



**ORTAM KONTROL UYGULAMASINA YÖNELİK P300 TABANLI
ASENKRON BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ TASARIMI VE
UYGULAMASI**

Eda AKMAN AYDIN

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

EYLÜL 2015

Eda AKMAN AYDIN tarafından hazırlanan “ORTAM KONTROL UYGULAMASINA YÖNELİK P300 TABANLI ASENKRON BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ TASARIMI VE UYGULAMASI” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Elektronik Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.


Danışman: Prof. Dr. İnan GÜLER

Elektronik Bilgisayar Eğitimi Bölümü, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum 


Başkan : Prof. Dr. Ömer Faruk BAY

Elektronik Bilgisayar Eğitimi Bölümü, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum 

Üye : Prof. Dr. Şeref SAĞIROĞLU

Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum 


Üye : Doç. Dr. H. Hakan MARAŞ

Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Çankaya Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum 

Üye : Yrd. Doç. Dr. Derya YILMAZ

Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, Başkent Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum 

Tez Savunma Tarihi: 17/09/2015

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....
Doç. Dr. Nurettin TOPALOĞLU
Bilişim Enstitüsü Müdürü

ETİK -BEYAN

Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Eda AKMAN AYDIN

17/09/2015

ORTAM KONTROL UYGULAMASINA YÖNELİK P300 TABANLI ASENKRON BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ TASARIMI VE UYGULAMASI

(Doktora Tezi)

Eda AKMAN AYDIN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

Eylül 2015

ÖZET

Beyin Bilgisayar Arayüzleri (BBA) beyin normal çıkış yolları olan kas ve sinir hücrelerini kullanmaksızın, kullanıcının niyeti ya da harici uyarılarla birlikte beyin aktivitesinde meydana gelen değişimlerin çözümlenmesi yoluyla, beyin ve çıkış birimleri arasında doğrudan iletişim kanalı sağlayan sistemlerdir. BBA tabanlı ortam kontrol uygulamaları özellikle nöromusküler hastalıklara sahip kişilerin öz yeterliliklerinin ve yaşam kalitelerinin artırılması açısından önemli uygulamalardır. BBA tabanlı ortam kontrolü üzerine sürdürülen çalışmalara rağmen, bu sistemler henüz yaygın klinik kullanımını desteklememektedir. Yüksek doğruluk ve iletişim hızı, kullanım kolaylığı, mobil ve asenkron sistem tasarımı gereksinimleri BBA sistemlerinin laboratuvar ortamlarından çıkarılarak gerçek yaşam uygulamalarına dönüşmesinin önündeki engellerdir. Bu çalışmada, BBA sistemlerin gerçek yaşama uyarlanabilir klinik uygulamalara dönüştürülmesine katkıda bulunmak amacıyla ortam kontrolüne yönelik olarak tasarlanmış P300 tabanlı asenkron bir BBA uygulaması geliştirilmiştir. BBA sisteminde giriş sinyali olarak olaya ilişkin potansiyellerin P300 bileşenleri kullanılmıştır. P300 yanıtlarının oluşabilmesi için Bölgesel Tabanlı Paradigmaya (BTP) dayalı bir uyarın arayüzü hazırlanmıştır. Öznitelik çıkarma amacıyla önışleme ve Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) olmak üzere iki ayrı yöntem, verilerin sınıflandırılması amacıyla ise Lineer Diskriminant Analizi (LDA) kullanılmıştır. Önerilen öznitelik çıkarma yöntemlerinin performansı BBA Yarışması III Veri Kümesi II üzerinde Lineer Diskriminant Analizi (LDA), Stepwise Lineer Diskriminant Analizi (SWLDA) ve Destek Vektör Makineleri (DVM) kullanılarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada ayrıca, dinamik durdurma ve kontrol durumu belirleme fonksiyonlarını içeren asenkron bir BBA tasarımı önerilmiştir. Önerilen asenkron BBA algoritması kontrol durumunu belirlemek için sistemin kontrol durumundaki çıkış örüntüsünü ve dinamik durdurma işlevi için ise ROC eğrisinin optimum çalışma noktası ile belirlenen eşik değerlerini kullanmaktadır. Kullanıcının hareket özgürlüğünün artırılması amacıyla BBA sistemi ile kontrol edilecek çıkış birimleri arasındaki iletişim internet üzerinden sağlanmış, bu amaçla gömülü bir web sunucu geliştirilmiştir. Senkron BBA sonuçları, bu çalışmada önerilen sinyal işleme tekniklerinin düşük tekrar sayısında yüksek doğruluklara erişebildiğini göstermektedir. BTP'nin iki seviyeli seçim yaklaşımı çevrimiçi BBA sistemleri için kontrol doğruluğunu artırırken asenkron BBA'lar için boşta çalışma doğruluğunun %100'e erişmesini sağlamıştır. Asenkron BBA sisteminin dinamik durdurma fonksiyonu kullanıcılara sistemi kendi hızlarında kontrol edebilme özgürlüğü sağlamaktadır. Elde edilen sonuçlar, önerilen P300 tabanlı asenkron BBA sisteminin gerçek yaşam uygulamaları için uygun olduğunu göstermektedir.

Bilim Kodu : 905.3.013

Anahtar Kelimeler :Beyin bilgisayar arayüzü (BBA), P300 potansiyelleri, asenkron beyin bilgisayar arayüzü, EEG, dalgacık dönüşümü, lineer diskriminant analizi

Sayfa Adedi :159

Danışman : Prof. Dr. İnan GÜLER

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF P300 BASED ASYNCHRONOUS BRAIN COMPUTER
INTERFACE FOR ENVIRONMENT CONTROL APPLICATIONS

(Ph.D. Thesis)

Eda AKMAN AYDIN

GAZİ UNIVERSITY
INFORMATICS INSTITUTE

September 2015

ABSTRACT

Brain-computer interface (BCI) is a system that provides a direct communication channel between brain and external devices, without the involvement of brain's normal output pathways of peripheral nerves and muscles, by analyzing of changes occurring in brain activity with user's intentions or external stimuli. BCI based environment control applications are important application especially in terms of increasing of the self-sufficiency and quality of life of people with neuromuscular diseases. Despite the studies carried out on the BCI based environment control, BCIs do not yet support widespread clinical usage. Requirements of high accuracy and communication speed, ease of use, mobile and asynchronous system design are the challenges to moving a BCI system from the laboratory into real-life applications. In this study, in order to contribute to transformation of BCI system into the clinical applications that can be adapted to real life, a P300 based asynchronous BCI is designed to be used for environment control. P300 component of event related potentials is used as input signal of BCI system. To elicit P300 responses, a stimulus interface based on Region-Based Paradigm (RBP) is designed. Two different methods as preprocessing and Discrete Wavelet Transform (DWT) are used for feature extraction of EEG signal. Linear Discriminant Analysis (LDA) is used for classification of data. Performance of the proposed feature extraction methods are evaluated on BCI Competition III Dataset II by using LDA, Stepwise Linear Discriminant Analysis (SWLDA) and Support Vector Machines (SVM). In this study, an asynchronous BCI system design that includes control state detection and dynamic stopping functions is also proposed. The proposed asynchronous BCI algorithm considers the output pattern of BCI system at control state to determine users' control state and considers thresholds that are determined by the optimum operating point of the ROC curve for dynamic stop function. To enhance the user's freedom of movement, communication between BCI system and output devices to be controlled is provided through Internet, and an embedded web server is developed for Internet based communication. Synchronous BCI results indicate that the proposed signal processing techniques achieve high classification accuracy at a smaller number of intensification. Two level approach of RBP provides to improve control accuracy of online BCI system while it provides to access 100% accuracy at the idle state for asynchronous BCI. Dynamic stopping function of asynchronous BCI system provides the user freedom by enabling them to control the system at their own pace. According to the results, the proposed P300 based asynchronous BCI system is feasible for real life applications.

Science Code :905.3.013

Key Words :Brain computer interface (BCI), P300 potentials, asynchronous brain computer interface, EEG, wavelet transform, linear discriminant analysis

Page Number :159

Adviser :Prof. Dr. İnan GÜLER

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım danışmanım Prof. Dr. İnan GÜLER'e; tez çalışmam süresince değerli katkı ve desteklerinden dolayı Prof. Dr. Ömer Faruk BAY'a; doktora tezime katkı sağlayan tez izleme komitesi üyesi Yrd. Doç. Dr. Derya YILMAZ'a teşekkür ederim. Hayatım boyunca sevgileri ve güvenleriyle destek olan çok değerli aileme; sabrı, güveni ve sonsuz desteği ile beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan eşim Halil AYDIN'a; çalışma arkadaşım Bayram KÜÇÜK'e teşekkür ederim.

Tez çalışmam süresinde deneysel çalışmalarına gönüllü olarak katılan tüm arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilirim.

Doktora eğitimim süresince 2211-Yurtiçi Doktora Bursu kapsamında sağladığı maddi destek için TÜBİTAK'a teşekkür ederim.

Gazi Üniversitesi'ne 07/2012-15 ve 07/2012-29 numaralı BAP projeleri kapsamında tez çalışmasına sağladığı katkılardan dolayı teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. MATERYAL VE METOT	19
2.1. Beyin Bilgisayar Arayüzü Sistemi.....	19
2.2. BBA Sistemlerinde Kullanılan Görüntüleme Teknikleri.....	21
2.3. BBA Yarışması III P300 Heceleme Paradigması Veri Kümesi.....	23
2.4. Elektroensefalogram	25
2.5. EEG Elektrodlarının Bağlantı Şekli.....	26
2.6. Veri Kaydı.....	28
2.7. Dalgacık Dönüşümü.....	30
2.8. Lineer Diskriminant Analizi	34
2.9. Stepwise Lineer Diskriminant Analizi.....	38
2.10. Destek Vektör Makineleri.....	39
2.11. Değerlendirme Kriterleri.....	45
2.11.1. Karmaşıklık matrisi.....	45
2.11.2. Bölge belirleme doğruluğu ve hedef belirleme doğruluğu	46
2.11.3. Bilgi iletim oranı	47
2.11.4. Asenkron sistem değerlendirme kriterleri.....	47
2.12. Çapraz Geçerleme.....	48

	Sayfa
2.13. Yazılım Geliştirme Ortamı	49
3. GELİŞTİRİLEN SİSTEM.....	51
3.1. Bölgesel Tabanlı Görsel Uyarılar.....	51
3.2. Senkron Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulaması	54
3.3. Asenkron Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulaması.....	59
3.3.1. Harmanlanmış kontrol durumu algılama ve dinamik durdurma algoritması.....	61
3.4. Çıkış Kontrol Uygulaması.	66
3.4.1. Web arayüzü	68
3.4.2. Kontrol modülü ve web sunucu	69
3.4.3. Çıkış cihazları ve geri besleme	72
3.5. Açma/Kapama Kontrolü	73
3.6. Deney Düzenegi.....	75
4. BULGULAR VE İRDELEME	81
4.1. BBA Yarışması II Veri Seti II Sonuçları	81
4.2. Senkron Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulaması Sonuçları.....	100
4.3.1. Zaman düzlemi sinyalleri kullanılarak elde edilen sonuçlar.....	104
4.3.2. Dalgacık dönüşümü kullanılarak elde edilen sonuçlar	110
4.3. Asenkron Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulaması Sonuçları.....	117
4.3.1. Zaman düzlemi sinyalleri kullanılarak elde edilen sonuçlar.....	120
4.3.2. Dalgacık dönüşümü kullanılarak elde edilen sonuçlar	126
4.3.3. Senkron ve asenkron sistemlerin karşılaştırması	130
5. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME	133
KAYNAKLAR	145
EKLER.....	155
ÖZGEÇMİŞ	158

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. BBA’larda beyin aktivitesinin ölçümü amacıyla kullanılan görüntüleme teknikleri	21
Çizelge 2.2. Farklı nörogörüntüleme tabanlı BBA modalitelerinin karşılaştırılması	22
Çizelge 2.3. EEG frekans bandları.....	26
Çizelge 2.4. Çapraz tablo istatistikleri	45
Çizelge 4.1. 5 Seviyeli dalgacık dönüşümü sonrasında erişilen frekans bandı aralıkları	93
Çizelge 4.2. Eşleştirilmiş örneklem t-testi sonuçları	94
Çizelge 4.3. Literatürde aynı veri kümesi kullanılarak yapılan çalışmaların karşılaştırması	100
Çizelge 4.4. Önişleme ile elde edilen binary sınıflandırma doğrulukları	104
Çizelge 4.5. Bölge belirleme doğrulukları	105
Çizelge 4.6. Hedef belirleme doğrulukları.....	107
Çizelge 4.7. Online hedef belirleme doğruluğu ve bilgi iletim oranı	109
Çizelge 4.8. Daubechies ve Symlet dalgacıkları için ANOVA testi sonuçları	110
Çizelge 4.9. Binary sınıflandırma sonuçları	111
Çizelge 4.10. Bölge belirleme doğrulukları	112
Çizelge 4.11. Hedef belirleme doğrulukları.....	114
Çizelge 4.12. Online hedef belirleme doğruluğu ve BİO	116
Çizelge 4.13. 10 denek için minimum, maksimum ve ortalama tekrar sayıları.....	120
Çizelge 4.14. 10 denek için minimum, maksimum ve ortalama tekrar sayıları.....	126
Çizelge 5.1. P300 potansiyellerine dayalı ortam kontrolü çalışmaları ve bu çalışmanın karşılaştırması	134
Çizelge 5.2. İki seviyeli yaklaşıma dayalı çalışmaların karşılaştırmalı özeti	136
Çizelge 5.3. BBA tabanlı ortam kontrol uygulamalarının karşılaştırılması.....	137
Çizelge 5.4. P300 tabanlı asenkron BBA uygulamaları	140

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Bir Beyin Bilgisayar Arayüzü Sisteminin temel elemanları ve çalışması.....	19
Şekil 2.2. P300 paradigması kullanıcı arayüzü.....	24
Şekil 2.3. Stimulus Code içerisindeki değişkenlerin satır/sütun dağılımları	25
Şekil 2.4. V-amp EEG cihazı.....	26
Şekil 2.5. 10/20 sistemine göre elektrot yerleşimi	27
Şekil 2.6. Deney sırasında kullanılan elektrodların pozisyonları	28
Şekil 2.7. ImpBox empedans ölçüm cihazı.....	29
Şekil 2.8. Brain Vision-Recorder yazılımı.....	29
Şekil 2.9. Sinyal analiz yöntemleri arasındaki ilişki.....	30
Şekil 2.10. Dalgacık ve sinüs dalgasının karşılaştırması	31
Şekil 2.11. Bir seviyeli ayırık dalgacık dönüşümü uygulamanın genel süreci	33
Şekil 2.12. $x[n]$ sinyali için çoklu çözünürlük analizi	33
Şekil 2.13. İki boyutlu bir örnek kümesi için iki farklı yansıtma düzleminin sınıflandırabilirliği	35
Şekil 2.14. İki boyutlu bir örnek kümesi için iki farklı hiperdüzlemin sınıflandırabilirliği	39
Şekil 2.15. Doğrusal olarak ayrılabilen durum için hiperdüzlem	40
Şekil 2.16. Verilerin doğrusal olarak ayrılabilen durumu	42
Şekil 2.17. Taşıma fonksiyonunun temsili gösterimi.....	44
Şekil 3.1. Bölgesel tabanlı paradigma kullanılarak hazırlanmış uyaran arayüzü	52
Şekil 3.2. P300 tabanlı senkron BBA tabanlı ortam kontrol sisteminin temel blok diyagramı	55
Şekil 3.3. Senkron çevrimdışı veri kaydı için uyaran senkronizasyonu akış diyagramı.....	56
Şekil 3.4. Senkron online BBA sisteminin akış diyagramı.....	58
Şekil 3.5. Asenkron P300 tabanlı ortam kontrol uygulamasının blok diyagramı	60
Şekil 3.6. P300 tabanlı asenkron BBA uygulaması	62
Şekil 3.7. BBA sistemi çıkış örüntüleri	63
Şekil 3.8. Normal dağılım eğrileri, girişim bölgesi ve pozitiflik eşiği seçenekleri	65
Şekil 3.9. BBA tabanlı kablosuz ortam kontrol sisteminin blok diyagramı	67
Şekil 3.10. Web Arayüzü	69
Şekil 3.11. Kontrol modülü ve web sunucu devresi.....	69
Şekil 3.12. Kontrol modülü ve web sunucunun akış diyagramı	71
Şekil 3.13. Deney ortamı ve kontrol edilen çıkış birimleri.....	72

Şekil	Sayfa
Şekil 3.14. Açma/kapama kontrolü algoritması.....	75
Şekil 3.15. Bölgesel tabanlı uyarılar kullanılarak veri kaydı	76
Şekil 3.16. Çevrimdışı veri kaydı organizasyonu	77
Şekil 4.1. Veri yapısı.....	82
Şekil 4.2. Sinyallerin uyarı ve tekrar sayısına göre yeniden organize edilmesi.....	83
Şekil 4.3. Denek A için eğitim kümesindeki 4 farklı tekrarda kaydedilen EEG sinyalleri .	85
Şekil 4.4. Q karakter için hedef ve hedef olmayan satır/sütunların ortalamalarına ait grafikler.....	86
Şekil 4.5. 5. Sütun ve 9. Satırın ortalaması ile elde edilen P300 yanıtı, hedef satır/sütun dışındaki karakterlerin ortalaması	87
Şekil 4.6. Ortalama işlemi sonrasında filtre uygulama	88
Şekil 4.7. Önışleme kullanılarak öznelik vektörlerinin elde edilmesi	89
Şekil 4.8. Taban hattı düzeltilmesi	90
Şekil 4.9. Önışleme ile elde edilen karakter belirleme doğrulukları.....	91
Şekil 4.10. Dalgacık dönüşümü kullanılarak öznelik vektörlerinin elde edilmesi	92
Şekil 4.11. Elektrod konfigürasyonu	93
Şekil 4.12. Kanal kombinasyonu II için dalgacık katsayılarının ortalaması.....	95
Şekil 4.13. Üç kanal kombinasyonu için LDA, SWLDA ve DVM sınıflandırıcıların karakter belirleme doğrulukları.....	97
Şekil 4.14. Kanal kombinasyonu II için tekrar sayısına ilişkin doğruluklar.....	98
Şekil 4.15. Önışleme ve dalgacık dönüşümü yöntemleri için ortalama karakter belirleme doğrulukları.....	99
Şekil 4.16. Denek 3 için hedef ve hedef olmayan uyarılara ait yanıtlar için büyük ortalamalar	102
Şekil 4.17. 10 denekten kaydedilen veriler için büyük ortalamalar.....	103
Şekil 4.18. Bölge belirleme doğruluğu	106
Şekil 4.19. Hedef belirleme doğruluğu	106
Şekil 4.20. 10 denek için ortalama.....	108
Şekil 4.21. Bölge belirleme doğruluğu	113
Şekil 4.22. Hedef belirleme doğrulukları.....	113
Şekil 4.23. 10 denek için ortalama.....	115
Şekil 4.24. Eşik değerlerinin belirlenmesi	118
Şekil 4.25. Hedef, hedef olmayan uyarı ve kontrol yok durumlarında kümülatif skorların tekrar sayıları için ortalamaları	119
Şekil 4.26. Asenkron sistemde doğru çıkış üretmek için gerekli tekrar sayıları.....	121

Şekil	Sayfa
Şekil 4.27. Önişleme yöntemi için bölge belirleme doğrulukları	122
Şekil 4.28. Önişleme yöntemi için hedef belirleme doğrulukları	123
Şekil 4.29. Kontrol yok durumu için bölge belirleme doğrulukları.....	124
Şekil 4.30. Asenkron sistemde 10 denek için bilgi iletim oranları	125
Şekil 4.31. Asenkron sistemde doğru çıkış üretmek için gerekli tekrar sayıları.....	127
Şekil 4.32. Dalgacık dönüşümü yöntemi için bölge belirleme doğrulukları	128
Şekil 4.33. Dalgacık dönüşümü yöntemi için hedef belirleme doğrulukları	129
Şekil 4.34. Boşta çalışma durumu için doğruluk oranı	129
Şekil 4.35. Asenkron sistemde 10 denek için bit oranları.....	130
Şekil 4.36. Senkron ve asenkron BBA sistemlerinin bit oranlarının karşılaştırması.....	131
Şekil 4.37. Senkron ve asenkron sistemler için görev tamamlama süreleri.....	132

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Hz	Hertz
μV	Mikrovolt
db	Daubechies
bpm	Dakikadaki bit sayısı
kHz	KiloHertz

Açıklamalar

Kısaltmalar

ADD	Ayrık Dalgacık Dönüşümü
ALS	Amiyortofik Lateral Skleroz
ANFIS	Adaptive Neuro Fuzzy Inference System (Uyarlanabilir Sinirsel Bulanık Çıkarım Sistemi)
BBA	Beyin Bilgisayar Arayüzü
BİO	Bilgi İletim Oranı
BTP	Bölgesel Tabanlı Paradigma
DD	Dalgacık Dönüşümü
DN	Doğru Negatif
DP	Doğru Pozitif
DPO	Doğru Pozitif Oranı
DVM	Destek Vektör Makineleri
ECoG	Elektrokortikogram
EEG	Elektroensefalogram
EMG	Elektromiyogram
EOG	Elektrookülogram
ERD	Event Related Desynchronization (Olaya İlişkin Desenkronizasyon)
ERP	Event Related Potential (Olaya İlişkin Potansiyeller)
ERS	Event Related Synchronization (Olaya İlişkin Senkronizasyon)
fMRI	Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
fTCD	Fonksiyonel Transkraniyal Doppler Ultrason

Kısaltmalar	Açıklamalar
ICA	Independent Component Analysis (Bağımsız Bileşenler Analizi)
k-NN	k Nearest Neighbor (k En Yakın Komuşuluk)
LDA	Lineer Diskriminant Analizi
MEG	Manyetoensefalogram
MR	Manyetik Rezonans
MS	Multipl Skleroz
ROC	Receiver Operating Characteristics (Alıcı İşletim Karakteristiği)
SCP	Slow Cortical Potentials (Yavaş Kortikal Potansiyeller)
SDD	Sürekli Dalgacık Dönüşümü
SS	Satır/Sütun
SSVEP	Steady State Visual Evoked Potentials (Kalıcı Durum Görsel Uyarılmış Potansiyeller)
SWLDA	Stepwise Lineer Diskriminant Analizi
TBA	Temel Bileşenler Analizi
TK	Tek Karakter
UPnP	Universal Plug and Play (Evrensel Tak Çalıştır)
YN	Yanlış Negatif
YP	Yanlış Pozitif
YPO	Yanlış Pozitif Oranı
YSA	Yapay Sinir Ağları

1. GİRİŞ

İnsanların çevreleri ile iletişime geçmelerinin ve/ya buldukları çevreyi kontrol edebilmelerinin doğal yolu çevresel sinirlerin ve kasların kullanımı ile gerçekleşir. Merkezi sinir sisteminde (beyinde) verilen kararlar çevresel sinir sistemi (motor sinirler) aracılığıyla sinir iletileri şeklinde ilgili kaslara iletilerek, kontrol ya da iletişim görevini yerine getirmek üzere gerekli kasların uyarılmasını ve kasılmasını sağlamaktadır [1]. Beyin Bilgisayar Arayüzüleri (BBA) beynin normal çıkış yolları olan kas ve sinir hücrelerini kullanmaksızın, kullanıcının niyeti ya da harici uyaranlarla birlikte beyin aktivitesinde meydana gelen değişimlerin çözümlenmesi yoluyla, beyin ve kontrol edilecek sistem bileşenleri arasında doğrudan iletişim kanalı sağlayan sistemlerdir. BBA'lar kullanıcıların niyetlerinin eyleme dönüştürülmesini sağlamak için motor sinir ve kasların kullanımı gerektirmemektedir. Bu yönüyle, özellikle amiyotrofik lateral skleroz (ALS), beyin sapı felci, beyin ya da omurilik incinmeleri, serebral palsi, multipl skleroz (MS) gibi nöromusküler hastalıklar nedeniyle motor yeteneklerini kaybeden kişilerin çevreleriyle iletişim kurmalarını ve/ya etkileşimde bulunmalarını sağlamak açısından alternatif bir iletişim kanalı sunmaktadırlar [2,3].

Elektroansefalogram (EEG) işaretleri kullanılarak bilgisayar ve benzeri cihazların kontrol edilebileceği fikri ilk olarak 1973 yılında ortaya atılmıştır [4]. Bu alandaki çalışmalar özellikle 2002 yılından itibaren ivme kazanmıştır [5]. BBA sistemleri ile kontrol edilen çıkış cihazları arasında imleç kontrolü, internet tarayıcı kullanımı, sosyal ağların kullanımı, tekerlekli sandalye kontrolü, robot kontrolü, cep telefonu kullanımı, protez/ortez kontrolleri, resim ve müzik gibi sanatsal uygulamalar ile bilgisayar oyun uygulamaları sıralanabilir [6-16].

İnsanların birbirleriyle iletişim kurmaları ve buldukları çevreyle etkileşime geçmeleri günlük yaşamın vazgeçilmez ihtiyaçlarındandır. Bu iletişim ve etkileşim için kullanıcılar genellikle iskelet hareketlerini, seslerini ya da gözlerini kullanmaktadırlar. Buldukları ortamla etkileşime geçebilmek nöromusküler hastalıklara sahip engelli kişilerin önemli problemlerinden biridir. BBA tabanlı ortam kontrol uygulamaları nöromusküler hastalıklara sahip kişilerin öz yeterliliklerini artıran, sosyal soyutlanmayı azaltan, yaşamlarını kolaylaştıran, hastaların bakıcılarına olan bağımlılıklarını azaltan ve böylece yaşam kalitelerinin artmasını sağlayan önemli uygulamalardan biridir [2,3,17].

BBA sistemlerinin iletişim ve kontrol amacıyla hem sağlıklı hem de nöromusküler hastalıkları olan kişiler tarafından kullanılabilirliği çeşitli çalışmalarla ortaya konmuştur [18,19]. BBA sistemlerinin uzun zamanlı kullanımındaki performansı da Sellers ve arkadaşları tarafından yapılan çalışma ile geçerlenmiştir [20]. Bu gelişmelere rağmen BBA uygulamaları üzerine yapılan çalışmalar halen kontrollü laboratuvar ortamlarında sürdürülmektedir.

Laboratuvar ortamlarında BBA ile kontrol edilebilen akıllı yaşam ortamları üzerine önemli gelişmeler sürdürülmesine rağmen, gerçek yaşama uyarlanmış ve sürekli olarak kullanılabilir uygulamalar henüz kullanıma geçmemiştir [17,21]. BBA sistemlerinin gerçek yaşam uygulamalarına dönüştürülmesinin önündeki engeller şöyle sıralanabilir [17,22,23]:

1. *Kullanım kaynaklı zorluklar*; BBA sistemlerinin kurulumu ve kalibrasyonu zaman alıcı bir işlemdir. EEG tabanlı BBA sistemlerinde veri kaydı için kullanılan elektrodların elektrod-deri yüzeyi empedansının düşürülmesi için kullanılan jel kullanıcılara rahatsızlık vermektedir. Bununla birlikte kullanıcının EEG kaydı için hazırlanması zahmetli ve zaman alıcı bir işlemdir.
2. *Donanımsal maliyetler*; BBA sistemlerinde kullanılan EEG cihazları ve bilgisayarlar BBA sistemlerinde maliyetleri artıran cihazların başında sıralanabilir. Her ne kadar BBA sisteminde kullanılan kanal sayısı sistem performansı üzerinde önemli bir etkiye sahip olsa da, EEG cihazlarının çok sayıda kanal içermesi donanımsal maliyetlerin önemli derecede artmasına neden olmaktadır. Bu nedenle kanal sayısının azaltılması BBA teknolojisinin klinik uygulamalara dönüşmesi üzerinde önemli bir etkiye sahiptir.
3. *Güçlü sistem performansı gereksinimi*; BBA sistemlerinde bilgi iletim hızı diğer iletişim teknikleriyle karşılaştırıldığında düşüktür. BBA uygulamalarının diğer iletişim sistemlerine alternatif bir çözüm haline dönüşebilmesi için düşük tekrar sayısında yüksek doğrulukların sağlanması gerekmektedir.
4. *Hareket sınırlılıkları*; Hacimli, ve kablolu donanımlar kullanıcılara rahatsızlık vermelerinin yanında, kullanıcının rutin işlemleri yerine getirme yeteneğini olumsuz yönde etkileyebilir. Kablolu BBA sistemleri kullanıcıların hareket yeteneklerini sınırlandırmaktadır. Mobil BBA uygulamaları, BBA sistemlerinin gerçek dünya uygulamalarına dönüştürülmesi ve kullanılabilirliğin kolaylaştırılması açısından önemli bir gerekliliktir.

5. *Asenkron tasarım gereksinimleri*; Laboratuvar ortamlarında üzerinde çalışılan BBA sistemleri kontrolün sistem tarafından denetlendiği, senkron bir BBA protokolü ile çalışmaktadır. Senkron bir BBA, kullanıcının sistemi kullanarak kontrol durumunda bulunduğu ve sistemi kullanmadığı boşa çalışma anlarını belirleyememektedir. Buna karşın asenkron kontrol protokolü bir BBA sisteminin kullanıcının sistemi başlatma ya da durdurma kararına bağlı olarak çalışmasına olanak sağlar. Asenkron BBA daha esnek ve daha doğal bir çalışma ortamı sağlar. Asenkron bir BBA için en önemli husus, kullanıcının sistemi kullanmadığı boşa çalışma anlarının belirlenebilmesidir.
6. *Kullanıcının zihinsel yorgunluğunun azaltılması*; Zihinsel yorgunluk, optimum bilişsel performansı korumak için uzun süreli bilişsel aktiviteden kaynaklanan geçici bir yetersizlik anlamına gelir. Zihinsel yorgunluk, rahatsızlığa ve dikkatin azalmasına neden olur. BBA sistemlerinin gerçek yaşam koşullarında pratik kullanımının sürdürülebilmesi için zihinsel yorgunluğun mümkün olduğunca azaltılması gerekmektedir. Bu durumun çözümlenmesi için tekrar sayısının azaltılmasının yanında uyarıların fiziksel özelliklerinin optimizasyonu üzerinde durulabilir. Görsel yorgunluk, görsel uyarılara dayalı BBA sistemlerindeki en önemli dezavantajlardan biri olarak ifade edilebilir.
7. *Kullanıcı kaynaklı sorunlar*; EEG sinyal örüntüsü kullanıcıların motivasyonu, hayal kırıklığı, dikkat, yorgunluk, zihinsel durum, öğrenme ve beyindeki diğer durağan olmayan süreçlerden etkilenmektedir.

BBA sistemleri aracılığıyla sanal bir ortamın kontrol edilebileceği fikri ilk olarak Bayliss tarafından önerilmiştir [24]. BBA sistemleri kullanılarak ortam kontrolünün uygulanabilirliği sanal ortamlar üzerinde çeşitli çalışmalarla geçerli kılınmıştır [25-29]. Sanal gerçeklik ortamları düşük maliyetli, güvenli ve kontrol edilebilir ortamlar sağladığından, BBA tabanlı ortam kontrolü uygulamalarında geri besleme ve çıkış ortamı olarak genellikle sanal gerçeklik ortamları tercih edilmektedir. Sanal ortamların yukarıda sıralanan avantajlarına rağmen, BBA sistemlerinin gerçek yaşam uygulamalarına uyarlanması, klinik kullanımın yaygınlaşması ve uygulanabilirliğinin artırılması açısından önemlidir. Bu nedenle, gerçek elektrikli cihazların kontrol edilebilmesini sağlayan ortam kontrol uygulamaları da çeşitli çalışmalarda önerilmektedir [30-37].

Kablosuz BBA sistemleri mobil BBA uygulamalarının geliştirilmesi ve kullanıcıların hareket yeteneklerinin artırılması amacıyla BBA araştırmalarında yer bulan bir eğilimdir [38,39]. Kablosuz BBA sistemleri EEG sinyallerinin kablosuz iletimi ya da BBA çıkış komutlarının iletimi yoluyla tasarlanabilir. Mobil BBA uygulamalarında genel yaklaşım, EEG sinyallerinin sinyal işleme birimine kablosuz iletimi şeklindeyir. Ancak eksojen sinyallerin kullanıldığı BBA sistemlerinde, sistemin çalışması, veri kaydı ile senkronize bir uyararı arayüzü kullanımını gerektirir. Yani kullanıcı seçim yapabilmek için bir uyararı arayüzü ile etkileşim halinde bulunmalıdır ve uyararı sunumu sırasında üretilen senkronizasyon verileri de EEG sinyalleri ile beraber sinyal işleme birimine iletilmelidir. Bununla birlikte EEG sinyalleri çok düşük genlikli sinyallerdir ve vücutta üretilen diğer biyopotansiyel sinyallerin yanında güç hattı gürültüsüne de maruz kalırlar. Bu sorunların ortadan kaldırılması için kablosuz BBA sistemlerine yönelik olarak tasarlanan EEG sinyal işleme modülünün tasarımı oldukça dikkat gerektiren bir konudur [38]. Bu nedenle EEG sinyalleri yerine, BBA çıkışlarının iletimi, özellikle uyararı arayüzü gerektiren uygulamalar için daha pratik bir çözümdür.

Kızılötesi (Infrared-IR) ve TCP/IP protokolleri BBA sistemleri ile kontrol edilecek çıkış cihazları arasında kablosuz iletişim kurmak için kullanılan teknolojilerdir [31-33]. Kızılötesi iletişimin en önemli dezavantajı alıcı ve vericinin birbirini görmesi gerekliliğidir. Bu gereklilik kullanıcıları sadece görüş alanındaki cihazların kontrol edilmesi ile sınırlandırır. UPnP (Universal Plug and Play) ağlar UPnP uyumlu cihazların bir arada çalışmalarına olanak sağlayan ağlardır ve BBA tabanlı akıllı ev uygulamalarının kontrolü için önerilmiştir [34,37]. Ancak, UPnP ağların kurulumu karmaşıktır ve UPnP ağlar UPnP uyumlu olmayan cihazlar (geleneksel elektrikli cihazlar) için uygun değildir. Miralles ve arkadaşları, BBA tabanlı bir ortam kontrolü uygulaması için EEG sinyallerinin kablosuz iletimini önermiştir [39]. İnternet tabanlı kablosuz iletişim kullanıcının hareket yeteneğini arttıran ve kontrol edeceği ortama mesafe farkı olmaksızın erişebilmesini sağlamak açısından pratik BBA uygulamaları için önemli bir gerekliliktir.

Bu tez çalışmasında, BBA sistemi ve kontrol edilecek sistem bileşenleri arasında internet tabanlı kablosuz iletişim sağlamak amacıyla gömülü bir web sunucu tasarlanmıştır. Web sunucu BBA kullanıcıları dışındaki yetkili kişilerin de sisteme uzaktan erişimine olanak sağladığından güvenilir bir kontrol ortamı sağlamaktadır.

