P300 TABANLI BİR BEYİN-BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İÇİN SANAL KLAVYE TASARIMI

Mustafa Samancı
151402210

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı
Bilgisayar Mühendisliği Yüksek Lisans Programı
Danışman: Prof. Dr. Emin Murat Esin

İstanbul
T.C. Maltepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Aralık, 2019

P300 TABANLI BİR BEYİN-BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İÇİN SANAL KLAVYE TASARIMI

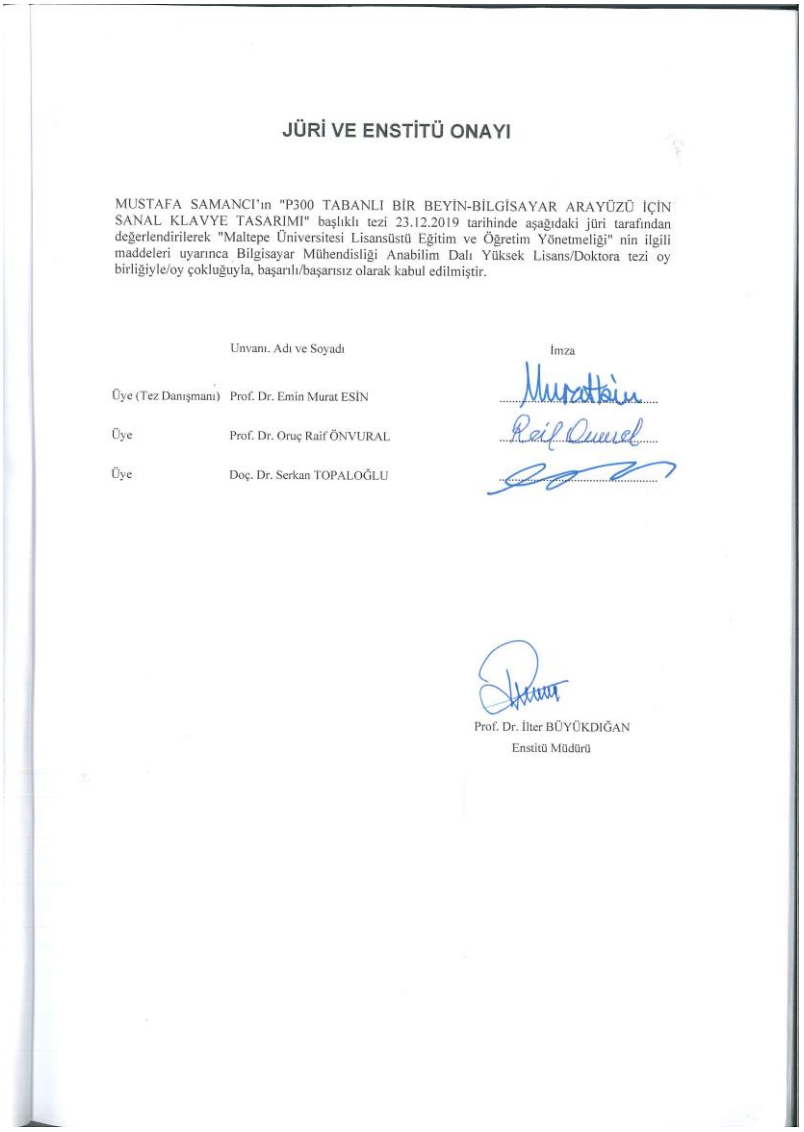
Mustafa Samancı
151402210
Orcid: 0000-0002-3959-7073

YÜKSEK LİSANS TEZİ
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı
Bilgisayar Mühendisliği Yüksek Lisans Programı
Danışman: Prof. Dr. Emin Murat Esin

İstanbul
T.C. Maltepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Aralık, 2019



JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI



JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI

MUSTAFA SAMANCI'ın "P300 TABANLI BİR BEYİN-BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İÇİN SANAL KLAVYE TASARIMI" başlıklı tezi 23.12.2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından değerlendirilerek "Maltepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği" nin ilgili maddeleri uyarınca Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı Yüksek Lisans/Doktora tezi oy birliğiyle/oy çokluğuyla, başarılı/başarısız olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı. Adı ve Soyadı	İmza
Üye (Tez Danışmanı)	Prof. Dr. Emin Murat ESİN	
Üye	Prof. Dr. Oruç Raif ÖNVURAL	
Üye	Doç. Dr. Serkan TOPALOĞLU	

Prof. Dr. İlter BÜYÜKDIĞAN
Enstitü Müdürü

ETİK İLKE VE KURALLARA UYUM BEYANI

maltepe üniversitesi	ETİK İLKE VE KURALLARA UYUM BEYANI	Doküman No	FR-178
		İlk Yayın Tarihi	01.03.2018
		Revizyon Tarihi	
		Revizyon No	00
		Sayfa	1/1

Revizyon Takip Tablosu

REVİZYON NO	TARİH	AÇIKLAMA
00	01.03.2018	İlk yayın.

ETİK İLKE VE KURALLARA UYUM BEYANI

23/12/2019

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarından bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilmeyen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; çalışmanın Maltepe Üniversitesinde kullanılan "bilimsel intihal tespit programı" ile tarandığını ve öngörülen standartları karşıladığını beyan ederim.

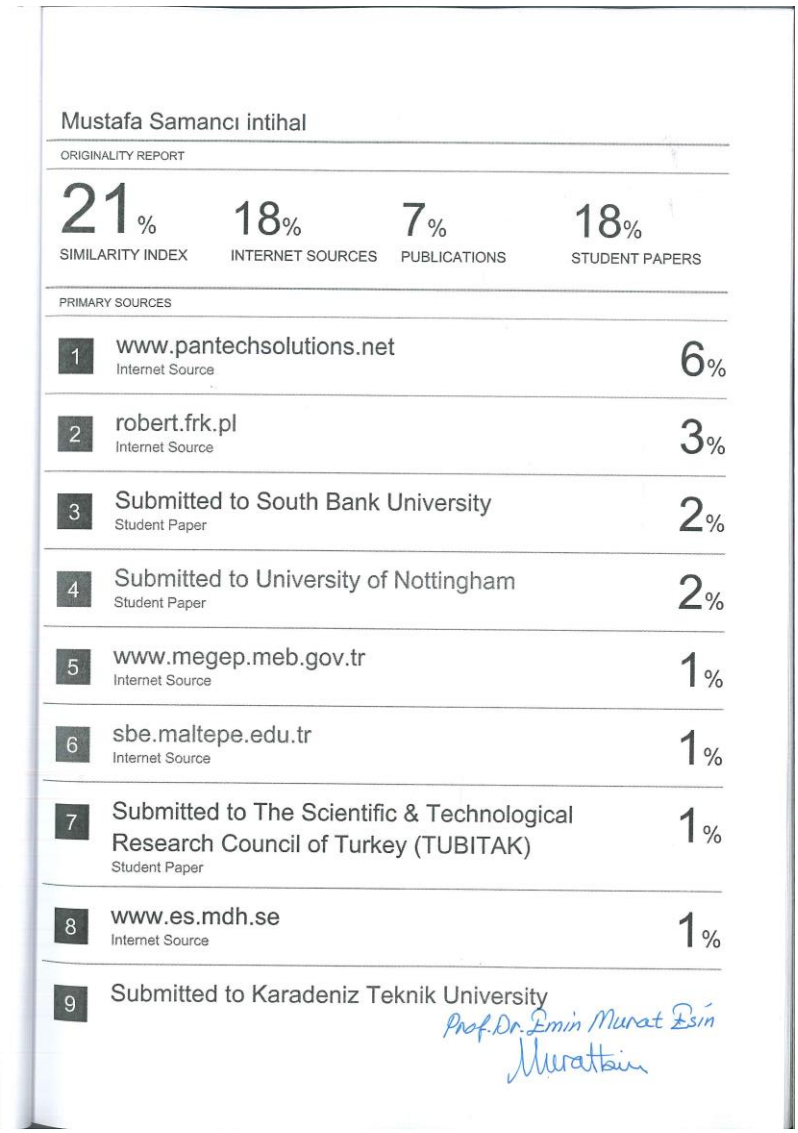
Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara razı olduğumu bildiririm.

Mustafa Samancı

Hazırlayan	Kalite Koordinatörü	Kurumsal Yetkili
İlgili Birim	Dr. Öğr. Üyesi Şafak GÜNDÜZ	Prof. Dr. Belma AKŞİT

(Dokuman No: FR-178; Yayın Tarihi: 01.03.2018; Revizyon Tarihi: ; Revizyon No:00)

İNTİHAL RAPORU



Mustafa Samancı intihal

ORIGINALITY REPORT

21%	18%	7%	18%
SIMILARITY INDEX	INTERNET SOURCES	PUBLICATIONS	STUDENT PAPERS

PRIMARY SOURCES

1	www.pantechsolutions.net Internet Source	6%
2	robert.frk.pl Internet Source	3%
3	Submitted to South Bank University Student Paper	2%
4	Submitted to University of Nottingham Student Paper	2%
5	www.megep.meb.gov.tr Internet Source	1%
6	sbe.maltepe.edu.tr Internet Source	1%
7	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Student Paper	1%
8	www.es.mdh.se Internet Source	1%
9	Submitted to Karadeniz Teknik University	

Prof.Dr. Emin Murat Esin

Muratesin

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın yürütülmesi sırasında kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösterici ve destek olan değerli danışman hocam Prof. Dr. Emin Murat Esin'e, çalışmalarım boyunca maddi manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme özellikle bilimsel çalışmalarımda beni her daim cesaretlendiren eşim Doç. Dr. Hatice Kuşak Samancı'ya, ayrıca çalışmalarım sırasında bana kolaylıklar sağlayan Belediye Başkanım Sayın Ahmet Dölekli ve Basın Yayın Müdürümüz Sayın Mehmet Akif Dölekli'ye, Pasinler Belediyesi çalışma arkadaşım Cihan Güney'e, manevi desteğini benden esirgemeyen Sayın Prof. Dr. İsa Çelik hocama, tez yazımında bana verdikleri motivasyon için sınıf arkadaşlarım Sinan Coşkun ve Yavuz Demirok'a ve arkadaşım Barış Baykara'ya en içten duygularımla teşekkür ederim.

Mustafa Samancı

Aralık 2019

ÖZ

P300 TABANLI BİR BEYİN-BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İÇİN SANAL KLAVYE TASARIMI

Mustafa Samancı
Yüksek Lisans Tezi
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı
Bilgisayar Mühendisliği Yüksek Lisans Programı
Danışman: Prof. Dr. Emin Murat Esin
Maltepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 2019

Beyin Bilgisayar Arayüzü, beyinde gerçekleşen elektriksel aktivitelerin nöronlar aracılığıyla taşınması ve kullanılmasını sağlayan bir iletişim sistemidir. Tezimizde; Beyin Bilgisayar Arayüzünde Türkçe ve yabancı karakterler kullanılan P300 heceletici sistemi araştırılmıştır. P300 heceleticisi, Elektroensefalogram (EEG) aracılığıyla beyin bilgisayar arayüzü sistemi olarak kullanılmıştır. P300 heceleticimizde, tek bir sütun üzerinde rakamlar üzerinde yanıp sönen aynı sıralı tekrarlarla, yazmak istediğimiz karakterin bulunduğu satırlara, yanıp sönen aynı sıralı tekrarlarla tasarladığımız, sanal klavye üzerinde göz hareketleriyle karakter seçmemizi sağlayan sanal bir klavyedir. Aynı sütun ve satır üzerinde sıralı tekrarlarla ardı ardına seçilen anlamlı karakterlerin ekrana yazdırılması ve ekranda sesli olarak okunması sağlanmıştır.

Tezimizde amaçladığımız, Türkçe ve yabancı karakterlerle P300 sistemi oluşturarak çalışan göz ve bazı kaslardan elde edilen veriler ve sanal klavyemizle P300 sistemine katkı sunulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Beyin Bilgisayar Arayüzü, Elektroensefalografi, Beyin Dalgaları, P300, Blink Talk.

ABSTRACT

VIRTUAL KEYBOARD DESIGN FOR A P300 BASED BRAIN-COMPUTER INTERFACE

Mustafa Samancı
Master Thesis
Department of Computer Engineering
Computer Engineering Programme
Advisor: Prof. Dr. Emin Murat Esin
Maltepe University Graduate School of Science and Engineering, 2019

The Brain Computer Interface is a communication system that enables the transmission and use of electrical activities in the brain through neurons. In our thesis, the P300 speller system using Turkish and foreign characters in the Brain Computer Interface was investigated. The P300 speller is used as a brain computer interface system via the Electroencephalogram (EEG). Our P300 is a virtual keyboard that allows us to select characters with eye movements on the virtual keyboard, designed with the same sequential repetitions flashing over the numbers on a single column, the lines with the same sequence of flashes, the same sequential repetitions. On the same column and row, sequential repetitions of meaningful characters selected one after the other are printed on the screen and read out aloud on the screen.

The aim of our thesis is to create a P300 system with Turkish and foreign characters and to contribute to the P300 system with the data obtained from working eyes and some muscles and with our virtual keyboard.

Keywords: Brain Computer Interface, Electroencephalography, Brain Waves, P300, Blink Talk.

İÇİNDEKİLER

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI ii
ETİK İLKE VE KURALLARA UYUM BEYANI iii
İNTİHAL RAPORU iv
TEŞEKKÜR v
ÖZ vi
ABSTRACT vii
İÇİNDEKİLER viii
TABLOLAR LİSTESİ x
ŞEKİLLER LİSTESİ xi
KISALTMALAR xiii
ÖZGEÇMİŞ xv
BÖLÜM 1. GİRİŞ 1

1.1. Problem 1
1.2. Amaç 1
1.3. Önem 1
1.4. Sınırlılıklar 2
BÖLÜM 2. BEYİN VE YAPISI 3

2.1. Beynin Yapısı 3
2.2. Beyinin Elektriksel Aktivitesi 6
2.3. Beyin Dalgası 7
2.4. Beyin Dalgaları Çeşitleri 8
2.5. Beyin ve EEG Dalgalarının Frekansları 9
2.6. Beyin ve EEG Dalgalarının Özellikleri 10
2.6.1. Delta Dalgası 11
2.6.2 Teta Dalgası 12
2.6.3 Alfa Dalgası 14
2.6.4 Beta Dalgası 15
2.6.5 Gama Dalgası 16
BÖLÜM 3. DİJİTAL BEYİN İNCELEME TEKNİKLERİ 19

3.1. Elektroensefalogram (EEG) Nedir? 19
3.2. Uluslararası 10-20 Sistemi 20
3.3. Beyin İnceleme Teknikleri Ve Nöropsikolojik Değerlendirme 22
3.3.1. Beynin İşleyişi Hakkında Bilgi Veren Görüntüleme Teknikleri 22
3.3.1.1. Positron Emission Tomography 23
3.3.1.2. Magnetoensefalografi (MEG) 24
3.3.1.3. Fonksiyonel Beyin MR'ı (fMRI) 25
3.3.1.4. Klasik EEG 26
3.3.1.5. Elektrokortikografi (ECoG) 29
3.3.1.6. İntrakortikal Nöron Kaydı 30
3.3.1.7. Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (NIRS) 31

BÖLÜM 4. BEYİN SİNYALLERİNİN AKTARIMI 33

4.1. Nörolojik Motivation 33
4.2. Beyin Sinyalleri Alma Yöntemleri 34
4.2.1. İstilacı (İnvaziv) BCI'lar 34
4.2.2. Non-İnvaziv BCI'lar 34
4.3. Uyarılmış Potansiyeller (UP) 35
4.4. Olaya İliskin Potansiyeller (OİP) 36
4.4.1. Oddball paradigması 36
4.5. Pozitif Dalga, P300 36
4.6. BCI Cihazlarının Kanal Sayıları ve Fiyatları 40
BÖLÜM 5. NEUROSKY TEKNOLOJİSİ 41

5.1. TGAM Modülü 42
5.1.1. TGAM ThinkGear ASIC Modülü 42
5.2. ThinkGear Connector 45
5.3. EEG Sensörleri 47
5.4. Fp1 Elektrot 47
5.5. EEG Sinyal Edinimi 48
BÖLÜM 6. UYGULAMALAR 49

6.1. Ham Veri Uygulamaları 49
6.1.1. Ham Veri Kodları 50
6.1.2. Göz Kırpmalı Ham Veri Kodu 52
6.2. Göz Kırpma Uygulaması 54
6.2.1. Göz Kırpma Kodu 54
6.3. Dikkat Uygulaması 56
6.3.1. Dikkat Kodu 57
6.4. Meditasyon Uygulaması 59
6.4.1. Meditasyon Kodu 60
6.5. P300 Sanal Klavye Uygulaması 61
6.5.1. Ekrana Yazı Yazdırma Uygulaması 61
6.5.2. Ekrandan Yazdırdıklarımızı Silme Uygulaması 63
6.5.3. Yazılar Arasında Boşluk Bırakma 65
BÖLÜM 7. BULGULAR VE YORUM 66

7.1. Bulgular 66
7.2. Yorumlar 67
BÖLÜM 8. SONUÇ 68

8.1. Özet 68
8.2. Yargı 68
8.3. Öneriler 68

EK'LER 69
KAYNAKÇA 89

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1. Gerilim Değerlerinin Bilinen ve Kullanılan Bazı Değerleri 6

Tablo 2. Beyin Ritimlerinin Özeti 18

Tablo 3. Sinyal Alma Tekniklerinin Karşılaştırılması 27

Tablo 4. Nöro Görüntüleme Yöntemlerinin Özetleri 32

Tablo 5. Ticari BCI Cihazlarının Kanalları ve Fiyatları 40

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Beynin yapısı 3
Şekil 2. Sinir Hücresi ve Bölümleri 5
Şekil 3. Beyindeki Farklı Dalgaların Salınım Yaptığı Kısımlar 9
Şekil 4. Farklı Durumlar Süresince Elde Edilen EEG Kayıtları11
Şekil 5. Delta Dalgas 11
Şekil 6. EEG'yi Oluşturan Çeşitli Beyin Dalgaları 12
Şekil 7. Teta Dalgası 12
Şekil 8. Alfa Dalgası 14
Şekil 9. Beta Dalgası 15
Şekil 10. Gama Dalgası 16
Şekil 11. EEG Dalgaları 17
Şekil 12. Hans Berger'in Oğlundan Aldığı Beyin Aktivitesinin İlk Kaydı 19
Şekil 13. Uluslararası 10-20 Sistemi 20
Şekil 14. 10-20 Sistemi Başka Açıdan Görünüş 21
Şekil 15. Pozitron Emisyon Tomografisi 23
Şekil 16. Üç Boyutlu Magnetoensefalografi 24
Şekil 17. Üç Boyutlu Magnetoensefalografi Cihazı 24
Şekil 18. Üç Boyutlu Fonksiyonel Beyin MR'ı (fMRI) 25
Şekil 19. Fonksiyonel Beyin MR'ı (fMRI) 25
Şekil 20. EEG'nin Kaydedilmesi 26
Şekil 21. EEG Sistemlerinde Kullanılan Aletler. Ölçüm Sistemi Birkaç Elektrot, Bir Biyopotansiyel Yükselteç ve Kayıt / İzleme Cihazlarından Oluşur 28
Şekil 22. (1) Bir Ecog Sisteminde Kullanılan Elektrotlar.(2)Elektrotlar Cerrahi Bir İşlemle Korteks Yüzeyine Yerleştirilir 29
Şekil 23. - Kortikal Elektriksel Ölçümler için Mikrodizi Elektrot. Elektrotlar VLSI Teknolojisi ile Geliştirilmiştir ve İlave Elektronik Bileşenlerle Desteklenebilir ... 30
Şekil 24. Beyin Görüntüleri İçin Farklı Cihazlar 32
Şekil 25. Beyin Bilgisayar Arayüzü Sistemi 33
Şekil 26. Cerrahi ve Cerrahi Olmayan Türleri BCIS. (A) ECOG. (B) EEG. (C) MEG. (D) fMRI 35
Şekil 27. Normal ve P300 İçeren EEG Sinyalleri 37
Şekil 28. Neurosky Mindwave Başlık Bölümleri 41

Şekil 29. EEG Sensör Çipi 42
Şekil 30. ThinkGear Connector Com Tercihleri Arayüzü 46
Şekil 31. Neurosky Mindwave Kulaklık TGAM Yapılandırma Modülü 46
Şekil 32. Frontopolar-Profrontal Bölge Fp1. 47
Şekil 33. EEG Ana Frekansları, Mikrovolt Cinsinden Ölçüm Gösterimi. 48
Şekil 34. Normal Ham Veri 1. 49
Şekil 35. Normal Ham Veri 2. 51
Şekil 36. Göz Kırpma Anı Algılaması Ham Veri. 52
Şekil 37. Göz Kırpma Algılaması Uygulaması 54
Şekil 38. Dikkat Değeri Uygulaması. 57
Şekil 39. Meditasyon Değeri Uygulaması 59
Şekil 40. Ekrana Yazı Yazdırma İşlemi. 63
Şekil 41. Ekrana Yazdırdıklarımızı Sildirme İşlemi 64
Şekil 42. Yazılar Arasında Boşluk Bırakma İşlemi 65

KISALTMALAR

AAA	: İnce pil
ADAÇ	: Adımsal Doğrusal Ayrıştırma Çözümlemesi
ALS	: Amitropik Lateral Sklerozi
ASIC	: Çip
AP	: Aksiyon Potansiyeli
BBA	: Beyin Bilgisayar Arayüzü
BCI	: Beyin Bilgisayar Arayüzü
BCIS	: Beyin Bilgisayar Arayüzleri
COM	: İletişim Yuvası
DAÇ	: Doğrusal Ayrıştırma Çözümlemesi
ECOG	: Elektrokortikografi
EEG	: Elektroensefalografi
EMG	: Elektromiyografi
EOG	: Elektrookülografi
EPOCH	: Beyin Bilgisayar Arayüzü Başlığı
fMRI	: Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
fNRI	: Fonksiyonel Yakın Kızılötesi Görüntüleme
Hz	: Hertz
MEG	: Magnetoensefalografi
Ms	: Multiple Skleroz
MRT	: MindSet Araştırma Araçları
MUA	: Çok Üniteli Aktivite
mV	: Milivolt
NIRS	: Yakın Kızılötesi Spektroskopisi

OİP	: Olaya İlişkin Potansiyeller
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
RAW	: Ham Veri
SUA	: Tek Üniteli Aktivite
SWS	: Yavaş Dalga Uykusu
TGC	: ThinkGear Connector
TGAM	: Modül/Çip
TGAT	: Çip
UP	: Uyarılmış Potansiyeller
YAP/LFP	: Yerel Alan Potansiyelleri
YTK	: Yanal Tek Karakterlik
μV	: Mikrovolt

ÖZGEÇMİŞ

Mustafa SAMANCI

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Eğitim

Yüksek Lisans: Maltepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı (devam ediyor), 2019
Lisans : Ahmet Yesevi Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı Yönetim Bilişim Sistemleri, 2015
Lisans : Anadolu Üniversitesi, İşletme Fakültesi, İşletme Bölümü, 2015
Lise : Pasinler Lisesi Yabancı Dil Ağırlıklı, 1999

İş/İstihdam

Yıl	*Görev*
2019	Pasinler Belediyesi Yazı İşleri ve Bilgi İşlem Servisi Sorumlusu

Kişisel Bilgiler

Doğum yeri ve yılı : Erzurum, 1982 Cinsiyet: E

Yabancı diller : İngilice (Orta); Kazakça (İyi)

GSM /e-posta : 0 5307886402 / msamanci25@gmail.com

BÖLÜM 1. GİRİŞ

1.1. Problem

Amyotrofik Lateral Skleroz (ALS), başta olmak üzere çeşitli felçli ve diğer nörolojik hastalar kendi temel ihtiyaçlarını konuşarak ifade edemezler. Bu durum hastaların iletişim kurmalarını zorlaştırmaktadır. Kapsamlı klinik ortamları dışında elde edilmesi ve kullanımı kolay iletişim cihazlarının önemi büyüktür. Özellikle konuşma ve yazma yetenekleri kısıtlanmış hastaların sözlü iletişimini sağlayabilecek sistemlerden büyük yarar beklenmektedir. Son yıllarda ucuzlayan ve kullanımı kolaylaşan beyin-bilgisayar arayüz cihazları bu nedenle geniş bir kullanım imkanı sunmaktadır. Gözün açılıp kapanması sırasında oluşan beyin dalgası değişikliğini algılamaktadır. Bu çalışmada göz açıp kapanması sırasında Brainwave kulaklığından yararlanılarak Blink Talk, hastalar için kolaylık sağlayan göz hareketleriyle ilgili yeni yöntemler sunmaktadır.

1.2. Amaç

Düşünce kontrollü sistemler ve beyin bilgisayar arayüzü ve aktivitelerinin izlenmesi teknolojilerinin ALS, Nöroloji ve benzer alanlarda ne amaçla kullanıldığının incelenmesi ve bağlantılı yeni teknolojiler bu çalışmanın temel hedefidir. Beyin dalgası görüntüleyici, EEG verilerini gerçek zamanlı görüntülemek ve kaydetmek için ham beyin dalgalarını, dikkat ve meditasyonu ölçümlemeyle beraber ayrıca ALS ve Nörolojik hastalıkların teşhisinde kullanılabilecek Blink Talk uygulaması ve bağlantılı teknolojilerin izlenmesi amaçlanmaktadır.

