KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRO-OPTİK SİSTEM MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İLE DC MOTORUN HIZ VE YÖN KONTROLÜNÜ SAĞLAYAN İLETİŞİM SİSTEMİNİN TASARIM VE GERÇEKLENMESİ

CANER GEZGEZ

KOCAELİ 2021

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRO-OPTİK SİSTEM MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İLE DC MOTORUN HIZ VE YÖN KONTROLÜNÜ SAĞLAYAN İLETİŞİM SİSTEMİNİN TASARIM VE GERÇEKLENMESİ

CANER GEZGEZ

Prof. Dr. Elif KAÇAR		
Danışman,	**Kocaeli Üniversitesi**	**.....**
Prof. Dr. Emine CAN		
Jüri Üyesi,	**Medeniyet Üniversitesi**	**.....**
Doç. Dr. Erhan AKMAN		
Jüri Üyesi,	**Kocaeli Üniversitesi**	**.....**

Tezin Savunulduğu Tarih: 26.01.2021

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu çalışma Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 2017/102 numaralı yüksek lisans tez projesi kapsamında desteklenmiş ve Fizik Bölümü Plazma Fiziği Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmam boyunca bana değerli vaktini ayıran, iyi niyeti ile tecrübelerini esirgemeyen, akademik yaşamımda gelişmemi sağlayan Sayın Prof.Dr. Elif KAÇAR'a en içten dileklerimle teşekkür eder saygılarımı sunarım.

Beni her koşul altında destekleyen ve her zaman yanımda olan canım aileme sonsuz minnetlerimi sunarım.

Ocak – 2021 Caner GEZGEZ

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
TABLOLAR DİZİNİ vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ viii
ÖZET ix
ABSTRACT x
GİRİŞ 1
1. BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ 3
1.1. Giriş…… 3
1.2. Beyin-Bilgisayar Arayüzü Tarihsel Gelişimi 3
1.3. Beyin-Bilgisayar Arayüzü ve Bileşenleri 7
1.3.1. Beyinde elektriksel aktivite 7
1.3.2. Beyin ve bilgi işleme 9
1.3.3. Beyindeki elektriksel aktiviteler için ölçüm yöntemleri 12
1.3.4. Beyin-bilgisayar arayüzü sistemlerinde kullanılan EEG cihazları 15
1.4. Beyin-Bilgisayar Arayüzü Uygulama Alanları 17
2. BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İLE LRF VE DC MOTORUN KONTROLÜNÜ SAĞLAYAN İLETİŞİM SİSTEMİNİN TASARIM VE GERÇEKLENMESİ 19
2.1. Giriş…… 19
2.2. Beyin Bilgisayar Arayüzü ile LRF ve DC Motor Kontrolünü Sağlayan İletişim Sisteminin Tasarımı 20
2.2.1. BBA kontrollü iletişim sistemi ve temel bileşenler 20
2.2.1.1. EEG sinyal algılayıcı 21
2.2.1.2. Mikro denetleyici, DC motorlar ve LRF 26
2.2.2. BBA kontrollü iletişim sistemi ve geliştirilen uygulama ilişkileri 27
2.3. Zihinsel Görevlere Dayalı Örüntü Tanıma Yaklaşımıyla LRF ve iki adet DC Motorun Kontrolü… 28
2.3.1. BBA kontrollü LRF ve DC motorlar sisteminin performans analizi…… 36
2.3.2. BBA ile DC motor seçimi ve hız kontrolünün performans analizi…… 40
2.4. Sonuç…… 44
3. BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İLE SANAL KARAKTER KONTROLÜ VE PERFORMANS METRİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI 45
3.1. Giriş…… 45
3.2. BBA Kontrollü Sanal Karakter Tasarımı ve Bileşenleri 46
3.2.1. Oyun Motoru ve bileşenleri 47
3.2.2. Oyun tasarımı 50
3.3. BBA Kontrollü Sanal Karakter ve Performans Metrikleri 54
3.3.1. BBA kontrollü oyun 54
3.3.2. Performans metriklerinin karşılaştırılması 56
3.4. Sonuç…… 62
4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 63
KAYNAKLAR 65

EKLER 71
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER 75
ÖZGEÇMİŞ 76

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Gelişen teknolojiler için Garther eğrisi 6
Şekil 1.2. Nöronun yapısı 7
Şekil 1.3. Nöronal Aksiyon Potansiyeli 8
Şekil 1.4. Serebral korteksin bölümleri 10
Şekil 1.5. Dr. Penfield tarafından oluşturulan ve beynin hangi bölgesinin vücutta hangi bölgeyi kontrol ettiğine ilişkin motor kortekse ait bir harita 10
Şekil 1.6. Serebral korteksin girintili (sulkus) ve çıkıntılı (girus) yapısı 11
Şekil 1.7. Elektroensefalografi (EEG) kaydı için uluslararası 10-20 standardında elektrot konumları 13
Şekil 1.8. BBA uygulamalarında kullanılan ticari deneysel kitler (a) Emotiv Epoc+ ve (b) DSI-VR300 16
Şekil 2.1. Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminin ana akış şeması. (01) EEG sinyallerinin elde edildiği Emotiv Epoc+ cihazı, (02) Sinyallerin kaydedildiği ve işlendiği bilgisayar, (03) Bilgisayar ile LRF ve DC motorlar arasında iletişimi sağlayan yazılım, (04) Lazer Mesafe Ölçer (LRF), (05) Bilgisayar ile DC motor arasında iletişimi sağlayan Arduino, motor sürücüsü ve hareket kontrolü sağlanacak DC motorlar 20
Şekil 2.2. Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminde beyin sinyallerinin algılanması için kullanılan Emotiv Epoc+ cihazı 21
Şekil 2.3. Uluslararası 10/20 standardına göre Emotiv Epoc+ elektrotların (sensör) konumları 22
Şekil 2.4. Emotiv Epoc+ cihazının elektrotlarının montajı ve hidratlanması 22
Şekil 2.5. Kaliteli EEG sinyallerinin elde edilmesi için Emotiv Epoc+ cihazının varsayılan konumlandırılması 23
Şekil 2.6. P300 uyarılmış potansiyellerinde en iyi sonuç alınabilen kanallar 23
Şekil 2.7. Emotiv Epoc+ sensör haritası ve sinyallerin kalitesini ifade eden renkler 24
Şekil 2.8. Emotiv Xavier ControlPanel yazılımı ve zihinsel komutlar eğitim arayüzü 25
Şekil 2.9. Emotiv Xavier EmoKey ve Emotiv Xavier Composer yazılımı 25
Şekil 2.10. Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminde kullanılan (a) Arduino Uno Rev3 modeli, (b) Arduino Motor Shield, (c) Arduino IDE 26
Şekil 2.11. Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminde kullanılan Lazer Mesafe Ölçer 27
Şekil 2.12. Geliştirilen BBA kontrollü iletişim sistemi ile gerçekleştirilen deneylerin uygulama ortamı 28
Şekil 2.13. Xavier ControlPanel zihinsel komutlar eğitim arayüzü 29
Şekil 2.14. Lazer mesafe ölçerin kontrolü için C# dili kullanılarak geliştirilen ve “LRF-KONTROL” olarak adlandırılan yazılımın akış şeması 30
Şekil 2.15. Lazer mesafe ölçerin kontrolü için C# dili kullanılarak geliştirilen yazılımın kontrol paneli 31
Şekil 2.16. Zihinsel komutlar ile DC Motorların hız ve yön kontrolünü sağlayan ve C# dili kullanılarak geliştirilen yazılımın kontrol paneli 32

Şekil 2.17. Tasarlanan sistemde kullanılan Arduino, motorlar, motor sürücüsü ve güç kaynağı bağlantılarını içeren devre şeması ile kullanılan pinler ve fonksiyonları 33
Şekil 2.18. Mental komutlar ile motorların seçimini ve hız kontrolünü sağlayan kodlar ve Arduino IDE 33
Şekil 2.19. Emotiv Epoc+ cihazından gelen sinyallerle ilişki kurmak için, hedef uygulamaya tuş vuruşu göndermek için yazılan EmoKey kuralları 35
Şekil 2.20. Zihinsel komut sayısına göre katılımcıların beceri dereceleri 38
Şekil 2.21. Zihinsel komut sayısına göre komutların eğitim tekrar sayısı 39
Şekil 2.22. EEG sinyallerini kayıt cihazının beyin sinyallerini sağlıklı bir şekilde alınmasını etkileyen faktörler, (a) elektrotların oksitlenmesi (b) GSM ve Bluetooth (c) kablosuz bağlantı alanı..... 39
Şekil 2.23. Deney esnasında “DC-KONTROL” adlı yazılıma ait kontrol paneli, DC motorlar ve katılımcı 40
Şekil 2.24. Katılımcının 15. ve 45. saniyeler arasında Motor A’yı düşünmesi sonucu kaydedilen motor hız seviyesinin (eylem gücü biriminde) zamana bağlı olarak değişimi 41
Şekil 2.25. (a) Katılımcının 45. ve 75. saniyeler arasında Motor B’yi düşünmesi sonucu kaydedilen motor hız seviyesinin (eylem gücü biriminde) zamana bağlı olarak değişimi. (b) Veri yoğunluğunun fazla olduğu bölgede (55. ve 75. saniyeler arasında) motor hız seviyesinin zamana bağlı olarak değişimi..... 42
Şekil 2.26. Katılımcının 15. ve 45. saniyeler arasında Motor A’yı düşünmesi, 45. ve 75. saniyeler arasında Motor B’yi düşünmesi sonucu kaydedilen motor hız seviyesinin (eylem gücü biriminde) zamana bağlı olarak değişimi 43
Şekil 3.1. BBA ile sanal karakter kontrol sistem tasarımının akış şeması. (01 adım) EEG sinyallerinin elde edildiği Emotiv Epoc+ cihazı; (02 adım) Sinyallerin kaydedildiği ve işlendiği bilgisayar; (03 adım) Emotiv Epoc+ ile oyun karakteri arasında iletişimi sağlayan EmoKey; (04 adım) Hareket kontrolü sağlanacak oyun karakteri/oyun 46
Şekil 3.2. Unity Editör arayüzü. (A) Araç çubuğu, (B) hiyerarşi penceresi, (C) oyun görünümü, (D) sahne görünümü, (E) inspector penceresi ve (F) proje penceresi 47
Şekil 3.3. Birkaç bileşene sahip basit bir küp GameObject’i..... 48
Şekil 3.4. Transform bileşenine ait eksenlerin renk kodlaması..... 49
Şekil 3.5. Unity kullanıcı arayüzü (Unity UI)..... 49
Şekil 3.6. Tasarlanan 2B oyunun seviyeleri. (a) “Seviye 1” tek görev içeren seviye, (b) “Seviye 2” çoklu görev içeren seviye..... 50
Şekil 3.7. Sanal karakter kontrolünü sağlayan yazılımın akış diyagram..... 52
Şekil 3.8. Seviye 2’deki oyun karakterinin engellere ateş edip yok etmesi..... 53
Şekil 3.9. BBA kontrollü oyunun sanal karakterinin gönüllü katılımcı ile performans çalışması 55
Şekil 3.10. Geliştirilen oyundaki sanal karakter kontrolü için yapılan mental eğitimde, katılımcının gerçekleştirdiği tekrarlara bağlı olarak; ilerle (Right) ve ateş et (Push) zihinsel komutlarının beceri dereceleri değişimi..... 57
Şekil 3.11. Karakterin, kullanılan yöntemlere göre tekli görev içeren “*Seviye 1*” için bitiş noktasına varma süreleri 59
Şekil 3.12. Karakterin, kullanılan yöntemlere göre çoklu görev içeren “Seviye 2” için bitiş noktasına varma süreleri 59

Şekil 3.13. Klavye kullanarak karakter kontrolü sağlanan “Seviye 1” ve “Seviye 2” için tekrar sayısına göre karakterin bitiş noktasına varma süresi 60
Şekil 3.14. Yüz ifadeleri kullanarak karakter kontrolü sağlanan “Seviye 1” ve “Seviye 2” için tekrar sayısına göre karakterin bitiş noktasına varma süresi 60
Şekil 3.15. Zihinsel komutlar kullanarak karakter kontrolü sağlanan “Seviye 1” ve “Seviye 2” için tekrar sayısına göre karakterin bitiş noktasına varma süresi.....61

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Seri porttan lazer mesafe ölçere ve DC motorlara gönderilecek tuş vuruşu değeri, komutları ve hız kademeleri 34
Tablo 2.2. Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminin kullanıldığı uygulamada, katılımcıların LRF'yi ve her bir DC motoru çalıştırmak üzere gönderdiği mental komutlara göre beceri dereceleri 37
Tablo 3.1. BBA kontrollü oyunun seviyeleri ve sanal karakterin görevleri 51
Tablo 3.2. Oyunun komut eğitimi sırasında katılımcının gerçekleştirdiği tekrarlara bağlı olarak zihinsel komutların beceri dereceleri.....56
Tablo 3.3. Katılımcının sanal karakter kontrolü sağlanan oyunun tekli görev içeren “Seviye 1” ve çoklu görev içeren “Seviye 2” seviyelerinde oyunu başarı ile tamamlama süreleri (saniye) 58

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

µ	: Mikro
V	: Volt

Kısaltmalar

2B	: İki Boyut
3B	: Üç Boyut
API	: Application Programming Interface (Uygulama Programlama Arayüzü)
BBA	: Beyin-Bilgisayar Arayüzü
BCI	: Brain-Computer Interface (Beyin-Bilgisayar Arayüzü)
BMI	: Brain-Machine Interface (Beyin-Makine Arayüzü)
DC	: Direct Current (Doğru Akım)
ECoG	: Electrocorticography (Elektrokortikografi)
EEG	: Electroencephalography (Elektroensefalografi)
fMRI	: Functional Magnetic Resonance Imaging (İşlevsel Manyetik Rezonans Görüntüleme)
fNIRS	: Functional Near-Infrared Spectroscopy (İşlevsel Yakın Kızılötesi Spektroskopi)
GSM	: Global System for Mobile Communications (Mobil İletişim İçin Küresel Sistem)
Hz	: Hertz
IDE	: Integrated Development Environment (Tümleşik Geliştirme Ortamı)
LRF	: Laser Ranger Finder (Lazer Mesafe Ölçer)
MEG	: Magnetoencephalography (Manyetoensefalografi)
MI	: Mental Imagery (Zihinsel imgeleme)
PC	: Personal Computer (Kişisel Bilgisayar)
PWM	: Pulse Width Modulation (Darbe Genişlik Modülasyonu)
UI	: User Interface (Kullanıcı Arayüzü)
USB	: Universal Serial Bus (Evrensel Seri Veriyolu)
VR	: Virtual Reality (Sanal Gerçeklik)
Zİ-BBA	: Zihinsel İmgeleme - Beyin Bilgisayar Arayüzü

BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İLE DC MOTORUN HIZ VE YÖN KONTROLÜNÜ SAĞLAYAN İLETİŞİM SİSTEMİNİN TASARIM VE GERÇEKLENMESİ

ÖZET

İnsan beyni ile yapay cihazlar arasında arayüzler oluşturmaya olanak tanıyan bir iletişim sistemi olan Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) uygulamaları çeşitli kas, sinir ve görme hastalıklarına sahip insanlar için tercih edilebilir seçenekler sunduğu gibi teknolojik araçların geliştirilmesine de katkı sağlar. Bu çalışmada, zihinsel görevlere dayalı örüntü tanıma yaklaşımıyla kas, sinir ve görme hastalıklarına sahip bireyler için her daim çalışmasına gerek olmayan lazer mesafe ölçüm sistemi ile tekerlekli sandalyeyi ve/veya robot kolonu temsil eden iki adet DC motorun kontrolünü sağlayan bir BBA kontrollü iletişim sistemi tasarlanmış ve uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, gerek eğlence sektöründe rekabete dayalı oyunlar gerekse tıbbi alanda ciddi oyunlar kategorisinde değerlendirilebilir özelliklere sahip Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BBA) ile sanal karakter kontrolünü sağlayan bir sistemin tasarımı ve elde edilen performans metriklerinin karşılaştırılması çalışması gerçekleştirilmiştir.

Emotiv Epoc+ cihazı kullanılarak gerçekleştirilen çalışmada, benimsenen teknolojileri kullanarak mental komutlarla herhangi bir sistem kontrolünün sağlanabileceği gösterilmektedir. Engelli insanların hayatlarını kolaylaştırmak üzere karma gerçekliğin kullanıldığı her türlü sistemin geliştirilmesine katkı sağlayabilecek bu tez çalışmasında yapılan uygulamaların avantajları/dezavantajları tartışılmıştır. Ayrıca uygulamalar sırasında, deneklerin zihinsel performansları incelenerek, gerçek zamanlı görevler ve karar verme süreçleri sırasındaki zihinsel durumların gelecekteki araştırmalarına katkı sağlayabilecek bulgular elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BBA), Çoklu Görev, Elektroensefalografi (EEG), Emotiv Epoc+, Zihin Kontrollü Oyun.

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A COMMUNICATION SYSTEM THAT PROVIDES SPEED AND DIRECTION CONTROL OF DC MOTOR WITH BRAIN COMPUTER INTERFACE

ABSTRACT

Brain Computer Interface is a communication system that allows the creation of interfaces between the human brain and artificial devices. Brain-Computer Interface (BCI) applications can be preferred for people with various muscular, nerve and visual diseases. It also contributes to the development of technological tools. In this study, the Brain-Computer Interface that provides the control of two dc motors and a laser distance measurement system was designed and implemented with an approach to pattern recognition based on mental tasks for individuals with muscle, nerve, and visual diseases. In this way, the laser distance measurement system does not need to work all the time. In addition, a system that provides virtual character control with the brain computer interface was designed, and resulting from performance metrics were compared.

This study was carried out by using the emotiv epoc device, and it was shown that any system control can be carried out by mental commands using the adopted technologies. It contributes to make life easier for people with disabilities and the development of mixed reality systems. Besides, the advantages and disadvantages of applications for the study were discussed, and by examining the mental performances of the participant, findings that may contribute to the future research of mental states during real time tasks and decision making processes were obtained.

Keywords: Brain-Computer Interface (BCI), Multitasking, Electroencephalography (EEG), Emotiv Epoc+, Mind Controlled Game.

GİRİŞ

Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA), tıbbi ve tıbbi olmayan uygulamalarda kullanılan ve gelişmekte olan bir araştırma alanıdır. Beyin sinyalleri ile harici cihazları veya uygulamaları doğrudan kontrol edilmesi için bir iletişim kanalı olan BBA, beyindeki büyük ölçekli sinirsel sinyal mekanizmalarını kullanarak, kullanıcıların çevresel sinirler ve kaslardan bağımsız olarak çevre ile etkileşime girmesini sağlar. BBA uygulamaları, felçli hastalar veya motor engelli kişiler için yeni bir iletişim yolu sağlamanın yanı sıra, tıp, nöroergonomi, akıllı çevre, eğitim, oyunlar ve eğlence, güvenlik ve kimlik doğrulama gibi çeşitli alanlarda da yer alır.

Bu teknolojinin nereye gideceğinin öngörüsü yapılmıştır, ancak henüz kullanılabilir bir ürün yoktur ve ticari uygulanabilirliği kanıtlanmamıştır. Bu alanda yapılan araştırmalar, teknolojik gelişmeler ve yapılan yatırımlar, BBA pazarını yönlendiren ana faktörlerdir. Bununla birlikte, araştırma sırasında karşılaşılan etik sorunlarının ve siber güvenlik tehditlerinin Beyin-Bilgisayar Arayüzü pazarının büyümesini kısıtlaması beklenmektedir. Bu kısıtlamanın aksine, yapay zekanın BBA ile entegrasyonu ve BBA sistemlerine talebin artmasıyla birlikte kullanılabilir ürünlerin ortaya çıkması, küresel bazda etkin büyüme sağlayabilir.

Bu tez çalışmasında; “Beyin Bilgisayar Arayüzü ile iletişim sistemlerinin kontrolü” üzerine tasarım ve uygulamalar gerçekleştirilmiştir.

Tezin birinci bölümü; Beyin Bilgisayar Arayüzü’nün yakın tarih geçmişi, sistem bileşenleri ve uygulamaları üzerine bir literatür incelemesini içermektedir.

Tezin ikinci bölümünde; zihinsel görevlere dayalı örüntü tanıma yaklaşımıyla kas, sinir ve görme hastalıklarına sahip bireyler için her daim çalışmasına gerek olmayan lazer mesafe ölçüm sistemi ve tekerlekli sandalyeyi ve/veya robot kolonu temsilen iki adet DC motorun kontrolünü sağlayan bir BBA kontrollü iletişim sistemi tasarlanmış ve uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Bu bölümde öncelikle geliştirilen BBA kontrollü iletişim sisteminin tasarım aşamaları verilmiştir. Daha sonra tasarlanan bu iletişim sistemi kullanılarak gerçekleştirilen iki uygulamanın sonuçları tartışılmıştır.

Tezin üçüncü bölümünde ise gerek eğlence sektöründe rekabete dayalı oyunlar gerekse tıbbi alanda ciddi oyunlar kategorisinde değerlendirilebilir özelliklere sahip Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) ile sanal karakter kontrolünü sağlayan bir sistemin tasarımı ve elde edilen performans metriklerinin karşılaştırılması çalışması gerçekleştirilmiştir.

Tez çalışmasında amaçlanan, çalışmada benimsenen teknolojilerin kullanılarak mental komutlarla herhangi bir sistem kontrolünün sağlanabileceğinin gösterilmesi ve gelecekteki araştırmalara katkı sağlayabilecek bulguların değerlendirilmesidir.

1. BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ

1.1. Giriş

Beyni ve bilgisayarı birbirine bağlayan cihazların varlığı, bilim kurgu filmlerinin de konusu olan, insanoğlunun fantastik hayallerinin vazgeçilmeziydi. Bu teknolojinin gerçekleşebilirliği üzerine tartışmalar uzun yıllar sürmüştür.

Bilim ve teknolojinin gelişiminin yansıması olan bir inovasyon dalgası her 80 yılda bir oluşur ve ülkelerin zenginliğine önemli katkılar sağlar. Tarihte ilk dalga buhar makinasının icadıyla ikincisi ise dalga elektrik ve otomobilin icadıyla gelmiştir. Üçüncü dalga ise ileri nano ve bilgisayar teknolojileridir ki yansımaları olan bilgisayarlar, uydular, lazerler, telekomünikasyon ve internet ağı ülkelere yeni bir aydınlanma ve ekonomik zenginlik getirmiştir. Önümüzdeki yıllarda, dördüncü dalga olarak biyoteknoloji, yapay zeka ve nano teknolojinin gelişimiyle tüm endüstrilerin tek tek dijitalleşeceği ön görülmektedir [1].

Bu tez çalışmasında; geçmişte insanoğlunun fantastik hayallerinin vazgeçilmezi olan ve son yıllarda dördüncü inovasyon dalgası ile gerçekliğe kavuşan “Beyin Bilgisayar Arayüzü ile iletişim sistemlerinin kontrolü” üzerine tasarım ve uygulamalar gerçekleştirilmiştir. Bu bölümde Beyin Bilgisayar Arayüzü’nün yakın tarih geçmişi, sistem bileşenleri ve uygulamaları üzerine bir literatür incelemesini içeren bilgiler verilmiştir.

1.2. Beyin-Bilgisayar Arayüzü Tarihsel Gelişimi

Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BBA), insan beyni ile bilgisayarlar arasında doğrudan iletişimi sağlayan bir sistemdir. Yani, herhangi bir kas eylemine gerek duymadan beynin ürettiği elektrik sinyallerini alır, anlamlandırır ve bazı eylemler gerçekleştirmek için komutlar göndererek bilgisayar veya makineler ile iletişime girer.

Son yıllarda büyük ölçekli beyin aktivitesinin ölçümüne yönelik gelişmeler, sinir dokusunun mikro ölçekli uyarımı, mikroçip tasarımı, bilgisayar teknolojisi ve robotik bilimindeki gelişmeler, insan beyni ile yapay cihazlar arasında arayüzler oluşturmaya olanak tanımaktadır.

Günümüz teknolojisi olan Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BBA) sistemlerinin kullandığı “beynin elektriksel aktiviteleri”nin ölçümü çalışmaları ilk olarak hayvan deneylerinde 1875 yılında gerçekleştirilmiş olup [2] geçen elli yılın ardından insan kafatasına yerleştirilen elektrotlar yardımıyla 1929 yılında Alman Fizikçi Berger tarafından ilk defa insan beyninin elektriksel aktivitesi ölçülmüştür [3]. Devam eden yıllarda teknolojik gelişmelere, avantaj ve dezavantjlara bağlı olarak çok sayıda teknik uygulanarak “beyinin elektriksel aktiviteleri”nin ölçüm çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Uygulanan bu teknikler; İşlevsel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI) [4], Manyetoensefalografi (MEG) [5], Elektroensefalografi (EEG) [3], Elektrokortikografi (ECoG) [6] ve işlevsel yakın kızılötesi spektroskopi (fNIRS) [7] olarak sıralanabilir. Bu tekniklerin özellikleri Bölüm 1.3.3’de verilmiştir.

Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BBA) sistemlerinde kullanımı en çok tercih edilen ölçüm tekniği, beynin elektriksel sinyallerinin kafa derisine bağlı elektrotlar aracılığıyla tespit edilebildiği Elektroensefalografi (EEG) yöntemidir [8, 9]. Sağlığa zarar vermeksizin ve herhangi bir cerrahi bir işleme gerek duymaksızın uygulanabilen bu yöntem; diğer yöntemlere göre düşük maliyetli ve hızlı sonuç verir [1]. Ölçülen beyin sinyallerinin beyin-bilgisayar arayüzü tarafından işlenmesi sonucu birçok farklı laboratuar uygulaması gerçekleştirilmiştir. Bir beyin-bilgisayar arayüzü uygulamasıyla, bir kullanıcının sırasıyla sol veya sağ el hareketlerini hayal ederek bir imleci bilgisayar ekranının soluna veya sağına hareket ettirmesi sağlanabilir. Herhangi bir fiziksel aktivite olmaksızın bilgisayar kontrolünü sağlayabildiğinden dolayı; metin girişi [10], tekerlekli sandalyelerin kontrolü [11] gibi çoğaltılabilir örneklerle motor engelli kişiler için yardımcı uygulamalar ile inme hastaları için rehabilitasyon cihazları [12] veya oyunlar için insan-bilgisayar etkileşimi uygulamaları [13] geliştirilebilir.

Bu umut verici potansiyele rağmen, bu tür uygulamalar henüz tam anlamıyla gerçekleştirilememiştir. Mevcut BBA sistemlerinin araştırma laboratuvarlarının dışında kullanımı hala çok azdır. Bunun ana nedeni, önemli ölçüde güvenilirlik ve sağlamlık eksikliğidir [14]. Beyin-bilgisayar arayüzü sistemleri, kullanıcının zihinsel komutlarını doğru bir şekilde tanımada sıklıkla başarısız olur. Örneğin; 80 kullanıcıyla yapılan bir çalışmada, komut olarak iki sanal hareketi kullanan bir BBA için ortalama sınıflandırma doğruluğunun %74,4 olduğu ortaya çıkmıştır [15]. Dahası, BBA kullanıcılarının %10 ile %30'unun BBA türüne bağlı olarak sistemi hiç kontrol edemediği tahmin edilmektedir. Bu durum BBA deneyimsizliği veya yetersizliği olarak adlandırılır [16].

Beyin-bilgisayar arayüzü sistemleri, adından da anlaşılacağı gibi iki bileşenin etkileşimini gerektirir: kullanıcının beyni ve bilgisayar. BBA sisteminin, sinyal işleme ve makine öğrenmesi yöntemlerini kullanarak kullanıcının zihinsel imgelerini tanıması gerekir. Bu yüzden araştırmaların çoğu EEG sinyal işleme ve makine öğrenimine odaklanmıştır [16]. Yapılan araştırmalar performansın artmasına katkıda bulunurken, sınıflandırma doğruluğunun düşük ve BBA deneyimsizliğinin (veya yetersizliğinin) ise yüksek olmasından dolayı bu alandaki gelişmeler beklenen düzeyde değildir [17].

BBA kontrolü; kullanıcı tarafından öğrenilmesi gereken bir beceridir. Bir BBA kullanıcısının bu beceri üzerine ustalaşması BBA alanındaki gelişmelere katkı sağlar [18]. Zihinsel imgeleme (MI – mental imagery) görevlerine dayanan BBA sistemleri için kullanıcının zihinsel imgelerinin eğitilmesi gerekir. Eğitim türü ikiye ayrılabilir: işlemsel koşullandırma yaklaşımı [19] ve makine öğrenimi yaklaşımı [20]. İki eğitim yaklaşımı sınıflandırıcının tanımlama biçiminde farklılık gösterse de kullanıcıya geri bildirim sağlamak zorundadır. Bu tür geribildirimler genellikle görseldir ve sınıflandırıcı tarafından tanınan zihinsel görevleri gösterir. Örnek olarak, yaygın kullanıma sahip Zİ-BBA eğitim protokollerinden biri olan Graz BBA Grubu [21] tarafından önerilen Zİ-BBA eğitim protokolü [22] verilebilir. Bu protokolde, kullanıcılara sırasıyla sola veya sağa işaret eden bir okun ekran görüntüsünü takiben sol veya sağ el hareketlerinin kinestetik hayal gücünü gerçekleştirmeleri talimatı verilir. Daha sonra, sol veya sağ el hareketinin BBA tarafından tanınmasına bağlı olarak, sola veya sağa uzanan bir çubuk şeklinde görsel geri bildirim alırlar. Çubuğun uzunluğu, sınıflandırıcı çıktısı ile orantılıdır. Kullanıcılar tipik olarak bu tür bir Zİ-BBA protokolü ile birkaç seansta (yani birkaç günde) eğitilir, her seans 4–6 çalıştırmadan oluşur ve zihinsel görev başına yaklaşık 15-20 denemeden oluşan bir çalışma yapılır.

Bununla birlikte, sinyal işleme ve sınıflandırma algoritmalarıyla bile BBA üzerine yapılan hemen hemen her çalışmada komut sınıflandırma doğruluğunun değişkenlik gösterdiği gözlemlenmiştir. Bu gözlem, BBA kullanıcısının bireysel özelliklerinin Zİ-BBA kontrol performanslarına katkıda bulunan temel öğelerden biri olduğunu ortaya çıkmıştır [23]. Ancak, hangi kişisel özelliklerin BBA performanslarını etkilediği, neden böyle bir etkiye sahip olduğu veya bu etkinin boyutunun ne olduğu tam olarak açık değildir.

Bilgi teknolojileri araştırma ve danışmanlık şirketi Gartner tarafından yapılan gelişen teknolojiler için 2020 analizi Şekil 1.1'de verilmiştir [24]. Bu döngüde önümüzdeki beş ile on yıl içinde toplumu ve işletmeleri önemli ölçüde değiştirecek 30 teknoloji profili

vurgulanmaktadır. Beyin Bilgisayar Arayüzü iletişim sistemleri ya da grafikteki kullanımıyla bir insan beyni ile makine arayüzü arasında iki yönlü iletişim sağlayan sistemler henüz potansiyel bir teknoloji aşamasındadır. Bu aşamada, teknolojinin nereye gideceğinin öngörüsü yapılmıştır, ancak henüz kullanılabilir bir ürün yoktur ve ticari uygulanabilirliği kanıtlanmamıştır [24].



Şekil 1.1. Gelişen teknolojiler için Garther eğrisi [24]

İleri Savunma Araştırma Projeleri Ajansı (DARPA), 2006 yılından itibaren savaş alanındaki savaşçı performansını artıracak yeni kavramların yanı sıra felçli gazilerin yaşam kalitesini artırmaya yönelik teknolojiler için bilimsel bir temel geliştirmek amacıyla "İnsan Destekli Sinir Cihazları (eski adıyla Beyin Makine Arayüzü)" programını başlatmış ve 3.4 milyar dolarlık bütçe ayırmıştır [25].

