



**BEYİN-BİLGİSAYAR ETKİLEŞİMİ İLE İNSANSIZ HAVA ARACI KONTROLÜ  
İÇİN DÖNGÜDE İNSANLI BENZETİM ÇATISININ GELİŞTİRİLMESİ**

**Ayşe Beyza GÖKBULUT**

**Yüksek Lisans Tezi  
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı  
Danışman: Doç. Dr. Mehmet KARAKÖSE  
ARALIK-2017**

**T.C**  
**FIRAT ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BEYİN-BİLGİSAYAR ETKİLEŞİMİ İLE İNSANSIZ HAVA ARACI KONTROLÜ**  
**İÇİN DÖNGÜDE İNSANLI BENZETİM ÇATISININ GELİŞTİRİLMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Ayşe Beyza GÖKBULUT**

**(152129110)**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 12.12.2017**  
**Tezin Savunulduğu Tarih: 28.12.2017**

**Tez Danışmanı:** Doç. Dr. Mehmet KARAKÖSE (F.Ü)



**Diğer Jüri Üyeleri:** Prof. Dr. Ali KARCI (İ.Ü)



Doç. Dr. İlhan AYDIN (F.Ü)



**ARALIK-2017**

## ÖNSÖZ

Bu tez çalışması kapsamında kas sistemini hiçbir şekilde kullanamayan, beyin fonksiyonları başarılı bir şekilde devam eden bireyler için bir BBA sistemi tasarlanması hedeflenmiştir. Bireylerin, beyinsel aktivitede bulunarak, kas sistemlerini kullanmalarına gerek kalmadan dış dünya ile iletişim kurmaları sağlanmak istenmiştir. Bu bağlamda SSVEP tabanlı bir BBA tasarımı gerçekleştirilmiştir. Hecemeleme sistemi olarak adlandıracağımız sistem sayesinde felçli durumdaki bireylerin yaşam standartları yükseltilmiş, psikolojik destek sağlanmış olacaktır.

İkincil olarak elektronik materyallerin EEG sinyalleri ile kullanımına yönelik araştırmalar yapılmış olup, elektronik cihazlar, robotlar ve quadrocopterler ile konu bağlamında yapılan çalışmalar analiz edilmiştir. Bir quadrocopter'in EEG sinyalleri ile yönlendirilmesini öngören sistem önerilmiştir ve simülasyon çalışması yapılmıştır.

Çalışmam ve tez yazım süresince bana destek olan, bilgi ve tecrübeleriyle yön veren değerli danışmanım Sayın Doç. Dr. Mehmet KARAKÖSE' ye saygılarımı sunar, teşekkür ederim.

Proje fikrimin ortaya çıkışı ve olgunlaşması, bu süreçte karşılaştığım tüm zorluklarda maddi manevi desteklerini esirgemeyen sevgili babam Prof. Dr. Muammer GÖKBULUT başta olmak üzere aileme sonsuz teşekkür ederim.

## TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması ve çalışma kapsamında gerçekleştirilen yöntemler, 0729.TGSD.2015 nolu Bilim Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı Teknogirişim Sermayesi Desteği projesi kapsamında desteklenmiştir. Tezdeki bu çalışmaların gerçekleştirilmesi konusundaki maddi desteklerinden dolayı Bilim Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı'na teşekkür ederim.

**Ayşe Beyza GÖKBULUT**  
**ELAZIĞ-2017**

## İÇİNDEKİLER

### Sayfa No

|                                                                 |            |
|-----------------------------------------------------------------|------------|
| <b>ÖNSÖZ.....</b>                                               | <b>I</b>   |
| <b>ÖZET .....</b>                                               | <b>V</b>   |
| <b>SUMMARY.....</b>                                             | <b>VI</b>  |
| <b>ŞEKİLLER LİSTESİ.....</b>                                    | <b>VII</b> |
| <b>TABLolar LİSTESİ.....</b>                                    | <b>X</b>   |
| <b>KISALTMALAR LİSTESİ .....</b>                                | <b>XI</b>  |
| <b>1. GİRİŞ .....</b>                                           | <b>1</b>   |
| 1.1 Literatür Özeti.....                                        | 2          |
| 1.2 Tezin Amacı ve Kapsamı .....                                | 8          |
| 1.3 Tezin Yapısı.....                                           | 10         |
| <b>2. BEYİN-BİLGİSAYAR ETKİLEŞİMİ .....</b>                     | <b>11</b>  |
| 2.1 Beyin .....                                                 | 11         |
| 2.2 Beyin Sinyalleri .....                                      | 14         |
| 2.2.1 Delta Dalgaları .....                                     | 14         |
| 2.2.2 Teta Dalgaları.....                                       | 14         |
| 2.2.3 Alfa Dalgaları.....                                       | 14         |
| 2.2.4 Beta Dalgaları .....                                      | 15         |
| 2.3 EEG Ölçüm Yöntemi .....                                     | 15         |
| 2.4 Gürültü .....                                               | 17         |
| 2.4.1 Biyolojik Gürültüler .....                                | 17         |
| 2.4.2 Teknik Gürültüler .....                                   | 18         |
| 2.5 Beyin-Bilgisayar Arayüzü .....                              | 18         |
| 2.5.1 Bağımlı BBA Sistemi .....                                 | 19         |
| 2.5.2 Bağımsız BBA Sistemi .....                                | 20         |
| 2.6 Beyin Bilgisayar Arayüzü Sisteminin Temel Bileşenleri ..... | 20         |
| 2.6.1 Sinyal Elde Etme ve Ön işleme.....                        | 21         |
| 2.6.2 Öznitelik Çıkarma .....                                   | 22         |
| 2.6.3 Sınıflandırma Algoritması .....                           | 22         |
| 2.6.4 Komutlandırma .....                                       | 23         |

|                                                             |           |
|-------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>3. ÖNERİLEN SSVEP TABANLI HECELEME SİSTEMİ.....</b>      | <b>24</b> |
| 3.1 Giriş.....                                              | 24        |
| 3.2 Görsel Uyarılar .....                                   | 26        |
| 3.3 Frekans Üretimi .....                                   | 26        |
| 3.4 Algoritma Seçimi ve Kanonik Korelasyon Analizi.....     | 27        |
| 3.5 Görsel Uyarı Tasarımı .....                             | 28        |
| 3.6 Önerilen SSVEP Tabanlı Heceleme Sistemi Tanıtımı .....  | 29        |
| 3.6.1 Kullanılan EEG Cihazları .....                        | 29        |
| 3.6.1.1 Emotiv Epoc+ EEG Headset.....                       | 29        |
| 3.6.1.2 Emotiv Insight EEG Headset .....                    | 30        |
| 3.7 Önerilen Heceleme Sisteminin Gerçekleştirilmesi .....   | 31        |
| <b>4. EEG SİNYALLERİ İLE KONTROL UYGULAMALARI .....</b>     | <b>42</b> |
| 4.1. EEG Tabanlı Robot Kontrolü Uygulamaları .....          | 43        |
| 4.2. EEG Tabanlı Araç Kontrolü Uygulamaları .....           | 67        |
| 4.3. Literatürde EEG Tabanlı İHA Kontrolü Uygulamaları..... | 76        |
| 4.4 EEG Tabanlı İHA Kontrolü Yöntemi .....                  | 81        |
| 4.5. BCI Uygulama Araçları.....                             | 84        |
| 4.5.1. EEG LAB .....                                        | 84        |
| 4.5.2. BCI LAB.....                                         | 86        |
| 4.5.3. BCI LAB Ortamının Yüklenmesi .....                   | 87        |
| 4.5.4. BCI LAB Ortamında EEG Veri Setinin Yüklenmesi .....  | 88        |
| 4.5.5. Veri Kümesi Hakkında Bilgi .....                     | 89        |
| 4.5.6. Çevrimdışı Analiz .....                              | 90        |
| 4.5.7. Paradigmanın Seçilmesi .....                         | 91        |
| 4.5.8. Parametrelerin Belirlenmesi.....                     | 92        |
| 4.5.9. Modelin Eğitilmesi .....                             | 94        |
| 4.5.10. Kayıp/ Performans Ölçütü .....                      | 96        |
| 4.5.11. Modelin Bilgisayar Kümesi ile Eğitilmesi.....       | 96        |
| 4.5.12. Sonuçların Değerlendirilmesi.....                   | 97        |
| 4.5.13. Sonuçların Görselleştirilmesi .....                 | 98        |
| 4.5.14. Eğitilmiş Modelin Veri Setine Uygulanması .....     | 99        |
| 4.5.15. Modelin Gerçek Zamanlı Simülasyonu .....            | 100       |

|                                                 |            |
|-------------------------------------------------|------------|
| 4.5.16. Sınıf için Yapılabilecek İşlemler ..... | 101        |
| <b>5. SONUÇLAR.....</b>                         | <b>103</b> |
| <b>KAYNAKLAR.....</b>                           | <b>105</b> |
| <b>EKLER.....</b>                               | <b>113</b> |
| <b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>                            | <b>116</b> |



## ÖZET

Sosyal bir varlık olan insan, yaşamsal faaliyetlerini sürdürebilmek için çevresiyle etkileşim ve iletişim halindedir. İletişim kurabilmek için kullanılan kas sistemi, kazalar veya hastalıklar ile hasar görebilir ve kullanılamaz olabilir. Bu gibi durumlar nedeniyle çevre ile iletişimleri sınırlanan bireylere psikolojik destek olmak ve yaşam standartlarını yükseltmek amacıyla bu tez çalışması sonuçlandırılmıştır.

Tez kapsamında beyin fonksiyonları sağlıklı olan bireyler için 4 görsel uyarana sahip SSVEP tabanlı bir beyin bilgisayar arayüzü tasarlanmıştır. Tasarlanan sistemde görsel uyaranlara odaklanan bireylerden Emotiv Epoc+ cihazı yardımıyla beyin sinyalleri kaydedilmiştir. Kaydedilen sinyaller ön işlemlerden geçirilerek gürültülerden arındırılmıştır. Daha sonra öznitelik çıkarımı ile anlamlı bilgilere ayrıştırılmış ve daha sonra bu bilgiler sınıflandırma algoritmaları kullanılarak sınıflandırılmıştır. Sınıflandırılan beyin sinyalleri komut haline getirilmekte ve heceleme sistemine bildirilmektedir. Alınan sinyaller ile yapılan ön işleme, öznitelik çıkarımı ve sınıflandırma adımları sonucunda kullanıcının dış ortama aktarmak istediği kelimenin harflerine sırayla odaklanması, odaklandığı harfi ekrana yazdırabilmesi, yazdırdığı kelimeyi silebilmesi, seslendirebilmesi beklenmektedir.

Tez çalışması kapsamında kontrol uygulamalarına yer verilmiştir. Robot, quadcopter gibi elektronik cihazların BBA sistemleri ile kullanımı incelenmiş, literatür çalışması yapılmıştır. Yapılan çalışmalar doğrultusunda bireylerden kaydedilen beyin sinyalleri analiz edilmiş, ön işlemlerden ve öznitelik çıkarım işlemlerinden geçirilerek anlamlı bilgiler elde edilmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda bir quadcopter hareketinin sağlanacağı bildirilmiş ve simüle edilmiştir.

Yapılan çalışmalar sonucunda kas sistemini kullanmadan bir arayüze komut verilmesini sağlayan bir heceleme sistemi oluşturulmuştur. Yine bu çalışmalar ışığında bir quadcopterin hareketi, kas sistemini kullanmadan tamamlanacak şekilde simülasyon ortamında gerçekleştirilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Beyin Bilgisayar Etkileşimi, EEG, SSVEP, İHA, Döngüde İnsanlı Benzetim

## SUMMARY

### **Development A Human In The Loop System For Controlling A Quadcopter Using By Brain Computer Interaction**

A person who is a social entity is in interaction and communication with its environment in order to carry on its vital activities. Musculature, accidents or diseases used to establish communications can be damaged and unusable. Such cases have been concluded in order to psychologically support individuals whose communication with the environment is restricted and to raise living standards.

In the thesis, a brain computer interface based on SSVEP with 4 visual stimuli was designed for individuals with healthy brain functions. Brain signals were recorded from individuals focused on visual stimuli in the designed system with the help of Emotiv Epoc+ device. Recorded signals are preliminarily processed to remove noise. It is then decomposed into meaningful information by attribute extraction and then this information is classified using classification algorithms. Classified brain signals are commanded and reported to the spelling system. It is anticipated that users will be able to focus on the letters of the hearing that they want to convey to the outer world as a result of preprocessing, attribute extraction and classification steps made with the receiving signals, to print the focused letter on the screen, to delete the word that is being printed.

Control applications are included in the scope of thesis study. The use of electronic devices such as robots and quadcopters with BBA systems has been studied and a literature study has been conducted. The brain signals recorded from individuals in the course of the studies were analyzed, meaningful information was obtained through preliminary processing and attribute extraction processes. This information has been reported and simulated in the direction of a quadcopter movement.

As a result of the work done, a hypnosis system has been created that allows an intermediate command to be given without using the muscle system. Again, in these studies, a quadcopterin movement was performed in the simulator environment, complete without using the muscle system.

**Keywords:** Brain Computer Interface, EEG, SSVEP, Unmanned Aerial Vehicle, Human In the Loop

## ŞEKİLLER LİSTESİ

### Sayfa No

|                                                                                      |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 1.1. Akış şeması [15].....                                                     | 4  |
| Şekil 1.2 A Harfi hayali [15]. ....                                                  | 4  |
| Şekil 1.3 Çalışma Diyagramı [16]. ....                                               | 5  |
| Şekil 1.4 Sınıflandırma Doğruluk Oranı [17].....                                     | 6  |
| Şekil 1.5 BBA Modeli Temel Bileşenleri [18]. ....                                    | 7  |
| Şekil 1.6 Cihaz Konumu Başarım Oranı [18] .....                                      | 8  |
| Şekil 2.1 Beynin Lobları [19].....                                                   | 12 |
| Şekil 2.2 Beynin bölümleri[20] .....                                                 | 13 |
| Şekil 2.3 Beyin Dalgaları[21].....                                                   | 15 |
| Şekil 2.4 Uluslararası 10-20 sistemi ve elektrotların dizilimi[18].....              | 17 |
| Şekil 2.5 Göz kırpma refleksinin EEG sinyalleri üzerine etkisi [15] .....            | 18 |
| Şekil 2.6 Önerilen BBA sisteminin çalışma diyagramı .....                            | 21 |
| Şekil 3.1 Frekans / Verim görseli [18].....                                          | 25 |
| Şekil 3.2 Emotiv Epoc+ EEG Headset [44] .....                                        | 30 |
| Şekil 3.3 Emotiv Insight EEG Headset.....                                            | 31 |
| Şekil 3.4 Sensörlerin durumu ve sistem arayüzünün bir görüntüsü .....                | 32 |
| Şekil 3.5 Sistem arayüzüne ait bir görüntü .....                                     | 33 |
| Şekil 3.6 Sistem arayüzüne ait bir görsel .....                                      | 34 |
| Şekil 3.7 7,5 Hz test verisinin MATLAB matris formatı.....                           | 35 |
| Şekil 3.8 8,5 Hz test verisinin MATLAB matris formatı.....                           | 36 |
| Şekil 3.9 10 Hz test verisinin MATLAB matris formatı.....                            | 36 |
| Şekil 3.10 12 Hz test verisinin MATLAB matris formatı.....                           | 37 |
| Şekil 3.11 19 yaşında erkek kullanıcıdan alınan 5 Hz frekanslı ham EEG sinyali ..... | 38 |
| Şekil 3.12 25 yaşında erkek kullanıcıdan alınan 5 Hz frekanslı ham EEG sinyali ..... | 39 |
| Şekil 3.13 24 yaşında erkek kullanıcıdan alınan 5 Hz frekanslı ham EEG sinyali ..... | 40 |
| Şekil 3.14 19 yaşında erkek kullanıcıdan alınan 7 Hz frekanslı ham EEG sinyali ..... | 41 |

|                                                                                          |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 4.1 Literatür çalışmasında bahsi geçen veri işleme adımlarının blok diyagramı [46] | 44 |
| Şekil 4.2 Literatür çalışmasında bahsi geçen yöntemin blok diyagramı [47]                | 47 |
| Şekil 4.3 Literatür çalışmasında verilmiş EEG tabanlı robot kontrolü blok diyagramı[51]  | 52 |
| Şekil 4.4 Literatür çalışmasında önerilen yöntemin mimarisi [52]                         | 53 |
| Şekil 4.5 EEG cihazının elektrot pozisyonları [52]                                       | 54 |
| Şekil 4.6 Robotun hareketini modelleyen sonlu otomata [52]                               | 55 |
| Şekil 4.7 Literatür çalışmasında verilen çözüm önerisinin blok diyagramı [53]            | 56 |
| Şekil 4.8. Literatür çalışmasının blok diyagramı [56]                                    | 59 |
| Şekil 4.9 Çalışmada kullanılan robot kolu [57]                                           | 59 |
| Şekil 4.10 Literatür çalışmasında verilen yöntemin blok diyagramı [57]                   | 60 |
| Şekil 4.11 Literatür çalışmasında önerilen yöntemin blok diyagramı[58]                   | 61 |
| Şekil 4.12 EEG sinyalleri [58]                                                           | 62 |
| Şekil 4.13 Literatür çalışmasında önerilen yöntemin blok diyagramı [59]                  | 62 |
| Şekil 4.14 Literatür çalışmasında kullanılan EEG cihazının görüntüsü [60]                | 65 |
| Şekil 4.15 Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [62]          | 65 |
| Şekil 4.16 EEG tabanlı robot veya robot kolu kontrolü için hazırlanmış blok diyagramı... | 66 |
| Şekil 4.17 Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [63]          | 67 |
| Şekil 4.18 Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [64]          | 69 |
| Şekil 4.19 Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [65]          | 70 |
| Şekil 4.20 Literatür çalışmasında verilen yöntemin blok diyagramı [70]                   | 72 |
| Şekil 4.21 Literatür çalışmasında verilen yöntemin blok diyagramı[70]                    | 73 |
| Şekil 4.22 Literatür çalışmasında verilen yöntemin blok diyagramı [73]                   | 74 |
| Şekil 4.23 Zihnin farklı mental aktivitelerine ait ham EEG sinyalleri [74]               | 75 |
| Şekil 4.24 EEG tabanlı araç kontrolü için hazırlanmış genel blok diyagramı               | 75 |
| Şekil 4.25 Literatür çalışmasında elde edilen EEG sinyali grafiği [71]                   | 77 |
| Şekil 4.26 Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [73]          | 78 |
| Şekil 4.27 Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [74]          | 80 |
| Şekil 4.28 İnsansız hava aracı kontrolü konsepti için hazırlanan genel blok diyagramı    | 83 |
| Şekil 4.29 EEG LAB ortamı.....                                                           | 85 |
| Şekil 4.30 Eğitim veri setinin yüklenmesi                                                | 86 |
| Şekil 4.31 Kanal verilerinin çizdirilmesi                                                | 86 |
| Şekil 4.32 BCI LAB arayüzüne ait bir kesit.....                                          | 87 |

|                                                                   |     |
|-------------------------------------------------------------------|-----|
| Şekil 4.33 Veri kaynağının seçilmesi.....                         | 89  |
| Şekil 4.34 BCI LAB ile yapılan uygulamaya ait blok diyagramı..... | 91  |
| Şekil 4.35 BCI paradigmaları .....                                | 92  |
| Şekil 4.36 Bir paradigmanın konfigüre edilmesi .....              | 93  |
| Şekil 4.37 Yaklaşımı gözden geçirmeye imkan sağlayan panel.....   | 94  |
| Şekil 4.38 Model için ek seçenekler .....                         | 96  |
| Şekil 4.39 EEG verisi .....                                       | 96  |
| Şekil 4.40 Elde edilen sonuçlar .....                             | 99  |
| Şekil 4.41 Sonuçların görselleştirilmiş hali.....                 | 100 |
| Şekil 4.42 Sonuçlardan elde edilen grafik.....                    | 102 |

## TABLÖLAR LİSTESİ

### Sayfa No

|                                                                                                                      |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tablo 4.1 Mental komutlara karşılık gelen kontrol sinyalleri [46].....                                               | 45 |
| Tablo 4.2: YSA ve DVM başarımları [47].....                                                                          | 48 |
| Tablo 4.3 Her bir EEG sinyali sonucunda oluşan bacak hareketi ve bu harekete karşılık gelen robot kontrolü [50]..... | 51 |
| Tablo 4.4 Her yöne karşılık gelen zihinsel ve fiziksel hareketler [74] .....                                         | 81 |



## KISALTMALAR LİSTESİ

|              |                                  |
|--------------|----------------------------------|
| <b>EEG</b>   | : Elektroenseflogram             |
| <b>BBA</b>   | : Beyin Bilgisayar Arayüzü       |
| <b>VEP</b>   | : Görsel Uyarılmış Potansiyeller |
| <b>SSVEP</b> | : Kararlı Durum Görsel Uyarılar  |
| <b>ICA</b>   | : Bağımsız Bileşen Analizi       |
| <b>PCA</b>   | : Temel Bileşen Analizi          |
| <b>DVM</b>   | : Destek Vektör Makineleri       |
| <b>KNN</b>   | : K- En Yakın Komşu              |
| <b>YSA</b>   | : Yapay Sinir Ağları             |
| <b>DAA</b>   | : Doğrusal Ayırma Analizi        |
| <b>SMM</b>   | : Saklı Markov Modeli            |
| <b>BPNN</b>  | : Geri Yayılımlı Sinir Ağı       |
| <b>OT</b>    | : Optik Topografi                |
| <b>CSP</b>   | : Ortak Uzaysal Desen            |
| <b>KKA</b>   | : Kanonik Korelasyon Analizi     |
| <b>İHA</b>   | : İnsansız Hava Aracı            |
| <b>LDA</b>   | : Doğrusal Diskriminant Analizi  |
| <b>ANN</b>   | : Yapay Sinir Ağları             |
| <b>ANFIS</b> | : Adaptif Nöral Çıkarım Sistemi  |
| <b>AAR</b>   | : Otomatik Yapaylık Giderme      |
| <b>DWT</b>   | : Ayrık Dalga Dönüşümü           |

## 1. GİRİŞ

İnsan bildiğimiz üzere sosyal bir varlıktır ve çevresi ile iletişim halindedir. İletişim insanı birey yapan özelliktir. İletişim yazılı olarak, sözlü olarak, beden dili ile olmak üzere birçok farklı şekillerde sağlanabilmektedir. İletişim yolu ne olursa olsun, bu özelliği kullanabilmek için vücudumuzun bazı bölümlerini aktif olarak kullanmamız gerekmektedir. Konuşabilmek, ellerimizi hareket ettirebilmek, yürüyebilmek, gülümsemek gibi işlevleri yerine getirebilmemiz için kas sistemimizi kullanmak durumundayız. Bireyler doğdukları andan itibaren belirttiğimiz hareket yeteneklerine sahiptirler. Bazı durumlarda bu yetenekleri kaybedebilirler. Motor sinir yollarının hasar görmesine sebep olan bazı hastalıklar ve kazalar bireylerin yeteneklerini kaybetmelerine sebep olabilir. Beyin kökü travması, beyin ve omurilik yaralanmaları, ALS (Amiyotrofik Lateral Skleroz), serebral palsy, kas distrofileri vb rahatsızlıklar ve kazalar başlıcalarıdır. İleri derece motor nöron fonksiyonu olan ALS gibi hastalıklar, bireyleri tamamen vücutlarına hapsedmektedir. Çünkü birey bu rahatsızlık halinde beynin düşünme, algılama gibi fonksiyonlarını yerine getirebilmekle birlikte motor nöronlarını harekete geçirecek yeteneği kaybetmiş bulunmaktadır. Çevrelerinde olan biteni görmekte, algılamakta fakat tepki verememektedirler. Bu durum çevre ile iletişimlerini tamamen koparmaktadır.

Bilim insanları yıllarca insanlara hizmet etmek adına birçok yenilikçi ve etkileyici çalışmaya imza atmıştır. Bilim ve teknoloji insanların hayatlarını kolaylaştırmak için var olmuştur. Şimdiye kadar bireylerin kas sistemlerini kullanamadıkları durumlarda onlara yardımcı olmak adına ortaya çıkan birçok bileşen vardır. Tekerlekli sandalye, protez uzuvlar, biyonik eller ve hatta yardımcı robotlar bunlardan bazılarıdır. Ancak bütün bu bileşenler bireyin bir takım yetkinlikleri gerçekleştirebildiği durumlarda kullanılabilir. Örneğin yürüme yeteneğini kaybetmiş bir bireyin tekerlekli sandalyeyi kullanabilmesi için ellerini kullanabilmesi gerekmektedir ya da ses komutları ile hareket ettirecekse konuşabilmesi gerekmektedir. Hiçbir yetkinliği olmayan bireylerin bu cihazları kullanabilmeleri için farklı yöntemler bulunmalıdır. Bu kısımda Beyin – Bilgisayar Arayüzü (Brain – Computer Interface) bizlere yardımcı olmaktadır.

## 1.1 Literatür Özeti

Beyin-Bilgisayar Arayüzü ile ilgili yapılan çalışmalar aşağıda özetle verilmiştir.

Caton, hayvanların beynine elektrotlar yerleştirerek yaptığı bir takım deneyler sonucunda beynin elektriksel aktiviteye sahip olduğunu bildirmiştir. Bu çalışma bu konuda bilinen ilk çalışmadır [1]. 1929 yılına gelindiğinde Alman bilim adamı Berger, insan beyni üzerine çalışmalar yapmış ve kafatasının saçlı derisi üzerinden elde ettiği bulgulara göre insan beyninin elektriksel aktiviteye sahip olduğunu bildirmiştir [2].

UCLA Üniversitesi araştırmacılarından Vidal, 1973 yılında gerçekleştirdiği çalışmasında temel olarak BBA terimini kullanarak bu sistemlere ait çalışma mantığını bildirmiştir [3]. 1977 yılında çevrimiçi bir BBA sistemi tasarlamış ve dama desenine sahip görsel uyaranlar kullanarak bir nesneyi 4 yöne hareket ettirmeyi yüksek doğruluk oranı ile başarmıştır [4].

Sutter'in geliştirdiği bir BBA ile görsel olarak tetikleme yapılan uyaranlar kullanarak sistem karşısında kullanıcının göz hareketlerinin oluşturduğu EEG sinyalleri incelenmiştir [5].

Farwell ve Donchin tarafından yapılan bir çalışmada P300 uyarılmış potansiyeller kullanılarak harfler ve özel simgelerden oluşan bir arayüz karşısında kullanıcıdan kelimeler yazması istenmiştir. Bu sayede P300 tabanlı bir heceleme sistemi oluşturulmuştur [6].

Kafatasının sensorimotor korteksinden kayıt edilen EEG sinyalleri ile geliştirdikleri sistemde Wolpaw vd., imlecin hareketini sağlamışlardır [7].

Campbell vd 'nin yaptığı çalışma bir akıllı telefon uygulamasıdır. Kablosuz bir EEG cihazı kullanarak P300 uyarılmış potansiyelleri kontrol edilmiştir [8].

Grigorescu vd. tarafından yapılan bir çalışmada bir tekerlekli sandalyenin hareketlerini kontrol etmeyi başarmışlardır [9]

Kubben vd. BBA sistemi ile LynxMotion AL5D robotik kolun hareketini sağlamak için MATLAB tabanlı açık kaynak kodlu bir yazılım geliştirmişlerdir [10].

İngiltere'de 2012 yılında yapılan bir çalışmada BBA sistemlerinde LCD ekrandaki görsel uyaranların büyüklüğü ve birbirleri ile mesafelerinin sisteme etkileri incelenmiştir. Bu çalışmada görülmüştür ki daha büyük ve birbirinden daha uzak yerleştirilen görsellere

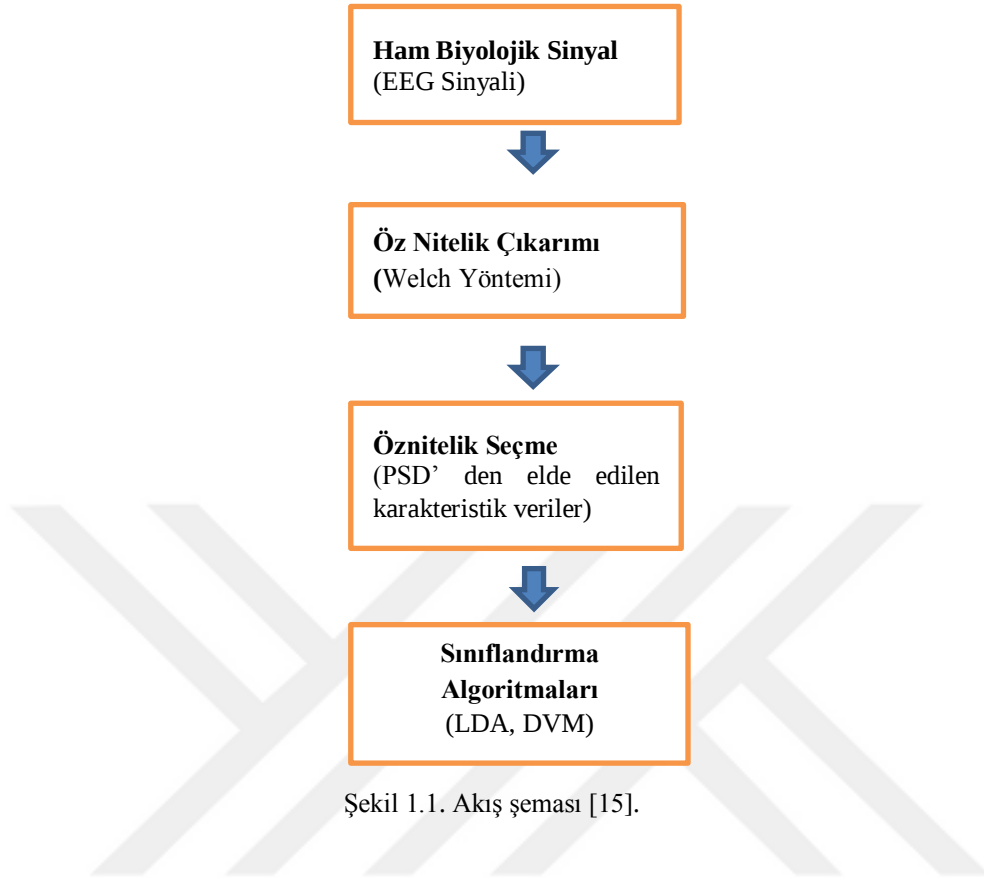
verilen tepki, birbirine yakın ve daha küçük görsellerde verilen tepkiye göre sistemde sınıflandırma açısından olumlu etkilere sahip olmuştur [11].

Soman ve Murthy, yaptıkları çalışmada fiziksel engelliler için heceleme, konuşma sistemi tasarlamışlardır. Emotiv Epoc EEG başlığı kullandıkları çalışmalarında, gözlerin açılıp kapanmasına bağlı olarak EEG sinyallerini kontrol etmişlerdir. Bu sistem lokomotif bozukluğu olan kilitlenme sendromu gibi hastalıklara sahip bireyler ve bakıcılar için avantaj sağlamaktadır [12].

Fakhruzzaman vd. yaptıkları Emotiv Epoc EEG başlığını kullanarak motor nöronların hayal edilmesine bağlı beyin dalgalarının belirlenmesini amaç edinen bir sistem geliştirmişlerdir. 6 farklı senaryo ile yaptıkları çalışmada %13 ile %91 arasında başarı sağlamışlardır [13].

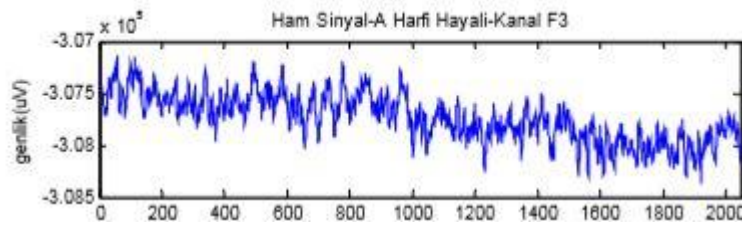
Soekadar vd. yaptıkları çalışmada felçli bireyler için bir beyin –bilgisayar arayüzü geliştirmişlerdir. Bu çalışmada felci olan bireylerin motor nöron fonksiyonlarını giderek kaybetmemeleri için, tasarlanan arayüz ile sürekli olarak fizik tedavi desteği sağlanmıştır. Felçli birey sistemi kullanarak hasar görmüş nöronlarını yeniden uyandırma, aktif etme durumuna geçmiştir [14].

Özmen, 2010 yılında yaptığı doktora çalışmasında tasarladığı Beyin Bilgisayar Arayüzü ile deneğe ait senaryoyu sınıflandırabilmiştir. Rahat durum, problem çözümü, sağ el hayali, sol el hayali ve bir harf hayali şeklinde belirlenen 5 senaryo için kaydedilen, ön işleme yapılan ve sınıflandırılan sinyaller ile bir BBA tasarlanmıştır. Alınan sinyaller öncelikle gürültü ve bozucu etkilerden arındırılmak üzere ön işleme tabi tutulmuştur. Welch yöntemi kullanarak spektral güç yoğunluğu bulunan sinyaller sonrasında Destek Vektör Makineleri ve Doğrusal Ayırıcı Analiz yöntemleri kullanılarak sınıflandırma yapılmıştır. 50 yaşında, normal (hasarsız) beyne sahip erkek bireyin denek olarak kullanıldığı çalışmada Destek Vektör Makineleri ile yapılan sınıflandırmanın Doğrusal Ayırıcı Analiz yöntemine göre daha performanslı olduğu görülmüştür [15]. Bu çalışmadan alınan Şekil 1.1 ile verilen akış şeması, genel olarak BBA sistemlerinin akış şemasını göstermekle birlikte Özmen'in bu çalışmasının akışını göstermektedir.



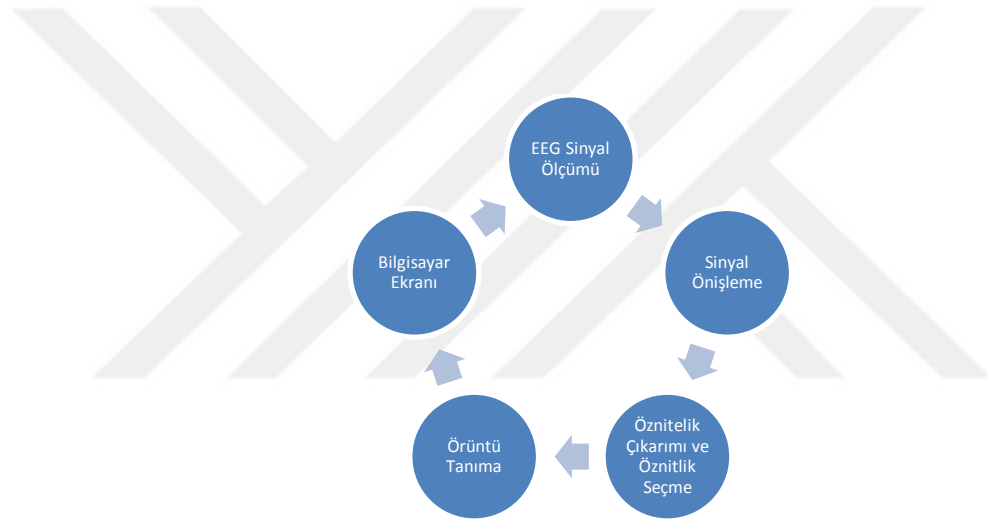
Şekil 1.1. Akış şeması [15].

Öncelikle ham EEG sinyallerinin elde edilmesi aşaması bulunmaktadır. Bu aşamada çalışmada görev alan kullanıcıdan EEG sinyalleri alınmıştır. Bu sinyaller kullanıcının sağ el hayali, sol el hayali, A harfi hayali gibi beyinsel aktiviteler sonucu kaydedilmiştir. İlgili çalışmada A harfi hayali sinyaline ait birçok örnek bulunmaktadır. Bunlardan biri örnek olarak Şekil 1.2 ile paylaşılmıştır.



Şekil 1.2 A Harfi hayali [15].

Başçıl, 2015 yılında yaptığı “Beyinde Üretilen Yöne Bağlı EEG Sinyallerini Öznitelik Çıkarımı Yardımıyla Sınıflandırılması” konulu doktora çalışmasında kafatası üzerinden alınan sinyaller; varyans, entropi, hjorth parametreleri, fourier, hızlı fourier, spektral güç yoğunluğu, dalgacık enerjileri gibi birçok yöntem kullanarak analiz edilmişlerdir. 10 farklı kullanıcıdan alınan sinyaller ve sinyallerin sınıflandırılması ile oluşturulan iki boyutlu imleç kontrolü amacıyla oluşturulan sistem için, PCA, ICA, LS-SVM, kNN ve birçok sınıflandırma metodun kullanıldığı çalışmada, %98,61 doğrulukla ICA+LS-SVM yapısı en iyi sonucu vermiştir [16]. Bu tez çalışmasından alınan, çalışmanın temel işleyişini gösteren diyagram Şekil 1.3 ile aşağıda verilmiştir.



Şekil 1.3 Çalışma Diyagramı [16].