1.3. Önem

Beyin bilgisayar arayüzü teknolojisinin önemi bu teknolojinin geleceğin teknolojisi olması ve robotik, makina öğrenimi gibi bir çok yapay zeka teknolojilerine

yönlendirmesi ve çağın gereksinimlerine uygun hale gelmelerine önemli katkı sağlamaktadır. Beyin bilgisayar arayüzü ve aktivitelerinin teknolojilerinin artık eskisi gibi sadece laboratuarlarda olan ve araştırmacıların sistemi olmaktan çıkmış günlük hayatta hastaların ve normal insanların yardımcısı hatta eğlencesi olması bu tür çalışmaların önemini ve değerini göstermektedir. Çalışmalarımızda önemli olan beyin bilgisayar arayüzü ve teknolojilerinin insanlık için önemli bir teknolojik adım olduğunun kavranmasını sağlamaktır. İnsan unsuru ve zekanın gerektiği her yerde ve her konuda yapay zeka, beyin bilgisayar arayüz sistemlerinin oluşturabileceği ve teknolojik gelişmelere verebileceği desteğin önemi unutulmamalıdır.

1.4. Sınırlılıklar

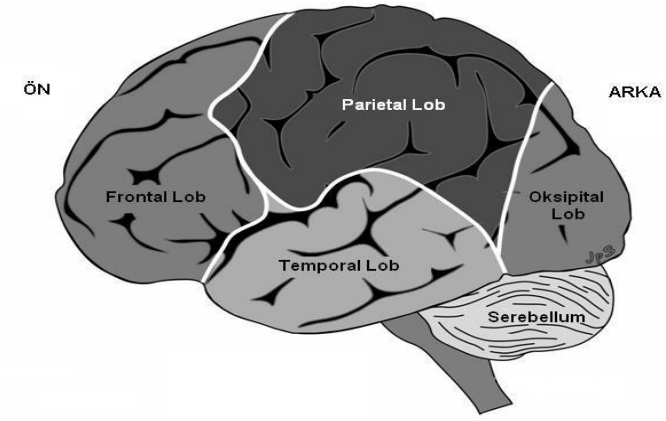
Bu çalışmada kullanılan Beyin Bilgisayar Arayüzünün tek kanallı olması ve çalışmadaki Blink Talk uygulamasındaki Okuma (speak) kısmındaki dillerin veritabanının birkaç dille kısıtlı olması bütün dilleri barındırmaması sonuçlara direk ve dolaylı yollardan sonuçları etkileyen etken olmuştur.

BÖLÜM 2. BEYİN VE YAPISI

İnsan vücudunun temel fonksiyonlarının elektromanyetik sinyaller aracılığıyla vücudun ilgili birimlerine aktarıldığı vücudun kontrol merkezi olan beynin yapısı ve anatomik özelliklerinin aktarılması çalışmamızın anlaşılır kılınması noktasında son derece önemlidir. Bu bölümde beynin yapısı, anatomik özellikleri, ürettiği elektromanyetik sinyallerin yapısı ele alınmıştır.

2.1. Beynin Yapısı

Beynin dokunma, görme, duyma gibi birçok algılama işlevlerinin yürütüldüğü beyin kabuğu (serebral korteks) hemisfer adı verilen iki bölgeden oluşmaktadır. Hemisferlerin her biri frontal (F), parietal (P), temporal (T) ve oksipital (O) adını verdiğimiz dört farklı loba ayrılmaktadır.



Şekil 1. Beynin Yapısı (Tülay, 2009)

Frontal lob beyin yapısında en büyük lobdur. Algılamada, kişilik oluşumunda, karar vermede, duyguların kontrolünde, soyut düşünme, problem çözme gibi aşamalarda frontal korteks (lobus); dokunma, görsel algılama, yönlendirme, tanıma gibi algılama ve belirleme işlevlerinde parietal korteks (lobus); duyusal girdilerin organizasyonunda, geçmişe dönük hatırlama, hafıza ilişkilendirilmesi ve oluşturulmasında, işitsel, melodik algılama, dil ve konuşma işlevlerinde temporal korteks (lobus); görme duyusuyla, görsel

algılama ile ilgi bilgilerin işlem gördüğü oksipital korteks (lobus); lobdur. Duyu organlarından gelen bilgileri birleştirir

Beyin ve vücuttaki milyarlarca sinir hücresi (nöron) sinir siteminin oluşmasını sağlar. Bütün sinir hücreleri birbirinden bağımsızdır, vücuttaki bütün organlarla ve çevreyle bir etkileşim ve uyum içinde çalışır.

İnsan beyni yaklaşık 1300 gramlık nöronlar topluluğudur ve nöronların birbirleri ile karmaşık bir ilişkileri vardır. Beyin vücuttaki tüm olayları kontrol eder. Canlılarda bütün yaşamsal faaliyetlerin gerçekleşmesinde merkezi bir konumdadır. İnsan beyninin 1 cm3'ünde 1 trilyon bağlantı olup, 100 milyar nöron çalışmakta ve nöronlar kendi arasında her bir saniye içinde 10 milyon x milyar defa uyarma aktivitesini gerçekleştirmektedir. Beyin içerisinde sinir hücreleri arasında bağlantılar ve etkileşimi gerçekleştiren elektriksel olaylar ve kimyasal maddeler hafıza sisteminin oluşturur. İnsan beyninin kapasitesi milyarlarca hücrenin anlık olarak ve birlikte etkileşimli çalışabilmesinden kaynaklanmaktadır.

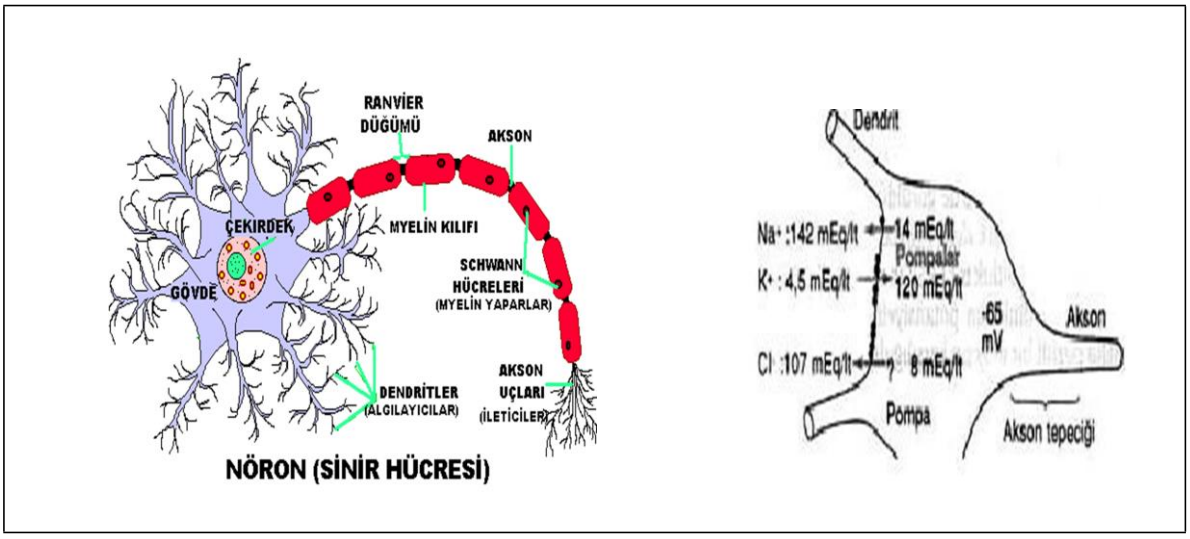
Beynimizde saniyenin 1/50 kadar kısa zamanda gerçekleşen sinyaller, sinirler tarafından tüm vücudumuza dağıtılır.

Vücuttaki hücrelerin Çekirdek, sitoplazma, mitokondri vb. bütün hücrelerin ortak özellikleri vardır. Nöronlar beyni ve sinir sistemini hücrelerini oluşturur. Nöronları diğer hücrelerden farklılaştıran özellikleri akson ve dendrit uzantılarıdır. Sinir hücrelerinin gövdelerinden uzanan akson ve dendrit uzunlukları birbirinden farklıdır ve bu uzunluklar onların görevlerini belirler. Mesela omurilikle ayak arasında uzunluk 1 m iken, gözümüzden beyne uzanan aksonun uzunluğu 5 cm uzunluğundadır. Vücudumuzdaki akson ve dendritlerin hepsi farklı görevler için gerektiği kadar uzunluğa ulaşırlar ve büyümeleri durur.

Vücudumuzdaki milyarlarca nöronun uzantıları sayesinde bilgiler gerekli yerlere ulaştırılır. Böylelikle beyne vücudun her noktasından eksiksiz bilgi gelir. İletişimi sağlayan en önemli elemanlar, nöronların akson ve dendrit uzantılarıdır. Dentritler gelen mesajı hücrenin gövdesine iletir, aksonların görevi de hücre gövdesinde değerlendirilen mesajı başka bir nörona iletmektir.

Bir nöron birden çok dendrite sahip olduğu için, vücudun çeşitli yerlerindeki nöronlarla birebir iletişim içinde olmasını sağlar. 100 milyar nörona sahip olan insan beyni göz ününde bulundurulursa ve bunların her birinin de birden fazla dendrite sahip olduğu düşünülürse sinir sisteminin ne kadar karmaşık bir yapı olduğu anlaşılacaktır.

Sinir hücresini oluşturan dendrit, hücre gövdesi, akson ve akson uçları (sinaps) Şekil.2 de gösterilmiştir.



Şekil 2. Sinir Hücresi ve Bölümleri (Biyomedikal Cihaz Teknolojileri, 2011a)

Aksonların uçlarına sinaps denir, dendritler sinapslardan gelen sinyalleri girdi olarak alır, hücre gövdesi aldığı sinyali analog bir yöntemle işler ve üretilen denetim sinyalleri aksonlar aracılığıyla denetlenecek olan hedef hücrelere iletilir. Nöronların hücre gövdesi ve dendritler üzerine dışarıdan gelen elektriksel darbelerden bazısı nöronu uyarır, bazısı bastırır, bazısı davranışında değişikliğe yol açar. Nöron yeterli uyarma eşiğine geldiğinde çıkış aksonundan aşağıya elektriksel işaret yollayarak tepki verir.

Aksonlar üzerinde çok sayıda bulunan dallar ve alt dallar tek aksondan gelen bu elektriksel işareti başka nörona ulaştırarak onlarında davranışını etkiler. Nöron başka nöronlardan verileri genellikle elektrik darbesi biçiminde alır.

Nöronların başlıca işlevi işaretler alıp göndermektir, yani bilgi alışverişi yapmak bu etkinlikleri sürdürmek ve molekül sentezlemek için enerji kullanır. Beyindeki

milyarca sinir hücresinin sayısı arttıkça beynin işlevlerinin sayısı da artacaktır. Nöron sayısının önemi kadar nöronların uzantılarının diğer nöronlarla ilişkileri de çok önemlidir (Biyomedikal Cihaz Teknolojileri, 2011), (Şenel, 2003).

2.2. Beyinin Elektriksel Aktivitesi

Sinir biliminin kurucusu olarak kabul edilen Luigi Galvani (1737-1798)'de bir yıldırımdaki elektriğe, tel ile bağladığı kurbağanın bacak sinirini uyararak hareket ettirmiştir. Biyolojik elektrik, hareket etme ve canlılık arasındaki ilk çalışma Galvani'ye aittir.

(1821-1894) yılları arasında Herman Von Helmholtz ilk sinir iletisi hızını 27 metre/saniye olarak ölçümleyen ilk kişidir.

Julius Bernstein, 1860'ta sinir hücresi zarında kendiliğinden ilerleyen biyoelektriksel sinir iletisinin uyarılmadan kaynaklandığını (depolarizasyon) söyleyerek Aksiyon potansiyeli (AP) adını verdi.

Normal erişkinler için günlük enerji	20 watt
Sinirsel ateşleme	10 mili volt
Tek bir kalın (AA) ve ince (AAA) pil	1.5 volt
Otomobil elektrik gerilimi (akü)	12 volt
Evde kullanılan elektrik	220 volt
Sanayide kullanılan elektrik	380 volt
Yüksek gerilim (voltaj)	35-150 kilovolt
Yıldırım elektrik boşalması	100 mega volt

Tablo 1. Gerilim Değerlerinin Bilinen ve Kullanılan Bazı Değerleri (Biyomedikal Cihaz Teknolojileri, 2011a)

1952'de Alan Hodgkin ve Andrew Huxley sinir hücresi ana uzantısı olan aksonlarla yaptığı çalışmalarda, sinir iletiminin iyonların değişimine bağlı bir elektriksel akım olduğunu tespit etti. Bu çalışmalarda iyon kanalı kavramını yıllar önce keşfeden ikili 1963'te 'sinaps' kavramını ortaya çıkaran CarewEccles'le birlikte Nobel ödülünü

aldılar. Buna göre istirahat halindeki uyarılmamış hücre zarında, potasyum (K+) iyonuna karşı belirgin bir geçirgenlik olduğunu tespit ettiler.

Aksiyon potansiyelinin (AP) oluşması hücre zarının üzerinde voltaja duyarlı sodyum (Na+) kanallarından dolayıdır. Delikçik benzeri protein kapıları olan bu kanallar hücre zarının uyarılması Depolarizasyon (DP) sonucu açılırlar. Uyarma belli bir eşik seviyesine geldiğinde elektrik akımı oluşur. Bu eşiğe ulaşamaması durumunda iyonik elektrik akımı da oluşmaz. Bu Kural hep ya da hiç kuralı olarak adlandırılır.

Voltaja duyarlı K+ (potasyum) kanallarının açılmasıyla, uyarılmış hücre zarının normal haline dönmesine Repolarizasyon (RP) denir. Sodyum (Na+) kanalının ardından Potasyum (K+) kanallarının açılması, zar içinde K+ iyonlarının kalmasına yol açar, bu durumda zar polarize olur hücrenin için negatif yüklü hale gelir. (Biyomedikal Cihaz Teknolojileri, 2011a)

2.3. Beyin Dalgası

1970 tarihinde beyin dalgaları Hintli doktorlar Swami Rama ve Emler Gren tarafından laboratuvar ortamında incelenmiş ve dış etkenlerden oluşan içsel davranışın istemli olarak nasıl kontrol edilebileceğini bulmuşlardır. Bunu zihinsel disiplinin tekniğe dönüştürülmüş formu olan meditasyonla ilgili yapılan çalışmalar takip etmiştir. Zamanla yapılan araştırmalar beyin dalgalarının kademeli olarak daha uzayan ve daha yavaşlayan dalgaları bulundu ve Yunan alfabesinden isimler verildi. (Berkkan, 2013)

Elektroensefalogram (EEG) denilen bir cihazla, kafatasına bağlanan alıcılarla beyinden gelen ve ölçülebilen elektrik sinyallerine beyin dalgaları denilmektedir. (Kurşunet, Sazak, 2017)

Beyindeki elektriksel aktivite kesintisizdir, EEG ile kayıt edilebilen nöronların elektriksel aktivitesinin şekline beyin dalgaları denir. Her insanın beyin dalgaları benzersiz ve tektir. (Aydemir, Kayıkçıoğlu, 2009)

2.4. Beyin Dalgaları Çeşitleri

Esas olarak beyin dalgası dört türdür. Bunlar delta, teta, alfa ve betadır. İlk keşfedilen beyin dalgasına, Yunan alfabesinin ilk harfi olan alfa adı verilmiştir.

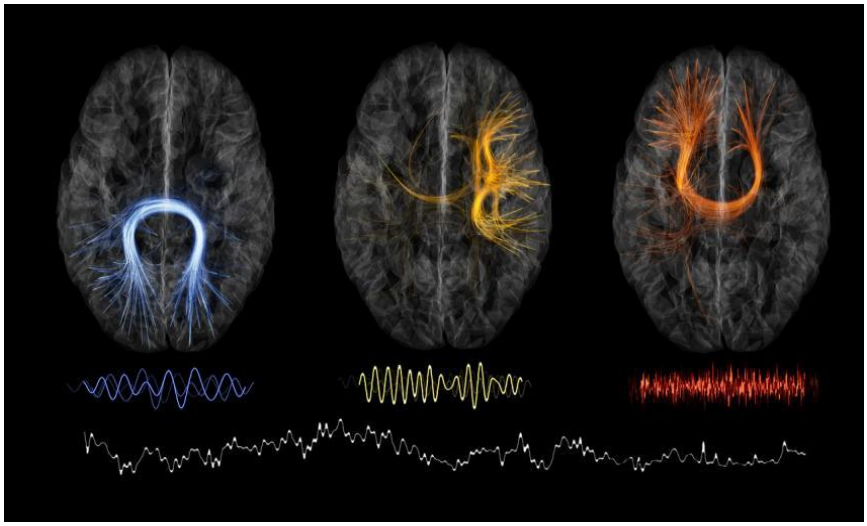
Bu dalgalar, bir voltluk enerjinin milyonda biri kadardır. Alfa dalgaları sürekli mevcut değildir. Saniyede on kez salınan alfa dalgaları bir görülüp bir kaybolur. Alfa dalgaları, aşırı heyecan ve derin uyku durumunda neredeyse hiç yoktur, genellikle rahat olduğumuz ve herhangi bir çabamızın olmadığı durumlarda görülür.

Delta dalgaları en yavaş titreşen dalgadır, saniyede dört kere ve uykunun en derin evresinde salınır.

Teta dalgası, uykuya geçme anında uykunun ilk evresinde görülür ve saniyede 4 ya da 7 kez salınırlar.

Beta dalgaları kafamızı ve dikkatimizi toplayamadığımız, çok stresli olduğumuz durumlarda 13 ya da 40 kez salınırlar.

Son zamanlarda bir başka dalga türü olan gama dalgaları üzerine çalışmalar yapılmakta. Saniyede 40 kez salınan gama dalgaları gelişmiş düşüncenin, algılama ve bilincin kaynağı olduğu düşünülüyor (Kurşunet, Sazak, 2017), (Aydemir, Kayıkçıoğlu, 2009), (Tabakcıoğlu, Ülker, 2017), (Şenel, 2003), (Jain, Mittra, Wiart, 2015)



Şekil 3. Beyindeki Farklı Dalgaların Salınım Yaptığı Kısımlar (What Are Brainwaves. 2017)

Yukarıdaki resimde beyindeki farklı dalgaların salınım yapmış olduğu kısımları ve EEG kayıtlarını görmekteyiz. Kafanın dış yüzeyinden ve beyin yüzeyinden elde edilen kayıtlarla beynin sürekli bir elektriksel aktiviteye sahip olduğunu görebiliyoruz. Elektriksel aktivite ölçümlerinde elektriksel etkinliğin şiddeti ve genelde uyku ve uyanıklık hallerinde epilepsi vb. beyin hastalıkları gibi beynin uyarılma eşiğinde ortaya çıkan değişimlerle belirlenmektedir. Resimde gördüğümüz salınımları kayıt eden cihaza EEG (Elektroensefalogram) ve bu elektriksel aktivite salınımlarına da beyin dalgaları deniliyor. (What Are Brainwaves, 2017), (Şenel, 2003)

2.5. Beyin ve EEG Dalgalarının Frekansları

Delta, teta, alfa, beta ve gama beyin dalgalarının frekansları Hz (Hertz) birimiyle ifade edilir. Hertz, bir saniyedeki devir sayısını gösterir. Alman fizikçi Heinrich Rudolf Hertz tarafından bulunmuştur, frekans burada sıklığı, Hz'de birimi ifade eder.

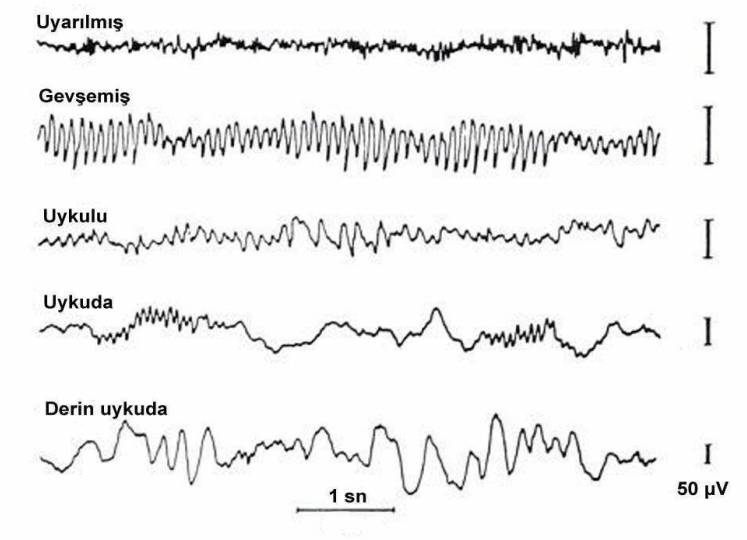
Beyin dalgaları anlık olarak değişir, dalgaların frekansları sabit değildir. Ritim bölümü (Pacemaker) beyinde derin talamusta (*tüm sistemlerden gelen sinyaller için kapı kabul edilir. Amaca yönelik bilinçli davranıştan sorumludur.*) bulunur. Düşük deltadan

yüksek beta aralığına kadar olan ortak beyin frekansları hem iç hem de dış uyarıcıya sahiptir, biyolojik ritmin uyumu için gereklidir.

Beyin dalgaları saçlı deri üzerine elektrotlar uygulanarak EEG ile kaydedilir. Sürekli değişkenlik gösteren beyin dalgalarının frekansları Delta dalgası (0.1 ile 4 Hz), derin uyku halinde ve beyin bozukluklarında oluşur. Teta dalgası (4 ile7 Hz), uykunun bazı aşamalarında ve duygusal stres yaşadığımız ve hayal kırıklığına uğradığımız anlarda ortaya çıkar. Alfa dalgası (8 ile 12 Hz), sağlıklı, normal bir zihin durumunda ve gevşeme halinde oluşur. Beta dalgası (13 ile 30 Hz), stresli, gergin ve ağır bir zihinsel aktivite durumunda oluşur. İşyerinde yoğun ve meşgul olduğumuzda bu durumda kalırız (Kurşunet, Sazak, 2017), (Aydemir ve Kayıkçıoğlu, 2009), (Tabakcıoğlu, Ülker, 2017), (Şenel, 2003), (Jain, Mittra, Wiart, 2015)

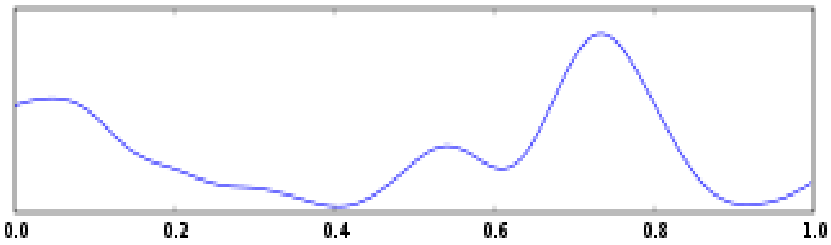
2.6. Beyin ve EEG Dalgalarının Özellikleri

İnsan beynindeki karmaşık ateşleme modellerine sahip milyonlarca nöron karmaşık bir şekilde karıştırılır. EEG ile ölçümleme yaptığımız ham, işlem görmemiş dalgalarda bile görülür. Karmaşıklık durumu frekansların zihinsel, duyuşsal ve dikkat durumlarının yansımasıdır. Frekansların belirli frekans aralıklarına ve frekans bantlarına göre ayrılması, sınıflandırılması iç ve dış durumlara, bireysel faktörlere göre değiştiği için sınıflandırılır. Delta dalgası (1 ile 4 Hz), teta dalgası (4 ile 8 Hz), alfa dalgası (8 ile 12 Hz), beta dalgası (13 ile 25 Hz) ve gama dalgası (> 25 Hz). (Zengin, 2018), (Nayak, Anilkumar, 2019)



Şekil 4. Farklı Durumlar Sürecinde Elde Edilen EEG Kayıtları (Benek, 2013)

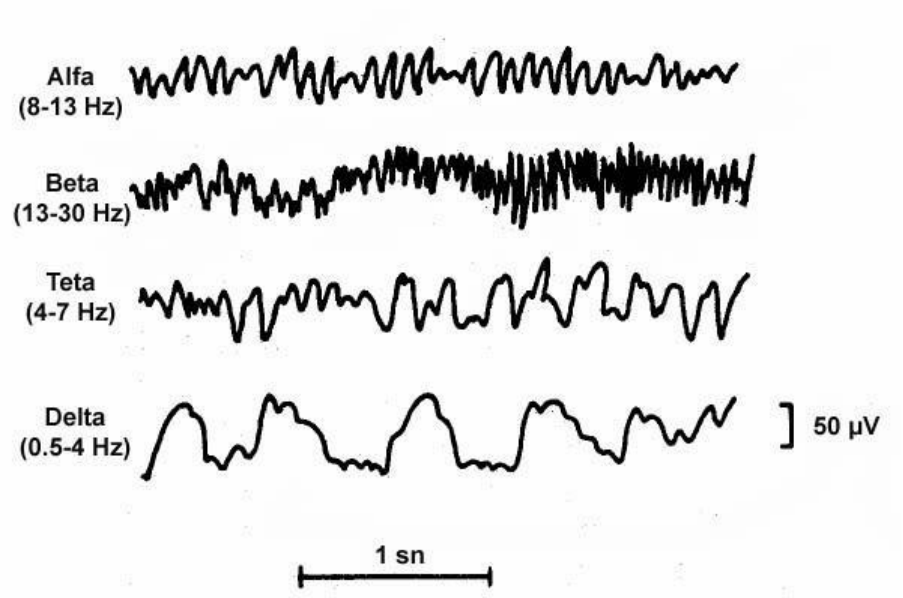
2.6.1. Delta Dalgası



Şekil 5. Delta Dalgası (Vaidic, 2016)

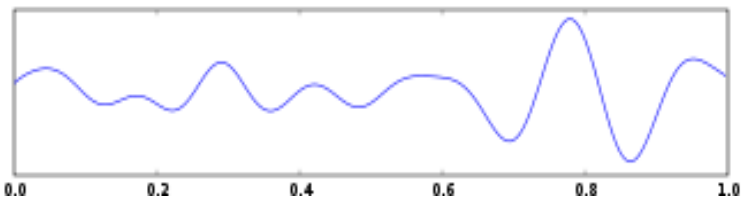
Delta dalgaları 1 ile 4 Hz bandındaki beyin titreşimleridir. En yavaş ve en yüksek periyoddaki beyin dalgalarıdır. Delta dalgası yavaş dalga uykusu (slow-wavesleep (SWS)) olarak da bilinen 3. evre yani non-REM uykusunda görülmektedir. Laboratuarlarda delta dalgasının ölçümleri derin uyku halinin değerlendirilmesi için kullanılmaktadır. Delta dalgasının kuvveti uykunun derinliği ve kalitesini gösterir. Delta dalgasının kaynakları talamusta bulunur ve sağ beyin hemisferinde daha güçlüdür. Biyolojik bellek oluşumunda ve iç düzenlenmesinde yani öğrendiğimiz bilgiler ve kazanılan becerilerde temel rol oynar. Demans, Parkinson veya şizofreni gibi nörolojik hastalıklar uyku bozukluklarında görülür. (Zengin, 2018)

0.5 ila 3 Hz aralığındaki beyin titreşimleri delta dalgalarıdır. En derin meditasyon, düşünce ve rüyasız uyku halinde oluşur. Delta dış ortamdan soyutlanarak farkındalığın olmadığı, bir başkasıyla aynı bilinci, aynı duyguyu yaşamanın kaynağıdır. İç düzenlenme, iyileşme süreci ve yenilenme uyarıları olur, bu sebeple derin uykuda Şizofreni, Parkinson gibi çeşitli nörolojik hastalıkların iyileşme süreci için çok önemlidir (Kurşunet, Sazak, 2017), (Aydemir, Kayıkçıoğlu, 2009), (Tabakcıoğlu, Ülker, 2017), (Şenel, 2003), (Jain, Mittra, Wiart, 2015)



Şekil 6. EEG'yi Oluşturan Çeşitli Beyin Dalgaları (Vaidic, 2016)

2.6.2 Teta Dalgası



Şekil 7. Teta Dalgası (Vaidic, 2016)

Teta dalgaları 4 ile 8 Hz. bandındaki beyin titreşimleridir. Frontallob'daki teta dalgası zihinsel aktivitelerle bağdaştırmak için, mesela odaklanmadaki önsezi, öngörü,

dikkat ve bilgi alımı, bilgiyi işleme ve yeni bir dil öğrenme yani öğrenim durumunda veya bu bilgileri hatırlama sırasında ortaya çıkar. Beynin işlevindeki zorluk arttıkçateta dalgaları daha belirginleşir. Bu nedenle, teta dalgaları bilişsel süreçle yani bilinç altımızda yatan süreçle alakalıdır.