BBA tabanlı ortam kontrol uygulamalarında beyindeki elektriksel aktivitenin değişimini belirlemek için kullanılan çeşitli elektrofizyolojik sinyaller bulunmaktadır. Motor hareket hayaline dayalı olaya ilişkin desenkronizasyon/senkronizasyon (Event Related Desynchronization/Event Related Synchronization-ERD/ERS), kalıcı durum görsel uyarılmış potansiyeller (Steady State Visual Evoked Potentials-SSVEP) ve P300 olaya ilişkin potansiyeller BBA tabanlı ortam kontrolü uygulamalarında kullanılan EEG sinyalleridir [30-33, 40]. İnsan fizyolojik durumu, ortam kontrol uygulamalarında kullanılan alternatif bir nörolojik sinyaldir [34]. Fakat bu yaklaşımda kontrol edilebilecek değişken sayısı uykulu ve uyanık olmak üzere iki fizyolojik durum ile sınırlıdır.

BBA uygulamalarında kullanılabilir EEG sinyalleri sinyallerin doğasına (oluşum kaynağına) göre eksojen (kaynağı vücudun dışında olan) ve endojen sinyaller olarak iki sınıfta incelenebilir. Bilişsel görevler sonucunda motor hareket hayaline dayalı ERD/ERS sinyalleri endojen sinyaller kategorisinde yer almaktadır. Bu sinyaller herhangi bir uyarıcı arayüzü kullanımı gerektirmeden, kullanıcının içsel olarak oluşturduğu sinyallerdir ve bağımsız BBA kategorisinde incelenebilir. Kullanıcının herhangi bir uyarıcıyı takip etmesini gerektirmediğinden ileri derecede fiziksel engelli kişilerin kullanımı için uygun bir sinyaldir. Ancak, bu kategorideki sinyallerin detaylı ve uzun süren bir eğitim gerektirmeleri, veri hızının düşük olması ve tüm kullanıcıların sistemi kontrol edememesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu sinyallerin ortam kontrolü uygulamalarında yer bulmasının önündeki en önemli problemlerden biri de serbestlik derecesinin düşük olmasıdır [41,42].

Eksojen sinyaller harici duyuşsal uyarıcılar ile oluşmuş uyarılmış potansiyellerdir. SSVEP ve P300 yanıtları bu kategoride yer almaktadır. Bu sinyaller uyarıcılara yanıt olarak istemsiz bir şekilde oluştuğlarından dolayı, eksojen sinyalleri kullanan BBA sistemlerinin kullanımı için gerekli eğitim kolay ve eğitim süresi kısadır. Eksojen sinyalleri kullanan BBA uygulamaları, uyarıcıların duyuş sinirleri yoluyla beyne iletilmesini gerektirdiğinden bu uygulamalar bağımlı BBA uygulamaları kategorisinde incelenmektedir. Bağımlı BBA uygulamalarında kullanıcının sistemi kontrol edebilmesi için bir uyarıcı arayüzü ile sürekli etkileşimde bulunması gerekmektedir [41,42]. SSVEP'ye dayalı BBA sistemlerinde uyarıcı arayüzünde kullanılabilir uyarıcı sayısı kullanılabilir frekans bandı ile sınırlıdır [32]. Ortam kontrolü uygulaması gibi kontrol edilecek değişken sayısının fazla olduğu durumlarda, bu durum sistemin serbestlik derecesini etkileyen önemli bir faktördür.

P300 potansiyelleri EEG tarafından kaydedilebilen eksojen sinyallerdir. İnsan beyninin nadir olarak karşılaştığı görsel, işitsel ya da dokunsal bir harici uyarana karşılık uyarının verilmesini takip eden 250-500 ms arasında görülen pozitif genlikli sapsmalardır [1,2, 43]. BBA çalışmalarındaki diğer EEG sinyalleri ile karşılaştırıldığında eğitim süresinin olması, karakterlerin hızlı seçilmesi ve doğruluktaki başarısı nedeniyle P300 tabanlı sistemler özellikle ayırık komutların seçildiği uygulamalarda yaygın olarak tercih edilmektedirler [44,45].

P300 yanıtlarının oluşabilmesi için kullanıcılara şaşırtmalı uyarın dizisi olarak da adlandırılan oddball paradigmasına dayalı bir uyarın sunumu yapılması gerekmektedir. BBA uygulamalarında uyarın sunumu amacıyla, kullanıcının ihtiyacı doğrultusunda, görsel, işitsel, dokunsal ya da gerçek nesnelere uyarın olarak kullanıldığı uyarın arayüzleri kullanılmaktadır. Ancak görsel uyarınların diğer uyarın arayüzleri ile karşılaştırıldığında daha yüksek doğruluklara eriştiği ortaya konmuştur [46-50].

Oddball paradigması ilk kez Farwell ve Donchin tarafından geliştirilen satır/sütun (SS) paradigmasına dayalı BBA tabanlı heceleme uygulamasına uyarlanmış ve birçok çalışmada uyarın paradigması olarak kullanılmıştır [51-53]. Tek karakter (TK) paradigması SS paradigmasının modifiye edilmesi ile geliştirilen bir paradigmadır. TK paradigmasının temel prensibi hedef olasılığının azaltılarak P300 yanıtlarının genliğinin artırılmasını sağlamaktır [54]. SS ve TK paradigmaları P300 tabanlı ortam kontrolü uygulamalarında yaygın olarak kullanılan görsel uyarın paradigmalarıdır [25-30]. Corralejo ve arkadaşları ise kontrol edilebilecek değişken sayısının artırılması için ortam kontrol uygulamalarına yönelik olarak SS paradigmasına dayalı iki seviyeli bir yaklaşım önermiştir [33]. Tüm bu paradigmaların ortak noktası uyarın arayüzü yerleşiminin matris formunda olmasıdır. Matris tabanlı uyarın arayüzlerinde karakterler bir matrisin satır ve sütunlarına yerleştirilmektedir. Uyarın sunumu matrisin satır/sütunlarının ya da her bir hücrenin tek tek parlaklaştırılması yoluyla sağlanmaktadır.

Literatürde matris tabanlı uyarın arayüzlerini kullanan P300 tabanlı sistemlerde insan algısından kaynaklanan hata kaynakları dikkatsel göz kırpması, tekrarlama körlüğü, hedef olasılığı ve alışma olarak sıralanmıştır. Ardışıklık hatası matris tabanlı uyarın arayüzlerinde karşılaşılan önemli hata kaynaklarından biridir ve uyarın sunumu sırasında kullanıcının hedef olarak seçtiği satır veya sütunların komşuluğunda meydana gelen parlaklaşmaların da hedef parlaklaşma olarak algılanarak aslında hedef olmayan bir

uyaranla ilişkili P300 yanıtlarının üretilmesi olarak tanımlanır [23,55]. Matris boyutları, matris üzerindeki uyarıların boyutları ve uyarılar arasındaki mesafenin sistem performansına etkisi çeşitli çalışmalarda değerlendirilmiştir. Bu çalışmalarda uyarı arayüzündeki sembol boyutlarının küçülmesinin sistem performansının azalmasına neden olduğu ortaya konmuştur [56,57]. Öte yandan, son çalışmalar matris tabanlı uyarı arayüzlerinin performanslarının kullanıcıların bakış doğrultusu ve göz hareketlerine bağlı olduğu ortaya konmuştur [58].

Bir ortam kontrol uygulamasında kontrol edilmek istenen komut sayısı kullanıcıların ilgi, ihtiyaç ve kontrol edilecek ortama göre farklılık gösterebilmektedir. Matris tabanlı bir uyarı arayüzünde matris boyutlarının değiştirilmesi ile kontrol edilebilecek komut sayısı doğrudan artırılabilir. Bu durum sistemin serbestlik derecesini ve kullanıcıya sağlanan özgürlük seviyesini artırır. Ancak, ortam kontrolü gibi, kontrol edilecek değişken sayısının fazla olabileceği uygulamalar için tüm komutların tek bir arayüzde sunulması yukarıdaki açılardan bakıldığında dezavantajlı olabilir. Bunun yanında, matris tabanlı bir uyarı arayüzünde uyarı sayısını doğrudan artırmak hedef uyarının seçimi için gerekli işlem süresini artıracaktır. Bu sürenin artması, deneklerin bir karakteri seçebilmek için odaklanmaları gereken sürenin artmasını da beraberinde getirir. Bu durum özellikle yüksek tekrarlarda kullanıcının dikkatinin dağılmasına ve zihinsel yorgunluğun artmasına neden olarak sistemin kullanımını zorlaştırabilmektedir. Öte yandan, çok sayıda uyarının tek bir uyarı arayüzünde sunulması uyarı boyutlarının küçülmesine ve/ya karakterler arası mesafenin azalmasına neden olacaktır. Bu da matris tabanlı paradigmalarda, ardışıklık etkisi olarak tanımlanan hatanın artmasına neden olabilmektedir.

Bölgesel tabanlı paradigma (BTP), SS ve TK paradigmalarda karşılaşılan ardışıklık hatasını azaltmak amacıyla ilk olarak Rezai ve arkadaşları tarafından önerilmiştir [59]. Aynı yaklaşım sonraki zamanlarda altıgen heceleyici (hex-o speller) ismiyle bakış doğrultusundan bağımsız BBA tasarımı için bir alternatif olarak önerilmiştir [60]. Bu paradigmada uyarılar bir matrisin satır ve sütunları yerine, birbirinden uzak noktalarda bulunan farklı bölgelerde gruplandırılmıştır. Uyarı sunumu ve karakter belirleme işlemleri iki aşamada gerçekleştirilmektedir. BTP’de uyarı arayüzü çok sayıda küçük boyutlu uyarı yerine, az sayıda büyük boyutlu uyarı içermektedir.

BTP çeşitli heceleme uygulamalarında uyarın arayüzü tasarımlarında kullanılmış ve matris tabanlı uygulamalarla karşılaştırıldığında daha yüksek sınıflandırma başarılarına eriştiği ortaya konmuştur [61-64]; ancak BTP henüz kontrol uygulamalarına uyarlanmamıştır. Bu çalışmada ortam kontrolü uygulaması amacıyla BTP tabanlı bir uyarın arayüzü hazırlanmıştır. Önerilen uyarın arayüzü ile ekran karmaşıklığının azaltılması ve hata düzeltme uygulaması ile kontrol doğruluğunun artması amaçlanmıştır.

P300 tabanlı BBA araştırmalarında temel problem EEG sinyallerindeki P300 bileşenlerinin doğru bir şekilde belirlenebilmesidir. P300 potansiyellerinin genlik seviyesi ve sinyal/gürültü oranı düşük olduğu için tek bir uyarına ilişkin kaydedilen EEG sinyallerinin değerlendirilmesi, kullanıcı tarafından seçilen hedef uyarının belirlenmesi için yeterli olmamaktadır. Bu nedenle, kullanıcı tarafından seçilen bir hedef karakterin belirlenmesi için aynı uyarına ilişkin olarak kaydedilen birden fazla sayıda EEG sinyalinin değerlendirilmesi gerekmektedir [65]. Ancak tekrar sayısının yüksek olması seçim süresinin uzamasına ve bilgi iletim oranının azalmasına neden olmaktadır. Bu nedenle minimum tekrar sayısında maksimum doğruluğa erişmek sistem performansının artırılması açısından önemlidir. Yüksek doğruluklu ve hızlı BBA sistemlerinin geliştirilmesi için çeşitli sinyal işleme ve sınıflandırma algoritmaları önerilmiştir.

P300 tabanlı BBA uygulamalarında P300 yanıtlarının incelenmesinde öznitelik çıkarmak amacıyla kullanılan yaklaşımlar, önışleme aşamasından geçirilen EEG sinyalinin kullanılması, belirli bir zaman penceresinde sinyal morfolojik özelliklerinin hesaplanması ve sinyallerin zaman-frekans düzlemi incelenmesi olarak sıralanabilir. Önışleme aşamasından geçirilen EEG sinyallerinin öznitelik vektörü oluşturmak amacıyla kullanılması BBA uygulamalarında en yaygın kullanılan yaklaşımdır. Bu yaklaşım EEG sinyallerindeki gürültülerin giderilmesi ve boyut indirgenmesi aşamalarından oluşmaktadır [66,67].

EEG sinyalleri düşük genliklidir ve nörolojik bilgilerin (beyin aktivitesi sonucu oluşan sinyallerin) yanında gürültü olarak adlandırılacak bozucu kaynakları da içermektedir. BBA uygulamalarında gürültü kaynakları fizyolojik ve fizyolojik olmayan kaynaklar şeklinde gruplandırılabilir. Güç hattı gürültüsü, elektrot empedansındaki değişimler fizyolojik olmayan gürültü kaynaklarını oluştururken, göz ve vücut hareketlerinden kaynaklanan elektrookülogram (EOG) ve elektromiyogram (EMG) potansiyelleri ise fizyolojik gürültü kaynaklarını oluşturmaktadır. Ölçülen beyin aktivitesinin doğru bir

şekilde analiz edilebilmesi ve yorumlanabilmesi için öncelikle EEG sinyallerinin gürültü kaynaklarından arındırılması gerekmektedir [68].

Fizyolojik kaynaklı gürültülerin üstesinden gelebilmek için gürültüden kaçınma, gürültü bastırma ve gürültü giderme yöntemleri kullanılmaktadır. Gürültüden kaçınma kullanıcıların deneyler süresince hareketlerini mümkün olduğunca sınırlaması ile sağlanmaktadır. Bu yöntem işlem maliyetleri açısından en uygun yöntemdir. Ancak kalp gibi istemsiz çalışan organlardan kaynaklanan gürültüler ile göz ve kas hareketlerinden kaynaklanan gürültülerin tamamen engellenmesi mümkün değildir. Gürültü bastırma, gürültülerden etkilenen EEG verilerinin veri kümesinden çıkarılması işlemidir. Gürültüye maruz kalan verilere girişim bastırma işlemini uygulamak her ne kadar çevrimdışı analiz için daha temiz bir veri sağlamış olsa da bu yöntem çevrimiçi analizler için pratik bir uygulama değildir. Gürültü giderme beyin sinyallerindeki girişimin tanımlanarak EEG sinyalinden çıkarılması işlemidir. Bu işlemde kullanıcının niyeti ile ilgili bilgiler mümkün olduğunca korunurken gürültülerin minimum seviyeye indirgenmesi istenmektedir. Gürültü giderme amacıyla filtreleme, lineer kombinasyon ve regresyon, bağımsız bileşenler analizi (ICA), temel bileşenler analizi (TBA) gibi teknikler kullanılmaktadır [68].

Lineer kombinasyon ve regresyon yöntemi EOG sinyali karışmış olan EEG sinyallerinden EOG sinyallerinin çıkarılması yoluyla EEG sinyallerini gürültüden arındırmaya dayanır. Bu yöntem kullanılarak EOG sinyallerinin filtrelenmesi sırasında EEG sinyalinde bilgi kaybı olabilmektedir. Öte yandan EMG sinyallerine ilişkin bir referans kanal bulunmadığından, bu yöntem, EMG sinyallerinin filtrelenmesi için uygun değildir [68].

ICA sinyal gürültü oranını arttırmak, gürültü gidermek ve boyut indirgemek amacıyla çeşitli çalışmalarda önerilmiştir [69-70]. Serby ve arkadaşları P300 potansiyellerini arka plan gürültüsünden ayırmak için bağımsız bileşenler analizini kullanmışlardır[69]. Xu ve arkadaşları ise, P300 örüntülerine ilişkin bağımsız bileşenlerin seçilerek daha belirgin P300 yanıtlarının elde edilmesini amaçlamıştır [70]. ICA yöntemi gürültü kaynaklarını ayırtmak için referans bir sinyale ihtiyaç duymaması yönüyle avantajlıdır. Ancak bu yöntemde istenen uyarılmış potansiyelleri içeren bağımsız bileşenlerin belirlenmesi ve gürültü bileşenlerinin tanımlanması için sinyalin gözle muayene edilmesi gerekmektedir. Bununla birlikte ICA bastırılmak istenen gürültülerin EEG sinyalinden bağımsız olmasını gerektirmektedir [41,68,71].

TBA öznitelik vektörünün boyutlarının azaltılması amacıyla kullanılan diğer bir yöntemdir [72,73]. TBA'da ağırlık matrisinin belirlenmesi sırasında BBA görev durumuna ilişkin bir bilgi kullanılmadığından, en büyük genlik değişimi için hesaplanan temel bileşenler görev ile ilişkili olmayabilir. TBA, aynı zamanda gürültü kaynaklarının EEG sinyalleri ile ilintisiz olmasını gerektirmektedir [41,74].

BBA uygulamalarında en yaygın kullanılan yaklaşım EEG sinyallerinin filtrelenerek, öznitelik vektörünün boyutlarının azaltılması amacıyla aşağı örnekleme işlemine tabi tutulmasıdır [66-67]. Filtreleme ilgilenilen nörolojik sinyalin frekans bandları ile örtüşmeyen belirli frekans bandlarındaki gürültülerin giderilmesi amacıyla kullanılan faydalı bir tekniktir. Filtreleme işleminin en önemli avantajı basitliği olarak ifade edilebilir [68].

EEG sinyallerinin morfolojik özelliklerinin hesaplanması P300 tabanlı BBA uygulamaları için kullanılan diğer bir öznitelik çıkarma tekniğidir. Morfolojik öznitelikler sınıflandırma doğruluğunun artırılması amacıyla çeşitli sınıflandırma teknikleri ile bir arada kullanılmaktadır [75,76]. P300 potansiyelleri suçlu ve masum kişileri ayırt etmeye yönelik yalan algılama amacıyla kullanıldığı bir çalışmada morfolojik öznitelikler, frekans düzlemi öznitelikleri ve dalgacık katsayıları olmak üzere 3 farklı öznitelik grubu kullanılmıştır [76]. P300 gecikmesi, P300 genliği, gecikme genlik oranı, mutlak genlik, mutlak gecikme genlik oranı, pozitif alan, negatif alan, toplam alan, mutlak toplam alan, toplam mutlak alan, ortalama mutlak sinyal eğimi, tepeden tepeye genlik, tepeden tepeye zaman penceresi, tepeden tepeye eğim, tepeden tepeye zaman penceresi içinde sıfır geçiş sayısı, sıfır geçiş yoğunluğu, eğim işaret değişimleri P300 sinyalinin morfolojik özellikleri olarak; mod frekansı, medyan frekansı ve ortalama frekansı ise sinyalin frekansa bağlı öznitelikleri olarak ele alınmıştır. Bu çalışmada ayrıca her bir deneme için elde edilen ayrık dalgacık dönüşümü katsayıları üçüncü grup öznitelikler olarak kullanılmıştır. Bu yöntemde suçlu ve masum kişilerin doğru olarak bulunma oranı %86 olarak belirlenmiştir.

Dalgacık Dönüşümü (DD) durağan olmayan sinyallerin zaman-frekans düzleminde analiz edilmesi amacıyla kullanılan başarılı bir yöntemdir [77]. DD, BBA uygulamalarında olaya ilişkin potansiyellerin P300 bileşenini belirlemek amacıyla kullanılmaktadır [78,79]. P300 tabanlı BBA uygulamalarında, sürekli dalgacık dönüşümü (SDD) katsayıları [79], ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) katsayıları [78], dalgacık katsayıları arasında fisher mesafesi [80], dalgacık katsayılarının zaman ve frekans düzlemi öznitelikleri ile birlikte kullanıldığı

[76, 81] çalışmaları bulunmaktadır. SDD'de çıkarılan çok sayıda öznelik, öznelik çıkarma süresinin ve öznelik vektörünün boyutlarının artmasına neden olur. Öznelik çıkarma ve sınıflandırma süresinin artması özellikle gerçek zamanlı BBA uygulamaları açısından pratik değildir.

ADD, olaya ilişkin potansiyellerin P300 bileşenlerini belirlemek için başarılı bir şekilde kullanılan bir öznelik çıkarma yöntemidir. Salvaris ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada dalgacık dönüşümü ve sınıflandırıcı grupları yaklaşımı kullanarak iki denek ile 15 tekrar sonucunda ortalama %95 başarı elde etmiştir [78]. Wang ve arkadaşları çalışmalarında öznelik çıkarma amacıyla dalgacık dönüşümü kullanılmış, öznelik boyutlarının azaltılması amacıyla dalgacık katsayıları arasındaki fisher mesafesine dayanan bir P300 algılama algoritması geliştirmişlerdir. Bu çalışmada sınıflandırma doğruluğu % 85 olarak belirlenmiştir ve öznelik vektörünün boyutları önemli derecede azaltılmıştır [80]. Cortes ve arkadaşları P300 potansiyellerinin belirlenmesi amacıyla dalgacık dönüşümü özneliklerini ANFIS algoritması ile sınıflandırmışlar ve %85 doğruluğa erişmişlerdir [82]. Vereka ve arkadaşları dalgacık katsayılarını çok katmanlı algılayıcı ve 2 k-NN sınıflandırıcı ile oylama yöntemi ile sınıflandırmışlar ve %74 tek deneme doğruluğuna erişmişlerdir [83].

Demiralp ve arkadaşları, P300 potansiyellerinin dalgacık analizini yaptıkları çalışmalarında P300 potansiyellerinin delta bandında baskın olduğunu ortaya koymuştur [84]. Bu tez çalışmada, P300 yanıtlarını içeren EEG epoklarının belirlenmesi amacıyla EEG'nin delta frekans bandı aralığında kalan dalgacık katsayılarının öznelik vektörü olarak kullanılması önerilmiştir.

P300 tabanlı BBA uygulamalarında kullanıcı tarafından seçilen hedef uyarının belirlenmesi, P300 yanıtlarını içeren ve içermeyen EEG sinyallerinin ayırt edilmesine yönelik bir ikili sınıflandırma probleminin çözülmesini gerektirir. Destek Vektör Makineleri (DVM), Lineer Diskriminant Analizi (LDA), Stepwise Lineer Diskriminant Analizi (SWLDA), Bayes Lineer Diskriminant Analizi (BLDA), Yapay Sinir Ağları (YSA) ve sınıflandırıcı grupları P300 tabanlı BBA uygulamalarında kullanılan sınıflandırma yöntemleridir [85-86].

Krusiensi ve arkadaşları P300 heceleyici uygulamasında Pearson Korelasyon Metodu (PCM), LDA, SWLDA ve Lineer Destek Vektör Makinesi (LDVM) olmak üzere 4 lineer sınıflandırıcı ile doğrusal olmayan Gauss Kernel Destek Vektör Makinesi (GDVM) sınıflandırıcılarının performanslarını karşılaştırmışlardır. Çalışmalarından elde edilen sonuçlar adı geçen beş sınıflandırıcının da kabul edilebilir seviyelerde performans göstermesine karşın eğitim ve performans karakteristikleri bir arada değerlendirildiğinde SWLDA ile LDA sınıflandırıcılarının en iyi performans gösteren sınıflandırıcılar olduğunu ortaya koymuştur. Bu çalışmada yapılan istatistiksel analizler P300 verilerinin sınıflandırılması için lineer sınıflandırıcıların başarılı olduğu ortaya koymaktadır [85].

Manyakov ve arkadaşları P300 tabanlı bir BBA'da farklı sınıflandırıcıların performanslarını incelemek amacıyla yaptıkları çalışmada lineer ve lineer olmayan sınıflandırıcıların birbirine yakın sonuçlar elde ettiğini ancak online uygulanabilirliğin sağlanabilmesi için sınıflandırıcı eğitim süresinin minimize edilmesinin gerekliliği P300 sistemleri için lineer sınıflandırıcıların daha uygun olduğunu göstermektedir [87].

P300 tabanlı BBA uygulamalarında ikili sınıflandırma (single trial) başarısının yüksek olmaması nedeniyle bir uyarı için tek tekrara ilişkin EEG verisinin değerlendirilmesi hedef uyarının belirlenebilmesi için yeterli olmamaktadır. Bu nedenle uyarılar birden fazla defa sunularak kullanıcının aynı uyarıya vermiş olduğu çok sayıda yanıtın değerlendirilmesi yoluyla kullanıcının seçimi belirlenmeye çalışılır. Senkron BBA uygulamalarında uyarı sunumunda kullanılan tekrar sayısı sabittir ve uyarılar önceden belirlenmiş tekrar sayısı süresince görüntülenirler. Öznitelik çıkarma, sınıflandırma ve hedef belirleme işlemleri uyarı sunumu tamamlandıktan sonra gerçekleştirilir.

BBA uygulamalarında en yüksek performansın gösterildiği tekrar sayısı kullanıcılar arasında değişim gösterirken, bir kullanıcının hedef karakteri seçmesi için gerekli tekrar sayısı da kullanıcının motivasyonu, dikkat ve algı durumuna göre değişebilmektedir. Bu nedenle bir kullanıcının ardışık seçimlerde bile aynı tekrar sayısında hedef belirleyemediği durumlar söz konusu olabilmektedir. Bununla birlikte önceden belirlenen maksimum tekrar sayısına ulaşmadan da hedefin belirlenebildiği, ya da tam tersi bir durumda önceden belirlenmiş maksimum tekrar sayısına erişilmesi halinde de hedef karakterin belirlenemediği durumlar söz konusu olabilmektedir. Bu nedenle, senkron sistemlerde tekrar sayısını sabit tutmak, hedef belirleme doğruluğunu etkileyecektir. Tekrar sayısının düşük bir değerde sabitlenmesi durumunda kullanıcının seçmek istediği hedef uyarı

belirlenemeyebilirken, tekrar sayısının yüksek bir değerde sabitlenmesi durumunda hem seçim süresi uzayacak, hem yüksek sayıda tekrar kullanıcının dikkatinin dağılmasına neden olacak, bu da hatalı sonuçların oluşmasına neden olabilecektir.

Pratik olarak kullanılabilen bir BBA sistemi için dinamik durdurma fonksiyonu sistemin bilgi iletim hızının arttırılması açısından oldukça önemlidir. Dinamik durdurma bir BBA sisteminin kullanıcının hedef uyararı seçmesi için yeterli tekrar sayısını otomatik olarak belirleme özelliğidir. Dinamik durdurma özelliği ile tekrar sayısından bağımsız olarak çalışabilen BBA sistemleri için çeşitli yaklaşımlar önerilmiştir [52,72,88].

Lenhart ve arkadaşları dinamik durdurma fonksiyonu için sınıflandırıcı skorları ile belirledikleri uyararı parlaklık oranlarını kullanmıştır [72]. Serby ve arkadaşları ise en yüksek skoru alan iyi uyararı arasındaki farka dayalı bir eşik değer kullanmıştır [69]. Bu çalışmada tekrar sayısı 3-25 arasında seçilmiştir. Bu çalışmalarda eşik değerlerin belirlenmesinde tüm deneklerden kaydedilen ortak veriler kullanılmıştır. Dinamik durdurma fonksiyonu için önerilen diğer bir yaklaşım tekrar sayısından bağımsız çalışmayı sağlamak amacıyla Bayes sınıflandırıcının kullanılmasıdır [52,88]. Bu algoritmada her tekrar sonrasında uyararların hedef olma olasılıkları Bayes çıkarım yoluyla güncellenerek ve bir eşik olasılığına erişildiğinde durdurularak hedef uyararın belirlenmesi sağlanmıştır. Bu çalışmalarda sistemin tekrar sayısından bağımsız çalışması sağlanmış ve bilgi iletim oranları statik tekrar sayısı kullanılması durumuna göre arttırılmıştır. Dinamik durdurma algoritması geliştirilen bu sistemler senkron BBA'lar üzerinde kullanılmıştır.

Aloise ve arkadaşları ise, sınıflandırıcı skorlarının, ROC eğrisi yoluyla belirlenmiş eşik değeri aşır aşmadığını her tekrar sonunda kontrol edilmesi ile asenkron bir P300 tabanlı BBA sisteminin tekrar sayısından bağımsız çalışmasını sağlamıştır [30]. Tekrar sayısından bağımsız çalışma BBA sistemlerinde bilgi iletim hızının arttırılması ve BBA sistemlerinin pratik olarak kullanılabilir sistemler haline dönüşmesi için önemli bir gerekliliktir.

Senkron bir BBA sistemi kullanıcıların BBA sistemi ile sürekli etkileşim halinde bulunduğunu ve her daim seçim yapmakta olduğunu varsayar. Senkron bir BBA sistemi kullanıcının seçim yapıp yapmak istemediğinden bağımsız bir şekilde önceden belirlenen tekrar sayısı sonunda bir çıkış komutu üretilmesini sağlar. Bu durum her ne kadar heceleme uygulamaları için mümkün olabilse de ortam kontrolü uygulamaları söz konusu olduğunda kullanıcıların sürekli kontrol durumunda bulunması beklenmez. Bu gibi

uygulamalar için kullanıcıların her daim seçim yapmak istediğini varsaymak, hatalı sonuçlar oluşmasına ve aslında var olmayan seçimlerin yapılmasına ve kullanıcı tarafından istenmeyen çıkış komutlarının üretilmesine neden olmaktadır. Bu sebeple bu çalışmada asenkron bir BBA sistemi tasarımı amaçlanmıştır.

BBA sistemlerinin laboratuvar ortamlarından çıkarılarak gerçek yaşama uyarlanabilmesi için BBA sistemlerinin kullanılabilirliğini arttırmak, kullanıcılara kullanım özgürlüğü kazandırmak ve bir yandan günlük aktiviteleri sürdürürken bir yandan da bu sistemleri özgürce kullanabilmelerinin sağlanması gerekmektedir. Asenkron BBA'lar, BBA uygulamalarının laboratuvar ortamlarından çıkarılarak gerçek dünya uygulamalarına dönüştürülmesi açısından önemlidir. Asenkron bir BBA sistemi, kullanıcıların kontrol durumunda bulunup bulunmadıklarının sistem tarafından otomatik olarak belirlenmesi ile kullanıcıların seçim yapmak istedikleri anı belirlemekte ve sadece bu anlarda kullanıcının seçtiği komutların çıkış birimlerine aktarılması sağlamaktadır.

Asenkron BBA uygulamalarında yaygın olarak kullanılan yaklaşım ikinci bir nöromekanizma kullanmaktır. P300 tabanlı BBA sistemlerinde asenkron tasarım için kullanılan ikinci nöromekanizma kalıcı durum görsel uyarılmış potansiyellerin (SSVEP) kullanımı ile sağlanır. Bu sistemlerde SSVEP, kullanıcının kontrol durumunda olup olmadığını belirlemeye yönelik olarak kullanılmaktadır [89-90]. Ancak bu yaklaşımda pratikte kullanıcıların her iki nöromekanizmayı kullanarak sistemi kontrol etmesini hem de tasarımcının aynı anda iki nöromekanizma için uyaran arayüzü ve sinyal işleme algoritmaları hazırlayarak sistemi kontrol etmesini gerektirmektedir.

P300 tabanlı asenkron BBA uygulamalarının tasarımı için P300 potansiyelleri kullanılarak geliştirilen ilk asenkron tasarım Zhang ve arkadaşları tarafından ortaya konmuştur. Burada, "*hedef*", "*hedef değil*" ve "*boşta çalışma*" durumundaki EEG sinyalleri için kullanıcıya özel Gauss modelleri oluşturulmuş, belli bir periyottaki EEG sinyallerinin kontrol durumunda olma olasılığı Bayes yaklaşımı kullanılarak belirlenmiştir [91]. Rebsemen ve arkadaşları ise yanıt süresi, hata ve yanlış aktivasyon oranı olmak üzere üç değer kullanarak bir kriter belirlemiş ve kriteri minimize eden değeri eşik değer olarak belirlemiştir [92]. Pinegger ve arkadaşları ise, kullanıcının kontrol durumunda olup olmadığını belirlemek için sınıflandırıcı skorları ve EEG sinyallerinin frekans düzlemi özniteliklerini ve bu iki kriteri bir arada hibrit kullanımını önermiştir. Çalışmalarında asenkron BBA sistemi için hibrit yöntemin diğer iki yaklaşıma göre daha başarılı sonuçlar

ürettiğini ortaya koymuşlardır. Çalışmada kontrol durumu doğruluğu sadece sınıflandırıcı skorları kullanılarak %96.7, sadece frekans düzlemi öznelikleri kullanılarak %88.3, hibrit sistem kullanılarak erişilen kontrol durumu doğruluğu ise %99 olarak bulunmuştur. Boşta çalışma durumunda sistem doğruluğu ise (doğru negatif oranları), sadece sınıflandırıcı skorları kullanıldığında %92.5, sadece frekans düzlemi öznelikleri kullanıldığında %77.7, hibrit sistem kullanıldığında ise %93.2 olarak belirlenmiştir [93]. Liu ve arkadaşları EEG sinyallerinin delta ve teta bandındaki güçlerinin sınıflandırıcı skorları ile bir arada kullanıldığında dikkat durumunu belirlemek amacıyla kullanılabileceği gösterilmiştir [94]. Aloise ve arkadaşları ise, ortam kontrolüne yönelik asenkron bir BBA önermiştir. Bu çalışmada asenkron kontrol işlevini ROC eğrisi üzerinde belirledikleri eşik değerlerini kullanarak gerçekleştirmişlerdir [30]. Asenkron tasarımda kullanacakları eşik değerleri ROC eğrisi üzerinde seçmiş oldukları Doğru Pozitif Oranı (DPO) ve Yanlış Pozitif Oranı (YPO) ile belirlemişlerdir. Eşik değerlerini belirlemelerinde kullanılan bu yöntem, eşik seviyelerinin yüksek olmasına neden olduğu için bu çalışmada önerilen algoritma her ne kadar boşta çalışma durumundaki doğruluğu arttırsa da, kontrol durumundaki doğruluk seviyesinin düşük kalmasına ve eşiği aşmak için gerekli tekrar sayısının artmasına neden olmaktadır.

Yüksek doğruluklu, hızlı, kolay kullanılabilir, kullanıcıların hareket özgürlüklerini maksimum derecede geliştiren, kullanıcıların kontrol ve boşta çalışma durumlarını ayırt edebilen asenkron BBA sistemlerinin geliştirilmesi, BBA sistemlerin gerçek yaşama uyarlanabilir klinik uygulamalara dönüştürülmesi için önemli gerekliliklerdir. Gerçek yaşama uyarlanmış BBA tabanlı ortam kontrol uygulamaları, özellikle nöromusküler hastalıklara sahip kişilerin öz yeterliliklerinin arttırılmasına, yaşamlarının kolaylaştırılmasına ve hastaların bacıcılarına olan bağımlılıklarını azaltarak yaşam kalitelerinin artmasına büyük katkı sağlayacaktır.

Bu çalışmada, BBA sistemlerin gerçek yaşama uyarlanabilir klinik uygulamalara dönüştürülmesine katkıda bulunacak, ortam kontrolü amacıyla kullanılabilecek P300 tabanlı gerçek zamanlı asenkron bir BBA uygulaması geliştirilmiştir. Çalışmada yüksek sınıflandırma doğruluğuna sahip, hızlı ve güvenilir sonuçlar üretilmesini sağlayan, kullanıcılara kendi hızlarında çalışma imkanı sunan, kullanıcının kontrol ve boşta çalışma durumlarını belirleyerek boşta çalışma durumunda kontrolsüz çıkış komutları üretilmesini engelleyen bir ortam kontrol sistemi geliştirilirken, aynı zamanda kullanıcıların iletişim ve hareket özgürlüklerinin arttırılması amaçlanmıştır.

