

**EEG SİNYALLERİNİN SINIFLANDIRILARAK BEYİN-
BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ TABANLI BİR SİSTEM
OTOMASYONUNUN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ**

Nevzat OLGUN

Yüksek Lisans Tezi

Elektronik Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Muammer GÖKBULUT

HAZİRAN-2014

T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EEG SİNYALLERİNİN SINIFLANDIRILARAK BEYİN-BİLGİSAYAR
ARAYÜZÜ TABANLI BİR SİSTEM OTOMASYONUNUN
GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Nevzat OLGUN
(102131106)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 6 Haziran 2014

Tezin Savunulduğu Tarih: 27 Haziran 2014

Tez Danışmanı:
Diğer Jüri Üyeleri:

Prof. Dr. Muammer GÖKBULUT (F.Ü)

Prof. Dr. İbrahim TÜRKOĞLU (F.Ü)

Doç. Dr. Abdulkadir ŞENGÜR (F.Ü)

HAZİRAN-2014

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında felçli hastaların kas ve sinir sistemlerini kullanmadan herhangi bir sistem otomasyonunu kullanabilmesine olanak sağlayan Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) tasarımı gerçekleştirilmeye odaklanılmıştır. Bu çerçevede P300 ve SSVEP tabanlı iki farklı BBA tasarımı üzerinde çalışılmıştır. BBA sistemleri sayesinde kas sistemlerini kullanamayan felçli hastaların yaşam kalitesinin artırılması sağlanmış olacaktır.

Çalışmam süresince bana vakit ayıran, her türlü desteği veren ve fikirleriyle yön veren değerli danışmanım sayın Prof. Dr. Muammer GÖKBULUT'a saygılarımı sunar, teşekkür ederim.

Tez yazımı esnasında ve araştırmalarımnda yardımlarını esirgemeyen Yard. Doç. Dr. Erkan TANYILDIZI'na teşekkür ederim.

Bu çalışmayı mali yönden destekleyen Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimine de teşekkür ederim.

Son olarak tüm çalışmalarım süresince bana destek olan sevgili eşime ve beni yetiştirip bugünlere ulaşmamı sağlayan, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen sevgili annem ve babama sonsuz teşekkür ederim.

Nevzat OLGUN
ELAZIĞ – 2014

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
ÖNSÖZ.....	II
İÇİNDEKİLER	III
ÖZET	VII
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	IX
TABLolar LİSTESİ.....	XIV
SEMBOLLER LİSTESİ	XV
KISALTMALAR LİSTESİ	XVI
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Literatür Özeti ve Yeni Yapılan Çalışmalar	4
2. BEYİN AKTİVİTESİN ÖLÇÜMÜ	11
2.1. Sinir Hücreleri.....	11
2.2. Aksiyon Potansiyelleri.....	13
2.3. Beyin.....	15
2.4. Beyin Aktivitesinin ölçümü	18
2.4.1 Elektroansefalografi (EEG)	19
2.4.2 Elektrokortikografi (ECoG) ve Kortikal Mikro Elektrotlar.....	19
2.4.3 Magnetoensefalografi	21
2.4.4 Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme	21
2.4.5 Pozitron Yayılımlı Tomografi.....	22
2.4.6 Optik Beyin Görüntüleme.....	22
2.5. EEG Sinyalinin Yapısı	23
2.6. EEG Dalgaları	24
2.6.1. Delta (δ) Dalgaları:.....	24
2.6.2. Teta (θ) Dalgaları	25

2.6.3.	Alfa(α) Dalgaları	25
2.6.4.	Beta (β) Dalgaları	25
2.6.5.	Mu (μ) ritimleri	26
2.7.	EEG Ölçüm Sistemi	26
2.8.	Gürültü	29
2.8.1.	Biyolojik Gürültüler	29
2.8.2.	Teknik Gürültüler	32
3.	BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZLERİ	34
3.1.	BBA Türleri	34
3.1.1.	Bağımlı BBA Sistemi	34
3.1.2.	Bağımsız BBA Sistemi	35
3.2	Beyin Bilgisayar Arayüzü Sisteminin Temel Bileşenleri	35
3.2.1.	Sinyal Elde Etme ve Önışleme	36
3.2.2.	Öznitelik Çıkarma	38
3.2.3.	Sınıflandırma Algoritması	39
3.2.4.	Cihaz Komutları	39
3.2.5.	İşletme Protokolü	39
3.3.	BBA Sistemlerinde Kullanılan Kontrol Sinyalleri	40
3.3.1.	Olay İlişkili Potansiyeller	40
3.3.2.	P300 Uyarılmış Potansiyeller	41
3.2.3.	Kararlı Durum Görsel Uyarılmış Potansiyeller	43
3.2.4.	Yavaş Kortikal Potansiyeller	43
3.2.5.	Sensorimotor Ritimler (μ ve β Ritimleri)	44
4.	SSVEP TABANLI BBA TASARIMI	46
4.1.	Giriş	46
4.2.	Görsel Uyarın Çeşitleri	49
4.2.	Gerçek Zamanlı Frekans Üretimi	51

4.3.	Sinyal İşleme ve Sınıflandırma	53
4.3.1.	Bant Geçiren Filtre	53
4.3.2.	Kanonik Korelasyon Analizi	56
4.4.	Materyal ve Yöntem.....	57
4.4.1.	Sistem Tasarımı.....	57
4.4.2.	EEG Donanımı	58
4.4.3.	Başlık Konumu	60
4.4.4.	Görsel Uyarın Tasarımı.....	62
4.4.5.	Kontrol Kartı ve Motor Sürücü Devresi.....	63
4.4.6.	Sınıflandırma Algoritması	66
4.4.7.	Kullanıcı Seçimi.....	66
4.4.8.	Deneysel Çalışmalar	66
4.5.	Sonuçlar ve Tartışma	68
5.	P300 TABANLI BBA TASARIMI.....	71
5.1.	Giriş	71
5.2.	Görsel Uyarın Çeşitleri.....	72
5.3.	Sinyal İşleme ve Sınıflandırma	75
5.3.1.	Referans seçimi ve Uzaysal filtreler.....	75
5.3.2.	Lineer Diskriminant Analizi	76
5.3.3.	Adımsal doğrusal ayırma analizi (SWLDA)	78
5.4.	BCI2000.....	79
5.4.	Materyal ve Yöntem.....	80
5.4.1.	Sistem Tasarımı.....	80
5.4.2.	EEG Donanımı	80
5.4.3.	Başlık Konumu	81
5.4.4.	Görsel Uyarın Tasarımı.....	82
5.4.5.	Kontrol Programı	83

5.4.6.	Kontrol Kartı ve Motor Sürücü Devresi	84
5.4.7.	Sınıflandırma Algoritması	84
5.4.8.	Kullanıcı Seçimi.....	84
5.4.8.	DeneySEL Çalışmalar	85
5.5.	Sonuçlar ve Tartışma	87
6.	SONUÇLAR VE TARTIŞMA	90
7.	KAYNAKLAR	91
	ÖZGEÇMİŞ.....	101

ÖZET

Bu tez çalışmasında, kas ve sinir sistemlerini kullanamayan felçli hastaların, tekerlekli sandalye gibi herhangi bir sistemi kontrol etmesini sağlayan bir Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) tasarlanmıştır. BBA sistemlerinde, felçli bireyin beyin aktivitesi yorumlanarak bireyin bilgisayar, elektronik cihazlar veya otomasyon sistemi gibi dış ortam cihazları ile iletişim kurması sağlanmaktadır. BBA teknolojisinde, pratik olması ve acı vermemesi nedeniyle beynin elektriksel aktivitesini ölçmek için genellikle Elektroansefalogram (EEG) adı verilen beyin dalgaları kullanılır. Bu tez çalışmasında, Emotiv EEG başlık kiti kullanılarak kullanıcılardan EEG verisi elde edilmiştir.

BBA sistemlerinde dış ortamdaki cihazların kontrolünü sağlayacak olan çıkış komutları, ölçülen EEG sinyallerine önışleme, öznitelik çıkarma ve sınıflandırma işlemleri uygulanarak elde edilir. Ayrıca kullandıkları EEG sinyallerine göre BBA sistemlerinin tasarımı da farklılık gösterebilir. Bu yöntemler; görsel olarak tetiklenen potansiyeller, yavaş kortikal potansiyeller, P300 tabanlı BBA sistemleri ve μ ve β ritimleri olarak sıralanabilir.

Bu tez çalışmasında, öncelikle BBA tasarım yöntemleri incelenmiş ve P300 potansiyelleri ve kararlı durum görsel uyarılmış potansiyeller (SSVEP) tabanlı olmak üzere iki farklı BBA tasarlanmıştır. Tasarlanan her iki sistemle de küçük bir doğru akım motorunun hız ve yön kontrolü (sola dönüş, sağa dönüş, hızlan, yavaşla ve dur gibi) gerçekleştirilmiş ve böylece tasarlanan BBA sistemlerinin sistem otomasyonundaki başarısı değerlendirilmiştir. İki farklı kullanıcıya takılan başlık kitinden elde edilen EEG sinyalleri ile yapılan DC motorun yön ve hız kontrolünde, çevrim dışı çalışmada %100 doğruluk, çevrim içi çalışmada ise %60-90 arasında bir doğruluk elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA), EEG Sinyalleri, Sınıflandırma, Görsel Uyarı, P300, SSVEP.

SUMMARY

IMPLEMENTATION OF SYSTEM AUTOMATION BASED ON BRAIN- COMPUTER INTERFACE BY CLASSIFYING OF EEG SIGNALS

In this thesis, a Brain-Computer Interface (BCI) is designed, which provides the paralyzed individuals who are not able to use their muscular system and nervous system, can control a system such as wheelchair. In the BCI system, communication of paralyzed individuals with external equipment such as computer, electronics devices and automation systems is provided by interpreting brain activity of the individual. In the BCI technology, brain waves which are called electroencephalography (EEG) are commonly used for measuring the electrical activity of brain, due to the painless measurements and practical considerations. In this study, emotive EEG headset is used for electroencephalography (EEG) recordings of individuals.

Output commands of the BCI system which allows controlling of the external devices are generally obtained by applying preprocessing, feature extraction and classification procedures to the measured EEG signals. Furthermore, design methods of BCI systems can be different according to EEG signals used in the design. These methods are Visual Evoked Potentials, slow cortical potentials, P300 based BCI systems and μ and β rhythms.

In this study, various BCI design methods are examined and then two different BCI systems based on Steady-State Visual Evoked Potentials (SSVEP) and P300 potentials are designed. Speed and direction control of a direct current motor such as clockwise or counter clockwise rotation, acceleration and deceleration is implemented using the designed BCI systems and thus performances of the designed systems are evaluated. In the designed BCI automation systems using the EEG signals measured from the two healthy volunteers, off line control performances are obtained 100% for offline operation and 60%-90% for online operation.

Keywords: Brain Computer Interface BCI, EEG signals, Classification, Visual Stimuli, P300, SSVEP.

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1. Sinir hücrelerinin bölümleri.....	11
Şekil 2.2. Nöronlar arasındaki bilgi alışverişi	12
Şekil 2.3. Aksiyon potansiyeli ve evreleri	14
Şekil 2.4. İnsan Beyni ve Bölümleri.....	16
Şekil 2.5. Beynin Bölümleri.....	17
Şekil 2.6. Motor korteksin organlara göre aktif olan bölümleri.	18
Şekil 2.7. Biyoelektrik sinyallerin kafatasında kayıt edilme bölgeleri a) EEG sinyalleri b) ECoG sinyalleri c) Kortikal mikro elektrotlar veya lokal alan potansiyeli.....	19
Şekil 2.8. Mikro ve makro ECoG elektrotları A-B: Mikro ECoG elektrot dizisi. C: Mikro ECoG elektrot dizisi şeması. D:Standart makro ECoG elektrot dizisi. E: Makro ECoG elektrot dizisinin beyin kabuğu üzerine yerleşimi	20
Şekil 2.9. Kortikal mikro elektrot dizisi.....	20
Şekil 2.10. MEG ölçümü yaptıran hasta ve içinde bulunduğu manyetik korumalı oda	21
Şekil 2.11. Optik Beyin Görüntüleme Tekniği	23
Şekil 2.12. 1924 yılında Hans Berger tarafından kaydedilen ilk insan EEG örneği	24
Şekil 2.13. Delta dalgası	24
Şekil 2.14. Teta dalgası.	25
Şekil 2.15. Alfa dalgası.....	25
Şekil 2.16. Beta dalgası.....	26
Şekil 2.17: Mu dalgası	26
Şekil 2.18: Uluslararası 10-20 sistemine göre elektrotların dizilişi. A: soldan kafaya bakış B: Üstten kafaya bakış ve 19 elektrot kullanılarak tasarlanan orijinal 10-20 yerleşim düzeni C: Genel Gösterim.....	27
Şekil 2.19. EEG Ölçüm Tekniği (A) Bipolar ölçüm (B) Unipolar ölçüm	29

Şekil 2.20. Gözün kırılması ve hareket ettirilmesi sonucu oluşan EOG sinyallerinin EEG sinyalleri üzerindeki etkisi	30
Şekil 2.21. EEG sinyalleri, EMG sinyalleri ve EMG sinyallerinin EEG sinyalleri üzerine etkisi.....	31
Şekil 2.22. EEG sinyallerinden EKG sinyallerinin ayrıştırılması. A: EKG sinyalinin EEG sinyali ile karışması, B: EKG sinyali, C:EEG sinyalinden EKG sinyalinin arındırılmış hali	32
Şekil 2.23. Şehir şebekesinin EEG sinyalleri üzerindeki etkisi. A: 50Hz şehir şebekesinden etkilenen orjinal EEG sinyali, B: EEG sinyalinin şehir şebekesinin gürültüsünden arındırılmış hali.....	33
Şekil 3.1. BBA sisteminin temel bileşenleri	36
Şekil 3.2. Sinyal toplama ve önışleme adımları	38
Şekil 3.3. Öznitelik çıkarma adımları	38
Şekil 3.4. Sınıflandırma adımları ve cihaz komutları.....	39
Şekil 3.5. Uyarın sonrası oluşan ERP'ler. N75 uyarıdan 75 ms sonra oluşan negatif tepe noktasını, P100 uyarıdan 100 ms sonra oluşan pozitif tepe noktasını, N135 ise uyarıdan 135 ms sonra oluşan negatif tepe noktasını göstermektedir.....	40
Şekil 3.6. P300 Uyarılmış Potansiyeli. Hedef uyarıdan sonra yaklaşık 300 ms sonra oluşan pozitif tepe noktası. Bu tepe noktası hedef olmayan verilerden alınan EEG sinyallerinin ortalamasından daha yüksek bir genliğe sahiptir.	41
Şekil 3.7. P300 Heceme Sistemin Arayüzü.....	42
Şekil 3.8. SSVEP Uyarılmış Potansiyeli. Kullanıcı 8 Hz frekansındaki görsel uyarana odaklandığında EEG sinyallerinde 8hz ve bunun harmonikleri görülmektedir.	43
Şekil 3.9. Yavaş Kortikal Potansiyeller. Kullanıcılar SCP'lerini kullanmayı öğrenerek bilgisayar ekranının alt ve üst tarafında bulunan bir hedefi seçebilmektedir.	44
Şekil 3.10. Sağ el hareketi düşüncesi sonrasında ortaya çıkan ERD ve ERS.	45
Şekil 4.1. 2 Hz dama desenli uyarın sonucu Oz elektrotundan ölçülen EEG sinyallerinin ortalamasının alınması sonucu oluşan VEP sinyali. Sırasıyla N75, P100 ve	

N135 tepe noktaları 75 ms sonra oluşan negatif yöndeki tepe noktasını, 100 ms sonra oluşan pozitif yöndeki tepe noktasını ve 135 ms sonra oluşan negatif yöndeki tepe noktasını göstermektedir.	46
Şekil 4.2. 5-60 Hz arasındaki frekanslardaki görsel uyaranlar sonucunda elde edilen sonuçlar. Grafik incelendiğinde 15 Hz frekansındaki görsel uyaranların daha iyi sonuçlar verdiği görülmektedir.....	47
Şekil 4.3. SSVEP sinyali çözme algoritması: (A) Kullanıcı f_1 frekansındaki uyaran 1'e odaklanmaktadır. (B) Belirli bir süre kayıt edilen ham EEG verisi (C) Uyaran 1'deki f_1 frekansı ve harmonikleri ($f_1, f_2, f_3...$)[108].....	48
Şekil 4.4. Görsel uyaran olarak LED ışık kullanılarak tasarlanan bir SSVEP tabanlı BBA uygulaması. Ledlerin her biri robot kolunun hareket edeceği yönü temsil etmektedir.....	50
Şekil 4.5. Görsel uyaran olarak tek resim kullanılarak tasarlanan bir SSVEP tabanlı BBA uygulaması. Sol ve sağ taraftaki resimler belirlenen sürelerde sırasıyla ekranda gösterilir.	50
Şekil 4.6. Görsel uyaran olarak desen kullanılarak tasarlanan bir SSVEP tabanlı BBA uygulaması. Sol ve sağ taraftaki desenler belirlenen sürelerde sırasıyla ekranda gösterilir. Sol ve sağ taraftaki desenlerde renkler karşılıklı yer değiştirmiştir. .	51
Şekil 4.7: Görsel uyaranın bilgisayar ekranında oluşturulması. 7.5 Hz frekansında bir görsel uyaran 60 Hz yenileme frekansına sahip bir monitörde 4 çerçevede gösterilir 4 çerçevede gizlenir. Bu yöntem ile 7.5 Hz frekansında bir görsel uyaran elde edilir.	52
Şekil 4.8.a. 14 kanallı kablosuz EEG başlık kiti ile elde edilen 30 sn'lik ham EEG verisi.	54
Şekil 4.8.b. 30 sn'lik ham EEG verisine Spektral Güç Yoğunluğu fonksiyonu uygulandıktan sonra elde edilen grafik. Grafikte ham EEG sinyallerindeki frekans bileşenleri görülmektedir.	55
Şekil 4.8.c. 30 sn'lik ham EEG verisine 5-40 Hz arasında band geçiren filtre ve Spektral Güç Yoğunluğu fonksiyonu uygulanması sonrası elde edilen grafik. Grafikte kullanıcının odaklandığı 10 Hz frekansı net bir şekilde gözükmemektedir.	55

Şekil 4.9. K sınıflı bir SSVEP tabanlı BBA sisteminde KKA'nın kullanılması [114]. X: Çok kanallı EEG kayıtları, Y_f : Referans sinyalleri, C: KKA'da en yüksek korelasyona sahip ρ_i , $i=1,2,... k$	56
Şekil 4.10. Çalışmanın Blok Şeması.....	58
Şekil 4.11. Emotiv EEG Neuroheadset cihazında elektrotların konumu.....	58
Şekil 4.12. Emotiv EEG Neuroheadset cihazının genel görünümü.....	59
Şekil 4.13. Emotiv EEG Başlık kiti elektrotlarının bağlantı durumunu ve bağlantı kalitesini renklerle gösteren panel	60
Şekil 4.14. 64 kanal elektrot yerleşimi ve oksipital lobda yer alan elektrotlar	61
Şekil 4.15. a. Başlık kitinin normal yerleşimi ve elektrotların konumu	61
Şekil 4.15. b. Başlık kitinin ters yerleşimi ve yaklaşık olarak elektrotların konumu.....	62
Şekil 4.16. Görsel Uyarı sistemi	63
Şekil 4.17: Arduino Uno kontrol kartı programlama arayüzü	64
Şekil 4.18. Kontrol kartı ve motor sürücü devresi blok diyagramı	65
Şekil 4.19. Arduino Uno ve Motor Sürücü Devresi	65
Şekil 4.20. Başlık kiti düz ve ters takılarak yapılan deney prosedürü.....	67
Şekil 4.21. 12 Hz görsel uyarı karşısında 1. kullanıcıdan elde edilen 30 sn'lik ham EEG verisi.....	68
Şekil 4.22. 30 sn'lik ham EEG verisine Spektral Güç Yoğunluğu fonksiyonu uygulandıktan sonra elde edilen grafik.	69
Şekil 4.23. Çevrimdışı çalışmada 1.kullanıcının 12 Hz görsel uyarıya karşı verdiği tepki sonucu oluşan EEG kayıtlarına 5-40 Hz arasında band geçiren filtre ve Spektral Güç Yoğunluğu fonksiyonu uygulanması sonrası elde edilen grafikler.....	69
Şekil 5.1. P300 Heceme Sistemin Arayüzü.....	71
Şekil 5.2. P300 Uyarılmış Potansiyeli [2]. EEG kayıtlarında hedef uyarı ile karşılaşıldıktan yaklaşık 300 ms sonra diğer hedef olmayan EEG kayıtlarına göre pozitif yönde artış olmaktadır.	72

Şekil 5.3. 4 komutlu P300 tabanlı BBA uygulaması. Kullanıcılar 4 komut (Düşük, Orta, Hızlı ve Dur) ile koşu bandını kontrol etmişlerdir.	73
Şekil 5.4. Robchair prototipi ve 8 yönlü P300 uyaran dizisi	73
Şekil 5.5. NeuroPhone uygulama ekranı. Kullanıcı telefon ekranında rastgele parlatılıp söndürülen kişilerden Tim isimli kişiye odaklanmakta ve sınıflandırma sonrasında uygulama Tim isimli kişiyi aramaktadır.	74
Şekil 5.6. Farklı içecek çeşitleri için hazırlana görsel uyaran dizisi.....	74
Şekil 5.7. Bölge bazlı P300 tabanlı BBA uygulaması	75
Şekil 5.8. Uzaysal filtreler.....	76
Şekil 5.9. iki sınıflı Lineer diskriminant analizi	78
Şekil 5.10. BCI2000 programı ve 14 kanallı Emotiv EEG Neuroheadset cihazı kullanılarak çalışmaya katılan kullanıcıdan elde edilen EEG verisi örneği	79
Şekil 5.11. Çalışmanın Blok Şeması.....	80
Şekil 5.12. 64 kanal elektrot yerleşimi ve ideal kanalların seçimi.	81
Şekil 5.13.a. Başlık kitinin normal yerleşimi ve elektrotların konumu	82
Şekil 5.13.b. Başlık kitinin ters yerleşimi ve yaklaşık olarak elektrotların konumu.....	82
Şekil 5.14. P300 tabanlı BBA arayüzü için hazırlanan görsel uyaran tasarımı	83
Şekil 5.15. P300 Tabanlı BBA sistemi için C# dilinde tasarlanan Hız Kontrol Programı ..	83
Şekil 5.16. Deneyde kullanılan 2 satır 3 sütunlu P300 tabanlı BBA arayüzü.....	85
Şekil 5.17. Başlık kiti düz ve ters takılarak yapılan deney prosedürü	86
Şekil 5.18. Çevrimdışı çalışmada 1.kullanıcıdan alınan EEG kayıtlarında hedef komut ile hedef olmayan komutlara ait EEG kayıtlarının ortalaması alındığında yaklaşık 300 ms'deki genlik artışını gösteren grafik.....	88

TABLÖLAR LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 1: Görsel Uyarıların Frekansları, Konumu ve Komut Karşılıkları	63
Tablo 2: Tasarlanan sistemde kullanıcıların ortalama başarı oranları	70
Tablo 3: P300 tabanlı BBA sisteminde kullanıcıların ortalama başarı oranları.....	88

SEMBOLLER LİSTESİ

δ	: Delta dalgaları
θ	: Teta dalgaları
α	: Alfa dalgaları
β	: Beta dalgaları
μ	: Mu ritimleri

KISALTMALAR LİSTESİ

A / D	: analog-dijital dönüştürücü
ALS	: Amiyotrofik lateral skleroz
BBA	: Beyin bilgisayar arayüzü
BBB	: Beyin bilgisayar bağlantısı
C	: Merkezi kutup
CAR	: Ortak ortalama referans
CRT	: Katot tüplü ekran
DAA	: Doğrusal ayırma analizi
DC	: Doğru akım
DVM	: Destek vektör makineleri
ECoG	: Elektrokardiyografi
EEG	: Elektroansefalografi
EKG	: Elektrokardiyogram
EMG	: Elektromiyogram
EOG	: Elektrookülografi
ERD/ERS	: Senkronizasyon/desenkronizasyon
ERP	: Event related potentials
F	: Frontal lob
FLDA	: Fisher'in diskiriminant analizi
fMRI	: Fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme
Fp	: Frontal kutup
Hz	: Hertz
ICA	: Bağımsız bileşenler analizi
KKA	: Kanonik korelasyon analizi

KNN	: K en yakın komşuluk
LCD	: Sıvı kristal ekran
LDA	: Lineer diskriminant analizi
LED	: Işık yayan diyot
MEG	: Magnetoensefalografi
MS	: Multipl Skleroz
mV	: Mili volt
NIRS	: Yakın infrared spektroskopisi
O	: Oksipital lob
P	: Parietal lob
PCA	: Temel bileşenler analizi
PET	: Pozitron yayımlı tomografi
SCP	: Yavaş kortikal potansiyeller
SSVEP	: Kararlı durum görsel uyaranlar
SVM	: Destek vektör makinaları
SWLDA	: Stepwise linear discriminant analysis
T	: Temporal lob
VEP	: Visual evoked potential
YSA	: Yapay sinir ağları
μV	: Mikro volt

1.GİRİŞ

İnsanlar sosyal bir canlı oldukları için dış dünya ile iletişimleri önem arz etmektedir. İnsanların dış dünya ile iletişim kurabilmesi için vücudunun belli bir kısmını daha doğrusu kas sistemini kullanabilmesi gerekmektedir. Fakat bu her zaman mümkün olamamaktadır. Motor sinir yollarının hasar görmesine sebep olan kaza ve bazı hastalıklar (ALS, beyin kökü travması, beyin ya da omurilik yaralanması, serebral palsy, kas distrofileri gibi) yüzünden insanlar bu yeteneklerini kaybedebilmektedir. Hatta bazı durumlarda insanlar tüm hareket yeteneklerini kaybedebilmektedirler. İleri derecede motor fonksiyon bozukluğu olan Amiyotrofik Lateral Skleroz (ALS) gibi hastalıklarda insanlar çevrelerinde tüm olup bitenleri görebilmekte ve algılayabilmekte, fakat vücudunun hiç bir yerini hareket ettiremediğinden dış dünya ile iletişimleri tamamen kopmaktadır. Bu insanlar hareket edememelerine rağmen beyin fonksiyonları sağlıklı insanlar gibi çalışmaktadır [1]. Beynin çalışması sonucunda oluşan sinyaller bir şekilde yorumlanabilir ise hastaların çevresindeki cihazlarla dolayısı ile insanlarla iletişim kurması sağlanabilecektir. Örneğin kolları ve bacakları felçli olan hastalar, tasarlanacak sistem sayesinde düşünceleri ile tekerlekli sandalyesini, fare işaretçisini veya kol, bacak protezlerini kontrol edebileceklerdir.

İnsanlar makineleri icat ettikleri günden beri, düşünerek bir cihazı kontrol etmenin hayalini hep kurmuşlardır. Gelişen teknoloji ile birlikte bu hayaller ve istekler Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) sistemleri ile gerçekleşmeye başlamıştır. Kişilerin kas sistemlerini başka deyişle motor sinir sistemlerini kullanmadan bir bilgisayarı, elektromekanik bir kolu ya da çeşitli nöroprotezleri kullanmalarını olanaklı hale getiren sistemlere Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) denilmektedir [2], [3]. Bu sistemler beyin aktivitelerini giriş sinyali olarak işlemekte ve felçli insanların diğer insanlarla tek iletişim kaynağı olabilmektedir [4]. BBA sistemleri engelli hastalara destek olmak amacıyla ve bu hastaların psikolojik engellerini ortadan kaldırmak amacıyla da kullanılmaktadır [5], [6]. Bu tıbbi kullanımların yanı sıra bu sistemler eğlence sektöründe de yer almaya başlamıştır[7].

BBA alanında ülkemizde ve dünyada birçok üniversite tarafından çeşitli araştırmalar yapılmaktadır. Ülkemizde de son 10 yıldır bu alanda önemli çalışmalar

yapılmaktadır. BBA sistemleri çevresel sinir sistemine ve kaslara bağılı olmadığından, özellikle felçli ve ileri derecede motor fonksiyon bozukluğu olan ALS hastaları için dış ortamla bir iletişim arayüzü olacaktır. BBA sistemleri sayesinde bu hastaların yaşam kalitesinin artırılması sağlanmış olacaktır. Hem tıp alanında hem de gelişmekte olan teknolojik cihazların kontrollerinde kullanılması amaçlanan bu sistemlerin geliştirilmesi son derece önemlidir.

BBA sistemleri genellikle, beynin çalışması sırasında oluşan sinyalleri kaydeden cihaz, sinyal yükseltici, kod çözücü sistem ve kullanıcıya geri dönüt sağlamak üzere harici bir elektromekanik cihaz veya monitörden oluşmaktadır. Beynin çalışması sonucu oluşan sinyallerin elde edilme şekillerine göre BBA sistemleri invaziv (müdahaleci) ve non-invaziv (müdahaleci olmayan) sistemler olarak gruplandırılmaktadır. Müdahaleci BBA sistemlerinde beynin korteks bölgesine yerleştirilen implant ile veya korteks tabakanın üzerinde bulunan gri bölgeye elektrot yerleştirilmesiyle elde edilir. Bu her iki yöntemde cerrahi müdahale gerektirdiğinden henüz günlük hayatta kullanımı uygun değildir. Müdahaleci olmayan BBA sistemlerinde beyin aktivitesi sonucu oluşan sinyaller Magnetoensefalografi (MEG), Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme (fMRI) ve EEG ile elde edilebilmektedir. MEG, ve fMRI pahalı tekniklerdir ve hızlı haberleşme için uygun değildir. Ayrıca MEG ile yapılan ölçümler manyetik korumalı odalarda büyük bir aygıtla yapıldığından pek de pratik değildir. Müdahaleci olmayan BBA sistemlerinde yüksek zaman çözünürlüğü, kolay kurulum ve kullanım, düşük maliyetli ve acısız bir yöntem olduğundan genellikle elektroensefalografi (EEG) sinyalleri kullanılır [2], [8]. Ölçüm yapabilmek için genellikle üzerinde elektrotlar olan başlıklar kullanılır. Girişimsel olmayan bu teknikteki tek fiziksel etki, EEG başlıklarında kullanılan teknolojiye dolayı ihtiyaç duyulan durumlarda kullanıcının kafası ile başlık arasına iletken madde sürme işlemidir. Kafatasının sinyalleri zayıflatması sebebiyle, sinyal çözünürlüğü girişimsel tekniklere göre daha düşüktür.

EEG sinyalleri yapısı gereği sürekli değişen işaretlerden oluştuğundan bu işaretlerin matematiksel yöntemlerle sağlıklı olarak yorumlanmaları önem arz etmektedir. Bu analizler BBA sisteminin performansını doğrudan etkilemektedir. Diğer taraftan farklı insanlardan aynı uygulamaya ait EEG işaretleri de insan fizyolojisi gereği aynı olmayacağından, bulunacak öznelilikler kişiden kişiye de farklı sonuçlar verecektir.

Bu tez çalışması kapsamında, felçli ve ALS hastalarının yaşam kalitesini yükseltmek, psikolojik destek vermek ve günlük hayatta kullanabilecekleri iki farklı BBA sistemin tasarımı ve uygulaması gerçekleştirilmiştir. P300 ve SSVEP tabanlı iki farklı BBA sistemi tasarlanarak çevrimiçi çalışan küçük bir elektrikli DC (doğru akım) motorun hız ve yön kontrolü gerçekleştirilmiştir. Çalışma kapsamında her iki BBA sisteminde de LCD (Sıvı Kristal Ekran) monitör kullanılarak uyaran sistemi oluşturulmuştur. Tez çalışması kapsamında FÜBAP tarafından temin edilen kablosuz EEG kayıt cihazı kullanılarak, kullanıcılardan çevrimiçi olarak elde edilen EEG sinyallerine ön işleme uygulanmış, sistem için gerekli olan özellikler çıkarılmış ve sınıflandırma yapılmıştır. Motor hız ve yön kontrolü için ise motor sürücü devresi tasarlanmıştır.

Bu tez çalışmasında beynin çalışması sırasında oluşan elektriksel aktivitelerin sonucu oluşan Elektroansefalogram tabanlı BBA arayüzleri incelenmiş ve BBA sistemleri hakkında temel bilgiler verilmiştir. Sonrasında ise tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen SSVEP ve P300 tabanlı BBA sistemleri hakkında ayrıntılı bilgiler verilmiştir. BBA sistemlerinin gerçekleştirilmesi sonucu elde edilen sonuçlar tartışılmıştır.

1. bölümde genel tanıtımdan sonra BBA sistemlerinin genel literatür özeti ve yapılan çalışmalar hakkında bilgi verilmiştir.

2. bölümde beyin ve EEG sinyalleri hakkında bilgiler verilmiştir. Bu bölümde EEG sinyallerinin temel özellikleri ve kaydetme prosedürü ayrıntılı olarak ele alınmıştır.

3. bölümde BBA sistemleri ayrıntılı olarak ele alınmıştır. Bu çerçevede BBA sistemlerinin temel bileşenleri açıklanmış, sinyal işleme yöntemleri ele incelenmiştir.

4. bölümde kararlı durum görsel uyaranlar (SSVEP) kullanılarak tasarlanan BBA sistemi ayrıntılı olarak ele alınmıştır. SSVEP tabanlı BBA sistemi ile küçük bir DC motorun yön ve hız kontrolü sağlanmıştır. Tasarlanan sistem çevrimiçi olarak çalışmaktadır. Sonuç aşamasında elde edilen veriler ışığında BBA sisteminin performansı ve hızı analiz edilmiştir.

5. Bölümde P300 potansiyelleri kullanılarak tasarlanan BBA sistemi ayrıntılı olarak ele alınmıştır. Bu BBA sisteminde kullanılan sinyal işleme ve sınıflandırma algoritması ayrıntılı olarak ele alınmıştır. Bu BBA sistemi ile küçük bir DC motorun hız ve yön kontrolü sağlanmıştır. Tasarlanan P300 tabanlı BBA sistemin performansı ve hızı analiz edilmiştir.

6. bölümde, tasarlanan BBA sistemlerinin sistem otomasyonundaki başarısı değerlendirilmiştir. BBA sistemlerinin genel problemleri ve çözüm önerileri üzerinde durulmuştur. Deneyler ve sonuçlar vurgulanmıştır.

1.1. Literatür Özeti ve Yeni Yapılan Çalışmalar

Vücudun denge ve karar merkezi olan ve karmaşık bir yapıya sahip olan insan beyninin dinamik yapısını anlamak için, bilim insanları geçmişten günümüze, ilkel kabul edeceğimiz yöntemlerden gelişmiş yöntemlere kadar pek çok metot geliştirmişlerdir.

1875 yılında Richard Caton hayvanlar üzerinde yaptığı deneylerin sonucunda; beyinde elektriksel aktivitelerin olduğunu bulmuştur [9]. Caton çalışmasında hassas bir galvanometre kullanarak çeşitli hayvanların beynine yerleştirdiği elektrotları kullanarak ölçümlerini gerçekleştirmiştir. Caton elde ettiği elektriksel aktiviteyi; uyarıcı bir işarete karşı oluşan ve herhangi bir uyarıcı aktivite olmadan oluşan sinyaller olarak ikiye ayırmıştır.

Bu gelişmeden sonra Alman Fizikçi Berger ise 1929 yılında yaptığı çalışmada, kafatası üzerine yerleştirdiği elektrotlar ve bunlara bağlı galvanometre ile insan beyninin elektriksel aktivitesini ilk defa göstermiştir [10]. Berger EEG kayıtlarını insan kafatasının saçlı deri kısmından elde etmiştir. Berger 1930 yılında yaptığı çalışmada ise Elektroansefalogram (EEG) adını verilen bu biyoelektriksel işaretlerin gözün açılıp kapanmasıyla değiştiğini göstermiştir. Çalışmasında bu sinyallerin frekans aralığının ise 8-13 Hz arasında olduğunu bildirmiştir. Berger'in bu çalışmasından sonra bu alandaki çalışmalar hız kazanmış ve bugünlere geldiğimizde EEG sinyallerinin kullanılarak BBA sistemlerinin geliştirildiğini görmekteyiz. Günümüzde robotları veya protezleri düşünce ile kontrol etme fikri son derece popüler hale gelmiştir. Bu fikrin ilk çalışmasında maymunun motor korteksine yerleştirilen elektrotlarla denenmiştir. Bu yöntem cerrahi müdahale gerektirdiği ve riskli olduğundan insanlar için çok kullanışlı bir yöntem değildir. İnsanlar için genellikle EEG sinyalleri kullanılmaktadır. Bu sistemde diğerlerine oranla düşük çözünürlük ve yüksek gürültü oranları gibi problemler görülmektedir. EEG uygulamalarından faydalanılarak yapılan çalışmalar daha çok BBA sistemi geliştirmeye yöneliktir. Bu çalışmalardan bazılarını şöyle sıralayabiliriz.

UCLA üniversitesi Bilgisayar Bilimi araştırmacılarından Jacques Vidal BBA terimini ilk kullananlardandır. Vidal 1973 yılında yaptığı çalışmada BBA sistemlerinin temel çalışma prensiplerini açıklamıştır [11]. 4 yıl sonra yaptığı çalışmada ise başarılı bir çevrimiçi BBA sistemi geliştirmiştir [12]. Bu çalışmasında dama desenli görsel uyaran kullanarak, labirent içindeki bir nesneyi 4 yöne (sağ, sol, ileri, geri) hareket ettirmeyi %90 oranında başarmıştır. Bu BBA sisteminde EEG sinyalleri kullanılmaktadır. Bağımlı BBA olarak tanımlanan bu sistemde kullanıcının göz hareketlerini kontrol etme kabiliyetine dayanmaktadır. Tasarladığı BBA çalışması, çevrimiçi BBA sistemi olarak bilinen veri toplama, gürültü giderme, önişleme, özellik çıkarma ve sınıflandırma prosedürlerini içermektedir.

San Francisco Smith-Kettlewell Görsel Bilimler Enstitüsünde Sutter'in geliştirdiği bir sistemde, kullanıcı görsel tetiklenmiş potansiyelleri kullanarak görsel bir uyarıya cevap vermektedir. Bu sistem ekrandaki bir komuta odaklanmış kullanıcının göz hareketlerinin EEG sinyalleri kullanılarak tanımlanmasıdır [13].

Farwell ve Donchin tarafından yapılan çalışmada ise P300 uyarılmış potansiyeller kullanılarak yapılmıştır. Harflerden ve özel simgelerden oluşan 36 karakterlik düzeneği bilgisayar ekranına 6x6 matris şeklinde yerleştirilmiştir. Daha sonra kullanıcıya odaklanması gereken karakter bildirilmiş ve ekranda bulunan karakterler rastgele olarak dikey veya yatay olarak parlatılıp söndürülmüştür. Kullanıcıdan, odaklanılan karakter yatay veya dikey olarak parlatıldığında içinden sayması istenmiştir. Kullanıcılar iki denemeden sonra 2.3 karakter/dak iletişim oranını %95 doğrulukla gerçekleştirmiştir [14].

Graz Teknik Üniversitesi'nden Pfurtscheller ve arkadaşları sensorimotor kortekse elektrotlar yerleştirerek olay bağlantılı senkronizasyon/desenkronizasyonları (event-related synchronization / desynchronization) (ERS/ERD) görüntülemişlerdir [15-18]. Bu çalışmalarında bazı hareketlerin düşünsel ve görsel hayali sırasında elde ettikleri EEG kayıtları ile çevrimiçi sınıflandırma yapmışlardır. Pfurtscheller ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada mu ve beta dalgaları kullanılarak bir kontrol sistemi geliştirilmiştir [19]. Bu sistemde müdahale olmaksızın elde edilen EEG sinyalleri yardımı ile kullanıcı felçli kolunu fonksiyonel elektriksel uyarım (functional electrical stimulation, FES) ile hareket ettirebilmiş ve bir cismi kavramıştır. BBA sistemi beta salınımlarını analiz ederek sınıflandırma yapmış ve çıkış komutu üretmiştir.

Wolpaw ve arkadaşları yaptığı çalışmada kafatasının sensorimotor korteks bölgesinden kaydedilen EEG sinyalleri kullanılarak bir imlecin bir veya iki boyutlu hareketinin kontrolü sağlanmıştır [20-22].

2009 yılında Fazel-Rezai ve Abhari tarafından yapılan çalışmada, bölgesel bazlı görsel uyaran ekranı kullanan bir P300 heceleticisi tasarlanmıştır [23]. Çalışmalarında, Farwell ve Donchin tarafından geliştirilen P300 heceletici kullanımında insani algısal hataların oluştuğu gösterilmiştir. Algısal hataları düzeltmek için, satır sütun yakmak yerine bölge yakma prensibine dayanan 2 aşamalı görsel uyaran geliştirmişlerdir. İlk aşamada, 7 karakterden oluşan 7 adet bölge içeren görsel uyaran matrisi kullanıcıya gösterilmektedir. Kullanıcı, iletmek istediği karakterin bulunduğu bölgeye odaklanmaktadır. Heceletici, sınıflandırma yaparak odaklanılan bölgeyi belirlemektedir. Sonra, ekrana sadece odaklanılan bölgedeki 7 karakter gelmektedir. Bu ekranda, kullanıcı iletmek istediği harfe odaklanmakta ve sistem karakteri algılamaktadır. Farwell-Donchin tarafından geliştirilen sistemde oluşan %36.7 değerindeki hata oranının, yeni geliştirilen sistemde % 18.3 seviyesine düştüğünü rapor etmişlerdir.