Teta dalgası ile ilgili çalışmalar:

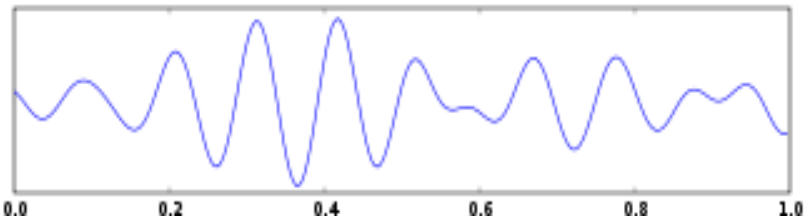
a.N-BackTesti: Bu testte harflerin dizi hali, sayıları ve simgesel uyaranları ekranda hızlıca görürler. Bu görmeyle beraber N adet önceki, gerideki ögeleri de hatırlamalıdırlar. Mesela, 1243572367439183 sayı zincirinde 3 sayısı 3 karakter arayla tekrar eder. Teta dalgası geçmişin hatırlanmasından dolayı uzun dönem hafızayı belirtir.

b. Mekansal Navigasyon: Gerçekte bulunduğumuz ortam veya sanal gerçeklik durumundaki navigasyon görevlerinde ve karmaşık durumlarda teta dalgasının arttığı gözlenmiştir.

c. Operasyonel Ortamlarda Beyin İzlemesi: Uyanık olduğumuz, deniz, kara ve havada araçları kullanırken Teta dalgasının izleme görevinde olduğu görülür. Teta dalgası hayatımızla alakalı tehdit ve korunmamız gereken durumlarda görülür. (Zengin, 2018)

3 ile 8 Hz. aralığındaki beyin titreşimleri Teta dalgalarıdır. Teta beyin dalgası genellikle uyku halinde görülür, ayrıca derin düşünce halinde de baskındır. Yeni bilgiler öğrenme, hafızaya alma ve önsezi, sezgi ve hatırlamada ortaya çıkar. Teta dalgasında duyularımız dış ortamdan soyutlanarak içimizdeki sinyallere yönelir. Uyanma süreci, uyumaya geçme gibi geçiş yaşadığımız uyku uyanıklık arası süreçtir. Teta da rüyada gördüğümüz, bilinçli halimizde olduğumuz durumun ötesinde, normal halimizdeki korku, tedirginlik, sanki normal ortammış gibi sorunlarımızı, sıkıntılarımızı sakladığımız yerdir (Kurşunet, Sazak, 2017), (Aydemir, Kayıkçıoğlu, 2009), (Tabakcıoğlu, Ülker, 2017), (Şenel, 2003), (Jain, Mittra, Wiart, 2015)

2.6.3 Alfa Dalgası



Şekil 8. Alfa Dalgası (Vaidic, 2016)

Alfa dalgaları 8 ile 12 Hz bandındaki beyin titreşimleridir. 1929'da ilk kez Hans Berger tarafından keşfedilmiştir. Alfa dalgası, motor öğrenme, sıralı aktivite piyano çalma gibi ve sensörik aktivite, işitme duyusu ile ilgili alanlar, hafızayla ilgili dalıp gittiğimiz anlarda ve duyusal yani resim yapma, şiir yazma, beste yapma gibi bağlamsal durumlara sahiptir. Alfa dalgasını bedensel ve zihinsel rahatladığımızda gözlerimiz kapalıyken görebiliriz. Alfa dalgası, dikkati yönetmeyi ve motivasyonu yani hedefe odaklanmayı temsil eder. Zihinsel ve bedensel olarak aktivite anında alfa dalgası azalır veya durur.

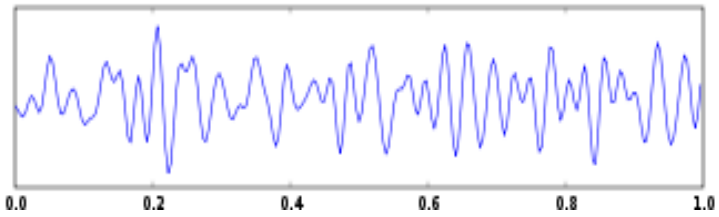
a. Meditasyon: Alfa dalgasında rahatlamayı temsil eder. Alfa dalgalarının seviyelerine göre meditasyon araştırmaları yapılmaktadır.

b. Biyolojik Geri bildirim Eğitimi: Alfa dalgası uygulamalarda gevşeme seviyesini izlerken kullanılır. Alfa seviyesi rehabilitasyon ortamında kullanılan bir yöntemdir. Artan alfa seviyesi deha derin gevşeme ile seviyesi olarak yorumlanır.

c. Dikkat: Alfa dalgası mekânsal, semantik (anlam bilimi) ve sosyal ilgilerimizle alakalıdır. Araştırmacılar nesneleri, kelimeleri veya ekrana gelen daha karmaşık uyarılarla, kodlama yaparak alfa dalgasının gücünü tespit ederler. Performansı kötü kişiler dikkat dağınıklığını ve düşük oranda alfa gücünü gösterir. (Zengin, 2018)

Alfa dalgası birbirini takip eden sessiz düşüncelerde ve kendimizi dinlediğimizde oluşur. Alfa dalgası anı yaşama hissiyatı ve beynin dinlendiği durumdur. Zihnimizle uyum içinde olduğumuz, dinginlik zihnimizin ve bedenimizin bütünleştiği, rahatladığı ve öğrenmeye geçtiğinde oluşur (Kurşunet, Sazak, 2017), (Aydemir, Kayıkçıoğlu, 2009), (Tabakcıoğlu, Ülker, 2017), (Şenel, 2003), (Jain, Mittra, Wiart, 2015)

2.6.4 Beta Dalgası



Şekil 9. Beta Dalgası (Vaidic, 2016)

13 ile 30 Hz. bandındaki beyin titreşimleri beta dalgalarıdır. Beta frekansı hem ön hem de arka beyin bölgelerinde üretilir. Düşünme, konuşma, tartışma, bilgi aktarımı, meşguliyet ve aktif işe yoğunlaşma genellikle beta gücünün yüksekliği ile ilgilidir. Beta gücü merkez korteks (beyin kabuğu) üzerindedir, beta dalgası hareket planladığımızda veya uyguladığımızda, ince parmak yakalama, kavrama becerilerinde ve harekete odaklanma ile artar. Başkalarındaki vücut ve mimik hareketleri gözlem anında beynimiz taklit ederek beta dalgasında artış gözlemlenir.

Beta Frekansı ile ilgili Çalışmalar:

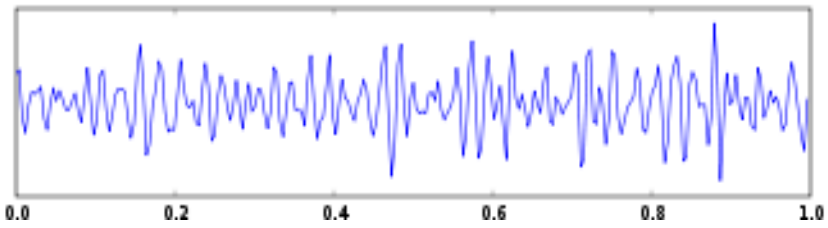
a. Motor Kontrolü: Bu araştırma üzerine yapılan çalışmalar fiziki katılımlarla, simülasyon ekranında veya sanal gerçeklikte nesnelere ulaşım ve kavrama gerektirir. Haptik (dokunsal) geri bildirim robotlar yardımıyla parmak ve kollara bağlı olarak hedefteki nesnenin özelliklerini taklit eder. Ms (Multiple Skleroz), Parkinson veya dejenere olmuş nörolojik (nörodejeneratif) hastalıklar aynı denklikte sağlıklı kontrollerle karşılaştırılırlar.

b. Uyarıcıdan Kaynaklanan Uyanıklık: Beta dalgaları, çoğunlukla ışık ve sesin aşırılıklarında görülür, uyarıcı düzeyinin artışıyla artar. (Zengin, 2018)

12 ile 38 Hz aralığındaki beyin titreşimleri beta dalgalarıdır. Dikkatimiz bilişsel görevlere ve dış dünyaya yöneldiğinde beta beyin dalgaları uyanık bilinçli olduğumuz duruma hakimdir. Beta beyin dalgası hızlı bir aktivitedir, tetikte olduğumuzda ve dikkatli olduğumuzda, problem çözme, yargılama, karar verme veya odaklanılmış zihinsel aktivite olduğunda oluşur.

Beta beyin dalgasını üç çeşitte gruplandırılır. Low-Beta 12 ile 15 Hz. bandında, hareketsiz çalışma veya derin düşünce, düşünmeye dalma olarak düşünülebilir. Beta 15 ile 22 Hz bandında, yüksek katılım sağladığımız, kendimizi verdiğimiz veya aktif olarak bir şeyler bulmakta olduğumuzda oluşur. High-Beta 22 ile 38 Hz. bandında, yeni deneyimler edindiğimiz, çok kaygılı olduğumuzda veya heyecanlandığımızda oluşan oluşur. Beyin sürekli yüksek frekansta çalıştığından çok verimli bir yol değildir, çünkü çok yüksek miktarda enerji alır (Kurşunet, Sazak, 2017), (Aydemir, Kayıkçıoğlu, 2009), (Tabakcıoğlu, Ülker, 2017), (Şenel, 2003), (Jain, Mittra, Wiart, 2015)

2.6.5 Gama Dalgası



Şekil 10. Gama Dalgası (Vaidic, 2016)

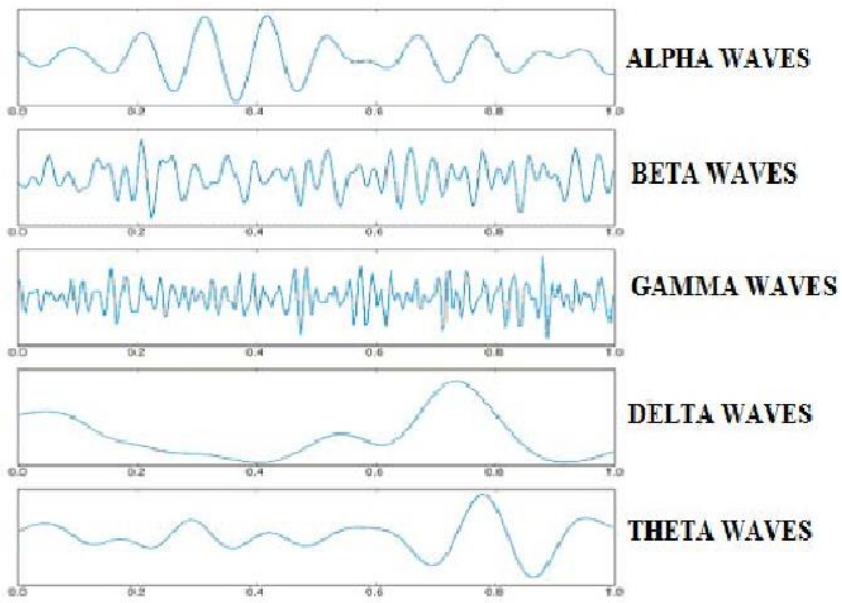
Gama dalgası, 40 Hertzlik çok özellikli bir dalgadır. EEG araştırmalarında gama frekanslarının beyinde nerede üretildiği ve salınımlarla ne yansıtıldığı henüz bulunmuş değildir. Bazı araştırmalarda gamanın, teta benzeri duyusal izlenimlerle tutarlılığa ve taşıyıcı frekans işlevinde dikkatli bir süreci yansıttığını savunmaktadırlar. Diğer araştırmalarda gama frekansının duyusal işlev ve hızlı göz hareketleri (mikro-sakkad) diğer sinirsel süreçlerin yan ürünü olduğuna yani bilişsel işleme süreciyle hiç alakası olmadığını savunur.

Gama Dalgası ile ilgili çalışmalar:

Microsaccade çalışmaları: Microsaccade, bir görseli tespit ederken kullanılan görüş hareketinin bir parçasıdır. Görsel algılamada rol oynayan, hızlı bir göz hareketidir. Uyaran ekran tabanlı, gözün hedefi takibi ve yakalaması durumudur, ekrandan değişen

bir pozisyonda olabilir. Gama frekansı ölçümü EEG ile yüksek hız da gerçekleşir. (Zengin, 2018)

38 ile 42 Hz. aralığındaki beyin titreşimleri gama dalgalarıdır. Beynin en hızlı dalgaları olan gama dalgaları, beynin farklı bölgelerinden toplanan bilgilerin tamamının ve taşıyıcı frekansların aynı anda işlenmesi sürecidir. Gama dalgalarında bilgi hızlı ve sessizce aktarılır. En ince beyin frekansı, aklın gama dalgasına erişmesi için sessiz olmalıdır. Gama dalgaları nörolojik salınımların eşiğinin üzerinde olduğundan nasıl üretildiği bilinmiyor. Gama dalgaları algıda ve bilinçte değişiklik yaparak ruhsal (manevi) gelişim durumuyla yani genişletilmiş bilinçle alakalı olduğu düşünülmektedir (Kurşunet, Sazak, 2017), (Aydemir, Kayıkçıoğlu, 2009), (Tabakcıoğlu, Ülker, 2017), (Şenel, 2003), (Jain, Mittra, Wiart, 2015)



Şekil 11. EEG Dalgaları (Vaid, Singh, Kaur, 2015)

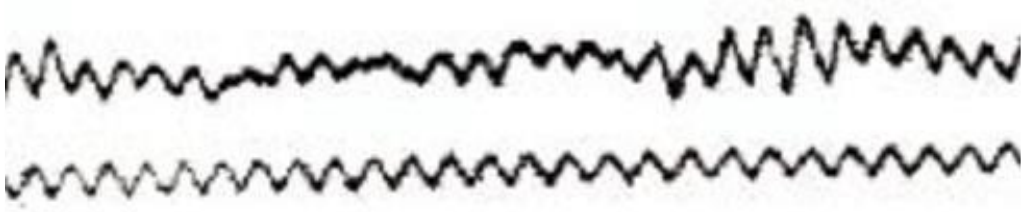
Beyin Ritimleri	**Tipik frekans aralığı (Hz)**	**Normal genlik (mikrovoltlar)**	**Yorumlar**
Delta	0.5-4	<100	Frontal, Temporal ve Parietal bölgelerde bulunan uyuşukluk durumu
Theta	4-7	<100	Uyarı durumuna bağlı Oksipital ve parietal loblarda bulunur
Alpha	8-13	20-60	Motor ve somatosensor kortekste bulunan el hareketleri
Mu	9-11	<50	Ayrıca el hareketleri ile ilişkilidir
Beta	14-30	<20	Özenli, belirtmek ve bildirmek için dikkat ederken, uyarana tepki verirken
Gamma	>30	<2	Konuya dikkat ederken, uyarana dikkat

Tablo 2. Beyin Ritimlerinin Özeti (Uyarlanmış) (Vaidic, 2016)

BÖLÜM 3. DİJİTAL BEYİN İNCELEME TEKNİKLERİ

3.1. Elektroensefalogram (EEG) Nedir?

EEG antik Yunan dili (Grekçe) kelimelerden oluşan, beynin elektriksel görseli anlamına gelen beyinde var olan sinir hücrelerinin elektriksel aktivitesidir. 1875'de Richard Caton isimli bir fizikçi tarafından tavşan ve maymunlara ait beynin ilk spontan elektriksel aktivitesi gözlemlenmiştir. İnsana ait ilk elektriksel aktivite 1929'da Alman psikiyatrist Hans Berger'in çalışmalarında yayınlandı. Edgar Adrian'ın beyin salınımları (osilasyon) çalışması da Hans Berger'i desteklemiştir. 1975'li yıllara kadar EEG bir arka plan gürültüsü kabul edilirken, 1975'te EEG sinyalleri beynin fonksiyonlarının anlamak için önemli bir yer edinmiştir.



Şekil 12. Hans Berger'in Oğlundan Aldığı Beyin Aktivitesinin İlk Kaydı (Tülay, 2009)

EEG sinyalleri, bilişsel işleme uyaranlarına, uyku uyanıklık durumlarına, insanın psikolojik durumuna, içsel ve dışsal uyaranlara bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.

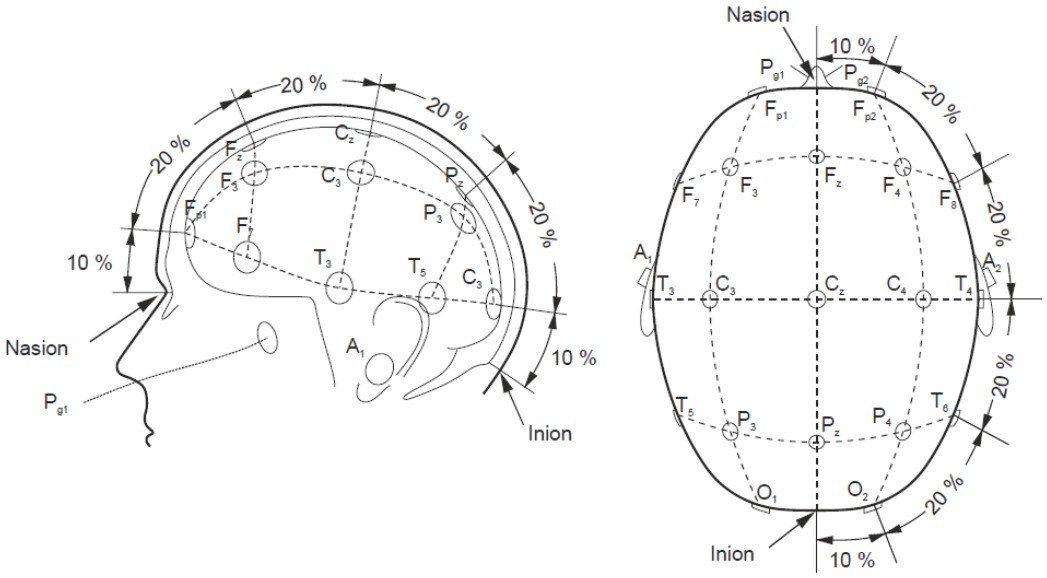
EEG Cerrahi operasyonlarla beyin korteksine bağlanan elektrotlarla veya kafa tasına yerleştirilen elektrotlarla ölçümlenebilmektedir (Tülay, 2009)

Beyin tarafından üretilip kaydedilen bir EEG kaydedilen üretilen elektriksel aktivite bir EEG kaydıdır. Genellikle iletken bir jel yardımıyla kafa derisi üzerine uygulanan elektrotların yerleştirilmesi sonucu elde edilir. Beyindeki milyonlarca nöron elektriksel aktivite oluşturur. Kafa derisi üzerine yerleştirilen elektrotlarla bu elektriksel aktiviteyi kaydedip okuma yapılabiliyor. EEG bir veya birden çok uyaran (süperpozisyon) sinyal tarafından oluşan net tepkidir. EEG sinyalinin genliği, normal bir yetişkinde 1μV (mikrovolt) ila 100μV (mikrovolt) değeri arasında değişir ve iğne

elektrotlar beynin kalın dış zarına (subdural) yerleştirilen elektrotlarla ölçüldüğünde 10 ila 20 mV (milivolt) arasındadır. (Cheng, 2014)

3.2. Uluslararası 10-20 Sistemi

Kafa derisi üzerine yerleştirilen EEG, 10 ila 100 μV (mikrovolt) aralıklarında ölçüm yapıyor ve 1 Hz ila 30 Hz. bandında sınırlıdır. Kafa derisi üzerine yerleştirilerek EEG ile yapılan ölçümler uluslararası 10-20 sistemine göre ölçümlenmektedir.



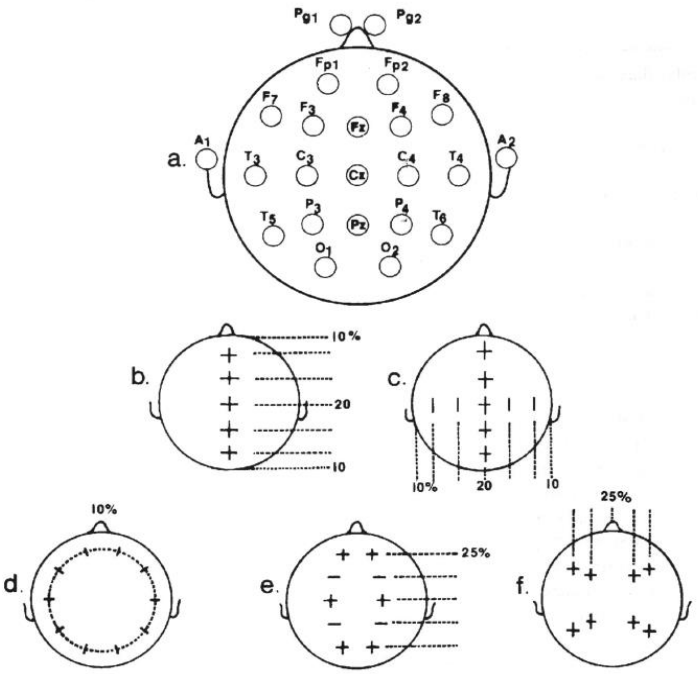
Şekil 13. Uluslararası 10-20 Sistemi. (Cheng, 2014)

Uluslararası federasyon tarafından benimsenen standart pozisyonlarda 20 elektrot kafa dersine yerleştirilir. 10-20 sistemi, EEG deneylerinde tanımlamak ve uygulamak için uluslararası kabul edilmiş bir yöntemdir. 10-20 standardı tekrar üretim ve kullanılabilirliği sağlamak için geliştirilmiş ve yapılan çalışmaların karşılaştırma yapılması sağlanmaktadır.

Bu sistem bir elektrotun konumu ile beyni örten ince doku katmanı, (Serebral Korteksin) beyin kabuğunun altında kalan alanla ilişkisel durumdadır. 10–20 sistemi, bitişik elektrotların aralarındaki gerçek mesafeleri belirtir, elektrotlar yüzde 10 ve yüzde 20'lik boylam ve enlemlerine (kafa tasının sağ-sol, ön-arka) yerleştirilmesidir.

EEG Elektrotları; Kontakt elektrotlar (kaskla birlikte kullanılır), Disk elektrotlar, İğne elektrotlar, özel alan elektrotları, Elektrokortikografi elektrotları

Elektrotların Yerleştirilmesi; Uluslararası 10-20 sisteminde, Sağ hemisfere yerleştirilen elektrotlar çift rakamlarla, sol hemisfere yerleştirilenler ise tek rakamlarla işaretlenir. **F**: Frontal, **P**: Parietal, **C**: Santral, **O**:Oksipital, **Fp**: Frontopolar. (Tülay, 2009), (Biyomedikal Cihaz Teknolojileri-523EO0289, 2011a), (Cheng, 2014)



Şekil 14. 10-20 Sistemi Başka Açıdan Görünüş (Biyomedikal Cihaz Teknolojileri-523EO0290, 2011b)

3.3. Beyin İnceleme Teknikleri Ve Nöropsikolojik Değerlendirme

Beyin sinyali algılama ve kaydetme yöntemleri, manyetik aktiviteler veya manyetoensefalografi (MEG), fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI), fonksiyonel yakın Kızıl ötesi görüntüleme (NIRS, fNRI) ve pozitron emisyon tomografisi (PET), gibi birçok şekilde tespit edilebilir ve ölçülebilir.

