

**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**



**BULUT TABANLI KABLOSUZ EEG KAYIT SİSTEMİNİN
TASARIMI VE GERÇEKLEMESİ**

Yüksek Lisans Tezi

Hasan BİTAR

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Cengiz TEPE

SAMSUN

2022

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım Yüksek Lisans tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

Etik Kurul Gerekli mi ?

Evet ☐ (Gerekli ise ekler kısmına ekleyiniz)

Hayır ☒

İmza

24/06 / 2022

Hasan BİTAR

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı : Bulut Tabanlı Kablosuz EEG Kayıt Sisteminin Tasarımı ve Gerçeklemesi

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 24/06/2022 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 2

Tek kaynak oranı : % 1 çıkmıştır.

İmza

24/06 / 2022

Dr. Öğr. Üyesi Cengiz TEPE

ÖZET

BULUT TABANLI KABLOSUZ EEG KAYIT SİSTEMİNİN TASARIMI VE GERÇEKLEMESİ

Hasan BİTAR

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Yüksek Lisans, Haziran/2022

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Cengiz TEPE

Biyolojik işaretlerden Elektroensefalogram (EEG) ölçümleri, sağlık, hastalıkların teşhisi ve öğrenme sürecini iyileştirme gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. EEG ölçümlerinde kullanılan sistemlerin daha da geliştirilebilmesi için bu konuda daha fazla çalışmanın yapılması gerekmektedir. Öte yandan genelde tıp merkezleri gibi belirli yerlerde bulunan özel cihazlar aracılığıyla EEG işaretini kaydedilmekte ve bu durumda merkezlerden uzak yerlerde bulunan kişiler için zorluk teşkil edilmektedir. Bu nedenlerle, bu çalışmada, EEG işaretinin işlenmesi, kaydedilmesi ve görüntülenmesi için donanım ve yazılım olmak üzere iki bölümden oluşan gömülü ve Bulut sistem tabanlı taşınabilir EEG cihazı prototipi tasarımı ve gerçekleştirilmesi yapılmıştır. Donanım bölümünde, EEG işaretinin alınması, süzgeçlenmesi, yükseltilmesi ve kablosuz olarak gönderilmesi için elektronik devre tasarımı ve gerçekleştirilmesi sağlanmıştır. Yapılmış elektronik devrede radyo frekans girişim süzgeci, koruma elemanları, enstrümantasyon yükselteç, alçak geçiren süzgeç, ana yükselteç, band geçiren süzgeç, ayarlanabilen yükselteç, 50 Hz çentik süzgeç, DC Offset ayarlama devresi, analog-dijital dönüştürücü birimli STM32F103 mikrodenetleyici ve işlenen işareti kablosuz olarak gönderilmesi için Bluetooth modülü bölümleri bulunmaktadır. Yazılım bölümünde ise ölçülen EEG işaretinin gerçek zamanlı görüntülenmesi ve kaydedilmesi için akıllı cep telefonu uygulaması yerli arayüzü yazılmıştır. Geliştirilen cep telefonu uygulaması vasıtasıyla donanım kısmından gönderilen EEG işaretinin ham hali ve ritimleri; Alfa, Beta, Delta, Gamma ve Teta dalgaları gerçek zamanlı görüntülenmektedir. Buna ek olarak bu çalışmada önemli yer alan Bulut sistemin tasarımı ve yazılımıdır. Bulut sistemi yoluyla İnternete erişimi olan her hangi bir ekranlı cihazın üzeinden şifre ile bir kişinin kaydedilen EEG işaretinin ve ritimleri sinyallerine ulaşp izlenebilmektedir. Ayrıca bu çalışmada bir kişinin EEG işaretini işleyerek, geliştirilen algoritmanın sayesinde kişinin dikkat seviyesini yüzdelik olarak gerçek zamanlı yazılımın arayüzünde gösterilmektedir. Tasarlanan cihaz prototipi; tek kanallı, taşınabilir, maliyet etkin, kablosuz, Bulut sistem tabanlı, EEG işaretinin ham hali ve ritimlerin sinyallerini görüntüleyen ve kaydeden, ve kişinin dikkat seviyesini gösteren EEG cihazı prototibidir.

Anahtar Sözcükler: EEG, Taşınabilir EEG cihazı, Kablosuz veri aktarımı, EEG görüntüleme sistemi, Bulut sistemi

ABSTRACT

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A CLOUD-BASED WIRELESS EEG RECORDING SYSTEM

Hasan BİTAR

Ondokuz Mayıs University

Institute of Graduate Studies

Department of Electrical-Electronics Engineering

Master, June/2022

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Cengiz Tepe

Electroencephalogram (EEG) measurements from biological signals are used in various fields such as health, diagnosis of diseases and improving learning process. In order to further develop the system used in EEG measurements, more studies are needed on this subject. On the other hand, the EEG signal is recorded by special devices in certain places, such as medical centers, and in this case, it is difficult for people who are far from the centers. For these reasons, in this study, a portable EEG device prototype with embedded and cloud-based system, consisting of two parts, hardware and software, was designed and implemented for the processing, recording and display of the EEG signal. In the hardware section, electronic circuit design and implementation is provided for acquiring, filtering, amplifying and wirelessly transmitting the EEG signal. The developed electronic circuit consists of the following parts; radio frequency interference filter, protection elements, instrumentation amplifier, low-pass filter, main amplifier, band-pass filter, adjustable amplifier, 50Hz notch filter, DC Offset adjustment circuit, STM32F103 microcontroller with Analog-digital converter unit, and Bluetooth module for wirelessly transmitting the processed EEG signal. In the software part, a smart mobile phone application interface is developed for real-time display and recording of the measured EEG signal. The raw state of the EEG signal and EEG rhythms; Alpha, Beta, Delta, Gamma and Theta waves, sent from the hardware part, are displayed in real time by developed mobile phone application. In addition, Cloud system design and software are important parts in this study. It is possible to access and monitor the recorded EEG signal and rhythm signals of a person with a password on any screen device that has access to the Internet through the Cloud system. Finally, in this study, by processing a person's EEG signal, the person's attention level is displayed in real-time on the software interface as a percentage, through the developed algorithm. The prototype of the designed EEG device; It is a single channel, portable, cost-effective, wireless, and cloud-based system EEG device, displays and records the raw state of the EEG signal and EEG rhythms signals, and displays the person's attention level.

Keywords: EEG, Portable EEG device, Wireless data transmission, EEG recording system, Cloud system

ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın tüm aşamalarında değerli bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren ve destek veren kıymetli danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Cengiz TEPE 'ye sonsuz teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Çalışmalarım boyunca beni destekleyen ve her zaman yanımda olan tüm aileme çok müteşekkirim.

Hasan BİTAR

İÇİNDEKİLER

TEZ KABUL VE ONAYI	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI	ii
TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
TABLolar DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Amacı ve Kapsamı	2
1.2. Tezin Organizasyonu	3
2. KAYNAK ÖZETLERİ	4
3. EEG TEMELLERİ	13
3.1. EEG Tanıtımı	13
3.2. Beynin Yapısı ve İşlevleri	14
3.3. EEG İşaretinin Oluşumu	16
3.4. EEG Dalgalarının Türleri	18
3.4.1. Delta Dalgaları	19
3.4.2. Teta Dalgaları	19
3.4.3. Alfa Dalgaları	20
3.4.4. Beta Dalgaları	20
3.4.5. Gamma Dalgaları	21
3.5. EEG Ritimlerinin Karşılaştırılması	21
3.6. EEG Desen Örnekleri	23
3.7. Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BCI) Sistemleri	26
3.7.1. BCI Sistemlerinin Bileşenleri	28
3.7.2. BCI Sistemlerinin Türleri	29
3.7.3. BCI Sistemlerinin Uygulamaları	30
4. MATERYAL VE YÖNTEM	32
4.1. Donanım Materyalleri	32
4.1.1. Elektrotlar	32
4.1.2. INA128 Enstrümantasyon Yükselteci	33
4.1.3. TL072 Yükselteci	36
4.1.4. TL084 Yükselteci	36
4.1.5. STM32F103 Mikrodenetleyici	37
4.1.6. HC-05 Bluetooth Modülü	40
4.2. Yazılım Ortamları	41
5. EEG KAYIT SİSTEMİ TASARIMI	42
5.1. Donanım Kısmı	43
5.1.1. RFI Süzgeci	44
5.1.2. Koruma Devresi	46
5.1.3. Enstrümantasyon Yükselteç Devresi	47
5.1.4. Ortak Mod Bastırma (CMR) Devresi	49
5.1.5. Alçak Geçiren Süzgeç Devresi	51
5.1.6. Ana Yükselteç Devresi	52
5.1.7. Bant Geçiren Süzgeç Devresi	54
5.1.8. Ayarlanabilen Yükselteç Devresi	57
5.1.9. 50Hz Çentik Süzgeç Devresi	59

5.1.10. DC Ofset Ayarlama Devresi	61
5.1.11. STM32F103 Mikrodenetleyici Devresi	62
5.1.12. HC-05 Bluetooth Modülü Devresi	63
5.1.13. Baskı Devre.....	63
5.2. Yazılım Kısmı	67
5.2.1. Akıllı Telefon Uygulama Arayüzü	67
5.2.2. Bulut Sistemi.....	70
5.2.3. Dikkat Seviyesinin Belirlenmesi.....	71
6. BULGULAR.....	74
7. TARTIŞMA.....	86
8. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	90
KAYNAKLAR	92
ÖZ GEÇMİŞ	95

SİMGELER VE KISALTMALAR

SİMGELER

α	: Alfa Ritmi
β	: Beta Ritmi
δ	: Delta Ritmi
θ	: Teta Ritmi
γ	: Gamma Ritmi

KISALTMALAR

EEG	: Elektroensefalogram
EKG	: Elektrokardiyogram
ADC	: Analog-Digital Converter (Analog-Dijital Dönüştürücü)
BCI	: Brain Computer Interface (Beyin Bilgisayar Arayüzü)
AGS	: Alçak Geçiren Süzgeç
BGS	: Bant Geçiren Süzgeç
DRL	: Driven Right Leg (Sağ Bacak Sürücüsü)
AFE	: Analog Front-End (Analog Ön-Uç)
MCU	: Microcontroller Unit (Mikrodenetleyici Birimi)
SPI	: Serial Peripheral Interface (Seri Çevre Arayüzü)
RFI	: Radio Frequency Interference (Radyo Ferkansı Girişimi)
PCB	: Printed Circuit Board (Baskılı Devre Kartı)
RC	: Resistor-Capacitor (Direnç-Kondansatör)
CMRR	: Common-Mode Rejection Ratio (Ortak Mod Bastırma Oranı)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. EEG kaydının bir örneği (Maksymenko, 2019).....	13
Şekil 3.2. İnsan beynin yapısı ve lobları (Alotaiby et al., 2015).....	15
Şekil 3.3. Nöronun yapısı (Clair, 2021).....	17
Şekil 3.4. Piramidal hücrelerdeki sinaptik akımlarla çok küçük elektrik alanlarının üretilmesinin çizimi (Siuly et al., 2016).....	18
Şekil 3.5. Delta dalganın bir örneği (Hossan and Chowdhury, 2016)	19
Şekil 3.6. Teta dalganın bir örneği (Hossan and Chowdhury, 2016).....	20
Şekil 3.7. Alfa dalganın bir örneği (Hossan and Chowdhury, 2016).....	20
Şekil 3.8. Beta dalganın bir örneği (Hossan and Chowdhury, 2016).....	21
Şekil 3.9. Gamma dalganın bir örneği (Hossan and Chowdhury, 2016)	21
Şekil 3.10. Normal ve depresyon durumlarında, iki hemisfer için, EEG ritimlerinin işaretleri (Akbari et al., 2021).....	23
Şekil 3.11. Normal durumda EEG işaretlerinin kaydın örneği (Siuly et al., 2016)	24
Şekil 3.12. Koma durumunda EEG işaretleri (Hirsch and Brenner, 2010).....	25
Şekil 3.13. EEG işaretlerinin örneği (a) Normal durum (b) Otistik durumu (Djemal et al., 2017).....	25
Şekil 3.14. Açık ve kapalı gözler durumlarında normal EEG ve İktal EEG işaretleri (Şeker ve Özerdem, 2019).....	26
Şekil 3.15. BCI sistemlerinin genel mimarisi çizimi (Siuly et al., 2016).....	27
Şekil 3.16. BCI türlerinin çizimi (Nanda et al., 2017)	29
Şekil 4.1 Ag/AgCl jelli elektrot	32
Şekil 4.2. 10-20 Elektrotlar yerleşimi standartlarının (a) Elektrotların arasındaki mesafe (Alotaiby et al., 2015). (b) Elektrotlarının konumların adları (Khalifa et al., 2015).....	33
Şekil 4.3. INA128 enstrümantasyon yükseltecinin mimarisi.....	35
Şekil 4.4. TL072 yükseltecinin iç yapısı ve uçları.....	36
Şekil 4.5. TL084 yükseltecinin iç yapısı ve uçları.....	37
Şekil 4.6. STM32F103 mikrodenetleyici mimarisinin blok diyagramı (Henry, 2021).....	39
Şekil 4.7. STM32F103C8T6 geliştirme kartının uçları (Skuric, 2020)	39
Şekil 4.8. HC05 Bluetooth modülün (a) Ön tarafı (b) Arka tarafı	40
Şekil 5.1. Tasarlanan EEG kayıt sisteminin genel blok diyagramı	43
Şekil 5.2. Tasarlanan sistemin donanım kısmının blok şeması.....	44
Şekil 5.3. RFI süzgecinin devre şeması	45
Şekil 5.4. RFI süzgeci devresinin Bode diyagramı	46
Şekil 5.5. Koruma devresi şeması.....	47
Şekil 5.6. Enstrümantasyon yükseltecinin devre şeması	48
Şekil 5.7. Enstrümantasyon yükselteç devresinin simülasyon sonucunda elde edilen osiloskop çıktısı	49

Şekil 5.8. Ortak mod bastırma devresinin simülasyon sonucunda elde edilen osiloskop çıktısı	50
Şekil 5.9. Ortak mod bastırma devresinin simülasyon sonucunda elde edilen osiloskop çıktısı	50
Şekil 5.10. Alçak geçiren süzgecinin devre şeması	51
Şekil 5.11. Alçak geçiren süzgecinin Bode diyagramı	52
Şekil 5.12. Ana yükseltecinin devre şeması.....	53
Şekil 5.13. Ana yükselteç devresinin simülasyon sonucunda elde edilen osiloskop çıktısı ...	53
Şekil 5.14. Ana yükselteç devresinin frekans tepkisi.....	54
Şekil 5.15. Bant geçiren süzgecinin devre şeması	55
Şekil 5.16. Giriş sinyalin frekansı 0.1 Hz için bant geçiren süzgeç devresinin simülasyonundan elde edilen osiloskop çıktısı.....	55
Şekil 5.17. Giriş sinyalin frekansı 13 Hz için bant geçiren süzgeç devresinin simülasyonundan elde edilen osiloskop çıktısı.....	56
Şekil 5.18. Giriş sinyalin frekansı 150 Hz için bant geçiren süzgeç devresinin simülasyonundan elde edilen osiloskop çıktısı.....	56
Şekil 5.19. Bant geçiren süzgecinin Bode diyagramı	57
Şekil 5.20. Ayarlanabilen yükseltecinin devre şeması.....	58
Şekil 5.21. Ayarlanabilen yükselteç devresinin simülasyon sonucundan elde edilen osiloskop çıktısı	58
Şekil 5.22. 50Hz çentik süzgecinin devre şeması	59
Şekil 5.23. 50Hz çentik süzgeç devresinin simülasyonundan elde edilen osiloskop çıktısı ...	60
Şekil 5.24. 50Hz çentik süzgeç devresinin Bode diyagramı	60
Şekil 5.25. DC Ofset ayarlama devre şeması.....	61
Şekil 5.26. DC Ofset ayarlama devresinin simülasyonundan elde edilen osiloskop çıktısı...	62
Şekil 5.27. STM32F103 mikrodenetleyicisinin ile HC-05 Bluetooth modülü bağlantıları ...	63
Şekil 5.28. Tüm devre bağlantılarının şeması.....	64
Şekil 5.29. Tüm devre bağlantılarının şeması (devamı)	64
Şekil 5.30. EasyEDA yazılımında baskı devre çizimi (a) Ön katmanı (b) Arka katmanı (c) Tüm katmanları birlikte.....	65
Şekil 5.31. EasyEDA yazılımında baskı devre çizimi (a) Ön katman 2D görünümü (b) Arka katman 2D görünümü (c) Ön katman 3D görünümü (d) Arka katman 3D görünümü.....	66
Şekil 5.32. Geliştirilen akıllı telefon uygulama arayüzünün ekran görüntüleri	67
Şekil 5.33. Akıllı telefon arayüzünde üye ayarlarını gösteren ekran görüntüleri	68
Şekil 5.34. Akıllı telefon arayüzü tasarımında kullanılan algoritmanın akış diyagramı	69
Şekil 5.35. Geliştirilen Bulut sistemin ön ucu	70
Şekil 5.36. Bulut sistemin arayüzünde oluşabilecek uyarılar ekran görüntüleri.....	71
Şekil 5.37. Dikkat Gücünün maksimum ve minimum değerlerinin dinamik olarak belirlenmesi	73

Şekil 6.1. Tasarlanan EEG kayıt sisteminin gerçekleştirilen donanımı (a) Ön yüz (b) Arka yüz	74
Şekil 6.2. Akıllı telefon arayüzünden alınan EEG işaretleri (a) Ham EEG işareti (b) Delta ritmi grafiği (c) Teta ritmi grafiği (d) Alfa ritmi grafiği (e) Beta ritmi grafiği (f) Gamma ritmi grafiği	75
Şekil 6.3. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretin grafiği	76
Şekil 6.4. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretinin Alfa ritmi grafiği	76
Şekil 6.5. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretinin Beta ritmi grafiği	77
Şekil 6.6. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretinin Gamma ritmi grafiği.....	77
Şekil 6.7. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretinin Delta ritmi grafiği.....	78
Şekil 6.8. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretinin Teta ritmi grafiği	78
Şekil 6.9. Tasarlanan EEG kayıt sisteminden alınan bir EEG işaretin örneği (a) Zaman düzleminde grafiği (b) Frekans düzleminde güç spektral yoğunluğu	79
Şekil 6.10. Tasarlanan EEG kayıt sisteminden alınan bir EEG işaretin örneği (a) Zaman düzleminde grafiği (b) Frekans düzleminde desibel cinsinden güç spektral yoğunluğu (c) Frekans düzleminde desibel cinsinden güç spektral yoğunluğu ortalaması	80
Şekil 6.11. EEG işaretin güç spektral yoğunluğu iki boyutlu ısı haritası.....	80
Şekil 6.12. EEG işaretin güç spektral yoğunluğu üç boyutlu ısı haritası	81
Şekil 6.13. Dikkat seviyesi ölçümü 1. deneyinden elde edilen sonuç (a) Ayrı ayrı 3 farklı durum grafikleri (b) Tüm dikkat durumların grafiği	82
Şekil 6.14. Dikkat seviyesi ölçümü 2. deneyinden elde edilen sonuç (a) Ayrı ayrı 3 farklı durum grafikleri (b) Tüm dikkat durumların grafiği	83
Şekil 6.15. Dikkat seviyesi ölçümü deneyinden alınan gerçek görüntüler (a) Dikkat durumu (b) Normal durum (c) Rahatlık durumu	84
Şekil 6.16. Dikkat seviyesi ölçümü deneyinin EEG işaretlerinin zaman-frekans düzleminde analize sonuçları (a) Dikkat durumu (b) Normal durumu (c) Rahatlık durumu	85

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. EEG ritimlerinin frekans bandı, genlik aralığı, konumu ve meydana gelme durumları (Gowri S G and Raj P, 2017; Mantri et al., 2012; Singh et al., 2015)	22
Tablo 4.1. STM32F103 ile ATMEGA328 karşılaştırması.....	38
Tablo 7.1 Donanımsal tasarımın literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırılması	86
Tablo 7.2 Yazılımsal arayüzün literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırılması.....	88
Tablo 7.3 Gerçeklenen sistem maliyetinin ticari ürün maliyetleriyle karşılaştırılması.....	89

1. GİRİŞ

Elektroensefalogram (EEG), kafa derisinden kaydedilen beyinle ilgili elektriksel potansiyellerdir. EEG'nin ölçüm ve analiz yöntemlerin setine Elektroensefalografi denir (Kropotov, 2009). EEG, piramidal hücrelerin ana katkısıyla serebral korteksteki nöron kümelerindeki toplam eşzamanlı aktivitelerden kaynaklanır. Kafa derisine yerleştirilen elektrotlar vasıtasıyla EEG işareti algılanabilir. Kaliteli EEG işaretleri elde etmek için EEG ölçüm sistemi, iletken ortamlı elektrotlar, süzgeçler, yükselteçler, analogdan dijitale dönüştürücü ve kayıt cihazı dahil olmak üzere birkaç gerekli unsurdan oluşmalıdır. Elektrotlardan kaydedilen mikrovolt mertebesinde genlikli sinyalleri, enstrümantasyon yükselteç tarafından uygun bir voltaj aralığında sinyallere dönüştürülür. Yükseltelen sinyalleri, dönüştürücü tarafından analog formattan dijital formata dönüştürüp ve son olarak kayıt cihazında saklanır. EEG işaretlerinin genlikleri, frekans bantları, zirvelerin büyüklüğü ve gecikmesi gibi öznitelikleri çıkartarak, EEG işaretini sınıflandırılabilir (Hu and Zhang, 2019).

EEG ölçümleri genel olarak tıbbi ve araştırmalar alanlarında kullanılır. Sağlık ve tıp alanında uyanıklığın izlenmesi, koma ve beyin ölümü gibi klinik sorunların araştırılması ve epilepsi teşhisi ve mental hastalıkların belirlenmesi gibi bazı hastalıkların teşhisinde kullanılmaktadır. Ayrıca biyomedikal mühendisliği uygulamalarında da kullanılır (Sanei and Chambers, 2007). Son zamanlarda da eğitim süreci esnasında öğrenenlerin dikkat seviyesini inceleyerek eğitim süreçlerinin geliştirilmesinde de kullanılmaya başlanmıştır (Ni et al., 2020). Genelde EEG kayıt cihazları, büyük boyutlu ve maliyetli olduğundan dolayı hastaların EEG işaretlerini kaydedilebilmek için belirli tıbbi merkezlerine gitmeleri gerekir. EEG cihazın boyutunu küçültmek, maliyeti indirmek ve daha geniş uygulamalarda kullanabilmek için çabalar gösterip çalışmalar yapılmıştır.

Üstelik son dönemde, COVID-19 pandemisi sonucunda dünyada yaşanan büyük dönüşüm, insanlar arasında temas gerektiren cihazlara veya sadece kalabalık şehir merkezlerinde bulunan özel cihazlara alternatiflerin bulunmasının önemine dikkat çekmiştir. Uzak bölgelerde dahi bulunabilecek, Bulut sistemi tabanlı, kablosuz, taşınabilir cihazların geliştirilmesine odaklanmak gerekli hale gelmiştir.

1.1. Tezin Amacı ve Kapsamı

Bu tez çalışmasının amacı tek kanallı, taşınabilir, maliyet etkin, kablosuz, gömülü ve Bulut sistem tabanlı, EEG işaretinin ham hali ve ritimlerin; Alfa, Beta, Delta, Gamma ve Teta sinyallerini gerçek zamanlı görüntüleyen ve kaydeden, aynı zamanda kişinin dikkat seviyesini gösteren EEG kayıt sistemin tasarımı ve gerçeklemesidir.

Bu çalışmada gerçekleştirilen sistem, donanım ve yazılım olmak üzere ana iki bölümden oluşmaktadır. Donanım bölümünde EEG işaretin alınması, süzgeçlenmesi, yükseltilmesi, alt frekans bantlarına ayrıştırılması ve kablosuz olarak gönderilmesi için elektronik devre tasarımı ve gerçekleştirilmesi yapılmıştır. Yapılmış elektronik devre radyo frekans girişim (RFI) süzgeci, koruma elemanları, enstrümantasyon yükselteç, alçak-geçiren süzgeç, ana yükselteç, bant-geçiren süzgeç, ayarlanabilen yükselteç, 50 Hz çentik süzgeç, DC Offset ayarlama devresi, ADC birimli STM32F103 mikrodenetleyici ve Bluetooth modülü bölümlerinden oluşmaktadır. Yazılım bölümünde ise donanın kısmından elde edilen ve kablosuz olarak gönderilen ham EEG işaretinin ve frekans bantları Alfa (α : 8-13Hz), Beta (β : 13-30Hz), Delta (δ : 1-4Hz), Gamma (γ : >30Hz) ve Teta (θ : 4-8Hz) sinyallerin gerçek zamanlı görüntülenmesi ve kaydedilmesi için bir akıllı cep telefonu uygulaması yerli arayüzü geliştirilmiştir. Ayrıca kaydedilen EEG işaretlerine her yerden erişebilmek için şifre ile İnternet üzerinden Bulut sistemin yerli arayüzün yazılımı da yazılmıştır. Bunun sayesinde uzaktan verilere ulaşıp EEG işaretlerin ham hali ve ritimlerin sinyalleri yeniden görüntülenmesi de sağlanmıştır. Bulut sistemin yazılımında HTML ve CSS işaretleme dilleri ve programlama dilleri olarak JavaScript ve PHP dilleri kullanılmıştır. Sistemde gerekli olan veri tabanı yönetmek ve tasarlamak için SQL dili kullanılmıştır.

İlave olarak bu tez çalışmasında bir kişinin EEG işaretini, geliştirilen algoritma tarafından işlenerek, bu kişinin dikkat seviyesi yüzdelik olarak, geliştirilen cep telefonu uygulaması arayüzünde gerçek zamanlı gösterme özelliği eklenmiştir.

1.2. Tezin Organizasyonu

Bu tez çalışmasında birinci bölümünde EEG ölçüm sistemlerine giriş yapılmaktadır. İkinci bölümde ise bu çalışmaya benzer çalışmalar araştırılmak üzer kaynak taraması yapılmaktadır. Üçüncü bölümde EEG tanıtımı ve EEG işaretlerin oluşumunu ve insan beynin anatomik bileşenleri de anlatılmaktadır. Dördüncü bölümde bu çalışmada kullanılan donanımsal ve yazılımsal materyalleri açıklanmaktadır. Beşinci bölümde bu tez çalışmasında tasarlanan ve gerçekleştirilen sistem tasarım anlatılmaktadır. Altıncı bölümde bu çalışmanın sonucunda elde edilen bulgular gösterilmektedir. Yedinci bölümde bu çalışmada yapılan tasarımın literatürdeki çalışmalarla karşılaştırma yapılmaktadır. Sekizinci bölümünde ise sonuçlar ve önerileri sunulmaktadır.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Literatürü incelediğimizde EEG araştırmaları ve teknolojisi zaman geçtikçe ilerlemektedir. Nöronal araştırmalar, EEG işaretlerinin sınıflandırılmasına dayalı hastalık teşhis tekniklerinin kullanımı ve beyin-bilgisayar arayüzü (BCI) uygulamaları üzerine kapsamlı araştırmalar bulunmaktadır. EEG işaretlerini almak ve işlemek için kullanılan sistem ve cihazların geliştirilmesine yönelik araştırmalar da mevcuttur. Bu tez çalışması hazırlanırken literatür taraması yapılmış, donanım ve yazılım açısından benzer çalışmalar incelenmiş ve aşağıda özetlenmiştir.

Sahin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada EEG işareti alan ve gerçek zamanlı görüntüleyen iki kanallı portatif EEG lm sistemi tasarlamış ve gerçekleştirmişlerdir. Sistemde Ag/AgCl elektrotlar kullanılarak EEG işareti aldıktan sonra ADC620 enstrümantasyon ykselteciye iletilmiştir. Yükseltilmiş EEG işareti aktif yüksek geçiren, aktif alçak geçiren ve çentik süzgeçlerden geirilmiiştir. Oluşturdukları sistemde Atmega32 mikrodeneleyicisinin ADC birimini kullanarak EEG işareti analogdan sayısala dnştrlmiiştir. Sayısala dnştrlmiiş işareti Atmega32 mikrodeneleyicisinden bilgisayarının seri portuna aktarılmak için MAX232 entegresi kullanılmıştır. Oluşturulan sistemde EEG işareti görüntülemek amacıyla Processing yazılımı kullanılarak bir arayüz tasarlanmıştır. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: Ag/AgCl elektrotlar, ADC620 enstrümantasyon yükselteci, AD8572 işlemsel kuvvetlendiriciler (Op-Amp), Atmega32 mikrodeneleyici, MAX232 lojik seviye dönüştürücü ve iki adet UA7805 gerilim düzenleyicidir. Yazılım bölümünde ise Processing yazılımı kullanılmıştır. Sonuç olarak EEG lm için iki kanallı ve taşınabilir bir sistem tasarlanıp gerekleştirilmiiştir. Çalışmada 30 yaşında olan bir kişiden alınan EEG işareti geliştirilen arayüzde görüntülenmiştir. Sistem testi sonucunda elde edilen bu işareti inceleyerek oluşturulan sistemi başarılı olarak değerlendirmişlerdir (Sahin vd., 2015).

Mahajan ve arkadaşları çalışmalarında sağ bacak sürücüsü (DRL) devresi olmadan nöronal verileri edinmek için giyilebilir, modüle edilebilir, kolayca özelleştirilebilir ve tamamen yeniden yapılandırılabilir bir EEG lm sistemin mimarisi sunulmuştur. Çalışmada EEG işaretinin karşılaştırılabilir işaret kalitesini korurken DRL devresine ihtiyaını ortadan kaldıran yeni bir analog n uç (AFE) devresi tasarlanmıştır. Oluşturdukları sistemde Akıllı Algılama Düğümü (SSN) olarak adlandırılan tek kanallı AFE prototipi EEG işaretlerini algılayıp ve I2C veri

yolu aracılığıyla bir Komut Kontrol Düğümüne (CCN) göndermiştir. Her bir akıllı algılama düğümünün AFE'si enstrümantasyon yükseltici, 60 Hz merkez frekanslı aktif çentik süzgeç, ikinci dereceden aktif Butterworth alçak geçiren süzgeç ve buna ek olarak pasif alçak geçiren süzgeç ve pasif yüksek geçiren süzgeçten oluşmuştur. Süzgeçlenmiş sinyalleri, 512  rnek/Saniye  rnekleme hızında 12 bitlik ADC'ye sahip düşük güçlü MSP430F5528 mikrodeneleyicisi kullanılarak sayısallaştırılmış ve her saniye veri yolu 100 Kb/S hızında CCN'ye iletilmiştir. Komut kontrol düğümü bu verileri bir Bluetooth modülü kullanarak eşleştirilmiş bilgisayara kablosuz olarak 115.2Kb/s baud hızında gönderimi sağlamıştır. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: GS26 tek kullanımlık Ag/AgCl elektrot ve aktif elektrotlar, INA118 enstrümantasyon yükseltici, AD8607 İşlemsel kuvvetlendiriciler (Op-Amp), MSP430F5528 mikrodeneleyici ve 2.Sınıf Bluetooth modülüdür. Yazılım bölümünde ise MATLAB yazılımı kullanılarak özgü olarak bir grafiksel kullanıcı arayüzü (GUI) tasarlanmıştır. Çalışmanın sonucunda DRL devresi olmadan giyilebilir, modüle edilebilir, kanal sayısı arttırılabilir, tamamen yapılandırılabilir ve kaliteli EEG  l  m sistemin mimarisi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Ayrıca  l  lm ş EEG işaretleri geliştirilen arayüzde gösterilmiştir. Oluşturulan sisteminden elde edilmiş EEG işaretleri ile Neuroscan cihazından alınan işaretleri karşılaştırılmıştır. Paylaşılan grafikler ile nerdeyse Neuroscan cihazın kalitesine kadar sonuca ulaşmışlardır (Mahajan et al., 2016).

Ye ve arkadaşları yaptıkları çalışmada EEG  l  mleri için çoklu basamaklı ADS1299  ipi tabanlı analog  n uçlar (AFE) ile taşınabilir ve uygun maliyetli 16 kanallı bir sistem tasarlamış ve ger ekleşmişlerdir. Çalışmada Ag/AgCl aktif elektrotlar vasıtasıyla analog EEG işareti algılanıp AFE devresine iletilip diğital formata d n şt r lm ştir. Sayısala dönüştürülmüş işareti SPI veri yolu aracılığıyla Atmega328 mikrodeneleyicisine iletdikten sonra bu mikrodeneleyiciye bağlanan RFD22301 Bluetooth modülü üzerinden bir bilgisayara aktarılmıştır. Sistemde  rnekleme frekansı 125 Hz olduğunu belirtilmiştir. Sistemin test aşamasında GREENTEK tarafından üretilen CM-model başlık üzerinden elektrotların yerleri 10-20 standart elektrot yerleşim sistemine göre P3, P4, Pz, O1, Oz, O2, T7, T8, C4, Cz, C3, F4, Fz, F3, F8 ve F7 konumlarında yerleştirilmiştir. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: Ag/AgCl aktif elektrotlar, ADS1299  ipi tabanlı AFE devresi, Atmega328 mikrodeneleyici, RFD22301 Bluetooth modülü ve LP2992,

TPS73225, TP5907, LM2664 ve TPS72325 gerilim düzenleyicilerdir. Yazılım bölümünde bilgisayar ortamında işaretleri görüntüleyen arayüz tipi belirtilmemiştir. Sonuç olarak bu çalışmada tasarlanmış ve gerçekleştirilmiş EEG ölçüm sistemi ile spontan EEG işaretlerini ve uyarılmış EEG işaretlerini doğru bir şekilde toplanabilmiştir. Bu nedenle, bu sistemin belirli teorik ve pratik değerlere sahip olduğundan beyin bilgisayar arayüzü (BCI) uygulamalarında kullanılabileceği önermişlerdir (Ye et al., 2017).

Balım ve Acır çalışmalarında 8 kanallı taşınabilir EEG ölçüm cihazı tasarımı yapmışlardır. Oluşturdukları devrenin taşınabilirliğini, yüksek doğruluğunu olmaya ve güç tüketimini düşürmeye çalışmışlardır. Belirtilmiş özellikleri olduğundan dolayı tasarlanan EEG ölçüm sistemi birçok mühendislik sisteminde modüler olarak kullanılabileceğini amaçlamışlardır. Tasarladıkları sistem hem gerçek zamanlı durumunda hem de verileri bir SD kartta depolayarak çevrimdışı durumunda çalışabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: Ag/AgCl elektrotlar, RC alçak geçiren süzgeç, ADS1299 çipi tabanlı AFE devresi, Atmega328p mikrodenetleyici, RN4020 Bluetooth modülü, SD kart, verilerin merkezi birim (kişisel bilgisayar), TPS60241 (5V) ve LP2985 (3.3V) gerilim düzenleyicilerdir. Yazılım bölümünde ise Python programlama dili ve Labview yazılımı kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda taşınabilir, 8 kanallı, küçük ebatlı ve düşük güç tüketimli EEG işaretlerinin ölçüm cihazı tasarlanıp gerçekleştirilmiştir. Farklı ve belirli test senaryolar ile ölçümlerden elde edilen EEG işaretleri, tasarlanan sisteminin başarılı olduğu göstermişlerdir (Balım ve Acır, 2018).

Uktveris ve Jusas yaptıkları çalışmada, EEG işaretleri ölçmek için ADS1298 çipi tabanlı AFE devresine dayalı, kompakt boyutlu ve modüler bir kart tasarlamış ve gerçekleştirmişlerdir. Tasarlanan kartın modüler, taşınabilir, uygun maliyetli ve kablosuz özelliklerini elde etmeye çalışmışlar ve araştırma amaçlı kullanım potansiyelini hedeflemişlerdir. ADS1298 tümdevresi maksimum kapasitesi 8 kanal olduğundan dolayı 16 kanallı kart yapmak için iki adet entegre kullanılmıştır. Çalışmada ADS1298 ile ADS1299 çipi karıştırır iken giriş tipi, güç tüketimi, minimum analog gerilimi, maksimum programlanabilir kuvvetlendirici özellikleri incelemişlerdir. Kablosuz veri aktarımı için hem Bluetooth modülü hem de Wifi modülü kullanmışlardır. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: Kuru elektrot, ADS1298 çipi tabanlı AFE devresi, Atmega2560 mikrodenetleyici,

MPU6050 İvme ölçer ve jiroskop modülü, ESP8266 Wifi modülü ve HM-11 Bluetooth modülüdür. Yazılım bölümünde ise açık kaynak olan OpenBCI grafik kullanıcı arayüzünü kullanmışlardır. Sonuç olarak EEG ölçümü için bir modüler karta dayalı 64 kanala kadar kayıt yapabilen sistemin tasarımı ve gerçekleştirilmesi yapılmıştır. Tasarlanan kartın testleri tamamlanmış ve sonuçlar sistem bileşenlerinin her birinin doğru çalışma davranışını belirtilmiştir (Uktveris and Jusas, 2018).

Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada EEG ölçümünde esnek kuru elektrotlar tasarlayıp bu elektrotları oluşturdukları EEG ölçüm sisteminde test etmişlerdir. ADS1299 çipi tabanlı analog ön-uç (AFE) ve STM32 mikrodenetleyici kullanarak oluşturdukları EEG ölçüm sistemini ıslak tek kullanımlık gümüş klorür (Ag/AgCl) elektrodu, altın disk elektrodu ve tasarlanan esnek kuru elektrodu ile test etmişlerdir. Buna ek olarak oluşturulan ölçüm sistemi ve tasarlanan esnek kuru elektrotları, ticari cihazın EEG ölçüm sistemi ile karşılaştırmışlardır. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler; Ag/AgCl elektrot, Altın disk elektrot, Esnek kuru elektrot (Ag NWs/PDMS), ADS1299 çipi tabanlı analog ön-uç ve STM32 mikrodenetleyicidir. Yazılımsal ise ZAHNER-Zennium yazılımı yardımıyla esnek elektrotların konfigürasyonu, kalibrasyonu ve diğer elektrotlar ölçümlerini karşılaştırmak için kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda tasarlanmış esnek kuru elektrotların Ag/AgCl elektrotlar ve altın disk elektrotların verim seviyelerine kadar çalıştığını yapılmış testlerle belirtmişlerdir. Ayrıca ticari cihaz olan Brain Products'ın EEG ölçüm sistemi ile oluşturdukları EEG ölçüm sistemi karşılaştırmanın sonucunda kaliteli işaret ölçümüne ulaşmışlardır (Wang et al., 2018).

Lee ve arkadaşları çalışmalarında 10 veya daha fazla kişinin olduğu bir ortamda aynı zamanda EEG işaretlerini ölçen bir sistem tasarımı sunmuşlardır. Ana amaç olarak aynı anda iletişim durumunda olan kişilerinin EEG verileri olarak sosyal iletişimin EEG işaretlerde oluşan etkisi incelemektir. Çalışmada EEG işareti almak için ADS1299 çipi ve kablosuz olarak verileri transferi için Raspberry Pi Zero modülündeki 2.4 GHz'lik Wifi modülü kullanılmıştır. Oluşturulan sistemde aynı zamanda birçok kişiden EEG verileri kablosuz olarak bir sunucu (Server) olarak kullanılan bilgisayara gerçek zamanlı iletişimi sağlanmıştır. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: ADS1299 çipi, Raspberry Pi Zero modülü, özgü olarak geliştirilen esnek PCB elektrotlar, DIN 42802 elektrot kablosu, sunucu bilgisayarı ve AD7200-Nighthawk X10 kablosuz yönlendiricidir. Yazılımsal olarak

ise EEG işaretleri görüntülemek için OpenVibe arayüzü kullanılmıştır. Sonuç olarak bir ortamda olan 20 kişiye kadar kişilerin EEG verilerinin eşzamanlı olarak alınması sağlayan sistemin tasarımı ve gerçekleştirilmesi yapılmıştır. Geliştirilmiş sistemi test edilmek için 9 kişiden oluşan bir grup üzerinde eşzamanlı olarak olaya ilişkin potansiyel (ERP) deneyi uygulanmıştır. Deney sonucunda kaydedilen EEG işaretlerinin başarılı bir şekilde elde edildiğini değerlendirmişlerdir (Lee et al., 2019).

Rai ve arkadaşları yaptıkları çalışmada kritik nöropsikiyatrik çalışmalarında kullanılabilecek EEG ölçümleri için düşük maliyetli ve yeterince sağlam bir EEG sistemin tasarımı sunulmuştur. Sistemde EEG işaretinin algılanmasında non-invaziv, altın kaplamalı bakır ve fincan şekilli elektrotlar kullanılmıştır. Elektrotlardan gelen işaret, INA333 enstrümantasyon yükselteciye iletilmiştir. Ardından Atmega 2560 mikrodenetleyicisini içeren Arduino Mega kartına gönderilmiştir. Mikrodenetleyicide bulunan ADC birimi kullanılarak işareti dijital formatına dönüştürülmüştür. Mikrodenetleyici doğrudan MATLAB yazılımına bağlandığından dolayı daha fazla sayısal süzgeçleme, öznitelik çıkarma ve analiz etme sağlanabilmiştir. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: altın kaplamalı bakır kuru elektrot, INA333 enstrümantasyon yükselteci ve Atmega 2560 mikrodenetleyicidir. Yazılımsal olarak ise EEG işaretlerinin sayısal süzgeçlenmesi, analiz edilmesi ve görüntülenmesi için MATLAB yazılımını kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda sunulmuş sistemde, düşük maliyetli elektronik devrelerinin kullanılmasına rağmen doğru bir EEG işareti elde edildiğini belirtmişlerdir. Neticede maliyet etkin bir EEG ölçüm sistemi tasarlanıp ve gerçekleştirilmiştir. Çalışmada tasarlanmış sisteminin geliştirilmesi için enstrümantasyon yükselteci ile mikrodenetleyici arasına harici ADC olarak ADS1299 çipinin yerleştirilmesini önermişlerdir. Buna ek olarak EEG ölçüm sisteminin ADS1299 çipleri kullanılarak kanal sayısını artırılıp ve daha modüler ve sağlam hale getirilebileceğini belirtmişlerdir (Rai et al., 2019).

Tohidi ve arkadaşları çalışmalarında EEG işaretleri ölçümü için bir düşük güç tüketimli ve yüksek giriş empedanslı bir analog ön-uç (AFE) tümdevresi tasarımı sunulmuştur. Bu tasarımda bir enstrümantasyon yükselteci ve nörolojik işaretlere özgü ADC olarak NSS-ADC devresi geliştirilmiştir. AFE'nin giriş empedansını arttırmak amacıyla aktif elektrotlar kullanımına önem vermişlerdir. Sunulan sistemin tasarımında tüm sistemin güç tüketimini azaltmak için düşük gerilimli ve düşük

güçlü tasarım teknikleri kullanmışlardır. Yaptıkları çalışmada EEG işareti alınırken işarete zayıflanmayı önlemek için kullanılan aktif elektrotlarını, AFE'nin giriş empedansı 113 Hz frekanslı durumda 102 G Ω ve 20 Hz frekanslı durumda 5.2 G Ω 'a kadar arttırmak için ayarlamışlardır. Ayrıca tasarladıkları sistemde değişken hassasiyetli NSS-ADC devresi kullanılarak, yüksek genlikli ve daha önemli EEG işaretleri daha yüksek hassasiyetle sayısala dönüştürülürken, EEG işaretinde bulanabilen arka plan gürültüsü (B-Noise) en düşük çözünürlükle dönüştürüldüğünü belirtmişlerdir. Buna ek olarak güç tüketimini düşürülmek için NSS-ADC aktif olmayan alana girdiğinde, dijital-analog dönüştürücü (DAC) ve çözünürlük kontrol birimleri ve NSS-ADC'nin analog ve dijital bileşenleri kapalı moda ayarlanmıştır. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: Aktif elektrot, NSS-ADC ADC birimi, enstrümantasyon amplifikatörü, programlanabilir kazançlı yükselteç (PGA), alçak ve yüksek geçiren süzgeçlerdir. Yazılım bölümünde ise MATLAB yazılımı ve Python programlama dili kullanılmıştır. Sonuç olarak geliştirilmiş sistem, yüksek giriş empedansı, düşük güç tüketimi ve değişken hassasiyetli NSS-ADC ADC birimine sahip bir EEG ölçüm sistemidir. Oluşturulmuş sistemde verilerinin sayısallaştırılmasında güç tüketimini azaltmak ve sistemin verimliliği arttırmak için NSS-ADC modülündeki oluşan çözünürlük değişikliği şu şekilde açıklanabilir; Analogdan dijitale dönüştürme sırasında önemli ve yüksek genlikli EEG verilerini 6, 8 ve 10 bitlik yüksek çözünürlüklü dönüştürme yapılırken arka plan gürültüsünü 4 bitlik düşük çözünürlükle dönüştürülür. Sistemin tasarımında enstrümantasyon amplifikatörünün önemli özelliklerinden biri olan ortak mod bastırma oranı (CMRR) 108 dB'e ulaştığı belirtilmiştir (Tohidi et al., 2019).