Bu tez çalışması kapsamında geliştirilen P300 tabanlı gerçek zamanlı asenkron BBA uygulamasında beyin aktivitesindeki değişimlerin kaydedilmesi amacıyla girişimsel olmaması, zamansal çözünürlüğün yüksek olması, taşınabilir ve ekonomik olması gibi nedenlerle elektroensefalogram (EEG) kullanılmaktadır. Matris tabanlı uyarın arayüzlerinde karşılaşılan problemlerin ortadan kaldırılması ve iki aşamalı seçim sistemi ile güvenilir sonuçların üretilmesinin artmasını sağlamak amacıyla ortam kontrolü uygulamasına yönelik bölgesel tabanlı bir uyarın arayüzü geliştirilmiştir. P300 yanıtlarının kaydedilmesinde uyarın-veri senkronizasyonu sistem doğruluğu açısından büyük önem taşımaktadır. Uyarınlar ve EEG sinyallerinin eşzamanlı olarak kaydedilmesini sağlamak amacıyla bir iletişim protokolü hazırlanmıştır.

Bu çalışmada, uyarın sunumu amacıyla, ekran karmaşıklığını artırmaksızın sistemin serbestlik derecesini artıran BTP'ye dayalı bir uyarın arayüzü geliştirilmiştir. Ortam kontrolü amacıyla geliştirilen BTP'nin iki seviyeli seçim yaklaşımı ile kullanıcılara ilk aşamada yapılan hataları düzeltme imkanı sağlanmıştır. Önerilen bu hata düzeltme fonksiyonu ile hem senkron hem de asenkron BBA sistemi için kontrol doğruluğunun artırılması amaçlanmıştır. Asenkron BBA tasarımı bölgesel tabanlı görsel uyarınların iki seviyeli seçim yaklaşımı ile bir arada kullanılarak sistemin boşa çalışma durumundaki doğruluğunun artırılması sağlanmıştır. BTP'nin getirdiği iki aşamalı seçim yaklaşımı ile asenkron ortam kontrolünün güvenilir bir şekilde sağlanacağı ortaya konmuştur.

Tez çalışması kapsamında ayrıca, bölgesel tabanlı uyarınlarla kontrol edilebilen senkron bir BBA sistemi geliştirilmiştir. Senkron BBA sisteminin tasarımında, P300 yanıtlarını içeren EEG sinyallerinin belirlenmesi amacıyla önışleme ve dalgacık dönüşümü olmak üzere iki farklı öznitelik çıkarma yöntemi kullanılmıştır. Öznitelik çıkarma aşaması öncesinde ilk olarak EEG sinyalleri her uyarını takiben EEG veri pencerelerine ayrılmıştır. EEG sinyallerine P300 potansiyellerinin en baskın bulunduğu frekans bandına indirgemek amacıyla filtreleme işlemi uygulanmıştır. EEG sinyallerinde hareket ya da deri-elektrod temassızlığı nedeniyle oluşabilen taban hattı kaymasını önlemek amacıyla taban hattı düzeltmesi uygulanmıştır. Gürültü giderme sonrasında EEG sinyalleri aşağıörneklenerek boyut indirgemesi sağlanmıştır. İkinci öznitelik çıkarma yöntemi olarak EEG sinyallerine ADD uygulanmıştır. EEG sinyallerinin delta bandına ilişkin dalgacık katsayıları kullanılarak öznitelik vektörleri oluşturulmuştur.

Her iki öznitelik çıkarma yöntemi için öznitelik vektörleri LDA sınıflandırıcı kullanarak P300 içeren ve içermeyen sinyaller olarak sınıflandırılmıştır. Kümülatif sınıflandırıcı skorları kullanılarak kullanıcının seçmek istediği hedef uyarıların belirlenmesi sağlanmıştır.

Önerilen sinyal işleme yöntemlerinin performansı BBA Yarışması III Veri Kümesi II kullanılarak Lineer Diskriminant Analizi, Stepwise LDA ve Destek Vektör Makineleri (DVM) olmak üzere üç farklı sınıflandırıcı ve üç farklı kanal kombinasyonu kullanılarak test edilmiştir.

Bu tez çalışması kapsamında dinamik durdurma ve kontrol durumu algılama fonksiyonlarını bir arada içeren bir asenkron BBA sistemi önerilmiştir. Önerilen asenkron BBA algoritması kontrol durumunu belirlemek için sistemin kontrol durumundaki çıkış örüntüsünü ve dinamik durdurma işlevi için ise ROC eğrisinin optimum çalışma noktası ile belirlenen eşik değerlerini kullanmaktadır. Asenkron BBA sistemi ile kullanıcıların sistemi kontrol ettiği ve boşta çalışma durumlarının ayırt edilmesi sağlanmış, kullanıcıların kontrol durumunda bulunmaları durumunda kontrol komutları üretmesini sağlanmış, kullanıcının sistemi kontrol etmediği boşta çalışma anları belirlenerek bu anlarda sistemin çıkış komutu üretmesi engellenmiştir. Önerilen sistem iki aşamalı uyarı paradigması ile birleştirildiğinde kontrol yok durumundaki doğruluğun %100'e eriştiği, pratik kullanım için uygun bir BBA sistemi gerçekleştirilmiştir.

Geliştirilen asenkron tasarım, dinamik durdurma özelliği ile tekrar sayısından bağımsız bir çalışma sağlamakta ve iletişim hızının önemli derecede artmasını sağlamaktadır. Önerilen algoritma ile diğer çalışmalardan farklı olarak en az 2 tekrarda çıkış komutu üretebilmesine olanak sağlayarak yüksek bit hızına erişilmesini sağlamaktadır.

Sistem performansının değerlendirilmesinde, sınıflandırıcı performansının belirlenmesi amacıyla karmaşıklık matrisi; senkron ve asenkron BBA sisteminin performansının değerlendirilmesinde hedef belirleme doğrulukları ve bilgi iletim hızı kullanılmıştır. Asenkron sistem performansı ayrıca kontrol ve boşta çalışma doğrulukları kullanılarak değerlendirilmiştir.

Kullanıcıların hareket özgürlüklerinin artırmak ve sistemi mesafe sınırı olmaksızın kontrol edebilmelerini sağlamak amacıyla BBA uygulaması ile kontrol edilecek sistem bileşenleri arasındaki iletişim internet üzerinden sağlanmıştır. İnternet tabanlı kablosuz iletişim amacıyla gömülü bir web sunucu tasarlanmıştır. Kontrol modülüne internet üzerinden erişim, BBA kullanıcılarının hareket özgürlüğünü artırırken bir yandan da kontrol modülüne BBA kullanıcıları dışında web kullanıcılarının da uzaktan erişimi sağlanmıştır. Bu uygulama kontrol edilecek ortam güvenliği açısından da önem taşımaktadır. Geliştirilen web sunucu BBA sistemlerinin kablosuz kontrolü için düşük maliyetli ve pratik bir çözüm sunmaktadır.

Bu çalışma beş bölümden oluşmaktadır. Tezin ikinci bölümünde, BBA'lar ile ilgili genel bilgiler verilmiş ve tez çalışması kapsamında kullanılan materyal ve metotlar açıklanmıştır. Bu bölümde BBA sisteminin temel çalışma prensipleri açıklanmış, çevrimdışı öznitelik çıkarma ve sınıflandırma işlemlerinde kullanılan BBA Yarışması III Veri Kümesi II açıklanmıştır. Sinyal önileme ve öznitelik çıkarma amacıyla kullanılan Ayrık Dalgacık Dönüşümü ile sınıflandırma amacıyla kullanılan Destek Vektör Makineleri, Lineer Diskriminant Analizi ve Stepwise Lineer Diskriminant Analizi yöntemleri anlatılmıştır. P300 tabanlı senkron ve asenkron BBA sistemlerinin performanslarının değerlendirilmesinde kullanılan kriterler incelenmiştir.

Üçüncü bölümde, tez çalışması kapsamında geliştirilen uygulama ve algoritmalar açıklanmıştır. Bu kapsamda ilk olarak, P300 tabanlı ortam kontrolü uygulaması için geliştirilen bölgesel tabanlı görsel uyarın arayüzü anlatılmıştır. Tez çalışması kapsamında geliştirilen senkron BBA uygulaması verilmiştir. Dinamik durdurma ve kontrol durumu belirleme fonksiyonlarını bir arada kullanan asenkron BBA algoritması detaylıca anlatılmıştır. Son olarak sistemin çıkış birimi olarak kullanılan gömülü web sunucu ve kontrol modülü uygulaması anlatılmıştır. Bu bölümde ayrıca tez çalışması kapsamında kullanılan senkron ve asenkron deney protokolü açıklanmıştır.

Dördüncü bölümde tez çalışması kapsamında elde edilen sonuçlar verilmiş ve değerlendirilmiştir. Önerilen yöntemler ilk olarak BBA Yarışması III Veri Kümesi II kullanılarak değerlendirilmiştir. Senkron ve asenkron sistem performansları, değerlendirme kriterleri kullanılarak önerilen sistemin başarısı incelenmiştir.

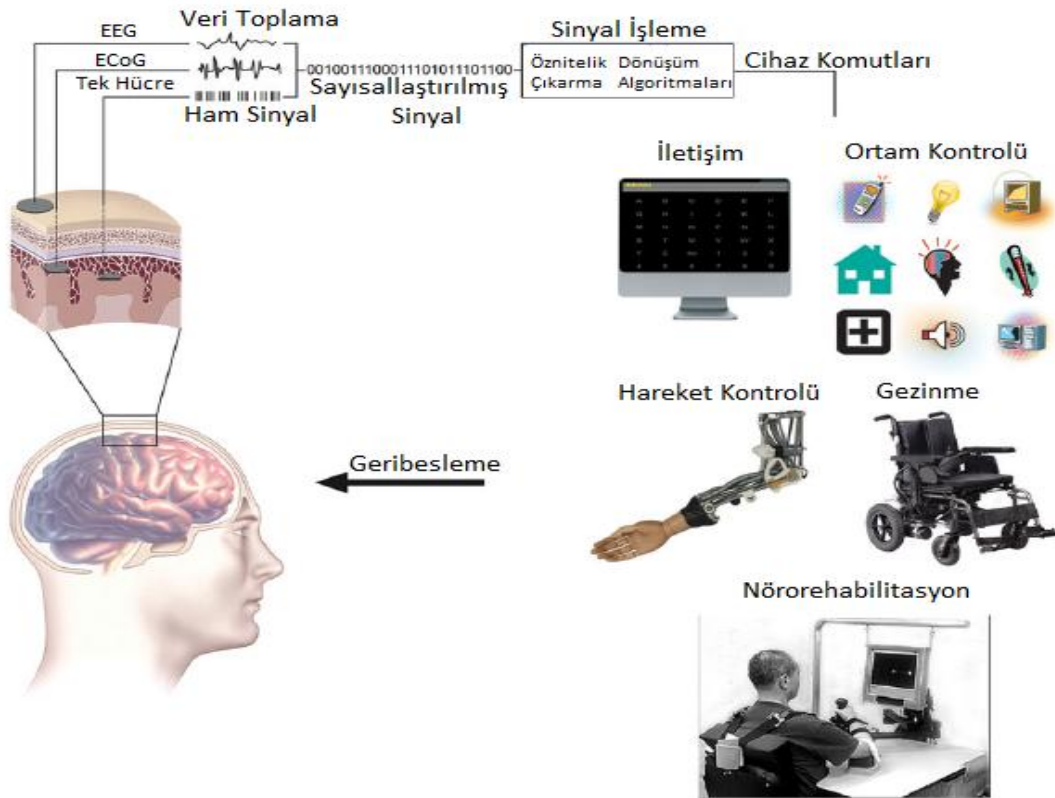
Beşinci bölümde tez ile ilgili genel sonuçlar verilmiş ve literatür ile karşılaştırmalı değerlendirme yapılmıştır. Altıncı bölümde tez çalışmasının genel sonuçları verilmiştir.

2. MATERYAL VE METOT

Bu bölümde, ilk olarak bir BBA sisteminin temel elemanları ve çalışma prensibi tanıtılmış, tez çalışması kapsamında kullanılan materyal ve metotlar açıklanmıştır.

2.1. Beyin Bilgisayar Arayüzü Sistemi

Beyin Bilgisayar Arayüzleri kullanıcılarına beynin normal çıkış yolları olan kas ve sinir hücrelerini kullanmaksızın doğrudan beyin aktivitesindeki değişimlerin analiz edilmesi yoluyla iletişim ve harici cihazların kontrolünü sağlayan uygulamalardır. BBA'ları veri algılama, öznitelik çıkarma, öznitelik dönüşümü ve çıkış cihazları ile bu dört bileşenin yönetiminden sorumlu olan, sistemin başlangıç, bitiş ve çalışma zamanlamasını belirleyen bir protokolden oluşmaktadır. Bu elemanlar ve aralarındaki temel etkileşim Şekil 2.1'de görülmektedir [2,3].



Şekil 2.1. Bir Beyin Bilgisayar Arayüzü Sisteminin temel elemanları ve çalışması [2]

Grişimsel olmayan bir BBA için ilk aşama EEG kullanarak beyin elektriksel aktivitesindeki sinyallerin algılanmasıdır. EEG sinyallerindeki belli öznitelikler çıkartılır, sınıflandırılır ve bu sinyaller ile çıkış cihazları ve/ya uygulamaları kontrol edilir. BBA sistemleri geri besleme ve harici uyarılar kullanılması nedeniyle bir kapalı döngü sistem olarak çalışmaktadır [44, 95].

Genel bir BBA sisteminin beş temel bileşeni aşağıda özetlenmektedir:

1. Sinyallerin Algılanması: BBA’larda giriş sinyalleri kullanıcının niyetini ortaya koyan, beynin elektriksel aktivitesi sonucu oluşan sinyallerdir. Sinyal elde etme beynin nörofizyolojik durumunun belirlenmesidir ve bir BBA sürecindeki ilk adımdır. Sinyallerin algılanması için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Ancak invazif olmaması, portatif olması ve düşük maliyetli olması gibi nedenlerden dolayı birçok BBA uygulamasında EEG cihazı sinyal elde etmek amacıyla kullanılmaktadır. Bu bölümde ayrıca girişler elektrotlar kullanılarak kaydedilmekte, yükseltilmekte ve sayısallaştırılmaktadır.

2. Sinyal İşleme-Öznitelik Çıkarımı: Beyindeki elektriksel aktivite kaydedildikten sonra bu sinyallerde kullanıcının niyeti ile arasında güçlü bir ilişki olan özniteliklerin tespit edilmesi gerekmektedir. Yapılan ölçümlerden kullanıcının niyetini belirten anlamlı veriler elde etmek için sinyaldeki belli değişimlerin tanımlanması gerekmektedir. Öznitelik çıkarma işlemleri beyin sinyallerindeki kodlanmış mesaj ya da komutların sinyal özelliklerinin çıkarılması amacıyla yapılır.

Sayısallaştırılmış sinyallere bir veya birden fazla öznitelik çıkarma işlemi uygulanabilir. Sinyal öznitelikleri zaman düzleminde, frekans düzleminde ya da her ikisinde birlikte yapılabilir. Uzamsal filtreleme, spektral analizler ve genlik ölçümleri öznitelik çıkarmada kullanılan tekniklerden bazılarıdır. PCA, ICA, dalgacık dönüşümü, filtreleme yöntemleri ve istatistikî yöntemler de seçilen nörofizyolojik sinyale göre kullanılabilen sinyal işleme ve öznitelik çıkarma teknikleridir. Örneğin P300 sinyalleri gibi olaya ilişkin potansiyellerin kullanıldığı uygulamalarda genlikler ya da gecikmeler öznitelik olarak kullanılabilirdiği gibi, sensorimotor ritimlerde frekans güç spektrumları kullanılabilir.

3. Sinyal İşleme-Dönüşüm Algoritmaları: Sinyal işlemenin ilk kısmı belirli sinyal özelliklerinin çıkartılmasıdır. İkinci aşaması ise dönüşüm algoritmalarıdır. Dönüşüm algoritmaları sinyal özelliklerini kullanıcının niyetini tanımlayan cihaz komutlarına çevirmek; örneğin harf seçimi, kursor hareketi ya da robotik bir kolu hareket ettirmek amacıyla kullanılmaktadır. Bu algoritmaların gerçekleştirilmesinde lineer ya da lineer olmayan yöntemler kullanılabilmektedir .

4. *Çıkış Cihazları:* Çıkarılan ve dönüştürülen sinyal öznelikleri harici bir çıkış cihazının kontrol edilmesi amacıyla kullanılır. Bir BBA sisteminin çıkışı birçok uygulamada bilgisayar ekranı ve bu ekran üzerinde harflerin veya ikonların kontrol edilmesidir. Bununla birlikte nöroprotez ya da ortezlerin, tekerlekli sandalyenin, robot kollarının ya da çeşitli cihazların çıkış cihazı olduğu çalışmalar da mevcuttur. BBA sistemlerinde çıkış cihazları BBA sisteminin hedef uygulaması olmasının yanında aynı zamanda kullanıcıya hız ve doğruluğu artırma konusunda dönüt vererek geri bildirim sağlamaktadır.

5. *Çalışma Protokolü:* Çalışma protokolü bir BBA'nın çalışma davranışlarını ve kurallarını tanımlamaktadır. Çalışma protokolü ile sistemin açılıp kapanması, iletişimin sürekli ya da süreksiz olması, sistem tarafından verilen uyarıların iletimi, çalışma basamaklarının sırası ya da hızı ve kullanıcıya verilecek geribesleme gibi protokoller tanımlanmaktadır.

2.2. BBA Sistemlerinde Kullanılan Görüntüleme Teknikleri

BBA araştırmalarında kullanıcının düşünce ve isteklerine bağlı olarak değişen beyin aktivitesinin ölçümü amacıyla çeşitli görüntüleme teknikleri kullanılmaktadır. Girişimsel bir yöntem olan elektrokortikogramın (ECoG) yanı sıra girişimsel olmayan elektroensefalogram (EEG), magnetoensefalogram (MEG), fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI), Fonksiyonel Transkraniyal Doppler Ultrason (fTCD) ve optik görüntüleme bu yöntemlerin arasında sıralanabilir [2,97]. BBA görüntüleme teknikleri, kullanılan yöntemin girişimsel ya da girişimsiz olmasına ve ölçülen aktivitenin elektriksel ya da kan akış dinamiklerine bakılarak değerlendirilmesine göre gruplandırılabilir (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1. BBA'larda beyin aktivitesinin ölçümü amacıyla kullanılan görüntüleme teknikleri

BBA görüntüleme teknikleri	Girişimsel Yöntemler	Elektriksel Aktivitelere Dayalı	Elektrokortikogram (ECoG)
	Girişimsel Olmayan Yöntemler		Elektroensefalogram (EEG)
			Magnetoensafalogram (MEG)
		Kan Akışına Dayalı	Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (NIRS)
	Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme (fMRI)		
	Fonksiyonel Transkraniyal Doppler Ultrason (fTCD)		

Girişimsel yöntemler cerrahi işlemler ile ilgili bir takım risklere sahip olduklarından pratik uygulamalarda girişimsel olmayan yaklaşımlar kullanılarak gerçekleştirilen BBA'ların kullanımı yaygınlaşmıştır [97].

Çizelge 2.2'de girişimsel olmayan nörogörüntüleme tekniklerinin karşılaştırmalı incelemesi görülmektedir. Çizelge 2.2'de görüldüğü gibi BBA uygulamalarında beyin aktivitesinin ölçülmesi amacıyla EEG kullanılması zamansal çözünürlüğünün yüksek olması, fiyat aralığının diğer görüntüleme teknikleri ile karşılaştırıldığında daha düşük olması gibi nedenlerle daha avantajlı bir görüntüleme tekniğidir. Bununla birlikte taşınabilir bir görüntüleme tekniği olması klinik BBA uygulamalarının tasarımı açısından önemli bir özelliktir [97, 98].

Çizelge 2.2. Farklı nörogörüntüleme tabanlı BBA modalitelerinin karşılaştırılması [98]

Görüntüleme yöntemi	Avantajları	Dezavantajları
EEG	<ul style="list-style-type: none"> Taşınabilir ve ekonomik Gerçek zamanlı BBA'lar için mükemmel zamansal çözünürlük BBA uygulamaları için birçok hesaplama algoritması ve paradigma kullanılabilir 	<ul style="list-style-type: none"> Uzamsal lokalizasyonda eksiklik Elektrotların yerleşiminde rahatsız edici bağlantılar İyi bir elektrot-kafa derisi birleşimindeki zorluklar
MEG	<ul style="list-style-type: none"> Gerçek zamanlı BBA'lar için mükemmel zamansal çözünürlük Üstün uzamsal çözünürlük ve fonksiyonel lokalizasyon 	<ul style="list-style-type: none"> Sınırlı taşınabilirlik Yüksek kurulum ve bakım masrafları Elektromanyetik ekranlama gerektirir
fMRI	<ul style="list-style-type: none"> Mükemmel uzamsal çözünürlük Tüm beyin hacmini kapsayan veri toplama Mükemmel kaynak lokalizasyonu- Fonksiyona özel lokusların tanımlanması için avantajlı 	<ul style="list-style-type: none"> Sınırlı zamansal çözünürlük Yüksek kurulum ve bakım masrafları Sınırlı taşınabilirlik
NIRS	<ul style="list-style-type: none"> Taşınabilir ve ekonomik IR spektrum yanıtına bağlı metabolik özgüllük Korozif olmayan sensör kullanımı 	<ul style="list-style-type: none"> Sınırlı zamansal çözünürlük IR ışığın saçlar nedeniyle kapanması
fTCD	<ul style="list-style-type: none"> Taşınabilir Beyin perfüzyon durumunu karakterize edebilme yeteneği 	<ul style="list-style-type: none"> Ultrasonun transkraniyal iletimindeki zorluklar Büyük damarlar ile sınırlı

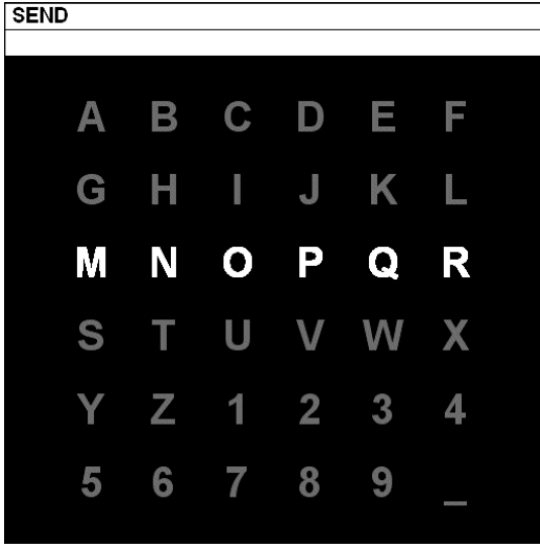
2.3. BBA Yarışması III P300 Heceleme Paradigması Veri Kümesi

BBA üzerine sürdürülen çalışmaları desteklemek için çeşitli BBA yarışmaları düzenlenmektedir [99]. BBA Yarışmaları pratik BBA problemlerinin çözümüne ilişkin, farklı nörofizyolojik sinyallerin kullanımına dayalı çeşitli veri kümeleri içermektedir. Bu yarışmalarla sunulan veri tabanları BBA araştırmacıları tarafından önerilen sinyal işleme ve sınıflandırma tekniklerinin performanslarının objektif bir şekilde değerlendirilmesi için de ortak bir referans sağlamaktadır. BBA Yarışması III Veri Kümesi-II P300 tabanlı BBA araştırmalarında yaygın olarak kullanılan bir veri kümesidir [100].

BBA Yarışması III Veri Kümesi-II New York Eyaleti Sağlık Departmanı, Wadsworth Merkezi'nde (Jonathan R. Wolpaw, Gerwin Schalk, Dean Krusienski) tarafından hazırlanmıştır [101]. Bu veri kümesinin hazırlanmasındaki için amaç, 6x6 boyutlarında bir matrisin satır ve sütunları ardı ardına parlaklaştırılırken deneklerin matris üzerinde hangi karaktere odaklandıklarını belirlemektir.

BBA Yarışması III Veri Kümesi-II, P300 heceleme paradigması ve BCI 2000 yazılımı kullanılarak kaydedilmiştir. Veri kümesi 2 farklı denekten, 5 farklı oturumda toplanmıştır ve 185 karakter seçimi süresince kaydedilen verileri içermektedir. Bu verilerin 85 tanesi eğitim, 100 tanesi ise test kümesini oluşturmaktadır. Veri kaydı sırasında 10-20 elektrod sistemine göre konumlandırılmış 64 kanal EEG sistemi kullanılmıştır.

Uyaranlar 1988 yılında Farwell ve Donchin tarafından tanımlanan satır/sütun paradigması kullanılarak sunulmuştur (Şekil 2.2). Bu paradigmada karakterler 6x6 boyutlarındaki bir matrisin hücrelerine yerleştirilmiştir. Uyaranlar ise matrisin satır ve sütunlarının parlaklaştırılması şeklinde sunulur. Uyaran sunumu sırasında matrisin tüm satır ve sütunları ardışık olarak ve rastgele 5.7 Hz frekansında parlaklaştırılır. Bu sırada kullanıcılardan 36 farklı karakterden sadece bir tanesine odaklanmaları ve hedef karakterin bulunduğu her satır ve sütunun parlaklaşması sırasında içlerinden saymaları istenmiştir. Bir dizide parlaklaşan 12 satır/sütundan sadece iki tanesi (1 satır ve 1 sütun) kullanıcı için hedef uyarandır. Bu iki uyaran dışındaki diğer 10 satır ve sütun ise hedef olmayan uyaranlar olarak adlandırılırlar.



Şekil 2.2. P300 paradigması kullanıcı arayüzü [101]

Veri kaydı sırasında matristeki her bir satır ve sütun 100 ms lik süreler için rastgele bir şekilde parlaklaştırılır. Her bir satır veya sütunun parlaklaştırılmasından sonra matris 75 ms sönük kalır. Veri kaydı sırasında her bir karakter için 15 tekrar kullanılmıştır. Bir karakterin seçimi için toplam 180 parlaklaştırma (12 satır/sütun x 15 tekrar) söz konusudur. Veriler 0.1-60 Hz band genişliğine sahip filtrelerde filtrelenmiş ve 240 Hz örnekleme frekansı ile kaydedilmiştir.

Veri kümesinde veri kaydı sırasında 64 kanal kullanılarak kaydedilen EEG sinyalleri *Sinyal* isimli bir matrise kaydedilmiştir. Sinyal matrisindeki her bir örneğe ilişkin olaylar aşağıdaki matrislerde kodlanmıştır.

Flashing (Karakter Sayısı x Örnek (85x 7794)): Uyarın matrisinin durumunu göstermektedir.

1 Satır veya sütun parlaklaştırıldığında

0 Diğer durumlarda

Stimulus Code (Karakter Sayısı x Örnek (85x 7794)): Kayıt sırasında hangi uyarının aktif olduğu bilgisini taşımaktadır. Uyarın kodları Şekil 2.3’de görülmektedir.

0 Hiçbir sütun yanmadığında

1–6 Sütunlar yandığında (En soldaki sütun 1 olacak şekilde)

7–12 Satırlar yandığında (En üstteki satır 7 olacak şekilde)

	1	2	3	4	5	6
	↓	↓	↓	↓	↓	↓
7 →	A	B	C	D	E	F
8 →	G	H	I	J	K	L
9 →	M	N	O	P	Q	R
10 →	S	T	U	V	W	X
11 →	Y	Z	1	2	3	4
12 →	5	6	7	8	9	_

Şekil 2.3. Stimulus Code içerisindeki değişkenlerin satır/sütun dağılımları [101]

Stimulus Type (Karakter Sayısı x Örnek (85x 7794)): Bu değişken eğitim kümesindeki etiketlere kolay erişim sağlar. Hedef karakterleri hedef olmayan karakterlerden ayırt etmek için kullanılır.

- 0 Hiçbir satır/sütun parlaklaşmadıysa ya da parlaklaşan satır/sütun hedef karakteri içermiyorsa
- 1 Parlaklaşan satır/sütun hedef karakteri içeriyorsa

Target Char: Eğitim veri kümesinde her bir karakter seçimi için doğru (hedef) karakteri gösterir.

2.4. Elektroensefalogram

Beynin sinirsel faaliyetleri sonucunda oluşan biyoelektriksel işaretlere Elektroensefalogram (EEG) adı verilir. İnsan beynindeki elektriksel faaliyetler ilk kez 1929 yılında Hans Berger tarafından ortaya konmuştur. Yapılan çalışmalar kişinin zihin faaliyetlerindeki değişimlerin EEG frekansında değişimlere neden olduğunu ortaya konmuştur. Kafa üzerinden alınan EEG işaretlerinin genliği 1–100 μ V ve frekans bandı ise 0,5–100 Hz arasındadır. EEG işaretleri periyodik değildir; genlik, faz ve frekansı zamanla değişir [102].

EEG sinyalleri kapsadıkları frekans bandına göre isimlendirilirler. Çizelge 2.3'de EEG işaretlerinin frekans bandları ve bu bandlara verilen isimler ile birlikte verilmiştir.

Çizelge 2.3. EEG frekans bandları

Frekans Bandı	Band Aralığı (Hz)
Delta	0.5-3.5
Teta	4-7
Alfa	8-12
Beta	12-22
Gama	22-30

EEG diğer yöntemler ile karşılaştırıldığında girişimsel olmaması, taşınabilir ve yüksek zaman çözünürlüğüne sahip olması gibi nedenlerle BBA uygulamalarında beyin aktivitelerinin ölçülmesi amacıyla en yaygın kullanılan görüntüleme yöntemidir [97, 98]. Bu tez çalışmasında, verilen görsel uyarılara karşılık beyin aktivitesinde meydana gelen değişimlerin ölçümü amacıyla EEG görüntüleme tekniği tercih edilmiştir.

Bu çalışmada EEG cihazı olarak Brain Products (Almanya) firmasına ait V-amp EEG kullanılmıştır. Kullanılan EEG cihazı Şekil 2.4'te görülmektedir. V-amp, 16 kanala sahip bir biyosinyal yükseltecidir. Giriş hassasiyeti $0.0489 \mu\text{V}$ ve veri toplama çözünürlüğü 24 bittir. Güç gereksinimi ve veri iletimi USB aracılığıyla sağlamaktadır. Örnekleme frekansı maksimum 2kHz'dir [102]. Bu çalışmada örnekleme frekansı 250 Hz olarak seçilmiştir.

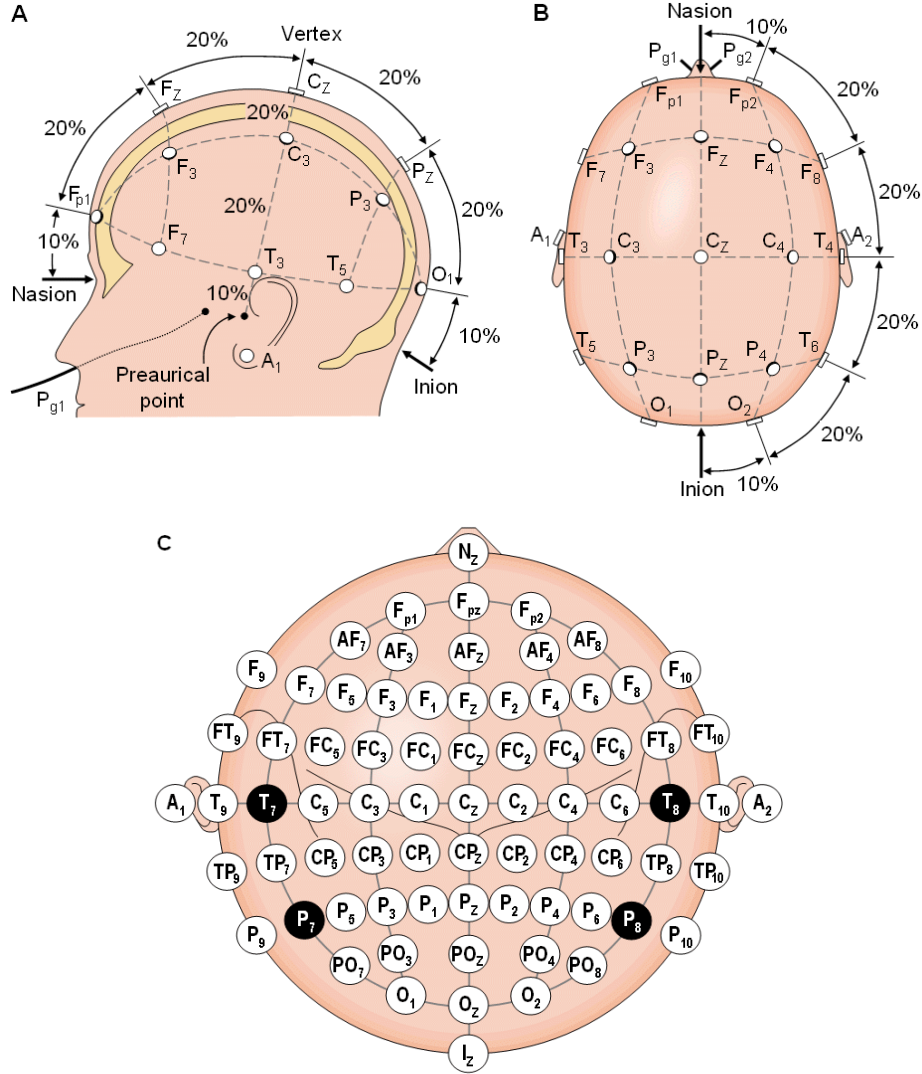


Şekil 2.4. V-amp EEG cihazı

2.5. EEG Elektrodlarının Bağlantı Şekli

EEG elektrotlarının kafa derisine yerleştirilmesi için kullanılan standart metot uluslararası EEG Federasyonu Birliği (International Federation of EEG Societies) tarafından belirlenmiş olan 10-20 elektrot sistemidir. Bu yerleşme şeklinde baş dört standart noktayla işaretlenmiştir. “Nasion”, burun; “inion”, kafanın arka kısmı; sağ ve sol “preauriküler” kulak anlamına gelir. “Nasion” ve “inion” arası % 10- 20- 20-20- 20 ve 10 olacak şekilde

bölünerek elektrotlar yerleştirilmiştir. Diğer elektrotlar, bu elektrotlarla birlikte bir daire oluşturacak şekilde yerleştirilirler. Böylece 19 elektrot kafa üzerine yerleştirilmiş olur. Kulak memesine yerleştirilen 20. elektrot ise toprak elektrotu olarak kullanılır. Bu sisteme göre elektrot yerleşimleri Şekil 2.5'de gösterilmiştir. Daha çok sayıda elektrot yerleşimi için ise genişletilmiş 10-20 sistemi veya eş uzaklıklı sistemler kullanılır [102,103].