2010 yılında Campbell ve diğerleri yaptığı çalışmada kablosuz EEG başlığı ve P300 uyarılmış potansiyellerini kullanarak NeuroPhone adında akıllı telefon uygulaması geliştirilmiştir. Bu uygulama telefon rehberindeki kişilerin fotoğrafları kullanılarak 3x2'lik bir dizin oluşturulmuş ve kişilere ait fotoğraflar rastgele parlatılıp soluklaştırılarak deneklerden aramak istedikleri kişiye odaklanmaları istenmiş ve sınıflandırma sonrasında ise düşünülen kişinin aranması sağlanmıştır [24].

2011 yılında Ahi ve diğerlerinin yaptığı çalışmada, uyaran tekrar sayısını azaltmak ve veri transfer hızını yükseltmek amacıyla geliştirdikleri sistemde, P300 heceleticisinin arayüz ve sınıflandırma sisteminde değişiklikler yapmışlardır. Sınıflandırıcı sistemlerine kendi düzenledikleri bir sözlük dâhil etmişler ve 14 sağlıklı denekten 15'er kelimelik kopya heceleme verisi toplamışlardır. Sözlüğün sisteme eklenmesinin ardından, 5. deneme sonrası çözümleme başarı yüzdesinde %72,86'dan %95,7'ye yükseliş elde etmişlerdir. Sistem başarısını yükseltebilmek için, hataların hedef harfin bir komşuluğunda olduğu hipotezinin doğrulamasını yapmışlardır. Doğruladıkları hipotezden yola çıkarak, klasik görsel uyaran ekranında sadece harflerin matristeki yerlerinde değişiklik yapmışlardır. Aynı deneklere, aynı kelimeleri heceletmişler ve 2. denemede veri aktarım hızının 55,32 bit/dakikaya ulaştığını gözlemlemişlerdir [25].

Çağlayan ve diğerleri tarafından yapılan çalışmada görme engelli bireyler için Beyin Bilgisayar Bağlantısı (BBB) adını verdikleri sistemde kullanıcılara işitsel/görsel olarak uyarılar sunulmuş ve P300 potansiyelleri kullanılarak sınıflandırma yapılmıştır [26]. BBB sisteminin görme engelli bireyler için uygulanabilirliği üzerinde durulmuştur.

Erdoğan ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada ise P300 potansiyelleri kullanılarak çevrimiçi heceletici uygulaması yapılmıştır [27]. Bu uygulamada kullanıcılar bir karakter tahmini için sadece 2 tekrar (6 sn) kullanarak %100 doğrulukla yönetebilmiştir.

2006 yılında Tsinghua Üniversitesi'ndeki bir grup araştırmacı [28] tarafından yapılan çalışmada yüksek frekanslarda uyaran kullanılarak SSVEP tabanlı BBA sistemi tasarlanmıştır. Bu sistemde doğruluk oranı %90'nın üzerinde olmuştur.

2008 yılında Almanya'nın Hannover şehrinde düzenlenen Cebit Bilişim Fuarında Bremen Üniversitesinden bir grup araştırmacı SSVEP tabanlı heceleyiciyi [29-34] tanıtmışlardır. Bremen BCI adını verdikleri bu heceleyici 32 karakterden oluşan (harfler ve özel karakterler) sanal bir klavyedir. Harfler İngilizce dilinde oluşum sıklığına göre düzenlenmiş ve özel karakterler harflerin en sonunda bulunmaktadır. Harfler ekranın tam ortasında yer almakta, uyarılar ise beyaz renkli ekranın dört kenarına yakın şekilde ve bir tanesi de ekranın sol üst köşesinde yer almaktadır. Bu uyarılar aşağı, yukarı, sol ve sağ yön tuşlarını temsil etmekte, sol üst taraftaki ise seçim tuşunu temsil etmektedir. Her bir uyaran ayrı bir frekansta yanıp sönmektedir. Kullanıcı yazdırmak istediği harfin üzerine ekrandaki yön tuşlarını temsil eden uyarılara bakışlarını sabitlemekte ve onaylamak için ise ekranın sol üstündeki seçim uyarısına odaklanmaktadır. Kullanılan uyarılar aynı LCD'de olduğu için kullanıcının bakışlarını LED (Light Emitted Diode, Işık yayan diyot) uyarılar da olduğu gibi ekrandan çok fazla kaydırmasına gerek kalmayacaktır. Bu sayede bu heceleyiciyi kullanmak için ekstradan herhangi bir donanımsal kurulumla gerek kalmayacaktır. Daha sonra yapılan çalışmada veri aktarım hızının 124 bit/dk'ya çıkarıldığı bildirilmiştir[29]. Bu değer veri aktarım hızı açısından yüksek bir değerdir.

2010 yılında Danimarkalı bir grup araştırmacı tarafından tasarlanan SSVEP tabanlı heceleyicide ise sözlük desteği bulunmaktadır [35]. DTU BCI Speller adını verdikleri bu heceleyicide ise tek elektrot kullanılmakta ve kullanıcılar ekrana ortalama dakikada 4.90 karakter yazdırabilmektedir. Bu heceleyici türünde tek elektrot kullanılmasından dolayı

günlük kullanımı daha kolay olabilecektir. Bu tasarımda kullanılan sözlük ise karakter yazma hızını arttırmaktadır.

2011 yılında Sorin M. Grigorescu ve arkadaşları tarafından geliştirilen tekerlekli sandalye sisteminde bir tür robot ve insan etkileşimi bulunmaktadır [36]. İlk defa 1997 yılında çalışması yapılan bu robot sisteminin amacı yaşlı ve engelli kişilere günlük ve mesleki yaşam aktivitelerinde yardımcı olmaktır [37-38]. “FRIEND” adını verdikleri bu robotta çeşitli algılayıcılar, kamera ve bir adet robot kolu bulunmaktadır. Bu robotun kontrolü SSVEP tabanlı BBA sistemi ile yapılmaktadır. Kontrol ekranının dört yanına komutların üzerine gelmek için aşağı, yukarı, sol ve sağ yönlerini temsil eden LED uyarılar yerleştirilmiş ve seçim için ise ekranın sağ üst köşesine LED uyarı yerleştirilmiştir. Bu robotun amacı özellikle yüksek derecede engelli ve felçli hastaları desteklemektir. Bu BBA sisteminde non-invazif sistem olan EEG kullanılmıştır.

H. Cecotti ve arkadaşları 2010 yılında yaptıkları bir çalışmada farklı BBA tabanlı heceleme sistemlerini incelemişlerdir [39]. Heceme sistemleri BBA sistemlerinde en çok üzerinde durulan konulardan biridir. Bu sistemler P300, SSVEP ve motor hayali ile çalışan heceleme sistemleridir. Bu çalışmada mevcut heceleme sistemlerin zorlukları incelenmiştir. Ayrıca BBA sistemlerinde kullanılan BCI2000, OpenVIBE vb. açık kaynak sistemlere atıfta bulunmuştur.

2012 yılında Pieter L Kubben ve arkadaşları BBA çalışmalarında kullanılmak üzere düşük maliyetli LynxMotion AL5D robotik kolunun MATLAB/Simulink programında kontrol edilmesini sağlayan açık kaynak bir yazılım geliştirmişlerdir [40]. Bu uygulama C++ ve Qt kütüphanesi kullanılarak geliştirilmiştir. Bu uygulamada 14 kanallı kablolu EEG kayıt cihazı kullanılmıştır.

Danhua Zhu ve arkadaşlarının BCI2000 ve Matlab ortamında geliştirdikleri sistemde, imleç iki boyutlu bir labirentte yönlendirilmektedir [41]. Bu uygulamada SSVEP tabanlı BBA kullanılmıştır. Görsel uyaran olarak ise yön tuşlarını temsilen ekranın sağına ve soluna yerleştirilen 4 adet LED uyarı kullanılmıştır. Bu sistemde ortalama doğruluk oranı 95,5 ve veri aktarım hızı 34bit/dk olmuştur. Benzer bir sistemi de Nikolay Chumerin ve arkadaşları geliştirmişleridir [42]. “The Maze” adını verdikleri bu uygulamada labirentin içinde kullanıcıyı temsilen bir avatar bulunmakta ve bu avatarın labirentin başka bir yerindeki hedefe ulaşması istenmektedir. Bu uygulamada yön tuşlarını temsil eden uyarılar ekranda bulunmaktadır.

İngiltere’de 2012 yılında yapılan bir çalışmada SSVEP tabanlı BBA sistemlerinde LCD ekranda kullanılan görsel uyaranların büyüklüğünün ve birbirleri arasındaki mesafenin sisteme olan etkisi incelenmiştir [43]. Bu çalışmada büyük ve birbirinden daha uzak olan görsel uyaranların, daha küçük boyutlu ve birbirine daha yakın olan görsel uyaranlara göre sınıflandırmada olumlu katkıları olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlar çerçevesinde uyarıcı parametrelerin büyüklüğünün BBA sistemlerinde önemli bir parametre olduğu görülmektedir.

2013 yılında Arkadiusz Stopczynski ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada 14 kanallı kablosuz Emotiv EEG başlık kiti ve Android işletim sistemine sahip bir telefon kullanılarak BBA uygulaması yapmışlardır [44]. “The Smartphone Brain Scanner” adını verdikleri bu uygulamada C++ ve Qt kütüphanesi kullanılmıştır. Yapılan çalışmada EEG sinyallerindeki alfa aktivitesinden yararlanılmıştır. Bu uygulamada, kullanıcının sağ parmakları ile ekrana dokunma hayali sınıflandırılmıştır. Yapılan bu uygulama açık kaynak olarak sunulmuştur.

2013 yılında Rajesh Singla ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada ise SSVEP tabanlı BBA sistemi kullanılarak tekerlekli sandalye kontrol edilmiştir [45]. Burada ekranda 4 yön tuşunu gösteren (sol, sağ, ileri, geri) uyaranlar LCD ekranda kullanılmıştır. Bu çalışmada sınıflandırmada SVM kullanılmıştır. Sistemde doğruluk oranı ortalama %90.42’dir.

2010 yılında yapılan bir çalışmada ise SSVEP tabanlı BBA sisteminde aktif kuru elektrotların kullanımının BBA başarımına etkisi üzerinde çalışılmıştır [46]. Çalışma sonucunda ıslak elektrot kullanılarak tasarlanan sistemlerin aktif kuru elektrot sistemlerine nazaran aynı başarıımı sağlayabilmek için 4 kat daha fazla sürede EEG kaydının yapılması gerektiği tespit edilmiştir.

JOHNSON tarafından yapılan bir çalışmada ise 8 adet LED uyaran kullanılarak SSVEP tabanlı BBA sistemi tasarlanmıştır [47]. Sistem tasarımında BCI2000 platformu ve MATLAB yazılımı kullanılmıştır. Kullanıcılar robot kolunu 8 yönde hareket ettirerek çizim yaptırabilmektedir.

2012 yılında Macau Bilim ve Teknoloji Üniversitesinden bir grup araştırmacı taşınabilir ve düşük maliyetli başlık kiti olan Emotiv EEG ile SSVEP tabanlı BBA sistemi geliştirmişlerdir [48]. Bu başlık kitinin günlük hayatta da kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Yapılan çalışmada çevrimiçi sistemde %95.83 doğruluk oranı ve 22.85

bit/dk'lık bir veri aktarım hızı elde etmişlerdir. Benzer bir çalışmada Vliet ve arkadaşları tarafından yapılmıştır [49]. Bu BBA sisteminde görsel uyaran kullanılarak video oyunu tasarlanmış ve olumlu sonuçlar alınmıştır.

Ülkemizde de BBA alanında çalışmalar yapılmakta ve genelde literatürde kullanılan veri grupları üzerinde çalışılmaktadır. Son zamanlarda ülkemizde yapılan BBA çalışmalarında artış yaşanmıştır.

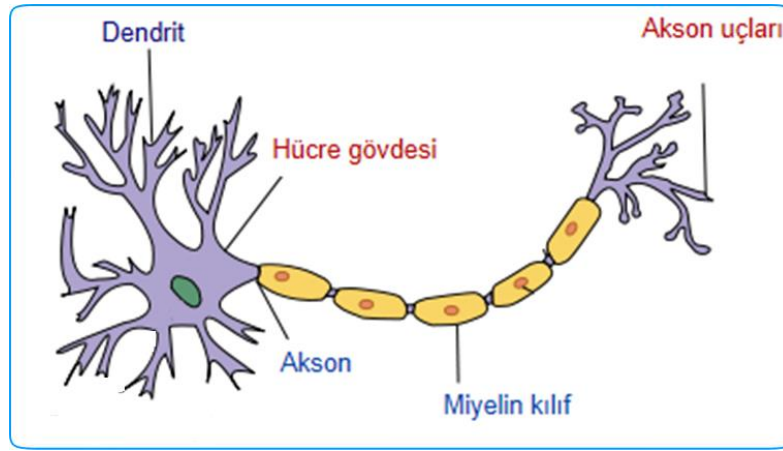
Yukarıda verilen literatür özeti kapsamında bu çalışmada, donanım olarak bir BBA geliştirmek yerine temin edilen bir BBA cihazı kullanılacaktır. Bu BBA cihazı ile farklı düşünsel ve görsel durumlardan elde edilen EEG işaretlerinin öz niteliklerinin çıkarılması ve doğru bir şekilde sınıflandırılması ve EEG sinyallerinin yapılan bu analizlerine bağlı olarak da bir sistemin (örneğin elektrikli sürücülerin hız ve/veya konum) kontrolü gerçekleştirilecektir.

2. BEYİN AKTİVİTESİN ÖLÇÜMÜ

BBA sistemlerindeki temel hedef; kullanıcının isteklerini, beyin aktivitesinin ölçümü ile belirlemektir. Bu işlemin ilk adımı beyinde başlar ve ilk elemanları da sinir hücreleridir. Bu bölümde beynin yapısı, sinyal kaydetme yöntemleri ve EEG sinyallerinin yapısı hakkında bilgi verilecektir.

2.1. Sinir Hücreleri

EEG sinyalleri Serebral kortekste bulunan sinir hücrelerinin ürettiği elektrik potansiyellerinden oluşmaktadır. Bu sinyaller çok sayıda sinir hücresinin çalışması sonucu oluşur ve sinyaller iç içe geçmiştir. Sinir hücreleri aynı zamanda nöron olarak da adlandırılır. Bir nöron; soma olarak da bilinen hücre gövdesinden, dentrit ve aksondan oluşmaktadır [50]. Şekil 2.1’de bir sinir hücresinin bölümleri görülmektedir.



Şekil 2.1. Sinir hücrelerinin bölümleri

Dentritler, diğer nöronlardan gelen bilgilerin hücre gövdesine iletilmesinde görevlidir. Başka bir deyişle dentritler elektrik kabloları gibi hücreye giren sinyalleri hücre gövdesine iletmekle görevlidirler.

Hücre gövdesi gelen bilgiyi işler ve aksonlar vasıtasıyla bilgiyi diğer nöronların dentritlerine iletir. Aksonlar yapı olarak uzun bir kabloya benzer ve hücreden gelen bilgileri bağlı olduğu diğer hücreler iletmekle görevlidir. Aksonların üzeri yağ ve protein karışımı olan miyelinden kılıfla kaplıdır. Miyelin kılıf, yol boyunca aksonları korur ve

yalıtılır. Böylece veri kaybı engellenerek uyarılar daha hızlı iletilir. Miyelin sayesinde bir hücredeki mesaj diğer sinir hücresinden yalıtılır ve sinyallerin karışması engellenir. Nöronlar birbiri ile temas halindedir. Bu temas bir nörondan diğer nörona bilgi akışının temelini oluşturur. Bir nöronun aksonu ile diğer nöronun dentritinin temas ettiği bölgeye sinaps denir. Sinapslar dentrite fiziksel olarak bağlı değildir. Aralarında sinaptik boşluk olarak adlandırılan çukurumsu bir yapı bulunmaktadır. Bir sinir hücresinden diğer sinir hücresine bilgi akışı sinapslar yardımı ile olmaktadır. Bir sinir hücresinin aksonu birden fazla sinir hücresine bağlıdır. Normal bir sinir hücresi 1000-10.000 arasında sinapse sahiptir. Bu da bir sinir hücresinin 1000-10.000 arasında diğer hücrelere bağlı olması demektir. Sinir hücrelerinde, sinapsın yapısı gereği bilgi akışı tek yönlü olmaktadır. Bir sinir hücresindeki bilginin diğer bir sinir hücresine geçişi şekil 2.2’de görülmektedir.

Şekil 2.2. Nöronlar arasındaki bilgi alışverişi

Bir sinir hücresinden bir bilgi çıkışı olduğu zaman bu bilgi aksonların bağlı olduğu diğer sinir hücrelerinin hepsine gider. Dendritler binlerce aksona bağlı olabilir. Diğer sinir hücrelerinden gelen bilgilerin toplamı dendritler tarafından hücre gövdesine aktarılır. Gelen bu elektriksel potansiyeller belirli bir değere ulaştığında, nöron bu değeri akson üzerinden diğer nöronlara gönderir. Bu elektriksel aktivite sinapslardan geçerek diğer nöronlara aktarılır. Bir nörondaki elektriksel aktivite çok küçüktür, ölçümü zordur. Fakat belli bir aktiviteyi gerçekleştirmek için grup halinde çalışan sinir hücrelerinin elektriksel aktivitesi, kafatasına yerleştirilen elektrotlar yardımı ile ölçülebilir. Elde edilen bu sinyallere EEG sinyalleri denir.

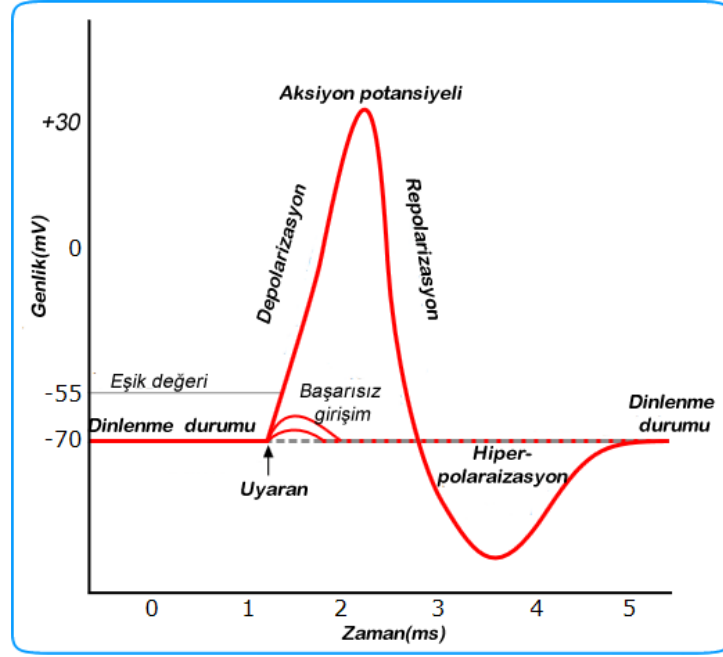
2.2. Aksiyon Potansiyelleri

Nöronlar, günlük hayatımızdaki aksine elektrik iletimini kimyasal olarak yaparlar. Bir nöron uyarılmadığı sürece, hücre zarının bir tarafı ile diğer tarafı arasında belli bir potansiyel fark bulunmaktadır. Bu fark hücre içerisinde bulunan iyonlarla hücre dışında bulunan iyonların miktarından kaynaklanmaktadır. Bir nöronun dış ortamında yüksek miktarda Sodyum iyonu (Na^+) ve az miktarda Klor iyonu (Cl^-) bulunmaktadır. Hücre içerisinde ise Potasyum iyonu (K^+) ve eksi yüklü protein ve fosfatlar bulunur. Normal şartlarda yani herhangi bir uyarın olmadığı zamanlarda (dinlenme hali) hücre içi, hücre dışına göre daha negatif yüklüdür. Bu durum, hücre içi ile hücre dışı arasında bir potansiyel fark oluşturmaktadır. Hücrenin içindeki ve dışındaki iyon miktarı bir şekilde değiştiğinde aradaki potansiyel fark da değişmektedir [51].

Sinir hücrelerinin zarlarının, bir uyarana karşı oluşturdıkları ani ve hızlı potansiyel değişimine aksiyon potansiyeli denir. Kısa süreli ve yüksek genliklidir. Uyarın, belirli bir eşik değerine ulaştıklarında oluşur. Sinir hücresinde eşik değeri aşıldığı zaman, bu elektriksel sinyal aksonlar üzerinden diğer sinir hücrelerine gönderilir. Aksiyon potansiyeli 6 dönemde incelenmektedir.

Şekil 2.3'te bir aksiyon potansiyeli ve oluşum evreleri görülmektedir. Hücreye herhangi bir uyarın gelmediği zamanlarda başka bir deyişle dinlenme zamanında, hücre içi ile hücre dışı arasındaki potansiyel fark -70 mV olmaktadır. Dinlenme süresince bu potansiyel fark aynı olmaktadır. Bu potansiyelle dinlenme potansiyeli denmektedir.

Bir uyarın olduğunda sinir hücresi uyarılır. Eğer ki bu uyarın belirli bir seviyede değilse (eşik seviyesi) aksiyon potansiyeli tetiklenmez. Bu duruma başarısız girişim denir ve Şekil 2.3'te küçük dalgalanmalar şeklinde gösterilmiştir. Eşik değeri aşılmadığı sürece aksiyon potansiyeli tetiklenmeyecektir. Eşik değeri -65 mV ile -40 mV arasında değişmektedir. Kısacası eşik değerini geçemeyen bir uyarın, hücrede aksiyon potansiyeli oluşturamaz.



Şekil 2.3. Aksiyon potansiyeli ve evreleri

Sinir hücresi, eşik değerini aşan bir uyarı aldığı zaman aksiyon potansiyeli oluşturur. Bu durum hızlı bir şekilde, hücre içi ve hücre dışı arasındaki potansiyel farkı +30 mV seviyesine çıkartır. Bu sürece depolarizasyon denilmektedir.

Sinir hücresinde, maksimum tepe noktasına ulaşan potansiyel fark hızla tekrar eski değeri olan -70 mV seviyesine inmeye başlar. Bu sürece repolarizasyon denilmektedir.

Repolarizasyon işlemi sırasında hücre içindeki ve dışındaki iyonların miktarından dolayı potansiyel fark -85 mV değerine düşebilmekte ve daha sonra dinlenme halindeki -70 mV seviyesine gelebilmektedir. Bu aşırı polarize durumuna hiperpolarizasyon denir. Bu işlem biraz zaman alabileceği için işlem sonuçlanıncaya kadar tekrar bir uyarı karşısında aksiyon potansiyeli oluşturulamaz.

Eşik değerini aşan bir uyarı karşısında hücre aksiyon potansiyeli oluşturacak ve bu potansiyeli aksonu üzerinden bağlı olduğu diğer sinir hücrelerine aktaracaktır. Sadece eşik değerini geçen uyarılar aksiyon potansiyeli oluşturacağından, diğer sinir hücrelerine gönderilen bilgilerin genliği aynı olacağından dolayı asıl bilgi taşıma işlemi frekans üzerinden olmaktadır.

2.3. Beyin

Karmaşık bir yapıya sahip olan beyin, vücuttan gelen sinyaller sayesinde hareket etmemizi, düşünmemizi, hissetmemizi, görmemizi, tat ve koku almamızı sağlayan bir organdır. Beyin vücudun kontrol edilmesinde, bilgilerin alınmasında, bilgilerin analiz edilmesinde ve saklanmasında görevlidir.

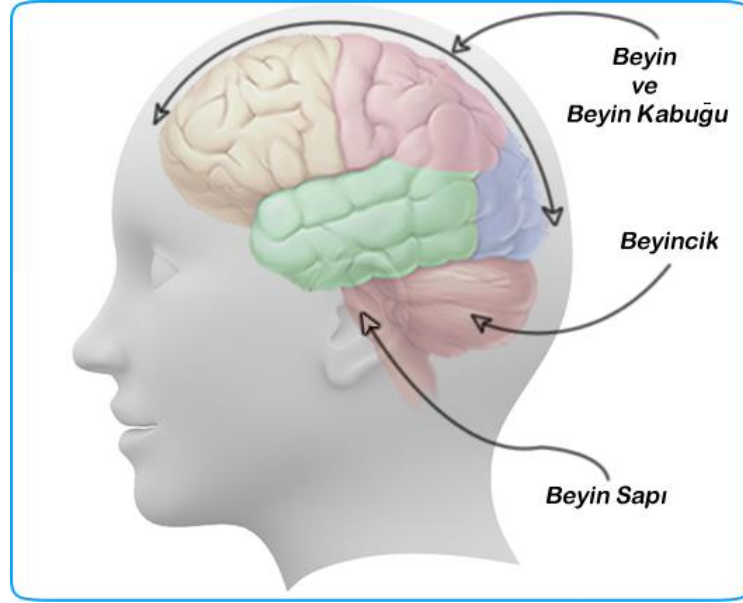
Kafatası boşluğunda yer alan beyin, yetişkin bir insanda yaklaşık olarak 1300-1400 gramdır. Doğumda insan beyni yaklaşık olarak 350-400 gramdır. Çocuk büyüdükçe, beyin hücrelerinin sayısı nispeten sabit kalır, ancak hücre boyutu ve bağlantıların sayısı arttıkça beyinde büyür. İnsan beyni yaklaşık 6 yılda tam büyüklüğüne ulaşmış olur. Beyin hücreleri diğer hücrelerden farklı olarak, hücre öldüğünde yenilenmezler.

Beyindeki sinir hücrelerinin sayısı yaklaşık olarak 100 milyar kadardır [52]. Beyinde sinir hücrelerinin 10 katı kadar da destek hücreleri olarak kabul edilen “glia” hücreleri bulunmaktadır.

İnsan beyni şekil 2.4’ teki gibi 3 ana bölümde incelenebilir. Bunlar beyin, beyincik ve beyin sapıdır. Bu çalışmada beyin üzerinde durulacaktır.

Beyincik kafatasının arka tarafında, beynin alt tarafında bulunup beyin ile omurilik soğanı arasında bulunmaktadır. Yapı olarak beyne benzeyip, vücudun denge organlarından birisidir. Aynı zamanda kasların düzenli çalışmasını sağlamakla görevlidir.

Beyin sapı, beynin alt kısmındadır. Beyinciğin önünde yer alarak beyin ile omurilik arasındaki bağlantıyı sağlar. Kalp atışını, solunum hızını, refleks hareketlerinin denetiminde görev alır. Beyinden baş ve boyun kaslarına giden sinirler beyin sapından geçmektedir. Ayrıca görme, işitme ve koklama duyularından beyne giden sinirlerde beyin sapından geçmektedir.



Şekil 2.4. İnsan Beyni ve Bölümleri

Beyin, insandaki tüm faaliyetlerin merkezi olup, duyu organları ve motor korteksten gelen bilgileri alır ve analiz eder. Aynı zamanda dil, bilişsel işlevler ve anılar gibi yüksek beyin fonksiyonlarını içerir. Duygular da beyinde işlenmektedir. Beyin, BBA sistemlerinin önemli bir parçasıdır. Üst düzey faaliyetlerin sürdüğü ve nöronların çoğunun bulunduğu bu kesimin dış yüzeyi beyin kabuğu (serebral korteks) olarak anılmaktadır. Serebral korteksin kalınlığı 2-6 mm arasındadır. Serebral korteks BBA çalışmaları için önem arz etmektedir. Serebral korteks Hemisfer adı verilen iki yarım küreye ayrılır. Bunlar sol ve sağ hemisfer olarak adlandırılmaktadır. Beynin her iki yarımküresi korpus kallozum ile birbirine bağlanmıştır ve aralarındaki iletişim buradan olmaktadır. Serebral korteks girintili ve çıkıntılıdır. Buradaki çıkıntılara girus, girintilere ise sulkus denilmektedir. Bu girinti ve çıkıntılar yüzey alanının arttırılmasını sağlamaktadır. Sol yarım küre vücudun sağ tarafını kontrol ederken, aynı şekilde sağ yarım küre ise vücudun sol tarafını kontrol etmektedir [53]. Beynin sol yarım küresi; sağ el, mantık, dil, sayılar, muhakeme ve analitik düşünme içeren motor alanlara sahiptir. Sağ yarım küre ise sol el kontrolü, duyguların ifadesinde, müzik, sezgi ve yaratıcılık gibi alanlarda daha etkindir.

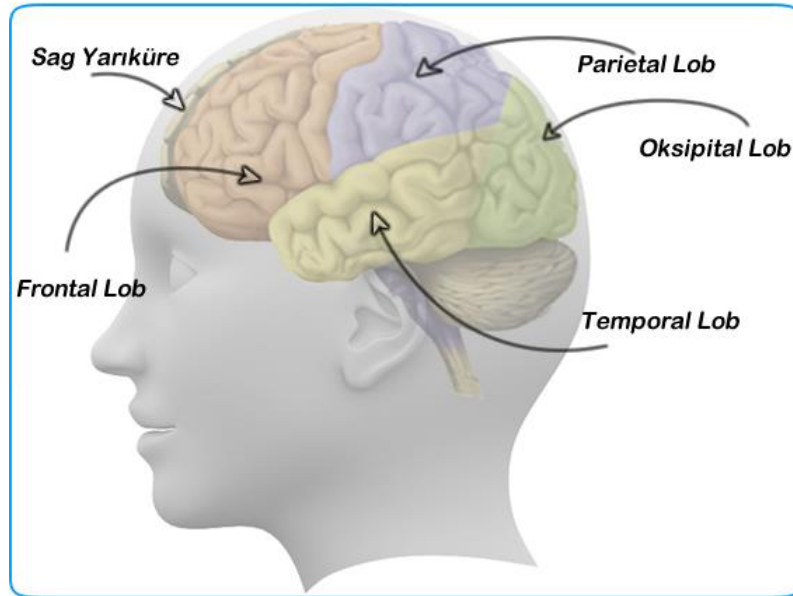
Serebral korteksin sol ve sağ yarım küresi şekil 2.5'teki görüldüğü gibi Frontal Lob (F), Parietal Lob (P), Temporal Lob (T) ve Oksipital Lob (O) olarak 4'e ayrılabilir. Her lob ayrı bir görev üstlenmiştir [54].

Frontal Lob; beynin ön kısmında bulunan bu bölge ağırlıklı olarak duygular, problem çözme, konuşma ve hareket ile ilişkilidir. Bu bölgenin arka kısmında ise motor korteks bulunur. Motor korteks, beynin çeşitli loblarından gelen bilgileri alır ve bu bilgilerden faydalananarak vücut hareketlerini tamamlar.

Parietal Lob; beynin orta kısmında bulunan bu bölge basınç, dokunma ve ağrı gibi dokunsal bilgiyi algılama, tanıma ve yönlendirme gibi konularda görev yapar. Somatosensory korteks olarak da bilinen beyin bölümü, bu lobda bulunur ve vücut duyularının işlenmesiyle ilgili konularda görev yapar.

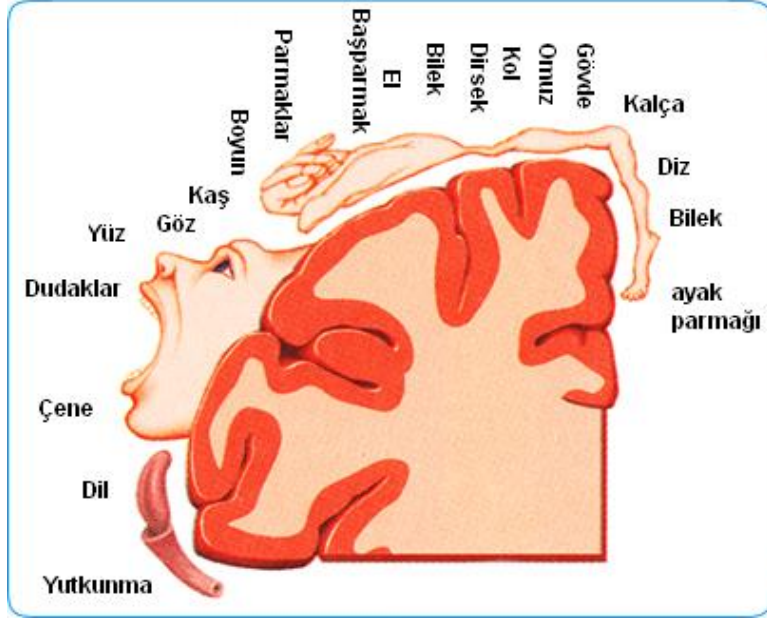
Temporal lob; beynin alt kısmında yer almakta olup, seslerin ve dilin yorumlanmasında, uzun dönemli hafıza gibi konularda görevlidir.

Oksipital Lob; beynin arka kısmında yer almakta ve ağırlıklı olarak görsel algılama konusunda görev yapar.



Şekil 2.5. Beynin Bölümleri

Korteks, Şekil 2.6'daki gibi her biri özel bir görev için uzmanlaşmış farklı bölümlere ayrılır. Özellikle sensorimotor korteks üzerinde tüm vücut fonksiyonları gösterilebilir. En çok motor kontrol gerektiren organlar daha çok yer kaplamaktadır [50].



Şekil 2.6. Motor korteksin organlara göre aktif olan bölümleri [55].

2.4. Beyin Aktivitesinin ölçümü

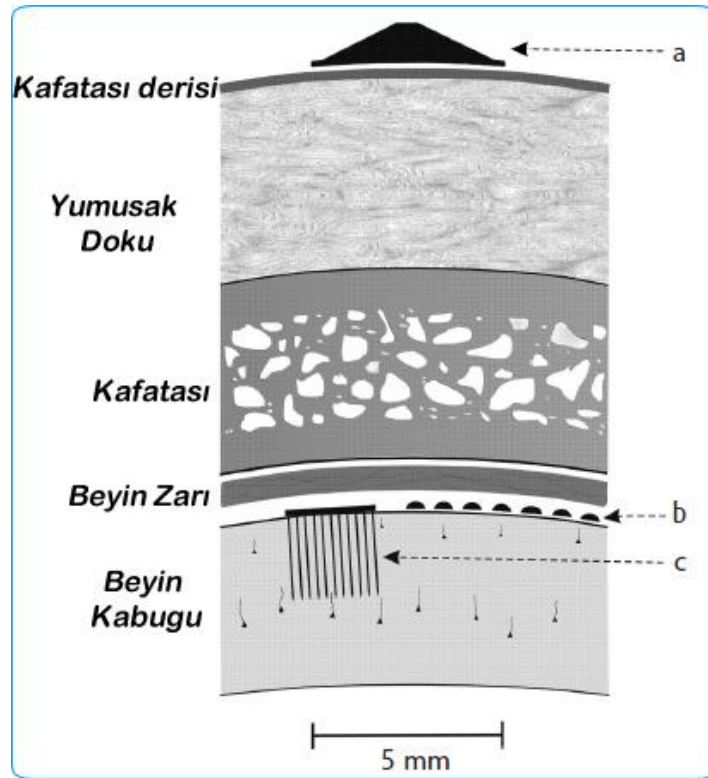
Bir BBA'nın, kullanıcının istek ve komutlarını saptayabilmesi gerekir. Bunun için beyin aktivitesi izlenmelidir. Teorikte beyin aktivitesini ölçmek için farklı kaydetme yöntemleri bulunmaktadır. Bu yöntemlerden bazıları;

- Elektroansefalografi (EEG)
- Elektrokortikografi (ECoG)
- Kortikal mikro elektrot kaydı
- Magnetoensefalografi (MEG)
- Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme (fMRI)
- Pozitron Yayılımlı Tomografi (PET)
- Optik Beyin Görüntüleme (NIRS)

Günümüz şartlarında ise bu yöntemlerin çoğu BBA çalışmaları için uygun değildir. Bu yöntemlerin bir kısmı pahalı, bir kısmı gerçek zamanlı uygulamalar için uygun değil, bir kısmında ise kullanıcıya cerrahi müdahale gerektirmektedir. Aşağıda bu yöntemler hakkında kısa bilgiler verilecektir.

2.4.1 Elektroansefalografi (EEG)

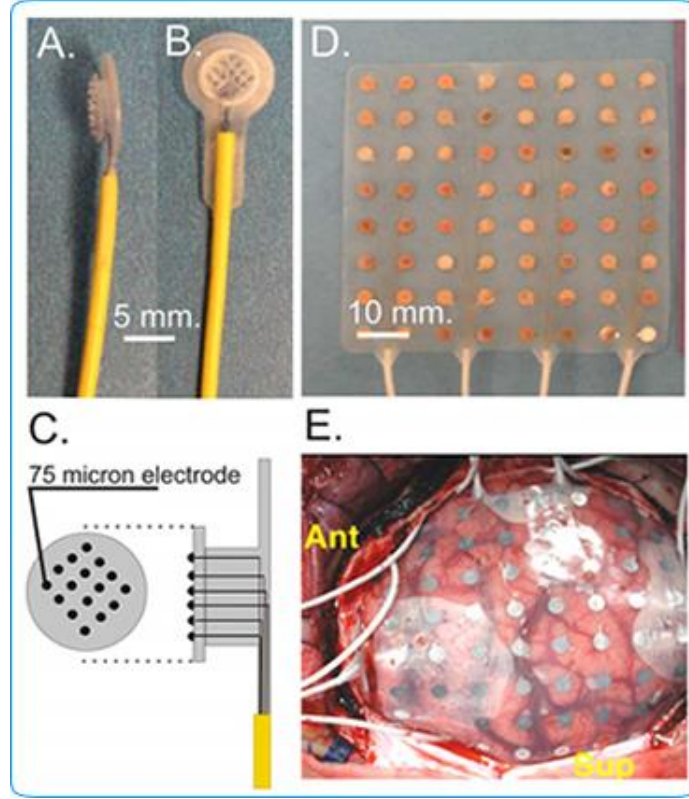
EEG sinyalleri, saçlı kafatası yüzeyinden elektrotlar yardımı ile elde edilir. Şekil 2.7’de EEG sinyallerinin kafatası üzerinden alındığı bölge gösterilmektedir. Beyinde sinir hücrelerinin çalışması sonucu oluşan aksiyon potansiyellerinden oluşan EEG sinyalleri, yüksek zaman çözünürlüğü, kolay kurulum ve kullanım, düşük maliyetli ve acısız bir yöntem olduğundan BBA sistemlerinde en çok kullanılan yöntemdir. Bunun yanında kasların çalışması sonucu oluşan artefaktlardan ve çevredeki gürültüden kolayca etkilenirler.



Şekil 2.7. Biyoelektrik sinyallerin kafatasında kayıt edilme bölgeleri a) EEG sinyalleri b) ECoG sinyalleri c) Kortikal mikro elektrotlar veya lokal alan potansiyeli [56].

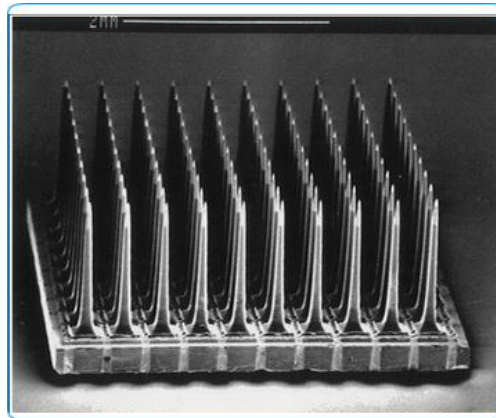
2.4.2 Elektrokortikografi (ECoG) ve Kortikal Mikro Elektrotlar

ECoG, müdahaleci bir yöntem olup, cerrahi bir müdahale ile kullanıcının beyin kabuğunun üzerine elektrot dizisi yerleştirilerek yapılır. Şekil 2.7’de ECoG sinyallerinin kafatası üzerinden alındığı bölge gösterilmektedir. Mikro ve makro ECoG elektrotları ise Şekil 2.8’de görülmektedir.



Şekil 2.8. Mikro ve makro ECoG elektrotları A-B: Mikro ECoG elektrot dizisi. C: Mikro ECoG elektrot dizisi şeması. D:Standart makro ECoG elektrot dizisi. E: Makro ECoG elektrot dizisinin beyin kabuğu üzerine yerleşimi [57].

Kortikal mikro elektrotlar, sinir hücrelerinin aktivitelerini kaydetmek için beyin kabuğunun içerisine yerleştirilir. Elektrokortikografiye göre yapılan cerrahi müdahale daha risklidir. Şekil 2.9’da kortikal mikro elektrot dizisi görülmektedir.