Günümüzde ise Yeni Nesil Cerrahi Olmayan Nöroteknoloji (The Next-Generation Nonsurgical Neurotechnology - N3) programını başlatarak bu alanda geliştirme yapan gruplara destek olmaya devam etmektedir [26]. DARPA, Beyin-Bilgisayar ve Beyin-Makine Arayüzlerinin insansız hava araçlarının ve aktif siber savunma sistemlerinin kontrolü veya karmaşık askeri görevler sırasında başarılı bir şekilde çoklu görev için bilgisayar sistemleriyle takım oluşturma gibi çeşitli ulusal güvenlik uygulamalarının bu teknoloji ile mümkün olacağını öngörmektedir.

Cerrahi olmayan yöntemlerin aksine, implant edilebilir beyin-makine arayüzleri (BMI'ler) geliştirmek üzere çalışmalar yapan Neuralink şirketi [27] 2020 yılında deneylerini hayvanlar üzerinde gerçekleştirdiğini açıklamıştır. İnsan deneylerine başlamak üzere başvuruda bulunulmuş, ancak gerçekleştirilen çalışma akademik dergilerde yayımlanmamıştır.

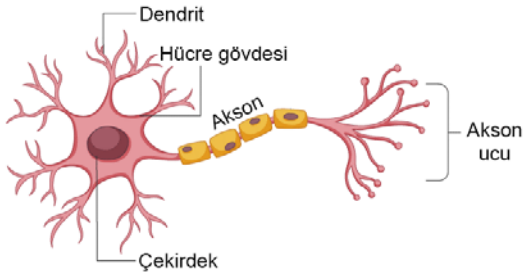
Son yıllarda günlük hayatımıza girmiş olan sosyal medyanın önemli platformlarından biri olan Facebook şirketi tarafından 2019 yılında düşünceleri okumak için kulaklık kullanan bir Beyin-Bilgisayar Arayüzünü geliştirdikleri açıklanmış ve çalışmanın teknik ayrıntıları 2020 yılında yayımlanmıştır [28].

1.3. Beyin-Bilgisayar Arayüzü ve Bileşenleri

Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BBA); beynin ürettiği elektrik sinyallerini alır, anlamlandırır ve bazı eylemleri gerçekleştirmek için komutlar göndererek bilgisayar veya makineler ile iletişime girer. Bu bölümde beynin yapısı ve nöronların elektriksel aktiviteleri kısaca ele alınarak sinyallerin ölçüm yöntemleri ve BBA uygulamalarında yaygın olarak kullanılan Elektroensefalografi (EEG) yöntemini kullanan cihazlar incelenmiştir.

1.3.1. Beyinde elektriksel aktivite

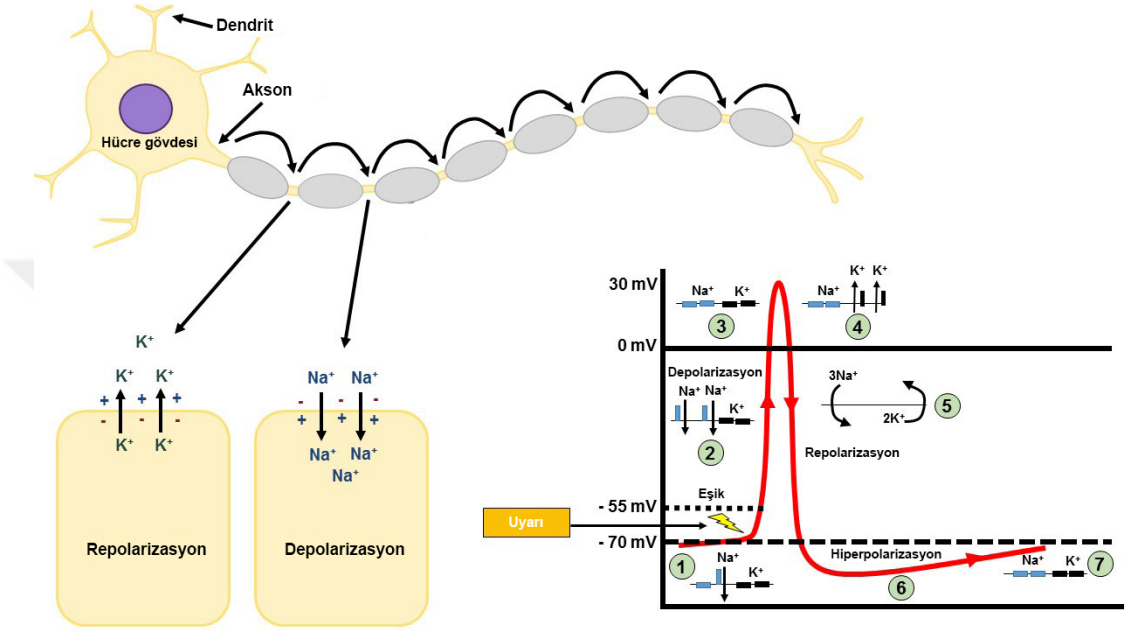
İnsanın bilinçli ya da bilinçsiz bilişsel becerileri ile duyguları elektriksel ve kimyasal etkileşimler yoluyla beyin hücreleri tarafından gerçekleştirilir. İnsan sinir sistemi yaklaşık olarak 10^{10} ile 10^{11} arası nöron ile bilgi işlemede uzmanlaşmış hücrelerden ve yaklaşık aynı sayıda nöron faaliyetlerini çeşitli şekillerde destekleyen glia (destek) hücrelerinden oluşur [29, 30]. Şekil 1.2'de yapısı görülen ve nöron olarak adlandırılan bir sinir hücresi; akson, dendrit ve hücre gövdesinden oluşmaktadır. Nöron olarak bilinen sinir hücrelerinin çoğu, beyin ve omurilikten oluşan merkezi sinir sisteminde bulunur. Bir nöron; merkezi sinir sistemindeki aktivasyonları ileten "akson", çekirdeği içine alan "hücre gövdesi" ve gövdeden çıkan ve diğer hücreler ile iletişimi sağlayan "dendrit" den oluşur.



Şekil 1.2. Nöronun yapısı

Kas ve sinir hücrelerinin davranışları elektriksel olarak meydana gelir [31]. Tek bir nöronda, en basit haliyle bilgi işleme gerçekleşir.

Şekil 1.3'de görüldüğü gibi her bir nöron zarı sodyum-potasyum pompası ile donatılmıştır. Bu pompa derişim farkını sabit tutabilmek ve yayınımı önlemek için sodyumu içten dışa, potasyumu dıştan içe doğru pompalar [32].



Şekil 1.3. Nöronal Aksiyon Potansiyeli

Bir nöronda uyarım yok ise dinlenme halindedir, bu durumda nöron yaklaşık olarak -70 mV değerinde elektriksel bir potansiyele sahiptir [33]. Buna "dinlenim potansiyeli" denir. Herhangi bir faktör sinir zarının sodyum iyonlarına karşı geçirgenliğini birdenbire artırırsa zar potansiyeli dengesi bozulur ve saniyenin çok ufak bir bölümü içinde olup biten seri dalgalanmadan sonra, orijinal zar potansiyeli düzeyinde denge tekrar kurulur. Zar potansiyelinin geçirdiği bu değişmelerin bir serisine "aksiyon potansiyeli" adı verilmektedir. Bir aksiyon potansiyeli; zarın normal dinlenim dengesini bozan elektriksel uyarılma, zarda sodyum geçirgenliğini artırabilecek kimyasal maddelerin etkisi, mekaniksel zedelenme veya sıcaklık değişimi gibi herhangi bir nedenle oluşabilir [32].

Aksiyon potansiyeli "depolarizasyon" ve "repolarizasyon" olmak üzere iki ayrı aşamada oluşur. Zarın dinlenim durumunda dışta pozitif içte negatif yük vardır. Şekil 1.3'de görüldüğü gibi, -55 mV'u geçen bir uyarım sırasında; zarın sodyum iyonlarına karşı geçirgenliği aniden artar ve sodyum iyonları hızlıca içe akar ki bu durumda normal dinlenim potansiyeli ortadan kalkar. Hücre içinin hücre dışına göre daha pozitif

olduğu bu olay “depolarizasyon” olarak adlandırılır ve potansiyeli +30 ile 40 mV civarına ulaşır. Depolarizasyon oluşundan hemen sonra, hücre zarı sodyum iyonlarına karşı geçirgenliğini kaybeder ve içindeki potasyum iyonları dışarı akmaya başlar ve pozitif ters potansiyel ortadan kalkarak normal dinlenim potansiyeline geri gelir. Hücre içini negatif, dışını da pozitif duruma getiren bu olay da “repolarizasyon” olarak adlandırılır [32]. Nöronlarda meydana gelen depolarizasyon ve repolarizasyon sonucu oluşan elektriksel aktivitelerin ölçülmesi sonucu, nesneler ile iletişim kuran Beyin Bilgisayar Arayüzü sistemleri oluşturulabilmektedir.

1.3.2. Beyin ve bilgi işleme

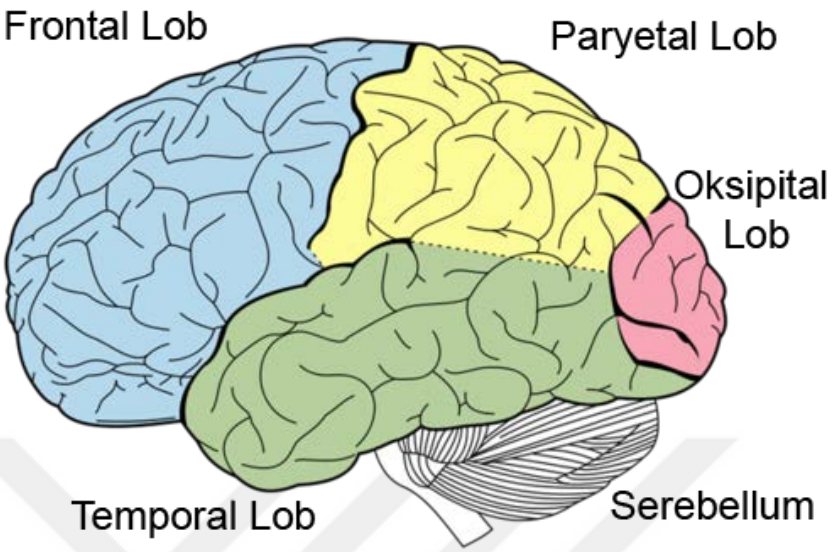
Karmaşık bir yapıya sahip olan beyin, günümüz bilgisayarlarından çok daha büyük bir bilgi işlem gücüne sahiptir. Nöronlarda meydana gelen elektriksel aktiviteler ile birçok işlevi yerine getiren beyin; nöronların aksonlarından oluşan ve hücreler arası bağlantıyı sağlayan beyaz madde ve nöron gövdelerinden oluşan gri madde olarak iki yapıdan meydana gelir [34].

Gri madde olarak adlandırılan yapı; ince, birkaç tabaka nörondan oluşan yaklaşık 4-5 mm kalınlığında beynin dış kısımlarını örten bir yapıdır ve yaygın kullanımı ile serebral korteks (veya beyin kabuğu) olarak adlandırılır. Beyin ve koruyucu tabakaları içten dışa beyaz madde, serebral korteks, kafatası ve deri olarak sıralanabilir [34]. Beynin omurgalıların evrimi sırasında en yoğun şekilde gelişen bölümüdür ve zaman içinde giderek daha fazla yeni işlevsellik kazanmıştır. Serebral korteksi oldukça küçük olan basit omurgalılar için yalnızca motor ve duyusal işlevleri yerine getirir. Memeliler gibi yüksek gelişmiş omurgalılarda ise serebral korteks iki yarım küreye ayrılarak ve daha çok işlevi yerine getirir. Serebral korteks Şekil 1.4’de görüldüğü gibi Frontal Lob, Paryetal Lob, Temporal Lob ve Oksipital Lob olmak özere 4 bölüme (Lob) ayrılır.

Beynin ön kısmında yer alan Frontal Lob, zeka, kişilik, duygular, düşünme, karar verme, konuşma ve hareket ile ilişkili bölümdür. Hemen arkasında yer alan Paryetal Lob, tat alma, sıcaklık, dokunma, ağrı gibi duyusal bilgileri alır işler yönlendirir. Başın her iki tarafında kulakların hemen üzerinde yer alan Temporal Lob, işitsel bilgilerin işlendiği bölümdür aynı zamanda uzun dönemli hafızadan sorumlu bölgedir. Başın arka kısmında yer alan Oksipital Lob ise ağırlıklı olarak görsel bilgileri işleyen bölümdür [34, 35].

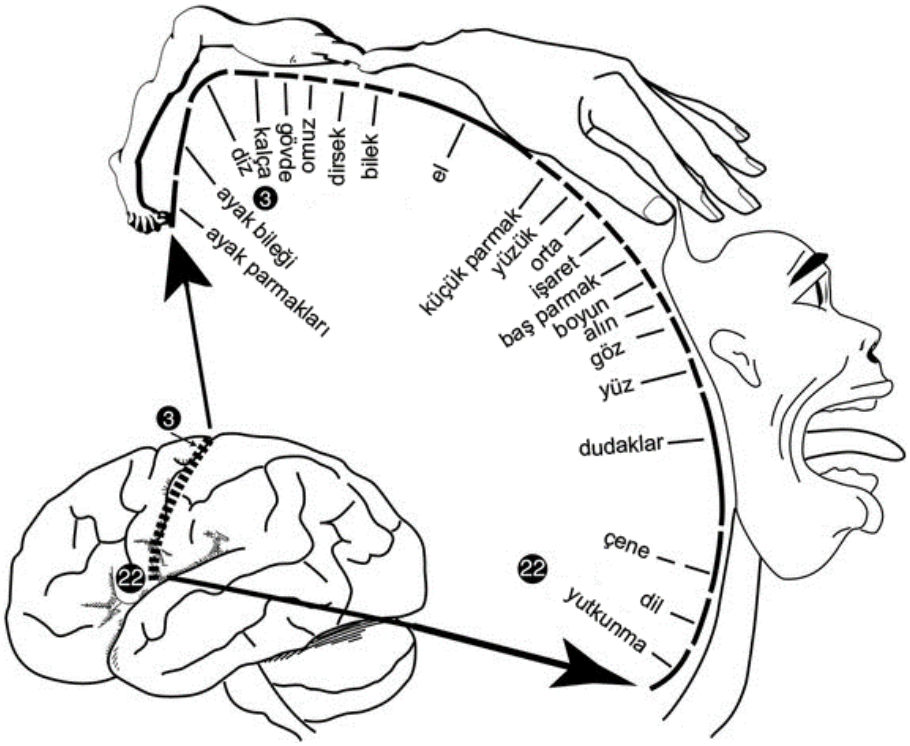
İnsan serebral korteksi, yaklaşık 0,5 m^2'lik bir açılmış alana sahiptir. Motor ve duyusal işlevlerde uzmanlaşmış alanlara ek olarak dil, görme, işitsel algı, bellek, bilinç,

planlama, akıl yürütme vb. gibi çeşitli diğer bilişsel görevleri de yerine getirir. Herhangi bir görevi yerine getirirken nöronlar arası bilgi alışverişi gerçekleşir.



Şekil 1.4. Serebral korteksin bölümleri

Nöronların elektriksel uyarımının detaylı incelemeleri sonucunda 1950 yılında Dr. Penfield tarafından Şekil 1.5'de görüldüğü gibi motor ve duyusal korteksin haritası çıkarılabilmiştir [36].

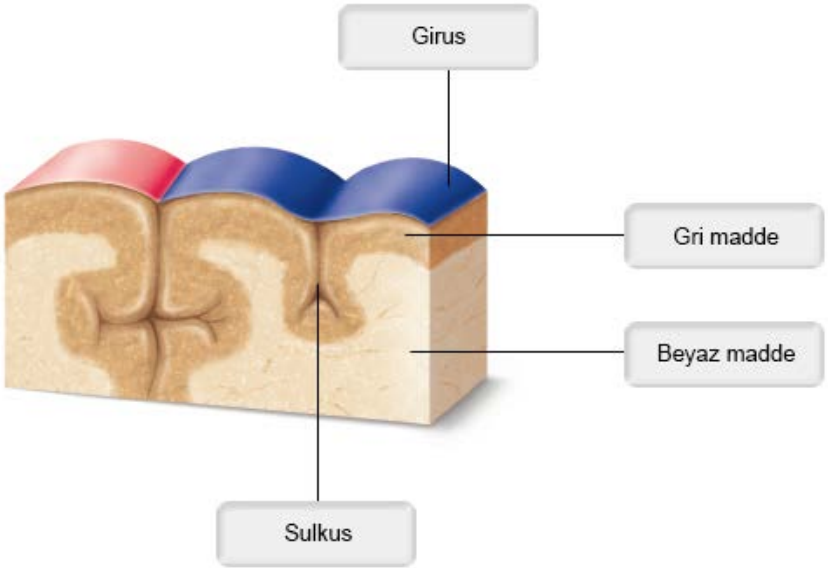


Şekil 1.5. Dr. Penfield tarafından oluşturulan ve beynin hangi bölgesinin vücutta hangi bölgeyi kontrol ettiğine ilişkin motor kortekse ait bir harita [36]

Özellikle üst düzey bilişsel görevler için, ilgili korteks alanlarının yerini ve niteliğini belirlemek kolay değildir. Bir nöronun uyarılması sırasında bir elektrik alan ortaya çıkar. Tek bir nöronun oluşturduğu elektrik alanları çok zayıf olduğundan, yalnızca nöronal dokuya nüfuz eden yakın sensörlerle tespit edilebilirler. Cerrahi olmayan kayıt teknikleri, tek nöronların elektrik aktivitesini tespit edemez, ancak sadece ilişkili aktiviteye sahip büyük kümelenmiş nöron gruplarının aktivitesini tespit eder. Sinyal kaynağı yeterince güçlüyse ve sensörlere yakın konumdaysa, yalnızca makul bir sinyal-gürültü oranıyla gerçekleştirilebilir [30].

Serebral korteks, bölgesel fonksiyonel kümeler veya ağlar oluşturan nöron grupları (grup başına birkaç nörondan birkaç milyona kadar değişen) halinde düzenlenmiştir. Aynı kümeye ait nöronlar; küme bir göreve dahilse, benzer hatta senkronize elektriksel aktivite sergiler. Bu işlevsel ve bölgesel kümelenme, cerrahi olmayan yöntemlerin sensörleri tarafından tespit edilebilir, böylece genişletilmiş ve daha güçlü alanlara yol açar [37].

Serebral korteks, girintili çıkıntılı bir yapıya sahiptir. Şekil 1.6'da görüldüğü gibi girintilere ise "sulkus" çıkıntılara ise "girus" adı verilir. Serebral korteks ne kadar büyük ve ne kadar çok girintili çıkıntılıysa (insan beyni) daha çok işlevi yerine getirir. Bir nöron, çıkıntıda yer alıyorsa uyarımın neden olduğu elektrik ve manyetik alanlar yüzeye yakındır. Ancak nöronlar girintilerden birinde bulunuyorsa, daha derinde olduklarından alanların tespit edilmesi daha zor olacaktır [30].



Şekil 1.6. Serebral korteksin girintili (sulkus) ve çıkıntılı (girus) yapısı

Cerrahi olmayan kayıt tekniklerinde, sinyallerin kaydedilmesi için serebral korteksin yapısından kaynaklanan zorluklara ilave olarak şokları emmeye yardımcı olan ve beyin ile kafatası arasında ki boşluklarda bulunan beyin omurilik sıvısı, kafatası kemiği ve kafatasını kaplayan deri tabakası da bariyer oluşturur [30]. Bu nedenle serebral korteksin elektriksel aktivitesini yakalayan yüzey EEG kayıtları için, bu engellerin sinyallerle aşılması önemlidir [38].

1.3.3. Beyindeki elektriksel aktiviteler için ölçüm yöntemleri

Beyindeki serebral korteksin elektriksel aktivitelerini ölçmek için hem cerrahi hem de cerrahi olmayan birçok yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemler aşağıda verilen başlıklar altında incelenebilir [30].

- Elektrokortikografi (Electrocorticography - ECoG)
- İşlevsel yakın kızılötesi spektroskopi (Functional near-infrared spectroscopy - fNIRS)
- İşlevsel manyetik rezonans görüntüleme (Functional magnetic resonance imaging - fMRI)
- Manyetoensefalografi (Magnetoencephalography - MEG)
- Elektroensefalografi (Electroencephalography - EEG)

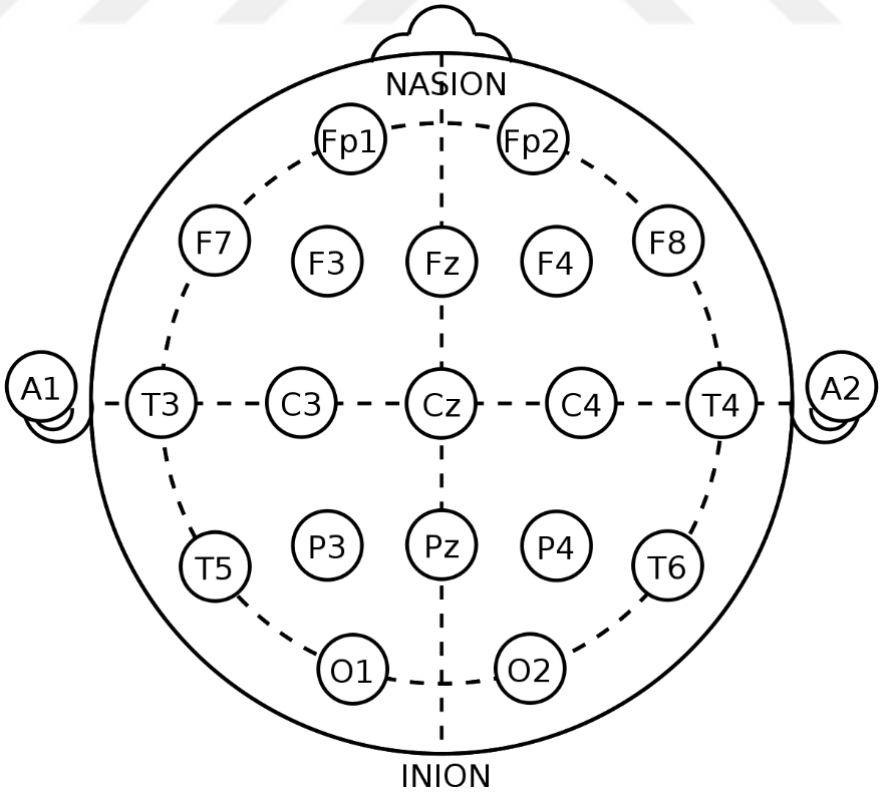
Elektrokortikografi (ECoG) yönteminde elektriksel beyin aktivitesi, doğrudan korteksin üzerine yerleştirilen bir elektrot ızgarası yardımı ile kaydedilir. Elektrot ızgarasının yerleştirilmesi için kafatasının açılması gerekmektedir [6]. Cerrahi müdahale gerektiğinden enfeksiyon riski içerir, bu nedenle uygulanması için diğer yöntemlere göre daha geçerli bir sebebi olması gerekir.

İşlevsel yakın kızılötesi spektroskopisi (fNIRS), hücre içerisinde beyin oksijenasyonunun ölçülmesine olanak sağlayan, cerrahi işlem gerektirmeyen optik bir yöntemdir [39].

İşlevsel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI) yönteminde adından da anlaşılacağı gibi biyolojik doku görüntülerini oluşturmak için güçlü manyetik alanlar kullanılır. Bu yöntem ile farklı doku özellikleri algılanabilir ve doku türleri arasında ayrım yapılabilir. Örneğin, beynin gri ve beyaz madde arasındaki fark tespit edilebilir. Tümörlere, kan damarlarındaki anormalliklere, kemik hasarına ve diğer birçok duruma duyarlı görüntüler oluşturulabilir [40].

Manyetoensefalografi (MEG) yöntemiyle serebral korteksin aktivite ölçümü ilk olarak 1968'de David Cohen tarafından bir bobin sensörü kullanılarak gerçekleştirilmiştir [41]. MEG kayıtları, elektromanyetik alanın elektriksel bileşenindeki değişiklikler yerine manyetik bileşenindeki değişiklikleri ölçer. Cerrahi müdahale gerektirmeyen bu yöntemde, sinirsel aktivitenin ürettiği manyetik alanlar çok küçük olduğu için yalnızca tamamen korumalı ortamlarda tespit edilebilirler. Ölçüm alınacak kişiler, içleri sıvı helyumla soğutulan dewar adlı büyük bir kask yapısının içinde bulunurlar. Bu yapıda yaklaşık 300 adet sensör bulunur. Sensörler birbirinden yaklaşık 2 cm uzaktadır ve izolasyon nedeniyle kafa yüzeyinden yaklaşık 3 cm yüksektedir. 1990 yılında yapılan bir çalışmada saç derisine takılmış problar için MEG'in uzaysal çözünürlüğünün EEG'ye kıyasla biraz daha iyi olduğu gözlemlenmiştir [5].

Elektroensefalografi (EEG), beynin derinlemesine araştırılmasında bir başka kullanışlı ölçüm yöntemidir ve ilk çalışma 1929 yılında Hans Berger tarafından gerçekleştirilmiştir [3]. EEG temel olarak klinik araştırmalarda nörolojik bozuklukları değerlendirmek ve laboratuvar çalışmalarında da beyin fonksiyonlarını araştırmak için kullanılmıştır. EEG'nin keşfedilmesinden hemen sonra, EEG sinyallerinin uyku veya uyanıklık gibi fizyolojik durumları yansıtabildiği de anlaşılmıştır.



Şekil 1.7. Elektroensefalografi (EEG) kaydı için uluslararası 10-20 standardında elektrot konumları [42]

EEG yöntemi uygulaması sırasında, yüzeyinde elektrotlar bulunan bir kask hastanın kafasına yerleştirilir ve elektriksel iletimi sağlamak için elektrotlara jel sürülür. Beyinde dolaşan küçük elektriksel sinyalleri tespit edebilen bu elektrotlar, kayıt oturumundan sonra kolayca çıkarılabilir ve yıkanabilir. Komşu elektrotlar arasındaki mesafe genellikle birkaç cm civarındadır ve 128 kanala kadar kayıt yapılabilir. Kayıt yapılacak cihazın hazırlanması için gereken süre elektrot sayısına bağlı olarak 10 ila 60 dakika arasında değişir. Şekil 1.7'de görüldüğü gibi elektrotlar uluslararası 10-20 standartlarına göre kafa derisine yerleştirilir [42].

Kaydedilen EEG sinyalleri ±100 μVolt seviyesindedir. Örnekleme için kullanılacak sinyaller bir amplifikatör yardımı ile ±5 Volt seviyesine yükseltilir. EEG için tipik örnekleme oranları 100 Hz ile 1000 Hz arasındadır. Frekans aralığı 0-100 Hz olan tipik EEG sinyalleri için 256 Hz üzerindeki örnekleme frekansları yeterlidir. Çoğu analiz tekniği, yüksek frekanslarda işaret gürültü oranı hızlı bir şekilde düştüğünden dolayı, yaklaşık 40 Hz üzeri frekansları algılayamamaktadır [43].

EEG taramasının diğer yöntemlere göre avantajları; kullanımı kolay, maliyetinin düşük olması ve cerrahi operasyon gerektirmemesidir. Dezavantajı ise EEG sinyallerinden elde edilen çıktıların beynin hangi bölgesinin oluşturduğunu söylemek neredeyse olanaksızdır. Ayrıca, parmak oynatmak gibi belli belirsiz hareketler bile sinyali bozabilir, hatta kullanılmaz duruma getirir [1]. Bu nedenle kayıt sırasında EEG sinyalini bozabilecek tüm etkenleri en aza indirgemek gerekir. Kas etkinliği, göz küresinin hareketi, göz kırpma ve dış sinyal kaynakları gibi etkenler kayıt sırasında EEG sinyalini bozan etkenler olarak sıralanabilir [44].

EEG sinyalini bozan kas etkinliğine örnek olarak dil hareketleri, yüz ve boyun kasları verilebilir. Bu kas etkinlikleri (dil hareketleri dışında), güçlü frekans bileşenleri (>50 Hz) ve yüksek genlikler (birkaç yüz μV'ye kadar) sayesinde kolayca tanınabilir ve kısmen filtrelenebilir. Dil hareketleri daha yavaş olduğu için yanlış yorumlanabilir. Dipol özelliklerinden dolayı göz küresinin hareketi ve sinirsel aktiviteden daha yüksek bir genlik gösteren göz kırpma sinyalleri EEG sinyalini bozan etkenlerdir. Gözün bir cisimden diğer bir cisme hızlı bir şekilde hareketini önlemek için genellikle deneklerin bir cismi sabitlemeleri ve göz kırpma hareketlerini en aza indirmeleri istenir. Dış sinyal kaynakları olarak da korumasız kayıt ortamlarında olması mümkün olan havalandırma cihazları, gıda pompaları, elektrikli cihazlar gibi çoğunlukla 50 Hz ve 100 Hz frekansa sahip cihazlar sayılabilir. Bu etkileri en aza indirgemek için de elektrotların empedansının düşük olmasına dikkat edilir [44].

1.3.4. Beyin-bilgisayar arayüzü sistemlerinde kullanılan EEG cihazları

BBA sistemleri, herhangi bir fiziksel bozukluktan muzdarip hastaların, örneğin uzuv eksikliği olan hastanın bir robot kolu hareket ettirmesine [45] veya yalnızca beyin dalgaları aracılığıyla iletişim kurmasına olanak tanıdığından [46] dolayı öncelikle tıbbi amaçlara yönelik olarak geliştirilmeye başlandı.

Geliştirmeye yönelik EEG tabanlı deneysel cihazlar 2000'lerin sonunda ortaya çıktı. Bilimsel araştırma ile oyun geliştirmede beyin dalgalarını yakalama ve işleme ekipmanı olarak popüler hale geldi. Bu tür EEG cihazlarının tıbbi EEG cihazlarına göre avantajları; düşük maliyetleri, edinme kolaylığı ve geleneksel BBA sistemlerinin aksine uygulamaların ve oyunların geliştirilmesi için sağladıkları kolaylıktır. Ayrıca kablosuz yetenekleri, geleneksel kablolu elektrot kapaklarına kıyasla kullanıcı için daha fazla konfor sağlamaktadır.

Bununla birlikte, bu cihazlar nispeten daha pratik ve kullanımı daha kolay olmalarına rağmen, tıbbi sınıf ekipmanlara kıyasla bazı sınırlamaları da vardır. Düşük maliyetli olabilmek adına genellikle sabit sayıda sensörleri olduğundan, daha düşük bir hassasiyete ve daha düşük bir uzamsal çözünürlüğe sahiptirler. Buna rağmen bazı cihazlar, tıbbi sınıf ekipmanlara kıyasla benzer sinyal kalitesine sahiptir [47].

BBA uygulamalarında kullanılan, NeuroSky, Emotiv, NeuroSpec ve B-Bridge şirketlerinin geliştirdiği cihazlar, tüketici sınıfı EEG cihazlarına örnek olarak verilebilir. Bu cihazlar arasında en popüler olanları NeuroSky ve Emotiv cihazlarıdır.

NeuroSky şirketi 2007 yılında NeuroSky MindSet ve 2011 yılında NeuroSky MindWave cihazlarını piyasaya sürmüştür. Son sürümü MindWave Mobile 2 nispeten basittir ve tüketici sınıfına yönelik olarak geliştirilmiştir. Hem PC hem de mobil cihazlarda kullanılabilen ve EEG sinyallerinin ölçülmesine, güçlendirilmesine, filtrelemesine ve analizine olanak sağlayan, alına yerleştirilen (ThinkGear adı verilen) tek bir kuru sensöre sahip cihazdır. NeuroSky'ın tescilli eSense™ algoritmalarıyla birleştiğinde, kullanıcının zihin durumunu ölçebilmesini sağlar [48].