Alkhorshid ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada EEG ölçümleri için bir analog sistem tasarımı sunulmuştur. Bu tasarım radyo frekansı girişim (RFI) süzgeci ve elektro-statik deşarj (ESD) koruması, ön yükseltici, geri besleme topolojisine dayalı ikinci dereceden yüksek geçiren süzgeç, sağ bacak sürücüsü (DRL) devresi, ana ve ayarlanabilen yükselteçler, bozulmalar önleyici (Anti-aliasing) süzgeç, 50 Hz çentik süzgeç (isteğe bağlı), opto-izolatör devresi ve izoleli güç kaynağı olmak üzere sekiz bölümden oluşmuştur. Tasarımda bulunan amplifikatörlerinin maksimum kazancı yaklaşık 94 dB ve bant genişliği yaklaşık 0.18 ile 120 Hz arasında ayarlanmıştır. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: RFI filtresi ve ESD koruma devrelerinde dirençler, kondansatörler ve diyotlar, INA128 enstrümantasyon

yükseltici, OPA4227 işlemsel kuvvetlendirici (Op-Amp) ve izoleli güç kaynak olarak PWR1312 ve PWR131 DC/DC dönüştürücülerdir. Yazılımsal olarak bu çalışmada herhangi bir yazılım kullanıldığını belirtilmemiştir. Çalışmanın sonucunda kanallı 0.18 ile 120 Hz arasında bir bant genişliğine sahip bir EEG ölçüm sistemin analog tasarımı ortaya koymuşlardır. Tasarımda EEG işaretlerinin yükseltilmesinde kazancı 62.5 ile 94.15 dB arasında ayarlanabilmiştir. Ayrıca tasarlanmış sistem, EEG ölçümü sırasında insanları ve donanımı anormal durumlara karşı koruyabildiğinden dolayı bu tasarımın EEG edinimi için tıbbi standart gereksinimlerini karşılayacağı belirtilmiştir (Alkhorshid et al., 2020).

Laport ve arkadaşları yaptıkları çalışmada EEG işaretlerinin ölçülmesi, işlenmesi ve sınıflandırılması için çok düşük maliyetli, daha az sayıda elemanlar kullanılarak ve bir EEG ölçüm cihazın prototipi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Tasarlanmış sistem Nesnelerin İnterneti (IoT) protokolü ile entegre edilmiştir. Bu çalışmada EEG işareti üzerinde işlemler yapılarak göz durumunun sınıflandırması için açık kaynak bir donanım ve yazılım geliştirilmiştir. Yapılmış işlemler sırasında elde edilen EEG işareti farklı frekans bantları arasındaki güç oranını hesaplamaya dayalı olarak açık gözler ve kapalı gözler durumlarını tespit edilmek için bir yöntem sunulmuştur. Geliştirilmiş algoritmada eşik tabanlı bir yöntem ve doğrusal ayırma (diskriminant) analizi olmak üzere iki karar stratejisiyle birlikte birkaç değerli gerçek ve karmaşık dönüşümleri karşılaştırılmıştır. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: Islak, jelli ve fincan şekilli altın elektrotlar, AD8221 enstrümantasyon yükseltici, işlemsel kuvvetlendiriciler, dirençler, kondansatörler ve Raspberry Pi 2-B modülüdür. Yazılımsal olarak bu çalışmada MQTT protokol aracı olarak açık kaynaklı Eclipse Mosquitto yazılımı kullanılmıştır. Sonuç olarak bu çalışmada tek kanaldan EEG işaretini alan düşük maliyetli, IoT sistemli ve açık kaynaklı bir EEG cihazı prototipi geliştirilmiştir. Gözler açık veya kapalı durumunu belirlemek için bu prototipi kullanılmıştır. Elde edilmiş sonuçlar, karar gecikmesini azaltmak ve sağlamlığı arttırmak için iç içe pencereler yöntemi kullanmanın avantajlarını göstermiştir. Tasarlanmış ve gerçekleştirilmiş sistemle hem açık göz hem de kapalı göz durumu tespiti için yüksek doğruluk derecesine ulaşmışlardır (Laport et al., 2020).

Acosta ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada EEG dalgaları Alfa, Beta, Delta ve Teta olarak bilinen dört standart dalgalarını işleyen bir EEG cihazı prototipinin

geliştirme sürecini sunulmuştur. Bu çalışmada Dikkat Ağı Testi (ANT) sırasında EEG işaretlerinin işlenmesi ve görüntülenmesini amaçlamışlardır. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: kuru elektrot, AD620 enstrümantasyon yükselteci, LF353 ve TL084ACD işlemsel kuvvetlendiriciler ve ATmega328P mikrodenetleyicisini içeren Arduino UNO kartıdır. Yazılımsal olarak bu çalışmada EEG işaretinin sayısal süzgeçlenmesi, frekans bantlarına ayrıştırılması ve görüntülenmesi için MATLAB yazılımı kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda sinir sistemi tarafından üretilen darbeleri uyarmak için konum ve frekansta farklılıkları gösteren, kolayca EEG işareti alan ve düşük maliyetli EEG ölçüm cihazın prototipi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Bu sistemde EEG dalgaları Alfa, Beta, Delta ve Teta olarak bilinen EEG ritimleri sayısal süzgeçler uygulanarak çıkartılmıştır. Görsel uyartım testleri sırasında elde edilmiş verilerin işlenmesi ve kaydedilmesiyle, kabul edilebilir bir davranış gösteren ve optimum bir dalga analizi sistemi elde edildiğini belirtmişlerdir (Acosta et al., 2021).

Hassin ve Khan çalışmalarında biyomedikal işaretlerinin ölçümü için taşınabilir ve uygun maliyetli “NeuroSpy” adlı sistem tasarlanmıştır. Geliştirilen sistem, geleneksel ticari cihazlara göre ~2.22-90 kat daha düşük üretim ve uygulama maliyetlerine sahiptir. Bu sistem, Elektroensefalografi (EEG) ve Elektrokardiyogram (EKG) gibi çeşitli biyomedikal işaretleri elde edip ve insan vücut sıcaklığını gerçek zamanlı olarak görüntüleyebilmiştir. Tasarlanmış sistemde Nesnelerin İnterneti (IoT) teknolojisi kullanıldığından dolayı daha fazla analiz etmek için elde edilen verileri, merkezi bir veri tabanında saklanabilmiştir. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: AD620AN enstrümantasyon yükselteci, TL084CN işlemsel kuvvetlendirici, LCD ekranı ve ATmega328P ve ATtiny85 mikrodenetleyicilerdir. Yazılımsal olarak bu çalışmada veri tabanı yönetmek için MySQL yazılımı kullanılmıştır. Sonuç olarak bu çalışmada çok işlevli, taşınabilir, düşük maliyetli ve IoT teknolojisine dayalı biyomedikal işaretler kaydediciyi bir sistem tasarlanmıştır. Uyku koşullarını izlemesinde ve ensefalit, epilepsi, koma vb. çeşitli hastalıkların semptomlarını analiz etmesinde ve BCI uygulamalarında kullanılabileceği belirtmişlerdir. Elde edilen EEG işaretleri ile Emotiv cihazından alınan işaretleri karşılaştırıldığında neredeyse aynı sonuca ulaşmışlardır (Hassin and Khan, 2021).

Juez ve arkadaşları yaptıkları çalışmada klinik olmayan bir ortamda EEG işaretlerinin uzun süreli kaydedilmek için giyilebilir bir sistem geliştirilmiştir. Bu

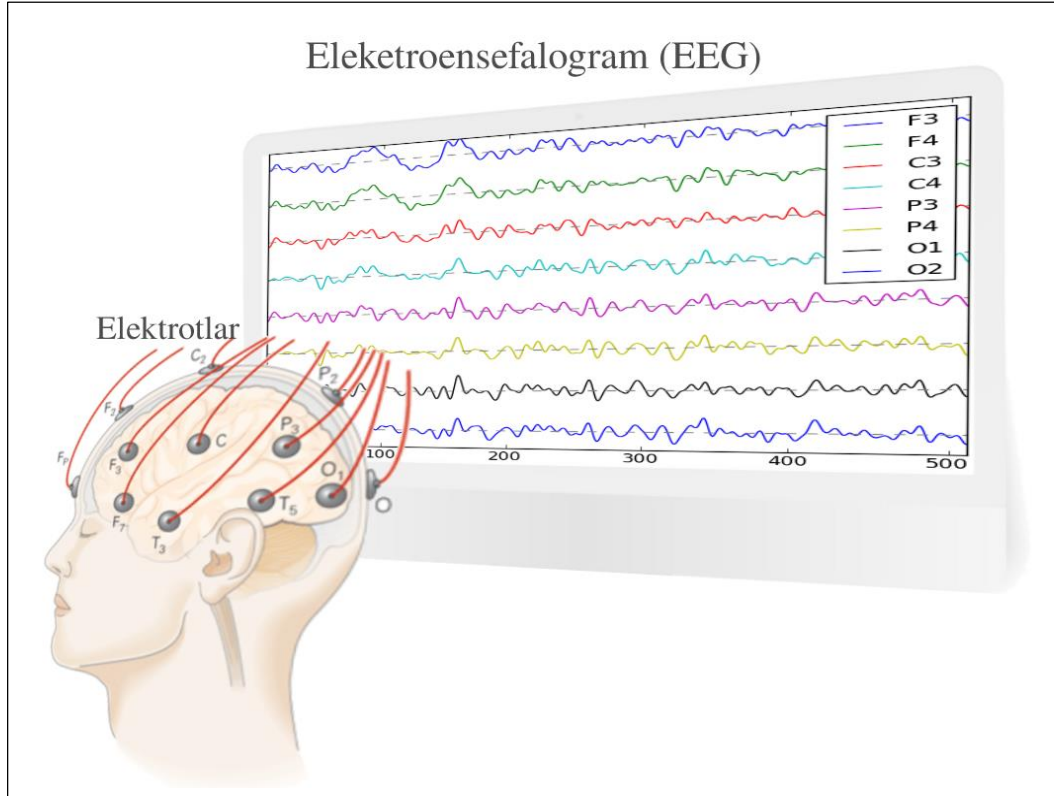
sistemde tasarlanmış elektrotlar yumuşak köpük kulak tıkaçları ve gümüş iletken kumaşlı kulak içi özel olarak elektrotlardır. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: kulak içi elektrotlar ve OpenBCI Cyton kartının içerdiği komponentleri: ADS1299 çipi tabanlı analog ön-uç (AFE) devresi, PIC32MX250F128B mikrodenetleyici, SD kart yuvası ve RFduino Bluetooth modülüdür. Yazılımsal olarak bu çalışmada EEG işaretlerinin görüntülenmesi ve kaydedilmesi için mobil cihazlar uygulaması arayüzü geliştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda tasarlanmış kulak içi elektrotların, beyin sinyallerinin uzun süreli izlenmesi için iyi bir alternatif çözüm olduğunu belirtmişlerdir. Geliştirilmiş giyilebilir sistemin tasarımında mobil cihazlar uygulaması arayüzü üzerinde EEG işaretlerinin görüntülenmesi ve kaydedilmesi sağlanmıştır. Ek olarak, kulak içi EEG elektrotla alınmış EEG işaretlerinin özellikleri, standart fincan şekilli altın elektrotla alınmış EEG işaretlerine benzemiştir. Ayrıca, işaretlerin iyi kalite ile epilepsi benzeri aktiviteyi belirlemek mümkün olmuştur (Juez et al., 2021).

Tawheed ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada eğitim ve araştırma amaçlı tek kanallı EEG işaretlerinin alınması ve görüntülenmesi için bir sistem geliştirilmiştir. Tasarlanmış sistemde ayırık ve yerel bulunabilen komponentleri kullanılmıştır. Bilgisayara bağlanabilen bir Arduino UNO kartı aracılığıyla ve MATLAB platformunda analiz edilebilen EEG kaydı için düşük maliyetli bir analog ön uç geliştirilmiştir. Çalışmada donanımsal olarak kullanılan malzemeler: Ag/AgCl elektrotlar, AD620 enstrümantasyon yükseltici, --741 tipli işlemsel kuvvetlendiriciler, dirençler, kondansatörler ve Arduino UNO kartıdır. Yazılımsal olarak bu çalışmada EEG işaretlerinin görüntülenmesi, analiz edilmesi ve kaydedilmesi için MATLAB yazılımı kullanılmıştır. Sonuç olarak bu çalışmada düşük maliyetli ve araştırmalara uygun olarak bir EEG kayıt sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemin test aşmasında alınan işaretlerinin analiz edilmesinde, elde edilen Alfa dalgaları, literatürde bulunmuş Alfa dalgaları şekillerine benzemiştir. Elde ettikleri bulgularına göre tasarlanmış ve gerçekleştirilmiş sistem başarılı bir şekilde çalıştığını belirtmişlerdir (Tawheed et al., 2021).

3. EEG TEMELLERİ

3.1. EEG Tanıtımı

İnsan beyninin serebral korteksindeki nöronların çalışmasından kaynaklanan aktivitenin bir sonucu olarak, kafa derisine iletken elektrotlar yerleştirilerek algılanabilen küçük elektriksel potansiyeller üretilir. Bu elektriksel potansiyeller kaydedilmekte ve beyni izlemek için yaygın olarak kullanılır ve bu invaziv olmayan yöntemle Elektroensefalogram (EEG) adı verilmektedir. EEG'nin diğer beyin görüntüleme tekniklerine göre ana avantajları, beyindeki olayları milisaniyelik hassasiyetle takip edebilen çok yüksek bir zamansal çözünürlüğe sahip olması, iletilebilir olması, klinik ortamlar ve laboratuvarlar dışında gerçek dünya nörogörüntülemeye izin vermesidir. Bu avantajların sayesinde EEG, epilepsi teşhisinden duyguların izlenmesine kadar sağlık, eğitim ve eğlence gibi çeşitli uygulamalarda yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (Tamura and Chen, 2018).



Şekil 3.1. EEG kaydının bir örneği (Maksymenko, 2019)

Elektroensefalogram'ın incelenmesi, insan vücudundaki birçok nörolojik bozukluğun ve diğer anormalliklerin teşhisine yardımcı olmaktadır. İnsandan (veya hayvandan) elde edilen EEG işaretlerin incelemesi, aşağıdaki klinik sorunları

araştırmak için kullanılabilir (Sanei and Chambers, 2007):

- Koma, uyanıklık ve beyin ölümünün izlenmesi.
- Anestezi derinliğinin kontrolü yapılması.
- Felç, kafa travması ve tümörü takiben zarar gören alanlarının belirlenmesi.
- Epilepsi hastalığı için ilaç etkilerinin test edilmesi.
- Epilepsiyi hastalığının araştırılması ve nöbetin kaynağının bulunması.
- Bilişsel katılımın izlenmesi (Alfa dalgaları).
- Biyolojik geri bildirim durumlarının üretilmesi.
- Beyin gelişiminin izlenmesi.
- Fizyoloji ve uyku bozukluklarının araştırılması.
- İlaçlarının sarsıcı etkileri açısından test edilmesi.
- Diğer görüntüleme yöntemleriyle birlikte bir hibrit sistem olarak veri kayıt sisteminin sağlanması.
- Zihinsel bozukluklarının araştırılması.

3.2. Beynin Yapısı ve İşlevleri

İnsan beyni anatomik olarak üç ana bölüme ayrılabilir: serebrum, beyincik (serebellum) ve beyin sapı. Serebrum, beynin en büyük ve en önemli bileşenidir ve genel olarak motor işlevlere kadar düşünce ve duygularla ilgili işlevlerden sorumludur. Serebrumda ana bileşen ve dikkatin odağı, serebral korteks adı verilen sinir dokusundan oluşan beynin dış tabakasıdır. Serebrum esas olarak eşit büyüklükte ve simetrik, ancak işlevsel olarak farklı sağ ve sol hemisfer olarak bilinen iki yarım küreye bölünmektedir. Her bölümün işlevleri aşağıdaki gibi ayrı ayrı sıralanabilir (Abhang et al., 2016; Siuly et al., 2016):

1. Sağ hemisfer işlevleri:

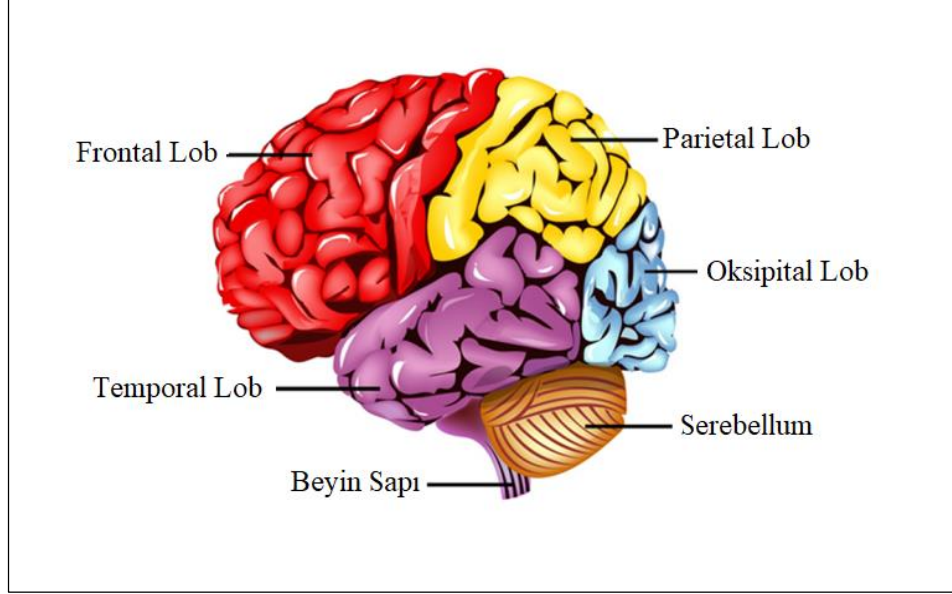
- Vücudun sol tarafını kontrol etmekten sorumludur.
- Duygusal ifadede sağ yarıküre baskındır.
- Yaratıcı bilinçten sorumludur.
- Yüz ifadelerinin ve vücut duruşunun algılanmasında baskındır.

2. Sol hemisfer işlevleri:

- Vücudun sağ tarafını kontrol etmekten sorumludur.
- Dillerde sol yarıküre baskındır.
- Bilim ve matematikte bulunanlar gibi mantıksal görevleri yerine getirir.

- Sosyal duyguların ön işleme için önemlidir.

Her yarım küre dört loba bölünmektedir. Şekil 3.2’de gösterilmiş frontal, parietal, oksipital ve temporal loblar insan vücudun çeşitli işlevlerinden sorumludur (Abhang et al., 2016; Siuly et al., 2016).



Şekil 3.2. İnsan beynin yapısı ve lobları (Alotaiby et al., 2015)

A. Frontal lob:

Beynin frontal lobu, duyguların kontrol merkezidir. Kişiliğimizi şekillendirmekten sorumludur ve kararları etkilemede rolü vardır. Konumu açısından merkezi sulkusun ön tarafında bulunur. Frontal lob, diğer beyin loblarından bilgi sinyallerini almaktadır. Bu lobun işlevleri arasında problem çözme, yargılama ve motor işlevlerin yanı sıra organizasyon, planlama ve kısa süreli hafızadan sorumlu olması yer almaktadır.

B. Parietal lob:

Beynin parietal lobu, uzamsal ilişkileri koordine etmede bilgiye yardımcı olur ve bilişsel amaçlar için duyuşsal bilgiyi işler. Konum olarak, beynin orta kısmında, oksipital lobun üzerinde ve merkezi sulkusun arkasında bulunur. Fonksiyonlar açısından, parietal lob, sıcaklık, dokunma gibi duyuşsal bilgilerin işlenmesinden, vücudun beş duyuşunun işlenmesinden, el yazısı, algı ve bilgi işlemeden sorumludur.

C. Temporal lob:

Temporal lob, birincil işitsel korteksin yeridir ve işitsel seslerin işlenmesinde ve duyduğumuz sesleri ve dili yorumlamada önemli bir rol oynar. Temporal lob,

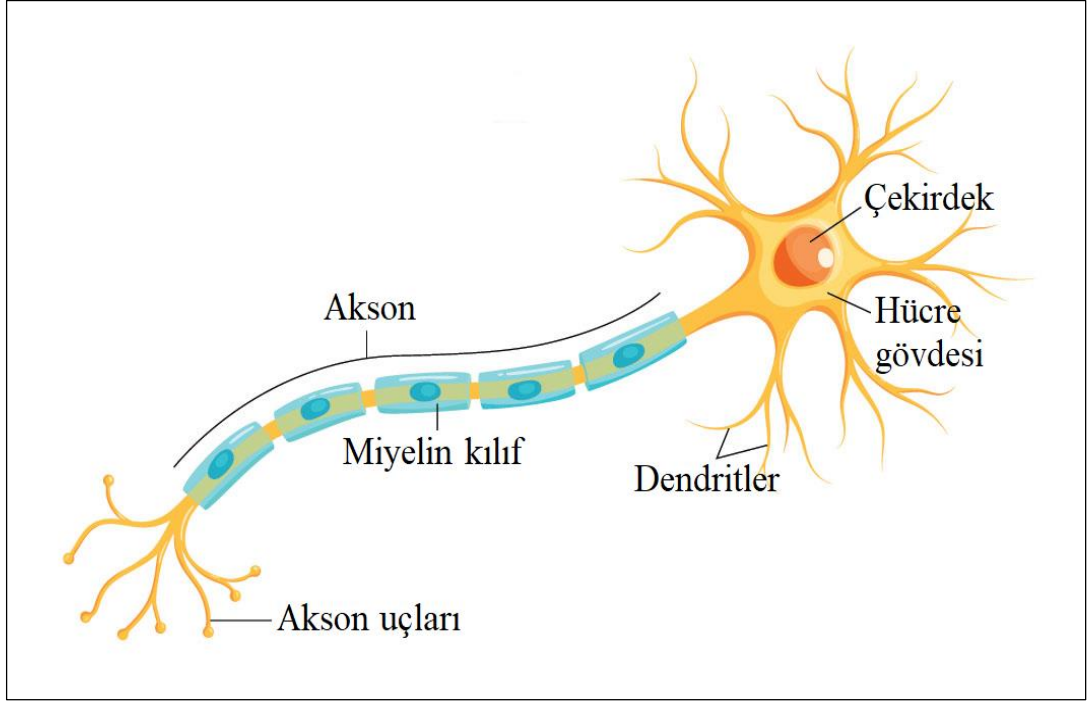
beynin alt kısmında lateral fissürün altında bulunur. Beynin her iki tarafında birer temporal lobu bulunur ve kulaklara yakındır. Temporal lobun temel işlevi, koku, tat ve ses duyularından gelen bilgileri işlemektir. Ayrıca bellek depolamada, kokuların ve seslerin yorumlamasının yanı sıra görsel ve sözlü anıların oluşturmada bir rolü vardır.

D. Oksipital lob:

Oksipital lob, öncelikle görsel bilgilerin işlenmesinden sorumludur ve beynin birincil görsel işleme merkezidir. Beynin dört lobunun en küçüğüdür. Bu lob, beynin arkasında, temporal ve parietal lobların arkasında, kafatasının arkasına yakın bir yerde bulunur. Gözlerden aldığı görüntüleri işler ve bu bilgileri bellekte depolanan görüntülerle ilişkilendirir. Bu lobun diğer işlevleri arasında görsel-uzaysal işleme, renk ve hareket tanıma yer almaktadır.

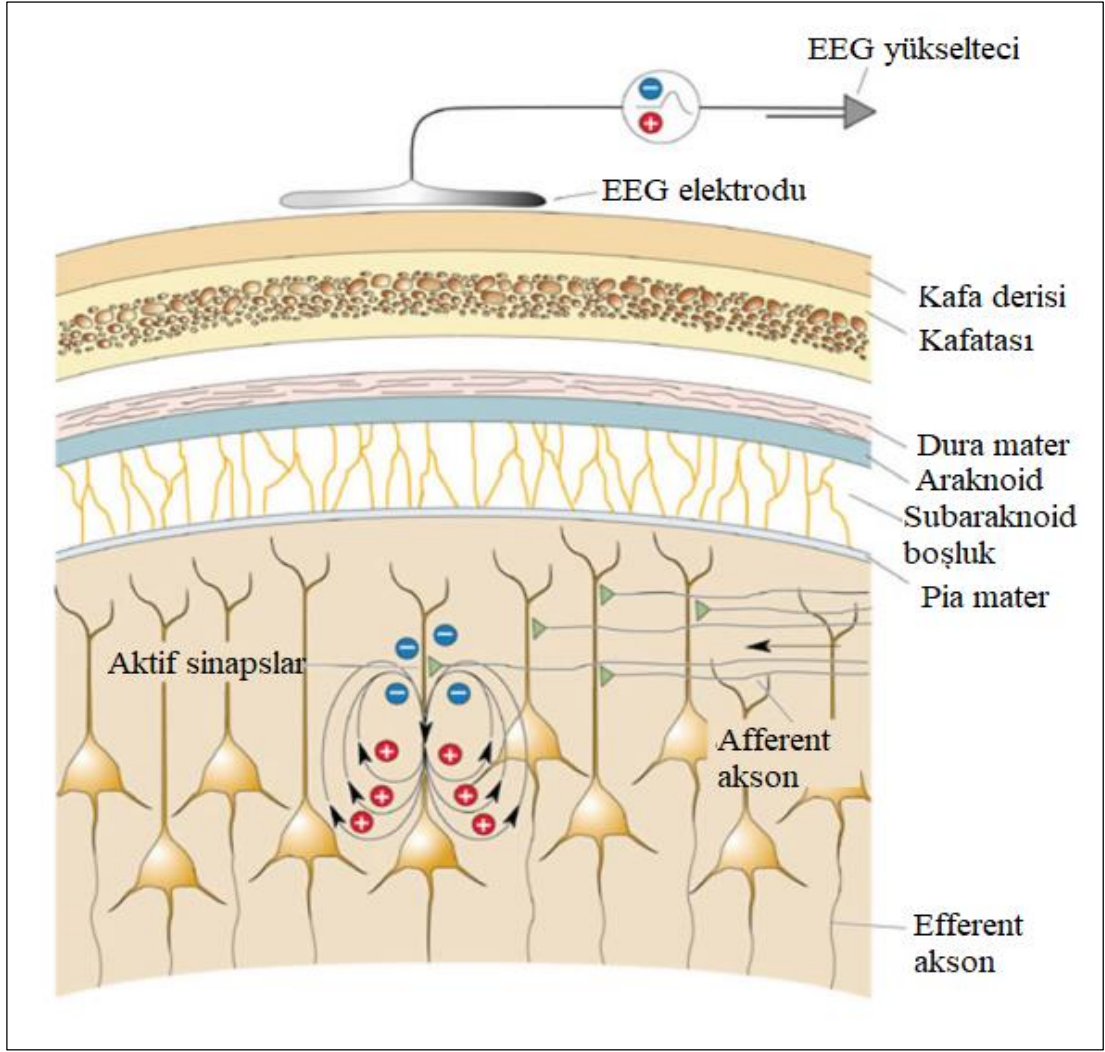
3.3. EEG İşaretinin Oluşumu

İnsan beyni, yaklaşık 100 milyar sinir hücresi içerir ve bu hücrelere nöron adı verilmektedir. Bu nöronlar, beynin elektrik yüklerini korumaktadır. Nöronlar, diğer hücre tipleriyle ortak özelliklere sahiptir, ancak elektrokimyasal yapıları ile ayırt edilmektedir. Bu elektrokimyasal yapı, nöronların aralarında uzun mesafeler boyunca elektrik sinyallerini iletmelerini sağlamaktadır. Şekil 3.3'te görüleceği gibi, nöronlar üç ana bölümden oluşur: hücre gövdesi, aksonlar ve dendritler. Akson ve dendritik bağlantı aracılığıyla nöronlar birbirleriyle iletişim kurabilir. Bu iletişim aksiyon potansiyelleri aracılığıyla sağlanır. Aksiyon potansiyeli, aksonun dış kısmı boyunca iyonların pompalandığı bir olaydır. Bu olayda aksonun iyonik yapısında hızlı bir değişikliğe neden olur ve bu sayede elektrik sinyalinin aksondan diğer dendritlere hızlı bir şekilde iletilmesini sağlar. İyonik yükteki bu hızlı değişim meydana geldikten sonra, nöronun hücre zarının hem içinde hem de dışında bir elektriksel potansiyel üretilir. Nöronlar, sinir iletiler (nörotransmitterler) adı verilen kimyasalları serbest bırakır ve bu nöronlar bir elektrokimyasal konsantrasyon gradyanı ile aktive edildiğinde, yerel akım akışları üretilir. Beynin elektrik akımının ana bileşeni, esas olarak, zar potansiyeli tarafından yönetilen yönde nöronların zarlarındaki kanallardan pompalanan kalsiyum Ca^{++} , klorür Cl^- , sodyum Na^+ ve potasyum K^+ iyonlarıdır (Siuly et al., 2016; Teplan, 2002).



Şekil 3.3. Nöronun yapısı (Clair, 2021)

Nöronların elektriksel aktivitesi iki alt gruba ayrılabilir; Aksiyon potansiyelleri (AP) ve postsinaptik potansiyeller (PSP). Kafa derisinin yüzeyindeki elektriksel potansiyeller, önleyici ve uyarıcı düşük frekanslı PSP'ler tarafından oluşturulmaktadır. Piramidal nöronlar elektrik sinyallerinin oluşumunda önemli bir rol oynar. Piramidal nöronlar, Şekil 3.4'te gösterildiği gibi hücre gövdesi ile apikal dendritler arasında dipoller oluşturur. Üretilen elektriksel potansiyeller çok küçüktür, bu nedenle kafa derisinden elektriksel aktiviteyi kaydedebilmek için bu aktivitenin büyük bir aktif nöron grubu tarafından üretilmesi gerekmektedir (Siuly et al., 2016).



Şekil 3.4. Piramidal hücrelerdeki sinaptik akımlarla çok küçük elektrik alanlarının üretilmesinin çizimi (Siuly et al., 2016)

Genel olarak, Elektroensefalogram serebral kortekste bulunan birçok piramidal nöronda dendritlerin sinaptik uyarılması sırasında akan akımları ölçmektedir (Teplan, 2002).

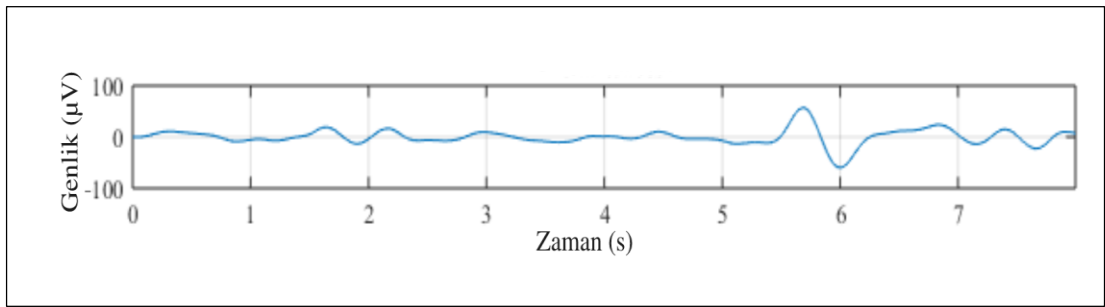
3.4. EEG Dalgalarının Türleri

Beyindeki nöronların aktivitelerinden kaynaklanan dalgalar değişkendir ve önceden kestirilemez ve her dalga belirli bir olaya karşı verilen bir tür tepki olarak beyinde belirli bir faaliyetin gerçekleşmesini ifade eder. Bu dalgaların temel özellikleri, genlik ve frekans açısından farklılık göstermeleri, kişiden kişiye sağlık, uyku ve uyanıklık durumuna göre farklılık gösteren periyodik olmayan dalgalar olmalarıdır. Ayrıca bu dalgalar yaşla birlikte değişmektedir. Bu alan ile ilgili uzmanlar, EEG işaretlerini görsel olarak inceleyerek birçok beyin bozukluğunu teşhis edebilmektedir. Farklı frekans bantlarında değişen beş ana beyin dalgası

vardır. Bu dalgalar beyin ritimleri olarak bilinir ve düşük frekanslardan yüksek frekanslara sırasıyla frekans aralıklarına göre sınıflandırılmaktadır (Sanei and Chambers, 2007; Siuly et al., 2016):

3.4.1. Delta Dalgaları

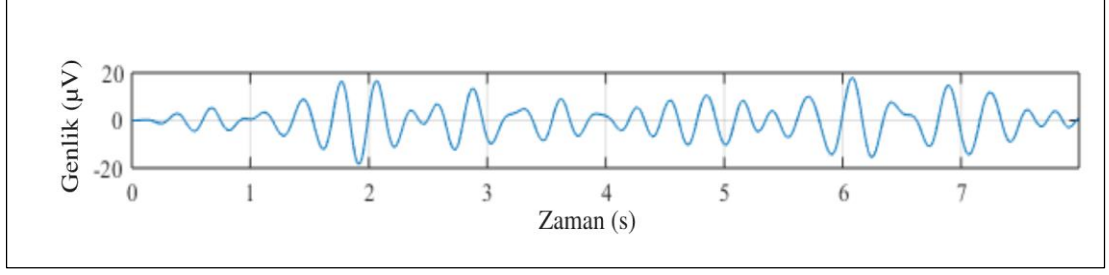
Delta dalgaların en yavaş beyin dalgaları olarak nitelendirilirken, genlik açısından en yüksek olan 0.5-4 Hz frekans aralığındadır. Bu dalgalar esas olarak derin uyku ve ciddi beyin bozuklukları durumlarında ve uyanıklık durumunda da kaydedilebilen düşük beyin aktiviteleri ile ilişkilidir. Şekil 3.5'te Delta dalganın zaman düzleminde bir örneği gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Delta dalganın bir örneği (Hossan and Chowdhury, 2016)

3.4.2. Teta Dalgaları

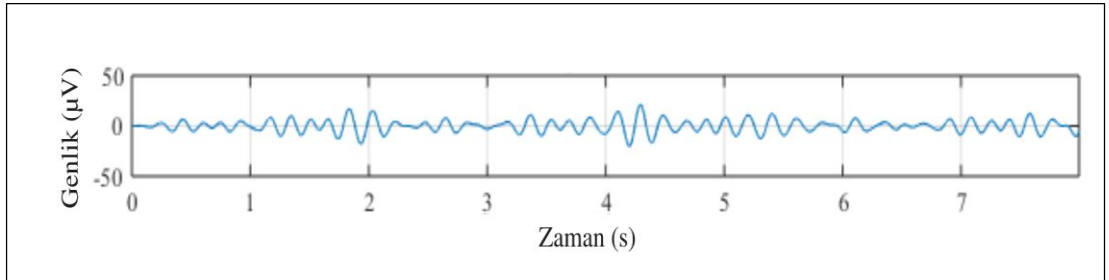
Duygusal stres, özellikle hayal kırıklığı, yaratıcı ilham ve derin meditasyondan Teta dalgaları kaynaklanır. Ayrıca bilinç uyuşukluğa düştüğünde ortaya çıkar. Teta dalgaları 4-7.5 Hz frekans aralığındadır ve genlikleri genellikle 20 mikro Volttan yüksektir. Teta dalgası genellikle diğer frekanslarla karışır ve uyarılma düzeyi ile ilişkili görünmektedir. Teta dalgası çocuklukta önemli bir rol oynar. Uyanık yetişkinlerde daha büyük Teta dalgası aktivitesi kümeleri anormal olarak kabul edilir ve çeşitli patolojik sorunlardan kaynaklanır. Bu tür dalgaların ritmindeki değişiklikler, olgunlaşma ve duygu çalışmaları için incelenir. Şekil 3.6'da Teta dalganın zaman düzleminde bir örneği gösterilmiştir.



Şekil 3.6. Teta dalganın bir örneği (Hossan and Chowdhury, 2016)

3.4.3. Alfa Dalgaları

Alfa dalgaları, herhangi bir dikkat veya konsantrasyon olmaksızın rahatlamış bilinç halleriyle ilişkilidir ve tüm beyin aktivite alanında en çok belirgindir. Alfa dalgaları 8-13 Hz frekans aralığındadır ve genellikle dairesel veya sinüzoidal şekilli bir sinyal olarak görünür. Ancak nadir durumlarda keskin dalgalar şeklinde görünebilir. Alfa ritmi, bir kişinin gözleri kapalıyken veya rahat bir durumdayken, esas olarak başın arkasında (oksipital lob) ortaya çıkar. Alfa dalgaları genellikle insanlar gözleri kapalı iken üretildiğinden dolayı beyin görsel bölgelerinde üretilen bir bekleme veya tarama modeli olduğu iddia edilir. Dolayısıyla gözleri açarak, garip sesler duyarak, dikkat veya zihinsel konsantrasyon hallerde Alfa ritmi azaltılabilir veya ortadan kaldırılabilir. Ayrıca, beyin duyu bölgelerinden kaydedilen Alfa aktivitesine de Mu aktivitesi denir. Şekil 3.7’de Alfa dalganın zaman düzleminde bir örneği gösterilmiştir.

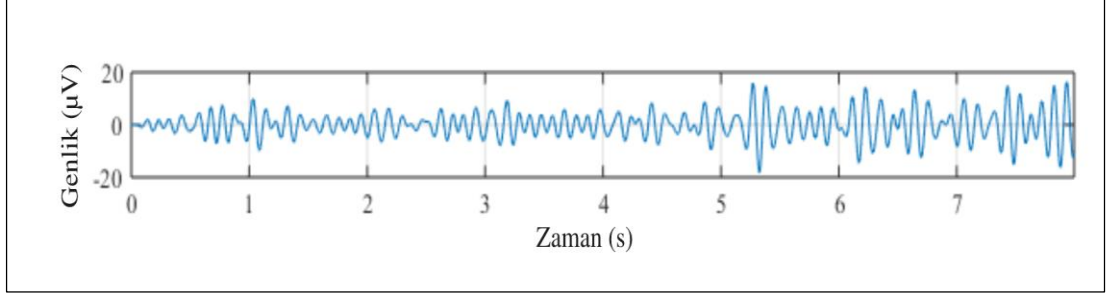


Şekil 3.7. Alfa dalganın bir örneği (Hossan and Chowdhury, 2016)

3.4.4. Beta Dalgaları

Beta dalgaları, 13-30 Hz frekans aralığında değişen beyin elektriksel aktivitesi olarak tanımlanır ve düşük genliklidir. Beta dalgaları, aktif düşünme, aktif dikkat, somut problemleri çözmenin yanı sıra dış dünyaya odaklanma ile ilişkili beyin normal uyanıklık ritmidir. Beyin uyarıldığında ve zihinsel faaliyetlere aktif olarak katıldığında, beyin beta dalgaları üretir. Beta ritmi, esas olarak beyin ön ve orta

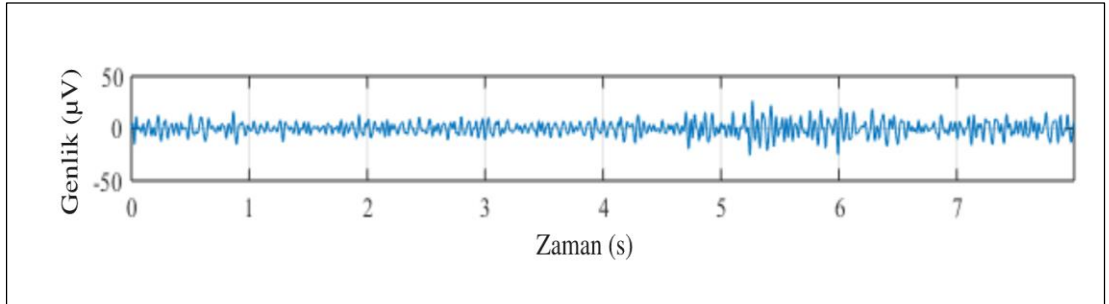
bölgelerinde aktive edilir ve bir kişi panik halindeyken de yüksek düzeyde bir Beta dalgası elde edilebilir. Şekil 3.8’de Beta dalganın zaman düzleminde bir örneği gösterilmiştir.



Şekil 3.8. Beta dalganın bir örneği (Hossan and Chowdhury, 2016)

3.4.5. Gamma Dalgaları

Gamma dalgaları birçok bilişsel ve motor fonksiyonla ilişkilidir ve frekansları 30 Hz ve üzerinde başlayıp 80 ila 100 Hz arasında maksimum aralığa ulaşabileceğinden, önceki ritimlerin frekanslarından daha yüksek frekansa ve daha düşük genliğe sahiptir. Bu dalgalara bazen hızlı beta dalgaları denir. Genel olarak, yüksek EEG frekansının olduğu alanlar beynin ön merkezinde yer alır. Gamma dalga bandının, beynin olaya bağlı senkronizasyonunun (ERS) iyi bir göstergesi olduğu ve bu ritimlerin tespitinin bazı beyin hastalıklarını doğrulamak için kullanılabilmesidir. Şekil 3.9’da Gamma dalganın zaman düzleminde bir örneği gösterilmiştir.



Şekil 3.9. Gamma dalganın bir örneği (Hossan and Chowdhury, 2016)

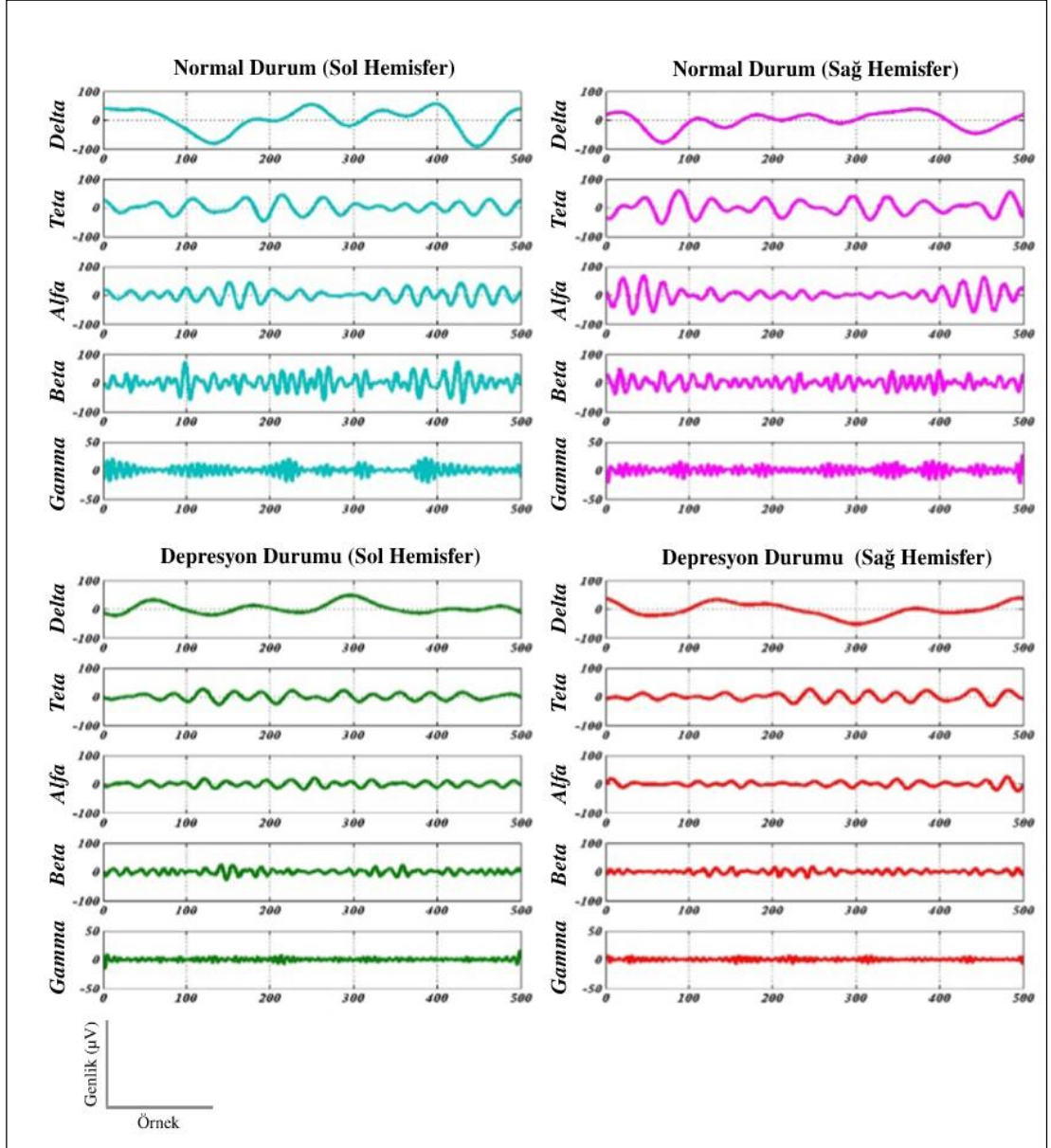
3.5. EEG Ritimlerinin Karşılaştırılması

Beyin dalgalarının ana türleri yukarıda açıklandığı gibi, ritimlerin birbirinden farklı bir frekans bandı ve genlik aralığı vardır. Ayrıca bu dalgaların beyin bölgelerinde etkili oluşum yerleri farklıdır ve durumdan duruma daha etkili bir şekilde meydana gelebilir. Beyin dalgaları ile ilgili bu bilgilerin karşılaştırılması Tablo3.1’de özetlenmiştir.