Şekil 2.9. Kortikal mikro elektrot dizisi [58]

2.4.3 Magnetoensefalografi

Beynin çalışması sonucu oluşan biyoelektrik aktivitenin oluşturduğu manyetik alanın ölçülmesini sağlayan bir yöntemdir. MEG ile EEG'nin zamansal çözünürlüğü birbirine yakındır. MEG sinyalleri düşük genliğe sahip olduğundan, sinyallerin deforme olmasını engellemek için ölçümlerin manyetik korumalı bir odada yapılması gerekmektedir. Ayrıca ölçümde kullanılan sensörler için büyük bir soğutma ünitesi gerekmektedir. Bu nedenle MEG sistemleri pahalı ve taşınabilir olmadığından BBA sistemleri için kullanımı pratik değildir [59]. Şekil 2.10'da MEG ile yapılan bir ölçüm görülmektedir.



Şekil 2.10. MEG ölçümü yaptıran hasta ve içinde bulunduğu manyetik korumalı oda [60]

2.4.4 Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme

Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme, beyinde akan kandaki oksijen miktarını ölçmek için kullanılan bir yöntemdir. Nöronlar, aktif olduğunda, bu hücrelerde oksijen tüketimi artar. Bu nedenle, beyin farklı bölgelerindeki sinir etkinliği hakkında bize fikir verir. Bu teknikte uzaysal çözünürlük diğerlerine göre nispeten daha yüksektir.

Bu yöntemde beyin kabuğundaki aktivitelere ek olarak ve beyindeki diğer bölümlerdeki aktivitelere de ölçülebilir. Öte yandan, hemodinamik aktiviteye verilen tepki birkaç saniye sürdüğünden fMRI sistemler düşük zamansal çözünürlüğe sahiptir [61].

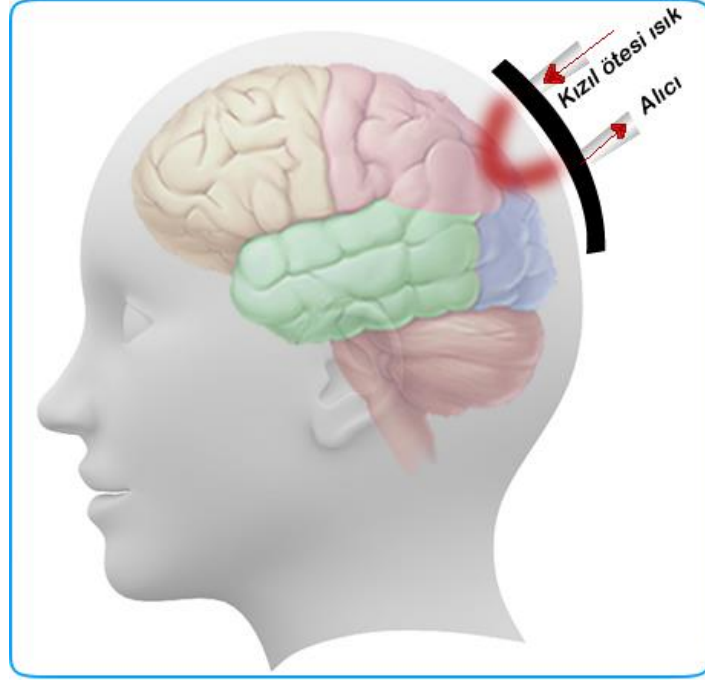
Bu sistemler pahalı ve çok yer kaplar. Aynı zamanda pahalı sistemlerdir. Bu sebeplerden dolayı fMRI pratikte BBA sistemleri için uygun değildir. fMRI kullanan BBA sistemleri üzerine birçok araştırma yapılmıştır [62-66].

2.4.5 Pozitron Yayılımlı Tomografi

Bu yöntemde; kullanıcıya şeker türevi olan ve pozitron ışıması yapan radyoaktif madde damar yolu ile enjekte edilerek hücresel seviyede metabolizma ölçülür. Radyoaktif madde uygulandıktan sonra, 30-60 dakika arasında bekleme yapılarak radyoaktif maddenin tüm vücuda yayılması sağlanır. Bu yöntemle beyindeki aktivitenin olduğu yer tespit edilebilir. PET' in avantajı yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olması, dezavantajı ise düşük zamansal çözünürlüğe sahip olmasıdır. Düşük zamansal çözünürlüğünün olması metabolizmanın yavaş çalışmasından dolayıdır. Bunlara ilave olarak hastaya radyasyon uygulandığından insan sağlığı için zararlıdır. Radyoaktif maddenin pahalı olması da bir dezavantajdır. Bu sebeplerden dolayı BBA çalışmalarında PET'in kullanılması uygun değildir.

2.4.6 Optik Beyin Görüntüleme

Yakın Kızıl Ötesi Spektroskopisi (NIRS) olarak da bilinen bu yöntemde, beyindeki bir aktivite sırasında çalışan bölgeler, kandaki hemoglobin konsantrasyonu ile bulunmaktadır. Bu yöntemde kızıl ötesi ışık kullanılmaktadır. Kızıl ötesi ışık normal ışık kaynağına göre dokulardan daha iyi geçmektedir. Beyne saçlı deri üzerinden kızıl ötesi ışınlar gönderilir ve beyin kabuğundan yansıyan ışınlar tekrar bir kızılötesi alıcı ile alınır. Bu yöntemde; beyin kabuğunun çeşitli bölgelerindeki oksihemoglobin ve deoksi-hemoglobin değişiklikleri ile toplam kan hacmi değişiklikleri ölçülür [67]. Kafatasına uygulanan kızılötesi ışık kafatası kemiğinden geçerek beyin kabuğuna ulaşır ve kandaki hemoglobin tarafından dağıtılır. Bu ışığın belli bir miktarı yansır ve bu yansıyan ışık alıcılar sayesinde tekrar kaydedilir. Yansıyan ışınlar beyin kabuğu ile ilgili bilgileri içermektedir. Bu yöntem non-invaziv bir yöntemdir. Şekil 2.11'de Optik Beyin Görüntüleme tekniğinin çalışma yöntemi görülmektedir.



Şekil 2.11. Optik Beyin Görüntüleme Tekniği

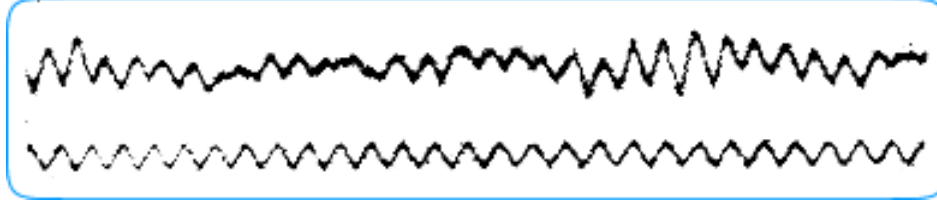
2.5. EEG Sinyalinin Yapısı

Beynin çalışması sırasında oluşan elektriksel sinyallerin gözlenmesi işlemi elektroansefalografi olarak tanımlanır. EEG sinyalleri acı vermemesinden dolayı genellikle saç derisi üzerinden elektrotlar yardımı ile alınmaktadır. Elektrotlar yaklaşık 1cm çapında, gümüş klorit veya altın gibi iletken maddelerden olabilirler ve EEG kayıtları sırasında belirli bir sinyal – gürültü oranı elde edebilmek için kafatası ve elektrotlar arasına iletken jel sürülerek iletkenlik artırılabilir.

EEG işaretlerin genliği tepeden tepeye 1-400 μV seviyesinde ve frekans aralığı ise 0.5-100 Hz'dir. EEG işaretleri, farklı frekans aralıklarına sahip olan delta (0.5-4 Hz), teta (4-7 Hz), alfa (8-13 Hz), beta (13-30 Hz) ve gama (28-100 Hz) dalgalarının üst üste binmesi ile oluşur.

EEG sinyalleri başta tıpta olmak üzere farklı alanlarda kullanılmaktadır. Epilepsi hastalığının tanısında ve psikolojik rahatsızlıkların tanısında EEG işaretleri kullanılmaktadır. EEG işaretlerinin düşük genlikte olmalarından dolayı ölçümler esnasında birçok gürültüden etkilenmektedir. Ölçüm yapılan odadaki ışığın açık olması, gözlerin açılıp kapanması başlıca gürültü kaynaklarıdır. İyi bir ölçümün yapılabilmesi için bu gürültülerin sinyal analizi yöntemleri ile giderilmesi gerekmektedir.

İlk defa Berger tarafından insanlar üzerinde yapılan çalışmada beynin çalışması sonucu oluşan EEG sinyalleri kaydedilebilmiştir. Hans Berger tarafından ilk kaydedilen EEG örneği (üstte) ve 10 Hz sinyal örneği(alta) Şekil 2.12’de gösterilmiştir.



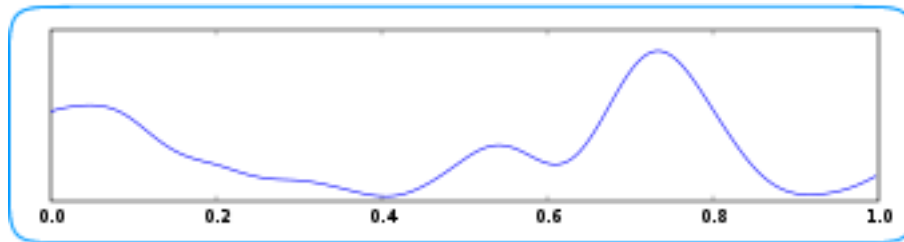
Şekil 2.12. 1924 yılında Hans Berger tarafından kaydedilen ilk insan EEG örneği

2.6. EEG Dalgaları

Farklı tipteki EEG sinyallerinin analizi frekans veya dalga tipine bakılarak yapılmaktadır. Beyin aktivitesi arttıkça EEG sinyallerinin frekansı yükselmekte, genliği ise düşmektedir. EEG sinyallerini değerlendirirken en çok frekans, sonrasında ise genlik bilgileri kullanılmaktadır. Sağlıklı bireylerde farklı durumlar için gözlenen belirli dalga şekilleri mevcuttur. Frekans bölgelerine göre bu dalgaların sınıflandırılması aşağıda gösterilmiştir.

2.6.1. Delta (δ) Dalgaları

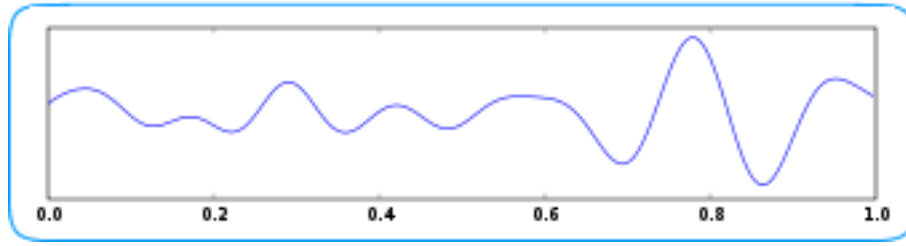
Delta dalgaları 0.5-4 Hz arasındaki frekansa ve 20-400 μ V arasında değişken bir genliğe sahiptirler. Yetişkinlerde derin uyku gibi beynin çok düşük aktivite gösterdiği durumlarda görülmektedir. Yetişkinlerde uyanık durumda görülmesi durumunda beyinde ciddi fiziksel kusurlar olduğu düşünülür. Daha çok orta beyin Parietal Loblarda ortaya çıkar. Bir saniyelik delta dalgası şekil 2.13’te görülmektedir.



Şekil 2.13. Delta dalgası [68].

2.6.2. Teta (θ) Dalgaları

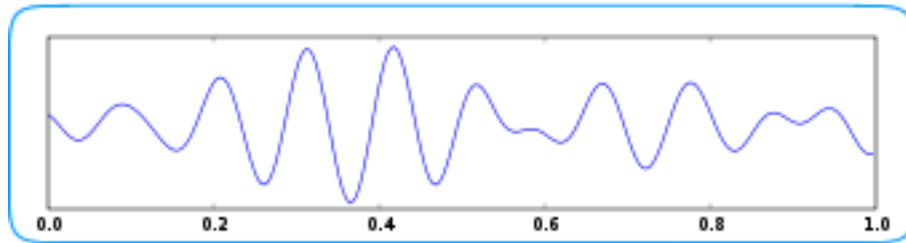
4-7 Hz arasında bir frekansa ve 5-100 μ V arasında genliğe sahiptir. Normal yetişkin bireylerde; rüyalı uyku, orta derinlikte anestezi, gibi beynin düşük aktivite gösterdiği durumlarda görülmektedir. Uyanık yetişkin bireylerde nadiren stres zamanında da görülebilir. Frontal, Parietal ve Temporal Loblarda rahatlıkla ölçülebilmektedir. Bir saniyelik teta dalgası şekil 2.14'de görülmektedir.



Şekil 2.14. Teta dalgası [68].

2.6.3. Alfa(α) Dalgaları

8-13 Hz arasında bir frekansa ve 2-10 μ V arasında bir genliğe sahiptir. Uyanık durumdaki bireylerin; gözleri kapalı ve rahat bir durumdayken ortaya çıkar. Gözlerin açılması veya dikkatin başka bir yere verilmesi sonucu genliği düşer. Oksipital ve Parietal Loblarda rahatlıklardan alınan EEG kayıtlarında gözlemlenebilmektedir. Beynin sağ yarı küresinde %25 daha fazla görülebilmektedir. Bir saniyelik alfa dalgası şekil 2.15'te görülmektedir.

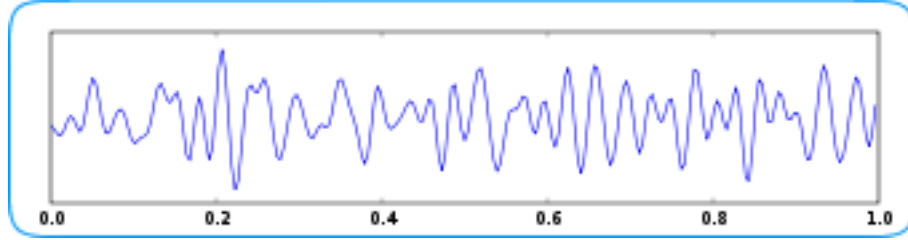


Şekil 2.15. Alfa dalgası [68].

2.6.4. Beta (β) Dalgaları

Frekansları 13- 30 Hz arasında olan işaretlerdir. Genlikleri 1-5 μ V arasında değişir. Odaklanmış dikkat, zihinsel iş, duysal enformasyon işleme, uykunun hızlı göz hareketleri evrelerinde karşılaşılmaktadır. Beta dalgaları en yüksek aktivite düzeyine karşılık

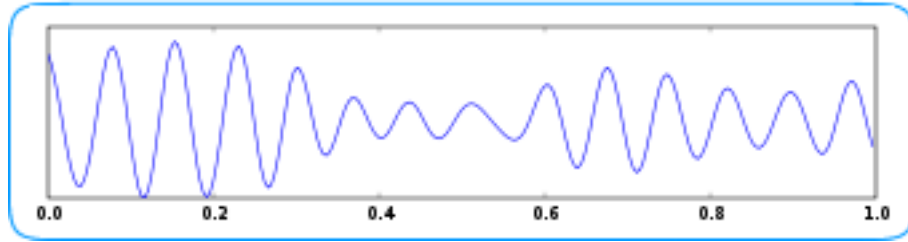
gelmektedir. Frontal Lob'dan kaydedilen EEG kayıtlarında rahatlıkla gözlemlenebilmektedir. Bir saniyelik beta dalgası şekil 2.16'da görülmektedir.



Şekil 2.16. Beta dalgası [68].

2.6.5. Mu (μ) ritimleri

8-12 Hz arasında olan μ ritimleri alfa sinyalleri ile aynı aralıkta olup kişi hafifçe somatosensöryel veya motor korteksini hareketlendirecek şekilde bir şeye yoğunlaştığında ortaya çıkan " α dalgalarıdır". Bir saniyelik μ dalgası şekil 2.17'de görülmektedir.



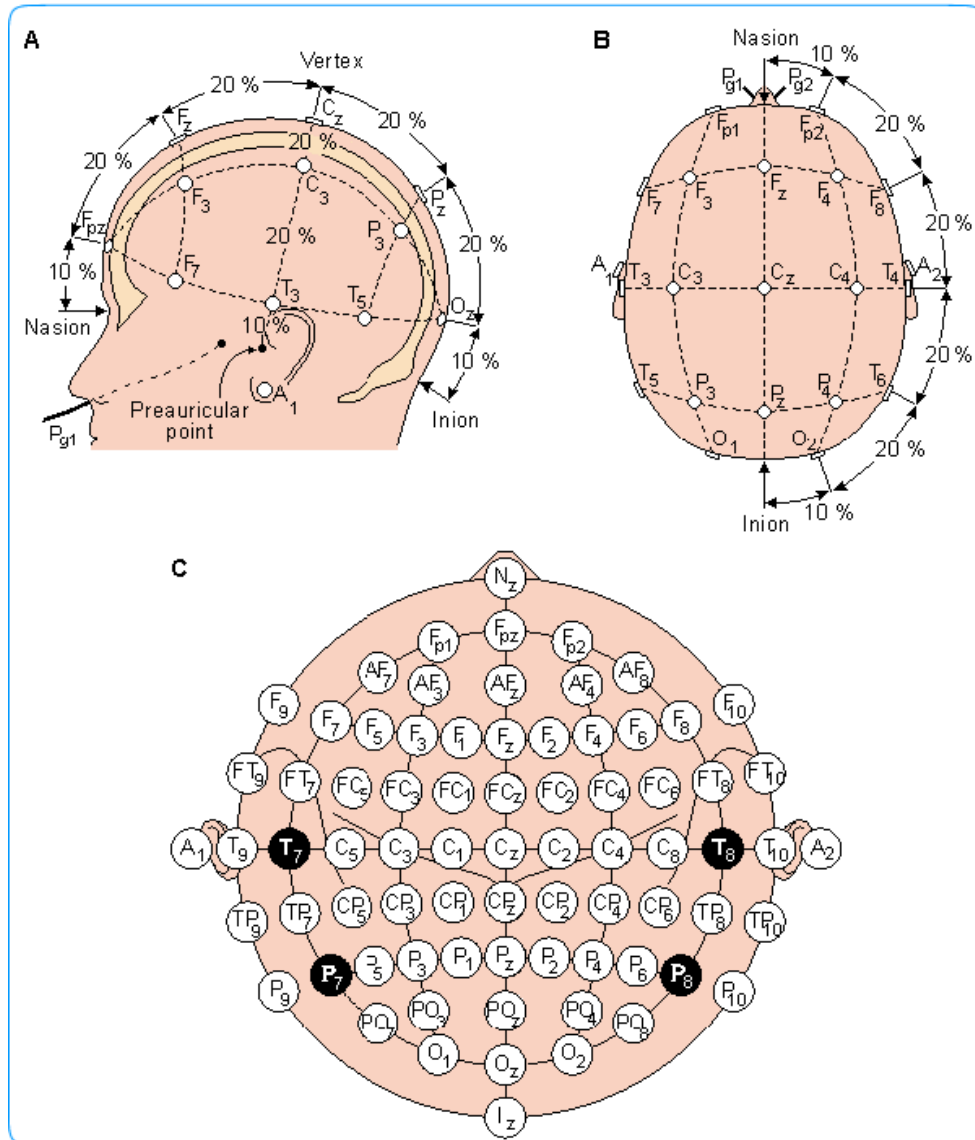
Şekil 2.17: Mu dalgası [68].

2.7. EEG Ölçüm Sistemi

Beynin elektriksel aktivitesi, kafa derisi üzerinden elektrotlarla yüzeysel biçimde ölçülmektedir. Bu bağlantı sırasında işaretin zayıflamaya maruz kalmaması için ve istenilen sinyal-gürültü oranını elde edebilmek için elektrot ile kafa derisi arasına elektrolit jel sürülür.

Elektrotların kafa derisi üzerine yerleştirilmesi sırasında, uluslararası standartlarda kabul edilmiş olan 10-20 sistemi olarak adlandırılan özel bir elektrot yerleştirme sistemi kullanılır [69].

Bu yerleştirme düzeninde baş 4 standart noktayla işaretlenmiştir. Bunlar; burnun üst tarafındaki çukur bölge (nasion) ve kafanın arka tarafındaki dışarıya doğru olan çıkıntı (inion) bölgesi, sol ve sağ preaurikülerdir. Nasion ve inion arası yüzde 10-20-20-20-20-10 olacak şekilde işaretlenerek elektrotlar yerleştirilir. Diğer elektrotlar ise dairesel şekilde yerleştirilir. Bu yerleşim sistemi Şekil 2.18.b’de gösterilmiştir. Böylece 19 elektrot kafa üzerine yerleştirilmiş olur. Kulak memesine yerleştirilen 20. elektrot ise toprak elektrotu olarak kullanılır. Daha çok sayıda elektrot yerleşimi için ise genişletilmiş 10-20 sistemi kullanılır.



Şekil 2.18: Uluslararası 10-20 sistemine göre elektrotların dizilişi. A: soldan kafaya bakış B: Üstten kafaya bakış ve 19 elektrot kullanılarak tasarlanan orijinal 10-20 yerleşim düzeni C: Genel Gösterim [70]

10-20 sisteminde yerleştirilecek her bir elektrot, bulunduğu pozisyonun harfini ve sayı numarasını alır. Harfler elektrotun üzerinde bulunduğu beyin loblarını ifade eder. Buna göre:

- Fp : Frontal kutup (pole)
- F : Frontal
- C : Merkezi (central)
- T : Temporal
- P : Pariyetal
- O : Oksipital

Genişletilmiş 10-20 sisteminde ise iki harfin kombinasyonu ara elektrot yerleşimlerini gösterir, örneğin:

CP: Merkez ve Pariyetal elektrot yerleşimlerinin arasında yer alır.

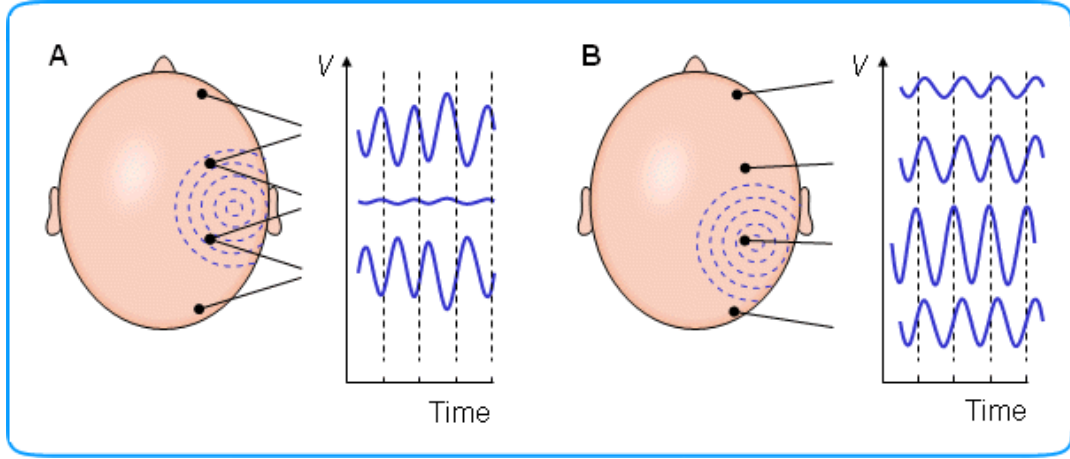
PO: Pariyetal ve Oksipital elektrot yerleşimlerinin arasında yer alır.

Tek sayılar sol tarafı, çift sayılar sağ tarafı, Z(sıfır için) orta çizgideki yerleşimi belirtir. Örneğin; TP7 sol yarı kürede yer alırken TP8 sağ yarıkürede yer almaktadır. Cz ise tam ortada yer almaktadır.

İki farklı EEG ölçüm tekniği bulunmaktadır. Bunlar;

- Referans kayıtlar (Unipolar)
- Kafa derisi üzerindeki iki noktadan fark ölçümü (Bipolar)

Bipolar ölçüm Hans Berger [10] tarafından da kullanılan bir ölçüm şeklidir. Bipolar ölçüm tekniğinde, iki nokta arasındaki fark kayıtlarda ölçümler kafatasına peş peşe yerleştirilmiş elektrot çiftleri arasında yapılır. Unipolar ölçüm tekniğinde ise sinyaller ortak bir referans noktasına göre seçilir. Referans elektrotlar genelde potansiyelin sabit kaldığı kulak üzerine veya kulak arkasındaki mastoid kemikler üzerine yerleştirilir. Tek bir referans elektroda ilaveten beraber kısa devre edilmiş 2 referans elektrot da kullanılabilir. Şekil 2.19'da Bipolar ve Unipolar ölçüm tekniği görülmektedir.



Şekil 2.19. EEG Ölçüm Tekniği (A) Bipolar ölçüm (B) Unipolar ölçüm [71]

2.8. Gürültü

EEG sinyalleri yapısından dolayı düşük genlikli olduklarından gürültülerden rahatlıkla etkilenebilirler. Gürültüler EEG sinyallerinde gözle görülür bozulmalara sebep olabilmektedir. Bundan dolayı EEG kaydı yaparken gürültüleri minimize etmek veya en aza indirmek gerekir. Gürültüler sinyal – gürültü oranını etkilerken, sinyal –gürültü oranının düşük olması ise BBA sisteminde sınıflandırmayı ve özellik çıkarmında daha büyük çaba harcamamıza sebep olmaktadır [72]. Sinyaldeki istenmeyen bozucu etkilere aynı zamanda artefakt denilmektedir.

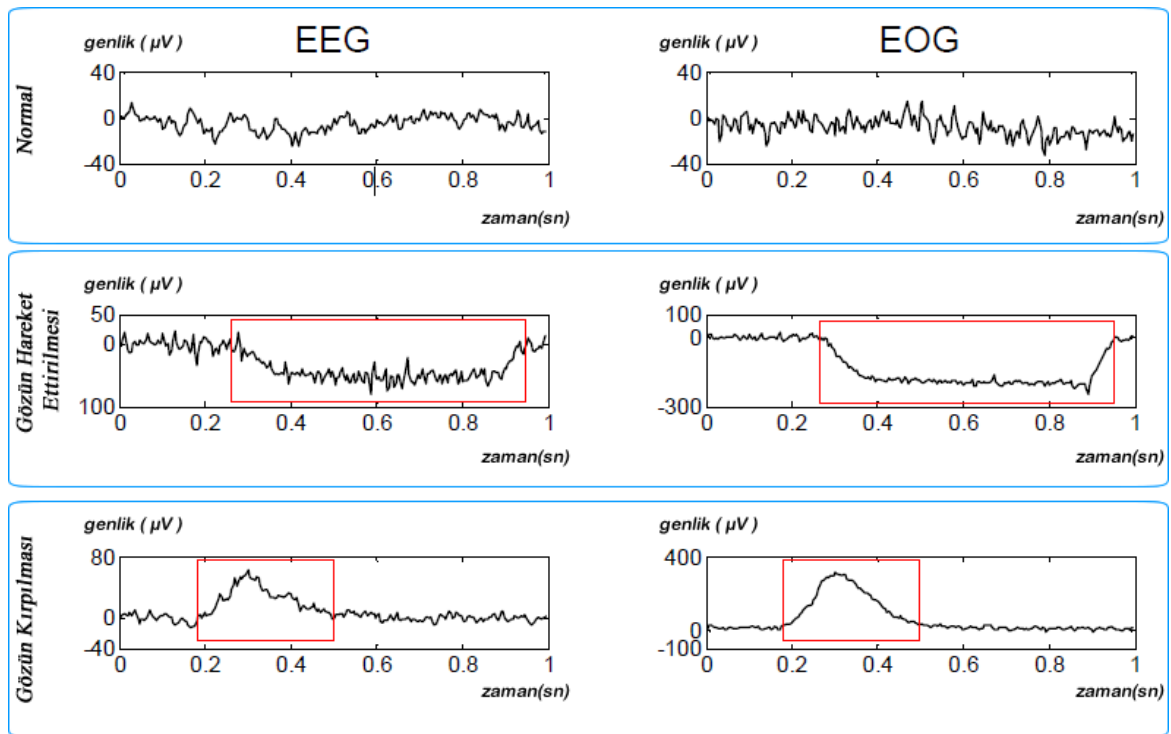
Gürültüler teknik ve biyolojik olmak üzere ikiye ayrılabilirler. Biyolojik gürültüler beynin işlevlerini yerine getirmesi sırasında oluşan gürültülerden ve vücuttaki aktivitelerden kaynaklanır. Teknik gürültüler ise elektrik şebekesi, kullanılan cihaz, elektrotlar ve çevreden kaynaklı gürültülerdir.

2.8.1. Biyolojik Gürültüler

Göz hareketleri, kalp atış hareketleri, kas hareketleri ve nefes alıp verme biyolojik gürültü olarak EEG sinyallerine yansır. Bu gürültüler ise EEG sinyallerinde sinyal-gürültü oranını negatif olarak etkiler. Fizyolojik gürültülerin çoğu istemsiz olduğundan EEG kayıtları sırasında yok edilememektedir. Fizyolojik gürültüleri kaldırmak teknik gürültüleri kaldırmaktan daha zordur. Fizyolojik gürültüler aşağıda daha ayrıntılı işlenmiştir.

2.8.1.1. Elektrookülografi

Görme ile ilgili işlevlerin büyük çoğunluğu oksipital lobda bulunmaktadır. Gözün kırılması ve gözün hareket ettirilmesi EEG sinyallerinde gürültüye yol açmakta ve bu gürültüler oksipital lobdan alınan EEG kayıtlarında görülmektedir. Gözün elektriksel aktivitesi Elektrookülografi (EOG) ile ölçülebilir. EOG ile göz çevresindeki deriye takılan elektrotlar aracılığıyla gözün kornea ve retina tabakası arasındaki elektriksel potansiyel ölçülebilir. Şekil 2.20’de gözün EOG kayıtları ve bunun EEG kayıtlarına yansması görülmektedir.



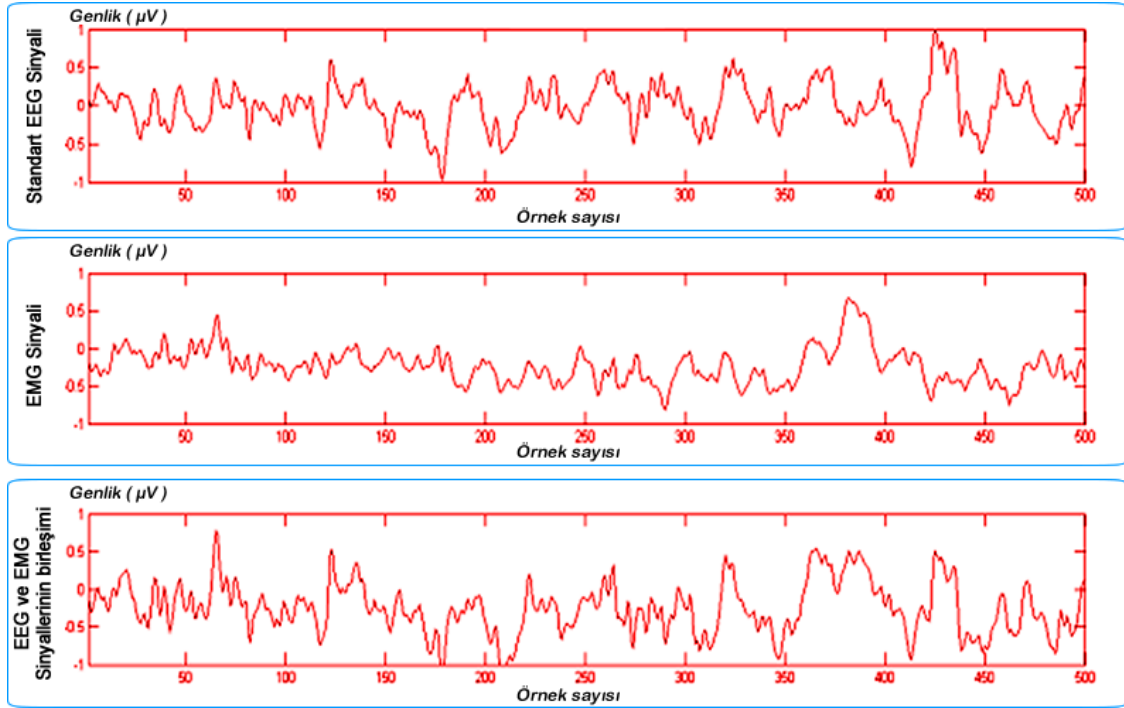
Şekil 2.20. Gözün kırılması ve hareket ettirilmesi sonucu oluşan EOG sinyallerinin EEG sinyalleri üzerindeki etkisi [73].

BBA kayıtları sırasında EOG artefaktlarını en aza indirmek için kullanıcı göz hareketleri ve göz kırpmaları hakkında bilgilendirilmeli ve mümkün olduğunca kayıt esnasında bu hareketlerden kaçınmaları gerektiği hakkında bilgilendirilmelidir.

2.8.1.2. Elektromiyogram

Kasların sinirlerin elektriksel aktivitesini Elektromiyogram (EMG) ile ölçülebilir[74]. Kas hareketleri sonucu oluşan EMG sinyalleri EEG sinyallerini bozmakta

ve bu da BBA sistemini olumsuz etkilemektedir. Şekil 2.21’de EMG sinyalleri ve bunların EEG sinyallerine olan etkisi görülmektedir.

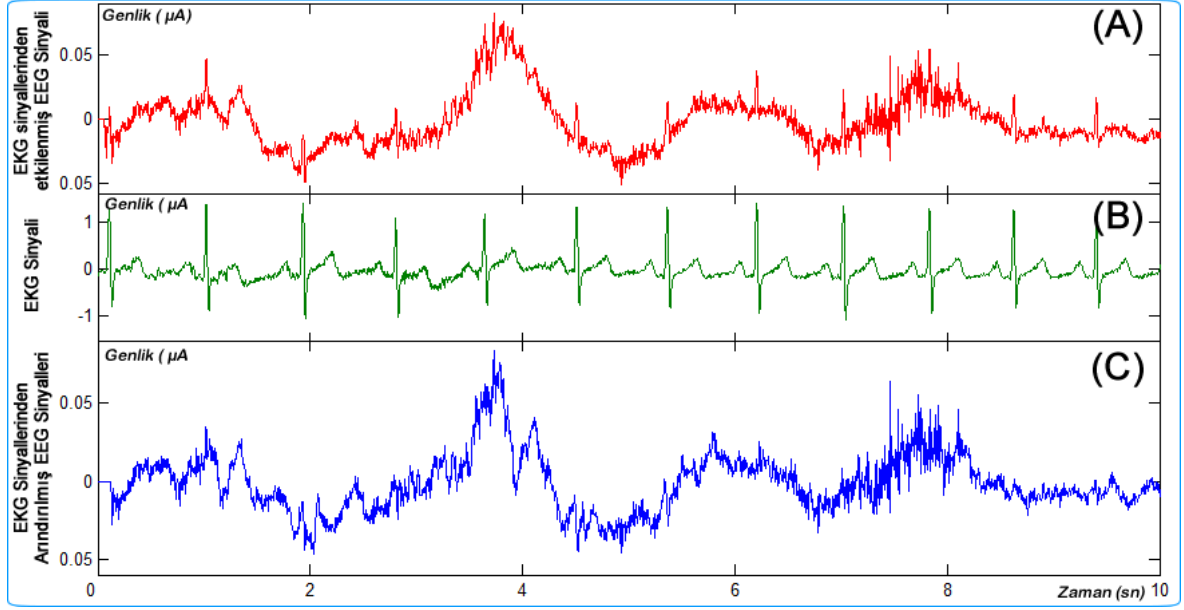


Şekil 2.21. EEG sinyalleri, EMG sinyalleri ve EMG sinyallerinin EEG sinyalleri üzerine etkisi [75].

BBA sistemi için kayıt yapılırken kullanıcıdan işlem sırasında mümkün olduğunca başını, ellerini, ayaklarını hareket ettirmemeleri istenir. Kullanıcılar BBA sistemini kullanırken rahat bir oturuş şeklinde oturmalı ve kayıt sırasında özellikle yutkunmaması gerektiği söylenmelidir.

2.8.1.3. Elektrokardiyogram

Kalbin elektriksel faaliyeti Elektrokardiyogram (EKG) ile ölçülebilir. EMG gibi EKG sinyalleri de EEG sinyallerinde bozulmalar meydana getirir. Şekil 2.22’de EKG sinyallerinin EEG sinyalleri üzerindeki etkisi görülmektedir. EKG artefaktı obezlerde, kısa boyunlularda, bebeklerde daha fazla görülür [76]. Kullanıcıdan alınan EKG sinyalleri yardımı ile çeşitli filtreler uygulanarak, EKG sinyalleri EEG sinyallerinden belirli bir miktarda arındırılabilir. Buna rağmen EEG sinyallerinde belirli bir miktarda artefakt kalabilmektedir.

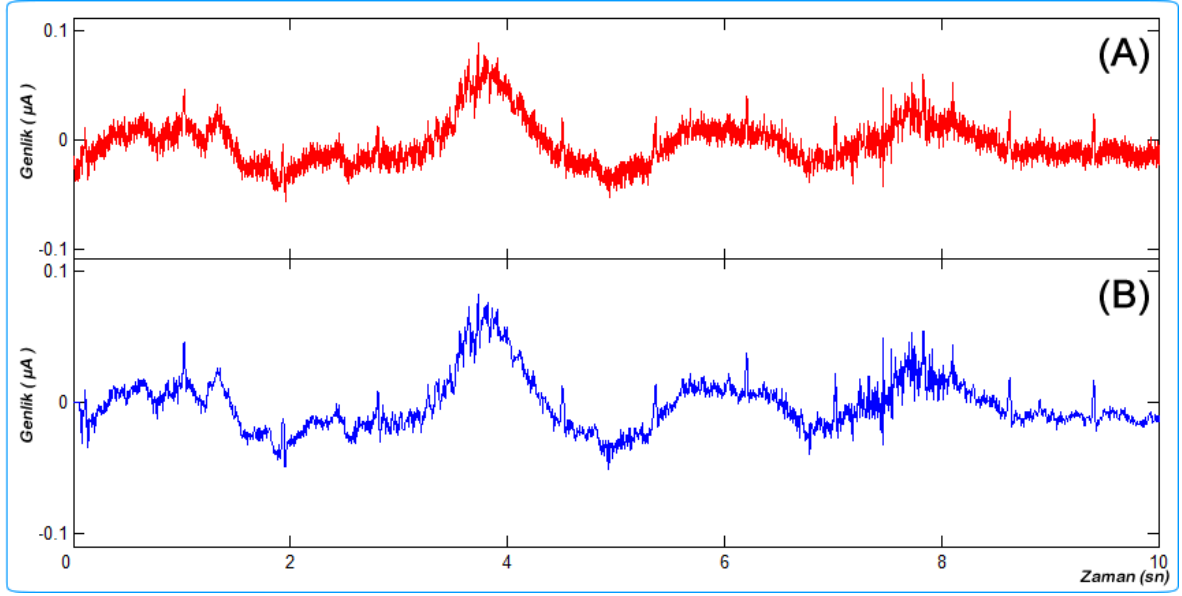


Şekil 2.22. EEG sinyallerinden EKG sinyallerinin ayrıştırılması. A: EKG sinyalinin EEG sinyali ile karışması, B: EKG sinyali, C: EEG sinyalinin EKG sinyalinin arındırılmış hali [77].

2.8.2. Teknik Gürültüler

2.8.2.1. Şehir Şebekesi Gürültüsü

EEG kayıtlarında çok yaygın bulunan bir gürültü kaynağıdır. Şehir şebekesinin frekansından dolayı (Türkiye’de 50 Hz, Amerika’da 60 Hz) EEG sinyallerinde gürültüye sebep olmaktadır. Şehir şebekesinin oluşturduğu gürültü, BBA çalışmalarında çoğunlukla kullanılan EEG sinyallerinden kat kat yüksektir. EEG sinyalleri 10 ile 100 mikro Volt arasında olmasına rağmen şehir şebekesinin oluşturduğu gürültü 10 mili Volt ile 1 Volt arasındadır [78]. Mümkün olduğunca EEG kayıt cihazları güç kaynaklarının etkisinden izole edilmeli ve bulunan ülkeye göre 50 Hz/60 Hz çentik filtre (notch-filter) uygulanmalıdır. [79] ve [77]’de bu gürültü kaynağı kaldırmak için yapılan bir çalışma anlatılmaktadır. Şekil 2.23’te Şehir şebekesinin EEG sinyalleri üzerindeki etkisi görülmektedir.



Şekil 2.23. Şehir şebekesinin EEG sinyalleri üzerindeki etkisi. A: 50Hz şehir şebekesinden etkilenen orjinal EEG sinyali, B: EEG sinyalinin şehir şebekesinin gürültüsünden arındırılmış hali [77].

2.8.2.2. EEG Sinyal Yükselteci Gürültüsü

EEG sinyal kayıtlarında kullanılan yükselteç de gürültüye sebep olabilmektedir. Yükseltecin oluşturduğu gürültü EEG sinyallerinden küçük olduğu için genellikle ihmal edilir.

3. BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZLERİ

Birçok nedenden dolayı beyinde oluşan nörolojik bozukluklar bireyin dış çevre ile iletişimini olumsuz yönde etkiler. ALS, beyin sapı felci, beyin veya omurilik yaralanması, serebral palsi, kas yetersizliği, Multipl Skleroz (MS) ve benzeri diğer hastalıklar kişilerin kaslarını kontrol edememelerine sebep olmaktadır. Bu hastalıklar kişilerin kendi içine hapsolmasına sebep olmaktadır. Gelişen teknoloji ile birlikte BBA arayüzleri bu kişilerin sosyal yaşamlarını kolaylaştırabilir, daha rahat yaşamalarına vesile olabilir ve ekonomik açıdan daha rahat olmalarını sağlayabilir. Özellikle de ALS gibi motor bozukluğu olan hastalar için BBA çalışmaları önem arz etmektedir. Bu hastalar BBA sistemleri sayesinde kas sistemlerin kullanmadan dış dünyaya mesajlar gönderebilir ve sisteme bağlı olan cihazlar sayesinde önceden tanımlı bazı işlemleri (tekerlekli sandalyenin hareket ettirilmesi, robot kolunun hareket ettirilmesi gibi) gerçekleştirebilir.

Bu bölümde EEG tabanlı BBA sistemleri ayrıntılı olarak ele alınmıştır. BBA sistemleri öncelikle kullanıcıdan alınan EEG verilerinin alınması ile başlar. EEG sinyalleri yükseltilir, çeşitli ön işlemlerden geçer ve öz nitelikler çıkartılır, sınıflandırma yapılır ve çıkış komutu üretilir. Bu çerçevede BBA sistemlerinin temel bileşenleri ve sinyal işleme yöntemlerinden bazıları ayrıntılı olarak ele alınacaktır.

3.1. BBA Türleri

Kullanıcıların mesajlarını veya komutlarını kas sistemlerini kullanmadan dış dünyaya aktarmasını sağlayan BBA sistemleri iki gruba ayrılmaktadır [2]. Bu gruplandırma beynin çıktı yollarına olan bağımlılığı ile ilgilidir. Bunlar Bağımlı BBA ve Bağımsız BBA sistemleridir.

3.1.1. Bağımlı BBA Sistemi

Bağımlı BBA sistemi; mesajları taşımak için beynin normal çıktı yollarını kullanmaz fakat bu yöntemde mesajı taşımak için EEG benzeri bir beyin aktivitesi sinyaline ihtiyaç duyar. Kısacası bu tür BBA sisteminde bir şekilde çalışan sinir sistemi gerekir. Bu tür sisteme örnek vermek gerekirse, bedeninin büyük bir bölümü felç geçirmiş bir kişiye bilgisayar ekranında harfler gösterilir. Hasta seçmek istediği harfe

odaklandığında, beyinde görsel olarak tetiklenmiş bir potansiyel meydana gelir. Bu durum EEG sinyallerine yansır. Hastanın EEG sinyalleri incelenerek, hastanın bilgisayar ekranında odaklandığı harf bulunabilir. Hastanın odaklandığı harfi bulabilmesinin sebebi, hastanın odaklandığı harfe baktığı zaman EEG sinyallerinde diğer harflerinkine nazaran daha büyük bir görsel tetiklenen potansiyel oluşturmasıdır. Bu sistemde EEG sinyalleri kullanılıyor olmasına rağmen, EEG sinyallerinin oluşumu göz kaslarının ve kranial kasların çalışmasına bağlıdır. Bundan dolayı bu sistem herkese uygulanamamaktadır. Bu sistemlerin kullanım kolaylığı ve düzgün öğrenme eğrisi bulunmaktadır. Diğer sistemlere göre daha hızlı çalışabilmektedir.

3.1.2. Bağımsız BBA Sistemi

Bağımsız BBA sisteminin çalışması için beyin normal çıktı yollarına ihtiyaç duyulmamaktadır. Bu sistemde göz benzeri herhangi bir organın hareketine veya kontrolüne ihtiyaç duyulmamaktadır. Burada sadece kullanıcının beyin aktiviteleri oluşan EEG sinyallerine ihtiyaç duyulur. Bu sisteme örnek verecek olursak, hasta sağ elini hareket ettirdiğini hayal eder. Bu şartlarda hastadan alınan EEG sinyalleri sınıflandırarak hastanın sağ elini hareket ettirme hayali bulunabilir ve sisteme çıktı komutu oluşturulabilir. Burada hastanın tek yapması gereken düşündürmektir. Bağımsız BBA sistemi Bağımlı BBA sisteminden farklı olarak tüm kullanıcılara uygulanabilir. Bu sistemde tek gerekli olan normal işleve sahip beyin olmasıdır.

3.2 Beyin Bilgisayar Arayüzü Sisteminin Temel Bileşenleri

Bir BBA sisteminde ilk adım işaret toplama ve işlemedir. Daha sonra ise eldeki işaretlerden öznitelik çıkarılır ve sınıflandırma yapılır. Elde edilen sonuçlara göre yapılacak otomasyona göre cihaza çıktı komutları gönderilir ve kullanıcı geri bildirimi sağlanır. Modern bir BBA sistemin işleyişi şekil 3.1’de verilmiştir.



Şekil 3.1. BBA sisteminin temel bileşenleri

Herhangi bir kontrol sisteminde olduğu gibi BBA sistemleri de belirli bölümlerden oluşur. Modern bir BBA sistemi incelendiğinde beş alt sistem ile tarif edilebilir. Bunlar;

- Sinyal elde etme ve önişleme
- Öznitelik çıkarma
- Sınıflandırma algoritması
- Cihaz komutları
- İşletme protokolü

3.2.1.Sinyal Elde Etme ve Önişleme

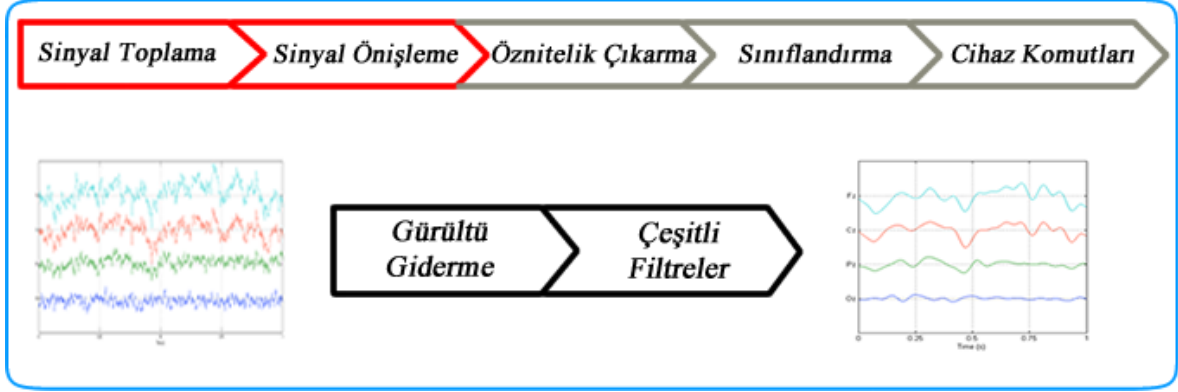
Sistemin ilk aşaması beynin elektriksel aktivitesini ölçmek için kullanılan elektrotlardır. Saç derisi üzerinden elektrotlar yardımı ile sinyaller alınabildiğinden, EEG müdahaleci olmayan bir yöntemdir. EEG aynı zamanda ucuz ve taşınabilir bir yöntem olduğundan BBA sistemlerinde en çok kullanılan yöntemlerden biridir.

Beyin aktivitelerinin ölçümü için EEG haricinde başka yöntemlerde bulunmaktadır. Bu yöntemler müdahaleci ve müdahaleci olmayan yöntemler olmak üzere ikiye ayrılır. ECOG ve kortikal mikro elektrotlar müdahaleci yöntemlerdir. Bu yöntemler için cerrahi müdahale gerekmekte ve riskli olabilmektedir. MEG, fMRI, PET, NIRS ise müdahaleci olmayan diğer yöntemlerdir. MEG, PET, fMRI ve NIRS pahalı tekniklerdir ve hızlı haberleşme için uygun değildir. Ayrıca MEG ölçümler manyetik korumalı odalarda büyük bir aygıtla yapıldığından pek de pratik değildir. Bu sebeplerden dolayı tez çalışmasında EEG sinyalleri kullanılacaktır.

EEG ile elde edilen sinyaller düşük genliklidir. Bu sinyallerinin analog olarak filtrelenmesi ve örneklenmesi için yükseltici kullanılır. Daha sonra edilen veriler analog-dijital dönüştürücü (A / D) ile bilgisayara aktarılır. Dijital sinyaller özellik çıkarma işlemine hazırlık amacıyla önce sinyal ön işleme yapılır. Elde edilen özellik vektörü sınıflandırılarak herhangi bir cihaza komut verilecek hale dönüştürülür.

EEG işaretlerinin genlikleri çok düşük mertebelerde olduğundan bu hassas işaretlere çeşitli gürültüler kolayca karışabilmektedir. Ölçüm yaparken oda içerisindeki ışığın açık veya kapalı olması ve çevrede elektromanyetik dalga yayabilecek cihazların bulunması gibi dış etkenlerden etkilendiği gibi kişinin gözünü kırpması, kalp atışları, kolunu sağa-sola hareket ettirmesi gibi fiziksel aktivitelerden de çok kolay etkilenebilmektedir. Literatürde gürültüleri EEG işaretlerinden arındırmak için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. En yaygın olanları bağımsız bileşenler analizi (ICA) [80-82] ve filtreleme (lineer ve lineer olmayan) [83-84] teknikleridir. Dalgacık dönüşümü [85-86], temel bileşenler analizi (PCA) [87-88] gibi yöntemler de nörolojik bilgiyi kaybetmeden gürültü arındırma yöntemi olarak kullanılmaktadır.

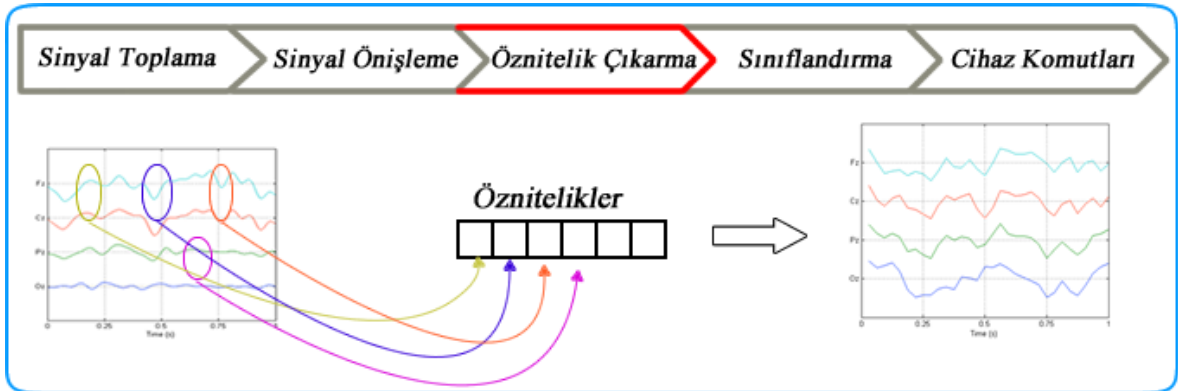
Sinyal ön işlemenin asıl amacı EEG sinyallerindeki gürültüyü yok etmektir ve sadece kullanılacak verilerin elde edilmesini sağlamaktır. EEG sinyallerindeki gürültüler yok edilerek istenilen sinyal-gürültü oranı elde edilebilir. Bu ise BBA sisteminin doğruluk oranını etkileyecektir. EEG sinyallerine bant geçiren filtre uygulanarak belirli frekanstaki EEG verileri ile çalışılabilir. Şekil 3.2.'de sinyal toplama ve ön işleme adımları gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Sinyal toplama ve önleme adımları

3.2.2.Öznitelik Çıkarma

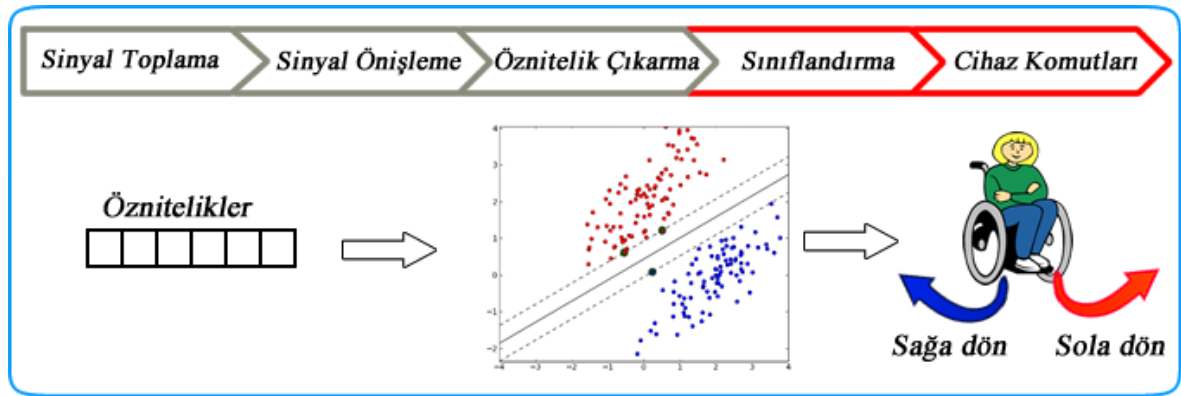
Öznitelik çıkarma işlemi BBA sistemin önemli aşamalarından biridir. Sinyal ön işlemesinden sonra EEG sinyallerindeki sayısal veriler sınıflandırma açısından çok fazla veri içermektedir. Bu nedenle bu sinyallerde gereksiz ve kullanılmayacak verilerin atılması gerekmektedir. Başka bir deyişle EEG sinyallerindeki özniteliklerin tespit edilmesi ve çıkarılması gerekmektedir. Şekil 3.3.'te görüleceği gibi, öznitelik çıkarma işleminde ham sayısal verideki gerekli veriler alınarak özetlenir. Uzamsal süzme, gerilim genliği ölçümü ve spektral çözümleme öznitelik çıkarmada kullanılan yöntemlerden bazılarıdır. BBA arayüzleri EEG sinyallerindeki zaman veya frekans özelliklerini kullanmaktadır. Bu yöntemlerin yanında PCA, ICA [89-90], dalgacık dönüşümü, filtreleme yöntemleri ve istatistikî yöntemler de öznitelik çıkarmada kullanılabilir.



Şekil 3.3. Öznitelik çıkarma adımları

3.2.3. Sınıflandırma Algoritması

EEG sinyallerinden öznitelikler çıkartıldıktan sonra elde edilen özet veriler sınıflandırmada giriş verisi olarak kullanılır. Sınıflandırmadaki amaç Şekil 3.4.'te de görüleceği üzere kullanıcının gerçekleştirmek istediği komutların tanınmasıdır. Bazı durumlarda sınıflandırmada sinyal önışlemedeki veriler yeterli gelmektedir. EEG sinyallerindeki verileri sınıflandırmak için literatürdeki birçok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler; Destek vektör makineleri (DVM), K en yakın komşuluk (KNN), Yapay Sinir Ağları (YSA), Bulanık mantık ve Doğrusal Ayırma Analizi (DAA), Saklı Markov Modelleri (SMM) ve istatistiki yöntemlerdir. Bu yöntemlerdeki amaç BBA sisteminin hızlı olması ve yüksek doğruluk oranına sahip olmasıdır.



Şekil 3.4. Sınıflandırma adımları ve cihaz komutları

3.2.4. Cihaz Komutları

BBA sistemlerinin çıktısı herhangi bir cihaz olabilmektedir. Bu cihazlar tekerlekli sandalye, bilgisayar kontrollü sandalye, robot kolu olabilmektedir. Araştırmalarda veya deneylerde kullanıcılara geri dönüt vermek için genellikle bilgisayar monitörü ve monitör üzerindeki imleç, harf ve işaretler kullanılmaktadır.

3.2.5. İşletme Protokolü

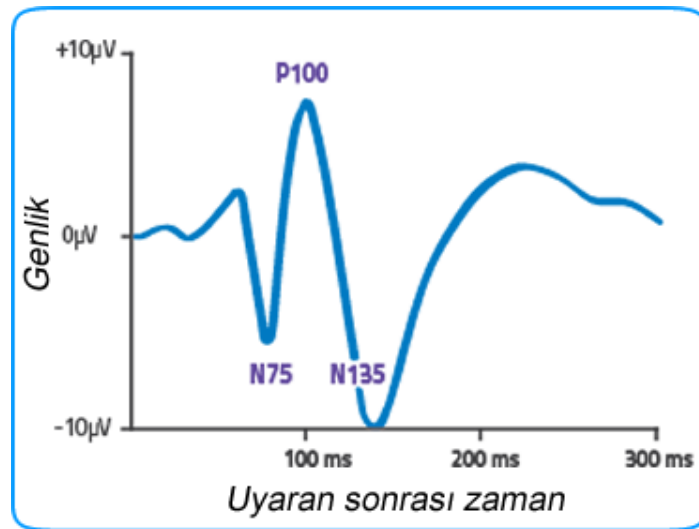
İşletme protokolü, BBA sisteminin ne tür bir iletişim kullanacağını, ne tür beyin sinyallerinin analiz edileceğini ve sistem ile kullanıcı arasındaki etkileşim şekillerini belirler.

3.3. BBA Sistemlerinde Kullanılan Kontrol Sinyalleri

3.3.1. Olay İlişkili Potansiyeller

Bir BBA sistemin amacı beynin çalışması sonucu oluşan sinyallerin izlenerek kullanıcının isteklerini yerine getirmektir. Beyin sinyallerinde bilişsel görevlerle ilgili çok sayıda veri bulunmaktadır. Fakat bu verilerin çoğu bilinmemektedir. Bazı sinyal türleri çözülmüş ve bunlar kullanılarak BBA sistemleri geliştirilmiştir.

Olay İlişkili Potansiyeller (Event Related Potentials -ERP) beynin iç veya dış uyaranlara karşı verdiği tepkilere denilmektedir [91]. Görsel, işitsel ve duyuşsal uyaranlar sonucunda ERP'ler oluşmaktadır. ERP'ler uyaran ile birlikte veya uyarandan belirli bir süre sonra EEG sinyallerinde görülebilmektedir. Bir defa yapılan uyaran EEG sinyallerinde küçük bir değişime sebep olur. Bu sinyalin EEG sinyali içerisinde fark edilmesi oldukça zordur. Bunun yerine kullanıcıya belirli sayıda uyaran verilerek EEG sinyalleri kaydedilir ve bu sinyallerin ortalaması alınır. ERP sinyallerindeki pozitif ve negatif değişimler genellikle pozitif için "P", negatif için ise "N" harfi ile gösterilir. Örnek olarak; P100 bir uyarının EEG sinyalinde yaklaşık 100ms sonra oluşturduğu pozitif tepe noktasına denilmektedir. Şekil 3.5.'te de görüldüğü gibi farklı ERP çeşitleri bulunmaktadır.

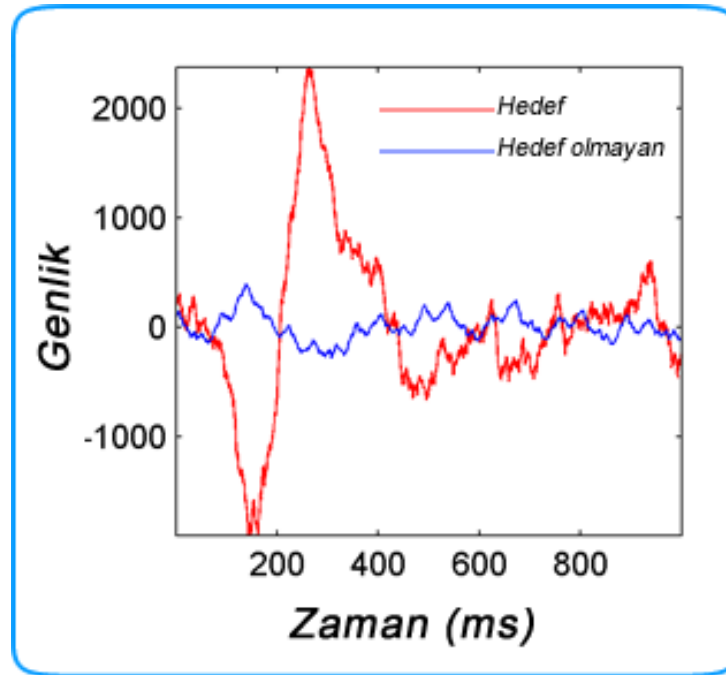


Şekil 3.5. Uyarı sonrası oluşan ERP'ler. N75 uyarıdan 75 ms sonra oluşan negatif tepe noktasını, P100 uyarıdan 100 ms sonra oluşan pozitif tepe noktasını, N135 ise uyarıdan 135 ms sonra oluşan negatif tepe noktasını göstermektedir.

BBA çalışmalarında kullanılan farklı kontrol sinyalleri bulunmaktadır. Bu kontrol sinyallerinden P300 uyarılmış potansiyeller, kararlı durum görsel uyarılmış potansiyelleri, yavaş kortikal potansiyeller ve sensorimotor ritimler ele alınacaktır.

3.3.2. P300 Uyarılmış Potansiyeller

Beynin işitsel, görsel veya duyuşal uyarılara karşı yaklaşık 300 ms sonra verdiği tepkidir. P300 uyarılmış potansiyelini elde etmek için “odd-ball paradigması” kullanılır. Bu sistemde, alakasız bir uyarı dizisi içine dikkat çekici bir uyarı gömülür. Bu dikkat çekici uyarı ile karşılaşan beyin yaklaşık 300 ms sonra pozitif bir ERP üretecektir. Bu durum Şekil 3.6’da gösterilmiştir. P300 uyarılmış potansiyeli içsel bir ERP’dir [91]. P300 uyarılmış potansiyelleri daha çok beyin parietal bölgesinde görülmektedir [5].



Şekil 3.6. P300 Uyarılmış Potansiyeli. Hedef uyarıdan sonra yaklaşık 300 ms sonra oluşan pozitif tepe noktası [92]. Bu tepe noktası hedef olmayan verilerden alınan EEG sinyallerinin ortalamasından daha yüksek bir genliğe sahiptir.

P300 uyarılmış potansiyelini kullanan BBA sistemi Farwell ve Donchin tarafından öne sürülmüştür [93]. “P300 Heceme Sistemi” adını verdikleri bu sistemde, kullanıcıya bir bilgisayar ekranında şekil 3.7’teki gibi karakterlerden oluşan bir matris gösterilir.

Kiřiden bu matristeki karakterlerden birine odaklanması istenir ve dűřűndűđű karakter ekranda parladıđı zaman içinden sayması istenir. Bir sűre sonra bu matrisin satır ve sűtunları hızlı ve rastgele bir řekilde parlatılıp sűndűrűlűr. Bu sűrete kiřinin odaklandıđı karakter yanıp sűndűđű zaman kafatası yűzeyinden alınan EEG sinyallerinden P300 sinyal bileřenlerini ayırt etmek műmkűndűr. Sinyal-gűrűltű oranının dűřűklűđűnden dolayı belirgin bir P300 sinyali elde edebilmek için birden fazla yapılan deneylerin ortalamasının alınması gerekmektedir.

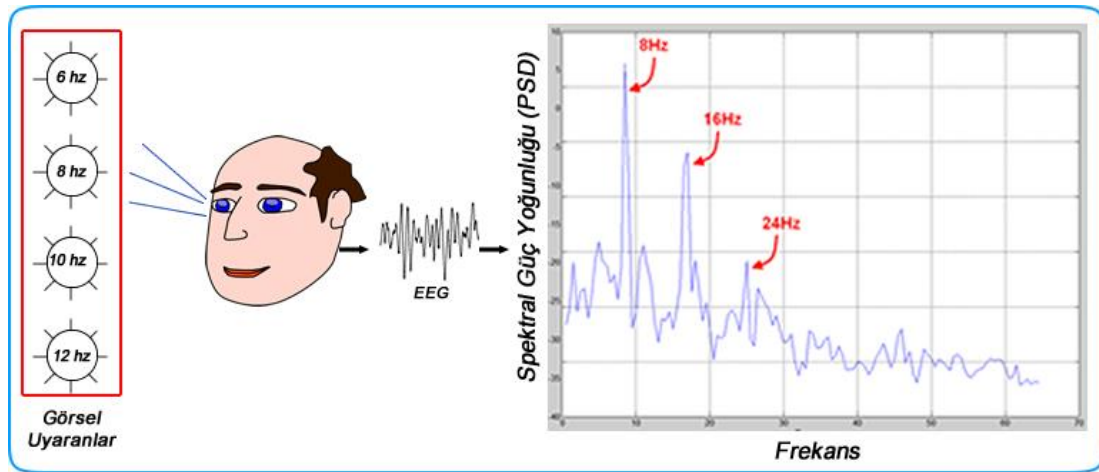


řekil 3.7. P300 Heceleme Sistemin Arayűzű

P300 tabanlı BBA sistemlerinde çoğunlukla gűrsel uyaran kullanılmasına rağmen gűrme zayıflığı olan kişiler için sesli uyaranlarda kullanılmaktadır [94]. Bu sistemde harf matrisinin yanında, şekil matrisi ve komutlar da kullanılabilir. P300 Tabanlı BBA sisteminde kullanıcının ayrıca eğitilmesine gerek yoktur. P300 tabanlı BBA sistemi 5. bűlűmde ayrıntılı ele alınacaktır.

3.2.3. Kararlı Durum Görsel Uyarılmış Potansiyeller

İlk olarak 70'lerde Vidal tarafından kullanılan görsel olarak uyarılmış potansiyeller (Visual Evoked Potential - VEP) kullanıcının oksipital korteksinin uyarılması sonucunda oluşur. Kullanıcının gözünü sabit bir yere odaklaması gerektiğinden bağımlı bir BBA türüdür. Belirli frekanslarda oluşan doğal tepkilere ise kararlı durum görsel uyarılmış potansiyeller (SSVEP) denir. SSVEP'te kullanıcının farklı frekanslarda yanıp sönen görsel uyarlardan istediğine odaklanması istenir. Bu sırada kullanıcıdan elde edilen EEG sinyallerinde odaklanılan frekansa ve bunun harmoniklerine benzer salınımlar tespit edilebilmektedir. Bu durum şekil 3.8.'de verilmiştir. Görsel uyaranlar LCD/CRT monitör veya LED kullanılarak tasarlanabilmektedir. SSVEP tabanlı BBA sistemi sonraki bölümde ayrıntılı ele alınacaktır.

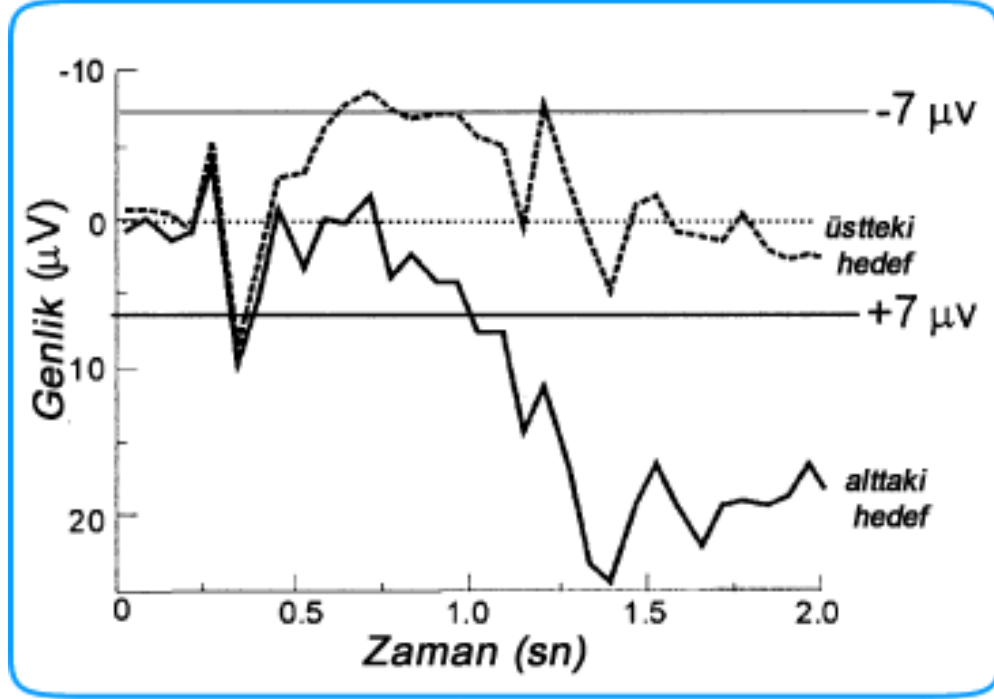


Şekil 3.8. SSVEP Uyarılmış Potansiyeli. Kullanıcı 8 Hz frekansındaki görsel uyarana odaklandığında EEG sinyallerinde 8Hz ve bunun harmonikleri görülmektedir.

3.2.4. Yavaş Kortikal Potansiyeller

Yavaş kortikal potansiyeller (Slow Cortical Potentials, SCP) birkaç saniye içerisinde Serebral kortekste meydana gelen düşük frekanstaki potansiyel kaymalardır. Bu potansiyel kaymalar 0.5 ile 10 saniye arasında gerçekleşir [2]. SCP'ler EEG ve MEG ile ölçülebilir. SCP'ler EEG sinyallerinde 10-100 μV arasında bir kaymaya sebep olur ve bu durum 10-20 elektrot sistemine göre Cz elektrotunda rahatlıkla görülebilir [95]. Negatif kaymalar genellikle kortikal etkinliğe yol açan hareket ve benzeri işlevlerle bağlantılı iken pozitif kaymalar ise bunun tam tersidir [96].

Bu sinyaller sağlıklı ve engelli bireyler tarafından kontrol edilebilmekte BBA sistemleri tarafından herhangi bir cihazın kontrolü sağlanabilmektedir. Bu potansiyel kaymalar ile bilgisayara bağlı bir fare işaretçisi kontrol edilebilmekte, hedeflenen bir nokta seçilebilmektedir [95]. Şekil 3.9.'de EEG sinyallerindeki SCP'ler görülmektedir.



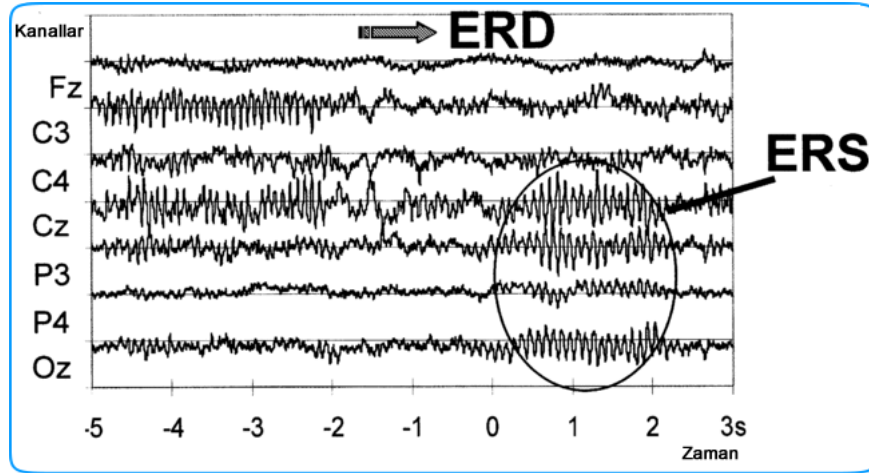
Şekil 3.9. Yavaş Kortikal Potansiyeller. Kullanıcılar SCP'lerini kullanmayı öğrenerek bilgisayar ekranının alt ve üst tarafında bulunan bir hedefi seçebilmektedir [2].

Birbaumer ve diğerleri tarafından yapılan “Düşünce Tercüme Cihazı” çalışmasında kullanıcıların SCP'lerini kontrol edebilmesini sağlamak için geri besleme kullanılmış ve belli bir süre sonra kullanıcılar bu cihazı kullanmaya başlamışlardır [97]. Bu çalışmada kullanıcılar ekrandaki harflerden dilediklerini seçerek yazı yazabilmektedirler. Düşünce Tercüme Cihazı, kullanıcıların SCP'lerini kullanabilmesini sağlamak için sesli ve görsel bir araç sunmaktadır. Kullanıcıların eğitimi haftalar, hatta aylarca sürebilmektedir. Bu sistemde uyarana gerek bulunmamaktadır.

3.2.5. Sensorimotor Ritimler (μ ve β Ritimleri)

Sensorimotor ritimleri mu ve beta ritimlerini kapsamaktadır. İnsanlar uyanıkken, zihinsel ve fiziksel olarak tam dinlenim sırasında motor korteksten alınan EEG

sinyallerinde 8-12 Hz aralığındaki alfa sinyalleri görülmektedir. Mu (μ) ritimleri de aynı aralıkta olup kişi vücudunun bir uzvunu hareket ettirdiğinde ya da hareket ettirildiğini düşünmesi sonucunda ortaya çıkar. Beta (β) ritimleri ise 18-25 Hz aralığında olmakta odaklanma sonucunda ortaya çıkmaktadır. Örneğin; kullanıcının sağ el hareketini gerçekleştirdiğinde ya da düşündüğünde beynin sensorimotor bölgelerinde μ ve β bandındaki ritimlerde birtakım değişiklikler olduğu gözlenmiştir. Bu ritimler hareketin kendisi ya da hareket düşüncesi öncesinde olay desenkronize olurken, sonrasında ise tekrar senkronize olurlar. Desenkronizasyon sinyalin genliğinde düşmeye sebep olurken, senkronizasyon ise sinyalin genliğinde yükselmeye sebep olur. Buradaki genlik değişimleri kullanıcının hareket düşüncesinin varlığı ve tipini tespit etmekte kullanılır [98]. Desenkronizasyon ve senkronizasyon sırasıyla olay ilişkili desenkronize (Event-Related Desynchronization, ERD) ve olay ilişkili senkronizasyon (Event-Related Synchronization, ERS) olarak ta bilinir. Şekil 3.10' da sağ el hareketi hali sırasında meydana gelen ERD ve ERS görülmektedir.



Şekil 3.10. Sağ el hareketi düşüncesi sonrasında ortaya çıkan ERD ve ERS [99].

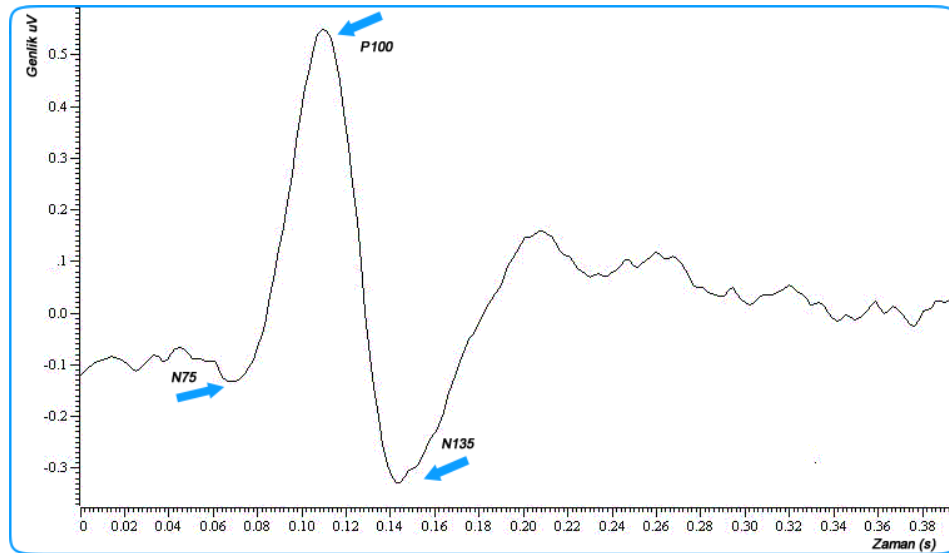
İnsanlar sensorimotor korteksten alınan EEG kayıtları ile 8-12 Hz arasındaki μ ritimlerini ve/veya 18-25 Hz arasındaki β ritimlerini kontrol ederek ekrandaki bir imleci hareket ettirebilmektedir[98]. Sensorimotor ritimleri BBA çalışmalarında yoğun bir şekilde ele alınmıştır. Wadsworth BCI [100], Berlin BCI [101] veya Graz BCI [102] olarak bilinen BBA sistemlerinde kontrol sinyali olarak sensorimotor ritimleri kullanmaktadır. Bu çalışmalar insanların sadece düşüncesi ile belirlenen bir işlemi yapabileceklerini göstermiştir. μ ve β ritimlerinden faydalanan örnek bir BBA Wolpaw'ın 2004 tarihli makalesinde detaylı olarak tarif edilmiştir [103].

4. SSVEP TABANLI BBA TASARIMI

Bu bölümde SSVEP kullanılarak tasarlanan BBA sistemi ayrıntılı olarak ele alınmıştır. SSVEP tabanlı BBA sistemi ile küçük bir DC motorun yön ve hız kontrolü sağlanmıştır. Tasarlanan sistem çevrimiçi olarak çalışmaktadır. Sonuç aşamasında elde edilen veriler ışığında BBA sisteminin performansı ve hızı analiz edilmiştir.

4.1. Giriş

Görsel bir uyarının ardından beyin sinyallerinde oluşan potansiyel değişimlere Görsel Uyarılmış Potansiyeller (VEP) denilmektedir. Görsel Uyarılmış Potansiyeller kafatasının arka tarafındaki Oksipital Lobdan alınan EEG sinyallerinde görülebilir. Sabit bir görsel uyarı EEG sinyallerinde fark edilebilir herhangi bir değişime sebep olmazken, kısa süreli bir görsel uyarı EEG sinyallerinde karakteristik bir VEP sinyali üretir. Bu kısa süreli görsel uyarıdan yaklaşık 100 ms saniye sonra bir tepe noktası (P100) oluşur. Şekil 4.1.'de 2 Hz damla desenli görsel uyarıdan sonra Oz elektrotundan elde edilen EEG sinyallerinin ortalamasında P100 sinyali görülmektedir [104].

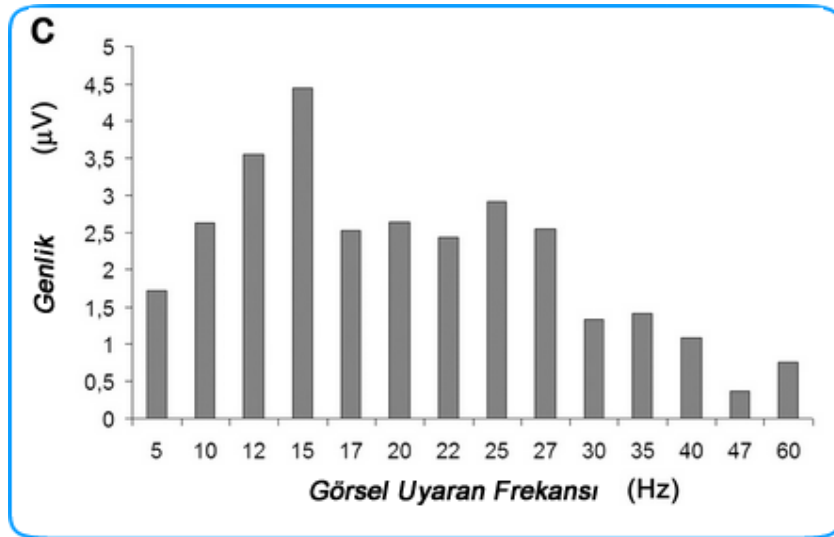


Şekil 4.1. 2 Hz damla desenli uyarı sonucu Oz elektrotundan ölçülen EEG sinyallerinin ortalamasının alınması sonucu oluşan VEP sinyali. Sırasıyla N75, P100 ve N135 tepe noktaları 75 ms sonra oluşan negatif yöndeki tepe noktasını, 100 ms sonra oluşan pozitif yöndeki tepe noktasını ve 135 ms sonra oluşan negatif yöndeki tepe noktasını göstermektedir [104].

VEP ve SSVEP arasındaki fark uyaranların frekansıdır. Görsel uyaranın frekansı 2 Hz'in altında olduğunda VEP sinyalleri ortaya çıkar. Görsel uyaranın frekansı 5 Hz ve üstü olduğunda ise SSVEP sinyalleri ortaya çıkar [105].

SSVEP tabanlı BBA sisteminde kullanıcıya farklı frekanslarda yanıp sönen görsel uyaranlar sunulur. Kullanıcı bu uyaranlardan birine odaklandığında beynin görüntü ile ilgili bölgesinden (oksipital bölge) alınan EEG kayıtlarında bu uyaranın frekansına benzer örüntüler görülebilmektedir. Bu örüntüler sinyal işleme yöntemleri ile tespit edilerek bir sistemin otomasyonu sağlanabilmektedir.