Emotiv Epoc+, 14 sensörlü daha karmaşık bir kulaklıktır (Şekil 1.8 (a)). Adından da anlaşılacağı gibi cihazın yakalayabileceği temel beyin dalgası verilerine ek olarak, üzüntü, öfke ve mutluluk gibi belirli insan duygularını ve yüz ifadelerini algılayabilen bir dizi yazılıma da sahiptir. Cihazda ayrıca, kullanıcının kafasının göreceli konumunu ve hangi yöne baktığını sağlayan bir jiroskop vardır [49].

NeuroSpec DSI-7, kullanıcının dikkat, derin düşünme gibi zihinsel durumlarını okumak için tasarlanmış yedi adet kuru sensöre sahip bir EEG cihazıdır. Cihazın ana odağı, özellikle çocuklar tarafından neurofeedback eğitimi için kullanılmasıdır. DSI-VR300 cihazı ise sanal gerçeklik gözlüğüne entegre olabilen, herhangi bir iletken jel gerektirmeyen bir EEG sistemidir (Şekil 1.8 (b)). DSI-VR300, HTC-Vive VR başlığı ile sorunsuz bir şekilde entegre olur. Neurable tarafından geliştirilen sanal gerçekliğe özgü bir API ile sanal gerçeklik uygulamalarına arayüz sağlanır [50].



(a) (b)

Şekil 1.8. BBA uygulamalarında kullanılan ticari deneysel kitler (a) Emotiv Epoc+ ve (b) DSI-VR300

B-Bridge Brain Athlete, B-Bridge tarafından NeuroSky ile ortaklaşa üretilen bir EEG kayıt cihazıdır. Cihaz, spor uygulamaları sırasında sporcular tarafından kullanılmak üzere tasarlanmıştır ve NeuroSky cihazlarının kullandığı aynı ThinkGear teknolojisini kullanarak eSenses ölçümleri aracılığıyla dikkat ve meditasyon (derin düşünme) değerlerini üç adet sensör ile okuyabilir [51].

Kullanılabilir tüketici sınıfı cihazların çoğu, NeuroSky'ın eSensleri (dikkat ve meditasyon) ve Emotiv'in Mental Komutları (motor imgeleme olarak eğitilebilen özel komutlar) gibi kullanım ve geliştirme kolaylığı için önceden işlenmiş kontrol sinyalleri ile birlikte gelir. Bunlar genellikle gizli kaynak kodlu tescilli algoritmalar olduğundan dolayı araştırmacılar bilimsel araştırmalarda kullanma konusunda tereddüt ederler. Algoritmanın gerçekten bir sinyali güvenilir bir şekilde okuyup okumadığını bilmenin doğrudan bir yolu yoktur. Yaygın kullanımı nedeniyle bu tüketici sınıfı EEG cihazları (özellikle Emotiv Epoc+) ve bu cihazlara ait bilimsel araştırmalar için önceden işlenmiş

metriklerin, değerlendirilmesi için çeşitli çalışmalar yapılmıştır [52]. Emotiv Epoc, oyunlar gibi kritik olmayan uygulamalarda performans ölçmede iyi bir güvenilirlik göstermiştir. Bu cihazlar tıbbi sınıf cihazlarla karşılaştırılabilir sinyal kalitesi göstermiştir ve bilimsel araştırmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır [53].

1.4. Beyin-Bilgisayar Arayüzü Uygulama Alanları

Beyindeki serebral korteksin elektriksel aktivitelerini ölçmek için hem cerrahi hem de cerrahi olmayan birçok yöntem geliştirilmiş ve elde edilen sinyaller; beyin ölümü, uyanıklık ve koma durumlarının belirlenmesi, anestezi seviyelerinin kontrolü, epilepsi teşhisi, uyku bozuklukluğu ve migren tanısı gibi geniş bir yelpazede kullanılmaktadır [44].

Beynin ürettiği bu sinyallerin kaydedilmesi ve yorumlanmasındaki gelişmelere paralel olarak gelişen Beyin Bilgisayar Arayüzü iletişim sistemleri de gelişmiştir. BBA sistemleri, ağır engelli bir hastayla bilgisayar tabanlı yardımcı bir cihaz arasında iletişim kanalı kurma hedefine sahiptir. Bu tür sistemler, geri besleme aşamasında BBA tarafından arayüzlenen uygulamalara göre gruplandırılabilir [54]. Bunlar kişisel gelişim, çevresel kontrol, bilgi edinme ve vakit geçirme, rehabilitasyon eğitimi, hareketlilik olarak sıralanabilir.

Kişisel iletişim: Bu uygulama grubu, metnin yazımı, metni sesli okuma, e-posta oluşturma ve göndermeyi içerir. Bir hasta ciddi şekilde felç olmuşsa, BBA olmadan (eğer BBA varsa) iletişim kurmanın tek yolu bir bakıcının yardımıdır. BBA tabanlı cihazların geliştirilmesi, hastanın büyük miktarda bağımsızlık ve kendi kaderini tayin etme olanağı sağlayan mesajlar göndermesine olanak tanır [10].

Çevresel kontrol: Misafirlere kapıyı açmak, ışıkları açmak veya kapatmak, müzik çaların ses ayarını yapmak, oda sıcaklığını düzenlemek, televizyon kanalları arasında geçiş yapmak bu uygulama grubuna örnektir. Kullanımları hastanın bağımsızlığını artırır ve bakıcıların iş yükünü azaltır [55].

Bilgi edinme ve vakit geçirme: Elektronik kitabın sayfaları çevirebilen yazılımın kontrolü gibi uygulamalar kişinin bilgi edinmesi konusunda çeşitlilik sağlar. Bu gruba ait diğer uygulama örnekleri; bir web tarayıcısının kontrolü veya internet üzerinden satranç oynamak olabilir [13].

Rehabilitasyon eğitimi: İnme hastalarının rehabilitasyonu BBA eğitimi ile desteklenebilir. Hasar görmüş kortikal bölgeler artık işlevlerini yerine

getiremeyeceğinden vücut kısımlarının felç olmasına neden olabilir. Eksik işlevselliği en azından kısmen devralmak için komşu kortikal alanlar çalıştırılabilirse felç iyileşecektir. Bu kortikal plastisite BBA eğitimi ile hızlandırılabilir [12].

Hareketlilik: Felçli bir hasta için doğal bir ilgi konusudur. BBA'nın uygulamalarından biride elektrikli tekerlekli sandalyelerin kontrolüdür. Sınıflandırılabilir sinyaller, tekerlekli sandalye için güvenilir bir şekilde kontrol dizilerine çevrilebilir ise felçli hasta belirli bir hareketlilik derecesine kavuşur [11].

Diğer bir yaklaşım ise sağlıklı kişilerin oyunlarda ve karma gerçeklik uygulamalarında deneyimlerini iyileştirmektir.

2. BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İLE LRF VE DC MOTORUN KONTROLÜNÜ SAĞLAYAN İLETİŞİM SİSTEMİNİN TASARIM VE GERÇEKLENMESİ

2.1. Giriş

EEG cihazı kullanılarak; kaslarını serbestçe hareket ettirmekte zorlanan hastalar için beyinle çalıştırılan tekerlekli sandalye sistemi tasarlanabilir [11], ultrasonik mesafe ölçer ve web kamerası yardımıyla robot kolu kontrolü sağlanabilir [56], engellerden kaçınma/hedef tanıma için ortamı algılamak üzere lazer radar ve kameralı bilgisayarla görme teknolojisi geliştirilebilir [57].

Bu çalışmada, zihinsel görevlere dayalı örüntü tanıma yaklaşımıyla kas, sinir ve görme hastalıklarına sahip bireyler için her daim çalışmasına gerek olmayan lazer mesafe ölçüm sistemi ile tekerlekli sandalyeyi ve/veya robot kolonu temsil eden iki adet DC motorun kontrolünü sağlayan bir BBA kontrollü iletişim sistemi tasarlanmış ve uygulamaları gerçekleştirilmiştir.

Bu bölümde öncelikle geliştirilen BBA kontrollü iletişim sisteminin tasarım aşamaları verilmiştir. Daha sonra tasarlanan bu sistem kullanılarak gerçekleştirilen iki uygulamanın sonuçları tartışılmıştır.

Elde edilen sonuçlar bu çalışmada benimsenen teknolojileri kullanarak birkaç komutla herhangi bir sistem kontrolünün sağlanabileceğini göstermektedir. Engelli insanların hayatlarını kolaylaştırmak üzere karma gerçekliğin kullanıldığı her türlü sistemin geliştirilmesine katkı sağlayabilecek olan bu çalışmada; uygulamanın avantajları/dezavantajları tartışılmıştır.

Ayrıca uygulama sırasında, deneğin zihinsel performansı incelenerek, gerçek zamanlı görevler ve karar verme süreçleri sırasında zihinsel durumların gelecekteki araştırmalarına katkı sağlayabilecek bulgular elde edilmiştir.

2.2. Beyin Bilgisayar Arayüzü ile LRF ve DC Motor Kontrolünü Sağlayan İletişim Sisteminin Tasarımı

Zihinsel görevlere dayalı örüntü tanıma yaklaşımıyla; bir Lazer Mesafe Ölçüm Sistemi (LRF) ile iki adet DC motorun kontrolünü sağlayan bir BBA kontrollü iletişim sistemi tasarlanmış ve uygulamaları gerçekleştirilmiştir.

Tasarlanan bu BBA kontrollü iletişim sisteminde; kullanıcının beyin sinyallerinin kaydedilmesi ve komuta dönüştürülmesi için Emotiv Epoc+ cihazı kullanılmıştır. Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminin ana akış şeması Şekil 2.1'de verilmiştir.



Şekil 2.1. Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminin ana akış şeması. (01) EEG sinyallerinin elde edildiği Emotiv Epoc+ cihazı, (02) Sinyallerin kaydedildiği ve işlendiği bilgisayar, (03) Bilgisayar ile LRF ve DC motorlar arasında iletişimi sağlayan yazılım, (04) Lazer Mesafe Ölçer (LRF), (05) Bilgisayar ile DC motor arasında iletişimi sağlayan Arduino, motor sürücüsü ve hareket kontrolü sağlanacak DC motorlar

Tasarımın ana akış şemasında görüldüğü gibi Emotiv Epoc+ cihazı (01) kullanılarak elde edilen EEG sinyalleri bilgisayara (02) aktarılarak işlenir ve komuta dönüştürülerek yazılan yazılım (03) yardımı ile LRF'ye (04) ve DC Motorlara iletilir. Böylece beyin sinyalleriyle, her daim çalışmasına gerek olmayan lazer mesafe ölçüm sisteminin ve DC motorun kontrolü (Arduino ve motor sürücüsü kullanılarak) sağlanır (5).

Tasarlanan BBA kontrollü bu iletişim sisteminin ana akış şeması kullanılarak iki temel uygulama gerçekleştirilmiştir. Bu bölümde öncelikle tasarımın temel bileşenleri ve işlevleri anlatılmış, ardından gelen alt başlıkta da BBA kontrollü iletişim sistemiyle geliştirilen uygulama ilişkileri verilmiştir.

2.2.1. BBA kontrollü iletişim sistemi ve temel bileşenler

Tasarımın ana akış şemasında da görüldüğü gibi BBA kontrollü bu iletişim sisteminde; EEG sinyal algılayıcı (Emotiv Epoc+), mikro denetleyici (Arduino), DC motorlar ve

sürücüleri, lazerle mesafe ölçer (LRF)'den oluşan temel bileşenler yer almaktadır. Farklı uygulamalarda kullanılabilen bu temel bileşenler, işlevleri göz önünde bulundurularak bir araya getirilmiş ve bir iletişim sistemi tasarlanmıştır. Bu bileşenler arasındaki iletişim, iki farklı uygulama için bu çalışmaya özgü geliştirilen yazılımlar yardımıyla sağlanmıştır.

2.2.1.1. EEG sinyal algılayıcı

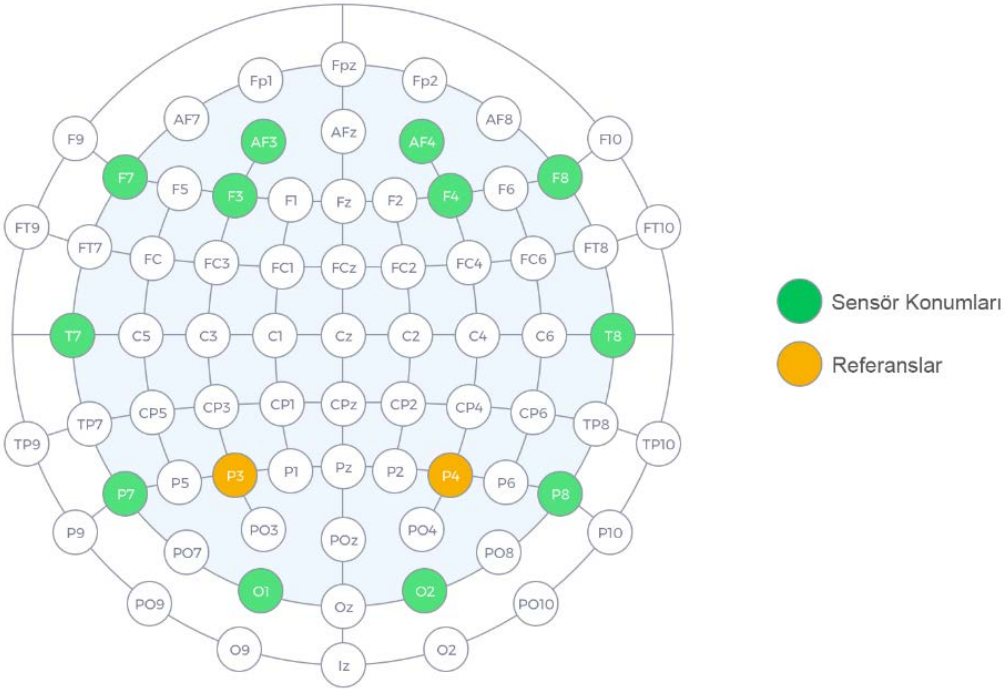
Tasarlanan bu iletişim sisteminde beyin sinyallerinin algılanması için kullanılan Emotiv Epoc+ cihazı, Emotiv firması tarafından üretilmiş; taşınabilir, yüksek çözünürlüklü, pratik araştırma uygulamalarında hızlı/kolay takılması ve ölçümlerin alınması için tasarlanmış bir EEG sistemidir.

Kablosuz sinyal iletimi sağlayan, şarj edilebilir ve sensörleri yenilenebilir Emotiv Epoc+ cihazı (Şekil 2.2) yalnızca araştırma uygulamaları ve kişisel kullanım için geliştirilmiştir. Hastalıkların teşhisi veya tedavisi için kullanılmayacağından tıbbi bir cihaz değildir.



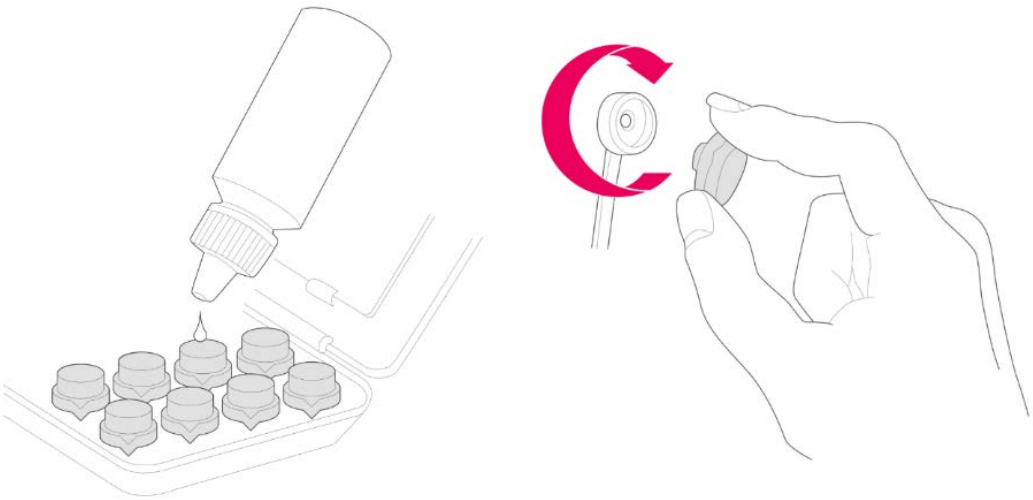
Şekil 2.2. Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminde beyin sinyallerinin algılanması için kullanılan Emotiv Epoc+ cihazı

Ham EEG verisi alabilen 14 Kanallı Emotiv Epoc+ cihazında bulunan sensörlerin konumları; Şekil 2.3'te görüldüğü gibi uluslararası 10/20 standardına [58] göre AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4 şeklindedir ve serebral korteksin frontal, prefrontal, temporal, paryetal ve oksipital loblarını kapsamaktadır.



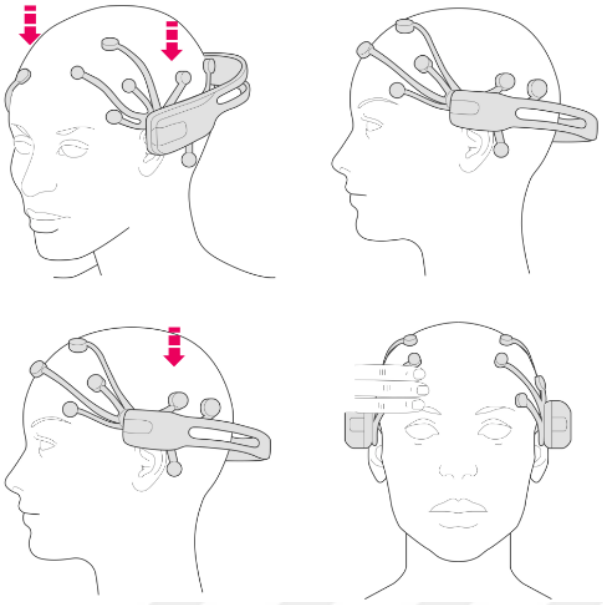
Şekil 2.3. Uluslararası 10/20 standardına göre Emotiv Epoc+ elektrotların (sensör) konumları [58]

Elektrotların (Sensörler) üzerine değiştirilebilir keçe pedleri monte edilir. Beyindeki elektriksel sinyallerin daha iyi saptanabilmesi için, keçe olan kısımları tuz çözeltisi kullanılarak hidratlanmalıdır (Şekil 2.4). Bu işlem için kontakt lens solüsyonu da önerilir [59].



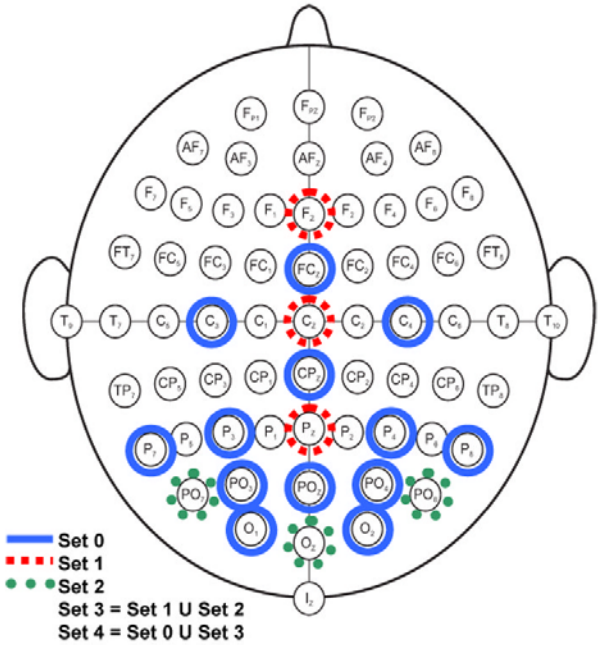
Şekil 2.4. Emotiv Epoc+ cihazının elektrotlarının montajı ve hidratlanması

Elektrotlar yeteri kadar ıslaksa ve doğru / varsayılan konumlandırma (Şekil 2.5) yapılmışsa kaliteli sinyaller elde edilir. Sinyallerin kalitesi anlık olarak Emotiv Xavier ControlPanel yazılımı ile izlenebilmektedir.



Şekil 2.5. Kaliteli EEG sinyallerinin elde edilmesi için Emotiv Epoc+ cihazının varsayılan konumlandırılması

Yapılan çalışmalarda uygulanan yöntem için en iyi sonuç alınabilen kanalların pozisyonuna göre cihazın konumlandırılması değiştirilebilir. Örneğin; karar verme sürecinde ortaya çıkan olaya bağlı bir potansiyel olan P300 dalgası yani dikkat edilen uyarana karşı uyarandan yaklaşık 300 ms sonra oluşan düşük olasılıklı pozitif dalga potansiyellerinde en iyi sonuç alınabilen kanallar Şekil 2.6'da gösterildiği gibidir [60].



Şekil 2.6. P300 uyarılmış potansiyellerinde en iyi sonuç alınabilen kanallar [60]

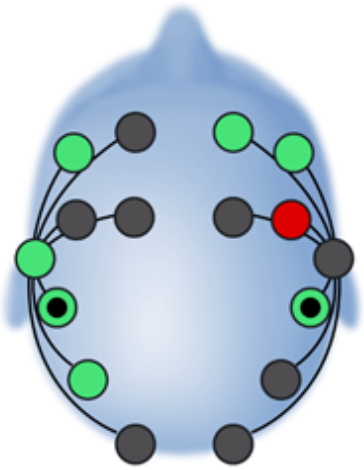
P300 uyarılmış potansiyelleri ile ilgili yapılan bir çalışmada; Emotiv Epoc+ cihazının varsayılan konumlandırması Şekil 3.6'da verilen kanalları kapsamadığı için cihazın 180º ters döndürülerek konumlandırılmasıyla %90 başarı elde edilmiştir [35].

Sensörlerin temas kalitesi her pozisyon için ölçülür ve Şekil 2.7'de gösterildiği gibi bir sensör haritasında görüntülenir. Sinyallerin kalitesi 4 farklı renk ile ifade edilir. Yeşil nokta beyin ve cihaz arasında güçlü bir bağlantı olduğunu, turuncu nokta ortalama bir bağlantı olduğunu, kırmızı nokta zayıf bir bağlantı olduğunu ve siyah nokta ise kararsız bir bağlantı olduğunu ifade eder.

Yeşil renkte olmayan noktalar için; elektrotlar ile kafa derisi arasında oluşan engel var mı? Elektrotlar yeteri kadar ıslak mı? Elektrotlar ile başlık kiti bağlantısı sağlıklı mı? Sorularına cevap verecek şekilde cihaz kontrolleri sağlanmalıdır.

Bilgisayar ile Emotiv Epoc+ cihazı arasındaki bağlantı, bilgisayarın USB bağlantı noktasına takılan Bluetooth cihazı ile sağlanır. Cihazın bağlantı ve batarya durumunu gözlemlemek, sensörlerin bağlantı kalitesini izlemek, beyin sinyallerini ölçmek ve değerlendirmek için Emotiv tarafından sunulan Emotiv Xavier ControlPanel yazılımı kullanılır (Şekil 2.8).

Emotiv Xavier ControlPanel, performans ölçümleri, zihinsel komutlar ve yüz ifadeleri olmak üzere üç adet makine öğrenmesi algoritması sunar [61-63]. Algoritmaların eğitimi için geliştirilen arayüzde kişiye özgü her komut için 8 er saniyelik eğitim yapılır.

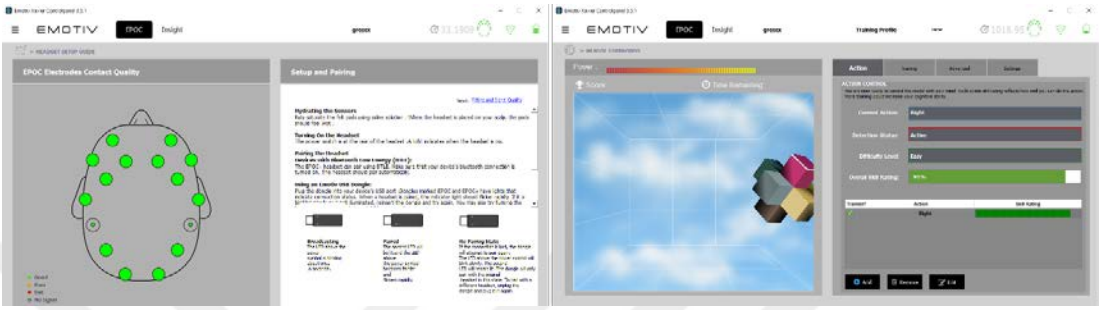


Renk	Durum
Siyah	İletişim Yok / Kararsız
Kırmızı	Zayıf İletişim Kalitesi
Turuncu	Ortalama İletişim Kalitesi
Yeşil	İyi İletişim Kalitesi

Şekil 2.7. Emotiv Epoc+ sensör haritası ve sinyallerin kalitesini ifade eden renkler

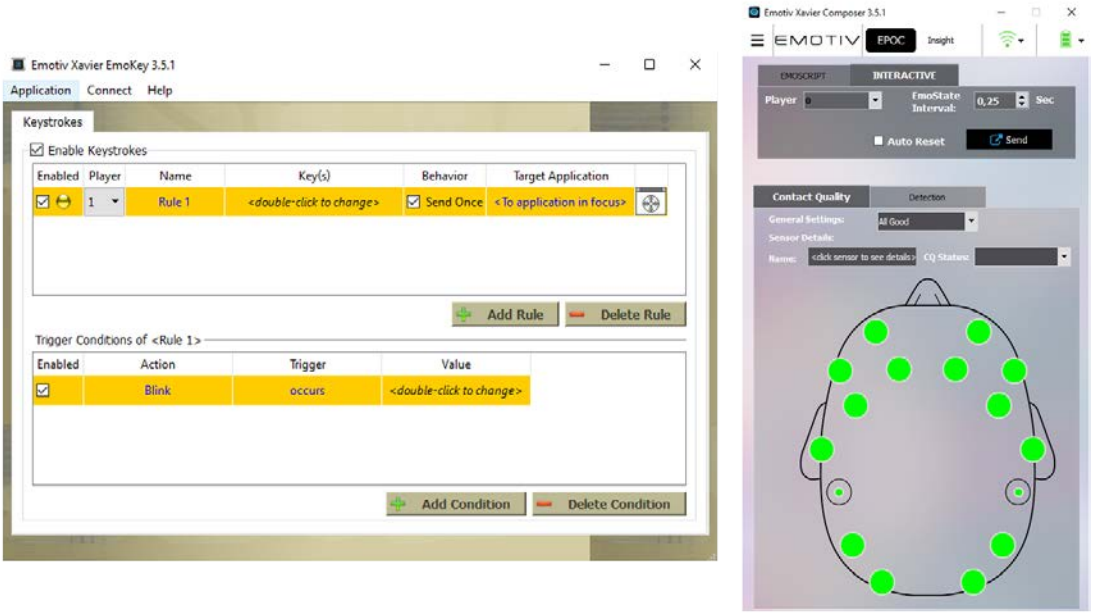
Zihinsel komutlar için eğitim arayüzünde (şekil 2.8) kullanıcının sanal bir nesne üzerinde farklı fiziksel eylemler gerçekleştirme konusundaki bilinçli niyetini ayırt etmek

için gerçek zamanlı beyin dalgası aktivitesi değerlendirilir. Algılama, 13 farklı eylemle çalışmak üzere tasarlanmıştır: 6 yön hareketi (itme, çekme, sola, sağa, yukarı ve aşağı) ve 6 dönüş hareketi (saat yönünde, saat yönünün tersine, sola, sağa, ileri ve geri) ve yok olma eylemi. Algılamanın niceliğini eylem gücü (power) temsil eder. Eylem gücü 0.0 ile 1.0 arasında ölçeklendirilir ve güç çubuğunda (power bar) görsel olarak gösterilir.



Şekil 2.8. Emotiv Xavier ControlPanel yazılımı ve zihinsel komutlar eğitim arayüzü

Eğitimi yapılan komutların hedef bir yazılıma tuş vuruşu olarak aktarılması için Emotiv Xavier Emokey yazılımı kullanılır (Şekil 2.9). Yazılımın amacı; bir komut için eğitimi yapılan beyin sinyallerinin, belirlenen bir tuş vuruşuna çevrilerek hedef seçilen yazılıma iletmesidir. Böylelikle kolay ve pratik bir şekilde hedef yazılımların kontrolü gerçekleştirilebilir.



Şekil 2.9. Emotiv Xavier EmoKey ve Emotiv Xavier Composer yazılımı

Emotiv Xavier Composer yazılımı ise; Emotiv Xavier ControlPanel yazılımı ile bağlantı kurarak Emotiv cihazının simülasyonunu gerçekleştirir (Şekil 2.9). Cihazın batarya ve

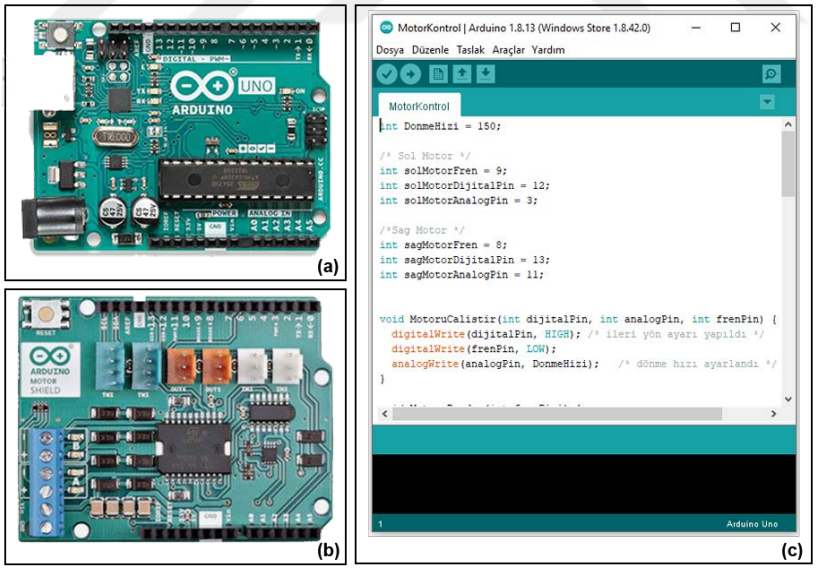
bağlantı durumunu, her bir sensörün sinyal kalitesini, eğitimi yapılmış komutları ve doğruluk oranlarını değerlendirmek için destek sağlar.

2.2.1.2. Mikro denetleyici, DC motorlar ve LRF

Arduino, çevreleriyle etkileşime giren cihazlar oluşturmak için programlanabilen açık kaynaklı bir mikro denetleyicidir (Şekil 2.10 (a)). Arduino yazılımı, yeni başlayanlar için kullanımı kolay, ileri düzey kullanıcılar için ise yeterince esnektir. Arduino'nun üzerine takılabilen Shield kartlar ile mevcut yetenekleri arttırılabilir. Bu çalışmada; DC motorları kontrol etmek için Şekil 2.10 (b) de verilen Arduino Motor Shield kullanılmıştır.

Arduino, C++ yazılım dili kullanılarak programlanır [64]. Bu çalışmada programlama yapmak için Arduino Entegre Geliştirme Ortamı (Arduino IDE) kullanılmıştır (Şekil 2.10 (c)).

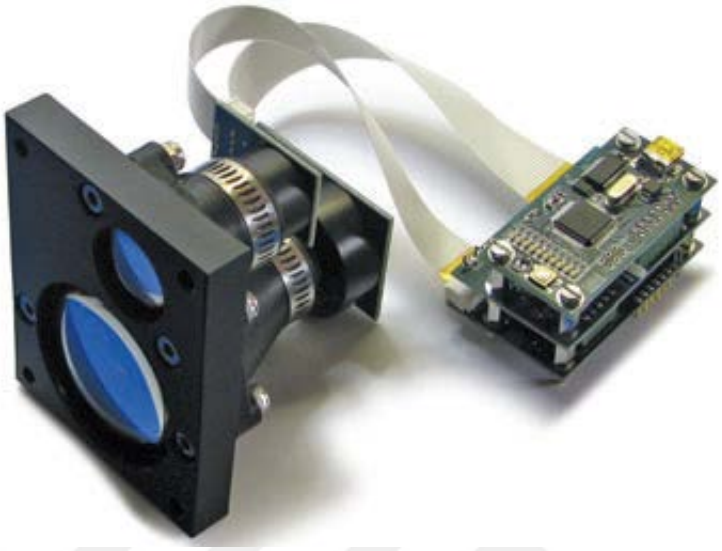
Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminde kullanılan bir diğer bileşen de lazerle mesafe ölçüm sistemi (Laser Range Finder - LRF)'dir. Mesafe ölçümü, bir şeyin ne kadar uzakta olduğunu söylemek ve engellerden kaçınma için kullanılabilir.