Tablo 3.1. EEG ritimlerinin frekans bandı, genlik aralığı, konumu ve meydana gelme durumları (Gowri S G and Raj P, 2017; Mantri et al., 2012; Singh et al., 2015)

Beyin Dalgası (EEG Ritmi)	Frekans Bandı [Hz]	Genlik [μ V]	Konum	Durum
Delta	0.5 - 4	20 - 200	Frontal lob	Derin uyku
Teta	4 - 8	20 - 100	Orta hat ve Temporal	Uyuşukluk veya meditasyon
Alfa	8 - 13	20 - 60	Frontal ve Oksipital	Rahatlık veya kapalı gözler
Beta	13 - 30	2 - 20	Frontal ve Merkez	Konsantrasyon veya aktif düşünme
Gamma	>30	5 - 10	Parietal lob	Bilişsel işlevler

Beyin sinyallerini sınıflandırmak ve ham EEG işaretinden ritimleri çıkarmak büyük bir önem taşımaktadır. Buna bir uygulama olarak, depresyon durumunun belirlenmesidir. Şekil 3.10’da normal durumda ve depresyon durumunda EEG ritimlerinin sinyallerindeki değişiklikleri göstermektedir.



Şekil 3.10. Normal ve depresyon durumlarında, iki hemisfer için, EEG ritimlerinin işaretleri (Akbari et al., 2021)

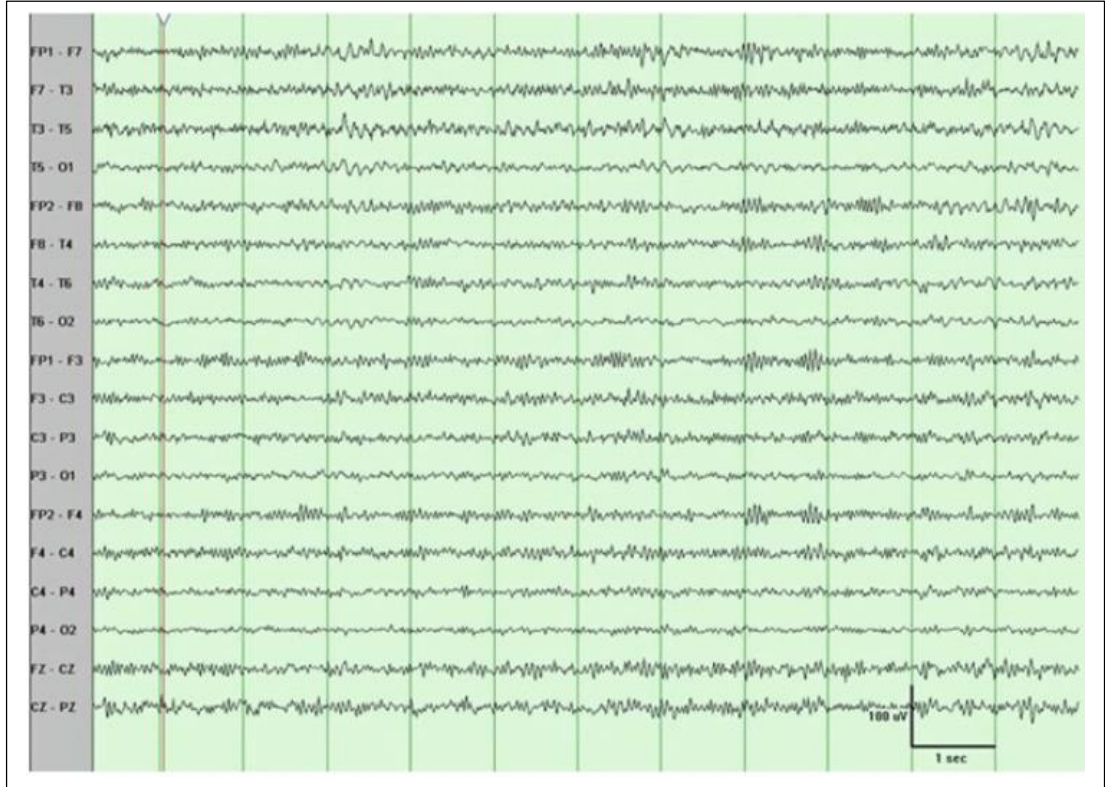
Bu çalışmada ham EEG işaretin üzerinde dijital filtreler uygulayarak Alfa, Beta, Delta, Gamma ve Teta işaretlerini elde edip ve gerçek zamanlı olarak görüntüleyip ve bu çalışmada geliştirilen Bulut sisteminde saklanmaktadır. Bu konuyu, çalışmanın ilerleyen bölümlerinde ayrıntılı bir şekilde açıklanacaktır.

3.6. EEG Desen Örnekleri

EEG işaretleri zaman düzleminde incelendiğinde farklı şekiller alıp, sürekli değişip ve bir kişinin yaşı ve durumuna göre değiştiğini görülmektedir. Ancak genel olarak bu işaretlerin oluşturdukları desenlerine bakarak bu işaretlerin normal veya anormal işaretler olduğunu anlamak mümkündür. Bu çalışmada, EEG

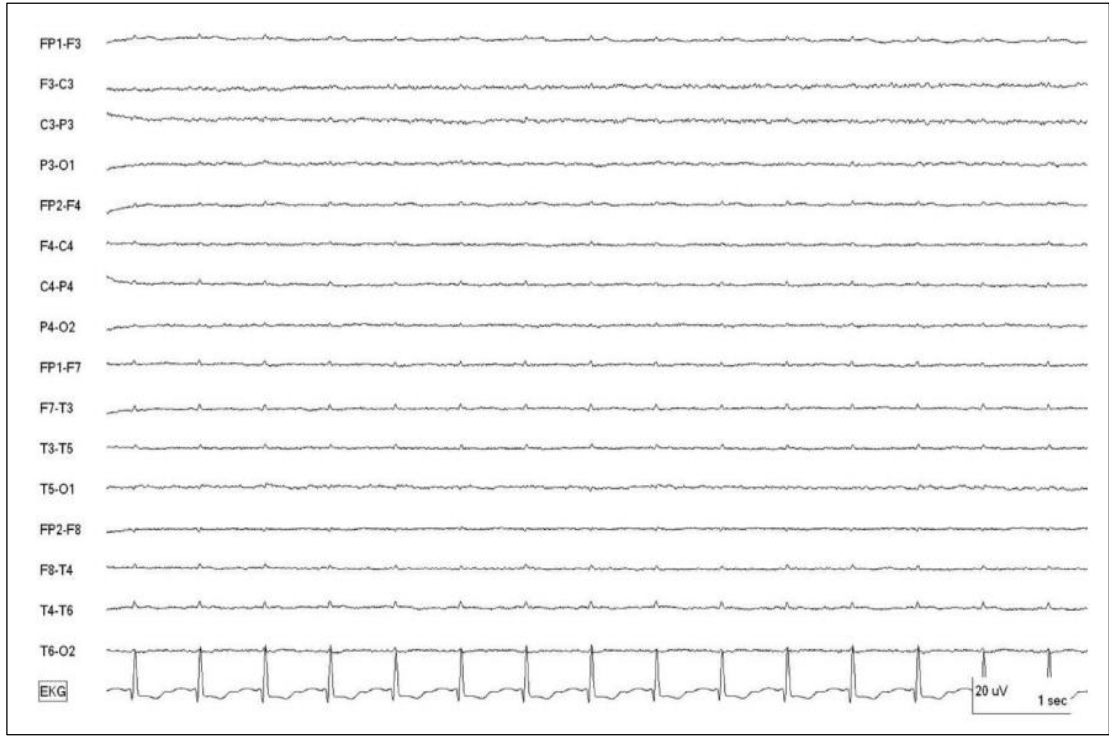
işaretlerinin alım ve ölçüm sistemi tasarlarken elde edilen işaretlerinin kalitesinin yanı sıra normal olup olmadığını kontrol edebilmek için literatürde birçok EEG işaretlerinin desenleri ve tipleri incelenmiştir ve incelenmiş EEG desen örneklerin bir kısmını bu bölümde gösterilmektedir.

Normal durumdaki EEG işaretlerine bir örnek olarak, uyanık beynin normal beta aktivitesi Şekil 3.11'de gösterilmektedir.



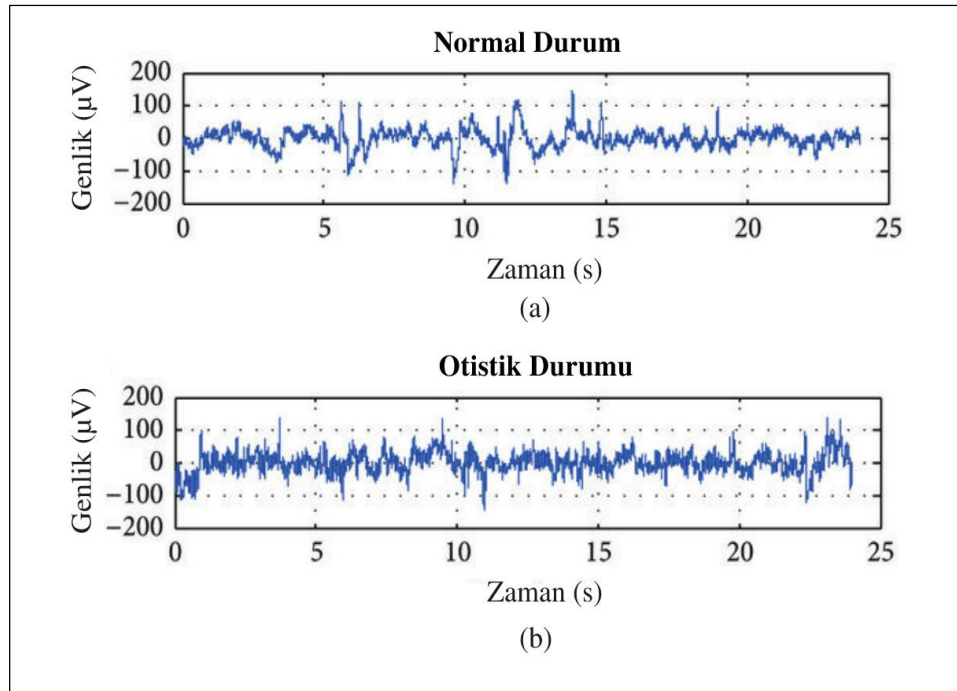
Şekil 3.11. Normal durumda EEG işaretlerinin kaydı (Siuly et al., 2016)

Elektroensefalogramdan ayırt edilebilen bir anormallik örneği komadır. Şekil 3.12'de barbitüratlara (sakinleştirici ve uyku getirici) bağlı elektroserebral hareketsizliği gösterilmektedir. Bu vakada, komada olan 30 yaşındaki bir kadından EEG işaretlerini alınmıştır. Sinyal yükselticilerin yüksek kazanç faktörüne rağmen beyin aktivitesinin olmadığı sinyallerden anlaşılmaktadır. Ayrıca Şekil 3.12'de en altta Elektrokardiyogram (EKG) sinyali çizdirilmiştir.



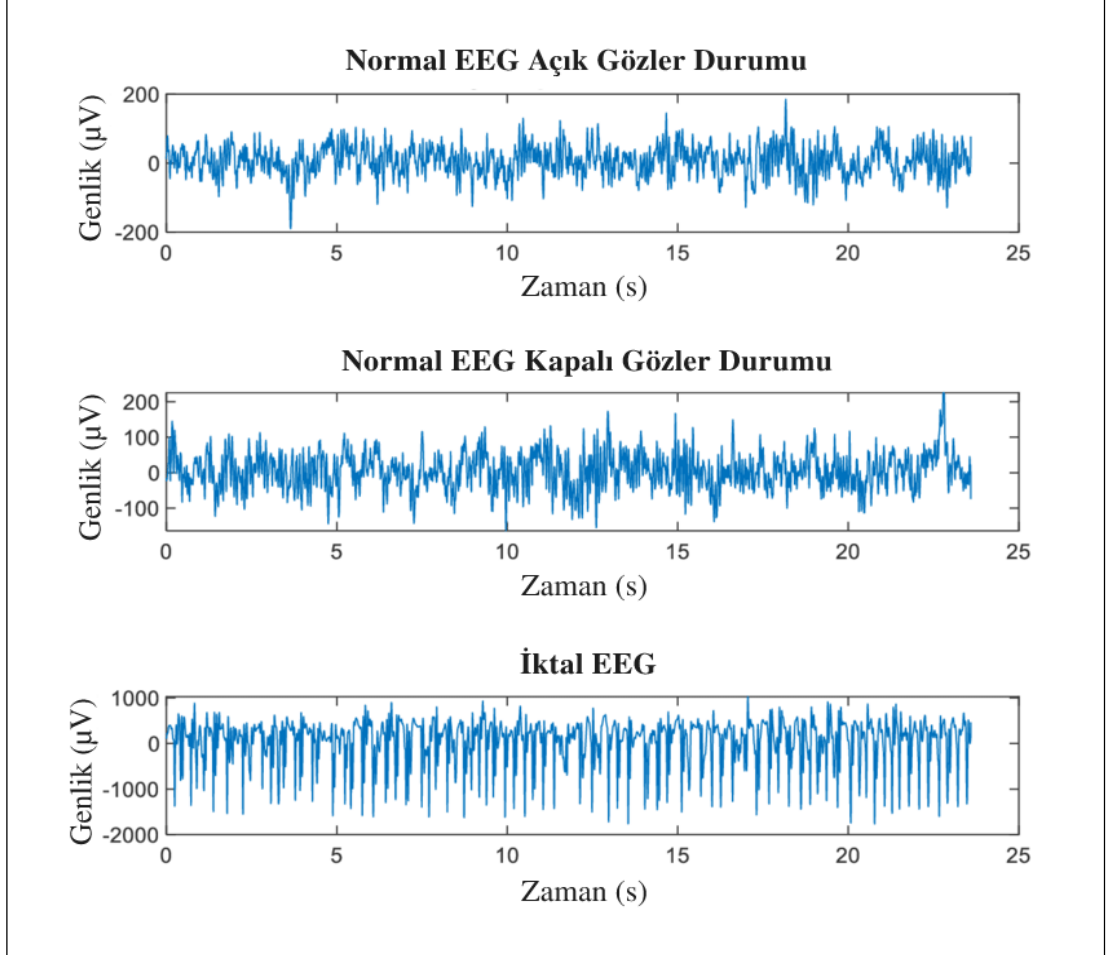
Şekil 3.12. Koma durumunda EEG işaretleri (Hirsch and Brenner, 2010)

Bazı çalışmalarda otistik durumda elektroensefalogram sinyallerinin normal durumdan değiştiği görülmüştür. Normal ve otistik durumlarda elde edilen EEG işaretleri Şekil 3.13'te gösterilmiştir (Djemalet al., 2017).



Şekil 3.13. EEG işaretlerinin örneği (a) Normal durum (b) Otistik durumu (Djemalet al., 2017)

EEG işaretlerinin açık göz durumu ile kapalı göz durumu değişiklik gösterdiği bilinmektedir. Şekil 3.14'te üç EEG işareti gösterilmektedir: birincisi açık gözler durumunda normal bir sinyaldir, ikincisi kapalı gözler durumunda normal bir sinyaldir ve üçüncüsü epilepsi hastalığı durumunda İktal (anormal) bir EEG sinyalidir.



Şekil 3.14. Açık ve kapalı gözler durumlarında normal EEG ve İktal EEG işaretleri (Şeker ve Özerdem, 2019)

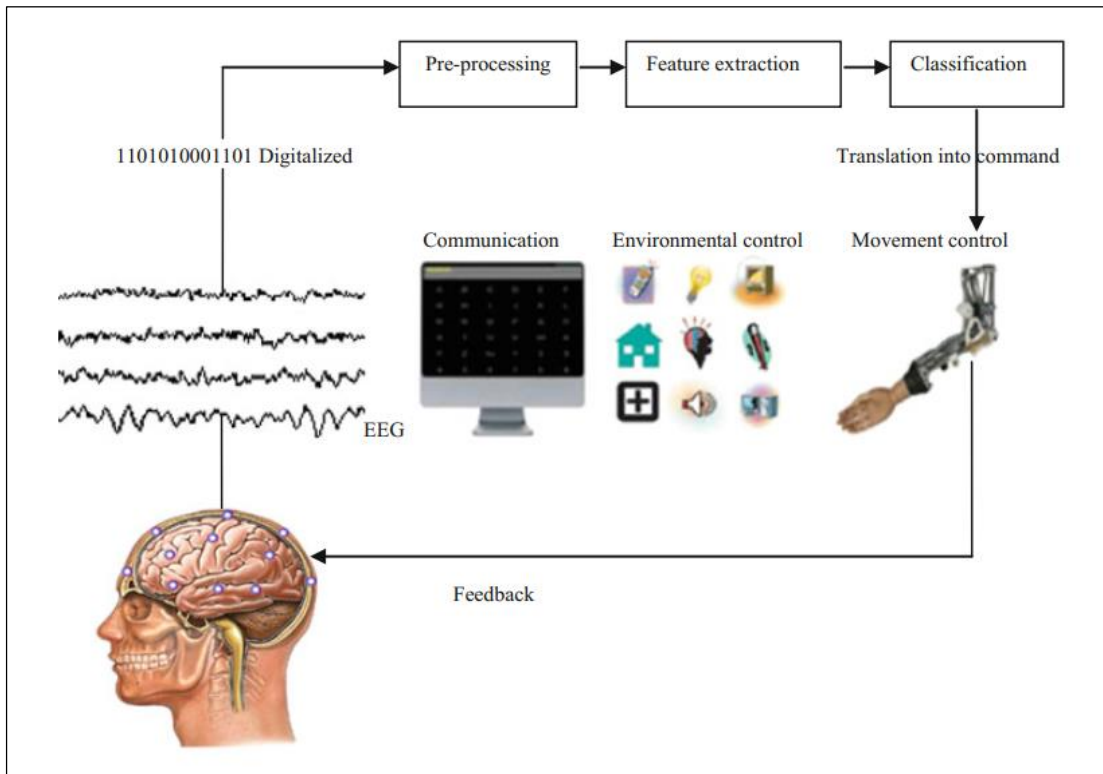
3.7. Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BCI) Sistemleri

Beyin Bilgisayar Arayüzü (BCI), bir kullanıcının düşüncelerini veya yürütülmesini istediği komutları yalnızca EEG işaretleri aracılığıyla tanıyabilen ve buna göre tepki verebilen bir iletişim sistemi olarak tanımlanmaktadır (Teplan, 2002). Bu sistem, insan beyninin bilgisayar sistemi ile iletişim kurması için bir kanal görevi görerek, kullanıcılarının beyin aktiviteleri aracılığıyla sinirlerden ve periferik kaslardan bağımsız olarak harici cihazları kontrol etmesini sağlamaktadır (Vaid et al., 2015).

BCI araştırmalarının birincil amacı, tamamen felçli veya konuşma yeteneği olmayan kişiler olmak üzere ciddi fiziksel engelleri olan kişilere teknolojiler ve yardımlar sağlama olmasıdır. Son yıllarda bilgi işlem gücündeki büyük gelişme ve teknolojilerin ilerlemesi, nöral kontrol olanaklarını büyük ölçüde genişletmesine neden olmuştur. Beyin-bilgisayar arayüzü ile ilgili uygulamalar iletişim, protezler kontrolü, robotik ve hatta sanal gerçeklik eğlence uygulamaları dahil olmak üzere insana yardımcı teknoloji uygulamaları gibi çeşitli alanlarda kullanımı için birçok uygulama geliştirilmiştir (Tan and Nijholt, 2010).

Beyin-bilgisayar arayüzü sistemleri, insan beyni ile bilgisayar iletişimini sağlayan ve bilgisayar tabanlı yeni bir teknoloji olduğundan bu alan nispeten yenidir. Bu tür sistem, beyin sinyallerini alıp ve analiz edip ve daha sonra işlenen bilgileri, kullanıcının düşündüğü komuta göre istenen eylemi gerçekleştirmek için bir çıkış cihazına gönderilen komutlara dönüştürmektedir. şekil 3.15'te BCI sistemlerinin genel mimarisi çizimi gösterilmiştir (Siuly et al., 2016).

Yukarıdakileri özetlersek, BCI sistemlerinin bireylerin kaslarını kullanmak yerine bilinçli olarak düşüncelerini kontrol ederek dış çevre ile etkileşime girmesine ve belirli komutları yerine getirmesine olanak sağladığı söylenebilir.



şekil 3.15. BCI sistemlerinin genel mimarisi çizimi (Siuly et al., 2016)

3.7.1. BCI Sistemlerinin Bileşenleri

BCI sistemlerinde, elektrot başlığı kullanıcının kafasına yerleştirilerek EEG sinyali ölçülür. Cihazları çalıştırmak için kullanıcı, uzuv hareketi hakkında düşünmeye veya kelimeler oluşturmaya çalışmak gibi belirli bir görevi zihninde hayal eder. Bu görevlerin sonucu, Elektroensefalogram sinyallerinin desenlerini etkiler, ardından bilgisayarların bu desenleri belirtme ve farklı görevlere ayırma rolü gelmekte ve böylece kontrol edilecek cihazı kontrol etmek için tekerlekli sandalye gibi cihaza komutlar göndermektedir. Benzer işlemlerle bilgisayar fare işaretçisini hareket ettirerek bir bilgisayar uygulamasını kontrol etmek mümkündür. Beyin-bilgisayar arayüzü sistemlerin en büyük özelliklerinden biri, gerçek fiziksel veya kassal hareket gerektirmemesidir. Bu nedenle, beyin-bilgisayar arayüzü, ciddi motor engelleri olan kişiler için olası tek iletişim aracı olabilir (Siuly et al., 2016; Vaid et al., 2015).

Genel olarak, BCI sistemleri kapalı döngülü bir süreçten oluşur. Nöronal aktiviteden gelen beyin sinyallerinin (kafa derisi, kortikal yüzey veya beyin içinde) bulunan elektrotlar tarafından algılanan beyin sinyalleri güçlendirilir ve dijital bir sinyale dönüştürülür. Beyin sinyalinin ilgili öznitelikleri çıkarılır daha sonra protez veya robotik tekerlekli sandalye gibi bir çıkış cihazını kontrol eden komutlara dönüştürülür. Bu sistemlerde kullanıcının EEG işaretleri alınırken ve işlenirken, işitsel, görsel veya dokunsal olabilen uyaranları veya zihinsel aktivite gerektiren görevleri kullanıcıya verilebilir. Sonuç olarak, EEG sinyallerinden birçok davranış tespit edilebilir. Ayrıca, kullanıcının kullandığı cihazdan gelen geri bildirim sinyali işlenir, böylece kullanıcı, cihazın performansını istenen etkinlikte tutmak için beyin sinyallerini değiştirebilir. Şekil 3.15'te anlaşılabileceği üzere BCI sistemlerinin ihtiyaç duyduğu işlemler şu şekilde özetlenebilir (Kareem Abdullah and Chao Zhu, 2014):

3.7.1.1. Sinyal Toplama

EEG sinyalleri elektrotlar tarafından algılanır ve daha sonra bir amplifikatör ve filtre ünitesi tarafından yükseltilir ve süzgeçlenir. Sinyaller, elektriksel gürültüyü veya diğer istenmeyen sinyal özelliklerini ortadan kaldırmak için elektronik işleme ve filtreleme için uygun seviyelere yükseltilir, ardından sinyaller analogdan dijitale dönüştürülür ve bir bilgisayara iletilir.

3.7.1.2. Öznitelik Çıkarma

Öznitelik çıkarma: Bu süreçte dijital sinyaller, sinyalin özelliklerini karakterize etmek ve bunları bir kişinin niyetiyle ilişkilendirmek için analiz edilir. Mevcut BCI sistemlerinde, özelliklerin çoğu şunlardır: EEG frekans bantlarındaki güç, yanıt süresi, gecikme veya genliktir.

3.7.1.3. Öznitelik Çevirme

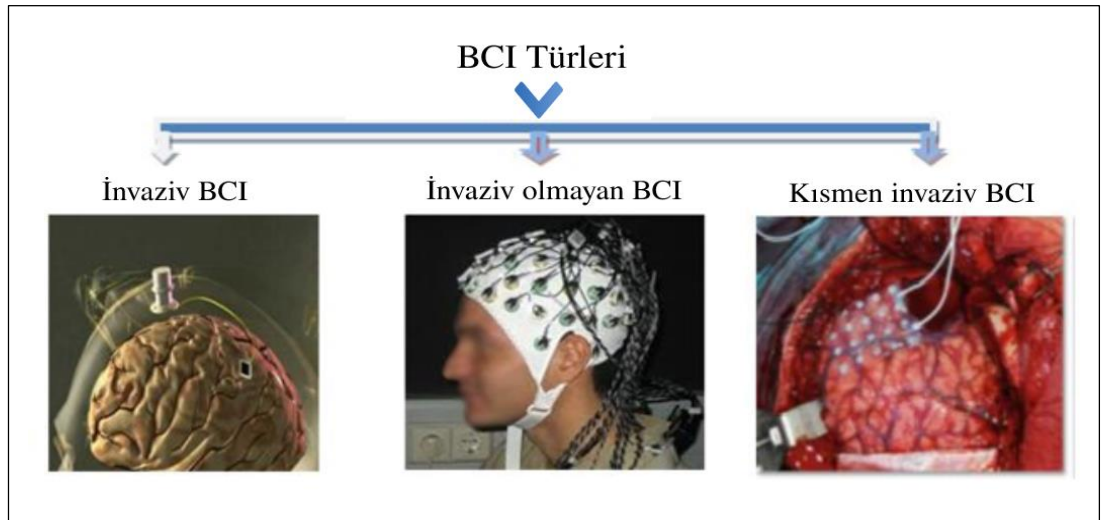
Çıkarılan özniteliklerin bileşenleri, bir mantıksal denetimine sınıflandırılır. Kullanıcının amacını yerine getiren uygun komutlara dönüştürülüp ve çıkış aygıtına verilir. Örneğin, belirli bir frekans aralığındaki düşük güç özelliği, bir bilgisayarın fare işaretçisinin yukarı kaymasına bağlanabilir.

3.7.1.4. Çıkış Cihazı ve Geri Bildirim

Mevcut BCI sistemlerinde, çıkış cihazlarının çoğu bir bilgisayar ekranıdır ve çıkış, harfleri ve sembolleri tanımlama veya bir robotik kolu çalıştırma ve diğerleri gibi harici cihazı çalıştırmak için hedeflerin seçimidir. Kapalı çevrim sistem gerçekleşmesiyle çıkış cihazı kullanıcıya geri bildirim sağlamaktadır.

3.7.2. BCI Sistemlerinin Türleri

Birkaç BCI türü vardır, ancak tüm türlerinin birincil işlevi, beyindeki nöronlar arasında iletişim kuran elektrik sinyallerine erişmek ve bunları harici cihazlar tarafından algılanan bir sinyale dönüştürmektir. Şekil 3.16'da görüleceği gibi BCI sistemlerinin türleri aşağıda özetlenmiştir (Abhang et al., 2016).



Şekil 3.16. BCI türlerinin çizimi (Nanda et al., 2017)

3.7.2.1. İnvaziv BCI

İnvaziv BCI sistemi, elektrot dizisi kafaları kalıcı olarak beynin içine gömülü olan nöral protezlerdir. Diğer BCI tabanlı sistemlerden daha iyi bir sinyal-gürültü oranına ve daha fazla doğruluğa sahiptir, ancak karmaşık implant cerrahisi gerektirirler ve genellikle kafatasında kalıcı bir delik içerirler.

3.7.2.2. İnvaziv Olmayan BCI

İnvaziv olmayan BCI'lerde elektrotlar beynin dışına yerleştirilir ve beyin sinyallerini algılamaya çalışır. Dalgaları tespit edilebilmesine rağmen, beynin bu dalgaları yaratan bölgesindeki nöronların hareketlerini doğru bir şekilde belirlemek zordur. Bu nedenle, bu tip sistemdeki sinyaller daha az doğru ve zayıf bir sinyaldir çünkü kafatası sinyalleri sönümler ve nöronlar tarafından üretilen dalgaları dağıtır.

3.7.2.3. Kısmen İnvaziv BCI

Kısmen invaziv BCI cihazları kafatasının içine implante edilir, ancak beynin dışında kalır. Bu sistem, invaziv olmayan tekniklere göre olağanüstü yüksek sinyal-gürültü oranı (SNR) ve etkilere karşı daha düşük duyarlılık ile beyin sinyalleri sağlar. Beyin sinyalleri, beynin yüzeyine subdural olarak implante edilen elektrotlar kullanılarak ölçülür.

3.7.3. BCI Sistemlerinin Uygulamaları

BCI sistemlerinin uygulamaları ve kullanımları tıp, eğitim ve güvenlik gibi çeşitli alanlarda farklılık gösterir ve bu uygulamalardan bazıları şu şekilde sınıflandırılabilir (Rao, 2013):

3.7.3.1. Tıbbi Uygulamalar

- İşitme ve görme gibi bazı kayıp duyuların geri kazanılması. Örneğin, sağırılar için koklear implantlar implante edilebilir.
- Motor Restorasyonu: Ampute ve felçli bireyler için protez cihazları sinir sinyalleri kullanılarak kontrol edilebilir
- Beyin kontrollü tekerlekli sandalyeler.
- Bilişsel restorasyon: PCI sistemleri, bir dizi nörobilişsel bozukluk için tedavi araçları olarak kullanılabilir.

3.7.3.2. Tıbbi Olmayan Uygulamalar

- Uyanık ve dikkat durumunun izlenmesi

- Güvenlik, tanımlama ve kimlik doğrulama
- Hukukta yalan tespiti ve uygulamaları
- Eğitim ve Öğrenim
- Robotik

4. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında EEG ölçüm sistemi tasarlarlarken, doğru bir ölçüm elde edebilmek için EEG işaretlerinin düşük genliği yükseltilmesinde ve çevresel gürültüden süzgeçlenmesinde kullanılacak devre komponentleri doğru seçilmesine ve devrenin aksamaları Multisim yazılımı kullanılarak simülasyonuna özen gösterilmiştir. Bu çalışmada hem donanım hem de yazılım bölümlerinde kullanılan materyalleri aşağıda açıklanmaktadır.

4.1. Donanım Materyalleri

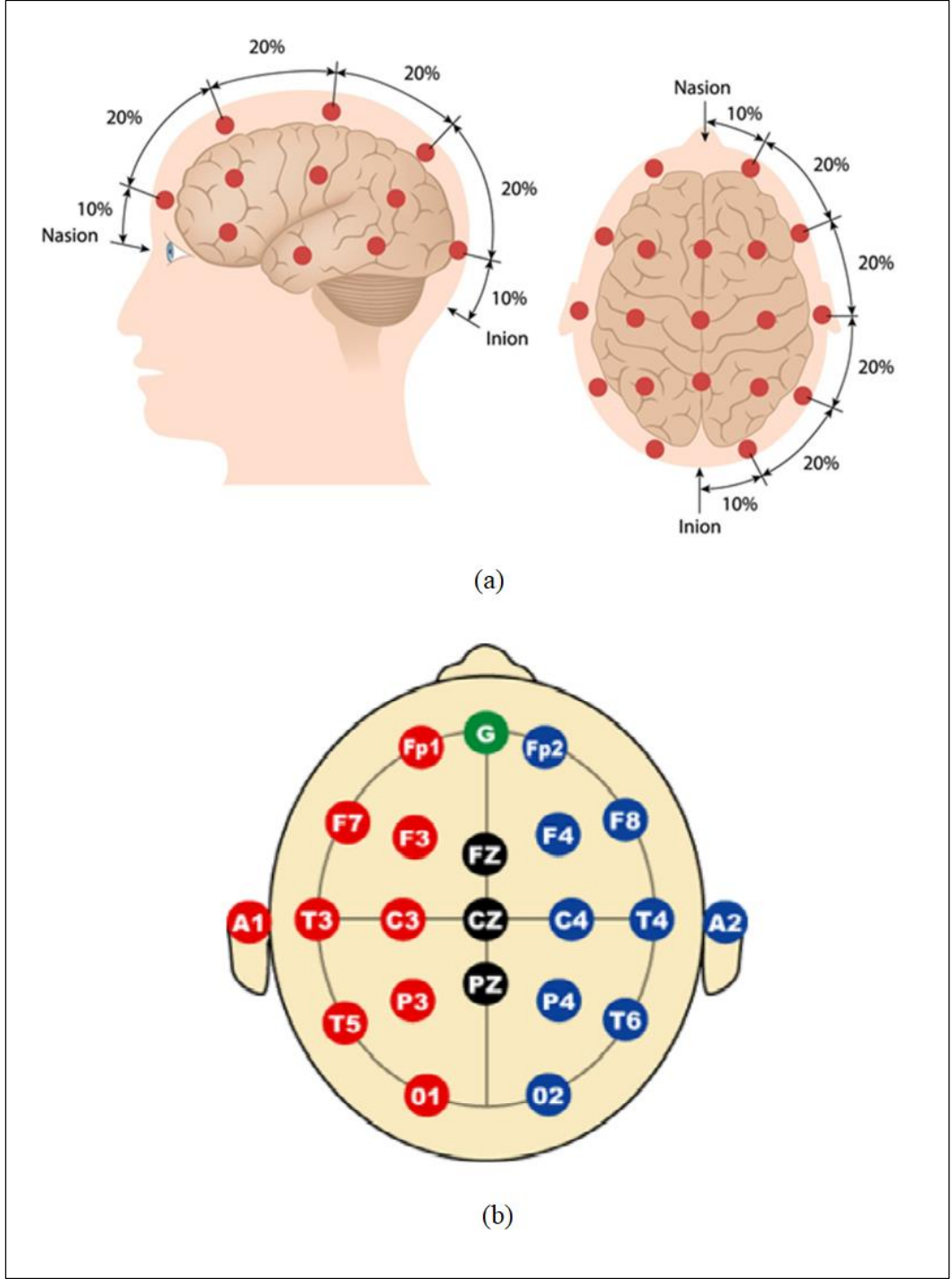
4.1.1. Elektrotlar

EEG ölçüm sistemlerinde öncelikle elektrot tipi belirlenmesi gerekmektedir. Tek kullanımlık Ag/AgCl jelli elektrodu, kuru elektrot ve aktif elektrot olmak üzere üç elektrot çeşidi bu alanda kullanılmaktadır. Her elektrot tipinin, elektriksel empedansı açısından farklı tepki vermektedir. Çalışmalarda en çok kullanılan elektrot tipi tek kullanımlık Ag/AgCl jelli elektrotları, bu çalışmada da kullanılmıştır. Şekil 4.1’de tek kullanımlık Ag/AgCl jelli elektrodu gösterilmiştir.



Şekil 4.1 Ag/AgCl jelli elektrot

Elektrotların, insanın kafa derisine yerleşim yerlerin standartları vardır. Bu standartları, 10-10 elektrotlar yerleşimi ve 10-20 elektrotlar yerleşimi standardı olmak üzere iki tip olarak en çok uygulamalarda ve araştırmalarda kullanılmaktadır. Bu standartlarda elektrotlarının yerlerin arasındaki mesafenin değerine göre %10 ve %20 oranlarıyla elektrotların konumlarını belirlenmektedir (Tatum et al., 2008). Şekil 4.2’de elektrotların yerleşim yerleri gösterilmiştir. Bu çalışmanın sırasında kullanılmış elektrotları 10-20 elektrotlar yerleşimi standardına göre Fp1, A1 ve A2 konumlarına yerleştirilmiştir.



Şekil 4.2. 10-20 Elektrotlar yerleşimi standartlarının (a) Elektrotların arasındaki mesafe (Alotaiby et al., 2015). (b) Elektrotlarının konumların adları (Khalifa et al., 2015)

4.1.2. INA128 Enstrümantasyon Yükselteci

EEG ölçüm sisteminin en önemli parçası enstrümantasyon yükselteçleridir. Genel olarak biyolojik işaretler ve özel olarak EEG işaretleri mikro Volt düzeyinde düşük bir genliğe sahiptir. Bu sinyaller gürültüden büyük ölçüde etkilenir, bu yüzden bu sinyalde bulunan gürültü bileşenlerini yükseltmeden istenen sinyali binlerce kez

yükseltmek gerekmektedir. Genel olarak, biyolojik sinyaller aşağıdaki bileşenleri içerir (Bronzino, 2006):

- İstenen biyolojik elektriksel potansiyeli (Sistemimizde EEG potansyelleri).
- İstenmeyen biyolojik elektriksel potansiyeli (Sistemimizde EMG, EKG vs. potansyelleri).
- Güç hattı girişim frekansı (50 Hz) ve harmonikleri.
- Doku ile elektrot arasındaki alanda üretilen girişim sinyalleri.
- Gürültü.

Buradan, geleneksel yükselteçlerden kendilerine özgü ve özel özelliklere sahip olan enstrümantasyon yükselteçlerin rolü gelir. Biyolojik işaretlerini yükseltmek için kullanılan enstrümantasyon yükselteçler standart özelliklere sahip olmalıdır. Enstrümantasyon yükseltecinin karşılaması gereken bu temel gereksinimler şu şekilde özetlenebilir:

- Ölçülen sinyalde herhangi bir bozulmaya neden olmamalıdır.
- İzlenen fizyolojik süreç üzerinde yükselteçlerinin hiçbir etkisi olmamalıdır.
- Yükselteç, gürültüden uzak, mümkün olan en iyi sinyal ayrımını sağlamalıdır.
- Yükselteç, hastayı elektrik çarpması gibi tehlikelerden korumalıdır.
- Yükseltecinin kendisi, diğer tıbbi cihazların kullanımı sırasında oluşabilecek yüksek gerilimlerden kaynaklanan zararlardan korunmalıdır.

Uygun yükselteç tasarımı, sinyal girişiminin büyük bir bölümünün bastırılmasını sağlamaktadır. Enstrümantasyon yükselticinin ana görevi, sistemdeki elektrostatik veya manyetik olarak ilgili hat frekansı girişimini bastırarak sadece istenen sinyali yükseltmektir. Ölçülecek biyolojik potansiyel, fark yükselticinin giriş terminalleri arasındaki gerilim olarak oluşur ve fark sinyali olarak adlandırılır. Hat frekansı girişim sinyaline gelince, iki ölçüm elektrotların arasında çok küçük genlik ve faz farklılıkları gösterdiğinden dolayı yükseltecinin her iki girişinde yaklaşık olarak aynı olmasına neden olur ve bu nedenle bu bileşenleri veya gerilimleri sadece giriş terminalleri ile toprak terminali arasında görünür ve buna ortak mod sinyali denir. Ortak mod sinyalinin güçlü şekilde bastırılması, iyi bir enstrümantasyon yükselticisinin en önemli özelliklerinden biridir. Bir yükseltecinin ortak mod bastırma oranı (CMRR), fark mod kazancının, ortak mod kazancına oranı olarak

tanımlanmaktadır ve aşağıdaki (4.1) ve (4.2) denklemlerden hesaplanabilir (Bronzino, 2006).

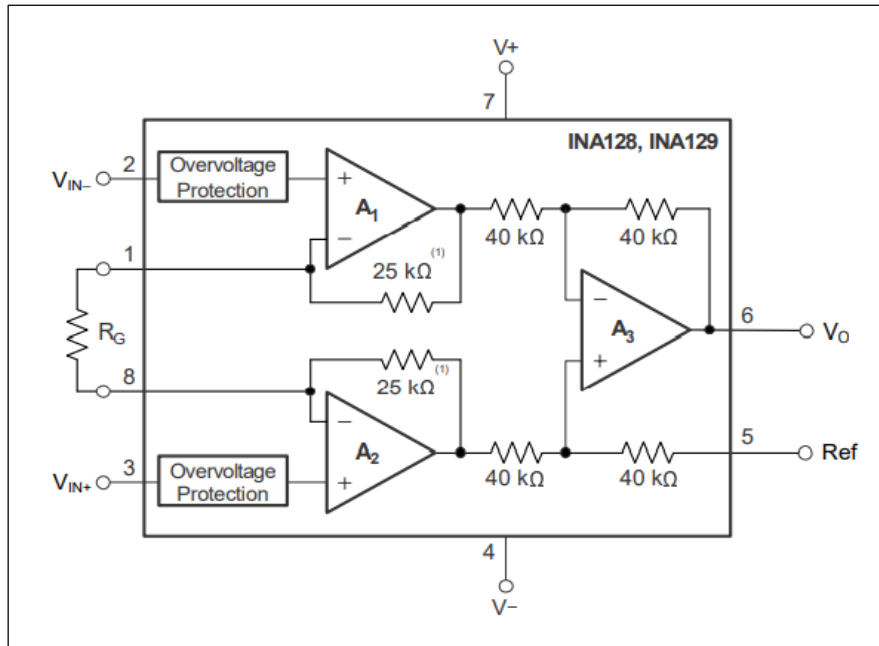
$$CMRR = \frac{K_f}{K_{om}} \quad (4.1)$$

$$CMRR = 20 \times \log_{10} \left| \frac{K_f}{K_{om}} \right| \text{ dB} \quad (4.2)$$

K_f : Yükseltecinin frak mod kazancı

K_{om} : Yükseltecinin ortak mod kazancı

Yukarıdaki bilgilerin ışığında tasarımda enstrümantasyon yükselteci olarak INA128 yükselteci seçilmiştir. Bu yükseltecinin Datasheet sayfasında belirtilen özellikleri, düşük güçlü, mükemmel doğruluk ve küçük boyutlu yükselteçtir. Şekil 4.3'te INA128 yükseltecinin iç yapısı gösterilmiştir.



Şekil 4.3. INA128 enstrümantasyon yükseltecinin mimarisi

INA128 enstrümantasyon yükseltecinin kazancını 1'den 10,000'e kadar ayarlamak için sadece bir harici dirence ihtiyaç vardır ve kazancın değeri, (4.3) denklemi kullanılarak hesaplanabilir.

$$K = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_g} \quad (4.3)$$

R_g : Eklenecek harici direnç

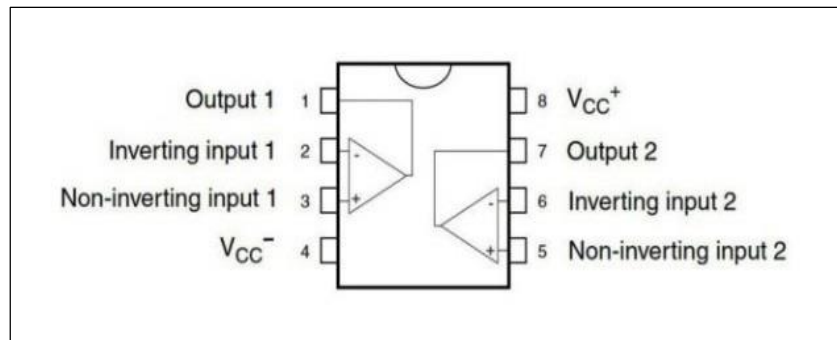
Kullanılan enstrümantasyon yükselticinin özellikleri şu şekilde özetlenebilir:

- Girişler aşırı gerilim koruması: ± 40 V'a kadar korunur.
- Gürültü: $8 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ ve $0.2 \text{ }\mu\text{V}_{\text{pp}}$ 'a kadar düşüktür.
- Yüksek ortak mod bastırma oranı: 120 dB (en az).
- Ofset gerilimi: $50 \text{ }\mu\text{V}$ 'a kadar düşük (en fazla).
- Sürüklenme: Düşük değer $0.5 \text{ }\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ (en fazla).
- Besleme aralığı: $\pm 2.25 \text{ V}$ ile $\pm 18 \text{ V}$ arasında geniş aralıktır.
- Sakin akım (bekleme modunda): $700 \text{ }\mu\text{A}$ olarak düşük bir değere sahiptir.