BBA sistemlerinin temel işleyişi olarak değerlendirebileceğimiz, yukarıda örneği verilen yapıyı açıklayacak olursak, öncelikle hasar almamış, sağlıklı bir beyne sahip bir kullanıcı olmalıdır. Kullanıcının hayal etme, odaklanma, düşünme gibi beyinsel aktivite de bulunabilmesi gerekmektedir. Bu beyinsel aktivite sırasında EEG Sinyalleri ölçülmektedir. Alınan EEG sinyalleri bozucu etkilerden ve gereksiz bilgilerden arındırılmak adına önileme adımından geçmektedir. Ön işleme adımından geçen sinyaller artık özellik çıkarımı için kullanılabilir hale gelmiştir. Özellik çıkarımı ve örüntü tanıma adımları ile sinyaller içerisinde anlamlı bilgiye ulaşılmaktadır. Sınıflandırma algoritmaları kullanılarak gerçekleştirilen bu adımlar, ilgili çalışmada kapsamlı olarak ele alınmıştır ve PCA, ICA, LS-

SVM, kNN dahil olmak üzere pek çok algoritma kullanılmıştır. Elde edilen anlamlı bilgi komut olarak bilgisayar ekranındaki imlecin kontrolü için kullanılmıştır [16].

Aydemir, 2008 yılında yaptığı yüksek lisans çalışmasında EEG sinyallerinden öznitelik çıkarımı yapmıştır. kNN ve Destek Vektör Makineleri kullanarak yaptığı çalışmada yüksek doğrulukta ve hızda sınıflandırmayı hedeflemiştir [17]. Şekil 1.4 ile bu çalışmadan alınan sınıflandırma yöntemlerine ait doğruluk tablosu verilmiştir. Tablo incelendiği zaman elde edilen sonuç, ham EEG sinyalleri üzerinden yapılan sınıflandırmalarda Destek Vektör Makineleri yönteminin, KNN yöntemine göre daha yüksek doğrulukta sonuç verdiğidir.

| ÖZNİTELİK                   | SINIFLANDIRMA SONUCU |       |
|-----------------------------|----------------------|-------|
| PCA+ICA+Korelasyon          | 68                   |       |
|                             | DVM                  | KNN   |
| YMAK için a+TN              | 90,78                | 90,44 |
| YMİN için a+TN              | 89,42                | 92,15 |
| Ham EEG için a+TN           | 90,44                | 89,76 |
| Zamana bağlı YMAK için a+TN | 91,47                | 90,44 |
| Zamana bağlı YMİN için a+TN | 92,15                | 93,52 |
| Zamana bağlı YMAK için b+TN | 90,78                | 90,10 |
| Zamana bağlı YMİN için b+TN | 91,47                | 93,52 |
| $m_i + mn_i$                | 87,58                | 84,30 |

Şekil 1.4 Sınıflandırma Doğruluk Oranı [17].

Olgun, 2014 yılında yaptığı çalışmasında P300 tabanlı ve SSVEP tabanlı iki BBA sistemi tasarlamıştır. Tasarlanan sistemler ile DC motor hareketi sağlanmıştır. Sistemler, çevrimdışı

çalışmada %100, çevrimiçi çalışmada %60 – 90 arasında doğruluk vermiştir [18]. Bu çalışmadan alınan Şekil 1.5 ile önerilen BBA sistemine ait temel işleyiş gösterilmiştir.



Şekil 1.5 BBA Modeli Temel Bileşenleri [18].

Şekil 1.6 ile verilen görsel cihaz kullanımı hakkında bilgi vermektedir. İlgili çalışma ile şahsi çalışmamın ortak yönü olarak kullanılan cihazın aynı olması bu grafiğin kaynak teşkil etmesini sağlamıştır. Emotiv Epoc EEG Headset kullanılan ilgili çalışmada cihaz, düz konumda ve ters konumlarda kullanılarak başarımlar yüzdesi hesaplanmıştır. 2 kullanıcı ile yapılan çalışmada çevrimiçi ve çevrimdışı kullanımlar sağlanmıştır. İki kullanıcıya da düz ve ters bir şekilde takılan EEG cihazı ile çevrimdışı yapılan çalışmalar %100 doğruluk oranına sahip iken, çevrimiçi çalışmalarda bu oran düz konumda %60 civarında, ters konumda %80-90 oranında başarımlar oranı vermiştir. Bunun sebebi olarak görsel uyaranlara bağlı alınan beyin sinyallerinin oksipital lobdan daha sağlıklı alınması, buna bağlı olarak cihaz sensör yoğunluğunun ters konumda oksipital lobda fazlalaşması olarak belirtilmektedir [18].

| Kullanıcılar | Başlık Kitinin Takılma Şekli | Eğitim Verisindeki Başarı | Çevrimiçi Başarım Oranı |
|--------------|------------------------------|---------------------------|-------------------------|
| 1. kullanıcı | Düz                          | %100                      | %60                     |
| 2. kullanıcı | Düz                          | %100                      | %64                     |
| 3. kullanıcı | Ters                         | %100                      | %78                     |
| 4. kullanıcı | Ters                         | %100                      | %90                     |

Şekil 1.6 Cihaz Konumu Başarım Oranı [18].

Yapılan araştırmalar ve çalışmalar bize EEG sinyallerinin kullanım alanının genişliği hakkında bilgiler vermiştir.

Bu çalışma ile Beyin – Bilgisayar Arayüzü çalışmalarına bir yenisi eklenecektir. Yapılan birçok sınıflandırma ve analiz çalışmalarına ek olacak bu çalışma, genişletilerek ve geliştirilerek farklı alanlara yönelimde yardımcı kaynak olabilecek niteliktedir. Çalışma kapsamında yardımcı olacak bilgiler Beyin-Bilgisayar Etkileşimi, Analiz ve Sonuç kısmında detaylı bir şekilde verilmiştir.

## 1.2 Tezin Amacı ve Kapsamı

Bu tez çalışmasında fiziksel engelli veya felçli ancak beyin aktivitesi sağlıklı bir şekilde devam eden bireylerin hapsedikleri engel durumunu kısmen de olsa ortadan kaldırmak, yaşam kalitesini artırmak, psikolojik olarak motive edebilmek amacıyla bir otomasyon tasarlanmıştır. SSVEP (Steady State Visual Evoked Potential-Kararlı Durum Görsel Uyarılar) tekniği kullanılarak yapılan çalışmada, kullanıcıya sunulan görsel uyarılar ve bu uyarılarla bağlantılı harfler sayesinde bir heceleme sistemi oluşturulmuştur. Önerilen heceleme sistemi, bir EEG cihazı sayesinde saçlı kafatası derisi üzerinden alınan beyin sinyallerinin işlenmesi ve sınıflandırılmasına dayanan Beyin – Bilgisayar Arayüzü sistemleri yapısıyla oluşturulmuştur.

Beyin–Bilgisayar Arayüzü’ ne beynin çalışması sırasında oluşan elektromanyetik dalgaların bir şekilde yorumlanarak elektronik cihazlara komut olarak verilmesi ile oluşturulan sistemlerdir diyebiliriz. BBA sistemlerinin temel bileşenleri vardır. Bunlardan en önemlisi tabi ki hasar görmemiş, tüm dalgalarını doğru şekilde üretebilen bir beyindir. BBA sistemlerinin bireye yardımcı olabilmesi için öncelikle bireyin beyin fonksiyonlarının normal olması gerekmektedir. İkincil olarak bireyin beyninin elektromanyetik dalgalarını algılayacak olan bir EEG cihazıdır. Geçmişten günümüze birçok EEG cihazı var olmuştur. Son 10-15 yılda BBA sistemlerinin dikkat çekmesi üzerine birçok model ve özellikte cihaz üretilmiştir. Yapılması istenen işleme göre kanal sayısının belirlendiği EEG cihazları, farklı özelliklere sahip olabilmektedir. Bu çalışmada kullanılan cihaz Emotiv marka Epoc+ EEG cihazıdır. Cihaz 16 kanallı olup, şehir şebekesinden arınma özelliği ile bizlere yardımcı olmaktadır. BBA sistemlerinin üçüncü bir bileşeni ise temel işlemlerin yapılması için kullanılacak bilgisayar ortamıdır.

BBA sistemlerinin en önemli özelliklerinden biri kişiden kişiye farklılık göstermesidir. Her beyin temel olarak aynı yapıya sahip olmasına rağmen insanları birbirinden ayıran en önemli özellik yine beyindir. Aynı olaylar farklı bireylerde farklı etkiler yaratır. Aynı sesler farklı bireylerde farklı hisler uyandırır. Aynı görseller farklı bireylerde farklı tepkilere sebep olur. Bu bağlamda BBA sistemlerinin geliştirilmesi sistemin doğruluk payının azalması sonucunu doğurabilir.

BBA sistemlerinin kullanım alanına baktığımız zaman, son yıllarda teknolojik değişimlere bağlı olarak genişleme görüyoruz. İlk zamanlar sadece sağlık alanında temel kullanım sağlarken, zamanla oyun sektörü, reklamcılık, eğlence alanlarında da yer bulduğunu görebiliyoruz. BBA sistemleri zamanla savunma alanında ve kriminal suçların çözülmesi gibi alanlarda da kendine yer bulabilir.

Bu çalışma kapsamında bilgi verilen konular aşağıdaki gibidir;

- 1- BBA sistemleri hakkında literatür özeti sunulmuştur
- 2- Beyin ve beyin sinyalleri hakkında detaylı bilgi verilmiştir.
- 3- BBA sistemlerinin yapısı tanıtılmış ve BBA bileşenleri anlatılmıştır.
- 4- Önerilen BBA Tabanlı Heceleme Sistemi oluşturulmuş ve tanıtılmıştır.

### 1.3 Tezin Yapısı

Bu çalışma kapsamında SSVEP tabanlı bir EEG sistemi tasarlanmış ve kas sistemlerini kullanamayan bireylerin dış ortamla iletişim kurmaları hedeflenmiştir. Bu bağlamda oluşturulan sistem ön gereksinimleri belirlenmiştir. Sistemin başarılı bir şekilde ilerleyebilmesi için ön çalışmalar yapılmıştır. Yapılan ön çalışmalar doğrultusunda ikinci işleme adımına geçilmiştir. Bu işlemde yapılan sınıflandırmalar sonucu sistem arayüzüne komut olarak verilecek çıktılar elde edilmiştir. Son olarak elde edilen çıktılar sistem arayüzüne giriş olarak verilmiştir ve istenilen komutu sağlaması beklenmiştir.

Tez kapsamında, sistem için gerekli olan temel bileşen olan insan beyni tanıtılmıştır. Beynin işlevi hakkında bilgi verilmiştir. Beynin bölümleri, bölümlerinin işlevleri anlatılmıştır. Sistem için gerekli ham madde diyebileceğimiz bileşen olan beyin sinyalleri, sinyallerin türleri, hangi durumlarda ortaya çıktıkları belirtilmiştir. Beyin sinyallerinin nasıl kaydedileceği belirtilmiştir. Kaydedilen sinyallerin ham haliyle kullanılamamasından dolayı geçmesi gereken ön işleme bilgisi paylaşılmıştır. Yapılan ön işlemeden sonra kullanılan sınıflandırma algoritması paylaşılmıştır.

Tasarlanan sistemin tabanını oluşturan SSVEP ve heceleme sistemleri hakkında bilgi verilmiş, tasarlanan sistem özetle anlatılmıştır.

Son adımda önerilen BBA sistemi tanıtılmıştır. Önerilen başka bir sistem olan Quadrotor Kontrolü hakkında bilgi paylaşılmıştır.

Son olarak, tasarlanan sistemin çıktıları paylaşılmıştır. Kullanılan cihazlar kıyaslanmıştır. Sistemin avantaj ve dezavantajları bildirilmiştir.

## 2. BEYİN-BİLGİSAYAR ETKİLEŞİMİ

İnsan beyinden komut alır ve buna göre hareket eder. İnsan düşünür, beyin vücuda komut verir, kaslar işlemi gerçekleştirir. Beyin-Bilgisayar Arayüzü uygulamalarında amaç, bireyin kas sistemini kullanmadan yani konuşmadan, eliyle işaret etmeden, kıpırdamadan durarak isteğini dış dünyaya aktarmasını sağlamaktır. Bu durumda beyin sinyalleri devreye girmektedir.

Bu bölümde temel olarak beyin, beyin bölümleri ve bu bölümlerin görevleri, beyin sinyalleri, beyin sinyallerinin ölçüm yöntemleri, beyin sinyallerini ölçmek için kullanılan cihazlar hakkında temel bilgiler verilecektir.

### 2.1 Beyin

Beyin (Serebrum), insan kafatası boşluğunda bir zar(sıvı) içinde yer alır ve yüz milyarlarca sinir hücresinden ve glia destek hücresinden meydana gelir. Yeni doğan bir bebekte yaklaşık 400 gram olan beyin, insan büyüdükçe ve geliştikçe büyüme göstererek ortalama olarak 1400 grama ulaşmaktadır. Beyin insanı hayvandan ayıran en önemli organdır. Beyin, insanın bilinç merkezidir. Bilgilerin alınması, kontrol edilmesi, analiz edilmesi, saklanması gibi görevleri vardır. Beyin, insanın yaşamsal faaliyetlerini sağlıklı bir şekilde devam ettirebilmesi için bireye bir kontrol mekanizması sunar. Bireyin konuşma, bilişsel yetenekler gibi yüksek beyin fonksiyonlarını içerir.

Bir beyne kesit alınarak bakıldığında iki renk görünür. Bunlar boz ve beyazdır. Bu iki kısım da sinir hücrelerinden meydana gelmektedir. Beynin içinde bulunduğu sıvının beyni darbelere karşı koruma görevi vardır. Bu sıvı aynı zamanda merkezi sinir sistemi boşlukları ve kanallarını da doldurmaktadır. Beyin menenj adı verilen üç kat zarla korunmaktadır.

Beyin temel olarak sağ ve sol olmak üzere iki yarımküreye ayrılmıştır. Bu yarımküreler de bir takım bölümlere ayrılmışlardır. Bu bölümlere lob denilmektedir. Loblar, girus denen girinti-çıkıntılardan oluşmaktadır. İnsanı hayvandan ayıran en önemli organın beyin olduğunu söylemiştik. İşte beyin girusları bize bu farkı vermektedir. Beyin kıvrımlarının

fazlalığı yani girusların fazlalığı bizi diğer canlılardan ayıran, bize zeka faktörü veren kısımdır.

Kafatası boşluğunda bulunan beyin hemisfer adı verilen temel iki bölüme ayrılmıştır. Hemisfer beynin sağ ve sol loblarına verilen isimdir. Sağ ve sol loblar korpus kallozum ile birbirine bağlanmıştır. Korpus kallozum sağ ve sol yarımkürelerin iletişimni sağlar. Beyin, beyincikten farklı olarak çaprazlama ile iletişim sağlamaktadır. Yani vücudumuzun sağ tarafında sonuç gösteren bir sinirsel iletim aslında beynimizin sol yarımküresinden gelmiştir. Beynin iki hemisferi de kendi içlerinde alanlara ayrılmışlardır ve bu alanlara lob denir.

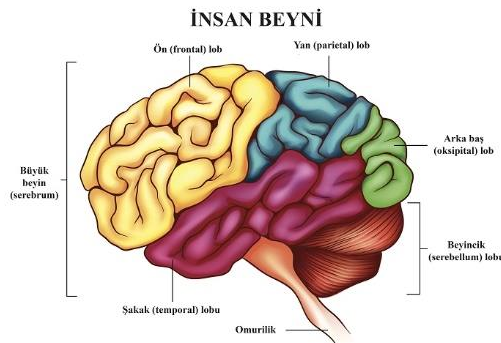
Loblar Frontal, Parietal, Oksipital ve Temporal Lob olmak üzere 4 tanedir. Her lobun görevi ayrı ayrı olmakla birlikte bir lob sadece bir görevi üstelenmemiştir. Ayrıca loblar birbirlerinden bağımsız da değildir.

**Frontal Lob:** İstemli hareketler, konuşma (sol), entelektüel davranışsal fonksiyonlar bağlı olduğu prefrontal korteks dolayısıyla hafıza zeka konsantrasyon öfke ve kişilik olgularını kontrol eder. Göz ve baş hareketlerini koordine eder ve oryantasyonunu sağlar. Konuşma özellikle sol frontal lobun görevidir.

**Oksipital Lob:** Bireyin görmesini sağlar. Sağ oksipital lob solu, sol oksipital lob sağ görmemizi sağlar.

**Parietal Lob:** Duyu lobudur. Diğer loblardaki görme, duyma, motor ya da duyu sinyallerinin değerlendirilmesinde görevlidir.

**Temporal Lob:** Sağ ve sol temporal loblar kulak hizasındadırlar. Sağ lob görüntü hafızasında görevli iken yani insanların yüzünü, nesneleri hatırlamamızda yardımcı iken sol lob sözel hafızada yani insanları ve dili algılamada görevlidir.



Şekil 2.1 Beynin Lobları [19].

Beynin bölümlerine göz atacak olursak, karşımıza birçok bölüm çıkmaktadır. Tüm bölümleri özetle anlatılacaktır.

**Beyin Sapı:** Beynin aşağıya doğru olan uzantısı olup, omurilik ile beyin arasındaki bağlantıyı sağlar. Beyinciğin hemen önünde bulunmaktadır. Göz hareketleri, yüz hareketleri, yüzün hissi, duyma ve denge çekirdekleri burada bulunmaktadır. Nefes alıp vermeyi, kan basıncını ve yutmayı kontrol eder. Bu kısım fonksiyonlarını yitirirse birey hayatını devam ettiremez.

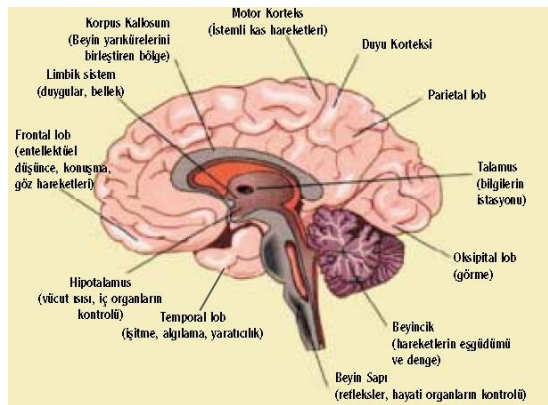
**Beyincik:** Kafanın arka kısmında yer almaktadır. İnce el hareketlerinin koordinasyonunu sağlar.(cerrahi ya da sanat eseri) Dengenin sağlanmasında önem arz etmektedir. Tekrarlanan hızlı hareketlerin yapılmasında katkı sağlamaktadır. Beyincik, beyin tersine çaprazlanma olmamakta yani beyinciğin hangi tarafında işlem oluyorsa vücudun da o tarafında etki görülmektedir.

**Köprü:** Beyinciğin altında bulunur. Kalın lif demetlerinden meydana gelmiştir. Orta kısımdan kalıncadır. Beyinciğin bir yarım küresinden diğer yarım küresine impulsları taşır.

**Soğancık:** Omuriliğin beyne kadar uzanan kısmıdır. Çaprazlama burada olur.

**Hipotalamus:** Hipofiz beziyle iletişim kurulmasını sağlayan sinir bağlarını içermektedir. Otonom sinir sisteminin hafızası niteliğindedir. Yemek yeme, seksüel davranış, uyku, vücut ısısı, hormonların salgılanması, hareket, iç organların ve dolaşım sisteminin birlikte çalışmasını sağlar. Heyecan halinde devreye girer.

Beynin bölümleri yukarıda en kısa ve öz şekilde açıklanmıştır. Verilen şekillerde beyin ve bölümleri görülmektedir.



Şekil 2.2 Beynin Bölümleri [20].

## **2.2 Beyin Sinyalleri**

Beyin sinyalleri, bireyin düşünme aktivitesi sırasında bir nörondan diğer nörona bilgi aktarımını gerçekleştirmesini sağlayan elektromanyetik etkileşimler sayesinde açığa çıkmaktadır. Beyin dalgaları olarak da adlandırabileceğimiz bu elektromanyetik tepkiler 4 tanedir. Alfa, Beta, Teta, Delta olarak isimlendirilen bu dalgaların özellikleri aşağıda özet şekilde açıklanmıştır.

### **2.2.1 Delta Dalgaları**

0.5-4 Hz frekansa sahiptir. Genliği 0.5-100 mikrovolt arasındadır. Yetişkin bireylerde çok düşük aktivite ve uyku halinde görülen Delta Dalgaları, yetişkin bireylerde uyanık halde görülmesi durumunda beyinde ağır hasar olduğu anlamına gelmektedir. Ancak bu dalganın bebeklerde derin uyku halinde görülmesi normaldir.

### **2.2.2 Teta Dalgaları**

4-8 Hz frekansa sahiptir. Genliği 1-30 mikrovolt arasındadır. Uyanık durumda yetişkin bireylerde mutsuz, sinirli, stresli, hüsrana dolu veya hayal kırıklığı içerisinde olmadıkları zaman ölçülmesi normal değildir. Yoga, meditasyon gibi haller ile ilişkilidir. 13 yaşına kadar olan çocuklarda uyku halinde ortaya çıkması normaldir.

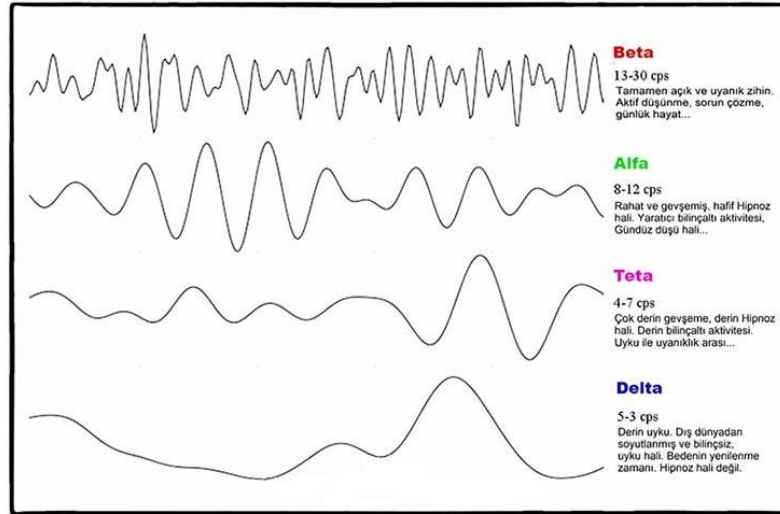
### **2.2.3 Alfa Dalgaları**

8-12 Hz frekansa sahiptir. Genliği 2-50 mikrovolt arasındadır. Diğer dalgalardan ziyade sinüsoidale en yakın olan dalgadır. Tüm yaş gruplarında görülmesi normaldir. Uyanık halde, normal ve sakin bir hal içerisinde ortaya çıkar. Oksipital bölgede görülür. Uyku halinde

görülmezler. Beynin her iki yarım küresinde ritmik olarak ortaya çıkmakla birlikte vücudun hangi tarafı daha çok kullanılıyorsa ona bağlı beyin kısmında genliği daha yüksek olmaktadır. Alfa dalgasının anormal şekilde olması beyin kanaması gibi durumları gösterir.

#### 2.2.4 Beta Dalgaları

12-25 Hz frekansa sahiptir. Genliği 4-25 mikrovolt arasındadır. Uyanık durumda bireyin dikkatini bir faaliyete vermesiyle ortaya çıkar. Odaklanmış dikkat denilebilir. Zihinsel işlemler, göz açma kapama, stres, bir olaya kafa yorma veya somut problem çözerken ortaya çıkar. Alfa dalgası gibi beynin her iki yarım küresinde simetrik olarak görülür. Parietal ve frontal bölgelerden belirgin olarak kaydedilmektedir. Kortikal hasarlı bölgelerde azalmış veya yok olmuş durumdadır. Tüm yaş gruplarında gözlenir.



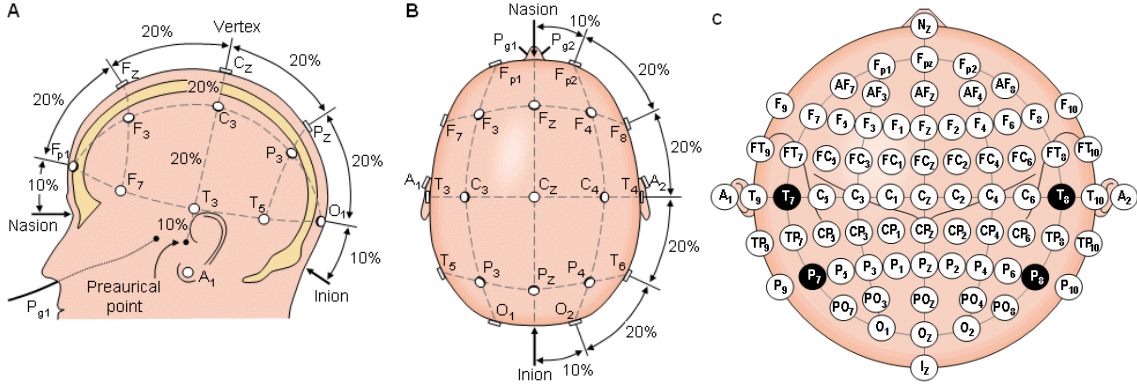
Şekil 2.3 Beyin Dalgaları [21].

#### 2.3 EEG Ölçüm Yöntemi

Beyin sinyallerinin varlığından itibaren ölçülebilmesi için birçok yöntem kullanılmıştır. İnsan beyni kapalı bir kutu olarak düşünüldüğü zaman EEG sinyallerini ölçmek beyni gerçek anlamıyla açmak demektir. Cerrahi operasyon gerektiren, saçların kazınması, derinin

kaldırılması ve elektrotların kaldırılan kafatası derisinin altına yerleştirilmesiyle gerçekleştirilen ölçüm yöntemleri var olmuştur. Ayrıca var olan bazı yöntemler maliyet açısından kullanıma uygun değildir. Bazı yöntemler ise gerçek zamanlı uygulamalar için uygun değildir. Ancak gelişen ve değişen teknoloji bizlere artık saçlı deri üzerinden ve cerrahi operasyon gerektirmeden ölçüm yapabilme, maliyeti düşürerek gerçek zamanlı uygulamalar için uygun şekilde ölçme imkanı sunmuştur. Diğer yöntemleri bir kenara bıraktığımızda *EEG (Elektroensefalografi)* yöntemi en çok kullandığımız ve en elverişli yöntem olarak karşımıza çıkıyor. Bu yöntem Elektroensefalogram adı verilen, kafatasını örümcek gibi saran, bu sarmalların uçlarına elektrotların yerleştirilmesiyle ortaya çıkmıştır. Elektrotlar kafatası üzerine rastgele yerleştirilmemektedir. Uluslararası standartlara oturtulmuş 10-20 sistemi olarak adlandırılan bir sistem kullanılmaktadır.

Bu sistem 10-20 elektrot sistemi olarak adlandırılır. Sisteme göre kafatası üzerinde mihenk taşı diyebileceğimiz 4 nokta belirlenmiştir. Bunlar burun, kafanın arka kısmı, sağ ve sol kulakların arkası hizalarıdır. Nasion,inion, preauriculars olarak da adlandırılırlar. Burun noktası, burnun gözler arasında kalan çukur kısmın olduğu yerdir. Kafanı arka kısmı olan inion noktası kafatasının arkasındaki şiş kısımdır. Preauriculara kısmı ise sağ ve sol kulakların hemen arkasıdır. Bu sistem Burun noktasından başlayarak %10-20-20-20-20-10 oranlarında kafayı bölerek elektrotların yerleşmesine dayalıdır. Bu oranlamaya bağlı olarak 19 elektrot kafatası üzerine yerleştirilir. 20. elektrot ise kulak memesine yerleştirilerek toprak elektrotu görevi görür [18]. Bu sistemin görselleri aşağıda verilmiştir. Bir çok çalışmada yer verilen Uluslararası %10-20 EEG Başlık Sistemi ve Elektrotların kafatasına yerleşimine ait görseller, Olgun, 2014 yılında yaptığı çalışmasından alıntılanmıştır.



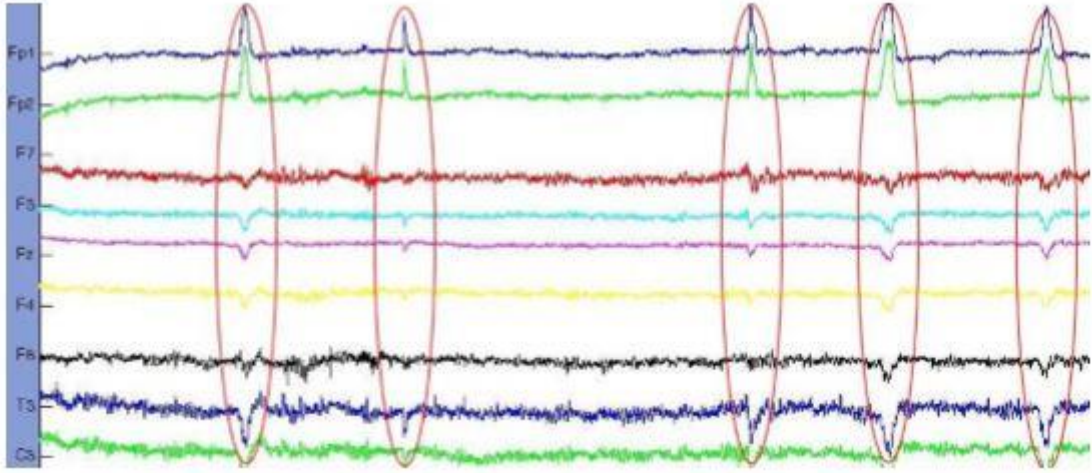
Şekil 2.4 Uluslararası 10-20 sistemi ve elektrotların dizilimi [18]. (Görseller kaynaktan elde edilmiştir.)

## 2.4 Gürültü

Alçak genlik değerlerine sahip olan beyin sinyalleri, gürültü (artifakt) adı verilen bozucu etkilere kolayca etkilenirler. EEG sinyallerindeki gürültüler gözle görülebilir derecede olabileceği gibi ancak ön işlemlerle fark edilebilir de olabilirler. Sinyallerde bulunan gürültüler, sinyal kalitesini bozmakta ve EEG sinyallerinin kullanılacağı BBA sistemlerini, özellik çıkarımını zorlaştırması açısından etkilemektedir [22]. Artifaktlar, teknik artifaktlar ve biyolojik artifaktlar olmak üzere temel olarak ikiye ayrılabilirler.

### 2.4.1 Biyolojik Gürültüler

Biyolojik gürültüler, bireyin normal aktivitelerini sürdürmesi sırasında beyinde oluşan elektriksel aktivitelere bağlı olarak kaydedilmek istenen sinyalde oluşan bozulmalardır. Nefes alıp vermek, göz kırpmak, kalp atışı gibi istemsiz hareketler, kaydedilen EEG sinyallerinde gürültü olarak değerlendirilir. Bu gürültüler sinyallerden doğru bilgi çıkarımını zorlaştırmaktadır. Ayrıca biyolojik gürültülerin, teknik gürültülere nazaran EEG sinyallerinden ayrıştırılması daha zordur. Özmen, 2010 yılında yaptığı çalışmada göz kırpmak refleksinin EEG sinyalleri üzerindeki bozucu etkisini göstermiştir. Şekil 2.5 ile Özmen' in bu çalışmada yer verdiği görsel bildirilmiştir.



Şekil 2.5 Göz Kırpma Refleksinin EEG Sinyalleri Üzerine Etkisi [15].

#### 2.4.2 Teknik Gürültüler

Teknik gürültüler ise çevresel faktörlere bağlı olarak kaydedilen sinyalde oluşan bozulmalardır. Şehir şebekesi, çevresel cihazlar gibi etkenler teknik gürültülere dahildir. Türkiye’de 50 Hz olan şehir şebekesi gürültüsü, çalışma kapsamında kullanılan Emotiv EEG+ Headset başlığının özelliği olarak kaydedilen EEG sinyallerine bozucu etkide bulunmamıştır. Çalışmada kullanılan başlık şehir şebekesini absorbe edecek özellikte değilse, ülkeye göre değişmekle birlikte Çentik Filtre (Notch Filtre) kullanılarak EEG sinyalleri bu gürültüden arındırılabilir [23, 24]

#### 2.5 Beyin-Bilgisayar Arayüzü

İnsan bildiğimiz üzere sosyal bir varlıktır ve çevresi ile iletişim halindedir. İletişim insanı birey yapan özelliktir. Bu özelliği kullanabilmek için vücudumuzun bazı bölümlerini aktif olarak kullanmamız gerekmektedir. Konuşabilmek, ellerimizi hareket ettirebilmek, yürüyebilmek, gülümsemek gibi işlevleri yerine getirebilmemiz için kas sistemimizi

kullanmak durumundayız. Bireyler doğdukları andan itibaren belirttiğimiz hareket yeteneklerine sahiptirler. Bazı durumlarda bu yetenekleri kaybedebilirler. Motor sinir yollarının hasar görmesine sebep olan bazı hastalıklar ve kazalar bireylerin yeteneklerini kaybetmelerine sebep olabilir. Beyin kökü travması, beyin ve omurilik yaralanmaları, ALS (Amiyotrofik Lateral Skleroz), serebral palsy, kas distrofileri vb . rahatsızlıklar ve kazalar başlıcalarıdır. İleri derece motor nöron fonksiyonu olan ALS gibi hastalıklar, bireyleri tamamen vücutlarına hapsedmektedir. Çünkü birey bu rahatsızlık halinde beynin düşünme, algılama gibi fonksiyonlarını yerine getirebilmekle birlikte motor nöronlarını harekete geçirecek yeteneği kaybetmiş bulunmaktadır. Çevrelerinde olan biteni görmekte, algılamakta ancak tepki verememektedirler. Bu durum çevre ile iletişimlerini tamamen koparmaktadır. Bu durumlardaki bireyler, Beyin – Bilgisayar Arayüzü sistemleri ile iletişim için zorunlu olan kas sistemlerini kullanmadan dış dünya ile iletişim kurabilir ve ihtiyaç duydukları, önceden programlanmış çevresel cihazları kullanabilirler. Bu bölümde Beyin Bilgisayar Arayüzü sistemleri ele alınmıştır. Sistem özeti olarak; bireylerden EEG sinyalleri alınmış, sinyaller ön işlemlerden geçirilir ve öz nitelikler çıkarılır, sinyaller sınıflandırılır ve komut olarak sisteme verilir.

### **2.5.1 Bağımlı BBA Sistemi**

Bu sistem bir örnek ile açıklanabilir. Felçli bir bireye bilgisayar ekranında bulunan harfler gösterilir. Birey seçmek istediği harfe odaklanır. Bu sırada beyinde elektriksel bir tetiklenme olur. Bu tetiklenme bireyde o anlarda kaydedilen beyin sinyalinde görülür. Kaydedilen EEG sinyali analiz edilerek bireyin hangi harfe odaklandığı tespit edilebilir. Odaklanılan harfin bulunması, bireyin odaklandığı harfe baktığında diğer harflere oranla daha fazla tepki vermesinden kaynaklanmaktadır. Bu sistemler her bireye uygulanamamaktadır çünkü bu sistemler temelde EEG sinyallerine dayanıyor olsa da göz hareketleri ve kranial kasların çalışmasına da bağlıdır. Diğer sistemlere nazaran daha hızlı çalışmakta ve kullanım kolaylığı sağlamaktadır.

### 2.5.2 Bağımsız BBA Sistemi

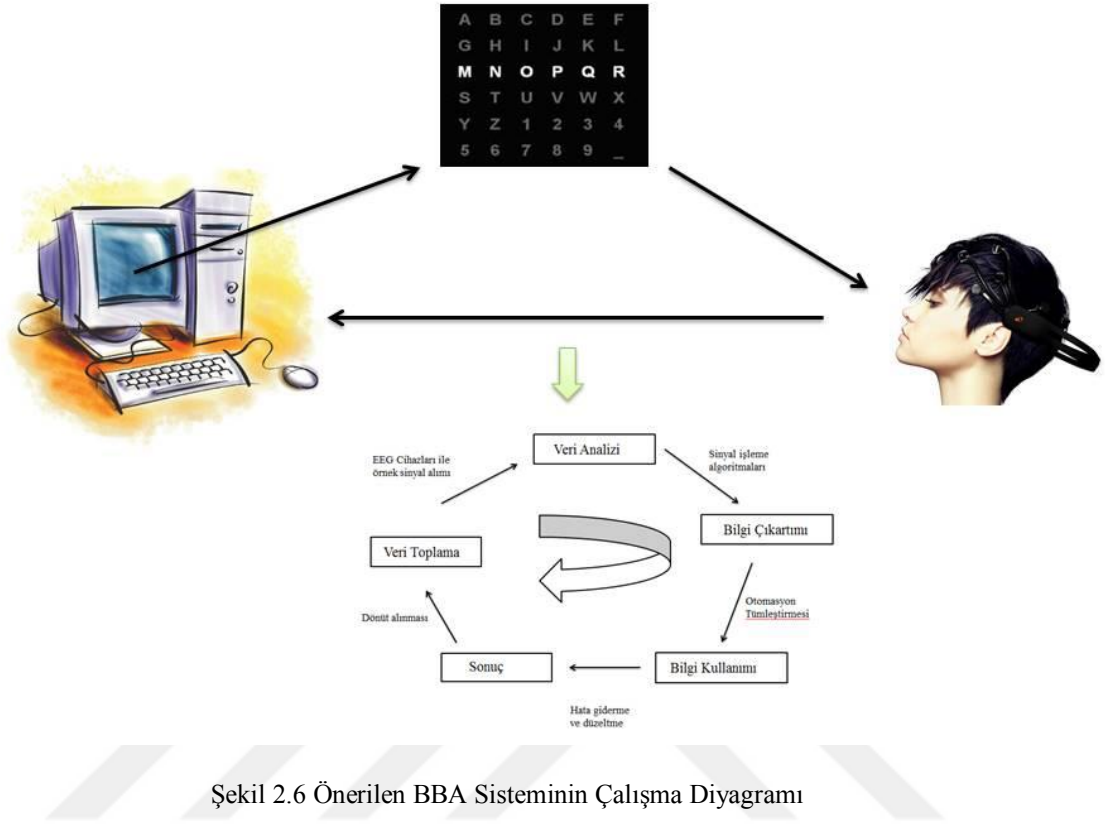
Bağımsız BBA sistemlerinde Bağımlı BBA sistemlerinden farklı olarak göz kasları gibi yardımcı tepki unsurlarına ihtiyaç duyulmamaktadır. Yalnızca bireyin beyin aktivitesi ile ortaya çıkan EEG sinyallerine ihtiyaç vardır. Bağımsız BBA sistemine bir örnek verilecek olursa, kullanıcı bir elini hareket ettirdiğini hayal eder. Bu hayal sırasında bireyin EEG sinyali kaydedilir. Kaydedilen sinyal işlemlerden geçerek komut çıkartılır. Bu komut artık o bireyin sağ elini hareket ettirmesi komutudur. Geliştirilen sisteme komut olarak verilen EEG sinyali sayesinde, sistemi kullanmak için yapılması gereken şey aynı hayali tekrar kurmaktır.