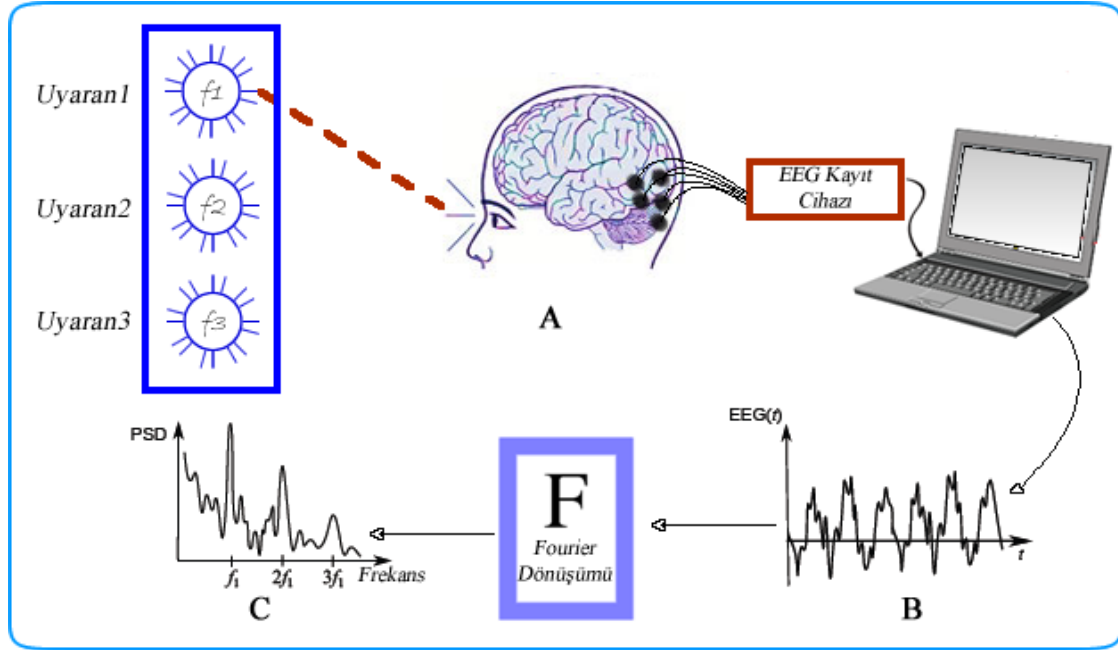
Görsel uyaranlar için genellikle farklı frekanslarda yanıp sönen ışıklar kullanılmaktadır. Maksimum genlikte SSVEP sinyali elde edebilmek için 5-12 Hz (düşük), 12-25 Hz (orta) ve 30-50 Hz (yüksek) olmak üzere 3 frekans bandı kullanılmaktadır [106]. Pastor ve diğerlerinin yaptığı bir çalışmada 5-27 Hz arasındaki görsel uyaranların en iyi sonuçları verdiği ve 30 Hz frekansından sonra başarımın belirgin bir şekilde düşmeye başladığı bildirilmiştir. Şekil 4.2.'de görüleceği üzere 5-60 Hz arasında görsel uyaranlar ile yapılan çalışmada 15 Hz frekansındaki görsel uyaranın en iyi sonucu verdiği görülmektedir[107].



Şekil 4.2. 5-60 Hz arasındaki frekanslardaki görsel uyaranlar sonucunda elde edilen sonuçlar [107]. Grafik incelendiğinde 15 Hz frekansındaki görsel uyaranların daha iyi sonuçlar verdiği görülmektedir.

SSVEP sinyalleri, beynin görsel uyaranlar karşısında doğal olarak ürettiği sinyallerdir ve doğru bir şekilde tespit edilebilirler. Regan'ın 1989 yılındaki çalışması Fourier analizini kullanarak SSVEP sinyallerini tespit eden öncü çalışmalardandır [106].

Kullanıcı görsel uyarana belli süre odaklandığında oksipital bölgeden elde edilen EEG kayıtlarına fourrier dönüşümü uygulandığında görsel uyarının frekansı (f_1) ve bunun katları ($2f_1$, $3f_1$, ...) belirgin bir şekilde görülebilmektedir[106]. Bu durum Şekil 4.3.'te gösterilmiştir.



Şekil 4.3. SSVEP sinyali çözme algoritması: (A) Kullanıcı f_1 frekansındaki uyarana 1'e odaklanmaktadır. (B) Belirli bir süre kayıtlı ham EEG verisi (C) Uyarana f_1 frekansı ve harmonikleri ($f_1, f_2, f_3, \dots$) [108]

Diğer BBA sistemlerinden farklı olarak SSVEP tabanlı BBA sistemleri bağımlı BBA olarak tanımlanmaktadır [28]. Çünkü SSVEP üretimi, göz hareketlerinin kontrolü ile kranial sinirlerin ve ekstra oküler kasların çıkış yollarına bağlıdır. Bu nedenle bazı nöromüsküler engelli kişiler için bu BBA türü uygulanamamaktadır. Ancak çoğu kişi için SSVEP tabanlı BBA sistemi, yüksek veri aktarım hızı ve daha az kullanıcı eğitimi gerektirmesinden dolayı diğer sistemlere göre avantajlıdır.

SSVEP tabanlı bir BBA sistemi, kullanıcının odaklandığı görsel uyarana çözerek seçilmek istenen komutları yerine getirir. Bunun için farklı frekanslarda yanıp sönen görsel uyarılar gereklidir. Her bir frekanstaki görsel uyarana farklı bir SSVEP örüntüsü oluşturacaktır. Bu örüntülerdeki frekanslar çözülerek kullanıcının niyet ettiği komutlar yerine getirilebilecektir. Bu komutlar, bilgisayardaki bir imlecin hareketi, bir komut, tekerlekli sandalyenin gideceği yön ve bilgisayar destekli herhangi bir uygulama olabilir. Bu sistem sayesinde; dış dünya ile iletişim yeteneği kısıtlı olan veya hiç olmayan hastalar dış dünya ile iletişim kurabileceklerdir.

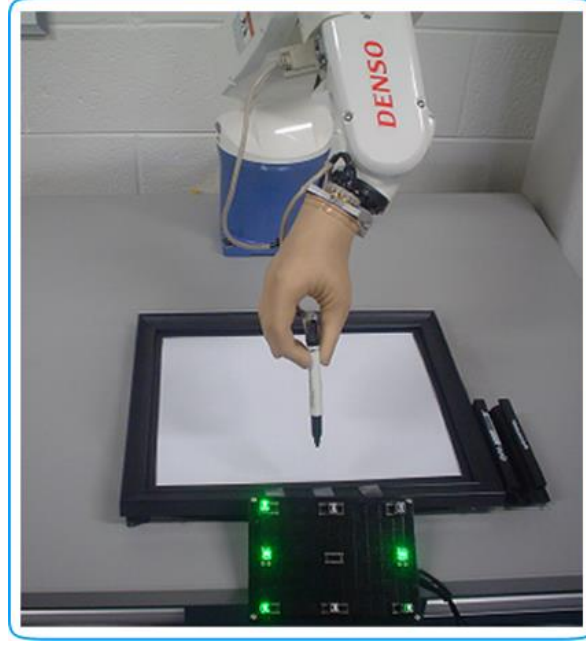
Bu çalışmada felçli ve ALS hastalarının yaşam kalitesini yükseltmek, psikolojik destek vermek ve günlük hayatta kullanabilecekleri bir BBA sistemin tasarımı ve uygulaması gerçekleştirilmiştir. SSVEP tabanlı bir BBA sistemi tasarlanarak çevrimiçi çalışan küçük bir elektrikli DC motorun hız ve yön kontrolü gerçekleştirilmiştir. Çalışma kapsamında LCD monitör kullanılarak uyaran sistemi oluşturulmuş, sınıflandırma yapmadan önce EEG sinyallerine 5-40 Hz arasında bant geçiren filtre uygulanmıştır. Sınıflandırmada Kanonik Korelasyon Analizi kullanılmış ve motor hız kontrolü için ise motor sürücü devresi tasarlanmıştır.

4.2. Görsel Uyaran Çeşitleri

Dış kaynaklı BBA sistemleri, dışarıdan uyaran sistemi ile çalışan BBA sistemleridir. SSVEP tabanlı BBA sistemleri de buna örnek olarak verilebilir. Beyinde SSVEP örüntüleri oluşturmak için kullanıcıya görsel uyaranlar sunulur. SSVEP tabanlı BBA sistemlerinde her uyaran bir komut ile ilişkilidir. Kullanıcının oksipital bölgesinden alınan EEG kayıtlarındaki frekans bilgileri çözümlenerek kullanıcının odaklandığı komutlar da çözülebilmekte ve kullanıcının istekleri yerine getirilebilmektedir. Görsel uyaranların frekansı 1-100 Hz arasında olabilirken [109] genellikle 5-50 Hz frekans aralığındaki görsel frekanslar kullanılabilir [106]. Görsel uyaran için kullanılan cihaz, desen biçimi ve seçilen frekans kullanıcıda oluşacak olan SSVEP sinyalini etkilemektedir.

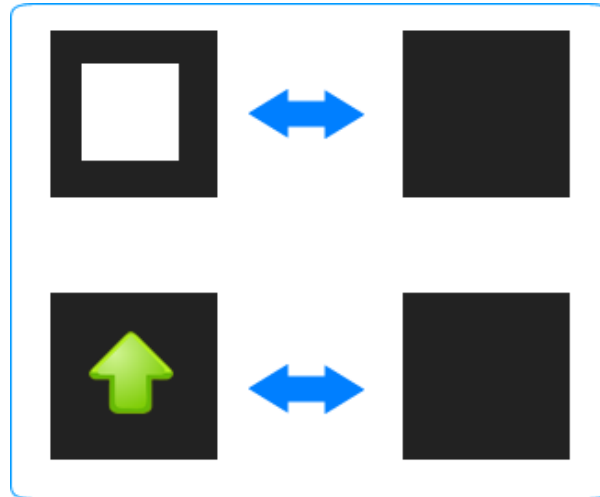
SSVEP tabanlı BBA çalışmalarında görsel uyaran tasarımı ışık kaynağı veya bilgisayar monitörü kullanılarak yapılabilmektedir [43], [110]. Görsel uyaranların tasarımı bilgisayar ekranındaki bir grafik tasarımı olabildiği gibi harici bir ışık kaynağı modüle edilerek kullanılabilir.

Işık kaynağı kullanılan görsel uyaranlarda; LED diyot [47], Floresan lambalar [111] ve Xenon lambalar [112] kullanılarak istenilen frekansta modülasyonu yapılır. İstenilen frekansta ışık yayan görsel uyaran oluşturmak için bir mikroişlemci kontrollü elektronik devre kullanılması gerekmektedir. SSVEP tabanlı BBA'larda kullanılacak tüm frekans değerlerine sahip görsel uyaranlar bu elektronik devreler yardımı ile tasarlanabilir. LED kullanılan görsel uyaranlar kullanıcıda istenilen herhangi bir frekansta daha belirgin SSVEP tepkileri oluşturmaktadır [110]. Şekil 4.4.'de LED ışık kullanılarak görsel uyaran tasarlanmış bir SSVEP tabanlı BBA uygulaması görülmektedir.



Şekil 4.4. Görsel uyarın olarak LED ışık kullanılarak tasarlanan bir SSVEP tabanlı BBA uygulaması. Ledlerin her biri robot kolunun hareket edeceği yönü temsil etmektedir [47].

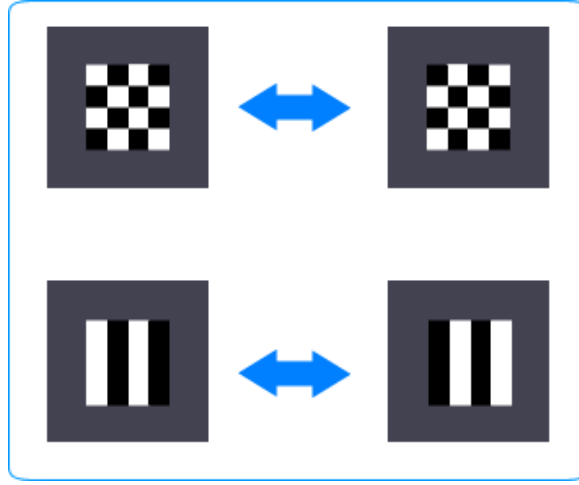
Tek resim kullanılarak tasarlanan görsel uyarınlar LCD veya CRT ekranda belirli bir sürede gösterilip gizlenir [29]. Bu uyarınlar bir kare, dikdörtgen, ok veya herhangi bir resim olabilir. Bu resimler genellikle siyah veya beyaz olmaktadır. Buna örnek Şekil 4.5.'te verilmiştir.



Şekil 4.5. Görsel uyarın olarak tek resim kullanılarak tasarlanan bir SSVEP tabanlı BBA uygulaması. Sol ve sağ taraftaki resimler belirlenen sürelerde sırasıyla ekranda gösterilir.

Desen kullanılarak tasarlanan görsel uyarınlarda ise en az iki resim kullanılır. Bu resimler birbiri ardına belirli sürelerde ekranda gösterilir. Bu uyarın tipinde en çok dama

deseni ve çizgiler kullanılır. Şekil 4.6.'da bu desen örnekleri görülebilir. Desenler genellikle siyah ve beyaz olmaktadır.



Şekil 4.6. Görsel uyaran olarak desen kullanılarak tasarlanan bir SSVEP tabanlı BBA uygulaması. Sol ve sağ taraftaki desenler belirlenen sürelerde sırasıyla ekranda gösterilir. Sol ve sağ taraftaki desenlerde renkler karşılıklı yer değiştirmiştir.

SSVEP tabanlı BBA uygulamalarında, görsel uyaranların büyüklüğünün SSVEP yanıt genliğini arttırdığı bildirilmektedir [29], [43]. Büyük görsel uyaranlar daha iyi tepkiler üretmektedir.

4.2. Gerçek Zamanlı Frekans Üretimi

Görsel uyaranın belirlenen frekansa göre bilgisayar ekranında ne kadar süre gösterilip, ne kadar süre gizleneceği

$$T = \frac{1}{2f} \quad (4.1)$$

formülü ile hesaplanır. Formül 4.1.'de f görsel uyaranın frekansı ve T ise görsel uyaranın periyodunu göstermektedir. Tek resim kullanılarak tasarlanan görsel uyaranda resim T süresince ekranda gösterilir ve T süresince ekranda gizlenir. Bu şekilde istenilen frekansta görsel uyaran elde edilir.

LCD/CRT monitör kullanılarak tasarlanan görsel uyaranların frekansı monitörün yenileme hızına bağlıdır. Monitörün yenileme hızı r , çerçeve sayısı ise s ile gösterilecek olursa f frekansındaki bir görsel uyaranın kaç çerçevede gösterileceği ve kaç çerçevede gizleneceği ise aşağıdaki formül ile hesaplanabilir.

$$s = r \cdot T \quad (4.2)$$

formülü ile hesaplanabilir. T yerine frekans karşılığı yazılacak olursa uyarının gösterileceği çerçeve sayısı

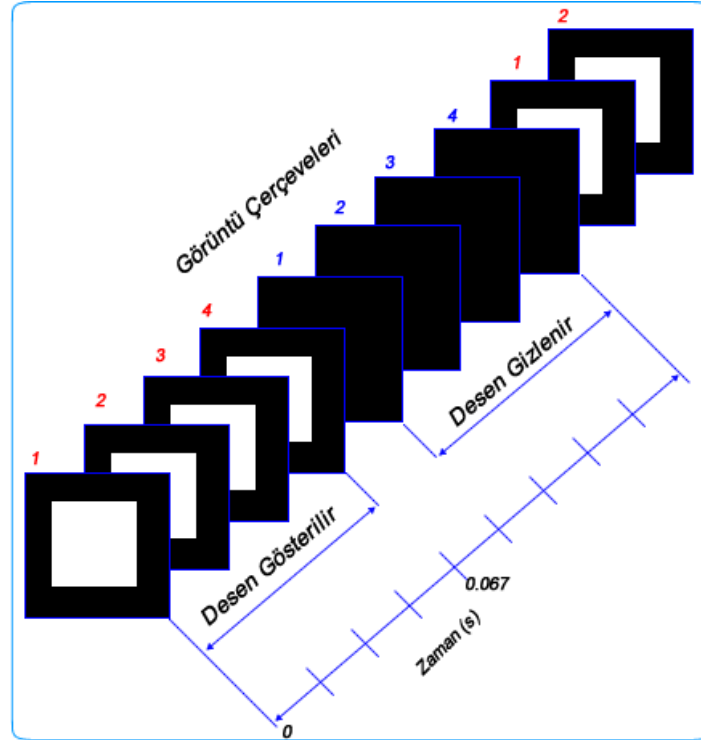
$$s = \frac{r}{2f} \quad (4.3)$$

formülü ile hesaplanabilir. Örneğin 60 Hz yenileme frekansına sahip bir monitörde 7.5 Hz görsel uyarın tasarlanmak istendiğinde görsel uyarının gösterileceği ve gizleneceği süre ve çerçeve sayısı aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$T = \frac{1}{2 * 7.5} = 0.067 \text{ sn}$$

$$s = \frac{60}{2 * 7.5} = 4 \text{ çerçeve}$$

Buna göre görsel uyarın 4 görüntü çerçevesi süresince gösterilir ve 4 görüntü çerçevesi süresince gizlenecektir. Bu örnek şekil 4.7.'de tasvir edilmiştir.



Şekil 4.7: Görsel uyarının bilgisayar ekranında oluşturulması. 7.5 Hz frekansında bir görsel uyarın 60 Hz yenileme frekansına sahip bir monitörde 4 çerçevede gösterilir 4 çerçevede gizlenir. Bu yöntem ile 7.5 Hz frekansında bir görsel uyarın elde edilir.

Yukarıda verilen bilgiler ışığında bilgisayar monitörü kullanılarak tasarlanabilecek görsel uyarıların frekansı sınırlıdır. Monitörün yenileme hızı r ve görsel uyarının gösterileceği ve gizleneceği toplam çerçeve sayısı ise k ile temsil edilmek üzere seçilebilecek görsel uyarı frekansları (f_u)

$$f_u = \frac{r}{k+1} \quad k=1,2,\dots,n \quad (4.4)$$

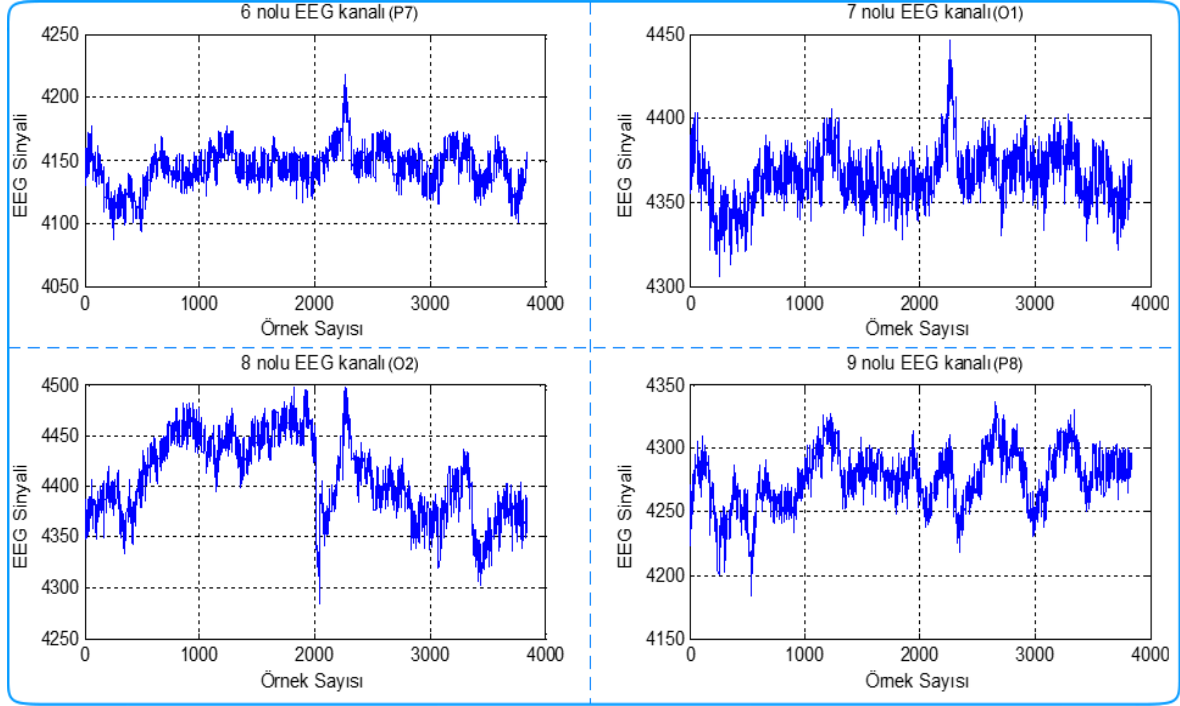
şeklinde hesaplanabilir. Örneğin 60 Hz yenileme hızına sahip bir monitörde görsel uyarıların frekansı 30 Hz (60/2), 20 Hz (60/3), 15 Hz (60/4), 12 Hz (60/5), 10 Hz (60/6), 8.57 Hz (60/7), 7.5 Hz (60/8), 6.66 Hz (60/9), ve 6 Hz (60/10) olabilir. Bu da dar bir frekans aralığında çalışmamıza sebep olmaktadır. Bir de temel frekansların yanında bu frekansların harmoniklerini de düşünürsek, kullanılabilecek frekanslar daha da azalacaktır. Örneğin 7.5 Hz ve 15 Hz’de yanıp sönen görsel uyarı seçildiğinde sistem 7.5 Hz ve bunun harmoniği olan 15 Hz’i görsel uyarandaki 15 Hz’lik frekanstan ayırmakta zorlanacak ve başarımlı düşecektir. LED uyarı seçildiğinde ise bilgisayar monitöründeki gibi frekans sınırlaması bulunmamaktadır.

4.3. Sinyal İşleme ve Sınıflandırma

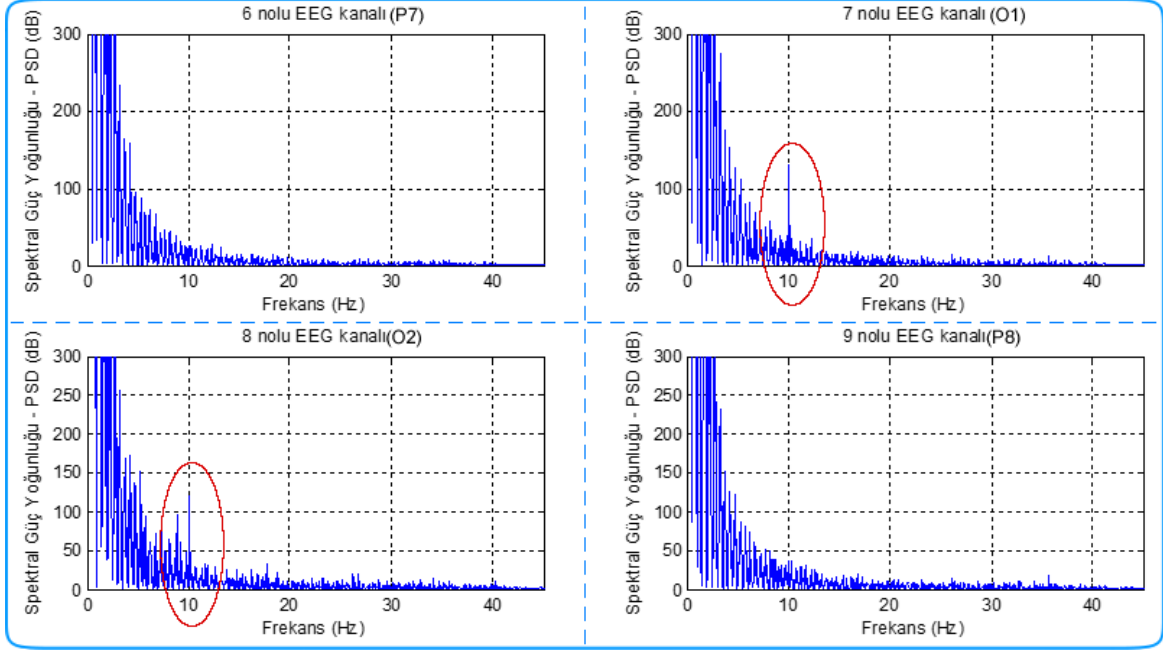
4.3.1. Bant Geçiren Filtre

BBA sistemlerinde sinyal gürültü oranını arttırmak için genellikle basit filtreler kullanılır. Bu filtrelerden bir olan band geçiren filtreler daha önceden belirlenen alt ve üst limitin dışında kalan sinyal bileşenlerini bastırır ve alt-üst limit arasındaki sinyal bileşenlerini ise geçirir. Bu filtreler istenilen frekans aralığındaki sinyal bileşenleri ile çalışmamıza olanak tanır. Örneğin sensorimotor ritimler ile tasarlanan bir BBA sisteminde 8-25 Hz aralığında band geçiren filtre uygulanabilir. Çünkü burada kullanılan μ ve β ritimleri 8-25 Hz arasındadır [98]. Bu filtre aynı zamanda şebeke geriliminden kaynaklanan 50/60 Hz gürültüsünü bastırmak içinde kullanılabilir. Kullanıcı 10 Hz frekansındaki görsel uyarana odaklandığı sırada, 14 kanallı kablosuz EEG başlık kiti ile 6, 7, 8, 9 nolu (Sırasıyla P7, O1, O2 ve P8) elektrotlarından 30 sn boyunca kaydedilen ham EEG sinyali Şekil 4.8.a’da görülmektedir. Ham EEG sinyallerine Spektral Güç Yoğunluğu (PSD) fonksiyonu uygulandığında elde edilen grafik Şekil 4.8.b’de, ham EEG sinyaline 5-40 Hz arasında band geçiren filtre uygulandıktan sonra elde edilen sinyalin frekans bilgileri

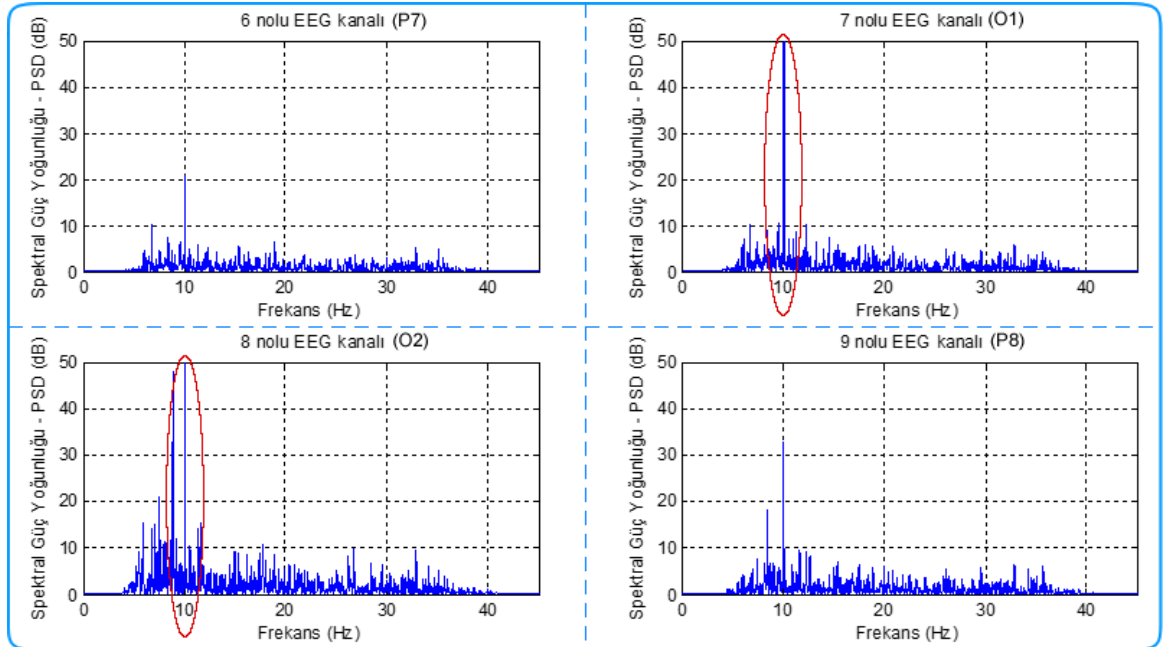
ise Şekil 4.8.c’de görülmektedir. Şekil 4.8.c’deki grafikte kullanıcının odaklandığı uyarının frekansı (10 Hz) net bir şekilde görülebilmektedir. Grafiklerde kullanılan elektrotlardan O1 ve O2 oksipital bölgede yer almakta ve beyin görme ile ilgili bölümlerin olduğu bölgeye denk gelmektedir. P1 ve P2 elektrotları ise oksipital bölgenin hemen üstünde yer almaktadır. O1 ve O2 konumundaki elektrotlardan elde edilen frekans bileşenleri diğer konumlardakinden daha belirgin gözükmemektedir.



Şekil 4.8.a. 14 kanallı kablosuz EEG başlık kiti ile elde edilen 30 sn’lik ham EEG verisi.



Şekil 4.8.b. 30 sn'lik ham EEG verisine Spektral Güç Yoğunluğu fonksiyonu uygulandıktan sonra elde edilen grafik. Grafikte ham EEG sinyallerindeki frekans bileşenleri görülmektedir.



Şekil 4.8.c. 30 sn'lik ham EEG verisine 5-40 Hz arasında band geçiren filtre ve Spektral Güç Yoğunluğu fonksiyonu uygulanması sonrası elde edilen grafik. Grafikte kullanıcının odaklandığı 10 Hz frekansı net bir şekilde gözükmemektedir.

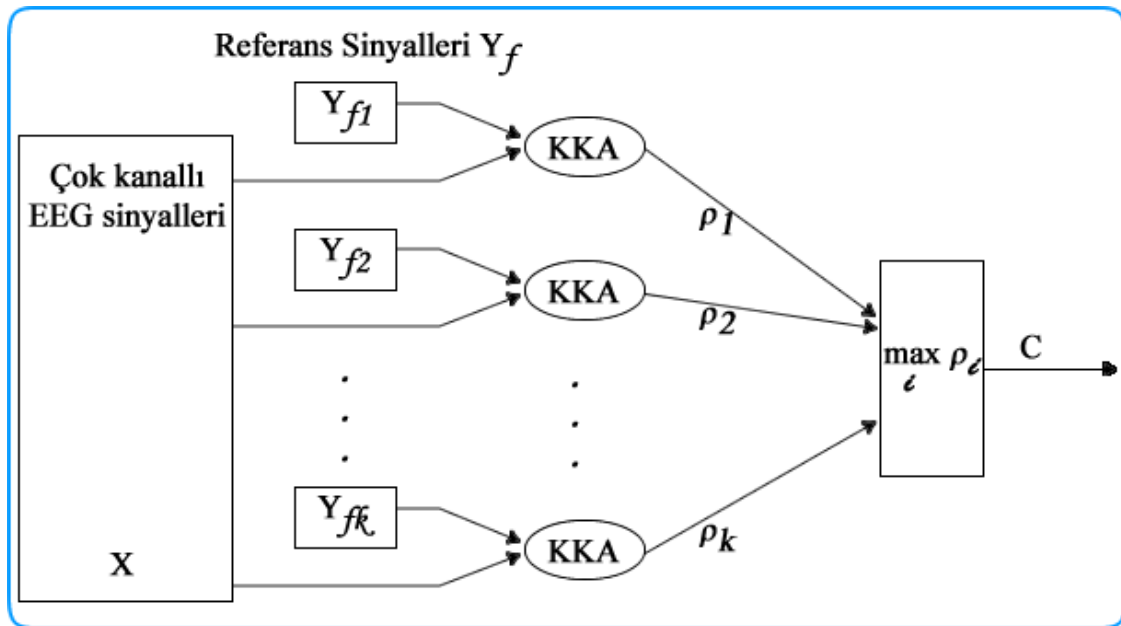
4.3.2. Kanonik Korelasyon Analizi

Kanonik korelasyon analizi (KKA) ilk defa 1936 yılında Hotelling ve diğerleri tarafından geliştirilmiştir. KKA çok sayıda değişkenden oluşan 2 değişken seti arasındaki ilişkileri inceleyen istatistiksel bir yöntemdir [113].

X ve Y rastgele iki boyutlu değişkenler ve bunların doğrusal kombinasyonları $x = X^T W_x$ ve $y = Y^T W_y$ olsun. KKA ile W_x ve W_y ağırlık vektörleri kullanılarak, x ve y arasındaki maksimum korelasyon aşağıdaki şekilde bulunur [114]. W_x ve W_y arasındaki en yüksek korelasyon ρ ile gösterilir.

$$\begin{aligned} \max_{W_x, W_y} \rho(x, y) &= \frac{E[x^T y]}{\sqrt{E[x^T x] E[y^T y]}} \\ &= \frac{E[W_x^T X Y^T W_y]}{\sqrt{E[W_x^T X X^T W_x] E[W_y^T Y Y^T W_y]}} \end{aligned} \quad (4.5)$$

K adet görsel uyaran frekansı ($f_1, f_2, \dots, f_k$) içeren SSVEP tabanlı bir BBA sisteminde; KKA kullanılarak odaklanılan frekansın nasıl bulunduğu şekil 4.9'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9. K sınıflı bir SSVEP tabanlı BBA sisteminde KKA'nın kullanılması [114]. X: Çok kanallı EEG kayıtları, Yf: Referans sinyalleri, C: KKA'da en yüksek korelasyona sahip ρ_i , $i=1,2,.. k$

X çok kanallı EEG sinyalleri, N_t toplam örnek sayısı, F_s örnekleme frekansı ve H ise oluşturulacak harmonik sayısı olsun. Görsel uyaran frekansları ise $f_1, f_2, \dots, f_k$ ise N_t uzunluğundaki referans sinyalleri aşağıdaki gibi oluşturulabilir.

$$Y_f = \begin{pmatrix} \sin(2\pi f t) \\ \cos(2\pi f t) \\ : \\ \sin(2\pi H f t) \\ \cos(2\pi H f t) \end{pmatrix}, \quad t = \frac{1}{F_s}, \frac{2}{F_s}, \dots, \frac{N_t}{F_s} \quad (4.6)$$

Çok kanallı EEG sinyalleri ve oluşturulan her bir referans sinyali kanonik korelasyon analizinde giriş olarak kullanılır. En yüksek korelasyona sahip ρ odaklanılan frekansı bulmada kullanılır. KKA'da $f_1, f_2, \dots, f_k$ referans sinyalleri için oluşan katsayı ρ_i olmak üzere, kullanıcının odaklandığı C frekansı aşağıdaki şekilde bulunur.

$$C = \max \rho_i, \quad i=1,2,\dots,K \quad (4.7)$$

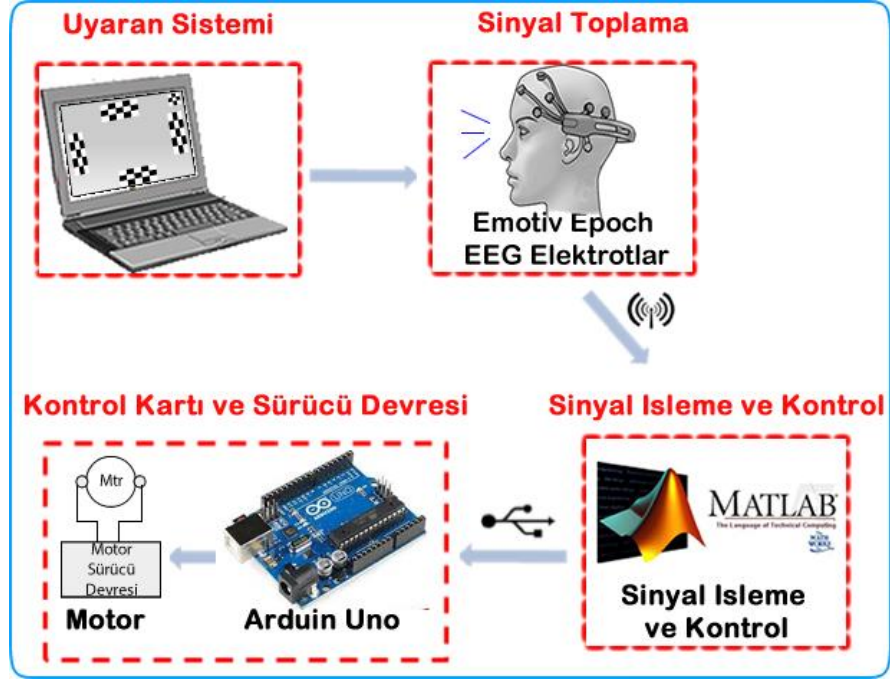
Buna göre çok kanallı EEG kayıtları içerisindeki uyaranların frekansı ile bu frekansların harmonikleri arasındaki ilişki kanonik korelasyon ile hesaplanır ve maksimum korelasyona sahip frekans değeri çıktı değeri olarak üretilir.

4.4. Materyal ve Yöntem

Bu çalışmada çevrimiçi çalışan SSVEP tabanlı BBA sistemi ile küçük bir DC motorun yön ve hız kontrolü gerçekleştirilecektir.

4.4.1. Sistem Tasarımı

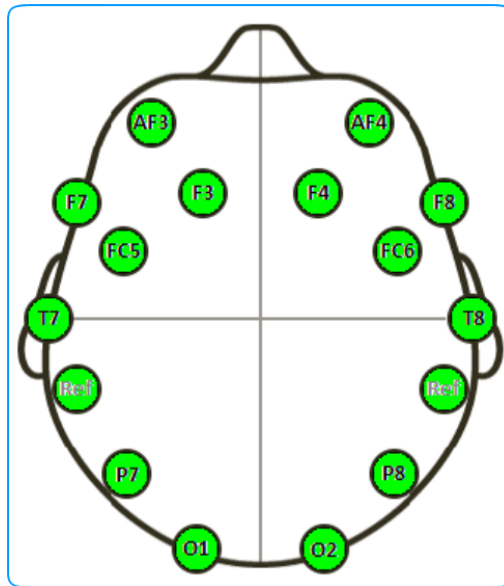
Çalışmanın blok şeması şekil 4.10.'da verilmiştir. Çalışmada çıkış birimi olarak küçük bir DC elektrik motoru kullanıldı. Tasarlanan BBA yardımı ile kullanıcının yaptığı seçime göre küçük bir elektrik motorunun hız ve yön kontrolü yapılabilmektedir.



Şekil 4.10. Çalışmanın Blok Şeması

4.4.2. EEG Donanımı

Bu çalışmada; proje kapsamında temin edilen Emotiv EEG Neuroheadset cihazı kullanıldı. Bu cihazdan 14 Kanallı ham EEG verisi alınabilmektedir. Cihaz üzerinde bulunan elektrotların konumu şekil 4.11’de görüldüğü üzere uluslararası 10/20 standardına [115] göre AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4’dir.



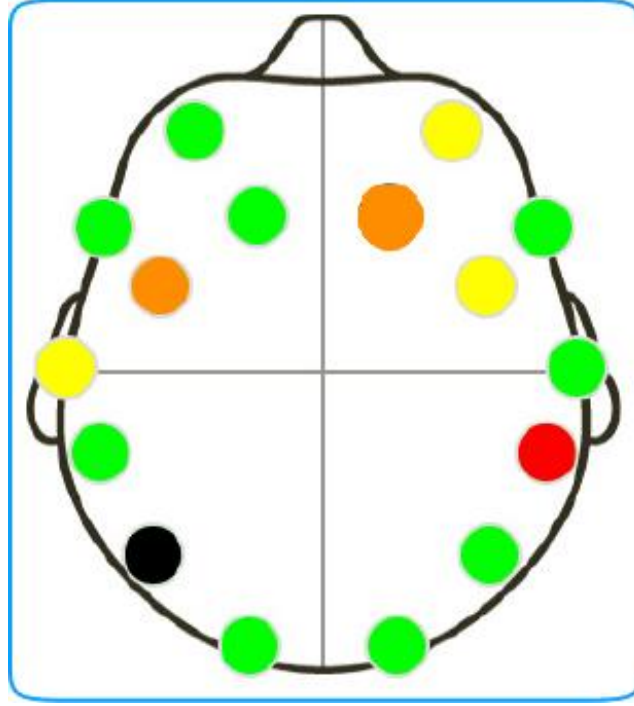
Şekil 4.11. Emotiv EEG Neuroheadset cihazında elektrotların konumu

EEG cihazı bilgisayar ile düşük güçteki bir bluetooth USB alıcı-verici yardımıyla haberleşmektedir. Cihazla birlikte SDK yazılımı gelmekte ve farklı programlama dillerinden cihazı kullanmaya imkân vermektedir. Cihazla bütünleşik olan batarya 12 saate kadar dayanabilmektedir. EEG sinyalleri 2048 Hz ile örneklenerek cihaz tarafından kaydedilmekte ve alt örnekleme yapılarak 128 Hz olarak dışarı aktarılmaktadır [116]. Cihazın genel görünümü Şekil 4.12’de görülmektedir. Cihaz ham EEG verilerinin kaydedilmesine olanak tanımaktadır. Elektrotların empedansı sıvı solüsyon ile azaltılabilmekte ve daha iyi bir iletkenlik kazandırılmaktadır.