Yukarıda bahsedilen özelliklere dayanarak ve literatürde araştırarak, INA128 enstrümantasyon yükselticini kullanan birkaç çalışma olduğundan dolayı tasarımda da kullanılmıştır.

4.1.3. TL072 Yükseltici

Bu tip yükselteç, düşük gürültü, yüksek CMMR, düşük Ofset (1 mV, tipik), yüksek elektrostatik deşarjları (ESD) 1.5 kV ' kadar ve maliyete duyarlı uygulamalar için olağanüstü değer sağlamaktadır. Şekil 4.4'te görüleceği üzere TL072 yükseltici, 2 adet işlemsel kuvvetlendirici içermektedir. Ayrıca bu yükselticinin iç yapısında elektromanyetik girişimi (EMI) ve radyo frekansı (RF) filtreleri entegre edilmiştir. Tasarımda ortak mod bastırma devresinde bu yükseltici kullanılmıştır.

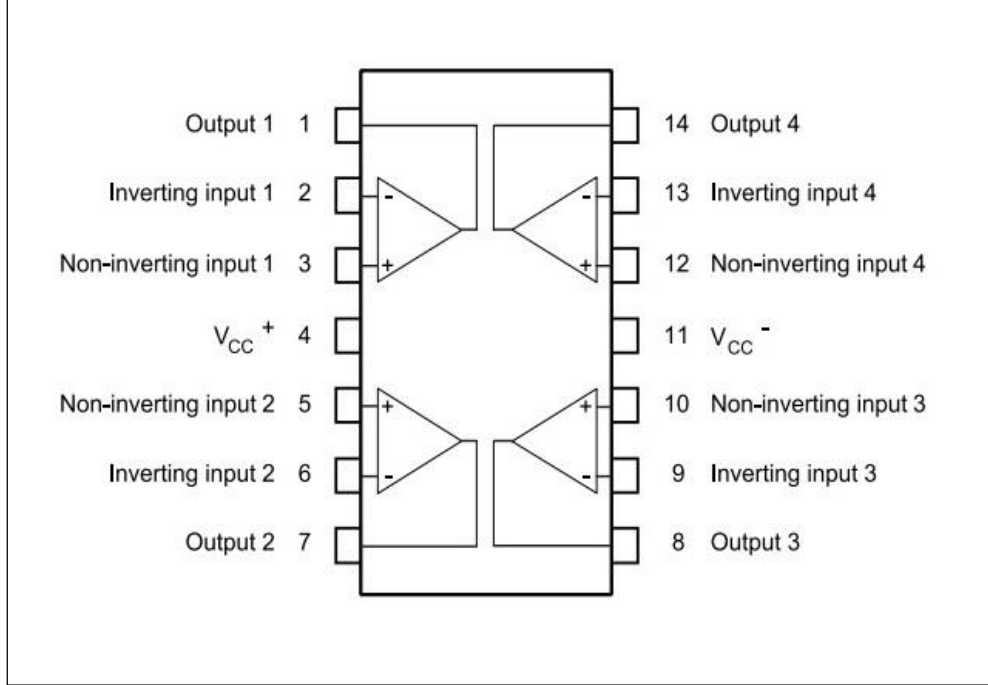


Şekil 4.4. TL072 yükselticinin iç yapısı ve uçları

4.1.4. TL084 Yükseltici

TL084 yükseltici, düşük gürültü, düşük Ofset (1 mV, tipik), yüksek elektrostatik deşarjları (ESD) 1.5 kV ' kadar, çıkışların kısa devreden korunması ve düşük güç tüketimi özelliklerine sahip olduğundan dolayı bu tasarımda seçilmiştir. Şekil 4.5'te görüleceği üzere TL084 yükseltici, 4 adet işlemsel kuvvetlendirici içermektedir. Ek olarak bu yükselticinin iç yapısında elektromanyetik girişimi (EMI)

ve radyo frekansı (RF) filtreleri bulunmaktadır. Tasarımda EEG işaretlerinin yükseltme devrelerinde ve aktif filtreler devrelerinde bu TL084 tipli yükselteçleri kullanılmıştır.



Şekil 4.5. TL084 yükseltecinin iç yapısı ve uçları

4.1.5. STM32F103 Mikrodenetleyici

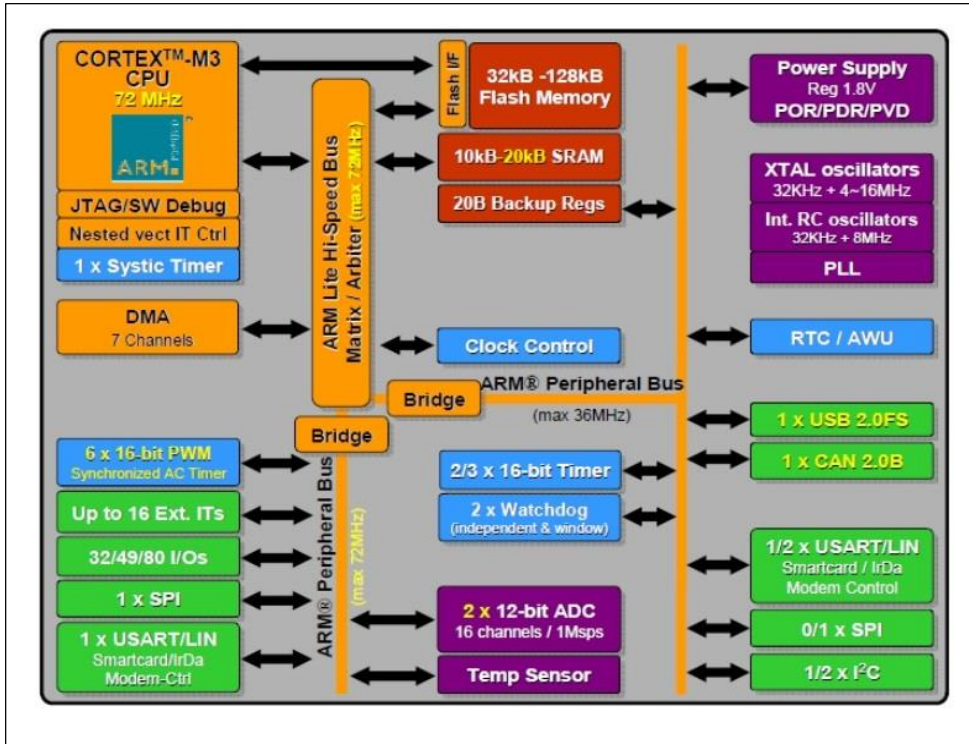
EEG işareti bir analog işarettir ve tasarlanan sistemde bu işareti işleyebilmesi için öncelikle sayısal sinyale dönüştürülmesi ve aynı zamanda sinyali kablosuz verici ünitesine iletebilmek için bir iletişim kanalına ihtiyacımız vardır. Bu yüzden analogdan dijitale dönüştürme birimine sahip ve aynı zamanda seri iletişim kanalına sahip bir mikrodenetleyici kullanmaya karar verilmiştir. Ayrıca bu mikrodenetleyici aracılığıyla programsal olarak dijital filtreler uygulamasını sağlanabilmektedir. Literatür taraması yaparken ATMEGA328 mikrodenetleyicisini kullanan birçok çalışma bulduk ve diğer bazı çalışmalarda STM32 mikrodenetleyicisini kullanılmıştır. Tablo 4.4.1'daki gibi bu iki mikrodenetleyicinin arasındaki özellikleri karşılaştırırken, tasarımı için STM32F103 mikrodenetleyicisini kullanımının daha uygun olduğunu görülmüştür.

Tablo 4.1. STM32F103 ile ATMEGA328 karşılaştırması

Özellik	STM32F103	ATMEGA328
İşlemci Frekansı	72 Mhz	16 Mhz
İşlemcinin mimarisi	ARM Cortex M3 32 bit	AVR 8 bit
Veriyolları	SPI, I2C, UART ve CAN	SPI, I2C ve UART
Analog kanalların sayısı	10	8
ADC çözünürlüğü	12 bit	10 bit
PWM kanalların sayısı	15	6
PWM çözünürlüğü	16 bit	10bit
Giriş/Çıkış sayısı	32	24
Gerçek zaman saati	Var	Yok
Flash Bellek	64KB	32KB
SRAM	20KB	2KB

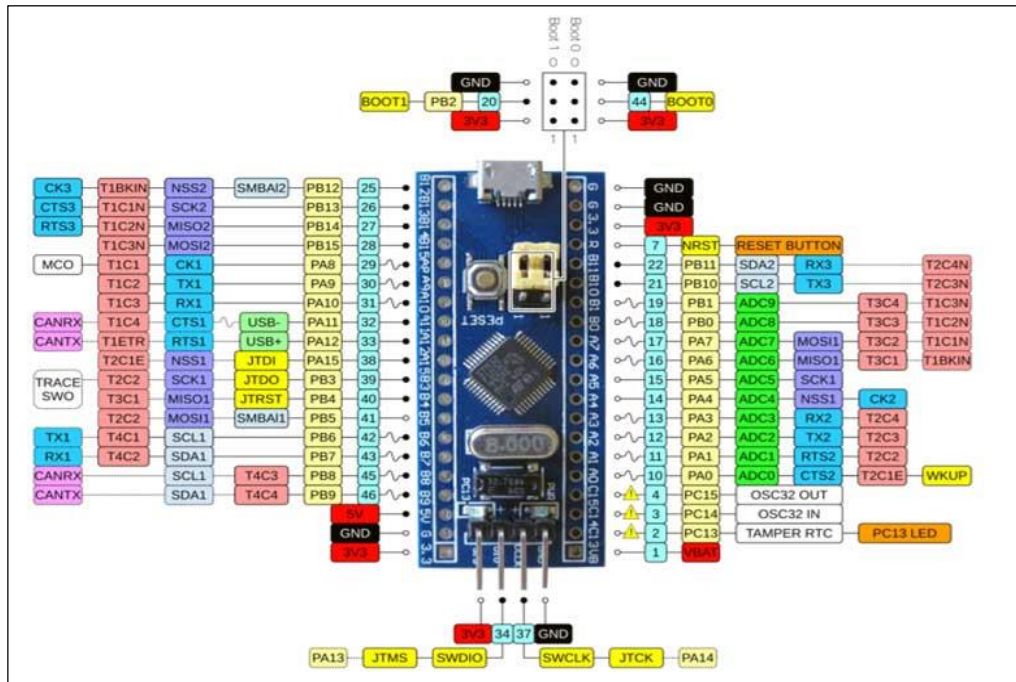
STM32F103 mikrodnetleyici, Cortex çekirdekli bir ARM işlemciye dayalı 32-bitlik MCU mimarisine sahiptir. İşlemci frekansı 72 MHz olduğundan dolayı hızı ile karakterize edilir, böylece sinyalin üzerinde dijital filtreler uygulaması ve hızlı bir şekilde göndermesi sağlanabilmektedir. Ayrıca STM32F103 mikrodnetleyicisinin yapısında analogdan dijitale dönüştürme iki birimi vardır. Mikrodnetleyicinin varsayılan ayarları ile 12 bitlik çözünürlüklü on adet analog kanalı kullanılabilir. İlaveeten ADC biriminin analog kanal sayısı 16'ya kadar konfigüre edilebilir. STM32F103 mikrodnetleyici mimarisinin blok diyagramı Şekil 4.6'da gösterilmiştir.

Mikrodnetleyicinin seçme aşamasında önemli hususlardan bakılması gereken iletişim protlarıdır. Bu çalışmada işlenen verilerin kablosuz verici ünitesine aktarılması için USART seri iletişim portunu kullanılmıştır.



Şekil 4.6. STM32F103 mikrodnetleyici mimarisinin blok diyagramı (Henry, 2021)

Tasarımda, mikrodnetleyici çipini ve buna ek olarak kristal osilatör ve gerilim regülatörü gibi diğer önemli unsurları içeren STM32F103C8T6 geliştirme kartı kullanılmıştır. STM32F103C8T6 geliştirme kartı ve pinleri Şekil 4.7’de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. STM32F103C8T6 geliştirme kartının uçları (Skuric, 2020)

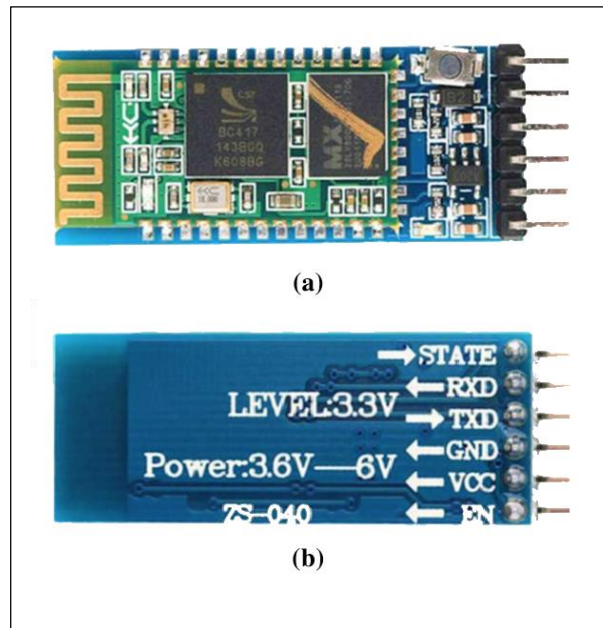
4.1.6. HC-05 Bluetooth Modülü

Mikrodenetleyici tarafından işlenen sinyalin bir akıllı telefona gönderilebilmesi için tasarlanan sistemde kablosuz bir verici ünitesi kullanılması gerekmektedir. Kablosuz olarak iletişim teknolojisi Bluetooth türü seçilmiştir, çünkü modern cihazların çoğu, bu teknolojiyi destekler ve ek olarak bu teknoloji diğer iletişim teknolojilerine kıyasla daha düşük güç tüketimli sayılır. Tasarımda, düşük maliyeti ve veri aktarım hızı ayarlarını değiştirebilme gibi çeşitli nedenlerle HC-05 Bluetooth modülü tercih edilmiştir.

Bu modül Bluetooth 2.0'ı desteklemektedir. HC-05 Bluetooth modülünde kullanılan iletişim frekansı 2.4 GHz'dir ve iletişim mesafesini açık alanda yaklaşık olarak on metreye kadar kapsayabilmektedir. Tasarlanan sistemde USART seri portu kullanarak mikrodenetleyici ile iletişim kurulmuştur.

HC-05 modülü, Şekil 4.8'de görüleceği üzere altı ucu vardır ve bu uçlardan EN adlı konfigürasyon ucu da sistemi tasarlanırken kullanılmıştır ve bu ucun açıklanması şu şekilde özetlenebilir; Bluetooth modülünü konfigürasyon AT komut moduna getirmek için EN pini mantıksal yüksek seviyeye alınır. Aksi takdirde, varsayılan olarak veri modunda çalışacaktır.

HC-05 modülünün veri modunda varsayılan baud hızı 9600 bit/s'dir. Ancak tasarımda çok hızlı veri gönderimi sağlamak için 115,200 bit/s'ye değiştirilmiştir.



Şekil 4.8. HC05 Bluetooth modülünün (a) Ön tarafı (b) Arka tarafı

4.2. Yazılım Ortamları

Katı donanım malzemelerinin seçiminden daha az önemli olmayan bir adımda, iki tür tasarım ve geliştirme ortamı seçilmiştir. İlk tip elektronik devre tasarımı ve yazılım simülasyonu ile ilgilidir. İkinci tip, yazılım geliştirme ortamları ve programlama dilleridir. Bu sistemin tasarımında ve geliştirilmesinde kullanılan yazılımın seçme aşamasında kapsamlı kütüphaneler olması, var olmayan öğeleri ekleme veya yapılandırma yeteneği ve destekleyici referanslar gibi belirli kriterlere göre seçilmiştir.

Elektronik devre çiziminde ve baskı devresinin çizim ve tasarımında EasyEDA programı kullanılmıştır. Bu programı, seçmenin nedeni çizim araçlarındaki profesyonelliğidir. EasyEDA programının en önemli özelliklerinden biri kütüphaneleri açık kaynak olması, yani dünyadaki tüm kullanıcıların öğeler ve parçalar ekleyip oluşturup diğer kullanıcılarla paylaşabilmesidir.

Elektronik devreleri simüle etmek için, birçok aracı ve sinyal analizindeki profesyonelliği nedeniyle Multisim programı tercih edilmiştir.

Akıllı telefon uygulamasının geliştirilmesinde ise MIT App Inventor geliştirme platformu kullanılmıştır. MIT App Inventor, Google tarafından oluşturulan ve daha sonra M.I.T tarafından geliştirilen bir uygulama geliştirme platformudur. MIT App Inventor, dünyanın her yerinden geliştirilen uygulamalara erişmek için bir bulut sistemine bağlı açık kaynaklı yazılımdır. Bu yazılım, bluetooth modülüne bağlanmanın yanı sıra Web siteleri ve Bulut sistemi ile veri alışverişi ile ilgili özel araçlara ve özelliklere sahiptir.

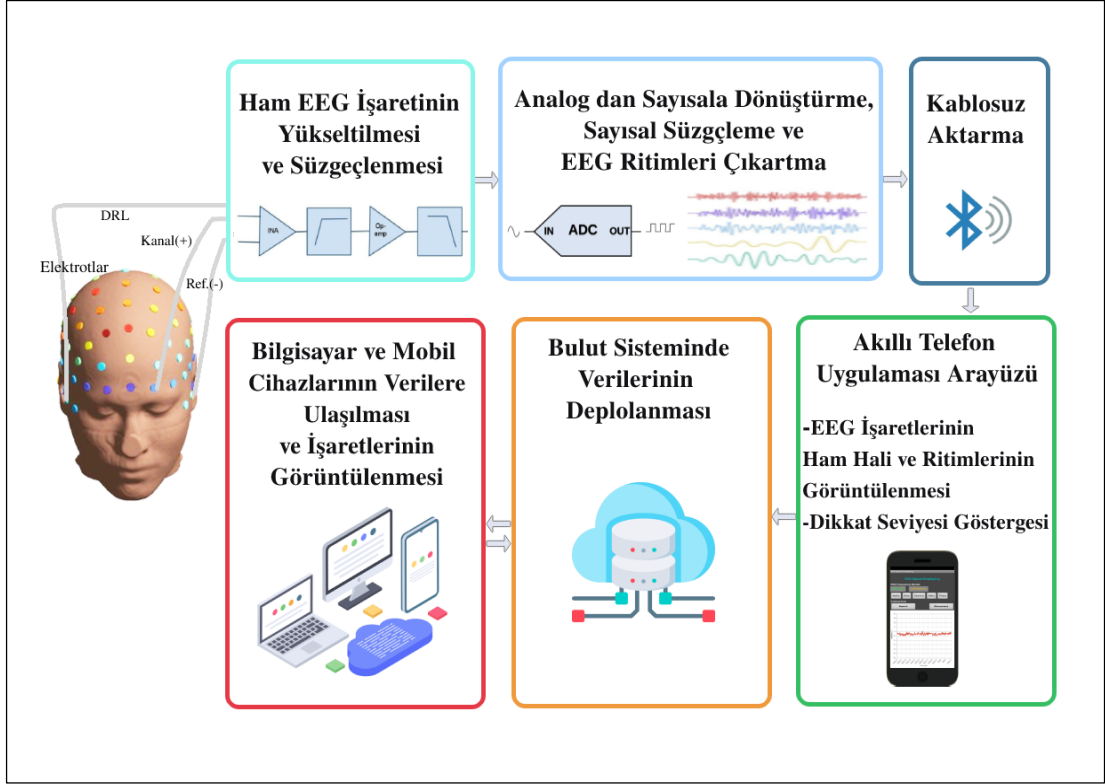
Yukarıdakilere ek olarak, bu çalışmada Bulut sistemini oluşturmak için birkaç programlama dili kullanılmıştır. Kullanıcı için ön uç oluşturmak amacıyla HTML, CSS ve JavaScript dilleri kullanılmıştır. Arka planda ise kullanıcıların bilgilerini veri tabanında saklaması için ve kullanıcılarının, Server'de saklanan sinyal verilerinin geri çağırılması ile ilgili bölümde PHP programlama dili kullanılmıştır. Son olarak, kullanıcıların veri tabanını tasarlamak ve yönetmek için SQL dili aracılığıyla sağlanmıştır.

5. EEG KAYIT SİSTEMİ TASARIMI

Bu çalışmada tasarlanan sistem, donanım bölümü ve yazılım bölümü olmak üzere iki ana bölümden oluşmaktadır. Şekil 5.1’de gösterildiği gibi tasarlanan EEG ölçüm ve kayıt sistemi tasarımının blok şemasından anlaşılabileceği üzere bu sistemdeki işlem süreci şu şekilde özetlenebilir:

- EEG işareti toplama aşamasında üç adet elektrot kullanılmakta, birinci elektrot kanal elektrodudur, ikinci elektrot ise referans elektrodudur ve üçüncü elektrot sağ bacak sürücüsü elektrodudur. Algılanan işareti, analog filtreler ve yükselticiler kullanılarak yükseltip ve süzgeçlenmektedir.
- Bir sonraki aşamada EEG işareti sayısal sinyale dönüştürülerek ve sayısal filtreler uygulanarak, gürültüden süzgeçlenip ve EEG ritimlerinin işaretleri elde edilmektedir. İşlenen işaretleri kablosuz iletim ünitesine iletilmek üzere hazırlanmaktadır.
- Bundan sonra, Bluetooth teknolojisini destekleyen akıllı bir mobil cihaza sinyali kablosuz olarak gönderilmektedir.
- Sistemdeki Bluetooth ünitesine bağlanarak EEG işaretlerinin ham hali ve ritimlerinin sinyallerini alınmasını ve ardından gerçek zamanlı olarak görüntülenmesini ve Bulut sisteminde saklanmasını sağlayan bir uygulama arayüzü tasarlanıp ve geliştirilmiştir. Ayrıca bu aşamada, bu çalışmada geliştirilen algoritma sayesinde kullanıcının dikkat seviyesini gerçek zamanlı olarak gösterilmektedir.
- Bir sonraki aşamada oluşturulan Bulut sistemin üzerinde kullanıcının sinyalleri ve verilerini şifreli depolanmaktadır.
- Son olarak Bulut sistemin sayesinde, geliştirilen kullanıcı arayüzü üzerinden saklanan verilere ulaşılabilir. İnternete erişimi olan herhangi bir bilgisayar veya mobil cihaz vasıtasıyla şifre ile kullanıcının işaretlerini geliştirilen Web sitesinin arayüzünde görüntülenebilmektedir.

Bu bölümde, elektronik devre tasarımı adımları ve tasarlanan ve geliştirilen arayüzleri ayrıntılı bir şekilde açıklanmaktadır.

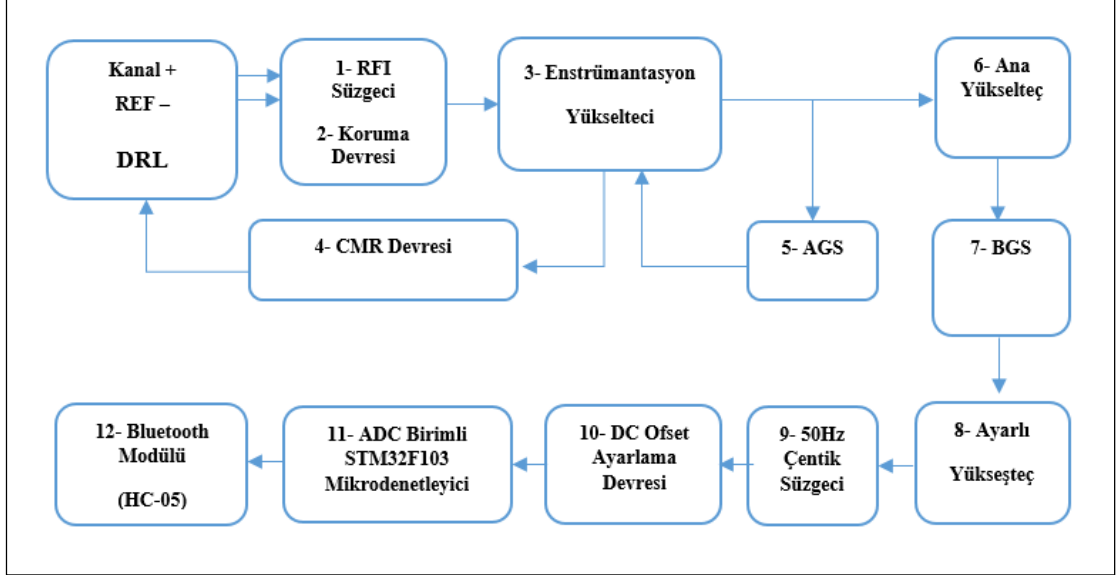


Şekil 5.1. Tasarlanan EEG kayıt sisteminin genel blok diyagramı

5.1. Donanım Kısmı

Tasarımın donanım bölümünde Şekil 5.2’de görüleceği gibi EEG işareti elektrotlardan algılandıktan sonra sinyalin üzerinde taşınan istenmeyen bileşenleri ortadan kaldırmak için radyo frekansı girişimi (RFI) filtresinden geçirilerek koruma devresinden de geçirilir. Bir sonraki aşamada sinyali ilk olarak bir enstrümantasyon yükseltici kullanılarak yükseltilir. Aynı zamanda, özellikle şebeke frekansı 50 Hz bileşeni gibi istenmeyen ortak mod bileşenleri ortadan kaldırmayı amaçlayan bir CMR devresi vardır. Sinyalinden daha sonra DC bileşenlerini çıkarmak ve bunları enstrümantasyon yükselticinin referans girişine göndermek amacıyla düşük geçişli bir filtreden sinyali geçilir. Eş zamanlı olarak, sinyali, sabit kazançlı işlemsel kuvvetlendirici içeren bir yükseltici devresi aracılığıyla yükseltilir. Bir sonraki aşamada, sinyaldeki bozulmayı azaltmak ve frekans bileşenlerini belirli bir aralıkta sınırlamak için sinyali bir bant geçiren filtreden geçirilir. Son bir yükseltme aşaması olarak, sinyali, gerektiğinde ayarlanabilir kazancı olan bir işlemsel kuvvetlendiriciye sahip bir yükseltici devresiyle yükseltilir. Bir sonraki adımda, sinyali 50 Hz’lik bir çentik filtreden geçirilir. Daha sonra sinyal STM32F103 mikrodenetleyicisinin analog girişine iletilir. Mikrodenetleyici vasıtasıyla sinyali sayısal formata

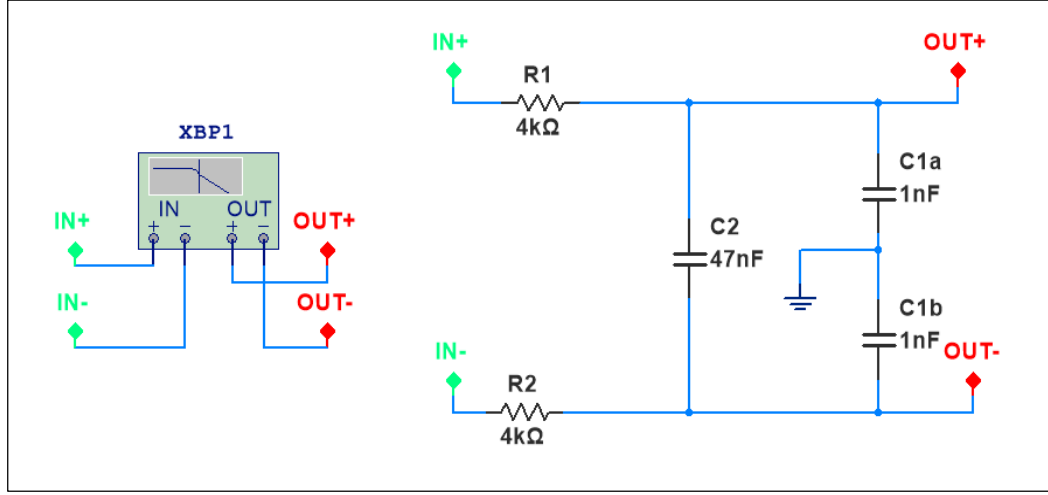
dönüştürülerek işlenir. Son aşama olarak işlenen sinyali mikrodenetleyiciden USART seri portun üzerinden HC-05 Bluetooth modülüne iletilir. Böylece işlenen sinyalleri, akıllı telefonuna kablosuz olarak gönderilmeye hazır hale gelmektedir.



Şekil 5.2. Tasarlanan sistemin donanım kısmının blok şeması

5.1.1. RFI Süzgeci

EEG işareti mikrovolt düzeyinde küçük bir genliğe sahiptir ve çevrede doğal olarak bulunan gürültüden oldukça etkilenir. Bu parazitler arasında radyo frekansı paraziti vardır ve bu parazit giderilmezse devredeki yükselticiler aracılığıyla istenmeyen sinyaller yükseltilir ve bu da sistemin kalitesini olumsuz olarak etkiler ve yeterince doğru olmayan sinyaller elde edilebilir. Dolayısıyla bu sistemde, Şekil 5.3’de gösterildiği gibi radyo frekansı girişimini ortadan kaldırmak için bir filtre devresi tasarlanmıştır.



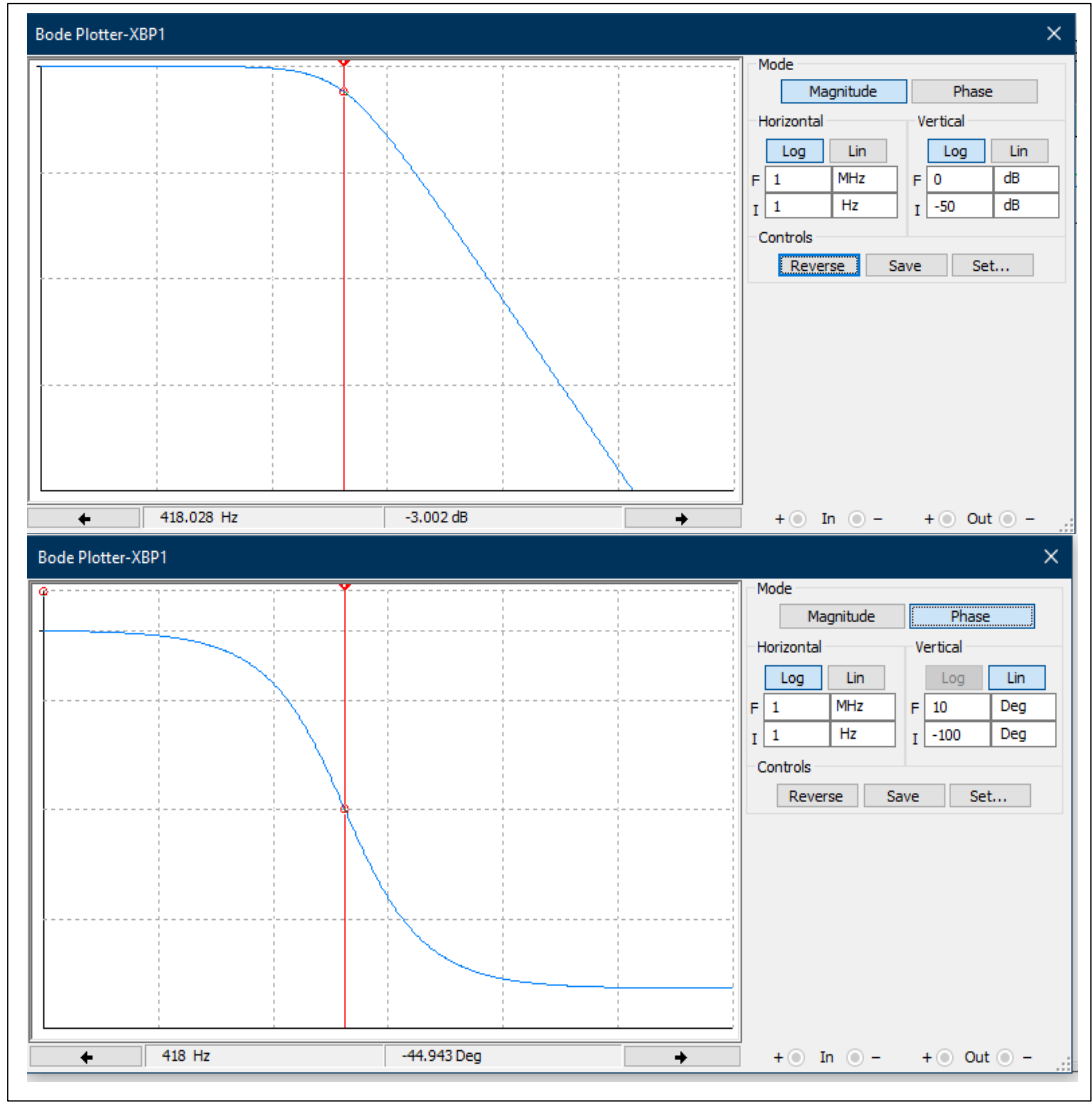
Şekil 5.3. RFI süzgecinin devre şeması

Bu devrenin tasarımıda kullanılan direnç ve kondansatörlerin değeri doğru değerler olmalı ve elemanların tolerans oranı minimum olmalıdır. Tasarımda, elemanların sadece yaklaşık %1 tolerans oranıyla seçilmiştir. Tasarlanan filtrenin fark bant aralığı (differential bandwidth) için kesme frekansı yaklaşık 418 Hz'dir ve (5.1) denklemden hesaplanabilir.

$$BA_{fark} = \frac{1}{2\pi \times R \times (2C2 + C1)} \cong 418 \text{ Hz} \quad (5.1)$$

(5.1) denklemde, devre şemasına göre; $R=R1=R2$ ve $C1=C1a=C1b$

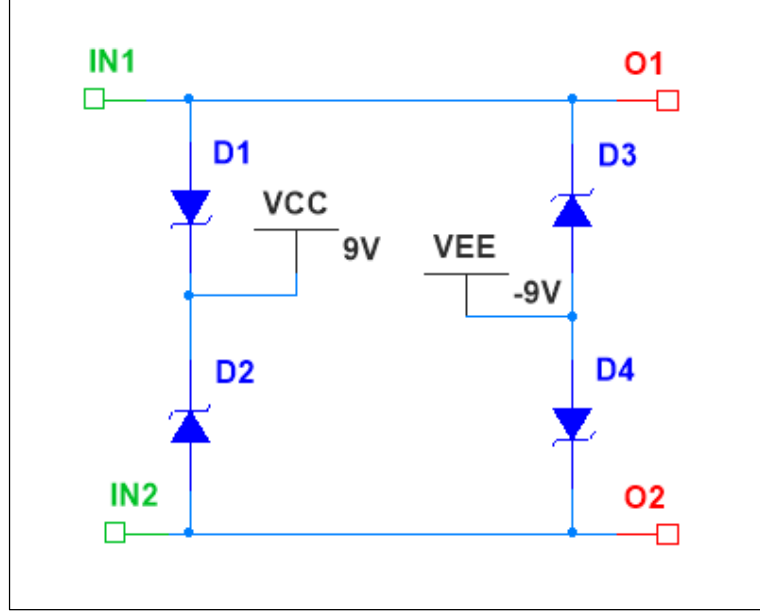
Tasarlanan devreyi gerçekleştirilmeden önce devreyi Multisim simülasyon programında test edilmiş ve sonuçta elde edilmiş frekans tepkisini gösteren Bode diyagramı Şekil 5.4'te gösterilmiştir.



Şekil 5.4. RFI süzgeci devresinin Bode diyagramı

5.1.2. Koruma Devresi

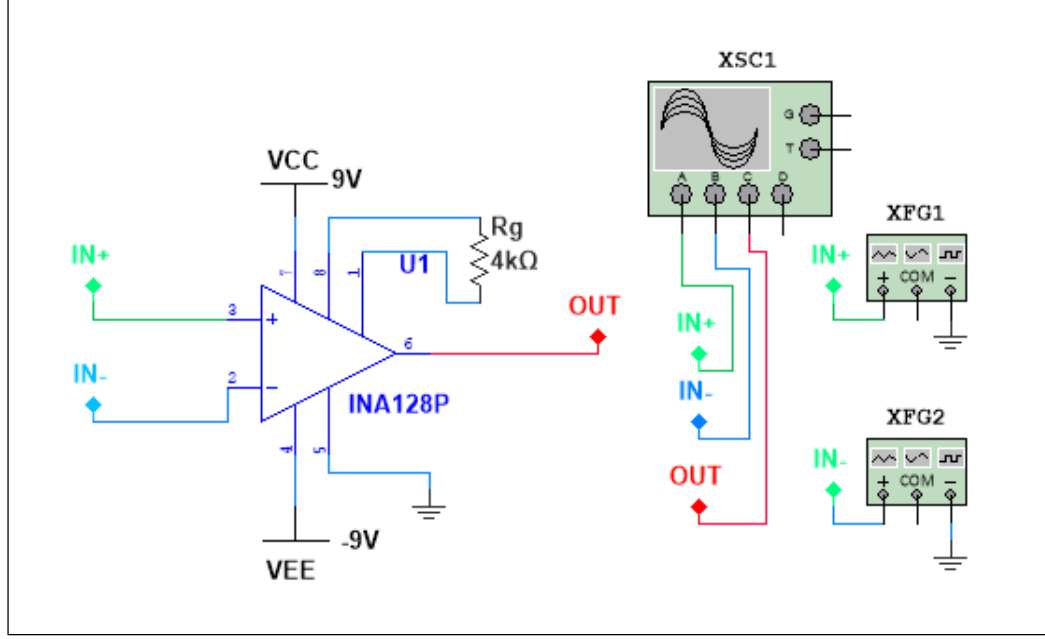
Sinyaller toplama sistemlerinde, amplifikatör girişleri bazen, belirtilen kazanç tam ölçüm limitinin ötesinde artan voltaj seviyeleri veya tasarımında belirtilen besleme voltajının üzerinde bir gerilim uygulanması gibi aşırı yüklerle maruz kalabilir. Bu nedenle cihaz kullanıcısının her türlü elektrik çarpmasından korunmasının yanı sıra cihazın girişlerine uygulanabilen yüksek gerilimle nedeniyle kaynaklanabilecek zararlardan, cihazın kendisini korumak için tasarlanan sisteme bir koruma devresi eklenmiştir. Tasarımda kullanılan devre şeması Şekil 5.5'te gösterilmiştir.



Şekil 5.5. Koruma devresi şeması

5.1.3. Enstrümantasyon Yükselteç Devresi

Düşük genlikli EEG sinyallerinin yükseltilmesinde kullanılan ön yükselticinin birkaç önemli özelliği olmalıdır. Bu özelliklerin en önemlileri yüksek giriş empedansı, yüksek ortak mod bastırma oranı, düşük gürültü ve lineer amplifikasyondur. Enstrümantasyon yükselteci, doğru ve kaliteli bir sinyal alımında en önemli rolü oynamaktadır. Tasarlanan sistemde bu işlevi yerine getirmek için INA128 enstrümantasyon yükselteci seçilmiştir. Bu yükselteci, yukarıda yazılan tüm özelliklere sahiptir. Bu amplifikatörün ortak mod bastırma oranı 120 dB'dir. Şekil 5.6'da kullanılan enstrümantasyon yükselteç devresinin şeması gösterilmiştir.



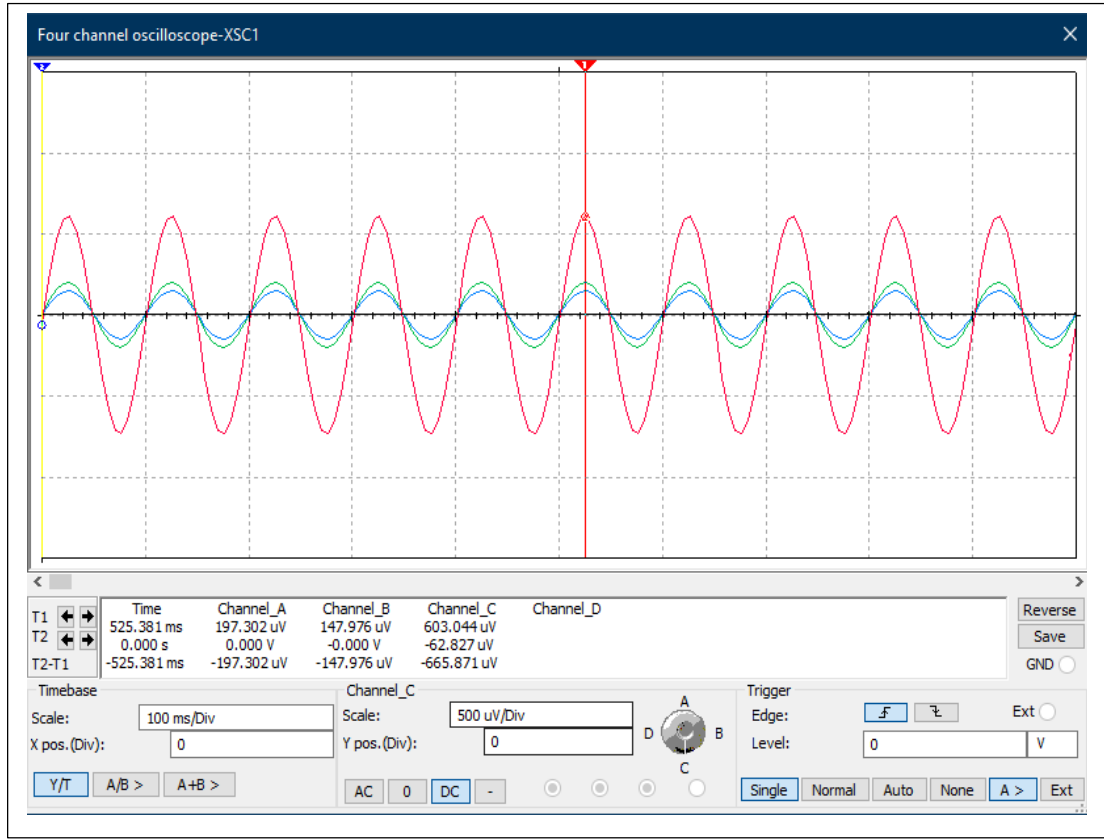
Şekil 5.6. Enstrümantasyon yükseltecinin devre şeması

Enstrümantasyon yükselteç devresinin tasarımında enstrümantasyon yükseltecinin kazancını (5.2) denklemden hesaplandığı gibi 13.5 olarak ayarlanmıştır.

$$K = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} = 13.5 \quad (5.2)$$

(5.2) denklemden, devre şemasına göre $R_g = 4 k\Omega$

Tasarlanan enstrümantasyon yükselteci devresini gerçekleştirilmeden önce MultiSim simülasyon programında çizilip simüle edilmiş ve simülasyon sonucu Şekil 5.7’de gösterilmiştir. Bu devreyi simülasyonda, amplifikatörün girişine farklı genlikli iki sinüs sinyali uygulanmıştır: ilk sinyalinin genliğin tepe değeri $V_p=150$ mikrovolt olan mavi renkli sinyal çizilmiş ve diğeri $V_p=200$ mikrovolt genlikli olan yeşil renkli sinyal çizilmiştir. Dolayısıyla iki sinyal arasındaki fark yaklaşık 50 mikrovoltur. Uygulanan bu sinyaller, elektrotlardan alınan sinyalleri simüle etmektedir. Simülasyonun sonucunda Şekil 5.7’de kırmızı renkli amplifikatörün çıkış sinyali çizilmiştir.