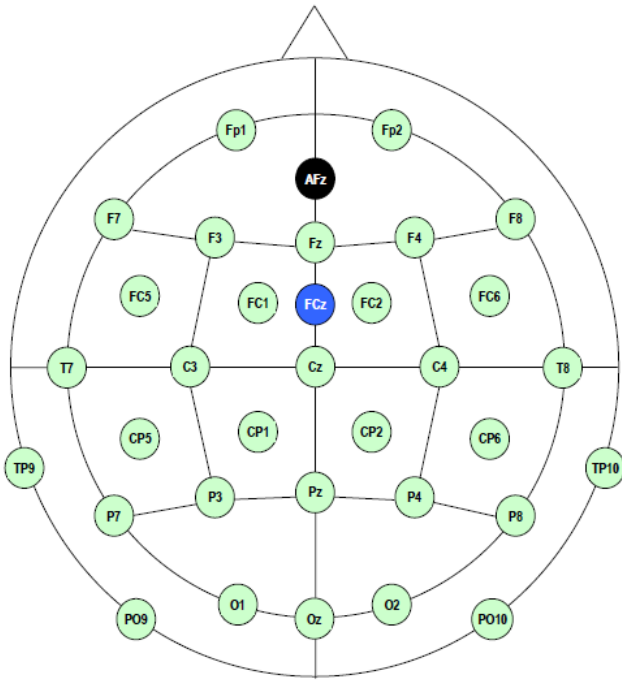


Şekil 2.5. 10/20 sistemine göre elektrot yerleşimi, A: soldan kafaya bakış B: Üstten kafaya bakış C: Genel Gösterim [103]

Elektrot isimleri harfe eşlik eden bir rakamdan oluşur. Harfler elektrotun üzerinde bulunduğu beyin loblarını ifade eder: Fp: frontal kutup (pole), F: frontal C: santral (central), T: temporal, P: pariyetal, O: oksipital. Kafanın sol tarafındaki elektrotlar tek sayılar ile, sağ tarafındaki elektrotlar çift sayılar ile, orta hat elektrotları ise "z" harfi ile gösterilir.

2.6. Veri Kaydı

Bu çalışmada deney sırasında EEG sinyallerinin kaydı, uluslararası 10-20 elektrod dizilimine göre yerleştirilmiş 32 ölçüm noktası bulunan bir kep (actiCAP, Brain Products) kullanılarak yapılmıştır. Deney sırasında kullanılan kep üzerindeki ölçüm noktalarının pozisyonları Şekil 2.6'da görülmektedir. Bu çalışmada EEG veri kaydı Şekil 2.6'daki kep üzerinde yer alan F₃, F_Z, F₄, T₇, C₃, C_Z, C₄, T₈, C_{P1}, C_{P2}, P₃, P_Z, P₄, O_Z, P_{O9}, P_{O10} pozisyonlarına yerleştirilmiş 16 aktif elektrod kullanılarak yapılmıştır. Veri kaydı sırasında sağ kulak memesi referans, AFz elektrodu ise toprak olarak kullanılmıştır.



Şekil 2.6. Deney sırasında kullanılan elektrodların pozisyonları

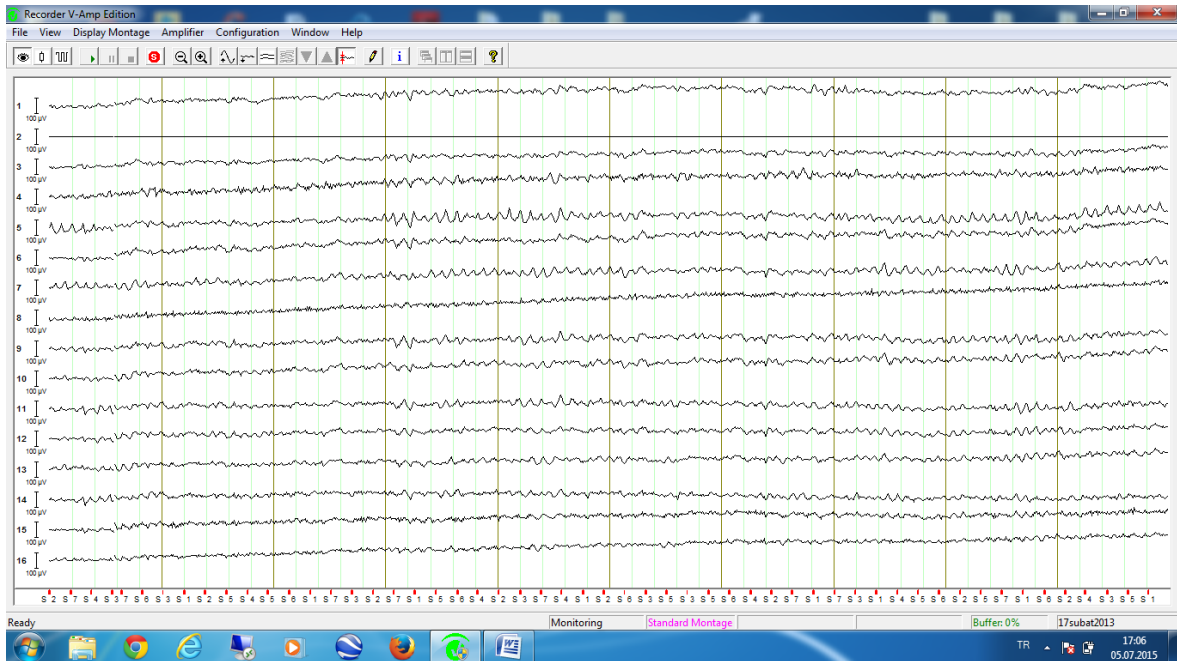
Deney öncesinde deri-elektrod empedansları ImpBox adı verilen empedans ölçüm cihazı (Şekil 2.7) kullanılarak ölçülmüştür. Tüm elektrodların empedansı 20 k Ω 'nın altında tutularak kayıt yapılmıştır. Elektrod deri empedansının düşürülmesi amacıyla jel kullanılmıştır.



Şekil 2.7. ImpBox empedans ölçüm cihazı

EEG sinyalleri 250 Hz örnekleme frekansına sahip V-amp (Brain Products GmbH) yükselteç ile kaydedilmiştir. Veri kaydı sırasında EEG sinyallerinin gerçek zamanlı olarak bilgisayar ortamına aktarılması Brain Vision-Recorder yazılımı ile sağlanmıştır. Brain Vision-Recorder yazılımı arayüzü Şekil 2.8'de görülmektedir.

Veri kaydı sırasında uyarın arayüzü tarafından EEG cihazında gönderilen uyarın kodları veri kaydı sırasında ekranın alt kısmında kırmızı noktalarla işaretlenmektedir.



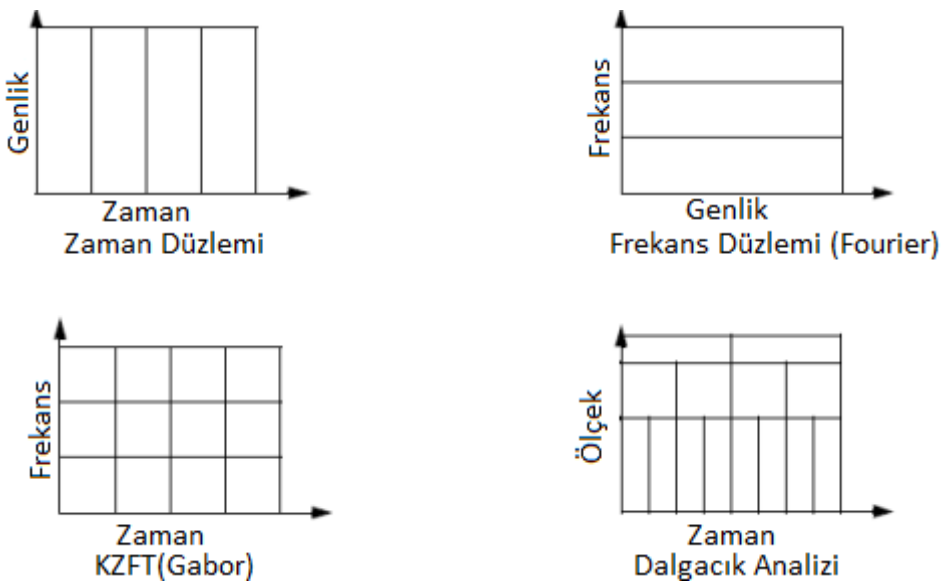
Şekil 2.8. Brain Vision-Recorder yazılımı

2.7. Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık dönüşümü, durağan olmayan sinyallerin zaman-frekans düzleminde analiz edilmesi amacıyla kullanılan bir sinyal işleme yöntemidir. Zaman düzlemindeki bir sinyali farklı çözünürlüklü çeşitli frekans bandlarına ayrıştırarak incelenmesini sağlar. Durağan olmayan karakteristikleri nedeniyle EEG sinyallerinin incelenmesinde kullanılmaktadır [77, 106]. DD olaya ilişkin potansiyellerin P300 bileşenini belirlemek amacıyla BBA uygulamalarında kullanılmaktadır [78-83].

Karakteristiği zamanla değişmeyen sinyaller durağan sinyaller olarak adlandırılmaktadır. Fourier dönüşümü durağan sinyallerin frekans düzleminde incelenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Ancak Fourier dönüşümü, sinyali frekans bölgesine taşıırken zaman bilgisinin kaybolmasına neden olur. Bu durum durağan sinyallerin incelenmesinde bir sorun teşkil etmemesine rağmen, EEG sinyali gibi, durağan olmayan sinyallerin incelenmesi amacıyla uygun bir yöntem değildir [106].

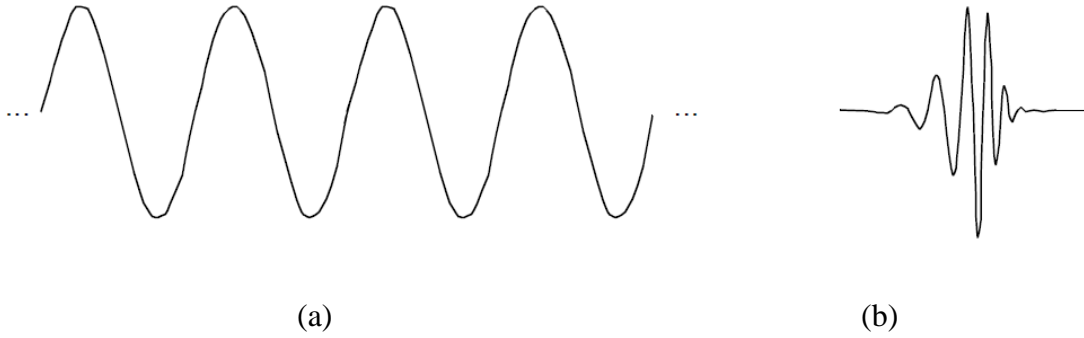
Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD) ya da Gabor dönüşümü pencereleme yöntemini kullanarak sinyalin kısa zaman aralıklarıyla incelenmesini sağlamaktadır. KZFD ile frekans düzleminde incelenmek istenen sinyal, sonlu uzunlukta bir pencere fonksiyonu ile pencerelere ayrılmakta ve sonra her pencere için Fourier dönüşümü uygulanmaktadır. Böylece sinyal zaman ve frekansın fonksiyonu olarak iki boyutta ifade edilebilmektedir [107,108].



Şekil 2.9. Sinyal analiz yöntemleri arasındaki ilişki [109]

Dalgacık dönüşümü, bir sinyalin zaman-frekans gösterimini elde edilmesi amacıyla kullanılan matematiksel bir dönüşümdür. Dalgacık dönüşümü sinyallerin incelenmesinde değişken pencere boyutları kullanan bir sinyal işleme tekniğidir. Sinyalin düşük frekanslar için geniş, yüksek frekanslar için dar olacak şekilde değişen pencere boyutları ile analiz edilmesine imkan sağlar. Bu yönüyle, durağan olmayan sinyallerin yerel analizinde diğer spektral analiz tekniklerine göre başarılı bir yöntemdir (Şekil 2.9) [77,106-110].

Dalgacık dönüşümlerinde, zaman düzleminde verilen sinyal, 'ana dalgacık fonksiyonu' adı verilen özel bir fonksiyon kullanılarak incelenir. DD' deki baz fonksiyonları 'dalgacıklar' olarak adlandırılır. Bir dalgacık, ortalama değeri sıfır olan ve sınırlı süreli bir dalga şeklindedir [108, 109]. Fourier analizinin temeli olan sinüs dalgaları ile karşılaştırıldığında, dalgacıkların sınırlı süreli, düzensiz ve asimetric eğilimde oldukları görülmektedir (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Dalgacık ve sinüs dalgasının karşılaştırması (a) sinüs dalgası (b) dalgacık

Dalgacık analizi, sinyalin ana dalgacığın ölçeklenmiş ve ötelenmiş versiyonlarına ayrıştırılması işlemidir. Zaman ekseninde kaydırma ve ölçekleme parametreleri dalgacıkların temelinin oluşturmaktadır. Dalgacık sinyalinin genişletildiği bölgelerde sinyaldeki yavaş değişimleri ve/veya düşük frekansları; büzüldüğü bölgelerde ise ani değişimleri ve/veya yüksek frekans bileşenlerini daha iyi betimlemek mümkün olmaktadır [107-109].

Farklı genişlikteki baz fonksiyonları, ana dalgacık fonksiyonu $\psi(t)$ 'in ötelenmesi ve ölçeklendirilmesi ile istenilen genişlik ve zaman aralığında oluşturulur. Baz fonksiyonlarının ifadesi Eş. 2.1'de verilmiştir [108].

$$\psi_{s,u} = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-u}{s}\right), s, u \in R \quad (2.1)$$

Eş. 2.1'de, $\psi(t)$ analizde kullanılan dalgacık fonksiyonu; s ölçeklendirme parametresi ve u ise öteleme parametresini göstermektedir. s 'nin büyük değerleri ile düşük frekans, s 'nin küçük değerleri yüksek frekanslar bileşenlerinin analizi için uygun pencere genişliği elde edilir. u ise dalgacığın zamanda ötelenmesini sağlar. $1/\sqrt{s}$ çarpanı ise, normalizasyon çarpanıdır [108].

Ölçek ve öteleme parametrelerinin değişimine göre dalgacık dönüşümünü, sürekli ve ayrık olmak üzere iki başlık altında inceleyebilir. Bir $x(t)$ işaretinin Sürekli Dalgacık Dönüşümü Eş. 2.2'deki gibi tanımlanabilir:

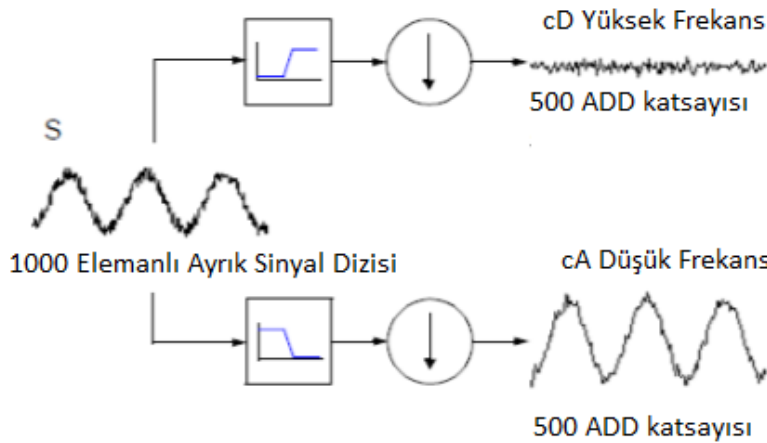
$$W(s, u) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-u}{s}\right) dt \quad (2.2)$$

Sürekli dalgacık dönüşümünde ölçeklendirme ve dönüşüm parametrelerinin sürekli olarak değişiminden dolayı her bir ölçek için dalgacık katsayılarının hesaplanması zor ve zaman alıcı olmaktadır. Bununla beraber tüm ölçek aralığında analiz yapıldığından çok büyük veri yığınlarının oluşmasına neden olmaktadır. Bu nedenle pratikte ADD daha sık kullanılmaktadır. ADD'de belirli ölçek grupları belirlenerek analizler belirlenen bu aralıkta yapılmaktadır. Pratikte en çok kullanılan yöntem, ölçek ve konum değerlerinin ikinin kuvveti olacak şekilde seçilmesidir [108-109].

ADD, 1988 yılında Mallat tarafından filtreler kullanılarak geliştirilmiştir. İki kanal alt bant kodlayıcısı olarak da bilinen Mallat algoritması, hızlı dalgacık dönüşümü yapan bir filtreleme algoritmasıdır. ADD'de orijinal sinyal (S) birbirinin eşleniği iki ayrı filtreden geçirilerek iki temel bileşene ayrılır. Bu temel bileşenlerden birincisi düşük frekanslı bileşenler yani alçak geçiren filtre çıkışları; bir diğeri ise yüksek frekanslı bileşenler yani yüksek geçiren filtre çıkışlarıdır. Bu işlem sonunda orijinal sinyal, alt frekans bileşeni (yaklaşım katsayıları (A- approximations)) ve üst frekans bileşenine (detay katsayıları (D-details)) ayrıştırılır [77, 108-110].

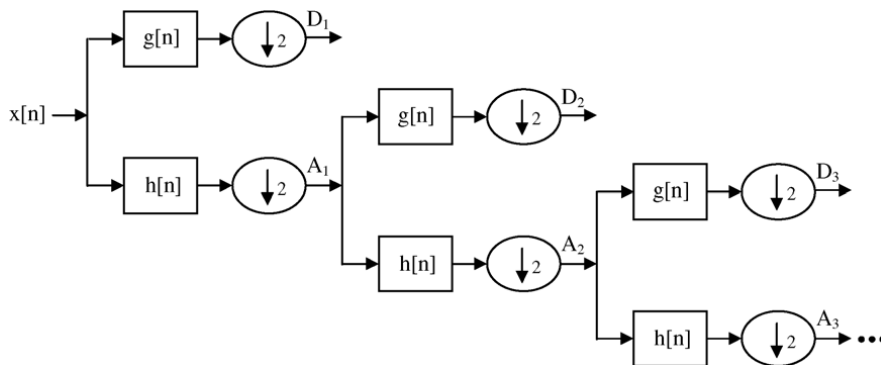
Filtreleme işlemi sonrasında alçak geçiren ve yüksek geçiren filtre çıkışlarında iki farklı sinyal elde ettiğimiz için, dalgacık dönüşümü işlemi sonrasında başlangıç sinyalinin yaklaşık iki katı kadar örnek elde edilmiş olur. Bu problemin düzeltilmesi için, sinyaller filtreleme işlemi sonrasında aşağı örnekleme işlemine tabi tutulurlar.

Bir sinyale bir seviyeli ayırık dalgacık dönüşümü uygulamanın genel süreci Şekil 2.11'de özetlenmiştir. Bu örnekte, orijinal sinyal, yüksek frekans gürültüsü eklenmiş bir sinüs sinyali olduğu varsayılmıştır. Dalgacık dönüşümü sonrasında elde edilen detay katsayıları (cD) yüksek frekans gürültüsünü içerirken, yaklaşım katsayılarının (cA) orijinal sinyalden daha az gürültü içerdiği görülmektedir. Bununla birlikte, yaklaşım ve detay katsayı vektörlerinin gerçek uzunluğunun orijinal sinyalin uzunluğunun yaklaşık yarısı uzunluğunda olduğu görülmektedir [109].



Şekil 2.11. Bir seviyeli ayırık dalgacık dönüşümü uygulamanın genel süreci

Sinyalin içindeki önemli bileşenler genellikle alçak frekans bileşenleridir. EEG sinyallerinin önemli frekans bileşenleri alçak frekans sınırları içerisinde bulunmaktadır. Sinyalin daha düşük frekans bandlarındaki özelliklerine ihtiyaç duyulması halinde alt bileşenlere ayırma işlemi alçak frekans sinyalleri üzerinde birkaç kez sürdürülebilir. Bu yolla iteratif filtre kümesi elde edilmiş olur. Genel olarak bu analiz “Çoklu Çözünürlük Analizi” olarak adlandırılır. [108-110]. Bir $x[n]$ sinyali için çoklu çözünürlük ayrışımı sistematik olarak Şekil 2.12'de görülmektedir.



Şekil 2.12. $x[n]$ sinyali için çoklu çözünürlük analizi [77]

Bir $x[n]$ sinyalinin ayrışımı, sinyalin ardışık yüksek geçiren ve alçak geçiren filtrelerden geçirilmesi ile sağlanır. Bu filtreler zaman düzleminde Eş. 2.3 ile ifade edilmektedir. Denklemde $[\]_{\uparrow m}$ indeksi m faktörü ile yukarı örnekleme yapıldığını gösterir ve k eşit olarak örneklenmiş ayrık zamanı göstermektedir. Burada, yüksek geçiren filtre $g[\cdot]$ ayrık ana dalgacık fonksiyonu ve alçak geçiren filtre $h[\cdot]$ ana dalgacık fonksiyonunun eşleniğidir.

$$\begin{aligned} h_{i+1}(k) &= [h]_{\uparrow 2^i} * h_i(k) \\ g_{i+1}(k) &= [g]_{\uparrow 2^i} * h_i(k) \end{aligned} \quad (2.3)$$

Normalize edilmiş dalgacık ve ölçek tabanlı fonksiyonlar Eş. 2.4'te tanımlanmıştır. Eş.2.4'te i ve l sırasıyla ölçeklendirme ve dönüşüm parametreleri, $2^{i/2}$ faktörü iç çarpım normalizasyonudur.

$$\begin{aligned} \varphi_{i,l}(k) &= 2^{i/2} h_i(k - 2^i l) \\ \psi_{i,l}(k) &= 2^{i/2} g_i(k - 2^i l) \end{aligned} \quad (2.4)$$

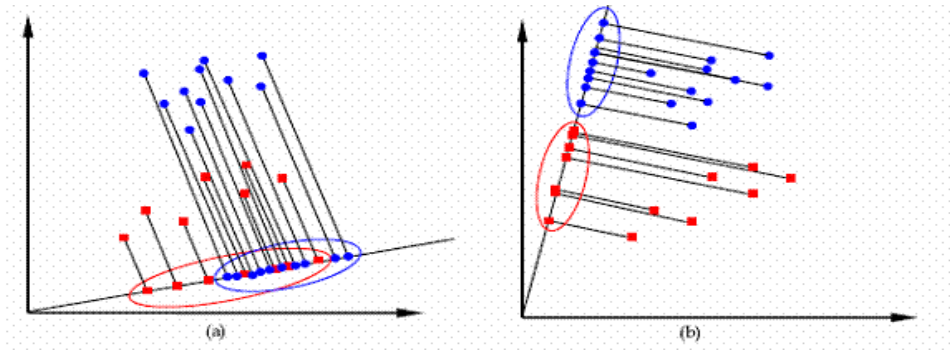
Aşağı örneklenmiş alçak geçiren ve yüksek geçiren filtre çıkışları Eş. 2.5 Bu denklemlerde, (d_i) ve (a_i) sırasıyla i çözünürlüğündeki detay ve yaklaşık katsayılarını belirtmektedir. Yaklaşık katsayıları üzerindeki ayrışım seviyesi incelenmek istenen frekans bandına ulaşınca kadar tekrarlanır [77,110].

$$\begin{aligned} a_{(i)}(l) &= x(k) * \varphi_{i,l}(k) \\ d_{(i)}(l) &= x(k) * \psi_{i,l}(k) \end{aligned} \quad (2.5)$$

2.8. Lineer Diskriminant Analizi

Lineer diskriminant analizi (LDA) iki sınıf arasındaki optimum ayırt edici hiperdüzlemin belirlenmesi amacıyla kullanılan bir sınıflandırma yöntemidir. Bu yöntem, düşük hesaplama maliyetleri gerektirdiğinden online BBA sistemlerinde sınıflandırma işlemleri için uygun bir yöntemdir. Ayrıca bu sınıflandırma yönteminin kullanımı kolaydır ve genellikle başarılı sonuçlar elde edilmesini sağlar. Bu nedenle pek çok BBA uygulamasında başarılı bir şekilde kullanılmıştır [85-87].

LDA, ayırt edilmek istenen her iki sınıf arasında en yüksek ayırt edilebilirliği sağlayacak bir yansıtma düzlemi arar [85-87]. Özniteliklerin birbirinden iyi ayırt edilemediği durumda yansıtma düzleminin rastgele bir doğru olarak seçilmesi, tüm sınıflardaki sınıflandırılacak örneklerin karışmasına ve dolayısıyla sınıflandırma performansının zayıf olmasına neden olur. Ancak, bu doğru veri kümesi çevresinde gezdirilerek, yansıtılan örneklerin ayırt edilebilirliğinin artırıldığı bir konum bulunabilir. Ayırtaç analizinin amacı sınıfların ayırt edilebilirliğini arttıran bu düzlemin belirlenebilmesidir. Şekil 2.13'te iki boyutlu bir örnek kümesi için iki farklı yansıtma düzleminin sınıflandırabilirliği gösterilmiştir. Veri dağılımı çok modlu ve aşırı örtüşme söz konusu olması durumunda yansıtma düzlemi yeterli ayrışımı sağlayamamaktadır [111].



Şekil 2.13. İki boyutlu bir örnek kümesi için iki farklı yansıtma düzleminin sınıflandırabilirliği (a) Ayrışım sağlayamayan yansıtma düzlemi (b) Ayrışım sağlayan yansıtma düzlemi

LDA için temel problem en doğru sınıflandırmaya olanak sağlayacak yansıtma düzlemini belirlenmesidir. LDA verilerin normal dağıldığını ve her iki sınıfın kovaryans matrislerinin eşit olduğunu varsayar. LDA yöntemi, bir veri kümesinde sınıflar arası dağılımın sınıf içi dağılıma oranını maksimize ederek maksimum ayırt ediciliği sağlayan yansıtıcı düzlemi belirlemeyi amaçlamaktadır. Ayrılabilirlik, ortalama değer ve varyansın istatistiksel ölçüsü olarak tanımlanabilir. [112].

Yansıtılan noktalar arasındaki ayırt ediciliğin ölçülerinden biri örnek ortalamalarının farklılığıdır. n adet d -boyutlu örneğin olduğu bir veri kümesi olsun. Bu veri kümesindeki örnekler x_1, x_2, \dots, x_n olarak tanımlandığında n_1 D1 sınıfındaki örneklerin sayısı, n_2 ise D2 sınıfındaki örneklerin sayısı olarak ifade ettiği varsayalım [111].

Yansıtılan örnekler arasındaki ayırt ediciliğin ölçüsü, örnek ortalamalarının farkı ile belirlenir. Bunun için i . sınıfa ait ortalamayı tanımlayan μ_i , Eş.2.6 ile belirlenir.

$$\mu_i = \frac{1}{n_i} \sum_{x \in D_i} x \quad (2.6)$$

Verilerin ayırtedici düzleme yansıtılması sonunda örneklerin ortalaması ve μ_i ortalamasının yansıtılması ile elde edilen ortalama Eş. 2.7'de verilmiştir.

$$\check{\mu}_i = \frac{1}{n_i} \sum_{y \in Y_i} y = \frac{1}{n_i} \sum_{y \in Y_i} \omega^T x = \omega^T \mu_i \quad (2.7)$$

Böylece yansıtılmış ortalamalar arasındaki mesafe Eş. 2.8 ile verilmiştir.

$$|\widetilde{\mu}_1 - \widetilde{\mu}_2| = |\omega^T \mu_1 - \omega^T \mu_2| = |\omega^T (\mu_1 - \mu_2)| \quad (2.8)$$

Sınıflar arasındaki bu farklılık ω 'nın ölçeklenmesi yoluyla mümkün olduğunca artırılabilir. Sınıflar arası ortalama, ayırt edicilik ölçütü olarak kullanılabilir ancak sınıf içi standart sapmayı dikkate almadığından yeterli bir ölçüt olarak görülmemektedir. Bu nedenle Fisher, sınıf içi dağılımlar ile sınıf ortalamaları arasındaki farkı kullanan bir fonksiyonu maksimize etmeyi önermiştir. Her bir sınıf için, yansıtılan örneklerin sınıf içi dağılımı varyans ile tanımlanabilir (Eş. 2.9).

$$\widetilde{S}_i^2 = \sum_{y \in Y_i} (y - \widetilde{\mu}_i)^2 \quad (2.9)$$

\widetilde{S}_i^2 D_i sınıfının y uzayına yansıtıldıktan sonra sınıf içi dağılımının ölçütünü gösterir. $\widetilde{S}_1^2 + \widetilde{S}_2^2$ iki sınıfın sınıf içi dağılımlarının ölçütüdür. Ayırtedici fonksiyon, ölçüt fonksiyonunu maksimize eden $\omega^T X$ lineer fonksiyonu olarak tanımlanmaktadır. Ölçüt fonksiyon Eş. 2.10 ile tanımlanmıştır.

$$J(\omega) = \frac{|\widetilde{\mu}_1 - \widetilde{\mu}_2|^2}{\widetilde{S}_1^2 + \widetilde{S}_2^2} \quad (2.10)$$

Ayırt edici fonksiyon ω 'nın maksimize edilmesi iki yansıtılmış küme arasındaki en iyi ayırt ediciliği sağlamaktadır. Böylece sınıftaki örneklerin birbirine çok yakın olduğu aynı zamanda yansıtılmış ortalamaların mümkün olduğunca birbirinden uzak olduğu bir yansıtma düzlemine ulaşılmış olunur [113].

Optimum yansıtma düzleminin (ω) belirlenmesi için $J(\cdot)$ 'nin ω 'nın bir fonksiyonu şeklinde tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla, çok değişkenli öznitelik uzayındaki dağılım ölçüsü Eş. 2.11 tanımlanır.

$$S_i = \sum_{x \in D_i} (x - \mu_i)(x - \mu_i)^t \quad (2.11)$$

$$S_W = S_1 + S_2 \quad (2.12)$$

Yansıtma düzleminde bu ifade Eş. 2.13 ile yazılabilir.

$$\begin{aligned} \widetilde{S}_i^2 &= \sum_{y \in Y_i} (y - \widetilde{\mu}_i)^2 = \sum_{x \in D_i} (\omega^t x - \omega^t \mu_i)^2 \\ &= \sum_{x \in D_i} \omega^t (x - \mu_i)(x - \mu_i)^t \omega = \omega^t S_i \omega \end{aligned} \quad (2.13)$$

Böylece saçılım matrisinin toplamı Eş.2.14'deki gibi yazılabilir.

$$\widetilde{S}_1^2 + \widetilde{S}_2^2 = \omega^t S_W \omega \quad (2.14)$$

Benzer şekilde yansıtma düzlemine yansıtılan örneklerin ortalamaları arasındaki fark orijinal öznitelik uzayındaki verilerin ortalaması cinsinden ifade edilebilir (Eş.2.15).

$$\begin{aligned} (\widetilde{\mu}_1 - \widetilde{\mu}_2)^2 &= (\omega^t \mu_1 - \omega^t \mu_2)^2 \\ &= \omega^t (\mu_1 - \mu_2) (\mu_1 - \mu_2)^t \omega \\ &= \omega^t S_B \omega \end{aligned} \quad (2.15)$$

Bu denklemlerde S_B ve S_W sırasıyla sınıflar arası dağılım matrisi ile sınıfıçi dağılım matrisini temsil etmektedir. $J(\cdot)$ ölçüt fonksiyonu S_B ve S_W ifadeleri ile Eş. 2.16'da olduğu gibi yeniden yazılabilir.

$$J(w) = \frac{\omega^t S_B \omega}{\omega^t S_W \omega} \quad (2.16)$$

Bu ifade Rayleigh katsayısı olarak bilinir. $J(\cdot)$ 'yi maksimize edecek bir ω vektörü bazı λ değerleri için Eş. 2.17 denklemini yerine getirilmelidir.

$$S_B w = \lambda S_W w \quad (2.17)$$

Genelleştirilmiş özdeğer vektörü Eş. 2.18 ile elde edilebilir.

$$S_W^{-1} S_B w = \lambda w \quad (2.18)$$

Genelleştirilmiş özdeğer vektörü çözüldüğünde $J(\cdot)$ 'yı optimize eden değer Eş. 2.19 ile hesaplanır [111-113].

$$w = S_W^{-1}(\mu_1 - \mu_2) \quad (2.19)$$

2.9. Stepwise Lineer Diskriminant Analizi

SWLDA, LDA'nın ayırtaç analizi öncesinde öznitelik seçimi ile genişletilmiş bir şeklidir. SWLDA, sınıflandırma için gerekli özniteliklerin sayısını azaltmak amacıyla sınıflandırma işlemi öncesinde uygun öznitelikleri içeren bir modelin belirlenmesini amaçlar [8,85,87].

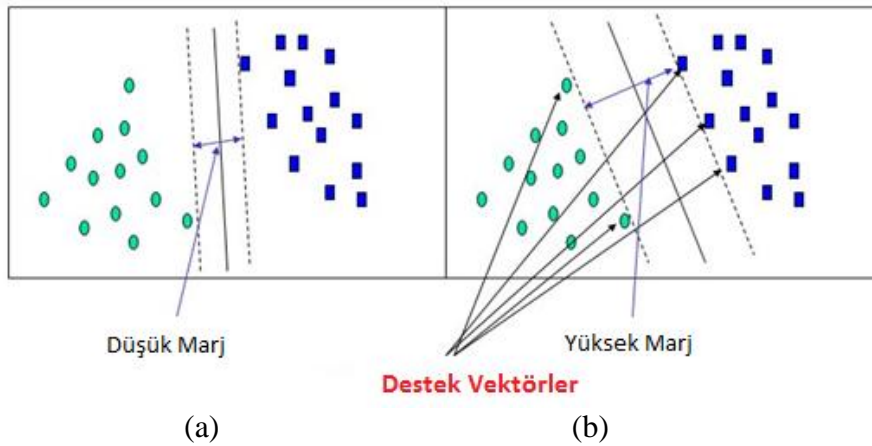
SWLDA yönteminde, öznitelik seçiminde filtreleme yaklaşımı kullanılmaktadır [87]. SWLDA bir çoklu regresyon modeline dahil edilecek tanımlayıcı özniteliklerin belirlenmesini sağlayan bir sınıflandırıcıdır. Bu sınıflandırıcı ileri ve geri yönlü adım adım regresyonun bir kombinasyonu olarak düşünülebilir. Stepwise (adım adım) metodu, modele bir özneliğin eklenmesi ya da modelden bir özneliğin çıkarılmasına iteratif bir süreç aracılığıyla karar verir. Bu yöntemde, istatistiksel anlamlılık düzeyi bakımından en güçlü öznitelik modele eklenebilir ya da gereksiz bilgi sağlayan öznitelik modelden çıkarılabilir.

Başlangıç modelinde herhangi bir öznitelik içermeyen bir model için öznitelik seçimi, en küçük p anlamlılık değerine sahip olan özneliğin seçimi ile başlar. İstatistiksel olarak en anlamlı olduğu belirlenen bu öznitelik p -değeri $< p_{in}$ (*giriş kriteri*) şartını sağlaması durumunda, modele eklenir. Modele eklenen her öznitelik sonrasında, daha önceki aşamalarda eklenen özniteliklerden herhangi birinin anlamlılığının önemli olmaması olası bir durumdur. Bu nedenle, modele eklenen her bir öznitelik sonrasında geri yönlü regresyon uygulanarak, p -değeri $> p_{out}$ (*çıkış kriteri*) şartını sağlayan, en zayıf anlamlılık seviyesine sahip değişkenin modelden çıkarılması sağlanır. Bu süreç, model önceden tanımlanan öznitelik sayısına erişene kadar ya da modele ekleme/çıkarma kriterlerini sağlayan anlamlı hiçbir terim kalmayana kadar sürdürülür [33,85,87].

Bu çalışmada SWLDA işlemi modele dahil edilecek ya da modelden çıkarılacak anlamlı bir öznitelik kalmayana kadar sürdürülmüştür. SWLDA modelinin oluşturulmasında ise p_{giris} ve p_{cikis} değerleri sırasıyla 0.1 ve 0.15 olarak kullanılmıştır.