### 2.6 Beyin Bilgisayar Arayüzü Sisteminin Temel Bileşenleri

BBA sistemleri işlevlerine göre farklılık göstermekle birlikte temel olarak bazı bileşenlerden oluşmaktadırlar. Bunlar sinyal alma, ön işleme, özellik çıkartımı, sınıflandırma ve komut belirlemedir. Öncelikle bireylerden EEG sinyalleri alınır. Daha sonra alınan bu ham sinyaller ön işlemlere tabi tutularak gürültülerden arındırılır. Gürültülerden arındırılmış sinyaller işleme algoritmalarından geçirilerek özellik çıkartımı yapılır. Bu özellikler sınıflandırılır. Başta kaydedilen ham sinyalden, artık elde kullanılabilir komutlar vardır. Elde edilen komutlar kullanılacak sisteme (bilgisayar, tekerlekli sandalye, uzaktan kumandalı araba, protez uzuvlar vb.) giriş olarak uygulanır.

Bir BBA sisteminde bulunan temel dört alt sistem aşağıdaki gibidir;

- Sinyal Elde Etme ve Ön işleme
- Öznitelik Çıkarma
- Sınıflandırma Algoritması
- Komutlandırma



### 2.6.1 Sinyal Elde Etme ve Önileme

Bir BBA sistemi için temel gereksinim, kullanılabilir beyin sinyalleridir. Beyin sinyalleri bireylerin beyinlerinde gerçekleşen elektriksel aktiviteler sonucu kaydedilebilirler. Elektriksel aktiviteler elektrotlar yardımıyla alınırlar. Beyin sinyalleri, EEG yöntemiyle saçlı deri üzerinden elektrotlar yardımıyla alınırlar. Sinyalleri kaydetmenin EEG dışında yöntemleri de vardır ancak bu yöntemler maliyeti yüksek, cerrahi operasyon gerektiren, acı veren, risk barındıran yöntemlerdir. ECOG, MEG, fMRI, NIRS diğer yöntemlere örnek verilebilir. EEG, diğer yöntemlere göre ucuz, taşınabilir, acısız olması sebebiyle daha çok tercih edilmektedir. EEG sinyalleri düşük genlikli oldukları için yükseltici kullanılması gerekmektedir. Elde edilen analog sinyaller sayısal sinyaller formuna geçirilir ve bilgisayara aktarılır. Dijital sinyallere, özellik çıkartımı aşamasından önce ön işleme yapılır.

Önceki bölümlerde belirtildiği gibi EEG sinyalleri biyolojik ve teknik gürültülerden fazlasıyla etkilenmektedir. Ön işlemenin temel amacı sinyallerdeki gürültüleri yok etmektir. Kayıt altına alınırken ortamda bulunan çevresel cihazlar, ışığın açık veya kapalı olması EEG sinyallerinin gürültü oranını etkilediği gibi bireyin kayıt sırasında göz kırpması, nefes alıp vermesi ya da kalp atışı da EEG sinyalinde gürültülere sebep olmaktadır. Literatür çalışmaları göz önüne alındığında bu gürültülerden arındırılmak üzere bazı yöntemler kullanılmıştır. Bu yöntemlere örnek olarak en yaygın kullanılanları, ICA (Bağımsız Bileşenler Analizi) [25, 26] ve filtreleme (lineer ve lineer olmayan) [27, 28] dalgacık dönüşümü [29, 30], temel bileşenler analizi (PCA) [31, 32] yöntemleridir.

### **2.6.2 Öznitelik Çıkarma**

Kaydedilen EEG sinyalleri ön işlemiden geçirildikten sonra öznitelik çıkarma sürecine tabi tutulmaktadır. Öznitelik çıkarma işlemi bu süreçteki en önemli adımlardan biridir. Ön işlemiden sonra birçok veri barındıran bu sinyallerden, tasarlanacak sisteme yararlı olabilecek bilgileri ayıklamak gerekmektedir. Gerilim Genliği Ölçümü, Spektral Çözümleme, ICA, PCA, Wavelet Dönüşümü öznitelik çıkarımı adımıyla kullanılmaktadır [33, 34].

### **2.6.3 Sınıflandırma Algoritması**

Öznitelik çıkarımından sonra elde edilen veriler sınıflandırma algoritmaları kullanılarak ayrıştırılırlar. Veriler, sınıflandırma algoritmalarına giriş olarak verilirler. Çıktı olarak bir sisteme yine giriş olarak verilebilecek bilgi elde edilir. Literatüre bakıldığında, sınıflandırma algoritmaları olarak bir çok yöntem kullanılmaktadır. Bunlar, 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. Sınıflandırmadaki temel amaç, hızlı ve doğruluk oranı yüksek olan yöntemi belirlemektir. Kısacası verim, sınıflandırmanın temel amacıdır [18].

#### **2.6.4 Komutlandırma**

Sınıflandırma sonucunda elde edilen çıktılar, ilgili elektronik sisteme komut olarak verilmektedir. Komut olarak verilecek sistem, bir bilgisayar, tekerlekli sandalye, uzaktan kumandalı araç, protez uzuv olabilmektedir. Yapılan çalışmalarda genel olarak, komut verilecek cihazdan önce, kullanıcıya dönüt sağlamak amacıyla bir ekran, arayüz kullanılmaktadır. Bu da sistemin kullanım kolaylığını artırmaktadır.



### 3. ÖNERİLEN SSVEP TABANLI HECELEME SİSTEMİ

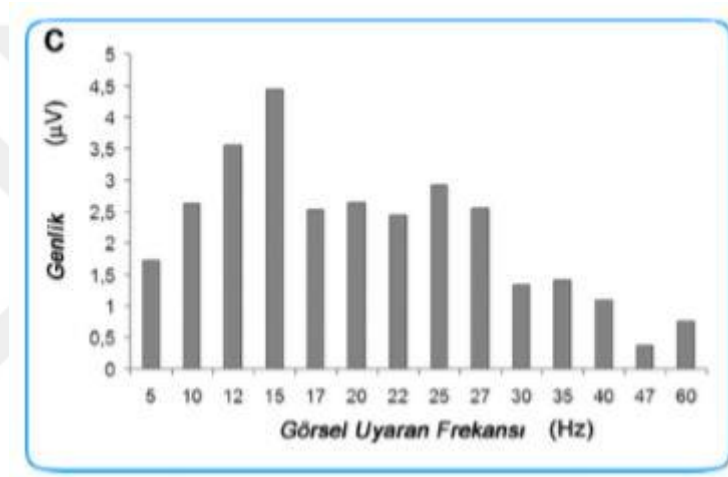
#### 3.1 Giriş

Görsel bir uyaran hareketine maruz kalan bireyin, beyin sinyallerinde meydana gelen değişimlere Görsel Uyarılmış Potansiyeller (VEP) denilmektedir. SSVEP sinyalleri, beyin görsel uyaranlara karşı ürettiği sinyallerdir ve yüksek doğruluk oranında gözlemlenebilirler. Görsel Uyarılmış Potansiyeller kafatasının arka tarafındaki alınan EEG sinyallerinde görülebilir. Bunun sebebi beyin ve loblarını incelediğimizde Oksipital Lob'un kafatasının arka kısmına denk geliyor olmasıdır. Görsel uyaran sabitse, EEG sinyallerinde kolaylıkla fark edilir bir değişime sebep olmamaktadır. Ancak görsel uyaran hareketli ise bu hareket, EEG sinyallerinde bir VEP sinyali üretmektedir. Kaydedilen EEG sinyali incelendiğinde, görsel uyarının hareketinde 100 milisaniye sonra bir dürtü olduğu görülür. Bu dürtü (tepe noktası) P100 olarak adlandırılır.

VEP sinyalleri görsel uyaran frekansının 2 Hz' in altında olduğu durumlarda gözlenir. SSVEP sinyalleri ise görsel uyaran frekans değeri 5 Hz ve üzerinde olduğunda gözlenir [35]. SSVEP tabanlı sistemlerde çalışma mantığı olarak, farklı frekanslardaki görsel uyaranlara odaklanan bireyin odaklanma süresindeki EEG sinyallerine bakılarak, odaklandığı görsel uyaran frekansına benzer frekans üretmesi mevcuttur. Örnek verecek olursak, bir ekranda farklı frekanslarda yanıp sönen görsel uyaranlar olduğunu düşünelim. Hızların 5 ve 7 Hz olduğunu varsayalım. Kullanıcı bu görsel uyaranlardan 5 Hz olana odaklandığında, EEG sinyallerinde bir süre sonra 5 Hz lik üretimler gerçekleşecektir. Aynı şekilde kullanıcı 7 Hz olan görsel uyarana odaklandığında EEG sinyallerinde 7 Hz lik üretimler gerçekleşecektir. Bu sayede, farklı frekanslarda görsel uyaranlar kullanarak istenilen sistemin kontrolü sağlanabilir.

Yüksek performansta SSVEP sinyalleri elde edebilmek için düşük, orta ve yüksek olmak üzere 3 farklı frekans bandı kullanılmaktadır. Düşük bant 5-12 Hz, orta bant 12-25 Hz, yüksek bant 30-50 Hz arasındaki frekanslardan oluşmaktadır [36]. Yapılan çalışmalarda görülmüştür ki, 5–27 Hz arasındaki frekansa sahip uyaranların, en verimli sonucu vermektedir. 30 Hz den sonra başarılı sonuç oluşturma oranının düştüğü görülmüştür.

Yapılan bir çalışmada 5–60 Hz aralığında frekansa sahip görsel uyarılar kullanılmıştır ve 15 Hz frekansa sahip görsel uyarana verilen tepkinin en belirgin olduğu sonucuna varılmıştır [37]. Olgun, 2014 yılında yaptığı çalışmasında frekans bandı/verim karşılaştırması yapmıştır. Bu çalışmadan alınan grafik aşağıda paylaşılmıştır. Şekil 3.1 de bildirilen grafikten de anlaşılacağı üzere en verimli frekans 15 Hz, aralık ise 5-27 Hz iken 30 Hz den sonraki frekans değerleri için verimli sinyal elde etme konusunda ciddi bir düşüş görülmüştür.



Şekil 3.1 Frekans / Verim Görseli [18].

Görsel uyarana odaklanan bireyin kafatasının arka kısmına denk gelen oksipital bölgeden kaydedilen EEG sinyallerine Fourier dönüşümü uygulandığında, uyarının frekansı ve katları bulunabilmektedir [36].

SSVEP tabanlı BBA sistemleri, SSVEP sinyallerinin üretimi için göz hareketleri gibi ekstra kaslara ihtiyaç duyduğu için Bağımlı BBA sistemleri olarak sınıflandırılmaktadır [38]. SSVEP tabanlı sistemler hızlı olması ve uzun süreli kullanıcı eğitimi gerektirmemesi sebebiyle diğer sistemlere göre tercih edilebilir olmasına rağmen ekstra kas tepkisi gerektirdiği için kullanım alanı bazı durumlar için kısıtlanmaktadır.

Bu tez çalışmasında vücutlarındaki kas sistemlerini kullanamayan, felçli, ALS hastası, motor nöron bozukluğu bulunan bireylerin yaşam kalitesini yükseltmek, psikolojik destek

sağlamak amacıyla bir BBA tasarımı yapılmıştır. Çalışma kapsamında bir bilgisayar ekranında farklı frekanslarda görsel uyaranlar konumlandırılmıştır. Sınıflandırma adımından önce 5–40 Hz bant geçiren filtre uygulanmıştır. Sınıflandırma adımı için Kanonik Korelasyon Analizi kullanılmıştır.

### 3.2 Görsel Uyaranlar

SSVEP tabanlı BBA sistemleri dış uyarana ihtiyaç duymaktadırlar. Kullanıcının beyinde SSVEP dalgaları oluşturmak için kullanıcı uyarılır. Uyarılma görsel kaynaklarla olmaktadır. SSVEP tabanlı sistemlerde kullanılan görsel uyaranlar, son adımda kullanılacak komutlarla ilişkilidir. Her görsel uyaran bir işi komuta eder. Kullanıcının yoğun olarak oksipital bölgesinden kaydedilen beyin sinyallerindeki frekanslar, işlemler sonucu çözülerek kullanıcının bu kayıt sırasında hangi görsele odaklandığı, başka bir deyişle sisteme hangi komutu verdirmek istediği bulunabilmektedir. Görsel uyaranların frekans değerleri değişmekle birlikte genelde 5–50 Hz frekansındaki görseller kullanılmaktadır [36].

Görsel uyaranın deseni, frekans değeri, uyaran cihazı bu uyarana bağlı kaydedilecek SSVEP sinyalini değiştirmektedir. Bu çalışma için bilgisayar monitörü kullanılarak görsel uyaranlar tasarlanmıştır. Görsel uyaran tasarımı sadece monitör değil ışık kaynağı kullanılarak da edinilebilir [40].

SSVEP tabanlı sistemlerde görsel uyaranların boyutu SSVEP cevabını değiştirmektedir. Büyük boyutlu görsel uyaranlara karşı daha verimli sinyaller elde edilmektedir [39].

### 3.3 Frekans Üretimi

SSVEP sinyali üretilmesi için kullanıcının odaklanacağı görsel uyarana bir frekans verilmelidir. Verilen frekansa göre uyaranın bilgisayar ekranında yanıp sönme süresi belirlenecektir. Bu süre;

$$T = \frac{1}{2f}$$

Formülü ile hesaplanır. Görsel uyaran T süresince yanar, T süresince söner. Böylece istenilen frekansta yanıp sönen görsel uyaran elde edilir. LCD monitör kullanılan

tasarımlarda uyarının frekansı monitöre bağlıdır. Monitörün yenilenme hızı b, çerçeve sayısı a iken f frekansında bir görsel uyarın,

$A = B \times T$  ile hesaplanır. T periyodu yerine f frekans karşılığı yazılırsa,

$$A = B \times 2 \times f$$

olarak hesaplanır.

Örneğin, 60 Hz yenileme frekansına sahip bir monitörde 6 Hz görsel uyarın tasarlanmak istendiğinde görsel uyarının gösterileceği ve gizleneceği süre ve çerçeve sayısı aşağıdaki gibi hesaplanır [18].

$$T = 1/2 \times 6$$

$$= 0,83sn$$

$$A =$$

$$60 / 2 \times 6$$

$$= 5 \text{ çerçeve}$$

Buna göre görsel uyarın 5 görüntü çerçevesi süresince gösterilir ve 5 görüntü çerçevesi süresince gizlenecektir.

Bu bilgiler dikkate alındığında bilgisayar ekranında oluşturulacak görsel uyarınların frekansı belirli sayıda olacaktır. Frekansların harmonikleri de değerlendirildiği zaman bu sayı daha da azalır.

### 3.4 Algoritma Seçimi ve Kanonik Korelasyon Analizi

Bu tez çalışması kapsamında kullanıcıdan elde edilen beyin sinyalleri için önışleme ve sınıflandırma adımları MATLAB paket programı kullanılarak yapılmıştır. Önışleme ve sınıflandırma işlemleri sonucunda elde edilen bilgiler daha önce XNA Oyun Konsolunda C# dili kullanılarak tasarlanan arayüze komut olarak verilmiştir [18]. MATLAB paket programı ile arayüz arasındaki bağlantı, MATLAB programında bulunan Deployment Tool aracıyla sağlanmıştır.

Önceki bölümlerde anlatıldığı gibi, sinyaller sınıflandırma adımından önce önışleme adımından geçmektedir. Bu çalışmada önışleme adımı olarak 5–40 Hz bant geçire filtre

kullanılmıştır. Önişleme adımından sonra gelen sınıflandırma adımı için Kanonik Korelasyon Analizi yöntemi kullanılmıştır.

İlk defa Hotelling ve diğerleri tarafından geliştirilen Kanonik Korelasyon Analizi (KKA), iki değişken birimi arasındaki benzerliği belirlemede yardımcı olan çok değişkenli yapıya sahip bir analiz metodudur. Metodun amacı, belirtilen iki değişken arasındaki en yüksek korelasyonu bulmaktır [41].

Bu tez çalışması kapsamında, kullanıcıdan kaydedilen beyin sinyalleri ile oluşturulan her bir referans sinyali Kanonik Korelasyon Analizi yöntemine girdi olarak verilmektedir. En büyük korelasyon referans değeri hesaplanır. Oluşturulan arayüz yardımıyla bireyin odaklandığı uyaran anlaşıldı. Daha sonra bu bilgi ile o görsel uyarının amaçladığı komut gerçekleştirildi.

### **3.5 Görsel Uyaran Tasarımı**

Çalışma kapsamında 4 frekansta uyaran tasarlanmıştır. 15.6 inç ekrana sahip bir PC kullanılmıştır. Çözünürlük 1280x960 seçilmiştir. Yenilenme hızı 60 Hz dir. VS 2015 ortamında C# programlama dili [42] kullanılarak ve XNA Game Studio [43] kullanılarak tasarlanmıştır. XNA, gerçek zamanlı görsel programlama yapabilme yeteneği sunmaktadır.

### **3.6 Önerilen SSVEP Tabanlı Heceleme Sistemi Tanıtımı**

#### **3.6.1 Kullanılan EEG Cihazları**

Bu çalışma kapsamında Emotiv Epoc+ ve Emotiv Insight olmak üzere 2 farklı EEG cihazı kullanılmıştır. Aynı markaya ait iki farklı cihazın kullanılmasının amacı, verimliliği belirleyerek, sonraki çalışmalarda kullanılacak cihazın seçimini kolaylaştırmaktır. Bir sonraki çalışma kapsamında farklı markalara ait, farklı yapıları sahip EEG cihazları da eklenerek yeniden değerlendirilmeye alınabilir. Belirtilen iki cihaz, kanal sayısı, sensörlerin kullanım kuralları, buna bağlı olarak kullanım kolaylığı, kullanım çeşitliliği faktörleri değerlendirilerek tercih edilebilirliği tartışılmıştır.

##### **3.6.1.1 Emotiv Epoc+ EEG Headset**

16 kanala sahip EEG cihazı taşınabilir, cerrahi operasyon gerektirmeyen, kullanım açısından tercih edilebilir durumdadır. Windowsi Linux, Android ve IOS işletim sistemlerinde kullanılabilir olan cihaz bu özelliği ile sistem bağımlı kullanım kısıtlamalarını ortadan kaldırmaktadır. Wireless çalışma özelliği, sensörlerin yenilenebilir olması, tekrar tekrar şarj edilerek kullanılabilir olması cihazı teknik ve ekonomik açıdan avantajlı duruma getirmektedir. Ham EEG sinyallerini kullanıcıya sunması ile bilimsel çalışmalar açısından tercih edilebilir durumdadır [44]. Kanal sayısının fazla oluşu, yüksek verim ve karmaşıklık gerektiren projelerde kullanılabilir olmasını getirmektedir. Saçlı kafatası üzerinde, cerrahi müdahale yapılmadan kullanılacak EEG cihazları sınıflandırılmasında performansı ile ön plana çıkmaktadır. Şekil 3.2 de Emotiv Epoc+ EEG cihazının görüntüsü paylaşılmıştır. Görsel cihazın satışının da yapıldığı resmi web sitesinden alınmıştır.



Şekil 3.2 Emotiv Epoc+ EEG Headset [44].

#### 3.6.1.2 Emotiv Insight EEG Headset

5 kanala sahip olan Insight EEG cihazı Windows, Linux, Andorid, IOS işletim sistemlerinde kullanılabilir yapıdadır. Ham EEG sinyallerinin kaydedilmesine olanak sağlar. 4 saate kadar batarya ömrü vardır. Kablosuz bağlantı ile telefon, tablet ve bilgisayar bağlantıları mevcuttur. Kafatasına kolayca konumlandırılabilir olması ve sensörlerinin sürekli olarak ıslatılması durumu olmaması sebebiyle ergonomiklik sağlar. Ağırlık açısından hafif olması yine kullanım kolaylıkları arasındadır [45]. Kanal sayısının az olması sebebiyle karmaşık projelerde kullanımı Epoc+ modeline göre daha kısıtlıdır. Emotiv Insight cihazına ait görüntü Şekil 3.3 ile verilmiştir. Görsel cihazın satışının da yapıldığı resmi web sitesinden alınmıştır.

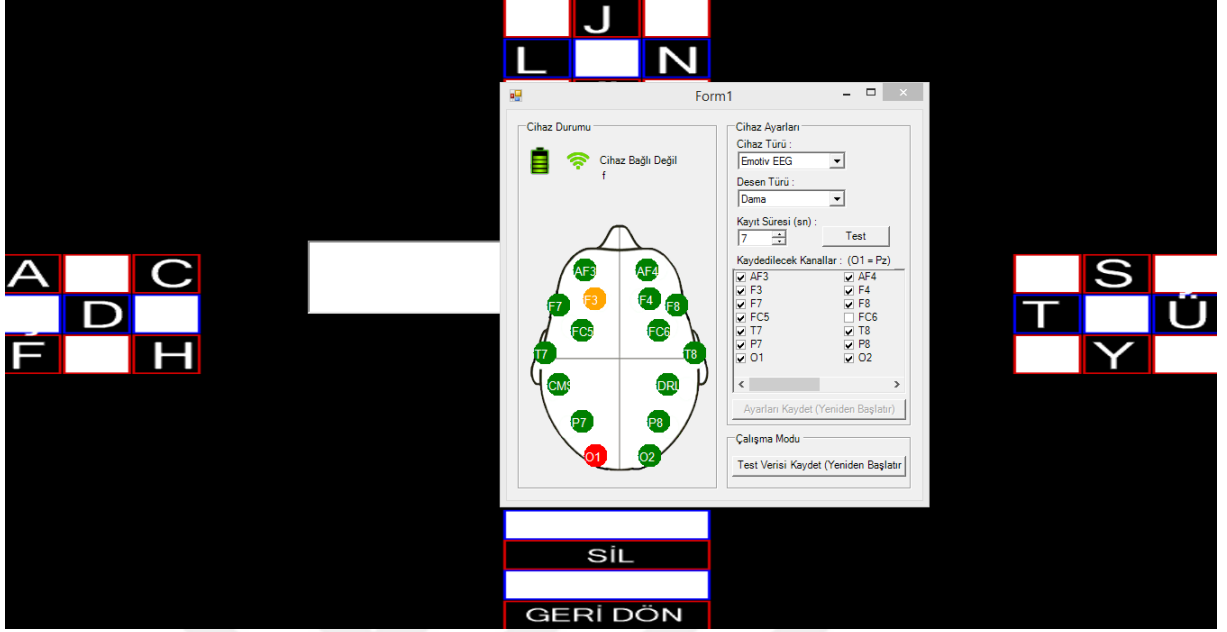


Şekil 3.3 Emotiv Insight EEG Headset [45].

### 3.7 Önerilen Hecelme Sisteminin Gerçekleştirilmesi

Bu bölümde, gerçekleştirilen SSVEP tabanlı EEG sistemi tanıtılmıştır. Sisteme ait ekran görüntüleri paylaşılmıştır. XNA Oyun Studio da tasarlanan arayüz ve arka planda çalışan sınıflandırma algoritmaları ile sistem kullanılabilir biçimdedir.

Uygulamayı kullanmadan önce EEG headsetinin kafatasına konumlandırılması gerekmektedir. Cihaz üzerindeki sensörlerin doğru konumlandırılmasının kontrol edilmesi gerekmektedir. Çalışma için kullanılan Emotiv Epoc+ EEG Headset, kendi sürücüsü ile kullanılmaktadır. Sürücü ve toollar yardımıyla bu sensörlerin doğru ve çalışır biçimde konumlandırıldığı kontrol edilebilir. Şekil 3.4 de ekran ortasında görülen alan, sensörlerin kontrolünü sağlamaya yardımcı olmaktadır. Ekran görüntüsünde de görülebileceği gibi sarı, kırmızı, yeşil ve siyah ile renklendirilmiş sensörler mevcuttur. Siyah henüz sinyal alınamayan sensörü temsil ederken, renk skalası kırmızı-sarı-turuncu-yeşil şeklinde değişmekte ve sinyal alabilme verimini göstermektedir. Yeşil renkte olan sensörler sinyal alımı için uygun ve en verimli durumdadır anlamını taşımaktadır.



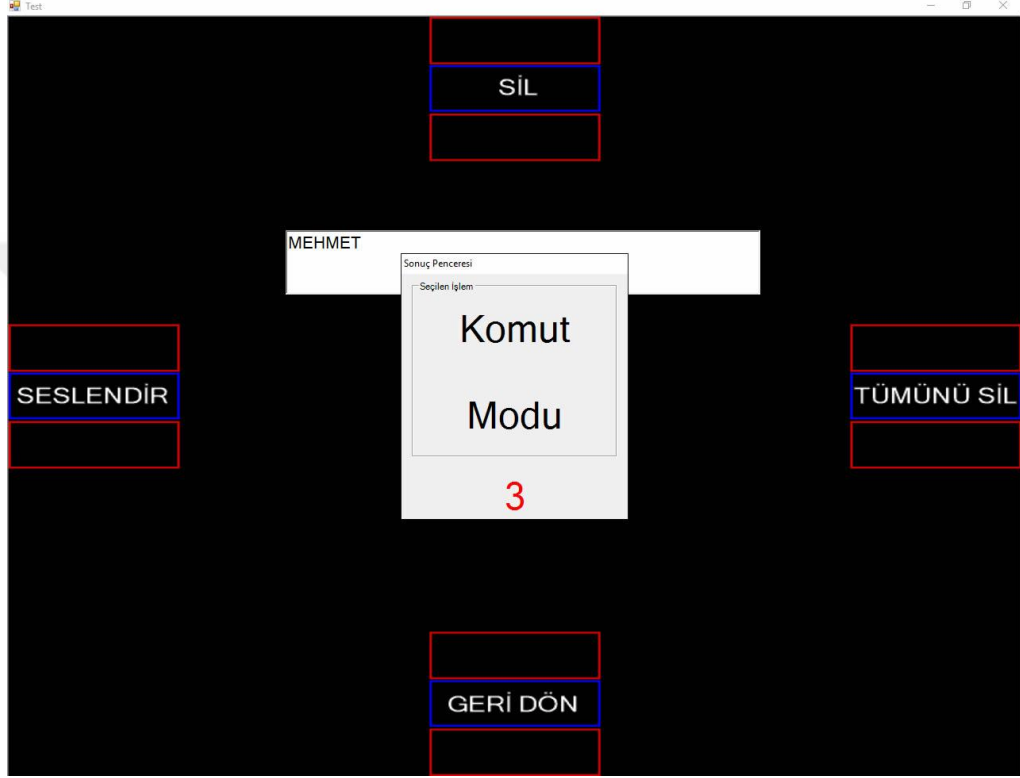
Şekil 3.4 Sensörlerin Durumu ve Sistem Arayüzünün Bir Görüntüsü

Tasarlanan sistemde alfabedeki harfler 9 harften oluşan 3 gruba ayrılmıştır. 4.grup kontrol grubu olarak kullanılmaktadır. Ekranın sağ–sol-alt ve üst kısmına konumlandırılmış olan çerçeveler farklı frekanslarda yanıp sönmektedir. Ekranın ortasında sabit duran text kutusu bulunmaktadır. Kullanıcının odaklandığı harf son iterasyonda kutucuğa yazdırılmaktadır. Kullanıcı yazdırmak istediği kelimeyi yazdırdıktan sonra kontrol grubunu kullanarak seslendirilmesini sağlayabilmektedir. Hatalı yazım yaptığı zaman yine kontrol grubunu kullanarak silme işlemi yapabilmektedir. Yazılan tüm metin silinmek istendiği zaman kullanılacak tümünü sil seçeneği de kontrol grubunda bulunmaktadır.

Sistemin çalışma prensibi şu şekildedir. Yukarıda belirtilen 4 grup görsel uyarın ekranda konumlandırılmıştır. Farklı frekanslarda yanıp sönen bu 4 grup görsel uyarının içeriği, beyin aktivitesi normal devam eden ancak kas sistemini hiçbir şekilde kullanamayan motor nöron hasarı almış felçli bir bireyin Türkçe dilinde, istediğini anlatabileceği şekilde belirlenmiştir. Türkçe de kullanılan Latin alfabesindeki harfler gruplandırılmıştır. Her grup farklı frekanslarda yanıp sönmektedir (7,5 – 8,5 – 10 - 12 Hz). Kullanıcı, kafatasına konumlandırılmış Emotiv Epoc+ EEG Headset bulunmaktadır. Kullanıcı EEG cihazı kafasına konumlandırılmış ve aktif durumdayken yazdırmak istediği harfin de olduğu harf çerçevesine odaklanmaktadır. 10 saniye süren bu odaklanma sonucunda EEG cihazı



harfler ilk düzenine geri dönecektir. E, Y, Z, A harfleri için yukarıdaki işlemler tekrarlanacaktır ve kullanıcı istediği kelimeyi ekrana yazdırdığı zaman kontrol grubunda bulunan “Seslendir” komutu ile kelimesini dış ortama aktarabilecektir.



Şekil 3.6 Sistem Arayüzüne Ait Görsel

Yukarıda görseli verilen sistem üzerinden alınan EEG sinyallerinin ekran görüntüleri ilerleyen sayfalarda paylaşılmıştır.

Şekil 3.7 de Şekil 3.3 ile verilen görselde ekranın üst kısmında yer alan J, L, N gibi harflerin bulunduğu çerçeveye odaklanılmış sinyal paylaşılmıştır.

Sinyal, 24 yaşında kadın kullanıcıdan yoğun saçlı deri üzerinden alınmıştır. Sinyal kaydedilme anında ortamdaki kablosuz internet bağlantısı kesilmiştir. Cep telefonu kapalı konumda tutulmuştur. Kullanılan bilgisayar ve EEG cihazı dışında elektronik dalga yayacak

oluşumlardan kaçınılmıştır. Kullanıcı kafatasına yerleştirilen EEG cihazı sensörleri kontrol edilmiş ve kullanıma uygun olduğu (yeşil renkte oldukları) gözlenmiştir.

Kullanıcı 7 saniye süre ile test verisi kaydetmek için 7,5 Hz frekans ile yanıp sönen ekranın üst tarafındaki çerçeveye odaklanmıştır. Odaklanma süresinde kullanıcı göz kırpmamıştır. Normal nefes alış veriş ve rahat oturma pozisyonunda bulunan kullanıcıdan kaydedilen EEG sinyali .csv uzantısıyla kaydedilmiştir. MATLAB ortamına aktarılan dosyanın matrix formatı paylaşılmıştır.

|    | A             | B             | C             | D             | E             | F             | G             | H             | I             | J             | K             | L             | M             |
|----|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
|    | AF3           | F3            | F7            | FC5           | T7            | P7            | O1            | AF4           | F4            | F8            | T8            | P8            | O2            |
| 1  | 4171.79487... | 4174.87179... | 4177.94871... | 4184.10256... | 4166.15384... | 4153.84615... | 4138.46153... | 4178.97435... | 4220.51282... | 4178.97435... | 4184.61538... | 4188.20512... | 4145.12820... |
| 2  | 4201.02564... | 4206.15384... | 4193.84615... | 4193.84615... | 4198.46153... | 4173.33333... | 4152.30769... | 4208.71794... | 4246.66666... | 4202.56410... | 4229.23076... | 4199.48717... | 4165.64102... |
| 3  | 4185.12820... | 4190.25641... | 4177.94871... | 4182.56410... | 4189.23076... | 4161.02564... | 4126.15384... | 4196.41025... | 4224.10256... | 4193.33333... | 4217.43589... | 4194.35897... | 4165.12820... |
| 4  | 4171.28205... | 4173.33333... | 4176.92307... | 4190.25641... | 4170.76923... | 4144.61538... | 4099.48717... | 4179.48717... | 4224.61538... | 4180.51282... | 4179.48717... | 4172.82051... | 4145.64102... |
| 5  | 4186.15384... | 4185.12820... | 4183.07692... | 4190.76923... | 4190.76923... | 4164.61538... | 4125.64102... | 4193.33333... | 4236.92307... | 4194.35897... | 4190.25641... | 4177.94871... | 4161.53846... |
| 6  | 4191.79487... | 4194.87179... | 4184.10256... | 4187.69230... | 4191.79487... | 4174.35897... | 4156.41025... | 4197.94871... | 4235.38461... | 4198.46153... | 4200          | 4203.07692... | 4182.05128... |
| 7  | 4172.30769... | 4182.05128... | 4178.97435... | 4189.74358... | 4173.33333... | 4153.84615... | 4144.61538... | 4175.38461... | 4233.33333... | 4177.94871... | 4181.53846... | 4194.35897... | 4164.61538... |
| 8  | 4156.41025... | 4167.17948... | 4164.61538... | 4182.05128... | 4180          | 4150.76923... | 4137.43589... | 4157.94871... | 4213.33333... | 4166.66666... | 4181.02564... | 4173.33333... | 4160          |
| 9  | 4168.20512... | 4176.41025... | 4173.33333... | 4190.76923... | 4182.56410... | 4157.94871... | 4152.82051... | 4170.25641... | 4223.58974... | 4179.48717... | 4188.71794... | 4180.51282... | 4188.20512... |
| 10 |               |               |               |               |               |               |               |               |               |               |               |               |               |

Şekil 3.7. 7.5 Hz test verisinin MATLAB matris formatı

Kullanıcı 7 saniye süre ile test verisi kaydetmek için 8,5 Hz frekans ile yanıp sönen ekranın üst tarafındaki çerçeveye odaklanmıştır. Odaklanma süresinde kullanıcı göz kırpmamıştır. Normal nefes alış veriş ve rahat oturma pozisyonunda bulunan kullanıcıdan kaydedilen EEG sinyali .csv uzantısıyla kaydedilmiştir. MATLAB ortamına aktarılan dosyanın matrix formatı paylaşılmıştır. Şekil 3.7 da Şekil 3.3 ile verilen görselde ekranın alt kısmında yer alan Sil, Tümünü Sil gibi komutların bulunduğu çerçeveye odaklanılmış sinyal paylaşılmıştır.

|    | A             | B             | C             | D             | E             | F             | G             | H             | I             | J             | K             | L             | M             |
|----|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
|    | deneme85      |               |               |               |               |               |               |               |               |               |               |               |               |
|    | AF3           | F3            | F7            | FC5           | T7            | P7            | O1            | AF4           | F4            | F8            | T8            | P8            | O2            |
|    | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        |
| 10 | 4200.51282... | 4196.41025... | 4195.89743... | 4182.56410... | 4168.20512... | 4182.56410... | 4193.33333... | 4198.97435... | 4195.38461... | 4194.35897... | 4204.10256... | 4193.33333... | 4169.74358... |
| 11 | 4202.05128... | 4199.48717... | 4200.51282... | 4184.10256... | 4194.87179... | 4177.43589... | 4190.76923... | 4201.53846... | 4204.10256... | 4194.35897... | 4196.41025... | 4191.79487... | 4182.05128... |
| 12 | 4181.02564... | 4180.51282... | 4187.17948... | 4177.94871... | 4198.97435... | 4176.92307... | 4197.94871... | 4189.23076... | 4192.82051... | 4182.56410... | 4189.74358... | 4177.43589... | 4180          |
| 13 | 4191.79487... | 4190.25641... | 4194.35897... | 4182.56410... | 4191.28205... | 4188.71794... | 4208.20512... | 4201.53846... | 4204.10256... | 4195.38461... | 4203.07692... | 4189.23076... | 4177.43589... |
| 14 | 4209.74358... | 4204.61538... | 4203.58974... | 4186.15384... | 4197.94871... | 4194.87179... | 4202.56410... | 4216.41025... | 4215.89743... | 4209.23076... | 4207.69230... | 4203.07692... | 4193.84615... |
| 15 | 4195.38461... | 4189.23076... | 4192.30769... | 4178.97435... | 4194.87179... | 4191.28205... | 4191.79487... | 4200.51282... | 4198.46153... | 4196.92307... | 4197.94871... | 4189.23076... | 4194.87179... |
| 16 | 4186.15384... | 4175.89743... | 4195.38461... | 4185.12820... | 4181.53846... | 4176.92307... | 4190.25641... | 4189.23076... | 4203.07692... | 4190.25641... | 4188.71794... | 4175.89743... | 4172.82051... |
| 17 | 4190.76923... | 4174.87179... | 4194.35897... | 4182.05128... | 4197.94871... | 4177.43589... | 4194.35897... | 4194.35897... | 4195.89743... | 4192.82051... | 4197.43589... | 4186.66666... | 4180          |
| 18 | 4197.94871... | 4184.61538... | 4195.89743... | 4182.05128... | 4202.56410... | 4183.58974... | 4193.33333... | 4201.02564... | 4204.10256... | 4195.89743... | 4211.28205... | 4195.38461... | 4198.97435... |
| 19 | 4182.56410... | 4170.76923... | 4195.38461... | 4183.58974... | 4180          | 4177.94871... | 4190.76923... | 4182.56410... | 4203.07692... | 4185.64102... | 4194.35897... | 4182.56410... | 4176.41025... |
| 20 | 4166.15384... | 4152.30769... | 4186.15384... | 4177.43589... | 4190.76923... | 4180.51282... | 4186.15384... | 4164.61538... | 4178.46153... | 4174.87179... | 4183.58974... | 4182.56410... | 4158.46153... |
| 21 | 4185.12820... | 4173.84615... | 4193.33333... | 4185.64102... | 4211.28205... | 4191.28205... | 4184.10256... | 4186.15384... | 4199.48717... | 4186.66666... | 4201.53846... | 4198.46153... | 4182.56410... |
| 22 | 4183.58974... | 4171.28205... | 4188.20512... | 4183.07692... | 4198.46153... | 4193.84615... | 4194.87179... | 4187.17948... | 4197.94871... | 4184.10256... | 4210.76923... | 4194.35897... | 4190.25641... |