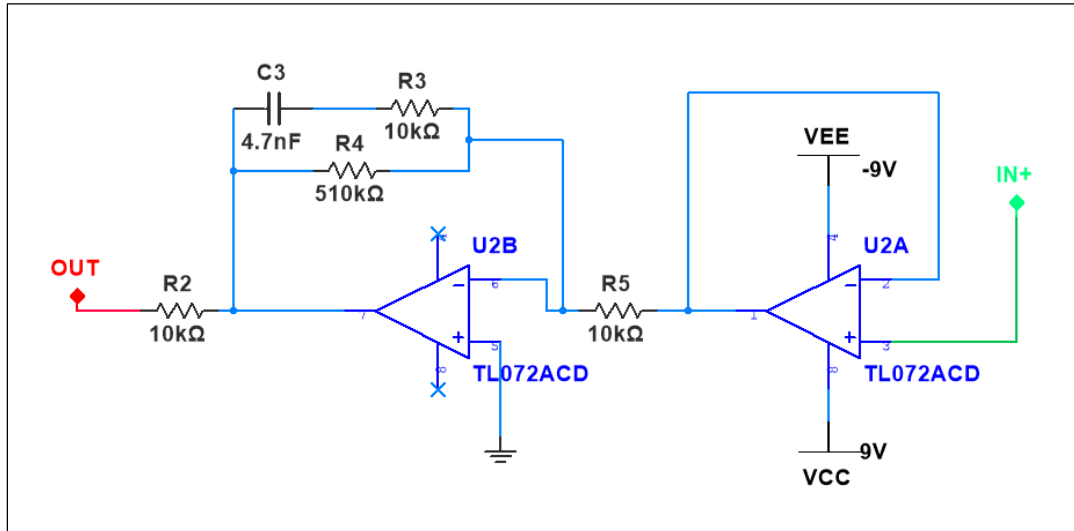


Şekil 5.7. Enstrümantasyon yükselteç devresinin simülasyon sonucunda elde edilen osiloskop çıktısı

5.1.4. Ortak Mod Bastırma (CMR) Devresi

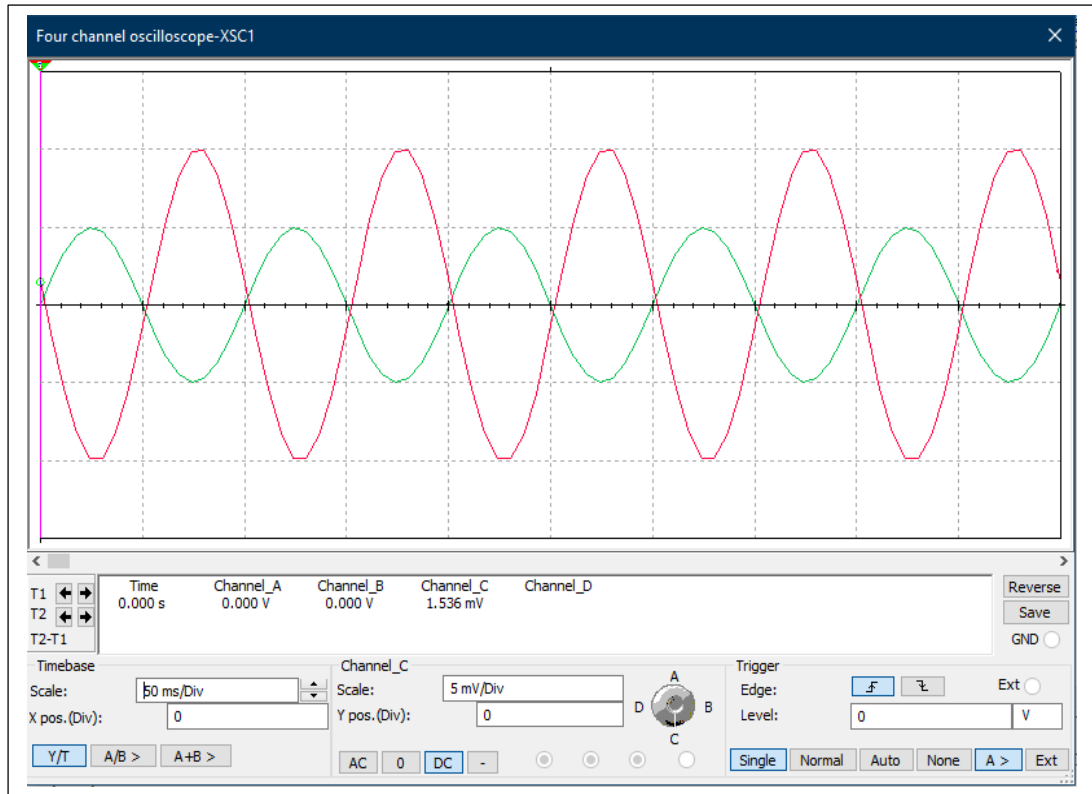
EEG sinyal ölçüm sistemlerinin pratik uygulamalarında karşılaştığımız ana problemlerden biri, ortak mod frekans bileşenlerinden gelen girişime karşı hassasiyettir. En yaygın girişim türü, elektrik şebekesi hatlarının etkilerinden kaynaklanan 50 Hz'lik bileşendir. Bu nedenle ortak mod sinyallerini ortadan kaldırmak ve orijinal sinyali korumak için Şekil 5.8'de görüleceği üzere ortak mod bastırma devresi kullanılmıştır. Bu devreyi, bazı kaynaklarda sağ bacak sürücüsü (DRL) devresi olarak adlandırılır.

Bu devrenin ana işlevi, gürültü sinyallerini alıp fazlarını 180 derece çevirerek terslemek ve insan vücuduna geri vermektir. Deneyler sırasında, bu yöntemin kullanılmasının sinyali olumlu yönde etkilediğini fark edilmiştir.



Şekil 5.8. Ortak mod bastırma devresinin simülasyon sonucunda elde edilen osiloskop çıktısı

Ortak mod bastırma devresini Multisim simülasyon programında test edilip Şekil 5.9’da devrenin giriş ve çıkış işaretleri gösterilmiştir. Şekil 5.9’dan anlaşılacağı üzere kırmızı ile çizilmiş çıkış işareti ve yeşil ile çizilmiş giriş işareti olmak üzere iki işaretin arasındaki faz farkı 180 derecedir.



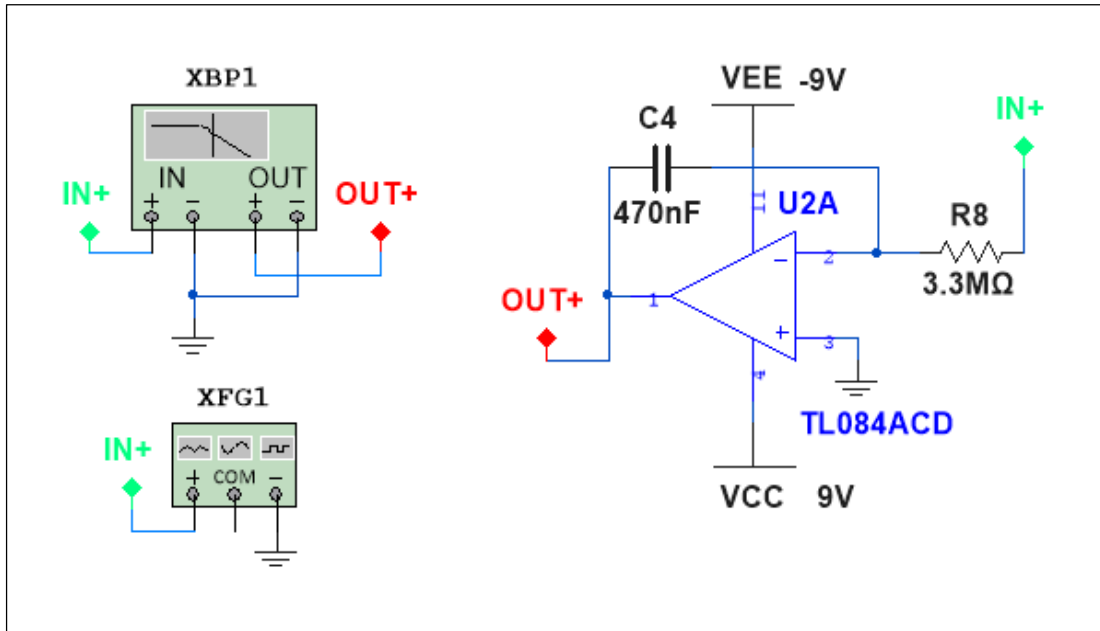
Şekil 5.9. Ortak mod bastırma devresinin simülasyon sonucunda elde edilen osiloskop çıktısı

5.1.5. Alçak Geçiren Süzgeç Devresi

EEG ölçüm sisteminde, sinyali algılamak için kullanılan elektrotların polarizasyonu nedeniyle elektrik yükleri birikir ve bu da açıkça görülebilen bir DC bileşeni ile sonuçlanır.

Bu sistemde, sinyalin DC bileşenlerini enstrümantasyon yükselticisinin referans terminaline geri ileten bir alçak geçiren filtre kullanılmaktadır. Böylece, sinyalde bulunan DC bileşenlerini ortadan kaldırılmaktadır.

Tasarlanan filtrenin mimarisi esasen, DC bileşeni temsil eden sinyalin ortalamasını elde eden bir sinyal entegratör devresidir. Şekil 5.10'da bu süzgecin devre şeması gösterilmiştir.

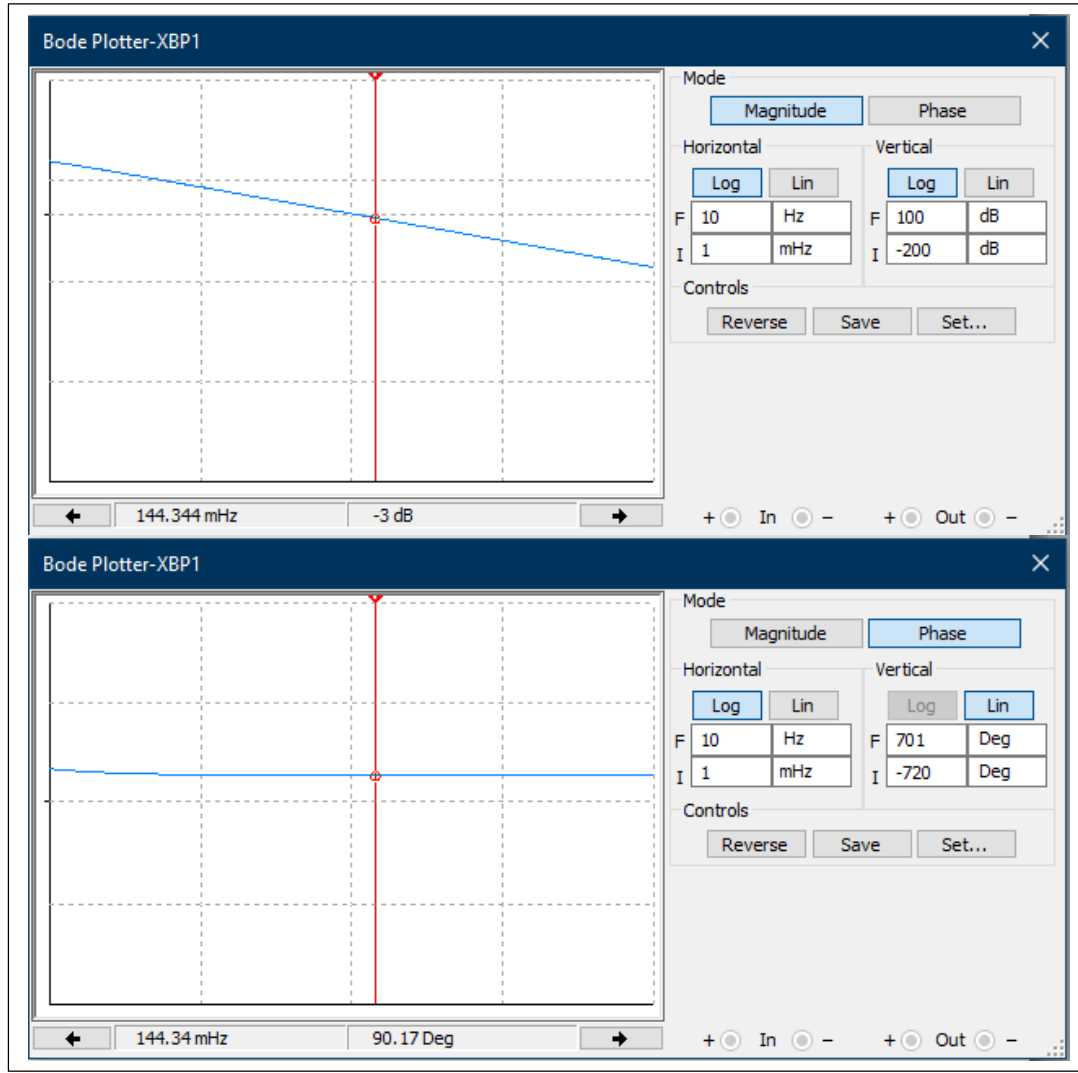


Şekil 5.10. Alçak geçiren süzgecin devre şeması

Bu filtrenin kesme frekansı, (5.3) denklemden hesaplanabilir ve tasarımda yaklaşık 0.1 Hz olarak ayarlanmıştır.

$$f = \frac{1}{2\pi \times R8 \times C4} \cong 0.1 \text{ Hz} \quad (5.3)$$

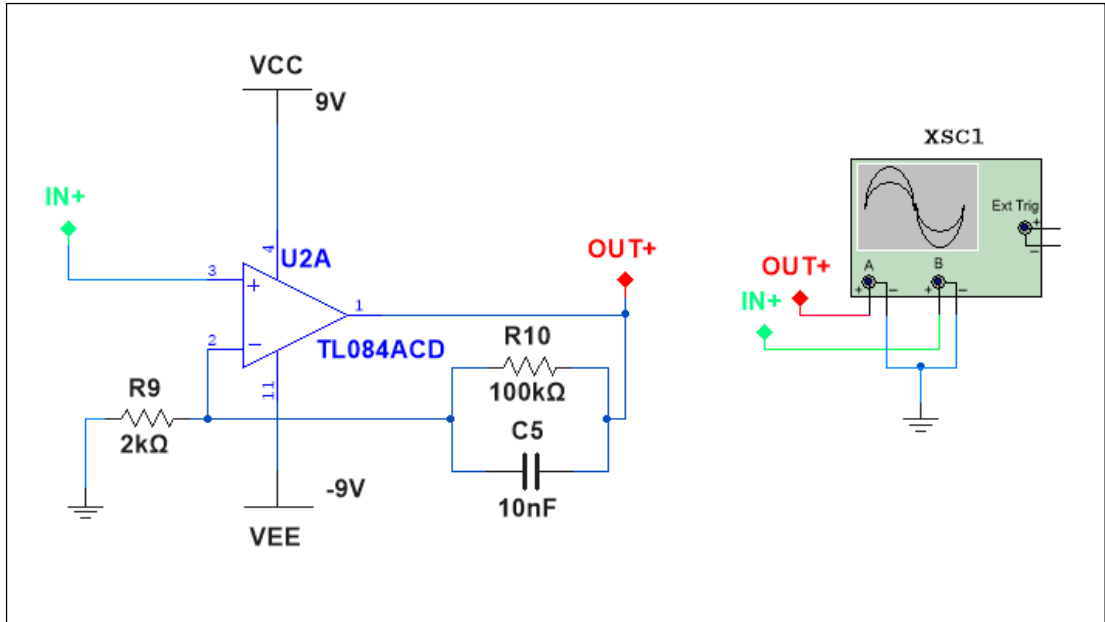
Alçak geçiren filtrenin devresi, simülasyon yazılımı Multisim'de simüle edilmiştir ve Şekil 5.11'de Bode diyagramı ile filtrenin frekans yanıtı gösterilmiştir.



Şekil 5.11. Alçak geçiren süzgecinin Bode diyagramı

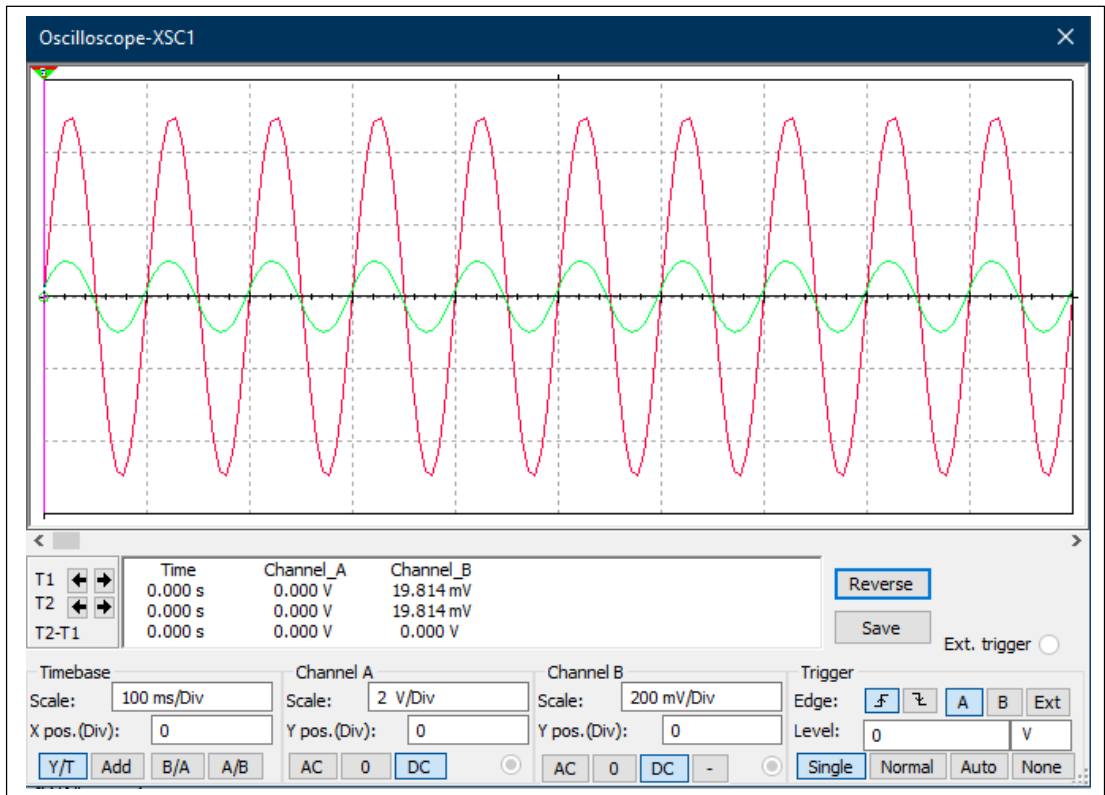
5.1.6. Ana Yükselteç Devresi

DC bileşikleri kaldırıldıktan sonra sinyalin gücü işlemsel kuvvetlendirici ile 51 kat yükseltilir. Bu devrede sinyalin frekans aralığı da sınırlanır. Tasarımda kondansatör ve dirençlerin değerlerine göre Şekil 5.12’de görüleceği üzere bu devrenin kesim frekansı yaklaşık olarak 159 Hz’dir. Böylece yüksek frekanslı bileşenlerin, devrenin sonraki aksamlarına geçmesi engellenmektedir.



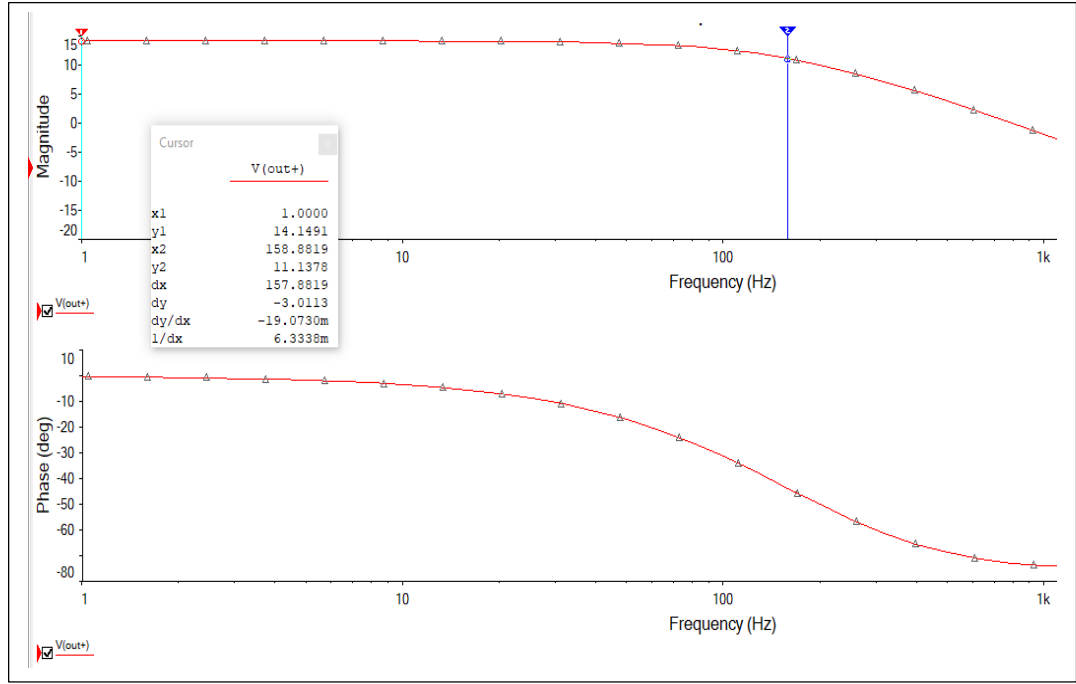
Şekil 5.12. Ana yükseltecin devre şeması

Bu devreyi, Multisim programında simüle edilmiştir. Şekil 5.13'te anlaşılaçağı üzere yükseltecin girişine yeşil ile çizilip sinüs sinyali uygulanmıştır. Devrenin tepkisi olarak kırmızı ile çizilmiş amplifikatörün çıkış sinyalidir.



Şekil 5.13. Ana yükselteç devresinin simülasyon sonucunda elde edilen osiloskop çıktısı

Tasarlanan yükselteç devresinin frekans tepkisi Şekil 5.14'te gösterilmiştir.

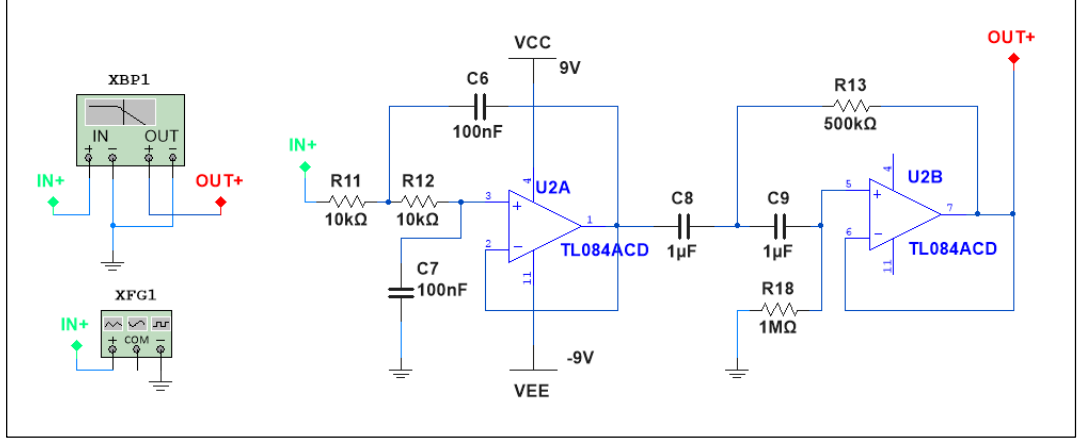


Şekil 5.14. Ana yükselteç devresinin frekans tepkisi

5.1.7. Bant Geçiren Süzgeç Devresi

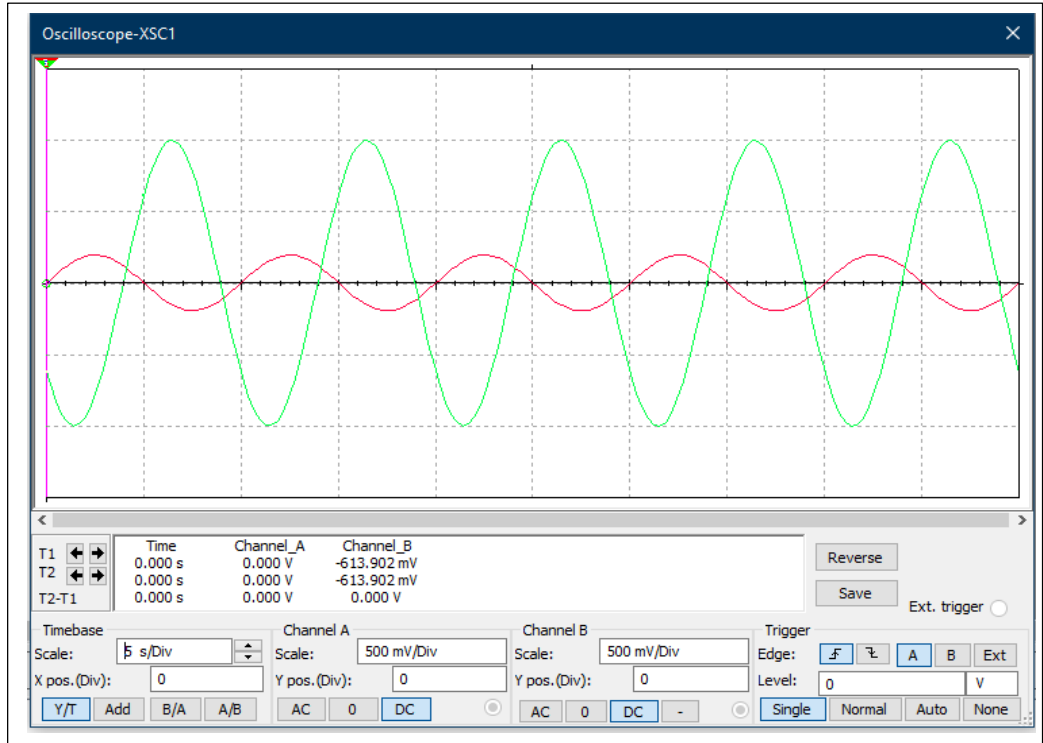
Birçok uygulama ve çalışmada benimsenen EEG sinyalinin etkin frekans aralığı 0.1-100 Hz arasındadır. Bu nedenle tasarlanan sistemde sinyalin bant genişliğini sınırlandırmak için Şekil 5.15'te gösterildiği gibi bant geçiren süzgeci eklenmiştir. Ayrıca bu süzgeç sayesinde analogdan dijitale dönüştürme sürecinde örtüşme artefaktlarından arındırılmaktadır (Zhang et al., 2013).

Bu süzgeç, 102.4 Hz kesme frekansına sahip ikinci dereceden alçak geçiren filtre ve kesme frekansı 0.23 Hz olan ikinci dereceden yüksek geçiren filtre olmak üzere iki adet filtreden oluşmaktadır.

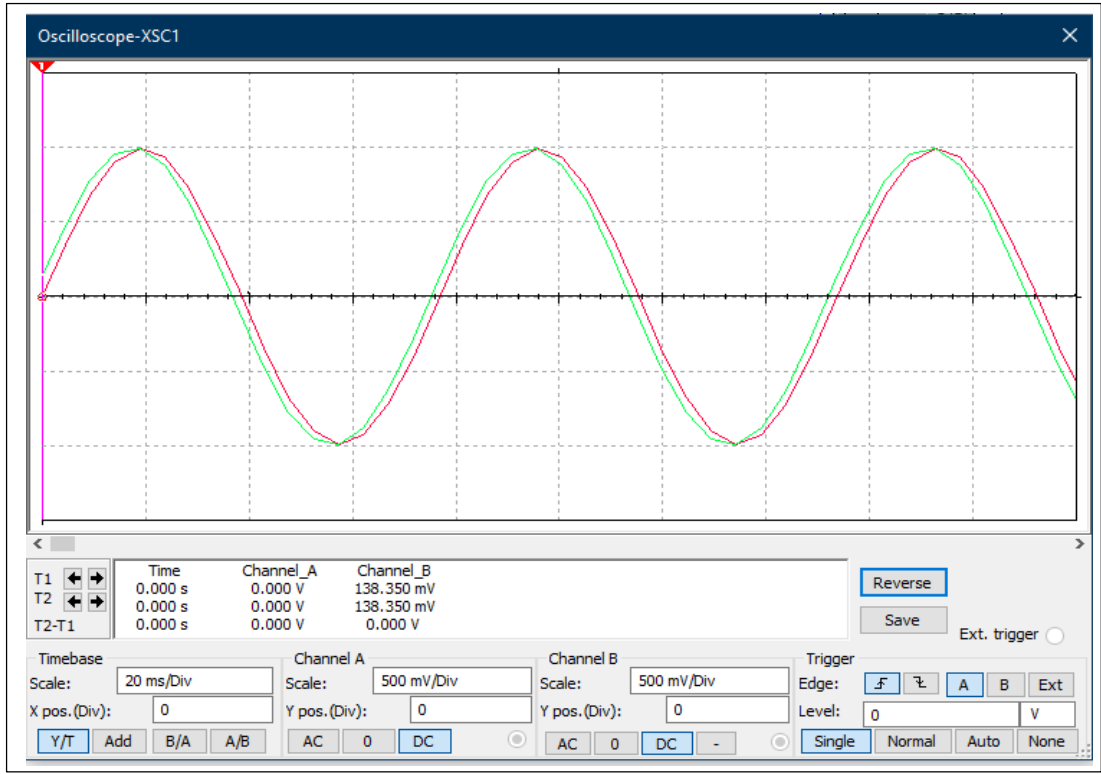


Şekil 5.15. Bant geçiren süzgecinin devre şeması

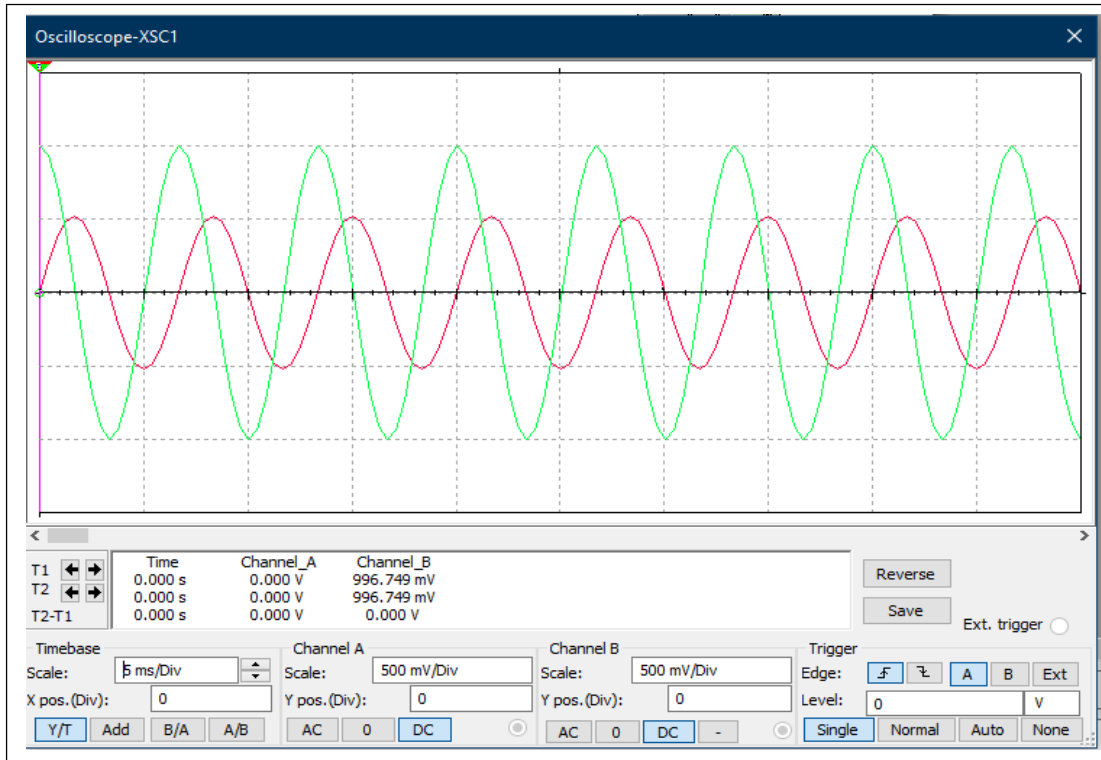
Tasarlanan bant geçiren süzgeç devresini Multisim yazılımında, girişi sinyalin frekansı 0.1 Hz, 13 Hz 150 Hz olmak üzere üç durumda test edilmiştir. Bu testin amacı hem DC bileşenleri hem de şebeke frekansının üçüncü harmoniği olarak 150 Hz bileşeni üzerinde süzgecin etkisini incelemektir. Test sonuçları Şekil 5.16, Şekil 5.17 ve Şekil 5.18’de gösterilmiştir. Şekillerde giriş sinyalleri yeşil ile ve çıkış sinyalleri kırmızı ile çizdirilmiştir. Şekillerden anlaşılabacağı üzere 0.1 Hz ve 150 Hz frekansı olan işaretleri iyi derecede bastırılmıştır ve 13 Hz frekansı olan işaretin üzerinde her hangi bir etki olmadığını görülmektedir.



Şekil 5.16. Giriş sinyalin frekansı 0.1 Hz için bant geçiren süzgeç devresinin simülasyonundan elde edilen osiloskop çıktısı

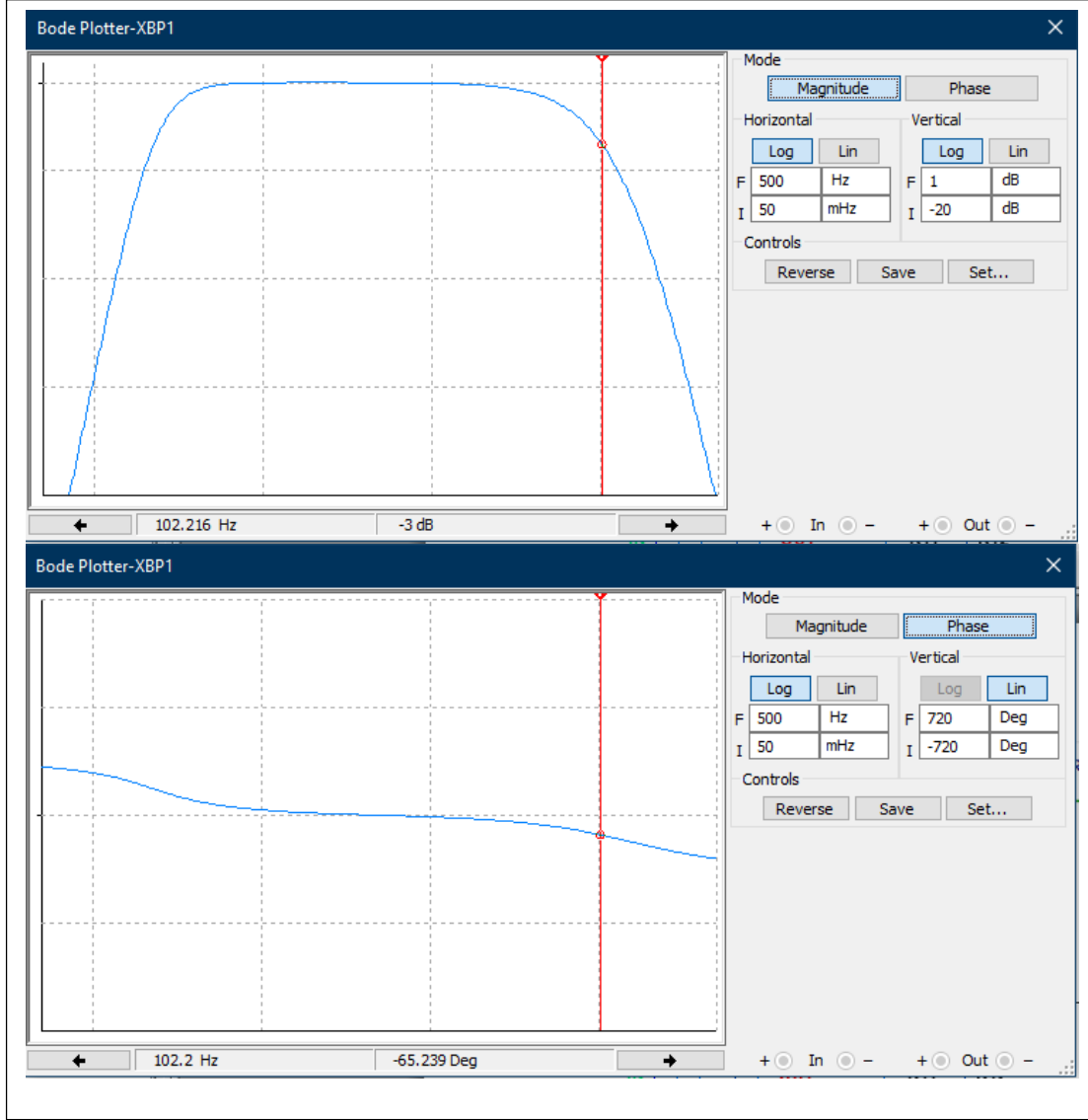


Şekil 5.17. Giriş sinyalin frekansı 13 Hz için bant geçiren süzgeç devresinin simülasyonundan elde edilen osiloskop çıktısı



Şekil 5.18. Giriş sinyalin frekansı 150 Hz için bant geçiren süzgeç devresinin simülasyonundan elde edilen osiloskop çıktısı

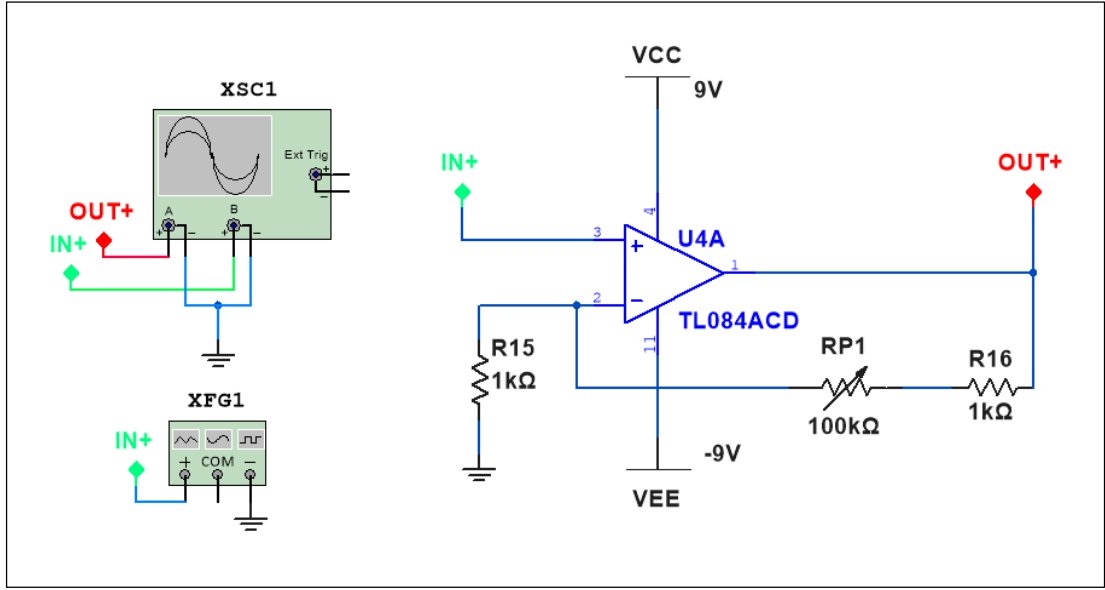
Ayrıca bu çalışmada bant geçiren süzgeç devresini simüle edilip simülasyondan elde edilen süzgecinin frekans yanıtını Şekil 5.19'da Bode diyagramı ile gösterilmiştir.



Şekil 5.19. Bant geçiren süzgecinin Bode diyagramı

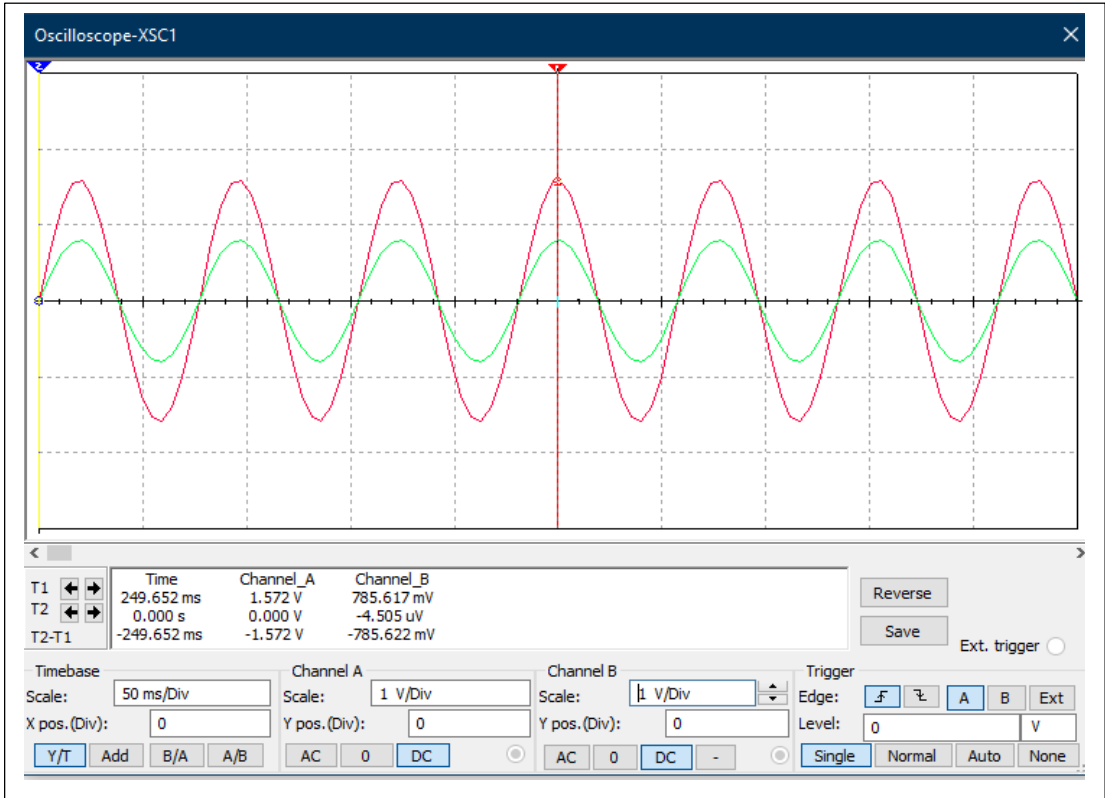
5.1.8. Ayarlanabilen Yükselteç Devresi

EEG işaretinin bant genişliğini bant geçiren filtre tarafından sınırlandırıldıktan sonra, diğer filtrelerin uygulanmasında sinyalinin zayıflanmamasının yanı sıra ADC dönüştürücü tarafından iyi algılanabilmesi için bu sinyalin genliği yüzlerce milivolt ve hatta volt mertebesine yükseltmeye ihtiyaç vardır. Bu nedenle, bu tasarımda, Şekil 5.20'de görüleceği üzere kazancı gerektiği gibi ayarlanabilen bir yükselteç devresi kullanılmıştır.



Şekil 5.20. Ayarlanabilen yükseltecin devre şeması

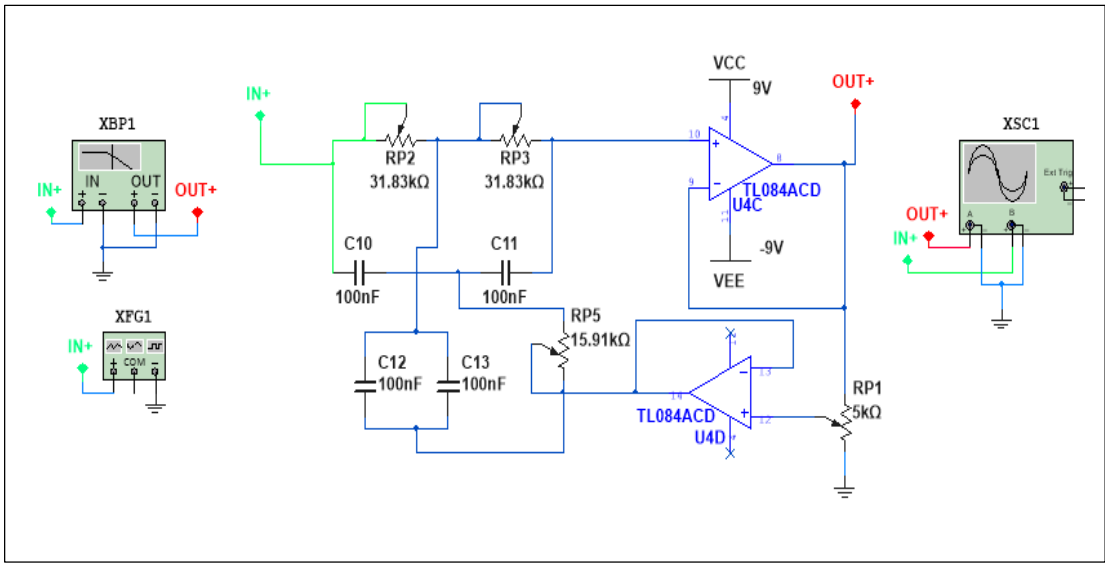
Bu amplifikasyon devresinin kazancını 2 ile 102 kat arasında değiştirilebilir. Varsayılan olarak bu amplifikatörün kazancı 6'ya ayarlanmıştır. Şekil 5.21'de Multisim programı ile bu devrenin simülasyon sonucunda elde edilen giriş ve çıkış sinyallerin grafiği gösterilmiştir.