2.10. Destek Vektör Makineleri

Destek Vektör Makineleri (DVM), farklı iki sınıfa temsil eden örnekler arasındaki ayırt edici mesafenin maksimum olmasını sağlayan bir hiper düzlemin belirlenmesi amacıyla tasarlanan bir sınıflandırma yöntemidir [85-87]. DVM iki sınıfın ayırt edilebilmesi için sınıfların uç noktalarında bulunan ve destek vektörleri olarak adlandırılan örnekleri kullanır. Şekil 2.14'te görüldüğü gibi destek vektörler kullanılarak verilen iki farklı sınıfa ayırt edebilen çok sayıda hiperdüzlem çizmek mümkündür. Ancak DVM'nin amacı, bu iki kümeyi ayırmak için maksimum marjini sağlayan optimum hiperdüzlemi belirlemektir.



Şekil 2.14. İki boyutlu bir örnek kümesi için iki farklı hiperdüzlemin sınıflandırabilirliği
(a) Düşük marjlı bir düzlem (b) Yüksek marjlı bir düzlem

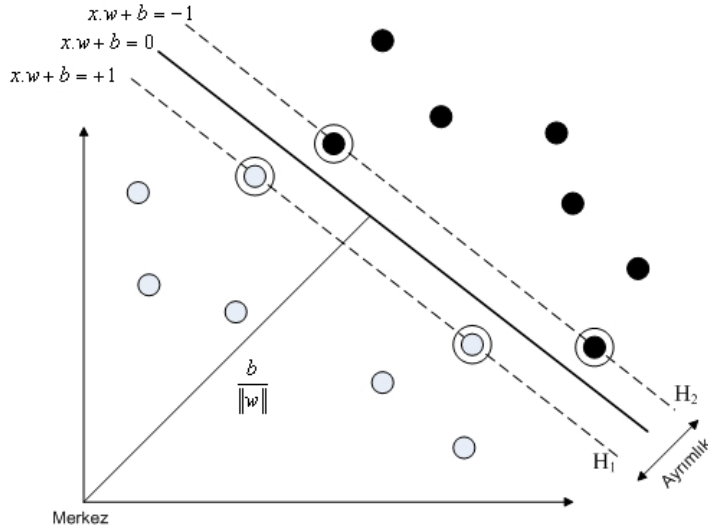
x_i , eğitim kümesindeki örnekleri ve y_i de bu örneklerin sınıf etiketlerini göstermek üzere,

$$\{x_i, y_i\}, \quad i = 1, \dots, l$$

$$y_i \in \{-1, +1\} \quad (2.20)$$

Eğitim kümesindeki verilerin öznitelik uzayında doğrusal olarak ayrılabilirliğini varsayalım. Bu durumda pozitif (+1) etiketli örnekler ile negatif (-1) etiketli örnekleri ayırt edebilen bir hiperdüzlem olduğu varsayılabilir. Bu hiperdüzlemin tam üzerine düşen x örnekleri Eş. 2.21'i sağlayacaklardır (Şekil 2.15):

$$wx + b = 0 \quad (2.21)$$



Şekil 2.15. Doğrusal olarak ayrılabilen durum için hiperdüzlem

Eş. 2.21'de w hiperdüzleme normal bir vektörü göstermektedir. $|b|/\|w\|$ değeri de hiperdüzlemin merkez noktasına olan dik uzaklığıdır. d_+ ve d_- sırasıyla hiperdüzleme en yakın olan pozitif ve negatif örneklerin hiperdüzleme olan uzaklığını göstermek üzere, $(d_+)+(d_-)$ mesafesi ayrımlık olarak tanımlanır. DVM'nin amacı bu ayrımlık değerini en yüksek yapacak şekilde bir hiperdüzlem bulmaktır [114,115].

Tüm eğitim örneklerinin Eş. 2.22'deki koşulları sağladığı varsayıldığında,

$$\begin{aligned} wx_i + b &\geq +1, & y_i &= +1 \\ wx_i + b &\leq -1, & y_i &= -1 \end{aligned} \quad (2.22)$$

Tüm veri noktaları Eş. 2.23'ü sağlayacaktır.

$$y_i(wx_i + b) \geq 1 \quad \forall i \quad (2.23)$$

Eş.2.22'de $wx_i + b = +1$ şartının sağlanması durumunda x örneği H_1 hiperdüzlemi üzerinde; $wx_i + b = -1$ şartının sağlanması durumunda ise x örneği H_2 hiperdüzlemi üzerindedir. H_1 düzleminin merkeze olan uzaklığı $|1 - b|/\|w\|$ iken H_2 düzleminin merkeze olan uzaklığı $|-1 - b|/\|w\|$ 'dur. Bu durumda ayrımlık değeri $2/\|w\|$ olarak bulunur. Bu ifadede $\|w\|$ paydada bulunduğundan, ayrımlık değerini maksimize etmek için Eş. 2.24'teki ifadenin minimize edilmesi gerekmektedir. (Bu ifadede bulunan $1/2$ değeri, ileriki işlemlerde kolaylık sağlaması amacıyla kullanılmıştır.)

$$\frac{1}{2} \|w\|^2 \quad (2.24)$$

$\|w\|$ değerinin minimize edilmesi, bazı kısıtlamalara dayalı bir optimizasyon probleminin çözülmesini gerektirir. Karesel bir fonksiyonu bir grup lineer eşitsizlik kısıtlamalarına göre (Eş.2.23) minimize edilmeye çalışılan Eş.2.24 ifadesi bir karesel programlama problemi örneğidir.

Kısıtlandırılmış optimizasyon probleminin çözümü için Lagrange çarpanı Eş. 2.25 tanımlanır.

$$\alpha_i \geq 0, i = 1, \dots, l \quad (2.25)$$

Bu durumda Eş. 2.26 ile gösterilen Lagrange fonksiyonu elde edilir. w ve b 'ye göre minimize, α 'ya göre maksimize etmeye çalışıldığından, Lagrange çarpanının işareti eksi olmaktadır.

$$L(w, b, \alpha) = \frac{1}{2} \|w\|^2 - \sum_{i=1}^l \alpha_i y_i (w x_i + b) + \sum_{i=1}^l \alpha_i \quad (2.26)$$

Eş. 2.26'da tanımlanan $L(w, b, \alpha)$ 'nın w ve b 'ye göre ayrı ayrı türevi alınarak sıfıra eşitlendiğinde Eş. 2.27 ve Eş. 2.28 kısıtlar elde edilir.

$$w = \sum_i \alpha_i y_i x_i \quad (2.27)$$

$$0 = \sum_i \alpha_i x_i \quad (2.28)$$

Eş 2.7 ve Eş. 2.28, Eş. 2.26'da yerine konulduğunda Lagrange fonksiyonunu Eş. 2.29'da olduğu gibi yeniden yazılabilir. Bu ifade maksimize edilmek istenen maksimum marj probleminin ikili gösterimini vermektedir. Eş. 2.29 için Eş. 2.25 ve Eş.2.28 göz önünde tutulması gereken kısıtlamalardır.

$$L(\alpha) = \sum_i \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j} \alpha_i \alpha_j y_i y_j x_i x_j \quad (2.29)$$

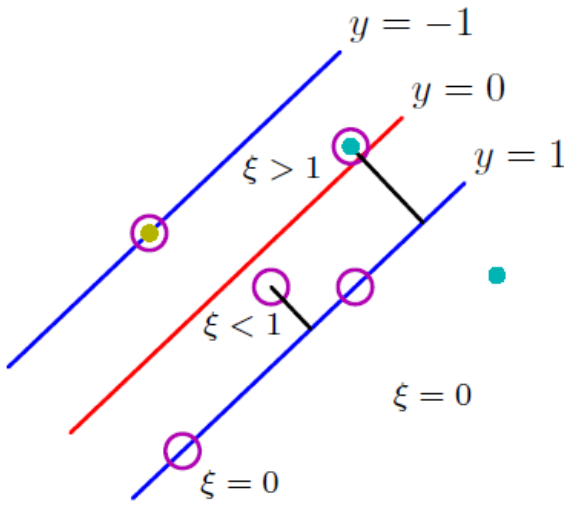
Yeni bir örneğin eğitilen bu sınıflandırıcı ile sınıflandırılması için, y 'nin işareti incelenir. Eğitilmiş olan sınıflandırıcıyı kullanarak yeni örnekleri sınıflandırabilmek için, bu örneklerin hiperdüzlemin hangi tarafına düştüğü belirlenir. Bunu amaçla örnek, hiperdüzlem fonksiyonuna (Eş. 2.30) sokulur ve çıkışta y 'nin işaretine bakılır [114,115].

$$y(x) = \text{sgn}(wx + b) \quad (2.30)$$

Eş. 2.30 Lagrange çarpanları ile ifade edilecek olursa Eş. 2.31 ile yazılabilir.

$$\text{sgn}\left(\sum_{i=1}^l \alpha_i y_i x_i \cdot x + b\right) \quad (2.31)$$

Verilerin doğrusal olarak ayrılamadığı durumlarda (Şekil 2.16), DVM bir miktar hataya izin verebilecek şekilde yeniden tasarlanır [114,115].



Şekil 2.16. Verilerin doğrusal olarak ayrılamaması durumu

Bu durumda Eş. 2.22 gevşetme parametresi kullanarak yeniden yazılır (Eş. 2.32):

$$\begin{aligned} wx_i + b &\geq +1 - \xi_i, & y_i &= +1 \\ wx_i + b &\leq -1 + \xi_i, & y_i &= -1 \\ \xi_i &\geq 0, \forall_i \end{aligned} \quad (2.32)$$

Buradaki ξ 'ler hata terimleri olarak eklenmiştir ve gevşetme parametresi olarak adlandırılır. Bu durumda problem, bir miktar örneğin hatalı sınıflandırılmasına izin vererek ayırt edici düzlemi maksimize etmektir. C değişkeni hatalı sınıflandırılan örnekler için bir ceza değeridir ($C > 0$).

$$C \sum_{i=1}^l \xi_i + \frac{1}{2} \|w\|^2 \quad (2.33)$$

Hatalı sınıflandırılan her bir örnek için $\xi_i > 1$ olacağına göre, $\sum_i \xi_i$ değeri hatalı sınıflandırılmış örnek sayısı için üst sınırdır. Dolayısıyla C değişkeni sınıflandırma hatası ile model karmaşıklığı arasındaki çelişkiyi düzenleyici bir görev yapar. Eş. 2.33 için Lagrange çarpanları Eş. 2.34 ile tanımlanabilir.

$$\begin{aligned} \alpha_i &\geq 0, \quad i = 1, \dots, l \\ \mu_i &\geq 0, \quad i = 1, \dots, l \end{aligned} \quad (2.34)$$

w ve b 'ye göre en minimize, α ve μ 'ye göre en maksimize edildiğinde Lagrange fonksiyonu Eş. 2.25'deki denklem ile ifade edilebilir.

$$L(w, b, \xi, \alpha, \mu) = \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \sum_i \xi_i - \sum_i \alpha_i \{y_i(w x_i + b) - 1 + \xi_i\} - \sum_i \mu_i \xi_i \quad (2.35)$$

Eş. 2.35 için kısıtlar Eş. 2.36'de verilmiştir.

$$\begin{aligned} \alpha_i &\geq 0 \\ y_i(x_i \cdot w + b) - 1 + \xi_i &\geq 0 \\ \alpha_i \{y_i(x_i \cdot w + b) - 1 + \xi_i\} &= 0 \\ \mu_i &\geq 0 \\ \xi_i &\geq 0 \\ \mu_i \xi_i &= 0 \end{aligned} \quad (2.36)$$

Eş. 2.35 için w , b ve ξ_i 'ye göre ayrı ayrı kısmi türevlerini alıp sıfıra eşitlendiğinde Eş. 2.37'deki kısıtlar elde edilir.

$$\begin{aligned} w &= \sum_{i=1}^l \alpha_i y_i x_i \\ \sum_{i=1}^l \alpha_i y_i &= 0 \\ \alpha_i &= C - \mu_i \end{aligned} \quad (2.37)$$

Bu sonuçları kullanarak Eş. 2.38'deki Lagrange fonksiyonun elde edilir.

$$L(\alpha) = \sum_i \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j} \alpha_i \alpha_j y_i y_j x_i x_j \quad (2.38)$$

Eş.2.38'de elde edilen Lagrange fonksiyonunun Eş. 2.29 ile elde edilen fonksiyon arasındaki farklılık, Eş. 2.39'daki kısıtlamalardan kaynaklanmaktadır. Eş. 2.36 ve Eş. 2.37 bir arada değerlendirildiğinde Eş. 2.39'un doğru olduğu görülmektedir [114,115].

$$0 \leq \alpha_i \leq C$$

$$\sum_i \alpha_i y_i = 0 \quad (2.39)$$

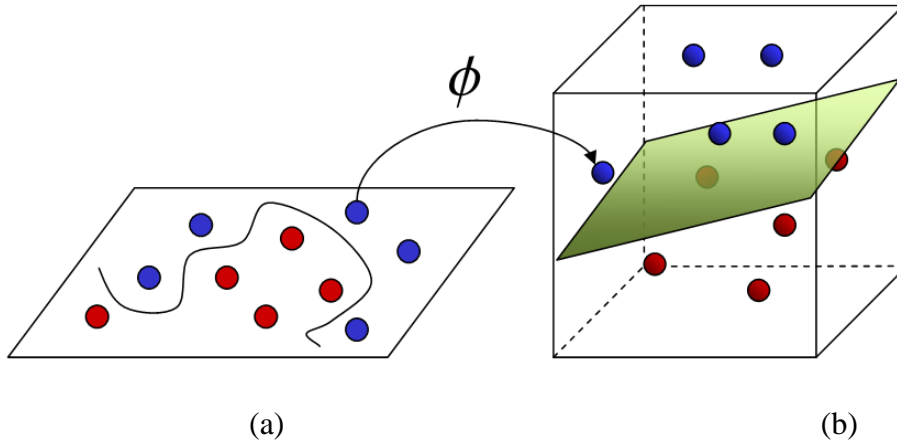
$\alpha_i = 0$ olan örnekler tahmin edici modelin oluşturulmasında etkili örnekler değildir. $\alpha_i \geq 0$ koşulunu sağlayan örnekler ise destek vektörleri oluşturan veri noktalarıdır.

Doğrusal Olarak Ayrılamayan Veriler

Verilerin doğrusal olarak ayrılamadığı durumlarda, verilerin doğrusal olarak ayrıştırılabileceği daha yüksek boyutlu bir öznitelik uzayına taşınması gerekmektedir.

$$\Phi: R^d \rightarrow H \quad (2.40)$$

Eş. 2.40'ta, Φ taşıma fonksiyonu olarak adlandırılır. R^d uzayında doğrusal olarak ayrılamayan örneklerin H uzayında doğrusal olarak ayrılabilmesi beklenmektedir [114].



Şekil 2.17. Taşıma fonksiyonunun temsili gösterimi (a) Giriş uzayı (b) Dönüşüm Uzayı

Eş.2.29 ve Eş. 2.38'da $x_i x_j$ nokta çarpım (içsel çarpım) ifadesidir. Bu nokta çarpımları işlemleri H uzayında $\phi(x_i) \cdot \phi(x_j)$ şeklinde tanımlanmaktadır. Bu işlem için nokta çarpımları kullanmadan $K(x_i x_j) = \phi(x_i) \cdot \phi(x_j)$ şeklinde bir fonksiyon tanımlanması hesaplamaların daha kolay ve hızlı yapılmasını sağlamaktadır. Bu ifadedeki K , çekirdek fonksiyonu olarak adlandırılır. Eş.2.29 ve Eş. 2.38 çekirdek fonksiyon kullanarak H uzayında Eş. 2.41 ile, verilerin sınıflandırılması amacıyla kullanılacak hiperdüzlem fonksiyonu ise Eş.2.42 ile ifade edilebilir [114].

$$L(\alpha) = \sum_i \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j} \alpha_i \alpha_j y_i y_j \phi(x_i) \cdot \phi(x_j) = \sum_i \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j} \alpha_i \alpha_j y_i y_j K(x_i, x_j) \quad (2.41)$$

$$\text{sgn} \left(\sum_{i=1}^l \alpha_i y_i \phi(x_i) \cdot \phi(x_j) + b \right) = \text{sgn} \left(\sum_{i=1}^l \alpha_i y_i K(x_i, x_j) + b \right) \quad (2.42)$$

Verilerin başka bir uzaya taşınmasını sağlamak amacıyla çekirdek fonksiyonları kullanılmaktadır. Gauss çekirdek fonksiyonu bu çekirdek fonksiyonlardan biridir ve Eş. 2.43 ile tanımlanmaktadır.

$$K(x_i, x_j) = \exp \left(-\frac{\|x_i - x_j\|^2}{2\sigma^2} \right) \quad (2.43)$$

Gauss çekirdek fonksiyonu, BBA araştırmalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. DVM'nin ayarlanması gereken parametreler vardır bunlar ceza parametresi C ve gauss çekirdek fonksiyonunun genişliğini belirleyen σ 'dır [86].

2.11. Değerlendirme Kriterleri

2.11.1. Karmaşıklık matrisi

Olaya ilişkin potansiyellere yönelik çalışmalarda ikili sınıflandırma doğruluğu sistemin sınıflandırıcı performansının değerlendirilmesi açısından önemli bir ölçüttür [105].

Sınıflandırıcı doğruluğu karmaşıklık (confusion) matrisindeki değerler kullanılarak belirlenir. Karmaşıklık matrisi gerçek sınıf etiketleri ve sınıflandırıcı ile tahmin edilen sınıf etiketi sayılarını içerir. İki sınıflı bir problem için karmaşıklık matrisi Çizelge 2.4'de görülmektedir [116].

Çizelge 2.4. Çapraz tablo istatistikleri

		Tahmin Edilen Sonuçlar		TOPLAM
		C+	C-	
Gerçek Sonuçlar	C+	DP	YN	Gerçek Pozitif Sayısı
	C-	YP	DN	Gerçek Negatif Sayısı
TOPLAM		Tahmin Pozitif Sayısı	Tahmin Negatif Sayısı	Toplam Örnek Sayısı

Hassasiyet; gerçek değeri pozitif olup pozitif değere sınıflandırılan örneklerin sayısının, gerçek değeri pozitif olan tüm örneklerin sayısına oranıdır (Eş. 2.44).

$$Hassasiyet = \frac{DP}{DP + YN} \quad (2.44)$$

Belirlilik; gerçek değeri negatif olup negatif sınıflandırılan örneklerin sayısının, gerçek değeri negatif olan tüm örneklerin sayısına oranıdır (Eş. 2.45).

$$Belirlilik = \frac{DN}{DN + YP} \quad (2.45)$$

Doğruluk; bir sınıflandırıcının doğru sınıflandırdığı örnek sayısının toplam örnek sayısına oranıdır (Eş. 2.46) [116].

$$Doğruluk = \frac{(DP + DN)}{(DP + DN + YP + YN)} \quad (2.46)$$

2.11.2. Bölge belirleme doğruluğu ve hedef belirleme doğruluğu

Bölge belirleme doğruluğu gerçekte hedef olan bölgelerin sınıflandırma işlemi sonucunda hedef olarak seçilme doğruluğunu göstermektedir. Bölge belirleme doğruluğu aşağıdaki Eş.2.47 ile elde edilmiştir.

$$\text{Bölge Belirleme Doğruluğu} = \frac{\text{Doğru Tahmin Edilen Bölgelerin Sayısı}}{\text{Sınıflandırılacak Tüm Bölgelerin Sayısı}} \quad (2.47)$$

Bu çalışmada, uyarın arayüzünde kullanılan bölgesel tabanlı paradigma için hedef belirleme doğruluğu ardışık iki seviyede doğru seçim yapılmasını gerektirir. Bir komut seçiminin doğru olarak nitelendirilmesi için her iki seviyede yapılan bölge belirleme işlemlerinin doğru olarak yapılması gerekmektedir. Seviyelerden herhangi birinde yapılan hatalı seçim, diğer seviyedeki seçim doğru olsa dahi hedefin yanlış seçilmesine ve bir komutun hatalı çalışmasına neden olmaktadır. Hedef karakter Eş. 2.48'de verilen mantıksal VE operatörü ile belirlenmiştir.

$$\text{Hedef Bölge} = \text{Bölge}_{\text{Seviye 1}} \wedge \text{Bölge}_{\text{Seviye 2}} \quad (2.48)$$

2.11.3. Bilgi iletim oranı

Bilgi iletim oranı (BİO), BBA uygulamalarda sistemin hızının değerlendirilmesinde kullanılan bir kriterdir. BİO birim zamanda iletilen bilgi miktarını tanımlar ve Eş. 2.50 ile hesaplanır. BİO hem hız hem de doğrulukla ilgili bilgi taşımaktadır. Eş. 2.49 'da B, bit oranını, N uyarın sayısını, ve P hedef belirleme doğruluğunu göstermektedir. Eş. 2.50 ise bit iletim oranının B_t (bits/dakika) hesaplanması için kullanılmaktadır. Burada T bir seçimin tamamlanması için geçen süreyi göstermektedir [1,30].

$$B = \log_2 N + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 \left(\frac{1-P}{N-1} \right) \quad (2.49)$$

$$B_t = B * \left(\frac{60}{T} \right) \quad (2.50)$$

2.11.4. Asenkron sistem değerlendirme kriterleri

Asenkron bir BBA uygulamasında, kontrol durumunda sistemin üretebileceği çıkışlar aşağıdaki şekilde gruplandırılabilir [30]:

Doğru Sınıflandırma: Hedef bölgenin/komutun doğru bir şekilde sınıflandırılması durumudur.

Yanlış Sınıflandırma: Hedef bölgenin/komutun hatalı sınıflandırılması durumudur.

Seçim Yapılmayan Durumlar: Sistemin bir sonuç üretmek için gerekli şartları sağlayamaması durumudur. Bu durumda çıkışta doğru ya da yanlış herhangi bir çıkış komutu üretilmemiştir.

Kullanıcının gerçekte sistemi kontrol etmek istemediği boşta çalışma durumunda sistemin üretebileceği çıkışlar ise aşağıdaki şekilde gruplandırılabilir:

Kaçınma: Sistemin çıkış komutu üretmekten kaçındığı durumdur. Bu durumda sistem bir sonuç üretmek için gerekli şartları sağlamadığından çıkışta herhangi bir komut üretilmez.

Hatalı Kaçınma: Bu durum sistemin çıkış komutu üretmekten kaçınması gerektiği halde bir çıkış komutu ürettiği durumdur. Bu durumda sistem bir sonuç üretmek için gerekli şartları sağlamıştır. Ancak boşta çalışma durumunda BBA çıkışında herhangi bir komut üretmemesi gerektiğinden, bu durumda çıkışta üretilen komutlar hatalı işlemlere neden olmaktadır.

Boşta çalışma imkanı sağlayan asenkron BBA uygulamaları klinik uygulamaların gelişmesi açısından önemli olduğundan, sistemin boşta çalışma performansının değerlendirilmesi önemlidir. Ancak günümüzde, asenkron BBA uygulamaları yeni bir yaklaşım olduğu için henüz asenkron BBA uygulamalarının değerlendirilmesinde kullanılan standartlaşmış bir kriter bulunmamaktadır. Boşta çalışma durumunda BBA sistemi çıkışında üretilen istenmeyen çıkış komutlarının sayısı, asenkron bir BBA sistemleri için faydalı bilgi sağlayan bir performans ölçütüdür [105].

Bu çalışmada, asenkron BBA sisteminin performansı kontrol ve boşta çalışma durumları için ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Kontrol durumunda sistem performansı, kullanıcı tarafından seçilmek istenen komutların BBA sistemi tarafından doğru belirlenebilme oranı ile değerlendirilmiştir. Boşta çalışma durumunda ise, sistem performansı kullanıcının kontrol durumunda bulunmadığı (herhangi bir seçim yapmadığı) anlarda BBA sisteminin çıkış komutu üretmeme oranı ile değerlendirilmiştir.

Kontrol durumunda, kullanıcının kontrol durumunda bulunduğu anların BBA sistemi tarafından kontrol durumu olarak belirlenmesi doğru pozitif oranı (DPO) olarak adlandırılır. Boşta çalışma durumunda ise, sistem tarafından herhangi bir çıkış komutu üretilmemesi doğru negatif oranı (DNO) ve çıkış komutu üretilmesi ise yanlış pozitif oranı (YPO) olarak adlandırılır.

2.12. Çapraz Geçerleme

Sınıflandırma doğruluğunu arttırmak için, verilen bir X kümesinden birden çok öğrenme ve geçerleme çiftinin oluşturulması gerekmektedir. Veri kümesi X yeterince büyükse önce rastgele K tane parçaya ayırıp ardından her parçayı rastgele ikiye bölüp K tane öğrenme geçerleme çifti oluşturulabilir. Ancak kullanılan veri bunu yapacak kadar büyük olmadığında aynı verinin birden çok kez farklı işler için kullanılması gerekmektedir. Buna çapraz geçerleme adı verilir.

X kümesinden K tane öğrenme/geçerleme küme çifti $\{T_i, V_i\}_{i=1}^K$ oluşturulurken hesaplanan istatistiklerin güvenilir olması için öğrenme/geçerleme kümelerinin yeterince büyük, bağımlılığı azaltmak için de az örtüşmesi istenir.

Farklı alt kümelerde sınıf önsel olasılıklarının korunması gerekmektedir. Buna “katmanlaştırma” denilmektedir. Eğer bir sınıfın örnekleri tüm verilerin $1/5$ 'i kadarsa bu oran her alt kümede de yaklaşık olarak $1/5$ olmalıdır.

K kat çapraz geçerlemede, X veri kümesi K tane eşit büyüklükte X_i $i=1,2,3,\dots,K$ parçalarına bölünür. Her katta K parçadan biri geçerleme için ayrılırken, kalan K-1 parça birleştirilerek öğrenme kümesi oluşturulur (Eş. 2.51). Böylece K tane çift elde edilmiş olur [117].

$$\begin{aligned}
 V_1 &= X_1 & T_1 &= X_2 \cup X_3 \cup \dots \cup X_K \\
 V_2 &= X_2 & T_2 &= X_1 \cup X_3 \cup \dots \cup X_K \\
 V_k &= X_k & T_k &= X_1 \cup X_2 \cup \dots \cup X_{K-1}
 \end{aligned} \tag{2.51}$$

Bu çalışmada sınıflandırıcıların ikili performanslarının değerlendirilmesinde ve destek vektör makineleri yönteminde en uygun C ve sigma parametrelerinin seçiminde 10-kat çapraz geçerleme kullanılmıştır.

2.13. Yazılım Geliştirme Ortamı

Bu çalışmada uyaran sunumu ve senkronizasyon işlemlerini gerçekleştirmek için 4 GB RAM ve Intel® Core™ i3-2100 (@3.1) GHz işlemciye sahip bir bilgisayar; veri kaydı, sinyal işleme ve sınıflandırma işlemlerini gerçekleştirmek için 4GB RAM ve Intel® Core™ i3-370M (@2.4 GHz) işlemciye sahip bir bilgisayar kullanılmıştır.

EEG sinyallerinin gerçek zamanlı olarak bilgisayar ortamına aktarılması *Brain Vision-Recorder* yazılımı ile sağlanmıştır.

BBA sisteminin geliştirilmesi aşamasında EEG sinyallerinin toplanması, ön işleme, öznitelik çıkarma ve sınıflandırma, çıkış komutlarının kontrol modülüne iletimi için kablosuz iletişim (TCP/IP iletişim) aşamalarında yazılım geliştirme ortamı olarak *MATLAB* kullanılmıştır. Sinyal işleme, sınıflandırma ve değerlendirme aşamalarında *Wavelet Toolbox*, *Signal Processing Toolbox* ve *Statistics Toolbox* araçları kullanılmıştır. Bölgesel tabanlı uyaran arayüzü *MATLAB GUI* kullanılarak hazırlanmıştır.

BBA Sistemi ve çıkış birimleri arasında iletişim sağlamak amacıyla hazırlanan kontrol biriminin tasarımında mikrodenetleyici yazılımı MikroC programla dili kullanılarak hazırlanmış ve TCP/IP iletişimi için *Network Ethernet Library* kullanılmıştır.

İstatistiksel analizler ise *SPSS* programı kullanılarak yapılmıştır.

3. GELİŞTİRİLEN SİSTEM

Bu bölümde, bu tez çalışması kapsamında hazırlanan uygulamalar ve geliştirilen algoritmalar açıklanmıştır. Tez çalışması kapsamında ilk olarak, BBA tabanlı ortam kontrolü uygulamasına yönelik bölgesel tabanlı uyarın arayüzü hazırlanmıştır. Hazırlanan bölgesel tabanlı paradigmaya dayalı uyarın arayüzü kullanılarak senkron ve asenkron BBA uygulamaları geliştirilmiştir. Tez çalışması kapsamında, kontrol durumu algılama ve dinamik durdurma fonksiyonlarını bir arada kullanan asenkron bir BBA sistemi geliştirilmiştir. Senkron ve asenkron BBA sistemlerinde uyarın arayüzü olarak bölgesel tabanlı uyarınlar kullanılmış, öznitelik çıkarma aşamasında önışleme ile elde edilen EEG sinyalleri ve dalgacık dönüşümü olmak üzere iki farklı öznitelik çıkarma yöntemi kullanılmıştır. BBA arayüzü sistemi ile çıkış cihazları arasında iletişim kurmak amacıyla tasarlanan internet tabanlı kontrol birimi açıklanmıştır. Son olarak P300 kontrollü kontrol anahtarı ile sistemin açma/kapama kontrolü algoritması özetlenmiştir.

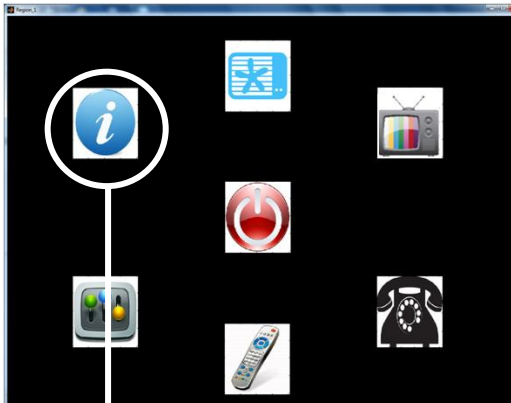
3.1. Bölgesel Tabanlı Görsel Uyarınlar

P300 tabanlı ortam kontrol uygulamalarında uyarın arayüzlerinin hazırlanmasında SS ve TK paradigmaları sıklıkla kullanılan uyarın paradigmalarıdır. Bu paradigmalarının ortak noktası arayüzdeki uyarınların diziliminin bir matris formunda olmasıdır. Bu paradigmalarda uyarınlar bir matrisin satır ve sütunlarının ya da hücrelerinin parlaklaştırılması yoluyla sunulur. Aloise ve arkadaşları akıllı ev kontrol uygulamaları için SS paradigmasını önermişlerdir [30]. Guger ve arkadaşları ise yine ortam kontrolü amacıyla TK paradigmasını önermiştir [26]. Matris tabanlı uyarın arayüzünde kullanılan bir diğer paradigma ise karakterlerin iki farklı seviyede seçimini gerektiren iki seviyeli SS paradigmasıdır (İS-SS). Bu paradigmada uyarınların yerleşimi ve sunumu SS ve TK paradigmaları ile aynıdır [33].

BTP, matris tabanlı uyarın arayüzlerinde karşılaşılan ardışıklık hatasını azaltmak amacıyla tasarlanmıştır. RBP çeşitli heceleme uygulamalarında uyarın arayüzü tasarımlarında kullanılmış ve matris tabanlı uygulamalarla karşılaştırıldığında daha yüksek sınıflandırma başarılarına erişmiştir [61-64]. BTP tabanlı arayüzü henüz kontrol uygulamalarına uyarlanmamıştır.

Bu çalışmada, bir ev ortamındaki cihazların kontrol edilmesi amacıyla bölgesel tabanlı uyarıcı arayüzü önerilmiştir. Uyarıcı arayüzündeki komutlar, bir ev ortamında kullanıcıların olası ihtiyaçları göz önüne alınarak hazırlanmıştır. Uyarıcılar komutları tanımlayan görsel öğeler kullanılarak sunulmuştur. Uyarıcı arayüzü kullanıcıların sistemi etkileşimli olarak kullanmalarını sağlayacak şekilde tasarlanmıştır.

Uyarıcı arayüzü iki seviyeden oluşmaktadır. Her iki seviyede toplam 7 bölge bulunmaktadır. İlk seviyedeki her bir bölge birbirine ilişkili komutların gruplandığı bir komut grubunu tanımlamaktadır. Her komut grubu, kendisine ait ikinci seviyede 7 farklı nihai komut içermektedir. Şekil 3.1 a'da bölgesel tabanlı uyarıcı arayüzünün birinci seviyesi görülmektedir. Info, vantilatör, TV, kontrol cihazları, medya oynatıcısı ve telefon ilk seviyedeki komut gruplarını tanımlamaktadır. Birinci seviyedeki merkez bölgede yer alan komut BBA sisteminin açma ve kapama işlemlerinin BBA kullanıcısı tarafından yürütülmesini sağlamak için kullanılan on/off kontrol anahtarını tanımlamaktadır.



(a)



(b)

Şekil 3.1. Bölgesel tabanlı paradigma kullanılarak hazırlanmış uyarıcı arayüzü (a) Birinci seviye (b) Birinci seviyedeki birinci bölgeye (info menüsü) ilişkin ikinci seviye

Birinci seviyedeki tüm komut kategorileri bir alt seviyelerinde komut başlığının altında toplanan 7 komut içermektedir. Birinci seviyedeki 1. Bölge olarak tanımlanan Info başlığının altındaki komutlar Şekil 3.1 b.'de görülmektedir. Info menüsü, hava durumu, radyo, heceleme uygulaması, gazete, e-posta ve sesli kitap komutlarından oluşmaktadır. İkinci seviyenin merkez bölgesinde ise çevrimiçi uygulamalarda kullanıcıların hata düzeltme amacıyla herhangi bir komut çalıştırmaksızın ilk seviyeye geri dönmelerine olanak sağlamak için “Geri” komutu seçeneği eklenmiştir.

Bölgesel tabanlı uyarın arayüzünde komut seçimi ve karakter belirleme işlemleri iki aşamada yapılmaktadır. İlk seviyede uyarınlar önceden belirlenen tekrar sayısı süresince rastgele bir sırada parlaklaştırılır. Uyarın sunumu tamamlandıktan sonra karakter belirleme işlemi yapılır. İlk seviyede komut seçimi tamamlandıktan sonra, seçilen bölgeye ait ikinci seviye komutlarına ait uyarınlar aynı örüntüde ekranda görüntülenir. İkinci seviyede de uyarın sunumu birinci seviyede olduğu gibi rastgele ve önceden belirlenen tekrar sayısınca devam eder. İkinci seviyede karakter belirleme işlemlerinin tamamlanmasından sonra komut seçme işlemi tamamlanmış olur.

Uyarın arayüzü *Matlab GUI* arayüzü kullanılarak tasarlanmıştır. Uyarın paradigması hazırlanırken, tekrarlama körlüğü hatası dikkate alınmıştır. Tekrarlama körlüğü hatası, aynı uyarının arka arkaya iki kez sunulması sırasında meydana gelir [23]. Kullanıcılar arka arkaya parlaklaştırılan iki uyarından ilkinin algılayabilirken hemen ardından parlaklaştırılan ikinci uyarını kaçırabilmektedir. Bu hatanın oluşmasını önlemek için aynı uyarının arka arkaya iki kez yanmasını önleyecek bir uyarın sunum uygulaması geliştirilmiştir.

