştir.



Şekil 4.5 : Mikrodenetleyici ve programlama soketi bağlantıları

Haberleşme birimi seri haberleşme ile kayıt birimi ise SPI ile haberleşmektedir. RN4020 bluetooth modülünün kontrol edilebilmesi için haberleşme pinleri dışında üç pin kullanılmaktadır. Bu pinler üzerinden verilecek sayısal işaretler ile modül uyku modu, düşük güç modu ve komut moduna alınabilmektedir. Haberleşme ve kayıt birimleri devre bağlantıları Şekil 4.6'da gösterilmiştir.



Şekil 4.6 : Haberleşme ve kayıt birimleri devre bağlantıları

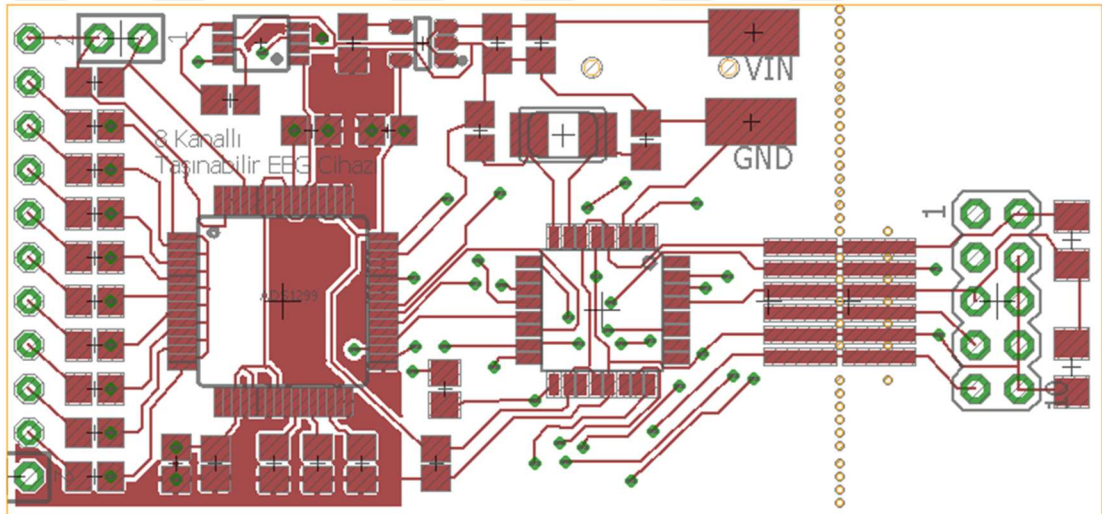
Ölçüm devresi baskı devre (PCB (Printed Circuit Board)) tasarımları devre boyutunun küçültülmesi amacı doğrultusunda tasarlanmıştır. Bu nedenle yüzey montajlı elamanlar kullanılmıştır (SMD (Surface Mount Device)). Direnç ve kapasitörlerde küçük boyutlu kılıflar kullanılmıştır. Devre plakentinin her iki yüzeyi kullanılmıştır. Üst yüzeyde ADS1299 tümdevresi, mikrodenetleyici gerilim düzenleyicileri, alt yüzeyde ise RN4020 modülü ve SD kart yuvası yerleştirilmiştir. Filtre direnç ve kapasitörleri, kuplaj kapasitörleri ve diğer elamanlar devre boyutunu küçültecek şekilde her iki yüzeye dağıtılmıştır.

Proglamlayıcı soketinin bulunduğu kısım ile ölçüm devresi arasına eklenen delikler sayesinde programlama soketi devreden kırılarak ayrılabilir şekilde tasarlanmıştır. Soketin devreden ayrılması sonrasında da programlama işleminin yapılabilmesi için programlama pinleri devre üzerine alınarak bir tümdevre mandal (latch) programlayıcısı yardımıyla programlanabilecektir. Bu sayede devre alanında daha fazla küçültme sağlanmıştır. Tasarlanan baskı devrenin üretimi yurtdışında

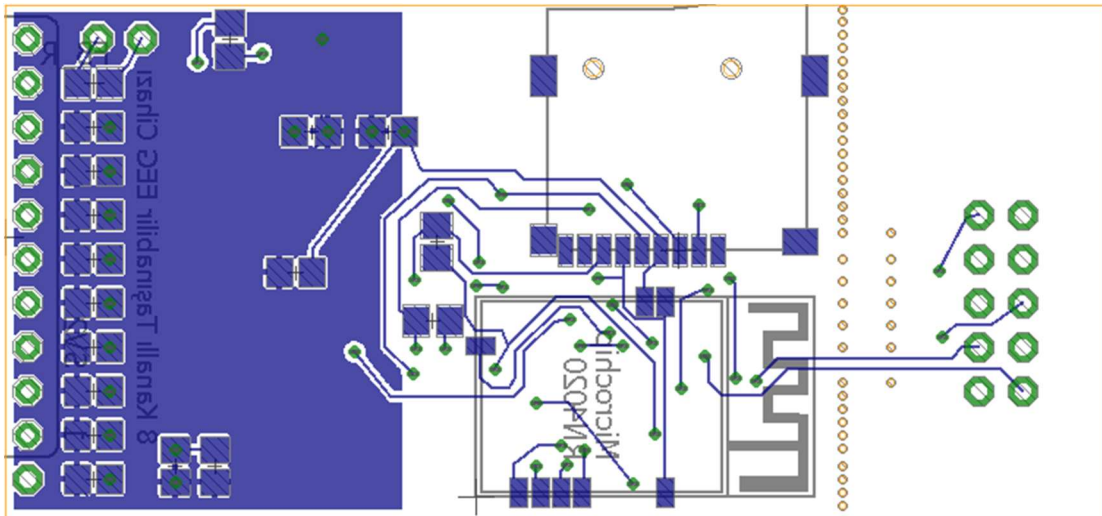
profesyonel baskı devre üreticilerine yaptırılmıştır. Şekil 4.7, 4.8 ve 4.9’da baskı devre tasarımı gösterilmiştir.

Devre elemanlarının lehimlenmesi için yüksek kaliteli lehim teli, reçinesiz lehimleme sıvısı (flux), ADS1299 tümdevresinin lehimlenmesinde sıvı lehim ve sıcak hava üfleme hava kullanılmıştır. Lehimleme işlemi sonucu oluşan artıklar giriş direncini etkileyebilmektedir. Bu nedenle lehimleme işleminin ardından lehim artıklarını temizlemek için sentetik tiner kullanılmıştır. Programlama işleminin ardından programlama soketi kırılarak sadece ölçüm devresi kısmı kullanılmıştır.

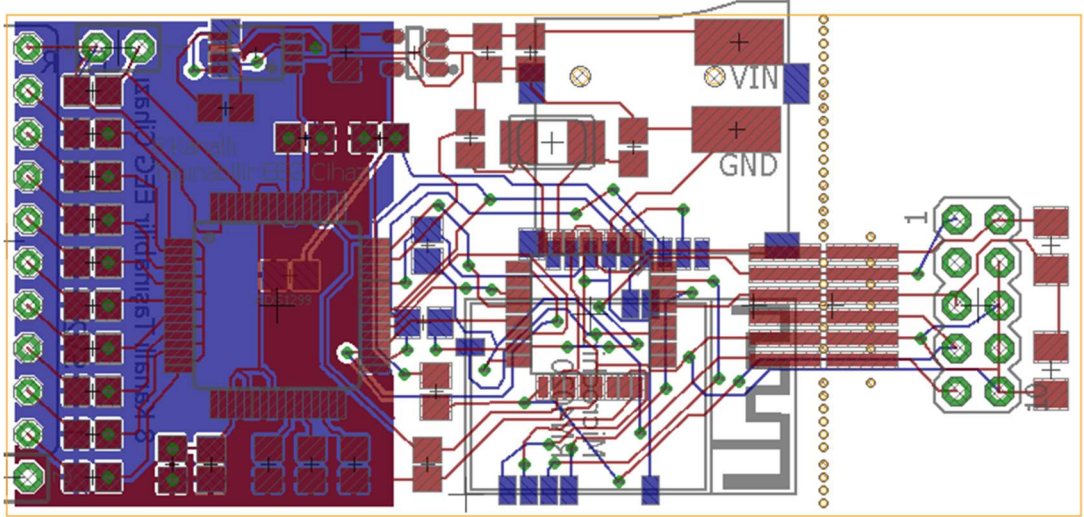
Bataryayı sisteme bağlamak için iki pin lehimlenmiştir. Sağ bacak sürücüsü geri besleme direnç ve kapasitörünün harici olarak bağlanabilmesini sağlayan soket boş bırakılmış, bu elemanlar SMD olarak lehimlenmiştir.



Şekil 4.7 : Baskı devre tasarımı ön yüzü



Şekil 4.8 : Baskı devre tasarımı arka yüzü



Şekil 4.9 : Baskı devre tasarımı her iki yüzü birlikte

4.2 Yazılım

Sitemin yazılım kısmı kontrol birimi yazılımı ve merkezi birim (bilgisayar) tarafından verilerin alınarak kaydedilmesi için yazılan yazılımdan oluşmaktadır.

4.2.1 Mikrodenetleyici yazılımı

Mikrodenetleyici yazılımında ADS1299, RN4020 bluetooth modülü ve kayıt birimi SD kartın kontrolü gerçekleştirilmiştir. Öncelikle ADS1299 bilgi sayfasından yararlanılarak ADS1299 saklayıcılarına erişim ve konfigürasyonu için gerekli alt programların yazılması gerçekleştirilmiştir. Kanalların her birinin kazancının ayrı ayrı ayarlanması, sürekli ya da tek çevrim ölçüm için konfigürasyonun yapılabilmesi, test sinyallerinin alınabilmesi, çevrim sonuçlarının okunması, sağ bacak sürücüsü ayarları, örnekleme frekansının ayarlanması işlemlerinin her biri için ayrı alt program yazılmıştır. Mikrodenetleyici çalışmaya başladığında ön tanımlı olarak kaydedilen konfigürasyon için saklayıcı değerlerini ADS1299'a göndermektedir.

Her bir çevrim sonucunda ADS1299 DRDY pininin durumunu sayısal yüksek seviyesine çekerek mikrodenetleyiciye işaret göndermekte mikrodenetleyici bu işareti algıladığında her kanal için 24 bit'lik veriyi 8'er bitlik karakterler şeklinde alarak bluetooth üzerinden merkezi birime göndermektedir. Gönderilen her 24 bitlik verinin ardından satır sonu karakteri eklenerek merkezi birim tarafında verilerin ayırt edilebilmesi sağlanmıştır.

Bluetooth modülünün haberleşmeye başlaması için gereken konfigürasyon ayarlarının yapılması için RN4020 bilgi sayfasından faydalanılmıştır. Konfigürasyon mikrodenetleyicinin başlangıcında yapılarak RN4020'nin haberleşmeye hazır hale gelmesi sağlanmıştır. Ardından her çevrim tamamlandığında bağlantı varsa verilerin gönderilmesi, bağlantı yoksa kayıt birimine kaydedilmesi sağlanmıştır.

Verilerin bluetooth üzerinden merkezi birime gönderilmesi için Arduino IDE'nin sağladığı seri haberleşme kütüphane ve alt programı kullanılmıştır. Verilerin kaydedilmesi için Arduino IDE sd kart kütüphanesi ve alt programları kullanılmıştır.

250 Hz'lik örnekleme frekansı için iki ölçüm örneği arasında geçen süre 4 ms'dir. Her 8 kanal ölçüm sonucunda oluşan veri; 8x24 bit ölçüm verisi, her bir karakterin sonuna eklenen 24 karakter sonu biti, her çevrimin ardından bir satır sonu karakterinden (8 bit) toplam 224 bitten oluşur. Bu verilerin gönderilmesi için geçmesi gereken süre 460800 bit/saniye haberleşme hızı için 0,5 ms'nin altındadır. Güç tasarrufunu arttırmak için verinin kaydedilmesi veya gönderilmesinin ardından bir sonraki çevrime kadar mikrodenetleyicin ve haberleşme biriminin düşük güç tüketimi moduna alınması sağlanmıştır. Ayrıca mikrodenetleyicinin kullanılmayan dâhili birimleri de kapatılmıştır. Bu işlemlerin güç tüketimine etkisi sonuç bölümünde incelenecektir. Şekil 4.11'da mikrodenetleyici yazılımının akış şeması gösterilmiştir.