Şekil 2.10. Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminde kullanılan (a) Arduino Uno Rev3 modeli, (b) Arduino Motor Shield, (c) Arduino IDE

Bu çalışmada kullanılan DS00 lazer mesafe ölçer (Şekil 2.11); 100 metre uzaktaki hedefleri 1 cm çözünürlükte ölçebilme ve mesafe sonuçlarını saniyede 100 kez güncelleyebilme özelliğine sahiptir. Doğrudan bir PC'nin USB portundan veya

pillerden çalıştırılabilir. PC terminal programı vasıtasıyla ölçülen mesafe görülebilir ve dâhili ayarlar yapılabilir. Geliştirilecek bir yazılım ile USB port üzerinden kit kontrolü sağlanabilir



Şekil 2.11. Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminde kullanılan Lazer Mesafe Ölçer

2.2.2. BBA kontrollü iletişim sistemi ve geliştirilen uygulama ilişkileri

Tasarlanan BBA kontrollü bu iletişim sisteminin ana akış şeması (Şekil 2.1) kullanılarak iki temel uygulama gerçekleştirilmiştir. Her bir uygulamada kontrolü sağlamak için her bir bileşen arasında iletişimi sağlayan farklı yazılımlar geliştirilmiştir.

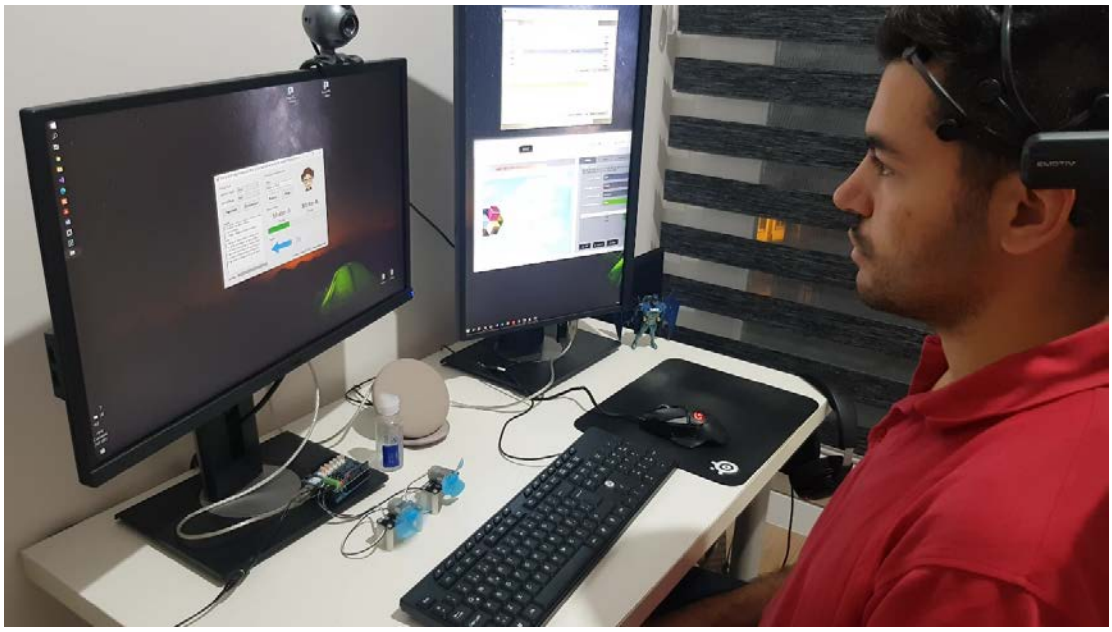
Uygulamalardan biri kas, sinir ve görme hastalıklarına sahip bireyler için tasarlanmıştır. Bu sistemde; kullanıcının beyin elektrik sinyalleri ile LRF'ye komut gönderilir ve bulunulan ortamdaki engel mesafelerinin ölçülmesi sağlanarak sesli uyarı mesajına dönüştürülür ve lazer kapatılır. Böylece beyin sinyalleri ile her daim çalışmasına gerek olmayan lazer mesafe ölçüm sisteminin kontrolü sağlanır. Sesli uyarı mesajı sonucunun kullanıcı tarafından değerlendirilmesinin ardından, kullanıcının verdiği karar sonucu sağlanan elektrik sinyalleri ile sağ olarak tanıtılan bir DC motor veya sol olarak tanıtılan diğer bir DC motor hareket ettirilir. Bu DC motorlar, temsili bir tekerlekli sandalye, bir robotik kol ve/veya bir protez bacak olabilir. Bu uygulama için uyarlanan sistemin ayrıntıları ve dört gönüllü katılımcı (denek) ile gerçekleştirilen uygulama sonucunda elde edilen performans metriklerinin değerlendirilmesi bundan sonraki bölümde verilmiştir.

Tasarlanan BBA kontrollü bu iletişim sisteminin diğer uygulamasında ise DC Motorun hız kontrolü sağlanmıştır. Bu uygulama bir önceki uygulamada yer alan katılımcıların arasında deneyimi ve başarı yüzdesi en yüksek olan katılımcı ile gerçekleştirilmiştir. Uygulamanın tasarımı ve geliştirilen yazılım Graz grubu tarafından önerilen Zİ-BBA protokolü [22] referans alınarak, kullanıcıya geri bildirim sağlayacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Uygulanan protokol gereği sistemde simgesel ekran görüntüsü ve sesli uyaran yer almaktadır. Katılımcının beyin sinyalleri ile motorun hız seviyesinin kontrolü sağlanmış ve bu sinyallerin zaman içinde değişimi incelenmiştir. Bu amaçla geliştirilen yazılımın algoritması ve uygulama sonuçları bundan sonraki bölümde ayrıntıları ile verilmiştir.

2.3. Zihinsel Görevlere Dayalı Örüntü Tanıma Yaklaşımıyla LRF ve iki adet DC Motorun Kontrolü

Zihinsel görevlere dayalı örüntü tanıma yaklaşımıyla, kullanıcıların lazer mesafe ölçüm sistemi ile iki adet DC motorun kontrolünü sağlayan bir iletişim sistemi tasarlanmış ve tasarlanan sistem kullanılarak iki temel BBA uygulaması gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada; Bölüm 2.1'de ana akış şeması (Şekil 2.1) verilerek ana çalışma yapısı anlatılan BBA kontrollü iletişim sistemi ve temel bileşenleri, iki farklı uygulama yapmak üzere geliştirilen yazılımlar ile uyarlanmıştır.

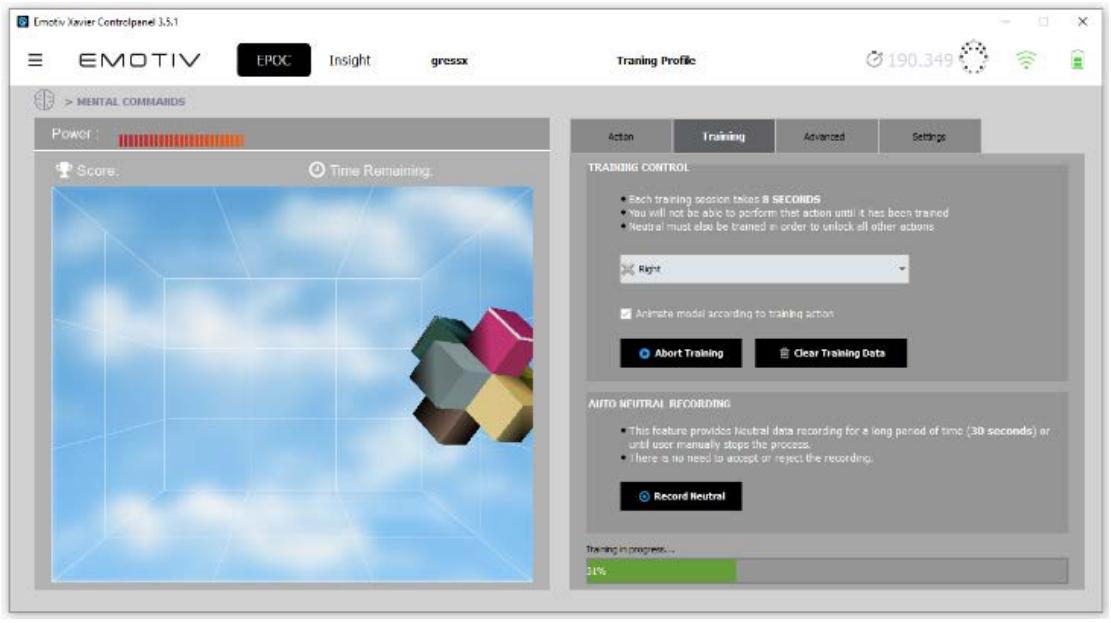


Şekil 2.12. Geliştirilen BBA kontrollü iletişim sistemi ile gerçekleştirilen deneylerin uygulama ortamı

Bu çalışmada öncelikle, özellikleri ve çalışma yapısı Bölüm 2.2.1.1'de verilen EEG sinyallerini elde etmek için kullanılan Emotiv Epoc+ cihazının kontrolleri gerçekleştirildi. Örnekleme frekansı 128 Hz ve çözünürlüğü 0.5 µV olan cihazın sensörleri, sinyal kalitesinin yüksek olması amacıyla, kontakt lens solüsyonu kullanılarak ıslatıldı. Uygulamalarda Emotiv cihazı, bir önceki bölümde ayrıntılarıyla anlatıldığı şekilde, varsayılan konumlandırma şeklinde kullanıcıların kafasına konumlandırıldı (Şekil 2.12).

Sinyallerin kalitesi anlık olarak Şekil 2.8'de gösterilen Emotiv Xavier ControlPanel yazılımı ile izlendi. Her bir sensörün sinyal kalitesi Şekil 2.7'de verilen renk göstergesine uygun olarak kontrol edildi, sinyal alınamayan sensörler değiştirilerek etkin hale getirildi.

Performans ölçümleri, yüz ifadeleri ve zihinsel komutlar olmak üzere üç farklı makine öğrenmesi algoritması sunan ve özellikleri Bölüm 2.2.1.1'de verilen Xavier ControlPanel yazılımının zihinsel komutlar algoritması, kullanıcının beyin sinyallerini eğitmek ve anlamlandırmak amacıyla kullanıldı. Şekil 2.13'de verilen Xavier ControlPanel zihinsel komutlar eğitim arayüzü kullanılarak, tasarlanan sistemde kullanılan komutların eğitimi gerçekleştirildi.

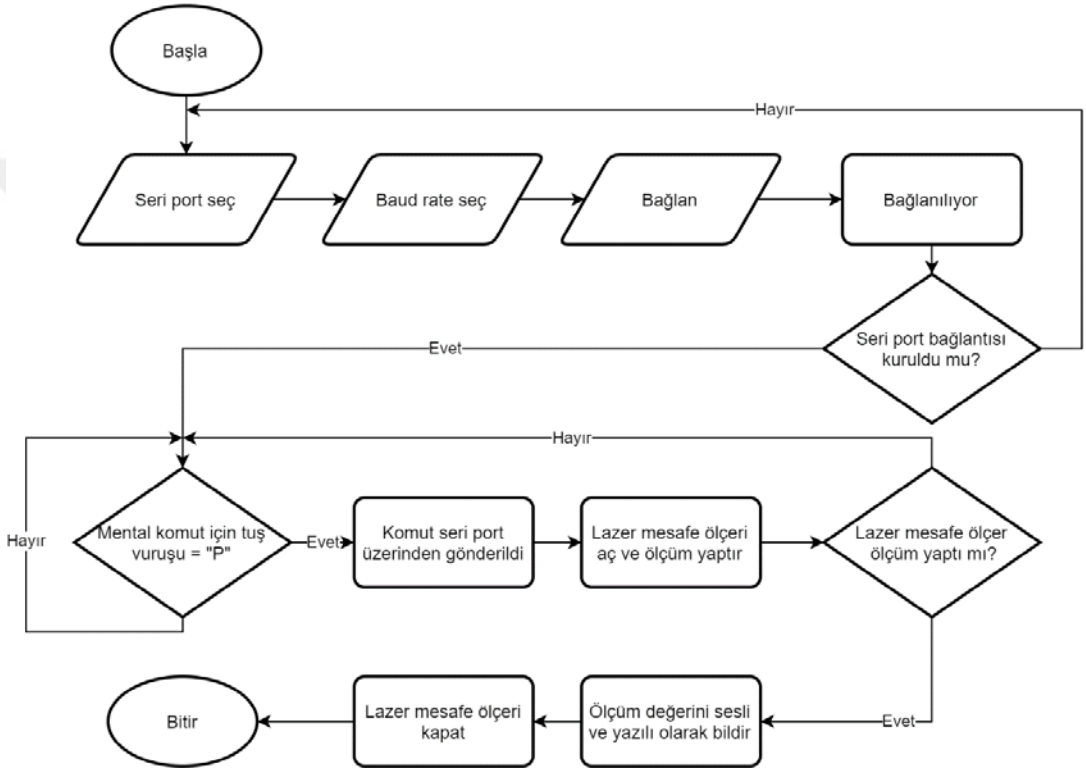


Şekil 2.13. Xavier ControlPanel zihinsel komutlar eğitim arayüzü

Eğitimlerde kullanılan komutlar, tasarlanan sistemin bileşenlerinin kontrolünü sağlayacak şekilde seçildi ve deneklerin bu nesnelerin (DC motorlar ve LRF) hareketini (sağa, sola, ileri) hayal etmeleri istenerek gerçekleştirildi. Her bir komutun

kontrolünü 8 saniye boyunca hayal etmeleri istendi ve bu eğitim başarı elde edilene kadar tekrarlandı.

Tasarlanan sistemde kullanılan lazer mesafe ölçer (LRF), dizüstü bilgisayar ile seri port üzerinden iletişim kurabilmesi için USB portundan bilgisayara bağlandı. LRF ile haberleşmek ve mental komutlar ile kontrolünü sağlamak için C# dili kullanılarak bir uygulama geliştirildi. Akış şeması Şekil 2.14'de verilen ve "LRF-KONTROL" olarak adlandırılan yazılım ile LRF arasındaki iletişim seri port üzerinden sağlandı.

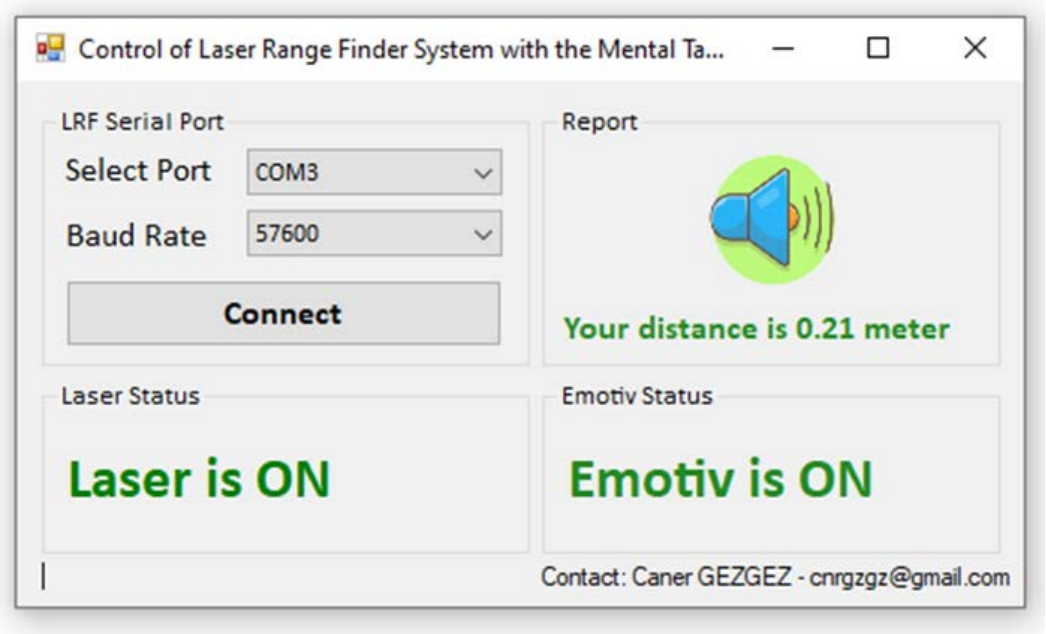


Şekil 2.14. Lazer mesafe ölçerin kontrolü için C# dili kullanılarak geliştirilen ve "LRF-KONTROL" olarak adlandırılan yazılımın akış şeması

Şekil 2.15'de kontrol paneli görülen bu yazılım ile gelen mental komutun doğruluğu denetlenir, komut doğru ise LRF ile istenen mesafenin ölçülmesi sağlanarak sonuç, sesli ve yazılı bildirime dönüştürülür. Ölçülen mesafenin sesli bildirim ile kullanıcıya bildirilmesi sonrası lazerin kapatılması sağlanır.

Çalışmada, ölçülen mesafeyi bildiren sesli uyarı mesajı sonucuna göre kullanıcıdan karar vermesi ve sol olarak tanıtılan bir DC motoru veya sağ olarak tanıtılan diğer bir DC motoru hareket ettirmesi istenir. Bu tasarımda sol olarak tanıtılan motor "Motor A" ve sağ motor olarak tanıtılan motor "Motor B" olarak adlandırılmıştır. Buradaki iki adet

DC motor farklı uygulamalar için tekerlekli sandalyeyi ve/veya robot kolonu temsil edebilir.



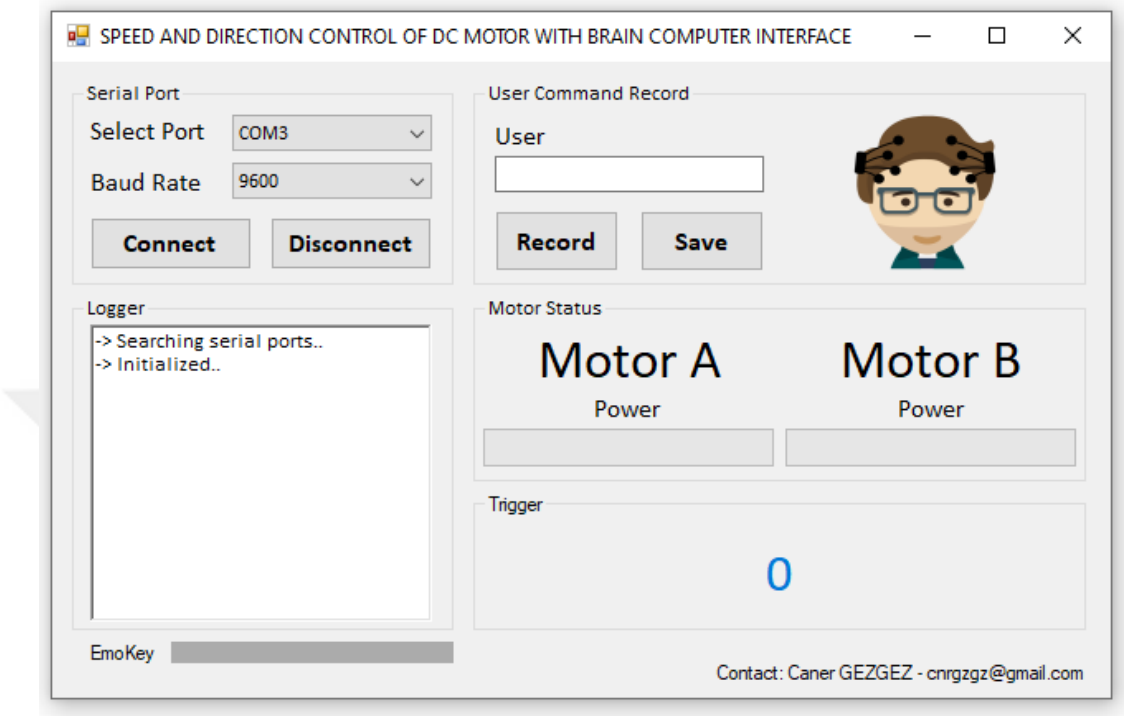
Şekil 2.15. Lazer mesafe ölçerin kontrolü için C# dili kullanılarak geliştirilen yazılımın kontrol paneli

Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminde iki adet DC motorun seçimini ve hız kontrolünü mental komutlar ile sağlamak için; Arduino ile Arduino Motor Sürücüsü yardımıyla DC motor ve Emotiv cihazı arasında haberleşmeyi sağlamak için C# dilinde yazılan bir yazılım geliştirilmiştir. “DC-KONTROL” olarak adlandırılan bu yazılımın akış şeması, bu tezin EKLER bölümünde Ek-A olarak verilmiştir.

Eğitimi yapılan komutların hedef bir yazılıma tuş vuruşu olarak aktarılması için ayrıntıları Bölüm 2.2.1.1’de verilen Emotiv Xavier Emokey yazılımı kullanıldı. EmoKey’den gelen komutlar, geliştirilen bu yazılım sayesinde seri port aracılığı ile DC motorlara iletilir. Şekil 2.16’da zihinsel komutlar ile DC motorların hız ve yön kontrolünü sağlayan ve C# dili kullanılarak geliştirilen yazılımın kontrol paneli görülmektedir.

Graz grubu tarafından önerilen Zİ-BBA protokolü [22] referans alınarak gerçekleştirilen bu yazılım sayesinde, kontrol paneli ile motorların seçim ve hız bilgileri görselleştirilir. Uygulanan protokol gereği sistemde simgesel ekran görüntüsü yanında sesli uyaran da yer almaktadır. Emotiv cihazından gelen komutlar, zamana bağlı olarak kaydedilir. Uygulama sırasında, uygulamanın 15. saniyesinde sol motorun çalıştırılması “Motor A” ve 45. saniyede de sağ motorun çalıştırılması için “Motor B”

görsel uyaran olarak kullanılmıştır ve sesli uyaran olarak da “Bip” sesi duyulmaktadır. Bu özellikler katılımcının beyin sinyalleri ile motorun hız seviyesinin kontrolünü sağladığı uygulamalarda kullanılmıştır.



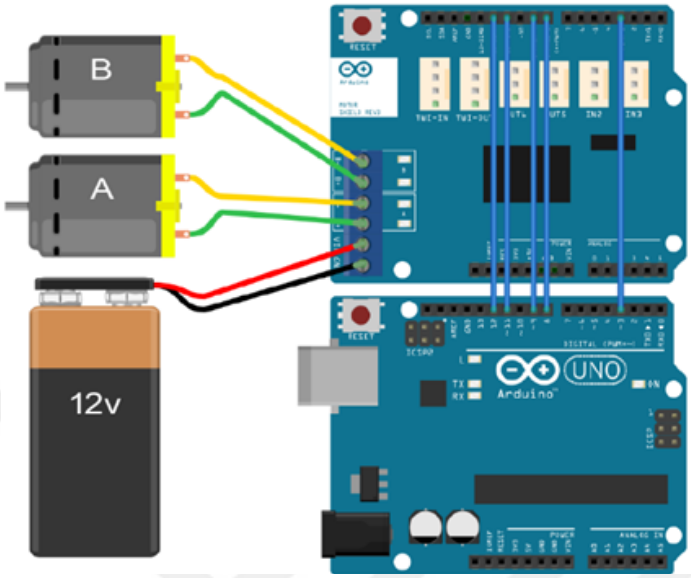
Şekil 2.16. Zihinsel komutlar ile DC Motorların hız ve yön kontrolünü sağlayan ve C# dili kullanılarak geliştirilen yazılımın kontrol paneli

Arduino, motorlar, motor sürücüsü ve güç kaynağı bağlantıları Şekil 2.17’de gösterildiği şekilde gerçekleştirildi. Katılımcılarla gerçekleştirilen uygulamalarda; DC motorlar, katılımcıların karşısına sol ve sağ taraflarına gelecek şekilde yerleştirilerek sırasıyla Şekil 2.16’da yer alan Motor A ve Motor B görselleri ile simgelendiği ifade edildi.

Mental komutlar ile motorların seçimini ve hız kontrolünü sağlayacak kodlar Arduino IDE kullanılarak C++ dilinde yazıldı (Şekil 2.18). Geliştirilen yazılımın akış şeması, bu tezin EKLER bölümünde Ek-B olarak verilmiştir. Motorların hız seviye kontrolleri şekil 2.17’de verilen PWM (Pulse Width Modulation – Darbe Genişlik Modülasyonu) pinleri ile sağlandı.

Motorların hız seviye kontrolü için PWM pinleri 8 bit olduğundan dolayı 0 – 255 arasında olan ondalık (decimal) PWM pini analog değerleri, motor seçim komutuna ait varsayılan hız kademesi hariç 3 kademe olarak belirlendi. Seri porttan lazer mesafe ölçere ve DC motorlara gönderilecek tuş vuruşu değeri, komutları ve hız kademelerini

gösteren Tablo 2.1'de verildiği gibi motor seçim komutu varsayılan hız kademesi PWM pini analog değeri 125 olarak, diğer hız kademeleri için ise 150, 200 ve 255 olarak belirlendi.



Pinler ve Fonksiyonları		
Pin	**Motor**	**Fonksiyon**
3	A	PWM
8	B	Fren
9	A	Fren
11	B	PWM
12	A	Yön
13	B	Yön

Şekil 2.17. Tasarlanan sistemde kullanılan Arduino, motorlar, motor sürücüsü ve güç kaynağı bağlantılarını içeren devre şeması ile kullanılan pinler ve fonksiyonları



Şekil 2.18. Mental komutlar ile motorların seçimini ve hız kontrolünü sağlayan kodlar ve Arduino IDE

Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminde Arduino, dizüstü bilgisayar ile seri port üzerinden iletişim kurabilmesi için USB portundan bilgisayara bağlandı. Lazer mesafe

ölçer ile DC motorları zihinsel komutlarla kontrol etmek için; seri porttan gönderilecek tuş vuruşlarının değeri ve karşılık gelen komutlar Tablo 2.1'deki gibi programlandı.

Komutlar ve motorların yanıtlarını doğrulamak için seri port üzerinden klavye ile Tablo 2.1'deki tuş vuruşları ile karşılık gelen komutlar gönderildi. "L" tuşuna basıldığında sol motorun çalışıp sağ motorun durduğu, "R" tuşuna basıldığında sağ motorun çalışıp sol motorun durduğu, "U" tuşuna basıldığında Motor A'nın durduğu, "O" tuşuna basıldığında ise Motor B'nin durduğu gözlemlendi. "P" tuşuna basıldığında ise lazer mesafe ölçerin çalışıp ölçüm aldıktan sonra sesli ve yazılı olarak bildirim yaptığı ve yaptığı bildirimden sonra kendisini kapattığı gözlemlendi. Lazer mesafe ölçer ile ölçüm sonucu alındıktan sonra yazılım sayesinde otomatik olarak LRF'nin kapatılması sağlanır.

Tablo 2.1. Seri porttan lazer mesafe ölçere ve DC motorlara gönderilecek tuş vuruşu değeri, komutları ve hız kademeleri

Zihinsel Komut	Tuş vuruşu	Komut	Hız Kademesi	PWM Çıkış Değeri	Algılama Şartı
Sol	L	A motorunu çalıştır	Varsayılan	125	Eylem Gücü > 0.2
Sol	Q	A motorunu çalıştır	1. Seviye	150	Eylem Gücü > 0.3
Sol	W	A motorunu çalıştır	2. Seviye	200	Eylem Gücü > 0.4
Sol	E	A motorunu çalıştır	3. Seviye	255	Eylem Gücü > 0.5
Sağ	R	B motorunu çalıştır	Varsayılan	125	Eylem Gücü > 0.2
Sağ	D	B motorunu çalıştır	1. Seviye	150	Eylem Gücü > 0.3
Sağ	F	B motorunu çalıştır	2. Seviye	200	Eylem Gücü > 0.4
Sağ	G	B motorunu çalıştır	3. Seviye	255	Eylem Gücü > 0.5
Sol	U	A Motorunu durdur	-	0	Eylem Gücü < 0.2
Sağ	O	B Motorunu durdur	-	0	Eylem Gücü < 0.2
İleri	P	Lazer mesafe ölçeri çalıştır	-	-	Eylem Gücü > 0.2

Motorların hız kontrolünü doğrulamak için ise Tablo 2.1'de yer alan Hız Kademesi Seviyelerine ait tuş vuruşları ile zihinsel komutlar, seri port üzerinden klavye ile Arduino geliştirme kitine gönderildi. A motorunun hız kontrolünün Q, W, E komutları

ile sağlandığı, B motorunun hız kontrolünün ise D, F, G komutları ile sağlandığı gözlemlendi.

Klavye ile gönderilen komutlara motorların ve lazer mesafe ölçerin düzgün yanıt verdiği ve beklenen eylemleri gerçekleştirdiği doğrulandıktan sonra; mental komutları göndermek için Emotiv Xavier EmoKey yazılımı kullanıldı. Kullanıcıların mental komutlarını bilgisayardaki mevcut uygulamalara klavye tuş vuruşları olarak gönderilmesine olanak tanıyan EmoKey yazılımı aracılığıyla; Emotiv Epoc+ cihazından gelen sinyallerle ilişki kurmak için, hedef uygulamalara tuş vuruşu gönderen 11 kural yazıldı (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. Emotiv Epoc+ cihazından gelen sinyallerle ilişki kurmak için, hedef uygulamaya tuş vuruşu göndermek için yazılan EmoKey kuralları

Bu kurallar dâhilinde; bu bölümün başında anlatılan ve zihinsel komutlar eğitim arayüzü (Şekil 2.13) kullanılarak eğitimi yapılan “sağ“, “sol” ve “ileri” komutlarının sırasıyla “R”, “L” ve “P” tuş vuruşlarını tetiklemesi sağlandı. Hedef uygulama olarak “sağ” ve “sol” komutlarıyla DC motorların kontrolü için “DC-KONTROL” olarak adlandırılan yazılım, “ileri” komutuyla lazer mesafe ölçerin kontrolü için “LRF-KONTROL” olarak adlandırılan yazılım seçildi.

Emotiv Epoc+ cihazından gelen güçlü bir “sağ” sinyalinin (0.2 değerinden daha büyük) seri port üzerinden tuş vuruşu olarak “R” değerini gönderdiği ve sağ motorun çalışırken sol motorun durduğu gözlemlendi. Cihazdan gelen güçlü bir “sol” sinyalinin (0.2 değerinden daha büyük) seri port üzerinden tuş vuruşu olarak “L” değerini gönderdiği ve sol motorun çalışırken sağ motorun durduğu gözlemlendi. Cihazdan gelen güçlü bir “ileri” sinyalinin (0.2 değerinden daha büyük) lazer mesafe ölçerin kontrolü için geliştirilen ve “LRF-KONTROL” olarak adlandırılan yazılımın üzerine tuş vuruşu olarak “P” değerini gönderdiği ve lazerin ölçüm aldıktan sonra ölçümü sesli ve yazılı olarak bildirdiği gözlemlendi.