Önerilen bölgesel tabanlı uyarın arayüzünün sağladığı avantajlar aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Bölgesel tabanlı uyarın paradigması ekranda daha az sayıda uyarın görüntülenmesini sağlayarak ekran karmaşıklığını azaltırken fazla sayıda komut seçimine olanak sağlamaktadır.
- Bölgesel tabanlı paradigmanın iki seviyeli seçim yaklaşımı, deneklere ilk seviyede yaptıkları hatayı düzeltme imkanı sunduğundan pratik uygulamalar açısından sistem doğruluğunun artırılması sağlanmaktadır.
- Bölgesel tabanlı paradigmanın iki seviyeli seçim yaklaşımı asenkron BBA sisteminin boşa çalışma doğruluğunun artırılması açısından önemli bir

uygulamadır. Bölgesel tabanlı paradigmada bir komutun çalışması için iki ardışık komut seçiminin tamamlanmasının gerekliliği boşa çalışma durumundaki doğruluğun artmasını sağlamaktadır.

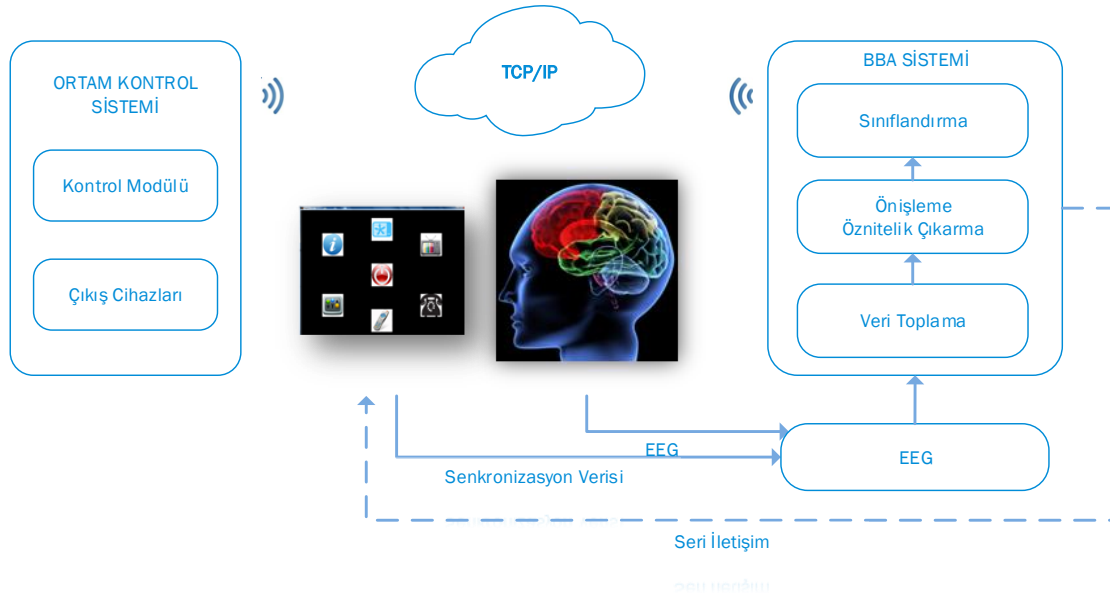
- İki seviye arasındaki kısa geçiş süresi ayrıca kullanıcıların görsel yorgunluğunun azaltılması açısından fayda sağlamaktadır.

3.2. Senkron Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulaması

Senkron BBA uygulamaları, geliştirilen BBA sistemlerinin laboratuvar koşullarında performanslarının değerlendirilmesinde kullanılan uygulamalardır. Senkron BBA sistemleri kullanıcıların sistemi sürekli olarak kullandığı kabul edilerek tasarlanmaktadır. Senkron BBA uygulamalarında veri kaydı, uyanların ekranda önceden belirlenen bir tekrar sayısı süresince sunumunu gerektirir. Kullanıcılardan seçmek istedikleri karaktere odaklanmaları ve hedefledikleri uyanı önceden belirlenen tekrar sayısı kadar saymaları istenir. Sinyal işleme ve sınıflandırma işlemleri önceden belirlenen tekrar sayısının tamamlanmasının ardından yapılır ve kullanıcının seçmek istediği karakter bu sabit ve önceden tanımlanan tekrar sayısı sonunda belirlenir. Senkron BBA sistemi önceden belirlenen tekrar sayısı sonrasında kaydedilen EEG sinyallerini analiz ederek kullanıcının sistemi kontrol etmek isteyip istemediğinden bağımsız olarak her uyan sunumu tamamlandıktan sonra mutlaka bir çıkış komutu üretmektedir.

Tez çalışması kapsamında geliştirilen BBA tabanlı ortam kontrol uygulamasına ait blok diyagram Şekil 3.2’de görülmektedir. Sistem, bölgesel tabanlı uyan arayüzü, elektroensefalogram (EEG), BBA sinyal işleme ve sınıflandırma işlemleri ve ortam kontrol modülünden oluşmaktadır.

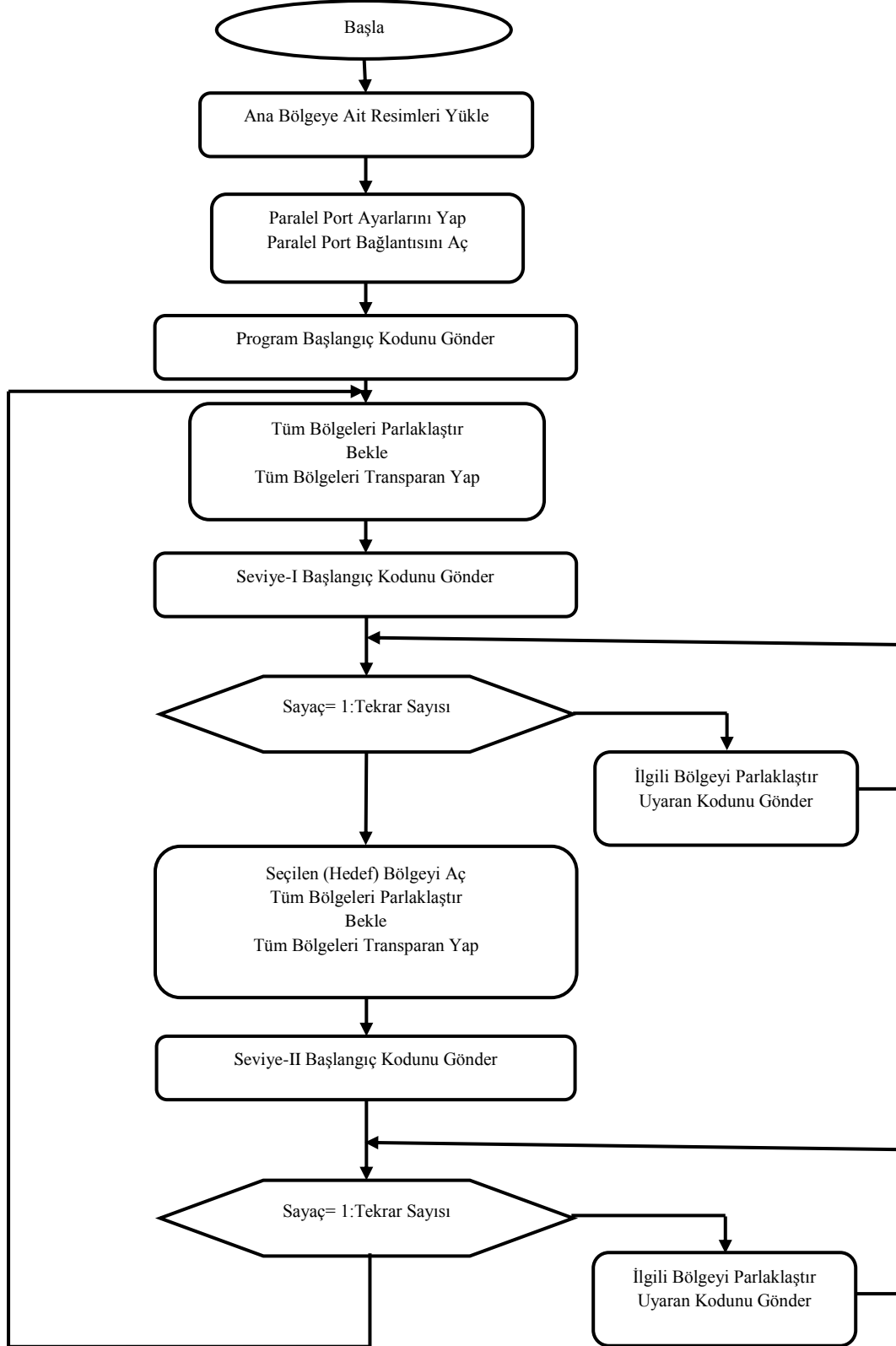
Bölüm 3.1’de açıklanan bölgesel tabanlı görsel uyanların sunumu ve uyan-veri kaydı senkronizasyonu uyan bilgisayarı kullanılarak sağlanmıştır. P300 potansiyellerinin doğru şekilde algılanabilmesi için EEG sinyallerinin uyanlar ile eşzamanlı olarak kaydedilmesi oldukça önemlidir. Uyan-EEG sinyali senkronizasyonu uyan bilgisayarı ve EEG cihazı (V-amp amplifier -Brain Products GmbH) arasında paralel iletişim kullanılarak sağlanmıştır. EEG cihazı uyan arayüzünden iletilen uyan indekslerini ve EEG sinyallerini anlık olarak BBA sisteminin çalıştırıldığı bilgisayara aktarır.



Şekil 3.2. P300 tabanlı senkron BBA tabanlı ortam kontrol sisteminin temel blok diyagramı

Şekil 3.3'te senkron çevrimdışı veri kaydı sırasında uyaran-veri kaydı senkronizasyonu için kullanılan programa ait akış diyagramı görülmektedir. Buna göre ilk olarak uyaran programının 1. seviyesinde yer alan uyarılara ait simgeler ekrana yüklenir. Uyaran ekranında yer alan her bir uyarının kendine ait bir kodu bulunmaktadır. Veri kaydı sırasında bu kodlar EEG cihazına paralel iletişim aracılığı ile gönderilmektedir. Uyarılara ait simgelerin yüklenmesinin ardından uyaran kodlarının gönderiminde kullanılacak olan paralel port ile ilgili ayarların yapılarak paralel port bağlantısının açılması sağlanır ve veri kaydına başlanacağına dair bir program başlangıç kodu gönderilir. Program başlamadan önce, hem kullanıcıya uyaran sunumunun başlanacağına dair bir mesaj vermek hem de kullanıcının ekrandaki tüm karakterleri görerek bir tercih yapabilmesine olanak sağlamak için tüm bölgeler parlaklaştırılır ve ardından tüm bölgeler transparan (sönük) hale döner.

Seviye-I için başlangıç kodu, 1. seviyedeki hedef bölgenin seçimi öncesinde yeni bir komut seçimine başlanacağını işaret eden bir koddur ve her yeni komut seçiminin başlangıcında tekrar gönderilir. Seviye-I'de bulunan tüm bölgelerin önceden belirlenen tekrar sayısına ulaşana kadar rastgele bir şekilde (çevrimdışı analizde bu sayı 15'tir) parlaklaştırılıp/söndürülmesi işlemi devam eder. Ekrandaki her bir bölge parladığı anda cihaz ile kurulan paralel port bağlantısı aracılığı ile o bölgeye ait kod, EEG cihazına gönderilir. Her karakter 15 kez parlaklaşıp/sönme aşamasını tamamladıktan sonra, ikinci seviyedeki hedef bölgeye ilişkin komutlar uyaran arayüzünde görüntülenir.



Şekil 3.3. Senkron çevrimdışı veri kaydı için uyarı senkronizasyonu akış diyagramı

Seviye-II'de uyaran sunumu başlamadan önce, yine tüm karakterler parlaklaştırılır ve kullanıcıya ikinci seviyedeki seçimin başlamasına ilişkin mesaj verilir. Bununla birlikte ikinci seviyede seçilen bölgeye ait bölge kodu cihaza gönderilir. Ana ekranda yapılan seçimlerde olduğu gibi bu ekranda da her bölgenin 15 kez parlaklaştırılması sağlanır. Alt ekrandaki seçim tamamlandıktan sonra, program yeni bir karakter seçimi için hazır olur. Aynı işlemler her yeni karakter seçimi için sürekli olarak tekrarlanır.

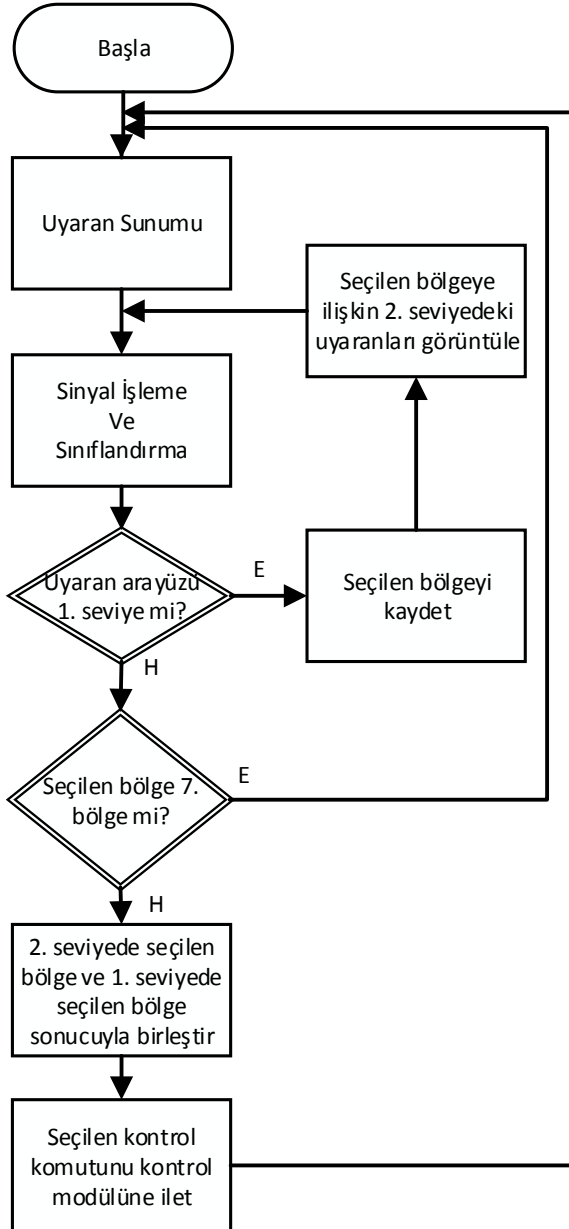
BBA sistemi veri kaydı ve sinyal işleme uygulamalarının yürütüldüğü bilgisayardır. EEG cihazı tarafından gönderilen veriler Recorder yazılımı üzerinden Matlab programına anlık olarak aktarılmaktadır. BBA bilgisayarı ilk olarak senkronizasyon verilerini kullanarak EEG sinyallerinin uyarılarla ilişkili olarak veri pencerelerine ayrıştırılmasını sağlamaktadır. EEG sinyalleri Bölüm 3.6'da açıklanan deney prosedürlerine göre kaydedilerek, Bölüm 4'te anlatılan önileme ve dalgacık dönüşümü yöntemleri kullanılarak analiz edilmektedir.

Çevrimdışı analiz yönteminde kaydedilen EEG verileri kayıt sonrasında analiz edilirken, çevrimiçi analiz yönteminde ise EEG verileri kayıt sırasında analiz edilmekte ve sonuçlar gerçek zamanlı olarak üretilmektedir. Çevrimiçi analiz yönteminde kullanıcı, seçimleri doğrultusunda uyaran arayüzünün çalışmasını yönlendirebilmektedir.

Senkron çevrimiçi BBA sisteminde veri analizi sırasında kullanılan programa ait akış diyagramı Şekil 3.4'te verilmiştir. Senkron çevrimiçi BBA uygulamasında öncelikle önceden belirlenen tekrar sayısınca uyaran sunumu görüntülenir. Seviye-I'deki uyaran sunumunun tamamlanmasının ardından öznitelik çıkarma ve sınıflandırma işlemleri yapılarak kullanıcının seçmek istediği hedef uyaran belirlenir. Bu aşamada sistem yapılan seçimin uyaran arayüzünün hangi seviyesinde yapıldığını belirler. Eğer seçilen uyaran Seviye-I'e ait ise, sistem seçim sonucunu kaydeder ve seçim sonucunu uyaran bilgisayarına seri iletişim yoluyla iletir. Uyaran bilgisayarı seçilen uyarana ilişkin ikinci seviye uyarılarının uyaran arayüzünde görüntülenmesini ve uyarıların sunulmasını sağlar.

Eğer seçilen uyarı Seviye-II'ye ait ise, bu durumda sistem seçilen uyarıyı kontrol eder. Seçilen bölgenin merkezde bulunan uyarı dışında olması durumunda seçilen komut kontrol modülüne iletilir. Eğer ikinci seviyede seçilen uyarı merkez bölgede bulunan uyarıya ait olan "Geri" komutu ise sistem herhangi bir çıkış kontrol komutu üretmeksizin Seviye-I'e geri döner. Seviye-II'deki işlemlerin tamamlanmasından sonra yeniden ana ekrana ilişkin uyarı arayüzünün çalışması sağlanmıştır.

İkinci seviyede komut seçimi yapılması durumunda, BBA sistemi bir kontrol komutu üretir ve üretilen bu kontrol komutu ortam kontrol modülüne iletilir. Ortam kontrol modülü BBA sistemi ve çıkış cihazları arasındaki iletişimi sağlamaktadır.



Şekil 3.4. Senkron online BBA sisteminin akış diyagramı

3.3. Asenkron Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulaması

BBA sistemlerinin laboratuvar ortamlarından çıkarılarak gerçek yaşama adapte edilebilmesi için bu sistemlerin kullanılabilirliğinin artırılması, kullanıcılara kullanım özgürlüğü kazandırılması, bir yandan günlük aktiviteleri sürdürürken bir yandan da BBA sistemlerini özgürce kullanabilmelerinin sağlanması gerekmektedir.

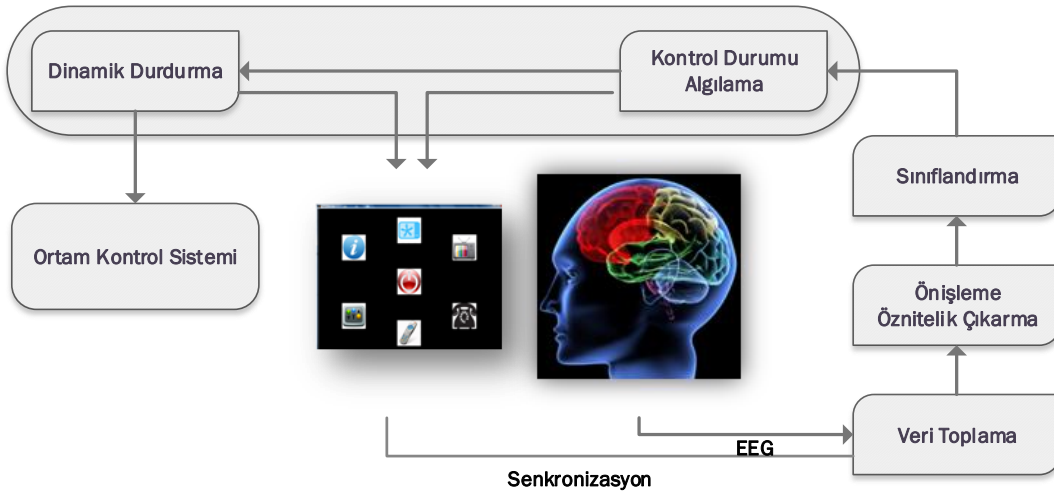
Laboratuvar ortamlarında sürdürülen senkron BBA uygulamalarında kullanıcıların sürekli olarak bilgisayar ekranı ile etkileşim içinde bulunduğu ve seçim yapmakta olduğu varsayılır. Senkron bir BBA'da önceden belirlenen tekrar sayısı sonunda, kullanıcı seçim yapmış olmasa dahi, bir kontrol komutu üretilir. Ancak ortam kontrolü amacıyla kullanılacak pratik bir BBA sisteminde kullanıcıların sürekli kontrol durumunda bulunması ve seçim yapmaları beklenemez. Ortam kontrolü amacıyla kullanılan bir BBA sisteminde kullanıcıların günlük yaşamlarını sürdürürken sadece gerekli durumlarda seçim yapacakları dikkate alınmalıdır. Böyle bir kullanım alanı için kullanıcıların sürekli olarak seçim yaptıklarını varsaymak, aslında var olmayan hatalı sonuçlar oluşmasına ve kullanıcı tarafından istenmeyen bir takım seçimlerin yapılmasına neden olmaktadır. Bu durumda gerçek dünya uygulamasına dönüşmüş, pratik olarak kullanılabilen bir BBA sisteminde kullanıcıların kontrol durumunda olup olmadıklarının sistem tarafından otomatik olarak belirlenmesi gerekmektedir. Asenkron bir BBA sistemi kullanıcıların sisteme odaklanarak seçim yapmak istedikleri anın belirlenmesini ve sadece bu anlarda kullanıcının seçtiği komutların işleve dönüşmesini sağlamaktadır.

BBA uygulamalarında bir kullanıcının hedef karakteri seçmesi için gerekli tekrar sayısı da kullanıcının motivasyonu, dikkat ve algı durumuna göre değişebilmektedir. Kullanıcıların ardışık seçimlerde bile aynı tekrar sayısında hedefi belirleyemediği durumlar söz konusu olabilmektedir. Öte yandan, kullanıcılar önceden belirlenen maksimum tekrar sayısına ulaşmadan da hedefi belirleyebilmekte, ya da tam tersi bir durumda önceden belirlenmiş maksimum tekrar sayısına erişilmesi halinde de hedef karakterin belirlenemediği durumlar söz konusu olabilmektedir. Bu durumda, senkron sistemlerde tekrar sayısını sabit tutmak, hedef belirleme doğruluğunu etkileyecektir. Tekrar sayısının düşük bir değerde sabitlenmesi durumunda kullanıcının seçmek istediği hedef uyaran belirlenemeyebilirken, tekrar sayısının yüksek bir değerde sabitlenmesi durumunda hem seçim süresi uzayacak, hem yüksek sayıda tekrar kullanıcının dikkatinin dağılmasına neden olacak, bu da hatalı sonuçların oluşmasına neden olabilecektir. Pratik olarak kullanılabilen bir BBA

uygulamasının kullanıcının hedef uyararı seçmesi için yeterli tekrar sayısını belirlemesi bir BBA uygulamasının bilgi iletim oranının artırılması açısından oldukça önemlidir.

Bu çalışmada, kontrol durumu algılama ve dinamik durdurma fonksiyonlarını bir arada kullanan asenkron bir BBA sistemi önerilmiştir. Önerilen sistem kontrol durumunu belirleme fonksiyonu için BBA sisteminin kontrol durumundaki çıkış örüntüsünü, dinamik durdurma fonksiyonu için ise ROC eğrisinin optimum çalışma noktası ile belirlenmiş eşik değerleri kullanmaktadır. Önerilen sistem öncelikle kullanıcının kontrol durumunu belirlemekte, kontrol durumu şartı yerine getirildiğinde eşik kriterini kontrol ederek gerekli şartın sağlanması durumunda çıkış komutu üretmektedir.

Bu çalışmada önerilen, P300 tabanlı asenkron BBA tabanlı ortam kontrol uygulamasına ait blok diyagram Şekil 3.5'te görülmektedir. Önerilen sistem, bölgesel tabanlı uyararı arayüzü, EEG veri kaydı, sinyal işleme ve öznitelik çıkarma, sınıflandırma, *kontrol durumu belirleme ve dinamik durdurma* algoritmaları ile ortam kontrol modülünden oluşmaktadır.



Şekil 3.5. Asenkron P300 tabanlı ortam kontrol uygulamasının blok diyagramı

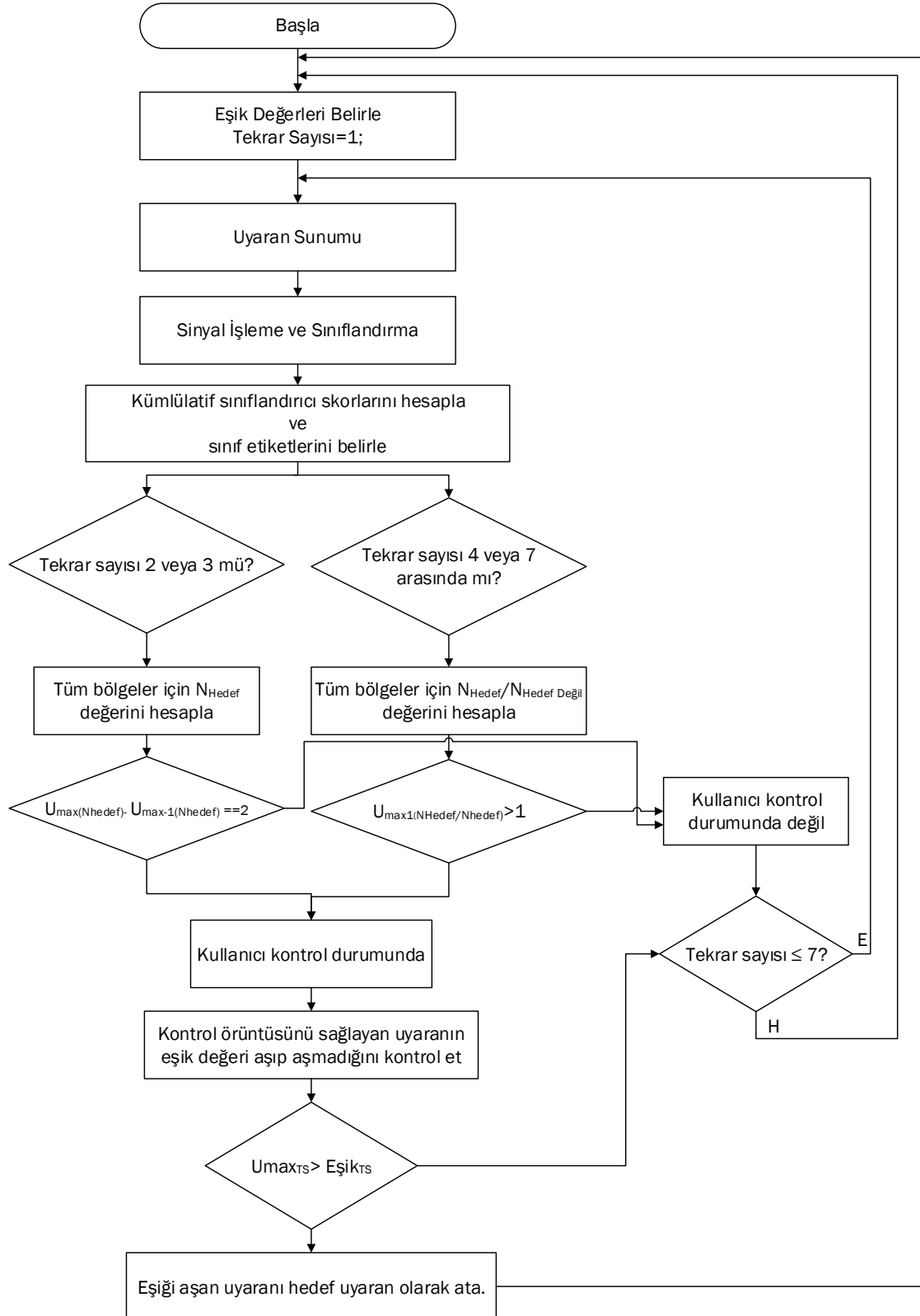
Görsel uyararı sunumu ve senkronizasyon uyararı bilgisayarı tarafından sağlanmıştır. EEG sinyalleri uyararı ile eşzamanlı bir şekilde V-amp yükselteç (Brain Products GmbH) ile kaydedilmiştir. EEG sinyallerine önişleme, öznitelik çıkarma ve sınıflandırma işlemleri uygulanmıştır. Kontrol durumu algılama fonksiyonu, kullanıcının BBA sistemini ile meşgul olup olmadığını (seçim yapmak isteyip istemediğini) belirlemekle görevlidir. Eğer kullanıcı kontrol durumundaysa dinamik durdurma fonksiyonu kontrol durumu şartını sağlayan uyararının ilgili tekrar sayısı için önceden belirlenen eşik değeri aşmış olmadığını

kontrol eder. Kontrol durumu belirleme ve dinamik durdurma kriterinin art arda kullanımı asenkron sistem tasarımının doğruluğunu artırmaktadır. Sistem kullanıcının kontrol durumunda olduğunu ve seçmek istediği görsel uyarıyı belirlerse, BBA sistemi belirlediği karakteri ortam kontrol modülüne iletir. Ortam kontrol modülü BBA çıkışlarını kontrol amacıyla kullanılan kontrol komutlarına dönüştürerek çıkış birimleri ile iletişim sağlar.

3.3.1. Harmanlanmış kontrol durumu algılama ve dinamik durdurma algoritması

Bu çalışmada önerilen asenkron BBA uygulaması kontrol durumu algılama ve dinamik durdurma fonksiyonlarının harmanlanması ile kontrol edilmektedir. Önerilen asenkron BBA sistemine ait blok diyagram Şekil 3.6'da verilmiştir.

Algoritma ilk olarak kullanıcının kontrol durumunda olup olmadığını belirler. Kullanıcının kontrol durumunda bulunması halinde, sistem bu kez, kontrol durumu şartını sağlayan uyarının ilgili tekrar sayısı için önceden belirlenen eşik değerini aşp aşmadığını kontrol eder. Eşik değerin aşılması durumunda sistem seçilen komutun çıkış birimlerine aktarılmasını sağlar. Eşik değerin aşılmasını durumunda sistem herhangi bir çıkış komutu üretmeksizin yeni bir seçim için işlemi tekrarlar.



Şekil 3.6. P300 tabanlı asenkron BBA uygulaması

Kontrol Durumu Algılama

Asenkron bir BBA sisteminin temel prensibi, kullanıcının bulunabileceği iki durumu ayırt edebilmektir: Kontrol durumu ve boştta çalışma durumu. Kontrol durumu, kullanıcının BBA sistemine odaklandığı ve bir seçim yapmak üzere konsantre olduğu durumdur. Boştta çalışma durumu ise kontrol durumunun tam tersine, kullanıcının BBA sistemini kullanmadığı ve başka aktivitelerle meşgul olduğu durumu tanımlamaktadır.

Önerilen sistem ilk olarak BBA sisteminin çıkışında uyarıların sınıf etiketlerini değerlendirerek kullanıcının kontrol durumunda olup olmadığını belirler. Bu kontrol, çıkış örüntüsünün BBA sistem çıkışının kontrol durumundaki ideal çıkış örüntüsü ile uyuşup uyuşmadığının belirlenmesi yoluyla yapılmaktadır. BBA sistemin kontrol ve boştta çalışma durumlarındaki ideal çıkış örüntüsü Şekil 3.7.b ve Şekil 3.7.c ile tanımlanmaktadır. Şekil 3.7.a ise her bir S_m^n için m.uyaran ve n. tekrar sayısı için giriş sinyallerini (öznitelik vektörlerini) tanımlamaktadır. Her tekrar sonunda tüm uyarılar için giriş sinyalleri sınıflandırılarak hedef ve hedef olmayan uyarı olarak atanır. İdeal bir kontrol durumu örüntüsü Şekil 3.7.b ile, ideal bir boştta çalışma örüntüsü ise Şekil 3.7.c ile tanımlanabilir. İdeal bir kontrol örüntüsünde hedef uyarıya ilişkin giriş sinyali her tekrar için “Hedef” olarak atanırken, hedef olmayan uyarıya ilişkin giriş sinyallerinin sınıflandırıcı çıkışında “Hedef Değil” olarak atanması beklenir. Kontrol yok durumunda ise, sınıflandırıcı girişindeki tüm öznitelik vektörlerinin sınıflandırıcı çıkışında “Hedef Değil” olarak sınıflandırılması beklenmektedir.

$$\begin{array}{ccc}
 \begin{bmatrix} S_1^1 & S_2^1 & \dots & S_7^1 \\ S_1^2 & S_2^2 & \dots & S_7^2 \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ S_1^n & S_2^n & \dots & S_7^n \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} \Delta_1^1 & \Phi_2^1 & \Phi_3^1 & \Phi_4^1 & \Phi_5^1 & \Phi_6^1 & \Phi_7^1 \\ \Delta_1^2 & \Phi_2^2 & \Phi_3^2 & \Phi_4^2 & \Phi_5^2 & \Phi_6^2 & \Phi_7^2 \\ \Delta_1^3 & \Phi_2^3 & \Phi_3^3 & \Phi_4^3 & \Phi_5^3 & \Phi_6^3 & \Phi_7^3 \\ \Delta_1^4 & \Phi_2^4 & \Phi_3^4 & \Phi_4^4 & \Phi_5^4 & \Phi_6^4 & \Phi_7^4 \\ \Delta_1^5 & \Phi_2^5 & \Phi_3^5 & \Phi_4^5 & \Phi_5^5 & \Phi_6^5 & \Phi_7^5 \\ \Delta_1^6 & \Phi_2^6 & \Phi_3^6 & \Phi_4^6 & \Phi_5^6 & \Phi_6^6 & \Phi_7^6 \\ \Delta_1^n & \Phi_2^n & \Phi_3^n & \Phi_4^n & \Phi_5^n & \Phi_6^n & \Phi_7^n \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} \Theta_1^1 & \Theta_2^1 & \Theta_3^1 & \Theta_4^1 & \Theta_5^1 & \Theta_6^1 & \Theta_7^1 \\ \Theta_1^2 & \Theta_2^2 & \Theta_3^2 & \Theta_4^2 & \Theta_5^2 & \Theta_6^2 & \Theta_7^2 \\ \Theta_1^3 & \Theta_2^3 & \Theta_3^3 & \Theta_4^3 & \Theta_5^3 & \Theta_6^3 & \Theta_7^3 \\ \Theta_1^4 & \Theta_2^4 & \Theta_3^4 & \Theta_4^4 & \Theta_5^4 & \Theta_6^4 & \Theta_7^4 \\ \Theta_1^5 & \Theta_2^5 & \Theta_3^5 & \Theta_4^5 & \Theta_5^5 & \Theta_6^5 & \Theta_7^5 \\ \Theta_1^6 & \Theta_2^6 & \Theta_3^6 & \Theta_4^6 & \Theta_5^6 & \Theta_6^6 & \Theta_7^6 \\ \Theta_1^n & \Theta_2^n & \Theta_3^n & \Theta_4^n & \Theta_5^n & \Theta_6^n & \Theta_7^n \end{bmatrix} \\
 \text{(a)} & \text{(b)} & \text{(c)}
 \end{array}$$

Şekil 3.7. BBA sistemi çıkış örüntüleri (a) Giriş sinyali (b) Kontrol Durumu (c) Boştta çalışma durumu

Sınıflandırıcıların ikili sınıflandırma performansları göz önüne alındığında gerçek uygulamalarda Şekil 3.7.b ve c ile tanımlanan kontrol ve boşa çalışma örüntülerini elde etmenin mümkün olmadığı bilinmektedir. Bu nedenle önerilen kontrol durumu algoritmasında kontrol ve boşa durumlarını tanımlamak için ideale en yakın sınıflandırıcı çıkış örüntüleri kullanılmıştır.