Şekil 3.8. 8.5 Hz test verisinin MATLAB matris formatı

Kullanıcı 7 saniye süre ile test verisi kaydetmek için 10 Hz frekans ile yanıp sönen ekranın üst tarafındaki çerçeveye odaklanmıştır. Odaklanma süresinde kullanıcı göz kırpmamıştır. Normal nefes alış veriş ve rahat oturma pozisyonunda bulunan kullanıcıdan kaydedilen EEG sinyali .csv uzantısıyla kaydedilmiştir. MATLAB ortamına aktarılan dosyanın matrix formatı paylaşılmıştır. Şekil 3.9 de Şekil 3.3 ile verilen görselde ekranın sol kısmında yer alan A, B, C gibi harflerin bulunduğu çerçeveye odaklanılmış sinyal paylaşılmıştır.

|   | AF3           | F3            | F7            | FC5           | T7            | P7            | O1            | AF4           | F4            | F8            | T8            | P8            | O2            |
|---|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
|   | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        |
| 1 | AF3           | F3            | F7            | FC5           | T7            | P7            | O1            | AF4           | F4            | F8            | T8            | P8            | O2            |
| 2 | 4184.10256... | 4185.64102... | 4186.15384... | 4176.41025... | 4188.71794... | 4185.12820... | 4191.79487... | 4188.71794... | 4200          | 4189.23076... | 4181.53846... | 4166.15384... | 4185.64102... |
| 3 | 4189.74358... | 4189.23076... | 4188.71794... | 4181.02564... | 4187.17948... | 4182.56410... | 4196.92307... | 4193.33333... | 4211.28205... | 4187.69230... | 4187.17948... | 4166.66666... | 4180.51282... |
| 4 | 4177.43589... | 4179.48717... | 4181.02564... | 4177.43589... | 4183.58974... | 4176.92307... | 4186.66666... | 4183.58974... | 4192.82051... | 4178.46153... | 4179.48717... | 4162.56410... | 4168.71794... |
| 5 | 4188.71794... | 4188.71794... | 4188.71794... | 4180.51282... | 4175.38461... | 4168.20512... | 4181.02564... | 4193.84615... | 4205.64102... | 4186.66666... | 4191.79487... | 4168.20512... | 4180.51282... |
| 6 | 4189.74358... | 4186.66666... | 4186.66666... | 4178.97435... | 4167.69230... | 4168.71794... | 4185.64102... | 4196.41025... | 4204.10256... | 4189.23076... | 4195.38461... | 4170.25641... | 4182.05128... |
| 7 | 4177.43589... | 4176.92307... | 4182.56410... | 4176.92307... | 4177.43589... | 4175.38461... | 4185.64102... | 4187.69230... | 4193.33333... | 4180.51282... | 4183.58974... | 4170.76923... | 4176.92307... |
| 8 | 4175.38461... | 4175.89743... | 4187.17948... | 4178.46153... | 4181.53846... | 4173.84615... | 4183.58974... | 4184.10256... | 4204.61538... | 4177.43589... | 4175.38461... | 4166.15384... | 4170.25641... |

Şekil 3.9 10 Hz test verisinin MATLAB matris formatı

Kullanıcı 7 saniye süre ile test verisi kaydetmek için 12 Hz frekans ile yanıp sönen ekranın üst tarafındaki çerçeveye odaklanmıştır. Odaklanma süresinde kullanıcı göz kırpmamıştır. Normal nefes alış veriş ve rahat oturma pozisyonunda bulunan kullanıcıdan kaydedilen EEG sinyali .csv uzantısıyla kaydedilmiştir. MATLAB ortamına aktarılan dosyanın matrix formatı paylaşılmıştır. Şekil 3.10 de Şekil 3.3 ile verilen görselde ekranın sağ kısmında yer alan R, U, Z gibi harflerin bulunduğu çerçeveye odaklanılmış sinyal paylaşılmıştır.

|    | AF3           | F3            | F7            | FC5           | T7            | P7            | O1            | AF4           | F4            | F8            | T8            | P8            | O2            |
|----|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
|    | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        | Number        |
| 1  | AF3           | F3            | F7            | FC5           | T7            | P7            | O1            | AF4           | F4            | F8            | T8            | P8            | O2            |
| 2  | 4294.87179... | 4283.58974... | 4183.58974... | 4166.66666... | 4281.53846... | 4262.56410... | 4267.69230... | 4307.69230... | 4165.64102... | 4227.69230... | 4317.43589... | 4284.61538... | 4315.89743... |
| 3  | 4308.20512... | 4292.30769... | 4189.74358... | 4172.82051... | 4278.97435... | 4252.30769... | 4281.02564... | 4315.89743... | 4179.48717... | 4235.38461... | 4320          | 4289.23076... | 4305.12820... |
| 4  | 4308.71794... | 4292.30769... | 4185.12820... | 4173.84615... | 4278.97435... | 4248.20512... | 4281.02564... | 4316.41025... | 4178.46153... | 4233.84615... | 4316.92307... | 4295.38461... | 4295.38461... |
| 5  | 4292.82051... | 4282.56410... | 4177.43589... | 4169.74358... | 4279.48717... | 4253.84615... | 4267.17948... | 4302.05128... | 4169.23076... | 4225.64102... | 4301.02564... | 4289.23076... | 4306.15384... |
| 6  | 4303.58974... | 4293.84615... | 4188.71794... | 4174.87179... | 4275.38461... | 4257.43589... | 4275.89743... | 4314.35897... | 4190.76923... | 4236.92307... | 4314.35897... | 4289.74358... | 4328.20512... |
| 7  | 4306.15384... | 4293.84615... | 4185.64102... | 4172.30769... | 4271.79487... | 4261.02564... | 4287.69230... | 4321.53846... | 4181.02564... | 4239.48717... | 4329.74358... | 4292.82051... | 4314.87179... |
| 8  | 4297.94871... | 4287.17948... | 4183.58974... | 4172.30769... | 4268.71794... | 4255.38461... | 4277.43589... | 4312.82051... | 4178.97435... | 4234.87179... | 4313.33333... | 4283.07692... | 4286.66666... |
| 9  | 4294.35897... | 4283.07692... | 4181.53846... | 4171.79487... | 4269.74358... | 4245.64102... | 4276.92307... | 4304.10256... | 4177.94871... | 4234.35897... | 4304.61538... | 4278.46153... | 4293.84615... |
| 10 | 4295.89743... | 4286.15384... | 4182.56410... | 4171.28205... | 4273.33333... | 4243.07692... | 4282.56410... | 4305.12820... | 4175.89743... | 4235.38461... | 4321.02564... | 4286.15384... | 4310.25641... |
| 11 | 4298.97435... | 4292.82051... | 4193.33333... | 4175.89743... | 4274.35897... | 4244.61538... | 4268.71794... | 4312.30769... | 4190.25641... | 4235.38461... | 4325.12820... | 4287.17948... | 4304.10256... |
| 12 | 4292.82051... | 4282.05128... | 4185.64102... | 4171.28205... | 4278.46153... | 4252.30769... | 4267.69230... | 4304.10256... | 4173.33333... | 4228.71794... | 4314.87179... | 4284.10256... | 4300          |
| 13 | 4305.12820... | 4288.20512... | 4189.74358... | 4172.82051... | 4283.07692... | 4260          | 4288.20512... | 4311.28205... | 4185.64102... | 4237.94871... | 4323.58974... | 4293.33333... | 4314.87179... |

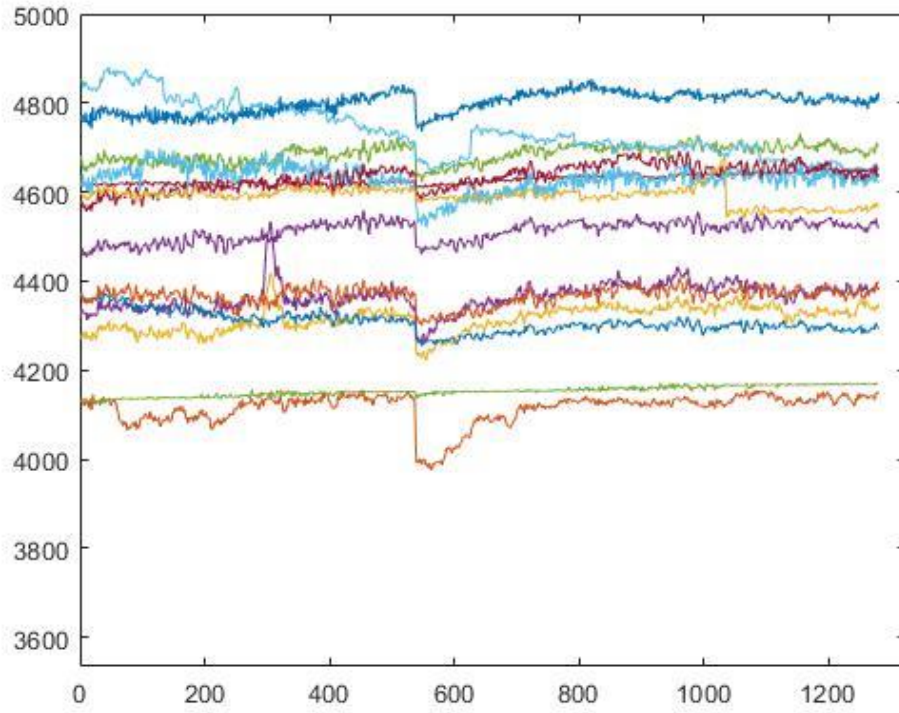
Şekil 3.10 12 Hz test verisinin MATLAB matris formatı

Şekil 3.11 ile Şekil 3.14 arasında görselleri paylaşılan EEG sinyalleri 19, 24, 25 yaşlarında 3 erkek kullanıcıdan aynı şartlar altında alınmıştır. Yaklaşık 30 metrekare alana sahip alanda, sinyal jeneratörüne bağlı kırmızı bir LED ışık farklı frekanslarda yakıp söndürülmüştür. 5 Hz, 7 Hz, 8 Hz, 12 Hz frekansları için tekrarlanan kayıt alma işlemlerinde kullanıcıların uyaranlara 10 saniye boyunca odaklanması istenmiştir. Kayıt alma sırasında alanda kablosuz internet bağlantısı bulunmamaktadır. Cep telefonları alan dışında bulunmaktadır. Kayıt esnasında alanda 2 adet PC, bir adet sinyal jeneratörü ve kullanılan EEG cihazı dışında elektronik cihaz bulunmamaktadır. Ancak bu durum yine de alanın, EEG sinyallerinde gürültü yaratmayacak şekilde, tamamen izole edildiği anlamına gelememektedir.

Şekil 3.11 ile MATLAB da plot edilmiş hali verilen EEG sinyali 5 Hz frekans ile yanıp sönen kırmızı LED ışık karşısında 19 yaşında erkek kullanıcının LED ışığa 10 saniye boyunca odaklanması aktivitesinde kaydedilmiştir. Saçlı deri üzerinden alınmıştır.

Odaklanma süresinde kullanıcı göz kırpmamıştır. Normal nefes alış veriş ve rahat oturma pozisyonunda bulunan kullanıcıdan örnek olarak alınan sinyal ham EEG halidir. Herhangi bir önışlem veya sınıflandırma algoritmasından geçirilmemiştir.

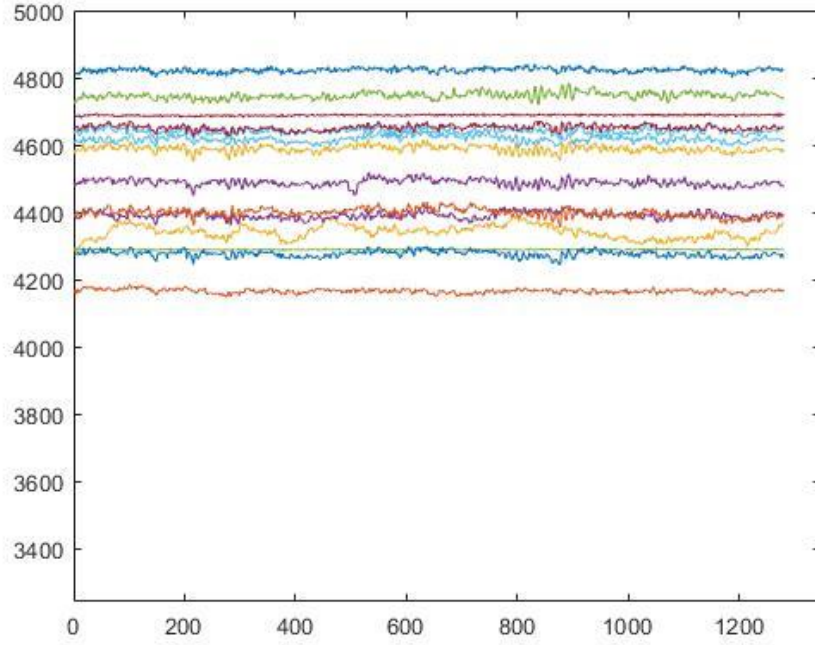
Önceki bölümlerde verilen bilgiler doğrultusunda ham EEG sinyali göz önüne alındığında sinyalde birçok bozulma olduğu görülmektedir. Bu bozulmalar kaydedilen test verilerinin doğruluk oranını düşürmektedir. Buna bağlı olarak kullanım alanını daraltmaktadır. Daha fazla test verisi elde etmeyi gerektiren bu durum zaman ve maliyet açısından dezavantaj teşkil etmektedir.



Şekil 3.11 19 yaşında erkek kullanıcıdan alınan 5 Hz Frekansa sahip ham EEG sinyali

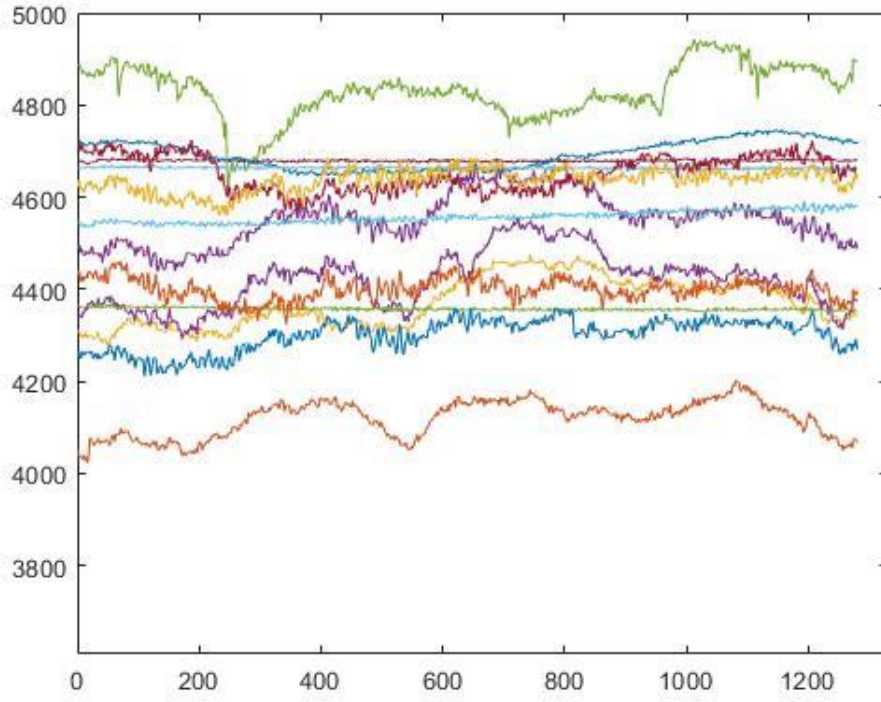
Şekil 3.12 ile MATLAB da plot edilmiş hali verilen EEG sinyali 5 Hz frekans ile yanıp sönen kırmızı LED ışık karşısında 25 yaşında erkek kullanıcının LED ışığa 10 saniye boyunca odaklanması aktivitesinde kaydedilmiştir. Yoğun saçlı deri üzerinden alınmıştır. Odaklanma süresinde kullanıcı göz kırpmamıştır. Normal nefes alış veriş ve rahat oturma

pozisyonunda bulunan kullanıcıdan örnek olarak alınan sinyal ham EEG halidir. Herhangi bir önışlem veya sınıflandırma algoritmasından geçirilmemiştir.



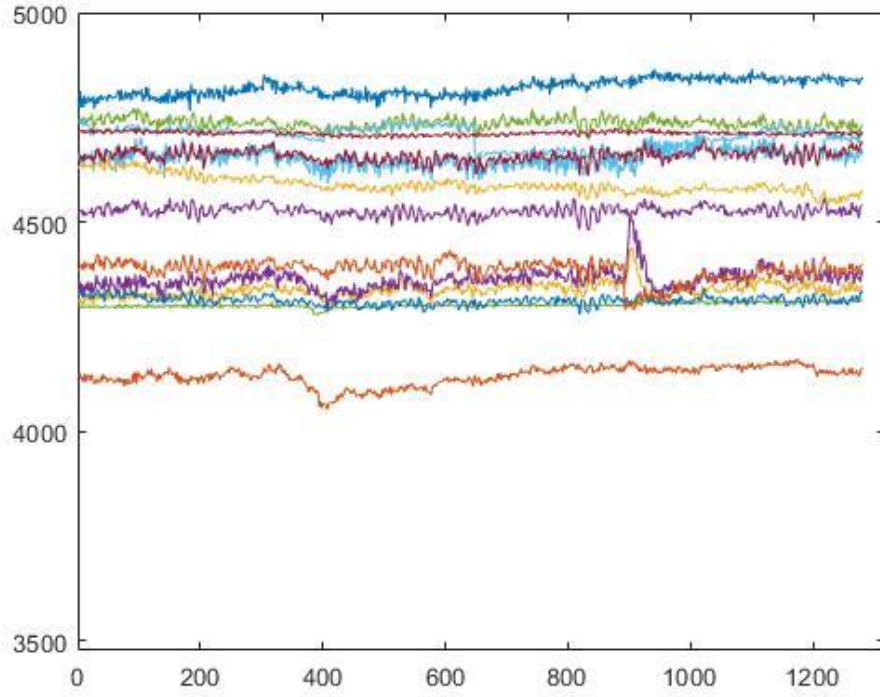
Şekil 3.12 25 yaşında erkek kullanıcıdan alınan 5 Hz Frekansa sahip ham EEG sinyali

Şekil 3.13 ile MATLAB da plot edilmiş hali verilen EEG sinyali 5 Hz frekans ile yanıp sönen kırmızı LED ışık karşısında 24 yaşında erkek kullanıcının LED ışığa 10 saniye boyunca odaklanması aktivitesinde kaydedilmiştir. Yoğun saçlı deri üzerinden alınmıştır. Odaklanma süresinde kullanıcı göz kırpmamıştır. Normal nefes alış veriş ve rahat oturma pozisyonunda bulunan kullanıcıdan örnek olarak alınan sinyal ham EEG halidir. Herhangi bir önışlem veya sınıflandırma algoritmasından geçirilmemiştir.



Şekil 3.13 24 yaşında erkek kullanıcıdan alınan 5 Hz Frekansa sahip ham EEG sinyali

Şekil 3.14 ile MATLAB da plot edilmiş hali verilen EEG sinyali 7 Hz frekans ile yanıp sönen kırmızı LED ışık karşısında 19 yaşında erkek kullanıcının LED ışığa 10 saniye boyunca odaklanması aktivitesinde kaydedilmiştir. Yoğun saçlı deri üzerinden alınmıştır. Odaklanma süresinde kullanıcı göz kırpmamıştır. Normal nefes alış veriş ve rahat oturma pozisyonunda bulunan kullanıcıdan örnek olarak alınan sinyal ham EEG halidir. Herhangi bir ön işleme veya sınıflandırma algoritmasından geçirilmemiştir.



Şekil 3.14. 19 yaşında erkek kullanıcıdan alınan 7 Hz Frekansa sahip ham EEG sinyali

Yukarıda paylaşılan ham EEG sinyallerine ait görsellerde sinyallere ait bozulmalar görülmektedir. Henüz önışlem, sınıflandırma adımlarından geçmemiş sinyaller bize BBA sistemlerinin kullanım zorluğunu gösterebilmektedir. BBA sistemleri ile yapılacak çalışmaların sonuçlarının doğruluklarını artırmak için ne denli hassas ölçümler yapılması ve ne denli dikkatli hesaplamalar yapılması gerektiğini vurgulamıştır. Bozulmaya uğrayan sinyallerin sistem kullanımını maliyet ve zaman olarak olumsuz etkilediği de göz önüne alınırsa, kullanılacak örnek verilerin bozulmalara uğramamış ya da en az seviyede uğramış olması önem arz etmektedir.

#### 4. EEG SİNYALLERİ İLE KONTROL UYGULAMALARI

Günümüzde EEG (elektroensefalografi) teknolojisinin yaygınlaşması ve maliyetinin azalması ile beraber pek çok elektronik aygıt türü beyin sinyalleri ile kontrol edilebilmektedir. Literatür taraması yapıldığında EEG sinyali tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzü uygulamaları üzerine yapılmış oldukça fazla çalışma bulunmaktadır [46, 74]. Bunlardan bazıları EEG sinyalleri ile robot ve robot kolu kontrolü üzerine, bazıları EEG sinyalleri ile bazı araçların kontrolü üzerine, bazıları ise insansız hava araçlarının (İHA) üzerine yoğunlaşmışlardır. EEG cihazlarının ilk kullanım amacı tamamen medikal konular ile alakalıydı. Daha sonra literatürde EEG tabanlı kontrol uygulamaları kendilerine git gide daha fazla yer bulmaya başladılar.

EEG sinyallerinin elektronik bir bileşenin kontrolü amacıyla kullanılması için bazı standart adımlar bulunmaktadır. Öncelikle EEG sinyalleri EEG cihazından alınır ve bazı EEG cihazları bu sinyalleri, sinyal üzerinde işlem yapan birime yönlendirmeden önce donanımsal ön işlemlerde bulunabilir. Sinyal alım işlemi gerçekleştikten sonra, özellik çıkarımı adımına geçilmeden önce EEG sinyallerinin gürültü giderimi için bazı ön işlemlere tabi tutulması gerekebilir. Bu gürültü giderimi maksatlı ön işlemlere alçak geçiren filtre, bant geçiren filtre ve Gaussian filtresi örnek olarak gösterilebilir. Bilhassa yapılacak özellik çıkarımının kolayca gerçekleştirilebilmesi için sinyal alımı öncesinde EEG cihazının sinyal veren kanallarından hangilerinin seçileceğinin belirlenmesi oldukça önemli bir adımdır. Özellik çıkarımı işleminden sonra genellikle makine öğrenmesi tabanlı bir yöntem ile gerçek zamanlı kontrol işleminin uygulanabilmesi için sinyal sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmektedir. Bu sınıflandırma işlemi için birçok yöntem kullanılabilmektedir. Bunlara örnek olarak, yapay sinir ağları (ANN), destek vektör makinaları (SVM), doğrusal diskriminant analizi (LDA) ve Knn gibi sınıflandırma yöntemleri gösterilebilir.

#### 4.1. EEG Tabanlı Robot Kontrolü Uygulamaları

Literatürde, EEG tabanlı robot ve robot kolu kontrolü oldukça önemli bir yere sahiptir. Yapılan çalışmalar Beyin-Bilgisayar Arayüzüne (BCI) dayalı robot kolu kontrolü sistemlerinin günlük hayatta birçok probleme çözüm sağlayabileceklerini göstermektedir. Bilhassa felçli hastaların hayatlarını kolaylaştırmak için literatürde EEG tabanlı kontrole dayalı birçok çalışma bulunmaktadır. Yapılan çalışmaların bir çoğu somut robot veya robot kolları ile test edildiği gibi bazı çalışmalarda farklı simülasyon ortamları oluşturularak sanal robotlarla test işlemi gerçekleştirilmiştir.

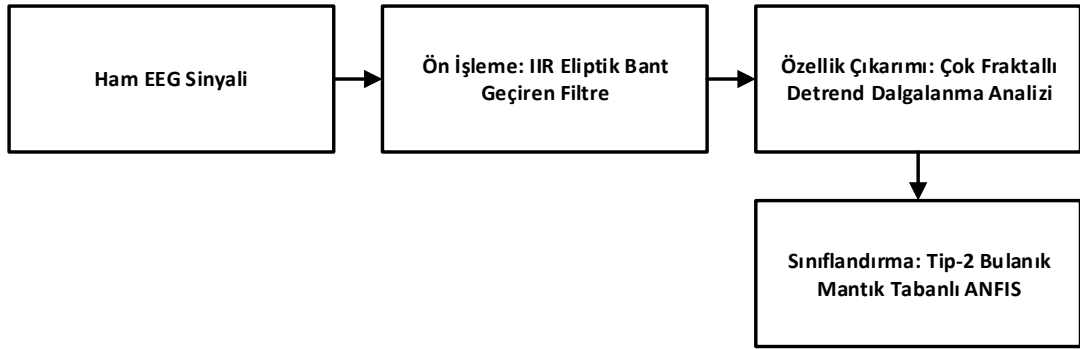
Yapılan bir çalışmada Bahattacharyya ve ekibi robot kolunun beyin bilgisayar iletişimi tabanlı kontrolü için tip 2 bulanık mantık temelli çoklu sınıflandırma yapabilen bir anfis algoritması geliştirmişlerdir [46]. Önerilen yöntemin çıkış noktası, beyin bilgisayar iletişimini sağlayan EEG sinyallerinin durağan olmamasından ötürü sınıflandırıcı seçiminin oldukça önemli ve araştırmaya açık bir konu olmasıdır. Araştırmacılar adaptif nöral bir çıkarım sisteminin (ANFIS) EEG sinyallerindeki belirsizlikleri gidereceğine inanarak belirsizlikleri iyileştirmek için tip-2 bulanık bir sistem geliştirmişlerdir. Böylece çok sınıflı seçici bir algoritmaya dayalı bir çözüm önerisi, aralıklı tip-2 bir bulanık sistem ve ANFIS birleşimi sayesinde çalışmada sunulmuştur.

Geliştirilen sistemde, Kinova tarafından geliştirilen Jaco robot kolu, ileri, geri, sola, sağa ve hiç hareket etmediği durumlarına bağlı motor sinyalleri üretilerek kontrol edilmiştir. EEG sinyalleriyle kullanıcıların zihinsel durumları bir Emotiv Epoc Sistemi kullanılarak kaydedilmiştir. Bu sistem iki referans ve on dört adet sensöre (elektrot) sahip kablosuz bir nöral başlıktan oluşmaktadır. EEG sisteminin örnekleme frekansı 128 Hz ve çözünürlüğü 0.51  $\mu V$ 'tur. Tablo 4.1'de mental komutlara karşılık gelen motor sinyallerine yer verilmiştir.

Bahsi geçen çalışmaya herhangi bir özrü olmayan sağ elini kullanan on bir adet (Beş erkek, Altı kadın) denek katılmıştır. Herhangi bir dış gürültüden sakınmak için veri alım işlemi boş, sese karşı korumalı izole bir odada gerçekleştirilmiştir. Veri alımı işlemi gerçekleştirildikten sonra veri işleme adımına geçilmiştir. Veri işleme adımı, EEG sinyallerinin alımı, ön işleme, özellik çıkarımı ve sınıflandırma adımlarını barındırmaktadır. Veri işleme adımının blok diyagramı Şekil 4.1'deki gibidir.

**Tablo 4.1.** Mental komutlara karşılık gelen kontrol sinyalleri

| <b>Mental Komut</b> | <b>Kontrol Sinyali</b>                          |
|---------------------|-------------------------------------------------|
| İleri               | Robotu ileri doğru 10 birim hareket ettir.      |
| Geri                | Robotu geriye doğru 10 birim hareket ettir.     |
| Sol                 | Robotu saat yönünün tersinde 10° hareket ettir. |
| Sağ                 | Robotu saat yönünde 10° hareket ettir.          |
| Hareketsizlik       | Robot hareketini durdur.                        |



Şekil 4.1. Literatür çalışmasında bahsi geçen veri işleme adımlarının blok diyagramı [46].

Sınıflandırma aşamasında, daha önce de bahsedildiği gibi Tip-2 Bulanık Mantık Tabanlı ANFIS algoritması kullanılmıştır. Çalışmada ele alınan probleme ait çözüm önerisi ikiden çok sınıflı bir yapıya sahip olduğundan ötürü, çoklu sınıflandırmada oldukça sık kullanılan OVA sınıflandırma yönteminden yararlanılmıştır. ANFIS adı verilen, adaptif nöral bulanık çıkarım sistemi çoklu sınıflandırmalarda kullanılan oldukça efektif ve popüler bir yöntemdir. Önerilen yöntemde ANFIS mimarisi 5 katmanlı bir sinir ağı yapısıyla oluşturulmuştur.

Bahsi geçen önerilen yöntem, eğitim aşamasında %88.91 ve %90.11'lik bir başarımla 11 adet denek üzerinden eğitim ve kontrol işlemini tamamlamıştır.

Bir başka çalışmada, Alomari H. M. ve ekibi, EEG sinyallerinden makine öğrenmesi tabanlı gelişmiş bir özellik çıkarımı yapma vasıtasıyla sağ ve sol elin hareket sınıflandırması işlemlerini gerçekleştirmişlerdir [47]. Yapılan çalışmada, çeşitli sınıflandırma algoritmaları ile sağ ve sol ellerin yumruk hareketleri arasındaki farkları bulmayı en iyi şekilde mümkün kılan özellik çıkarımının bulunması hedeflenmiştir. Yapılan çalışmada kullanılan EEG veri kümesi, BCI 2000 Inst. tarafından üretilmiş PyshioNet cihazı üzerinden elde edilmiştir. Elde edilen veri Matlab EEGLAB toolbox'ı üzerinde ön işlemlere tabi tutulmuştur. Kullanılan veri kümesi 1500'den fazla EEG sinyali kaydı içermekle beraber, on dört adet deneysel işlemi barındırmaktadır. Bunlar;

- Bir dakikalık başlangıç işlemleri (Gözler açıkken)
- Bir dakikalık başlangıç işlemleri (Gözler kapalıyken)
- Üç adet iki dakikalık aşağıda verilmiş işlemler;

1. Ekranın sol veya sağ tarafında bir hedef gösterilir. Hedef kaybolana kadar denek yumruk açıp kapamaya devam eder. Sonra rahatlar.

2. Ekranın sol veya sağ tarafında bir hedef gösterilir. Denek, hedef kayboluncaya kadar ilgili yumruğun açılıp kapanmasını hayal eder. Sonra rahatlar.

3. Ekranın üst veya alt kısmında bir hedef belirir. Hedef kaybolana kadar denek hem yumrukları (üst hedef durumunda) hem de her iki ayağını (alttaki hedef durumunda) açıp kapatmaya devam eder. Sonra rahatlar.

4. Ekranın üst veya alt kısmında bir hedef belirir. Hedef kaybolana kadar denek hem yumrukları (üst hedef durumunda) hem de her iki ayağını (alttaki hedef durumunda) açıp kapatmayı hayal. Sonra rahatlar.

Önerilen yöntem, öncelikle EEG sinyallerini alır ve filtreler. Filtreleme işlemi 0.5 Hz ve 90 Hz aralığında bir bant geçiren filtre ile gerçekleştirilir. Filtreleme adımı için MATLAB'ın EEGLAB toolbox'ı kullanılmaktadır. Filtreleme adımının

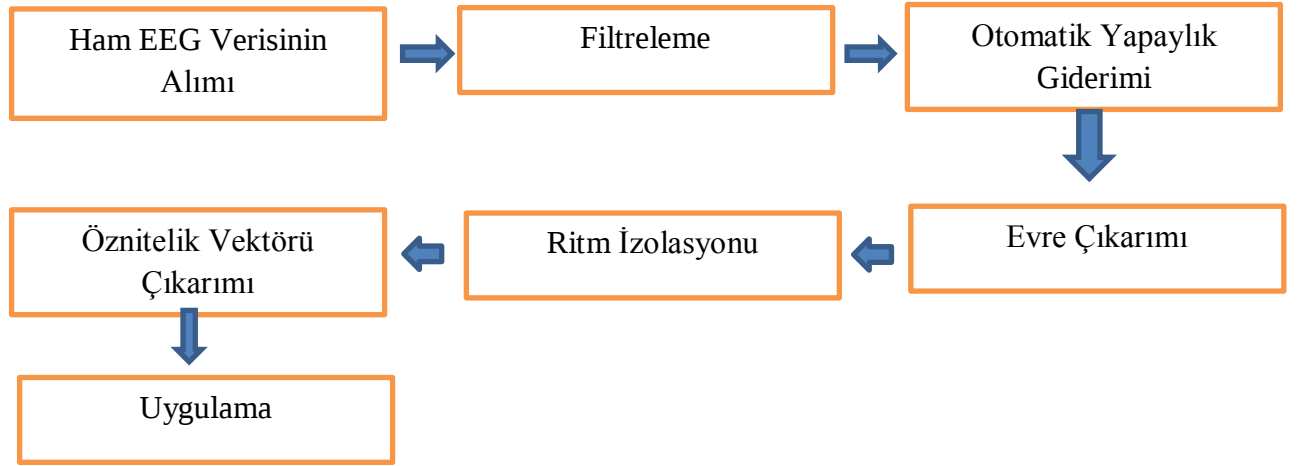
gerçekleştirilmesinin sebebi EEG sinyallerinin oldukça gürültülü sinyaller olduğunun bilinmesidir. Filtreleme adımının ardından, otomatik yapaylık giderme işlemine (AAR) geçilir. EEG sinyallerinin oldukça karışık ve büyük fizyolojik kullanışsız yapay verilere sahip olmasından ötürü böyle bir adıma ihtiyaç duyulmaktadır.

AAR adımı ile yapaylıklar EEG verisinden kör kaynak ayırma yöntemine dayalı bir biçimde otomatik olarak giderilmektedir. AAR sürecinden sonra devam eden EEG verisinin spesifik etkinlik türlerine göre evreleri belirlenir. AAR sürecinden ve evre belirleme sürecinden sonra, bağımsız bileşen analizi (ICA) adımına geçilir. ICA adımı, denekler tarafından etkilenen elektrokortikal kaynakların EEG sinyallerinden ayrıştırılması için kullanılmıştır.

EEG verisi üzerinde yapılan son ön işlem adımı Ritim İzolasyonu adımıdır. Kısa bir IIR 8 ile 30 Hz arasında frekansa sahip bir bant geçiren filtre uygulanarak bu adım tamamlanmaktadır. Veri işleme fazının adımları Şekil 4.2'deki gibi verilmiştir.

EEG veri kümesinin analizinden sonra, verilere ait aktivasyon vektörü hesaplanır. Daha sonra ortalama, güç ve enerji aktivasyonu hesaplanarak özellik vektörü elde edilir. Burada 6 özellik vektörü elde edilmiştir ve bunlar Güç (8 Özellik), Enerji (8 Özellik), Tip (1 Özellik) ve Bölümdür (1 Özellik). Tüm bu özellikler 108x26'lık bir özellik matrisi ile ifade edilirler.

Çalışmada sınıflandırma için makine öğrenmesi yöntemlerinden Yapay Sinir Ağları ve Destek Vektör Makineleri kullanılmıştır. Tüm deneylerde eğitim için verilerin %80'i kullanılmış kalan %20'lik veri test için kullanılmıştır. Bu adım 10 kere tekrar edilmiş ve her defasında veriler karıştırılmıştır. Önerilen yöntemin blok diyagramı Şekil 4.2'deki gibidir. Yapay Sinir Ağı ve Destek Vektör Makinelerinin her özellik vektörü için başarımları Tablo 4.2'deki gibidir.



Şekil 4.2 Literatür çalışmasında bahsi geçen yöntemin blok diyagramı [47].

**Tablo 4.2:** YSA ve DVM başarımları [47].

| Özellikler      | YSA        |                 | DVM        |        |      |
|-----------------|------------|-----------------|------------|--------|------|
|                 | Doğruluk % | Gizli Katmanlar | Doğruluk % | Derece | Gama |
| Hepsi           | 88.9       | 3               | 85.3       | 1      | 5    |
| Güç             | 80.4       | 15              | 88.2       | 3      | 4    |
| Ortalama        | 68.5       | 11              | 91.2       | 3      | 10   |
| Enerji          | 82.1       | 11              | 94.1       | 4      | 5    |
| Güç ve Enerji   | 89.8       | 4               | 97.1       | 4      | 4    |
| Enerji ve Ort   | 82.7       | 9               | 82.4       | 8      | 3    |
| Güç ve Ortalama | 79.8       | 3               | 80.6       | 5      | 4    |

Elde edilen sonuçlar incelendiğinde önerilen yöntem sınıflandırma işlemini oldukça iyi bir başarımla ile gerçekleştirmiştir.