2.3.1. BBA kontrollü LRF ve DC motorlar sisteminin performans analizi

Bu tez kapsamında tasarımı ve yapımı sağlanan BBA kontrollü iletişim sistemi; kas, sinir ve görme hastalıklarına sahip bireylerin hayatlarını kolaylaştıracak bir uygulama olarak özelleştirilmiştir. Özelleştirilen bu sistemde; kullanıcının beyin elektrik sinyalleri ile LRF’ye komut gönderilir ve bulunulan ortamdaki engellerin/nesnelerin mesafelerin ölçülmesi sağlanarak sesli uyarı mesajına dönüştürülür ve lazer kapatılır. Böylece beyin sinyalleri ile her daim çalışmasına gerek olmayan lazer mesafe ölçüm sisteminin kontrolü sağlanır. Sesli uyarı mesajı sonucunun kullanıcı tarafından değerlendirilmesinin ardından, kullanıcının verdiği karar sonucu sağlanan elektrik sinyalleri ile sağ olarak tanıtılan bir DC motor veya sol olarak tanıtılan diğer bir DC motor hareket ettirilir. Buradaki DC motorlar, kas ve sinir hastalıklarına sahip bireylerin kullanım ihtiyacı duyduğu temsili bir tekerlekli sandalye, bir robotik kol ve/veya bir protez bacak olabilir. Bu bireyler aynı zamanda görme engelli olduğunda, bu cihazları güvenle kullanmalarını sağlayabilecek, bulunulan ortamdaki engelleri tespit etmesinde yardımcı olabilecek bir LRF cihazının kullandıkları tekerlekli sandalyeye monte edilmesi yaşam konforlarını arttırabilir.

Özelleştirilen bu BBA kontrollü iletişim sisteminin uygulamaları; 54 yaşında ve 28 yaşında iki kadın, 54 ve 29 yaşında iki erkek gönüllü katılımcıyla (Pandemi nedeniyle

dört gönüllü katılımcı ile sınırlı kalınmıştır.) gerçekleştirildi. Uygulama öncesinde katılımcılar cihazlar ve zihinsel görevler hakkında bilgilendirildi. Uygulamanın ilk adımında elektrotlar kontakt lens solüsyonu ile hidratlanarak katılımcıların kafasına konumlandırıldı. Uygulamanın ikinci adımında katılımcılardan, 8 saniye boyunca zihinsel komutlar ara yüzünde bulunan sanal nesneyi "ileri", "sağa" ve "sola" hareket ettirdiklerini hayal etmeleri istendi. "İleri", "sağ" ve "sol" komutları için eğitim başarılı olana kadar tekrarlandı. Emotiv Epoc+ cihazını kullanma deneyimi olmayan katılımcılar (Erkek-56 ve Kadın-56) daha fazla tekrar yapmışlardır.

Eğitimleri tamamlanan katılımcılar, önünde engel bulunan LRF'ye komut göndererek mesafe ölçümü gerçekleştirmeleri, ardından karar verdikleri bir DC motoru çalıştırmaları için hazırlanan deneysel ortama alındılar.

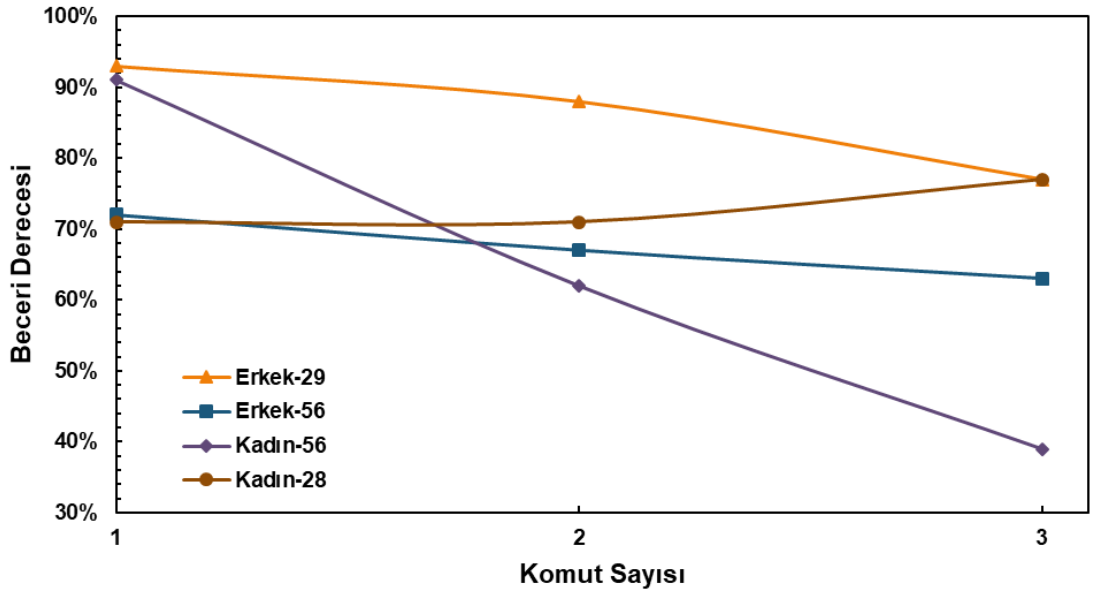
Gerçekleştirilen bu uygulamada, katılımcıların kafalarına yerleştirilen Emotiv Epoc+ cihazından güçlü bir "ileri" sinyalinin gelmesiyle, hedef uygulamaya tuş vuruşu olarak "P" değerini gönderdiği ve hedef uygulamanın LRF ile haberleşerek ölçüm aldığı gözlemlendi. Alınan ölçüm kullanıcıya sesli olarak bildirildi ve LRF kapandı. Ardından kullanıcı tekerlekli sandalyeyi temsil eden DC motoru ya da robot kolunu temsil eden DC moturu çalıştırmaya karar verdi. Kullanıcının verdiği karar sonucu Emotiv Epoc+ cihazından ya güçlü bir "sağ" sinyali ya da güçlü bir "sol" sinyali ile tekerlekli sandalyeyi temsil eden DC motoru (Motor A) ya da robot kolunu temsil eden DC motoru (Motor B) çalıştırdığı gözlemlendi.

Katılımcıların her eylem için beceri dereceleri Tablo 2.2'de görülmektedir. Beceri derecesi, çalışma sürecinde hesaplanır ve kullanıcının amaçlanan eylemi zihinsel olarak ne kadar tutarlı bir şekilde gerçekleştirebileceğinin bir ölçüsünü sağlar [65].

Tablo 2.2. Tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminin kullanıldığı uygulamada, katılımcıların LRF'yi ve her bir DC motoru çalıştırmak üzere gönderdiği mental komutlara göre beceri dereceleri

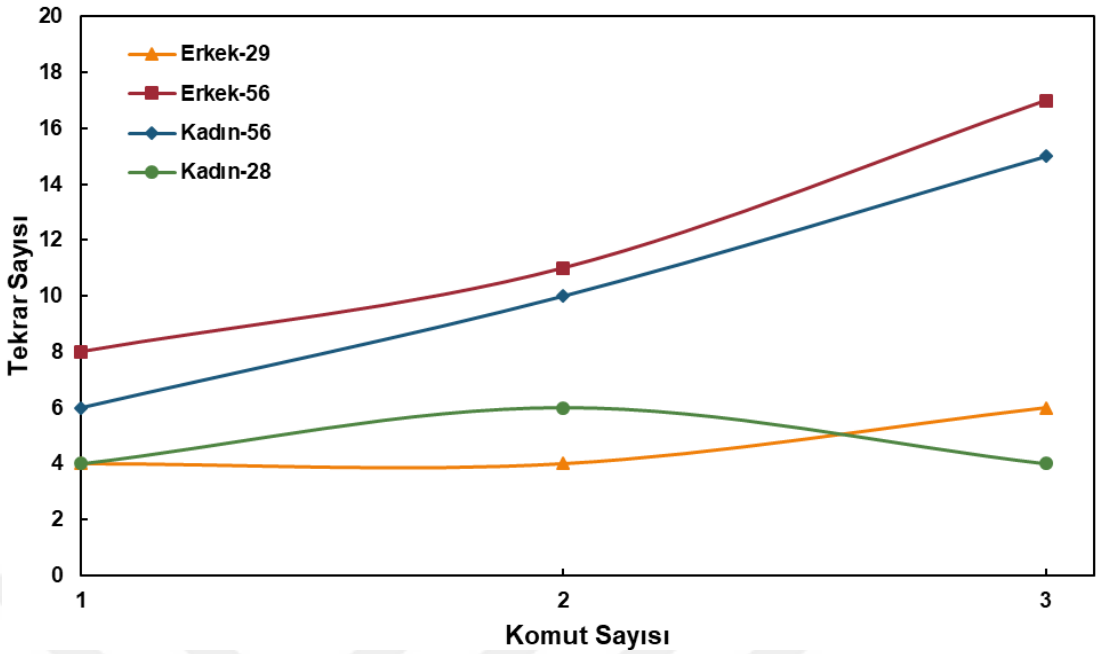
Denek			Zihinsel Komut					
			Sağ Komutu		**İleri Komutu**		**Sol Komutu**	
No	**Cinsiyet**	**Yaş**	**Beceri Derecesi**	**Tekrar**	**Beceri Derecesi**	**Tekrar**	**Beceri Derecesi**	**Tekrar**
1	Erkek	29	93%	4	88%	4	77%	6
2	Erkek	56	72%	8	67%	11	63%	17
3	Kadın	56	91%	6	62%	10	39%	15
4	Kadın	28	71%	4	71%	6	77%	4

Katılımcıların uygun beceri derecesini elde etmede karşılaştıkları zorlukların yanı sıra çevresel faktörlerin de ölçüm sonuçlarının sağlıklı alınmasında etkili olduğu gözlemlenmiştir. Şekil 2.20'de verilen komut sayısına göre beceri derecelerinin değişim grafiği incelendiğinde; katılımcıların tek bir komut için çok yüksek doğruluk elde edebilirken komut sayısı arttıkça daha düşük doğruluk elde edebildikleri görülmektedir. Bu sonuçlara göre doğruluk; hem kullanıcının beceri düzeyine hem de eğitimde kullanılan zihinsel durumu hatırlama becerisine bağlıdır.



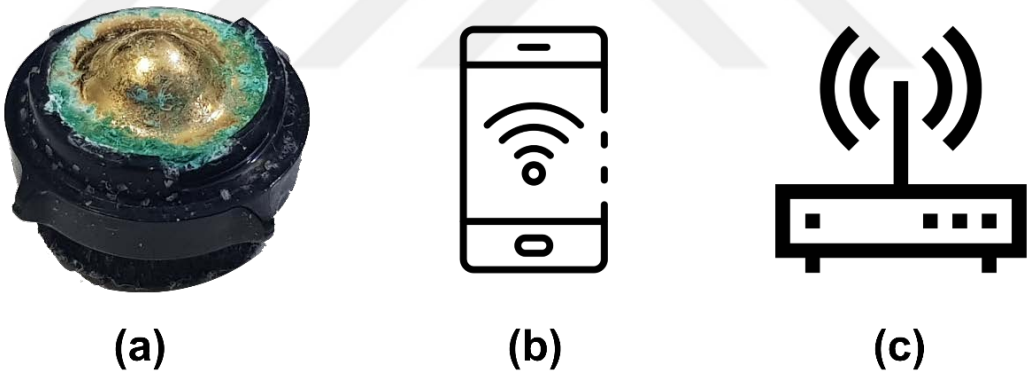
Şekil 2.20. Zihinsel komut sayısına göre katılımcıların beceri dereceleri

Beceri derecesinin, eğitim sırasında yapılan tekrar sayısına bağlı olarak artması beklenir. Şekil 2.21'de katılımcıların komut sayısına göre tekrar sayısının değişimi verilmiştir. Değişim incelendiğinde katılımcıların eğitmesi gereken komutların sayısı arttıkça eğitim sırasındaki tekrar sayılarının arttığı görülmektedir. Özellikle katılımcılardan Erkek-56 ve Kadın-56'nın tekrar sayılarının, Erkek-29 ve Kadın-28'in tekrar sayılarından daha fazla olduğu görülmektedir. Bu katılımcıların (Erkek-56 ve Kadın-56) Emotiv Epoc+ cihazını kullanma deneyimi daha azdır. Her iki grafiğin değişim incelendiğinde katılımcıların eğitmesi gereken komutların sayısı arttıkça beceri derecesinin düştüğü (Şekil 2.20) ve dolayısıyla eğitim sırasındaki tekrar sayılarının arttığı (Şekil 2.21) görülmektedir. Bu uygulama kapsamında, beceri derecelerinin değerlendirilme sonuçları incelenirken, uygulama şartlarına bağlı başka faktörlerin de beceri dereceleri üzerine etkili olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Uygulama sırasında beceri derecelerini etkileyebilecek faktörler (Şekil 2.22) en aza indirilmeye çalışılmıştır. Emotiv Epoc+ cihazı ile bilgisayar arasındaki iletişim, çevrede bulunan kablosuz sinyallerden etkilenmektedir.



Şekil 2.21. Zihinsel komut sayısına göre komutların eğitim tekrar sayısı

Bu nedenle ölçümler mümkün olduğunca çevrede bulunan kablosuz sinyallerden arındırılmış bir ortamda gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.22. EEG sinyallerini kayıt cihazının beyin sinyallerini sağlıklı bir şekilde alınmasını etkileyen faktörler, (a) elektrotların oksitlenmesi (b) GSM ve Bluetooth (c) kablosuz bağlantı alanı

Beyindeki elektriksel sinyallerin daha iyi saptanabilmesi için kullanılan kontak lens solüsyonunun kuruması sebebiyle, çalışma süreleri bulunulan ortamın sıcaklığına göre 45 dakika ile 1 saat arasında tutulmuştur. Emotiv Epoc+ cihazının tasarımı kısmen elastik bir yapıya sahip olduğu için sensör konumlarında küçük değişiklikler oluşabildiği, elektrotların zamanla oksitlenebildiği (Şekil 2.22) ve başlık kitine montaj/demontaj esnasında hasar görebildiği gözlemlenmiştir. Bu nedenle her uygulamada başlık kiti kontrolleri yapılmıştır.

Kullanılan Emotiv Epoc+ cihazının şarj edilmesi 4 saat ve hazırlanması ise yaklaşık 15 dakika sürmektedir. Cihaz uzun bir süre kullanılmadığında ise 24 saat şarj edilmesi gerekmektedir. Bu şartlar sağlanmadığında, deneyler sırasında aksaklıklar söz konusu olabilir.

2.3.2. BBA ile DC motor seçimi ve hız kontrolünün performans analizi

Tasarlanan BBA kontrollü bu iletişim sisteminin diğer uygulamasında ise DC Motorun hız kontrolü sağlanmıştır. Bu uygulama, bir önceki uygulamada yer alan katılımcıların arasında deneyimi ve başarı yüzdesi en yüksek olan katılımcı Erkek-29 ile gerçekleştirilmiştir.

Uygulamanın tasarımı ve geliştirilen yazılım Graz grubu tarafından önerilen Zİ-BBA protokolü [22] referans alınarak, kullanıcıya geri bildirim sağlayacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Uygulanan protokol gereği sistemde simgesel ekran görüntüsü ve sesli uyaran yer almaktadır. Uygulama sırasında (Şekil 2.23); uygulamanın 15. saniyesinde sol motorun çalıştırılması için “Motor A” ve 45. saniyede de sağ motorun çalıştırılması için “Motor B” görsel uyaran olarak kullanılmıştır ve sesli uyaran olarak da “Bip” sesi duyulmaktadır.



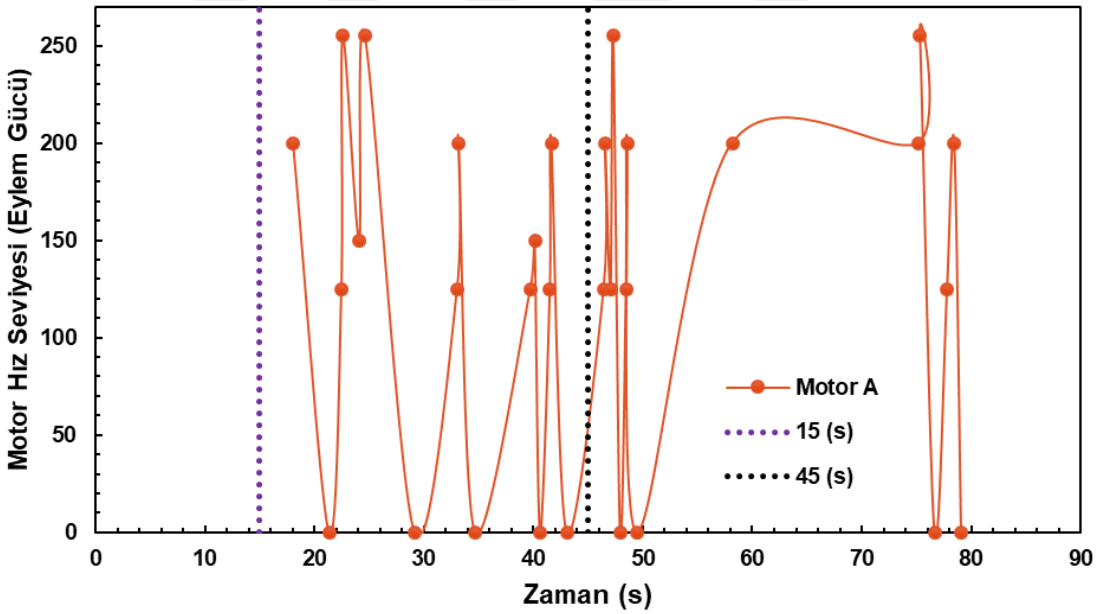
Şekil 2.23. Deney esnasında “DC-KONTROL” adlı yazılıma ait kontrol paneli, DC motorlar ve katılımcı

Bir önceki uygulamada zihinsel komutlar ara yüzünde bulunan sanal nesneyi "sağa" ve "sola" hareket ettirdiğini hayal etmesi istenerek zihinsel komut eğitimi tamamlanan katılımcı Erkek-29, çevrede bulunan kablosuz sinyallerden arındırılmış ortama alındı.

Katılımcının; tasarlanan BBA kontrollü iletişim sisteminin bu uygulama için geliştirilen arayüzünde bulunan görsel ve sesli uyaranları takip etmesi, bu uyarılara uyarak Motor A ve Motor B'yi seçmesi ve hızlandırması istendi.

Uygulama sırasında; katılımcının beyin sinyallerini algılayan Emotiv cihazından gelen mental komutlar, zamana bağlı olarak kaydedildi. Burada, DC motorların kontrolü için geliştirilen "DC-KONTROL" adlı yazılımda, zaman verileri bilgisayarın saatinden alınmıştır. Veriler saniye birimlerindedir ve virgülden sonra 7 basamağa kadar duyarlıdır. Bu duyarlılık beyin sinyalleri arasındaki geçişleri rahat gözlemleme olanağı sağlamıştır.

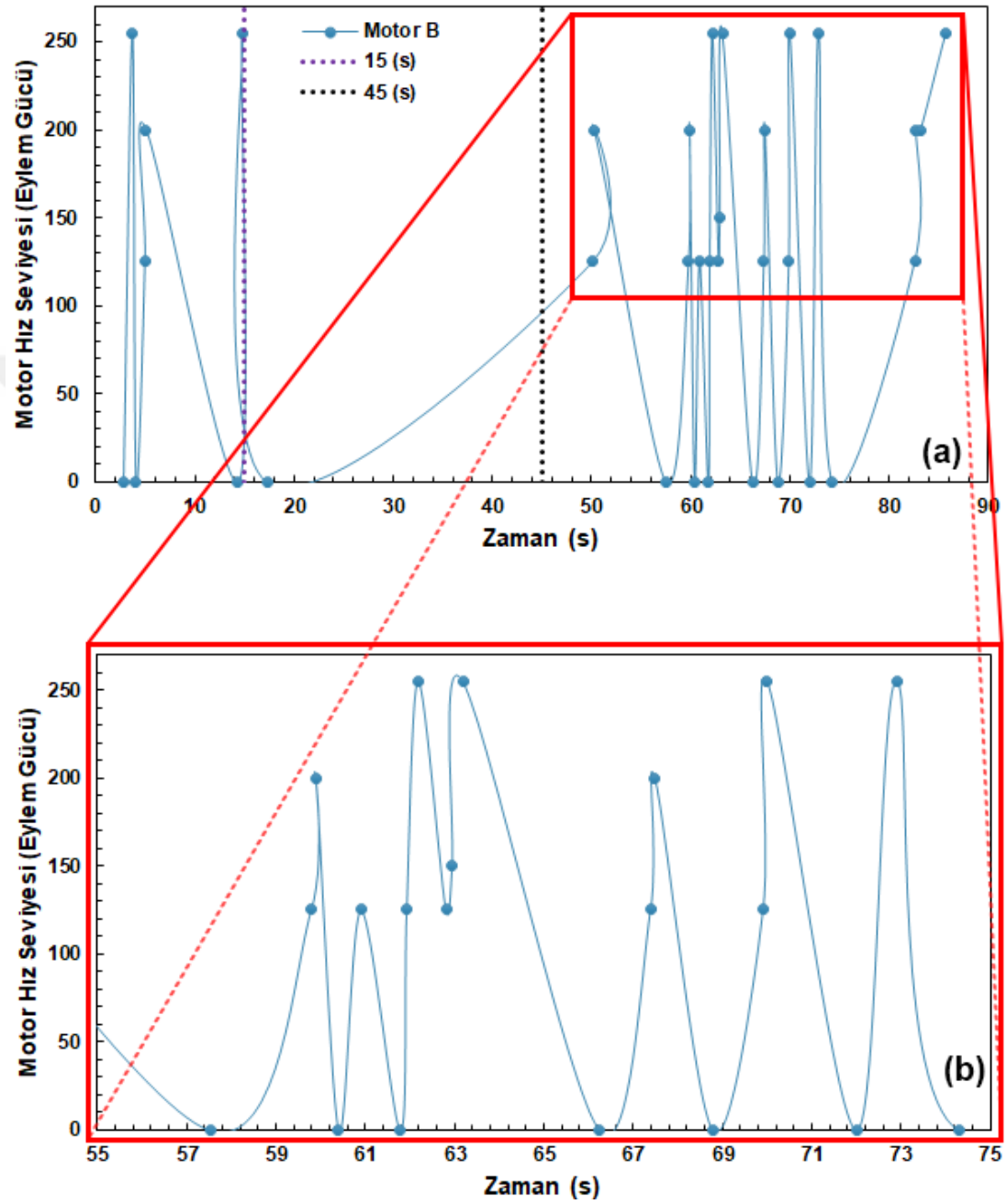
Uygulama sırasında elde edilen 31 adet Motor A ve 34 adet Motor B'ye ait toplam 65 mental komut kayıtları incelenerek; katılımcının Motor A'yı seçerek hızlandırdığı 15. ve 45. saniyeler arasındaki veriler ile Motor B'yi seçerek hızlandırdığı 45. ve 75. saniyeler arasındaki veriler ayrı ayrı değerlendirildi. Şekil 2.24'de eylem gücü biriminde motor hız seviyesinin zamana bağlı olarak değişimi görülmektedir.



Şekil 2.24. Katılımcının 15. ve 45. saniyeler arasında Motor A'yı düşünmesi sonucu kaydedilen motor hız seviyesinin (eylem gücü biriminde) zamana bağlı olarak değişimi

Bu grafikteki veriler katılımcının 15. ve 45. saniyeler arasında görsel ve sesli uyaranları takip ederek Motor A'yı seçip hızlandırmaya odaklandığında oluşan verileri içermektedir. Grafikteki sinyal yoğunluğunun 15. ve 45. saniyeler arasında fazla olduğu ancak devam eden 45. ve 75. saniyeler arasında da sinyallerin devam ettiği görülmektedir.

Kullanıcı uyaran komutlara rağmen 45. saniyeden sonra da Motor A'yı düşünmeye devam etmektedir. Benzer şekilde Şekil 2.25 (a)'da de eylem gücü biriminde motor hız seviyesinin zamana bağlı olarak değişimi görülmektedir.



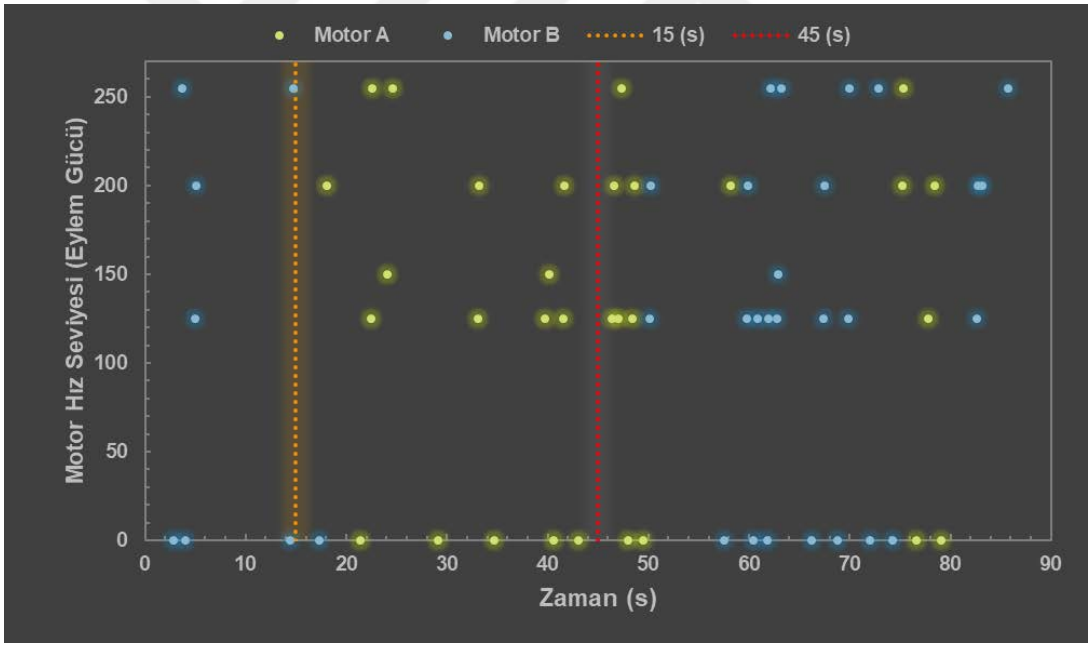
Şekil 2.25. (a) Katılımcının 45. ve 75. saniyeler arasında Motor B'yi düşünmesi sonucu kaydedilen motor hız seviyesinin (eylem gücü biriminde) zamana bağlı olarak değişimi. (b) Veri yoğunluğunun fazla olduğu bölgede (55. ve 75. saniyeler arasında) motor hız seviyesinin zamana bağlı olarak değişimi

Ancak bu grafikteki veriler katılımcının 45. ve 75. saniyeler arasında görsel ve sesli uyaranları takip ederek Motor B'yı seçip hızlandırmaya odaklandığında oluşan verileri

içermektedir. Buradaki sinyal yoğunluğu 45. ve 75. saniyeler arasında fazladır 15. ve 45. saniyeler arasında Motor B'nin seçimine dair hiç sinyal alınmamıştır.

Sinyal yoğunluğunun daha fazla olduğu bölge (55. ve 75. saniyeler arasında) daha detaylı olarak ele ele alındığında (Şekil 2.25 (b)), sinyaller arasındaki sürelerin çok kısa olduğu görülmektedir.

Şekil 2.26'da katılımcının 15. ve 45. saniyeler arasında Motor A'yı düşünmesi, 45. ve 75. saniyeler arasında Motor B'yi düşünmesi sonucu kaydedilen motor hız seviyesinin (eylem gücü biriminde) zamana bağlı olarak değişimi görülmektedir. Katılımcının 15. ve 45. saniyeler arasında yalnızca Motor A'yı düşündüğü, ancak 45. saniyeden sonra uyarana rağmen ilk 5 saniyede hala Motor A'yı düşündüğü, sonrasında ise Motor B'yi düşünmeye başladığı ancak ara ara Motor A'yı düşündüğü görülmektedir. Kullanıcı istenen mental komutu; ilk uyaranda 3. saniyede, ikinci uyaranda ise ancak 5. saniyede düşünmeye başlamıştır.



Şekil 2.26. Katılımcının 15. ve 45. saniyeler arasında Motor A'yı düşünmesi, 45. ve 75. saniyeler arasında Motor B'yi düşünmesi sonucu kaydedilen motor hız seviyesinin (eylem gücü biriminde) zamana bağlı olarak değişimi

Mental komutlar arasındaki geçiş ikinci uyaranda ilk uyarana göre gecikmeli olmuştur. İki mental komutun istenilen süre içerisindeki ortalama eylem güçleri yaklaşık olarak aynı olmasına rağmen ikinci uyaran sonrası Motor B'ye ait mental komutlar daha sık elde edilmiştir. Mental komutlar arasındaki geçişlerde gecikme yaşandığı ve geçişi yapılan mental komutun daha sık aralıklarla gerçekleştiği gözlemlenmiştir. Mental

komutlar arasındaki bu farklılığın karar verme süreçleri ile ilgili olduğu değerlendirilebilir.

2.4. Sonuç

Bu çalışmada beyin sinyalleri ile DC motorların ve LRF kontrolünün sağlandığı “BBA kontrollü iletişim sistemi” tasarlanmış ve uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Uygulamalardan birinde zihinsel görevlere dayalı örüntü tanıma yaklaşımıyla kas, sinir ve görme hastalıklarına sahip bireyler için her daim çalışmasına gerek olmayan lazer mesafe ölçüm sistemi ve bir tekerlekli sandalyeyi, bir robotik kol ve/veya bir protez bacağı temsil edebilecek DC motorların kontrolü sağlanmıştır. BBA uygulamalarının, beyin eğitimine yeteri kadar zaman ayırılması ile birçok cihazın kontrolü mümkündür. Ayrıca BBA uygulamalarının erişimi kolay ve düşük maliyetlidir ve bu uygulamalar kas, sinir ve görme hastalıklarına sahip bireylerin veya uzuv eksikliği olan kişilerin hayatlarını kolaylaştırabilir. Kullanıcı eğitimi sağlanarak, daha fazla sayıda komut kullanılarak farklı yetenekler için çeşitli sistemler geliştirilebilir.

Emotiv tarafından sunulan diğer makine öğrenmesi algoritmaları ile farklı BBA uygulamaları yapılabilir ve bu algoritmalar birbiri ile kıyaslanabilir. Beyin-Bilgisayar Arayüzü ile nesnelerin manipülasyonu sağlanarak karma gerçeklik uygulamaları geliştirilebilir.

Burada gerçekleştirilen diğer uygulamada ise beyin sinyalleri ile DC motor seçimi ve hız kontrolü sağlanmıştır. Uygulamanın tasarımı, kullanıcıya geri bildirim sağlayan simgesel ekran görüntüsü ve sesli uyaran yer alacak şekilde tasarlanmıştır. Uygulama sırasında; uyaranlara bağlı olarak gelen mental komutlar, zamana bağlı olarak kaydedilmiş ve değerlendirilmiştir. Bu verilerin gerçek zamanlı görevler ve karar verme süreçleri sırasında zihinsel durumların gelecekteki araştırmalarına katkı sağlayabilir. Daha verimli sonuçların elde edilmesi için Emotiv PRO lisansı satın alınarak elde edilen ham EEG verileri ile yeni makine öğrenmesi algoritmaları geliştirilebilir ve böylece daha kapsamlı BBA uygulamaları gerçekleştirilebilir.

3. BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İLE SANAL KARAKTER KONTROLÜ VE PERFORMANS METRİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

3.1. Giriş

Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BBA) teknolojisi hızla büyüyen bir alandır ve bu teknoloji hakkındaki çalışmalar giderek artmaktadır. BBA teknolojisinin en bilinen uygulamaları felçli hastalar / motor engelli kişiler için yeni bir iletişim yolu sağlamaktır. Bunun yanında geliştirilen BBA kontrollü oyunlar her ne kadar eğlence sektörüne hizmet ediyor gibi görünse de klinik nörolojik geribildirim (neurofeedback) çalışmaları açısından değerlendirmeye değer bilgiler üretmektedir. Ayrıca birincil amacı eğlence değil öğretmek olan ciddi oyunların (serious game) üretimi de sanal gerçeklik, simülasyon ve BBA ile kontrol gibi gelişen teknolojilerle birlikte daha da verimli hale gelmiştir.