Sistemin düşük tekrar sayılarında da yüksek doğrulukla kullanılabilirliğini sağlamak için tekrar sayısına bağlı olarak iki farklı kontrol örüntüsü tanımlanmıştır. İlk durumda düşük tekrar sayılarındaki (2 ve 3 tekrar) durum incelenmiştir. 2 ve 3 tekrar için kontrol durumunda bulunma şartı, herhangi iki uyarın arasında “Hedef” olarak atanma sayıları arasındaki farkın *en az* 2 olmasıdır. Bu şart, tekrar sayısının 2 olması durumunda ikili sınıflandırma doğruluğunun %100 olmasını yani ideal kontrol durumu örüntüsüne erişilmeyi gerektirmektedir. Tekrar sayısının 3 olması durumunda ise, bu şartın sağlanması hem hassasiyet hem de belirlilik oranlarının yüksek olmasını gerektirmektedir.

İkinci durum tekrar sayısının yüksek (4-7 tekrar) olması durumudur. Bu durumda kontrol durumu örüntüsü uyarınların “Hedef” olarak atanma oranları dikkate alınarak değerlendirilir. Bu durumda, kontrol durumu her tekrar sonunda tüm uyarınlar için $N_{Hedef}/N_{Hedef\ Değil}$ oranı kullanılarak değerlendirilmektedir.

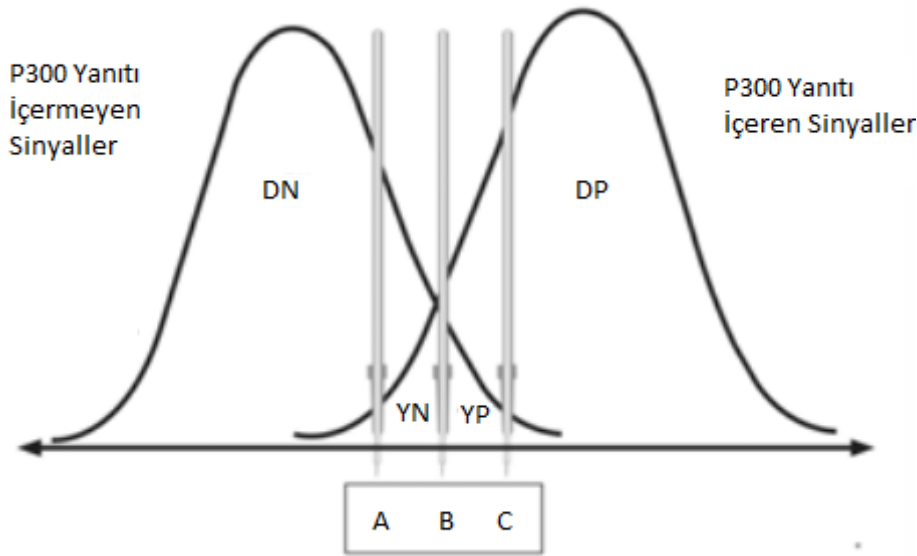
BBA sistemlerinde sınıflandırıcıları tek deneme (single trial) belirlilik oranları %100 olmadığı için boşa çalışma durumunda uyarınlar rastgele bir şekilde “Hedef” uyarın olarak atanabilmektedir. Ancak bu skorlar rastgele olarak atandığından $N_{Hedef}/N_{Hedef\ Değil}$ oranının 1 veya 1’den daha küçük bir değer almasına neden olur. Eğer uyarınlardan herhangi biri için $N_{Hedef}/N_{Hedef\ Değil}$ oranı 1’den daha büyük bir değere sahipse, bu durum kullanıcının BBA sistemini kontrol etme durumunda olduğu anlamına gelmekte olduğu varsayılmıştır.

Dinamik Durdurma

Dinamik durdurma bir BBA sisteminin tekrar sayısından bağımsız çalışması anlamına gelmektedir. Bu tez çalışmasında, dinamik durdurma fonksiyonu için kontrol durumu şartlarını sağlayan uyarının aynı zamanda eşik değeri aşmış olmadığı kontrol edilmektedir. Eşik değeri kriteri, sistemin tekrar sayısından bağımsız çalışmasını sağlarken aynı zamanda kontrol durumunu belirleme doğruluğunu da arttırmaktadır. İki kriterin art arda kullanımı asenkron sistem tasarımının doğruluğunu arttırmaktadır.

Önerilen sistemde eşik değerlerinin belirlenmesi amacıyla ROC (Receiver Operating Characteristic) eğrisinin optimum çalışma noktası kullanılmıştır. ROC eğrisi, farklı eşik değerleri için hesaplanan, dikey eksen üzerinde doğru pozitif ve yatay eksen üzerinde yanlış pozitif oranlarının yer aldığı bir grafikdir. ROC eğrisi, bir testin ayırt etme gücünün belirlenmesine, çeşitli testlerin etkinliklerinin kıyaslanmasına, uygun pozitiflik eşliğinin belirlenmesine, sınıflandırma sonuçlarının kalitesinin izlenmesine olanak sağlar [108,109].

ROC analizi, sadece bir doğru pozitiflik ve yanlış pozitiflik değeri kullanarak tanı koymanın getirdiği sakıncaları ortadan kaldırmak için geliştirilmiş istatistik değerlendirme yöntemidir. ROC eğrisi üzerindeki her nokta, farklı eşik değerlerine karşılık gelen doğru pozitiflik ve yanlış pozitiflik değerlerini ortaya koyar. Genelde düşük yanlış pozitiflik oranlarını veren eşik değerleri, düşük doğru pozitiflik oranına da sahiptir. Doğru pozitiflik oranı arttıkça, yanlış pozitiflik oranı da artar. En faydalı tanı testi, doğru pozitiflik oranı yüksek ve yanlış pozitiflik oranı düşük olan testtir [108].



Şekil 3.8. Normal dağılım eğrileri, girişim bölgesi ve pozitiflik eşliği seçenekleri

Şekil 3.8'deki grafik üzerinde görülen üç dikey çizgi seçilmesi olası üç farklı eşik düzeyini göstermektedir. Normal dağılım gösteren bu gruplarda, yanlış değerler olarak adlandırılan gruplar, birbirlerine doğru bir girişim bölgesi oluştururlar. İşte bu girişim bölgesinin en ideal yerinden bir ayırım sınırı seçerek maksimum doğrulukta bir sonuç elde edilebilir.

Pozitiflik eşiğinin düşük olduğu durumlarda, testin belirliliği çok yüksek olacak, ancak çok sayıda yanlış pozitif elde edilecektir. Eşik yükseldikçe belirlilik yükselecek yanlış pozitifler azalacak, buna karşılık yanlış negatiflerin sayısı artacaktır [109].

Eşik değerlerini belirlemek için yanlış pozitifler ve doğru pozitifler arasında bir denge kurmak gerekmektedir. Mevcut çalışmalarda asenkron çalışma için kullanılacak eşik değeri deneysel yaklaşımlarla belirlenmiştir. Ortam kontrolü uygulamasında, eşik değerlerini belirlemek için TPR değerinin 0.5'ten büyük ve FPR değerinin 0.05'ten küçük olması şartı aranmıştır [30].

Bu çalışmada da eşik değerlerinin belirlenmesi amacıyla ROC eğrisi kullanılmıştır. ROC eğrisinin optimum kesim noktasındaki değeri, eşik değeri olarak atanmıştır.

ROC eğrisinin optimum değeri, ortalama maliyeti düşüren değerdir. Maliyet, gerçekte negatif bir sınıfta bulunan verinin testinin net maliyetinin gerçekte pozitif sınıfta olan bir verinin net maliyetine oranı şeklinde hesaplanır. ROC eğrisi analizlerinde, bir testin optimum kesim noktası, ROC eğrisi üzerindeki noktanın Eş. 3.1 ile hesaplanan eşik değere eşit olduğu nokta olarak tanımlanmaktadır [108,110].

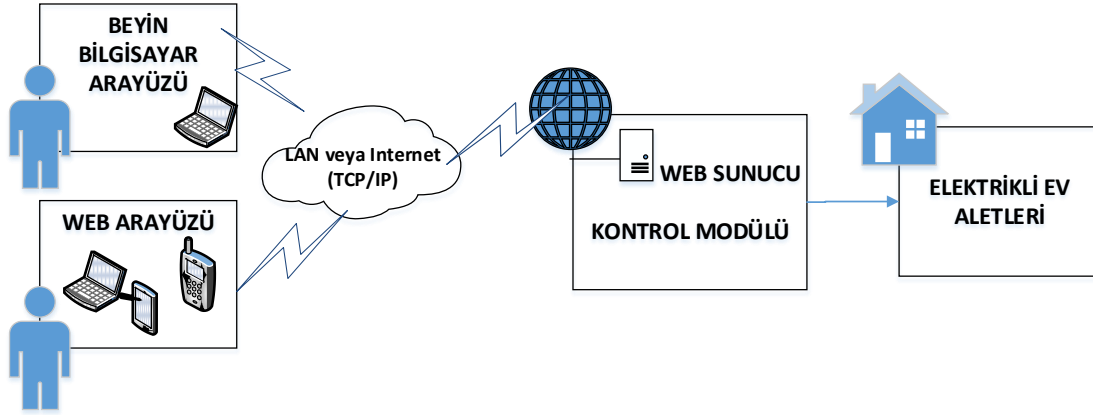
$$m = \frac{(C_{TN} - C_{FP}) (1 - p[D])}{(C_{TP} - C_{FN}) p[D]} \quad (3.1)$$

3.4. Çıkış Kontrol Uygulaması.

BBA tabanlı ortam kontrolü uygulamalarında çıkış birimi olarak sanal ortamların kullanımı yaygın bir yaklaşımdır. Bunun en önemli nedenleri arasında, düşük maliyetleri, güvenlik ve tekrarlanabilirlik gelmektedir. BBA uygulamaları ile gerçek elektriksel cihazların kontrolü üzerine sürdürülen çalışmalar da bulunmaktadır. Bu çalışmalarda BBA sistemi ile kontrol birimi arasındaki iletişim genellikle kullanıcının bulunduğu ortamdaki cihazların kontrol edilmesi ile sınırlıdır.

Bu tez çalışmasında, BBA tabanlı bir ortam kontrolü uygulamasının internet tabanlı kablosuz kontrolü için gömülü bir web sunucu önerilmiştir. Önerilen internet tabanlı BBA ortam kontrolü uygulamasına ait blok diyagram Şekil 3.9'da görülmektedir. Giriş cihazları olarak, ortam kontrol modülüne iki farklı arayüz ile erişim mümkündür: Beyin Bilgisayar Arayüzü ve Web Arayüzü. Çıkış cihazları ise elektrikli ev aletlerini kontrol etmek için kullanılan röle grupları ile çeşitli bilgisayar uygulamalarının kontrolünü içermektedir. Kontrol modülü giriş ve çıkış cihazları arasında iletişim sağlamak amacıyla

kullanılmaktadır. Kontrol modülü, internet tabanlı kablosuz iletişim kurabilmeyi sağlamak amacıyla gömülü bir web sunucu içermektedir. Kontrol modülü ve giriş cihazları arasındaki iletişim internet aracılığıyla, kontrol modülü ve çıkış cihazları arasındaki iletişim ise kablolu bağlantı yoluyla sağlanmıştır.



Şekil 3.9. BBA tabanlı kablosuz ortam kontrol sisteminin blok diyagramı

Ortam kontrol uygulamasının girişlerinden biri olan Beyin Bilgisayar Arayüzü sisteminin tasarımı ve kullanımı (uygulaması) Bölüm 3.2 ve Bölüm 3.3'te detaylı olarak açıklanmıştır. Bu bölümde ise BBA ile kontrol modülü arasındaki iletişim, web arayüzü ve kontrol modülü donanımı ile çıkış birimleri detaylı olarak incelenmiştir.

Bu çalışmada, bir ev ortamındaki çeşitli elektrikli cihazlar ile bilgisayar uygulamalarını kontrol etmek amacıyla P300 tabanlı bir BBA sistemi ile kontrol edilebilen gömülü bir web sunucu tasarlanmıştır. Tasarlanan sistemde BBA istemci olarak çalışmakta ve BBA sistemi çıkışında üretilen kontrol komutlarını istek olarak web sunucuya iletmektedir.

BBA sisteminde kullanıcı tarafından seçilmek istenen hedef uyaran belirlendikten sonra, belirlenen hedef komut kullanılarak bir kontrol ifadesi oluşturulur. BBA istemcide oluşturulan örnek bir kontrol ifadesinin içeriği (<http://192.168.2.33/S0M43P●●●●>)

Çizelge 3.1'de verilmiştir. Kontrol ifadesi, sunucunun IP adresi, kontrol komutu (Set/Reset/Toggle), ilgili (kontrol edilecek) cihazın kodu, ilgili seçimin beyin bilgisayar arayüzü indeksi ve dört basamaklı bir şifre içermektedir. BBA sistemi bir istemci olarak davranarak üretilen bu kontrol ifadelerini internet üzerinden sunucuya iletir. BBA sistemi bu iletişim için üzerinde çalıştığı bilgisayarın dahili ethernet kartını kullanmakta ve bunun dışında herhangi ilave bir donanım gerektirmemektedir.

Çizelge 3.1. Örnek bir kontrol ifadesinin tanımlanması

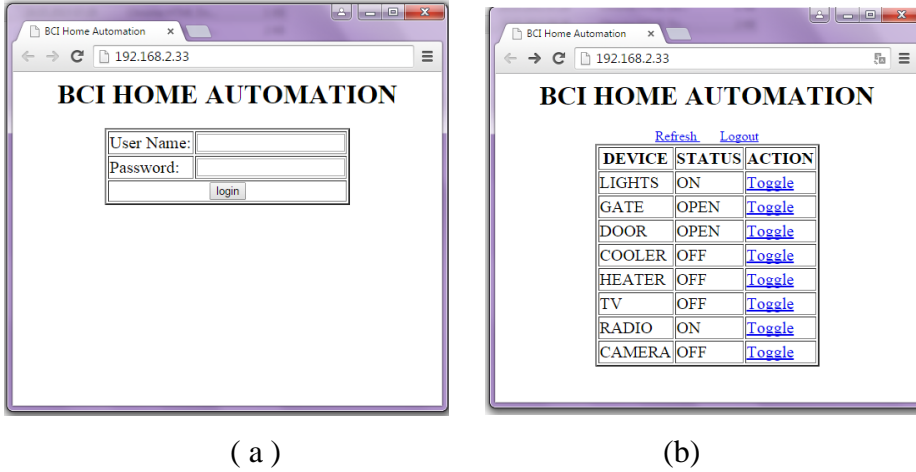
İfade	Anlamı
http://192.168.2.33	IP adresi
S/R/T	Set/Reset/Toggle
0-N	Cihaz kodu
MXX	BBA Uyarı Arayüzü İndeksi
P●●●●	Şifre (4 Basamaklı)

3.4.1. Web arayüzü

BBA tabanlı ortam kontrolü uygulamasında, kontrol modülüne erişim için ikinci giriş alternatifi web arayüzüdür. Web arayüzü iki farklı amaca yönelik olarak tasarlanmıştır. Bunlardan birincisi, hasta yakınları, hemşire ya da bakıcıları gibi BBA kullanıcısı ile ilgili kişilerin internet üzerinden kontrol birimine erişimlerinin sağlanmasıdır. Bakıcılar bu yolla, cihazların anlık durumlarını kontrol edebilirler ve gerekli olduğu durumlarda sisteme web arayüzü üzerinden müdahale edebilmektedirler. Web arayüzü ile sisteme erişim hem BBA kullanıcılarının hem de ev ortamının güvenliğinin artırılması açısından önemli bir uygulamadır. Web arayüzü ile sisteme erişimin ikinci amacı ise yaşlı, fiziksel engelli kişiler ya da nöromusküler hastalıkların başlangıç aşamasında olan ve nöromusküler yeteneklerini henüz kaybetmemiş kişiler için alternatif bir ortam kontrol aracı sağlamaktadır.

Web arayüzü Şekil 3.10'da görülmektedir. Şekil 3.10'da görülen web sayfası html dili kullanılarak hazırlanmıştır. Hazırlanan web sitesine ilişkin html kodları mikrodenetleyiciye gömülü olan web sunucuya eklenmiştir. Sisteme yetkisiz kullanıcıların erişimini önlemek amacıyla, kontrol arayüzüne erişim öncesinde şifre ile kimlik doğrulama (Şekil 3.10.a) gerekmektedir. Veriler (kontrol istekleri) güvenlik amacıyla bu şifre eşliğinde iletilmektedir. Kontrol arayüzü ise Şekil 3.10.b'de görülmektedir. Kontrol arayüzü, cihazlar, her bir cihazın anlık durumu ve cihazları kontrol eden (toggle) butonlarını içermektedir. Web kullanıcısı cihazların anlık durumunu görüntüleyebilir ve toggle butonunu kullanarak ilgili cihazın durumunu kolayca değiştirebilir.

Sisteme erişim bir web sunucu üzerinden sağlandığından, web kullanıcılarının ortam kontrol modülüne erişimi herhangi bir yazılım ya da uygulama kurulumu gerektirmemektedir. Web arayüzüne herhangi bir web tarayıcı kullanılarak erişilebilir. Bu durum kontrol modülüne internet bağlantısı olan herhangi bir cihaz kullanılarak kolayca erişilebilmesine imkan sağlamaktadır.



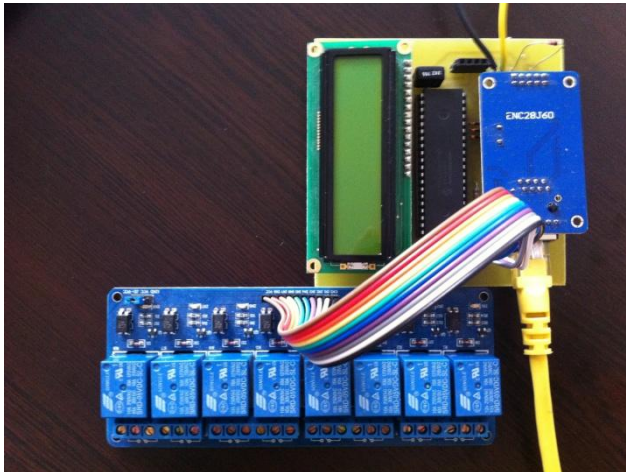
(a)

(b)

Şekil 3.10. Web Arayüzü (a) Şifre doğrulama (b) Kontrol arayüzü

3.4.2. Kontrol modülü ve web sunucu

Kontrol modülü iki temel fonksiyonu yerine getirmek amacıyla tasarlanmıştır. Bunlardan ilki, bir web sunucu olarak görev yaparak BBA sistemi ve web arayüzü ile iletişim kurmaktır. Kontrol modülünün ikinci görevi ise evde bulunan cihazlar ile iletişim kurarak cihazları yönetmektir. Kontrol modülü üç temel birimden oluşmaktadır: Ethernet modülü, mikrodenetleyici ve röle grupları. Tasarlanan kontrol modülü Şekil 3.11’de görülmektedir.



Şekil 3.11. Kontrol modülü ve web sunucu devresi

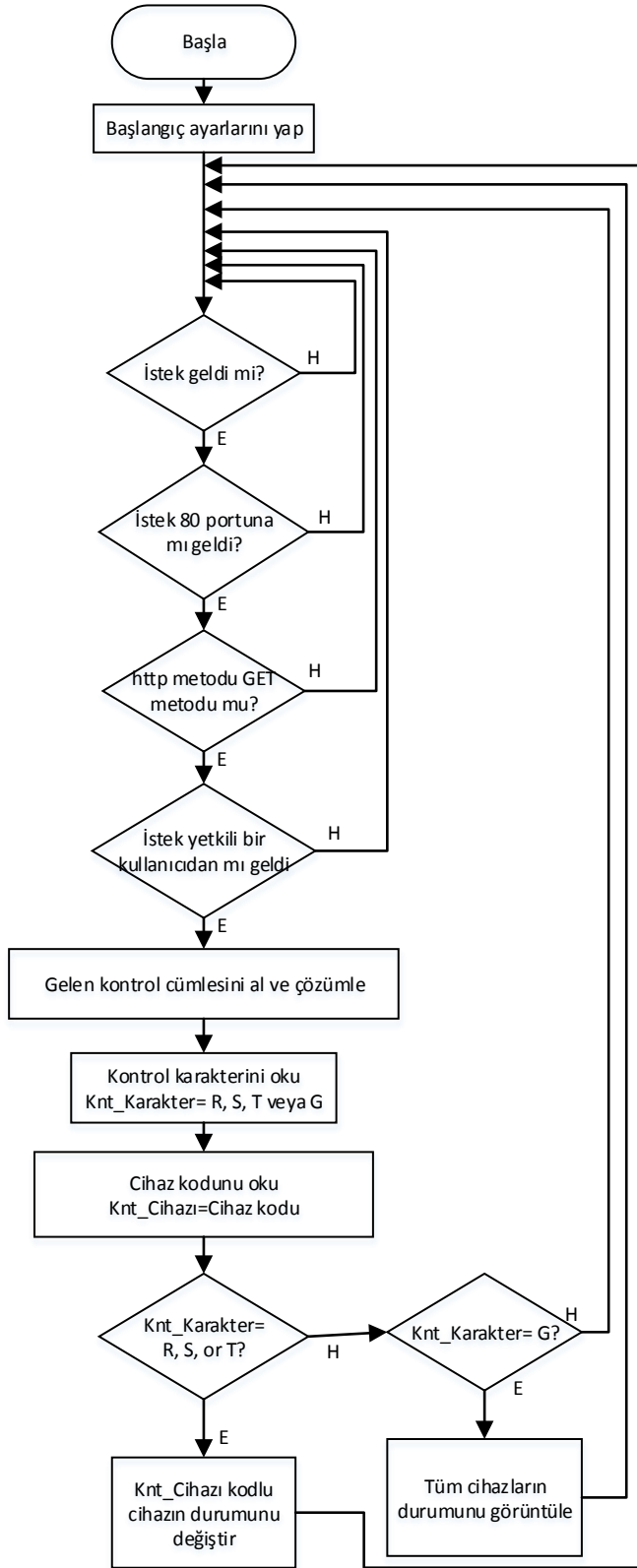
Giriş cihazları ile kontrol modülü arasındaki iletişim Internet aracılığıyla sağlanmaktadır. Kontrol modülünde ağa bağlanmak amacıyla harici bir ethernet ağ modülü (ENC28J60) kullanılmaktadır. ENC28J60 ethernet ağ modülü SPI arayüzü ile ethernet denetleyicisi içermektedir. Ethernet modülünün görevi istemciden gelen istekleri (komutları) almak ve mikrodenetleyiciye iletmektir. Ethernet ağ modülü ve mikrodenetleyici arasındaki iletişim SPI arayüzü aracılığıyla sağlanmaktadır. Kontrol modülünde mikrodenetleyici olarak PIC

18F4620 kullanılmıştır. Mikrodenetleyici web sunucu olarak kullanılmaktadır ve ethernet ağ modülü aracılığıyla iletilen komut ifadelerini dinlemektedir. Mikrodenetleyici gelen komut ifadelerini çözümler ve ilgili cihazlarla iletişime geçerek cihazları kontrol eder. Mikrodenetleyici yazılımı mikroC programlama dili ile kodlanmıştır ve TCP/IP iletişimi için *Network Ethernet Library* kütüphanesi kullanılmıştır.

Mikrodenetleyiciye gömülü olan web sunucunun akış diyagramı Şekil 3.12’de görülmektedir. Web sunucu ağı sürekli olarak dinler ve herhangi bir istek gelip gelmediğini kontrol eder. İstemciden herhangi bir istek alındığında kontrol modülü gelen isteğin sırasıyla port numarasını ve http metodunu kontrol eder. Gelen isteğin port numarası 80 ve http metodunun GET metodu olması gerekmektedir. İstek ile birlikte iletilen şifrenin doğrulanmasından sonra BBA istemciden gelen (istenen) kontrol ifadeleri çözümlenir.

Kontrol ifadesinde, IP adresinden sonra gelen ilk karakter eylemi ve ikinci karakter ise kontrol edilecek cihazı tanımlar. BBA istemciden gelen istekte kontrol karakterinin “G” olarak gönderilmesi tüm cihazların anlık durumu ile ilgili bilgi istendiği anlamına gelir. Tüm kontrol ifadesinin çözümlenmesinin ardından, kontrol birimi ilgili cihazları kontrol eden röleleri sürerek cihazları aktif/pasif konuma getirirler.

Kontrol birimi ve çıkış cihazları arasındaki iletişim kablolu bağlantı ile sağlanmaktadır. Bir röle grubu elektrikli ev aletlerini kontrol etmek amacıyla kullanılmıştır (Şekil 3.11). Çıkış cihazları ile kontrol modülü arasındaki izolasyon optokuplörler vasıtasıyla sağlanmıştır. İzolasyon kontrol modülünü yüksek gerilim ve gerilim dalgalanmalarına karşı korumaktadır. Kontrol modülü elektrikli ev aletleriyle kablolu bağlantı üzerinden iletişim kurduğundan, kontrol edilecek çıkış cihazlarının IP özelliğine sahip olması gerekmemektedir. Önerilen gömülü web sunucu, mevcut elektrikli cihazların BBA sistemi ile kontrol edilebilmesi için kompakt ve oldukça düşük maliyetli bir çözüm sunar. Gömülü web sunucu kullanılmasının bir diğer önemli avantajı ise, bir web sunucu kurmak ve çalıştırmak için özel bir bilgisayar kullanılma ihtiyacının ortadan kaldırılmış olmasıdır.



Şekil 3.12. Kontrol modülü ve web sunucunun akış diyagramı

3.4.3. Çıkış cihazları ve geri besleme

Önerilen sistem iki farklı çıkış grubu içermektedir. İlk grup bir ev ortamında elektrikli cihazları içermektedir. Bu gruptaki cihazlar kontrol modülüne röle grupları üzerinden kablolu bağlantı ile bağlanmıştır. Bu grup için sistem, elektrikli cihazların temel açma/kapama fonksiyonlarını kontrol etmektedir. Aydınlatma ve fan gibi cihazların kontrolü bu grupta yer almaktadır. İkinci grup ise medya player, kamera ve ses kontrolleri gibi bilgisayar üzerinde kontrol edilen uygulamalar ile önceden tanımlanmış web sitelerine internet erişimini içermektedir. Çıkış birimlerinin sayısı kullanıcıların ihtiyaçları göz önüne alınarak artırılabilir. Bu çalışmada kontrol edilen çıkış birimleri Şekil 3.13'te görülmektedir.



Şekil 3.13. Deney ortamı ve kontrol edilen çıkış birimleri

Hem BBA hem de web arayüzü ile komut seçim işleminin ardından kontrol edilen cihazların durumu ile ilgili tüm değişiklikler web sunucu üzerinde anlık olarak güncellenir. Web sayfasına web kullanıcısı dışında BBA kullanıcısı da BBA arayüzünü kullanarak erişebilir. Böylece BBA kullanıcısı da tüm cihazların anlık durumlarını kontrol edebilirler.

3.5. Açma/Kapama Kontrolü

BBA sistemlerinin gerçek yaşama adapte edilebilmesi için kullanıcılara maksimum özgürlük sağlayan, kolay kullanılabilir ve güvenilir sistemler geliştirilmelidir. Bir ortam kontrol uygulamasının kullanımı sırasında kullanıcıların sürekli olarak seçim yapmadığı bilinmektedir. Örneğin, bir BBA kullanıcısı sinema izlemek istediğinde, izlemek istediği filmi seçer, sistemin ses yüksekliğini ayarlar, ışıkları kapatır ve filmi izlemeye devam eder. Sürekli kontrol yapılmayacağı durumlar için sistemin açık kalması hatalı çıkış komutlarının üretilmesine neden olabilir. Bu gibi durumlarda sistem istemeden rastgele bir komut üretebilir ve istemeyen bir cihaz ya da uygulamanın aktif ya da pasif edilmesine neden olabilir.

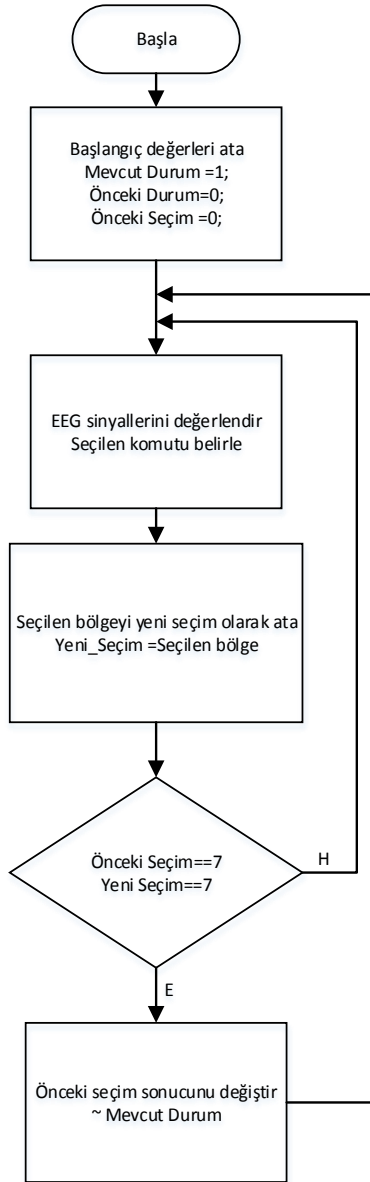
Asenkron BBA sistemleri süregelen EEG sinyallerine dayanarak kontrol durumu ve boşa çalışma durumunu ayırt edebilmektedir. Asenkron bir BBA kullanıcının kontrol durumunda olduğu zamanlarda BBA sisteminin çıkışında üretilen kontrol komutlarını kontrol edilecek cihazlara aktarırken, bekleme durumunda herhangi bir çıkış komutu üretilmesini engeller. Asenkron bir BBA sisteminde en önemli beklenti kontrol durumunda doğru pozitif oranını yüksek, boşa çalışma durumunda yanlış pozitif oranını mümkün olduğunca düşük tutmaktır. Asenkron sistem tasarımı üzerine önemli gelişmeler sürdürülmesine rağmen, bu sistemlerin boşa çalışma durumunda yanlış pozitif oranı halen 0 değildir [30,91-94]. Bu durum, asenkron BBA uygulamalarında da kullanıcıların BBA sistemini kullanmadıkları anlarda rastgele çıkış komutları üretebileceği anlamına gelmektedir. Bu nedenle pratik uygulamalar hazırlanırken kullanıcılara sistemi uzun süreli kullanmayacakları durumlarda tamamen kapatabilme özgürlüğü sağlanmalıdır.

P300 tabanlı bir BBA sistemlerinde uyarı ara yüzündeki öğelerin sadece bir tanesini açma/kapama fonksiyonu için kullanmak FPR oranının yüksek olması nedeniyle uygulanabilir bir yaklaşım değildir. Rabsemen ve arkadaşları P300 tabanlı bir açma/kapama mekanizması için mobil telefonlardaki klavye kilitleme/kilit açma mekanizmasına dayalı bir yaklaşım önermiştir. Bu çalışmada arayüzü kilit simgesinin ard arda iki kez seçilmesiyle kilitlenir ve önceden tanımlanmış 3 haneli bir tuş dizisi ile kilidin açılması sağlanmıştır [92].

Bu tez çalışmada, P300 tabanlı bir ortam kontrol uygulamasının yine P300 tabanlı bir anahtar ile kontrol edilmesi sağlanmıştır. Uyarın arayüzünün merkez bölgesi BBA sisteminin açma/kapama anahtarlama amacıyla ayrılmıştır. Bölgesel tabanlı uyarın arayüzünün iki seviyeli yaklaşımı bir anahtarlama mekanizması uygulamak amacıyla kullanılmıştır. Bölgesel tabanlı paradigma bir komut seçimi için ardışık iki seçim gerektirdiğinden, açma/kapama fonksiyonunun sadece bir komut seçimi ile çalışması sağlanmıştır. Böylece diğer çalışmalardan farklı olarak kullanıcıların yalnızca bir komut seçimi ile BBA sisteminin açma/kapama fonksiyonunun kontrol edebilmesi sağlanmıştır. Önerilen sistem ile ikinci bir nöromekanizmaya gerek kalmaksızın sistemin BBA kullanıcısı tarafından başarılı bir şekilde kontrol edilebileceği gösterilmiştir.

BBA sistemi ilk açıldığında, BBA sistemi ile kontrol birimi arasında bir bağlantı kurulmaktadır. Kullanıcının BBA sistemi ile yapmış olduğu seçimler kontrol birimi üzerinden ilgili çıkış birimlerine aktarılmaktadır. Her seçim işleminin tamamlanmasının ardından, açma/kapama kontrolü alt programı herhangi bir açma/kapama isteği olup olmadığını kontrol eder. BBA sisteminin açma/kapama kontrolü alt programına ilişkin akış diyagramı Şekil 3.14'te görülmektedir.

BBA sisteminin kapatılması için merkezde bulunan uyarının (on/off anahtarının) seçilmiş olması gerekmektedir. BBA sisteminin kapatılması BBA sistemi ile kontrol birimi arasındaki iletişimin kesilmesi anlamına gelir. Bu sırada BBA sistemi çalışmaya devam eder. Uyarın sunumu, veri toplama, sinyal işleme ve sınıflandırma modülleri çalışmasını sürdürür. Senkron bir BBA önceden belirlenen tekrar sayısı sonunda, asenkron bir BBA ise eşik değerlerinin aşılması durumunda bir çıkış komutu üretilmesini sağlar. Ancak, BBA sistemi ile kontrol birimleri arasındaki iletişim kurulu olmadığı için BBA çıkışında üretilen komutlar kontrol birimine iletilmez. BBA sistemi çıkışında üretilen çıkış komutlarının kontrol birimlerine aktarılması için doğru tuş kombinasyonunun seçilmesi ve sistemin açılması gerekmektedir. BBA sisteminin açık konuma gelmesi kullanıcıların açma/kapama fonksiyonu için ayrılmış komutu seçmesi durumunda gerçekleştirilmektedir. Sistemin açık olması durumunda BBA çıkışında üretilen komutlar kontrol modülüne iletilir. Bu çalışmada önerilen yöntem ile P300 potansiyelleri ortam kontrolü amacıyla kullanılırken ikinci bir sinyale gereksinim duymadan sistemin açma/kapama kontrolü için de kullanılmıştır. Önerilen yöntem ile ayrıca, sistemin on/off kontrolünün tek bir komut seçimi süresince tamamlanmasına olanak sağlanmıştır.



Şekil 3.14. Açma/kapama kontrolü algoritması

3.6. Deneysel Düzen

Bu çalışmaya yaş ortalaması 27 (19 ile 37 arasında) olan 10 engelsiz denek gönüllü olarak katılmıştır. Denekler çalışmaya katılmadan önce deney konusu ve deney prosedürü hakkında bilgilendirilmişler ve bilgilendirilmiş gönüllü olur formunu imzaladıktan sonra çalışmaya katılmışlardır. Bu tez çalışması Gazi Üniversitesi Etik Kurulu tarafından onaylanmış ve etik kurallara uygun olarak gerçekleştirilmiştir (EK-1).