Şekil 4.12. Emotiv EEG Neuroheadset cihazının genel görünümü

EEG kayıt cihazının bant genişliği 0.2 – 45 Hz’dir. Elektrik şebekesinden kaynaklanan gürültüleri yok etmek için EEG sinyallerine 50 ve 60 Hz filtre uygulanmıştır. Cihaz ile birlikte gelen kontrol paneli yazılımında elektrotların bağlantı kalitesi hakkında renkli olarak bilgiler verilmiştir. Şekil 4.13’de Elektrotların bağlantı durumunu ve kalitesini gösteren kontrol paneli görülmektedir.

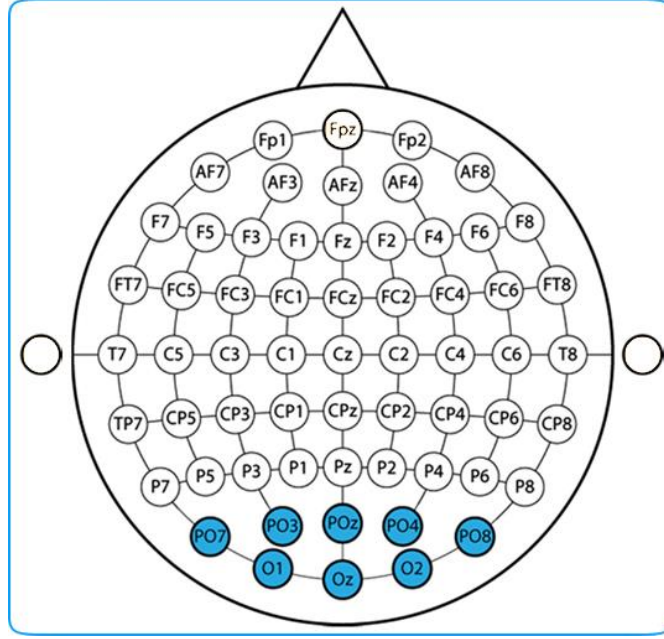


Şekil 4.13. Emotiv EEG Başlık kiti elektrotlarının bağlantı durumunu ve bağlantı kalitesini renklerle gösteren panel

Bağlantı kalitesi en düşükten yükseğe doğru; siyah, kırmızı, turuncu, sarı ve yeşil renkleri ile temsil edilmiştir.

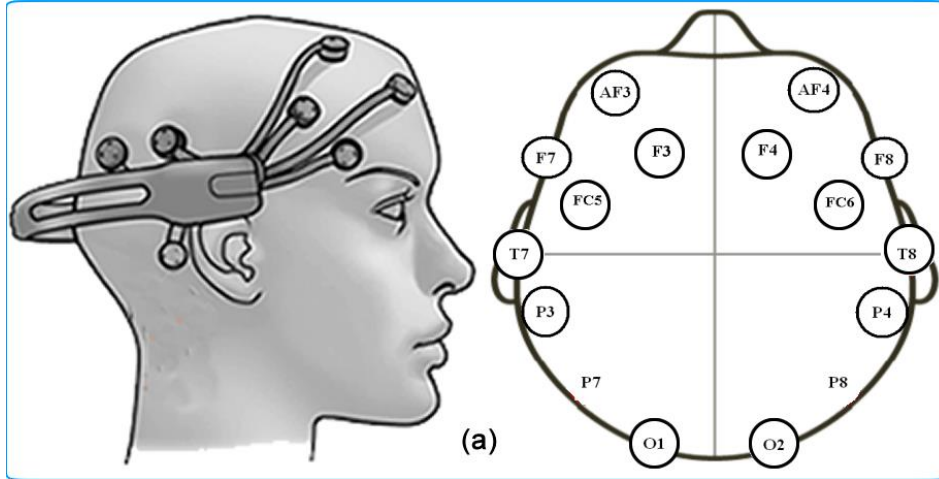
4.4.3. Başlık Konumu

Belirli frekanslarda yanıp sönen görsel uyaranlar sonucunda oluşan SSVEP sinyalleri en iyi oksipital lob'da görülmektedir [13], [28], [106], [117]. Oksipital lobda yer alan elektrotların konumu uluslararası 10-20 sisteminde şekil 4.14'de mavi renkli olarak gösterilmiştir.

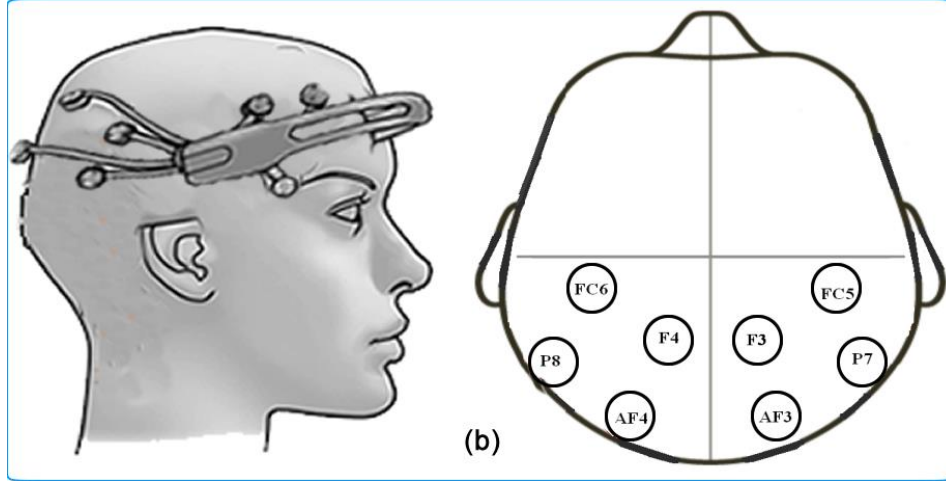


Şekil 4.14. 64 kanal elektrot yerleşimi ve oksipital lobda yer alan elektrotlar

Şekilde 4.15.a'daki standart Emotiv EEG başlık kiti yerleşiminde bu kanallardan sadece O1 ve O2 elektrotu oksipital loba denk gelmektedir. Şekil 4.15. b'de de görüleceği üzere başlık kiti 180° ters çevrildiğinde oksipital lob ve çevresine yakın daha fazla elektrot bulunmaktadır. Çalışmamızda Emotiv EEG başlık kiti normal ve ters konumda olmak üzere iki şekilde kullanılmıştır.



Şekil 4.15. a. Başlık kitinin normal yerleşimi ve elektrotların konumu

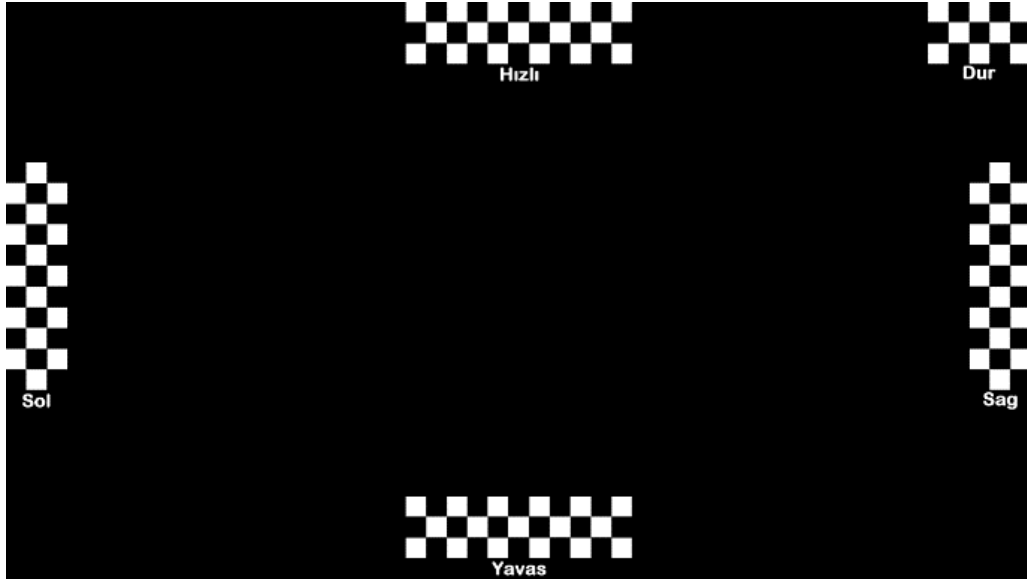


Şekil 4.15. b. Başlık kitinin ters yerleşimi ve yaklaşık olarak elektrotların konumu

4.4.4. Görsel Uyarın Tasarımı

Yanıp sönen görsel uyarın tasarımı Işık Yayan Diyot (LED) veya LCD/CRT monitör kullanılarak tasarlanabilmektedir. LED kullanılarak tasarlanan yanıp sönen görsel uyarınlar harici bir donanım gerektireceğinden çalışmamızda 15.4 inç boyutunda geniş ve parlak LCD ekranlı dizüstü bilgisayar seçildi. Bu sayede sistemin geri dönütü de aynı ekranda olacak ve kullanıcı rahatlıkla sistem mesajlarını görebilecektir. Ekran çözünürlüğü 1280x720 piksel seçildi. Görsel uyarınlar DC motorun hız ve yön kontrolünü sağlamak amacı ile sola dön, sağa dön, hızlı, yavaş ve dur komutlarını temsilen sırasıyla ekranın sağına, soluna, üstüne, altına ve sağ üst köşeye gelecek şekilde dama desenli olarak yerleştirildi. Uyarın tasarımı MATLAB® [118] yazılımında Psychtoolbox [119] eklentisi kullanılarak tasarlandı.

Uygulamamızda görsel uyarınların büyüklüğü üstte ve altta 2x7 cm, sağ ve solda ise 7x2 cm büyüklüğünde tasarlandı. Sağ üst köşede ise 3x2 cm olarak tasarlandı. Şekil 4.16'da SSVEP tabanlı BBA uygulamamıza ait ekran görüntüsü görülmektedir. Dama desenli görsel uyarınlar, seçilen frekansın periyot süresince siyah ve beyaz desenler yer değiştirmektedir.



Şekil 4.16. Görsel Uyarı sistemi

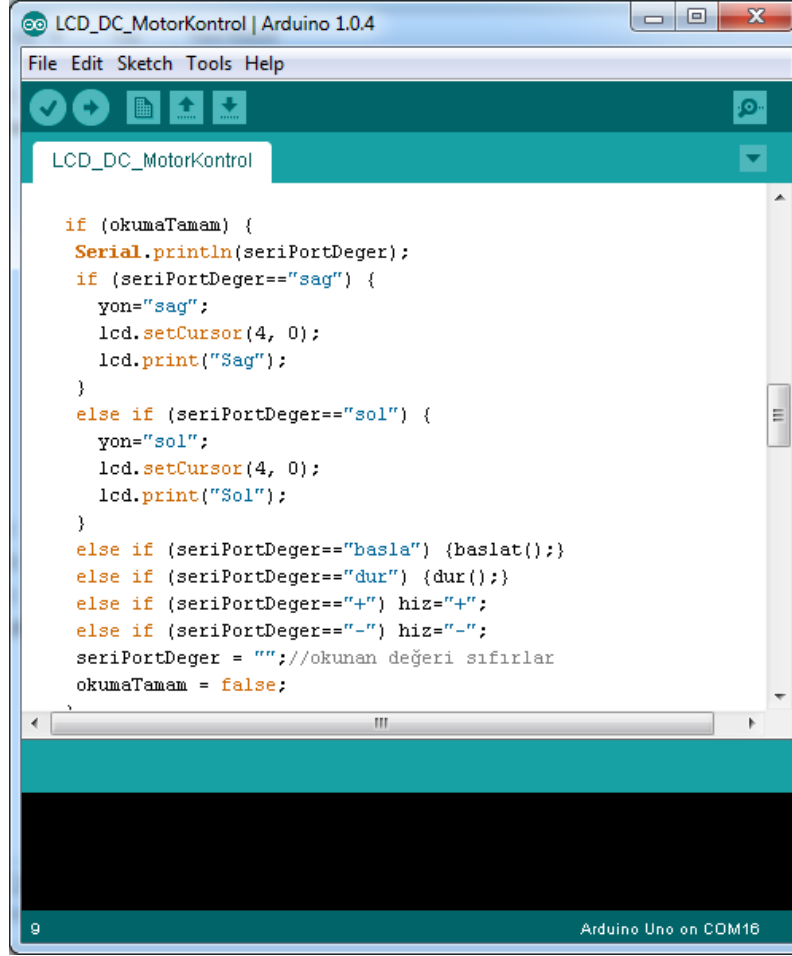
Uygulamamızda görsel uyarıların frekansları, ekrandaki konumu ve hangi komutlara denk geldiği Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1: Görsel Uyarıların Frekansları, Konumu ve Komut Karşılıkları

Görsel Uyarının Frekansı	Ekrandaki Konumu	Komut Karşılığı
8.57 Hz	Sağ üst köşe	Dur
6.67 Hz	Ekranın altında ortalı	Yavaşla
7.5 Hz	Ekranın sol tarafında ortalı	Sola dön
10 Hz	Ekranın sağ tarafında ortalı	Sağa dön
12 Hz	Ekranın üst tarafında ortalı	Hızlan

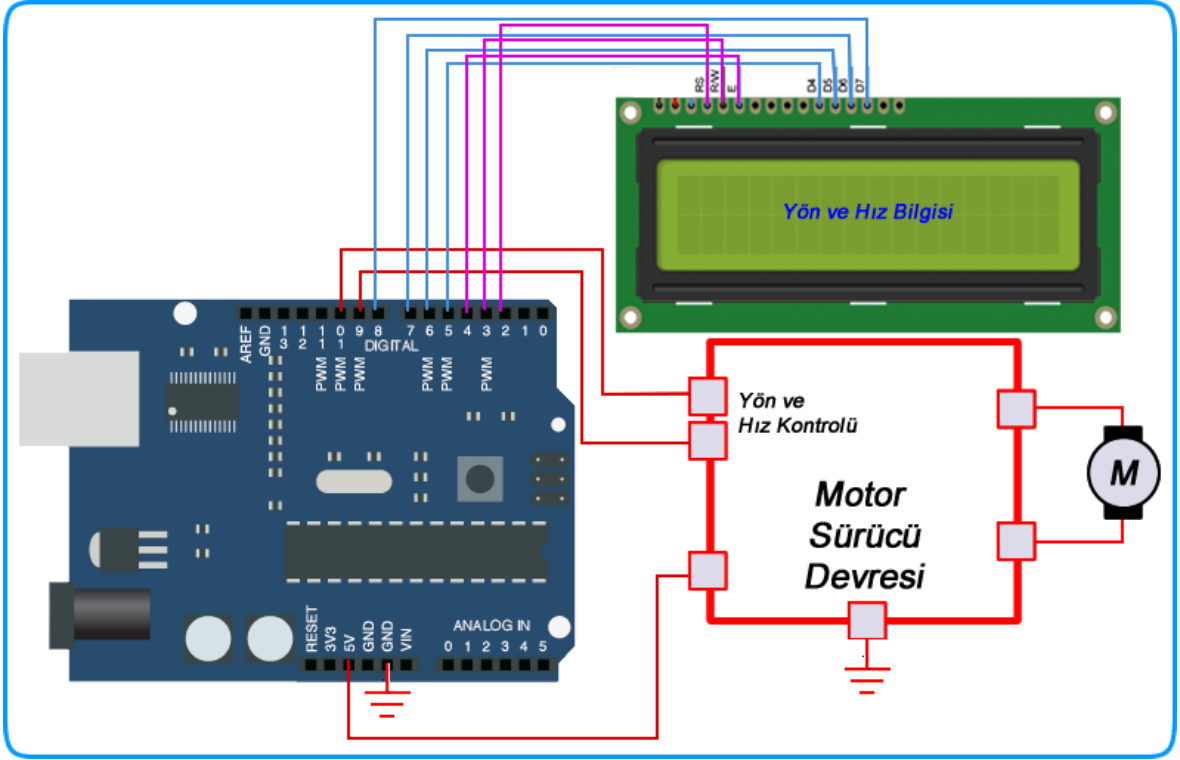
4.4.5. Kontrol Kartı ve Motor Sürücü Devresi

Sistemde kontrol kartı olarak Arduino Uno kullanıldı. Arduino Uno USB port destekli açık kaynak kodlu bir I/O kartıdır [120]. Şekil 4.17’dekine benzer kendine özgü java tabanlı bir programlama arayüzü bulunmaktadır.



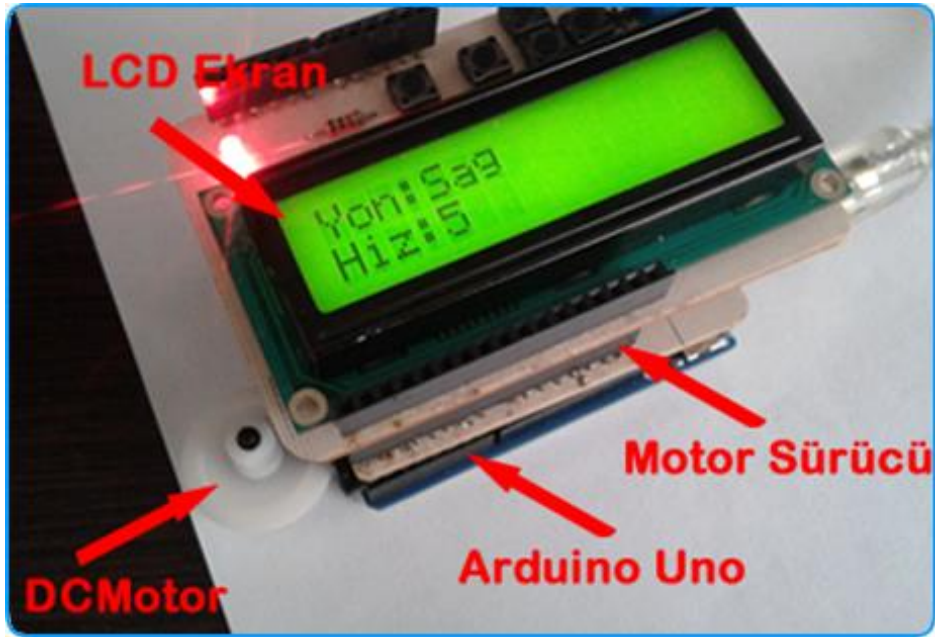
Şekil 4.17: Arduino Uno kontrol kartı programlama arayüzü

Arduino I/O kartı MATLAB® programından gelen komutları yorumlayarak motor sürücü devresine gerekli elektrik sinyallerini göndermekte ve DC motorun hız ve yön kontrolünü sağlamaktadır. I/O kartında PWM modülü kullanılarak DC motora 0-5 V arasında kademeli olarak gerilim uygulanması sağlamakta ve bu sayede motorun hızı kontrol edilmektedir. Devrede 9 hız kademesi bulunmaktadır. DC motora giden gerilimin yönü değiştirilerek yön kontrolü sağlanmaktadır. Şekil 4.18’de kontrol kartı ve motor sürücü devresinin blok diyagramı bulunmaktadır.



Şekil 4.18. Kontrol kartı ve motor sürücü devresi blok diyagramı

Şekil 4.19’da görüleceği üzere Arduino UNO kartı ve motor sürücü devresinde aynı zamanda LCD display kullanılarak motora gelen komutlar ve durum bilgisi ekranda gösterilmektedir.



Şekil 4.19. Arduino Uno ve Motor Sürücü Devresi

4.4.6. Sınıflandırma Algoritması

Bu çalışmada sınıflandırma yapmadan önce çok kanallı EEG sinyallerine 5-40 Hz band geçiren filtre uygulanmıştır. Sınıflandırmada ise çok kanallı EEG sinyalleri arasından kullanıcının odaklandığı frekansı seçmek için Kanonik Korelasyon Analizi kullanıldı. Bu çalışmada SSVEP için kullanılan frekanslar ($f_1, f_2, \dots$) ve bunların harmonik frekanslarından 2 tanesi ($2f_1, 3f_1, 2f_2, 3f_2, \dots$) kullanıldı. Çalışmada kullanılan EEG örneği kadar sinüs ve kosinüs sinyalleri kullanılarak yapay harmonik frekanslar oluşturuldu. Kosinüs sinyalleri faz kayması olma ihtimaline karşılık oluşturulmuştur.

Çalışma kapsamında kullanıcının odaklandığı görsel uyarının frekansı KKA kullanılarak tespit edilmiş ve bu sonuçlara göre DC motorun hız ve yön kontrolü yaptırılmıştır.

4.4.7. Kullanıcı Seçimi

Sistem 2 kişi tarafından test edilmiştir. Her iki kişi de erkek, sağ elini kullanan ve görme ile ilgili rahatsızlığı olmayan kişilerdir. Kayıt esnasında kişiler kendilerini bedenlen ve ruhen iyi hissettiklerini belirtmişlerdir. Kullanıcılardan birincisi (1.kullanıcı) 33 yaşında, daha önce Emotiv EEG başlık kiti ile çalışmış ve sistem hakkında bilgisi bulunmaktadır. 2. kişi ise (2.kullanıcı) 18 yaşında olup daha önce bu sistem hakkında bilgi sahibi değildir. Deneyden önce her iki kişi sistem hakkında bilgilendirildi.

4.4.8. Deneysel Çalışmalar

Deneysel çalışmalar gürültü kalkanı olmayan bir odada yapıldı. Aynı zamanda ortamda kablosuz internet yayını mevcuttur. Ortamdaki gürültü oranını azaltabilmek için bilgisayardaki Wifi ve bluetooth bağlantıları kapatılmıştır. Kişilerin standart bir ofis sandalyesinde mümkün olduğu kadar rahat bir şekilde oturmaları sağlanmıştır. Sistem kişiler üzerinde farklı zamanlarda test edilmiştir.

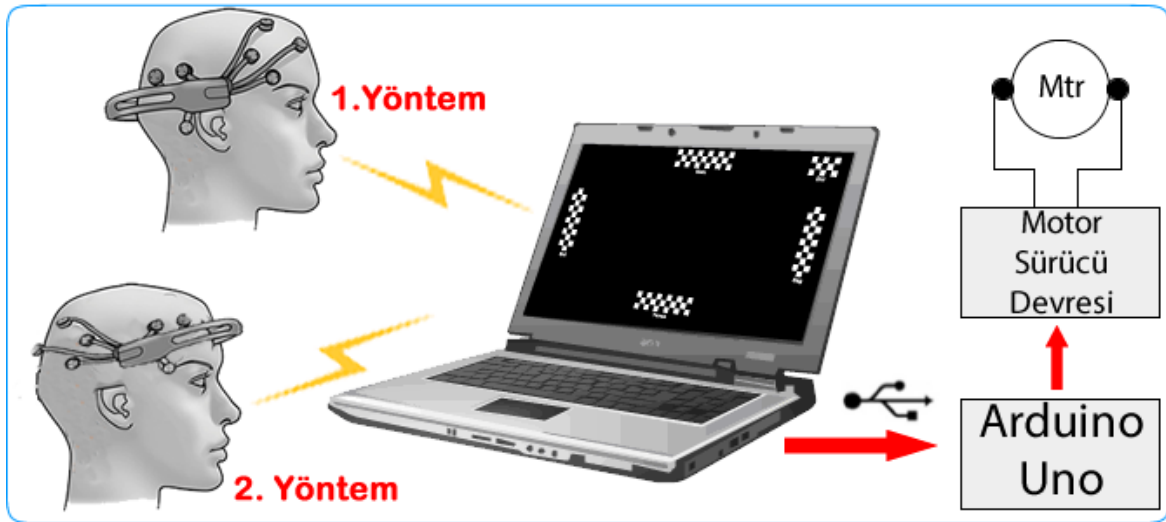
Artefaktları minimize etmek için deneklerden deney sırasında ağızları hafif açık şekilde durmaları ve görsel uyarılar ekranda bulunduğu sürece mümkün olduğunca hareket etmemeleri ve göz kırpmamaları konusunda bilgilendirilmişlerdir. Katılımcılara

sistemle ilgili herhangi bir güvenlik problemi olmadığına dair bilgi verilmiştir. Deneklerin gözlerini dinlendirmeleri için her sınıflandırma arasına kısa bir bekleme süresi konmuştur.

Deneyde kullanılan BBA arayüzü şekil 4.14'teki gibi dama desenli görsel uyaranlardan oluşmaktadır.

Her iki kullanıcıya öncelikle farklı frekanstaki (6.67, 8.57, 7.5, 10, 12 Hz) görsel uyaranlar tek tek gösterilerek, her bir frakanstaki görsel uyaran için kullanıcılardan gelen EEG sinyalleri kaydedilmiş ve analizleri yapılmıştır. Çevrimdışı alınan eğitim verilerinin analizlerden sonra çevrimiçi uygulamaya geçilmiştir. Çevrimiçi sistemde kullanıcıdan 10 saniyede bir veriler alınmakta ve sınıflandırma yapılmaktadır. Sınıflandırmada elde edilen sonuçlar kullanıcı ekranında gösterilmekte ve aynı zamanda motor kontrol devresine gönderilmektedir. Çevrimiçi düzenekte komutlar her sınıflandırma işlemi gerçekleştirildikten sonra kullanıcıya sesli olarak bildirilmiştir. Bu komutlar; *Hızlı, Hızlı, Hızlı, Sol, Hızlı, Hızlı, Sağ, Yavaş, Yavaş ve Dur* şeklindedir.

Şekil 4.20'deki gibi her iki kullanıcıya önce Emotiv EEG başlık kiti normal şekilde takılarak eğitim ve test oturumları yapılmış ve başka bir oturumda ise başlık ters takılarak eğitim ve test oturumları yapılmıştır.



Şekil 4.20. Başlık kiti düz ve ters takılarak yapılan deney prosedürü

Kullanıcının ekrandan seçeceği simgelerden;

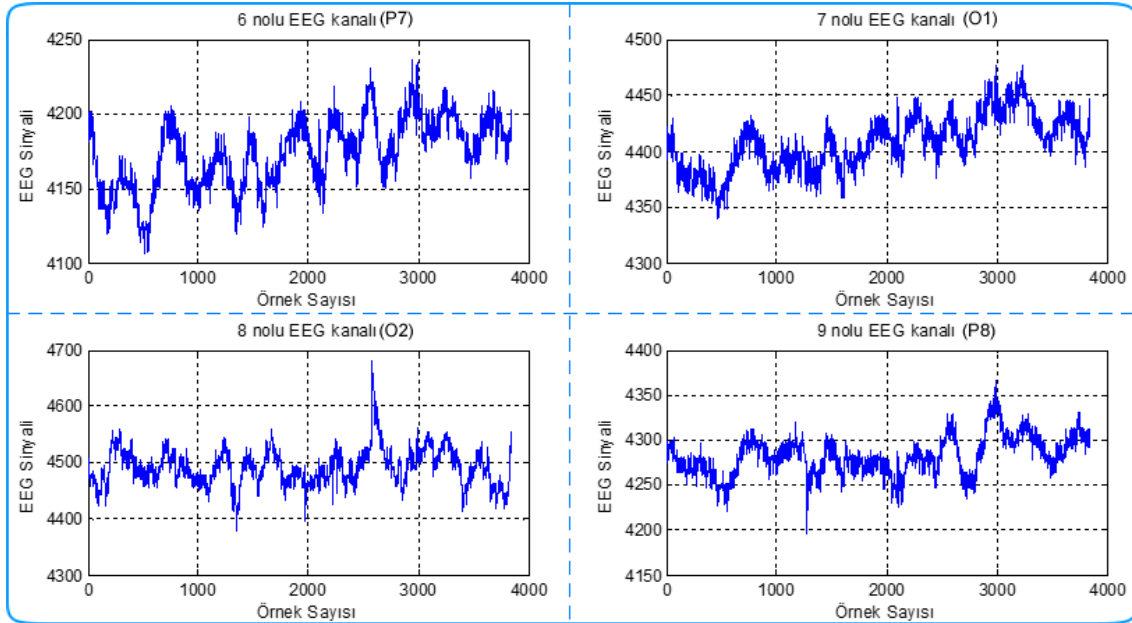
Sağ : Elektrik motorunun saat yönünde dönmesini sağlar

Sol : Elektrik motorunun saat yönünün tersine dönmesini sağlar

- Hızlı : Elektrik motorunun hızının artmasını sağlar
- Yavaş : Elektrik motorunun hızının azalmasını sağlar
- Dur : Elektrik motorunun durmasını sağlar

4.5. Sonuçlar ve Tartışma

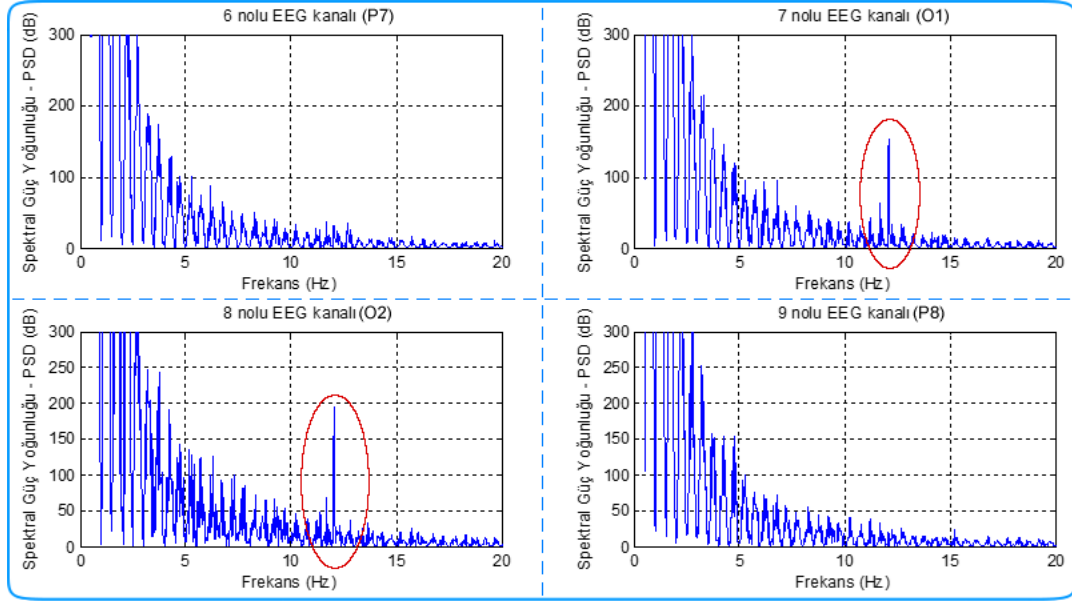
Çevrimdışı çalışma esnasında 12 Hz görsel uyaran karşısında 1. kullanıcıdan 6, 7, 8, 9 nolu (sırasıyla P7, O1, O2 ve P8) elektrotlardan alınan 30 sn'lik ham EEG sinyalleri grafik olarak çizildiğinde Şekil 4.21'deki gözükmemektedir.



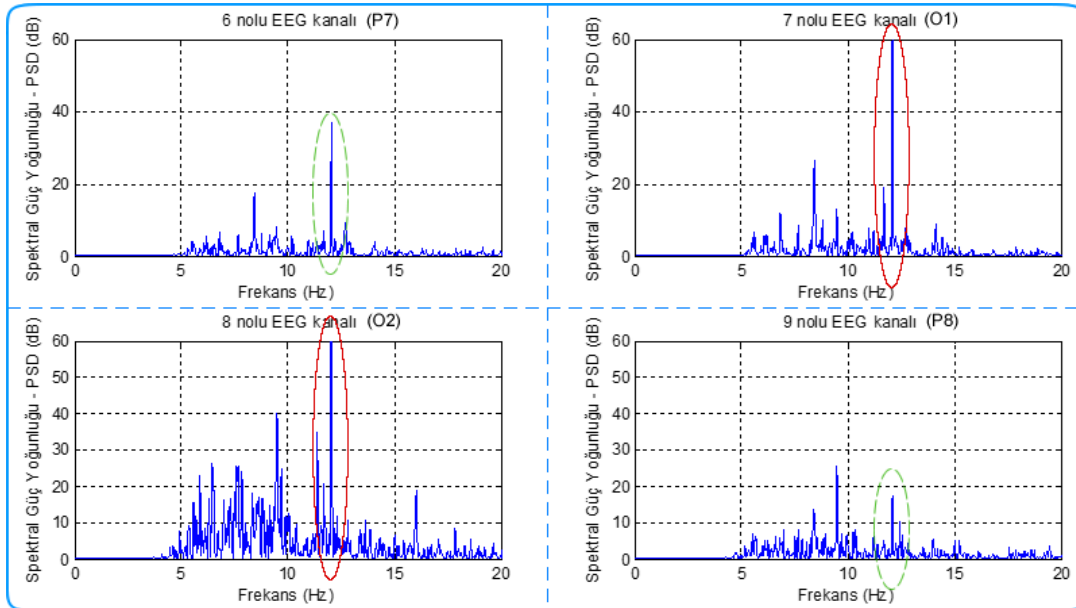
Şekil 4.21. 12 Hz görsel uyaran karşısında 1. kullanıcıdan elde edilen 30 sn'lik ham EEG verisi.

P7, O1, O2 ve P8 konumundaki elektrotlar kafatasının arka bölgesine denk gelmektedir. O1 ve O2 konumundaki elektrotlar oksipital bölgede yer almakta ve beynin görme duyusu ile ilgili bölümleri burada bulunmaktadır. P1 ve P2 konumundaki elektrotlar ise oksipital bölgenin hemen üstünde yer almaktadır. O1 ve O2 konumundaki elektrotlardan elde edilen frekans bileşenleri diğer konumlardakinden daha belirgin gözükmemektedir. Ham EEG sinyallerine Spektral Güç Yoğunluğu (PSD) fonksiyonu uygulandığında elde edilen grafik Şekil 4.22'de gözükmemektedir. Grafik incelendiğinde O1 ve O2 konumundaki elektrotlardan alınan EEG sinyallerindeki 12 Hz frekans bileşenleri

daha belirgindir. EEG sinyalleri farklı frekanslardaki sinyallerin birleşiminden oluşmaktadır. 5 Hz altı ve 40 Hz üstü sinyaller SSVEP tabanlı BBA sisteminde kullanılmadığı için ham EEG sinyallerine 4-40 Hz band geçiren filtre uygulandıktan sonra elde edilen EEG sinyallerine ait grafik Şekil 4.23'te görülmektedir. Grafik dikkatlice incelendiğinde kullanıcının odaklandığı uyarının frekansı (12 Hz) net bir şekilde görülecektir.



Şekil 4.22. 30 sn'lik ham EEG verisine Spektral Güç Yoğunluğu fonksiyonu uygulandıktan sonra elde edilen grafik.



Şekil 4.23. Çevrimdışı çalışmada 1.kullanıcının 12 Hz görsel uyarana karşı verdiği tepki sonucu oluşan EEG kayıtlarına 5-40 Hz arasında band geçiren filtre ve Spektral Güç Yoğunluğu fonksiyonu uygulanması sonrası elde edilen grafikler

Bu çalışma kapsamında her iki kullanıcı Tablo 2’de görüldüğü gibi başlık kiti ne durumda olursa olsun her frekanstaki görsel uyaran için yapılan EEG kayıtlarında eğitim verilerinde %100 başarı elde edebilmişken çevrim içi modda 10 sn’lik örnekler kullanılarak bu başarı başlık düz takıldığında %60’lara kadar düşmüştür. Başlık ters takıldığında ise başarı oranı ortalama %90’lara kadar çıkmıştır. Tablodan da anlaşılabacağı üzere görsel uyaranlar dizisinde başlık kitinin konumu önem arz etmektedir.

Tablo 2: Tasarlanan sistemde kullanıcıların ortalama başarı oranları

Kullanıcılar	Başlık kitinin takılma şekli	Eğitim verisindeki başarı	Çevrimiçi başarı oranı
1.kullanıcı	Düz	%100	%60
2.kullanıcı	Düz	%100	%64
1.kullanıcı	Ters	%100	%78
2.kullanıcı	Ters	%100	%90

Bu proje çalışmasında, Emotiv EEG Neuroheadset cihazı kullanılarak kararlı durum görsel uyaranlar kullanılarak elde edilen EEG işaretlerinin doğru bir şekilde sınıflandırılması ve buna bağlı olarak da bir sistemin (DC motorun hız ve yön) kontrolünün gerçekleştirilmesi hedeflenmiş ve başarıya ulaşılmıştır.

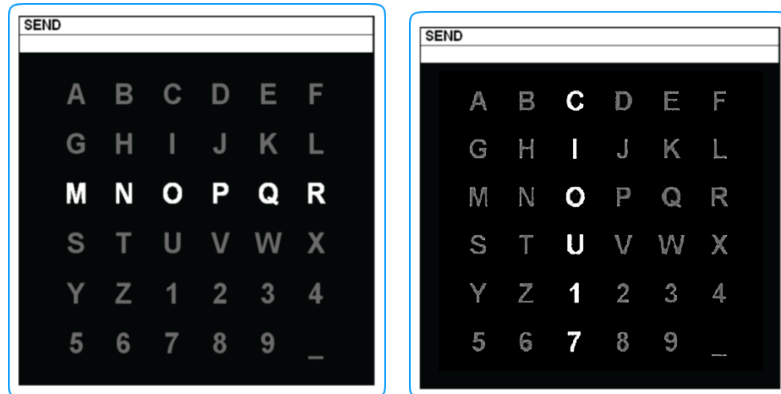
5. P300 TABANLI BBA TASARIMI

Bu bölümde P300 sinyalleri kullanılarak tasarlanan BBA sistemi ayrıntılı olarak ele alınmıştır.

Bu çalışmada, ALS gibi hastaların yaşam kalitesini yükseltmek için günlük hayatta kullanabilecekleri tekerlekli sandalyelerde kullanılan motorların hız ve konum kontrolünü gerçekleştirecek bir BBA sisteminin tasarımı ve uygulaması gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla proje kapsamında temin edilen kablosuz EEG kayıt cihazı ve P300 tetiklenen potansiyeli kullanılarak, çevrimdışı ve çevrimiçi analizler yapılmıştır. P300 tabanlı BBA sistemi ile küçük bir DC motorun yön ve hız kontrolü sağlanmıştır. Tasarlanan sistem çevrimiçi olarak çalışmaktadır. Sonuç aşamasında elde edilen veriler ışığında BBA sisteminin performansı ve hızı analiz edilmiştir.

5.1. Giriş

P300 tabanlı bir BBA sistemi olay ilişkili potansiyel çeşitlerinden P300 sinyallerini algılamaya yönelik olarak çalışmaktadır. P300 sinyalleri; kullanıcıya görsel, işitsel veya dokunsal bir uyarı verildikten sonra yaklaşık 300 ms EEG sinyallerinde oluşan pozitif yöndeki genlik artışıdır. Literatürde en çok görsel uyarı kullanılarak tasarlanan BBA sistemleri kullanılmaktadır. Ancak görme bozukluğu olan kişilerde veya deneysel amaçlarla işitsel veya dokunsal uyarılar da kullanılabilir.

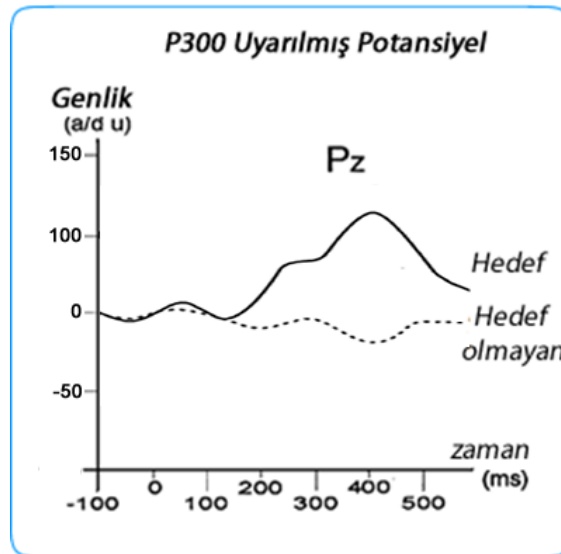


Şekil 5.1. P300 Heceleme Sistemin Arayüzü.

P300 tabanlı BBA uygulaması ilk defa Farwell ve Donchin tarafından geliştirilmiştir[93]. “P300 heceleme sistemi” adını verdikleri bu uygulama da; kullanıcı

ifade etmek istediği düşüncelerini harf harf bilgisayar ekranına yazdırarak dış dünya ile iletişim kurması sağlanmaktadır. Şekil 5.1’de de görüleceği üzere uygulama ekranında 6x6 harf matrisi ve diğer semboller bulunmaktadır. Ekrandaki matrisin herbir satır ve sütunu rastgele yakıp söndürülmektedir. Kullanıcı seçmek istediği harf veya sembolün bulunduğu satır ve sütun parlatıldığı zaman içinden saymakta ve diğer harfleri dikkate almamaktadır. Kullanıcının odaklandığı harfin bulunduğu satır ve sütunlar parlatıldığında; EEG kayıtlarında Şekil 5.2’deki gibi P300 uyarılmış potansiyeli oluşacaktır. Kullanıcının odaklandığı harflere ait EEG kayıtlarına bakıldığında diğer harflere ait EEG kayıtlarından farklı olarak yaklaşık 300 milisaniye sonra pozitif yönde genlik artışı gözlemlenebilmektedir. Bu EEG kayıtları analiz edilerek kullanıcının odaklandığı harfler bulunabilmektedir. Bu harflerin yerine istenilen komutlar yerleştirilerek herhangi bir sistemin otomasyonu yapılabilir.