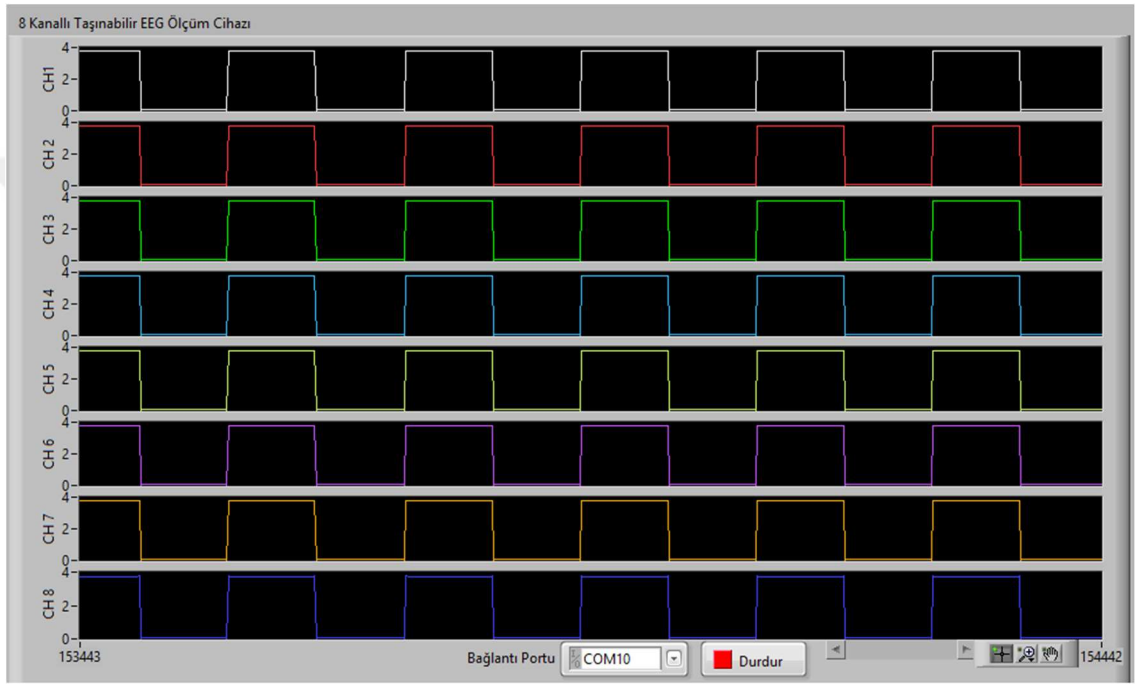
4.2.2 Merkezi birim yazılımı

Verilerin merkezi birim tarafından alınarak işaret işleme yazılımlarında işlenebilmesi için yazılan yazılım için Python programlama dili ve Labview programı kullanılmıştır. Merkezi birim olarak kişisel bilgisayar kullanılmıştır. Öncelikle kişisel bilgisayarın bluetooth yöneticisi üzerinden ölçüm cihazı ile eşleştirilmesi sağlanmıştır.

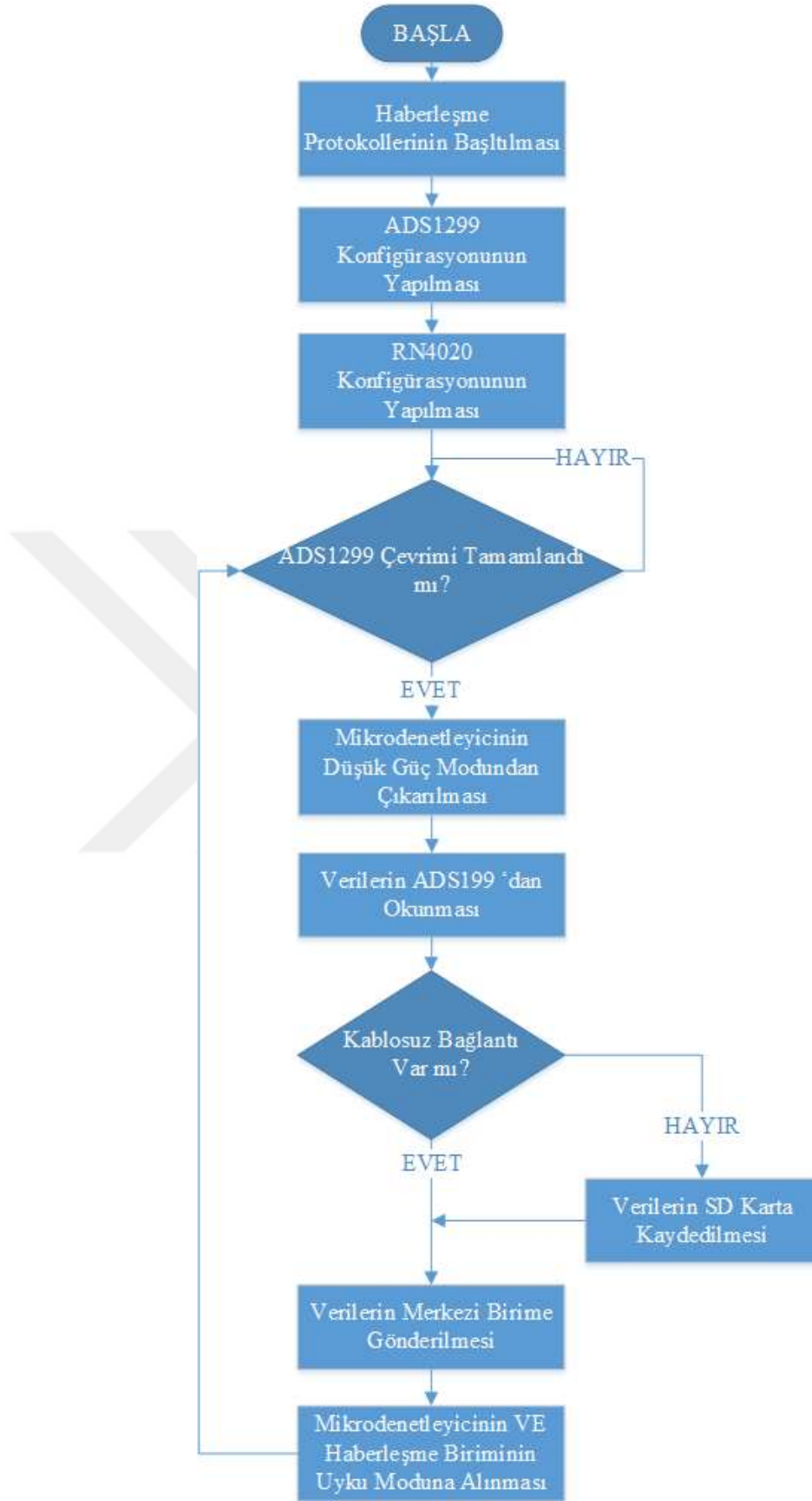
Python programlama dili ile yazılan program bağlantı kurulmasının ardından ölçüm cihazı tarafından gönderilen verileri alarak metin dosyasına kaydetmektedir. Böylelikle kaydedilen verilerin diğer işaret işleme araçları ile kullanılması mümkün olmaktadır.

Labview ile oluşturulan arayüzde ise ölçümlerin hem kaydedilmesi hem de anlık olarak izlenmesi sağlanabilmektedir. Arayüzde bağlantı portu seçilerek ölçüm sistemine bağlanılmakta, ölçüm verilerinin alınmaya başlaması ile birlikte ekranda çizdirilmekte ve metin dosyasına kaydedilmektedir. Şekil 4.10'da arayüz yazılımı ve ölçüm sisteminden alınan test işaretleri gösterilmiştir.

Veri kaydetme yazılımı başlangıçta port ayarlarını yaparak verilerin alınabilmesi için hazır hale gelir. Ardından bir döngü içerisinde porta yeni veri gelip gelmediğini kontrol eder. Veri geldiğinde veriler satır sonu karakterine kadar okunarak hafızaya alınır, ardından karakterlere ayrılır. Her üç karakter birleştirilerek programlama dilinde tanımlı tam sayı tipine dönüştürülür. Dönüşümü tamamlanan sayısal veriler gerilim değerine dönüştürülerek bir metin dosyasına işaret işleme araçlarında kullanılacak formatta kaydedilirler. Şekil 4.12’de merkezi birim yazılımının akış şeması verilmiştir.



Şekil 4.10: Arayüz yazılımı ekran görüntüsü



Şekil 4.11 : Mikrodenetleyici yazılımı akış şeması



Şekil 4.12 : Merkezi birim yazılımı akış şeması

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

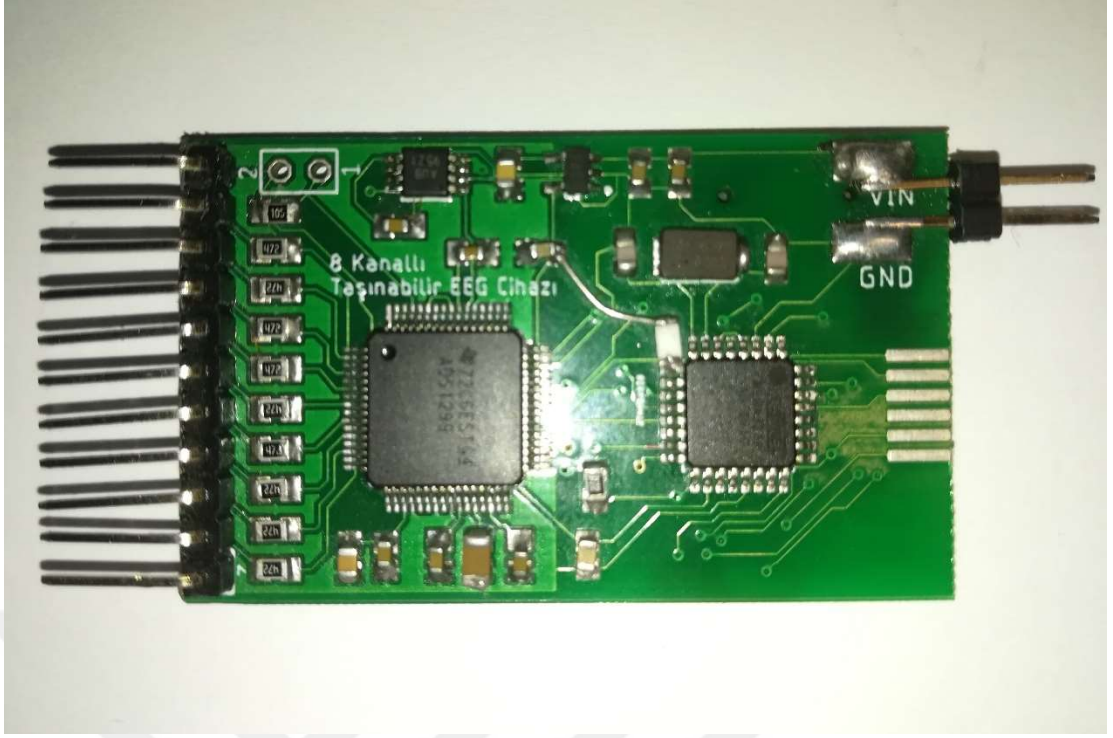
Çalışma sonucunda tasarlanan ve gerçekleştirilen 8 kanallı EEG ölçüm sistemi devresi $48,3 \times 29,7 \text{ mm}^2$ boyutlarındadır ve kanal başına $160,75 \text{ mm}^2$ alan kaplamaktadır. Devreyi beslemek için kullanılan lityum polimer batarya 1400 mAh enerji depolayabilmektedir. Boyutları $54,5 \times 29,0 \text{ mm}^2$ olarak ölçülmüştür. Devreye bir soket ile bağlanabilmektedir. Batarya ile birlikte toplam boyut düşünüldüğünde devre boyutlarında sağlanan küçültme ile sistemin şapka, başlık, baret gibi bir kıyafet ile birlikte giyilebilir olarak kullanılması mümkündür. Ayrıca sistem diğer biyoelektrik işaretlerin (EKG, EOG, EMG) ölçülmesi için de uygundur.