BBA kontrollü oyunlar, öncelikle sağlıklı bireyler üzerine uygulamalarla geliştirilirler. Bu çalışmalara "MindBalance" [66] ve "Bacteria Hunt" [67] gibi yeni özelleştirilmiş oyunların yanı sıra, "Pacman" [68], "Pinball" [69], "Tetris" [70] ve "World of Warcraft" ("WoW", [71]) gibi iyi bilinen oyunlar örnek verilebilir. Bu oyunlardan iyi bilinen Tetris oyunu, dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu olan çocuklarla pilot deneylerde test edilmek üzere BCITetris olarak geliştirilmiş ve sağlıklı bireylerle etkili bir şekilde kontrol edilebildiği gösterilmiştir [70]. Bir diğer çalışmada; beyin kontrolünün zamanlamasını ve dinamiklerini inceleme platformu olarak geliştirilen BBA kontrollü langırt oyunu da gerçek zamanlı görevler ve karar verme süreçleri sırasında zihinsel durumların gelecekteki araştırmalarına katkı sağlayacağı bildirilmiştir [69].

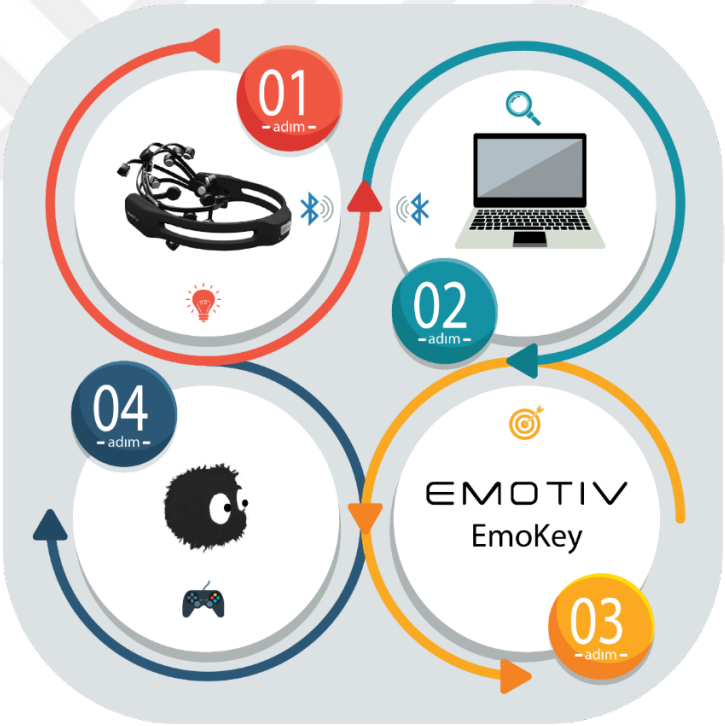
Yayımlanan araştırma raporlarına göre [72], büyük ölçekli bir pazar olan video oyunları pazarında BBA oyunlarının yakın gelecekte önemli bir yer edinebileceği vurgulanmaktadır. Ayrıca, önemli kurulum süresi veya zorluğu olmaksızın işlevsellik sağlayabilen bir teknoloji olduğu takdirde ilk kullanıcılarının oyun oynamayı sevenler olacağı da öne sürülmektedir [73]. Bu önermeyi sunan araştırmacılar; askeri alanlar, tıp endüstrisi, uçak sanayi gibi önemli miktarda zaman ve para harcayan sektörlerin ise BBA sistemleri gibi yeni teknolojilerin ikinci nesil benimseyicileri olduğu değerlendirmesinde bulunmuşlardır.

Bu fikri destekleyen ve BBA'ların ilk kitlesel uygulamasının oyun ve eğlence alanında olacağını öne süren farklı araştırma grupları da mevcuttur [74].

Tez çalışmasının bu bölümünde; gerek eğlence sektöründe rekabete dayalı oyunlar gerekse tıbbi alanda ciddi oyunlar kategorisinde değerlendirilebilir özelliklere sahip Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) ile sanal karakter kontrolünü sağlayan bir sistemin tasarımı ve elde edilen iki farklı makine öğrenmesi algoritmasına ait performans metriklerinin karşılaştırılması çalışması gerçekleştirilmiştir.

3.2. BBA Kontrollü Sanal Karakter Tasarımı ve Bileşenleri

BBA kontrollü bu sistemde; öncelikle birçok platformu destekleyen bir oyun motoru kullanılarak iki farklı seviyeye (level) sahip bir oyun tasarlandı. Tasarlanan oyunun sanal karakter kontrolü BBA ile sağlandı.



Şekil 3.1. BBA ile sanal karakter kontrol sistem tasarımının akış şeması. (01 adım) EEG sinyallerinin elde edildiği Emotiv Epoc+ cihazı; (02 adım) Sinyallerin kaydedildiği ve işlendiği bilgisayar; (03 adım) Emotiv Epoc+ ile oyun karakteri arasında iletişimi sağlayan EmoKey; (04 adım) Hareket kontrolü sağlanacak oyun karakteri/oyun

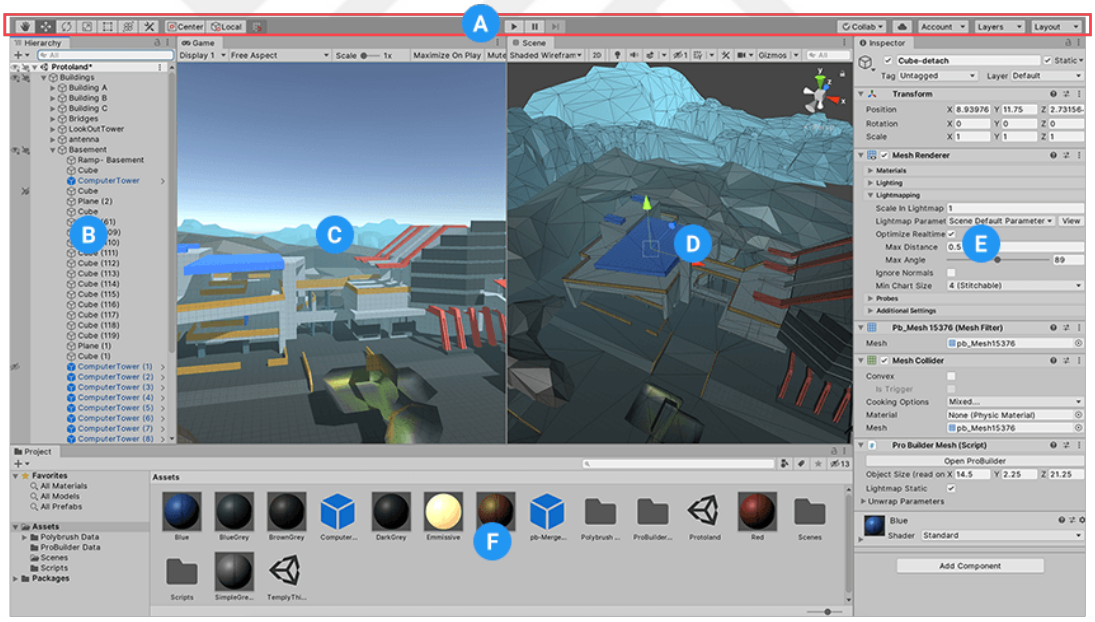
Sistemin kullanıldığı farklı deneyler tasarlandı ve yapılan deneylerde elde edilen veriler analiz edildi. Sistemde kullanılan Emotiv Xavier ControlPanel yazılımı

aracılığıyla sağlanan yüz ifadeleri ve zihinsel komutlar makine öğrenmesi algoritmaları karşılaştırıldı. BBA ile sanal karakter kontrol sistem tasarımının akış şeması Şekil 3.1'de verilmiştir.

Tasarımın akış şemasında görüldüğü gibi Emotiv Epoc+ cihazı (01) kullanılarak elde edilen EEG sinyalleri bilgisayara (02) aktarılarak işlenir ve Emotiv tarafından sağlanan EmoKey yazılımı ile komuta dönüştürülerek (03) Unity oyun motoruna (04) iletilir ve böylece beyin sinyalleri ile sanal karakter kontrolü sağlanır.

3.2.1. Oyun Motoru ve bileşenleri

BBA kontrollü bu sistemin sanal karakteri Unity oyun motoru kullanılarak tasarlanmıştır. Unity Teknoloji şirketi tarafından geliştirilen Unity oyun motoru Windows, macOS, Linux platformları ile birlikte mobil, masaüstü, oyun konsolları, sanal gerçeklik, artırılmış gerçeklik ve karma gerçeklik dâhil olmak üzere 25'ten fazla platformu destekler.

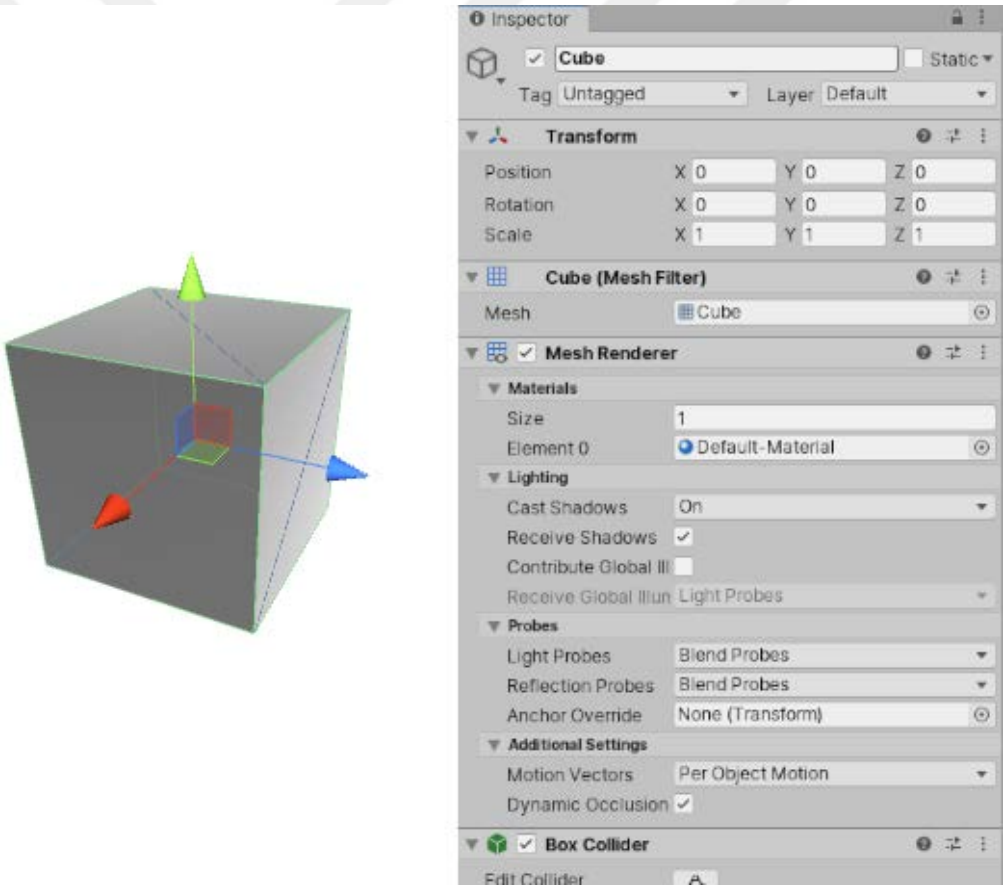


Şekil 3.2. Unity Editör arayüzü. (A) Araç çubuğu, (B) hiyerarşi penceresi, (C) oyun görünümü, (D) sahne görünümü, (E) inspector penceresi ve (F) proje penceresi

Kullanıcılara hem 2B hem de 3B olarak oyunlar ve deneyimler yaratma yeteneği sağlayan Unity bileşenleri C# dili ile geliştirilir. Unity editör, bileşenler için sürükle ve bırak işlevi sunar. 2018 itibariyle Unity, piyasadaki mobil oyunların yaklaşık yarısını ve artırılmış gerçeklik/sanal gerçeklik içeriğinin yüzde 60'ını oluşturmak için kullanılmıştır [75, 76]. Unity, ücretli ve ücretsiz lisanslama seçeneklerine sahiptir. Ücretsiz lisans, kişisel kullanım içindir.

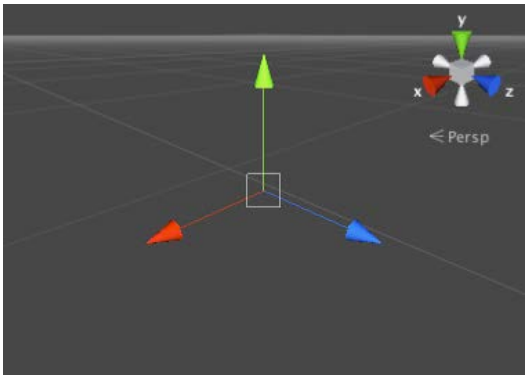
Unity oyun motorunun editör arayüzü Şekil 3.2'de görüldüğü gibidir. Şekil 3.2 (A)' da görülen araç çubuğu en temel çalışma özelliklerine erişim sağlar, (B)'de yer alan hiyerarşi penceresi sahnedeki her oyun objesini (GameObject) bir metin olarak sunar, (C)'de oyunun görünümü yer alır ve (D)'de yer alan sahne görünümü sahnede görsel olarak gezinmeyi ve düzenlemeyi sağlar. Son olarak (E)'de yer alan inceleme penceresi, seçili objenin tüm özelliklerini görüntülemeyi ve düzenlemeyi sağlar.

Unity Oyun motoru birçok bileşene sahiptir. Oyun nesnesi (GameObject), Unity Editor'deki en önemli konsepttir (Şekil 3.3). Oyunundaki her nesne; karakterler, koleksiyon öğeleri, ışıklar, kameralar ve özel efektlere kadar her şey birer GameObject'tir. Bir nesneyi fiziksel olarak temsil etmek için Collider bileşeni kullanılır. İki boyutlu bir nesneyi çizmek için ise Sprite Renderer bileşeni kullanılır.



Şekil 3.3. Birkaç bileşene sahip basit bir küp GameObject'i

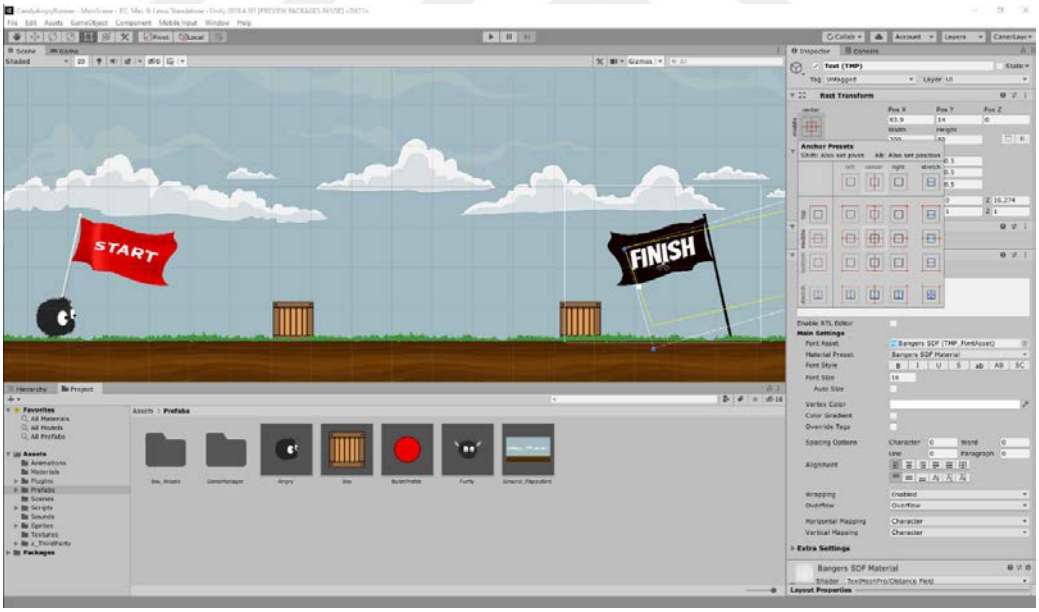
Bir oyun nesnesi konumu ve yönü temsil eden Transform bileşenine sahiptir (Şekil 3.4). Sahnedeki her nesnenin konumunu, rotasyonunu ve ölçeğini belirleyen Transformlar, 3 boyutlu alanda X, Y ve Z eksenlerinde veya 2 boyutlu alanda yalnızca X ve Y'de eksenlerinde manipüle edilir.



Şekil 3.4. Transform bileşenine ait eksenlerin renk kodlaması

Unity, nesnelerin doğru şekilde hızlanmalarını, çarpışmalarını, yerçekimine ve diğer çeşitli kuvvetlere tepki vermesini sağlamak için fiziği simüle eder.

Rigidbody, fiziksel davranışı sağlayan ana bileşendir ve bu bileşene sahip nesneler yer çekimine ve çarpışmalara tepki verir. Collider, fiziksel çarpışmalar için GameObject'in şeklini tanımlar.

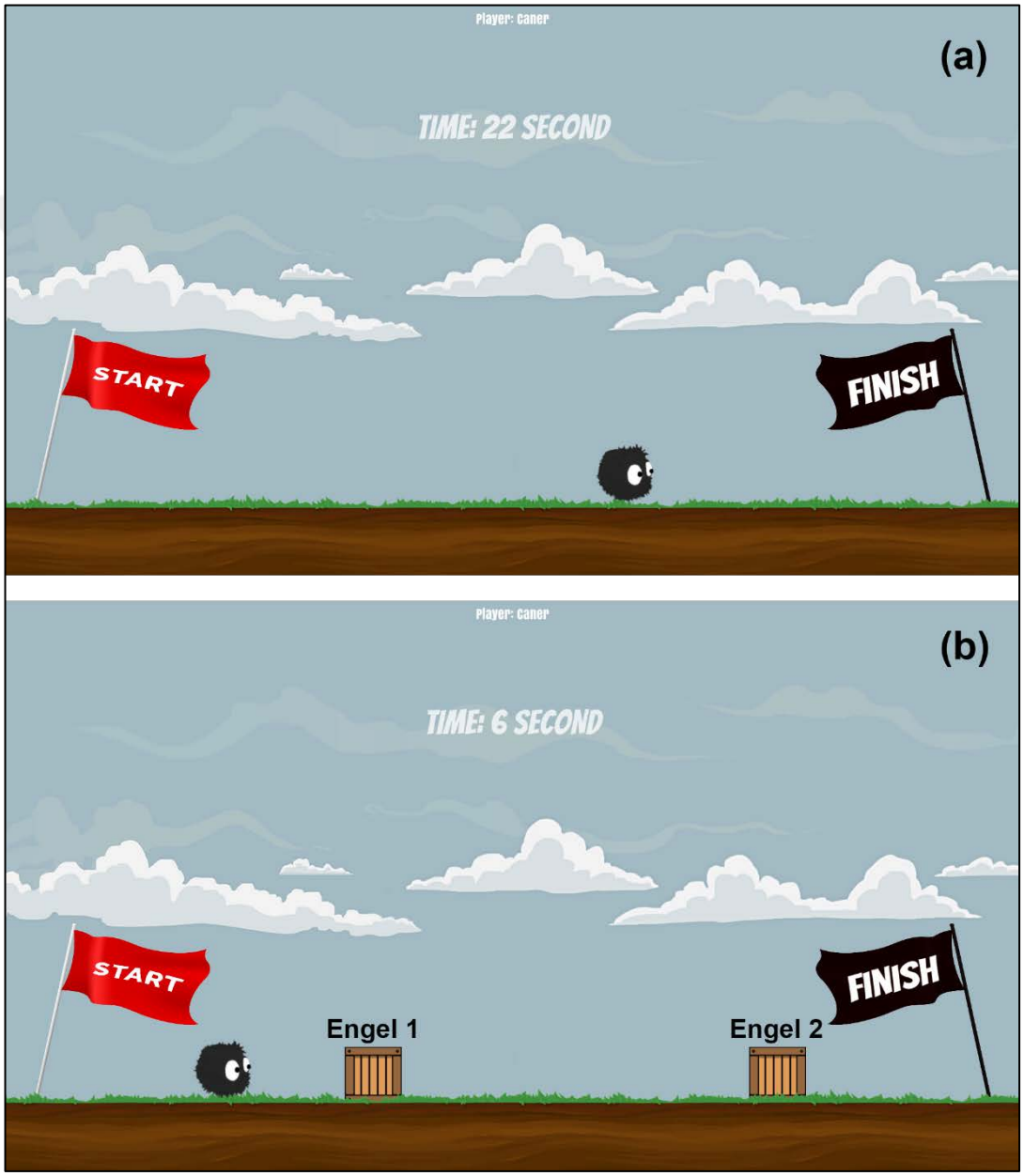


Şekil 3.5. Unity kullanıcı arayüzü (Unity UI)

Unity Editor veya bir uygulamada kullanıcı arayüzü oluşturmak için; kullanıcı arayüzü (Unity UI) paketi ve kullanıcı arayüzü öğeleri (Unity UIElements) kullanılır. Kullanıcı arayüzü öğeleri (Unity UIElements); stil sayfalarını, dinamik ve bağlamsal olaylar ile veri kalıcılığını destekler. Kullanıcı arayüzü (Unity UI) paketi ise oyunlar ve uygulamalarda kullanıcı arabirimlerini geliştirmek için araçlar sağlayan GameObject tabanlı bir sistemidir (Şekil 3.5).

3.2.2. Oyun tasarımı

Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) ile sanal karakter kontrolünü sağlayan sisteminin iki farklı seviyeye (level) sahip 2 Boyutlu (2B) oyun tasarımı Unity oyun motoru kullanılarak geçekleştirildi. Tasarlanan oyunun ilk seviyesi sanal karakterin başlangıç noktasından harekete başlayıp bitiş noktasına varması ile sonuçlanır. Bu ilk seviyede, gerçekleştirilmesi gereken tek görev (komut) bulunmaktadır.



Şekil 3.6. Tasarlanan 2B oyunun seviyeleri. (a) “Seviye 1” tek görev içeren seviye, (b) “Seviye 2” çoklu görev içeren seviye

Oyunun ikinci seviyesinde ise, sanal karakterin bu yolculuk sırasında yok etmesi gereken engeller bulunmaktadır, dolayısıyla oyun çoklu göreve (komutlar) sahiptir. BBA ile kontrol edilmesi amacıyla tasarlanan bu iki seviyeli yani tek görev ve çoklu görev içeren oyun; deneğin zihinsel performansının değerlendirilebilmesi için farklı zorluk seviyesinde geliştirilmiştir.

Geliştirilen BBA kontrollü oyunun seviyeleri; sanal karakterin gerçekleştireceği görevlere dayanarak belirlenmiş ve isimlendirilmiştir. Tasarlanan oyunun "Seviye 1" olarak adlandırılan ilk seviyesi sanal karakterin başlangıç noktasından harekete başlayıp bitiş noktasına varması ile sonuçlanır (Şekil 3.6 (a)). Karakterin hedefe varması dışında hiçbir koşul yoktur. Performans metriği, oyun karakterinin bitiş noktasına ne kadar sürede vardığı ile ölçülür.

Tasarlanan oyunun "Seviye 2" olarak adlandırılan ikinci seviyesinde de sanal karakterin başlangıç noktasından harekete başlayıp bitiş noktasına varması gerekmektedir (Şekil 3.6 (b)). Ancak "Seviye 2"'de sanal karakterin yolculuğu sırasında ortaya çıkan engelleri yok etmesi koşulu bulunmaktadır (Şekil 3.6 (b)). Yolculuk sırasında karşısına çıkan her engel ancak belli bir mesafede ve 3 kez ateş edildiğinde ortadan kalkar.

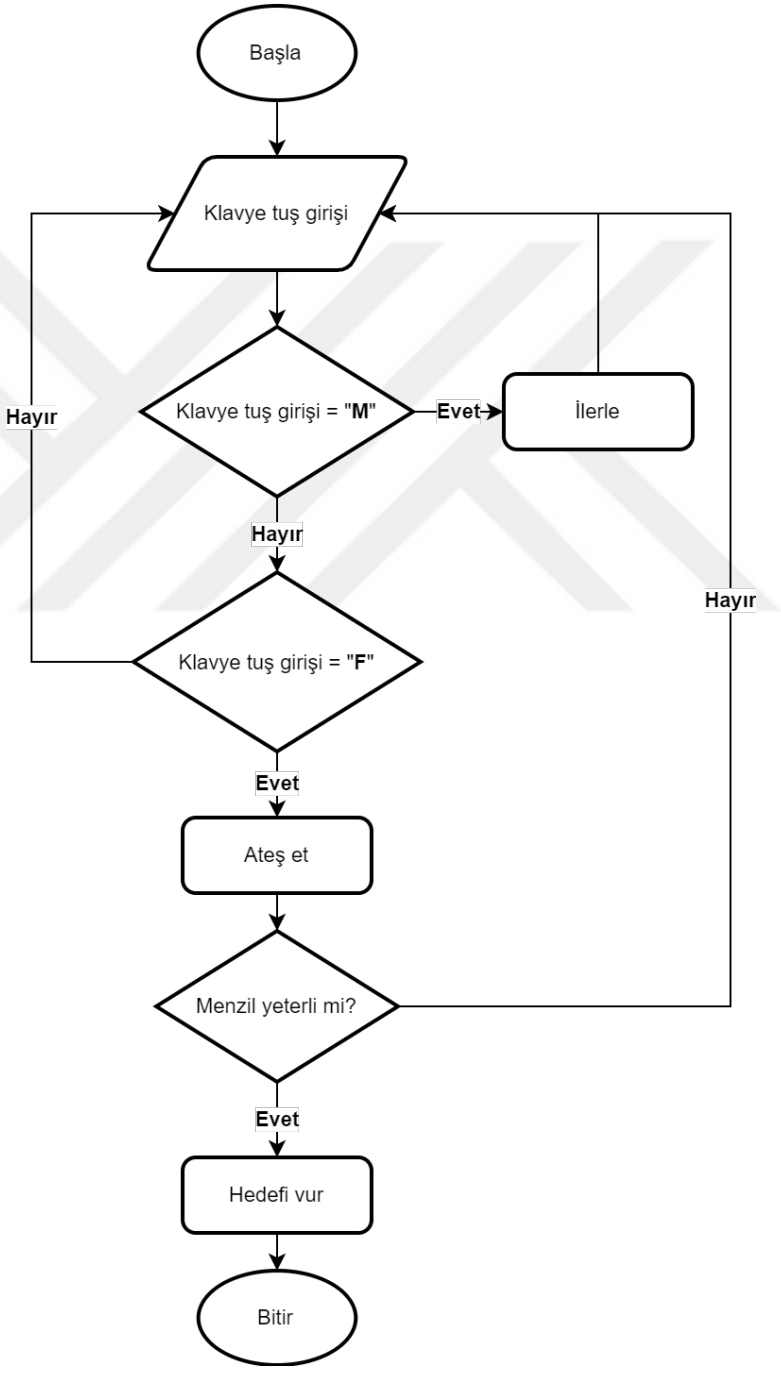
Sanal karakterin yolculuğu sırasında yerine getirmesi gereken görevler Tablo 3.1'de görülmektedir.

Oyun karakteri Tablo 3.1.'de verildiği gibi oyunun başlamasıyla ilerlemeye başlar, hedefi gördüğünde mesafeyi (menzil) ayarlar ve 3 kez ateş eder, ardından ilerlemeye devam eder, ikinci hedefe ulaştığında aynı koşulları gerçekleştirerek hedefi yok eder ve ilerleyerek oyunu bitirir. Performans metriği, oyun karakterinin ateş edip engelleri yok ederek bitiş çizgisine ne kadar sürede vardığı ile ölçülür.

Tablo 3.1. BBA kontrollü oyunun seviyeleri ve sanal karakterin görevleri

Oyun Seviyesi	**Nitelik**	**Karakterin Görevleri**				
Seviye 1	Koşulsuz tek görev	Başla	İlerle →	Bitir		
Seviye 2	Koşullu çoklu görev	Başla	İlerle →	Menzile gir →	Ateş et →	
		Ateş et →	Ateş et →	İlerle →	Menzile gir →	
		Ateş et →	Ateş et →	Ateş et →	İlerle →	Bitir

BBA ile kontrol etmek üzere tasarlanan iki seviyeli 2 boyutlu oyun; bir önceki bölümde anlatılan Unity oyun motoru ve bileşenleri kullanılarak oluşturulmuştur. Karakterin hedefleri vurması sırasında attığı mermi ve kutuların etkileşimi için Collider ve RigidBody bileşeni kullanılmış ve engellerin yok edilmesi sağlanmıştır. Karakterin bitiş noktasına ilerlemesi için gereken koordinat değişiklikleri Transform bileşeni kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



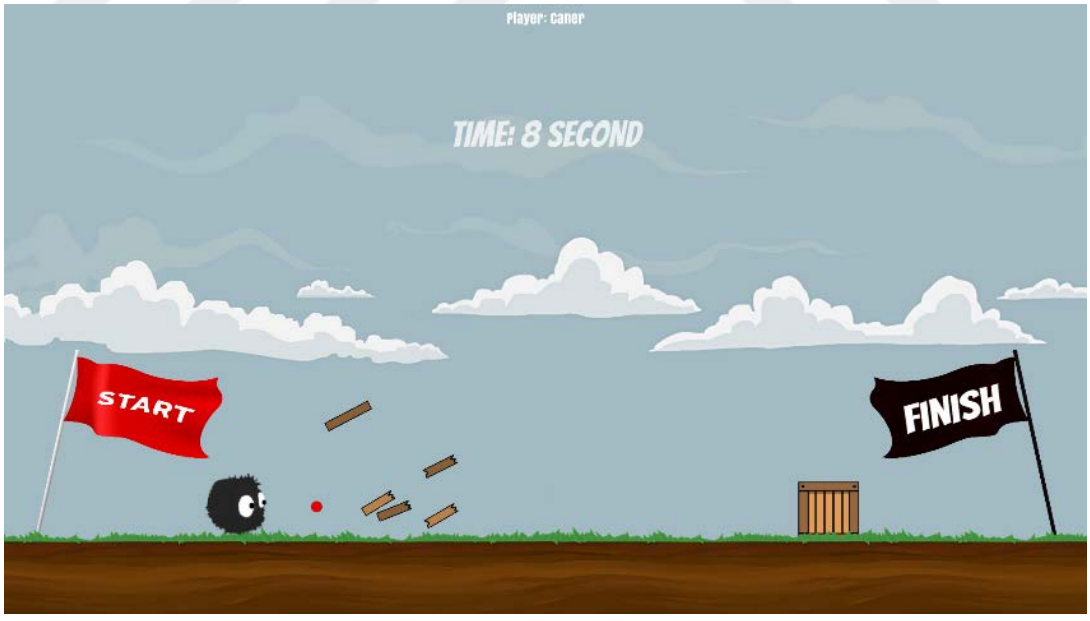
Şekil 3.7. Sanal karakter kontrolünü sağlayan yazılımın akış diyagram

Tasarlanan oyunun başlangıç sahnesinde yer alan başlat (start) butonu, oyuncunun ismini girdiği alan (user) ve oyundaki süre gösterimi gibi varlıklar Unity kullanıcı arayüzü (Unity UI) paketi kullanılarak oluşturulmuştur.

Tasarlanan oyunun karakter kontrolünü ve seviye akışını sağlayacak kodlar Visual Studio kullanılarak C# dilinde yazılmıştır. Sanal karakterin kontrolü öncelikle bilgisayar klavyesinin tuşları kullanılarak sağlanmıştır. Karakteri kontrol eden yazılımın akış diyagramı Şekil 3.7'de verilmiştir.

Klavyenin M tuşuna basılı tutulduğu sürece sanal karakter bitiş noktasına doğru hareket eder. Klavyenin F tuşuna her basıldığında ise karakter ateş eder ve engel yeterli mesafede ise Şekil 3.8'de görüldüğü gibi hedefi yok eder. Hedeflerin yok edilebilmesi için karakter tarafından yeterli mesafe olan engellere üç kez ateş edilmesi gerekir.

Oyunun başlangıç ekranından ismini yazan oyuncu, start (başla) tuşuna basar ve oyun başlar. Oyun başladıktan sonra performans karşılaştırmaları için ölçülecek olan süre saniye cinsindendir. Oyun karakteri bitiş noktasına geldikten sonra seviye sonlanır ve geçen süre kaydedilir.