Başka bir çalışmada, Adamovich S. ve ekibi, Emotiv EPOC ismiyle bilinen EEG cihazından alınan girişler ile harici bir robot kolunun kontrolü için test işlemini gerçekleştirmiştir. Bahsi geçen EEG cihazı halka açık kullanıma sunulmuş ilk EEG cihazıdır [48]. Elektrot sayısı, 16-25 elektrot kullanan standart bir tıbbi EEG sistemi ile karşılaştırılabilir olmasına rağmen, EPOCTM iletimi arttırmak için nemlendirilmiş bir kap gerektirmez. EEG verileri yardımı ile kontrol edilecek robot kolu ise Exact Dynamics isimli bir Hollanda firması tarafından üretilen iARM'dir. iARM dört farklı hareket yapabilme kabiliyetine sahiptir. Dikey, yatay, merkezden uzak ve tutucu hareketlerdir. Her Eksen Testi, 2 denek için 2 hafta süreyle haftada 3 ardışık gün boyunca günde iki kez ve deneme başına 21 saniye boyunca her 5 saniyede bir hareket veya vuruş değişikliğine bağlı olarak yapılmıştır. Çalışma sonucunda, Emotiv EPOCTM'nin, mevcut arayüzlerle karşılaştırıldığında güçlük çekmesine rağmen, mevcut tıbbi EEG'lere kıyasla taşınabilirlik, sağlamlık ve kullanıcı özelleştirme açısından önemli bir gelişme olduğu kanısına varılmıştır.

Elde edilen sonuçlara göre dikey ekseninde yapılan hareketin, sezgisel kullanıcı hareketi açısından en tutarlı sonuçları verdiği gözlenmiştir. Tutarlılık konusunda yatay eksenindeki hareket için de oldukça iyi sonuçlar elde edilmiştir. Fakat merkezden uzak hareket ve tutucu hareketten yatay ve dikey ekseninde yapılan hareketlere göre daha kötü sonuçlar elde edilmiştir.

Başka bir çalışmada Milan R. J. ve ekibi EEG sinyallerinden yararlanarak mobil bir robotun kontrol işlemini gerçekleştirmişlerdir. Yapılan çalışmada, iki insanın, bir robotu zihinsel kontrol ile birkaç oda arasında başarıyla taşımak için üç zihinsel durumu tanıyan EEG tabanlı bir beyin-makine arayüzü kullanılmaktadır. Çalışmanın temel aldığı soru "Yaklaşık 1 b / s'lik bir hıza ulaşan sinyaller kullanarak zaman içindeki kesin anlarda doğru dönüşleri yapmak zorunda olan bir robotu kontrol etmek nasıl mümkün olabilir ?" sorusudur. Yapılan çalışmada bu sorunun çözümü için iki farklı anahtar noktaya değinilmiştir. Birincisi, kullanıcının zihinsel durumları üst düzey komutlarla (örneğin "Bir sonraki fırsatta sağa dönün" gibi.) ilişkilidir ve robot, bu komutları yerleşik sensörlerinin okumalarını kullanarak özerk olarak yürütür. İkincisi, hareket eğitim aşamasında kullanılan düğmelerle aynı renkte

olabilir. Robotun hareket senaryosu sonlu bir otomata ile tanımlanmıştır. Sağ ve sol kulak loblarının ortalamasına atıf yapılan EEG potansiyelleri; F3, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz ve P4'ün 8 standart merkez yan kafa kemiği yerinde kaydedilmiştir. Örneklem frekansı 128 Hz'dir. Her 62.5 ms'de, 8-30 Hz bandındaki güç spektrumu, verilerin son saniyesinde tahmin edilmiştir. EEG sinyalinin sınıflandırma işlemi için istatistiksel bir sınıflandırıcı kullanılmıştır.

Bu sınıflandırıcı sinyalleri, #1, #2, #3 ve #Bilinmeyen etiketleri adı altında sınıflandırmaktadır. Her yeni sınıflandırma işlemi gerçekleştiğinde robotun sonlu otomata üzerindeki mevcut durumu sınıflandırma sonucunda gelen etikete göre güncelleyecektir. Otomata toplamda altı adet düğümüne sahiptir ve bunlar ileri, sol duvar boyunca devam et, sağ duvar boyunca devam et, sağa dön, sola dön ve dur eylemlerini temsil etmektedir. Çalışmada kontrol edilen robot, engelleri dairesel bir biçimde tespit edebilen 8 adet kızıl ötesi sensöre sahiptir. Sensörlerin, ham okumaların doğrudan kullanıldığı durum için, farklı çevresel koşulların tanınmasını zorlaştıran sınırlı bir algılama aralığı bulunmaktadır. Bu kısıtlamaların üstesinden gelmek için çok katmanlı bir algılayıcı geliştirilmiştir. Çalışma sonucunda, kullanılan EEG sistemiyle ölçülen beyin sinyallerinin kalitesi ve çözünürlüğü, implante elektrotlar [1] - [5] tarafından kaydedilen sinyallerle karşılaştırılmaz olmasına rağmen, robotları kapalı ortamlarda zihinsel olarak çalıştırmaya uygun olduğu tespit edilmiştir.

Diğer bir literatür örneğinde, Yapay zeka ve biyoteknoloji kontrol, karmaşık beyin kontrol görevini yürütmek için (EEG) temelli robot sisteminde uygulanmıştır [50]. Çalışmanın dayandığı problem EEG kod çözme teknik sınırlamaları nedeniyle, beyin bilgisayar arabirimi (BCI) protokolünün genellikle karmaşık olması ve EEG sinyali ile pratik talimatlar arasındaki haritalamanın, kullanıcının gerçek kullanımını kısıtlayan ilişkili mantık eksikliği içermesidir. Bu makale, beş farklı hareketle ilişkili nörofizyolojik sinyal temel alınarak kullanıcının içgüdüsel eylemi ile dörtlü bir lokomotif robotu kontrol etmek için kullanılabilecek bir strateji sunmaktadır. Yapılan çalışmada, yüksek çözünürlüğe sahip beş farklı EEG sinyali beyin bilgisayar etkileşimi için kullanılmıştır. Bunlar; İlk zaman periyodunda sol elin hareketi (lno), ilk zaman periyodunda sağ elin hareketi (rno), ilk ve ikinci zaman periyodunda sağ elin hareketi (ryes), ilk ve ikinci zaman periyodunda sol elin hareketi (lyes) ve boş komut (idle) olarak tanımlanmıştır. Her bir EEG sinyali sonucunda

oluşan bacak hareketi ve bu harekete karşılık gelen robot kontrolüne Tablo 4.3’de yer verilmiştir.

**Tablo 4.3.** Her bir EEG sinyali sonucunda oluşan bacak hareketi ve bu harekete karşılık gelen robot kontrolü.

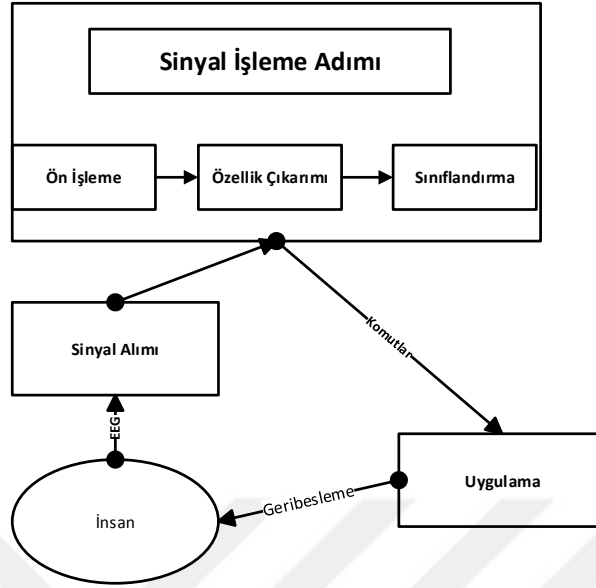
| <b>Tepki Geçişleri</b>       | <b>Hareket Karşılığı</b>                                             | <b>Robot Kontrolü</b> |
|------------------------------|----------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| Lno → Ryes /<br>Ryes → Lno   | Sol bacaklar bükülmüş; Sağ bacaklar uzatılmış.                       | Sağa Yuvarlanma       |
| Rno → Lyes /<br>Lyes → Rno   | Sağ bacaklar bükülmüş; Sol bacaklar uzatılmış.                       | Sola Yuvarlanma       |
| Lno → Rno /<br>Rno → Lno     | Ön bacaklar bükülmüş; Arka bacaklar uzatılmış                        | Eğilmek               |
| Lyes → Ryes /<br>Ryes → Lyes | Ön bacaklar uzatılmış; Arka bacaklar bükülmüş                        | Yükselmek             |
| Lno → Lno /<br>Ryes → Ryes   | Sol ön bacak etkinliği artış gösterir; Sağ ön bacak etkinliği azalır | Sağa dönmek           |
| Rno → Rno /<br>Lyes → Lyes   | Sağ ön bacak etkinliği artış gösterir; Sol ön bacak etkinliği azalır | Sola dönmek           |
| Lno → Lyes /<br>Rno → Ryes   | Bütün bacakların etkinliği artış gösterir                            | Hızlanmak             |
| Lyes → Lno<br>Ryes → Rno     | Bütün bacakların etkinliği azalır                                    | Yavaşlamak            |
| Idle                         | Değişiklik yok                                                       | Değişiklik yok        |

Yapılan çalışma sonucunda dört ayaklı bir robotun kontrolü için oldukça basit beyin bilgisayar etkileşimi tabanlı bir yöntem geliştirilmiştir.

Başka bir çalışmada, beyin kontrollü mobil robotların komple sistemlerinin, anahtar tekniklerinin ve değerlendirme konularının kapsamlı bir incelemesi ve gelecekteki ilgili araştırma ve geliştirme konularına ilişkin bazı bakış açıları sunulmaktadır [51]. Çalışmada beyin bilgisayar etkileşimi ile kontrol edilen robotlar iki sınıfa ayrılmıştır. Bunlardan ilki "Beyin bilgisayar etkileşimi ile doğrudan kontrol" olarak adlandırılır; bu, Beyin bilgisayar etkileşiminin robotları doğrudan kontrol etmek için EEG sinyallerinin hareket komutlarına çevirdiği anlamına gelir.

Bu tip robotların, herhangi bir ek robot zekasına ihtiyaçları yoktur. Bundan ötürü maliyetleri ve hesapsal karmaşıklıkları oldukça düşüktür. Bununla beraber, bu robotların performansları oldukça düşüktür. İkinci kategoride ise robot kontrolü beyin bilgisayar etkileşimini yöneten bir kullanıcı ve akıllı bir denetleyici ile kontrol edilmektedir. Çalışmada beyin bilgisayar etkileşimi tabanlı robot kontrolü için literatürdeki belli başlı yöntemlere yer verilmiştir.

Yapılan çalışmada, literatürdeki çalışmalarda EEG sinyallerinin sınıflandırılmalarında kullanılan, doğrusal sınıflandırıcı, yapay sinir ağları, destek vektör makineleri, lojistik sınıflandırıcı, istatistiksel sınıflandırıcı vs. gibi örnekler sunmuştur. Buna ek olarak robotlar üzerinde kullanılan sensör tipleri (kızılötesi mesafe sensörü, barkod okuyucu vs.), robotların yerine getirdiği fonksiyonlar (yol planlama, engel tanıma, vs.) , aldıkları çıktı komutlar (ileri, geri, sağa, sola hareket, dairesel hareket vs.) gibi özelliklere göre literatürdeki çalışmaları karşılaştırmıştır. Bütün bu literatür karşılaştırmalarına göre Beyin tabanlı robot kontrolü için geliştirilmiş bir yöntemi bir blok diyagramı ile yazarlar çalışmada sunmuştur. Bahsi geçen blok diyagramına Şekil 4.3’de yer verilmiştir.



Şekil 4.3: Literatür çalışmasında verilmiş EEG tabanlı robot kontrolü blok diyagramı [51].

Başka bir çalışmada, bir elektroensefalografi (EEG) temelli aktif Beyin Bilgisayar Etkileşimi kullanarak insansı robot navigasyonu için bir asenkron doğrudan-kontrol sistemi uygulamak amaçlanmıştır [52]. EEG'lerin genlik özellikleri güç spektrumu analizi kullanılarak çıkarılırken bilgilendirici özellik bileşenleri Fisher oranına dayalı olarak seçilmiştir.

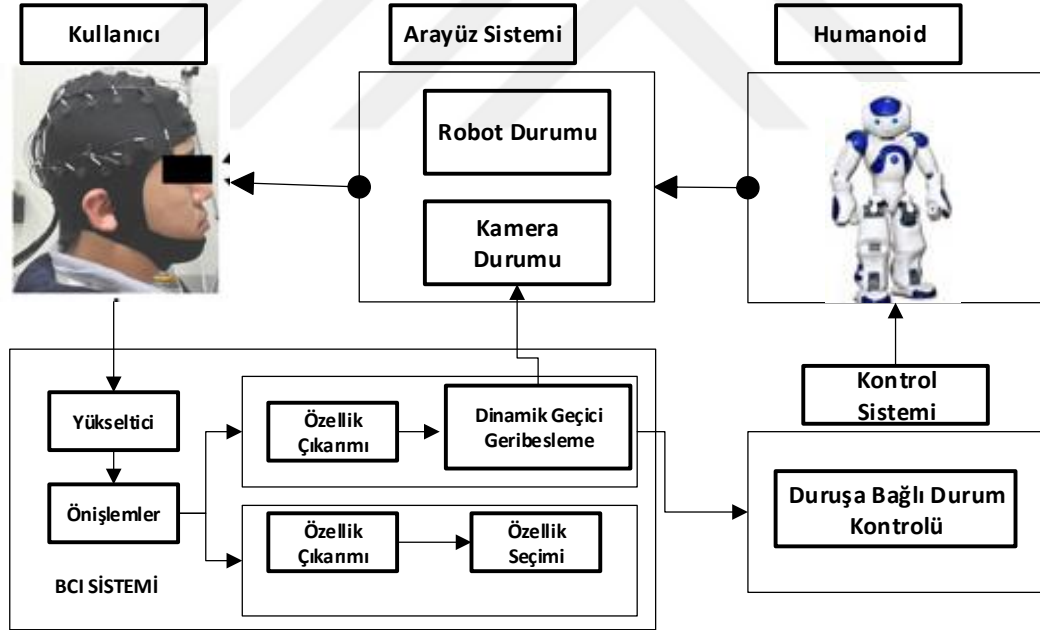
İki sınıflandırıcı, hiyerarşik olarak insan niyetlerini tanımlamak üzere yapılandırılmış ve bir asenkron BCI (Bilgisayar Beyin Etkileşimi) sistemi kurmak üzere eğitilmiştir. Geliştirilen sistemin blok diyagramı Şekil 4.4'deki gibidir.

Geliştirilen sistem şekilde de görüldüğü üzere bünyesinde üç adet alt sistem bulundurmaktadır. Bunlardan BCI sistemi kullanıcının dört farklı zihinsel tepkisini sınıflandırabilmektedir. Bunlar ayak, sağ el, sol el ve diğerleri olarak adlandırılmıştır.

Ara yüz sistemi üç farklı veri tipini gösterebilmektedir. Bunlar; çevrimdışı eğitim seansı sırasında elde edilen BCI sisteminden eğitim ipuçları, online test oturumları ve gerçek zamanlı kontrol oturumları sırasında BCI sisteminden gelen zihinsel durumları gösteren gizli geribildirim ipuçları ve insan gözünün önüne monoküler bir kameradan gelen çevresel görsel görüntülerdir.

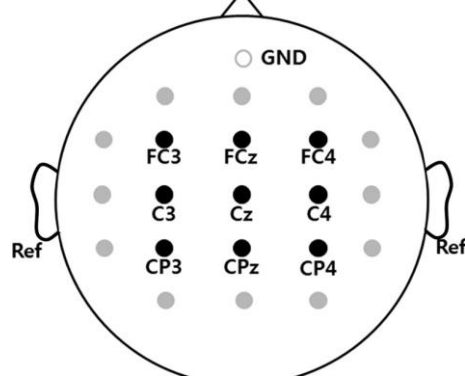
Humanoid kontrol sistemi ise humanoidin durma, ileri yürüme, vücudunu çevirme, kafasını sağa veya sola çevirme eylemlerini yürütmektedir. BCI sistemi, diğer bütün alt sistemlerle kablosuz bir TCP/IP iletişimi ile haberleşmektedir. Deneysel protokol beş adımdan oluşmaktadır. Bunlar;

1. Çevrimdışı eğitim oturumu.
2. Özellik bileşenlerinin seçilmesi ve iki sınıflandırıcının eğitilmesi.
3. Çevrimiçi Test Oturumları
4. Çevrimiçi oturumların doğruluğunun testi.
5. Humanoidin gerçek zamanlı navigasyon kontrolü deneyimi.



Şekil 4.4. Literatür çalışmasındaki önerilen yöntemin mimarisi [52].

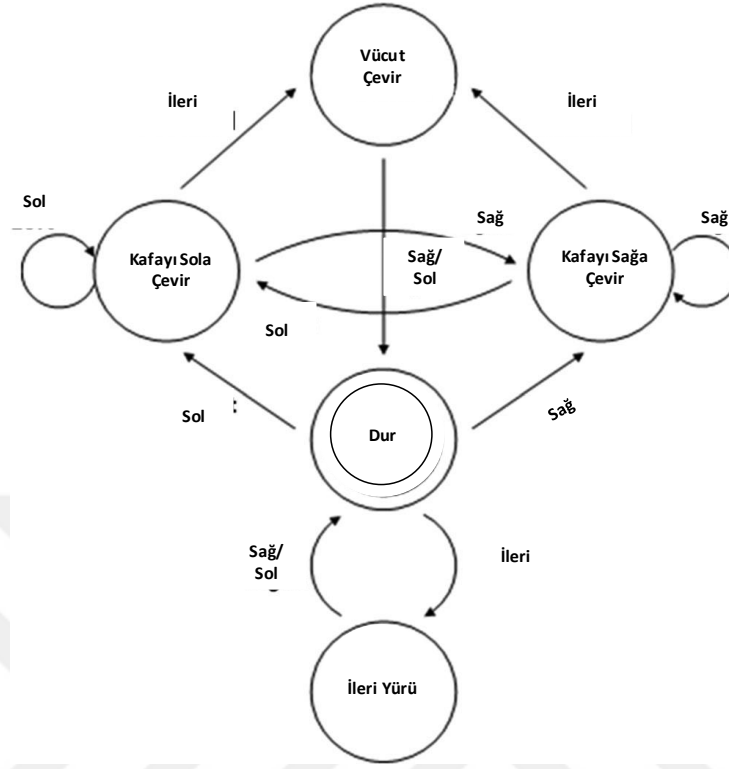
Kullanılan EEG cihazının elektrot pozisyonları uluslararası 10–20 sistemine dayalıdır. EEG cihazının elektrot pozisyonları Şekil 4.5’te verilmiştir.



Şekil 4.5. EEG cihazının elektrot pozisyonları [52].

EEG sinyalleri, 250 Hz'lik bir örnekleme frekansında sayısallaştırılıp ve 32-kanallı bir SynAmps2 yükselticisi ile yükseltilmiştir. Daha sonra sinyallere 1 – 100 Hz aralığına sahip bir bant geçiren filtre uygulanmıştır. Buna ek olarak 55 – 60 Hz aralığında bir çentik filtre uygulanarak, 60 Hz bandındaki gürültünün giderimi sağlanmıştır.

Robot kontrolü ise bir sonlu otomata ile modellenmiştir. Bahsi geçen sonlu otomata Şekil 4.6'daki gibidir.



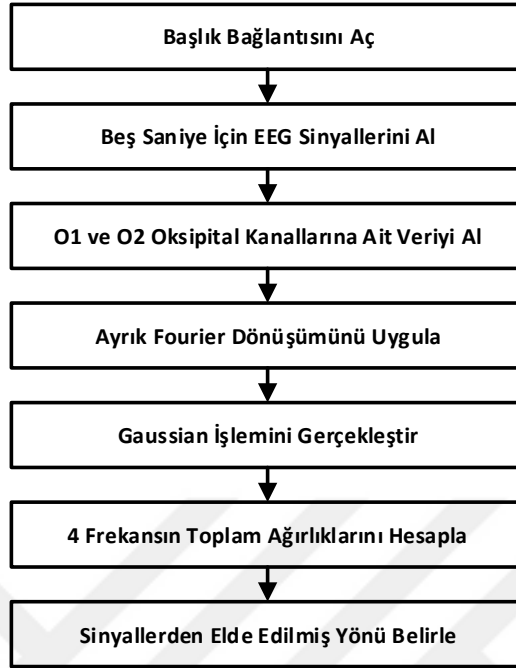
Şekil 4.6. Robotun hareketini modelleyen sonlu otomata [52].

Başka bir çalışmada, Oksipital lobun üzerinde bulunan EEG cihazının iki kanalından elde edilen iki ayrı sinyal kullanarak dört ışık yayan diyot grubundan (LED) indüklenen kararlı durum görme uyarılmış potansiyelini (SSVEP) analiz edilmiştir [53].

Kullanılan robot NAO diye isimlendirilen 57 cm boyutunda programlanabilir bir robottur. Geliştirilen sistemde NAO, BCI (Beyin Bilgisayar Etkileşimi)'dan gelecek mesaja göre belirlenen yönde bir adet kare çizimi işlemini gerçekleştirir. Geliştirilen sistemde EEG sinyallerinden belirlenen yön, NAO'ya ledler vasıtası ile gösterilmektedir.

Geliştirilen sistemin blok diyagramı Şekil 4.7'deki gibidir. EEG sinyalleri üzerinde uygulanan ön işlemler hızlı fourier dönüşümü (FFT) ve Gaussian filtresidir. FFT ile beraber uygulanan Gaussian filtresi sayesinde sinyallerden gürültü giderim başarımı oldukça artış göstermiştir.

Yapılan çalışma sonucunda BCI tabanlı robot kontrolü için oldukça maliyetsiz ve verimli bir çözüm önerisi geliştirilmiştir.



Şekil 4.7. Literatür çalışmasında verilen çözüm önerisinin blok diyagramı [53].

Bir başka literatür örneğinde, düşük maliyetli bir kulaklık aracılığıyla edinilen Elektroensefalogram (EEG) sinyallerinin sanal bir nesneyi yönlendirmek için kullanılabilecek alternatif bir yolunu sunulmaktadır. Çalışmada EEG sinyalleriyle 7 dereceli serbestlik (DoF) sanal robot manipülatörünün son efektörünü kontrol etmek için bir ön çerçeve ve P300 yazıcısı BCI oluşturulmuştur.

Kullanıcı beyninin yaydığı EEG sinyalleri, bir BCI'nin gerçek zamanlı olarak EEG kaydını almak ve işlemek üzere tasarlandığı OpenViBE platformuna bağlı Emotiv EPOC nöro kulaklık seti tarafından toplanmıştır. P300, bir EEG sinyalinde görsel bir uyarandan 250 ila 500 ms sonra uyarılmış bir zirvedir. P300 yazıcısı BCI, kullanıcının P300 sinyallerini kullanarak harfleri hecelemesine izin veren bir OpenViBE senaryosudur.

Çalışmanın temel amacı, Kartezyen bölgesinde, +x, -x, +y, -y, +z ve -z ile ifade edile her bir alan ile bir harfi eşleştirmektir. Çalışmada bahsi geçen OpenVibe yazılımı beyin sinyallerini gerçek zamanlı bir biçimde alıp filtreleme işlemini gerçekleştirebilmektedir.

V-Rep ise üç boyutlu güçlü bir robot simülatörüdür. Spesifik kontroller ile her nesne ayrı ayrı komut alabilir. Çalışmada kullanılan sanal robot, 7 açıda hareket edebilmektedir. P300 dalgası ise kullanıcı tarafından beklenen ve öngörülemeyen bir uyarı saptadığında ortaya çıkan olumlu bir sapmadır. Bu sapma saptanabilir ve kontrol cihazları için BCI (Beyin Bilgisayar Etkileşimi) tarafından kullanılabilir.

Literatür çalışmasında kullanılan EEG cihazı ise Emotiv EPOC isimli taşınabilir EEG cihazıdır. Cihazın elektrot pozisyonları uluslararası 10 – 20 sistemine dayalıdır. BCI tasarlanırken, P300 Speller, görsel uyarılmış potansiyele dayalı heceleme paradigmasından yararlanılmıştır. Hecceleme uygulaması rastgele satır ve sütunları aydınlatarak görsel uyarımı sağlamaktadır.

Geliştirilen sistemde beyin sinyallerini sınıflandırmak için doğrusal diskriminant analizi (LDA) sınıflandırıcısı kullanılmıştır. Sınıflandırıcı gelen sinyallerin P300 olup olmadığını belirlemektedir. Geliştirilen sistemin sonucunda, eğitilmiş 25 erkek sinyali başarıya ulaşırken, eğitilmemiş 21 erkek sinyali ve eğitilmemiş 19 kadın beyin sinyali başarılı bir şekilde sınıflandırılmıştır. Geliştirilen sistem %63 başarımla çalışmıştır ve %37'lik hata diliminin %28 ini spelling hataları, kalanını ise kullanılan yazılımlara bağlı hatalar oluşturmuştur.

Başka bir çalışmada önerilen sistem, çevrimiçi sınıflandırmayla hareket başlangıcından önce başlayan bir deneme boyunca hedefini sürekli olarak tahmin eder ve robot kolunu tahmini hedefe sürmek için en uygun yörüngeleri oluşturur [55].

Geliştirilen sistem yedi serbestlik derecesine sahip KUKA isimli robotu kontrol etmiştir. Deneyler, PHANTOM robotik kolu tutulurken, merkezden 10 cm uzaktaki ana yönlerde dört hedefe ortalanmış düzlemsel ulaşma hareketleri gerçekleştirmek üzere tasarlanmıştır. İki adet sağlıklı iki adet felçli denek ile deneyler gerçekleştirilmiştir. Hedef deneğe gösterildikten sonra, kişinin tempolu bir hareket gerçekleştirmesi için en az 2 saniye beklemesi istenmiştir. Her bir kol için, denekler her biri 80 deneme içeren üç deneme gerçekleştirmiştir (Hedef başına 20 deneme).

EEG ve EOG sinyalleri aynı anda taşınabilir bir BioSemi ActiveTwo sistemi ile genişletilmiş bir 10/20 montajda 64 elektrot kullanılarak kaydedilmiştir. Robot kolunun

kinematik verileri 100 Hz'de kaydedilmiştir, EEG sinyalleri 2048 Hz'de yakalanmıştır ve daha sonra 256 Hz'e indirilmiştir.

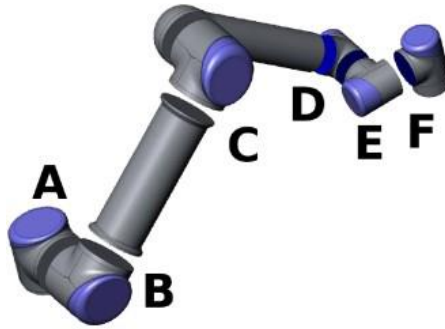
EEG verilerini analiz etmek için ön işlem basamakları, global arka plan etkinliğini kaldırmak için Ortak Ortalama Başvuru (CAR) prosedürüne ihtiyaç duymuştur. EEG sinyalleri daha sonra sıfır fazlı alçak geçiren Butterworth filtresinden kesme frekansı 120 Hz, 128 Hz'de daha aşağı örneklemeye tabi tutulmuştur ve nihayet yavaş kortikal potansiyelleri çıkarmak için 1 Hz'de düşük geçirgenlikle filtrelenmiştir. Çalışma sonucunda %80 gibi bir başarımla sinyaller sınıflandırılmıştır.

Diğer bir çalışmada endüstriyel robot manipülatörünün EEG kontrolü için bir Beyin Bilgisayar Etkileşimi (BCI) sistemi sunulmaktadır [56]. Bir Emotiv EPOC EEG cihazı beyin aktivitesinin kaydı için kullanılmıştır. Gelişmiş BCI sistemi, beyin ritmik aktivitesini kafa derisinde bulunan elektrotlar aracılığıyla kaydetmektedir.

Beyin aktivitesinin tanınması, sanal bir 3D küpün hareketi ile ilgili yüz ifadeleri ve bilişsel eylemlerle ilişkilendirilmektedir. Kullanıcı, yüz ifadeleri ve bilişsel eylemlerle ilişkili beyin aktivitesini kullanarak kartezyen alanın yanı sıra ortak uzayda bir robot manipülatörü kontrol edebilmektedir. Bilişsel eylemler için bir eğitim prosedürü sağlanır ve kısa eğitim oturumlarıyla farklı kullanıcılar tarafından test edilmiştir. Sistemin blok diyagramı Şekil 4.8'deki gibidir.



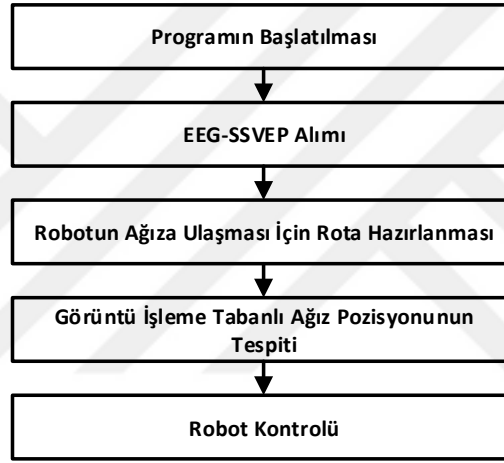
Şekil 4.8. Literatür çalışmasının blok diyagramı [56].



Şekil 4.9. Çalışmada kullanılan robot kolu [57].

Başka bir çalışmada, beyin bilgisayar etkileşimi tabanlı bir yemek yeme asistanı robot geliştirilmiştir. Geliştirilen robot BCI sistemden aldığı komutlara göre kontrol edilmektedir ve işlemlerini gerçek zamanlı görüntü işleme tabanlı bir dudak takibi operasyonu gerçekleştirerek tamamlamaktadır [57].

Geliştirilen sistem, EEG sinyallerinden yakalanan indüklenen kararlı durum görme uyarılmış potansiyelini (SSVEP) kullanmaktadır. SSVEP frekans uzayında, ilgili frekansın maruz kaldığı ani değişim ile çok kolay bir biçimde tespit edilebilir. Dolayısıyla alınan EEG sinyalleri ilk olarak hızlı fourier dönüşümü (FFT) işlemine tabi tutulmuştur. Sinyallerin ani frekans değişimlerini sınıflandırmak için 5 adet sınıflandırma yapabilen eşikleme tabanlı bir metot kullanılmıştır. Geliştirilen görüntü tabanlı ağız açma tespiti, altı adet denek üzerinde test edilmiş ve hepsinde %100 gibi bir başarımla tespit işlemi gerçekleştirmiştir.



Şekil 4.10. Literatür çalışmasında verilen yöntemin blok diyagramı [57].

Yapılan çalışma sonucunda, EEG-SSVEP tabanlı yemek asistanı robot kontrolü işlemi başarılı bir biçimde gerçekleştirilmiştir.

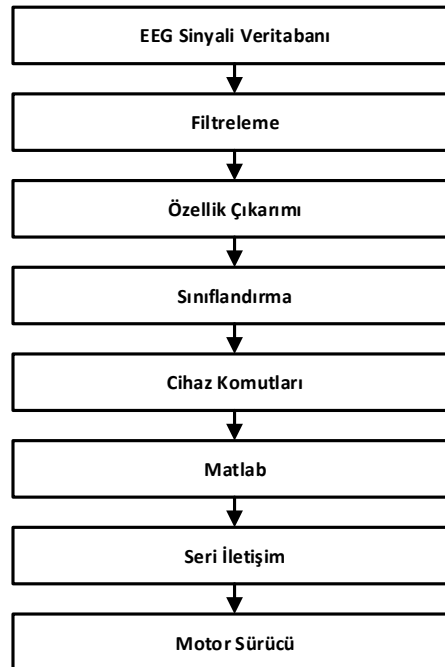
Başka bir literatür çalışmasında, Beyin-Bilgisayar Etkileşimi (BCI) tabanlı bir mobil robot kontrolü işlemi gerçekleştirilmiştir [58]. Yapılan çalışma, kendi kendilerinin tekerlekli sandalyelerini süremeyen özürlü insanlar için bir beyin sinyallerine dayalı bir yaklaşım geliştirmektedir.

Yapılan çalışmanın blok diyagramı Şekil 4.11'deki gibidir. Çalışmada kullanılan denek 21 yaşında bir erkektir. Alınan EEG sinyalleri öncelikle başlangıç gürültüsünü gidermek amacı ile bir alçak geçiren filtreye tabi tutulmuştur.

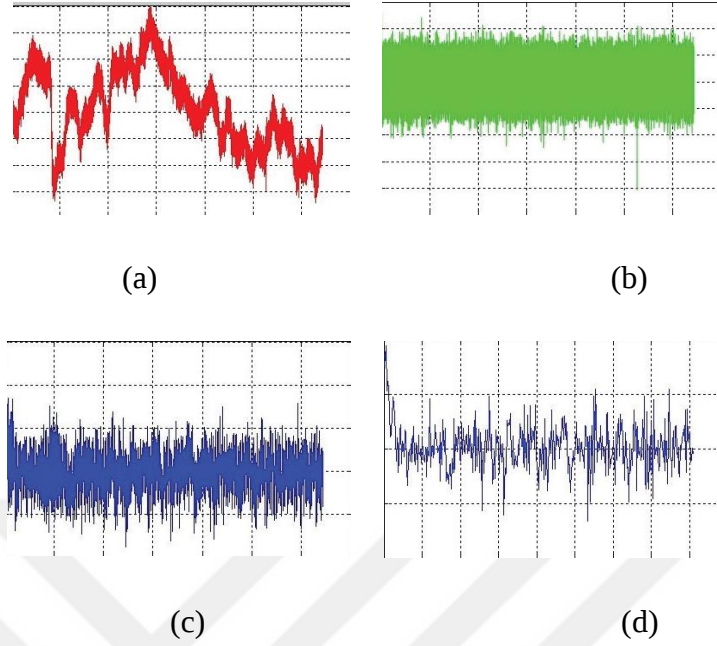
Ön işleme adımından sonra sinyalin zaman ve frekans domaininde özellik çıkarımları gerçekleştirilmiştir. Önerilen yöntemin özellik çıkarımı adımında ayrık dalga dönüşümü metodu kullanılmıştır (DWT).

Özellik çıkarımı adımından sonra sinyallerin sınıflandırma işlemi için doğrusal diskriminant analizi (LDA), destek vektör makineleri (SVM) ve yapay sinir ağları (ANN) kullanılmıştır. Sınıflamada, veri setinden toplam 60 sinyal numarası eğitilmekte ve geriye kalan 20 sinyal, test amaçlı kullanılmaktadır. Eğitimli sinyal, her denemenin 15 sinyalini içermektedir.

Yapılan sınıflandırma beyin sinyallerinden gelen ileri, geri, sağa ve sola olan hareketleri ayırt etmektedir. İleri sınıflandırma yapan komutun eğitim verileri için doğruluk %100, geri için %90, sol için %80, sağ için %90 olarak tespit edilmiştir. İleri sınıflandırma yapan komutun test verileri için doğruluk %95, geri için %90, sol için %80, sağ için %85 olarak tespit edilmiştir.

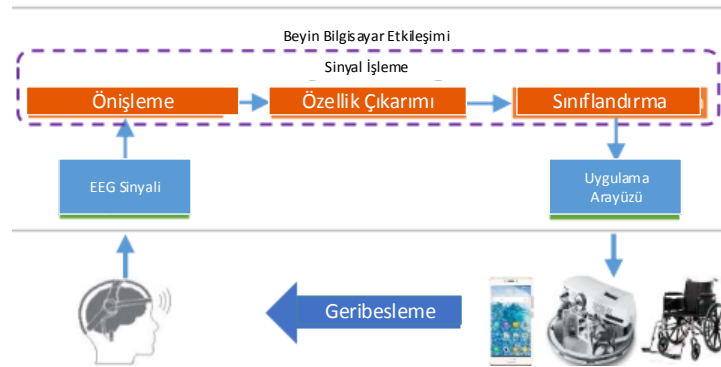


Şekil 4.11. Literatür çalışmasında önerilen yöntemin blok diyagramı [58].



Şekil 4.12. EEG sinyalleri [58] (a: Ham sinyal, b:Alçak geçiren filtre geçirilmiş sinyal, c: Filtrelenmiş sinyal, d:Özellik çıkarımı gerçekleştirilmiş sinyal, Görüntüler çalışmadan elde edilmiştir.)

Başka bir çalışma, Festo Didactic tarafından üretilen Robotino adlı mobil robotun hız denetimini sağlayan bir beyin-bilgisayar etkileşimi (BCI) sisteminin geliştirilmesi, uygulanması ve test edilmesini sunmuştur [59]. Geliştirilen sistemin blok diyagramı aşağıdaki gibidir.



Şekil 4.13. Literatür çalışmasında önerilen yöntemin blok diyagramı [59].

Geliştirilen sistem EEG sinyallerini öncelik frekans domaininde işleyebilmek için Fourier dönüşümüne tabi tutar. Özellik çıkarımı adımından sonra sınıflandırılan sinyale göre robotun hız kontrolü işlemi gerçekleştirilir. Komutlar robota kablosuz bir TCP/IP iletişimi ile iletilir.