ADS1299 tümdevresinin performansının test edilmesi sonucunda elde edilen veriler sistemin daha önce bahsedilen EEG ölçümü için gerekli kriterleri fazlasıyla taşıdığını göstermektedir. Sistem 24 bit, 11 nV çözünürlüğe, $1 \mu\text{V}_{pp}$ giriş gürültüsüne, 109 dB ortak mod bastırma oranına, 905 M Ω giriş direncine sahiptir.

Güç tüketimini düşürmek için devre tasarımında ve yazılımda yapılan iyileştirmeler, düşük güç tüketimli bluetooth 4.0 protokolünün kullanılması, yüksek verimliliğe sahip gerilim düzenleyicilerin kullanılması ile birlikte devrenin çektiği ortalama akım yaklaşık 50 mAh olarak ölçülmüştür. Bu durumda sistem batarya ile 28 saat kesintisiz çalışabilecektir.

Elektrotlar ölçüm sistemine pinler yardımı ile bağlanmış, bir kafa bandına 10-20 elektrot yerleşim sistemine göre yerleştirilmiştir. Kafa bandının, bataryanın ve ölçüm devresinin bir şapka içerisine konulması ile sistemin kolay kullanılabilir olması ve estetik görünümüne sahip olması hedeflenmiştir. Kulak elektrotları dışında herhangi bir kablo ya da ekipmanın dışarıdan görülmemesi sağlanmıştır. Referans elektrotu ve sağ bacak sürücüsü elektrotunun kulak dışında bir bölgeye bağlanması ile bunların da ortadan kaldırılması mümkündür.

Şekil 5.1’de ölçüm devresinin ön yüzü, şekil 5.2’de ise arka yüzü gösterilmiştir. Şekil 5.3’de ölçüm devresi batarya ile birlikte gösterilmiştir. Şekil 5.4 ve 5.5’de ölçüm sistemi bir şapkanın içerisinde ölçüm almaya hazır şekilde gösterilmiştir.



Şekil 5.1: Ölçüm devresinin ön yüzü



Şekil 5.2: Ölçüm devresinin arka yüzü



Şekil 5.3: Ölçüm devresi ve devreyi beseleyen batarya



Şekil 5.4: Ölçüm sisteminin yerleştirildiği şapka içerisinde görüntüsü (önden)



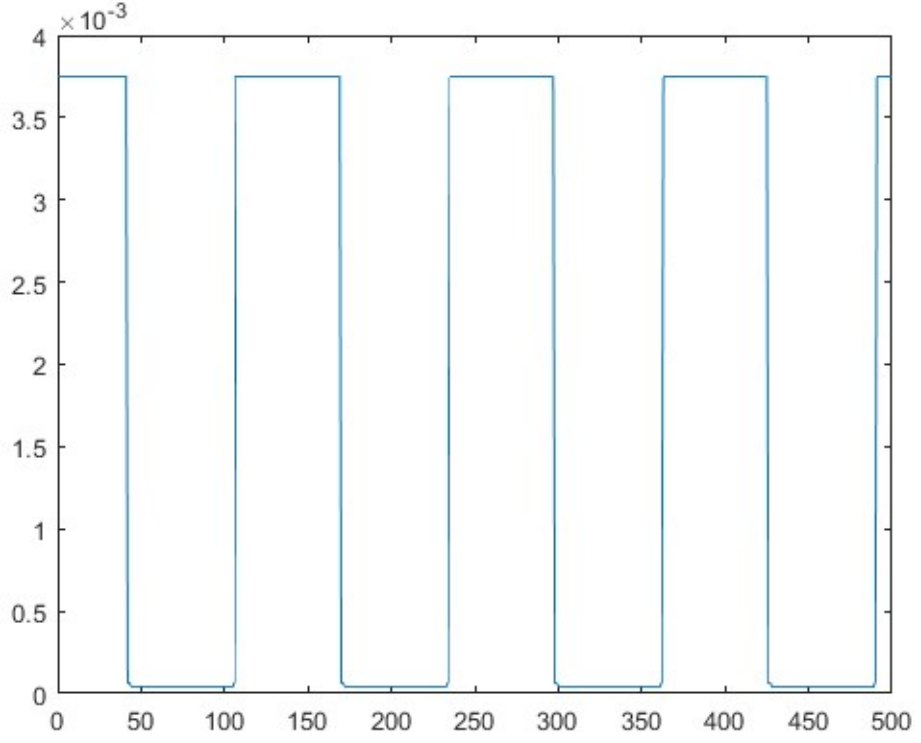
Şekil 5.5: Ölçüm sisteminin yerleştirildiği şapka içerisinde görüntüsü (yandan)

5.1 Ölçüm Sonuçları

Ölçüm devresinin, haberleşme biriminin ve ölçümleri kaydetmek, görüntülemek için yazılan yazılımların test edilebilmesi için öncelikle ADS1299 tümdevresinin dahili test işareti özelliği kullanılarak test işaretleri üretilmiş ve görüntülenmiştir. Tasarlanan ölçüm sisteminin klinik olarak test edilmesi mümkün olmadığı için insan vücudunun fizyolojik tepkileri kullanılarak bazı senaryolar ile performansının analiz edilebilmesi hedeflenmiştir.

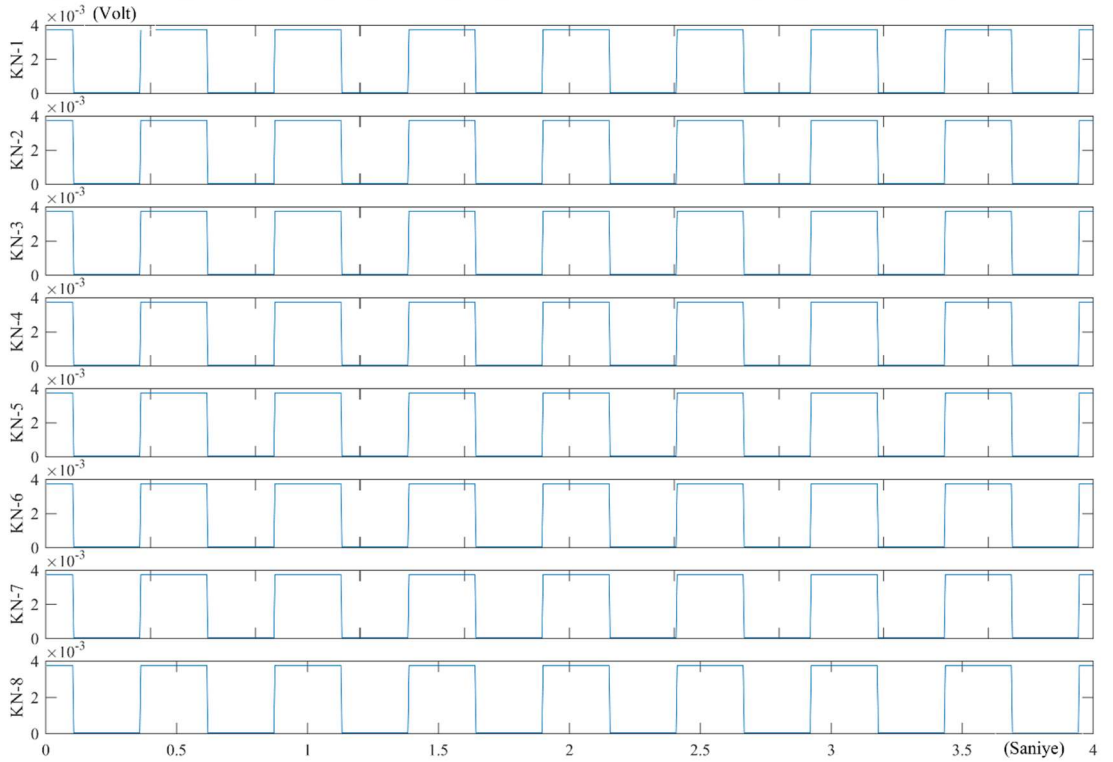
5.1.1 Test işaretlerinin ölçülmesi

Sistemin test edilmesi için ilk olarak tek kanaldan test sinyalleri ölçülmüştür. Dahili test sinyali frekansı yaklaşık 1,95 Hz, genliği ise 3,75 mV olarak seçilmiştir. Ölçüm sonucunda ADS1299 bilgi sayfasında verilen hata sınırları içerisinde başarılı olarak ölçülmüş, ölçüm verileri bluetooth ile merkezi birime aktarılmış ve görüntülenmiştir. Test işaretlerinin Labview ile oluşturulan arayüz üzerinden görüntülenmesi şekil 4.10'da gösterilmiştir. Alınan tek kanallı test işareti ölçüm sonucu şekil 5.6'da verilmiştir.



Şekil 5.6 : Dâhili test sinyalinin ölçülmesi

8 kanaldan 1,95 Hz frekansında ve 3,75 mV genliğe sahip test işaretleri şekil 5.6’da gösterilmiştir.



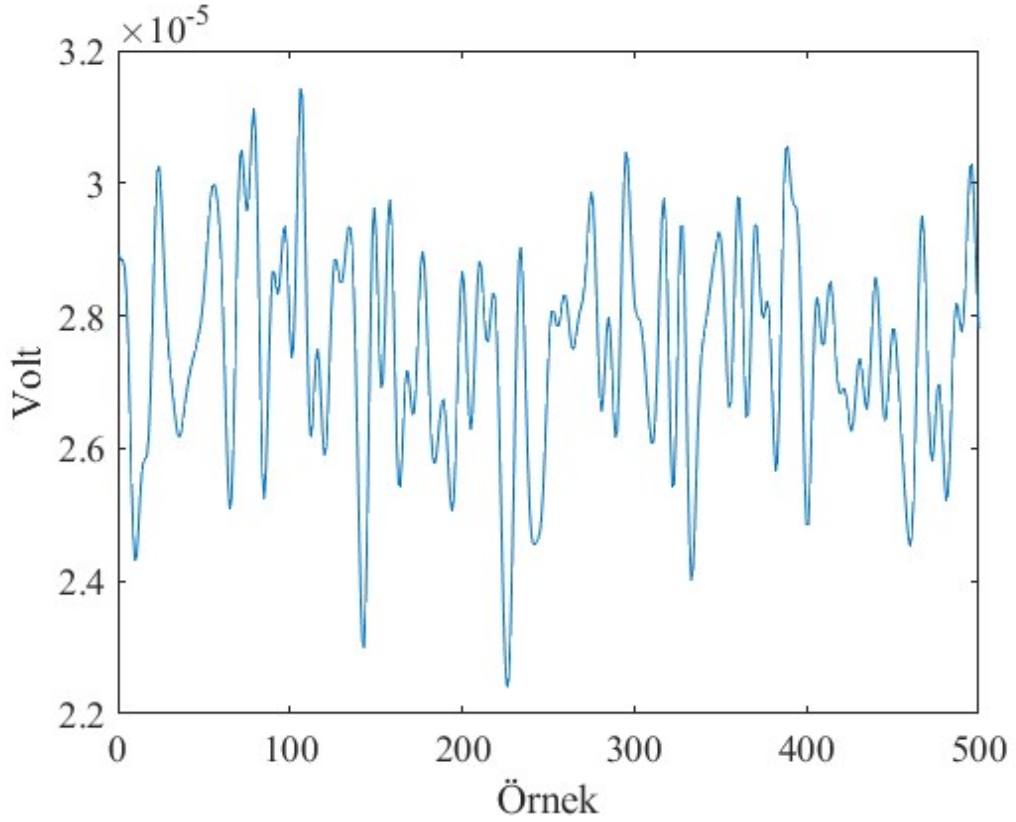
Şekil 5.7 : 8 kanaldan test işaretlerinin ölçülmesi