Şekil 3.8. Seviye 2'deki oyun karakterinin engellere ateş edip yok etmesi

Tasarlanan oyun, komutlar ve oyun karakterinin yanıtlarını doğrulamak için gönüllü katılımcı (denek) kullanılarak uygulaması gerçekleştirildi. Uygulama sırasında klavye ile "M" tuşuna basıldığında karakterin ilerlediği, "F" tuşuna basıldığında karakterin ateş ettiği gözlemlendi.

Tekrarlanan denemeler sonucunda klavye ile gönderilen komutlara oyun karakterinin düzgün yanıt verdiği ve beklenen eylemleri gerçekleştirdiği gözlemlendi.

3.3. BBA Kontrollü Sanal Karakter ve Performans Metrikleri

Bilgisayar Arayüzü (BBA) ile sanal karakter kontrolünü sağlayan bir sistemin tasarımı ve elde edilen performans metriklerinin karşılaştırılması amacıyla gerçekleştirilen bu çalışmada, tasarlanan 2B ve iki seviyeli oyunun karakter kontrolü için yüz ifadeleri ve zihinsel komutlar algoritması kullanılarak 2 farklı oyun seviyesinde performans metrikleri oluşturulmuştur.

Beyin kontrolünün zamanlamasını ve dinamiklerini inceleme platformu olarak geliştirilen BBA kontrollü bu oyun, gerçek zamanlı görevler ve karar verme süreçleri sırasında zihinsel durumların gelecekteki araştırmalarına katkı sağlayabilecek performans metriklerinin karşılaştırmalı sonuçlarını içermektedir.

3.3.1. BBA kontrollü oyun

Tasarlanan 2B ve iki seviyeli oyunun karakterinin BBA ile kontrolünü sağlamak amacıyla kullanılan Emotiv cihazı; Xavier ControlPanel yazılımı aracılığıyla performans metrikleri, yüz ifadeleri ve zihinsel komutlar olmak üzere üç farklı makine öğrenmesi algoritması içerir [61-63]. Bu çalışmada 2B oyunun karakter kontrolü için “yüz ifadeleri” ve “zihinsel komutlar” algoritması kullanılarak 2 farklı seviye için uygulamalar gerçekleştirilmiştir.

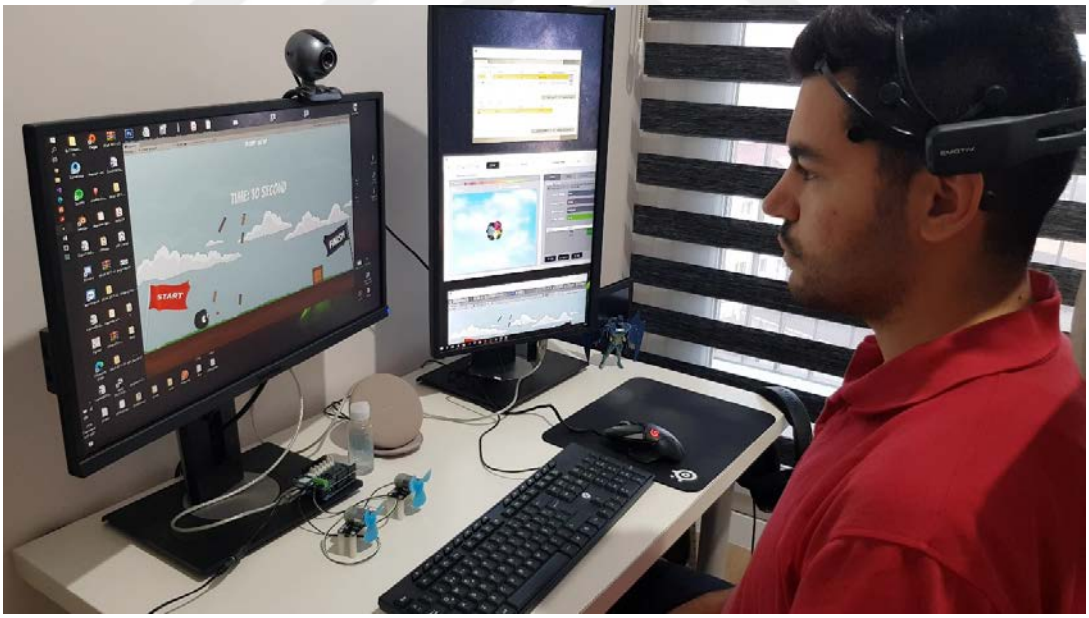
Zihinsel (mental) komutları ve yüz ifadeleri (mimik) komutlarını, bir önceki bölümde tasarımı ve uygulama kuralları açıklanan oyunun sanal karakterine tuş vuruşu olarak göndermek için EmoKey yazılımı kullanılmıştır. Beyin sinyallerini algılayan Emotiv Epoc+ cihazından gelen sinyaller ile “sanal karakter” arasında ilişki kurmak için EmoKey yazılımı aracılığıyla hedef uygulamaya tuş vuruşu gönderen iki kural yazılmıştır. Burada “hedef uygulama” ile kastedilen geliştirilen oyunun “oyun ekranı” dır. Emokey yazılımı ve kuralların yazılması ile ilgili ayrıntılı açıklamalar bu tezin ikinci bölümünde verilmiştir.

Tasarlanan oyunda klavyeden gönderilen M tuşu sanal karakterin ilerlemesini sağlar, F tuşu ise karşılaşılan engelin uygun mesafede yok edilmesi için sanal karakterin ateş etmesini sağlar. Hedef uygulamaya tuş vuruşu göndermek amacıyla yazılan kurallar dâhilinde “Smile” (gülümseme) ve “Clench” (sıkmak) yüz ifadesi komutlarının sırasıyla

M ve F tuş vuruşlarını tetiklemesi sağlanmıştır. Aynı kurallar dâhilinde “Right” ve “Push” zihinsel komutlarının sırasıyla M ve F tuş vuruşlarını tetiklemesi sağlanmıştır.

Geliştirilen BBA kontrollü oyunun deneysel uygulamaları; video oyunları ve Emotiv cihazını kullanma konusunda deneyim sahibi sağlıklı bir gönüllü katılımcı ile gerçekleştirilmiştir. Katılımcı, oyunun kuralları ve seviyeleri hakkında bilgilendirilmiştir. Deneğin yüz ifadeleri ve zihinsel komutlar eğitiminden önce; ayrıntıları bu tezin ikinci bölümünde verilen ön hazırlıklar gerçekleştirilmiştir. Öncelikle çalışmanın sağlıklı olarak başlaması ve devamlılığının sağlanması için kullanılan Emotiv cihazı şarj edilmiştir. Emotiv cihazı bluetooth üzerinden bilgisayara bağlanarak aktif hale getirilmiştir.

Elektrotların ıslak olması ve daha iyi sinyal alabilmesi için lens solüsyonu ile hidratlanmış ve Şekil 3.9’da görüldüğü gibi katılımcının kafasına konumlandırılmıştır. Elde edilen sinyallerin kalitesi Emotiv Xavier ControlPanel aracılığıyla kontrol edilmiştir. Kaliteli sinyal elde edilene kadar cihaz kontrolleri yapılmıştır.



Şekil 3.9. BBA kontrollü oyunun sanal karakterinin gönüllü katılımcı ile performans çalışması

Gerekli kontroller sağlandıktan sonra eğitim aşamasına geçilmiştir. Bu adımda, zihinsel komutlar ara yüzünde bulunan sanal nesne ile ilerle (Right) ve ateş (Push) komutları için “eğitim başarı oranı” yükselene kadar eğitimler tekrarlanmıştır. Yüz ifadeleri ara yüzünde ise katılımcının rahat kontrol edebileceği mimikler tercih edilmiştir.

Zihinsel komutlar için Emotiv Epoc+ cihazından gelen güçlü bir “Right” sinyalinin (0.2 değerinden daha büyük) tuş vuruşu olarak M değerini gönderdiği ve eş zamanlı olarak karakterin bitiş noktasına doğru hareket ettiği gözlemlenmiştir. Yine cihazdan gelen güçlü bir “Push” sinyalinin (0.2 değerinden daha büyük) tuş vuruşu olarak F değerini gönderdiği ve eş zamanlı olarak karakterin ateş ettiği gözlemlenmiştir.

Yüz ifadeleri komutları için Emotiv Epoc+ cihazından gelen güçlü bir “Smile” sinyalinin (0.2 değerinden daha büyük) tuş vuruşu olarak M değerini gönderdiği ve karakterin bitiş noktasına doğru hareket ettiği, yine cihazdan gelen güçlü bir “Clench” sinyalinin tuş vuruşu olarak F değerini gönderdiği ve karakterin ateş ettiği gözlemlenmiştir. Buradaki 0.2 değeri, katılımcının beyin sinyallerinin eylem gücünün kabul edilebilir düzeyde olduğunu gösterir. Yazılımda bu değer 0.0 ile 1.0 aralığındadır. Bu değerin aktif olarak kullanımını içeren çalışmalar bu tezin ikinci bölümde gerçekleştirilmiştir.

3.3.2. Performans metriklerinin karşılaştırılması

BBA kontrollü iki seviyeli, yani tek komut ve çoklu komut içerecek şekilde tasarlanan oyunun deneylerinde; deneğin zihinsel performansı, doğruluk-komut ilişkisi, doğruluk-beceri ilişkisi, doğruluk-hatırlama ilişkileri incelenmiştir. Aynı zamanda beyindeki nöronların kontrol ettiği düşünme fonksiyonu ile yine beyindeki nöronların kontrol ettiği yüz ifadeleri ile oluşturulan performans metrikleri de ele alınmıştır.

Zihinsel komutlar için yapılan eğitimlerde her tekrarda elde edilen beceri derecesi kayıt altına alınmıştır. Katılımcının ilk eğitiminde öncelikle oyunun komut eğitimi deneyimi değerlendirilmiştir ve elde edilen sonuçlar Tablo 3.2’de verilmiştir.

Tablo 3.2. Oyunun komut eğitimi sırasında katılımcının gerçekleştirdiği tekrarlara bağlı olarak zihinsel komutların beceri dereceleri

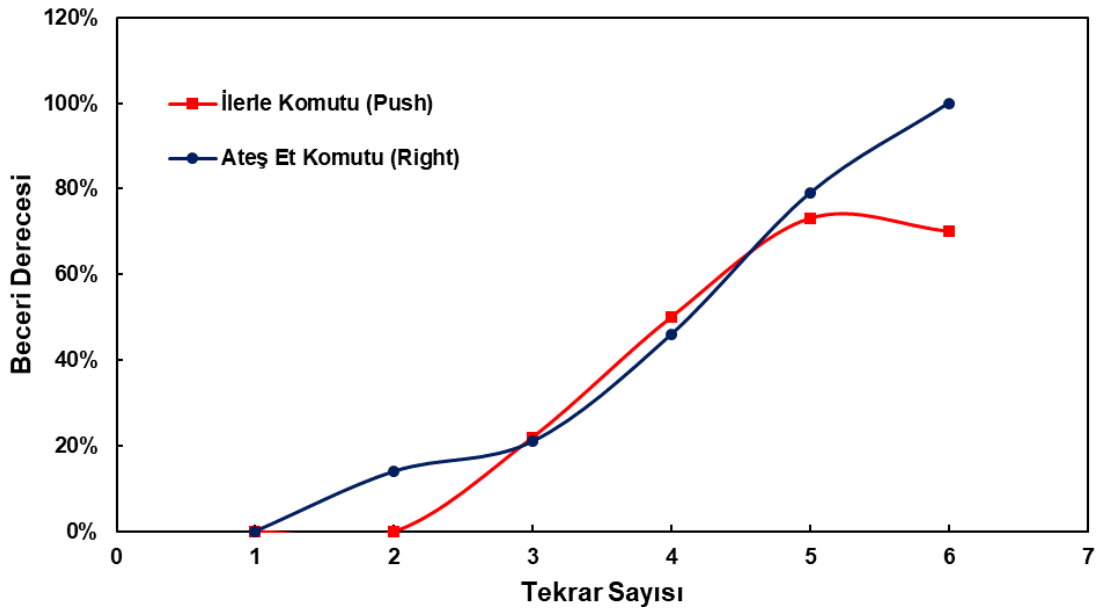
Tekrar Sayısı	**Beceri Derecesi**	
No	**Push (ateş et)**	**Right (ilerle)**
1	0%	0%
2	0%	14%
3	22%	21%
4	50%	46%
5	73%	79%
6	70%	100%

Burada “beceri derecesi” eğitim sürecinde hesaplanır ve kullanıcının amaçlanan eylemi zihinsel olarak ne kadar tutarlı bir şekilde gerçekleştirebileceğinin bir ölçüsünü sağlar [65].

Zihinsel komutlara göre elde edilen beceri derecelerinin değişimini veren grafik (Şekil 3.10) incelendiğinde, yapılan tekrarlara bağlı olarak beceri derecesinin arttığı görülmektedir.

Kullanıcı her komut için ne kadar çok tekrar yaparsa o komutun beceri derecesini arttırabilir. Ancak tek bir komut için çok yüksek doğruluk elde edebilirken komut sayısı arttıkça doğruluğun değişimi deneğin zihinsel performansının, hatırlama becerisinin değerlendirilmesi açısından önemlidir.

Bu amaçla tasarımı gerçekleştirilen bu oyunun iki farklı seviyesinde, yani tek görev içeren “Seviye 1” ve çoklu görev içeren “Seviye 2” seviyelerinde karakter kontrolü performans metrikleri elde edildi.



Şekil 3.10. Geliştirilen oyundaki sanal karakter kontrolü için yapılan mental eğitimde, katılımcının gerçekleştirdiği tekrarlara bağlı olarak; ilerle (Right) ve ateş et (Push) zihinsel komutlarının beceri dereceleri değişimi

Tasarlanan oyunla gerçekleştirilen deneylerde katılımcı “Seviye 1” ve “Seviye 2” seviyelerinde karakter kontrolü için hem zihinsel hem de yüz ifadeleri ile oyunu oynaması sağlanmıştır. Ayrıca performans karşılaştırması ve oyunun zorluk derecesini göstermek açısından katılımcının oyunu klavye kullanarak da oynaması sağlanmıştır. Katılımcı oyunu her bir seviye için 8 kez tekrarlamıştır.

İki farklı seviye için, katılımcının oyuna başlayıp karakter kontrolünü sağlayarak bitiş noktasına varması ile elde edilen skorlar (saniye biriminde) kaydedildi. Zihinsel komut, yüz ifadeleri ve klavye ile gerçekleştirilen "Seviye 1" ve "Seviye 2" seviyelerinde 8 kez tekrar sonucu elde edilen performanslar Tablo 3.3'de verilmiştir.

Oyunun tekli görev içeren "Seviye 1" ve çoklu görev içeren "Seviye 2" seviyeleri için verilen tablo incelendiğinde; klavye ve yüz ifadeleri için karakterin bitiş noktasına ortalama varma süreleri arasındaki fark yaklaşık 2s civarındadır. Zihinsel komutlar için ise farkın artığı yaklaşık 15s'ye çıktığı görülmektedir.

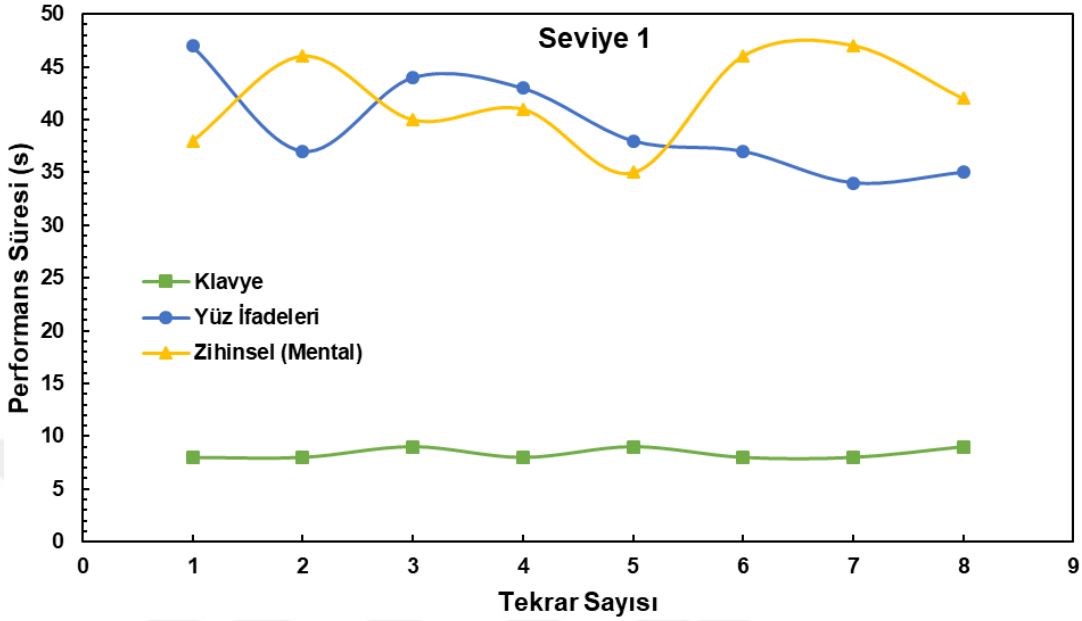
Tablo 3.3. Katılımcının sanal karakter kontrolü sağlanan oyunun tekli görev içeren "Seviye 1" ve çoklu görev içeren "Seviye 2" seviyelerinde oyunu başarı ile tamamlama süreleri (saniye)

Tekrar Sayısı	***Seviye 1***			***Seviye 2***		
	Klavye *(s)*	**Yüz İfadeleri** *(s)*	**Zihinsel Komut** *(s)*	**Klavye** *(s)*	**Yüz İfadeleri** *(s)*	**Zihinsel Komut** *(s)*
1	8	47	38	11	41	55
2	8	37	46	11	45	44
3	9	44	40	10	41	58
4	8	43	41	10	38	51
5	9	38	35	10	44	62
6	8	37	46	11	36	60
7	8	34	47	11	39	48
8	9	35	42	11	47	74
Ortalama Süre *(s)*	8,4	39,4	41,9	10,6	41,4	56,5

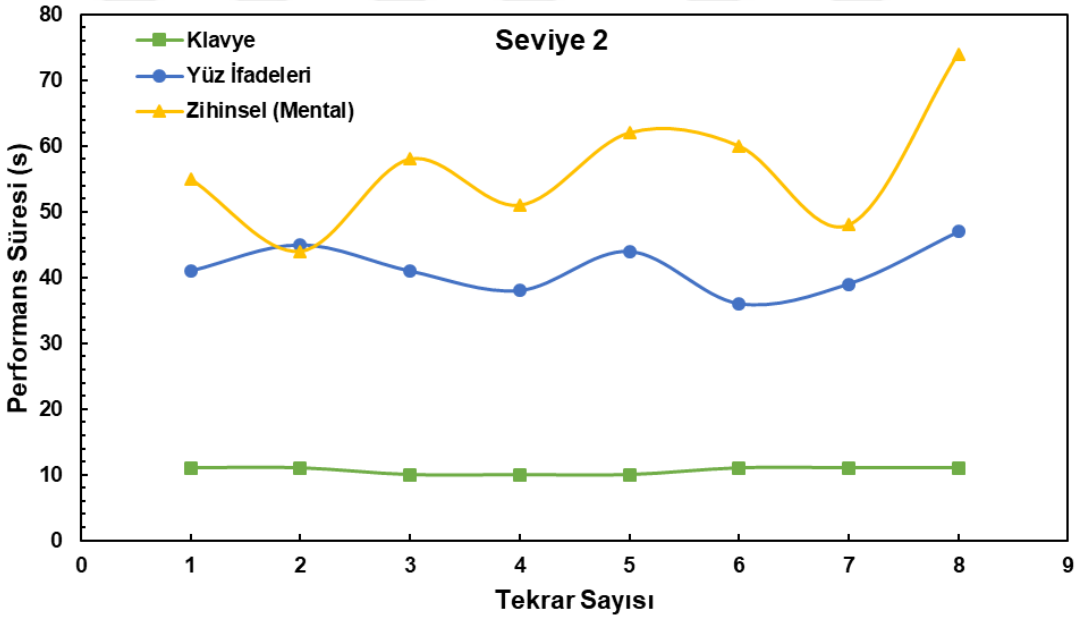
Klavye ve iki makine öğrenmesin algoritmasının tekrar sayılarına göre değişimi; tekli görev içeren "Seviye 1" için Şekil 3.11.'de ve çoklu görev içeren "Seviye 2" için de Şekil 3.12'de görülmektedir.

Klavye ile gösterilen performansın makine öğrenmesi algoritmaları ile gerçekleştirilen performanslara göre yaklaşık 5 kat daha hızlı olduğu görülmektedir. İki makine öğrenmesinin algoritmaları karşılaştırıldığında, yüz ifadeleri algoritmasının çoklu

görevlerde zihinsel komutlar makine öğrenmesi algoritmasına göre daha iyi performans sağlamaktadır (Şekil 3.12).



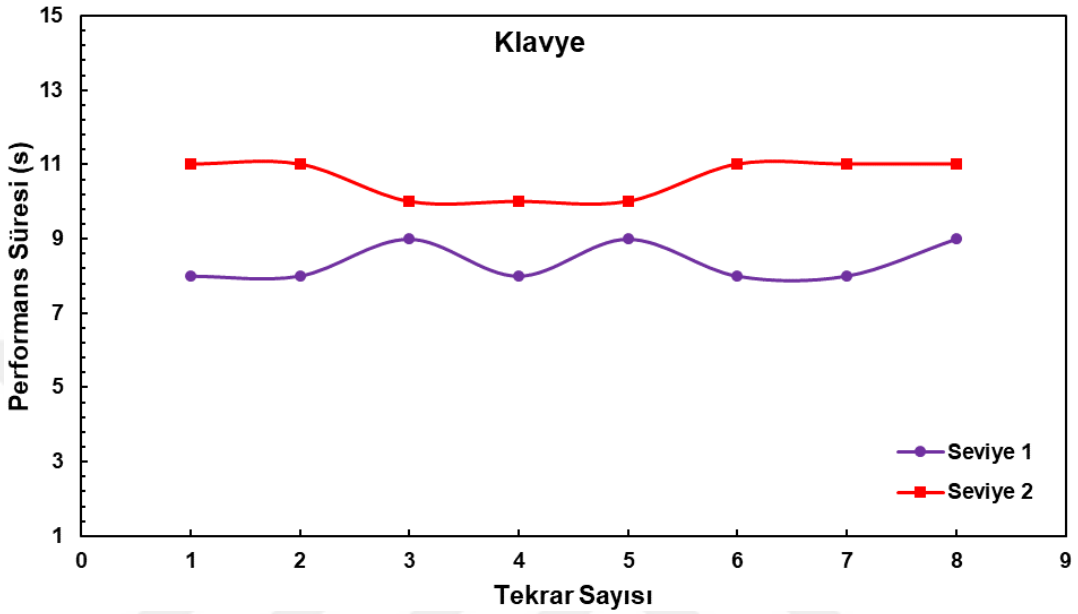
Şekil 3.11. Karakterin, kullanılan yöntemlere göre tekli görev içeren "*Seviye 1*" için bitiş noktasına varma süreleri



Şekil 3.12. Karakterin, kullanılan yöntemlere göre çoklu görev içeren "Seviye 2" için bitiş noktasına varma süreleri

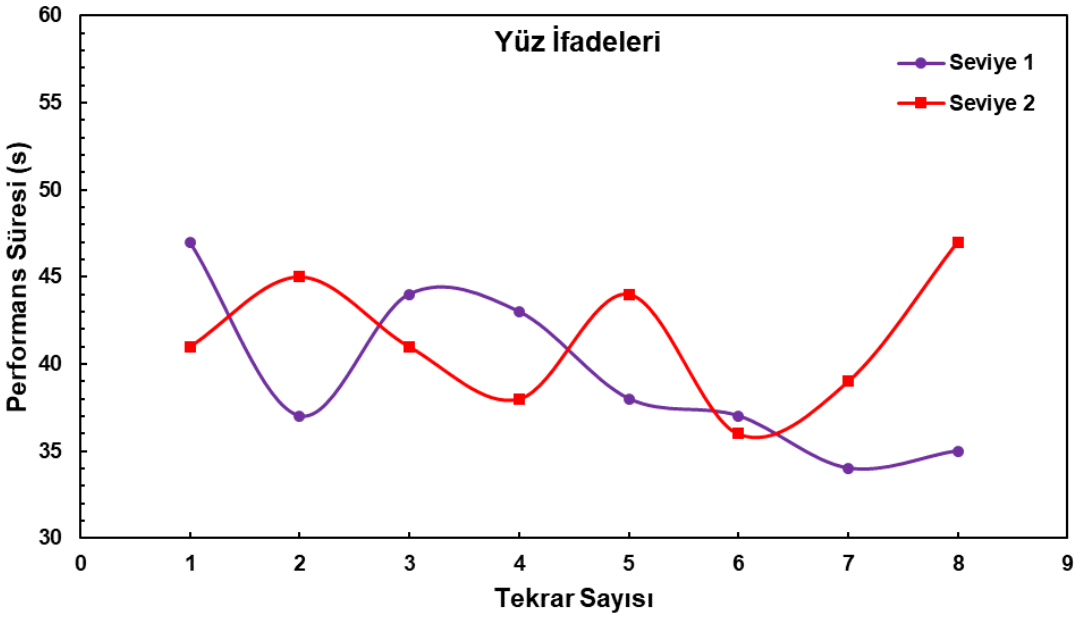
Tasarlanan oyun karakterinin kontrolünde uygulanan her bir yöntemin tekli görev içeren "Seviye 1" ve çoklu görev içeren "Seviye 2" seviyelerinde değişimi incelenebilir. Şekil 3.13'te deneğin klavye kullanarak karakter kontrolü sağladığı tekli görev içeren "Seviye 1" ve çoklu görev içeren "Seviye 2" seviyelerinde tekrar sayılarına göre

performans görülmektedir. Her iki seviyedeki performans süreleri karşılaştırıldığında, iki oyunda karakterin bitiş noktasına varma süreleri arasında yaklaşık 2 s fark vardır. Her iki eğri ele alındığında eğrinin değişiminin hemen hemen sabit ve performansta bir değişiklik olmadığı görülmektedir.



Şekil 3.13. Klavye kullanarak karakter kontrolü sağlanan “Seviye 1” ve “Seviye 2” için tekrar sayısına göre karakterin bitiş noktasına varma süresi

Şekil 3.14’te yüz ifadeleri kullanarak karakter kontrolü sağlanan “Seviye 1” ve “Seviye 2” için tekrar sayısına göre karakterin bitiş noktasına varma süresi görülmektedir.

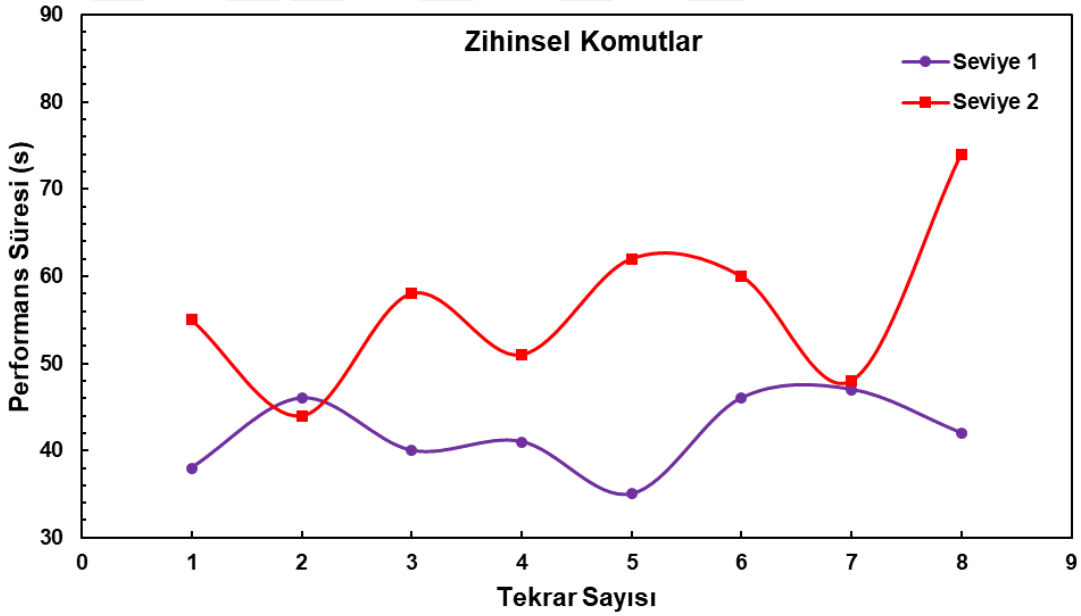


Şekil 3.14. Yüz ifadeleri kullanarak karakter kontrolü sağlanan “Seviye 1” ve “Seviye 2” için tekrar sayısına göre karakterin bitiş noktasına varma süresi

Yine klavyede olduğu gibi her iki seviyedeki performans süreleri arasındaki fark yine 2s civarındadır. Dolayısıyla oyunun birinci (Seviye 1) ve ikinci (Seviye 2) seviyeleri arasında iki yöntemin de performans sürelerinin hemen hemen aynı olması, oyunun zorluk derecesinin klavye kontrolü ve yüz ifadeleriyle oyun kontrolü sırasında aynı olduğu değerlendirilebilir.

Ancak Şekil 3.15'te verilen zihinsel komutlar kullanarak karakter kontrolünün sağlandığı performans süreleri arasındaki fark "Seviye 1" ve "Seviye 2" için incelendiğinde yaklaşık 15 s civarındadır. Bu da oyunun zorluk seviyesinin (Seviye 1 ve Seviye 2 karşılaştırıldığında) zihinsel komutlar söz konusu olduğunda arttığı anlamına gelmektedir.

Seviye 2'nin, zihinsel komutlar uygulandığında daha zor olarak nitelendirilmesi çoklu görevlerle açıklanabilir.



Şekil 3.15. Zihinsel komutlar kullanarak karakter kontrolü sağlanan "Seviye 1" ve "Seviye 2" için tekrar sayısına göre karakterin bitiş noktasına varma süresi

Tasarlanan oyunun seviyeleri arasındaki zorluk derecelerinin (performans süreleri) zihinsel komutlar kullanıldığında diğer iki yönteme göre çok fazla olması (15s > 2s); çoklu görevlerde deneğin zihinsel performansının bir göstergesi olarak değerlendirilebilir. Zihinsel komutlar makine öğrenmesi algoritmasında, tek bir komut için çok yüksek doğruluk elde edebilirken komut sayısı arttıkça doğruluk azalır. Bu durumda doğruluk aynı zamanda kullanıcının beceri düzeyine ve eğitimde kullanılan zihinsel durumu hatırlama becerisine bağlıdır. Yüz ifadeleri makine öğrenmesi

algoritmasında, zihinsel durumu hatırlama becerisi olmadığı için çoklu göreve sahip seviyede yüz ifadeleri makine öğrenmesi algoritması daha iyi sonuç verir.

Bu deneyler sırasında, beyin sinyallerini kaydetmek için kullanılan Emotiv Epoc+ cihazının uzun süreli kullanımı nedeniyle deneğin kafa derisine iz bıraktığı gözlemlenmiştir. Ayrıca denek; yoğun deneyler sonrasında başının döndüğünü ve midesinin bulandığını belirtmiştir. Bu bulguların ortaya çıkması; deneğin yoğun konsantrasyon sağlayarak deneyleri gerçekleştirmesi olarak değerlendirilebileceği gibi kafa derisine konumlandırılan elektrotların (sensörlerin) akupunktur noktalarına denk gelmesi olarak da yorumlanabilir.