EEG sinyalleri küçük genlikli ve gürültülü olduklarından, belirgin bir P300 sinyali elde edebilmek için yukarıda anlatılan işlemler birden fazla tekrarlanır ve bu tekrarlar sonucunda elde edilen sinyallerin ortalaması alınır.



Şekil 5.2. P300 Uyarılmış Potansiyeli [2]. EEG kayıtlarında hedef uyarı ile karşılaşıldıktan yaklaşık 300 ms sonra diğer hedef olmayan EEG kayıtlarına göre pozitif yönde artış olmaktadır.

5.2. Görsel Uyarı Çeşitleri

Literatüre bakıldığında P300 tabanlı BBA sistemleri için farklı uyarı türleri ve tasarımları görülmektedir. Bunların çoğu Farwell ve Donchin tarafından geliştirilen P300

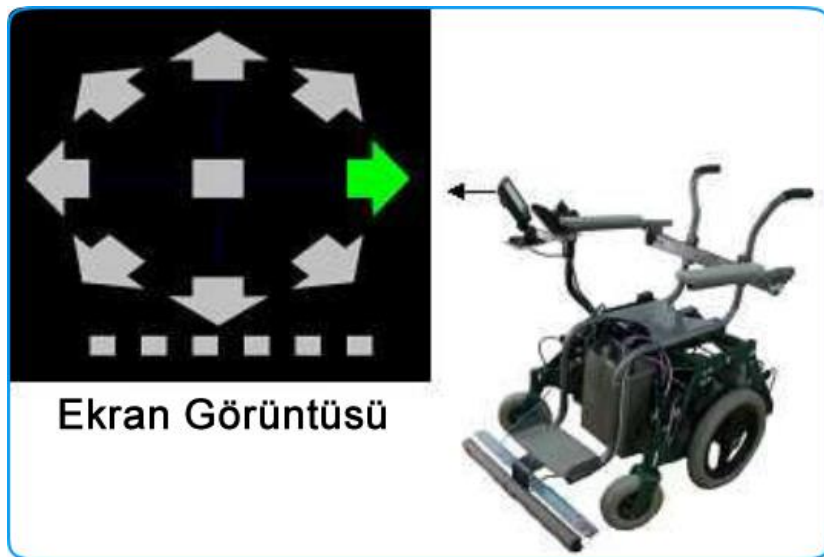
Heceleme Sistemini kullanılmaktadır [93]. Bu çalışmalardaki temel amaç daha yüksek başarımlar ve aktarım hızı elde etmektir. Bunların yanında farklı şekillerde ve amaçlarda tasarlanan uyaran çeşitleri de bulunmaktadır.

Duvinage ve diğerleri yapılan çalışmada 14 kanallı kablosuz EEG başlık kiti kullanılarak bir koşu bandının kontrolü sağlanmıştır [121]. Bu uygulamada kullanıcılar oturarak ve ayakta olmak üzere iki şekilde şekil 5.3'te de görüldüğü gibi 4 komutlu P300 tabanlı BBA sistemini test etmişlerdir. Sonuç olarak eğitim verilerinde %98.9, test oturumunda ise %82.3 ortalama bir başarı elde etmişlerdir.



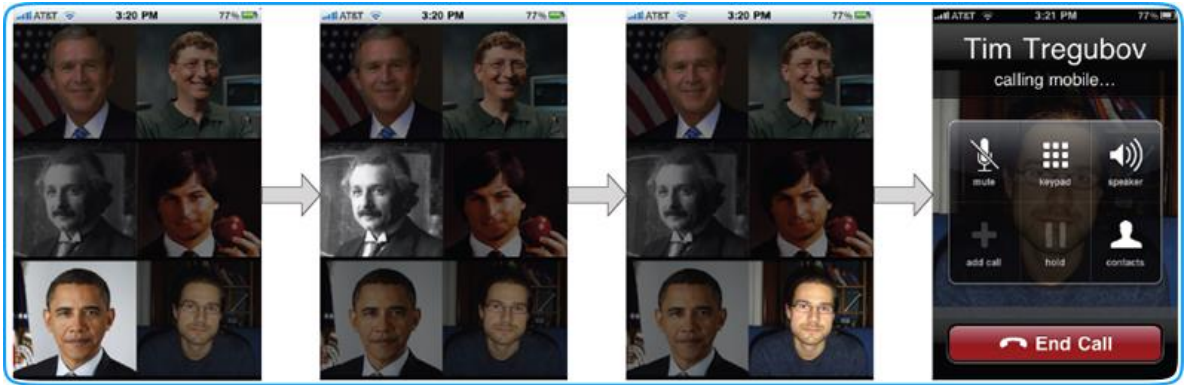
Şekil 5.3. 4 komutlu P300 tabanlı BBA uygulaması[121]. Kullanıcılar 4 komut (Düşük, Orta, Hızlı ve Dur) ile koşu bandını kontrol etmişlerdir.

Pires ve diğerleri tarafından yapılan çalışmada 8 yön işaretinden oluşan bir P300 tabanlı BBA sistemi geliştirmişler ve tekerlekli sandalyenin kontrolünü sağlamışlardır [122, 123]. Şekil 5.4'te görüleceği üzere 8 uyarınlı P300 tabanlı BBA sisteminde dakikada 7 komut algılama ve %95 başarımlar elde edilmiştir.



Şekil 5.4. Robchair prototipi [122] ve 8 yönlü P300 uyaran dizisi

Campbell ve diğerlerinin geliştirdiği bir cep telefonu uygulamasında ise telefon rehberindeki kişilerin resimleri kullanılarak bir görsel uyarın dizisi oluşturulmuş ve resimler P300 heceleme sistemindeki gibi rastgele parlatılıp söndürülmüştür [124]. NeuroPhone adını verdikleri bu uygulamada kullanıcının başına taktığı kablosuz EEG başlık kiti yardımı ile istediği kişiye odaklanarak telefon araması yapması sağlanmıştır. Şekil 5.5'te Kullanıcının Tim isimli kullanıcıya odaklanması ve uygulamanın bu kişiyi araması görülmektedir.



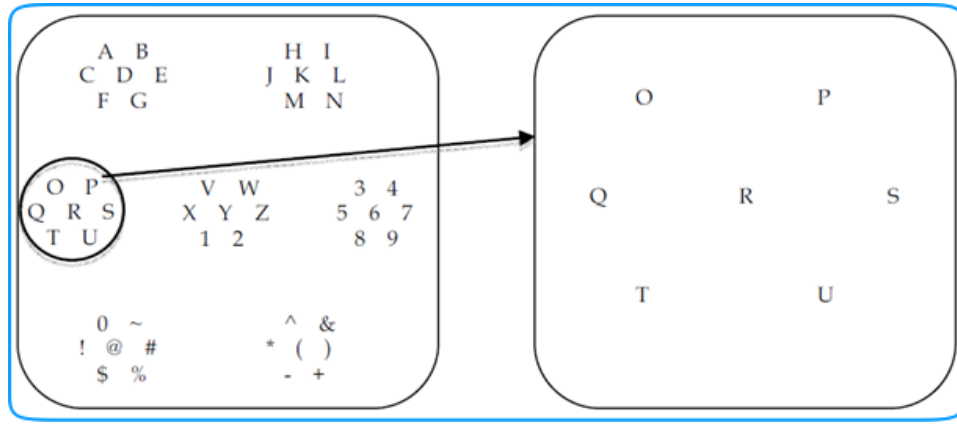
Şekil 5.5. NeuroPhone uygulama ekranı. Kullanıcı telefon ekranında rastgele parlatılıp söndürülen kişilerden Tim isimli kişiye odaklanmakta ve sınıflandırma sonrasında uygulama Tim isimli kişiyi aramaktadır.

Çağlayan ve diğerleri tarafından yapılan çalışmada ise sesli ve görsel uyaranlı P300 tabanlı BBA uygulaması gerçekleştirilmiştir [125]. Bu uygulamada, Şekil 5.6'da görüldüğü gibi çeşitli içeceklere ait görsel uyarılar ve bunlara ait İngilizce dilindeki işitsel uyarılar kullanılmıştır. Görsel uyarılardaki resimler işitsel uyarıların süresine bağlı olarak 800 ms aralıklarla ve 500 ms boyunca sarı renkli arka plan ile rastgele aydınlatılmıştır. Çalışma sonucunda ortalama %88 başarımla elde edilmiştir.



Şekil 5.6. Farklı içecek çeşitleri için hazırlanan görsel uyarın dizisi

Reza ve diğerleri tarafından bölge bazlı P300 tabanlı BBA uygulaması geliştirilmiştir [126]. Bu uygulamada harfler ve semboller gruplanarak Şekil 5.7’de olduğu gibi ekranın 7 ayrı bölgesine yerleştirilmiştir. Diğer uygulamalarda olduğu gibi ekrandaki 7 ayrı bölge rastgele parlatılıp soluklaştırılmaktadır. Kullanıcı seçmek istediği harf veya sembolün bulunduğu bölgeye odaklanır. Uygulama tarafından kullanıcının odaklandığı bölge tespit edildikten sonra ise 2. aşamaya geçilir. İkinci aşamada ise seçilen bölgedeki 7 adet harf veya sembol rastgele parlatılıp soluklaştırılır. Nihai olarak kullanıcı burada istediği harfi veya sembolü seçebilmektedir.



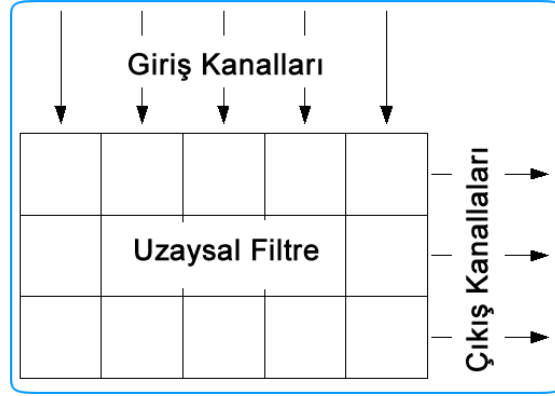
Şekil 5.7. Bölge bazlı P300 tabanlı BBA uygulaması

5.3. Sinyal İşleme ve Sınıflandırma

5.3.1. Referans seçimi ve Uzaysal filtreler

EEG kayıtlarında en büyük problemlerden biride uygun bir referans noktasının belirlenmesidir. İdealde belirlenen referans noktasında herhangi bir sinyal hareketliliğinin olmamasıdır. Bu amaçla belirlenen referans noktası diğer elektrotlardan uzak bir yer seçilmeli ve sinyal gürültü oranı açısından ise hareketten en az şekilde etkileneceği bir yer tercih edilmelidir. İnsan üzerinde sıfır potansiyele sahip bir noktanın bulunması zor olacağından dolayı referans noktaları mastoid bölgeden, her iki kulak memesinden, kafatasının tam ortasından(cz) seçilebilmektedir.

EEG kayıtlarında kullanılan yöntemlerden biriside uzaysal filtreler kullanmaktır. Bu filtreler Şekil 5.8’de de görüleceği üzere girişteki EEG sinyalleri içerinden istenilen bilgilerin elde edilmesini sağlar. Başka bir deyişle EEG sinyallerinin beynin hangi bölümünden alınacağı bilindiği zaman uzaysal filtreler kullanılmaktadır.



Şekil 5.8. Uzaysal filtreler

Bu uzaysal filtrelerden biride Ortak ortalama referans (Common Average Reference, CAR) filtresidir. CAR filtreleme işlemi sonrasında Sinyal gürültü oranı artırılabilir. CAR filtre adından da anlaşılacağı gibi, istenilen elektrottaki sinyalin değerinden, diğer tüm elektrotlardaki sinyallerin ortalaması çıkartılarak hesaplanır. Bu işlemi aşağıdaki şekilde gösterebiliriz;

$$v_i^{CAR} = v_i^{ER} - \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n v_k^{ER} \quad (1)$$

v_i : istenilen elektroda ait veriler

n : toplam elektrot sayısı

5.3.2. Lineer Diskriminant Analizi

Lineer Diskriminant Analizi (LDA) farklı çalışma alanlarında sınıflandırma amaçlı olarak kullanılmaktadır. LDA ile sınıflandırma yapabilmek için eğitim verisi kullanılmaktadır. LDA sınıflandırıcının eğitimi daha hızlı ve kullanımı kolay olmaktadır. LDA yüksek hesaplama gereksinimi olmadan kabul edilebilir bir doğruluk oranında sınıflandırma yapabilmektedir. Bu avantajından dolayı LDA sınıflandırıcı çevrimiçi BBA uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır. P300 heceleleyici [127] ve SSVEP tabanlı BBA uygulaması [128] LDA sınıflayıcının kullanımına örnek verilebilir. LDA daha çok Fisher'in diskriminant analizi (FLDA) olarak bilinir [129].

LDA'nın amacı iki veya daha fazla veri kümesini sınıflara ayrıştırarak doğrusal denklemi bulmaktır. P tane özellik içeren bir veri kümesinde tanımlanacak olan diskriminant fonksiyonu,

$$Y_i = a_0 + a_1x_{i1} + a_2x_{i2} + a_3x_{i3} + \dots + a_px_{ip} \quad (1)$$

Şeklinde ifade edilir. Burada;

$x_1, x_2, \dots, x_p$: orjinal değişkenleri

a_0 : sabit değeri

$a_1, a_2, \dots, a_p$: değişkenlere ait katsayıları

göstermektedir. Bu fonksiyon oluştururken gruplar arası varyansın gruplar içi varyansa oranının maksimum olması gerekir [130].

$$F = \max\left(\frac{\text{gruplar arası varyans}}{\text{gruplar içi varyans}}\right) \quad (2)$$

a_p katsayılarının bulunması için Fisher tarafından aşağıdaki şekilde verilmiştir.

$$f(a_1, a_2, \dots, a_p) = \frac{a'Ba}{a'Wa} \quad (3)$$

Burada;

a : Katsayılar vektörünü

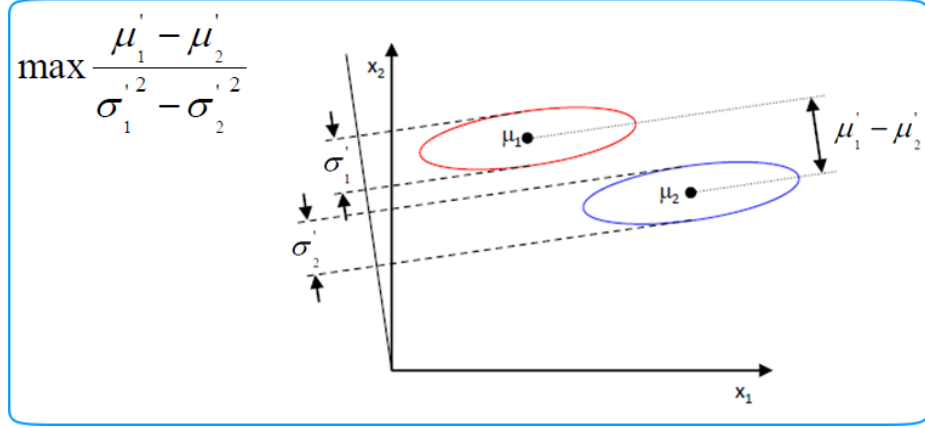
B : Gruplar arası varyans matrisini

W : Gruplar içi varyans matrisini

göstermektedir.

$f(a_1, a_2, \dots, a_p) = \frac{a'Ba}{a'Wa}$ eşitliği BW^{-1} matrisinin en büyük öz değerine (λ_1) karşılık gelmektedir. Bir sonraki en iyi diskriminant, λ_2 olarak gösterilen BW^{-1} matrisinin en büyük ikinci öz değerine karşılık gelen ve $\frac{a'_2Ba}{a'_2Wa}$ oranında yer alan a'_2 elemanlarını katsayılar olarak içermektedir. Bu ikinci fonksiyon ilk fonksiyon ile ilişkili olmayacak biçimde türetilmektedir. Üçüncü diskriminant fonksiyonu ise, birinci ve ikinci fonksiyonlar ile ilişkisiz olacak biçimde türetilecek ve ayrımın bir sonraki maksimum miktarını sağlayacaktır ve bu ilişki bu şekilde devam etmektedir [130].

LDA her grup içi varyansı minimum tutarken, gruplar arasındaki varyansı maksimumu tutar. Bu durum şekil 5.9'te gösterilmiştir.



Şekil 5.9. iki sınıflı Lineer diskriminant analizi

5.3.3. Adımsal doğrusal ayırma analizi (SWLDA)

FLDA'nın bir uzantısı olan adımsal doğrusal ayırma analizi (Stepwise linear discriminant analysis, SWLDA) P300 tabanlı BBA uygulamalarında fazlaca kullanılmaktadır [131 - 134]. Farwell ve Donchin tarafından P300 tabanlı BBA sistemleri için ilk defa önerilen SWLDA [93], aynı zamanda Schalk ve diğerleri tarafından genel amaçlı BBA sistemi olarak geliştirilen ve açık kaynak olan BCI2000 programında da [135] yerleşik olarak kullanılmaktadır. Onishi ve diğerleri yaptıkları çalışmada daha az bir eğitim verisi ile SWLDA tekniği kullanılarak yapılan sınıflandırmanın diğer sınıflandırmalara nazaran daha iyi sonuçlar elde ettiklerini belirtmişlerdir [136]. Krusienski ve diğerleri farklı sınıflandırma teknikleri kullanılarak yapılan sınıflandırmada SWLDA tekniğinin Destek vektör makinesine göre daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir [137]. SWLDA tekniği ile çevrimiçi P300 ve P300 olmayan EEG dalgaları tespit edilmekte ve sınıflandırma yapılmaktadır.

SWLDA yöntemi bir ilk model ile başlar ve daha büyük veya küçük modellerin açıklayıcı gücüyle ilk model kıyaslanır. Her adımda kestirimci değeri diye adlandırılan bir p değeri hesaplanır. Kestirimci değeri, kendisinden farklı diğer bir değeri kestirim yapabildiğine inanılan değerdir. Modelde yer alması istenilen terimler için şart olarak bir p değer aralığı belirlenir. Eğer modele dâhil olmayan bir terimin p değeri şart koşulan değer aralığı içinde olursa terim modele dâhil edilir. Eğer modelde yer alan bir terimin hesaplanan p değeri şart koşulan değer aralığı dışında çıkarsa bu terim modelden çıkartılır. İşlemler modelde iyileştirme yapacak bir adım kalmayınca tamamlanır. Kullanıcı, modelin en iyi haline gelmesini beklemeden kendi belirlediği kadar terim modele eklendiği zaman

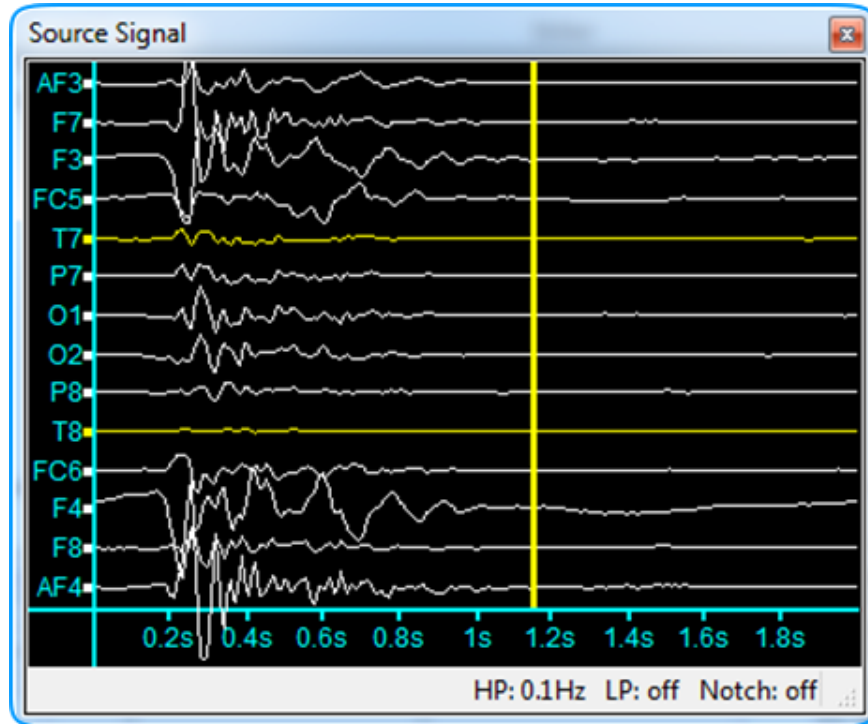
da işlemi sonlandırabilir. Adımsal regresyon analizi sonucunda modele dâhil olan terimler belirlenir. Doğrusal ayırt eden analizi yapılırken tüm terimler yerine sadece analiz sonucunda belirlenen terimler kullanılır [138].

5.4. BCI2000

BCI2000 tüm dünyada en çok kullanılan C++ ile geliştirilmiş açık kaynak kodlu BBA arayüzü programıdır [139]. BCI2000 platformu ile aynı zamanda sinyal toplama, uyaran kodu oluşturma, sınıflandırma ve EEG verisi izlenebilir. BCI2000 ile EEG verileri standart GDF dosya formatında kaydedilebilir ve bu veriler MATLAB yazılımı tarafından da okunabilir.

Aynı zamanda çeşitli BBA uygulamalarını da desteklemekte ve elde edilen çıktıları TCP/IP veya UDP portu üzerinden diğer dillerde yazılan programlara gönderebilir. Bu platformun Emotiv EEG başlığına da desteği bulunmaktadır.

BCI2000 platformunda, Emotiv EEG Neuroheadset cihazı kullanılarak çalışmaya katılan 1. kullanıcıdan elde edilen EEG verilerine ait ekran görüntüsü 5.10'da gösterilmiştir.



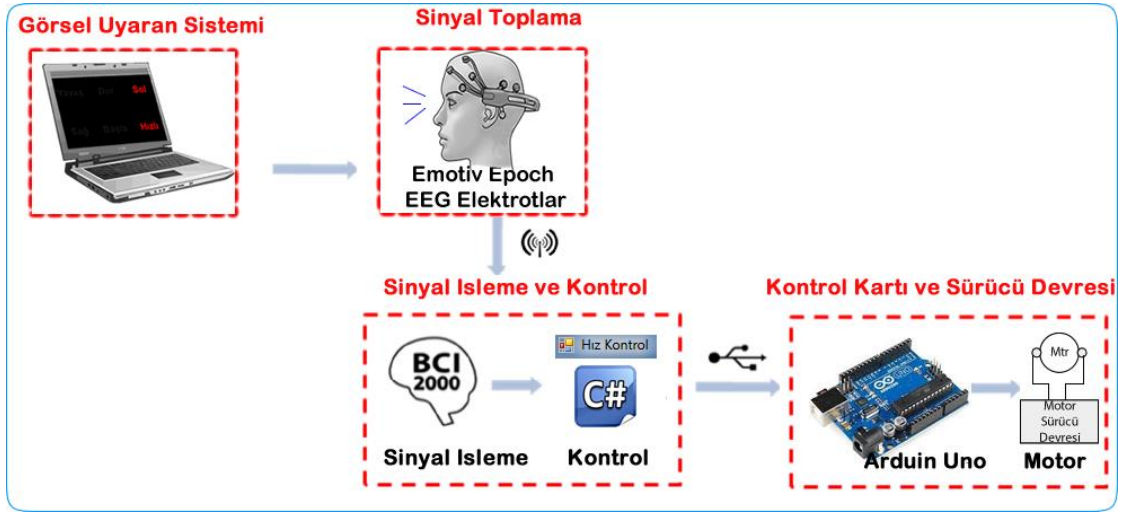
Şekil 5.10. BCI2000 programı ve 14 kanallı Emotiv EEG Neuroheadset cihazı kullanılarak çalışmaya katılan kullanıcıdan elde edilen EEG verisi örneği

5.4. Materyal ve Yöntem

Bu çalışmada çevrimiçi çalışan P300 tabanlı BBA sistemi ile küçük bir DC motorun yön ve hız kontrolü gerçekleştirilecektir.

5.4.1. Sistem Tasarımı

Çalışmanın blok şeması şekil 5.11’de verilmiştir. Çalışmada çıkış birimi olarak küçük bir DC elektrik motoru ve LCD ekran kullanıldı. Görsel uyarın sistemi kullanılarak tasarlanan P300 tabanlı BBA sistemi yardımı ile kullanıcının yaptığı seçime göre küçük bir elektrik motorunun hız ve yön kontrolü yapılabilmektedir.



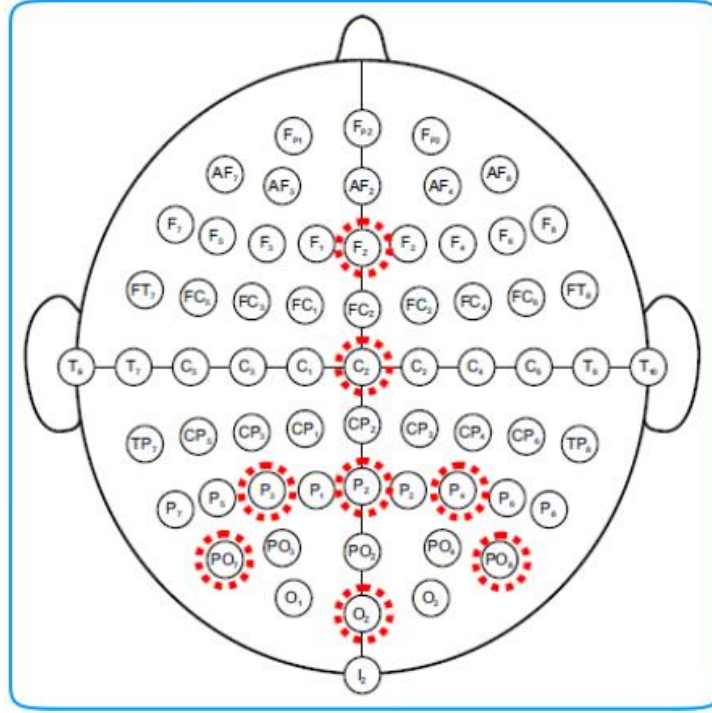
Şekil 5.11. Çalışmanın Blok Şeması

5.4.2. EEG Donanımı

Bu çalışmada; proje kapsamında temin edilen 14 kanallı kablosuz Emotiv EEG Neuroheadset cihazı kullanıldı. Emotiv EEG başlık kiti ayrıntılı olarak bölüm 4.4.2’de ele alınmıştır.

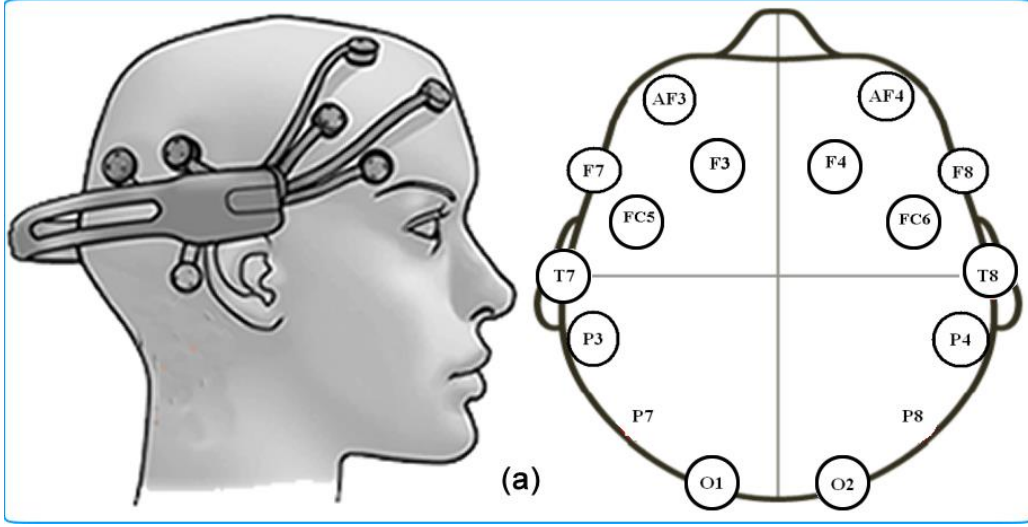
5.4.3. Başlık Konumu

Krusiensi ve diğ. tarafından yapılan çalışmada P300 uyarılmış potansiyellerinde en iyi sonuç alınabilen kanallar şekil 5.12’de gösterilmiştir [131], [137].

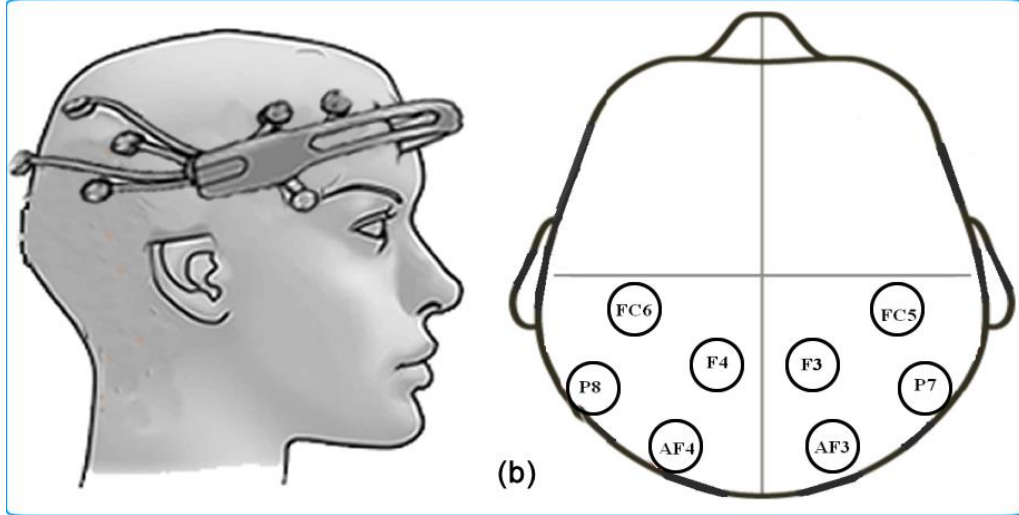


Şekil 5.12. 64 kanal elektrot yerleşimi ve ideal kanalların seçimi [140].

Şekilde 5.13.a’daki standart Emotiv EEG başlık kiti yerleşiminde bu kanalların çoğu bulunmamaktadır. Şekilde 5.13.b’de de görüleceği üzere ters yerleşimindeki daha fazla elektrot seçeneği olduğundan dolayı çalışmamızda Emotiv EEG başlık kiti normal ve ters konumda olmak üzere iki şekilde kullanılmıştır.



Şekil 5.13.a. Başlık kitinin normal yerleşimi ve elektrotların konumu



Şekil 5.13.b. Başlık kitinin ters yerleşimi ve yaklaşık olarak elektrotların konumu

Şekil 5.13.b’de görüldüğü üzere Emotiv EEG başlık kiti 180° döndürülerek takıldığında 10/20 sistemindeki elektrot yerleşimine yaklaşık olarak denk gelen daha fazla elektrot kullanılabilmektedir.

5.4.4. Görsel Uyarın Tasarımı

Çalışma kapsamında, kullanıcıda P300 potansiyelleri oluşturabilmek için görsel uyarınlar kullanıldı. Görsel uyarın tasarımı için 1280x720 piksel çözünürlüğünde, 15.4 inç boyutunda geniş ve parlak LCD ekranlı dizüstü bilgisayar seçildi. Görsel uyarın matrisi 1024x768 piksel çözünürlüğünde ve 2 satır 3 sütundan oluşan komutları içermektedir.

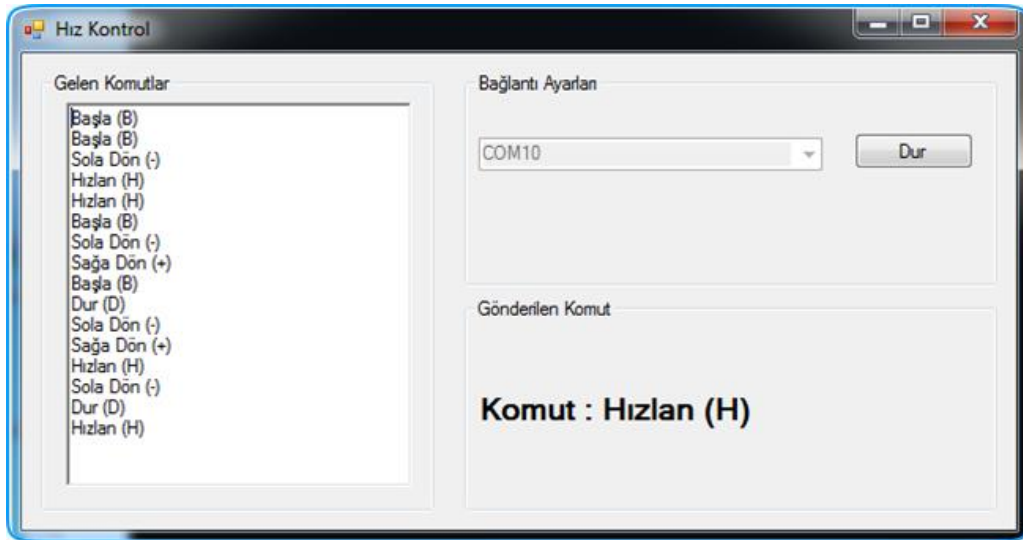
Burada bulunan görsel uyarılar ile DC motorun hız ve yön kontrolü sağlanabilmektedir. Ekranda Başla, Dur, Yavaş, Hızlı, Sağ ve Sol komutları bulunmaktadır. Görsel uyarı matrisi BCI2000 programı kullanılarak tasarlandı. Şekil 5.14’de de görüleceği üzere komutlar siyah arka plan üzerinde gri renkli olarak tasarlandı. Kullanıcıda P300 uyarı potansiyeli oluşturmak istenildiğinde ise komutların olduğu satır veya sütunlar rastgele olarak kırmızı renkte parlatıldı.



Şekil 5.14. P300 tabanlı BBA arayüzü için hazırlanan görsel uyarı tasarımı

5.4.5. Kontrol Programı

Şekil 5.15’deki kontrol programı C# dilinde geliştirildi. Program BCI2000 platformu ile UDP protokolü üzerinden (localhost:5000) haberleşmekte ve BBA sisteminden gelen komutları yorumlayarak, gelen komutlara göre USB port üzerinden motor sürücü devresini kontrol etmektedir.



Şekil 5.15. P300 Tabanlı BBA sistemi için C# dilinde tasarlanan Hız Kontrol Programı

5.4.6. Kontrol Kartı ve Motor Sürücü Devresi

Sistemde kontrol kartı olarak Arduino Uno kullanıldı. Arduino Uno USB port destekli açık kaynak kodlu bir I/O kartıdır. Hız Kontrol programından gelen komutlar Arduino I/O kartı ile yorumlanarak motor sürücü devresine gerekli elektrik sinyalleri gönderilmekte ve DC motorun hız ve yön kontrolü sağlanmaktadır. Kontrol kartı ile DC motor 9 hız kademesi ile kontrol edilebilmektedir. Kontrol kartının üzerinde aynı zamanda küçük bir LCD ekran bulunmakta ve DC motorun hız ve yön bilgisi hakkında bilgi verilmektedir. Kontrol kartı ve motor sürücü devresi için ayrıntılı bilgi bölüm 4.4.5’de bulunmaktadır.

5.4.7. Sınıflandırma Algoritması

Bu çalışmada sınıflandırma yapmadan önce çok kanallı EEG sinyallerine 0.1-30 Hz arasında band geçiren filtre uygulanmıştır. EEG sinyallerini şehir şebekesinden kaynaklı gürültülerden arındırmak için ise EEG sinyallerine 50 Hz çentik filtresi uygulanmıştır. Görsel uyarılar arasından kullanıcının odaklandığı komutu tespit etmek için sınıflandırmadaki yöntemlerinden biri olan adımsal doğrusal ayırma analizi kullanıldı. Burada 6 adet görsel uyarı içerisinde 1 adet hedef uyarı tespit edilmekte ve bu sonuçlara göre DC motorun hız ve yön kontrolü yaptırılmaktadır.

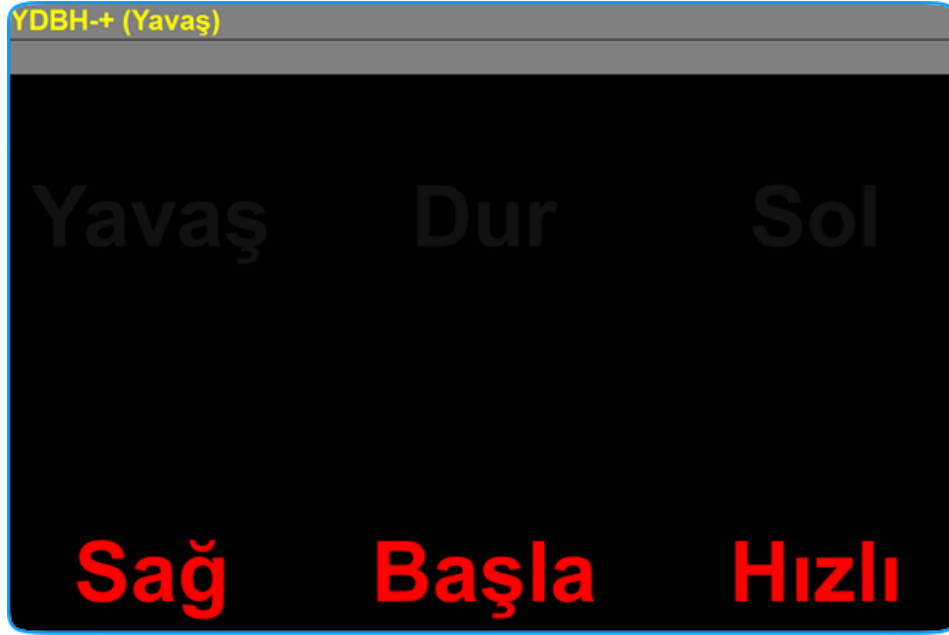
5.4.8. Kullanıcı Seçimi

Sistem 2 kişi tarafından test edilmiştir. Her iki kişi de erkek, sağ elini kullanan ve görme ile ilgili rahatsızlığı olmayan kişilerdir. Kayıt esnasında kişiler kendilerini bedenlen ve ruhen iyi hissettiklerini belirtmişlerdir. Kullanıcılardan birincisi (1.kullanıcı) 33 yaşında, daha önce Emotiv EEG başlık kiti ile çalışmış ve sistem hakkında bilgisi bulunmaktadır. 2. kişi ise (2.kullanıcı) 18 yaşında olup daha önce bu sistem hakkında bilgi sahibi değildir. Deneyden önce her iki kişi sistem hakkında bilgilendirildi.

5.4.8. Deneysel Çalışmalar

P300 tabanlı BBA sistemi için deneysel çalışmalar gürültü kalkanı olmayan bir odada yapıldı. Aynı zamanda ortamda kablosuz internet yayını mevcuttur. Ortamdaki gürültü oranını azaltabilmek için bilgisayardaki Wifi ve bluetooth bağlantıları kapatılmıştır. Kişilerin standart bir ofis sandalyesinde mümkün olduğu kadar rahat bir şekilde oturmaları sağlanmıştır. Sistem kişiler üzerinde farklı zamanlarda test edilmiştir.

Deneyde kullanılan P300 tabanlı BBA arayüzü şekil 5.16'daki gibi 3x2 komut matrisinden oluşmaktadır. Her iki kişi için de önce kısa süreli bir eğitim verisi alınmıştır ve çevrimdışı analizleri yapılmıştır. Eğitim esnasında deneklere dikkat etmesi gereken komutlar her komut kaydının öncesi ekranın sol üst kısmında verilmiş ve deneklerden bu komutlara odaklanıp, belirtilen komuta ait satır ve sütunların kaç defa yandığını içlerinden saymaları istenmiştir.



Şekil 5.16. Deneyde kullanılan 2 satır 3 sütunlu P300 tabanlı BBA arayüzü

Artefaktları minimize etmek için deneklerden deney sırasında ağızları hafif açık şekilde durmaları ve uyarın matrisindeki yanıp sönmeler esnasında mümkün olduğunca hareket etmemeleri, göz kırpmamaları konusunda bilgilendirilmişlerdir. Katılımcılara sistemle ilgili herhangi bir güvenlik problemi olmadığına dair bilgi verilmiştir. Deneklerin gözlerini dinlendirmeleri için her komut arasına kısa bir bekleme süresi konmuştur.