Başka bir çalışmada 5 + 1 serbestlik derecesine sahip robot kolunun kablosuz bir EEG cihazından gelen sinyal kombinasyonları ile dört farklı hareket komutunun gerçekleştirilmesi üzerine çalışılmıştır. Robotun kontrol edilebilirliği ile süreç odaklı olmaktan ziyade kullanıcı hedefinin korunması arasında bir uzlaşmaya dayalı iki seviyede bir kontrol yaklaşımı hibridi önerilmektedir.

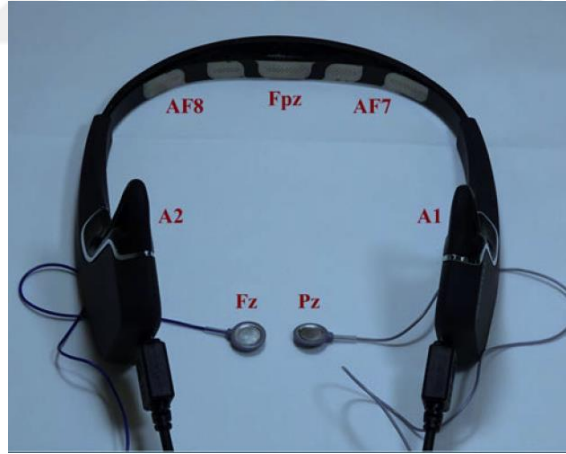
İlk olarak, robot kol direksiyonu ayırık ve oransal yönleri birleştirir. Daha sonra, robot yaklaşık hedef yöne doğru yönlendirildikten sonra, seyrek bir yaklaşım izlenir ve kullanıcı tek bir komut yayınlamaya ihtiyaç duyar ve ardından direksiyon ayarlaması ve kavrama işlemi stereoskopik görüş rehberi kapsamında otomatik olarak gerçekleştirilir. Bu çerçevede, çalışmada nesne görsel özellikleri ve kullanıcı girişi üzerine, sırasıyla, kol duruşunun kontrol edilmesi ve kavranma kuvvetinin kontrolünü ortaya koyulmaktadır.

Burada önerilen arayüzü ile tekerlekli sandalyeye monte edilmiş robotları ve yersel robot kollarını kontrol etme konusundaki ilerideki çalışmalar için uygun bir plan geliştirilmesi hedeflenmiştir. Kontrol mimarisi ve sinyal analiz algoritmalarının uygulanabilirliğini göstermek için, katılımcının renklere bağlı olarak sırasıyla sola ve sağa doğru kırmızı ve yeşil olmak üzere iki poşete renklendiren piyonlar sıralamasını gerektiren bir senaryo geliştirilmiştir.

Alınan tüm sinyaller, bluetooth bağlantılı giyilebilir bir EEG cihazından harekete bağlı olarak kaydedilmiştir. EEG cihazının elektrot pozisyonları uluslararası 10-20 sistemine dayalıdır.

Elektro biyolojik sinyaller ve hızlandırmalar sırasıyla, 16-bit 500 Hz ve 10-bit 50 Hz'de akmaktadır, ilgili sinyaller 10 Hz ve 5 Hz'de komut tanıma için ayrıştırılmıştır. Geliştirilen sistem ile hızlı tekrar eden göz kırpmalar ile robotun kapatma veya devam etme kontrolleri gerçekleştirilmiştir. Bu işlemin gerçekleştirilmesi için EEG cihazının AF7 ve AF8 elektrotlarından gelen sinyaller işlenmiştir. Alınan sinyaller 2-5 Hz bandında 50 FIR

filtreden geçirilmiştir. Yatay göz hareketleri ile kol başlangıç yönlendirmesi işlemi gerçekleştirilmiştir. Bahsi geçen işlemin gerçekleştirilmesi için AF7 ve AF8 elektrotlarından sinyal alıp 2-10 Hz bandında 10 FIR filtre sinyalden geçirilmiştir. Tutma hareketi ve kuvvet ayarları için EEG sinyallerinden çene hareketleri analiz edilmiştir. Bahsi geçen işlemin gerçekleştirilmesi için A1, AF7, AF8 ve A2 elektrotlarından alınan sinyaller 75-250 Hz bandında 25 FIR filtreye tabi tutulmuştur. Kavrama tetikleyicisi için tek bir göz kırpma hareketi EEG sinyalleri üzerinden yakalanmaktadır. Bu işlemin gerçekleştirilmesi için A1 ve A2 elektrotlarından gelen sinyaller 8-12 Hz bandında 250 FIR filtresine tabi tutulmuştur. Bunlar haricinde, dikey göz hareketleri ve alfa bandındaki beyin aktiviteleri incelenmiştir ve kavrama kuvveti ayarları buradan çıkarılan bilgilerle gerçekleştirilmiştir. Kullanılan EEG cihazının görüntüsü Şekil 4.14'teki gibidir. Oturumlardaki ortalama doğruluk robotun kapatma ve devam etme hareketlerinin kontrolü için %95, diğer kontroller için %73 olarak saptanmıştır.

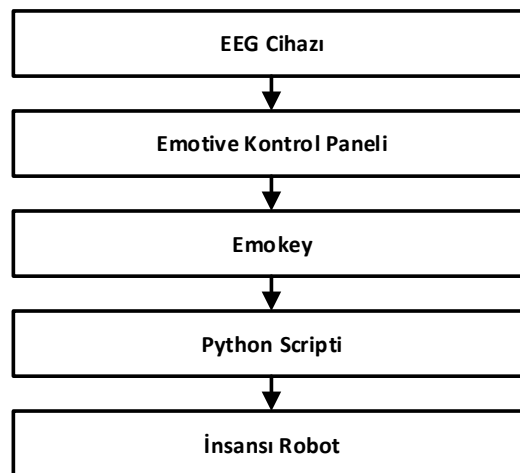


Şekil 4.14: Literatür çalışmasında kullanılan EEG cihazının görüntüsü [60].

Başka bir çalışmada EEG ve EMG sinyallerinden yararlanarak giyilebilir robotların kontrol işlemi gerçekleştirilmiştir [61]. Bir EMG sinyali, karşılık gelen kas ile bire bir ilişkiyi gösterir. Dolayısıyla, her bir eklem hareketi, giyilebilir robotları kontrol etmek için EMG

sinyalleriyle kolayca hesaplanabilir. Bununla birlikte, gerekli EMG sinyallerinin her kullanıcı ile her zaman ölçülmesi mümkün değildir. Öte yandan bir EEG sinyali, giyilebilir robotları kontrol etmek için ek giriş sinyallerinin en güçlü adaylarından biridir. Bahsi geçen çalışmada kullanıcının hareket niyetine dayalı olarak giyilebilir robotları kontrol etmek için bir kullanıcının hareket tahmini yöntemi önerilmiştir. Yapılan çalışmada 16 adet EMG sinyaline ek olarak 256 EEG sinyali 1kHz örnekleme frekansı ile alınmıştır. EEG sinyalleri elde edildikten sonra ortalama ortak referans değeri hesaplanmıştır (CAR). Daha sonra sinyallere 0,4 – 4mHz aralığında bir bant geçiren filtre uygulanmıştır. Kontrol edilecek robotun 7 hareket serbestliği bulunmaktadır. EEG sinyallerinden gelen 256 kanalın tamamının kullanılması gereksiz olduğundan bir çevrim dışı analiz ile kanal seçilimi işlemi gerçekleştirilmiştir. EMG sinyallerine dayanan tahmin doğruluğuna kıyasla EEG sinyallerine dayanan tahminin doğruluğu daha düşüktür. Bu nedenle, bir kullanıcının hareketi temel olarak EMG sinyallerine dayandırılmıştır ve EMG sinyallerinden tahmin edilemeyen hareket kısmı EEG sinyallerine dayanarak tahmin edilmiştir.

Başka bir çalışmada insansı robotların kontrol edilmesi için beyin bilgisayar etkileşiminden yararlanılmıştır [62]. Bahsi geçen insansı robota ait 17 adet servo motor ve servo motor sürücüsü bulunmaktadır. Beyin sinyalleri ise Emotiv Epoc EEG cihazı ile kaydedilmiştir. Geliştirilen sistemin blok diyagramı Şekil 4.15'teki gibidir.



Şekil 4.15. Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [62].

Şekilde de görüldüğü üzere öncelikle Emotiv Epoc EEG cihazından beyin sinyalleri alınmaktadır. Emotiv Epoc EEG sistemi donanımsal olarak sinyallere uyguladığı bant geçiren filtre ile gelen sinyallerin 0.2 – 43Hz aralığına sahip olacağını garanti eder. Alınan sinyaller, 2.4 GHz veri iletim frekansına sahip Bluetooth iletişimi ile sağlanmıştır.

İkinci blokta yer alan Emotiv Kontrol Paneli, gelen EEG sinyallerini kaydetmek ve tanımak amaçlı kullanılan bir yazılım geliştirme kitidir (SDK). Üçüncü blok, Emokey sisteminin bir sonraki bölümünü temsil ediyor. Bu, Emotiv Kontrol Paneline bağlı yazılım ortamıdır. Harici programların veya denetleyicilerin kullanımı için klavye girişlerine, Emotiv Kontrol panelinden algılama sonuçlarına çevirir. Zaten tanımlanmış çeviriler "Emokey Eşleme" olarak adlandırılır ve yeniden kullanılmak üzere kaydedilebilir.

Geliştirilen sistemle robotun çömelme, sağa ve sola dönme hareketleri kontrol edilmiştir. Yapılan testler sonucunda çömelme hareketi %52'lik, sola dönme hareketi %95'lik ve sağa dönme hareketi %55'lik bir başarımla kontrol edilmiştir.

Yukarıda açıklanmış literatür çalışmaları incelendiğinde, EEG tabanlı bir robot veya robot kolu kontrol sistemi için yapılması gerekenler bütün EEG tabanlı kontrol sistemlerinde olduğu gibi. Çevrimiçi ve çevrimdışı eğitimlerle gerçek zamanlı sınıflandırma yapısının oluşturulması ve sınıflandırılmış sinyallere karşılık gelen komutların robot veya robot kolu üzerinde uygulanmasını temel almaktadır. EEG tabanlı robot veya robot kolu kontrolü sistemine ait genel blok diyagramına aşağıdaki şekilde yer verilmiştir.



Şekil 4.16. EEG Tabanlı robot veya robot kolu kontrolü için hazırlanmış genel blok diyagramı

## 4.2. EEG Tabanlı Araç Kontrolü Uygulamaları

Tıpkı robot ve robot kolu kontrolünde olduğu gibi literatürde EEG tabanlı araç kontrolü için yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır.

Bir çalışmada, engelli bir sürücünün araçlarını sürmek için bacaklarını kullanmadan bir beyin-makine arabirimi kullandığı sırada EEG sinyallerinin çevrilerek acil bir durumu tanınması için yeni bir yöntem önerilmektedir [63]. EEG sinyalleri ilk olarak bilgi entropisi ile birlikte bağımsız bileşen analizi ile filtrelenmiştir. Ve sonra doğrusal diskriminant analizi ile oluşturulan sınıflandırıcının özellikleri olarak 13 kanaldan EEG sinyallerinin güç spektrumundaki teta dalga kuvvetlerinin toplamı kullanılmıştır.

Sürücü simülatoründeki iki katılımcının pilot deneysel sonuçları, modelin acil durumları (örneğin, yaya ani oluşumu) sürücülerin %76.4'lük bir tepki oranından 400 milisaniye daha erken fark ettiğini ve önerilen yöntemin uygulanabilir olduğunu düşündüğünü belirtmiştir.

Önerilen yöntem, harici nesneleri algılayıcılarla tespit etmeye dayanan var olanlara tamamlayıcı bir yöntem olarak kullanılabilir. Önerilen yöntemin blok diyagramı Şekil 4.16'daki gibidir.



Şekil 4.17. Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [63]

Başka bir çalışmada, hayali hareketlere dayalı bir EEG aracının kontrolünde simülasyon deneyleri üzerinde durulmuştur [64].

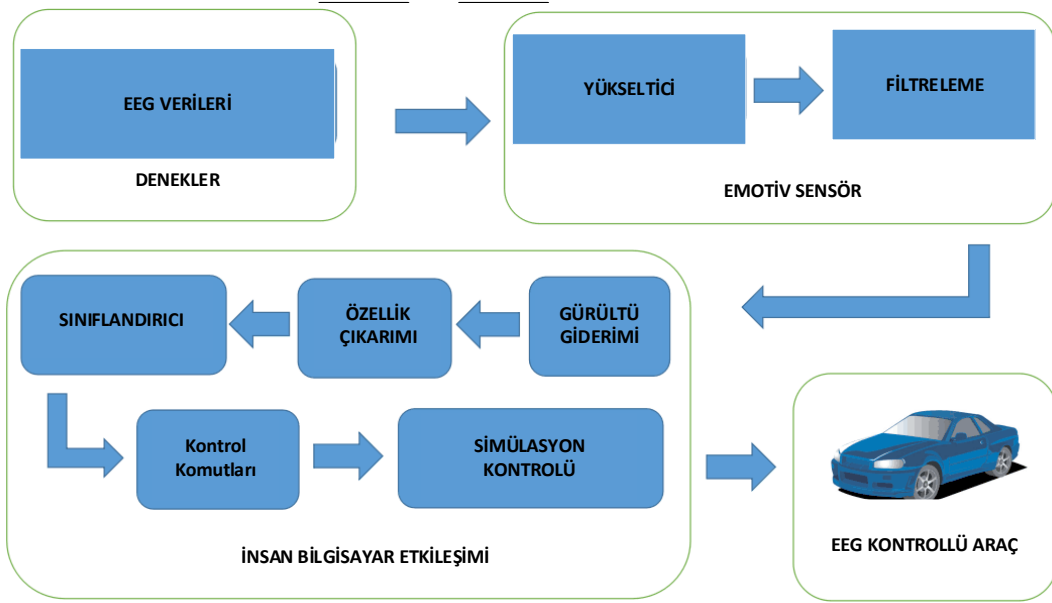
Emotiv Epoc + Neuro Headset tarafından iletilen on dört kanal beyin elektroensefalografi (EEG) sinyali toplandı. Emotiv'in kendi işleme ve analiz yöntemleri yerine, geliştirilen programda, EEG sinyallerinin ön işleme için araştırmacılar kendi wCCA ön işleme algoritmalarını ve EEG'nin özelliğini çıkarmak için Ortak Uzaysal Desen(CSP) kullanmışlardır.

Ardından, KNN algoritması ile elde edilen özellikleri, simüle edilmiş otomobilin hareketlerini kontrol edebilmek için sırasıyla üç kontrol komutuna (dönüş, sağa dönüş, durma) tekabül eden ayakların sağa hareketi ve nötr durumu hayali bir biçimde sınıflandırılmıştır.

SigViewer2.2.0' da buna ek olarak, çevrimiçi öğrenme yöntemini, zaman kazandıran ve zahmetli çevrimdışı eğitimden kaçınan ve konuların gerçek zamanlı durumuna daha yakın olan sınıflandırma doğruluğu büyük ölçüde uygulanmıştır.

Çalışma, EEG kontrollü otomobil için pratik bir uygulama temelini oluşturmaktadır. Çalışmanın blok diyagramı Şekil 4.17'deki gibidir. Çalışmada 14 kanallık EEG sinyalleri kullanılmıştır. EEG sinyallerinin frekansı 128 Hz'dir. Elde edilen sinyaller gürültü ve yapaylık giderimi amacıyla dalgacık geliştirilmiş kanonik korelasyon analizine (wCCA) tabi tutulmuştur. Bu yöntemin kullanılmasındaki temel amaç oluşan yapaylıkları çok iyi bir biçimde giderirken beyinsel bilgi kaybını minimize etmesidir.

Özellik çıkarımı adımı, ortak uzaysal desen (CSP) metodu uygulanmıştır. Özellik çıkarımı adımı, sonra KNN algoritması ile sinyaller sınıflandırılmıştır. Yapılan sınıflandırma işleminin başarımı ortalama %84.47 olarak saptanmıştır.



Şekil 4.18. Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [64].

Başka bir çalışmada, bağımsız dört tekerlekli elektrikli taşıtlar için elektroensefalografi (EEG) tabanlı BCI sistemi ile bir kontrol yapısı önermiştir [65]. BCI sistemi, ilk olarak Emotiv EPOC EEG cihazından ham EEG verilerini elde etme işlemini gerçekleştirir, Bağımsız Bileşen Analizini (ICA) motor görüntü EEG'sini ön işleme koymak için kullanır, daha sonra Ortak Uzaysal Deseni (CSP), en çok ilişkili olan özellikleri ayıklamak için kullanır.

Son olarak, Geri Yayımlı Sinir Ağı (BPNN) sol ve sağ yönlerini sınıflandırmak için kullanılırken, aynı anda ana bandın ortalama eşik değeri, hızlandırmayı ve freni sınıflandırmak için hesaplanmıştır.

Testte, sağa ve sola doğru sınıflandırma için yaklaşık doğruluk değeri %84 gaz ve fren sınıflandırması için yaklaşık doğruluk değeri % 89.92 olarak saptanmıştır. Daha sonra, ultrasonik dalga radarları ve kameralar da dahil olmak üzere, BCI komutunun yanlış olduğu zaman riski ortadan kaldırabilecek, çevresel algı alt sistemi olan gerçek bir model elektrikli araç için geliştirilmiştir. Geliştirilmiş sistemin blok diyagramı Şekil 4.18'deki gibidir.



Şekil 4.19 Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [65].

Başka bir çalışmada BBAların, özellikle de araç gösterge paneli sistemleri ile birlikte kullanılan bir ticari elektroensefalografik (EEG) kulaklık setinin performansını değerlendirilmekte ve bu yaklaşımın avantajlarını ve kısıtlamalarını vurgulanmaktadır [66]. Ayrıca, sürücülerin dokunmatik kontroller veya bir BCI kulaklık vasıtasıyla ikincil araç içi cihazlarla etkileşime girerken yaşadığı bilişsel yükü araştırılmaktadır.

Araç içi sistemler gittikçe çok yönlü ve karmaşık olduğu için, bu ikincil sistemleri kontrol eden dağılma ve hataların seviyesini birincil sürüş sürecine sokmak hayati önem taşımaktadır.

Çalışma, EEG kontrolünün olasılıkları hakkında fikir edinmek ve sürücüler üzerindeki bilişsel yükün azaltılmasını incelemek amacıyla 12 katılımcının küçük bir örneğinde yürütülmüştür. Simülatör eğitimi için her kullanıcı 30 dakikalık sürüş imkânı bulmuştur. Gerçekçi bir senaryoyu desteklemek için kontrol edilmesi gereken bileşenlere (direksiyon simidi, yanıp sönen araçlar, hareket yönü (ileri veya geri), pedallar, sola ve sağa bakma vb.) senaryo içinde yer verilmiştir.

Yapılan çalışma sonucunda, EEG cihazıyla kontrolün sürücüyü daha az oyaladığı ve sürücünün daha fazla yol üzerine odaklanmasını sağladığı anlaşılmaktadır. Bununla birlikte,

araç gösterge tablosunun EEG ile kontrolü sınırlı sayıda işlev için yalnızca aracıdır ve daha sonra araç içi kontrollerin sayısının artırılması sahte komutların algılanmasını güçlendirir.

Başka bir çalışmada, sürücülerin elektroensefalografi (EEG) sinyallerinin yorumlanarak beyin kontrollü araçlar için acil frenleme niyetinin tespiti için yeni bir yaklaşım önerilmektedir [67].

Tespit modeli oluşturmak için uzaysal frekans özellikleri ile regülarizasyon doğrusal diskriminant analizi uygulanır. Bu uzaysal frekans özellikleri, sıralı ileri kayan arama kullanılarak on altı kanaldaki frekans noktalarının güçlerinden seçilir.

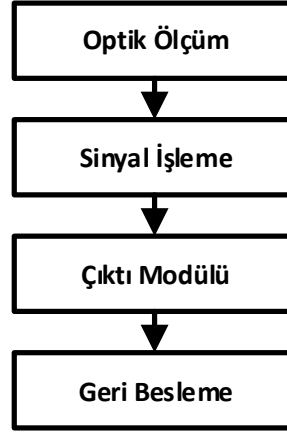
On iki denekten elde edilen deneysel sonuçlar, önerilen yöntemin, acil durumların başlamasından 420 ms sonra acil frenleme niyetlerini tespit edebildiğini ve % 94'ün üzerindeki sistem doğruluğu ile pilot acil frenleme niyetinin tespitinde pratik bir sistem geliştirmenin fizibilitesini göstermektedir.

Kullanılan EEG cihazı uluslararası 10-20 sitemine dayalıdır. Geliştirilen sistemde EEG sinyallerine uygulanan önışlem 0.53 ile 60 Hz aralığına sahip bir bant geçiren filtredir. Kullanılan özellik çıkarımı alfa, beta, teta ve gama dalgalarından yararlanmıştır. Geliştirilen sistem sanal bir ortam üzerinde test edilmiştir.

Başka bir çalışmada, yakın kızıl ötesi spektroskopi (NIRS) kullanarak serebral korteksin optik ölçümlerine odaklanılmıştır [70]. NIRS oksijenli ve deoksijene hemoglobinin konsantrasyonlarındaki fiziksel değişiklikleri bozulmaya sebep olmadan izleyebilmektedir.

Optik topografi (OT), birden fazla konumda NIRS ölçümüne dayalı fonksiyonel haritalama için görüntüleme modeli olarak geliştirilmiştir. Diğer nörogörüntüleme yöntemleri gibi büyük ekipman gerektirmeyen, pratik, sınırsız, beyin ölçüm yöntemi olarak işlev görmüştür.

Geliştirilen sistem, bir tren modelinin kontrolünü içeren bir senaryo ile test edilmiştir. Tren kontrolü yalnızca trenin durma ve hareket etme eylemlerini içermektedir. Geliştirilen sistemin blok diyagramı aşağıdaki gibidir.

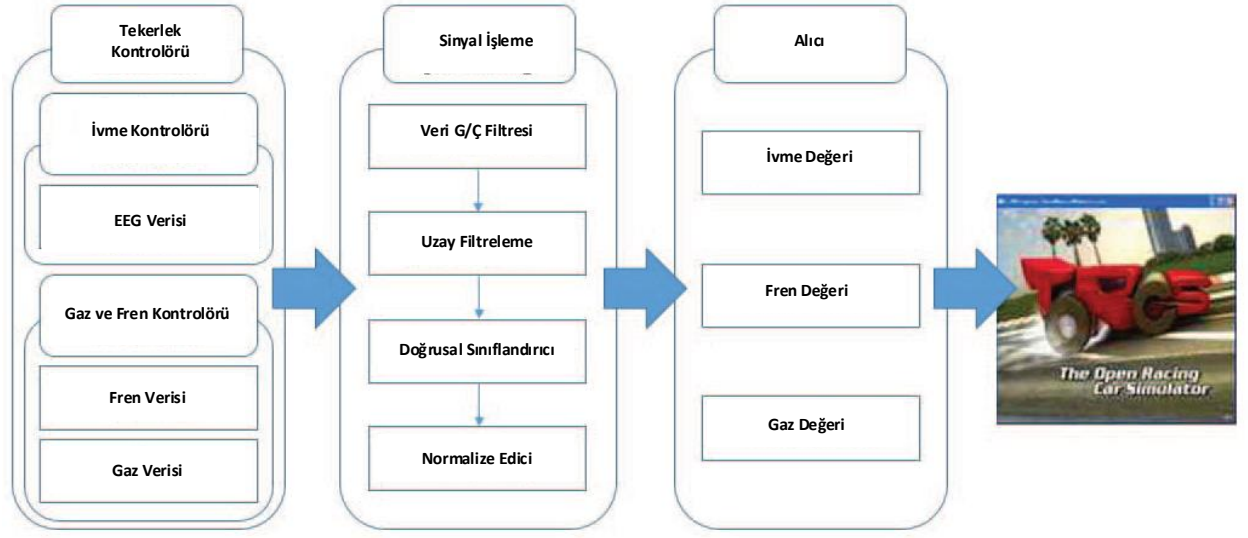


Şekil 4.20. Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [70].

Başka bir çalışmada paylaşımlı araç kontrolü sistemi için yeni bir bakış açısı getirilmiştir [70]. Geliştirilen sistemin yapısı kontrol modülü, alıcı modülü ve paylaşımlı araç simülatörünü içermektedir. Her modül veri transferi için UDP protokolünü kullanmaktadır.

Kontrol modülü, kontrol değerlerini, fren değerini ve gaz değerini almaktadır. Filtrelerden geçirilerek ön işlenmiş EEG sinyali kontrol modülü tarafından üretilmiştir.

Geliştirilen sistemin blok diyagramı aşağıdaki gibidir. Sistem doğrusal bir sınıflandırıcı kullanmaktadır. Sınıflandırılan veri öncelikle alıcı modülüne daha sonra simülatör modülüne gönderilmektedir.



Şekil 4.21. Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [70].

Yapılan çalışma sonucunda, paylaşım ile araç kontrol sistemi için EEG tabanlı bir çözüm önerisi sunulmuştur. EEG tabanlı sistemin manuel sisteme göre daha düşük bir performansa sahip olmasına rağmen parçalı filtrelerin kullanılması durumunda daha iyi bir performans elde etme ihtimali bulunmaktadır.

Yapılan başka bir çalışmada, birden fazla türde motor görüntü tespiti yoluyla otonom robotun gerçek zamanlı kontrolü üzerine yoğunlaşmıştır [73]. EEG verileri, denneğin görüntü motor aktivitesini ne zaman gerçekleştirdiğini de içerir.

Motor görüntü aktivitesi, sol el, sağ el, sol bacak ve sağ bacak hareketlerini içermektedir. Özellik çıkarımı için çapraz korelasyon yöntemi, altı istatistiksel özelliği hesaplamak için kullanılmaktadır (ortalama, medyan, mod, maksimum, minimum ve standart sapma).

Sınıflandırma işlemi için destek vektör makinelerinden yararlanılmıştır. Destek vektör makineleri ikili sınıflandırıcılar olduğu için biri ve diğerleri mantığı ile çoklu sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmiştir.

Veri alımı işlemi medikal 23 kanallı 10-20 sistemine dayalı bir EEG cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Alınan veriler 0,1 – 40 Hz aralığında bir bant geçiren filtreye tabi

tutularak önışleme gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen sistemin blok diyagramı aşağıdaki gibidir.

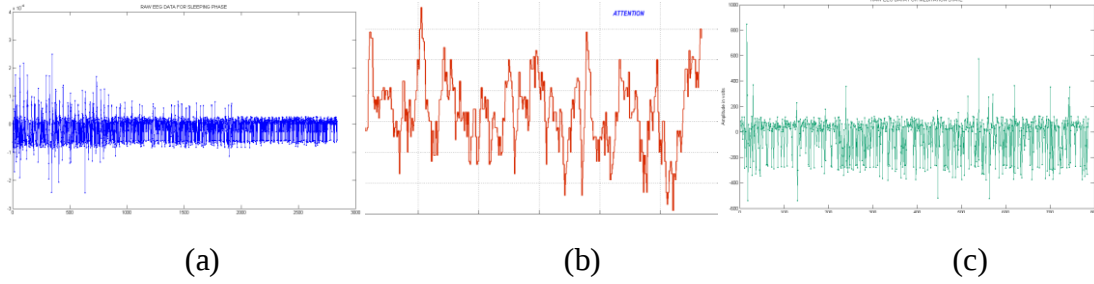


şekil 4.22. Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [73].

Başka bir çalışmada Beyin Bilgisayar Arayüzünü [74] kullanarak, bir araç kontrolü işlemini gerçekleştirmiş ve farklı üç zihinsel aktivitenin EEG sinyali analizini gerçekleştirmiştir. EEG tabanlı araç kontrolü için geliştirilen sistemin algoritmik adımları aşağıdaki gibidir.

1. EEG Cihazından verilerin alımı.
2. EEG cihazından gelen ham verilerin bir yükseltici vasıtasıyla dijitalleştirilmesi.
3. Elde edilen verinin Bluetooth bağlantısı ile araca gönderilmesi.
4. Araç hızının denek konsantrasyon seviyesine göre kontrol edilmesi.

Yapılan çalışmanın, ikinci aşamasında beynin uyuma, meditasyon yapma ve müzik dinleme aktivitelerine ait EEG sinyalleri analiz edilmiştir. Yapılan analiz sonucunda her bir zihin aktivitesine ait ham EEG verileri şekil 4.23'teki gibidir.



Şekil 4.23. Zihnin farklı mental aktivitelerine ait ham EEG sinyalleri [74] (Görsel çalışmadan alınmıştır)(a: Uyku durumu, b:Müzik dinleme durumu, c:Meditasyon durumu)

Yukarıda açıklanmış literatür çalışmaları incelendiğinde, EEG tabanlı bir araç kontrol sistemi için yapılması gerekenler bütün EEG tabanlı kontrol sistemlerinde olduğu gibi. Çevrimiçi ve çevrimdışı eğitimlerle gerçek zamanlı sınıflandırma yapısının oluşturulması ve sınıflandırılmış sinyallere karşılık gelen komutların robot veya robot kolu üzerinde uygulanmasını temel almaktadır. EEG tabanlı araç kontrolü sistemine ait genel blok diyagramına aşağıdaki şekilde yer verilmiştir



Şekil 4.24. EEG Tabanlı araç kontrolü için hazırlanmış genel blok diyagramı.

### 4.3. Literatürde EEG Tabanlı İHA Kontrolü Uygulamaları

Günümüzde, insansız hava araçlarının kullanım alanı oldukça geniştir. Savunma sanayi, taşımacılık, eğlence sektörü, film sektörü gibi birçok alanda İHA'lar aktif olarak kullanılmaktadır. İHA'lar kullanıldıkları alana göre otonom bir şekilde çalışabildikleri gibi uzak bir kontrol sistemi ile de çalışabilmektedirler.

Otonom insansız hava araçları önceden veya gerçek zamanlı belirlenen bir rotaya göre hareketlerini gerçekleştirirken, uzaktan kontrol edilebilen insansız hava araçları kablosuz iletişim teknolojilerinden de yararlanarak bir kullanıcı tarafından kontrol edilmektedir.

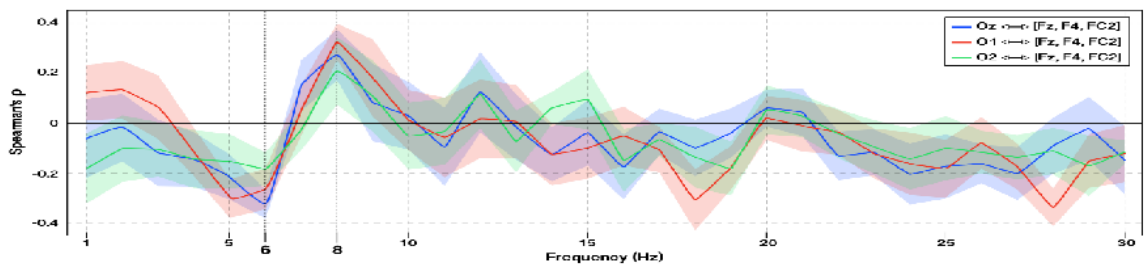
4.1 ve 4.2'de EEG tabanlı robot, robot kolu ve araç kontrolleri için EEG tabanlı bir çok literatür örneği verildi. İnsansız hava araçlarının kontrolü bahsi geçen diğer elektronik bileşenlerin kontrolünden daha kompleks olarak kabul edilebilir. En yaygın bilinen insansız hava aracı quadcopter'dir. Quadcopter'in çalışma prensibi birbirlerine karşılıklı bakan iki pervanenin aynı yönde dönmesine, diğer iki pervanenin ise bunların dönüş yönünün tam tersi yönünde dönmesine dayanmaktadır. Bahsedilen çalışma prensibi sadece quadcopter'in havada kalabilmeyi başarması için gerekli olan minimum şartlardır. Quadcopter'in kontrol işlemi ise karşılıklı pervanelerin hızlarının birbirlerine olan oranlarına bağlıdır. Eğer karşılıklı pervanelerin dönüş hızları birbirlerine eşit değilse quadcopter bir yöne doğru hareket ediyor demektir.

Literatürdeki EEG tabanlı İHA kontrolüne odaklanmış çalışmalar incelendiğinde, bazı uygulamalar ile insansız hava araçlarının saldırılara karşı korunması için önlemler alınırken bazıları sanal bir ortamda oluşturulmuş insansız hava araçlarını kontrol işlemini gerçekleştirmektedir. Bu alt başlıkta literatürde yer alan çalışmalara ek olarak bazı online kaynaklardan alınan uygulama çeşitlerine de yer verilecektir.

Bir çalışmada, araştırmacılar elektroensefalografik (EEG) aktiviteyi kullanarak insansız hava aracı (UAV) izleme görevinde bir operatörün davranış performansını hangi ölçüde tahmin edebildiklerini araştırmışlardır [71]. EEG verileri, 10-20 sistemine göre yerleştirilmiş olan 32 Ag-AgCl tek kutuplu aktif elektrotlarla donatılmış BioSemi ActiveTwo sistemi kullanılarak 1024 Hz'de kaydedilmiştir. Okülomotor yapılar, okülerografik elektrotlardan

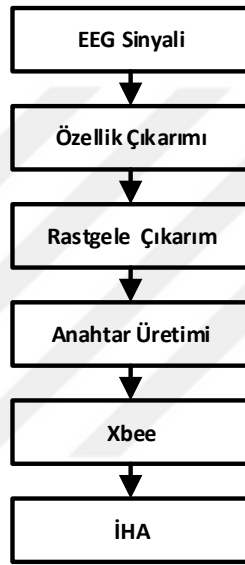
gelen sinyal ve İkinci Dereceden K r Belirleme algoritması (SOBI) kullanılarak düzeltilmiştir. Bu algoritma, elektrofizyolojik verilere daha uygun olduğu gösterilen, karşılıklı bağımsızlık değil, korelasyonsuz olması nedeniyle kaynak ayrıştırması için seçilmiştir. EEG cihazından alınan sinyal 512 Hz'e indirgenmiştir. Daha sonra 4' nc  dereceden bir Butterworth filtresi kullanılarak 1 ila 40 Hz arasında filtrelenmiştir. Sinyal devreleri, her olaydan önce 60 saniye (yani sarı alarmlar)  ıkarılmıştır ve analiz edilen denemeleri temsil etmiştir.

G z yorulması ve kardiyak aktivite de deney sırasında kaydedilmiştir, ancak bu çalışma bağlamında analiz edilmemiştir. Geliştirilen senaryoda, 7 adet sarı alarm ve 3 adet kırmızı alarm bulunmaktadır. Yapılan çalışmada sadece sarı alarlara odaklanılmıştır. Tüm alarmlar daima en az 10 dakika aralıklarla yerleştirilmiştir. Tepki süresi (RT), sarı alarmın başlangıcı ile kumanda çubuğunun hareketi arasındaki gecikme olarak ölçülmüştür. Bu çalışmanın amacı, EEG  l  mleri ile UAV operatörünün zihinsel durumunu uzun monoton bir görev sırasında nasıl yansıtılacağını araştırmak olduğundan, tüm deney boyunca sadece 7 sarı alarma yer verilmiştir. Alınan sinyaller, EEG cihazının 12 Hz  rnekleme sıklığıyla önemli iki  n elektrotundan alınmıştır. Yapılan çalışmanın sonucunda elde edilen EEG sinyalleri şekil 4.25'deki gibidir.



şekil 4.25. Literatür çalışmasında elde edilen EEG sinyali grafiği [71].

Başka bir çalışmada, insansız hava aracı (İHA) ve bilgisayarlı bir baz istasyonu arasındaki iletişimi şifrelemek için biyometrik bir sistem sunulmaktadır [73]. Bu, bir kullanıcının EEG'sinin Beta bileşeninden türetilmiş bir anahtar üretmek suretiyle gerçekleştirilir. Bir İHA ile iletişim kurulduğunda, güvenlik mekanizması İHA'yı güvenli bir "ev" konumuna yönlendirir. Geliştirilen sistem, kötü niyetli saldırı koşulları altında ticari bir UAV üzerinde doğrulanmıştır. Geliştirilen sistemin blok diyagramına Şekil 4.19'da yer verilmiştir.



Şekil 4.26. Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [73]

Şekil incelendiğinde ilk adımda EEG sinyalinin alımı gerçekleştirilmektedir. Bu işlem Mindwave EEG sensörü ile gerçekleştirilmektedir. Cihaz, kulak klipsi, kulaklıklar ve bir destek kolundan oluşmaktadır. Bu cihaz, her saniye alfa, beta, gama, teta ve delta dalgaları gibi EEG sinyalinin farklı bileşenlerini çıkarır. Cihazın güç kaynağı bir bataryadır.

Analizlerin temelinde EEG sinyalinden gelen Beta dalgalarını kullanmak tercih edilmiştir. Beta dalgaları (12-30 Hz) genellikle daha belirli bir aralık elde etmek için b1 (düşük Beta) ve b2 (yüksek Beta) olarak sınıflandırılmıştır. Dalgalar beyindeki merkezi ve frontal bölgelerde üretilmiştir. Bu dalgalar görevi yapan kişinin konsantrasyonunu ifade

eder. Bir kişi, bir şeye direnmek veya analitik bir görevi çözmek gibi zihinsel görevlere odaklandığında beta etkinliğinde bir artış olmaktadır.