Şekil 5.21. Ayarlanabilen yükselteç devresinin simülasyon sonucundan elde edilen osiloskop çıktısı

5.1.9. 50Hz Çentik Süzgeç Devresi

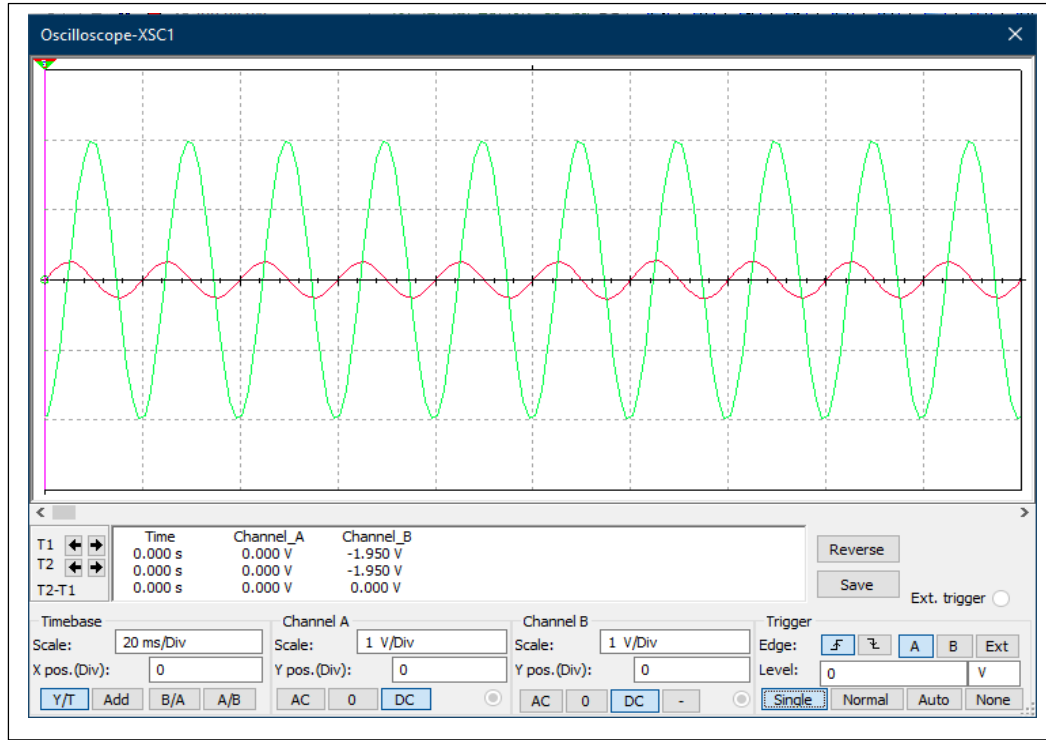
Bu çalışmanın donanım tasarımında ortak mod işaretleri iyi ölçüde bastırılmıştır, fakat bazen gürültülü ortamlarda EEG işaretini binlerce kat yükseltmenin sırasında 50Hz şebeke frekans bileşeni gürültü olarak yükseltilip yeniden EEG işaretinde görülebilir. Bu yüzden tasarımda aktif çentik süzgeç devresi kullanılmıştır ve bu devre sayesinde 50Hz bileşeni bastırılmaktadır. Bu devrenin elemanların değerleri çok hassas olup ve istenilen dirençleri bulunamadığından dolayı trimpotlar (ayarlanabilen dirençler) kullanılmıştır. Şekil 5.22’de gösterildiği gibi 50 Hz çentik süzgeç devresi kurulmuştur.



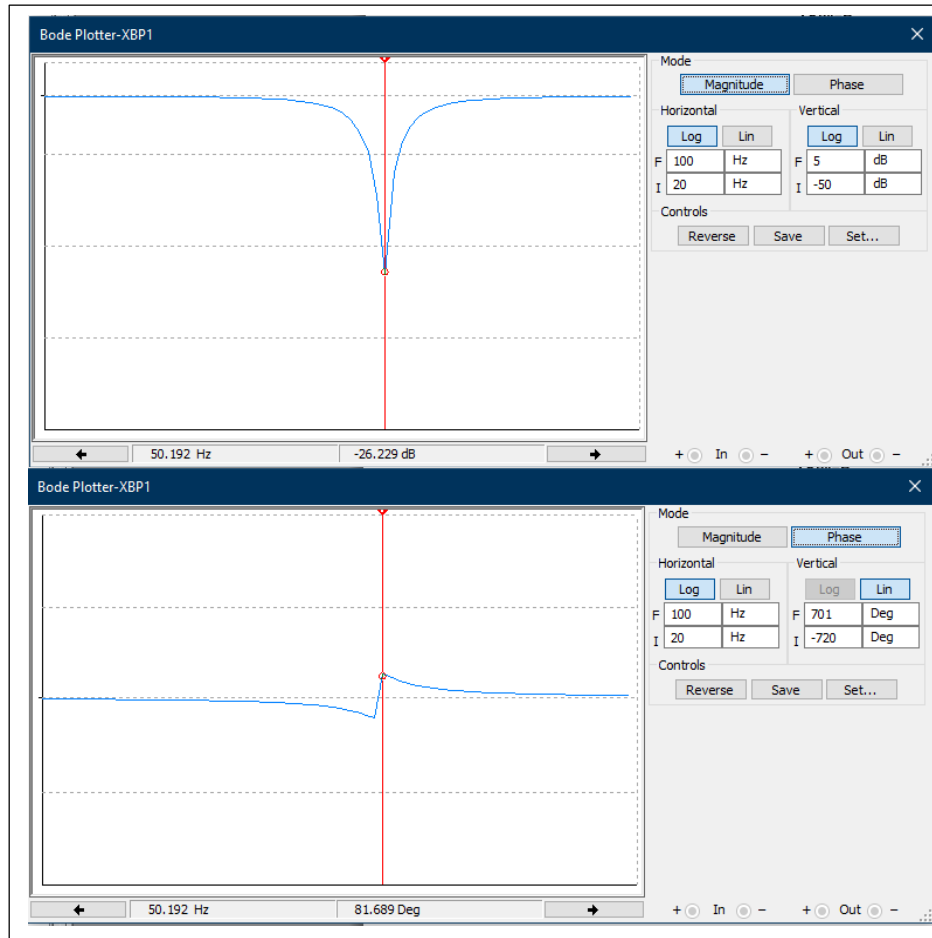
Şekil 5.22. 50Hz çentik süzgecinin devre şeması

Tasarlanan 50Hz çentik süzgeç devresini Multisim programında test edilmiştir. Şekil 5.23’te anlaşılabacağı gibi kırmızı renkli çizdirilmiş süzgecin çıkış sinyalini, yeşil renkli çizdirilmiş 50Hz frekanslı giriş sinyaline göre iyi derece bastırılmıştır.

Bu süzgeç devresinin frekans tepkisini görmek amacıyla Multisim yazılımı yardımıyla Bode diyagramını çizdirip ve sonuç Şekil 5.24’te gösterilmiştir.



Şekil 5.23. 50Hz çentik süzgeç devresinin simülasyonundan elde edilen osiloskop çıktısı

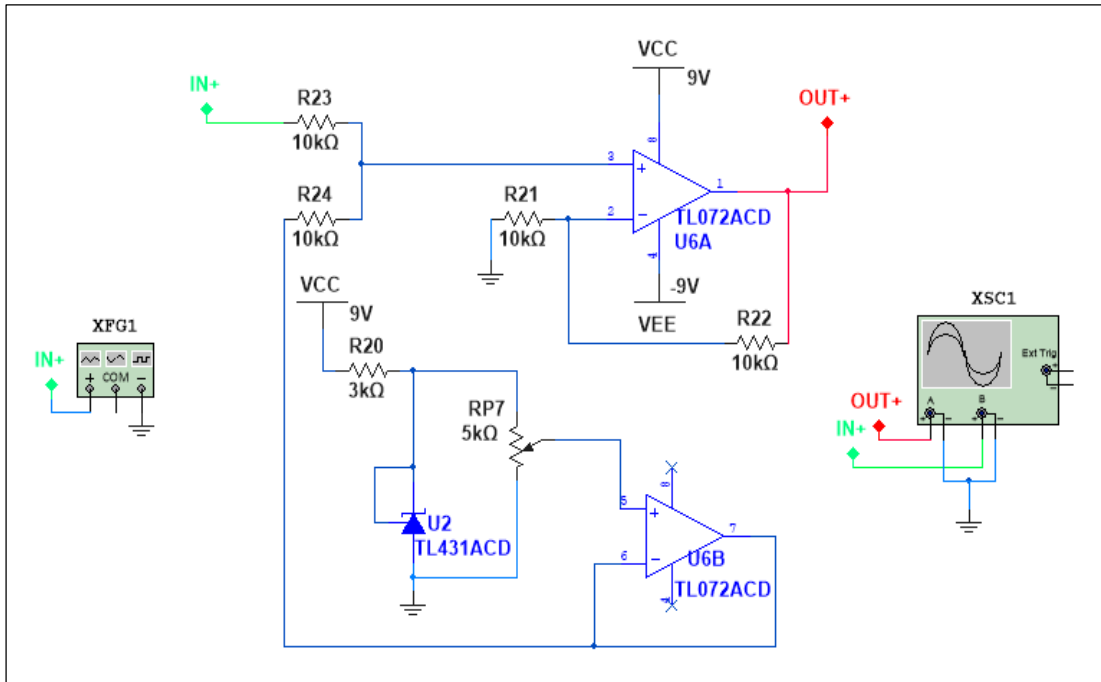


Şekil 5.24. 50Hz çentik süzgeç devresinin Bode diyagramı

5.1.10. DC Ofset Ayarlama Devresi

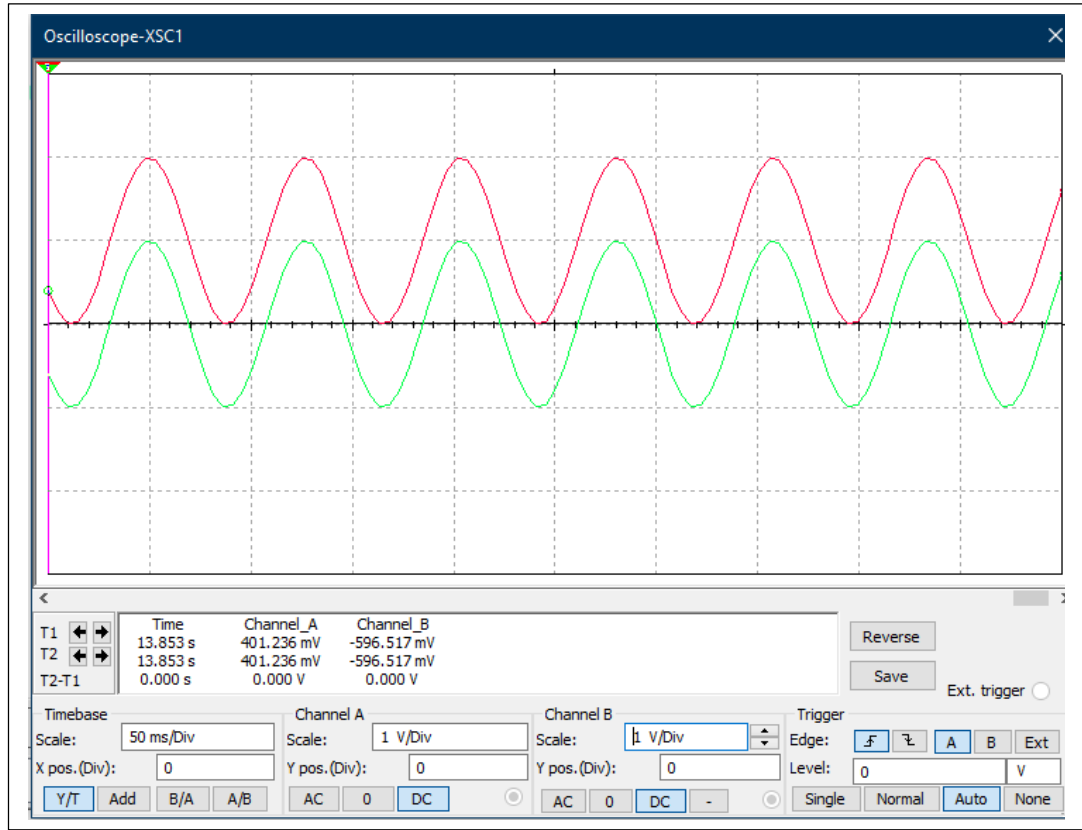
EEG işareti analog bir işaret olduğundan negatif ve pozitif değerleri içermektedir. Bu işaretinin analogdan sayısal dönüştürülmesinde kullanılan mikrodenetleyicinin ADC'si sadece pozitif gerilimleri algılayabildiği için negatif değerlerin pozitif yönüne kaydırılması gerekmektedir. Bu nedenle tasarımda Şekil 5.25'teki gibi DC Ofset ayarlama devresi kullanılmıştır. Bu devrenin işlevi ise, asıl EEG işareti üzerinde pozitif DC bileşeni bindirerek negatif kısmını kaymasına neden olur ve bu halde EEG işareti tamamen pozitif değerlere sahip olmaktadır. Eklenen bu DC bileşeni daha sonra mikrodenetleyici tarafından sayısal filtre uygulanarak kaldırılmaktadır.

DC Ofset ayarlama devresinin DC Ofset değerini Şekil 5.26'daki gibi RP7 bir ayarlı direnç vasıtasıyla ayarlanmaktadır.



Şekil 5.25. DC Ofset ayarlama devre şeması

Tasarlanan DC Ofset ayarlama devresini test etmek için Multisim yazılımını kullanarak Şekil 5.25'teki gibi devreyi kurulmuştur ve simüle edilmiştir. Simülasyon sonucu Şekil 5.26'da görüleceği üzere yeşil renkli çizdirilmiş giriş sinyalin negatif kısmı varken kırmızı renkli çizdirilmiş çıkış sinyali tamamen pozitif değerlerlidir.



Şekil 5.26. DC Ofset ayarlama devresinin simülasyonundan elde edilen osiloskop çıktısı

5.1.11. STM32F103 Mikrodenetleyici Devresi

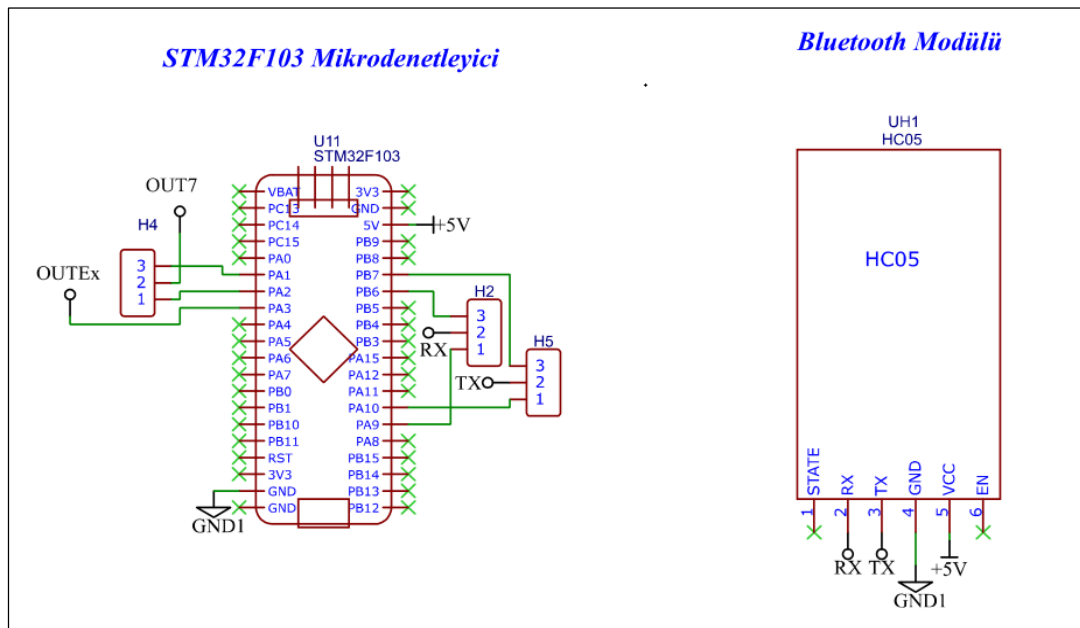
Tasarlanan sistemde STM32F103 mikrodenetleyicinin analogdan dijital dönüşürme birimi aracılığıyla EEG sinyalini analogdan dijital çevirdiği için önemli bir rol oynamaktadır. DC ofset ayarlama devresinden gelen sinyal, kontrolörün analog girişine uygulanır. Mikrodenetleyicinin yazılımında, 128Hz frekansta ve 12bit çözünürlükte örnekler alınmaktadır. DC bileşenlerini ortadan kaldırmak için ikinci dereceden bir sayısal olarak yüksek geçiren filtre uygulanmaktadır. Ayrıca 50 Hz şebeke frekansı girişimi ortadan kaldırmak için sayısal bir çentik filtre uygulanmaktadır.

Tasarlanan sistemde ham EEG işaretinin alt frekans bantlarına ayırtmak ve EEG ritimlerini Alfa, Beta, Delta, Gamma ve Teta işaretlerini elde etmek için bu bölüde ikinci dereceden dijital süzgeçler uygulanmaktadır. Bu bölümde kullanılan sayısal süzgeçler türü, ikinci dereceden Butterworth süzgeçlerdir.

İşlenen ham EEG işareti ve ritimlerin işaretleri kablosuz olarak iletilmek üzere sayısal verileri, USART seri portun üzerinden kablosuz ünitesine 115,200 bit/saniye veri aktarım hızında gönderilmektedir.

5.1.12. HC-05 Bluetooth Modülü Devresi

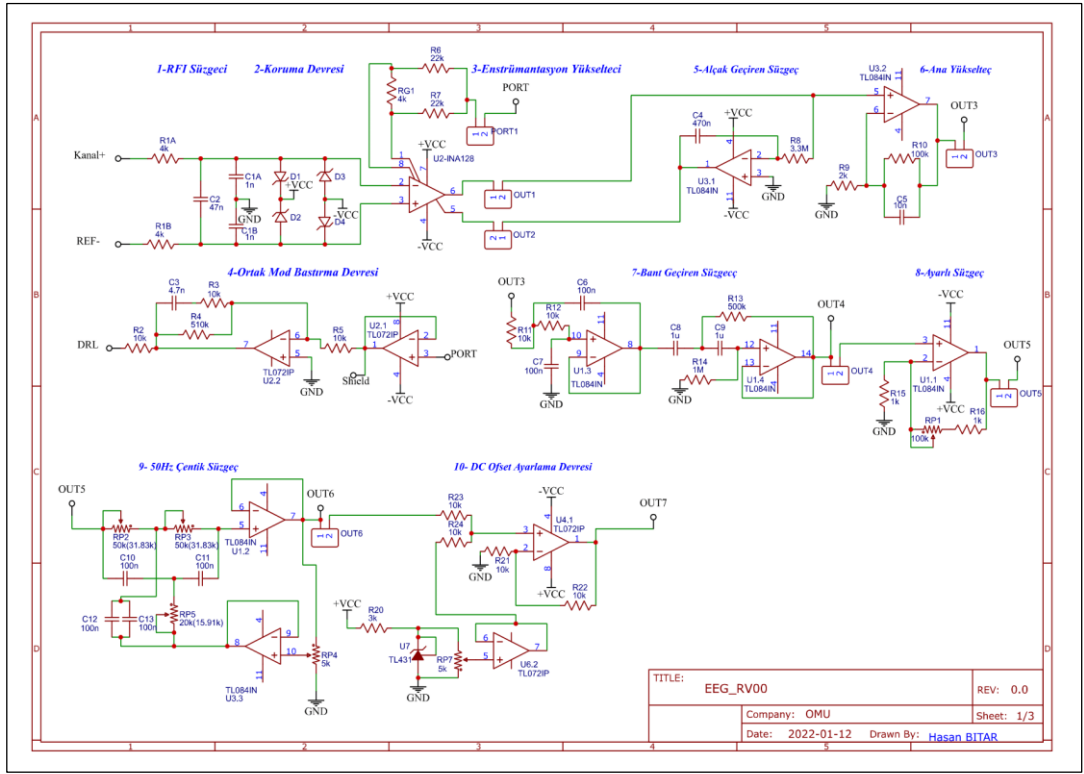
Bu çalışmanın donanımsal olarak son bölümü kablosuz aktarma ünitesidir. Bu bölümde HC-05 Bluetooth modülü kullanılmıştır. STIM32F103 mikrodenetleyicisinden alınan dijital sinyalleri bu modülünün UART portu üzerinden RX girişine iletilmektedir. Sonra bu sinyali Bluetooth modülüne bağlanan akıllı telefona kablosuz olarak aktarılmaktadır. Ayrıca Mikrodenetleyiciye akıllı telefondan gelen komutları iletilmek üzere Bluetooth modülünün TX çıkışı kullanılmaktadır. Şekil 5.27’de Bluetooth modülünün mikrodenetleyici ile bağlantılarının şeması gösterilmektedir.



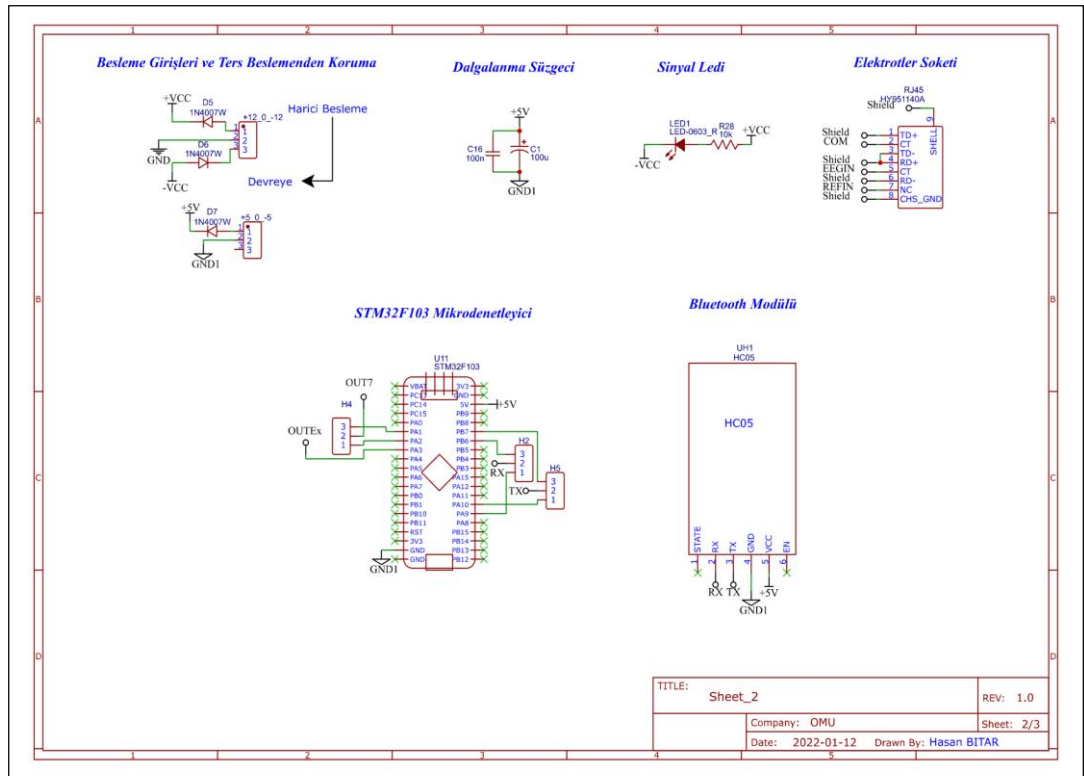
Şekil 5.27. STM32F103 mikrodenetleyicisinin ile HC-05 Bluetooth modülü bağlantıları

5.1.13. Baskı Devre

Bu çalışmanın ayrı ayrı anlatıldığı donanım bölümlerini bir araya getirilip EasyEDA yazılımını kullanarak devrenin bütünü çizilmiştir ve de ver bağlantılarının şeması Şekilde 5.28’de ve Şekil 5.29’da gösterilmiştir.

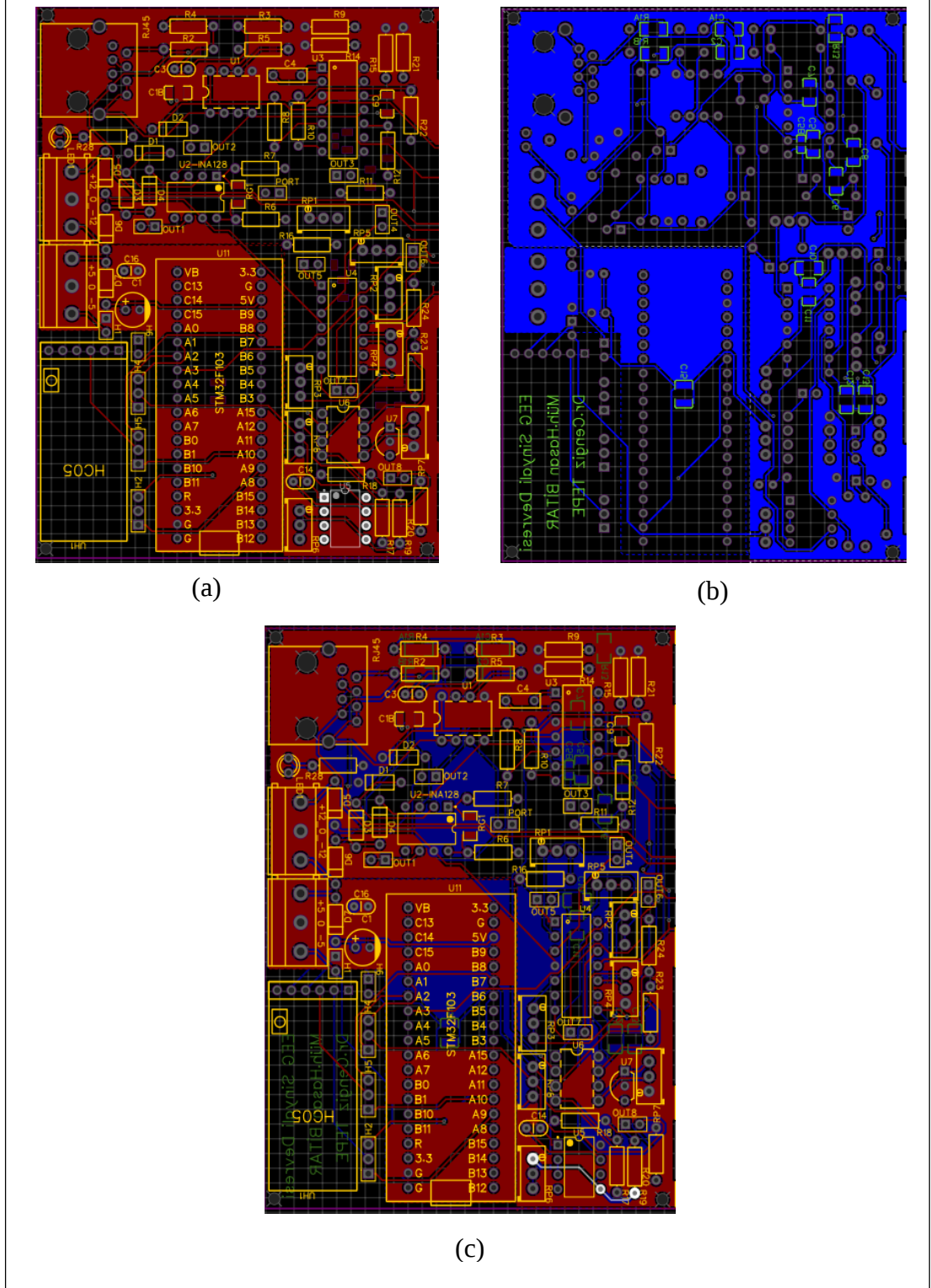


Şekil 5.28. Tüm devre bağlantılarının şeması

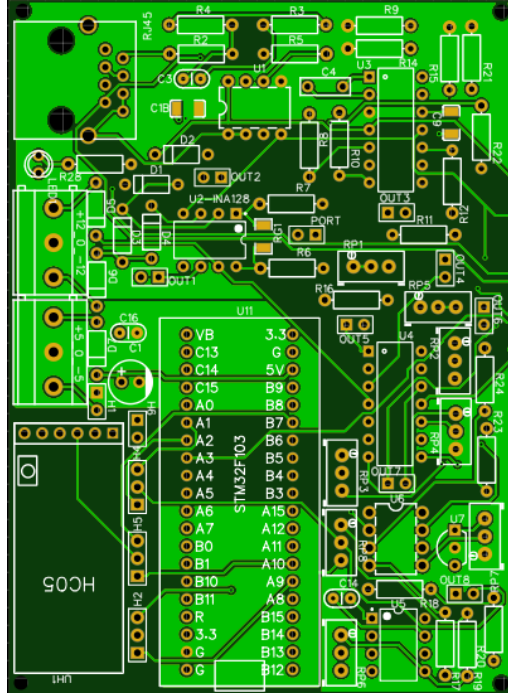


Şekil 5.29. Tüm devre bağlantılarının şeması (devamı)

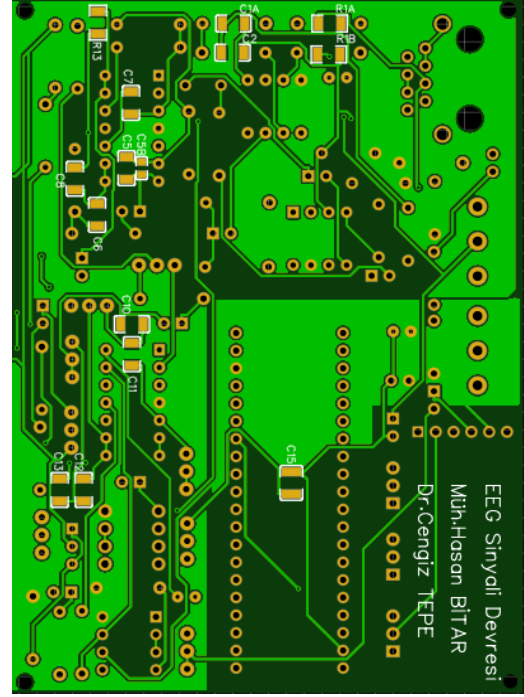
Çizilen devreyi gerçekleştirmek üzere 2 katmanlı baskı devre kart (PCB) EasyEDA programında tasarlanıp baskıya hazırlanmıştır. Baskı devre tasarımı Şekil 5.30'da ve Şekil 5.31'de gösterilmiştir.



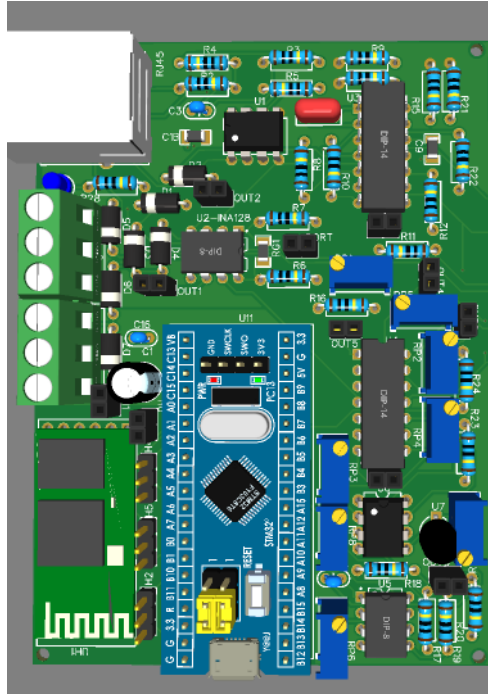
Şekil 5.30. EasyEDA yazılımında baskı devre çizimi (a) Ön katman (b) Arka katman (c) Tüm katmanları birlikte



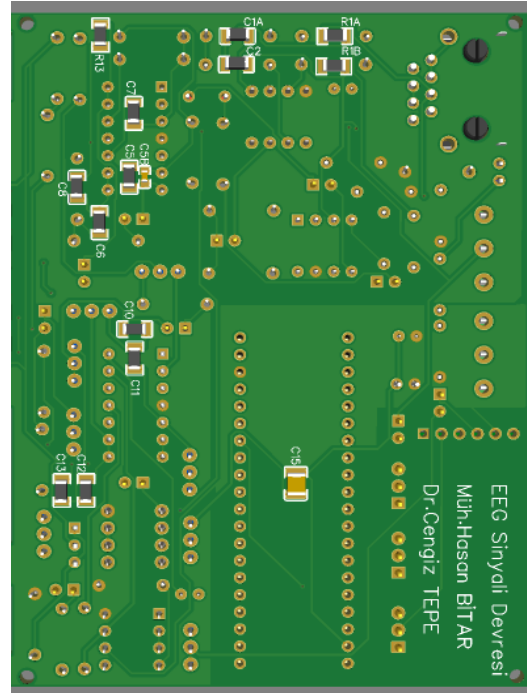
(a)



(b)



(c)



(d)

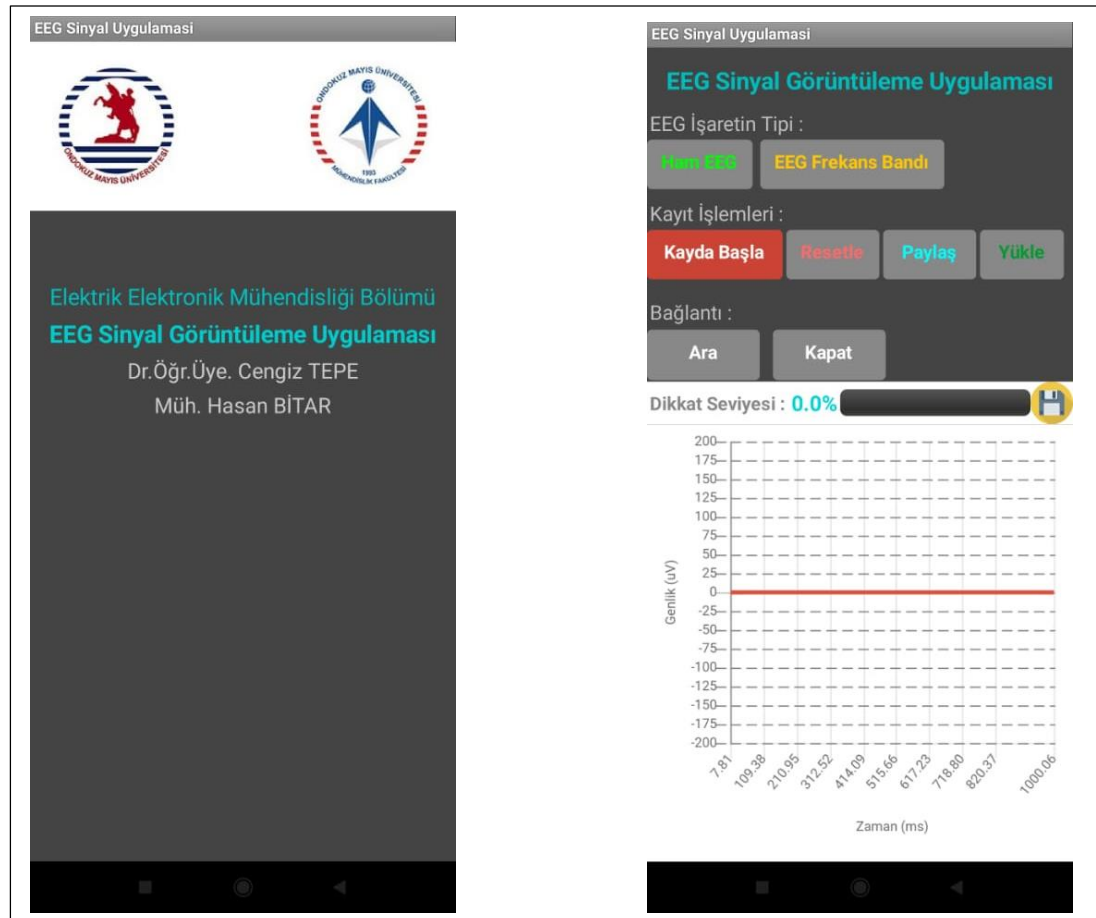
Şekil 5.31. EasyEDA yazılımında baskı devre çizimi (a) Ön katman 2D görünümü (b) Arka katman 2D görünümü (c) Ön katman 3D görünümü (d) Arka katman 3D görünümü

5.2. Yazılım Kısımı

Bu bölümde toplanan ve işlenen EEG işaretleri görüntülemek, saklamak, daha sonra tekrar görüntüleyebilmek ve paylaşabilmek için akıllı telefon uygulama arayüzü ve Bulut sistemi tabanlı Web ön uç arayüzü geliştirilmiştir. Ayrıca kullanıcının EEG işareti işleyerek dikkat seviyesini belirleyen yazılımsal bir yöntem geliştirilmiştir.

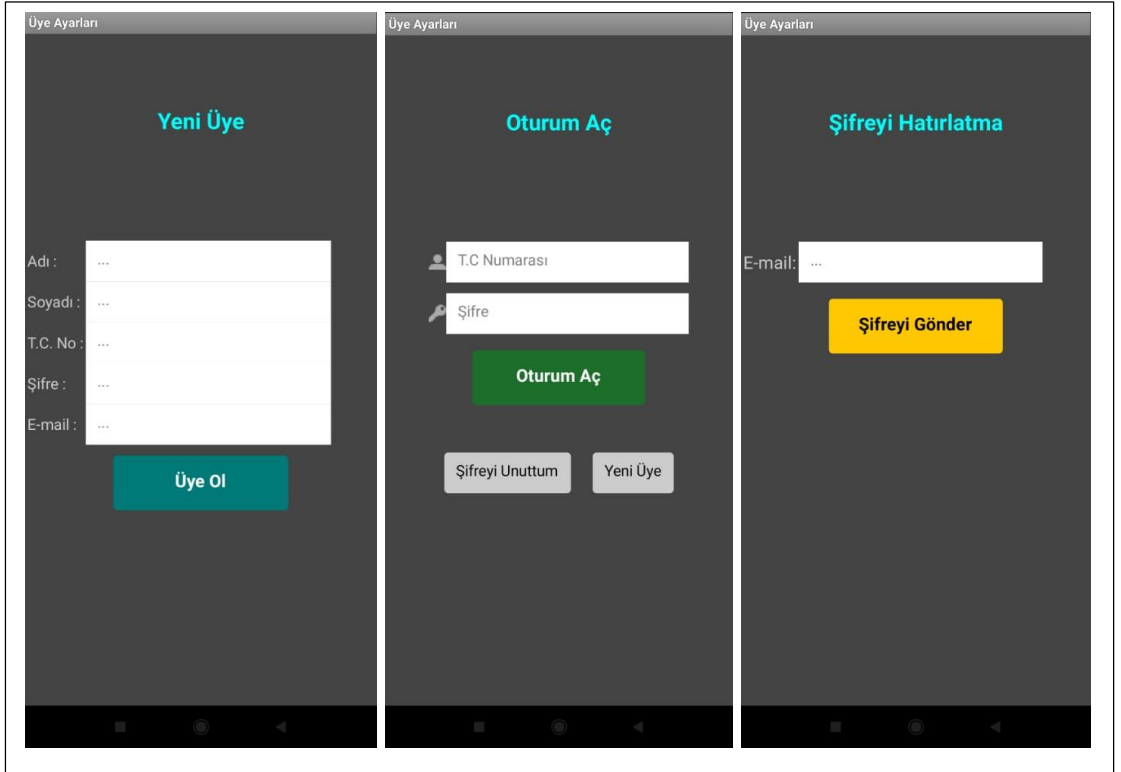
5.2.1. Akıllı Telefon Uygulama Arayüzü

Tasarlanan sistemin donanım bölümünden elde edilen ham EEG işareti ve ritim sinyallerini gerçek zamanlı olarak görüntülemek için bu bölümde akıllı telefon uygulama arayüzü geliştirilmiştir. Bu uygulama üzerinde elde edilen işaretleri daha sonra görüntülenebilmesi için bu çalışmada oluşturulan bulut sisteminde saklanabilmektedir. Ayrıca bu arayüzde, geliştirilen yöntemin sayesinde kullanıcının dikkat seviyesini gerçek zamanlı olarak gösterilmektedir. Şekil 5.32’de geliştirilen arayüzün ekran görüntüleri gösterilmiştir.



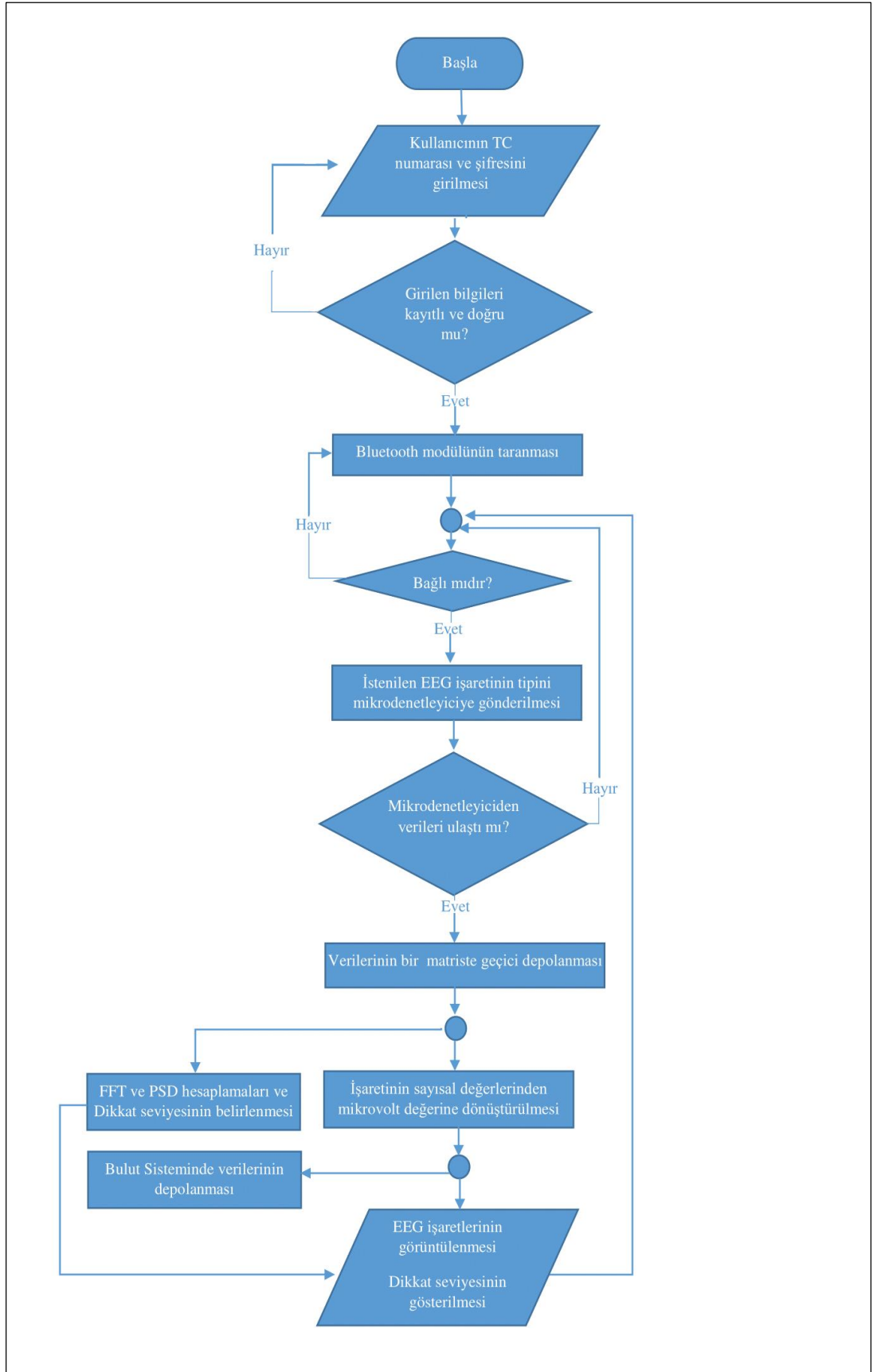
Şekil 5.32. Geliştirilen akıllı telefon uygulama arayüzünün ekran görüntüleri

EEG sinyallerin saklanması ve daha sonra yeniden görüntülenebilmesi için bu sinyallerin kullanıcının kişisel bilgileriyle ilişkilendirilmesi gerekir. Üye işlemleri, geliştirilen uygulama arayüzü üzerinden yapılır, önce kullanıcının kişisel bilgiler ve şifresi girilerek üyelik oluşturulur ve daha sonra üyelik bilgileri üzerinden bir oturum açılabilir. Şekil 5.33'te görüleceği gibi uygulamada yeni üyelik kaydı, giriş yapma ve unutulmuş şifreyi hatırlama arayüzü olmak üzere üyelikle ilgili üç adet arayüz bulunmaktadır.