3.4. Sonuç

Tez çalışmasının bu bölümünde; beyin kontrolünün zamanlamasını ve dinamiklerini inceleme platformu olarak geliştirilen BBA kontrollü oyun ile sanal karakter kontrolü deneyleri gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan bu sistemde; kullanılan Emotiv cihazının sağladığı yüz ifadeleri ve zihinsel komutlar makine öğrenmesi algoritmaları karşılaştırılmıştır. BBA kontrollü iki seviyeli, yani tek komut ve çoklu komut içerecek şekilde tasarlanan oyunun deneylerinde; deneğin zihinsel performansı, doğruluk-komut ilişkisi, doğruluk-beceri ilişkisi, doğruluk-hatırlama ilişkileri incelenmiştir. Üç farklı yöntemle elde edilen performans metriklerinin karşılaştırmalı sonuçları; gerçek zamanlı görevler ve karar verme süreçleri sırasında zihinsel durumların gelecekteki araştırmalarına katkı sağlayabileceği öngörülmektedir. Daha verimli sonuçların elde edilmesi için Emotiv PRO lisansı satın alınarak elde edilen ham EEG verileri ile makine öğrenmesi algoritmaları geliştirilebilir. Böylece daha kapsamlı BBA uygulamaları gerçekleştirilebilir.

4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Tez çalışmasında, beyin sinyalleri ile DC motorların ve LRF kontrolünün sağlandığı "BBA kontrollü iletişim sistemi" tasarımı ve uygulamaları ile beyin kontrolünün zamanlamasını ve dinamiklerini inceleme platformu olarak geliştirilen BBA kontrollü oyun ile sanal karakter kontrolü deneyleri gerçekleştirilmiştir.

Zihinsel görevlere dayalı örüntü tanıma yaklaşımıyla kas, sinir ve görme hastalıklarına sahip bireyler için her daim çalışmasına gerek olmayan lazer mesafe ölçüm sistemi ve bir tekerlekli sandalyeyi, bir robotik kol ve/veya bir protez bacağı temsil edebilecek DC motorların kontrolü sağlanmıştır.

Beyin sinyalleri ile DC motor seçimi ve hız kontrolü gerçekleştirilmiştir. Uygulamanın tasarımı, simgesel ekran görüntüsü ve sesli uyaran ile kullanıcıya geri bildirim sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Uygulama sırasında; uyaranlara bağlı olarak gelen mental komutlar, zamana bağlı olarak kaydedilmiş ve değerlendirilmiştir.

BBA kontrollü oyun ile sanal karakter kontrolü deneyi ile çalışmada kullanılan Emotiv cihazının sağladığı yüz ifadeleri ve zihinsel komutlar makine öğrenmesi algoritmaları karşılaştırılmıştır. BBA kontrollü iki seviyeli, yani tek komut ve çoklu komut içerecek şekilde tasarlanan oyunun deneylerinde; deneğin zihinsel performansı, doğruluk-komut ilişkisi, doğruluk-beceri ilişkisi, doğruluk-hatırlama ilişkileri incelenmiştir.

Çalışmada benimsenen teknolojileri kullanarak birkaç komutla herhangi bir sistem kontrolünün sağlanabileceği gösterilmektedir. Engelli insanların hayatlarını kolaylaştırmak üzere karma gerçekliğin kullanıldığı her türlü sistemin geliştirilmesine katkı sağlayabilecek bu tez çalışmasında yapılan uygulamaların avantajları/dezavantajları tartışılmıştır. Ayrıca uygulamalar sırasında, deneklerin zihinsel performansları incelenerek, gerçek zamanlı görevler ve karar verme süreçleri sırasında zihinsel durumları üzerine gelecekteki araştırmalara katkı sağlayabilecek bulgular elde edilmiştir.

BBA uygulamalarında beyin eğitimine yeteri kadar zaman ayırılması ve kullanıcılara deneyim kazandırılması ile birçok cihazın kontrolü mümkündür. Daha verimli sonuçların elde edilmesi için ham EEG elde edilmesi için ham EEG verileri ile yeni

makine öğrenmesi algoritmaları geliştirilebilir ve böylece daha kapsamlı BBA uygulamaları gerçekleştirilebilir. BBA uygulamaları biliş ve davranış olarak kendi kendimize karar vermemizin temelini oluşturduğundan ve BBA sistemleri çift yönlü olarak sağlanabilir olduğundan, kötü niyetli kişilerin bu uygulamalara müdahalesi ile ortaya çıkacak risklerin dikkatli bir analizi çok önemlidir. Bu risklere karşı etik önlemler, BBA uygulaması geliştirmeden önce tasarım aşamasında düşünülmelidir. Ayrıca insanlar arasında iletişimi sağlayacak olan yeni bir arayüz; Beyin-Beyin Arayüzü sistemleri için araştırmalar ve çalışmalar yapılabilir.

KAYNAKLAR

[1] Kaku M., *The Future of the Mind*, 1st ed., Penguin, New York, 2014.

[2] Caton R., The electric currents of the brain, *Br Med J*, 1875, **2**, 278.

[3] Berger H., Uber das Elektrenkephalogramm des Menschen, *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 1929, **87**, 527-570.

[4] Ruiz S., Buyukturkoglu K., Rana M., Niels B., Sitaram R., Real-time fMRI brain computer interfaces: Self-regulation of single brain regions to networks, *Biological Psychology*, 2014, **95**, 4-20.

[5] Cohen D., Cuffin N., Yunokuchi D., Maniewski R., Purcell C., Cosgrove G., Ives J., Kennedy J., Schomer D., MEG versus EEG localization test using implanted sources in the human brain, *Annals of Neurology*, 1990, **28**(6), 811–817.

[6] Hochberg L., Serruya M., Friehs G., ve diğerleri., Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia, *Nature*, 2006, **442**, 164-171.

[7] Coyle S., Ward T., Markham C., Brain-computer interface using a simplified functional near-infrared spectroscopy system, *Journal of Neural Engineering*, 2007, **4**(3), 219-226.

[8] Fatima M., Shafique M., Khan Z., Towards a Low Cost Brain-computer Interface for Real time Control of a 2 DOF Robotic Arm, *2015 International Conference on Emerging Technologies (ICET)*, Peshawar, Pakistan, 19-20 Aralık 2015.

[9] Vinod A., Robinson N., Bi-Directional Imagined Hand Movement Classification Using Low Cost EEG-Based BCI, *2015 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, Kowloon, China, 9-12 Ekim 2015.

[10] Donchin E., Spencer K., Wijesinghe R., The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2000, **8**(2), 174-179.

[11] Kim K., Carlson T., Lee S., Design of a robotic wheelchair with a motor imagery based brain-computer interface, *2013 International Winter Workshop on Brain-Computer Interface(BCI)*, Gangwo, South Korea, 18-20 Şubat 2013.

[12] Ang K., Guan C., Brain–Computer Interface for Neurorehabilitation of Upper Limb After Stroke, *Proceedings of the IEEE*, 2015, **103**(6), 944-953.

[13] Wu G., Xie Z., Wang X., Development of a mind-controlled Android racing game using a brain computer interface (BCI), *2014 4th IEEE International Conference on Information Science and Technology*, Shenzhen, China, 26-28 Nisan 2014.

[14] Erp V., Lotte F., Tangermann M., Brain-Computer Interfaces: Beyond Medical Applications, *Computer*, 2012, **45**(4), 26-34.

[15] Blankertz B., Sannelli C., Halder S., Hammer E., Kübler A., Müller K., Curio G., Dickhaus T., Neurophysiological predictor of SMR-based BCI performance, *NeuroImage*, 2010, **51**(4), 1303-1309.

[16] Allison B., Neuper C., Applying our Minds to Human-Computer Interaction, Editors: Tan D., Nijholt A., *Brain-Computer Interfaces*, 1st ed., Springer London, London, 35-54, 2010

[17] Clerc M., Brain Computer Interfaces, Principles and Practise, *BioMed Eng OnLine*, 2013, **12**(22), 424.

[18] Lotte F., Larrue F., Mühl C., Flaws in current human training protocols for spontaneous Brain-Computer Interfaces: lessons learned from instructional design, *Frontiers in Human Neuroscience*, 2013, **7**, 568.

[19] Wolpaw J., Birbaumer N., McFarland D., Pfurtscheller G., Vaughan T., Brain–computer interfaces for communication and control, *Clinical Neurophysiology*, 2002, **113**(6), 767-791.

[20] Millán J., Mouriño J., Franzé M., Cincotti F., Varsta M., Heikkonen J., Babiloni F., A local neural classifier for the recognition of EEG patterns associated to mental tasks, *IEEE Transactions on Neural Networks*, 2002, **13**(3), 678-686.

[21] Pfurtscheller G., Neuper C., Motor imagery and direct brain-computer communication, *Proceedings of the IEEE*, 2001, **89**(7), 1123-1134.

[22] Neuper C., Pfurtscheller G., Neurofeedback Training for BCI Control, Editors: Graimann B., Pfurtscheller G., Allison B., *Brain-Computer Interfaces: Revolutionizing Human-Computer Interaction*, 1st ed., Springer Berlin Heidelberg, Berlin, 65-78, 2010.

[23] Kübler A., Holz E., Kaufmann T., Zickler C., A User Centred Approach for Bringing BCI Controlled Applications to End-Users, *Brain-Computer Interface Systems - Recent Progress and Future Prospects*, DOI: 10.5772/55802.

[24] Panetta K., 5 Trends Drive the Gartner Hype Cycle for Emerging Technologies, Gartner, https://www.gartner.com/smarterwithgartner/5-trends-drive-the-gartner-hype-cycle-for-emerging-technologies-2020/ (Ziyaret Tarihi: 09 Kasım 2020).

[25] Tullis P., The Brain-Computer Interface is coming, The Bulletin of the Atomic Scientists, https://thebulletin.org/2020/09/the-brain-computer-interface-is-coming-and-we-are-so-not-ready-for-it/ (Ziyaret Tarihi: 21 Aralık 2020).

[26] Emondi A., Next-Generation Nonsurgical Neurotechnology, Darpa, https://www.darpa.mil/program/next-generation-nonsurgical-neurotechnology (Ziyaret Tarihi: 29 Kasım 2020).

[27] URL-1: https://neuralink.com/approach/ (Ziyaret Tarihi: 21 Aralık 2020).

[28] Makin J. G., Moses D. A., Chang E. F., Machine translation of cortical activity to text with an encoder–decoder framework, *Nature Neuroscience*, 2020, **23**(4), 575-582.

[29] Koob A., *The Root of Thought*, 1st ed., FT Press, New Jersey, 2009.

[30] Tangermann M. W., Feature Selection for Brain-Computer Interfaces, Doktora Tezi, Eberhard-Karls-Universität, Fakultät für Informations-und Kognitionswissenschaften, Tübingen, 2007.

[31] Hodgkin A. L., Huxley A. F., A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation, *The Journal of physiology*, 1952, **117**(4), 500-544.

[32] Eroğlu O., Karagöz İ., *Biyolojik Sinyaller ve Tıbbi Cihazlar*, 1. Basım, Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Yayınları, Ankara, 2003.

[33] Bordes S., Murray I., Chrysafides S., Sharma S., Physiology - Resting Potential, StatPearls, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538338/ (Ziyaret Tarihi: 30 Aralık 2020).

[34] Ketenci S., Aktif ve Düşünsel Parmak Hareketlerine İlişkin EEG Sinyallerinin Sınıflandırılması, Doktora Tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon, 2018, 522785.

[35] Olgun N., EEG Sinyallerinin Sınfılandırılarak Beyin-Bilgisayar Arayüzü Tabanlı Bir Sistem Otomasyonunun Gerçekleştirilmesi, Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ, 2014, 372992.

[36] Penfield W., Rasmussen T., The Cerebral Cortex of Man: A Clinical Study of Localization of Function, *Journal of the American Medical Association*, 1950, **144**(16), 1412.

[37] Kozai T. D. Y., ve diğerleri., Reduction of neurovascular damage resulting from microelectrode insertion into the cerebral cortex using in vivo two-photon mapping, *Journal of neural engineering*, DOI: 10.1088/1741-2560/7/4/046011.

[38] Louis E. K., Frey L. C., *Electroencephalography*, 1st ed., American Epilepsy Society, Chicago, 2016.

[39] Jobsis F., Noninvasive - infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters, *American Association for the Advancement of Science*, 1977, **198**(46323), 1264-1267.

[40] Huettel S. A., *Functional Magnetic Resonance Imaging*, 2nd ed., Sinauer Associates, Sunderland, 1973.

[41] Cohen D., Magnetoencephalography, evidence of magnetic fields produced by alpha-rhythm currents, *Science*, 1968, **161**(3843), 784-786.

[42] Society A. E., Guidelines for standard electrode position nomenclature, *Journal of Clinical Neurophysiology*, 1991, **8**(2), 200-202.

[43] Fisher R. S., Webber W. R. S., Lesser R. P., Arroyo S., Uematsu S., High-frequency EEG activity at the start of seizures, *Journal of clinical neurophysiology*, 1992, **9**(3), 441-448.

[44] J. Britton, L. Frey ve J. Hopp, Appendix 4. Common Artifacts During EEG Recording, Editors: Louis E. K., Frey L. C., *Electroencephalography*, American Epilepsy Society, Chicago, 84, 2016.

[45] Carmena J. M., Lebedev M. A., Crist R. E., O'Doherty J. E., Santucci D. M., Dimitrov D. F., Patil P. G., Henriquez C. S., Nicolelis M. A., *Learning to Control a Brain–Machine Interface for Reaching and Grasping by Primates*, DOI: 10.1371/journal.pbio.0000042.

[46] Birbaumer N., Breaking the silence: Brain-computer interfaces (BCI) for communication and motor control, *Psychophysiology*, 2006, **43**(6), 517-532.

[47] Johnstone S. J., Blackman R., Bruggemann J., EEG From a Single-Channel Dry-Sensor Recording Device, *Faculty of Social Sciences*, 2012, **43**(2), 37.

[48] URL-2: http://neurosky.com/ (Ziyaret Tarihi: 30 Ekim 2020).

[49] URL-3: https://www.emotiv.com/ (Ziyaret Tarihi: 30 Ekim 2020).

[50] URL-4: https://www.neurospec.com/Products/Hardware/Overview/BCI (Ziyaret Tarihi: 30 Ekim 2020).

[51] URL-5: http://eng.brainathlete.jp/index.php/technology (Ziyaret Tarihi: 24 Aralık 2020).

[52] Badcock N., Preece K., Wit B., Glenn K., Fieder N., Thie J., McArthur G., Validation of the Emotiv EPOC EEG system for research quality auditory event-related potentials in children, *PeerJ*, 2015, **3**, 14.

[53] Duvinage M., Performance of the Emotiv Epoc headset for P300-based applications, *BioMed Eng OnLine*, DOI: 10.1186/1475-925X-12-56.

[54] Sarah A. N., Atia A., Mostafa M.-S. M, Brain computer interfacing: Applications and challenges, *Egyptian Informatics Journal*, 2015, **16**(2), 213-230.

[55] Wang C., Guan C., Zhang H., P300 Brain-Computer Interface Design for Communication and Control Applications, *Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai, China, 17-18 Ocak 2006.

[56] Yamawaki N., Nakasako N., Nishimae T., Shinohara T., Nakayama M., Yoshida D., A prototype of BCI-robot arm system with 1ch acoustic distance measurement device, *International Symposium on Intelligent Signal Processing and Communication Systems*, Naha, Japan, 12-15 Kasım 2013.

[57] Song Y., Wu W., Lin C., Lin G., Li G., Xie L., Assistive Mobile Robot with Shared Control of Brain-Machine Interface and Computer Vision, *2020 IEEE 4th Information Technology, Networking, Electronic and Automation Control Conference (ITNEC)*, Chongqing, China, 12-14 Haziran 2020.

[58] Teplan M., Fundamentals of EEG Measurement, *Measurement Science Review*, 2002, **2**, 1-11.

[59] URL-6: https://emotiv.gitbook.io/epoc-user-manual/troubleshooting/saline-solution (Ziyaret Tarihi: 28 Nisan 2020).

[60] Krusienski D., Sellers E., McFarland D. J., Vaughan T. M., Wolpaw J. R., Toward enhanced P300 speller performance, *Journal of Neuroscience Methods*, 2008, **167**(1), 15-21.

[61] AndrewJoseph C., Facial Expression Detections, EMOTIV, https://www.emotiv.com/knowledge-base/facial-expression-detections/ (Ziyaret Tarihi: 28 Nisan 2020).

[62] AndrewJoseph C., Training Mental Commands, EMOTIV, https://www.emotiv.com/knowledge-base/training-mental-commands/ (Ziyaret Tarihi: 28 Nisan 2020).

[63] Emy, Performance Metrics, EMOTIV, https://www.emotiv.com/knowledge-base/performance-metrics/ (Ziyaret Tarihi: 28 Nisan 2020).

[64] Gezgez C., Arduino Programlama'ya Bakış, Caner Gezgez Blog, http://cnrgzgz.com/arduino-programlamaya-bakis/ (Ziyaret Tarihi: 28 Kasım 2020).

[65] AndrewJoseph C., How accurate is your detection?, EMOTIV, https://www.emotiv.com/knowledge-base/how-accurate-is-your-detection/ (Ziyaret Tarihi: 01 Mayıs 2020).

[66] Lalor E. C., Kelly S. P., Finucane C., Burke R., Smith R., Reilly R. B.,McDarby G., Steady-State VEP-Based Brain-Computer Interface Control in an Immersive 3D Gaming Environment, *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2005, **19**, 3156-3164.

[67] Mühl C., Gürkök H., Plass-Oude Bos D., Thurlings M., Scherffig L., Duvinage M., Elbakyan A., Kang S., Poel M., Heylen D., Bacteria Hunt - Evaluating multi-paradigm BCI interaction, *Journal on Multimodal User Interfaces*, 2010, **4**, 11-25.

[68] Reuderink B., Nijholt A., Reidsma D., Hondorp H., Affective Pacman: A Frustrating Game for Brain-Computer Interface Experiments, *Intelligent Technologies for Interactive Entertainmen*t, DOI: 10.1007/978-3-642-02315-6_23.

[69] Tangermann M., Krauledat M., Grzeska K., Sagebaum M., Blankertz B., Vidaurre C., Müller K.-R., Playing Pinball with non-invasive BCI, *Advances in Neural Information Processing Systems 21 - Proceedings of the 2008 Conference*, British Columbia, Canada, 8-11 Aralık 2008.

[70] Pires G., Torres M., Casaleiro N., Nunes U., Castelo-Branco M., Playing Tetris with non-invasive BCI, *2011 IEEE 1st International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, DOI: 10.1109/SeGAH.2011.6165454.

[71] Laar B. V. D., Gürkök H., Bos D. P.-O., Poel M., Nijholt A., Experiencing BCI Control in a Popular Computer Game, *IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games*, 2013, **5**(2), 176-184.

[72] Basu R., Global Entertainment & Media Outlook 2020–2024, PwC, https://www.pwc.in/industries/entertainment-and-media/global-entertainment-and-media-outlook-2020-2024.html (Ziyaret Tarihi: 14 Kasım 2020).

[73] Allison B., Graimann B., Graeser A., Why Use A BCI If You Are Healthy?, *Intelligent Systems*, 2008, **23**, 7-11.

[74] Erp J. V., Lotte F., Tangermann M., Brain-Computer Interfaces: Beyond Medical Applications, *Egyptian Informatics Journal*, DOI: 10.1109/MC.2012.107.

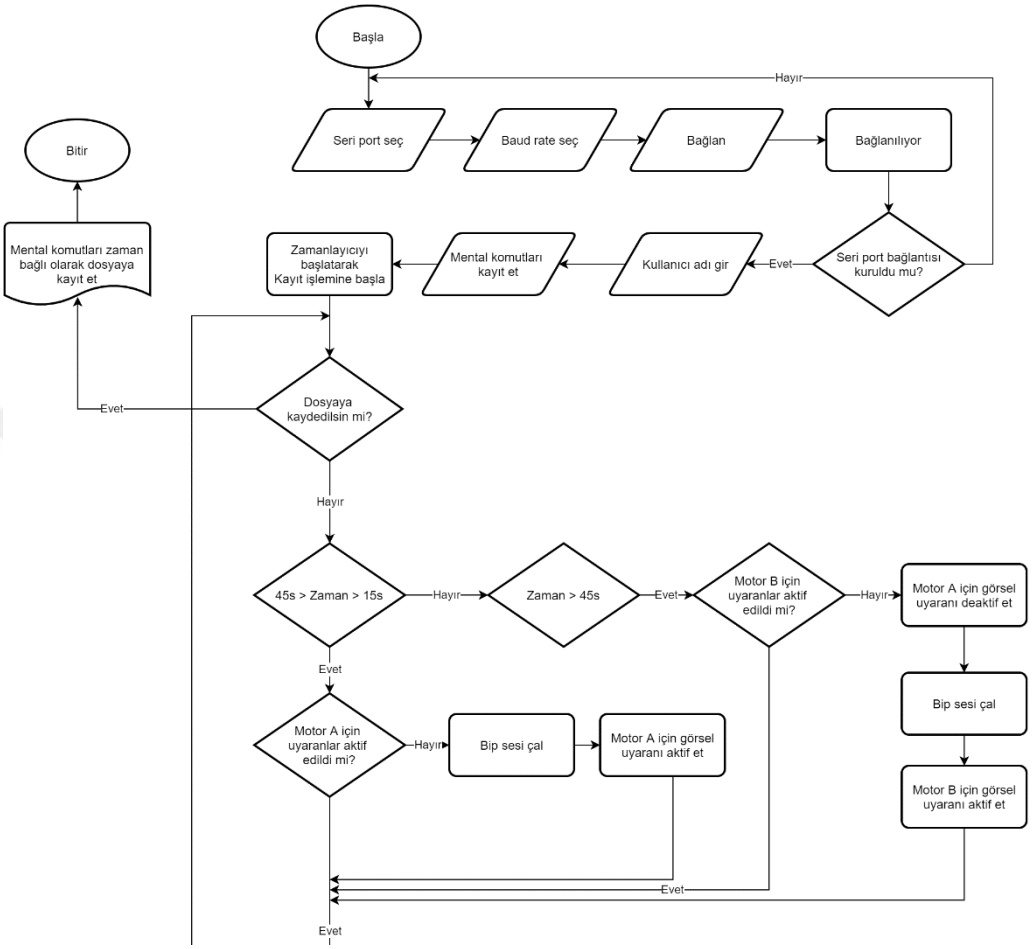
[75] Mullen T., Kothe C., Chi Y. M., Ojeda A., Kerth T., Makeig S., Cauwenberghs G., Jung T.P., Real-time modeling and 3D visualization of source dynamics and connectivity using wearable EEG, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Osaka, Japan, 3-7 Temmuz 2013.

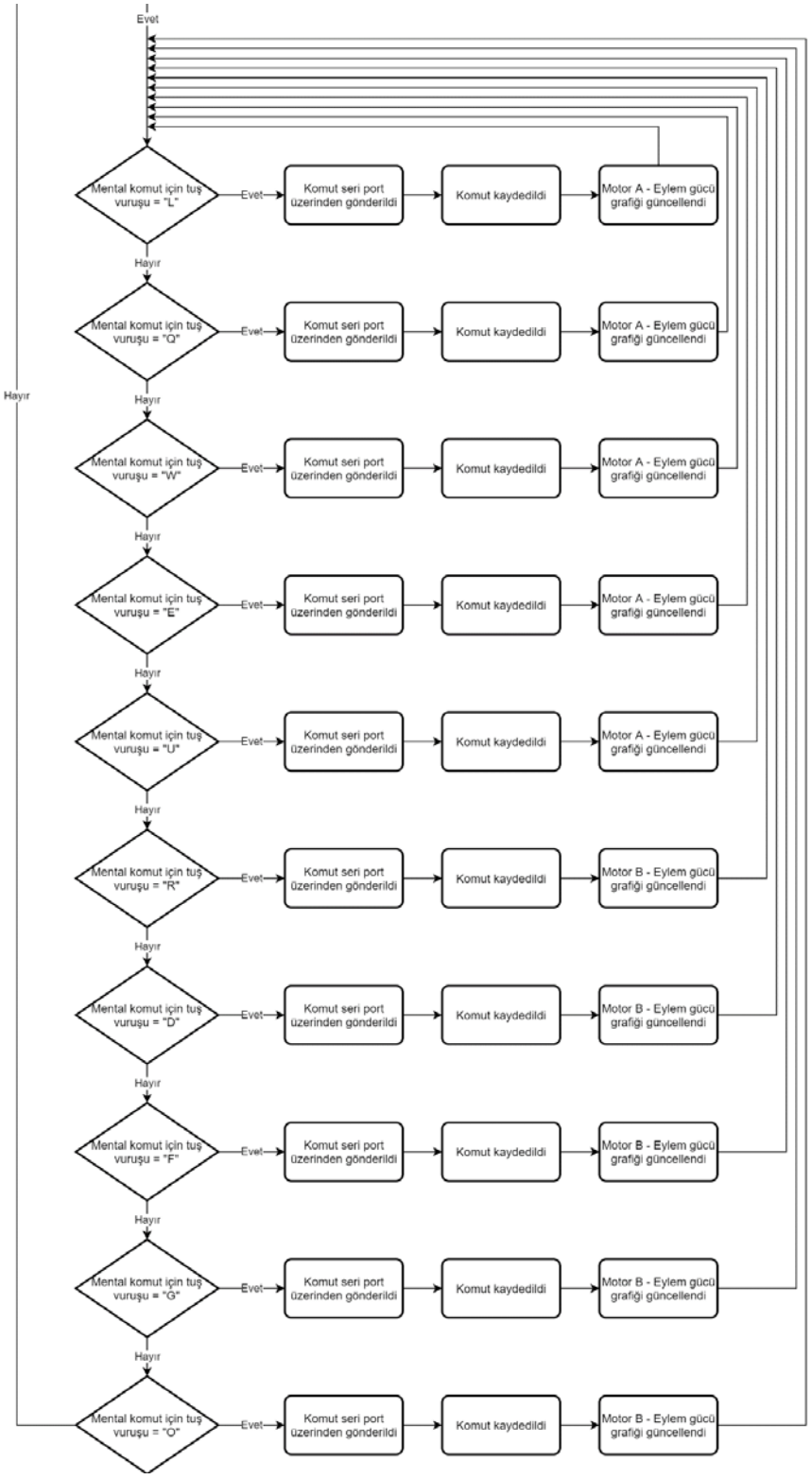
[76] Bonfiglio N., DeepMind partners with gaming company for AI research, The Daily Dot, https://www.dailydot.com/debug/unity-deempind-ai/ (Ziyaret Tarihi: 14 Kasım 2020).

EKLER

Ek-A

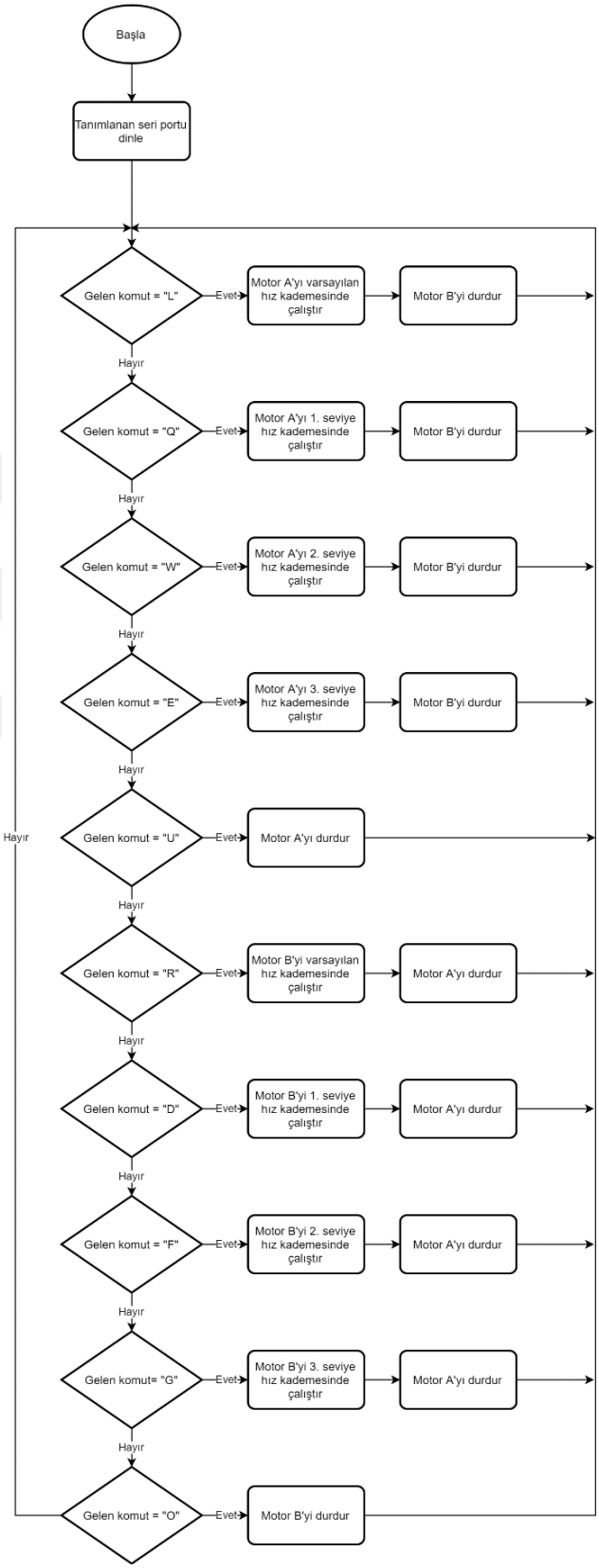
“DC-KONTROL” olarak adlandırılan yazılımın akış diyagramı




Evet
Mental komut için tuş vuruşu = "L"
Evet
Komut seri port üzerinden gönderildi
Komut kaydedildi
Motor A - Eylem gücü grafiği güncellendi
Hayır
Mental komut için tuş vuruşu = "Q"
Evet
Komut seri port üzerinden gönderildi
Komut kaydedildi
Motor A - Eylem gücü grafiği güncellendi
Hayır
Hayır
Mental komut için tuş vuruşu = "W"
Evet
Komut seri port üzerinden gönderildi
Komut kaydedildi
Motor A - Eylem gücü grafiği güncellendi
Hayır
Mental komut için tuş vuruşu = "E"
Evet
Komut seri port üzerinden gönderildi
Komut kaydedildi
Motor A - Eylem gücü grafiği güncellendi
Hayır
Mental komut için tuş vuruşu = "U"
Evet
Komut seri port üzerinden gönderildi
Komut kaydedildi
Motor A - Eylem gücü grafiği güncellendi
Hayır
Mental komut için tuş vuruşu = "R"
Evet
Komut seri port üzerinden gönderildi
Komut kaydedildi
Motor B - Eylem gücü grafiği güncellendi
Hayır
Mental komut için tuş vuruşu = "D"
Evet
Komut seri port üzerinden gönderildi
Komut kaydedildi
Motor B - Eylem gücü grafiği güncellendi
Hayır
Mental komut için tuş vuruşu = "F"
Evet
Komut seri port üzerinden gönderildi
Komut kaydedildi
Motor B - Eylem gücü grafiği güncellendi
Hayır
Mental komut için tuş vuruşu = "G"
Evet
Komut seri port üzerinden gönderildi
Komut kaydedildi
Motor B - Eylem gücü grafiği güncellendi
Hayır
Mental komut için tuş vuruşu = "O"
Evet
Komut seri port üzerinden gönderildi
Komut kaydedildi
Motor B - Eylem gücü grafiği güncellendi

Ek-B

Arduino için geliştirilen yazılımın akış şeması



KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

Gezgez C., Candan L., Kaçar E., Control of LRF and Two DC Motors with Pattern Recognition Approach Based on Mental Tasks, *TPS-36 Book of Full-Text Proceedings*, 2020, **2**(1), 3-7.

ÖZGEÇMİŞ

Caner GEZGEZ ilk, orta ve lise öğrenimini İstanbul'da tamamladı. Kocaeli Üniversitesi Elektrik Mühendisliği Bölümü mezunudur. Kocaeli Üniversitesi Elektro-Optik Sistem Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans yapmaktadır. Havelsan İleri Teknolojiler Merkezinde yazılım mühendisi olarak karma gerçeklik ve yapay zeka alanlarında çalışmaktadır. Yabancı dil olarak İngilizce bilmektedir.