5.1.2 EEG ölçümlerinin değerlendirilmesi

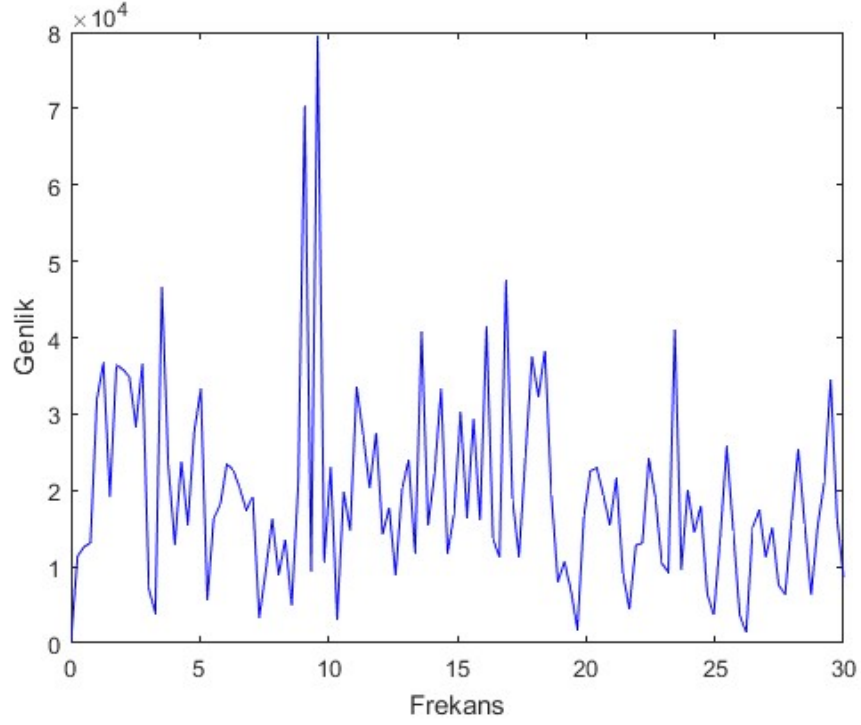
EEG ölçüm sistemlerinin performanslarının test edilebilmesi için literatürde çeşitli senaryolar bulunmaktadır [14]. Bu senaryolarda insan beyninin, gözlerin ve kasların oluşturduğu fizyolojik tepkilerin incelenmesi temeline dayanmaktadır.

Bu çalışmada önerilen EEG ölçüm sisteminin performansının test edilmesi; gözlerin kapatılmasıyla genlikleri artan alfa dalgalarının görüntülenmesi, göz hareketleri ile oluşan EOG işaretlerinin oluşturduğu artefakların ve çene kaslarının hareketi ile oluşan artefakların görüntülenmesi ve incelenmesi ile yapılmıştır.

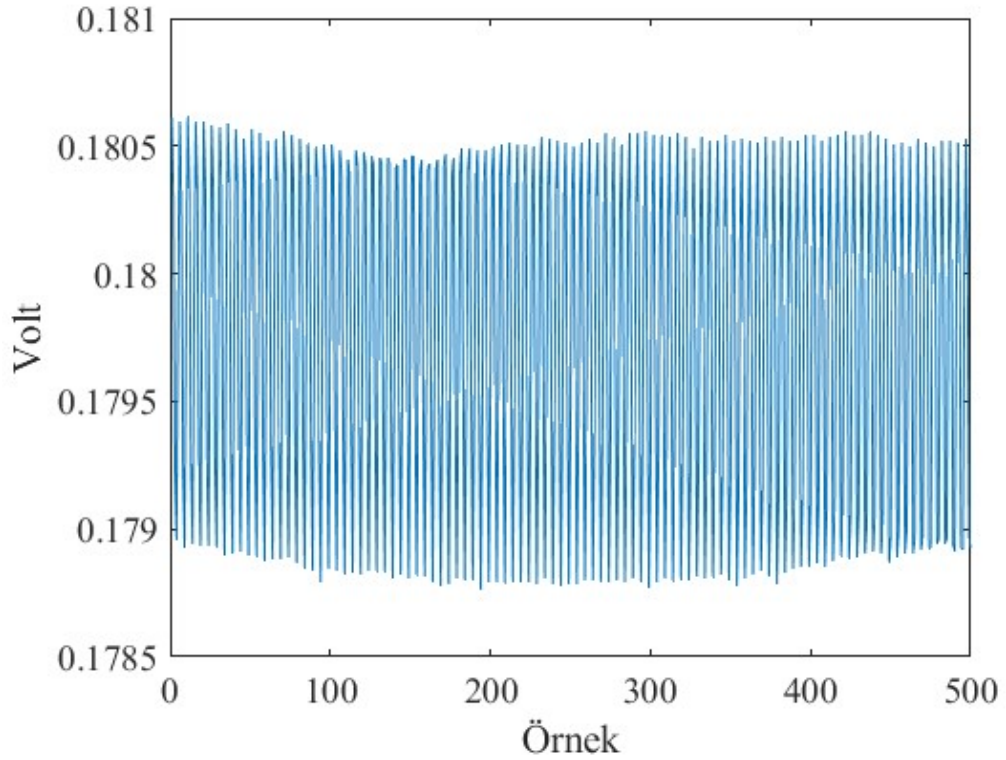
19 yaşındaki sağlıklı erkek bireyden gözleri kapalı, hareketsiz ve gevşemiş durumda P₃ noktasından tek kanallı ölçüm alınmıştır. Kesim frekansları 0,1 Hz ve 30 Hz olan bant geçiren filtre geçirilen ölçüm sonucu ve frekans-genlik grafiği görüntülenmiştir. Ölçüm sonuçlarında alfa dalgalarının baskın olduğu görülmüştür. İki saniyelik ölçüm sonucu şekil 5.8’de, ölçüm sonucunun frekans genlik grafiği şekil 5.9’da verilmiştir. Ölçüm sonuçlarının filtrelenmemiş hali şekil 5.10’da verilmiştir. Filtrelenmemiş sinyalde şehir şebekesi frekansı girişimi baskın olarak görülmektedir.



Şekil 5.8 : 19 yaşındaki sağlıklı erkek bireyden alınan EEG ölçümü (filtrelenmiş)



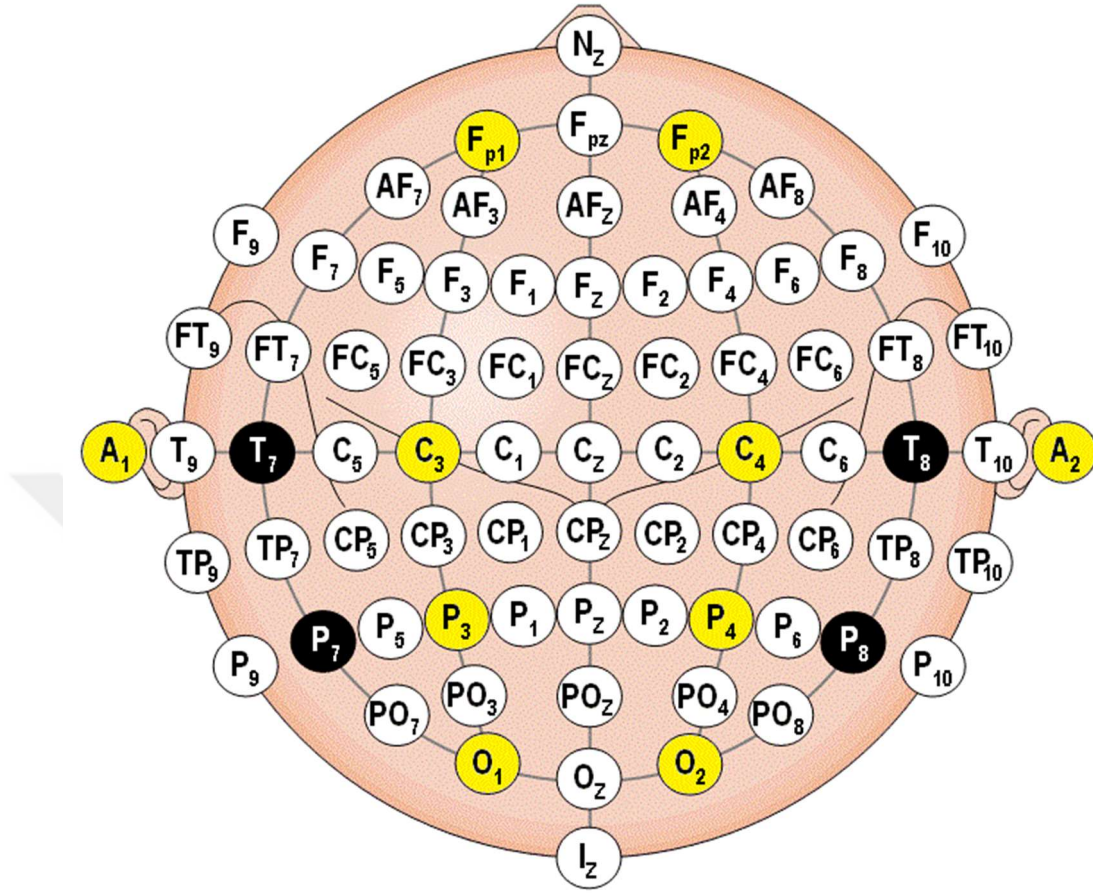
Şekil 5.9 : Ölçüm sonucunun frekans genlik grafiği



Şekil 5.10 : Alınan ölçümün filtrelenmemiş hali

8 kanallı ölçümler için elektrot yerleşimleri 10-20 elektrot sistemine göre yapılmıştır. Ölçümler FP₁, FP₂, C₃, C₄, P₃, P₄, O₁ ve O₂ noktalarından alınmıştır. Elektrotların 10-20 sistemine göre yerleşimi şekil 5.11’de sarı renk ile işaretlenerek gösterilmiştir. A₁

noktası referans elektrotu, A₂ noktası ise sağ bacak sürücüsü için kullanılmıştır. Çizelge 5.1’de ölçüm noktalarının hangi kanallar için kullanıldığı gösterilmiştir.



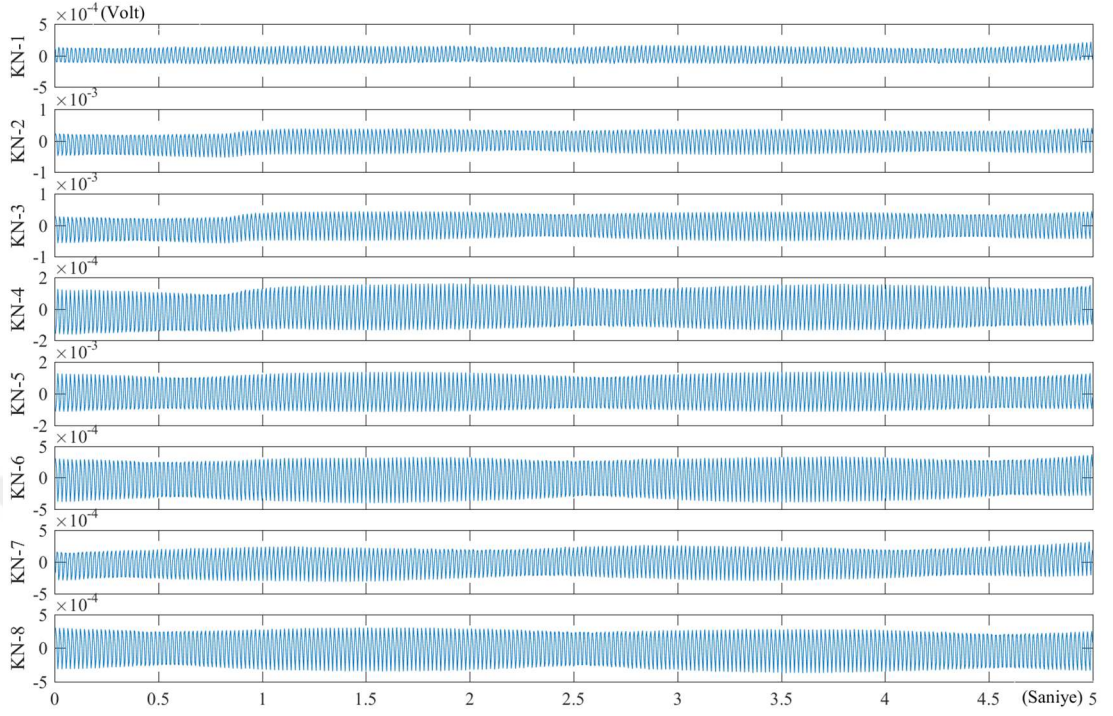
Şekil 5.11: Ölçümlerde kullanılan elektrot yerleşimi (sarı ile işaretlenmiş noktalar)

Çizelge 5.1 : Ölçüm noktaları ve kanalların eşleştirilmesi.