Şekil 5.33. Akıllı telefon arayüzünde üye ayarlarını gösteren ekran görüntüleri

Bu akıllı telefon arayüzü tasarımında ve uygulamasında kullanılmış algoritmanın akış diyagramı Şekil 5.34'te gösterilmiştir.



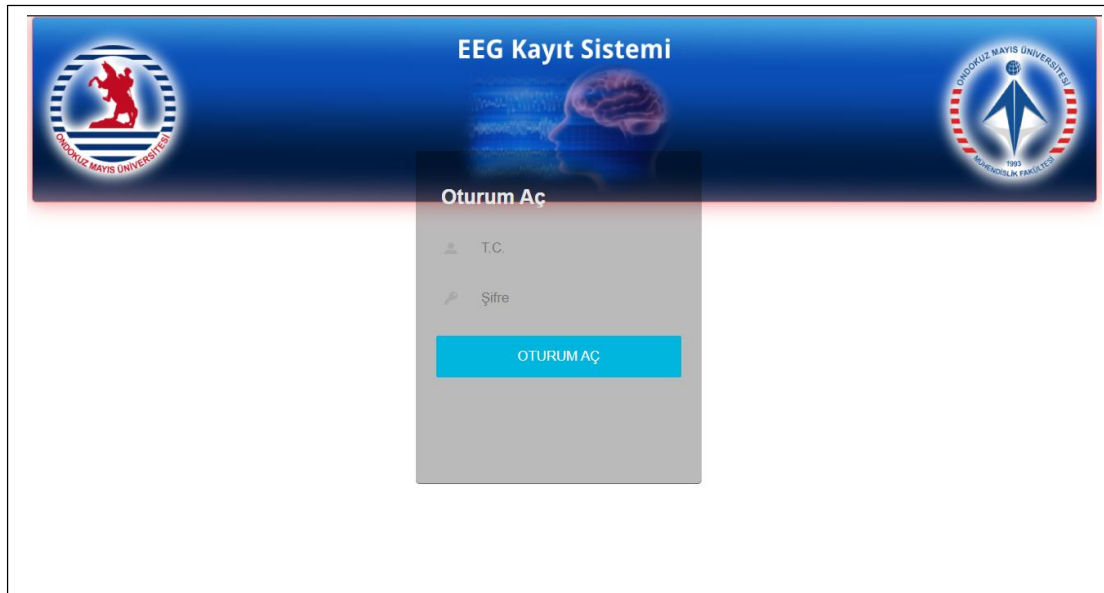
Şekil 5.34. Akıllı telefon arayüzü tasarımında kullanılan algoritmanın akış diyagramı

5.2.2. Bulut Sistemi

Bu bölümde kaydedilen sinyalleri kullanıcının kişisel verileri ve şifresi ile ilişkilendirmek için veri tabanına bağlanmaktadır. Verilere daha sonra erişebilmek için bu verileri bir sunucuda saklanmaktadır.

Bulut sisteminin görünen kısmı Şekil 5.35'te gösterildiği gibi, EEG işaretlerinin ham hali ve ritim sinyallerini görüntüleyen ve kullanıcının kişisel bilgilerinin girilebildiği bir ön uç kullanıcı arayüzüdür.

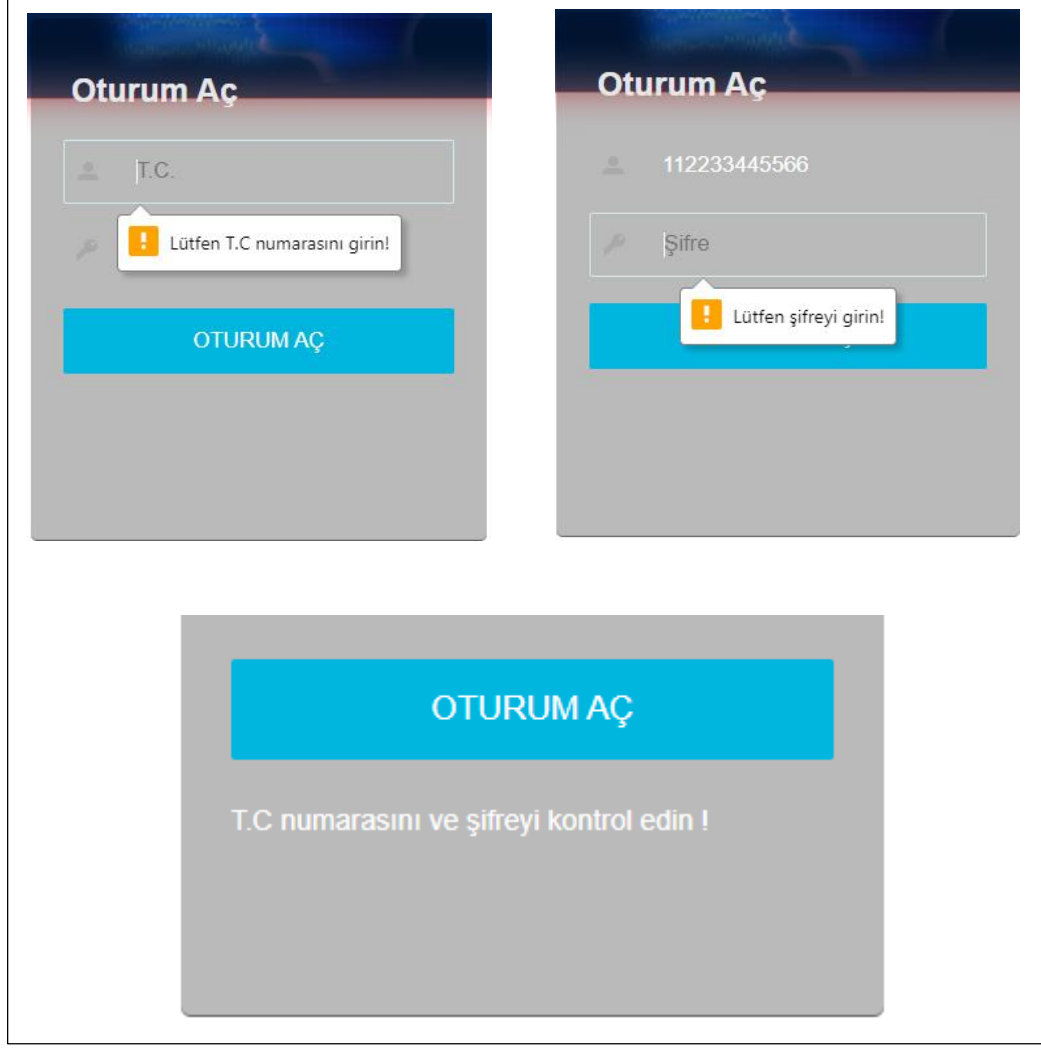
Sonuç olarak, internet bağlantısı olan herhangi bir ekranlı cihaz, şifre ve sinyal sahibinin TC. Numarasını kullanarak sisteme erişebilir ve bu sinyaller her hangi bir zamanda görüntülenebilir.



Şekil 5.35. Geliştirilen Bulut sistemin ön ucu

Geliştirilen arayüzü, muhtelif mobil cihazlar ve bilgisayar ekranlarına uyumlu olmak için dinamik (responsive) tasarımı sağlanmıştır. Böylece her hangi bir ekranda EEG işaretleri bozulmadan açık bir şekilde görüntülenmektedir.

Bu arayüzde kullanıcının kişisel bilgileri eksik veya yanlış girilirse uyarılar verilmektedir. Arayüzde oluşabilecek uyarıları gösteren ekran görüntüleri Şekil 5.36'da verilmiştir.



Şekil 5.36. Bulut sistemin arayüzünde oluşabilecek uyarılar ekran görüntüleri

5.2.3. Dikkat Seviyesinin Belirlenmesi

Son yıllarda EEG işareti analizi çeşitli nispeten yeni uygulamalarda kullanılmıştır. Bu uygulamalar arasında kişinin görsel veya işitsel uyaranlara maruz kaldığında dikkat seviyesinin çıkarılması yer almaktadır. Bunun temel uygulaması, öğrenme süreçlerini izlemek ve geliştirmek için eğitim süreci boyunca öğrenenlerin dikkat düzeylerini belirlemektir. Literatür taraması sırasında, çalışmaların çoğu, EEG sinyalinin öznel özelliklerinin çıkarılması ve yapay zeka algoritmaları kullanılarak ya yüksek düzeyde ya da düşük düzeyde dikkat ile iki veya daha fazla kategoride sınıflandırılmasıyla ilgiliydi. Ancak dikkat seviyesini yüzde şeklinde belirleme özelliği sadece ticari cihazlarda mevcuttur ve bu konuda çok az çalışma vardır. Literatür taramasında, bir tüp içindeki bir topun yüksekliğini kontrol ettirmek için dikkat seviyesini belirlemeye yönelik bir yöntem geliştiren ve uygulamalı bir deneye dayanan bir çalışma bulunmuştur (Rodríguez et al., 2013). Ayrıca beynin frontal

bölgesinde yoğun odaklanma ve dikkat durumunda Alfa ve Beta dalgalarının güç seviyelerinin düştüğünü, tam tersine normal ve rahatlık durumlarında Alfa ve Beta dalgalarının güç seviyelerinin yükseldiğini diğer çalışmalar belirtmişlerdir (Hossan and Chowdhury, 2016; Liao et al., 2012). Yukarıdakilerin ışığında, bu çalışmada kullanıcının dikkat seviyesini belirlemek için bir yöntem geliştirilmiştir. Geliştirilen yöntemin denemelerinin sonuçları ve analizleri bu çalışmanın bulgular bölümünde sunulmaktadır. Dikkat seviyesini belirlemek için kullanılan metodoloji şu şekilde özetlenebilir:

- Ham EEG işareti, her bir saniye boyunca (128 örnek) Hann pencere fonksiyonu ile çarpılarak pencerelenmektedir. Hann pencere bileşenleri (5.4) formülünden hesaplanmaktadır.

$$w[n] = 0.5 \times \left[1 - \cos \left(2\pi \frac{n}{N-1} \right) \right]; 0 \leq n < N \quad (5.4)$$

N : Toplam örneklerinin sayısıdır.

- Hann pencere'nin normalize faktörü (5.5) formülünden hesaplanmaktadır.

$$U = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |w[n]|^2 \quad (5.5)$$

- Pencerelenmiş sinyalinin her saniyede, 128 örnek için hızlı Fourier dönüşümü (FFT) hesaplanmaktadır.
- Hesaplanan FFT'nin büyüklüğü kullanılarak pencerelenmiş sinyalinin tek taraflı güç spektral yoğunluğu (PSD), (5.6) formülünden hesaplanmaktadır.

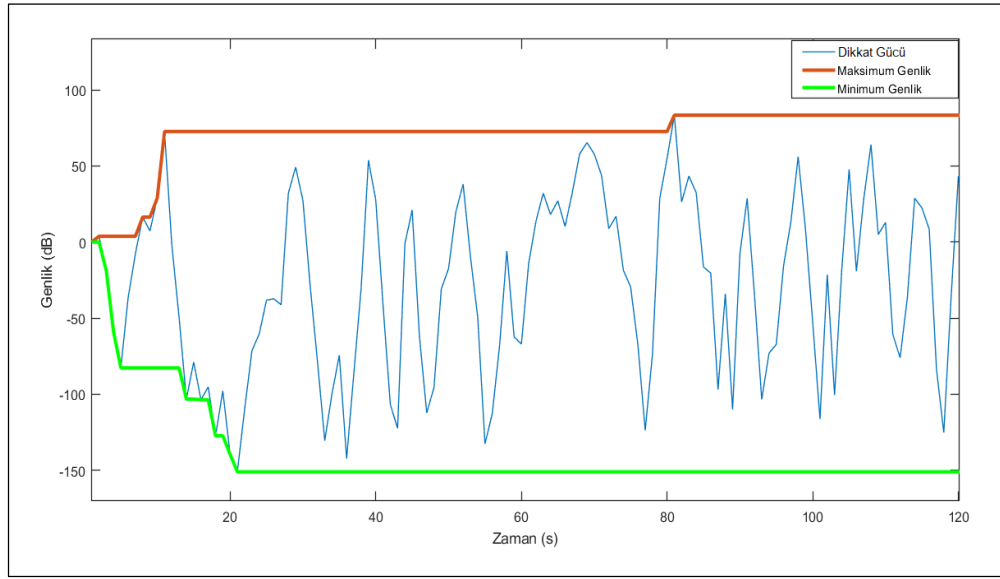
$$P[f] = 2 \times \frac{|X[f]|^2}{f_s \cdot N \cdot U}; f > 0 \quad (5.6)$$

f_s : Örnekleme frekansı ; $X[f]$: FFT'nin büyüklüğü.

- Bir saniye boyunca EEG sinyalinin Alfa ve Beta frekans bantları üzerinde periodogramı desibel cinsinden hesaplanarak (5.7) formüldeki gibi Dikkat Gücü (DG) elde edilmektedir.

$$DG = \sum_{f=8}^{25} 10 \cdot \log_{10} P[f] \quad (5.7)$$

- Her saniyede dikkat gücünün değeri ile geçmişteki DG'nin d eğerleri karşılaştırılarak DG'nin maksimum (DG_{max}) ve minimum (DG_{min}) değerleri dinamik bir şekilde belirlenmektedir. Bu aşamayı açıklamak için Şekil 5.37'de görüleceği üzere DG'nin maksimum ve minimum değerleri dinamik olarak değiştiğini gösterilmektedir.



Şekil 5.37. Dikkat Gücünün maksimum ve minimum değerlerinin dinamik olarak belirlenmesi

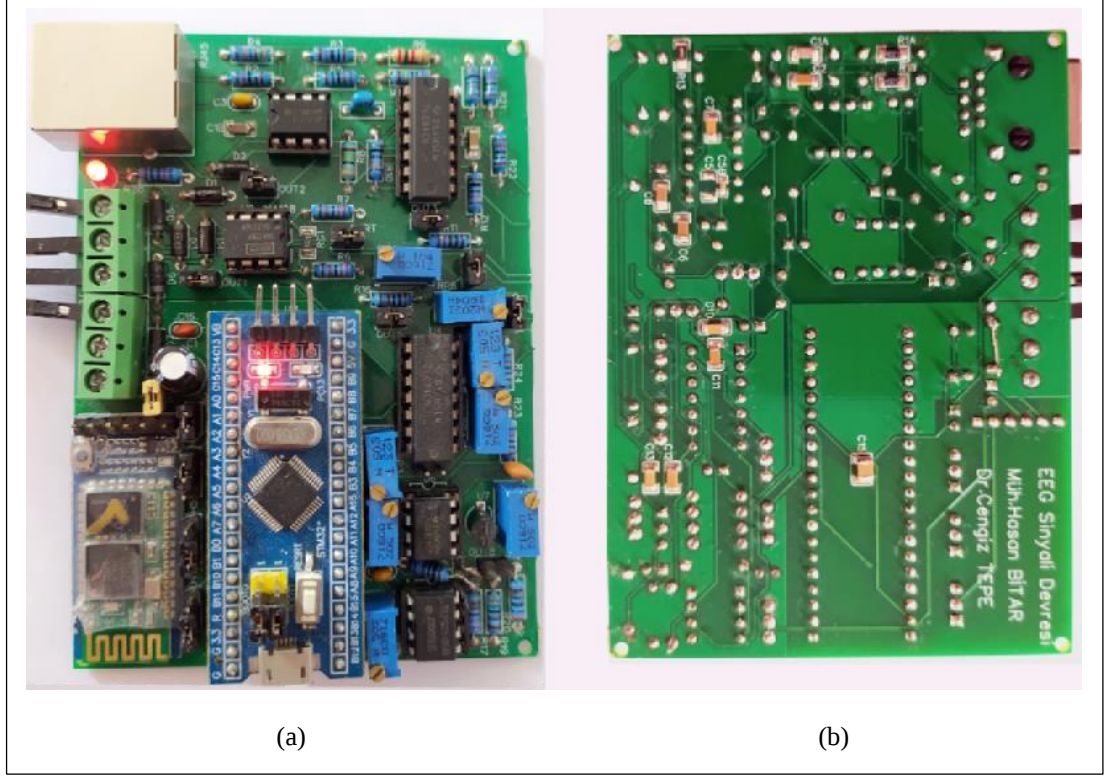
- Dikkat gücünün ortalaması (DG_{ort}) hesaplanmaktadır.
- Dikkat seviyesi (DS) yüzdelik olarak elde edilmek için (5.8) formülü kullanılmaktadır. Bu formülden anlaşılacağı üzere, DG'nin yüksek olduğu durumlarda dikkat seviyesi düşük olduğu için formülde 100'e tümleyeni alınmaktadır.

$$\%DS = 100 - \left[100 \times \left(\frac{DG_{ort} - DG_{min}}{DG_{max} - DG_{min}} \right) \right] \quad (5.8)$$

- Dikkat seviyesini kararlı bir şekilde gösterilebilmek için dikkat seviyesinin ortalaması hesaplanabilmektedir.

6. BULGULAR

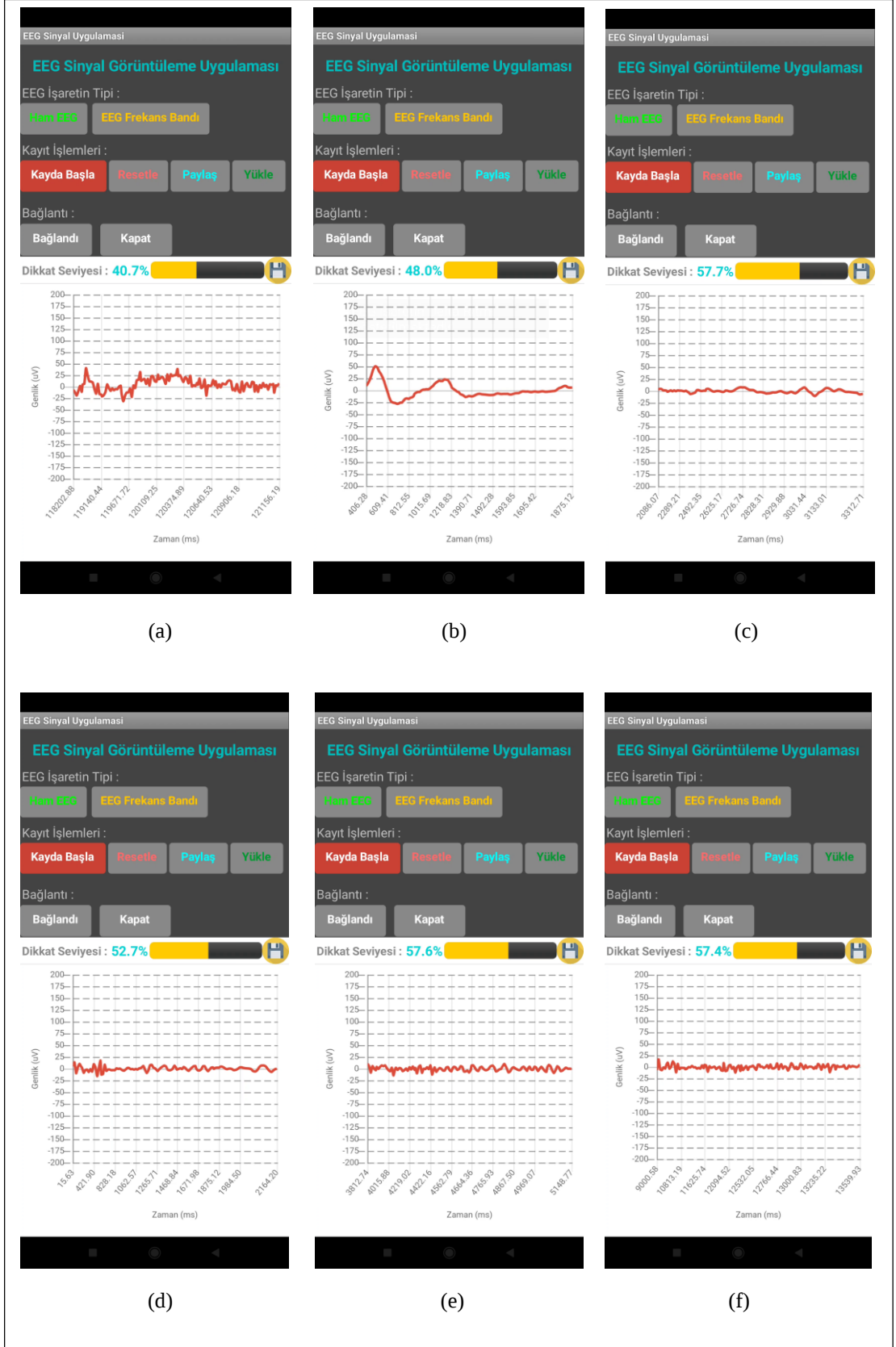
Bu çalışmada tasarlanmış ve gerçekleştirilmiş EEG kayıt sistemi denemek için Şekil 6.1'deki gerçekleştirilmiş devreye elektrotları bağlanmıştır. Sistemde kullanılan üç elektrot, 10-20 Elektrot Yerleşim Sistemi'ne göre FP1 yerine *Kanal+* elektrodu, A1 ve A2 yerine *REF-* ve *DRL* elektrotlarını sırasıyla yerleştirilmiştir.



Şekil 6.1. Tasarlanan EEG kayıt sisteminin gerçekleştirilen donanımı (a) Ön yüz (b) Arka yüz

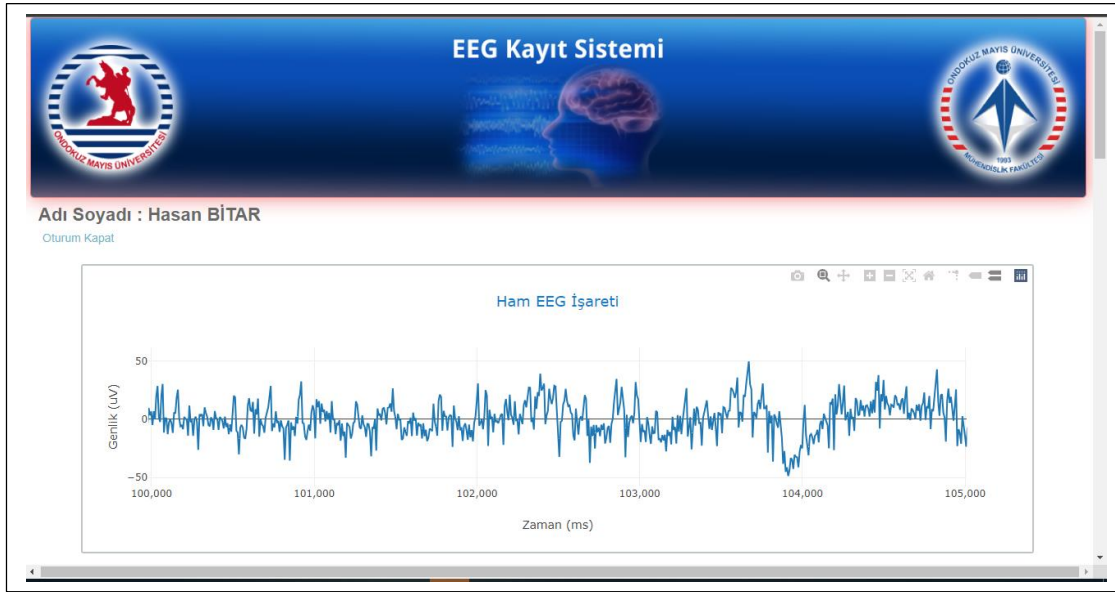
EEG işaretinin ham hali ve alt frekans bantları (ritimleri) görüntülemek için ilk önce geliştirilen akıllı telefon uygulamasını yüklenmiştir. Sonra uygulamanın arayüzü üzerinden işaretleri Bulut sisteminde depolanmıştır.

Geliştirilen akıllı telefon uygulaması arayüzünde gerçek zamanlı EEG işaretleri ve kullanıcının dikkat seviyesi görüntülenmektedir. Şekil 6.2'de görüleceği üzere akıllı telefon arayüzünde EEG işaretinin ham hali ve ritimlerin grafikleri gösterilmiştir.

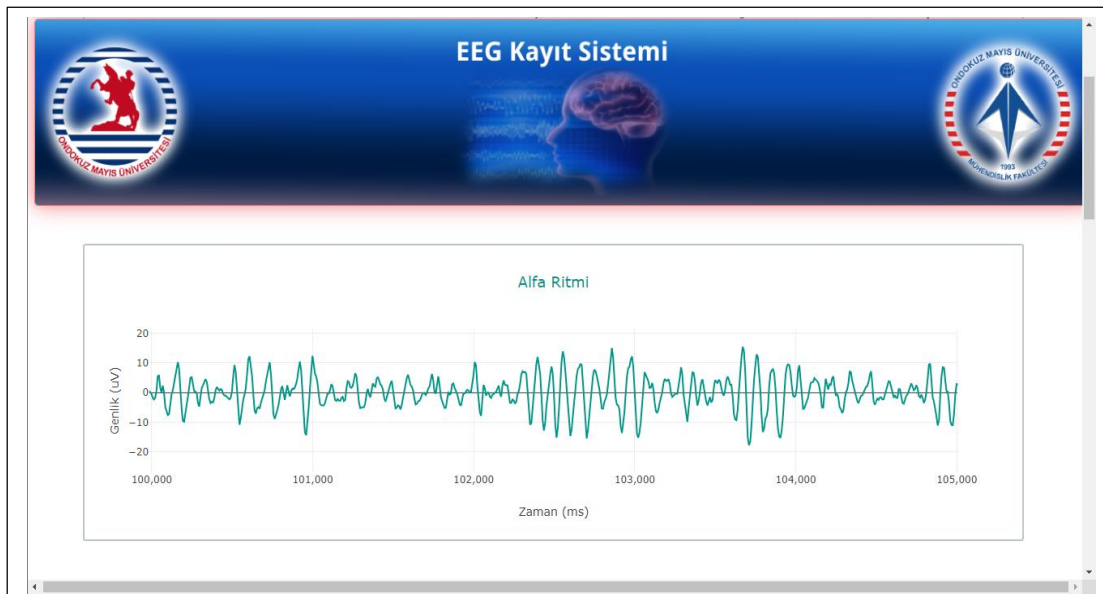


Şekil 6.2. Akıllı telefon arayüzünden alınan EEG işaretleri (a) Ham EEG işareti (b) Delta ritmi grafiği (c) Teta ritmi grafiği (d) Alfa ritmi grafiği (e) Beta ritmi grafiği (f) Gamma ritmi grafiği

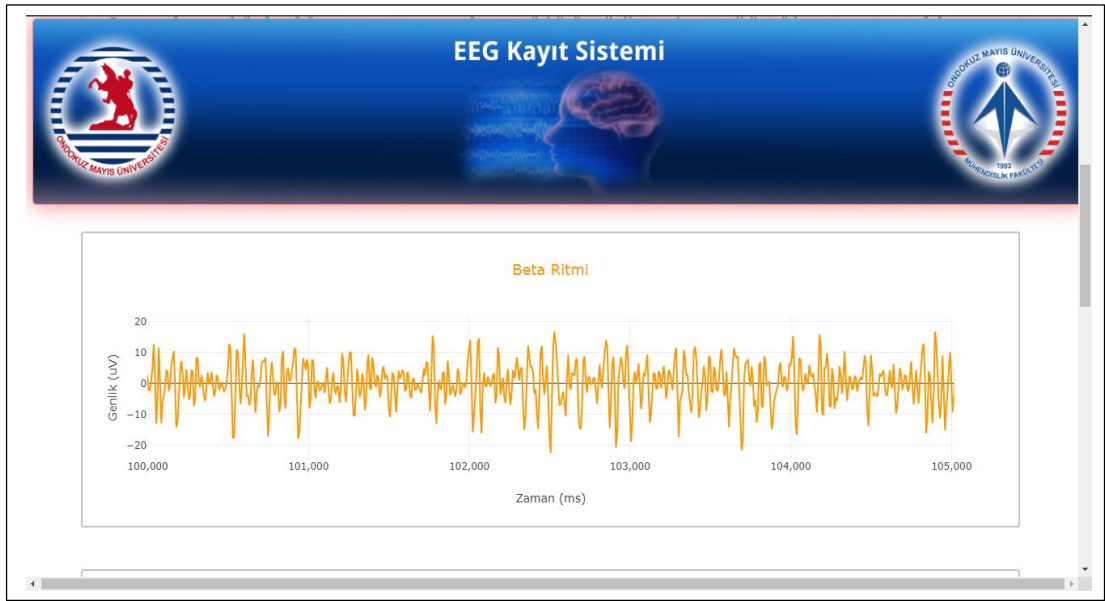
Tasarlanan ve gerçeklenen sistemde elde edilen EEG işaretinin ham hali ve ritimlerin sinyallerini, akıllı telefon arayüzü üzerinden Bulut sistemin suncusunda kaydedilmektedir. Daha sonra kaydedilen EEG işaretleri ve ritimlerin grafikleri Bulut sistemin ön ucu üzerinden görüntülenebilmektedir. Sistemin denemesinde, geliştirilen Bulut sisteminin kullanıcı arayüzünden EEG işaretinin ham hali ve ritimleri Alfa, Beta, Delta, Gamma ve Teta grafiklerini alınmıştır. Denemenin sonucunda elde edilen sinyallerini gösteren ekran görüntüleri aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



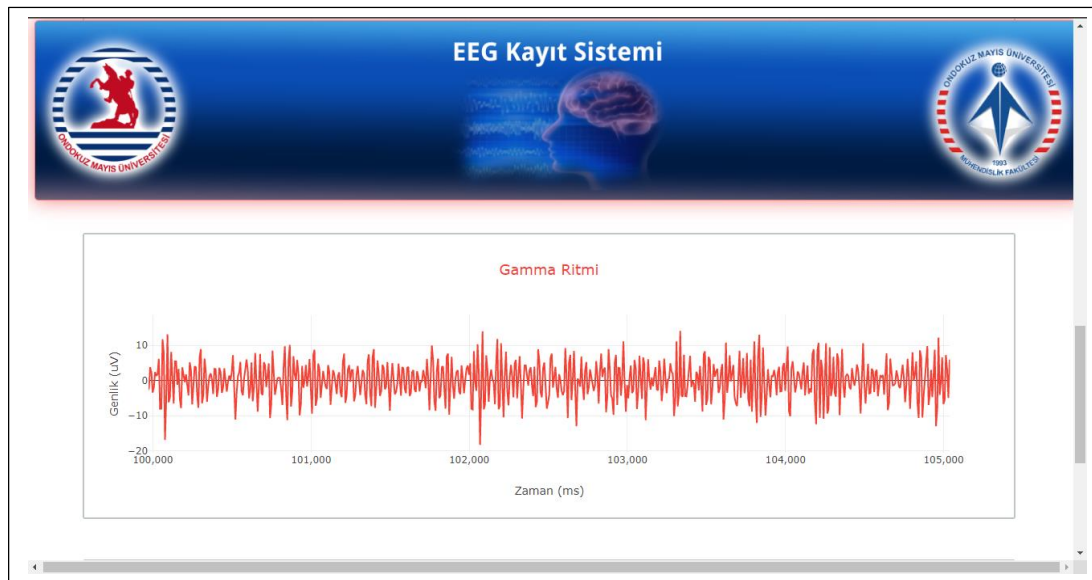
Şekil 6.3. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretin grafiğı



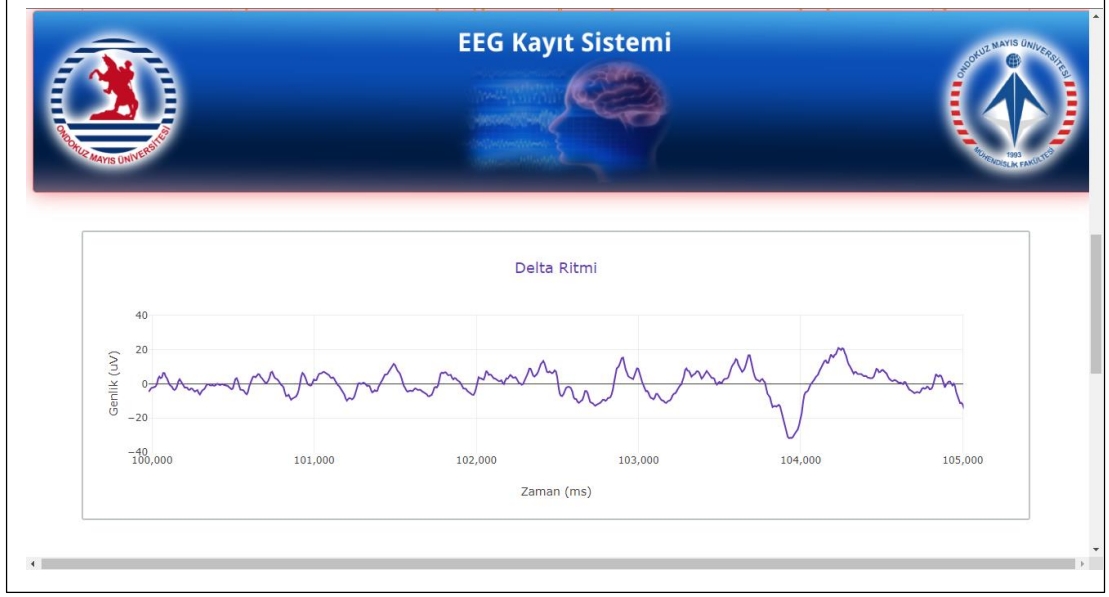
Şekil 6.4. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretinin Alfa ritmi grafiğı



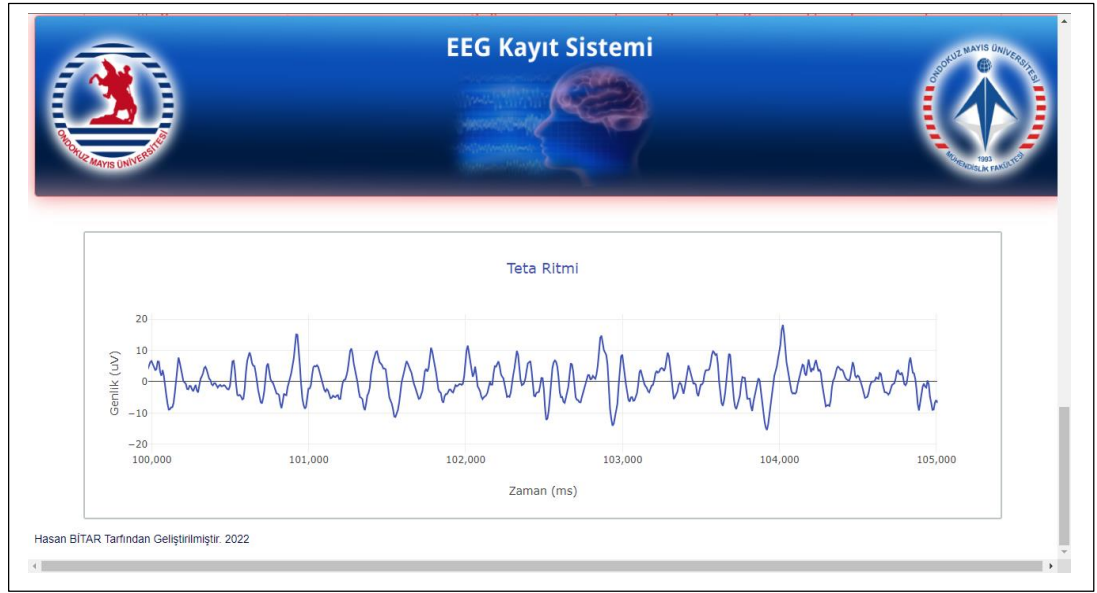
Şekil 6.5. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretinin Beta ritmi grafiği



Şekil 6.6. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretinin Gamma ritmi grafiği

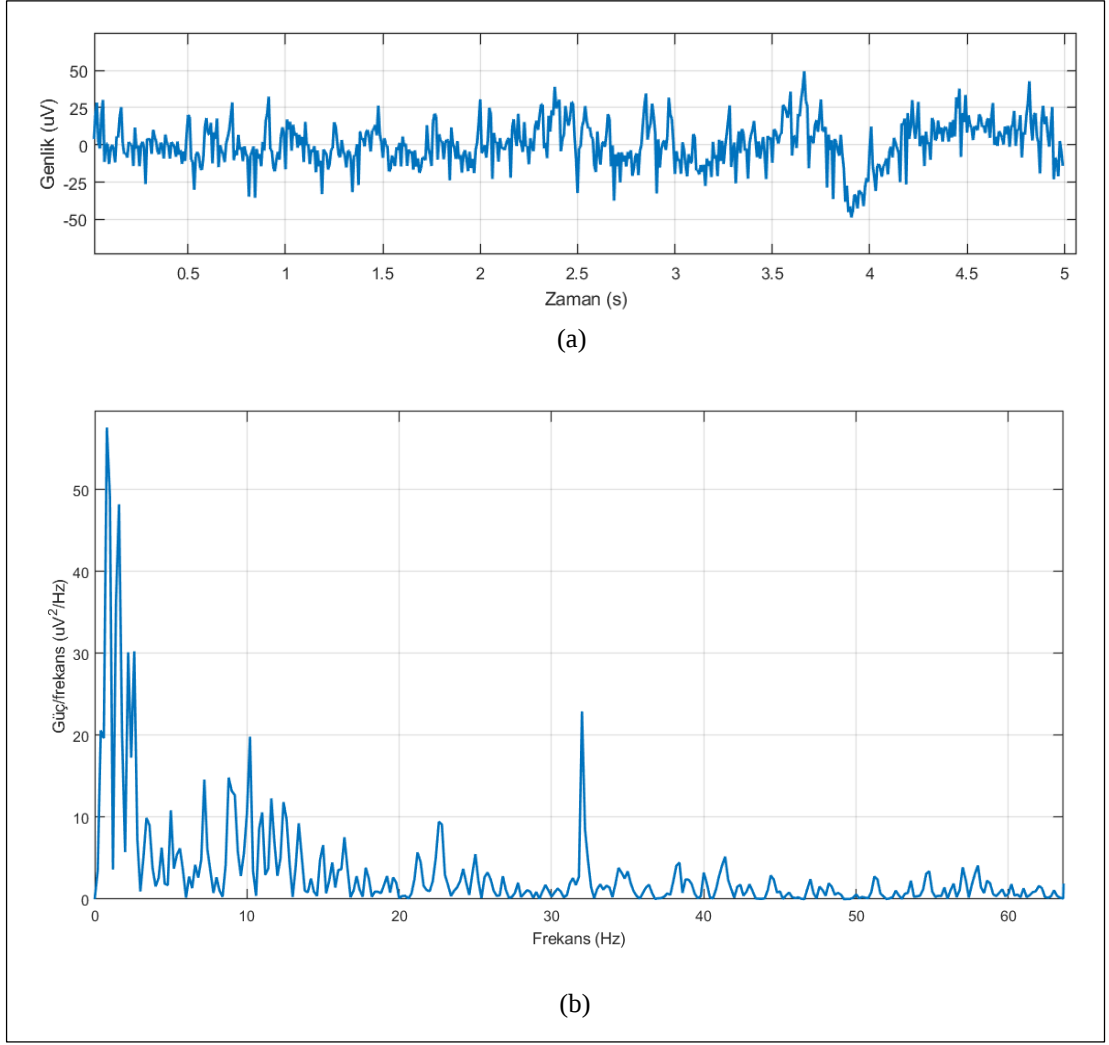


Şekil 6.7. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretinin Delta ritmi grafiği



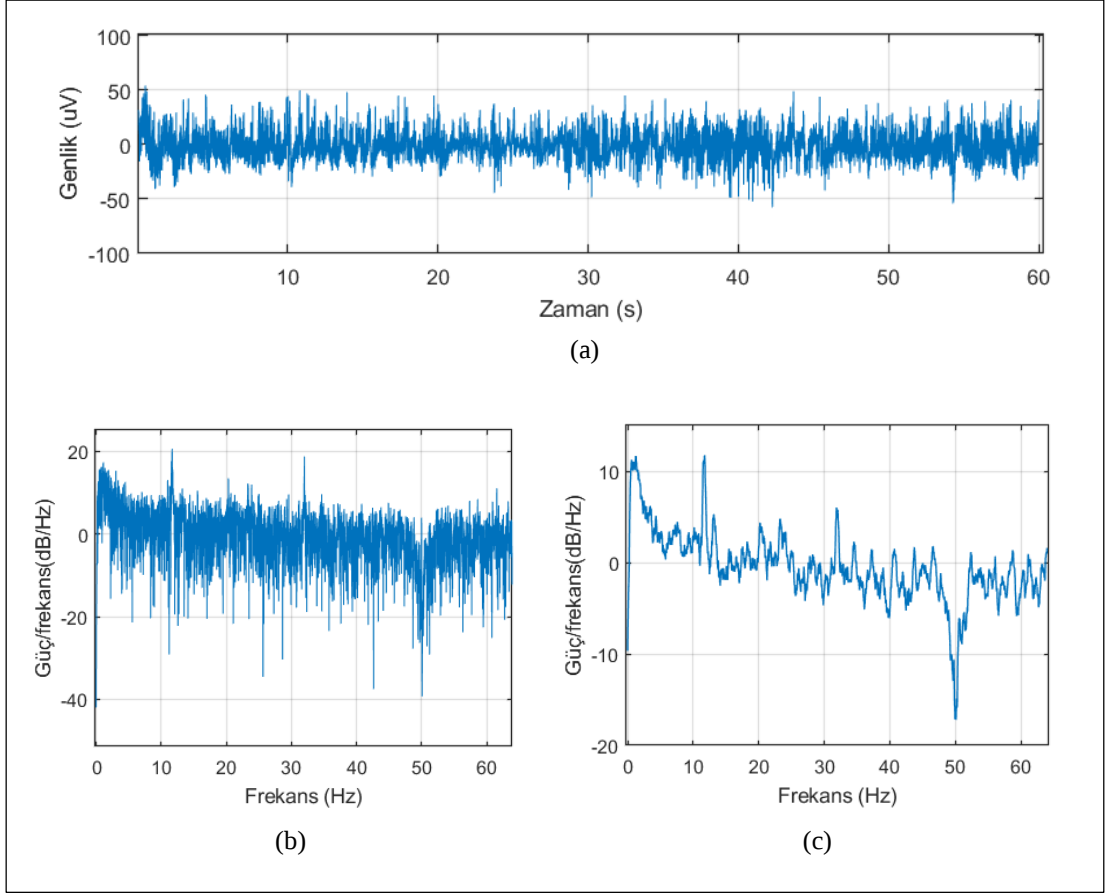
Şekil 6.8. Bulut sistemin arayüzünden alınan ham EEG işaretinin Teta ritmi grafiği

Bu tez çalışmasında tasarlanan sistem vasıtasıyla toplanan EEG işaretleri doğru ve kaliteli olduğunu test etmek için frekans düzleminde iki adet EEG işareti analiz edilmiştir. İlk EEG işareti 5 saniye süreli bir işaret olup Şekil 6.9’da anlaşılabacağı üzere işaretin güç spektral yoğunluğu grafiğinde EEG işaretinin frekans bileşenleri nerdeyse 1-35Hz arası ağırlıklı olduğunu görülmektedir.