Özellik ıkarımı adımımda belirli bir kullanıcıdan bir T periyodu için bir EEG sinyali (Beta dalgası) kaydedilmektedir. Beta dalgaları daha az yüksekliğe sahip olduğundan, belirli bir A değeri ile yükseltilmiştir. Daha sonra, veriler daha yüksek dereceli Legendre Polinomları aracılığıyla eşlenmiştir. Daha sonra A yükseltme değeri ile ham bir özellik vektörü oluşturulmaktadır. Sonuç olarak, polinom katsayıları zaman boyunca birlikte birleştirilir, boyut T penceresinde açılır ve ham bir özellik vektörü oluşturmak için genlik yükseltici A kullanılmıştır.

Rastgele ıkarım adımımda, saldırganların özellik vektöründen orijinal EEG sinyalini yeniden oluşturma potansiyeli göz önüne alınıp, doğrusal dönüşüm kullanılarak özellik vektörünü bazı rasgele vektörlerle eşleştirme işlemi gerçekleştirilmiştir. Böylece, w vektörü elde edildikten sonra, (n; k) -BCH (Bose-Chaudhuri-Hocquenghem) kodlarından üretilen yeniden kullanılabilir bulanık çıkarıcı kullanılmıştır.

Bu kodlar, bir döngüsel hata düzeltme kodları sınıfı oluşturmaktadır. Anahtar retimi adımımda, yukarıdaki özelliklere dayalı olarak üretilen anahtar, İHA iletişim kanalının güvenliğini sağlamak için kullanılmıştır. Bu anahtar ile hem zemin zerindeki Xbee haberleşme entegresinin hem de İHA zerindeki Xbee haberleşme entegresinin güvenliği sağlanmıştır. Xbee konfigürasyonu ise üretilen anahtar ile oluşturulmuş bir AES kripto sistemi ile gerçekleştirilmiştir.

Başka bir çalışmada, EEG sinyali tabanlı Beyin Bilgisayar Ara yüzü ile (BCI), sanal bir quadcopter'in kontrol işlemi gerçekleştirilmiştir [74]. Çalışmanın test edildiği sanal quadcopter 3dsmax yazılımı ile modellenip simülasyon Unity oyun motoru ile gerçekleştirilmiştir. Verilen senaryoda kapalı bir sanal alanda bulunan halkaların içinden kullanıcı tarafından quadcopterin geçirilmesi beklenmektedir. Sanal quadcopter simülasyonu ara yüzünde skor göstergesi, halkalar ve EEGRotor ismi verilmiş quadcopter bulunmaktadır. Test işlemleri yalnızca, araştırmacının EEG sinyalleri ile gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen sistemde, her bir harekete karşılık gelen EEGRotor komutuna Tablo 4.4'de yer verilmiştir.

**Tablo 4.4.** Her yöne karşılık gelen zihinsel ve fiziksel hareketler

| Sınıf numarası | Yön   | Zihinsel ve fiziksel hareket |
|----------------|-------|------------------------------|
| 1              | İleri | İki kaşın kaldırılması       |
| 2              | Sağ   | Sağ kaşın kaldırılması       |
| 3              | Geri  | İki kaşın çatılması          |
| 4              | Sol   | Sol kaşın kaldırılması       |

Geliştirilen sistemde kullanılan EEG verisi, EPOC Emotiv EEG cihazı vasıtasıyla alınmıştır. Alınan verinin frekansı 128 Hz'dir. Her sınıf için 20 adet örnek veri alınmıştır. Eğitim işlemi NeuCube yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Alınan EEG verisi frekans uzayında işlemleri gerçekleştirebilmek için Fourier dönüşümüne (FFT) tabi tutulmuştur. Daha sonra Butterworth algoritması ile gelen sinyaller alfa, beta ve teta dalgalarına ayrılmıştır. Geliştirilen sistemin blok diyagramı Şekil 4.27'deki gibidir.



Şekil 4.27. Literatür çalışmasında verilen önerilen yöntemin blok diyagramı [74].

Bir çalışmada, araştırmacı AR isimli bilgisayar ile kontrolü oldukça kolay olan İHA için EEG tabanlı bir sistem geliştirmiştir [75]. İHA kontrolü için kullanıcılara iki farklı seçenek sunulmuştur bunlardan ilki ile kullanıcılar gökyüzünü hayal ederek İHA'nın yükselmesini sağlamışlardır. Yine aynı şekilde kullanıcılar yeri hayal ederek İHA'nın alçalmasını sağlamışlardır. Nötr durumda ise İHA ileri doğru hareket etmektedir. İkinci kontrol seçeneğinde kullanıcılar ellerini havaya kaldırdıklarını hayal ederek İHA'nın yükselmesini sağlamışlardır. Yine ayaklarının yerde olduğunu hayal ederek İHA'nın alçalmasını sağlamışlardır. Sağ ellerini sağa doğru açtıklarını hayal ederek İHA'nın sağa, sol ellerini sola doğru hareket ettirilerek İHA'nın sola dönüşü sağlanmıştır.

Başka bir çalışmada araştırmacı düşünceyi girdi olarak alan bir İHA kontrol sistemi geliştirmek istemiştir [76]. Kullanıcının İHA tercihi bir önceki çalışmada olduğu gibi AR isimli quadcopter'dir. Bahsi geçen İHA kendi kablosuz ekipmanına sahiptir ve TCP ve UDP protokolleri ile iletişim yapabilmektedir. Kullanılan EEG cihazı ise Emotiv Epoc isimli EEG cihazıdır. Yapılan çalışmada sinyal işleme ve sınıflandırma adımları için Emotiv Epoc yazılım geliştirme kiti (SDK) kullanılmıştır. Geliştirilen sistemde İHA hızı ilgili İHA hareketinin beyin tarafından gerçekleştirilmesi istenirken düşüncenin yoğunluğuna bağlı olarak ifade edilmiştir. Geliştirilen sistem ile İHA'nın sağa, sola, aşağı, geriye, ileriye hareketlerinin kontrolleri sağlanmıştır.

Literatürdeki bütün bu çalışmalar incelendiğinde EEG sinyalleri ile gerçek zamanlı İHA kontrolü işleminin gerçekleştirildiğini görüyoruz.

#### **4.4 EEG Tabanlı İHA Kontrolü Yöntemi**

Daha önce de bahsedildiği gibi insansız hava araçlarının yönlendirme kontrolü pervanelerinin dönme hızının kontrolü ile sağlanmaktadır. Bu kapsamda bir insansız hava aracını EEG tabanlı kontrol etmek için, EEG sinyal işleme adımları uygulanıp kullanıcının uygulamak istediği komut belirlendikten sonra, ilgili komuta karşılık gelen İHA kontrolü işlemi gerçekleştirilmelidir. EEG tabanlı İHA kontrolü yönteminin genel blok diyagramı Şekil 4.28'deki gibidir.

Blok diyagramının her bir adımı ayrı ayrı ele alınacak olursa. İlk ana blok (BCI Sistemi) EEG tabanlı sinyallerin alımı, bunların önışlemlere tabi tutulup, özellik çıkarımlarının gerçekleştirilmesi ve çıkarılmış bu özelliklere göre sinyal sınıflandırması işlemini içermektedir.

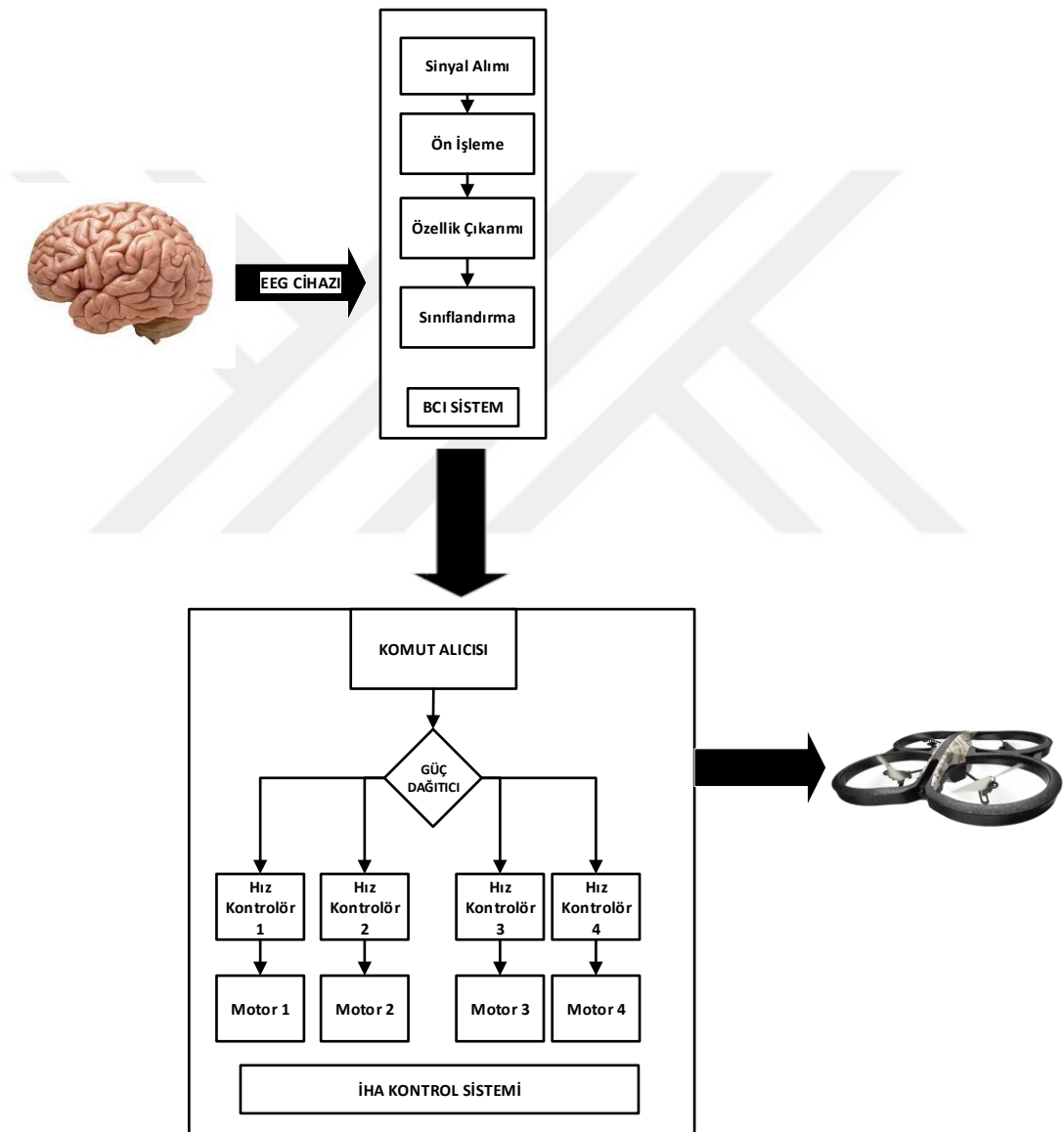
BCI Sisteminin, ilk adımı olan sinyal alımı işlemi EEG cihazından sağlanmaktadır. EEG cihazları beynin birçok noktasından gelen sinyalleri elektrotları vasıtası ile kontrol birimine iletmektedir ve farklı beyin aktiviteleri farklı elektrotlardan gelen sinyaller üzerinde etkili olmaktadır. Bu kapsamda EEG cihazından alınan sinyaller önışleme ve özellik çıkarımına tabi tutulmadan önce analiz edilecek beyin aktivitesinin etkilediği elektrotlar belirlenmeli, bu elektrotlardan gelen sinyallerin ilgili aktivitenin etkilediği frekans eşığı veya aralığını elde ederek özellik çıkarımı yapılmalı ve daha öncesinde yapaylık ve gürültü giderimi için belli önışlemler gerçekleştirilmelidir.

Bu ön işlemler ve özellik çıkarımları yapıldıktan sonra çıkarılmış özelliklere göre bir sınıflandırıcı ile EEG sinyalleri sınıflandırılarak komut çıkarımı işlemi yapılmalıdır. Bu sınıflandırıcılara örnek olarak yapay sinir ağıları, destek vektör makinaları, doğrusal diskriminant yöntemi ve Knn (K en yakın komşu) yöntemi verilebilir. Eğitimli bir sınıflandırıcı kullanılıyorsa sınıflandırıcının çevrimiçi eğitim ve çevrimdışı eğitim başarımı oldukça önemli olup kontrol sisteminin başarımına etki eden temel faktör sınıflandırıcının başarımıdır.

Sınıflandırma adımından sonra kullanıcının uygulamak istediği komutlar belirlenmiş olup ilgili komutlara karşılık gelen insansız hava aracı kontrolünün uygulanması için İHA kontrolünü sağlayan yapıyla BCI haberleştirilip işlemlerin gerçekleştirilmesi gerekmektedir. İHA kontrolü bloğunda yer alan güç dağıtıcı ünite İHA pervane motorlarına uygulanacak kontrol ve yönlendirme işlemini gerçekleştirecek güç dağıtımını gerçekleştirmektedir.

Yöntemin daha iyi anlaşılması için örnek bir senaryo üzerinden blok diyagramı adımları uygulanmasında yarar olduğu düşünülmektedir. Bir kullanıcının sağ elini kaldırması durumunda İHA'nın sağa doğru hareketi sol elini kaldırması durumunda İHA'nın sola doğru hareketinin gerçekleştiği bir senaryo için, öncelikle EEG cihazından sağ el ve sol el aktivitelerinden etkilenen kanallar seçilerek sinyal alım işlemi gerçekleştirilmelidir. Daha sonra alınan bu sinyallere gürültü giderimi için bant geçiren bir filtre uygulanabilir. Son

olarak destek vektör makineleri ile eğitilip sınıflandırılan sinyallerden elde edilen kullanıcı komutu İHA kontrol birimine gönderilerek pervanelerin motor gücü vasıtasıyla kontrol edilen pervane hızlarından yararlanılarak İHA'nın sağa veya sola hareketi gerçekleştirilmelidir.



Şekil 4.28. İnsansız Hava Aracı kontrolü konsepti için hazırlanan genel blok diyagramı.

## 4.5. BCI Uygulama Araçları

### 4.5.1. EEG LAB

EEGLAB veri setleri üzerinden beyin aktivitelerini görselleştirme ve analiz etme aracıdır. Şekil 4.29'da EEG LAB ortamının görseli verilmiştir.



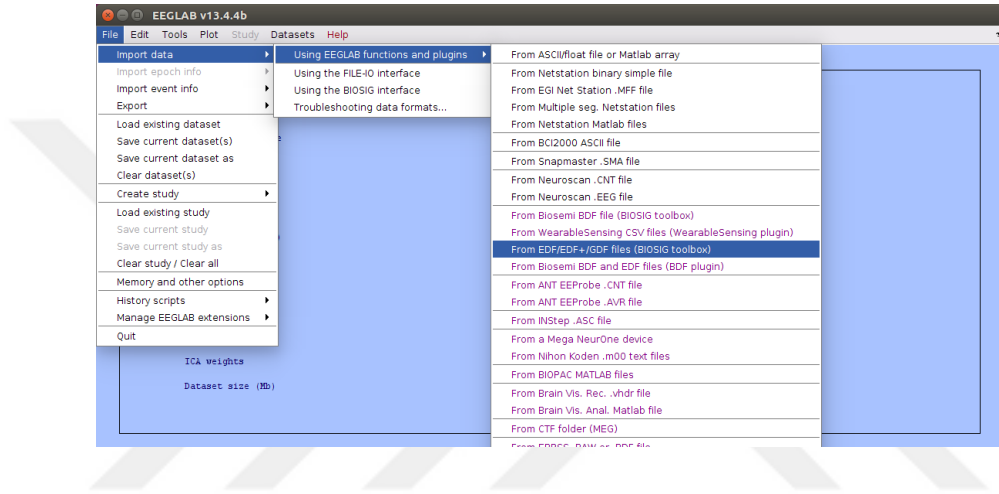
Şekil 4.29. EEG LAB ortamı

EEGLAB ile yapılabilecekleri kısaca şu başlıklar altında sıralayabiliriz;

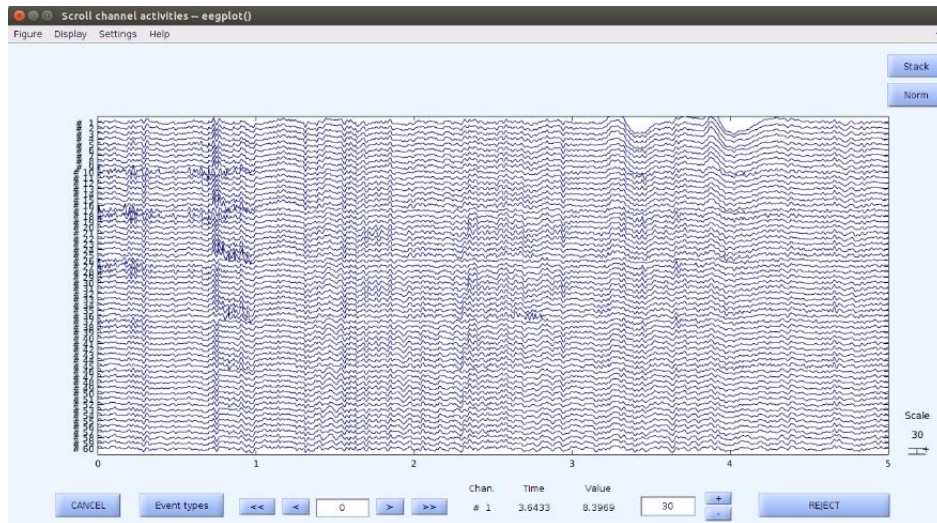
- Çoklu formattaki veya farklı cihazlardan ölçülen verileri yükleme ve analiz etme,
- Zaman-Frekans dönüşümleri,
- Frekans filtreleme,
- Bağımsız bileşen analizi (ICA),
- EEG kanal verilerinin çizimi,
- Gereksiz verileri kaldırma,

- Olay zaman dönemleri (Epoch) seçimi ve çıkartılması,
- 2D – 3D biçiminde kanallardan elde edilen aktivitelerin yoğunluğunu görselleştirme

Şekil 4.30’da EEG veri setinin yüklenmesine ilişkin arayüz görseli, Şekil 4.31’de kanal verilerinin çizdirildiği arayüz örneği verilmiştir.



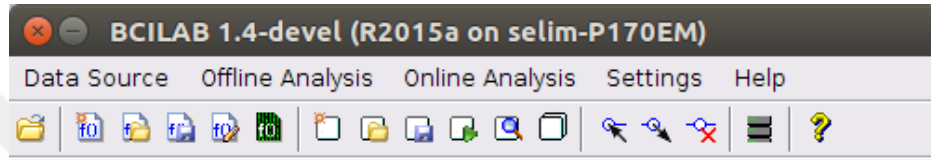
Şekil 4.30. Eğitim veri setinin yüklenmesi.



Şekil 4.31. Kanal verilerinin çizdirilmesi

#### 4.5.2. BCI LAB

BCILAB, Beyin Bilgisayar Arayüzleri ve diğer sistemleri aynı çerçevede içinde modelleme, test etme ve değerlendirmek için tasarlanan Matlab araç seti ve EEGLAB eklentisidir. BCI araştırmacılarına yönelik olarak kullanıcı arayüzü veya matlab kodu biçiminde çalışma ortamı sunmaktadır.



Şekil 4.32. BCI LAB arayüzüne ait bir kesit

**Sinyal işleme:** Sinyaller, EEG veri kümeleri olarak temsil edilir. Sinyal işleme bileşenlerinin çoğunluğu girdi sinyallerinin filtrelenerek istenmeyen bilgilerin atılması ve ilgi duyulan bilginin "yükseltilmesi", yani verinin sinyal / gürültü oranının iyileştirilmesi işlevini görür. Diğer filtreler, verileri daha yorumlanabilir bir şekilde (ICA veya Fourier dönüşümü) yeniden temsil etme gibi işlemler uygulayabilir. Sinyal işleme bileşenlerinin çoğu code/filters, code/dataset\_editing dizinleri altında bulunur.

**Özellik çıkarma:** Özellik çıkarma işlemleri sinyal işlemenin bittiği yerden başlar, sürekli zaman verilerini ya da epoch zaman segmentlerini girdi olarak kabul eder ve çıktı olarak özellik dizisi döndürür. Özellik çıkarma genellikle verinin basitleştirilmesi, boyutunun küçültülmesi amacıyla uygulanmaktadır. BCI Paradigm bileşenleri genellikle özellik çıkarma işlemlerini uygulamaktadır.

**Makine öğrenmesi:** İki kısma ayrılır; bunlardan biri tahminde bulunmak için bazı verilerden tahmini bir model öğrenmek, diğeri ise önceden öğrenilen bir modeli verilere uygulamaktır.

**BCI paradigmaları:** Sinyal işleme, özellik çıkarma, makine öğrenmesi fonksiyonlarının yanı sıra varsayılan parametreleri veya izin verilen parametre aralıkları da dahil olmak üzere

bir BCI yaklaşımının tüm aşamalarını birbirine bağlayan matlab fonksiyonlarıdır. BCI paradigmaları bir veri kümesi veya gerçek zamanlı veriler göz önüne alındığında, bir modelin bir veri kümesinden (veya veri kümelerinden oluşan bir koleksiyon) öğrenilmesinin yanı sıra öngörmeyi de içeren tüm yaklaşım kodlanmaktadır. Buna ek olarak, öğrendikleri modellerin görselleştirilmesini destekleyebilirler. Bu bileşenler code/paradigms dizininde bulunmaktadır.

**Çevrimiçi eklentiler:** Belirli donanım ve sürücüler BCILAB ortamına bağlayan Matlab fonksiyonlarıdır. Üç tür çevrimiçi eklenti vardır: Bir kaynaktan veri alan ve onu BCILAB'a sunan giriş eklentileri, BCILAB'dan işlenmiş verileri alan ve sonucu bazı arabirimler üzerinden (TCP, Matlab) gönderen çıkış eklentileri ve giriş / çıkış ("işleme") eklentileri, hem girişi hem de çıktıyı bazı arabirimler aracılığıyla ele alıp ve BCILAB ile işlem yapabilirler.

**Çerçeve:** Bunların dışında BCILAB ile bilgisayar kümesi üzerinde dağıtık hesaplama işlemleri yapılabilmektedir.

#### 4.5.3. BCI LAB Ortamının Yüklenmesi

Github üzerinden BCILAB projesine erişilebilmektedir. Matlab üzerine yüklenirken github kaynağını bilgisayarımıza aşağıdaki gibi yükleyeceğiz.

Master branch yerine devel tercih ediyoruz, Master versiyonu Matlab R2015 ve üzerinde çalışmamaktadır.

➔ `git clone -b devel https://github.com/sccn/BCILAB.git BCILAB`

Projenin yüklenmesi için Matlab üzerinden BCILAB klasörüne girerek komut satırından

➔ `bcilab`

çalıştırmamız yeterlidir. BCILAB gerekli dizinleri path değişkenine otomatik olarak ekleyecektir.

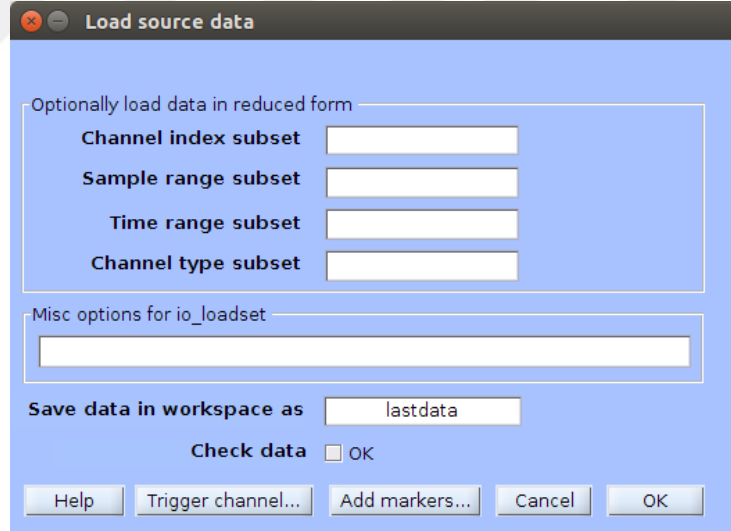
NOT: EEGLAB projesini extra olarak yüklememiz gerekmemektedir. BCILAB ile birlikte gelmektedir.

Matlab üzerinden EEGLAB'a erişmek için komut satırına

→ eeglab yazılması yeterlidir.

#### 4.5.4. BCI LAB Ortamında EEG Veri Setinin Yüklenmesi

BCILAB, EEGLAB'ın desteklediği tüm dosya formatlarını kabul etmektedir. Çevrimdışı çalışırken BCILAB ortamına veri yüklerken Data Source menüsünü kullanabiliriz. Yükleme menüsüne Data Source → Load üzerinden erişilmektedir. Veri seti yüklenirken resimdeki gibi bir pencere karşımıza çıkmaktadır. Burada ilgili verisetinden seçmek istediğimiz kanalların numarasını (10-20 kodlama türüne göre), zaman aralığını belirtebiliriz. Default bırakıldığında tamamını yükleyecektir.



Şekil 4.33. Veri kaynağının seçilmesi

Verinin Matlab üzerinde tutulacağı değişken “lastdata” olarak belirlenmektedir. Birden fazla veri üzerinde çalışırken değiştirilebilmektedir.

Aynı işlemi kullanıcı arayüzü(gui) olmadan başarmak için matlab komut satırında aşağıdaki gibi yazabiliriz,

```
➔ traindata =  
io_loadset('bcilab:/userdata/tutorial/imag_movements1/calib/DanielS001R01.dat','c  
hannels',1:29);
```

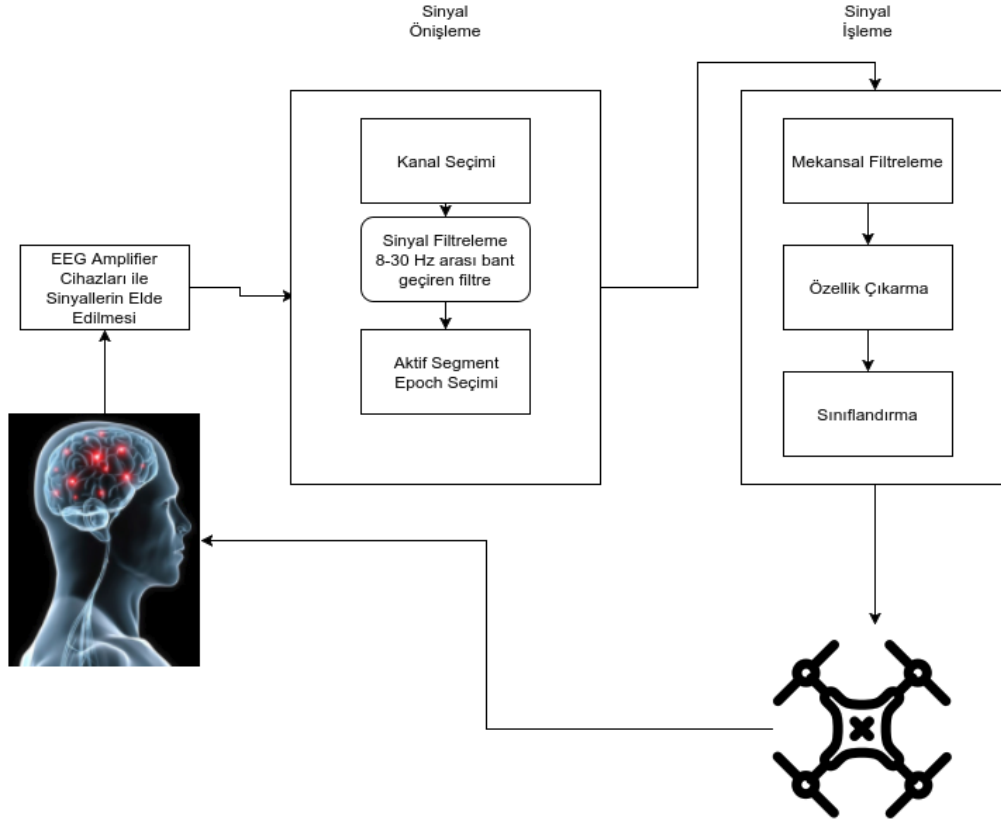
“bcilab:/" projenin başlatıldığı dizini belirtir. Platform bağımsız çalışırken faydalı olabilir.

#### **4.5.5. Veri Kümesi Hakkında Bilgi**

Yüklenen veri seti, 20 dakika boyunca farklı el hareketleri hayal eden bir kişinin EEG'sini içerir. Veri setinde uyarıcı yazılım vasıtasıyla, her 7.5 saniyede bir kullanıcıya “L” ya da “R” harflerinden bir talimat verilip ve kullanıcıya belli bir sol el ya da sağ el hareketini hayal etmesi söylenmiştir.

Sonraki analizin amacı, bu veriden (ilgili uyaran olay işaretçilerinden) kullanıcının ham EEG'sinden nasıl hayal ettiğini belirlemek için el hareketinin nasıl tahmin edileceğini öğrenmektir. Bu bilgi, daha sonra veri kümelerine veya gerçek zamanlı olarak (örneğin, bir mouse ya da drone kontrol edilmesi için) uygulanabilen tahmini bir modele dönüştürülecektir.

Buradaki çalışma çerçevesinde sinyal ön işleme, sinyal işleme adımları gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.34. BCI LAB ile yapılan uygulamaya ait blok diyagramı.

#### 4.5.6. Çevrimdışı Analiz

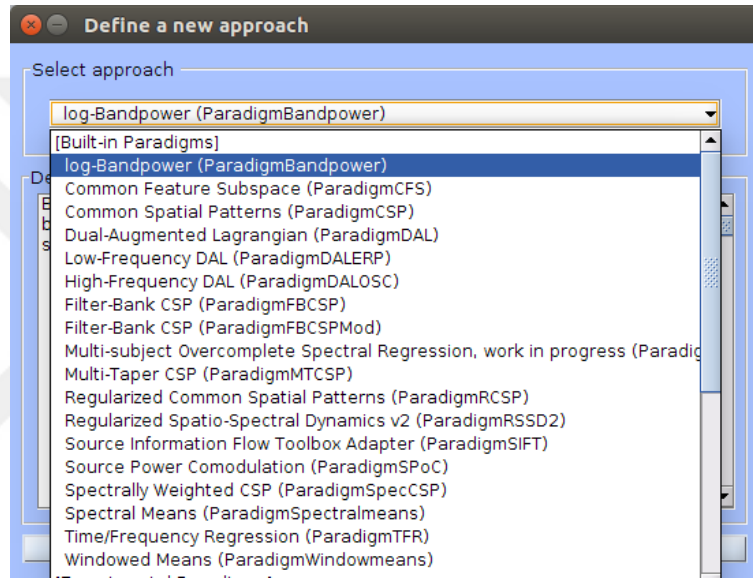
Burada analiz işlemini daha önce kaydedilmiş EEG verileri (kalibrasyon deneyi) üzerinden yapacağız. Geliştirilecek yöntem veri setinde yürütülen görevlere göre değişmektedir. Herhangi bir analizin ilk adımı, kalibrasyon verilerinden tahmini bir model öğrenmek ve doğruluğunu tahmin etmek / değerlendirmek olacaktır.

Yaklaşımı belirlerken, benzer koşullar altında çalıştığı bilinen bir yöntemi kullanarak ilerleyeceğiz, gerekirse onun üzerine bazı özelleştirmeler yapacağız. BCILAB, farklı senaryolarda kullanılmış olan BCI paradigmaları ile birlikte gelmektedir. Buna ek olarak kendimizde paradigmalar yazarak sisteme uygulayabiliriz.

#### 4.5.7. Paradigmanın Seçilmesi

Aşağıda, CSP (Ortak Mekansal Kalıplar) paradigmasına dayanan bir yaklaşım tasarlanacaktır.

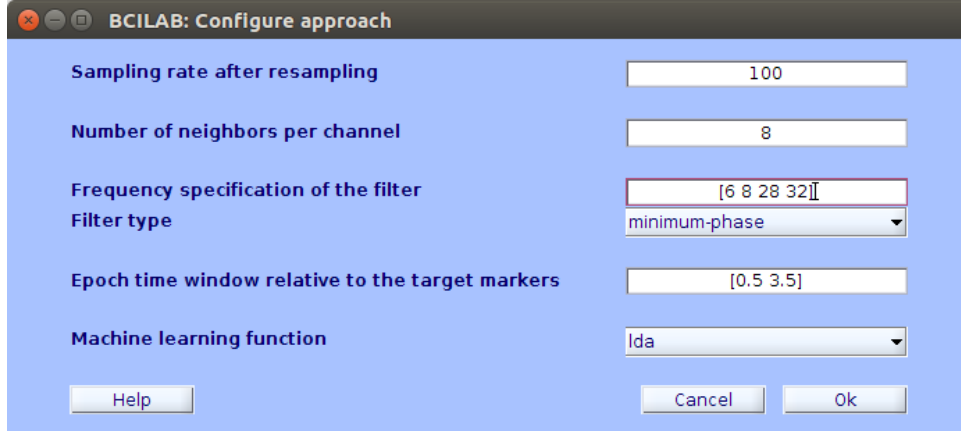
Offline Analysis → New Approach menüsüne tıkladığımızda aşağıdaki pencere gelecektir.



Şekil 4.35. BCI Paradigmaları

CSP, beyindeki salınımlı süreçlerin (occlatory process) ifadesinde mekansal kalıpları öğrenmek ve kullanmak için hızlı ve güçlü bir yöntemdir.(hayal edilen hareketler bağlamında, bu süreçler Olayla İlişkili Senkronizasyon / Desenkronizasyon, ERD / ERS'nin bir etkisidir).

Yaklaşımı seçtikten sonra, yaklaşıma ait parametreleri girmemiz gerekmektedir.



Şekil 4.36. Bir paradigmanın konfigüre edilmesi

#### 4.5.8. Parametrelerin Belirlenmesi

**Örnekleme frekansı:** Veri setinin açıklamasındaki frekansa göre belirlenmektedir.

**Her bir kanalın komşuları:** 4-8 olabilmektedir, elektrod dizilimine göre girilecektir.

**Filtre parametreleri:** Alçak geçiren bir filtre için → [geçiş başlangıcı geçiş sonu],

Bant durduran/geçiren filtre için → [alçak geçiş başlangıcı alçak geçiş bitiş yüksek geçiş başlangıcı yüksek geçiş bitiş] Hz cinsinden belirlenecektir.

Bunların dışında serbest formda bir filtre içinde parametreler girilebilir.

**Epoch zaman penceresi:** Hareketin olduğu zaman aralığıdır. Veri kümesinde birçok farklı olay işaretçisi olabileceğinden, hangilerinin sol / sağ hareketinin hayal hareketinin yakınına geldiğini belirtmek gerekir. (Olay işaretçileri ile deney sonunda EEG veri setindeki zaman noktaları işaretleniyor. Hareketin olduğu aralığının kabaca sn cinsinden değeri)

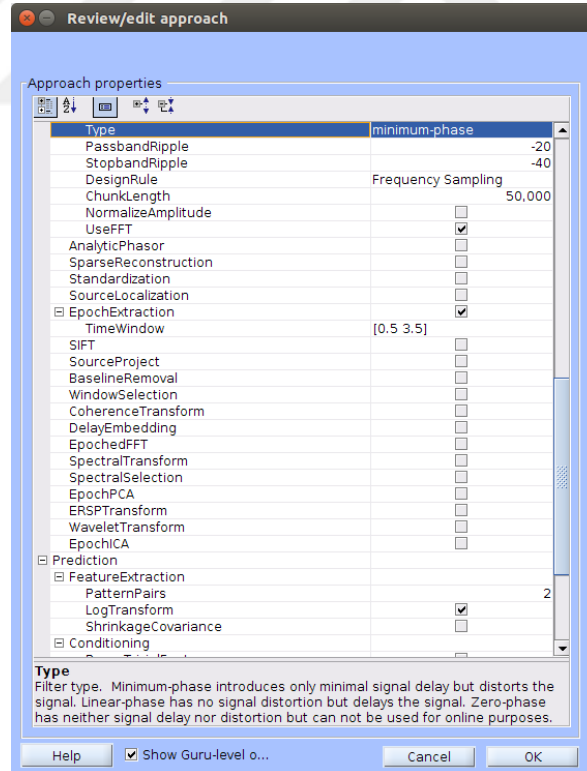
**Makine öğrenmesi fonksiyonu:** lineer discriminant analysis (lda), quadratic discriminant analysis (qda), support vector machines (svm), logistic regression (logreg) gibi yaklaşık 20 teknikten uygun bir tanesi seçilebilir.

CSP paradigması uygulandıktan sonra özellik vektörlerinin dağılımı lda ile sınıflandırmaya uygun olmasından dolayı lda tercih edebiliriz.

Gerekli parametreleri belirttikten sonra kaydedelim.

İlerde düzenleme yapmak istersek Offline Analysis → Modify Approach menüsünden gerekli parametrelere ulaşabiliriz.

Yaklaşımımız üzerinde daha fazla değişiklik yapmak istiyorsak, Offline Analysis → Review Edit / Approach menüsüne tıklayalım.



Şekil 4.37. Yaklaşımı gözden geçirmeye imkan sağlayan panel

GUI üzerinden yaptığımız işlemleri kod olarak girmek istersek aşağıdaki gibi yazabilmektedir.