3.3.1. Beynin İşleyişi Hakkında Bilgi Veren Görüntüleme Teknikleri

Beynin elektriksel aktiviteleri, kafa derisinde yerleştirilen (EEG), kortikal (beyin kabuğu) yüzeyde (ECoG) veya beyinde (yerel alan potansiyelleri (YAP) LFP veya spiketrain) ile kaydedilebilir.

Kayıt yöntemlerinde her yöntemin avantaj ve dezavantajları vardır.

Her yöntemin kendi avantajları ve dezavantajları vardır. ECoG ve LFP yöntemleri iyi topografik (*Belli bir vücut bölgesinin, anatomik anlamda ayrıntılarıyla incelenmesi; topografi.)* çözünürlük ve geniş frekans aralıklarına sahiptirler.

İntrakortikal nöronal aktiviteleri kaydetmek için cerrahi sinyal yöntemleri kullanan BCIs, primatlarda (hayvan bilimi, zooloji) harici kullanılan cihazların direkt beyin kontrolünde, örneğin 3 boyutlu bir robotik kolu kontrol ederek kendi kendini beslemeyi yeniden sağlaması için umut vaat etmektedirler. Bunun yanında beyin kabuğu yüzeyinde veya beyinde elektrot implantlarının cerrahi müdahalesi gereklidir. Klinik çalışmadan önce cerrahi müdahale gereken BCI'ların başlıca endişeleri şunlardır: Uzun süreli güvenlik, sinyalin stabilitesi ve süresi, elektrolatlarda doku reaksiyonu ve nöroprostetik (*zarar gören motor duygular yerine kullanılan cihazlar***,** *nöral protez*) kol gibi alternatif bir seçenekten daha iyi performans gösterip göstermeyeceği. Cerrahi müdahale gerektirmeyen EEG yöntem, düşük klinik eşiği ve kullanım kolaylığı nedeniyle kapsamlı bir şekilde araştırılmıştır. Ancak EEG kaydı bazen kranial kaslardan (*motor ve duysal sinir*) elektromiyografik (EMG) veya elektrookülografik (EOG) aktivitelerle kontamine (hastalıklı riskli bölge) olmaya duyarlıdır. (Huang, 2012)

3.3.1.1. Positron Emission Tomography

Damar yoluyla vücuda verilen, metabolik radyoaktif elementlerle işaretlenmiş bir molekülün, Organ ve dokuların canlılığını yansıtan ve metabolizmalarındaki değişiklikleri anatomik detaylarla birlikte gösteren, etkinliği kanıtlanmış non-invaziv nükleer tıp görüntüleme tekniğidir (Vaidic, 2016), (Beyin İnceleme Teknikleri ve Nöropsikolojik Değerlendirme, 2017), (Kumar,2008), (Vaquero, Kanahan, 2015)

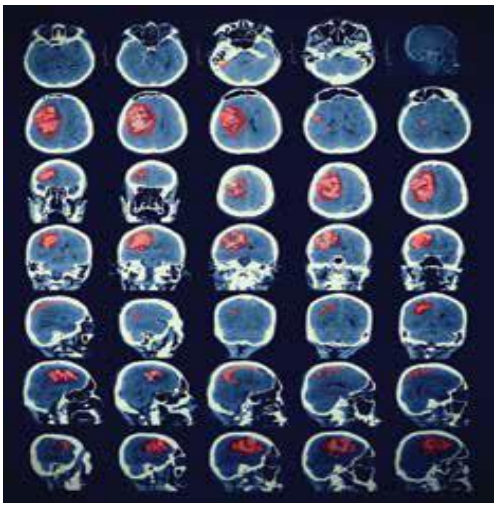


Şekil.15. Pozitron Emisyon Tomografisi (Vaidic, 2016)

Pet Kullanım Alanları; En önemli kullanım alanlarının başında onkolojik çalışmalar, akciğer kanseri, baş beyin tümörleri, kalp hastalıkları, ateş enfeksiyon gibi metabolik tespitler, Akciğer (Granülomatöz) hastalıkların tedavisinde, beynin belirli bölgelerindeki işlev azalması Alzheimer hastalığının tespitinde, ilaç tedavisi olmayan cerrahi operasyon düşünülen epileptik beyin odaklarının Epilepsi hastalığının tespitinde, beyin tümörleri hastalıklı ve sağlam dokunun tespiti ve ayrıştırılması gibi klinik nörolojik hastalıkların tespitinde kullanılır. Beynin kan akımı ve metabolizması hakkında bölgesel alanla ilgili bilgi veren tetkikler, psikiyatride kullanılan tetkikler araştırma amaçlıdır (Beyin İnceleme Teknikleri ve Nöropsikolojik Değerlendirme, 2017), (Kumar,2008), (Todare, Marzetti, Sosa, Valdez-Hernandez, Pizzella, 2019), (Vaquero, Kanahan, 2015)

3.3.1.2. Magnetoensefalografi (MEG)

Beyindeki aktif sinir ağlarının ürettiği işlemler sırasında oluşan manyetik alan değişikliklerinin saptanmasında takip edilmesinde kullanılır. Beyinde oluşan epileptik odakların üç boyutlu olarak gösterilmesini sağlar. Psikiyatride araştırma amaçlı kullanılmaktadır. (Cheng, 2014), (Beyin İnceleme Teknikleri ve Nöropsikolojik Değerlendirme, 2017)



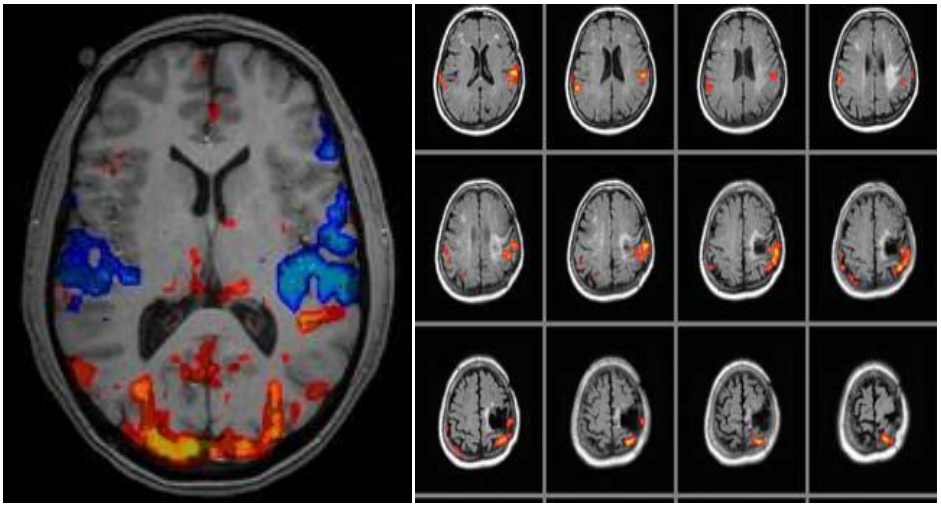
Şekil 16. Üç Boyutlu Magnetoensefalografi (Beyin İnceleme Teknikleri ve Nöropsikolojik Değerlendirme, 2017)



Şekil 17. Üç Boyutlu Magnetoensefalografi Cihazı (Erdoğan, 2009)

3.3.1.3. Fonksiyonel Beyin MR'ı (fMRI)

Beynin belli alanlarını aktif haldeyken görüntülemek için kullanılan bir tekniktir. Sinir aktivitelerine cevap olarak ortaya çıkan kan oksijenlenmesi ve kan akışındaki değişiklikleri saptayarak çalışır. Beynin zihinsel sürece dahil edilecek bölümlerinin, aktivasyon haritasının üretilmesi için kullanılır (Beyin İnceleme Teknikleri ve Nöropsikolojik Değerlendirme, 2017), (Devlin, Tracey, Johansen-Berg, Clare, 2007), (Şenel, 2003)



Şekil 18. Üç Boyutlu Fonksiyonel Beyin MR'ı (FMRI) (Beyin İnceleme Teknikleri ve Nöropsikolojik Değerlendirme, 2017), (Devlin, Tracey, Johansen-Berg, Clare, 2007)

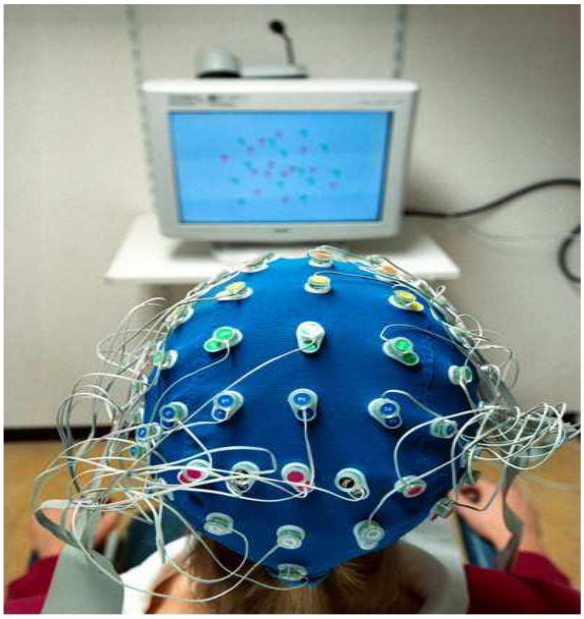


Şekil 19. Fonksiyonel Beyin MR'ı (FMRI). (Vaidic, 2016)

3.3.1.4. Klasik EEG

Beyin tarafından üretilen çok düşük elektriksel sinyalleri saçlı deriye uygulanan başlıktaki elektrotlarla kaydedilir. Kaydedilen grafiksel elektrik aktivitesi sonucunda, hastalardaki nörolojik hastalıklar ve hastalıklardaki anormallikler tespit edilmektedir. (Beyin İnceleme Teknikleri ve Nöropsikolojik Değerlendirme, 2017)

EEG nispeten daha ucuz ve taşınabilir olduğundan birçok BCI topluluğu tarafından tercih edilip ve birçok klinik uygulamalarda kullanılmaktadır. BCI uygulamaları genelde her ortamda çalışırlar. Beynin elektriksel aktivitesi 10-20 sistemine göre kafa derisine yerleştirilen gümüş ve gümüş klorür elektrotlarla ölçülür. Elektrotlar kafa dersine elektrot başlığıyla (elastik başlık) yerleştirilir. EEG'de ölçümlenen elektriksel sinyalin genliği, birkaç yüz mikro volttur. Sinyaller çok düşük genliklere sahip olduklarından temaslarda, elektriksel gürültü, görsel ve kas hareketlerinden çok fazla etkilenmektedir. Bu sorunları çözmek için birkaç defa mekanik olarak (iletken bir macun kullanılarak) analog veya dijital sinyal işleme uygulanır. Jel deri ile iletkenliği artırmak için kullanılır (Erdoğan, 2009)



Şekil 20. EEG'nin Kaydedilmesi (Erdoğan, 2009)

Tekniği türü	**Sinyal**	**Avantajları**	**Dezavantajları**
EEG	Kafa derisi üzerinden elektrik	Yüksek geçici çözünürlük Non-invaziv	Kötü mekansal çözünürlük Sabit olmayan sinyal Yapay doku hareketlerine karşı hassastır
MEG	Elektriksel faaliyetler tarafından üretilen manyetik aktivite	Daha geniş frekans aralığı mükemmel uzamsal-zamansal çözünürlük	Büyük kurulum Pahalı
NeuroGrid	Yüzeysel kortikal nöronlardan elde edilen elektriksel aktivite	Minimum fizyolojik bozulma ile kararlıdır Yüksek spatio temporal çözünürlük	İnvaziv
fMRI	Kalın kullanarak hemodinamik	Yüksek spatiotemporal çözünürlük	Pahalı Veri toplama sürecinde gecikme
fNIRS	Kalın kullanarak hemodinamik	Yüksek mekansal çözünürlük Ucuz Taşınabilir Güvenli ve kolay kullanım	Düşük zamansal çözünürlük Daha az performans

Tablo 3. Sinyal Alma Tekniklerinin Karşılaştırılması (Snyder, Shen, 2017)



Şekil 21. EEG Sistemlerinde Kullanılan Aletler. Ölçüm Sistemi Birkaç Elektrot,

Bir Biyopotansiyel Yükselteç ve Kayıt/İzleme Cihazlarından Oluşur

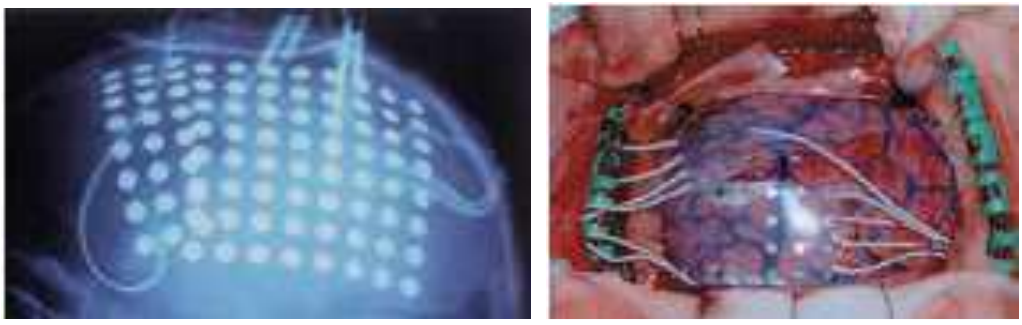
(Erdoğan, 2009)

3.3.1.5. Elektrokortikografi (ECoG)

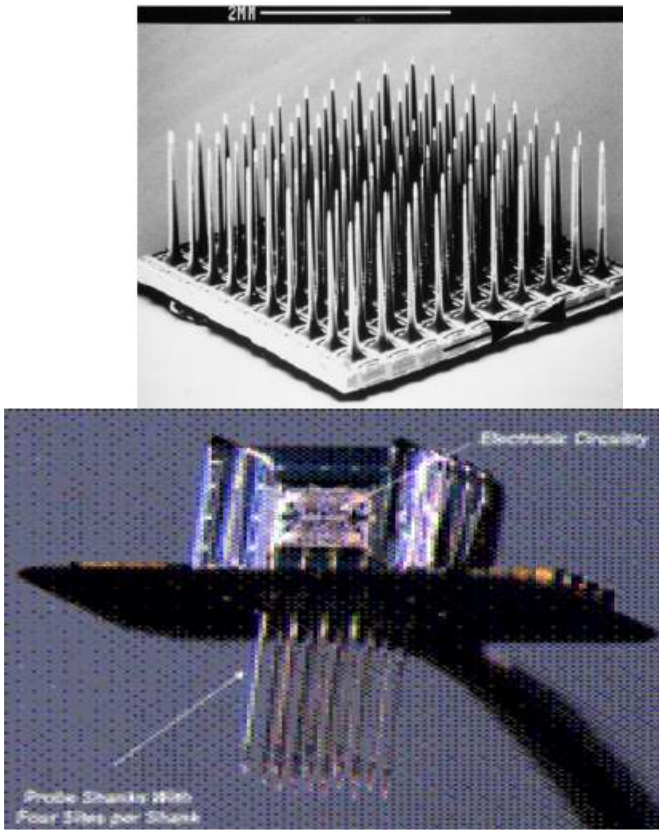
Kortikal Mikroelektrotlar beyin aktivitelerini doğrudan beyin kabuğuna (kortikal), yüzeyden yüksek görme duyusu ve görsel algılama temporal (ms) ve vücut hareketlerinin denetimi için spatial (mm) çözünürlükle kaydeden bir elektrofizyolojik görüntüleme tekniğidir.

Yüksek derecede istilacı ve beyin kabuğunu kaplayan sınırlı görüşe sahip elektrot ızgarası başlıca kısıtlamalarıdır (Todare, Marzetti, Sosa, Valdez-Hernandez, Pizzella, 2019), (Alkhater, 2012)

ECoG, beyinde oluşan elektrik sinyallerinin, kafatasının altında, beyin zarının yüzeyinde, ölçülen açık cerrahi müdahale (invaziv) olan bir yöntemdir. Elektrotlar biyo uyumlu iletken bir iğneden veya iğne ızgarasından oluşan cerrahi bir yöntemdir. Milivolt düzeyinde ölçülen sinyaller yüksek genlik aralıkları sağladığı için, ECoG tarafından kaydedilen sinyaller daha az gürültü (artefakt) içerir bu durum, BCI uygulamalarında EEG ye yakın bir alternatiftir (Alkhater, 2012), (Erdoğan, 2009)



Şekil 22. (1) Bir ECOG Sisteminde Kullanılan Elektrotla (2) Elektortlar Cerrahi Bir İşlemle Korteks Yüzeyine Yerleştirilir (Erdoğan, 2009)



Şekil 23. Kortikal Elektiriksel Ölçümler İçin Mikrodizi Elektrot. Elektrotlar VLSI Teknolojisi İle Geliştirilmiştir ve İlave Elektronik Bileşenlerle Desteklenebilir (Erdoğan, 2009)

3.3.1.6. İntrakortikal Nöron Kaydı

İntrakortikal nöron kaydı, beyindeki gri madde içindeki elektriksel aktiviteyi ölçümleyen bir nöro görüntüleme tekniğidir.

Nöronlardan gelen ani sinyalleri ve yerel alan potansiyellerini yakalamak için beyin kabuğundaki (korteksteki) mikroelektrot dizilerini yerleştirmek için gerekli olan istilacı (invaziv) bir kayıt yöntemidir.

İntrakortikal nöron kaydıyla üç tür sinyal elde edinilebilir: Tek üniteli aktivite (SUA), çok üniteli aktivite (MUA) ve SUA, bir tane nöronun sinyalinin yüksek geçiren filtrelemesi (>300 Hz) ile elde edilmektedir.

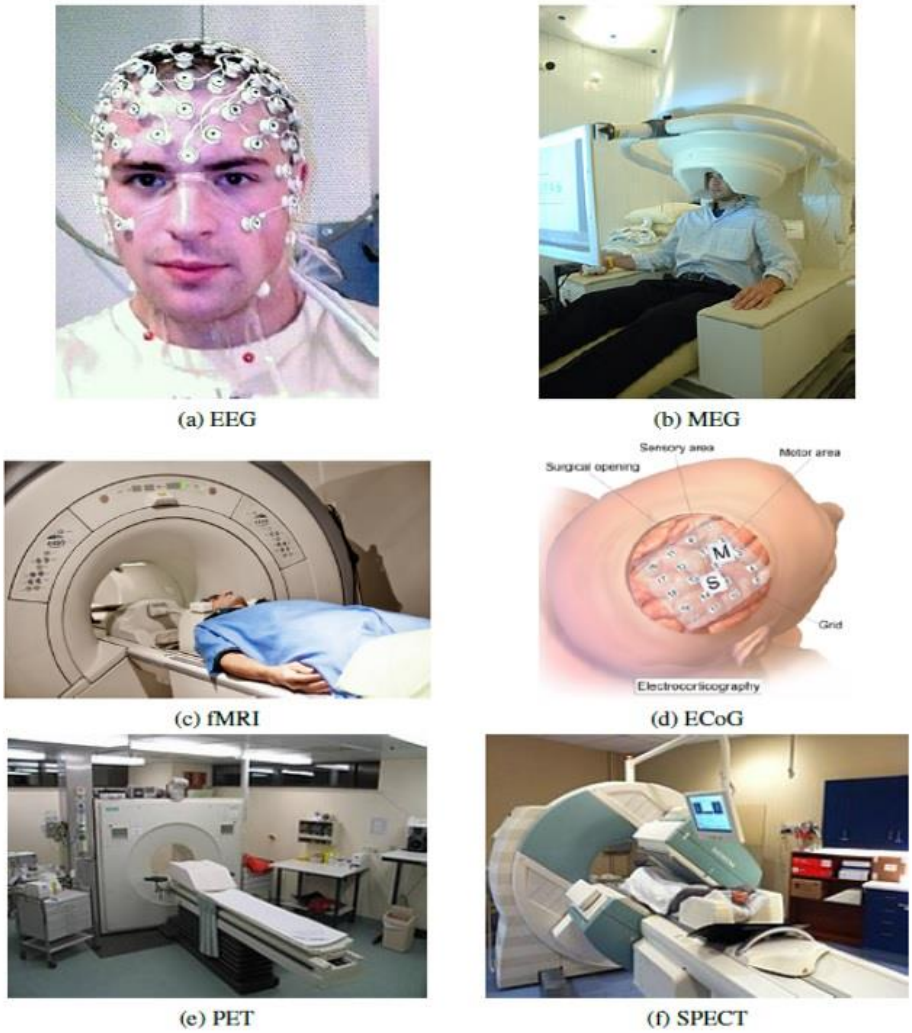
MUA bir tane nöronun sinyalinin yüksek geçiren filtrelemesi (>300 Hz) ile elde edilmektedir, ancak sinyaller çoklu nöronlardan gelebilir. LFPs, bir elektrot ucunun yakınında nöron aktivitesinin düşük geçişli filtrelemesi (<300 Hz) ile ekstrakte (çekme, öze inme) edilir. Lfp analog sinyalleri ise SUA ve MUA sinyallerini ölçümlemek tek nöronların sivri aktivitesi ve zaman içinde ayrık olaylara indirgenebilmesidir. (Nicolas-Alonso, Gomez-Gil, 2012)

3.3.1.7. Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (NIRS)

fMRI'ye benzer olarak beynin kan dolaşımıyla ilgili hareketlerinin (hemodinamik) aktivitesini ölçümlemekte Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (NIRS) kullanılır. Teknik olarak yayılan kızılötesi ışığın yansımasıyla beyinde bulunan kanın, kan oksijen miktarını tespit etmektedir. Kan dolaşımının aktivitesi ölçüldüğü için, NIRS sistemlerinde geçici çözünürlük düşüktür, BCI'lar için bu yöntem pratik değildir. Bu yöntemle ilgili, BCI uygunluk çalışmaları yapılmıştır. (Erdoğan, 2009)

Nörogörüntüleme yöntemi	**Ölçülen aktivite**	**Ölçüm**	**Zamansal çözünürlük**	**Mekansal çözünürlük**	**Risk**	**Taşınabilirlik**
EEG	Elektrik	Tür	0.05 s	10 mm	Cerrahi olmayan	Dizüstü
MEG	Manyetik	Direkt	0.05 s	5 mm	Cerrahi olmayan	Taşınabilir olmayan
ECoG	Elektrik	Direkt	0.003 s	1 mm	Cerrahi	Taşınabilir
İntrakortikal nöron kaydı	Elektrik	Direkt	0.003 s	0.5 mm (LFP) 0.1 mm (MUA) 0.05 mm (SUA)	Cerrahi	Taşınabilir
PET	Metabolizma	Direkt	-0.01 s	0.1 mm	Cerrahi olmayan	Taşınabilir olmayan
fMRI	Metabolizma	Dolaylı	1 s	1 mm	Cerrahi olmayan	Taşınabilir olmayan
NIRS	Metabolizma	Dolaylı	1 s	5 mm	Cerrahi olmayan	Taşınabilir olmayan

Tablo 4. Nöro Görüntüleme Yöntemlerinin Özetleri (Cheng, 2014), (Nicolas-Alonso, Gomez-Gil, 2012)



Şekil 24. Beyin Görüntüleri İçin Farklı Cihazlar (Vaidic, 2016)

BÖLÜM 4. BEYİN SİNYALLERİNİN AKTARIMI

Beyin sinyallerinin aktarımı ve bilgisayar arayüzlerinde BCI destekli feedback oluşturulması süreci bölümde alt başlıklarla açıklanmaktadır.

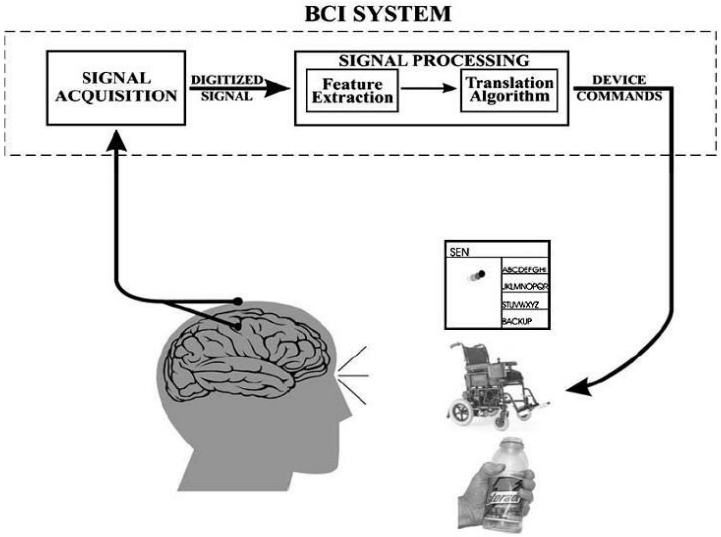
4.1. Nörolojik Motivation

Dünyada yaygın olarak kullanılan beyin bilgisayar arayüzleri beyin ve protezler arasında doğrudan bir iletişim yöntemi oluşturmaktadır.

Protez uzuvlar gün geçtikçe daha yaygın hale geliyor. Birçok protez çeşidi olmasına rağmen sadece robot protezleri doğrudan insan beyninden sinyalleri alır, BCI'larda genellikle bu robot protezlerin kontrolünde kullanılır.

Nörolojik hastalıklarda, Amyotrofiklateral Skleroz (ALS) gibi nöro dejeneretif hastalık çeşitleri atrofiye ve vücutta bazı kas hastalıklarına neden olur. Bu tür hastalıklar sonucunda kaslar iyi kontrol edilemezler ve BCI'lar iyi bir iletişim yolu sağlarlar.

Genel bir BCI sistemi şekil 1 de gösterilmiştir. BCI larda beyinden sinyallerini almak İnvaziv ve Non-invaziv olmak üzere iki farklı yöntem uygulanmaktadır. (Cheng, 2014)



Şekil 25. Beyin Bilgisayar Arayüzü Sistemi (Cheng, 2014)

4.2. Beyin Sinyalleri Alma Yöntemleri

4.2.1. İstilacı (invaziv) BCI'lar

Cerrahi müdahale gerektiren (invaziv) beyin bilgisayar arayüzleri ameliyat yapıldığında elektrotların kafatasına (kraniyum) yerleştirilmiş olması gerekmektedir. (Nicolas- Alonso ve Gomez- Gil 2012) isimli bilim adamları, nöronların üretmiş olduğu sinyalleri kayıt etmek için yüzlerce mikroelektrottan oluşan cipleri kafatasına yerleştirmişlerdir.