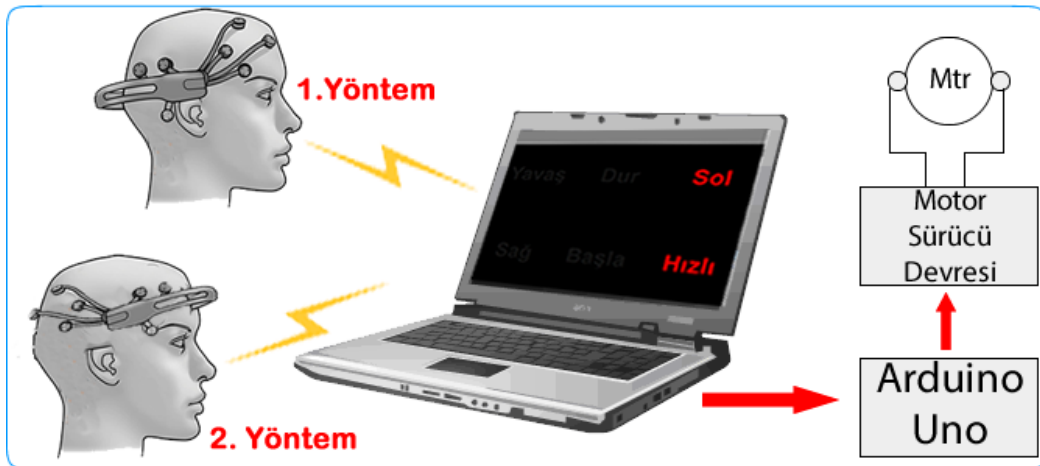
Her eğitim sürecinde şekil 5.16’da gözüktüğü gibi 6 adet komuta odaklanmaları istenmiştir. Bu sırasıyla komutlar; *Yavaş (Y)*, *Dur(D)*, *Başla(B)*, *Hızlı(H)*, *Sol(-)* ve *Sağ(+)*

Çevrimiçi modda ise komutlar kullanıcıya her yanıp sönme bittikten sonra kullanıcıya sesli olarak bildirilmiştir. Bu komutlar, *Başla(B)*, *Hızlı(H)*, *Hızlı(H)*, *Hızlı(H)*, *Sol(-)*, *Hızlı(H)*, *Hızlı(H)*, *Sağ(+)*, *Yavaş (Y)*, *Yavaş (Y)*, *Dur(D)* şeklindedir.

Eğitim ve test işlemi yaklaşık 30 dakika sürmüştür. Eğitim veri kümesini oluştururken belirtilmesi önemli olduğu düşünülen aşamalar şunlardır:

- BBA arayüzü 1024x768 piksel genişliğinde olup ekranın orta kısmında tutulmuştur.
- Kullanıcının BBA arayüzüne adapte olabilmesi ve hazır hale gelebilmesi için yanıp sönmeler başlamadan önce 8 sn’lik bir bekleme konmuştur.
- Parlatılan her satır veya sütun 125ms yanık ve 125ms sönük olacak şekilde zamanlanmıştır.
- Her komut için 15 tekrar uygulanmıştır.
- Tekrarlar arasında 500ms dinlenme zamanı bulunmaktadır.
- Her tekrarda 6 yanıp sönme gerçekleştiğinden toplamda 180 adet uyarın içerisinde P300 olan ya da olmayan EEG sinyal parçası kaydedilmiştir.
- Çevrimiçi sınıflandırma algoritması olarak SWLDA kullanılmıştır.

Şekil 5.17’deki gibi her iki kullanıcıya önce Emotiv EEG başlık kiti normal şekilde takılarak eğitim ve test oturumları yapılmış ve başka bir oturumda ise başlık ters takılarak eğitim ve test oturumları yapılmıştır.



Şekil 5.17. Başlık kiti düz ve ters takılarak yapılan deney prosedürü

Kullanıcının ekrandan seçeceği simgelerden;

Başla : Elektrik motorunun çalışmaya başlamasını sağlar

Dur : Elektrik motorunun durmasını sağlar

Sağ : Elektrik motorunun saat yönünde dönmesini sağlar

Sol : Elektrik motorunun saat yönünün tersine dönmesini sağlar

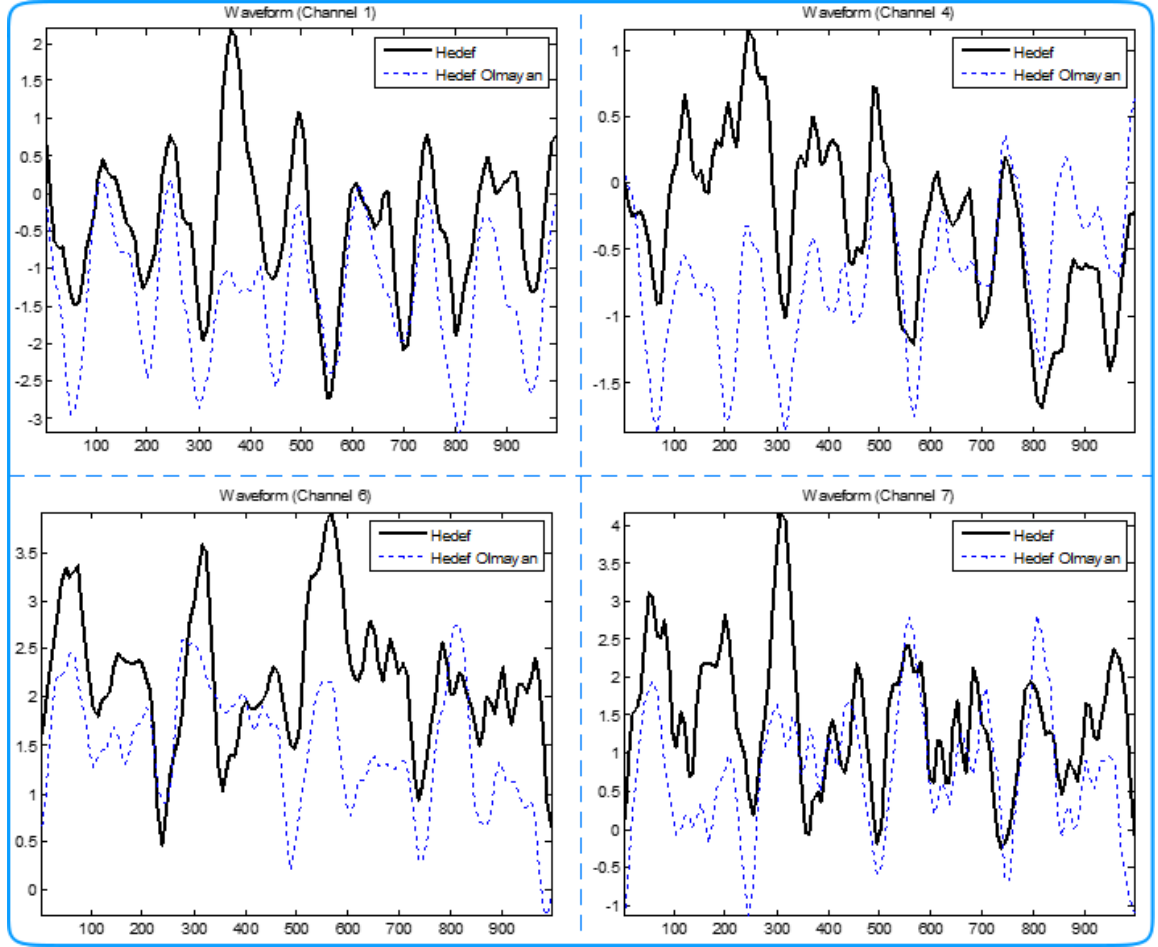
Hızlı : Elektrik motorunun hızının artmasını sağlar

Yavaş : Elektrik motorunun hızının azalmasını sağlar

5.5. Sonuçlar ve Tartışma

Çevrimdışı çalışma esnasında 1. kullanıcının başlık kitini ters takarak 2 satır 3 sütundan oluşan görsel uyaran matrisi karşısında odaklandığı komuta ait EEG kayıtlarının ortalamasına bakıldığında, odaklanmadığı diğer komutlara ait EEG kayıtlarının ortalamasına göre yaklaşık 300 sn'lik kesimde belirgin bir artış olduğu tespit edilmektedir. Bu durum Şekil 5.18'de bulunan grafikten de açıkça görülebilmektedir.

Bu çalışma kapsamında her iki kullanıcı Tablo 3'de görüldüğü gibi başlık kiti ne durumda olursa olsun eğitim verilerinde %100 başarı elde edebilmişken çevrim içi modda bu başarı başlık düz takıldığında %65'lere kadar düşmüştür. Başlık ters takıldığında ise başarı oranı ortalama %90'lere kadar çıkmıştır. Tablodan da anlaşılabacağı üzere P300 uyaranlar dizisinde başlık kitinin konumu önem arz etmektedir.



Şekil 5.18. Çevrimdışı çalışmada 1.kullanıcıdan alınan EEG kayıtlarında hedef komut ile hedef olmayan komutlara ait EEG kayıtlarının ortalaması alındığında yaklaşık 300 ms'deki genlik artışını gösteren grafik

Tablo 3: P300 tabanlı BBA sisteminde kullanıcıların ortalama başarı oranları

Kullanıcılar	Başlık kitinin takılma şekli	Eğitim verisindeki başarı	Çevrimiçi başarı oranı
1.kullanıcı	Düz	%100	%65
2.kullanıcı	Düz	%100	%70
1.kullanıcı	Ters	%100	%85
2.kullanıcı	Ters	%100	%95

Bu proje çalışmasında, Emotiv EEG Neuroheadset cihazı kullanarak P300 potansiyelleri kullanarak elde edilen EEG işarelerinin doğru bir şekilde sınıflandırılması ve buna bağlı olarak da bir sistemin (DC motorun hız ve yön) kontrolünün gerçekleştirilmesi hedeflenmiş ve başarıya ulaşılmıştır.

6. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu çalışma kapsamında kararlı durum görsel uyaranlar ve P300 potansiyelleri kullanılarak çevrimiçi çalışan iki farklı BBA sistemi tasarlanmıştır. Tasarlanan BBA sistemi yardımı ile kullanıcıdan alınan EEG sinyalleri ile küçük bir DC motorun yön ve hız kontrolü sağlanmıştır. Kullanılan yöntemlerden biri olan kararlı durum görsel uyaranlar literatürde bağımlı BBA olarak geçmekte, P300 potansiyelleri kullanılarak tasarlanan BBA sistemi ise bağımsız BBA olarak geçmektedir. Her iki BBA türünde de sistem çevrim içi olarak çalışabilmekte ve kullanıcının isteğine göre DC motorun hız ve yön kontrolü başarılı bir şekilde sağlanabilmektedir.

Çalışma kapsamında kullanılan EEG başlık setinin hazırlanması yaklaşık 10 dakika sürmektedir. EEG başlık kitinin çevresel gürültülerden (Cep telefonu sinyalleri, Wifi ve Bluetooth sinyalleri vb.) çok kolay bir şekilde etkilendiği görülmüştür. Elektrotların iletkenliği arttırmada kullanılan sıvı solüsyonun hızlı bir şekilde kuruduğu gözlenmiş ve bundan dolayı en fazla 30 dakikalık çalışmalar yapılabilmiştir. Başlık kiti esnek bir yapıya sahip olduğundan dolayı elektrotların konumlarında ufak değişiklikler oluşabildiği gözlemlenmiştir. EEG başlık kitine ait elektrotların konumu sabit olduğundan istenilen konumlardan EEG sinyalleri alınmamakta ve bu da BBA sisteminde kısıtlamalara sebep olmaktadır. Çalışma kapsamında tasarlanan BBA sistemlerinde kullanılan EEG sinyalleri literatürde en fazla kafatasının arka tarafından alınmaktadır. EEG başlık kitindeki bu kısıtlamayı aşmak için EEG başlık kiti 180 derece döndürülerek kullanılmıştır. Bu şekilde kullanımın her iki BBA sisteminde de daha başarılı olduğu görülmüştür.

Bu çalışmada 2 kişiye ait EEG sinyalleri kullanılarak BBA tasarımı yapılmıştır. Bu iki kişinin katıldığı deneysel çalışmalarda yaşı küçük olan kişiden daha başarılı sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Daha sonraki çalışmalarda daha fazla kişinin deneysel çalışmalara katılarak BBA sisteminin başarımının yaşla ilgili olup olmadığı araştırılabilir.

Bu çalışma kapsamında elde edilen deneyim ile tekerlekli sandalyenin kontrolü (ileri, geri, dur, sağa dön, sola dön), bir evde bulunan elektrikli cihazların kontrolü veya insansı robotun hareketleri kontrol edilebilir.

7. KAYNAKLAR

- [1] ALS(Amyotrophic Lateral Sclerosis) Fact Sheet, http://www.ninds.nih.gov/disorders/amyotrophiclateralsclerosis/detail_amyotrophic_lateralsclerosis.htm, 12 Temmuz 2011
- [2] Wolpaw R. J., Birbaumer N., McFarland, D.J., Pfurtscheller, G., Vaughan, T.M., "Brain-computer interfaces for communication and control", *Clinical Neurophysiology*, 113, 2002, 767-791
- [3] Mason S.G., Birch G.E., "A General Framework for Brain-Computer Interface Design", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 11, No. 1, March 2003
- [4] Axel Graßer and Ivan Volosyak. *BRAINROBOT - Methods and Applications for Brain-Computer Interfaces*. Aachen: Shaker Verlag, 2010.
- [5] Hoffmann, U., Vesin, J., Ebrahimi, T., Diserens, K.: An efficient P300-based braincomputer interface for disabled subjects. *Journal of Neuroscience Methods* 167(1), 115–125 (2008)
- [6] Lin, Z., Zhang, C., Wu, W., Gao, X.: Frequency Recognition Based on Canonical Correlation Analysis for SSVEP-Based
- [7] Nijholt, A., Plass-Oude Bos, D., Reuderink, B.: Turning shortcomings into challenges: Brain-computer interfaces for games. *Entertainment Computing* 1(2), 85–94 (2009)
- [8] B. Blankertz, G. Dornhege, M. Krauledat, K. Müller, and G. Curio, "The non-invasive Berlin Brain-Computer Interface: Fast acquisition of effective performance in untrained subjects," *NeuroImage*, vol. 37, no. 2, pp. 539–550, 2007.
- [9] Caton,R.(1875).The electric currents of the brain. *Br.Med.J.* 2, 278.
- [10] Berger H., "Über das electrenkephalogramm des menschen", *Arch Psychiatr Nervenkr* 1929, Vol 87,1929, 527-570.
- [11] Vidal JJ. Toward direct brain-computer communication. *Annu Rev Biophys Bioeng.* 1973;2:157-80.
- [12] Vidal JJ, Real-time detection of brain events in EEG, *IEEE Proc.*, 1977, 65:633-664.
- [13] Sutter, E.E. The brain response interface: communication through visually-induced electrical brain responses, *Journal of Microcomputer Applications* , 15 (1992) 31-45.
- [14] Farwell, L.A. ve Donchin, E. Talking off the top of the head : toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, (1988) 510—523.
- [15] Pfurtscheller, G. ve Lopes da Silva, F.H., Event-Related EEG/MEG Synchronization and Desynchronization: Basic Principles, *Clinical Neurophysiology*, 110 (1999) 1842-1857.

- [16] Pfurtscheller, G., Flotzinger, D. ve J. Kalcher, Brain-computer Interface – a new communication device for handicapped persons, J. of Microcomputer Applications, 16 (1993) 293-299.
- [17] Pfurtscheller, G., Flotzinger, D., Preg enzer, Wolpaw, M. J. ve McFarland, D., EEG- based Brain Computer Interface (BCI). Medical Progress through Technology, 21 (1996) 111-121.
- [18] Kalcher, J., Flotzinger, D., Neuper, C., Golly, S. ve Pfurtscheller, G., Graz brain computer interface II: towards communication between humans and computers based on online classification of three different EEG patterns, Medical and Biological Engineering and Computing, 34 (1996) 382—388.
- [19] Pfurtscheller, G., Müller, G. R., Pfurtscheller, J., Gerner, H. J. ve Rupp, R., ‘Thought’ – Control of Functional Electrical Stimulation to Restore Hand Grasp in a Patient with Tetraplegia, Neuroscience Letters, 351 (2003) 33–36.
- [20] Wolpaw, J. R., McFarland, D. J., Vaughan, T. M. ve Schalk, G., The Wadsworth Center Brain–Computer Interface (BCI) Research and Development Program, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 11, 2 (2003) 204-207.
- [21] Fabiani, G. E., McFarland, D.J., Wolpaw, J. R. ve Pfurtscheller, G., Conversion of EEG Activity Into Cursor Movement by a Brain–Computer Interface (BCI), IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 12, 3(2004) 331-338.
- [22] McFarland, D. J. ve Wolpaw, J. R., EEG-based communication and control: Speed-accuracy relationships, Appl. Psychophysiol. Biofeedback,. 28 (2003) 217–231.
- [23] Fazel-Rezai R, Abhari K (2009). A region-based P300 speller for brain-computer interface. Can. J. Elect. Comput. Eng., Vol. 34, No. 3, 81-85.
- [24] Campbell A.T., Choudhury T., Hu S., Lu H., Mukerjee M.K., Rabbi M., Raizada.R. D. S., “NeuroPhone: Brain-Mobile Phone Interface using a Wireless EEG Headset”, MobiHeld 2010, August 30, 2010, New Delhi, India.
- [25] Ahi S T, Kambara H, Koike Y (2011). A Dictionary-Driven P300 Speller With a Modified Interface. IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, Vol. 19, No. 1.
- [26] O.Çağlayan, R.B.Arslan, “P300 tabanlı işitsel görsel Beyin-Bilgisayar-Bağlantısı”, 20. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları (SİU) Kurultayı, Antalya 2012
- [27] Erdoğan, B., and Nevzat Güneri Gençer. "A realization of a P300 based Brain-Computer Interface system." Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), 2010 15th National. IEEE, 2010.
- [28] Y. J. Wang, R. P. Wang, X. R. Gao, B. Hong, and S. K. Gao, “A practical VEP-based brain-computer interface,” IEEE Trans. on Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 14, no. 2, pp. 234-240, Jun. 2006.
- [29] Volosyak I (2011). SSVEP-based Bremen-BCI interface--boosting information transfer rates. J Neural Eng 8 (3): 036020.

- [30] B. Z. Allison, T. L  th, D. Valbuena, A. Teymourian, Volosyak, and A. Gr  ser. BCI demographics: How many (and what kinds of) people can use an SSVEP BCI? IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2010.
- [31] H. Cecotti, I. Volosyak, and A. Gr  ser. Evaluation of an SSVEP based brain-computer interface on the command and application levels. 4th IEEE EMBS International Conference on Neural Engineering, 2009.
- [32] D. Valbuena, I. Sugiarto, and A. Gr  ser. Spelling with the bremen brain-computer interface and the integrated SSVEP stimulator. Proceedings of the 4th International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course, pages 291–296, 2008.
- [33] I. Volosyak, H. Cecotti, D. Valbuena, and A. Gr  ser. Evaluation of the bremen SSVEP based BCI in real world conditions. 11th International IEEE Conference on Rehabilitation Robotics, pages 322–331, 2009.
- [34] Sugiarto, Indar, Brendan Allison, and A. Graser. "Optimization strategy for SSVEP-based BCI in spelling program application." Computer Engineering and Technology, 2009. ICCET'09. International Conference on. Vol. 1. IEEE, 2009.
- [35] Vilic, Adnan, et al. "DTU BCI speller: An SSVEP-based spelling system with dictionary support." Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2013.
- [36] Grigorescu, Sorin M., et al. "A BCI-controlled robotic assistant for quadriplegic people in domestic and professional life." Robotica 30.3 (2012): 419.
- [37] C. Martens, N. Ruchel, O. Lang, O. Ivlev, and A. Gr  ser, "A FRIEND for Assisting Handicapped People," IEEE Robotics and Automation Magazine, pp. 57–65, Mar. 2001.
- [38] O. Prenzel, C. Martens, M. Cyriacks, C. Wang, and A. Gr  ser, "System Controlled User Interaction within the Service Robotic Control Architecture MASSiVE," Robotica, Special Issue, vol. 25, Mar. 2007.
- [39] Cecotti, Hubert. "Spelling with Brain-Computer Interfaces-Current trends and prospects." In Proc. of the 5th French Conference on Computational Neuroscience (Neurocomp 2010). 2010.
- [40] Kubben PL, Pouratian N. An open-source and cross platform framework for Brain Computer Interface-guided robotic arm control. Surg Neurol Int 2012;3:149
- [41] Zhu, Danhua, et al. "Online BCI implementation of high-frequency phase modulated visual stimuli." Universal Access in Human-Computer Interaction. Users Diversity. Springer Berlin Heidelberg, 2011. 645-654.
- [42] Chumerin, Nikolay, et al. "Steady State Visual Evoked Potential based Computer Gaming–The Maze." Intelligent Technologies for Interactive Entertainment. Springer Berlin Heidelberg, 2012. 28-37.
- [43] Wu, Chi-Hsu, and Heba Lakany. "Impact of Stimulus Configuration on Steady State Visual Evoked Potentials (SSVEP) Response." COGNITIVE 2012, The Fourth International Conference on Advanced Cognitive Technologies and Applications. 2012.
- [44] Stopczynski, Arkadiusz, et al. "The Smartphone Brain Scanner: A Mobile Real-time Neuroimaging System." arXiv preprint arXiv:1304.0357 (2013).

- [45] Singla, Rajesh, and B. A. Haseena. "BCI Based Wheelchair Control Using Steady State Visual Evoked Potentials and Support Vector Machines."
- [46] N.V. Manyakov, N. Chumerin, A. Combaz, A. Robben, and M.M. Van Hulle. Decoding SSVEP responses using time domain classification. International Conference on Fuzzy Computation and 2nd International Conference on Neural Computation, Valencia, Spain, 24-26 October 2010, pp. 376–380
- [47] Johnson, Garrett D. Asynchronous real-time control of a robotic arm using a brain-computer interface.
- [48] LIU, Yue, et al. Implementation of SSVEP based BCI with Emotiv EPOC. In: Virtual Environments Human-Computer Interfaces and Measurement Systems (VECIMS), 2012 IEEE International Conference on. IEEE, 2012. p. 34-37.
- [49] VAN VLIET, Marijn, et al. Designing a Brain-Computer Interface controlled video-game using consumer grade EEG hardware. In: Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2012 ISSNIP. IEEE, 2012. p. 1-6.
- [50] Wessel, M., Pioneering Research into Brain Computer Interfaces, Master of Science Thesis, Man-machine Interaction Group, Delft University of Technology, Delft, 2006.
- [51] Ritchison, Gary. 2010. Gary Ritchison Homepage. Erişim tarihi 3 Nisan, 2013. <http://people.eku.edu/ritchison/301notes2.htm>
- [52] Elert, Glenn. 2002. Number of Neurons in a Human Brain. Erişim tarihi 2 Nisan 2013. <http://hypertextbook.com/facts/2002/AniciaNdabahaliye2.shtml>
- [53] Blankertz, Benjamin, et al. "Optimizing spatial filters for robust EEG single-trial analysis." Signal Processing Magazine, IEEE 25.1 (2008): 41-56.
- [54] Beyni Anlamak, <http://www.beyniperformans.com/beynimiz.html>, 15 Aralık 2012
- [55] Gazzaniga, M. S., Ivry, R. B., and Mangun, G. R., Cognitive Neuroscience. W.W.Norton & Company, 2002.
- [56] Jonathan R. Wolpaw J. R., Birbaumer N. "Brain-computer interfaces for communication and control ." (2005): 602-614.
- [57] Schalk, Gerwin, and Eric C. Leuthardt. "Brain-computer interfaces using electrocorticographic signals." Biomedical Engineering, IEEE Reviews in 4 (2011): 140-154.
- [58] Normann, R. A., et al. "A Neural Interface for a Cortical Vision Prosthesis." Vision research 39.15 (1999): 2577-87
- [59] N.J. Hill, T.N. Lal, M. Schr, T. Hinterberger, G. Widman, C.E. Elger, B. Sch, and N. Birbaumer, "Classifying Event-Related Desynchronization in EEG , ECoG and MEG signals", Interface, 2006, pp. 404-413
- [60] Magnetoencephalography, <http://en.wikipedia.org/wiki/Magnetoencephalography>, erişim 22/04/2012.
- [61] Hoffman U., "Bayesian Machine Learning Applied in a Brain Computer Interface for Disabled Users", Doctoral Thesis, École Polytechnique Federale De Lausanne, 2007

- [62] Weiskopf N., Mathiak K., Bock S.W., Scharnowski F., Veit R., Grodd W., Goebel R., Birbaumer N., "Principles of a Brain-Computer Interface (BCI) Based on Real-Time Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI)", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.51, No.6, June 2004
- [63] Choi, S.H., Lee M., "Brain Computer Interface Using EEG Sensors Based on an fMRI Experiment", In International Joint Conference on Neural Networks, Vancouver, Canada, July 2006
- [64] Choi, S.H., Lee M., Wang Y., Hong B., "Estimation of Optimal Location of EEG Reference Electrode for Motor Imagery Based BCI Using fMRI", Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, New York, USA, August 2006
- [65] Eklund, Anders, et al. "A brain computer interface for communication using real-time fMRI." Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on. IEEE, 2010.
- [66] Sitaram, Ranganatha, et al. "fMRI brain-computer interface: a tool for neuroscientific research and treatment." Computational intelligence and neuroscience 2007 (2007).
- [67] Coyle, Shirley, et al. "On the suitability of near-infrared (NIR) systems for next-generation brain-computer interfaces." Physiological Measurement 25.4 (2004): 815.
- [68] Electroencephalography, <http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>, 12 Temmuz 2011
- [69] Jasper, H., "The ten – twenty electrode system of the International Federation", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 10, 1958, 371-375.
- [70] User Tutorial:EEG Measurement Setup, http://www.bci2000.org/wiki/index.php/User_Tutorial:EEG_Measurement_Setup, 15 Aralık 2012
- [71] Malmivuo, Jaakko. 2011. "Bioelectromagnetism." Bioelectromagnetism Portal 15(3). Erişim 20 Nisan 2012. <http://www.bem.fi/book/13/13.htm>
- [72] B. Graimann, B. Allison, and G. Pfurtscheller. Brain-Computer Interfaces: Revolutionizing Human-Computer Interaction. Springer Verlag, 2011.
- [73] JJM Kierkels. Validating and improving the correction of ocular artifacts in electroencephalography. PhD thesis, Technische Universiteit Eindhoven, 2007.
- [74] MBI Reaz, MS Hussain, and F Mohd-Yasin. Techniques of emg signal analysis: detection, processing, classification and applications. Biol. Proced. Online, 8(1):11–35, 2006.
- [75] Sheniha, S. Femilin, S. Suja Priyadharsini, and S. Edward Rajan. "Removal of artifact from EEG signal using differential evolution algorithm." Communications and Signal Processing (ICCSP), 2013 International Conference on. IEEE, 2013.
- [76] Öztürk, Levent. "EEG, EOG ve EMG artefaktları ve çözümleri." Özlü T, Kaya A (editörler) Uyku Apne Sendromu Tanı ve Tedavisinde Pratik Sorunlar ve Çözümleri Kurs Kitabı, Türk Toraks Derneği Yayınları, Ankara (2007): 69-72.

- [77] M. Agustina Garces Correa and Eric Laciár Leber (2011). Noise Removal from EEG Signals in Polisomnographic Records Applying Adaptive Filters in Cascade, Adaptive Filtering Applications, Dr Lino Garcia (Ed.), ISBN: 978-953-307-306-4, InTech, DOI: 10.5772/17219.
- [78] NÚÑEZ, BENITO, and IVÁN MANUEL. "EEG artifact detection." (2011).
- [79] Zhaojun Xue, Jia Li, Song Li, and Baikun Wan, "Using ICA to Remove Eye Blink and Power Line Artifacts in EEG," in Proceedings of the First International Conference on Innovative Computing, Information and Control, vol. 3, 2006, pp. 107-110.
- [80] Xue, Z., Li, J. ve Li, S., 'Using ICA to Remove Eye Blink and Power Line Artifacts in EEG', Proceedings of the First International Conference on Innovative Computing, Information and Control, Vol:3, 2006, 107-110.
- [81] Nezhadarya, E. ve Shamsollahi, M. B., 'EOG artifact removal from EEG using ICA and ARMAX modeling', ICBME 2005, Singapore, 2005.
- [82] Barbati G., Porcaro C., Zappasodi F., Ros-sini, P.M., Tecchio F., 'Optimization of an independent component analysis approach for artifact identification and removal in magneto-encephalographic signals', Clinical Neurophysiology, 115, 2004, 1220-1232.
- [83] He, P., Wilson, G. ve Russell, C., 'Removal of ocular artifacts from electroencephalogram by adaptive filtering', Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 42, 2004, 407-412.
- [84] Shooshtari, P., Mohamadi, G., Ardekani, B. M. ve Shamsollahi, M. B., 'Removing Ocular Artifacts from EEG Signals using Adaptive Filtering and ARMAX Modeling', Proceedings Of World Academy Of Science, Engineering And Technology, Vol:11, 2006, 277-280.
- [85] Kumar, P. S., Arumuganathan, R., Si-vakumar, K. ve Vimal, C., 'A Wavelet based Statistical Method for De-Noising of Ocular Artifacts in EEG Signals', IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, VOL.8 No.9, 2008, 87-92.
- [86] Browne, M., ve Cutmore, T. R., 'Low-probability event-detection and separation via statistical wavelet thresholding: an application to psychophysiological denoising', Clin. Neurophysiol., vol. 113, no.9, 2002, 1403-1411.
- [87] Lagerlund, T. D., Sharbrough, F. W., ve Busacker, N. E., 'Spatial filtering of multichannel electroencephalographic recordings through principal component analysis by singular value decomposition', J. Clin. Neurophysiol., vol. 14, no.1, 1997, 73-82.
- [88] Jackson, J.E. : A User's Guide To Principal Components, John Wiley&Sons Inc., Canada, 1991.
- [89] Hyvarinen, A., Survey on Independent Component Analysis, Neural Comp. Surveys, (1999).
- [90] Hyvarinen, A., Karhunen J. ve Oja, E., Independent Component Analysis, John Wiley and Sons. Inc., 2001.

- [91] Donchin, Emanuel, Kevin M. Spencer, and Ranjith Wijesinghe. "The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface." *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 8.2 (2000): 174-179.
- [92] User Tutorial:Performing a Time-Domain Offline Analysis of ECoG Data, http://bci2000.org/wiki/index.php/User_Tutorial:Performing_a_Time-Domain_Offline_Analysis_of_ECoG_Data, 18 Haziran 2013
- [93] Farwell L.A. and Donchin E, "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, vol. 70, no. 6, pp. 510-23, 1988.
- [5] Hoffmann, Ulrich, et al. "An efficient P300-based brain-computer interface for disabled subjects." *Journal of Neuroscience methods* 167.1 (2008): 115-125.
- [94] Furdea, A.; Halder, S.; Krusienski, D.J.; Bross, D.; Nijboer, F.; Birbaumer, N.; Kübler, A. An auditory oddball (P300) spelling system for brain-computer interfaces. *sychophysiology* 2009, 46, 617–625.
- [95] Hinterberger, Thilo, Joop M. Houtkooper, and Boris Kotchoubey. "Effects of feedback control on slow cortical potentials and random events." *Parapsychological Association Convention*. 2004.
- [96] Niels. "Slow cortical potentials: Plasticity, operant control, and behavioral effects." *The Neuroscientist* 5.2 (1999): 74-78.
- [97] Birbaumer, N., Kübler, A., Ghanayim N., Hinterberger, T., Perelmouter, J., Kaiser, J., Iversen, I., Kotchoubey, B., Neumann, N., Flor, H. (2000), "The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* (2000), Vol. 8, pp. 190-192
- [98] McFarland, D.J., Miner, L.A., Vaughan T.M., Wolpaw J.R. , "Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movement", *Brain Topogr.* vol 12-3, 2000, 177-186
- [99] Pfurtscheller, G.; Neuper, C. Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proc. IEEE* 2001, 89, 1123–1134.
- [100] Wolpaw, J.R.; McFarland, D.J.; Vaughan, T.M. Brain-computer interface research at the Wadsworth Center. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 2000, 8, 222–226.
- [101] Blankertz, B.; Losch, F.; Krauledat, M.; Dornhege, G.; Curio, G.; Müller, K.R. The berlin brain-computer interface: Accurate performance from first-session in BCI-Naïve subjects. *IEEETrans. Biomed. Eng.* 2008, 55, 2452–2462.
- [102] Pfurtscheller, G.; Neuper, C.; Müller, G.R.; Obermaier, B.; Krausz, G.; Schlogl, A.; Scherer, R.; Graimann, B.; Keinrath, C.; Skliris, D.; et al. Graz-BCI: State of the art and clinical applications. *IEEE Trans. Neural Sys. Rehabil. Eng.* 2003, 11, 1–4.
- [103] Wolpaw, J.R., and McFarland, D.J., "Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans", *Proceedings of National Academy of Sciences*, Vol. 101, 2004, No. 51, 17849-17854
- [104] Smith, Raymond Carl. *Electroencephalograph based brain computer interfaces*. Diss. University College Dublin, 2004.

- [105] M. Cheng, X. R. Gao, S. K. Gao, and D. Xu, "Design and implementation of a brain computer interface with high transfer rates," *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 49, No. 10, pp. 1181-1186, 2002.
- [106] D. Regan, *Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine*. New York: Elsevier, 1989.
- [107] M. A. Pastor, J. Artieda, J. Arbizu, M. Valencia, and J. C. Masdeu, "Human cerebral activation during steady-state visual-evoked responses," *J. Neurosci.*, vol. 23, no. 37, pp. 11 621–11 627, Dec. 2003.
- [108] N. Chumerin, N.V. Manyakov, M. van Vliet, A. Robben, A. Combaz, and M.M. Van Hulle. Preprocessing and Decoding Steady-State Visual Evoked Potentials for Brain-Computer Interfaces, In: *Digital Image and Signal Processing for Measurement Systems* (Edited by R. Duro and F. Lopez Pena), River Publishers, 2012, pp. 1-33. ISBN: 9788792329295
- [109] C. S. Herrmann, "Human EEG responses to 1–100 Hz flicker: resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena," *Experimental Brain Research*, vol. 137, no. 3-4, pp. 346–353, 2001.
- [110] D. Zhu, J. Bieger, G. G. Molina, and R. M. Aarts, "A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs," *Computational Intelligence and Neuroscience*, vol. 1, p. 702357, 2010.
- [111] Calhoun, Gloria L., and Grant R. McMillan. "EEG-based control for human-computer interaction." *Human Interaction with Complex Systems*, 1996. HICS'96. Proceedings., Third Annual Symposium on. IEEE, 1996.
- [112] Huang, Manling, et al. "Application and contrast in brain-computer interface Between hilbert-huang transform and wavelet transform." *Young Computer Scientists*, 2008. ICYCS 2008. The 9th International Conference for. IEEE, 2008.
- [113] Hotelling, Harold. "Relations between two sets of variates." *Biometrika* 28.3/4 (1936): 321-377.
- [114] G. Bin, X. Gao, Z. Yan, B. Hong, and S. Gao, An online multi-channel SSVEP-based brain computer interface using a canonical correlation analysis method, *Journal of Neural Engineering*, 6 (2009), p. 046002.
- [115] Crossman, A.R. ve Neary, D., *Neuroanatomy: An Ilustared Colour Text*, Churchill Livingstone, Edinburgh, 2000.
- [116] Emotiv Research Plus Specification, Şubat 2012.
- [117] Resalat, Seyed Navid, and Seyed Kamaledin Setarehdan. "An Improved SSVEP Based BCI System Using Frequency Domain Feature Classification." *American Journal of Biomedical Engineering* 3.1 (2013): 1-8.
- [118] MATLAB version 7.10.0. Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc., 2010.
- [119] Kleiner, Mario, et al. "What's new in Psychtoolbox-3." *Perception* 36.14 (2007)
- [120] Arduino, <http://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>, 18 Eylül 2012
- [121] Duvinage, Matthieu, et al. "A P300-based quantitative comparison between the Emotiv Epoc headset and a medical EEG device." *Biomedical Engineering* 765 (2012).

- [122] G. Pires and U. Nunes. A wheelchair steered through voice commands and assisted by a reactive fuzzy logic controller. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, 34(3):301–314, 2002.
- [123] Pires, Gabriel, Miguel Castelo-Branco, and Urbano Nunes. "Visual P300-based BCI to steer a wheelchair: A Bayesian approach." *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2008.
- [124] Campbell, A., Choudhury, T., Hu, S., Lu, H., Mukerjee, M. K., Rabbi, M., & Raizada, R. D. (2010, August). NeuroPhone: brain-mobile phone interface using a wireless EEG headset. In *Proceedings of the second ACM SIGCOMM workshop on Networking, systems, and applications on mobile handhelds* (pp. 3-8). ACM.
- [125] Caglayan, Ozan, and Reis Burak Arslan. "P300 based auditory visual brain computer interface." *Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, 2012 20th. IEEE, 2012.
- [126] Fazel-Rezai, Reza, and Kamyar Abhari. "A region-based P300 speller for brain-computer interface." *Electrical and Computer Engineering, Canadian Journal of* 34.3 (2009): 81-85.
- [127] Bostanov V BCI Competition 2003–Data sets Ib and Iib: feature extraction from event-related brain potentials with the continuous wavelet transform and the t-value scalogram. *IEEE Trans Biomed Eng* 51: 1057–1061. doi: 10.1109/tbme.2004.826702
- [128] Nazarpour K, Praamstra P, Miall RC, Sanei S (2009) Steady-state movement related potentials for brain-computer interfacing. *IEEE Trans Biomed Eng* 56: 2104–2113. doi: 10.1109/tbme.2009.2021529
- [129] Fisher RA (1936) The use of multiple measurements in taxonomic problems. *Annals of Eugenics* 7: 179–188. doi: 10.1111/j.1469-1809.1936.tb02137.x
- [130] Aydın Z. Berna. (2007) Tam zamanında üretim ve toplam kalite yönetimi ayrımının diskriminant analizi ile incelenmesi. *Uludağ Üniversitesi, İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Dergisi*, Cilt XXVI, Sayı 2, 2007, s. 1-21
- [131] Krusienski DJ, Sellers EW, McFarland DJ, Vaughan TM, Wolpaw JR (2008) Toward enhanced P300 speller performance. *Journal of Neuroscience Methods* 167: 15–21. doi: 10.1016/j.jneumeth.2007.07.017
- [132] Nijboer F, Sellers EW, Mellinger J, Jordan MA, Matuz T, et al. (2008) A P300-based braincomputer interface for people with amyotrophic lateral sclerosis. *Clinical Neurophysiology* 119: 1909–1916. doi: 10.1016/j.clinph.2008.03.034
- [133] Furdea A, Halder S, Krusienski DJ, Bross D, Nijboer F, et al. (2009) An auditory oddball (P300) spelling system for brain-computer interfaces. *Psychophysiology* 46: 617–625. doi: 10.1111/j.1469-8986.2008.00783.x
- [134] Sellers EW, Vaughan TM, Wolpaw JR (2010) A brain-computer interface for long-term independent home use. *Amyotrophic Lateral Sclerosis* 11: 449–455. doi: 10.3109/17482961003777470

- [135] Schalk G, McFarland DJ, Hinterberger T, Birbaumer N, Wolpaw JR (2004) BCI2000: a generalpurpose brain-computer interface (BCI) system. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 51: 1034–1043. doi: 10.1109/tbme.2004.827072
- [136] Onishi, Akinari, and Kiyohisa Natsume. "Overlapped Partitioning for Ensemble Classifiers of P300-Based Brain-Computer Interfaces." PloS one 9.4 (2014): e93045.
- [137] Krusienski DJ, Sellers EW, Cabestaing F, Bayoudh S, McFarland DJ, et al. (2006) A comparison of classification techniques for the P300 Speller. Journal of Neural Engineering 3: 299–305.
- [138] Örken, S. (2012). P300 tabanlı bir beyin-bilgisayar arayüzü için sanal klavye tasarımı. (Yüksek Lisans Tezi) Namık Kemal Üniversitesi, Fen bilimleri Enstitüsü / Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı, Tekirdağ
- [139] Schalk, Gerwin, et al. "BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system." Biomedical Engineering, IEEE Transactions on 51.6 (2004): 1034-1043.
- [140] G Johnson, D Krusienski. Ensemble swlde classifiers for the p300 speller. Human-Computer Interaction. Novel Interaction Methods and Techniques, 551–557, 2009.

ÖZGEÇMİŞ

1981 Bitlis Hizan doğumludur. İlk ve orta öğrenimi Mersin'de tamamladı. Mersin Atatürk Anadolu Teknik Lisesinde Bilgisayar Bölümünden mezun oldu. Aynı yıl içerisinde Fırat Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik- Bilgisayar Eğitimi, Bilgisayar Öğretmenliği Bölümüne kaydını yaptırdı ve üniversite eğitimin başarı ile tamamladı. 2003-2006 tarihleri arasında Mersin Yahya Günsür Anadolu Bilgisayar Teknik Lisesinde görev yaptı. 2006-2008 tarihleri arasında Bitlis - Hizan Teknik Lisesi'nde görev yaptı. 2008 yılından bu yana Adana'da görevini devam ettirmektedir.

Asp.Net, Visual Basic.Net, Visual C#.Net dilleri ile uygulamalar geliştirmektedir. Web tasarım teknolojileri ve donanım tabanlı uygulamalar üzerinde çalışmaktadır.