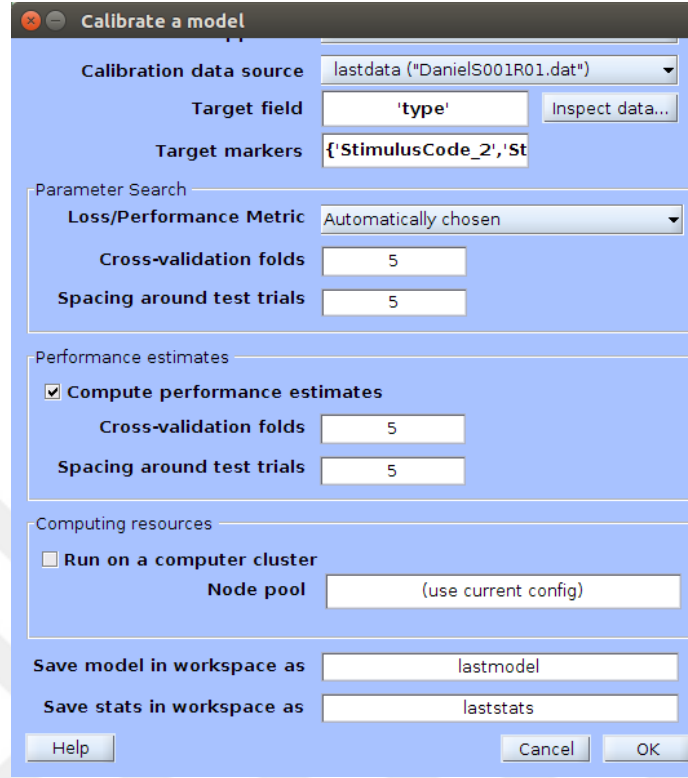
```
➔ approach = {'CSP' 'SignalProcessing',{'EpochExtraction',[0.5 3],'FIRFilter',[7 8 26 28]}};
```

#### 4.5.9. Modelin Eğitilmesi

Belirlemiş olduğumuz yaklaşımı bir model üzerinde gerçekleştirmekteyiz. Model, BCILAB arayüzünde bci\_train fonksiyonuyla çağrılmaktadır. Fonksiyon parametre olarak eğitim verisini, yaklaşımı ve diğer ek özellikleri kabul eder.

Bu fonksiyon, bir yaklaşım ve EEG kalibrasyon verisi göz önüne alındığında sadece modeli öğrenmez, aynı zamanda yeni öngörüler yaparken (gelecek veriler üzerinde) modelin performansının bir tahminini üretir. Bu nedenle, burada kayıp ve model değişkenine atanan iki sonuç döndürülür. Kayıp model için "kayıp tahmini" olarak adlandırılır. Hatalı sınıflandırma oranı, yanlış sınıflandırılacak denemelerin ( hareket hayal gücü olayları) bir kısmının tahminidir.

Yaklaşımı modele uygularken Offline Analysis ➔ Train new model menüsü kullanabiliriz.



**Calibrate a model**

Calibration data source: lastdata ("DanielS001R01.dat")

Target field: 'type' [Inspect data...]

Target markers: {'StimulusCode\_2','St

Parameter Search

Loss/Performance Metric: Automatically chosen

Cross-validation folds: 5

Spacing around test trials: 5

Performance estimates

☒ Compute performance estimates

Cross-validation folds: 5

Spacing around test trials: 5

Computing resources

☐ Run on a computer cluster

Node pool: (use current config)

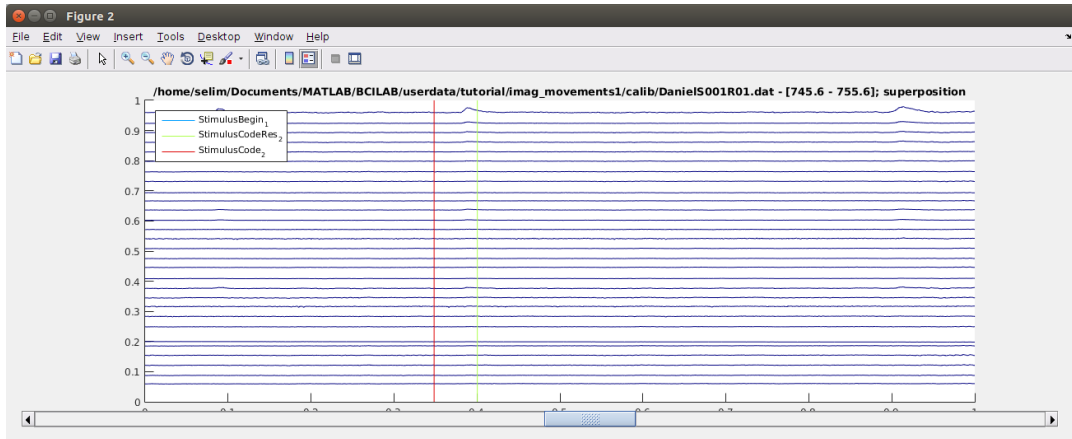
Save model in workspace as: lastmodel

Save stats in workspace as: laststats

[Help] [Cancel] [OK]

Şekil 4.38. Model için ek seçenekler

Açılan pencerede model uygulanmadan önce bazı ek parametreler istenecektir. Burada Inpect data ile yüklenen EEG verisinin çizimine bakılır.



Şekil 4.39. EEG Verisi

TargetMarkers alanına olayla ilgili hedef işaretlerin girilmesi gerekmektedir. EEG verisi üzerinde bulunan dik çiziler bu olayların başladığı zamanı göstermektedir.

Dik çizilerden StimulusCode\_2 ve StimulusCode\_3 işaretçileri sol ve sağ el hareketinin başlangıç noktalarını gösterdiğinden TarketMarkers alanına {'StimulusCode\_2','StimulusCode\_3'} biçiminde girilecektir.

#### 4.5.10. Kayıp/ Performans Ölçütü

Modelin performansı değerlendirirken eğitim verisi parçalara ayrılmaktadır. Burada k-fold cross validation tekniği kullanılarak 10 parçanın 5 tanesi eğitim olarak kullanılır, geri kalan 5 tanesi ise test amacıyla kullanılır.

K-Fold yerine ortalama karesel hata(mse),area under roc (aur) gibi yaklaşık 10 değerlendirme tekniğinden birisi kullanılabilir.

#### 4.5.11. Modelin Bilgisayar Kümesi ile Eğitilmesi

Bu kısım için bcilab ayarlarında bilgisayar kümesine ait host:port tanımlamalarının yapılması gerekmektedir.

Gerekli ayarları yaptıktan sonra OK diyerek modelin eğitimi işlemini başlatıyoruz.

Model eğitilirken kullanılacak kod aşağıdaki gibi olacaktır.

```
➔ [trainloss,lastmodel,laststats] =  
bci_train('Data',traindata,'Approach',approach,'TargetMarkers',{'StimulusCode_2',  
StimulusCode_3'});
```

Bu işlem bilgisayarın kullanıma sunduğu kaynak miktarına, veri setinin uzunluğuna veya kullanılacak yaklaşıma bağlı olarak zaman alabilmektedir. (Bu deneme için ~ 1 dk'dan az sürdü.)

#### 4.5.12. Sonuçların Değerlendirilmesi

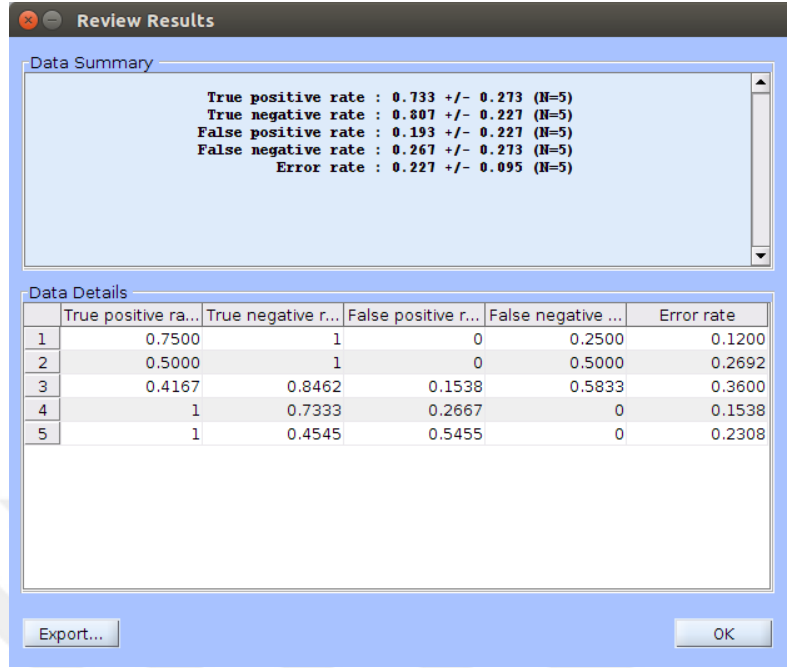
Bu kısım için bcilab ayarlarında bilgisayar kümesine ait host: port tanımlamalarının yapılması gerekmektedir.

Gerekli ayarları yaptıktan sonra OK diyerek modelin eğitimi işlemini başlatıyoruz.

Model eğitilirken kullanılacak kod aşağıdaki gibi olacaktır.

```
➔ [trainloss,lastmodel,laststats] =  
    bci_train('Data',traindata,'Approach',approach,'TargetMarkers',{'StimulusCode_2','  
    StimulusCode_3'});
```

Bu işlem bilgisayarın kullanıma sunduğu kaynak miktarına, veri setinin uzunluğuna veya kullanılacak yaklaşıma bağlı olarak zaman alabilmektedir. (Bu deneme için ~ 1 dk'dan az sürdü.)



Şekil 4.40. Elde edilen sonuçlar

True Positive Rate: Sol el hareketinin doğru sınıflandırma oranlarının ortalaması % 73 (+- 27)

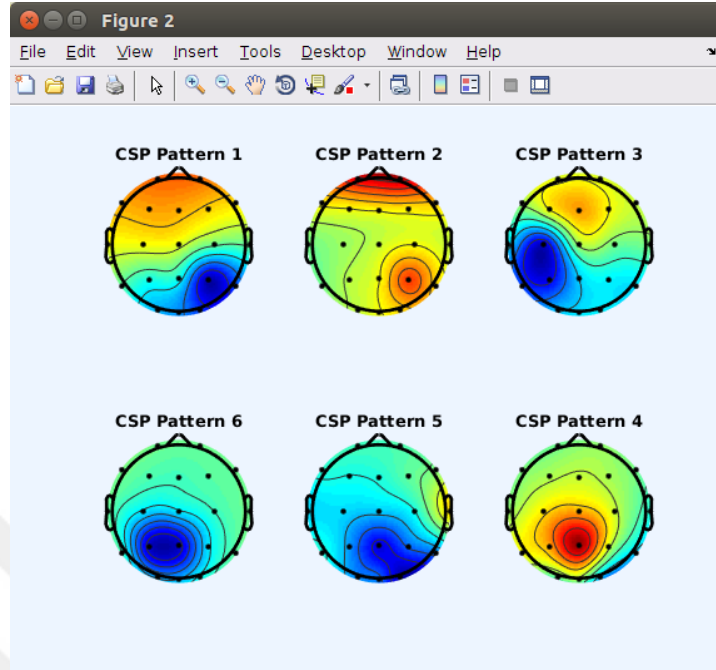
True Negative Rate: Sağ el hareketinin doğru sınıflandırma oranlarının ortalaması % 80 (+- 22)

False Positive/Negative Rate: Yanlış sınıflandırma oranı

Error Rate: Yanlış sınıflandırma oranlarının ortalaması

#### 4.5.13. Sonuçların Görselleştirilmesi

Aşağıdaki resim harekete ait frekans güç yoğunluğunun kanallar üzerindeki dağılımını göstermektedir. CSP kalıpları üzerinde C3, Cz, C4 elektrotlarının denk geldiği bölgeler sağ-sol el veya ayak hareketini gösterir. Bu elektrotlar kafatası üzerinde oksipital loba en yakın olan elektrotlardır. Kafatasının üst arka kısmında, sağ, sol ve orta bölüme konumlandırılmışlardır.



Şekil4.41. Sonuçların görselleştirilmiş hali.

#### 4.5.14. Eğitilmiş Modelin Veri Setine Uygulanması

Modelin başarısını test ettikten sonra, gerçek bir veri seti üzerinde modelimiz uygulanacaktır.

bci\_predict fonksiyonunu kullanarak model ve uygulanacak veriyi gönderebiliriz.

Modeli doğrudan kendi veri setinin üzerinde uyguladığımız takdirde elde ettiğimiz sonuçlar aşağıdaki gibi olacaktır.

#### Matlab Kodu

- ➔ `[prediction,loss,teststats,targets] = bci_predict(lastmodel,traindata);`
- ➔ `disp(['test kayıp sınıflandırma oranı: ' num2str(loss*100,3) '%']);`
- ➔ `disp([' tahmin edilen sınıflar: ',num2str(round(prediction{2}*prediction{3}'))]); %  
sınıf olasılığı * sınıf değerleri`
- ➔ `disp([' doğru sınıflar : ',num2str(round(targets'))]);`

Sonuçlar aşağıdaki gibi bulunmuştur;

Sonuçlardaki 1 değerleri sol, 2 sağ el hareketine karşılık gelmektedir.

kayıp sınıflandırma oranı: 10.2%

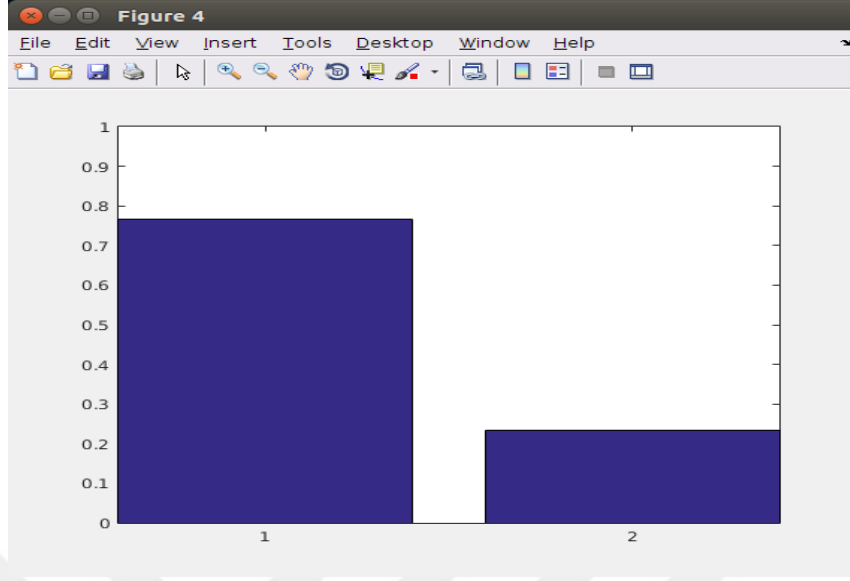
Tahmin edilen sınıflar: 1 1 1 2 1 1 2 2 1 1 2 1 1 2 1 2 1 1 1 2 1 1 2 2 2 2 2 1  
2 2 1 1 2 1 1 1 1 1 2 2 1 1 2 1 2 1 2 2 1 2 1 2 1 1 1 1 2 2 1 1 1 1 2 2 1  
1 1 2 1 1 1 1 2 1 2 2 1 2 1 2 2 2 1 2 1 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 1 1 2 1 1 1 1 1 2  
2 2 2 2 1 1 2 2 2 2 2 1 2 1 1 2 2 1 2 2 2 1 1 2 1 2

Doğru sınıflar: 1 1 2 2 1 1 2 2 1 1 2 2 1 2 1 2 1 1 1 2 1 1 2 2 2 2 2 1 2 2 1  
1 2 1 1 1 1 1 2 2 1 1 2 2 2 1 2 2 1 2 2 2 1 1 1 2 2 2 1 1 1 1 2 2 1 1 2 2  
1 2 1 1 2 1 2 2 1 2 1 2 1 2 1 2 1 1 2 2 1 1 2 2 2 1 1 2 1 1 1 1 1 2 2 1 2  
2 1 1 2 2 2 2 2 1 2 1 1 2 1 1 2 2 2 1 1 2 1 2

#### 4.5.15. Modelin Gerçek Zamanlı Simülasyonu

Bu yöntem kullanılarak gerçek zamanlı veriler modele geri besleme olarak uygulanmaktadır.

Uygulama çerçevesinde tahmin edilen sınıflara ilişkin veriler bar grafiği olarak gösterilmektedir.



Şekil 6

4.42. Sonuçlardan elde edilen grafik.

#### 4.5.16. Sınıf için Yapılabilecek İşlemler

BBCI tarafından düzenlenen yarışmada yarışmacılara Dataset IIIa 4 (Sağ el, Sol el, Ayak, Dil) motor görüntülerini içeren veri seti sunulmuş ve sınıflandırmaları istenmiş.

Yarışmacıların aldığı sonuçlar ve uyguladıkları yöntemler aşağıdaki gibidir.

| #. | contributor  | kappa  | K3 | K6     | L1     |        |
|----|--------------|--------|----|--------|--------|--------|
| 1. | Cuntai Guan  | 0.7926 |    | 0.8222 | 0.7556 | 0.8000 |
| 2. | Gao Xiaorong | 0.6872 |    | 0.9037 | 0.4333 | 0.7111 |
| 3. | Jeremy Hill  | 0.6272 |    | 0.9481 | 0.4111 | 0.5222 |

Uyguladıkları yöntemlerden bazıları (OVR CSP ) BCILAB üzerinde bulunmuyor. CSP nin 2 den fazla sınıf üzerinde çalıştırılırken OVR yöntemiyle genişletilebilir.



## 5. SONUÇLAR

Sosyal bir birey olan insanın çevresiyle iletişim kurabilmesi, yaşamsal faaliyetlerini sürdürebilmesi için en önemli aktivitelerinden biridir. Bu aktivitelerini belirli kaza, hastalık gibi bazı sebeplerle kaybeden bireylerin adeta vücutlarına hapsolmalarının önüne geçmek adına bu tez çalışması ele alınmıştır.

Çalışma kapsamında Emotiv Epoc+ EEG Headset ve Emotiv Insight Headset kullanılarak, tasarlanan heceleme sistemi kullanılmıştır. Epoc+ EEG cihazı ile alınan sinyaller önışlemlerden geçirilerek gürültülerden arındırılmıştır. Teknik ve biyolojik gürültülerden arındırılan ham EEG sinyaller öznitelik çıkarımı için kullanılabilir duruma getirilmiştir. Bu sinyallerden öznitelik çıkarımı yapılarak o sinyale ait birçok bilgi edilmiştir ve sınıflandırma adımı ile bu bilgiler anlamlı kümeler haline getirilmiştir. Bu sınıflandırma işlemi ile sinyaller bir bilgisayara, robotik kol, araca komut verebilecek duruma getirilmiştir.

Yapılan kullanımlarda Epoc+ ve Insight model EEG cihazları kıyaslanmıştır. Karşılaştırma sonucunda, Epoc+ cihazın kullanım açısından Insight model EEG cihazına göre daha zor olduğunu görülmüştür. Epoc+ EEG cihazı sensörlerinin jel ile ıslatılması gerekmektedir. Ayrıca fazla sayıda sensör olması sebebiyle tüm sensörlerin kullanıma uygun(yeşil) olması gerekliliğinden dolayı dezavantajlı olmuştur.

Insight model EEG cihazı ise kolay kullanım, sensörlerinin sürekli olarak jel kullanımı gerektirmemesi konularında avantajlı olmuştur. İki cihaz arasındaki karmaşık projelerde kullanılabilir olma durumu değerlendirildiği zaman ise Epoc+ cihazı Insight cihazına göre avantajlı duruma geçmiştir.

Kullanım kolaylığı açısından dezavantaj getiren çok kanallı olma durumu karmaşık projelerde kullanım söz konusu olduğunda avantaj durumuna geçmiştir. Daha fazla kanaldan alınan sinyallerin daha kapsamlı analiz edilmesi olanağı sağlamaktadır. Çok komutlu projelerde Insight cihazı bu açıdan uygun olmamaktadır.

Tasarlanan sistem arayüzü göz önüne alındığında tasarımda bulunan görsel uyaranların daha büyük olması kullanıcı cevabını olumlu yönde etkilemiştir. Kullanıcı daha başarılı odaklanabilmiş, daha az göz yorgunluğu yaşamıştır. Uyaranın boyutunun küçük olması bu durumu tam tersi şekilde etkilemiştir.

Tasarlanan sistem birçok kullanıcı ile test edilmiştir. Saçlı deri üzerinden yapılan denemelerde kullanıcının saç yoğunluğu, saç uzunluğu gibi faktörler sistemin kararlılığını etkileyebilmektedir. Testler saçları kısa erkek bireyler üzerinde denendiği zaman yüksek oranda başarımla alırken, saçları uzun ve yoğun erkek bireyler ile saçları uzun ve yoğun kadın bireyler üzerinde test edildiği zaman harflerin hatalı yazılması ile karşılaşılabilir.

Geliştirilen sistemden olumlu çıktılar elde edebilmek adına cihaz 180 derece döndürülerek, normal kullanımına ters biçimde kullanılmıştır. Görsel uyarana bağlı olarak oksipital bölgeden daha verimli sinyal almak adına yapılan bu işlem, cihazın düz kullanımına oranla, sınıflandırma ve komutlandırmanın kolay olmasını sağlamıştır.

Yapılan çalışmada ekranda bulunan görsel uyarılar doğrultusunda kullanıcılardan istedikleri kelimeyi yazdırmaları, silmeleri, seslendirmeleri gibi fonksiyonları başarılı bir şekilde tamamladıkları görülmüştür.

Tez kapsamında önerilen ikincil bir sistem olan BBA sistemi ile bir quadcopter kontrolü sağlama sistemi için araştırmalar ve literatür çalışmaları yapılmıştır. Bu çalışmalar ışığında görülmüştür ki son yıllarda bu alanda çalışmalar artmış, birçok yenilikçi fikir ortaya çıkmıştır. Yine yapılan literatür çalışması göstermiştir bilim insanları robot, robotik kol, tekerlekli sandalye gibi bir çok elektronik cihazı BBA sistemleri ile kullanmayı başarmışlardır. Bu bilgiler ışığında tasarlanan BBA sistemi ile 4 motorlu bir quadcopterin yatay ve dikey olmak üzere 4 yöne hareketi simülasyon ortamında sağlanmıştır. Simülasyon ortamında sağlanan başarımın ekran görüntüleri ve detaylı anlatımı sağlanmıştır.

## KAYNAKLAR

- [1] **Caton, R.**, (1875). The electric currents of the brain. Br.Med. J. 2,278.
- [2] **Berger, H.**, (1929) ‘‘Uber das electrenkephalogramm des menchen.’’, Arch Psychiatr Nervenkr, Vol 87, 527-570.
- [3] **Vidal, JJ.** (1973), Toward direct brain computer communication. Annu rev Biopsy Bioeng 2: 157-180
- [4] **Vidal, JJ.** (1977),Real time detection of brain events in EEG, IEEE Proc. 65 (5); 633-664
- [5] **Sutter E.E.** The brain responseinterface communication through visually-induced electrical brain responses, Journal of Mi crocomputer Applications,15, 31-45
- [6] **Farwell, L.A ve Donchin E.**, Talking off the top of the head toward a mental prosthesis utilizing event-releated brain potentials, Electroenceph. Clin.Neurophysiol., 510-523
- [7] **Wolpaw R.J., Birbaumer N., McFarland, DJ., Pfurtscheller, G., Vaughan, T.M.** 2002. ‘‘brain computer interfaces for communication and control.’’ Clinical Neurophysiology, 113, 767-791
- [8] **Cambell A.T. 2010. 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, New Delhi India.
- [9] **Grigorescu, S.M.** 2012 ‘‘A BCI-controlled robotic assistant for quadriplegic people in domestic and Professional life.’’ Robotica 30. 3. 419
- [10] **Kubben P.L. and Pouratian, N.**, 2012. An open source and cross platform framework for Brain Computer interface guided robotic arm control. Surg. Neurol int. 3 149

- [11] **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 Advance Cognitive Technologies and Applications,2012.
- [12] **Soman Sumit and Murthy B.K.,** 2015. Using brain computer interface for synthesized speech communication for the physically disabled, *Procedia Computer Science* 46 (2015) 292-298
- [13] **Fakhruzzaman N. Muhammad, Riksakomara E.,Suryotrisongko H.,** 2015. EEG wave identification in human brain with Emotiv Epoc for motor imagery, *Procedia Computer Science* Vol72, 269-276
- [14] **Soekadar R.S., Birbaumer N.,Slutzky W.M., Cohen G.L,** 2015. Brain-machine interfaces in neurorehabilitation of stroke, *Neurobiology of Disease*, Vol83, 172-179.
- [15] **Ozmen G.N,** “Beyin Bilgisayar Arayüzü Tasarımı İçin Farklı Zihinsel Aktiviteler Esnasında Oluşan EEG İşaretlerinin Analiz Edilmesi ve Sınıflandırılması”, *Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 2010
- [16] **Bascıl S.M,** “Beyinde Üretilen Yöne Bağlı EEG Sinyallerinin Öznitelik Çıkarımı Yardımıyla Sınıflandırılması”, *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 2015
- [17] **Aydemir,** “Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulamalarına Yönelik EEG İşaretleri İçin Öznitelik Çıkarma”, *Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*,2008
- [18] **Olgun N., Gokbulut M., Tanyıldızı E.,** ” SSVEP Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzü Tasarımı ve Sistem Otomasyonu”, *Fırat Üniv. Fen Bilimleri Enstitüsü*,2014.
- [19][http://bilimgenc.tubitak.gov.tr/sites/default/files/insan\\_beyninin\\_bolumleri\\_ne\\_tur\\_isle\\_vler\\_ustlenir.jpg](http://bilimgenc.tubitak.gov.tr/sites/default/files/insan_beyninin_bolumleri_ne_tur_isle_vler_ustlenir.jpg) [Erişim: 12-Ara-2017].
- [20] <http://ekstremlbilgi.com/wp-content/uploads/2016/04/beynin-yapisi.jpg> [Erişim: 12-Ara-2017].
- [21] [https://hypnotistanbul.com/wp-content/uploads/2014/06/Beyin-Dalgaları\\_hipnoz\\_750x500.jpg](https://hypnotistanbul.com/wp-content/uploads/2014/06/Beyin-Dalgaları_hipnoz_750x500.jpg) [Erişim: 12-Ara-2017].

- [22] **B. Graimann, B. Allison, and G. Pfurtscheller.** Brain-Computer Interfaces: Revolutionizing Human-Computer Interaction. Springer Verlag, 2011.
- [23] **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.
- [24] **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.
- [25] **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.
- [26] **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.
- [27] **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.
- [28] **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.
- [29] **Kumar, P. S., Arumuganathan, R., Sivakumar, K. ve Vimal, C.,** ‘A Wavelet based Statistical Method for De-Noising of Ocular Artifacts in EEG Signals’, JCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, VOL.8 No.9, 2008, 87-92.

- [30] **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.
- [31] **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.
- [32] **Jackson, J.E. :** A User’s Guide To Principal Components, John Wiley&Sons Inc. Canada, 1991.
- [33] **Hyvarinen, A.,** Survey on Independent Component Analysis, Neural Comp. Surveys, (1999).
- [34] **Hyvarinen, A., Karhunen J. ve Oja, E.,** Independent Component Analysis, John Wiley and Sons. Inc., 2001.
- [35] **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.
- [36] **D. Regan,** Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine. New York: Elsevier, 1989.
- [37] **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.
- [38] **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.
- [39] **Volosyak I** (2011). SSVEP-based Bremen-BCI interface--boosting information transfer rates. J Neural Eng 8 (3): 036020.

- [40] **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.
- [41] **H. Hotelling,** "RELATIONS BETWEEN TWO SETS OF VARIATES \*.", Biometrika Trust, c. 28, sayı 3, ss. 321–377, 1936
- [42] "C# Programlama Kılavuzu". Çevrimiçi adresi: <https://msdn.microsoft.com/trtr/library/67ef8sbd.aspx>. [Erişim: 25-Oca-2017].
- [43] "XNA Game Studio 4.0". Çevrimiçi adresi: <https://msdn.microsoft.com/enus/library/bb200104.aspx>. [Erişim: 25-Kas-2016].
- [44] <https://www.emotiv.com/epoc/> [Erişim: 12-Ara-2017].
- [45] <https://www.emotiv.com/insight/> [Erişim: 12-Ara-2017].
- [46] **Bhattacharyya, S., Basu, D., Konar, A., & Tibarewala, D. N.** (2015). Interval type-fuzzy logic based multiclass ANFIS algorithm for real-time EEG based movement control of a robot arm. *Robotics and Autonomous Systems*, 68, 104-115.
- [47] **Alomari, M. H., Samaha, A., & AlKamha, K.** (2013). Automated classification of L/R hand movement EEG signals using advanced feature extraction and machine learning. *arXiv preprint arXiv:1312.2877*.
- [48] **Ranky, G. N., & Adamovich, S.** (2010, March). Analysis of a commercial EEG device for the control of a robot arm. In *Bioengineering Conference, Proceedings of the 2010 IEEE 36th Annual Northeast* (pp. 1-2). IEEE
- [49] **Millan, J. R., Renkens, F., Mourino, J., & Gerstner, W.** (2004). Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG. *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, 51(6), 1026-1033.
- [50] **Jia, W., Huang, D., Luo, X., Pu, H., Chen, X., & Bai, O.** (2012, August). Electroencephalography (EEG)-based instinctive brain-control of a quadruped locomotion robot. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE* (pp.1777-1781). IEEE.
- [51] **Bi, L., Fan, X. A., & Liu, Y.** (2013). EEG-based brain-controlled mobile robots: a survey. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 43(2), 161-176.

- [52] **Chae, Y., Jeong, J., & Jo, S.** (2012). Toward brain-actuated humanoid robots: asynchronous direct control using an EEG-based BCI. *IEEE Transactions on Robotics*, 28(5), 1131-1144.
- [53] **Güneysu, A., & Akin, H. L.** (2013, July). An SSVEP based BCI to control a humanoid robot by using portable EEG device. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 6905-6908). IEEE.
- [54] **Malki, A., Yang, C., Wang, N., & Li, Z.** (2015, April). Mind guided motion control of robot manipulator using eeg signals. In *Information Science and Technology (ICIST), 2015 5th International Conference on* (pp. 553-558).IEEE.
- [55] **Tanwani, A. K., & Billard, A.** (2014, August). Rewards-driven control of robot arm by decoding EEG signals. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1658-1661). IEEE.
- [56] **Garcia, A. P., Schjølberg, I., & Gale, S.** (2013, December). EEG control of an industrial robot manipulator. In *Cognitive Infocommunications (CogInfoCom), 2013 IEEE 4th International Conference on* (pp. 39-44). IEEE.
- [57] **Perera, C. J., Lalitharatne, T. D., & Kiguchi, K.** (2017, May). EEG-controlled meal assistance robot with camera-based automatic mouth position tracking and mouth open detection. In *Robotics and Automation (ICRA), 2017 IEEE International Conference on* (pp. 1760-1765). IEEE.
- [58] **Munkanpalli, S. V., Sagat, S. P., & Mali, M. D.** (2016, December). Design and development of EEG controlled mobile robots. In *Advances in Electronics, Communication and Computer Technology (ICAECCT), 2016 IEEE International Conference on* (pp. 133-138). IEEE.
- [59] **Katona, J., Ujbanyi, T., Sziladi, G., & Kovari, A.** (2016, October). Speed control of Festo Robotino mobile robot using NeuroSky MindWave EEG headset based brain-computer interface. In *Cognitive Infocommunications (CogInfoCom), 2016 7th IEEE International Conference on* (pp. 000251-000256). IEEE.
- [60] **Minati, L., Yoshimura, N., & Koike, Y.** (2016). Hybrid Control of a Vision-Guided Robot Arm by EOG, EMG, EEG Biosignals and Head Movement Acquired via a Consumer-Grade Wearable Device. *IEEE Access*, 4, 9528-9541.
- [61] **Kiguchi, K., & Hayashi, Y.** (2013, October). Motion estimation based on EMG and EEG signals to control wearable robots. In *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2013 IEEE International Conference on* (pp. 4213-4218). IEEE.

- [62] **Yordanov, Y., Tsenov, G., & Mladenov, V.** (2017, September). Humanoid robot control with EEG brainwaves. In *Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS)*, 2017 9th IEEE International Conference on (Vol. 1, pp. 238-242). IEEE.
- [63] **Teng, T., Bi, L., & Fan, X. A.** (2015, June). Using EEG to recognize emergency situations for brain-controlled vehicles. In *Intelligent Vehicles Symposium (IV)*, 2015 IEEE (pp. 1305-1309). IEEE.
- [64] **Lu, Y., Hu, Y., Liu, R., Wang, H., Asama, H., & Duan, F.** (2016, July). The design of simulation vehicle system controlled by multichannel EEG based on imaginary movements. In *Control Conference (CCC)*, 2016 35th Chinese (pp. 4976-4981). IEEE.
- [65] **Zhuang, J., & Yin, G.** (2017, July). Motion control of a four-wheel-independent-drive electric vehicle by motor imagery EEG based BCI system. In *Control Conference (CCC)*, 2017 36th Chinese (pp. 5449-5454). IEEE.
- [66] **Cernea, D., Olech, P. S., Ebert, A., & Kerren, A.** (2012). Controlling in-vehicle systems with a commercial eeg headset: performance and cognitive load. In *OASIS-OpenAccess Series in Informatics (Vol. 27)*. Schloss Dagstuhl-Leibniz-Zentrum für Informatik.
- [67] **Teng, T., Bi, L., & Liu, Y.** (2017). EEG-Based Detection of Driver Emergency Braking Intention for Brain-Controlled Vehicles. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*.
- [68] **Utsugi, K., Obata, A., Sato, H., Katsura, T., Sagara, K., Maki, A., & Koizumi, H.** (2007, August). Perceptual interaction of optical BCI applications. In *ACM SIGGRAPH 2007 posters* (p. 155). ACM.
- [69] **Huh, W. G., & Cho, S. B.** (2015, November). Optimal partial filters of EEG signals for shared control of vehicle. In *Soft Computing and Pattern Recognition (SoCPaR)*, 2015 7th International Conference of (pp. 290-293). IEEE.
- [70] **Krishna, D. H., Pasha, I. A., & Savithri, T. S.** (2016, January). Autonomuos robot control based on EEG and cross-correlation. In *Intelligent Systems and Control (ISCO)*, 2016 10th International Conference on (pp. 1-4). IEEE.
- [71] **Banik, B. C., Ghosh, M., Das, A., Banerjee, D., Paul, S., & Neogi, B.** (2017, March). Design of mind-controlled vehicle (MCV) & study of EEG signal for three mental states. In *Devices for Integrated Circuit (DevIC)*, 2017 (pp. 808-812). IEEE.

- [72] **Senoussi, M., Verdiere, K. J., Bovo, A., Chanel, C. P. C., Dehais, F., & Roy, R. N.** (2017, October). Pre-stimulus antero-posterior EEG connectivity predicts performance in a UAV monitoring task. In Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2017 IEEE International Conference on (pp. 1167-1172). IEEE.
- [73] **Singandhupe, A., La, H. M., Feil-Seifer, D., Huang, P., Guo, L., & Li, M.** (2017).Securing a UAV Using Individual Characteristics From an EEG Signal. arXiv preprint arXiv:1704.04574.
- [74] **Gollahalli, A. R.** (2015). Brain-computer interfaces for virtual Quadcopters based on a spiking-neural network architecture-NeuCube (Doctoral dissertation, Auckland University of Technology).
- [75] [www.kosmina.eu](http://www.kosmina.eu), Ploting a Drone With Your Brain
- [76] **McKeeth, J.** 2015. Building a Thought Control Drone. InterDrone Conference

## **EKLER**

**Ek 1.** Emotiv Epoc+ EEG Headset Teknik Özellikleri

**Ek 2.** Emotiv Insight Headset Teknik Özellikleri



### **Emotiv Epoc+ EEG Headset Özellikleri**

- Kolay kullanım ve dizayn
- Kablosuz kullanım ve yeniden kullanılabilir olma
- 12 saat süreli lityum batarya
- Windows, OSX, Linux, Android ve IOS işletim sistemlerinde kullanılabilme
- Ham EEG sinyallerin kullanıcıya sunma
- 14 kanal, 2 referans topla 16 kanala sahip olma
- 128 / 256 sps örnekleme periyoduna sahip olma
- 0.2 – 43 Hz frekans alabilme
- 50 ve 60 Hz şehir şebekesinden arındırma,
- 2 GB RAM
- Microsoft 7,8,10 ile kullanım
- Intel Pentium G
- Mac OSX
- 500 MB hard disk gerektirme
- Ubuntu 16.04, Fedora 20
- 200 MB disk alanı gerektirme

### **Emotiv Insight EEG Headset Özellikleri**

- Hafif, kolay, ergonomik kullanım
- Yüksek çözünürlükte beyin sinyalleri kaydı
- Saç özelliklerine minimum bağımlı teknoloji
- Tablet, PC ve telefona kablosuz bağlantı
- En az 4 saat kullanım
- Windows, OSX, Linux, Android, IOS işletim sistemlerinde kullanım
- Ham EEG sinyali kaydedebilme
- 5 kanala sahip olma
- 128 sps örnekleme periyoduna sahip olma
- 0.5 mikrovolt minimum ölçüm
- 1-43 Hz arası frekans ölçümü
- Win XP, Vista, 7,8 ile kullanım
- 2 GB RAM
- 200 MB disk gerektirme
- MAC OSX
- 2 GB RAM
- 500 MB disk gerektirme
- 2.4 GHz
- Ubuntu 12.04

## ÖZGEÇMİŞ

Ayşe Beyza GÖKBULUT, 1993 yılında Elazığ’ da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Elazığ’da tamamladı.2011 yılında Fırat Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümüne başladı. Bu bölümü 2015 yılında Fırat Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Yazılım Anabilim dalında araştırma yüksek lisans yapmaya başladı. 2016 yılında özel bir şirkette çalışmaya başladı ve halen devam etmektedir.