Elektrokortikografi (EcOG) ve intracortical olmak üzere iki tip invaziv BCI yöntemi bulunmaktadır. EcOG, elektrotları korteksin yüzeyine, intracortical yöntem elektrotları korteksin içerisine yerleştirir. İnvaziv BCI'lar sinyal seviyesi en yüksek kalitede sinyallere sahiptirler. (Cheng, 2014)

4.2.2. Non-invaziv BCI'lar

Cerrahi müdahale gerektirmeyen BCIlar beyin sinyallerini insan vücudunun dışından ölçmektedir. Elektrofizyolojik ve hemodinamik olmak üzere iki tip invaziv olmayan BCI yöntemi bulunmaktadır. (Nicolas- Alonso ve Gomez- Gil 2012) isimli bilim adamları Elektrofizyolojik sinyallerin beyindeki binlerce nöron tarafından üretildiğini belirtmişlerdir. Elektroensefalografi (EEG), Manyetoensefalografi (MEG) ve tek nöronlarda Elektrofizyolojik sinyaller elektriksel sinyal alımını içermektedir.

Beynin kan dolaşımıyla ilgili hareketlerinin (hemodinamik) sinyalleri bölgesel oksihemoglobinin ve deoksihomoglobin oranınındaki yani kandaki oksijen miktarının değişimin ölçülmesinden meydana gelir.

(*Oksihemoglobin, soluk alırken akciğerlerde kandaki hemoglobinin oksijenle birleşmesiyle oluşan bileşik (oksijen + hemoglobin*))

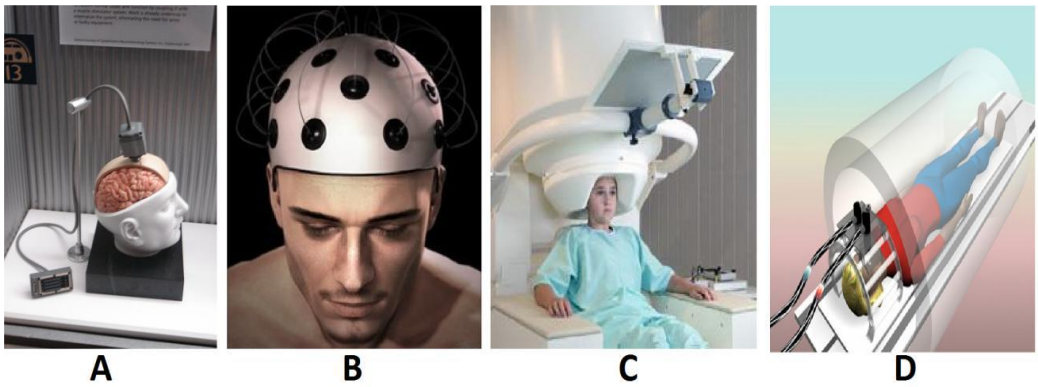
(*deoksihomoglobin; oksijenini kaybetmiş hemoglobin*)

Beynin kan dolaşımıyla ilgili hareketlerinin sinyallerini ölçen beyin bilgisayar arayüzleri kanın oksijen miktarındaki bu değişiklikleri fMRI ve yakın kızılötesi spektroskopi ile ölçümlemektedir.

Günümüzde en popüler beyin bilgisayar arayüzleri non-invaziv beyin bilgisayar arayüzleridir. EEG tabanlı beyin bilgisayar arayüzleri kullanımı, taşıması kolay ve maliyeti yönüylede hesaplıdır.

Bunun yanında EEG sinyalleri vücut hareketlerinin konumunun tespiti konusunda ve kafa derisi üzerine yerleştirilen elektrotların nöronlarla doğrudan teması olmamasından dolayı gürültü ve parazitlenmelerden muzdariptir (Cheng, 2014)

Şekilde bazı istilacı ve istilacı olmayan BCI'leri göstermektedir.



Şekil 26. Cerrahi ve Cerrahi Olmayan Türleri BCIS(A) ECOG. (B) EEG. (C) MEG. (D) fMRI (Cheng, 2014)

4.3. Uyarılmış Potansiyeller (UP)

Uyarılmış potansiyeller beyin ve omurilikte elektriksel sinyali ileten sistemin sağlık durumlarını değerlendiren teşhis yöntemleridir. Uyarılmış potansiyel incelemesinde işitme, görme ve dokunma gibi bazı duyular, omurilik ve beyin uygun yöntemlerle uyarılır ve bu uyarılmalara cevap olarak oluşan elektriksel değişiklik deriye monte edilen elektrotlar aracılığıyla kayıt edilerek yorumlanır (Tülay, 2009), (Maraşlıgil, 2009)

4.4. Olaya İliskin Potansiyeller (OİP)

EEG aktiviteleri kayıt sırasında beynin ürettiği aktiviteleri içerdiği gibi kendine özgü olay veya dışarıdan gelen uyarana (stimulusa) karşı verdiği cevapları içeren zamanla açığa çıkan beynin oluştuduğu küçük elektriksel voltajlardır (Maraşlıgil, 2009), (Bayazıt, 2018)

4.4.1. Oddball paradigması

Düşük olasılıklı hedef uyaran yada yüksek olasılıklı standart hedef olamayan uyaran olmak üzere Oddball paradigması iki tiptir. Hedef uyaranların hedef olmayan uyaranların içerisinde rastgele dağıtılmıştır, yani denekten yüksek olasılıklı standart uyaranlar arasında rastgele sunulan düşük olasılıklı hedef uyaranlara yanıt vermesi istenmektedir. Donchin ve arkadaşları 1978 yılında Oddball paradigmasıyla ilgili ilk çalışmaları yapmışlardır (Tülay, 2009), (Maraşlıgil, 2009), (Argunşah, Çürüklü, Çetin, Ercil, 2007)

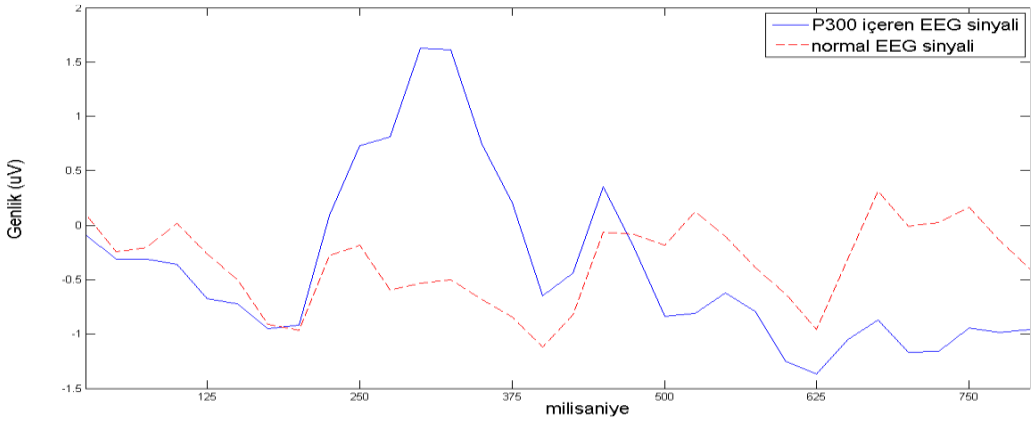
Süreğen EEG sinyali içerisinden uyarılma potansiyelleri elde edilirken çalışma belleğini etkileyen uyarı ve P300 bileşeninin ayırt edilmesinde kullanılan yöntem Oddball paradigmasıdır (Maraşlıgil, 2009), (Güntekin, 2006)

4.5. Pozitif Dalga, P300

Düşük olasılıklı yani dikkat edilen uyarana karşı uyarandan yaklaşık 300 ms sonra oluşan pozitif dalga P300 olarak adlandırılmaktadır. P300 bileşeni hedef olmayan standart uyarana karşı oluşmamaktadır. Tekrarlanan olayların ortalaması alındığında uyarana karşı verilen beyin yanıtları gözlenebilmektedir.

P300 sistemi bir uyarımdan yaklaşık olarak 300 - 600 ms sonra beyinde oluşan pozitif yönde potansiyel değişim olarak tanımlanır. Diğer uygulamalardaki kullanımın aksine değişim sinyalini gözlemlemek için görsel bir uyaran olması gerekli değildir. P300 potansiyeli fiziksel bir uyaran tepkisi değil, hücre veya sistem içinden gelen (endojen) bir tepkidir. P300 potansiyeli tepkiyi bir değerlendirme ya da sınıflandırma işleminin

yapıldığı düşünülmektedir. P300 en güçlü şekilde beynin üst kısmında ölçülmekle beraber sinyaller herhangi bir eğitime ihtiyaç olmadan istemsiz şekilde oluşturulmaktadır. P300 potansiyelinin vücuttaki ilaç, alkol, sigara kullanımlarında düşük seviyede olduğu belirlenmiştir. P300 potansiyelleri ile ilgili beyin bilgisayar arayüzü uygulamalarına p300 heceleticisi iyi bir örnektir.



Şekil 27. Normal ve P300 İçeren EEG Sinyalleri (Örken, 2012)

İlk P300 heceleticisini 1988'de **Farwell ve Donchin** oluşturmuşlardır. 36 karekterden oluşan bir görsel uyaran sistemi oluşturan **Farwell ve Donchin** kullanıcı istediği karaktere odaklanmakta ve bilgisayar odaklanılan karakteri gerçek zamanlı olarak algılamaktadır. Görsel uyaran sisteminde satırlar ve sütunlar rastgele yanıp söndürülmektedir. Bilgisayar, yazdırmak istediğimiz odaklanılan karakterin satır ve sütunların her yanmasında algılama işini kullanıcıdan alınan P300 tepkisinden yapmaktadır. İki aşamalı deneyde kopya heceleme oluşturulmuş ve oluşturulan P300 tepkisi ikinci aşamada eğitilmiştir. Eğitilen sistemde kullanıcının hecelediği kelimeler eğitimde kaydedilen bilgiler kullanılarak çözümlenmiştir. **Farwell ve Donchin'**in analizleri sonucunda sistem dakikada 2.3 karakter yazım hızıyla haberleşme sağlamışlardır.

2003 yılında **Allison ve Pineda**, P300 ekranında matris boyutunun P300 heceleticisine etkileriyle ilgili çalışmalar yürütmüşlerdir. Matris boyutunun, hedef algılama başarısı ve kullanıcı tercihleri üzerine çalışmışlardır.

2005 yılında **Birbaumer,** BBA'nin güncel durumları üzerine çalışmışlardır. Genelde hayvan beyinleri üzerinde çalışmalar yapmış ve insanlardan girişimsel olmayan

fizyolojik kayıtlar almışlardır. Tamamen inme inmiş (paralize) kendine hapsolmuş hastaların klinik uygulamalarında; yavaş kabuksal potansiyeller, sensiromotor ritmi ve P300 ile iletişim sağlanabildiğini belirtmişlerdir. Yeni teknolojiler fMRI ve NIRS tabanlı beyin bilgisayar arayüzleri çocukların sinirsel ve duygusal bozukluklarının tedavisi konusunda umut verici olduğunu belirtmişlerdir.

2006 yılında **Sellers ve arkadaşları,** P300 heceleticisinin özellikleri üzerinde çalışmalar yapmış harf ve sayıların oluşturduğu görsel uyaran matrisi kullanmışlardır. Kullanıcılar istedikleri karaktere odaklanıp satır ve sütunlardaki yanmaları takip etmişlerdir. Çalışma neticesinde matris boyutu ve periyodunun P300 heceleticisinin optimize edilebilmesi için önemli değişkenler olduğunu belirtmişlerdir.

2007 yılında **Krusienski ve arkadaşları,** klasik P300 öznitelik uzayındaki genişletmenin, P300 matrisinden toplanan verilerin sınıflandırmaları üzerine etkilerini incelemişlerdir. Klasik P300'deki kayıt bölgelerine ilave kayıt bölgeleri eklenmiş ve sınıflandırıcı olarak Adımsal Doğrusal Ayrıştırma Çözümlemesi (ADAÇ) kullanılmıştır. ADAÇ sınıflandırıcının, kanal seçim etkilerinin ve kanal ilişkisinin, veri alt örneğinin ve maksimum model öznitelik sayısının P300 sınıflandırıcıların geneli için referans olması amacıyla karşılaştırıldığını belirtmişlerdir. P300 kayıt bölgelerine yeni kayıt bölgesi eklenerek P300 matrisinin çevrimiçi performansta artış gözlemlenmiş ve çevrim dışı parametrelerin faydalı olduğu raporlanmıştır.

2008 yılında **Nijboer ve arkadaşları,** çalışmalarında P300 matrisinin Amitropik Lateral Sklerozi (ALS) hastalarındaki verimlilik durumunu değerlendirmişlerdir. **Nijboer ve arkadaşları** çalışmalarındaki P300 matrisinde sınıflandırıcı olarak ADAÇ kullanmış ve sınıflandırmanın sonucunda seçilen her karakter kullanıcıya geribildirim olarak gösterilmiştir. Hastaların, P300 matrisiyle ile kurulan iletişimin çok başarısının haftalarca kararlı devam edeceği sonucuna ulaşmışlardır.

2009 yılında **Fazel-Rezai ve Abhari,** bölgesel bazda görsel uyaran ekranı üzerine P300 çalışmaları yapmışlardır. Çalışmalarında 2 aşamalı uyaran satır ve sütun yakmak yerine 7 karakter ve 7 bölgeden oluşan bir görsel uyaran kullanmışlardır. Kullanıcı hangi karaktere odaklanıyorsa o bölgeye sınıflandırma yapılıyor, sadece o bölgedeki 7 karakter ekrana geliyor ve hangi karaktere odaklanıyorsa sistem o karakteri algılamaktadır.

Böylelikle Farwell-Donchin tarafından geliştirilen yanıp sönen satır ve sütun sisteminde oluşan hata oranının, yeni geliştirilen sistemde %18,4 kadar düştüğünü raporlamışlardır.

2009 yılında **Sugiarto,** dayanıklı bir P300 sistemi tasarlamıştır. P300 matrisinde tekrar sayısının azlığı hızı artırmıştır. Yüksek doğruluklu sistem zamanlaması, video grafik görüntü teknolojisi ve işlem öncelik yönetimi gibi sistemin kuvvetini etkileyen 3 önemli ana etkeni belirlemişlerdir. Yapılan ölçümlerde 300 mikro saniye gecikmeyle yüksek doğruluk oranı yakalanmıştır. Sistemde sabit ve rastgele karakter olmak üzere 2 farklı yerleşim kullanılmış ve rastgele yerleşimde belirsizlik artmış ve P300 genliğinin yükseldiği belirlenmiştir.

Guger ve arkadaşları, yine 2009 yılı içinde P300 heceleticinin insan kullanımına ne kadar uygun olduğu ile ilgili çalışma yapmışlardır. 100 kişi 5'er harften oluşan 5 dk. bir eğitimle beraber 36 karakterlik 2 farklı görsel uyaran ekranı kullanıp sistemde "WATER" kelimesini yazmışlardır. Birinci ekranda klasik satır sütun yanması sönmesi, ikinci akranda tek karakterin yakıldığı uyaran ekranı kullanılmıştır. Çalışma sonucunda satır/sütun uyaranını seçenlerin %89'u %80-100 arası bir başarıyla sistemi kullanmışlardır.

2011 yılında **Blankertz ve arkadaşları**, olaya ilişkin potansiyellerin bir tek denemede analizi ve sınıflandırılması eğitimini hazırlamışlardır. OİP tek deneme analizinde, denemelerin birbirinden farklı yüksek değişkenlik ve yüksek sinyal gürültü oranı sebebiyle zorluğunu ifade etmiş ve daha sonra filtreler hakkında kapsamlı çalışmalar yürütmüşlerdir.

2012 yılında **Pires ve arkadaşları,** Yanal Tek Karakterlikle (YTK) isimlendirdikleri yeni bir harf yerleşimi ile P300 tabanlı bir beyin bilgisayar arayüzü üzerine çalışmışlardır. Geliştirdikleri bu yeni ekran matrisi düzenini yanıp sönen satır sütun yerleşimi ile karşılaştırmışlardır. Hazırlanan YTK'nın karakter düzeni ile alfabenin tamamını kapsayacak şekilde bir olay stratejisi geliştirerek karakter seçim süresini kısalttıklarını belirtmişlerdir (Örken, 2012)

2013 yılında **J. Peter Rosenfeld ve arkadaşları,** çalışmalarında gizli bilgilerin tespiti için yeni bir P300 tabanlı sistem üzerinde çalışmışlardır (Rosenfeld, Hu, Labkovsky, Meixner, Winograd, 2013)

2014 yılında **Lawrence A. Farwell ve arkadaşları,** beynin parmak izi ismini verdikleri çalışmalarında beynin dalgalarını ölçerek beyinde depolanan gizli bilgilere ulaşmayı amaçlamışlardır. (Forwel, Richardson, Richardson, 2013)

2015 yılında **R. Rutiku ve arkadaşları,** bilinçli algı ve sonuçları üzerine yaptıkları çalışmalarında bellek güncellemesi ve bilinçli algıda güvenirlik üzerine çalışmışlardır. (Rutiku, Martin, Bachmann, Aru, 2015)

Bu çalışmaların akabinde beyin bilgisayar arayüzleri (BBA) üzerine çeşitli birçok çalışmalar yürütülmüş ve halen P300 sistemi üzerine birçok çalışmalar yapılmaktadır.

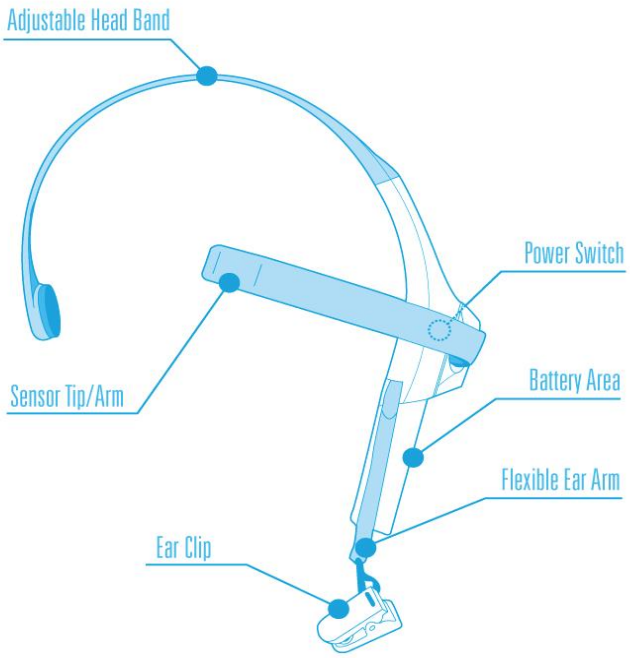
4.6. BCI Cihazlarının Kanal Sayıları ve Fiyatları

Kulaklığın Adı	**Kanal sayısı**	**Fiyat ($)**
Muse	4	249
Emotiv Epoc+	14	799
Emotiv Insight	5	299
Ultracortex Mark IV	8	349.99
Neurosky Mindwave Mobile	1	99.99

Tablo 5. Ticari BCI Cihazlarının Kanalları ve Fiyatları (Li, 2018)

BÖLÜM 5. NEUROSKY TEKNOLOJİSİ

NeuroSky 2004 yılında kurulan beyin bilgisayar arayüzü üreticisidir. Elektroensefalografi (EEG), elektromiyografi (EMG) gibi (BCI) teknolojileri eğitim, eğlence, otomotiv ve sağlık alanlarında uygulamalar üretmektedir. Ucuz kuru sensörler kullanarak düşük maliyetli EEG araştırmaları yapmaya olanak sağlar. Eski EEG teknolojileri kafa derisine bağlanan ve ıslak jelle iletkenlik kazanan uygulamalar içermektedir. NeuroSky elektriksel gürültü azaltımı içeren yazılım ve donanıma ayrıca sinyal işleme ve çıkış için gömülü elektronik devreler kullanmaktadır (Cheng, 2014), (Think Gear TGAM Features and Tehcnical Specifications, 2011)



Şekil 28.- Neurosky Mindwave Başlık Bölümleri (Cheng, 2014)



Şekil 29. EEG Sensör Çipi (Think Gear TGAM Features and Tehcnical Specifications, 2011)

NeuroSky'ın ürettiği birincil beyin sensörü ASIC modülüdür. Kuru bir elektrotla beyindeki zayıf sinyalleri algılar. Gürültüyü ve elektriksel filitre uygulayarak çeşitli uygulama ve araştırmaları dijital hale dönüştürür. TGAM içine gömülüdür 50 ve 60 Hz giriş çıkış için gürültü filtreleme ile programlanmıştır. TGAM süreçleri ve çıktıları EEG frekans spektrumları, EEG sinyal kalitesi, ham EEG ve üç NeuroSky esense metre dikkat, meditasyon ve eye blinkstir.

5.1. TGAM Modülü

TGAM modülü, içerisinde TGAT çipi bulunmaktadır. Klasik tıbbi ıslak EEG'nin aksine gerekli olan kuru elektrotlara bağlanır. Gelişmiş bir filtreleme teknolojisine sahip olan TGAM neredeyse tüm bireyler ve tüm ayarlarda kullanılabilir hale getirerek yüksek gürültü ortamında çalışmaya izin vermektedir.

5.1.1. TGAM ThinkGear ASIC Modülü

• Klasik EEG'nin ıslak sensörlerin aksine doğrudan bağlanır kuru elektrotlara bağlanmaktadır.

• Üç kontaklı bir EEG kanalı: EEG, REF ve GND

• Arka arkaya dört saniye boyunca kafadan çıkmışsa veya arka arkaya yedi saniye boyunca zayıf bir sinyal alıyorsa, sıfırlamak için ASIC'den gelen “Kötü Sinyal Kalitesi” uyarısı ile hatalı uyum tespit etmektedir.

- Yüksek gürültü bağışıklığına sahip gelişmiş filtreleme teknolojisi
- Pille çalışan uygulamalar için uygun düşük güç tüketimi
- Maksimum güç tüketimi 15mA @ 3.3 V
- Saniyede 512 bit hızında ham EEG veri çıkışı (57600 baud)

Veri Çıktıları

• Ham beyi dalgası sinyali

• EEG güç spektrumlarının işlenmesi ve çıktısı (Alfa, Beta vb.)

• Dikkat, Meditasyon ve diğer gelecek sayaçlar için NeuroSky’a özel eSense ölçüm cihazının işlenmesi ve çıktısı

• EEG / EKG sinyal kalitesi analizi (Deriye temastaki zayıflık ve cihazın kafadan uzakta olup olmadığını tespit etmek için kullanılabilir)

• Eyeblink algılama

Fiziksel Boyutları

. TGAM modülünün maksimum boyutları: 2.79 cm x 1.52 cm x 0.25 cm.

. TGAT1 çipinin maksimum boyutları: 9 x 9 x 1.6 mm.

. TGAM modülünün maksimum ağırlığı 130 mg.

Özellikler

. TGAM modülünün örnekleme frekansı saniyede 512 bittir.

. TGAM modülü 3 ila 100 Hz frekans aralığındadır.

. Electro Static Discharge (ESD) Koruması : 4 kV kontak deşarjı, 8 kV hava deşarjı (ESD: İki cisim arasındaki farklı gerilim potansiyellerine sahip elektrik yük alış verişidir.)

. TGAM modülünde maksimum güç tüketimi: 15 mA ve 3.3 V.

. TGAM modülünün çalışma gerilimi: 2.97 ~ 3.63 V.

UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter(Serial)) Standart Çıkış Arayüzü

UART: Bilgisayar, mikrokontroller ve çevre birimler arasında haberleşmeyi sağlayan asenkron çalışan protokoldür. Asenkron çalıştığından saate (Clock) ihtiyacı yoktur.

. 1200, 9600, 57600, çıkışa veri taşıma kapasitesine sahiptir. Bautrate verimizin saniyede ne kadarlık byte taşıdığımızı belirtir.

. Taşınan veri uzunluğu 8 bittir.

. Parite bit yoktur. (Eşlik bit ikilik tabandaki bitlerin tek yada çift olma durumunu kontrol amaçlı kullanılan bittir.) Start, 8 tane data biti, 1 tane stop biti

Not: Seri iletişim 57600 baud'da RAW EEG dalgasının çıktısı alınır.

Yapılandırılabilir Seçenekler Alternatif akım AC (Alternating Current) gürültü filtresi;

• Ülkemizde kullandığımız frekans 50 Hz'dir. Prizdeki voltaj 220 volttur.

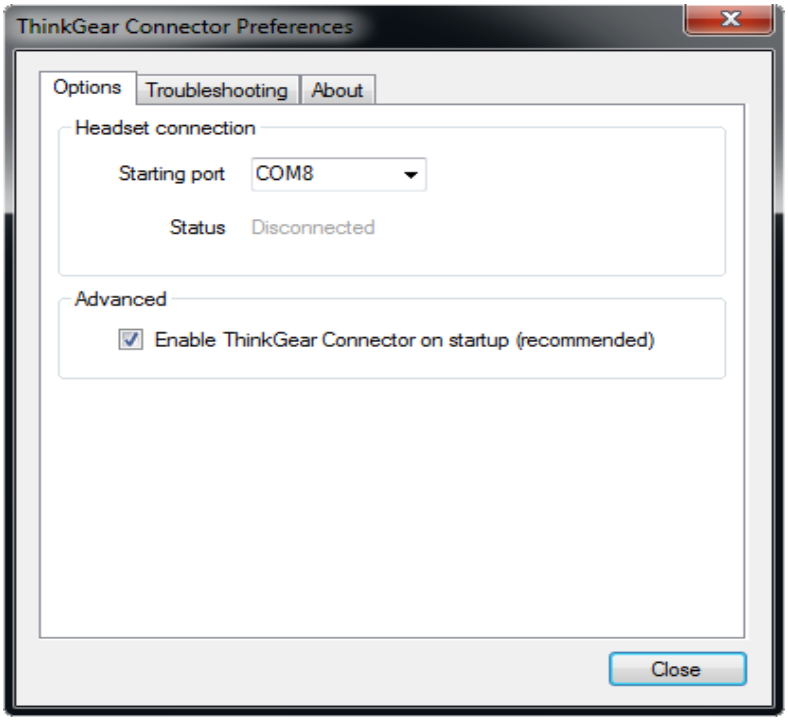
• AC alternatif akım enerjisidir. 60 Hz'lik frekans 110 voltluk gerilimdir.