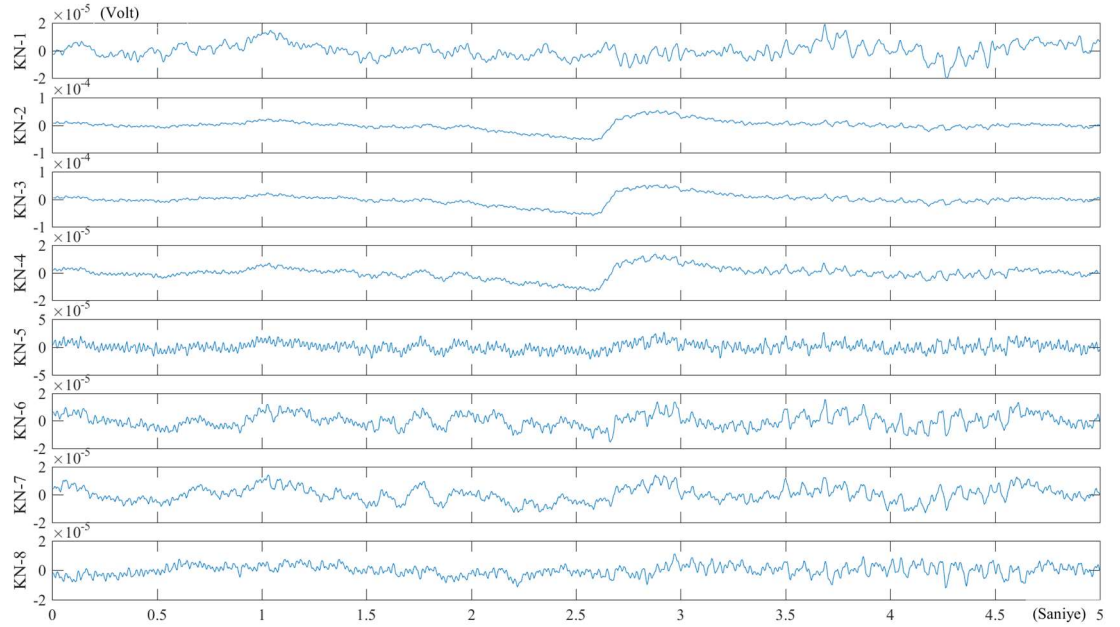
Kanal	Ölçüm Noktası
Kanal 1	FP ₁
Kanal 2	FP ₂
Kanal 3	C ₃
Kanal 4	C ₄
Kanal 5	P ₃
Kanal 6	P ₄
Kanal 7	O ₁
Kanal 8	O ₂
Referans	A ₂
Sağ bacak sürücüsü	A ₁

25 yaşındaki sağlıklı erkek bireyden alınan 8 kanallı ölçümlerde ölçüme gözler açık olarak başlanılmış, 2,5 saniye sonra bireyden gözlerini kapatması istenmiştir. Şekil 5.12’de ölçüm sonuçlarının filtrelenmemiş hali gösterilmiştir. Ölçümlerde şehir şebekesi frekansı baskın olarak görülmektedir. Aynı 5 saniyelik ölçüm kesim

frekansları 0.5 Hz ve 40 Hz olan bant geçiren süzgeçten geçirilerek EEG işaretleri Şekil 5.13’de gösterilmiştir.



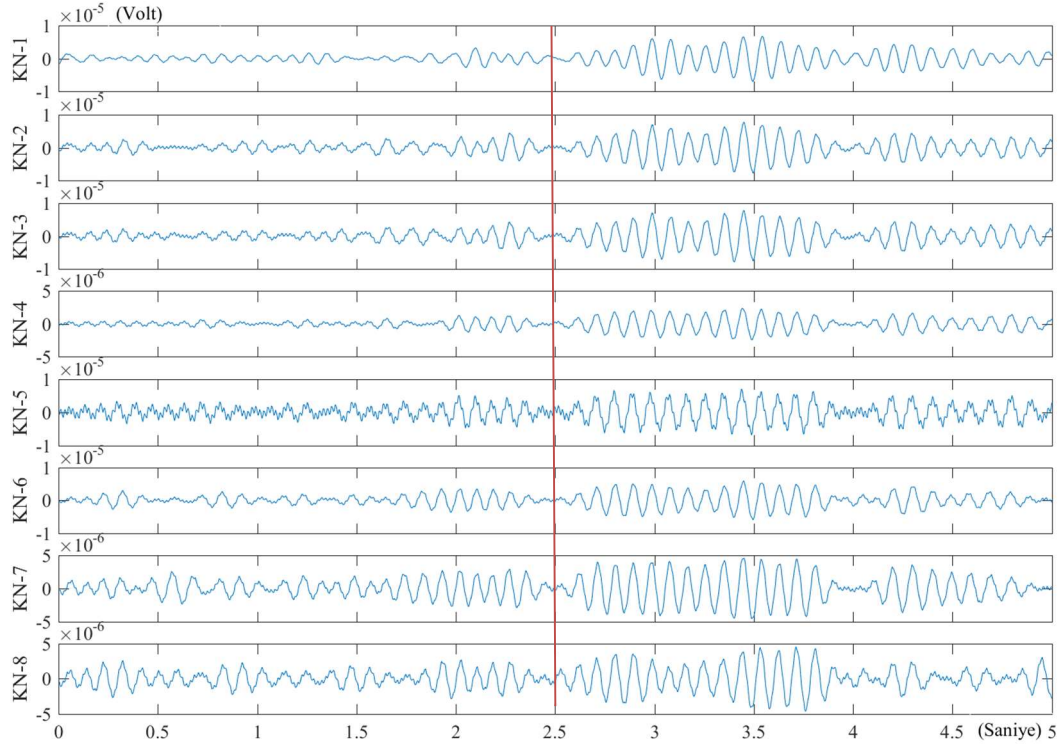
Şekil 5.12: Filtrelenmemiş 5 saniyelik EEG ölçümü



Şekil 5.13: Filtrelenmiş 5 saniyelik EEG ölçümü

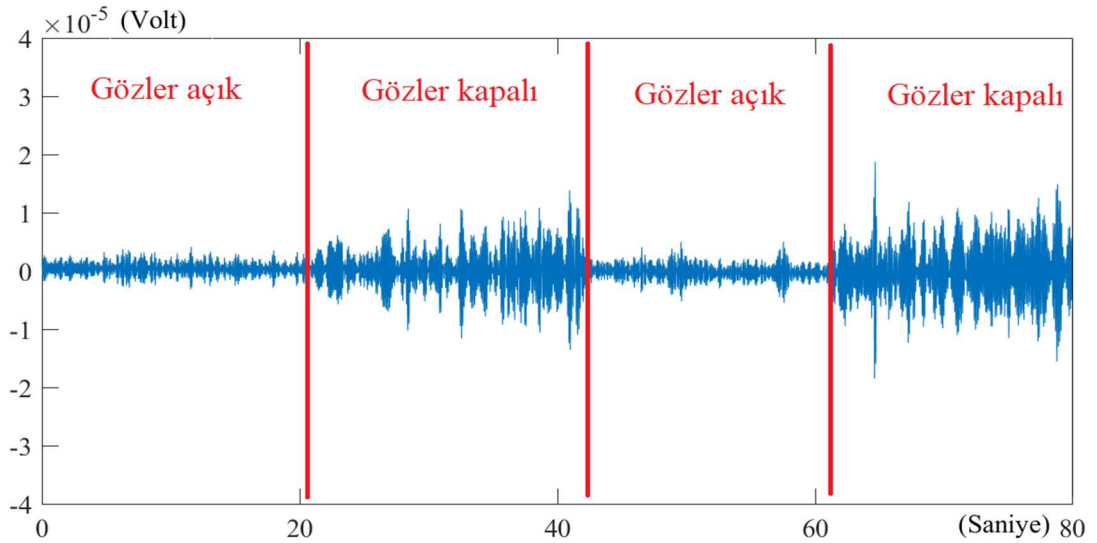
Alfa dalgalarının görülebilmesi için alınan işaretler alt kesim frekansı 8 Hz, üst kesim frekansı 13 Hz olan bant geçiren süzgeçten geçirilerek görüntülenmiştir. Şekil 5.14’de gözlerin kapatılması ile alfa dalgalarının genliklerinin artması net olarak

görülebilmektedir. Şekilde çizginin solunda kalan kısımda gözler açık, sağında kalan kısımda ise gözler kapalıdır.



Şekil 5.14: Gözlerin kapatılmasıyla alfa dalgalarının genliklerinin artması

Aynı bireyden 20 saniye aralıklarla gözlerini kapatması ve açması istenmiştir. Alınan işaretler bant geçiren filtreden geçirilerek görüntülenmiştir. Gözlerin açık ve kapalı olduğu zamanlarda alfa dalgalarının genlikleri arasındaki fark belirgin olarak görülmüştür. Şekil 5.15'de alfa dalgalarının görüldüğü 20 saniyelik ölçüm sonucu gösterilmiştir.

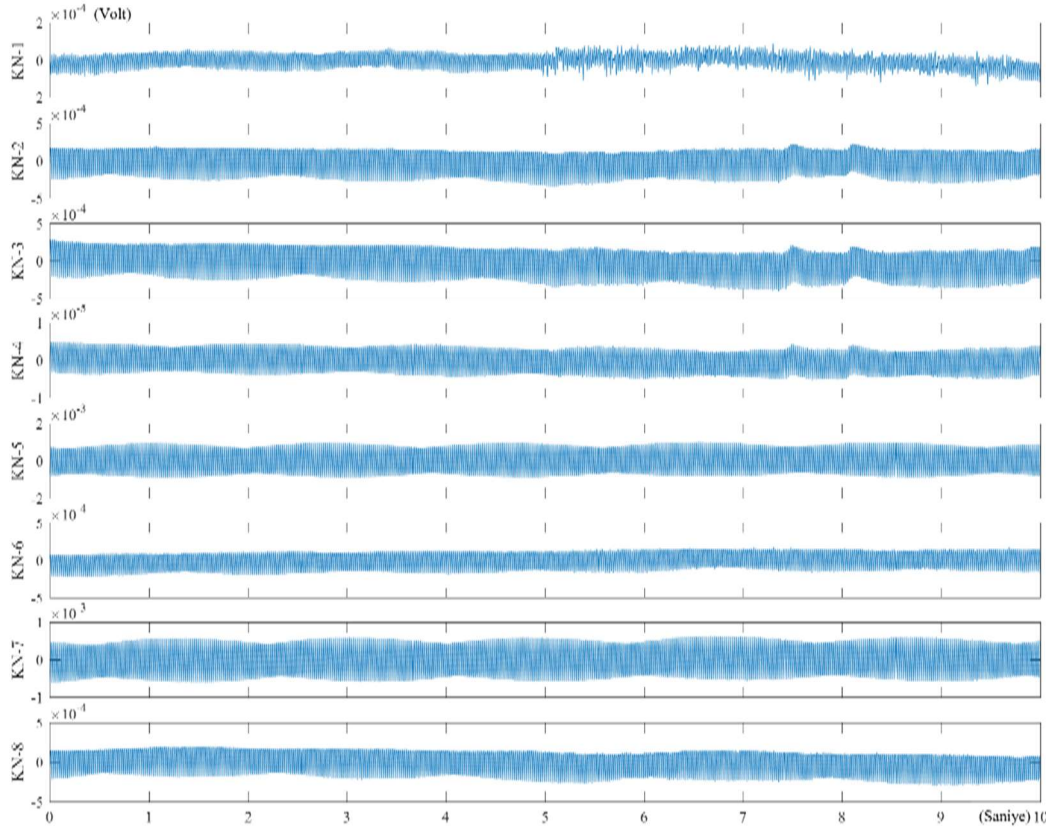


Şekil 5.15: Gözün açık ve kapalı olduğu durumlarda alfa dalgalarının genlik farkı