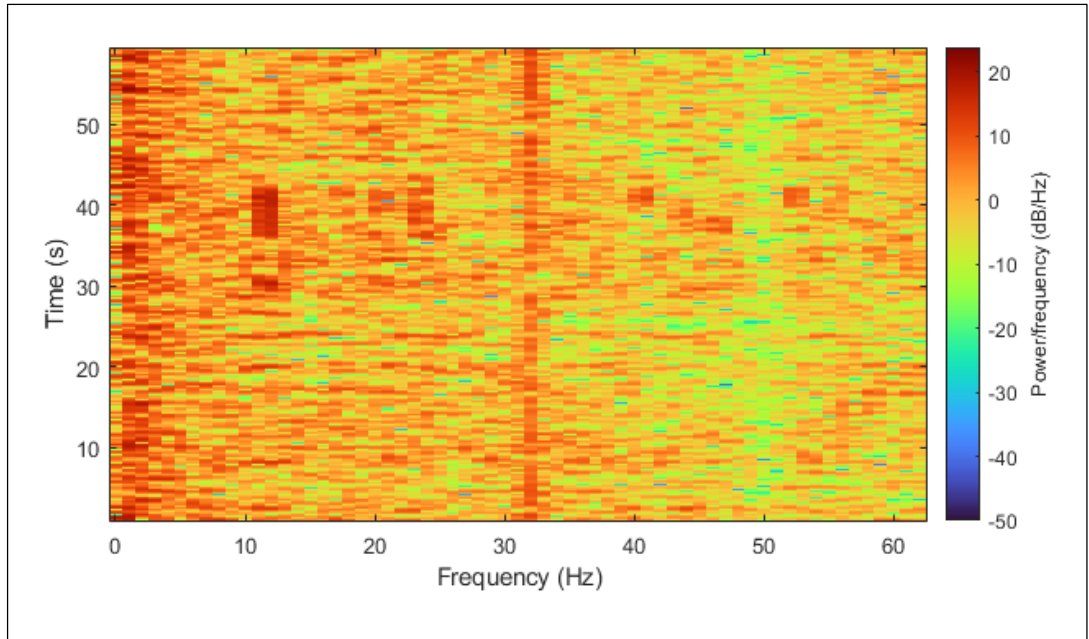


Şekil 6.9. Tasarlanan EEG kayıt sisteminden alınan bir EEG işaretin örneği (a) Zaman düzleminde grafiği (b) Frekans düzleminde güç spektral yoğunluğu

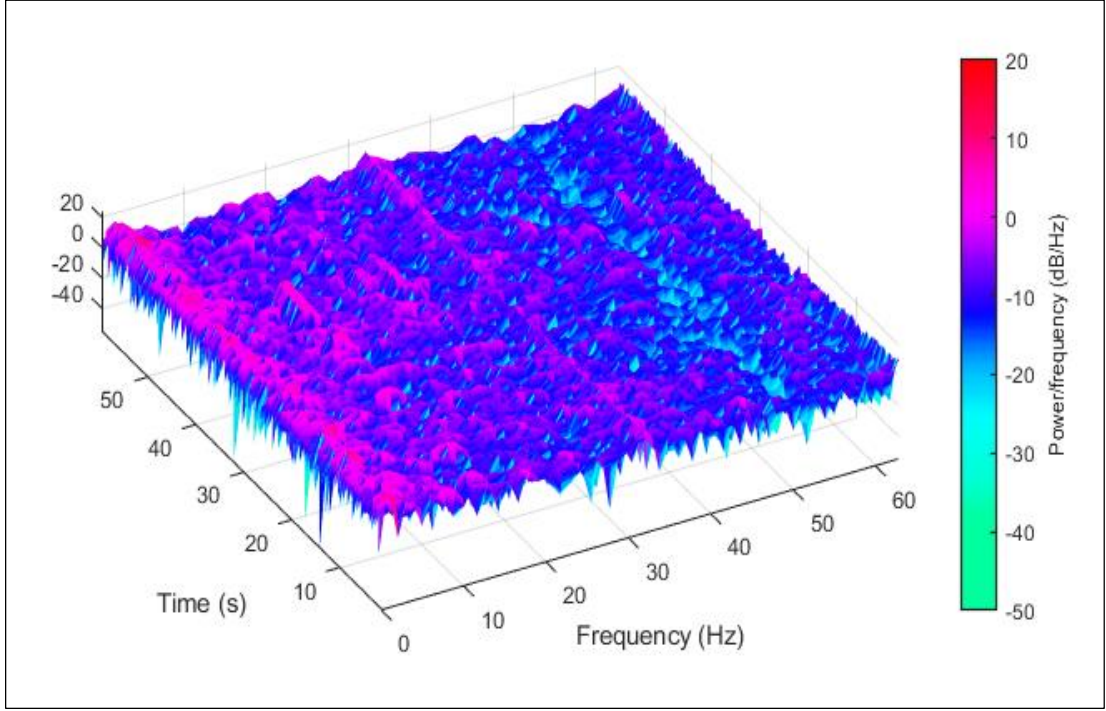
İkinci EEG işaretin örneği ise 60 saniye süreli bir EEG işareti olup Şekil 6.10'dan gösterildiği gibi desibel cinsinden EEG işaretin güç spektral yoğunluğu 50Hz frekans bileşenini, kullanılan çentik süzgeçleri sayesinde iyi derecede bastırılmış olduğunu açıkça görülmektedir. İlave olarak incelenen EEG işareti daha net bir analiz etmek amacıyla Şekil 6.11'de ve Şekil 6.12'de sırasıyla EEG işaretin güç spektral yoğunluğu (spektrogram) iki boyutlu ve üç boyutlu ısı haritası grafikleri gösterilmiştir.



Şekil 6.10. Tasarlanan EEG kayıt sisteminden alınan bir EEG işaretin örneği (a) Zaman düzleminde grafiği (b) Frekans düzleminde desibel cinsinden güç spektral yoğunluğu (c) Frekans düzleminde desibel cinsinden güç spektral yoğunluğu ortalaması

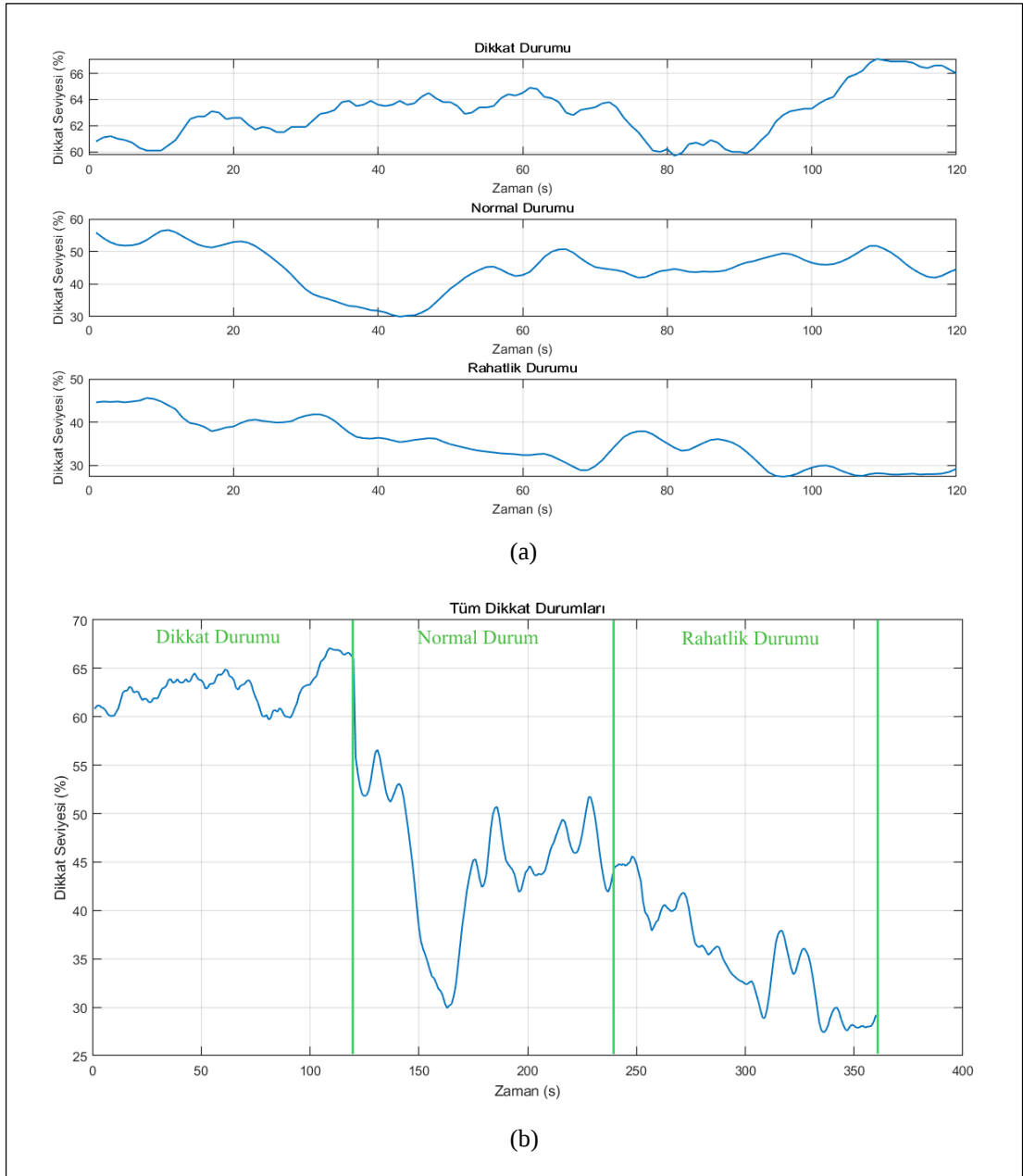


Şekil 6.11. EEG işaretin güç spektral yoğunluğu iki boyutlu ısı haritası

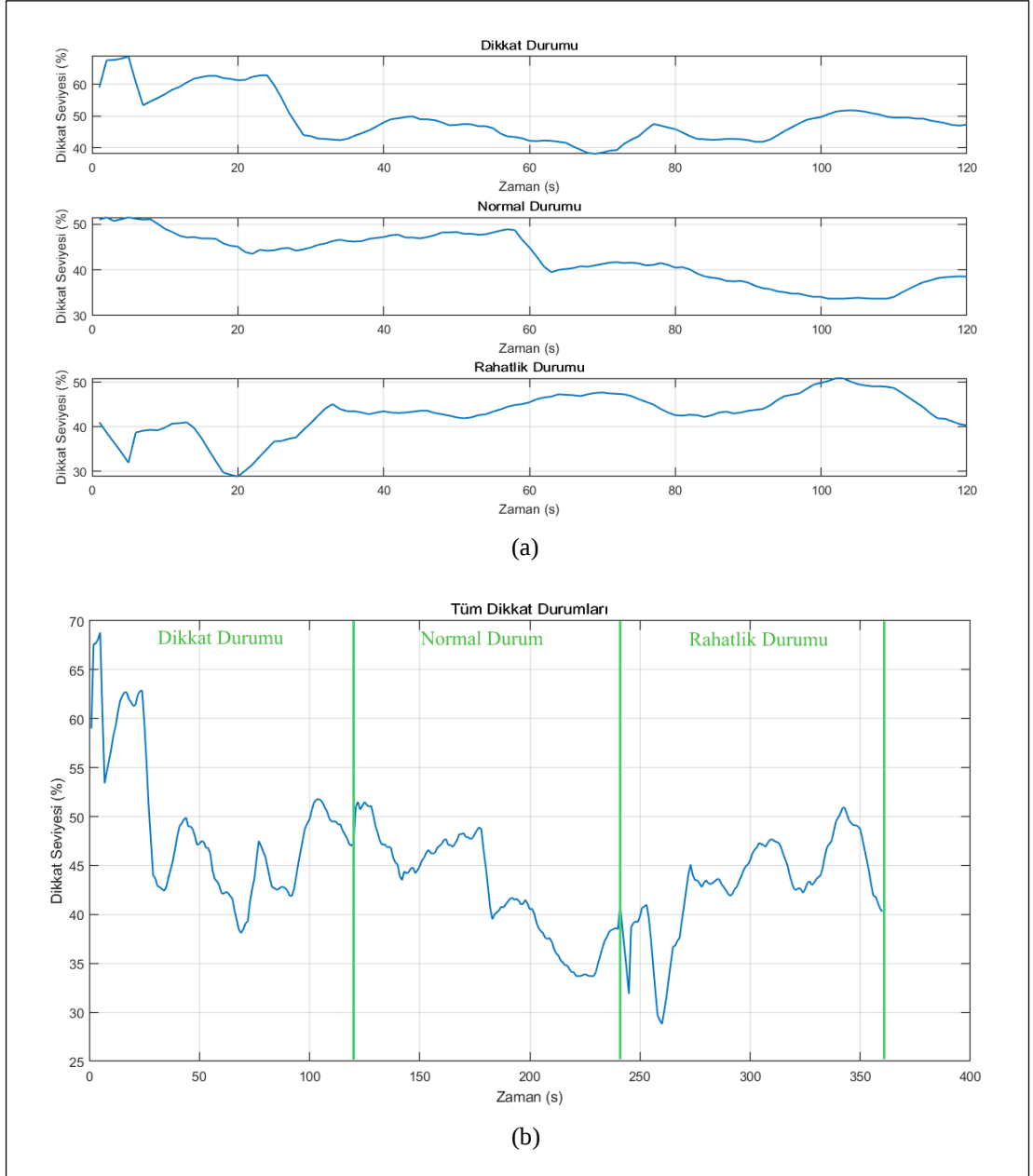


Şekil 6.12. EEG işaretin güç spektral yoğunluğu üç boyutlu ısı haritası

Bu tez çalışmasında tasarlanan sistemde kullanıcının dikkat seviyesi ölçümü test etmek amacıyla iki deney yapılmıştır. Her deneyde 120 saniyelik dikkat durumu, normal durum ve rahatlık durumu olmak üzere 3 farklı durum için testler yapılmıştır. İlk önce kullanıcı matematik problemleri çözerken sonra boş duvara bakarken ve en son sakin müzik dinlerken dikkat seviyelerini kaydedilip Şekil 6.13'te ve Şekil 6.14'te gösterilmiştir.

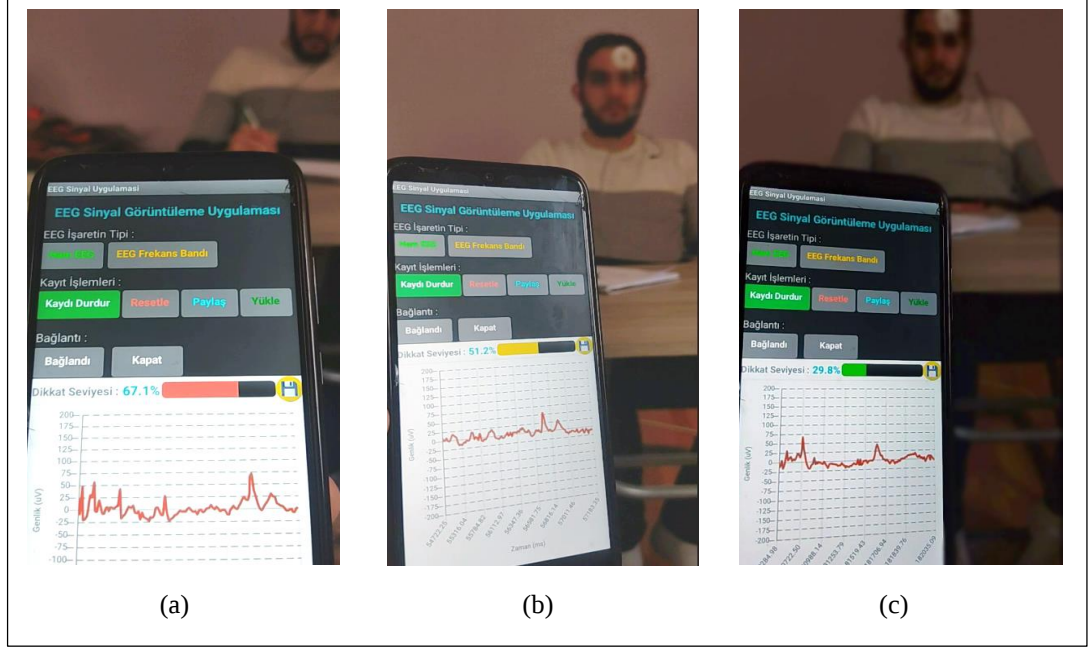


Şekil 6.13. Dikkat seviyesi ölçümü 1. deneyinden elde edilen sonuç (a) Ayrı ayrı 3 farklı durum grafikleri (b) Tüm dikkat durumlarının grafiği



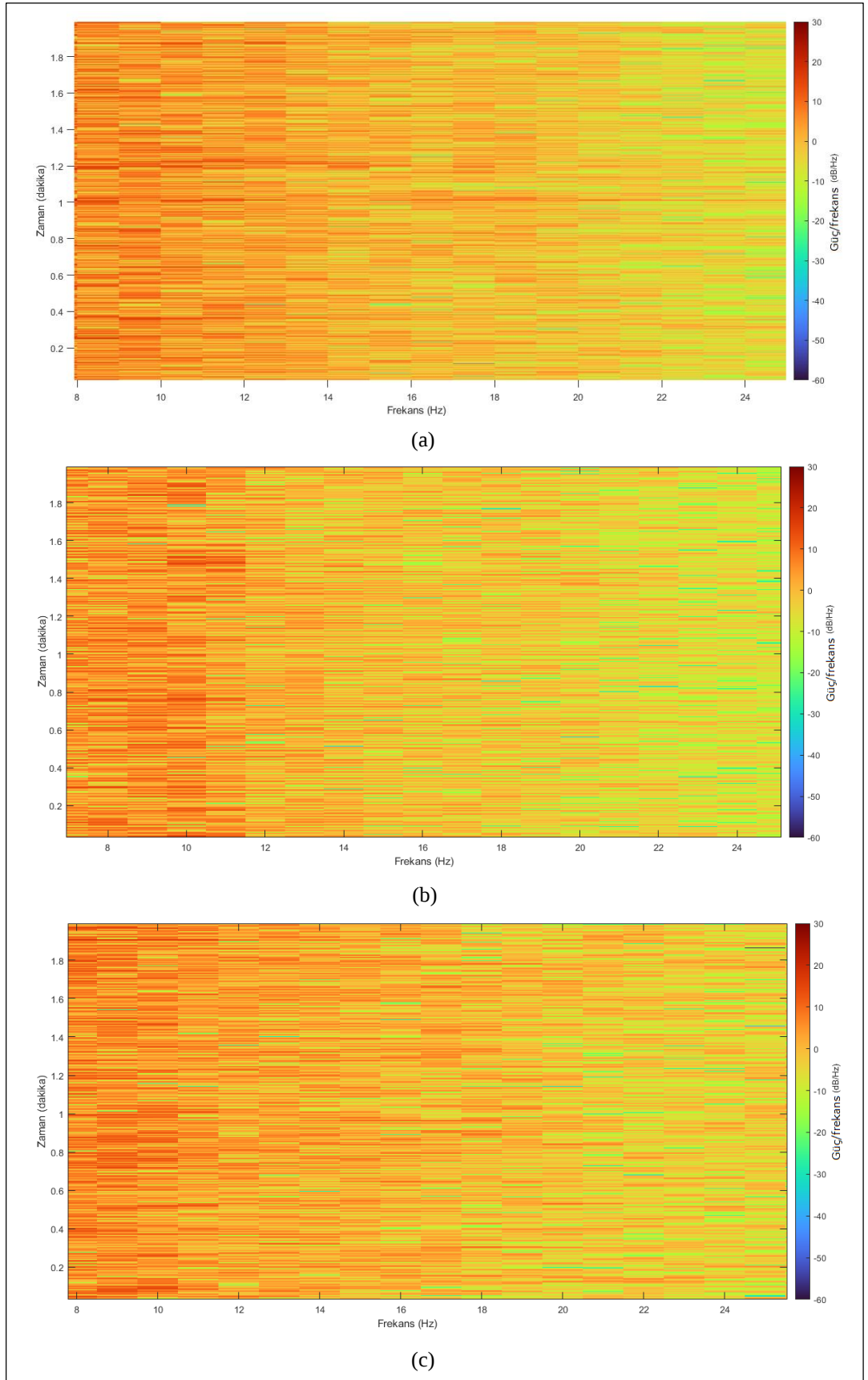
Şekil 6.14. Dikkat seviyesi ölçümü 2. deneyinden elde edilen sonuç (a) Ayrı ayrı 3 farklı durum grafikleri (b) Tüm dikkat durumların grafiği

Yapılmış deneylerin sırasında alınan gerçek görüntüleri Şekil 6.15'te gösterilmiştir. Bu görüntülerden anlaşılacağı üzere kullanıcının matematik problemi çözerken dikkat seviyesi 67.1%, boş duvara bakarken dikkat seviyesi 51.2% ve sakin müzik dinlerken dikkat seviyesi 29.8% değerindedir.



Şekil 6.15. Dikkat seviyesi ölçümü deneyinden alınan gerçek görüntüler (a) Dikkat durumu (b) Normal durum (c) Rahatlık durumu

Dikkat seviyesi ölçümü deneyinde toplanan EEG işaretlerinin, Şekil 6.16’da gösterilen zaman-frekans düzleminde analize sonuçlarından anlaşılabacağı üzere rahatlık durumundaki güç spektral yoğunluğu büyüklükleri dikkat durumuna göre daha büyüktür.



Şekil 6.16. Dikkat seviyesi ölçümü deneyinin EEG işaretlerinin zaman-frekans düzleminde analize sonuçları (a) Dikkat durumu (b) Normal durumu (c) Rahatlık durumu

7. TARTIŞMA

Bu çalışmada sistemi tasarlamaya başlarken, benzer çalışmaları araştırmak için literatür taraması yapılmıştır ve bu konuda birçok çalışmaya rastlanmıştır. Her çalışma diğerinden bazı kriterler açısından farklılık göstermekte ve her tasarımın avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Bu çalışmalarda kullanılan donanımsal bileşenleri özetleyip, düzenleyip ve Tablo 7.1’de sunulmuştur.

Tablo 7.1 Donanımsal tasarımın literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırılması

Çalışma	Kanal Sayısı	Elektrot Tipi	RFI Süzgeç	Giriş Koruma Devresi	Enstrü. Yükseltici	Geri Besleme Devresi
(Sahin vd., 2015)	2	Ag/AgCl elektrot	×	×	ADC620	×
(Mahajan et al., 2016)	2	Ag/AgCl elektrot ve aktif elektrot	×	×	INA118	×
(Ye et al., 2017)	16	Ag/AgCl aktif elektrot	×	×	AFE üzerinde	AFE üzerinde
(Balım ve Acır, 2018)	8	Ag/AgCl elektrot	×	×	AFE üzerinde	AFE üzerinde
(Uktveris and Jusas, 2018)	16	Kuru elektrot	×	×	AFE üzerinde	AFE üzerinde
(Wang et al., 2018)	8	Ag/AgCl elektrot, altın disk elektrot ve esnek kuru elektrot	×	×	AFE üzerinde	AFE üzerinde
(Lee et al., 2019)	8	Esnek kuru elektrot	×	×	AFE üzerinde	AFE üzerinde
(Rai et al., 2019)	8	Kuru elektrot	×	×	INA333	×
(Tohidi et al., 2019)	Belirtilmemiş	Aktif elektrot	×	✓	✓	✓
(Alkhorshid et al., 2020)	1	Belirtilmemiş	✓	✓	INA128	✓
(Laport et al., 2020)	1	Jelli altın elektrot	×	×	AD8221	×
(Acosta et al., 2021)	1	Kuru elektrot	×	×	AD620	×
(Hassin and Khan, 2021)	1	Belirtilmemiş	×	×	AD620AN	✓
(Juez et al., 2021)	1 - 8	Kulak içi elektrot	×	×	AFE üzerinde	AFE üzerinde
(Tawheed et al., 2021)	1	Ag/AgCl elektrot	×	×	AD620	×
Bu çalışma	1	Ag/AgCl elektrot	✓	✓	INA128	✓

Tablo 7.1. (devam)

Çalışma	Yükselteçler	Süzgeçler	ADC	Mikrodenetleyici	Haberleşme Aracı
(Sahin vd., 2015)	AD8572	✓	Atmega32 üzreinde	Atmega32	Seri port
(Mahajan et al., 2016)	AD8607	✓	MSP430F5528 üzreinde	MSP430F5528	2.Sınıf Bluetooth modülü
(Ye et al., 2017)	AFE üzerinde	AFE üzreinde	ADS1299	Atmega328	RFD22301 Bluetooth modülü
(Balım ve Acır, 2018)	AFE üzerinde	✓	ADS1299	Atmega328p	RN4020 Bluetooth modülü
(Uktveris and Jusas, 2018)	AFE üzerinde	AFE üzreinde	ADS1298	Atmega2560	HM-11 Bluetooth modülü + ESP8266 Wifi modülü
(Wang et al., 2018)	AFE üzerinde	AFE üzreinde	ADS1299	STM32	Kablolu seri haberleşme
(Lee et al., 2019)	AFE üzerinde	AFE üzreinde	ADS1299	Raspberry Pi Zero	Raspberry Pi Zero'nun Wifi módülü
(Rai et al., 2019)	X	X	Arduino Mega kartı üzreinde	Atmega2560 (Arduino Mega kartı)	Arduino Mega kartın USB portu
(Tohidi et al., 2019)	✓	✓	NSS-ADC	Belirtilmemiş	Belirtilmemiş
(Alkhorshid et al., 2020)	OPA4227	✓	X	X	X
(Laport et al., 2020)	✓	✓	ESP32 üzreinde	ESP32	ESP32'nin Wifi modülü
(Acosta et al., 2021)	✓	✓	Arduino UNO kartı üzreinde	ATmega328P (Arduino UNO kartı)	Arduino UNO kartın USB portu
(Hassin and Khan, 2021)	TL084CN	✓	ATMega328p üzreinde	ATMega328p ve ATtiny85	RS-232 Seri portu
(Juez et al., 2021)	AFE üzerinde	AFE üzreinde	ADS1299	PIC32MX250F1- 28B	Rfduino Bluetooth modülü
(Tawheed et al., 2021)	..741(Op- Amp)	✓	Arduino UNO kartı üzreinde	ATmega328P (Arduino UNO kartı)	Arduino UNO kartın USB portu
Bu çalışma	TL084CN	✓	STM32F103 üzreinde	STM32F103	HC-05 Bluetooth modülü

Tablo 7.1’den, anlaşılabacağı üzere birçok çalışmanın RFI filtresi ve koruma devresinin kullanımına çok fazla önem vermediği görülmektedir. Sağ bacak sürücü devresi için yapılan çalışmaların çoğunda önem verilmiştir. Mikrodenetleyiciye açısından, çalışmaların çoğu, ucuz fiyatı, yazılım kütüphanelerin bulunması ve kolay kullanımı nedeniyle ATMEGA328 mikrodenetleyici kullanmıştır. Çalışmalarımızda işlem hızı, analogdan dijitale dönüştürücünün yüksek örnekleme çözünürlüğü ve bu çalışmanın dördüncü bölümünde bahsedilen birçok ek özelliği nedeniyle STM32 mikrodenetleyici kullandık.

Literatür taramasında çalışmada kullanılan yazılımlar açısından, Tablo 7.2’da gösterildiği gibi, birçok çalışmada önceden var olan, bazıları ticari, bazıları açık kaynak olan yazılımlar kullanıldığını fark edilmiş, ama her iki durumda da, bir arayüz tasarlanmamıştır. Öte yandan, çalışmaları için özgü arayüz tasarımını yapmış birkaç çalışma bulduk.

Çalışmamızda, tamamen özgü olarak tasarlanmış ve gerçekleştirilmiş yerel bir arayüze sahip akıllı telefonlar için bir uygulaması geliştirdik. Ayrıca bu çalışma için bir Bulut sistemi geliştirilmiştir ve EEG sinyallerini ve ritimlerini görüntüleyen özgü bir Web arayüzü tasarlanmıştır.

Tablo 7.2 Yazılımsal arayüzün literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırılması

Çalışma	Yazılım Ortamı	kullanılan Yazılım	Arayüz	Sayısal Süzgeç	Gerçek Zamanlı	Bulut Sistemi	Dikkat Seviyesinin Belirlenmesi
(Sahin vd., 2015)	Bilgisayar	Processing	Özgü	×	✓	×	×
(Mahajan et al., 2016)	Bilgisayar	MATLAB	Özgü	✓	✓	×	×
(Ye et al., 2017)	Bilgisayar	Belirtilmemiş	Belirtilmemiş	×	×	×	×
(Balım ve Acır, 2018)	Bilgisayar	Python+ Labview	Özgü	×	✓	×	×
(Uktveris and Jusas, 2018)	Bilgisayar	OpenBCI	Hazır olarak kullanılmış	✓	✓	×	×
(Wang et al., 2018)	Bilgisayar	ZAHNER-Zennium	Hazır olarak kullanılmış	×	×	×	×
(Lee et al., 2019)	Bilgisayar	OpenVibe	Hazır olarak kullanılmış	✓	✓	×	×

Tablo 7.2. (devam)

(Rai et al., 2019)	Bilgisayar	MATLAB	Özgü	✓	✓	×	×
(Tohidi et al., 2019)	Bilgisayar	Python+ MATLAB	Özgü	×	×	×	×
(Laport et al., 2020)	Bilgisayar +Akıllı cihazlar	Eclipse Mosquitto	Özgü	×	✓	✓	×
(Acosta et al., 2021)	Bilgisayar	MATLAB	Özgü	✓	✓	×	×
(Hassin and Khan, 2021)	Bilgisayar	Veri tabanı için MySQL	Belirtilmemiş	×	✓	✓	×
(Juez et al., 2021)	Mobil cihazlar	Belirtilmemiş	Özgü	✓	✓	✓	×
(Tawheed et al., 2021)	Bilgisayar	MATLAB	Özgü	✓	✓	×	×
Bu çalışma	Bilgisayar + mobil cihazlar	C, MIT App I. + JavaScript + HTML + CSS + PHP + SQL	Özgü	✓	✓	✓	✓

Bu tez çalışmasında gerçekleştirilmiş sistemin maliyeti ile ticari ürünlerin maliyetleri Tablo 7.3'te karşılaştırılmıştır. Tablo 7.3'te belirlenen maliyetlere göre bu çalışmada gerçekleştirilmiş sistemin maliyeti oldukça uygun sayılabilmektedir.

Tablo 7.3 Gerçeklenen sistem maliyetinin ticari ürün maliyetleriyle karşılaştırılması

Cihaz	Kanal Sayısı	Örnekleme Frekansı	ADC Çözünürlüğü	EEG Bant aralığı [Hz]	Haberleşme	Maliyet (USD)
Neurosky Mindwave Mobile 2	1	512Hz	12 bit	3 - 100	Bluetooth	109.99\$
Muse 2	4	Ayarlı 220/500 Hz	Belirtilmemiş	Belirtilmemiş	Bluetooth	249.99\$
Emotiv Insight	5	128Hz	16 bit	0.5 – 43	Bluetooth	499\$
OpenBCI Ultracortex (Pro-Ass. - Medium)	8	Ayarlı 250Hz	24 bit	Belirtilmemiş	Bluetooth	899.99\$
CGX CAMP Compact Amplifier	20	500Hz	24 bit	0 - 131	Bluetooth	4000\$
Bu Çalışma	1	128Hz	12 bit	0.23 - 63	Bluetooth	33.5\$

8. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, Bulut sisteme dayalı taşınabilir, düşük maliyetli, tek kanallı kablosuz EEG kayıt sistemi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan ve gerçekleştirilen sistem, donanım ve yazılım olmak üzere iki ana kısımdan oluşmuştur. Donanım kısmında, EEG işaretleri toplayan, güçlendiren, gürültüden süzgeçleyen, analogdan sayısala çeviren ve kablosuz olarak aktaran elektronik devre tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Yazılım kısmında ise akıllı telefonlar için bir uygulama arayüzü geliştirilmiştir. Bu uygulama, Bluetooth ünitesine bağlanabilir ve gerçek zamanlı olarak işlenen EEG sinyallerini görüntülenmek üzere kablosuz olarak donanım kısmından sinyalleri almaktadır. Bu arayüze, bir T.C. numarası ve şifreye bağlı özel bir hesap oluşturularak erişilebilmektedir. Tasarlanmış sistemde Alfa, Beta, Delta, Gamma ve Teta EEG ritim sinyallerini çıkarmak için sayısal filtreler uygulanmıştır. Sistemde elde edilen ham EEG işaretleri ve ritimlerinin işaretleri uygulama arayüzünde de görüntülenmiştir. Ayrıca bu çalışmada, kullanıcının dikkat seviyesini belirlemek ve uygulama arayüzünde gerçek zamanlı olarak görüntülemek için bir algoritma geliştirilmiştir.

İşlenen ve elde edilen verileri bu çalışmada geliştirilen Bulut sisteminde saklanmış ve daha sonra internete bağlantısı olan herhangi bir cihaz ve bir şifre ile bu sisteme erişerek kullanıcının sinyallerini görüntüleyebilmektedir. Böylece şehir merkezlerinden uzakta olan kişiler uzaktan uzmanlara sinyallerini gönderebilmektedir. Bu çalışmada gerçekleştirilmiş sistem test edilmiş olup oldukça verimli çalışmaktadır.

Bu tez çalışmasında tasarlanan ve gerçekleştirilen sistemin ilerleyen çalışmalarda geliştirilmesi için aşağıdaki aşamaları önermekteyiz;

- Beyinde birden fazla yerden bilgi almak için sinyal toplama kanallarının sayısını artırılması.
- Bu sistemdeki donanım parçaların boyutunu küçültmek ve uzun teller kullanılmadan giyilebilir olmaya daha uygun hale getirmek için kullanılmış entegreleri ve devre elemanları SMD tipli elemanlarının kullanılması .
- Sistemde sinyal işleme sürecinde daha fazla sayıda örnek alma ve bunları gerekli hızda aktarmak için kullanılan algoritmanın geliştirilmesi.

- Uzun süreli kayıtları gerektiren uygulamalar ve çalışmalar için sistemde veri depolama mekanizmasının geliştirilmesi.
- Bu çalışmada mevcut olan dikkat düzeyini belirleme algoritmasının daha hızlı olması için geliştirilmesi.

KAYNAKLAR

- Abhang, P. A., Gawali, B. W., & Mehrotra, S. C. (2016). *Introduction to EEG- and speech-based emotion recognition*. London, UK: Elsevier/AP, Academic Press is an imprint of Elsevier.
- Acosta, A. L., Bolivar, H., Pardo, F., Gallo, B., Rios, S., & Barreto-Zambrano, M. L. (2021). EEG sensor prototype for recording the attention under ANT method. *2021 Congreso Internacional de Innovación y Tendencias En Ingeniería (CONITI)*, 1–6. IEEE.
- Akbari, H., Sadiq, M. T., & Rehman, A. U. (2021). Classification of normal and depressed EEG signals based on centered correntropy of rhythms in empirical wavelet transform domain. *Health Information Science and Systems*, 9, 9.
- Alkhorshid, D. R., Molaezadeh, S. F., & Molaezadeh, S. F. (2020). Electroencephalography Acquisition System: Analog Design. *Biomedical Instrumentation & Technology*, 54, 346–351.
- Alotaiby, T., El-Samie, F. E. A., Alshebeili, S. A., & Ahmad, I. (2015). A review of channel selection algorithms for EEG signal processing. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2015, 66.
- Balim, M. A., & Acir, N. (2018). 8 channel mobile EEG measurement device design. *2018 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO)*, 1–4. IEEE.
- Bronzino, J. D. (Ed.). (2006). *Medical Devices and Systems*. Boca Raton: CRC Press.
- Clair, B. St. (2021). Explainer: What is a neuron? Retrieved October 3, 2021, from <https://www.sciencenewsforstudents.org/article/explainer-what-is-a-neuron>
- Djemal, R., AlSharabi, K., Ibrahim, S., & Alsuwailem, A. (2017). EEG-Based Computer Aided Diagnosis of Autism Spectrum Disorder Using Wavelet, Entropy, and ANN. *BioMed Research International*, 2017, 9816591.
- Gowri S G, M., & Raj P, C. P. (2017). A Survey on EEG Feature Extraction and Feature Classification methods in Brain Computer Interface. *IJARCCCE*, 6, 700–706.
- Hassin, M. E. (2021). NeuroSpy: A low-cost portable IoT enabled EEG and ECG data processor (R. Khan, Trans.). *2021 2nd International Conference on Robotics, Electrical and Signal Processing Techniques (ICREST)*, 225–229. IEEE.
- Henry. (2021). Introduction to STM32F103. Retrieved January 5, 2022, from <https://www.theengineeringknowledge.com/introduction-to-stm32f103/>
- Hirsch, L. J., & Brenner, R. P. (Eds.). (2010). *Atlas of EEG in Critical Care*. UK: John Wiley & Sons, Ltd.
- Hossan, A., & Chowdhury, A. M. M. (2016). Real time EEG based automatic brainwave regulation by music. *2016 5th International Conference on Informatics, Electronics and Vision (ICIEV)*, 780–784. IEEE.
- Hu, L., & Zhang, Z. (Eds.). (2019). *EEG signal processing and feature extraction*. Singapore: Springer Singapore.
- Juez, J., Henao, D., Segura, F., Gomez, R., Le Van Quyen, M., & Valderrama, M. (2021). Development of a wearable system with In-Ear EEG electrodes for the monitoring of brain activities: An application to epilepsy. *2021 IEEE 2nd International Congress of Biomedical Engineering and Bioengineering (CI-IB&BI)*, 1–4. IEEE.
- Kareem Abdullah, A., & Chao Zhu, Z. (2014). Blind Source Separation Based of Brain Computer Interface System: A review. *Research Journal of Applied Sciences, Engineering and Technology*, 7, 484–494.

- Kawala-Sterniuk, A., Browarska, N., Al-Bakri, A., Pelc, M., Zygarlicki, J., Sidikova, M., ... Gorzelanczyk, E. J. (2021). Summary of over Fifty Years with Brain-Computer Interfaces-A Review. *Brain Sciences*, 11. <https://doi.org/10.3390/brainsci11010043>
- Khalifa, W. H., Roushdy, M., M.Salem, A.-B., & Revett, K. (2015). AIS Inspired Approach for User Identification Based on EEG Signals. *Recent Advances in Information Science AIS*, 84–89.
- Kropotov, J. D. (2009). *Quantitative EEG, Event-Related Potentials and Neurotherapy*. USA: Academic Press.
- Laport, F., Dapena, A., Castro, P. M., Vazquez-Araujo, F. J., & Iglesia, D. (2020). A prototype of EEG system for IoT. *International Journal of Neural Systems*, 30, 2050018.
- Lee, S., Cho, H., Kim, K., & Jun, S. C. (2019). Simultaneous EEG acquisition system for multiple users: development and related issues. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19. <https://doi.org/10.3390/s19204592>
- 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, 5.
- Mahajan, R., I. Morshed, B., & M. Bidelman, G. (2016). Design and validation of a wearable “DRL-less” EEG using a novel fully-reconfigurable architecture. *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 4999–5002. IEEE.
- Maksymenko, K. (2019). *Novel algorithmic approaches for the forward and inverse M/EEG problems* (Doctoral dissertation). Université C^ote d’Azur.
- Mantri, S., Patil, V., & Mitkar, R. (2012). EEG Based Emotional Distress Analysis – A Survey . *International Journal of Engineering Research and Development*, 4, 24–28.
- Nanda, P. P., Sethi, S., & Rout, A. (2017). A Study on EEG in brain computer interface. 6–10. *IJCA J*.
- Ni, D., Wang, S., & Liu, G. (2020). The EEG-Based Attention Analysis in Multimedia m-Learning. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2020, 10.
- Rai, K., Thakur, K. K., Mane, P. K., & Panigrahi, N. (2019). Designing low cost yet robust EEG acquisition system. *2019 IEEE International Symposium on Smart Electronic Systems (ISES) (Formerly INiS)*, 390–395. IEEE.
- Rao, R. P. N. (2013). *Brain-Computer Interfacing: An Introduction*. New York: Cambridge University Press.
- Rodríguez, M., Giménez, R., Diez, P., Avila, E., Laciari, E., Orosco, L., & Correa, A. G. (2013). Playing with your mind. *Journal of Physics: Conference Series*, 477, 012038.
- Sahin, M. E., Ucar, Y., & Temurtas, F. (2015). *2015 9th International Conference on Electrical and Electronics Engineering (ELECO)*. 1126–1131. IEEE.
- Sanei, S., & Chambers, J. A. (2007). *EEG Signal Processing*. West Sussex, England: John Wiley & Sons Ltd,.
- Schomer, D. L., & Silva, F. H. L. da (Eds.). (2011). *Niedermeyer’s Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS.
- Şeker, M., & Özerdem, M. S. (2019). *Entropy measurements for complexity analysis of epileptic EEG time series* . Presented at the International Engineering and Natural Sciences Conference (IENSC 2019).

- Singh, K., Mehra, R., & Suman. (2015). Mobile Phone Handset Radiation Impact Study on Brainwave Signal Using EEG. *International Journal for Scientific Research & Development*, 3, 295–298.
- Siuly, S., Li, Y., & Zhang, Y. (Eds.). (2016). *EEG Signal Analysis and Classification; Techniques and Applications*. Cham: Springer Nature.
- Skuric, A. (2020). Stm32 Bluepill using the Arduino SimpleFOCShield. Retrieved January 3, 2022, from https://docs.simplefoc.com/bluepill_connection
- Tamura, T., & Chen, W. (Eds.). (2018). *Seamless Healthcare Monitoring ; Advancements in Wearable, Attachable, and Invisible Devices*. Cham: Springer Nature.
- Tan, D. S., & Nijholt, A. (Eds.). (2010). *Brain-Computer Interfaces*. London: Springer London.
- Tatum DO, Dr. W. O., Husain MD, A. M., Benbadis MD, Dr. S. R., & Kaplan MD, Dr. P. W. (2008). *Handbook of EEG Interpretation*. Demos Medical.
- Tawheed, P., Mollick, J., Sakib, N., & Islam, Md. K. (2021). Development of a Low-cost PC-based Single-channel EEG Acquisition System for Educational and Research Purpose. *2021 IEEE 9th Region 10 Humanitarian Technology Conference (R10-HTC)*, 1–6. IEEE.
- Teplan, M. (2002). Fundamental of EEG Measurement. *Measurement Science Review*, 2.
- Tohidi, M., Kargaard Madsen, J., & Moradi, F. (2019). Low-Power High-Input-Impedance EEG Signal Acquisition SoC With Fully Integrated IA and Signal-Specific ADC for Wearable Applications. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 13, 1437–1450.
- Uktveris, T., & Jusas, V. (2018). Development of a modular board for EEG signal acquisition. *2018 5th International Conference on Mathematics and Computers in Sciences and Industry (MCSI)*, 95–101. IEEE.
- Vaid, S., Singh, P., & Kaur, C. (2015). EEG signal analysis for BCI interface: A review. *2015 Fifth International Conference on Advanced Computing & Communication Technologies*, 143–147. IEEE.
- Wang, Z., Chen, C., Li, W., Yuan, W., Han, T., Sun, C., ... Chen, W. (2018). A multichannel EEG acquisition system with Novel Ag NWs/PDMS flexible dry electrodes. *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 1299–1302. IEEE.
- Ye, Z., Guo, Q., Mi, C., Zou, L., & Zhou, H. (2017). Design and implementation of sixteen channel EEG acquisition system. *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, 651, 282–290.
- Zhang, L., Guo, X., Wu, X., & Zhou, B. (2013). Low-cost circuit design of EEG signal acquisition for the brain-computer interface system. *2013 6th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, 245–250. IEEE.

ÖZ GEÇMİŞ

Hasan BİTAR, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nden 2019 yılında mezun oldu. 2020 yılında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı Yüksek Lisans programına girdi. Temel ilgi alanları; Elektronik devreler tasarımı, sayısal işaret işleme ve kontrol sistemleri.

İletişim Bilgileri

ORCID ID : 0000-0003-3190-2034

Yayınlar:

1. Bitar, H. & Tepe, C. (2021). Design and Implementation of Prototype for Portable and Wireless EEG Device . Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi , Ejosat Special Issue 2021 (ISMSIT) , 225-230 . DOI: 10.31590/ejosat.1016694