Çıkış ve baud hızı: 1200, 9600 ve 57600, saniyede gönderilmesi gereken bit sayısını belirtir. Her bir bitin gönderilme hızı 1/bautrate'dir.

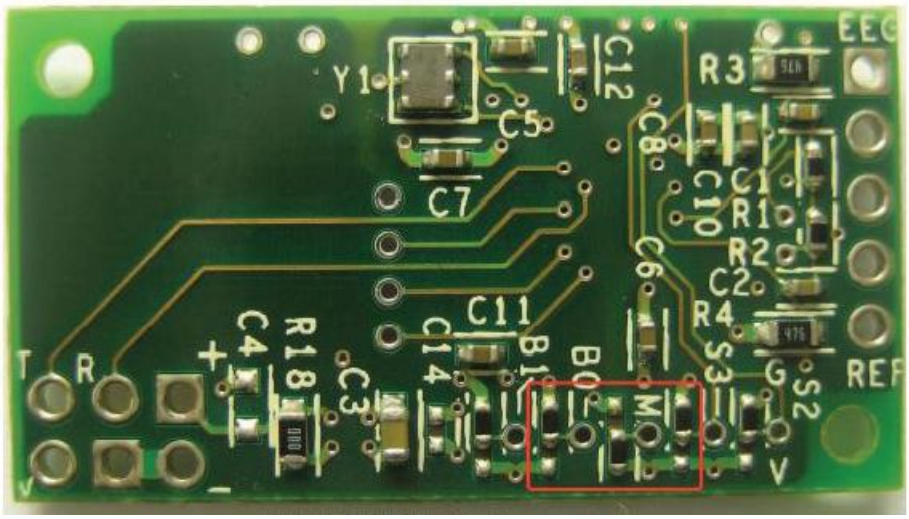
Kullanılan Elektrotlar: Yüzey alanı 150 mm² optimal alandır. Elektrot malzemeleri gümüş, paslanmaz çelik, altın veya Kurşun Elektrot (<300mm /<28AWG- korumalı kablo), hem katı hem kaplamalı malzemeler. Uzunluğu 12 inç koruyuculu, AWG28 kablodan daha ince elektrotlardır. (Think Gear TGAM Features and Tehcnical Specifications, 2011)

5.2. ThinkGear Connector

ThinkGear Bağlayıcısı (TGC) bir arka plan benzeri çalıştırılabilir bir uygulamadır. Bilgisayara bağlanan Mindwave gibi cihazlarla iletişimi sağlar. Sürekli arka planda çalışır ve kullanıcının bilgisayarında açık bir soket tutar, uygulamanın ona bağlanmasına ve bağlı ThinkGear cihazlarından bilgi almasına izin verir. (ThinkGear Connector User Guide, 2015)



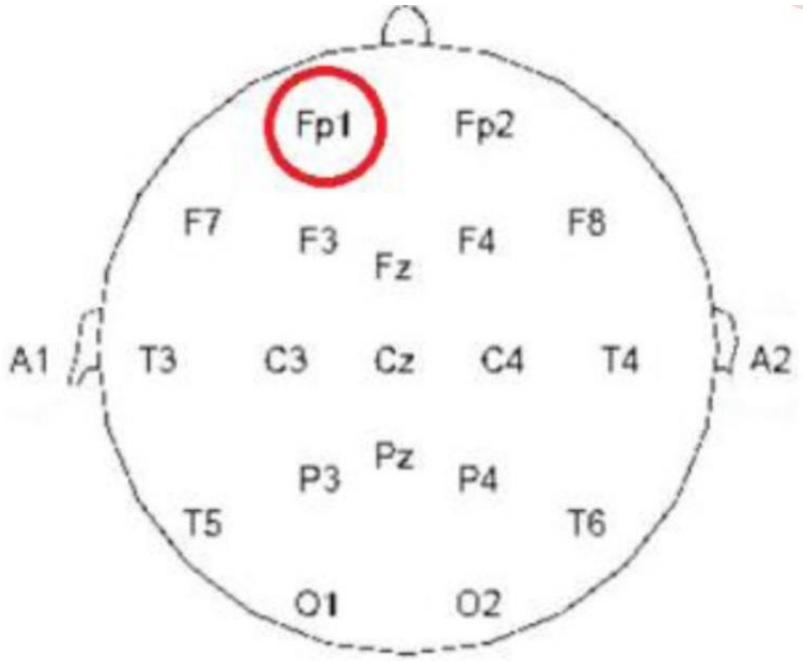
Şekil 30. ThinkGear Connector Com Tercihleri Arayüzü (ThinkGear Connector User Guide, 2015)



Şekil 31. Neurosky Mindwave Kulaklık TGAM Yapılandırma Modülü (Think Gear TGAM Features and Tehcnical Specifications, 2011)

5.3. EEG Sensörleri

Beyin dalgası sensörleri, zayıf EEG sinyallerini tanımlamak ve dijitalleştirmek için ThinkGear AM yonga modülü teknolojisini kullanır ve kas hareketinin ürettiği elektrik dalgaları gibi elektrik sinyallerini çevresindeki ortamdan filtreleyebilir ve çıkarabilir. Modül çipleri EEG sinyallerini toplar, filtreler, büyütür, A / D dönüşümleri yapar, işler ve analiz eder. (Liu, Chiang, Chu, 2013)



Şekil 32. - Frontopolar-Profrontal Bölge-Fp1 (Liu, Chiang, Chu, 2013)

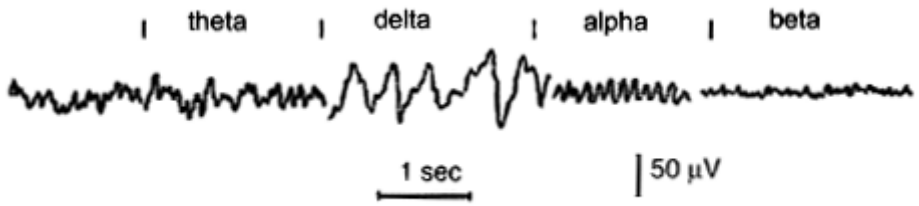
5.4. Fp1 Elektrot

Çalışmamızda kullandığımız referanslı kulak elektrodu, sadece Fp1 elektrodumuz var beynimizin frontal lobu EEG çalışmalarımızı Fp1 ile yürüttüğümüz beyin lobudur. Beyin dalgaları ve P300 uyaran sistemi hakkında bize kapsamlı bilgi toplamamızı sağlar.

Birçok ERP bileşeni ön elektrotlarda çok güçlü, hatta en güçlüsüdür (P300 sistemi gibi.) Göz küresinin hareketine bağlı değişen potansiyeller alnımızda üst yanak bölgesinde yüzeyde elektrotlarla algılanır. Temel amaç elektriksel işaretlerden göz

küresinin açısının algılanmasıdır. Gözümüzü 1 mv bir kaynak olarak düşünecek olursak gözümüzün hareketi sonucunda alın bölgemizde elektrotlara düşen gerilim izdüşümü prensibiyle değişecek ve göz ekseninde pozisyonu tespit etmiş olacaktır. Fp1 her zaman gürültülerden etkilenecektir. Bizim çalışmamız aslında tek kanallı Neurosky başlığımız fiyat performans açısından bu durum için çok ideal bir çalışma zemini oluşturmaktadır. Fp1 bilişe, çalışma hafızasına ve algılamaya dahil edilmiştir. (Bludau, Eickhoff, Mohlberg, Caspers, Laird, Fox, Amunts, 2014), (Eşkazan, 2010

5.5. EEG Sinyal Edinimi



Şekil 33. EEG Ana Frekansları, Mikrovolt Cinsinden Ölçüm Gösterimi (Biomedical Signals Acquisition, 2019)

EEG aktivitesinin sınıflandırılmasında kullanılan değişkenler:

Frekans (sıklık), ritmik tekrarlayan aktiviteyi belirtir (Hz cinsinden). EEG aktivitesinin sıklığı aşağıdakiler dahil farklı özelliklere sahip olabilir:

Ritmik . Yaklaşık sabit frekanslı dalgalardan oluşan EEG aktivitesi.

Aritmik . Sabit ritimlerin bulunmadığı EEG aktivitesi.

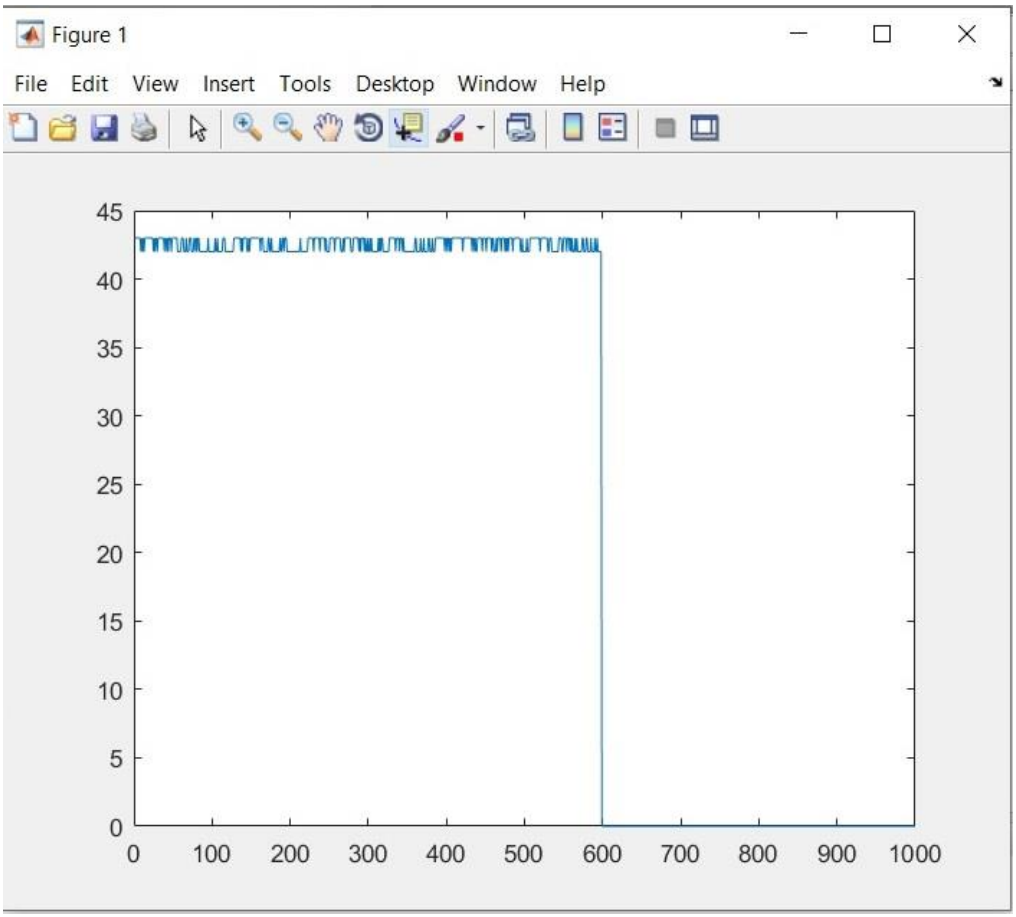
Disritmik . Karakteristik olarak hasta gruplarında ortaya çıkan veya nadiren veya sağlıklı deneklerde görülen EEG aktivitelerinin ritimleri veya kalıplarıdır (Biomedical Signals Acquisition, 2019)

BÖLÜM 6. UYGULAMALAR

6.1. Ham Veri Uygulamaları

Ham beyin dalgaları işlenerek dikkat ve meditasyon gibi bilişsel aktiviteler ThinkGear çipi üzerinde hesaplanır. (Tabakcıoğlu, Ülker, 2017)
Ham EEG verileri gürültülüdür. Ham veri işaretleri standart sapma, genlik ölçümü ve varyans gibi çeşitli metodlarla öznitelik çıkarmak için alt bandlarına, delta, teta, alfa, beta, gama dalgalarına ayrılırlar. (Pourzare, 2012)

NeuroSky Mindwave Mobile başlığı kullanılarak Ham EEG sinyallerini okunabilmektedir.



Şekil 34. Normal Ham Veri 1

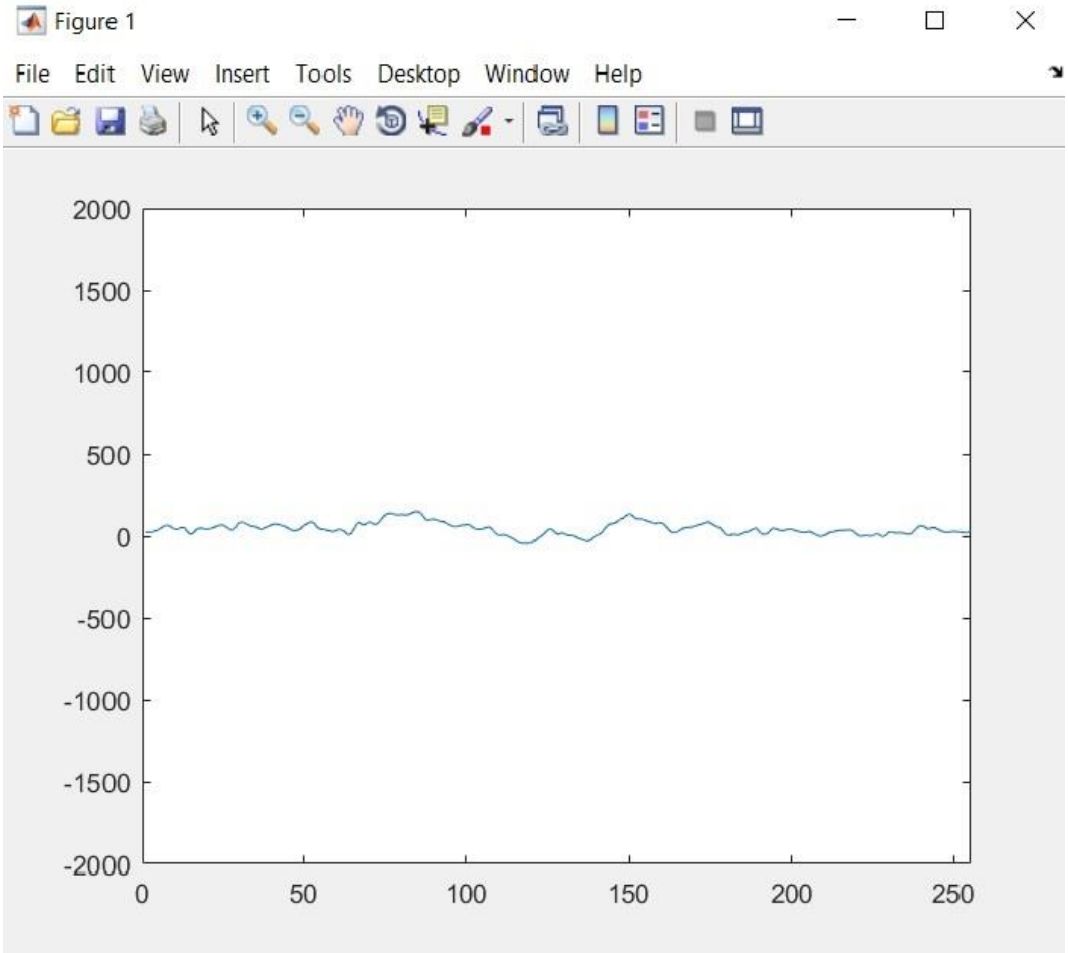
6.1.1. Ham Veri Kodları

```
function hamdata
%
clc;
clear;
close all;
%data_att = zeros(1,256);
Data=zeros(1,1000);
ComPort='COM13';
 TG_BAUD_57600=57600;
TG_STREAM_PACKETS=0;
 TG_DATA_RAW = 4;
 loadlibrary('Thinkgear.dll');
Dllversion=calllib('Thinkgear','TG_GetDriverVersion');
 ConnectionId=calllib('Thinkgear','TG_GetNewConnectionId');
CommERR=calllib('Thinkgear','TG_Connect',ConnectionId,ComPort,TG
_BAUD_57600,TG_STREAM_PACKETS);
 if CommERR < 0
disp('Communication error,Reset Matlab and Neurosky');
end
 i=1;
j=1;
while i < 1000
 if (calllib('Thinkgear','TG_ReadPackets',ConnectionId,1)==1)
 %                                                          if
(calllib('Thinkgear','TG_GetValueStatus',ConnectionId,TG_DATA_RAW)~=0)

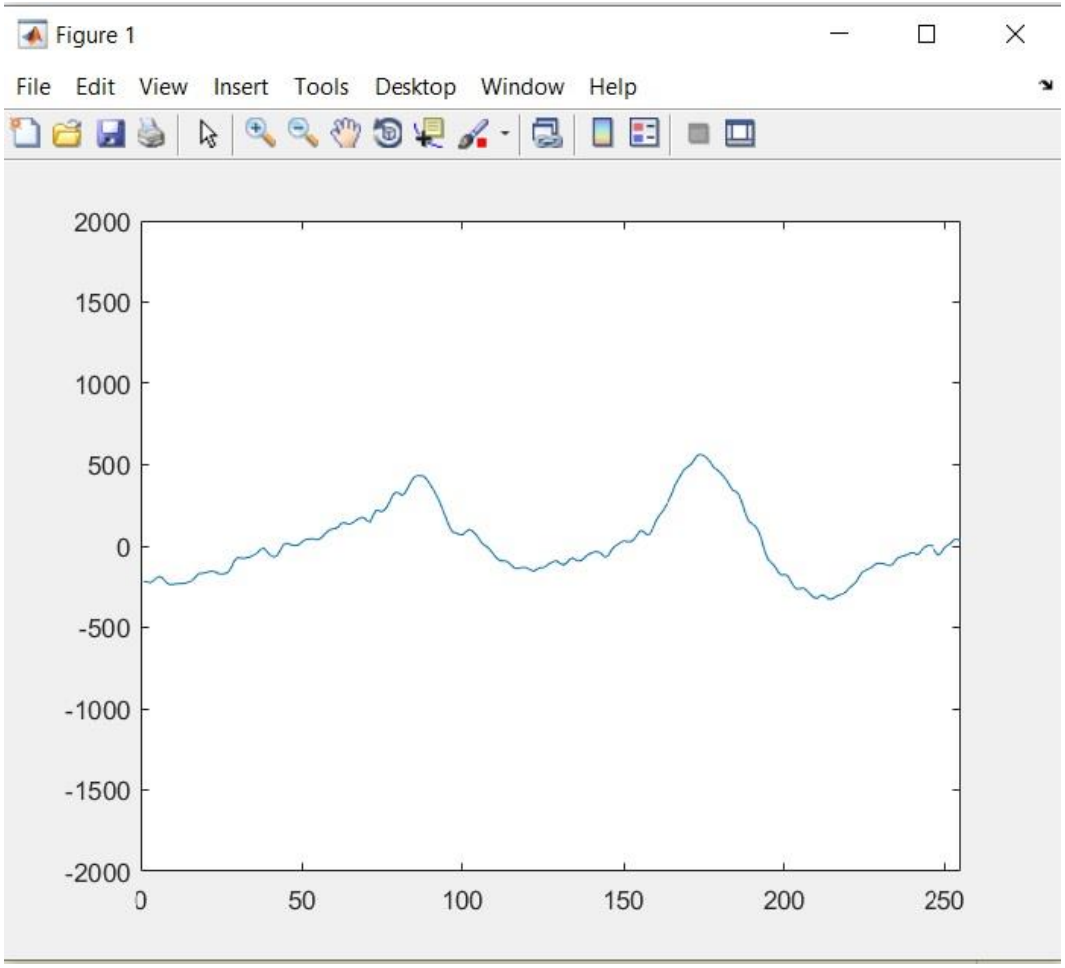
Data(j)=calllib('Thinkgear','TG_GetValue',ConnectionId,TG_DATA_RAW);
i=i+1;
j=j+1;
plot(Data);
drawnow;
% end
end

end

calllib('Thinkgear', 'TG_FreeConnection', ConnectionId );
calllib('Thinkgear', 'TG_Disconnect', ConnectionId );
```



Şekil 35. Normal Ham Veri 2



Şekil 36. Göz Kırpma Algılaması Ham Veri

6.1.2. Göz Kırpmalı Ham Veri Kodu

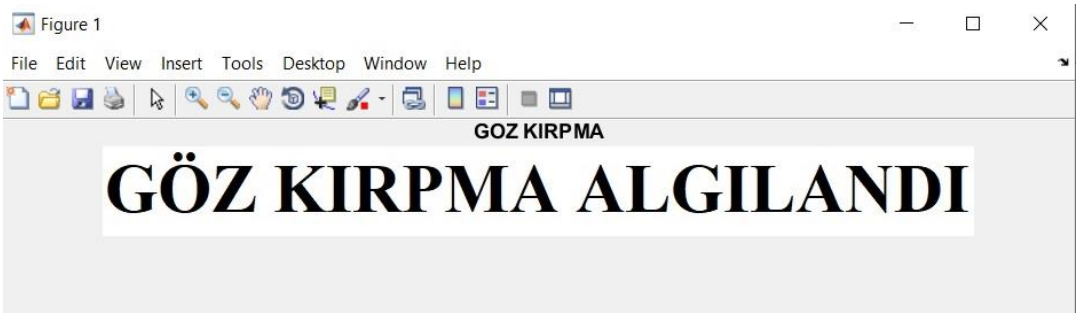
```
function raw = modReadRAW
%run this function to connect and plot raw EEG data
%make sure to change portnum1 to the appropriate COM port
clear all
close all
data = zeros(1,10240);    %preallocate buffer
portnum1 = 13;   %COM Port #
comPortName1 = sprintf('\\\\.\\COM%d', portnum1);
% Baud rate for use with TG_Connect() and TG_SetBaudrate().
TG_BAUD_57600 =      57600;
% Data format for use with TG_Connect() and TG_SetDataFormat().
TG_STREAM_PACKETS =     0;
 % Data type that can be requested from TG_GetValue().
TG_DATA_RAW =         4;
 %load thinkgear dll
```

```
      loadlibrary('Thinkgear.dll');
      fprintf('Thinkgear.dll loaded\n');
      %get dll version
      dllVersion = calllib('Thinkgear', 'TG_GetDriverVersion');
      fprintf('ThinkGear DLL version: %d\n', dllVersion );
       %%
      % Get a connection ID handle to ThinkGear
      connectionId1 = calllib('Thinkgear', 'TG_GetNewConnectionId');
      if ( connectionId1 < 0 )
          error(  sprintf(  'ERROR:  TG_GetNewConnectionId()  returned
%d.\n', connectionId1 ) );
      end;
      % Set/open stream (raw bytes) log file for connection
      errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_SetStreamLog', connectionId1,
'streamLog.txt' );
      if( errCode < 0 )
          error(  sprintf(  'ERROR:  TG_SetStreamLog()  returned  %d.\n',
errCode ) );
      end;
       % Set/open data (ThinkGear values) log file for connection
      errCode  =  calllib('Thinkgear',  'TG_SetDataLog',  connectionId1,
'dataLog.txt' );
      if( errCode < 0 )
          error(  sprintf(  'ERROR:  TG_SetDataLog()  returned  %d.\n',
errCode ) );
      end;
       % Attempt to connect the connection ID handle to serial port
"COM3"
      errCode        =        calllib('Thinkgear',        'TG_Connect',
connectionId1,comPortName1,TG_BAUD_57600,TG_STREAM_PACKETS );
      if ( errCode < 0 )
          error( sprintf( 'ERROR: TG_Connect() returned %d.\n', errCode
) );
      end
      fprintf( 'Connected.  Reading Packets...\n' );
        %%
      %record data
      j = 0;
      i = 0;
      while (i < 10240)   %loop for 20 seconds
          if (calllib('Thinkgear','TG_ReadPackets',connectionId1,1) ==
1)   %if a packet was read...
             if
(calllib('Thinkgear','TG_GetValueStatus',connectionId1,TG_DATA_RAW) ~=
0)   %if RAW has been updated
                  j = j + 1;
                  i = i + 1;
                  data(j)                                              =
calllib('Thinkgear','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_RAW);
                  total(i)                                             =
calllib('Thinkgear','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_RAW);
              end
```

```
            end
                if (j == 256)
                modPlotRAW(data);           %plot the data, update every
.5 seconds (256 points)
                j = 0;
            end
    end
raw = total; %return value of data
       %disconnect
      calllib('Thinkgear', 'TG_FreeConnection', connectionId1 );
```

6.2. Göz Kırpma Uygulaması

İşaretsiz bir baytlık değer, kullanıcının en son göz kırpma yoğunluğunu bildirir. 1 il 255 arasında değişen değer göz kırpma sürecinde tespit edildiğinde rapor ediliyor. Değer yanıp sönmenin görülebilen, birimi olmayan yoğunluğunu gösterir.