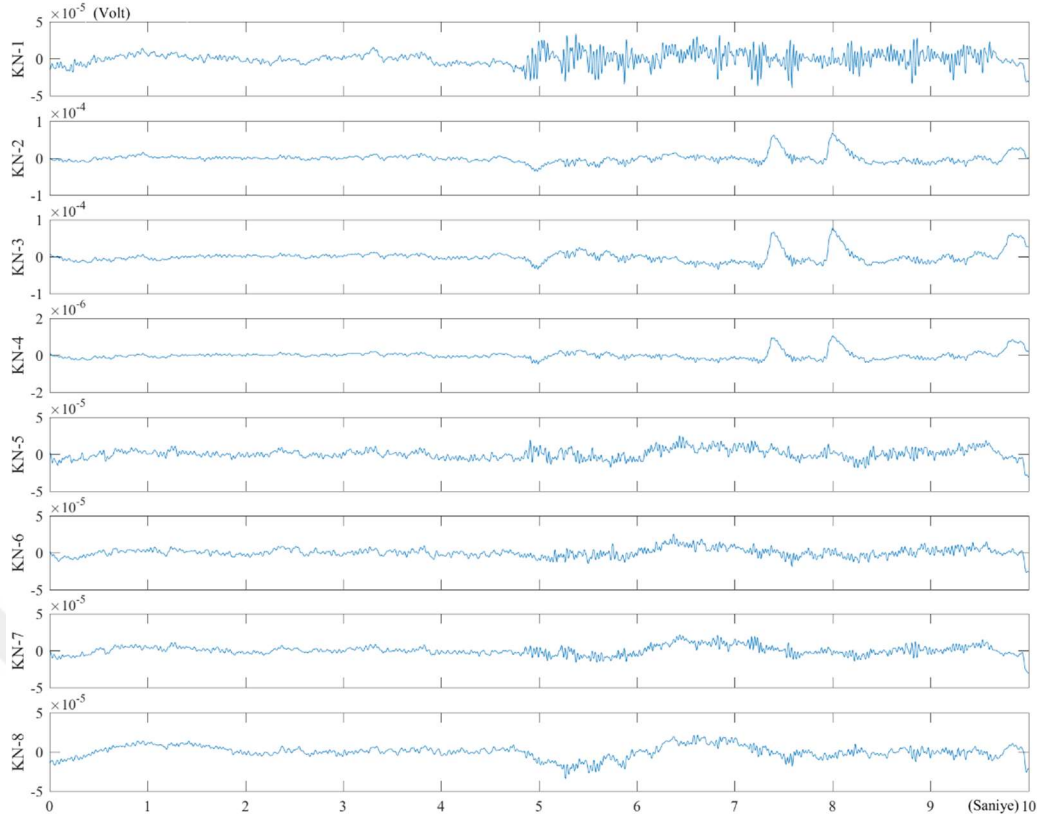
Çene hareketleriyle çene kaslarında oluşan EMG işaretleri EEG işaretlerine bozucu etki yapmaktadır. Çene kaslarından kaynaklanan artefakları görüntülemek amacıyla 27 yaşındaki sağlıklı erkek bireyden 5 saniye aralıklarla dişlerini sıkması, çenesini hareket ettirmesi ve bırakması istenmiştir. Alınan ölçümler kesim frekansları 0.5 Hz ve 40 Hz olan bant geçiren süzgeçten geçirilerek görüntülenmiştir.

Ölçümlerde çene kaslarından kaynaklanan EMG işaretleri görülebilmektedir. Şekil 5.16'de 10 saniyelik süzgeçten geçirilmemiş ölçüm sonucu gösterilmiştir. Şekil 5.17'de ise şebeke girişiminden arındırmak için süzgeçten geçirilen EEG işareti gösterilmiştir. İlk 5 saniyede çene kasları gevşemiş ve hareketsiz ikinci beş saniyede ise çene kasları sıkılmış ve hareketlidir.

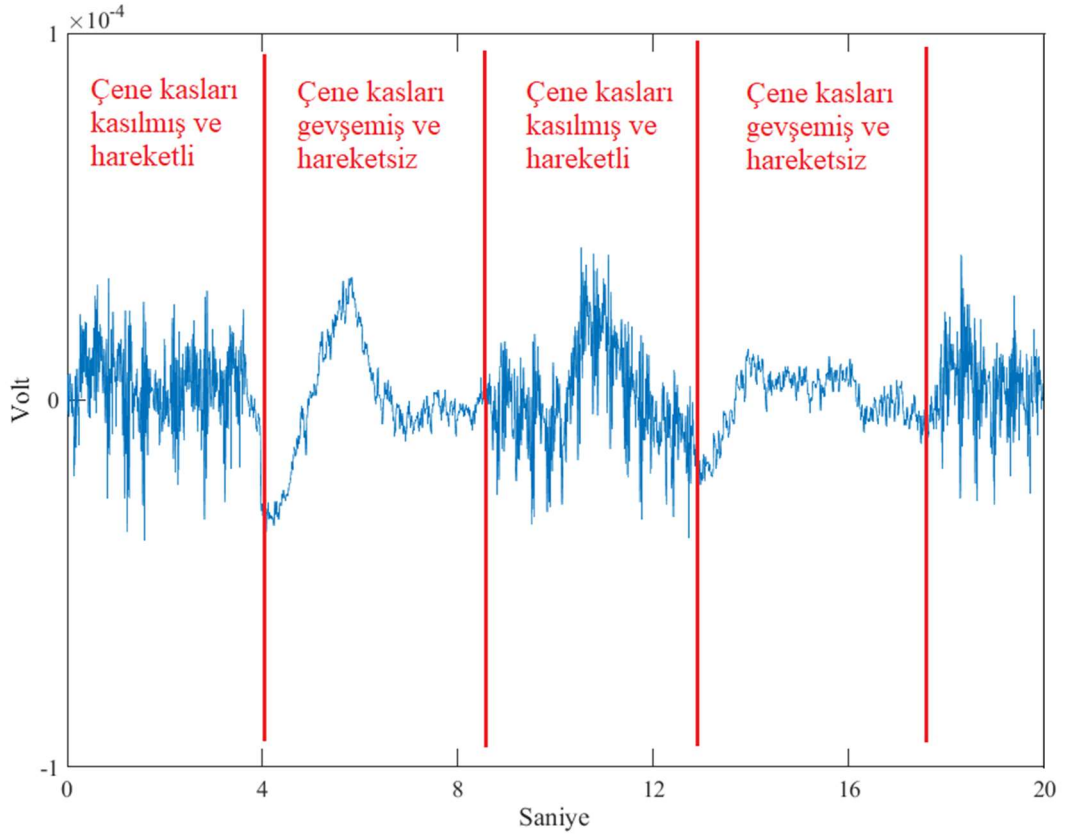
Aynı bireyden aynı hareketleri dörder saniye aralıklarla yapması istenerek FP₁ noktasından 20 saniyelik ölçüm alınmış, alınan ölçüm sonuçları bant geçiren süzgeçten geçirilerek görüntülenmiştir. Şekil 5.18'de gösterilen ölçümde çene kaslarının oluşturduğu artefaklar daha belirgin olarak görülebilmektedir.



Şekil 5.16: Çene hareketleri ile oluşan artefaklar (filtrelenmemiş)



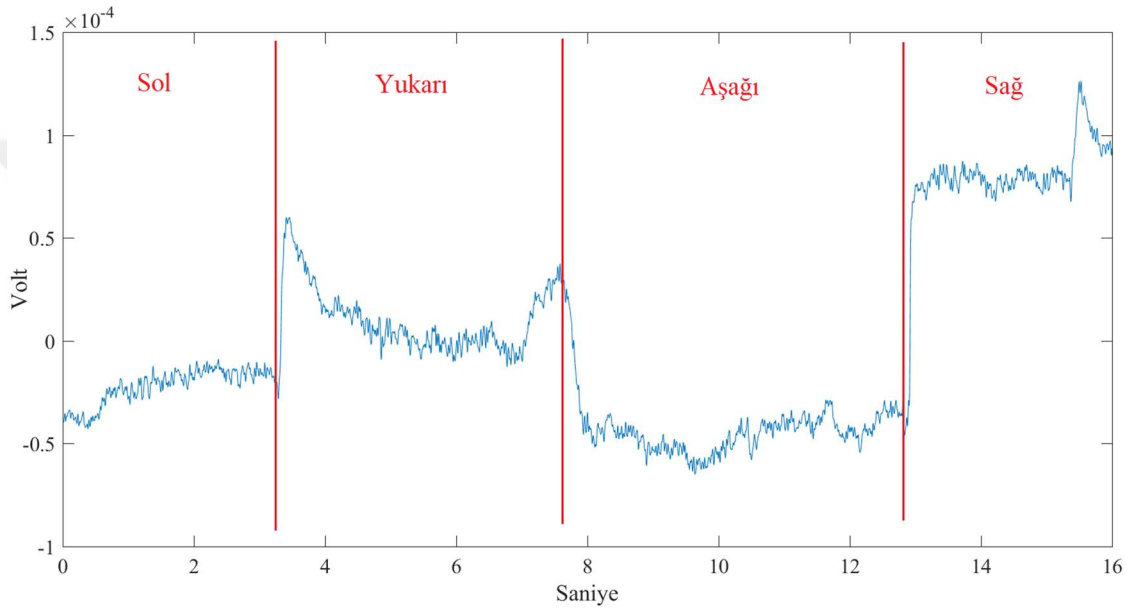
Şekil 5.17: Çene hareketleri ile oluşan artefaklar (filtrelenmiş) (İlk beş saniye hareketsiz, ikinci beş saniye çene kasları sıkılı ve hareketli)



Şekil 5.18: Çene hareketleri ile oluşan artefaklar (filtrelenmiş)

Göz hareketleri ile göz kasları tarafından oluşturulan EOG işaretleri EEG ölçümlerinde etki eden artefaklardan biridir. Bu etki gözlerin aşağı, yukarı, sağa ve sola hareketleri ile özellikle gözlere yakın olan FP₁ ve FP₂ noktalarında görülebilmektedir.

Aynı bireyden dörder saniye aralıklarla gözlerini sırasıyla sola, yukarı, aşağı ve sağa hareket ettirmesi istenmiştir. EOG artefaklarını görüntüleyebilmek için FP₂ (kanal 2) noktasından alınan 16 saniyelik ölçüm kesim frekansı 40 Hz olan alçak geçiren süzgeçten geçirilmiştir. Filtrelenmiş ölçüm sonucu şekil 5.19'da gösterilmiştir.



Şekil 5.19: Göz hareketleri ile oluşan EOG artefakları

Oluşturulan test senaryoları ile alınan ölçümler; tasarlanan ve gerçekleştirilen 8 kanallı taşınabilir eeg ölçüm cihazının alfa dalgaları, EOG artefakları ve EMG artefaklarını başarılı olarak ölçebildiğini göstermiştir. Gözlerin kapalı olduğu durumda ortaya çıkan ve beyin makine arayüzü, dikkat yoğunluğunun ölçülmesi gibi uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Ayrıca alfa dalgalarının literatürde bulunan EEG ölçüm cihazı tasarımlarında tasarlanan sistemin doğrulanması için kullanıldığı görülmüştür [14-19]. Alfa dalgaları önerilen 8 kanallı taşınabilir eeg ölçüm cihazı ile alınan ölçümlerden sayısal süzgeçler kullanılarak ayrılabilen ve belirgin olarak görüntülenebilmektedir. Bu verilere dayanılarak tasarlanan ölçüm sisteminin başarılı olduğu değerlendirilmiştir.