Şekil 37. Göz Kırpma Algılaması Uygulaması

6.2.1. Göz Kırpma Kodu

```
%Clear Screen
clc;
%Clear Variables
clear all;
%Close figures
close all;
a=imread('blink.jpg');
%Preallocate buffer
data_blink = zeros(1,256);
%Comport Selection
portnum1 = 7;
%COM Port #
```

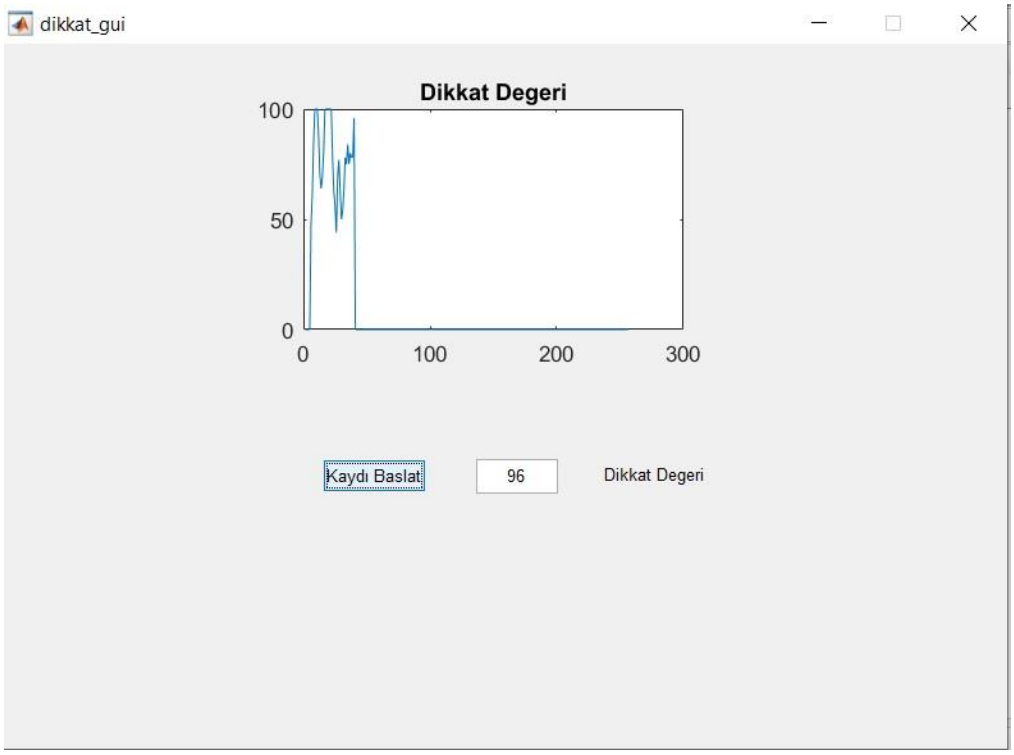
```
      comPortName1 = sprintf('\\\\.\\COM%d', portnum1);
      % Baud rate for use with TG_Connect() and TG_SetBaudrate().
      TG_BAUD_115200 = 115200;
      % Data format for use with TG_Connect() and TG_SetDataFormat().
      TG_STREAM_PACKETS = 0;
      % Data type that can be requested from TG_GetValue().
      TG_DATA_BLINK_STRENGTH = 37;
      %load thinkgear dll
      loadlibrary('Thinkgear.dll');
      %To display in Command Window
      fprintf('Thinkgear.dll loaded\n');
      %get dll version
      dllVersion = calllib('Thinkgear', 'TG_GetDriverVersion');
      %To display in command window
      fprintf('ThinkGear DLL version: %d\n', dllVersion );
      % Get a connection ID handle to ThinkGear
      connectionId1 = calllib('Thinkgear', 'TG_GetNewConnectionId');
      if ( connectionId1 < 0 )
      error( sprintf( 'ERROR: TG_GetNewConnectionId() returned %d.\n',
connectionId1 ) );
      end;
      % Attempt to connect the connection ID handle to serial port
"COM3"
      errCode        =        calllib('Thinkgear',        'TG_Connect',
connectionId1,comPortName1,TG_BAUD_115200,TG_STREAM_PACKETS );
      if ( errCode < 0 )
      error( sprintf( 'ERROR: TG_Connect() returned %d.\n', errCode )
);
      end
      fprintf( 'Connected. Reading Packets...\n' );
      if(calllib('Thinkgear','TG_EnableBlinkDetection',connectionId1,1
)==0)
      disp('blinkdetectenabled');
      end
      i=0;
      j=0;
      %To display in Command Window
      disp('Reading Brainwaves');
      while i < 20
      if (calllib('Thinkgear','TG_ReadPackets',connectionId1,1) == 1)
%if a packet was read...
      if
(calllib('Thinkgear','TG_GetValueStatus',connectionId1,TG_DATA_BLINK_S
TRENGTH) ~= 0)
      j = j + 1;
      i = i + 1;
      %Read attention Valus from thinkgear packets
      data_blink(j)                                                    =
calllib('Thinkgear','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_BLINK_STRENGTH
);
      %To display in Command Window
      disp(data_blink(j));
```

```
%Plot Graph
figure;
imshow(a);
title('Blink Strength');
%Delay to display graph
pause(1);
close all;
end
end
end
%To display in Command Window
disp('Loop Completed')
%Release the comm port
calllib('Thinkgear', 'TG_FreeConnection', connectionId1 );
```

6.3. Dikkat Uygulaması

Neurosky ThinkGear ™ teknolojisiyle beyin dalgalarını ölçümlemektedir. ThinkGear ™ (TGC) teknolojisi bilgisayarda arka planda çalışıp kulaklıktan aldığı verileri seri bağlantı noktasından, veri yoluna yönlendirmeden sorumludur. 10-20 sisteminin bir parçası olan Fp1 Frontopolar elektrot pozisyonu alına dokunan ThinkGear modülünü ve EEG sensörünü ve kulaklık klipsinde bulunan referans noktalarını içerir. Herhangi bir dille iletişim için soket kütüphanesi mevcuttur. Ham beyin dalgaları, hem de eSense metreler (dikkat ve meditasyon) göz hareketleri ThinkGear çipinde hesaplanır.

Neurosky Mindwave Mobile imzasız bir baytlık veri, kullanıcıya bağlı olarak yoğun konsantrasyon ve yönlendirmeler sırasında ortaya çıkan zihinsel olarak odaklanma ve dikkat düzeyinin yoğunluğunu belirten kullanıcının mevcut kararlı eSense Dikkat ölçerini bildiren zihinsel aktivitedir. Değeri 0 ile 100 arasındadır. Dikkat dağıtıcı durumlar, dolaşan düşünceler, odaklanmadaki eksiklik veya endişe durumu, dikkat ölçer seviyesini düşürebilir. Veri Değerinin çıktısı etkindir. eSense metrenin bir saniyedeki veri değeri çıktı olarak verilir. (Pantech Solution, 2017)



Şekil 38. Dikkat Değeri Uygulaması

6.3.1. Dikkat Kodu

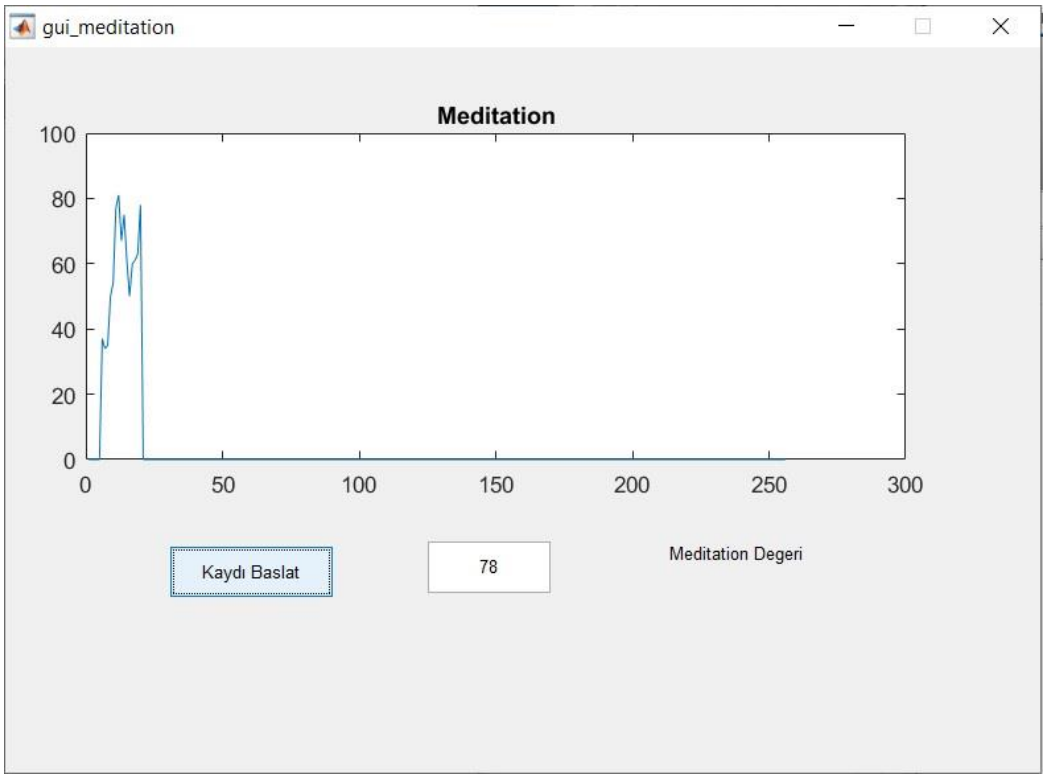
```
TG_DATA_ATTENTION = 2;
Matlab code to read attention using Mindwave Mobile
%Clear Screen
clc;
%Clear Variables
clear all;
%Close figures
close all;
%Preallocate buffer
data_att = zeros(1,256);
%Comport Selection
portnum1 = 13;
%COM Port #
comPortName1 = sprintf('\\\\.\\COM%d', portnum1);
% Baud rate for use with TG_Connect() and TG_SetBaudrate().
TG_BAUD_115200 = 115200;
% Data format for use with TG_Connect() and TG_SetDataFormat().
TG_STREAM_PACKETS = 0;
% Data type that can be requested from TG_GetValue().
TG_DATA_ATTENTION = 2;
%load thinkgear dll
```

```
      loadlibrary('Thinkgear.dll');
      %To display in Command Window
      fprintf('Thinkgear.dll loaded\n');
      %get dll version
      dllVersion = calllib('Thinkgear', 'TG_GetDriverVersion');
      %To display in command window
      fprintf('ThinkGear DLL version: %d\n', dllVersion );
      % Get a connection ID handle to ThinkGear
      connectionId1 = calllib('Thinkgear', 'TG_GetNewConnectionId');
      if ( connectionId1 < 0 )
      error( sprintf( 'ERROR: TG_GetNewConnectionId() returned %d.\n',
connectionId1 ) );
      end;
      % Attempt to connect the connection ID handle to serial port
"COM3"
      errCode        =        calllib('Thinkgear',        'TG_Connect',
connectionId1,comPortName1,TG_BAUD_115200,TG_STREAM_PACKETS );
      if ( errCode < 0 )
      error( sprintf( 'ERROR: TG_Connect() returned %d.\n', errCode )
);
      end
      fprintf( 'Connected. Reading Packets...\n' );
      i=0;
      j=0;
      %To display in Command Window
      disp('Reading Brainwaves');
      figure;
      while i < 20
      if (calllib('Thinkgear','TG_ReadPackets',connectionId1,1) == 1)
%if a packet was read...
      if
(calllib('Thinkgear','TG_GetValueStatus',connectionId1,TG_DATA_ATTENTI
ON ) ~= 0)
      j = j + 1;
      i = i + 1;
      %Read attention Valus from thinkgear packets
      data_att(j)                                                    =
calllib('Thinkgear','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_ATTENTION );
      %To display in Command Window
      disp(data_att(j));
      %Plot Graph
      plot(data_att);
      title('Attention');
      %Delay to display graph
      pause(1);
      end
      end
      end
      %To display in Command Window
      disp('Loop Completed')
      %Release the comm port
      calllib('Thinkgear', 'TG_FreeConnection', connectionId1 );
```

6.4. Meditasyon Uygulaması

Neurosky ThinkGear ™ teknolojisiyle beyin dalgalarını ölçümlemektedir. ThinkGear ™ (TGC) teknolojisi bilgisayarda arka planda çalışıp kulaklıktan aldığı verileri seri bağlantı noktasından, veri yoluna yönlendirmeden sorumludur. 10-20 sisteminin bir parçası olan Fp1 Frontopolar elektrot pozisyonu alına dokunan ThinkGear modülünü ve EEG sensörünü ve kulaklık klipsinde bulunan referans noktalarını içerir. Herhangi bir dille iletişim için soket kütüphanesi mevcuttur. Ham beyin dalgaları, hem de eSense metreler (dikkat ve meditasyon) göz hareketleri ThinkGear çipinde hesaplanır.

Meditasyon değeri 0-100 arasında değişerek ölçümlenmektedir. Burada önemli olan zihinsel bir seviye değil, fiziksel seviyelerin ölçümlenmesidir. Beynin zihinsel olarak rahatlatılması duyuların yoğunluktan arındırılması meditasyon ölçümlemeye önemli katkı sağlayacaktır. Düşünsel kaygı dikkat dağıtıcı durumlar, içsel acılar meditasyona olumsuz etki yaparak seviyeyi düşürmektedir. eSense metrenin bir saniyedeki veri değeri çıktı olarak verilir. (Pantech Solution, 2017)



Şekil 39. - Meditasyon Değeri Uygulaması

6.4.1. Meditasyon Kodu

```
%Clear Screen
clc;
%Clear Variables
clear all;
%Close figures
close all;
%Preallocate buffer
data_med = zeros(1,256);
%Comport Selection
portnum1 = 13;
%COM Port #
comPortName1 = sprintf('\\\\.\\COM%d', portnum1);
% Baud rate for use with TG_Connect() and TG_SetBaudrate().
TG_BAUD_115200 = 115200;
% Data format for use with TG_Connect() and TG_SetDataFormat().
TG_STREAM_PACKETS = 0;
% Data type that can be requested from TG_GetValue().
TG_DATA_MEDITATION = 4;
%load thinkgear dll
loadlibrary('Thinkgear.dll');
%To display in Command Window
fprintf('Thinkgear.dll loaded\n');
%get dll version
dllVersion = calllib('Thinkgear', 'TG_GetDriverVersion');
%To display in command window
fprintf('ThinkGear DLL version: %d\n', dllVersion );
% Get a connection ID handle to ThinkGear
connectionId1 = calllib('Thinkgear', 'TG_GetNewConnectionId');
if ( connectionId1 < 0 )
error( sprintf( 'ERROR: TG_GetNewConnectionId() returned %d.\n',
connectionId1 ) );
end;
% Attempt to connect the connection ID handle to serial port
"COM3"
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_Connect',
connectionId1,comPortName1,TG_BAUD_115200,TG_STREAM_PACKETS );
if ( errCode < 0 )
error( sprintf( 'ERROR: TG_Connect() returned %d.\n', errCode )
);
end
fprintf( 'Connected. Reading Packets...\n' );
i=0;
j=0;
%To display in Command Window
disp('Reading Brainwaves');
figure;
while i < 20
if (calllib('Thinkgear','TG_ReadPackets',connectionId1,1) == 1)
%if a packet was read...
```

```
      if
(calllib('Thinkgear','TG_GetValueStatus',connectionId1,TG_DATA_MEDITAT
ION ) ~= 0)
      j = j + 1;
      i = i + 1;
      %Read attention Valus from thinkgear packets
      data_med(j)                                                    =
calllib('Thinkgear','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_MEDITATION );
      %To display in Command Window
      disp(data_med(j));
      %Plot Graph
      plot(data_med);
      title('Meditation');
      %Delay to display graph
      pause(1);
      end
      end
      end
      %To display in Command Window
      disp('Loop Completed')
      %Release the comm port
      calllib('Thinkgear',   'TG_FreeConnection',   connectionId1   );
```
(Pantech Solution, 2017)

6.5. P300 Sanal Klavye Uygulaması

6.5.1. Ekrana Yazı Yazdırma Uygulaması

Akış Konumuna ait bilgilerimiz.

```
a2 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
           'Units','normalized',...
           'Position',[0.01 0.4 0.08 0.1],...
           'String','2');
```

A2 konumuna ait bilgilerimiz butondan aldığımız bilgileri pozisyona göre satır ve sütun pozisyonu, kutu, eni boyu değerlerimizi aldığımız konum bilgileri.

```
    se=0
    A=2;B=1;C=2;currentpos=11;
    set(a2,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected';
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a2,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
```

Eğer se değerimiz 0 ise akıştaki işlemleri yap. Satır ve sütun konumlarımız, sıralamadaki değeri olan currentpos değeri, set değerleriyle aldığımız renklendirme değerlerimiz, aa değerleriyle tıklama seçim yaptığımız değer, bb değerleriyle yanıp sönme kontrolü yapıyoruz. Pause (0.1) ile seçim bekleme yapıyoruz, readblinkle seçme işlemini yapıyoruz.

```
if se==1
set(a15,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
A=2;B=2;C=2;
currentpos=12;
aa='Blink to Choose A';
bb='No Blinks Detected'
pause(0.1); ;
se=readblink();
set(a15,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
```

Eğer se değerimiz 1 ise satırdaki işlemleri yap. Satır ve sütun konumlarımız, sıralamadaki değeri olan currentpos değeri, set değerleriyle aldığımız renklendirme değerlerimiz, aa değerleriyle tıklama seçim yaptığımız değer, bb değerleriyle yanıp sönme kontrolü yapıyoruz. Pause (0.1) ile seçim bekleme yapıyoruz, readblinkle seçme işlemini yapıyoruz.



Şekil 40. Ekrana Yazı Yazdırma İşlemi

6.5.2. Ekrandan Yazdırdıklarımızı Silme Uygulaması

```
a43 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
'Units','normalized',...
'Position',[0.70 0.1 0.3 0.1],...
'String','SİL');
```

A43 konumuna ait bilgilerimiz butondan aldığımız bilgileri pozisyona göre satır ve sütun pozisyonu, kutu, eni boyu değerlerimizi aldığımız konum bilgileri.

```
A=5;B=4;C=2;currentpos=43;
set(a43,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
aa='Blink to Choose M1 OPEN';
bb='No Blinks Detected'
pause(0.1); ;
se=readblink();
set(a43,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
      set(hEdit,'String','');
     drawnow;
     i=0;
```

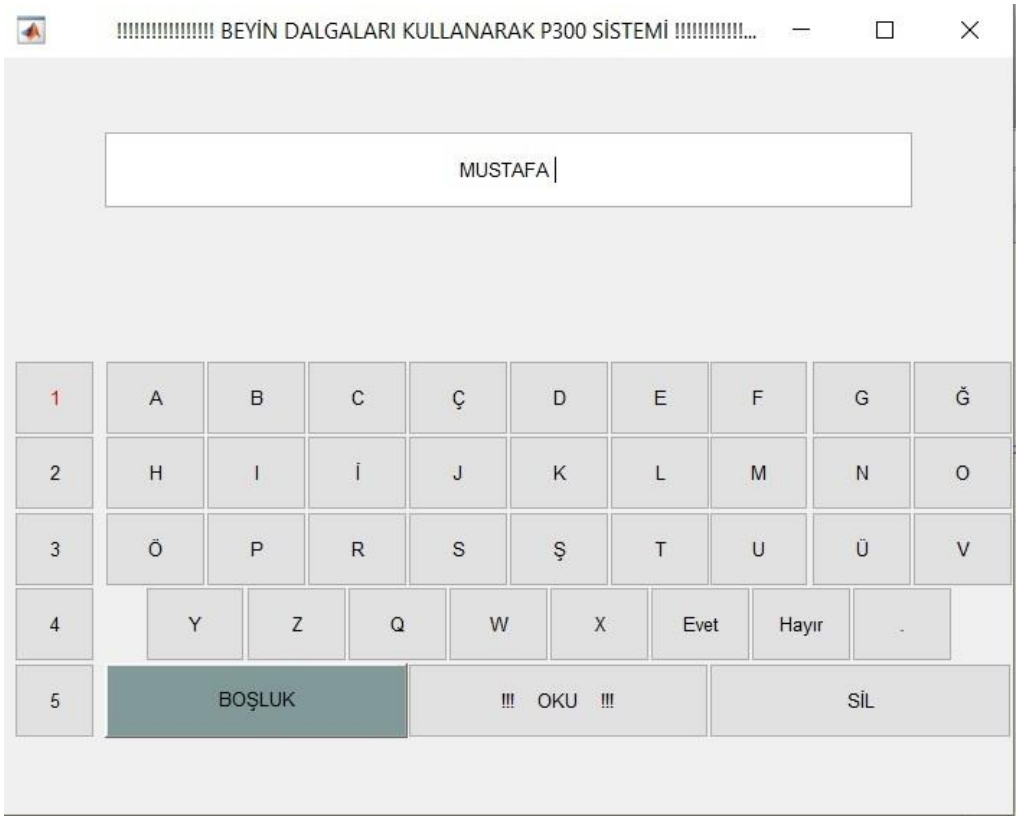
```
continue;
end
```

Eğer se değerimiz 1 ise satırdaki işlemleri yap. Satır ve sütun konumlarımız, sıralamadaki değeri olan currentpos değeri, set değerleriyle aldığımız renklendirme değerlerimiz, aa değerleriyle tıklama seçim yaptığımız değer, bb değerleriyle yanıp sönme kontrolü yapıyoruz. Pause (0.1) ile seçim bekleme yapıyoruz, readblinkle seçme işlemini yapıyoruz. Set ettiğimiz değeri silerek drawnow ile döngü içine giriyoruz.



Şekil 41. Ekrana Yazdırdıklarımızı Sildirme İşlemi

6.5.3. Yazılar Arasında Boşluk Bırakma



Şekil 42. Yazılar Arasında Boşluk Bırakma

BÖLÜM 7. BULGULAR VE YORUM

7.1. Bulgular

Tezimiz kapsam olarak beyin bilgisayar arayüz teknolojilerine hitap etmesi beklenmektedir. Bu tez çalışmasında Neurosky Mindwave Mobile başlığı kullanılarak EEG Tabanlı Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BBA) sistemlerinde P300 heceleme sistemini incelenmiştir. Tezimiz beyin bilgisayar arayüz teknolojisine önemli bir örnek olmayı amaçlamakla beraber, kapsam bakımından diğer tezlerden günümüz teknolojisine bakan yönüyle (non-invaziv) yazılım ve donanım olarakta yeni teknolojik gelişmeleri barındırmaktadır. Klasik EEG teknolojilerinin aksine taşınabilir, kliniklere bağlı kalmaktan kurtulmuş en önemlisi fiyat performans bakımından ideal sayılabilecek teknolojiyle beraber, literatür olarak kapsamlı araştırma sunmayı amaçlamıştır. Tezimiz görsel ve işitsel uyaran sistemlerinin her ikisini de kullanarak, dışarıdan gelen uyarana cevaplar vermiştir. Yüksek olasılıklı standart hedef olmayan uyaranların içinde en önemlisi özelliği olarak rastgele değil sıralı tekrarlarla işitsel ve görsel uyarana tepki vermiştir. Özellikle NeuroSky teknolojisinin TGAM çipi ve ThinkGear arayüz teknolojilerinin yanında, tek kanallı (elektrot) olmasından dolayı frontapolar (Fp1) göz hareketleriyle ile yapılan uygulamalar başlığımızın yapısından dolayı yerinde ve çok verimli olmuştur. P300 sinyalinin fizyolojik (fiziksel yapı) gürültü olarak sayılan kaynaklardan düz ve çizgili kasların hareketleri, göz kırpma anı veya beyin içindeki farklı aktivitelerin varlığı gözlemlenmiştir. Bu sebeple uyaran sisteminin aynı veya farklı zamanlarda tekrarlarla aktivite varlığı ekrana yazdırılarak varlığı gösterilmiştir.

İncelemelerimiz Bir EEG tabanlı BBA sistemi olan P300 heceletici sistemi yardımcı programlarla desteklenerek P300 sistemi özelinde incelenmiştir. Çalışmamızın P300 teknolojisine önemli katkılar sağlaması amaçlanmaktadır. Bu çalışma neticesinde tek kanallı (elektrot) içerisinde P300 bulunan veya bulunmayan sinyaller tespit edilmiştir.

Tekrarlanan olaylar uyarana karşı verilen beyin yanıtları görsel desteklerle incelemiştir.

. Ortalamaları alınan P300 sinyalleri farklı kanal (elektrot) seçeneklerine sahip olan EEG cihazlarının farklı kanallarda, farklı dalga şekillerine sahip oldukları literatür araştırması ve araştırmamızda görülmüş, incelenmiştir.

. P300 heceleme matrisinde bir harfi yazmak istediğimizde harfin yandığı satır veya sütun yandığında süreğen EEG sinyalinde P300 dalga formu oluşmaktadır.

İncelenen bilimsel çalışmalar ve literatür araştırması sonucunda denemelerde tekrar sayısı değil de kanal (elektrot) sayısının çok önemli olduğunu göstermiştir. Bu durumda bizim tek kanallı başlığımızla yaptığımız tekrarlar yerine çok kanallı tek denemede bile yüksek başarı sağladığını göstermiştir.

Tezimiz gelecekte yapılacak BBA teknolojilerine referans oluşturacağına inanmakla birlikte BlinkTalk yazılımıyla çeşitli çalışmalara referans olacaktır.

7.2. Yorumlar

Beyin bilgisayar arayüzleriyle yapılan çalışmalar neticesinde Nörolojik hastalıklara fayda sağlayabilecek sonuçlara ulaşılmıştır. Bu sonuçlar doğrultusunda Beyin Bilgisayar Arayüzleri ve P300 sistemleriyle çalışan çeşitli çalışmalara, araştırmalara farklı bir yazılımla fayda sağlayacak analizler yapılmıştır.