5.2 Karşılaştırma

Literatürde bu çalışma ile benzer amaçlara yönelik olarak tasarlanmış ve benzer tasarım yaklaşımları benimsenmiş çeşitli deneysel taşınabilir ve giyilebilir EEG ölçüm sistemleri mevcuttur. Bu tasarımların sunulduğu son altı yılda yayınlanan bilimsel yayımlar incelenerek EEG ölçüm sistemlerinin sağlaması gereken kriterler, taşınabilir ve giyilebilir sistemlerde önemli olan boyut ve güç tüketimi gibi kriterlere göre karşılaştırması yapılmıştır.

Karşılaştırma sonucunda tasarlanan sistemin son altı yılda yapılan çalışmalara göre; EEG ölçüm kriterlerinden taviz vermeden güç tüketimi ve devre boyutunun küçültülmesinde önemli bir avantaj sağladığı görülmektedir. Karşılaştırma çizelge 5.2 'de gösterilmiştir. Bilimsel yayında verilmeyen değerler soru işareti ile belirtilmiştir. Boyutları verilmeyen çalışmalarda gösterilen sistem ve devre fotoğraflarından bu çalışmada tasarlanan sistem boyutlarından büyük boyutlara sahip oldukları anlaşılmaktadır.

Çizelge 5.2 : Tasarımın literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırılması.

Kriter	Bu çalış ma	Lin ve ark. 2014 [27]	Feng ve ark. 2016 [18]	Bison i ve ark. 2015 [32]	Liao ve ark. 2012 [5]	Boqu ete ve ark. 2016 [44]	Pinho ve ark. 2014 [29]	Dias ve ark. 2012 [45]
Kanal Sayısı	8	3	16	8	4	8	32	5
Örn. Frek.(Hz)	250	512	250	524	256	300	1000	500
Çözünürlük(bit)	24	24	24	24	12	12	24	16
Haberleşme	BT	BT	Wifi	BT	BT	RF	Wifi	RF
Güç Tüketimi(mAh)	50	33	513	73	32	100	500	36
Güç Tük./Kanal	6.25	11	32	9.1	8	12.5	15.6	7.2
Çalışma Süresi (saat)	28	23	12.5	13	23	68	26.4	25
CMRR (dB)	110	115	110	110	?	?	-115	77
Kazanç (V/V)	24	103	24	24	5500	10 ⁴	24	66 dB
Kayıt Birimi	SD	Yok	Yok	Yok	Yok	Yok	SD	Yok
Boyutlar (cm ²)	16	?	?	19	13	306	143	76
Boyut/Kanal (cm ²)	2	?	?	2.4	3.4	38.3	4.5	15.3
Gürültü (p-p) (µV)	1	4	1	2	?	?	3.1	10

Bazı biyomedikal cihazı üreticileri deneysel veya klinik kullanımlar için taşınabilir ve giyilebilir olarak sunulan ticari EEG ölçüm sistemleri üretmektedir. Genellikle bir EEG başlığı ve ölçüm cihazından oluşan bu sistemler henüz istenilen boyut, çalışma sürelerine sahip değildir. Taşınabilir veya giyilebilir EEG ölçüm cihazı adı altında satışa sunulan ölçüm sistemleri incelenerek bu çalışma ile karşılaştırması yapılmıştır. Karşılaştırmada; ticari ürünlerin boyutlarının tasarlanan EEG ölçüm cihazı boyutlarına

göre çok büyük olması nedeniyle karşılaştırmada kullanılan değerler üretici web sayfalarından ve kataloglarından elde edilmiştir. Satış fiyatları ise üretici web sayfaları veya online satış sitelerinden elde edilmiştir. Karşılaştırma çizelge 5.3'te gösterilmiştir. Elde edilemeyen bilgiler çizelgede soru işareti ile gösterilmiştir. Boyut bilgileri elde edilemeyen cihazların fotoğrafları incelendiğinde bu çalışmada tasarlanan sisteme göre daha büyük boyutlu oldukları anlaşılmaktadır.

Çizelge 5.3 : Tasarımın ticari benzerleri ile karşılaştırılması.

Kriter	Bu çalışma	ENOBIO 32 [46]	Mitsar [47]	BioRadio [48]	B-Alert X24 [49]	Cognionics Sleep Headband [50]	Cognionics Quick-30 / HD 72 [51]
Kanal Sayısı	8	8	21	8	24	6	30
Örn. Frek.(Hz)	250	500	500	16k	256	1000	1000
Çözünürlük(bit)	24	24	16	24	16	24	24
Haberleşme	BT	USB	BT	BT	BT	BT	BT
Çalışma Süresi (saat)	28	14	?	8	6	4	4
CMRR (dB)	110	115	100	100	105	?	?
Kayıt Birimi	SD	Yok	SD	SD	SD	SD	SD
Gürültü (p-p) (μ V)	1	6	1,5	1	2	4	4
Boyutlar (cm ²)	5.5x3	6x8.5	20x14	10 x 6	13x6	?	?
Fiyat (\$)	48,75	5000	7000	2500	20000	3800	26500

Karşılaştırma sonucunda tasarlanan cihazın çalışma süresi, boyutları ve maliyeti ile ticari benzerlerine göre önemli avantaj sağladığı değerlendirilmiştir. Maliyet karşılaştırması için maliyet analizi bölümünde hesaplanan 1000 adet ticari üretim maliyeti kullanılmıştır. Ölçüm performansını etkileyen CMRR ve çözünürlük gibi kriterlerde ise ticari benzerlerine göre daha iyi veya yakın olduğu görülmektedir.

5.3 Maliyet Analizi

Maliyet analizi prototip maliyeti ve sistemin ticarileşmesi durumunda 1000 adet üretim maliyeti olarak iki başlık altında yapılmıştır. Ticari üretim maliyetine montaj maliyeti eklenmiştir. Maliyet hesaplaması için kullanılan fiyatlar devre elemanı sağlayıcılarının web sitelerinden alınmıştır. Çizelge 5.4'de 1 adet ve 1000 adet için elemanların birim maliyetleri, sistemin prototip ve ticari üretim maliyeti gösterilmiştir. Taşıma maliyetleri ve vergiler eklenmemiştir.

Çizelge 5.4 : Maliyet analizi.

Eleman	Adet	1 adet fiyatı (\$)	1000 adet birim fiyatı (\$)
ADS1299	1	53.54	36
Atmega328p	1	1.83	1.40
RN4020	1	8.83	6.90
TPS60241	1	1.50	0.63
LP2985	1	0.91	0.35
Kapasitör	30	0.02	0.01
Direnç	17	0.02	0.01
Kart üretimi	1	2	0.2
Montaj	-	-	3
Toplam		69.55	48,75

Sistemin maliyetinde en büyük yer tutan elemanlar ADS1299 AFE tümdevresi ve RN4020 bluetooth modülüdür. Tasarımın ticarileşmesi durumunda prototip maliyetinden yaklaşık %40 daha az maliyetle üretilebilecektir.

5.4 Değerlendirme ve Gelecek Çalışmalar

Bu tezin sonucu olarak ortaya çıkan 8 kanallı taşınabilir EEG ölçüm cihazının tasarım amacına bağlı olarak benzer çalışmalar ve ticari ürünlere göre küçük boyutlu ve düşük güç tüketimine sahip olması sağlanmıştır. Tasarlanan ve gerçekleştirilen 8 kanallı taşınabilir eeg ölçüm cihazının ölçüm sonuçlarının başarısı sistemin EEG işaretlerinin ölçülmesini gerektiren birçok alanda kullanılabilmesini göstermektedir.

Uyku araştırmaları ve uyku bozukluklarının tespiti için uyku EEG'si ölçümü yapılmaktadır. Uyku EEG'si ölçümü için kullanılan mevcut sistemler karmaşık yapıları ile klinik ortamda ölçüm yapılmasını zorunlu kılmakta bu da hastanın uyku konforunu etkilemekte dolayısıyla sağlıklı bir ölçüm yapılamamaktadır. Tasarlanan sistem küçük boyutu ve kolay kullanılabilirliği ile uyku EEG'si ölçümlerinde kullanılabilir olacaktır.

Cerrahi müdahale geçirecek hastalarda anestezi derinliği dış uyaranlara verilen tepkiye göre tespit edilmektedir. Fakat bazı durumlarda hasta dış uyarılara fiziksel tepki veremese de anestezi derinliğinin yeterli olmaması ve hastanın acı hissetmesi gerçekleşebilmektedir. EEG işaretleri kullanılarak anestezi derinliği daha başarılı olarak tespit edilebilmektedir. Tasarlanan EEG ölçüm sistemi literatürdeki mevcut yöntemleri kullanarak cerrahi müdahale öncesinde ve sırasında anestezi derinliğini tespit etmek için kullanılabilir olacaktır.

Ağır iç makinası operatörleri, ağır vasıta şoförleri ve dikkat gerektiren tehlikeli işlerde çalışanların dikkat yoğunluklarının ölçülmesi ve gerektiğinde çalıştıkları makinaların, araçların durdurulması hayatlarını kurtarabilecek öneme sahiptir. Dikkat yoğunluğu tespitinin EEG ölçümleri kullanılarak yapılması mümkündür. Tasarlanan sistem bir baret veya şapka içerisine yerleştirilerek bu amaçla kullanılabilir.

İnsan makine arayüzü uygulamaları giderek yaygınlaşmaktadır. Literatürde EEG işaretleri kullanılarak insansız aracın kontrol edilmesi, felçli hastaların tekerlekli sandalyelerini hareket ettirmeleri, bilgisayar kullanabilmeleri gibi çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Tasarlanan sistem küçük boyutu ve uzun çalışma süresi ile toplanacak bu çalışmalarda kullanılabilir.

Günümüzde epilepsi hastalarının nöbetlerinin çeşitli makine öğrenmesi yöntemleri ve algoritmaları kullanılarak önceden kestirilmesi mümkündür. Bir epilepsi hastasının nöbet geçireceğinin kısa bir süre bile olsa önceden tespiti kendisinin ve başkalarının hayatını kurtarabilecek öneme sahiptir. Sistem 28 saatlik çalışma süresi ile epilepsi nöbeti kestirimi uygulamaları için uygundur.

Bu çalışmanın devamı olarak yapılması planlanan çalışmalarda güç tüketiminin daha fazla düşürülmesi ve batarya boyutlarının küçültülmesi hedeflenmektedir. Ayrıca devrenin daha küçük hale getirilerek kurulum ve hazırlık süreci gerektirmeden giyilebilir olarak kullanılabilmesi hedeflenmektedir.

Devrede mikrodenetleyici ve haberleşme biriminin ayrı ayrı kullanılması yerine dahili kablosuz haberleşme birimlerine sahip SoC mikrodenetleyiciler kullanılarak güç tasarrufu arttırılacak devre boyutu daha da düşürülecektir. Kişisel bilgisayarlarda bulunan bluetooth birimlerinin ve bunların bağlandığı sanal portların veri hızları yeterince yüksek değildir. Bu nedenle mevcut sistemde veri transfer hızı 230400 bit/saniye'nin üzerine çıkamamaktadır. Bu da haberleşme biriminin aktif çalışma süresini arttırmaktadır. Bir bluetooth-USB dönüştürücü modül tasarlanarak bilgisayara bu modül ile bağlantısı kurulması böylelikle haberleşme biriminin güç tüketiminin düşürülmesi sağlanacaktır. Bu sayede batarya boyutları küçültülebilecek ve sistemin daha uzun süre çalışması sağlanacaktır.

Farklı koşul ve senaryolarda daha uzun süreli ölçümler alınacak ve sistemden alınan ölçümlerin daha detaylı analizleri yapılarak ölçüm sonuçlarının yeterliliği incelenecektir. Sağ bacak sürücüsü performansı ayrıntılı olarak test edilecek ve sağ

bacak sürücüsü performansını arttırmak için uygun geri besleme kapasitör ve direnç değerleri tespit edilecektir.

Yazılan arayüz yazılımları 8 kanallı EEG ölçümleri incelenebilecek, temel filtreleme ve analiz işlemleri yapılabilecek şekilde geliştirilmeye devam edilecektir. Mevcut durumda ölçüm konfigürasyonu mikrodenetleyici yazılımında ön tanımlı konfigürasyon olarak kullanılabilirken arayüz yazılımının geliştirilmesi ile arayüz üzerinden mikrodenetleyiciyi yeniden programlamaya gerek kalmadan ölçüm konfigürasyonu ve ADS1299 saklayıcıları güncellenebilecektir. Arayüz yazılımında ölçüm sonuçları gerçek zamanlı olarak izlenebilecek, denekler kaydedilerek veri tabanı oluşturulabilecektir.

Ölçüm sonuçlarının kişisel bilgisayara bağlı kalmadan bluetooth üzerinden akıllı telefonlara bağlanarak bulut sunuca aktarılması için uygulama yazılması planlanmaktadır. Böylece ölçüm sonuçları gerçek zamanlı olarak uzaktan da izlenebilecektir. Ayrıca yüksek başarımlı ve yüksek işlem gücü gerektiren işaret işleme teknikleri güçlü bulut sunucularda işlenebilecektir. İşaret işleme sonucunda oluşacak sonuçlar farklı uygulamalarda kullanılabilir.

KAYNAKLAR

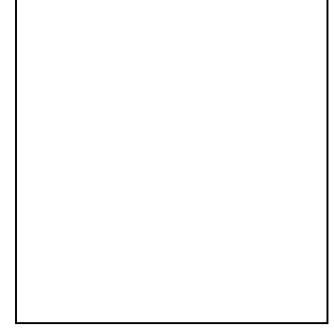
- [1] Webster, J. (2009). *Medical instrumentation: application and design*. United state of America, John Wiley & Sons.
- [2] Webster, J. G. (1998). *The measurement, instrumentation and sensors handbook*. Boca Raton, CRC press.
- [3] Malmivuo, P., Malmivuo, J., & Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. USA, Oxford University Press.
- [4] Teplan, M. (2002). Fundamentals of EEG measurement, *Measurement science review*, 2(2), 1-11.
- [5] Liao, L. D., Chen, C. Y., Wang, I. J., Chen, S. F., Li, S. Y., Chen, B. W., ... & Lin, C. T. (2012). Gaming control using a wearable and wireless EEG-based brain-computer interface device with novel dry foam-based sensors, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1), 5.
- [6] Acir, N., Öztura, I., Kuntalp, M., Baklan, B., & Güzeliş, C. (2005). Automatic detection of epileptiform events in EEG by a three-stage procedure based on artificial neural networks, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(1), 30-40.
- [7] Iasemidis, L. D., Shiau, D. S., Chaovalitwongse, W., Sackellares, J. C., Pardalos, P. M., Principe, J. C. & Tsakalis, K. (2003). Adaptive epileptic seizure prediction system, *IEEE transactions on biomedical engineering*, 50(5), 616-627.
- [8] Da Silva, F. L. (2009). EEG: origin and measurement, *In EEG-fMRI*, (pp. 19-38). Springer Berlin Heidelberg.
- [9] Imtiaz, S. A., & Rodriguez-Villegas, E. (2014). A low computational cost algorithm for REM sleep detection using single channel EEG, *Annals of biomedical engineering*, 42(11), 2344-2359.
- [10] Aydemir, Ö., & Kayıkçıoğlu, T. (2009). EEG tabanlı beyin bilgisayar arayüzleri, *Akademik Bilişim 2009*, (ss.7-13).
- [11] Donchin, E., Spencer, K. M., & Wijesinghe, R. (2000). The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface, *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, 8(2), 174-179.
- [12] Tallgren, P., Vanhatalo, S., Kaila, K., & Voipio, J. (2005). Evaluation of commercially available electrodes and gels for recording of slow EEG potentials, *Clinical Neurophysiology*, 116(4), 799-806.
- [13] Casson, A. J., Yates, D. C., Smith, S. J., Duncan, J. S., & Rodriguez-Villegas, E. (2010). Wearable electroencephalography, *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, 29(3), 44-56.

- [14] Uşaklı, A. B., & Gencer, N. G. (2007). USB-Based 256-Channel Electroencephalographic Data Acquisition System for Electrical Source Imaging of the Human Brain, *Instrumentation Science and Technology*, 35(3), 255-273.
- [15] Yang, L., & Leung, H. (2013, July). An online BCI game based on the decoding of users' attention to color stimulus, *In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, (pp. 5267-5270). IEEE.
- [16] Bos, D. P. O., & Reuderink, B. (2008, October). Brainbasher: a BCI game, *In Extended Abstracts of the International Conference on Fun and Games*, Eindhoven University of Technology.
- [17] Cui, X., & Yang, P. (2016). The Front-End Design of Portable EEG Acquisition System Based On the ADS1299, *International Journal of Science and Research*, 5(3).
- [18] Feng, S., Tang, M., Quivira, F., Dyson, T., Cuckov, F., & Schirner, G. (2016, October). EEGu2: an embedded device for brain/body signal acquisition and processing, *In Proceedings of the 27th International Symposium on Rapid System Prototyping: Shortening the Path from Specification to Prototype* (pp. 19-25). ACM.
- [19] Acharya, D., Rani, A., & Agarwal, S. (2015, September). EEG data acquisition circuit system Based on ADS1299EEG FE. In *Reliability, Infocom Technologies and Optimization (ICRITO)(Trends and Future Directions), 2015 4th International Conference on* (pp. 1-5). IEEE.
- [20] Huang, S., & Miranda, P. (2015, May). Incorporating human intention into self-adaptive systems, *In Proceedings of the 37th International Conference on Software Engineering-Volume 2* (pp. 571-574). IEEE Press.
- [21] Davies, P. J., & Bohórquez, J. (2013, May). Design of a portable wireless EEG system using a fully integrated analog front end, *In Biomedical Engineering Conference (SBEC), 2013 29th Southern* (pp. 63-64). IEEE.
- [22] Engin, M., Dalbastı, T., Güldüren, M., Davash, E., & Engin, E. Z. (2007). A prototype portable system for EEG measurements, *Measurement*, 40(9-10), 936-942.
- [23] Zhou, X., Li, Q., Kilsgaard, S., Moradi, F., Kappel, S. L., & Kidmose, P. (2016, June). A wearable ear-EEG recording system based on dry-contact active electrodes, *In VLSI Circuits (VLSI-Circuits), 2016 IEEE Symposium on* (pp. 1-2). IEEE.
- [24] Uşaklı, A. B. (2010). Improvement of eeg signal acquisition: An electrical aspect for state of the art of front end, *Computational intelligence and neuroscience*, p 12.
- [25] Mengüç, E. C., & Acır, N. (2017, September). An adaptive noise canceller based on QLMS algorithm for removing EOG artifacts in EEG recordings, *In Artificial Intelligence and Data Processing Symposium (IDAP), 2017 International* (pp. 1-4). IEEE.
- [26] Winter, B. B., & Webster, J. G. (1983). Driven-right-leg circuit design, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (1), 62-66.
- [27] Lin, C. T., Chuang, C. H., Huang, C. S., Tsai, S. F., Lu, S. W., Chen, Y. H., & Ko, L. W. (2014). Wireless and wearable EEG system for evaluating driver vigilance, *IEEE Transactions on biomedical circuits and systems*, 8(2), 165-176.

- [28] Liao, L. D., Chen, C. Y., Wang, I. J., Chen, S. F., Li, S. Y., Chen, B. W., ... & Lin, C. T. (2012). Gaming control using a wearable and wireless EEG-based brain-computer interface device with novel dry foam-based sensors, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1), 5.
- [29] Pinho, F., Correia, J. H., Sousa, N. J., Cerqueira, J. J., & Dias, N. S. (2014, May). Wireless and wearable EEG acquisition platform for ambulatory monitoring. In *Serious Games and Applications for Health (SeGAH), 2014 IEEE 3rd International Conference on* (pp. 1-7). IEEE.
- [30] Mullen, T. R., Kothe, C. A., Chi, Y. M., Ojeda, A., Kerth, T., Makeig, S., & Cauwenberghs, G. (2015). Real-time neuroimaging and cognitive monitoring using wearable dry EEG, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(11), 2553-2567.
- [31] Li, Y. X., Li, N. Q., & Liu, Y. (2014). A New Design of Portable EEG Signal Acquisition System, *In Advanced Materials Research* 846(804-807).
- [32] Bisoni, L., Mastinu, E., & Barbaro, M. (2015, January). A Wearable Device for High-Frequency EEG Signal Recording, *In International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies* (pp. 60-74). Springer, Cham.
- [33] Chen, W. C., Chen, Y. C., Chou, C. C., & Fang, W. C. (2015, September). An EEG analog front-end design with wireless communication module for a portable EEG monitoring system, *In Consumer Electronics-Berlin (ICCE-Berlin), 2015 IEEE 5th International Conference on* (pp. 50-51). IEEE.
- [34] Mihajlović, V., Grundlehner, B., Vullers, R., & Penders, J. (2015). Wearable, wireless EEG solutions in daily life applications: what are we missing?, *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 19(1), 6-21.
- [35] Obermaier, B., Muller, G. R., & Pfurtscheller, G. (2003). Virtual keyboard controlled by spontaneous EEG activity, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(4), 422-426.
- [36] Engin, M., Dalbastı, T., Güldüren, M., Davash, E., & Engin, E. Z. (2007). A prototype portable system for EEG measurements, *Measurement*, 40(9-10), 936-942.
- [37] Sigenics ASIC Cost Calculator. Erişim tarihi: 28.05.2018, <http://www.sigenics.com/page/Asic-Cost-Calculator>
- [38] Texas Instruments, (2017). ADS1299-x Low-Noise, 4-, 6-, 8-Channel, 24-Bit, Analog-to-Digital Converter for EEG and Biopotential Measurements. Datasheet.
- [39] Texas Instruments, (2011). Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg Drive Amplifier. Application Report.
- [40] Texas Instruments, (2016). EEG Front-End Performance Demonstration Kit, User's Guide.
- [41] Atmel, (2016). 8-bit AVR Microcontrollers ATmega328/P Datasheet Complete, Datasheet.
- [42] Microchip, (2015). RN4020 Bluetooth Low Energy Module, Datasheet.
- [43] RFDigital, (2015). RFD22301 BLE RF Module With Built-In ARM Cortex M0 Microcontroller, Datasheet.

- [44] **Boquete, L., Ascariz, J. M. R., Cantos, J., Barea, R., Miguel, J. M., Ortega, S., & Peixoto, N.** (2012). A portable wireless biometric multi-channel system. *Measurement*, 45(6), 1587-1598.
- [45] **Dias, N. S., Carmo, J. P., Mendes, P. M., & Correia, J. H.** (2012). Wireless instrumentation system based on dry electrodes for acquiring EEG signals. *Medical Engineering and Physics*, 34(7), 972-981.
- [46] **Neuroelectrics Enobio 8.** Erişim tarihi: 28.05.2018, <https://www.neuroelectrics.com/products/enobio/enobio-8/>
- [47] **Mitsar Portable EEG System.** Erişim tarihi: 28.05.2018, <http://www.mitsar-medical.com/eeg-system/portable-eeg/>
- [48] **Glnurotech BioRadio.** Erişim tarihi: 28.05.2018, <https://glnurotech.com/bioradio/>
- [49] **Advanced Brain Monitoring B-Alert X24 EEG System.** Erişim tarihi: 28.05.2018, <http://www.advancedbrainmonitoring.com/xseries/x24/>
- [50] **Cognionics Sleep EEG Headband.** Erişim tarihi: 28.05.2018, <https://www.cognionics.net/sleep-headband>
- [51] **Cognionics QUICK-30 EEG Headset.** Erişim tarihi: 28.05.2018, <https://www.cognionics.net/quick-30>

ÖZGEÇMİŞ



Ad-Soyad : Mustafa Alper BALIM

Doğum Tarihi ve Yeri : 08/01/1992

E-posta : mustafaalper.balim@btu.edu.tr

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2015, Uludağ Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektronik Mühendisliği
- **Yüksek Lisans** : 2018, Bursa Teknik Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği A.B.D.

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- Araştırma Görevlisi – Bursa Teknik Üniversitesi (2016 - ...)