BÖLÜM 8. SONUÇ

8.1. Özet

Bu çalışma Beyin-Bilgisayar Arayüzü ve aktivitelerinin izlenmesi teknolojilerinin hangi amaçlarla, nerelerde kullanıldığına ALS ve Nörolojik teknolojileriyle hayatımıza katkılarının nasıl olacağına görsel analizlerle değinmek ve katkıda bulunmaktır. Yazılımlar benzer birçok P300 uyaran sistemi gibi araştırmalar doğrultusunda çeşitli fikir ve sonuçlar doğurmuştur. Bu çalışmada Neurosky teknolojisinin Mindwave Mobile başlığı, ThinkGear ve Blink Talk yazılımları kullanılarak çalışma uygulamalar yapılmıştır.

Hayatımızın vazgeçilmez bir parçası durumu haline gelen teknoloji ve bunun zirvesi olarak günümüze hitap eden yönüyle yapay zekâ teknolojileri ve beyin bilgisayar arayüzleri ve P300 sistemlerinin verileri incelenmiştir.

8.2. Yargı

Yazılımların görsel verileriyle birtakım çıkarımlarda bulunulmuştur. Bu çıkarımlarda Blink Talk uygulamalarımızla yanıp sönen uyaran sisteminde gürültülere rağmen tek kanallı BCI'larda veriler ve araştırmalar geniş aralıklarda seçilince doğruluk oranının çok ileri seviyelere gelebileceği gözlenmiştir. Tek kanallı BCI'larda veri doğruluğu çok kanallı BCI'lara göre daha uzun analize tabi tutulacağı anlaşılmıştır. BlinkTalk üzerinde yapılacak değişiklerle daha güzel araştırma ve sonuçlara yol açacaktır.

8.3. Öneriler

Blink Talk uygulamasıyla çalışmalar yapıldı ancak ileride yapılacak çalışmalarda her hangi bir yapay zeka veri tabanına Türkçe ve başka diller rahatlıkla eklenebilmelidir. Ekrana yazılan yazımlarda var olan belirli dillerle beraber ekleme yapılabilir.

EK'LER

```
function OnScreenKeyboard


      %Figure and edit box
      hFig = figure('menubar','none',...
              'numbertitle','off',...
              'name','           !!!!!!!!!!!!!!!! BEYİN DALGALARI
KULLANARAK P300 SİSTEMİ !!!!!!!!!!!!!!!!             ',...
              'units','pix');

      hEdit = uicontrol('Style','edit',...
                  'Units','normalized',...
                  'Position',[0.10 0.8 0.8 0.1],...
                  'String','');
      handles.hEdit=hEdit

      %Letters
a1 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.01 0.5 0.08 0.1],...
            'ForegroundColor','r',...
            'String','1');
a2 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.01 0.4 0.08 0.1],...
            'String','2');
a3 =    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.01 0.3 0.08 0.1],...
            'String','3');
a4 =      uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.01 0.2 0.08 0.1],...
            'String','4');
a5 =      uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.01 0.1 0.08 0.1],...
            'String','5');



a6=    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.10 0.5 0.1 0.1],...
            'String','A');

a7=    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
```

```
            'Position',[0.20 0.5 0.1 0.1],...
            'String','B');

a8=    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.30 0.5 0.1 0.1],...
            'String','C');

a9=    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.40 0.5 0.1 0.1],...
            'String','Ç');

a10=    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.50 0.5 0.1 0.1],...
            'String','D');

a11=    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.60 0.5 0.1 0.1],...
            'String','E');

a12=    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.70 0.5 0.1 0.1],...
            'String','F');

a13=    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.80 0.5 0.1 0.1],...
            'String','G');

a14=    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.90 0.5 0.1 0.1],...
            'String','Ğ');


a15=    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.10 0.4 0.1 0.1],...
            'String','H');
a16 =    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.20 0.4 0.1 0.1],...
            'String','I');
a17 =    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.30 0.4 0.1 0.1],...
            'String','İ');
a18 =    uicontrol('Style','pushbutton',...
```

```
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.40 0.4 0.1 0.1],...
            'String','J');
a19 =    uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.50 0.4 0.1 0.1],...
            'String','K');
a20 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.60 0.4 0.1 0.1],...
            'String','L');
a21 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.70 0.4 0.1 0.1],...
            'String','M');
a22 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.80 0.4 0.1 0.1],...
            'String','N');
a23 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.90 0.4 0.1 0.1],...
            'String','O');



a24 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.10 0.3 0.1 0.1],...
            'String','Ö');
a25 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.20 0.3 0.1 0.1],...
            'String','P');
a26 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.30 0.3 0.1 0.1],...
            'String','R');
a27 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.40 0.3 0.1 0.1],...
            'String','S');
a28 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.50 0.3 0.1 0.1],...
            'String','Ş');
a29 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.60 0.3 0.1 0.1],...
            'String','T');
a30 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
```

```
            'Position',[0.70 0.3 0.1 0.1],...
            'String','U');
a31 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.80 0.3 0.1 0.1],...
            'String','Ü');
a32 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.90 0.3 0.1 0.1],...
            'String','V');


a33 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.14 0.2 0.1 0.1],...
            'String','Y');
a34 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.24 0.2 0.1 0.1],...
            'String','Z');
a35 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.34 0.2 0.1 0.1],...
            'String','Q');
a36 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.44 0.2 0.1 0.1],...
            'String','W');


a37 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.54 0.2 0.1 0.1],...
            'String','X');
a38 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.64 0.2 0.1 0.1],...
            'String','Evet');
a39 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
           'Units','normalized',...
            'Position',[0.74 0.2 0.1 0.1],...
            'String','Hayır');
a40 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.84 0.2 0.1 0.1],...
            'String','.');


a41 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.10 0.1 0.3 0.1],...
            'String','BOŞLUK');
```

```
a42 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.40 0.1 0.3 0.1],...
            'String','!!!    OKU    !!!');
a43 =   uicontrol('Style','pushbutton',...
            'Units','normalized',...
            'Position',[0.70 0.1 0.3 0.1],...
            'String','SİL');



 aaa='Acquiring EEG Signal';
 condition=0;
 returncommand=0;

%    a=imread('blink.jpg');
    %Preallocate buffer
  data = zeros(1,256);
portnum1 = 6;   %COM Port #
comPortName1 = sprintf('\\\\.\\COM%d', portnum1);
TG_BAUD_57600 =      57600;
TG_STREAM_PACKETS =     0;
TG_DATA_RAW =         4;
loadlibrary('Thinkgear.dll');
fprintf('Thinkgear.dll loaded\n');
dllVersion = calllib('Thinkgear', 'TG_GetDriverVersion');
fprintf('ThinkGear DLL version: %d\n', dllVersion );
connectionId1 = calllib('Thinkgear', 'TG_GetNewConnectionId');
if ( connectionId1 < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_GetNewConnectionId() returned %d.\n',
connectionId1 ) );
end;

 ii=0;

while ii< 43

A=1;B=1;C=2;
currentpos=1;
set(a1,'backgroundcolor',[.4 .6 .6]);
aa='Blink to Choose row 1';
bb='No Blinks Detected'
% set(handles.edit3,'String',bb);
% set(handles.edit1,'String',aa);
 pause(0.1); ;

%%%
```

```
se=readblink();
set(a1,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);

if se==1

    A=1;B=2;C=2;
    set(a6,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    currentpos=2;
    aa='Blink to Choose A';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a6,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);

    if se==1
       set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'A'));
       drawnow;
       i=0;
       continue;
    end

    A=1;B=3;C=2;currentpos=3;
    set(a7,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1);
    se=readblink();
    set(a7,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
       set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'B'));
       drawnow;
       i=0;
       continue;
    end

    A=1;B=4;C=2;currentpos=4;
    set(a8,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1);
    se=readblink();
    set(a8,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
       set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'C'));
       drawnow;
       i=0;
       continue;
    end

    A=1;B=5;C=2;currentpos=5;
    set(a9,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
```

```
 bb='No Blinks Detected'
 pause(0.1);
 se=readblink();
 set(a9,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
 if se==1
    set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'Ç'));
    drawnow;
    i=0;
    continue;
 end

 A=1;B=6;C=2;currentpos=6;
 set(a10,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
 aa='Blink to Choose M1 OPEN';
 bb='No Blinks Detected'
 pause(0.1);
 se=readblink();
 set(a10,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
 if se==1
    set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'D'));
    drawnow;
    i=0;
    continue;
 end

 A=1;B=7;C=2;currentpos=7;
 set(a11,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
 aa='Blink to Choose M1 OPEN';
 bb='No Blinks Detected'
 pause(0.1);
 se=readblink();
 set(a11,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
 if se==1
    set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'E'));
    drawnow;
    i=0;
    continue;
 end


A=1;B=8;C=2;currentpos=8;
 set(a12,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
 aa='Blink to Choose M1 OPEN';
 bb='No Blinks Detected'
 pause(0.1);
 se=readblink();
 set(a12,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
 if se==1
    set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'F'));
    drawnow;
    i=0;
    continue;
```

```
    end

     A=1;B=9;C=2;currentpos=9;
    set(a13,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1);
    se=readblink();
    set(a13,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
       set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'G'));
       drawnow;
       i=0;
       continue;
    end

     A=1;B=10;C=2;currentpos=10;
    set(a14,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1);
    se=readblink();
    set(a14,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
        set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'Ğ'));
        drawnow;
        i=0;
        continue;

    end

    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
    aa='Blink to Choose A';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a15,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);

    if se==1
       set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'H'));
       drawnow;
       i=0;
       continue;
    end



%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
    A=2;B=3;C=2;currentpos=13;
    set(a16,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1);
    se=readblink();
    set(a16,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
        set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'I'));
        drawnow;
        i=0;
        continue;
    end

    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
pause(0.1);
se=readblink();
set(a18,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
    set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'J'));
    drawnow;
    i=0;
    continue;

end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%5
A=2;B=6;C=2;currentpos=16;
set(a19,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
aa='Blink to Choose M1 OPEN';
bb='No Blinks Detected'
pause(0.1);
se=readblink();
set(a19,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
   set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'K'));
   drawnow;
   i=0;
   continue;

end


 A=2;B=7;C=2;
 currentpos=17;
set(a20,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
aa='Blink to Choose M1 OPEN';
bb='No Blinks Detected'
pause(0.1);
se=readblink();
set(a20,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
   set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'L'));
   drawnow;
   i=0;
   continue;

end

 A=2;B=8;C=2;currentpos=18;
set(a21,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
aa='Blink to Choose M1 OPEN';
bb='No Blinks Detected'
pause(0.1);
se=readblink();
set(a21,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
    set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'M'));
```

```
        drawnow;
        i=0;
        continue;
    end

     A=2;B=9;C=2;currentpos=19;
    set(a22,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1);
    se=readblink();
    set(a22,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
       set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'N'));
       drawnow;
       i=0;
       continue;
    end


     A=2;B=10;C=2;currentpos=20;
    set(a23,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1);
    se=readblink();
    set(a23,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
        set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'O'));
        drawnow;
        i=0;
        continue;

    end

    %%%%
```

```
   if se==1


    A=3;B=2;C=2;currentpos=22;
    set(a24,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected';
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a24,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
       set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'Ö'));
       drawnow;
       i=0;
       continue;

    end
    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%55
    A=3;B=3;C=2;currentpos=23;
    set(a25,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
     pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a25,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
       set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'P'));
       drawnow;
       i=0;
       continue;
    end
    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%55
    A=3;B=4;C=2;currentpos=24;
    set(a26,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a26,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
       set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'R'));
       drawnow;
       i=0;
       continue;

   end
    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%5
    A=3;B=5;C=2;currentpos=25;
    set(a27,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
```

```
bb='No Blinks Detected'
pause(0.1);
se=readblink();
set(a27,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
   set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'S'));
   drawnow;
   i=0;
   continue;

end

 A=3;B=6;C=2;currentpos=26;
 set(a28,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
 aa='Blink to Choose M1 OPEN';
 bb='No Blinks Detected'
 pause(0.1); ;
se=readblink();
set(a28,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
   set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'$'));
   drawnow;
   i=0;
   continue;

end


 A=3;B=7;C=2;currentpos=27;
 set(a29,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
 aa='Blink to Choose M1 OPEN';
 bb='No Blinks Detected'
 pause(0.1); ;
se=readblink();
set(a29,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
   set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'T'));
   drawnow;
   i=0;
   continue;

end


 A=3;B=8;C=2;currentpos=28;
set(a30,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
aa='Blink to Choose M1 OPEN';
bb='No Blinks Detected'
 pause(0.1); ;
se=readblink();
set(a30,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
```

```
        set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'U'));
        drawnow;
        i=0;
        continue;

    end


     A=3;B=9;C=2;currentpos=29;
    set(a31,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a31,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
        set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'Ü'));
        drawnow;
        i=0;
        continue;

    end


    A=3;B=10;C=2;currentpos=30;
    set(a32,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a32,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);

    if se==1

         set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'V'));
         drawnow;
         i=0;          continue;

    end
end
%%%
```

```
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a4,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    %%%%
```

```
 A=4;B=6;C=2;currentpos=35;
set(a36,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
aa='Blink to Choose M1 OPEN';
bb='No Blinks Detected'
pause(0.1); ;
se=readblink();
set(a36,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
   set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'W'));
   drawnow;
   i=0;
   continue;

end

 A=4;B=7;C=2;currentpos=36;
set(a37,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
aa='Blink to Choose M1 OPEN';
bb='No Blinks Detected'
pause(0.1); ;
se=readblink();
set(a37,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
    set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'X'));
    drawnow;
    i=0;
    continue;

end


 A=4;B=8;C=2;currentpos=37;
set(a38,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
aa='Blink to Choose M1 OPEN';
bb='No Blinks Detected'
pause(0.1); ;
se=readblink();
set(a38,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
if se==1
   set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'Evet'));
   drawnow;
   i=0;
   continue;

end


 A=4;B=9;C=2;currentpos=38;
set(a39,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
aa='Blink to Choose M1 OPEN';
bb='No Blinks Detected'
```

```
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a39,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
       set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'Hayır'));
       drawnow;
       i=0;
       continue;

    end
    A=4;B=10;C=2;currentpos=39;
    set(a40,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a40,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
        set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'.'));
        drawnow;
        i=0;
        continue;

    end
    %%%%
```

```
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a41,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
       set(hEdit,'string',strcat(get(hEdit,'string'),'~'));
       drawnow;
       i=0;
       continue;

    end
    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%5
    A=5;B=3;C=2;currentpos=42;
    set(a42,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a42,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
        textIn = get(hEdit,'String')
    ha = actxserver('SAPI.SpVoice');
    invoke(ha,'speak',textIn);

    i=0;
    continue;

    end

    A=5;B=4;C=2;currentpos=43;
    set(a43,'backgroundcolor',[.5 .6 .6]);
    aa='Blink to Choose M1 OPEN';
    bb='No Blinks Detected'
    pause(0.1); ;
    se=readblink();
    set(a43,'backgroundcolor',[.94 .94 .94]);
    if se==1
         set(hEdit,'String','');
         drawnow;
         i=0;
         continue;

    end

ii=ii+1;

end

  end


function se=readblink()
se=0;
```

```
connectionId1 = calllib('Thinkgear', 'TG_GetNewConnectionId');
    if ( connectionId1 < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_GetNewConnectionId() returned %d.\n',
connectionId1 ) );
    end;

% Attempt to connect the connection ID handle to serial port "COM3"
errCode = calllib('Thinkgear',
'TG_Connect',  connectionId1,comPortName1,TG_BAUD_57600,TG_STREAM_PACK
ETS );

% 9600
% 57600
% 115200

    if ( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_Connect() returned %d.\n', errCode ) );
    end

fprintf( 'Connected.  detecting blinks...\n' );

%%
%record data

j = 0;
i = 0;

%%%%%%%%%%%choose left

while (i < 2024 )   %loop for 20 seconds

%     2024
    if (calllib('Thinkgear','TG_ReadPackets',connectionId1,1) ==
1)   %if a packet was read...

      %  if
(calllib('Thinkgear','TG_GetValueStatus',connectionId1,TG_DATA_RAW) ~=
0)   %if RAW has been updated
            j = j + 1;
            i = i + 1;
            data(j) =
calllib('Thinkgear','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_RAW);
      %  end
    end
      if (j == 256)
%      axes(handles.axes1);
%           plotRAW(data);            %plot the data, update every .5
seconds (256 points)
       out=max(data);
       out1=min(data);
       if ((out > 300)  && (out1 < -300))
        amp=5
```

```
        fs=1000  % sampling frequency
        duration=1
        freq=100
        values=0:1/fs:duration;
        a=amp*sin(2*pi* freq*values)
        sound(a);
        se=1;
        aa='Blink detected';
         pause(0.1); ;
      break;
%
       end
        j = 0;
    end
%
end

%disconnect
calllib('Thinkgear', 'TG_FreeConnection', connectionId1 );

end

end
```
(Pantech Solution, 2017)

KAYNAKÇA

Alkhater, R. (2012). *Real-time Detection of P300 Brain Events: Brain-computer Interfaces for EEG-based Communication Aids.* (Doctoral dissertation), Auckland University of Technology, New Zealand.

Argunsah, A. Ö., Çürüklü, B., Cetin, M., Ercil, A. (2007, 11-13 June). EEG Tabanli Beyin-Bilgisayar Arayüzü Sistemlerinde Sınıflandırmayı Etkileyen Faktörler [Factors that Affect Classification Performance in EEG based Brain-Computer Interfaces]. In *2007 IEEE 15th Signal Processing and Communications Applications, SIU; Eskisehir; Turkey.*

Aydemir, Ö., Kayıkçıoğlu, T. (2009). EEG Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzleri. *Akademik Bilişim 2009*, 11-13.

Bayazıt, O. (2018). Olay İlişkili Potansiyeller (OİP), *Tıp Fakültesi Klinikleri***.** 1(1): 59 – 65.

Benek, B.S. (2013). *WAG/Rij Sıçanlarda L-arjinin ve Valproik Asit'in Diken Dalga Deşarjlar Üzerine Etkileri*. (Yüksek Lisans Tezi), Cumhuriyet Üniversitesi/ Fen Bilimleri Enstitüsü, Sivas.

Berkkan, K. (2017). *Harp Silahı ve Nicola Tesla*. İstanbul:Eftalya.

Beyin İnceleme Teknikleri ve Nöropsikolojik Değerlendirme. (2017, 13 Ekim). NP İstanbul Beyin Hastanesi, Revizyon No:2, İstanbul.

Erişim Linki:https://npistanbul.com/assets/uploads/merakedilen/beyin-inceleme-teknikleri-ve-noropsikolojik-check-up.pdf

Biyomedikal Cihaz Teknolojileri: Beyin Sinyal İzleyicilerde Kurulum (2011a), 523EO0289, Milli Eğitim Bakanlığı, Ankara.

Biyomedikal Cihaz Teknolojileri: Beyin Sinyal İzleyicilerde Kurulum (2011b), 523EO0290, Milli Eğitim Bakanlığı, Ankara.

Bludau, S., Eickhoff, S. B., Mohlberg, H., Caspers, S., Laird, A. R., Fox, P. T., Amunts, K. (2014). Cytoarchitecture, Probability Maps and Functions of the Human Frontal Pole. *Neuroimage*, *93*, 260-275.

Brainworks. What Are Brainwaves. (2007). Victoria Station, London. Erişim Linki: https://www.brainworksneurotherapy.com/what-are-brainwaves

Cheng, Y. C. (2014). *A Hybrid Brain-computer Interface for Intelligent Prosthetics*, (Doctoral dissertation), Texas A & M University, USA.

Course Material, Biomedical Signals Acquisition. (2019, December 30). The McGill Physiology Virtual Laboratory, McGill University. Erişim Linki: https://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/biomed_signals/eeg_n.htm

Devlin, H., Tracey, I., Johansen-Berg, H., Clare, S., (2007). What is Functional Magnetic Resonance Imaging (FMRI). *FMRIB Centre, Department of Clinical Neurology, University of Oxford*.

Erdoğan, H. B. (2009). A Design and Implementation of P300 Based Brain-Computer Interface. *Metu Library*.

Eşkazan, E. (2010). Klinik Açıdan Tipik Absans Epilepsisi ile Temporal Komplek Parsiyel Epilepsi Nöbetlerinde Farklı Mekanizmalar, Montaj ve Polarizasyon. *7. Ulusal Epilepsi Kongresi, Konuşmacı Sunumları*, 18.

Farwell, L. A., Richardson, D. C., Richardson, G. M. (2013). Brain Finger Printing Field Studies Comparing P300-MERMER and P300 Brainwave Responses in the Detection of Concealed Information. *Cognitive Neuro Dynamics, 7*(4), 263-299.

Güntekin, B. (2006). *Yüz İfadesini Beyin Elektrofizyolojik Olarak Nasıl Algılar: Beyin Dinamiği Yöntemleri İle Analiz*. (Doctoral dissertation), Dokuz eylül Üniversitesi/ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.

Huang, D. (2012). *Electro Encephalography (EEG)-based Brain Computer Interfaces for Rehabilitation*. (Doctoral dissertation), Virginia Commonwealth University.

Jain, S., Mittra, R., Wiart, J. (2015). Full Wave Modeling of Brain Waves as Electromagnetic Waves. *Progress In Electromagnetics Research, 151*, 95-107.

Kumar, A. R. (2008). Current Clinical Applications of Positron Emission Tomography. *Australian Prescriber, 31*(5), 123-128.

Kurşunet, D. D. K., Sazak, N. (2017). Tetha, Alpha, SMR, Beyin Dalgalarının Müzik Türleriyle Olan Etkileşimi: Bir NEXUS-10 EEG Çalışması. *Sciences, 3*(1), 149-165.

Le Menestrel, P. (2017). *Emotion Analytics and Their Impact: Enhanced Personalized Consumer Experiences or Infringement of Privacy?* (Doctoral dissertation), Massachusetts Institute of Technology.

Li, B. (2018). *Controlling a 3D Printed Bionic Hand by Using Brain Waves*. (Doctoral dissertation), Colorado State University-Pueblo.

Liu, N. H., Chiang, C. Y., Chu, H. C. (2013). Recognizing The Degree of Human Attention Using EEG Signals From Mobile Sensors. *Sensors, 13*(8), 10273-10286.

Maraşlıgil, B. (2009). *İşitsel Üçlü Uyaran Paradigmasında Hedef-Yeni Uyaran İnterval Değişikliklerinin N2-P3a Kompleksi Üzerine Etkileri*. (Yüksek Lisans Tezi). Mersin Üniversitesi/Sosyal Bilimler Enstitüsü, Mersin.

Nayak, C. S., Anilkumar, A. C. (2019). EEG Normal Waveforms. *In Stat Pearls [Internet]*. StatPearls Publishing.

Neurosky. (2011). Think Gear TGAM Features and Tehcnical Specifications. Erişim Linki: http://www.seeedstudio.com/document/ pdf/ TGAM% 20 Datasheet.pdf

NeuroSky. (2015). ThinkGear Connector User Guide. Erişim Linki: http://developer.neurosky.com/docs/lib/exe/fetch.php?media=thinkgearconnectoruserguide_5-20.pdf

Nicolas-Alonso, L. F., Gomez-Gil, J. (2012). Brain Computer Interfaces, a Review. *Sensors, 12*(2), 1211-1279.

Örken, S. (2012). *P300 Tabanlı Bir Beyin-Bilgisayar Arayüzü İçin Sanal Klavye Tasarımı.* (Yüksek Lisans Tezi), Namık Kemal Üniversitesi, Tekirdağ.

Pantech Solution. (2017). Erişim Linki: https://www.pantechsolutions.net/

Pourzare, S. (2012). *EEG İşaretlerindeki Göz ve Çene Hareketi Artifaktlarının Sınıflandırılması.* (Doctoral dissertation), Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon.

Rosenfeld, J.P.,. Hu, X., Labkovsky, E., Meixner, J., Winograd, M.R. (2013). Gizli Bilgilerin Tespiti İçin P300 Tabanlı Karmaşık Deneme Protokolü İle İlgili Son Çalışmaların ve Sorunların Gözden Geçirilmesi. *Uluslararası Psikofizyoloji Dergisi , 90* (2), 118-134.

Rutiku, R., Martin, M., Bachmann, T., Aru, J. (2015). P300 Bilinçli Algıyı veya Sonuçlarını Yansıtıyor mu? *Neuroscience , 298*, 180-189.

Snyder, S., Shen, X. A. (2017). A Review of Brain Signal Processing Methods. *Int'l Conf. Biomed. Eng. Sci,* 10-16.

Şenel, F. S.U. (2003). Beyinin Gizemi. *Bilim ve Teknik,* 3-21.

Tabakcıoğlu, M.B., Ülker, B. (2017). Neurosky Biyosensör Kullanarak Beyin Dalgaları, Dikkat ve Meditasyon Değerlerinin Ölçülmesi ve Değerlendirilmesi. *Gaziosmanpaşa Bilimsel Araştırma Dergisi*, *7*(1), 25-33.

Tülay, E. E. (2009). *Beyin Elektriksel Aktivitesinin Ölçümü ve Sinyal Analizi*. (Doctoral dissertation). İstanbul Kültür Üniversitesi/ Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Todaro, C., Marzetti, L., Sosa, P. A. V., Valdés-Hernandez, P. A., Pizzella, V. (2019). Mapping Brain Activity with Electrocorticography: Resolution Properties and Robustness of Inverse Solutions. *Brain topography*, *32*(4), 583-598.

Vaid, S., Singh, P., Kaur, C. (2015). EEG Signal Analysis for BCI Interface: A Review. *Fifth International Conference on Advanced Computing and Communication Technologies*, 143-147.

Vaidic, J.(2016). *Brain Computing Interface Augmented Human Computer Interaction,* (Master Thesis), West Bengal, India.

Vaquero, J. J., Kinahan, P. (2015). Positron Emission Tomography: Current Challenges and Opportunities for Technological Advances in Clinical and Preclinical Imaging Systems. *Annual review of biomedical engineering*, *17*, 385-414.

Zengin, E. (2018). *EEG Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzü Yazılımı*. (Yüksek Lisans Tezi), Trakya Üniversitesi/Fen Bilimleri Enstitüsü, Edirne.