Bu tez çalışmasında deneylere katılan tüm deneklere aşağıdaki prosedürler uygulanmıştır. Uyarılar 19" LCD bir ekranda deneye sunulmuştur. Deneklerin ekrandan yaklaşık 50 cm uzaklıkta rahat bir pozisyonda dik olarak oturmaları sağlanmıştır. Deney öncesinde tüm denekler deneyin amaçları, deney prosedürü, uyarı arayüzü ve sistemin kullanımı hakkında bilgilendirilmiştir. Deneklerden deney sırasında rahat olmaları ve uyarı sunumu sırasında gözlerini mümkün olduğunca az kırpmaları istenmiştir. Uyarı arayüzündeki seviyeler arasındaki geçiş sürelerini göz kırpması ve diğer gereksinimleri için kullanmaları önerilmiştir. Deneye başlamadan önce deneklerin uyarı arayüzüne alışmaları ve sistemin kullanımı konusunda tecrübe kazanmaları için EEG sinyalleri kaydedilmeksizin denemeler yapılmıştır. Deneyler sırasında kullanıcılara seçimler hakkındaki komutlar sözlü olarak verilmiştir. Deney düzeni ve veri kaydı sırasında bir denek Şekil 3.15'te görülen durumda vaziyet almaktadır.



Şekil 3.15. Bölgesel tabanlı uyarılar kullanılarak veri kaydı

Bu tez çalışmasında yapılan deneyler farklı günlerde yapılan çevrimdışı ve çevrimiçi oturumlardan oluşmaktadır. Çevrimdışı oturumlar veri analizlerinin, veri kaydının tamamlanmasından sonra yapıldığı oturumlardır. Çevrimiçi oturumlar ise veri analizlerinin veri kaydı sırasında yapıldığı, seçim sonuçlarının anlık olarak üretildiği ve kullanıcıların sistemi seçim sonuçlarına göre yönlendirebildiği oturumlardır. Çevrimdışı oturumlarda kaydedilen veriler hem sistem performansının belirlenmesinde hem de çevrimiçi oturumlar için eğitim kümesinin oluşturulması için kullanılmıştır. Çevrimdışı oturum verileri aynı zamanda asenkron sistem için eşik değerlerinin belirlenmesi amacıyla da kullanılmıştır.

Senkron ve asenkron veri analizlerinde kullanılmak üzere sürdürülen çevrimdışı veri kaydı organizasyonu Şekil 3.16'da görselleştirilmiştir.



Şekil 3.16. Çevrimdışı veri kaydı organizasyonu

Çevrimdışı oturumlarda veri kaydı iki farklı durum için yapılmıştır: Kontrol durumu ve boşta çalışma durumu. Çevrimdışı oturumlarda ilk olarak kontrol durumu için veri kaydı yapılmıştır. Çevrimdışı kontrol durumu oturumlarında veriler 14 oturumda toplanmıştır. Her oturum 5 komut seçimini içermektedir. Bölgesel tabanlı uyarın paradigması bir komut seçimi için iki aşamalı bir seçim gerektirdiğinden her oturumda 10 bölge seçimi yapılmaktadır.

Çevrimdışı kontrol durumu oturumlarında deneyler kopyalama modunda yapılmıştır. Kopyalama modunda, sistem Seviye-I'deki seçimin sonucundan bağımsız olarak, Seviye-II'de önceden belirlenen bölgeye ilişkin uyaran arayüzünün ekranda görüntülenmesi sağlanmaktadır.

Çevrimdışı kontrol durumu oturumlarında deney sırasında deneklerin kendilerinden seçmeleri istenilen hedef komuta ilişkin bölgeye odaklanmaları ve uyaranlar ekranda rastgele bir şekilde yanıp sönerken hedef uyarının her parlaklaşmasında içlerinden saymaları istenmiştir. Seviye-I'de seçim tamamlandıktan sonra aynı süreç Seviye-II için de tekrarlanmıştır. Çevrimdışı oturumlarda deneklerden kendilerine verilen 70 görevi tamamlamaları istenmiştir. İki seviyeli bölgesel tabanlı uyaran paradigmasında bir görevin tamamlanması ardışık olarak iki seçim yapılmasını gerektirdiğinden 70 görevin tamamlanması 140 seçim gerektirmektedir. Çevrimdışı oturumlar sırasında deneklere herhangi bir geri besleme verilmemiştir.

Çevrimdışı oturumlar süresince her bir seviye için tekrar sayısı 15 olarak belirlenmiştir. Uyaran sunumu sırasında her uyaran 50 ms süresince parlaklaştırılmış ve iki uyaran sunumu arasında 100 ms süresince uyaran arayüzündeki tüm uyaranlar sönmüş kalmıştır. Bu süreler dikkate alındığında bir seviyede bir seçimin tamamlanması için gerekli süre 15.75s (Tekrar Sayısı (15) x Bölge (7) x İki uyaran arasındaki süre (150ms)) olarak hesaplanmaktadır. Bu nedenle, her iki seviyede de tekrar sayısının 15 olduğu göz önüne alındığında bir görevin tamamlanması için geçen toplam süre 31.5s'dir. Bununla birlikte, iki seviye arasında geçiş sağlamak için uyaran paradigması 1s'lik geçiş süresi kullanmaktadır. Bu geçiş süresi aynı zamanda kullanıcıları önceki seçim için uyaran sunumunun tamamlandığını, yeni bir seçim için yeni bir uyaran döngüsünün başlayacağı konusunda kullanıcıları bilgilendirir. Bu süre içinde kullanıcıların seçim yapmak istedikleri uyarıyı bularak uyarana odaklanmaları için kullanılmaktadır. Geçiş süresi aynı zamanda uyaran sunumu sırasında deneklerin dinlenmeleri ve yeni seçime adapte olmalarını kolaylaştırmaları açısından önemlidir.

Asenkron sistem tasarımı için gerekli eşik değerlerinin belirlenmesi ve asenkron sistem performansının değerlendirilmesi amacıyla boşa çalışma durumunda çevrimdışı veri kaydı alınmıştır. Boşa çalışma oturumlarında deneklerden sistemi kullanmamaları ve farklı görevler ile meşgul olmaları istenmiştir. Bu görevler:

- Dinlenme: Bu oturumda deneklerin gözler kapalı gevşemiş durumda dinlenmeleri istenmiştir.
- Okuma: Okuma oturumunda deneklerin kendilerine verilen bir metni içlerinden okuması istenmiştir.
- İzleme ve Dinleme: Bu oturumlarda deneklerin uyarıcı bilgisayarının yanında bulunan bir bilgisayar aracılığı ile film izletilmiştir.

Boşta çalışma oturumları sırasında uyarıcı arayüzü uyarıcı paradigmasının çalışmasını sürdürmektedir. Bu sırada denekler uyarıcı arayüzüne bakmadan kendilerine verilen görevlerle meşgul olmaya devam etmektedir. Boşta çalışma oturumlarında kontrol durumu ile aynı veri kaydı protokolü kullanılmıştır. Her görev için 3 oturum süresince veri kaydı alınmıştır.

Çevrimiçi oturumlar ise veri analizlerinin veri kaydı sırasında yapıldığı ve kullanıcıların sistemi seçim sonuçlarına göre yönlendirebildiği oturumlardır. Çevrimiçi oturumlarda, deneklerin sistemi etkileşimli olarak kullanmaları istenmiştir. Deneklerden Seviye-I’de yapmış oldukları seçim sonucunda bir yanlışlık olduğunu fark etmeleri durumunda Seviye-II’nin merkez bölgesinde bulunan “Geri/Üst Seviye” komutunu kullanmaları önerilmiştir. Bu komut ile Seviye-II’de çıkış cihazları ya da uygulamalar ile ilişkili herhangi bir seçim yapılmadan bir üst seviyeye dönülmesi sağlanmıştır. “Geri/Üst Seviye” komutu kullanılarak seçim yapılmadan sürecin tamamlanması durumunda deneklere aynı görevi tamamlamaları için ikinci bir fırsat verilmiştir. Eğer aynı komutun seçimi için verilen ikinci girişim de hata ile sonuçlanırsa, deneklerden bu görevin seçimini atlamaları ve bir sonraki komut için işleme devam etmeleri istenmiştir.

Çevrimiçi oturumlar senkron ve asenkron sistemlerin değerlendirildiği iki farklı oturumda gerçekleştirilmiştir. Çevrimiçi oturumlarda uyarıcı süreleri için çevrimdışı oturumlar ile aynı deney protokolü kullanılmıştır.

Senkron çevrimiçi oturumlarda sistem önceden belirlenen tekrar sayısı sonrasında daima bir çıkış üretmektedir. Tekrar sayısı deneklerin çevrimdışı oturumlardaki ortalama karakter belirleme doğrulukları göz önüne alınarak tüm denekler için 5 olarak belirlenmiştir. Senkron çevrimiçi oturumlarda tüm deneklerden kendilerine verilen 21 görevi tamamlamaları istenmiştir.

Asenkron çevrimiçi veri kaydı iki aşamadan oluşmaktadır. Bunlardan ilki deneğin kontrol durumunda bulunduğu aşamadır. Bu aşamada denekler BBA sistemini etkileşimli olarak kullanarak kendilerine verilen görevleri yerine getirmek için uyarılara odaklanırlar. Asenkron çevrimiçi oturumlarda kontrol durumunda deneklerden kendilerine verilen 21 görevi tamamlamaları istenmiştir. İkinci aşama ise, BBA sisteminin boşa çalışma durumundaki başarısının değerlendirildiği aşamadır. Deneğin bu aşamasında, sistemin boşa çalışma durumunda yanlış pozitif sonuçlardan kaçınma başarısı kontrol edilmektedir. Bu aşamada deneklerin kontrolü bırakması ve başka bir aktivite (dinlenme, okuma, izleme ve dinleme) ile meşgul olmaları sağlanmıştır.

Asenkron çevrimiçi oturumlarda, sistem tekrar sayısından bağımsız çalışmaktadır. Sistemin bir çıkış komutu üretmesi için önceden belirlenen kriterlerin sağlanmış olması gerekmektedir. Önceden belirlenmiş olan tekrar sayısının sonuna kadar eşik değerin aşılmasını durumunda herhangi bir seçim yapılmaz ve sistem yeni bir seçim için yeni bir döngüye başlar. Asenkron çalışma için komut seçiminin yapılabileceği maksimum tekrar sayısı 7 olarak atanmıştır.

Çevrimiçi oturumlarda deneklere seçimleri ile ilgili olarak gerçek zamanlı geri besleme verilerek seçim sonucu hakkında bilgilendirilmeleri sağlanmıştır. Seviye-II'nin uyarı arayüzü Seviye-I için geri besleme sağlarken, Seviye-II için geri besleme ilgili çıkış cihazlarının/uygulamalarının durumundaki değişim ile sağlanmaktadır. Hem çevrimdışı hem de çevrimiçi oturumlarda her uyarının eşit sayıda hedef uyarı olarak seçilmesine dikkat edilmiştir.

Son olarak, deneklerin verilen senkron ve asenkron BBA sistemlerini kullanarak kendilerine verilen gerçek yaşam senaryolarındaki görevleri tamamlamaları istenmiştir. Deneklerin bu oturum süresince de sistemi çevrimiçi oturumlarda olduğu gibi etkileşimli olarak kullanmaları istenmiştir. Bu deneyler sırasında deneklerin kontrol durumunda oldukları varsayılmıştır. Deneklerin 3 farklı senaryoyu tamamlamaları istenmiştir. Bu 3 senaryonun her biri ardışık olarak tamamlanması gereken 5 komut içermektedir. Deneklerin bu görevleri başarıyla tamamlamaları için geçen süreler hesaplanarak senkron ve asenkron sistem performansları karşılaştırılmıştır.

4. BULGULAR VE İRDELEME

Bu tez çalışmasında ortam kontrolü amacıyla tasarlanan P300 tabanlı asenkron bir BBA uygulaması geliştirilmiştir. Geliştirilen sistemin performansının değerlendirilmesi amacıyla önışlemlerden geçirilmiş EEG sinyalleri ve dalgacık dönüşümü olmak üzere iki farklı öznitelik grubu ayrı ayrı kullanılmıştır. Önerilen yöntemler ilk olarak BBA Yarışması III Veri Seti II üzerinde değerlendirilmiştir. Aynı yöntemler, bu tez çalışmasında geliştirilen BBA sistemi kullanılarak kaydedilen 10 deneğe ait veri kümesi kullanılarak değerlendirilmiştir. Asenkron BBA uygulaması ile önceden belirlenmiş sabit bir tekrar sayısından bağımsız bir BBA sağlanırken aynı zamanda kullanıcının kontrol durumunda olup olmadığı belirlenerek, kullanıcının kontrol durumunda bulunmadığı anlarda istenmeyen kontrol komutlarının üretilmesi önlenmiştir. Geliştirilen P300 tabanlı asenkron BBA donanımsal cihazların ve bazı bilgisayar uygulamalarının kontrolü amacıyla kullanılmıştır. Böylece gerçek zaman uygulamalarında kullanılabilir, kullanımı kolay, pratik bir BBA sistemi geliştirilmiştir.

Bu bölümde, BBA Yarışması III Veri Seti II kullanılarak elde edilen sonuçlar, bu çalışma kapsamında hazırlanan senkron BBA uygulaması sonuçları ile asenkron BBA sistemine ilişkin sonuçlar sunulmaktadır.

4.1. BBA Yarışması II Veri Seti II Sonuçları

BBA yarışmaları amacıyla sunulan veri kümeleri, önerilen yeni algoritmaların değerlendirilmesi için önemli referanslardır. Bu çalışmada kullanılan BBA Yarışması III Veri Kümesi II ile ilgili bilgiler Bölüm 2.3'de detaylı olarak anlatılmıştır [100, 101]. Bu bölümde, tez çalışması kapsamında önerilen önışlemlerden geçirilmiş EEG sinyalleri ve dalgacık dönüşümü olmak üzere iki farklı öznitelik çıkarma yönteminin başarısı BBA Yarışması III Veri Kümesi II üzerinde test edilmiş ve elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir.

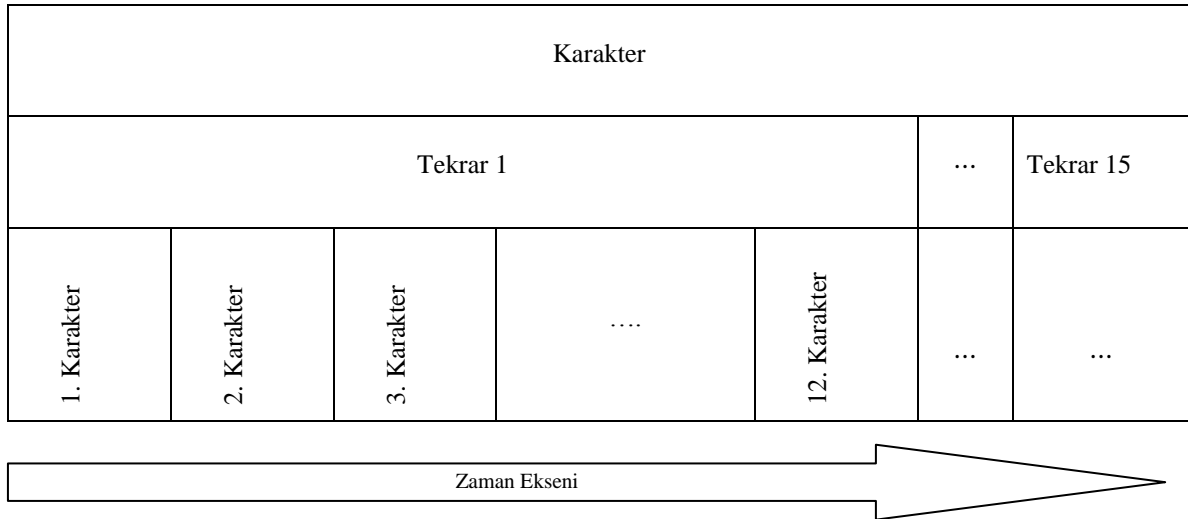
P300 potansiyellerine dayalı BBA sistemlerinde hedef karakterin belirlenmesi için aynı uyarana verilen birden çok yanıtın değerlendirilmesi gerekmektedir. BBA Yarışması III Veri Kümesi II her karakter seçimi için 15 tekrar kullanılarak kaydedilen EEG sinyallerini içermektedir.

P300 sinyallerinin kaydedilmesinde EEG sinyallerinin veri yapısı karakter ve tekrar sayıları ile organize edilir. Uyarın arayüzündeki her uyarının bir kez parlaklaşıp sönmesi bir tekrar olarak tanımlanmaktadır. Satır/sütun paradigmasını kullanan 6x6 boyutlarında bir uyarın matrisi için bir tekrar 12 parlaklaşmadan oluşmaktadır.

BBA Yarışması III Veri Kümesi II, 2 farklı denek için eğitim kümesinde 85, test kümesinde ise 100'er karakter süresince kaydedilen EEG sinyallerini içermektedir. Her karakter 15 tekrar kullanılarak kaydedilmiştir. 6x6 boyutlarında bir satır/sütun paradigması için, bir karakterin seçilmesi süresince 15 tekrar kullanılarak yapılan bir EEG kaydının veri organizasyonu Şekil 4.1'te görülmektedir.

BAŞLA

BİTİR



Şekil 4.1. Veri yapısı

Deneysel çalışmalarda kullanılan veri tabanındaki uyarınların sunulması sırasında kaydedilen EEG sinyalleri aşağıdaki şekilde organize edilmiştir.

Eğitim Kümesi: Karakter x Örnekler x Kanallar (85x7794x64)

Test Kümesi: Karakter x Örnekler x Kanallar (100x7794x64)

Sinyalin içeriği incelendiğinde eğitim kümesinin 85 karakterden, test kümesinin ise 100 karakterden oluştuğu görülmektedir. EEG sinyalleri 64 kanal kullanılarak kaydedilmiştir ve her bir epok için veri kaydı sırasında her bir kanaldan 7794 örnek alınmıştır. Kayıt sırasında sinyalin veri yapısı Eş. 4.1 ile tanımlanmıştır. Eş. 4.1'de K (12) uyarın sayısı, N (15) ise tekrar sayısını göstermektedir.

$$\mathbf{X} = [\mathbf{X}_{11}, \mathbf{X}_{21}, \mathbf{X}_{K1}, \dots, \mathbf{X}_{12}, \mathbf{X}_{22}, \dots, \mathbf{X}_{K2}, \dots, \dots, \mathbf{X}_{11}, \mathbf{X}_{22}, \dots, \mathbf{X}_{KN}, \dots] \quad (4.1)$$

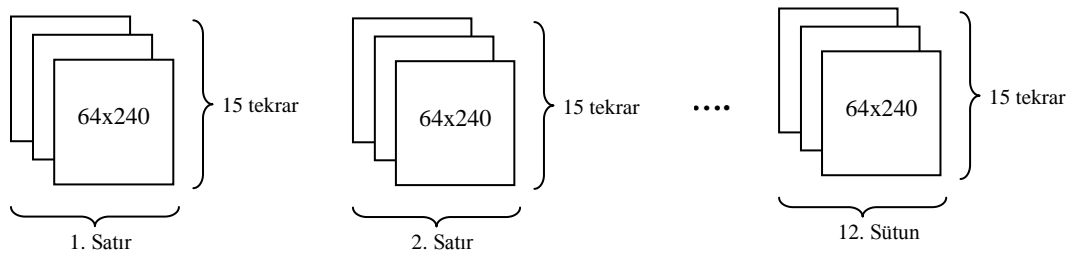
Eş. 4.1 ile sıralı olarak verilen uyarılar, uyarı paradigması gereği gerçekte rastgele olarak sunulmaktadır. Sinyal işleme aşaması öncesinde bir karaktere ilişkin veriler uyarı ve tekrar sayısı dikkate alınarak Eş. 4.2’de gösterildiği gibi EEG epokları şeklinde yeniden organize edilmiştir.

$$\mathbf{X} = \begin{bmatrix} \mathbf{X}_{11} & \mathbf{X}_{21} & \mathbf{X}_{K1} \\ \mathbf{X}_{12} & \mathbf{X}_{22} & \mathbf{X}_{K2} \\ \mathbf{X}_{1N} & \mathbf{X}_{2N} & \mathbf{X}_{KN} \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Eş. 4.2’de yer alan her bir X terimi bir uyarı için bir parlaklaştırma sırasında 64 kanaldan kaydedilen örnekleri içermektedir. Herhangi bir X örneği için veri yapısı Eş. 4.3’te tanımlanmıştır.

$$\mathbf{X}_{11} = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_{11} & \mathbf{x}_{12} & \mathbf{x}_{13} & \dots & \mathbf{x}_{1S} \\ \mathbf{x}_{21} & \mathbf{x}_{21} & \mathbf{x}_{21} & \dots & \mathbf{x}_{2S} \\ \mathbf{x}_{31} & \mathbf{x}_{31} & \mathbf{x}_{31} & \dots & \mathbf{x}_{3S} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ \mathbf{x}_{c1} & \mathbf{x}_{c2} & \mathbf{x}_{c3} & \dots & \mathbf{x}_{cS} \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Bu denklemde C (64) kanal sayısını, S (240) ise pencere boyutunu ifade etmektedir. Böylece 1 karakter epoku için EEG sinyali *64 x pencere boyutu x satır/sütun_sayısı x tekrar sayısı*’nı içeren 4 boyutlu bir matris şeklinde yeniden düzenlenmiştir. Pencere boyutu uyarının verilmesini takip eden 1sn’lik süreyi kapsayacak şekilde seçildiğinden 240 örnek olarak belirlenmiştir. Şekil 4.2’de uyarı ve tekrar sayısına göre yeniden organize edilmiş sinyal yapısı görülmektedir.



Şekil 4.2. Sinyallerin uyarı ve tekrar sayısına göre yeniden organize edilmesi

Çalışmanın bundan sonraki kısımlarında Şekil 4.2’de dört boyutlu matrislerle tanımlanan EEG sinyalleri kullanılmıştır.

P300 Yanıtlarının Elde Edilmesi

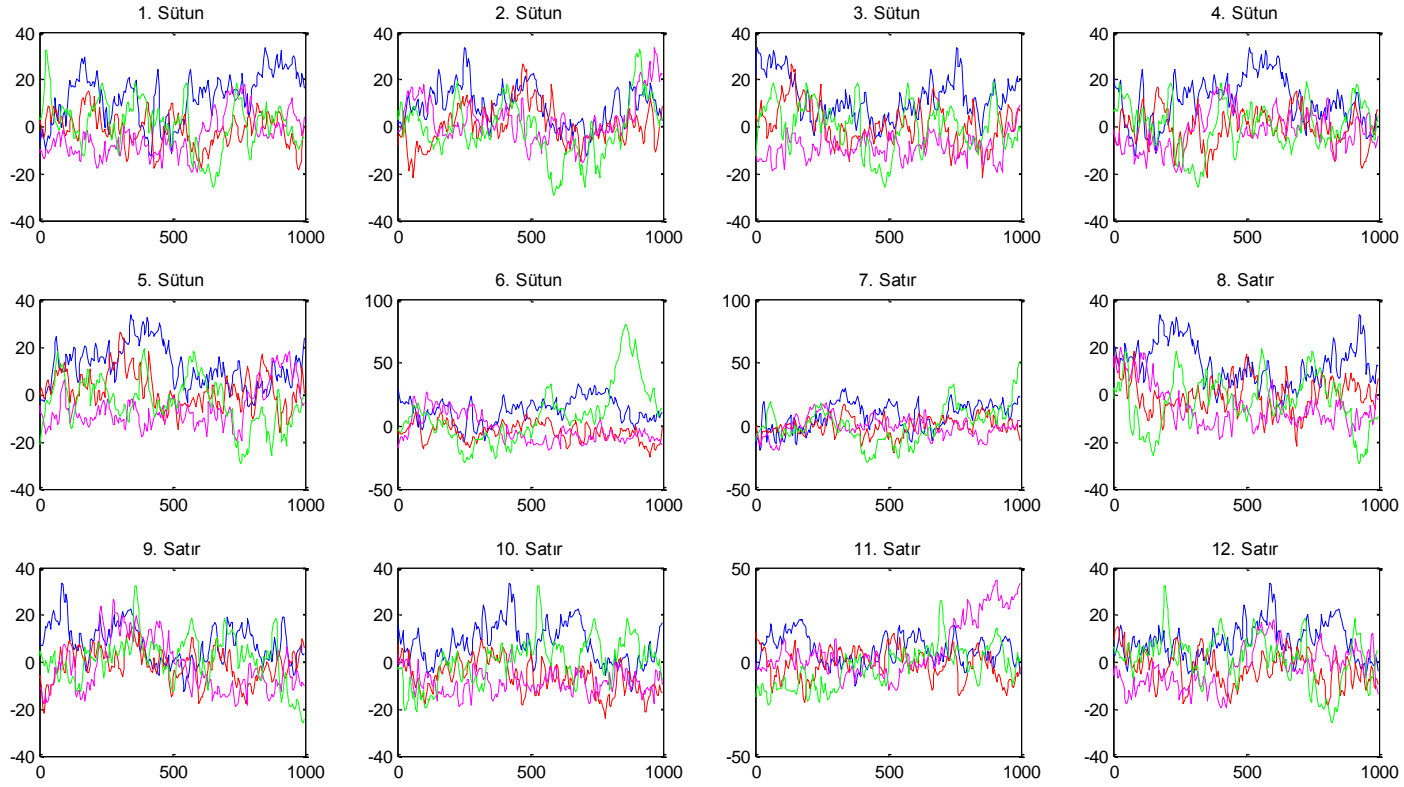
P300 potansiyellerinin genliklerinin ve sinyal gürültü oranının düşük olması gibi nedenlerden dolayı P300 yanıtlarının arka plan aktivitesinden ayrılabilmesi zordur. Bununla birlikte algısal hata kaynakları P300 yanıtlarının tek bir uyarana ilişkin verinin değerlendirilmesiyle belirlenebilmesini engeller. Bu nedenle kullanıcının hedef olarak seçtiği uyarıyı belirlemek için tek bir uyarana ilişkin kaydedilen EEG sinyallerinin değerlendirilmesi yeterli olmamaktadır. Kullanıcının hedef olarak seçtiği uyarının belirlenebilmesi için aynı uyarana ilişkin kaydedilen çok sayıda EEG sinyallerin incelenmesi gerekmektedir. Şekil 4.3'te Denek A için eğitim kümesindeki 84. Karakterin kaydı sırasında alınmış 4 farklı tekrar için Cz kanalından alınan EEG sinyalleri görülmektedir. Denek A için eğitim kümesindeki 84. Karakter Q karakteridir. Şekil 2.3'ye göre Q karakteri 5. Sütun 9. Satırda yer almaktadır. Q karakteri için 5. Sütun ve 9. Satır hedef uyarılar iken bunların dışındaki satırlar ve sütunlar hedef olmayan uyarılardır.

Şekil 4.3'te görüldüğü gibi hedef uyarıya ilişkin bazı EEG epokları P300 yanıtı içermezken, gerçekte hedef olmayan uyarılar için kaydedilen bazı EEG epokları ise P300 yanıtı içerebilmektedir.

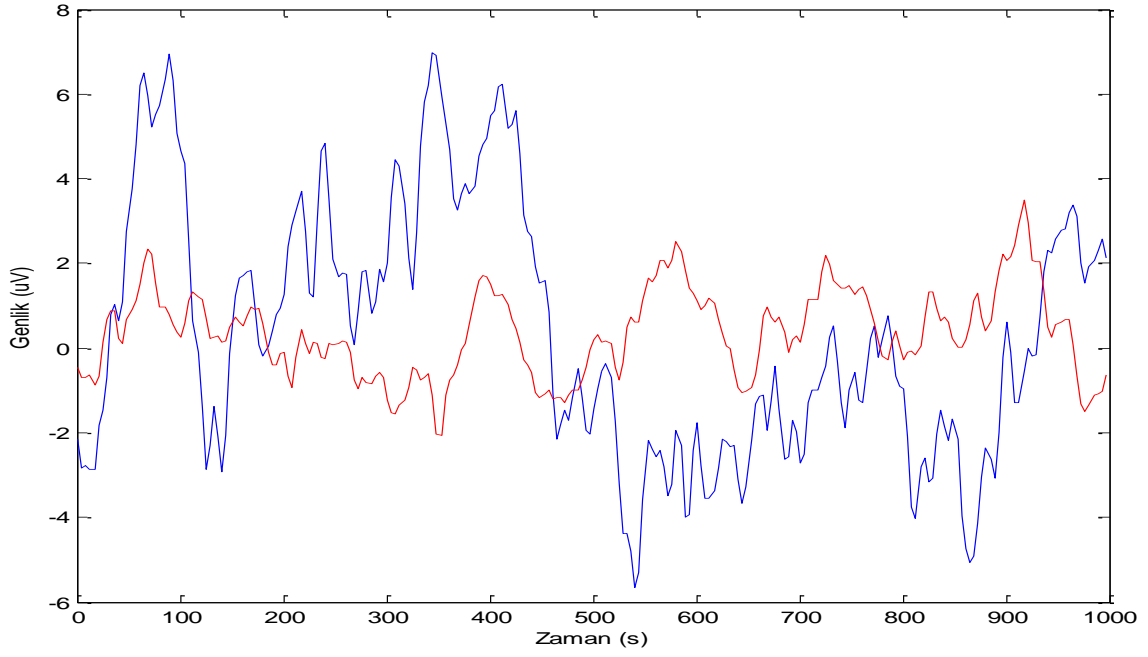
P300 bileşenlerinin belirgin bir şekilde görülebilmesi ancak bu sinyallerin çok sayıda ortalaması alınarak sağlanabilir. Ortalama alma işlemi Eş. 4.4 ile tanımlanmaktadır.

$$\mathbf{Y}_K = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \mathbf{X}_{KN} \quad (4.4)$$

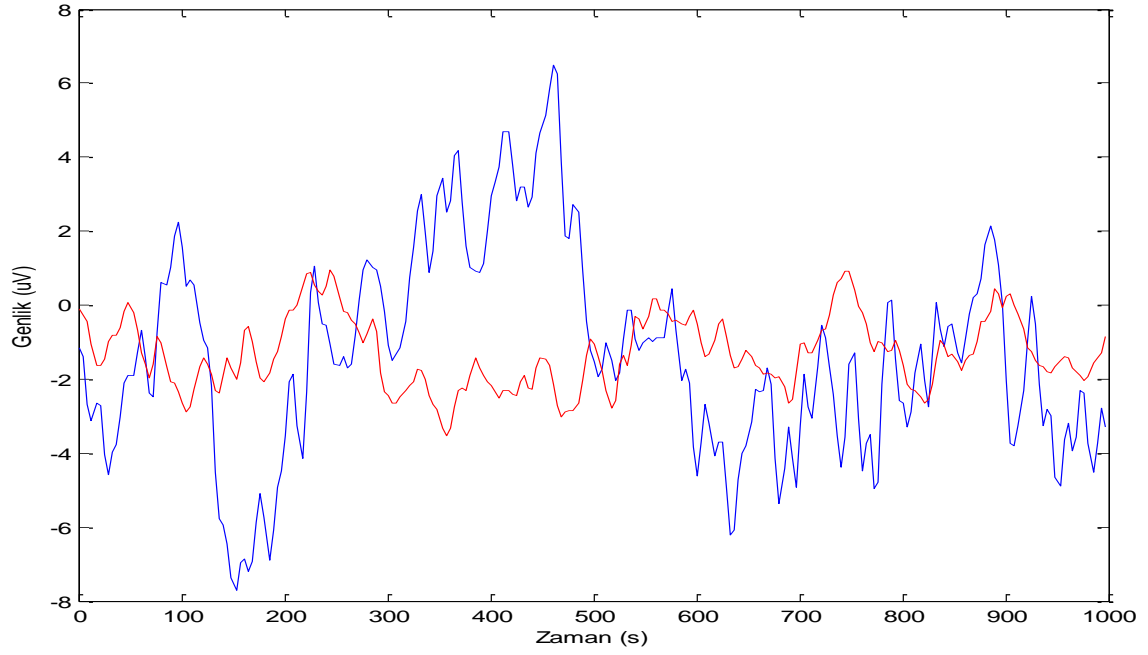
Denek A için *Q karakteri* hedef iken Cz kanalından alınan hedef ve hedef olmayan satırlara ait ortalaması alınmış sinyaller Şekil 4.4'da görülmektedir. Şekil 4.4.a'da hedef sütun 5 ve hedef olmayan diğer sütunların ortalaması ile elde edilmiş sinyaller görülmektedir. Şekil 4.4.b'de ise hedef satır 9 ve hedef olmayan diğer 5 satırın ortalaması görülmektedir.



Şekil 4.3. Denek A için eğitim kümesindeki 84. Karakter (Q) için 12 uyarana ait 4 farklı tekrarda kaydedilen EEG sinyalleri Q karakteri 5. Sütun ve 9 Satırın kesişiminde yer almaktadır



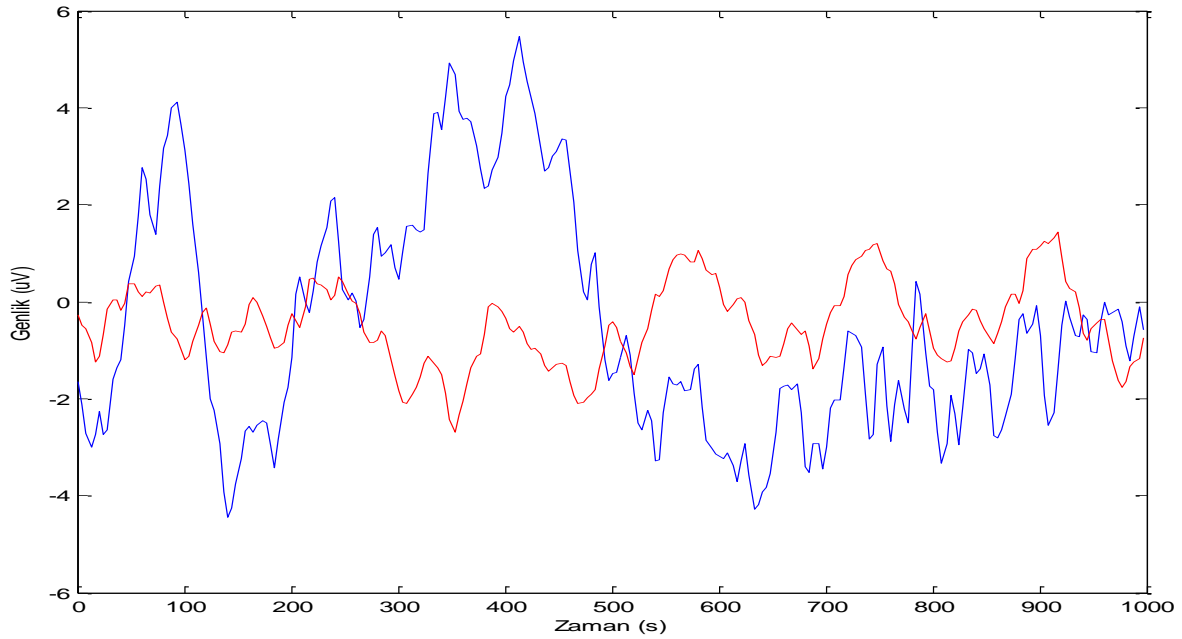
(a)



(b)

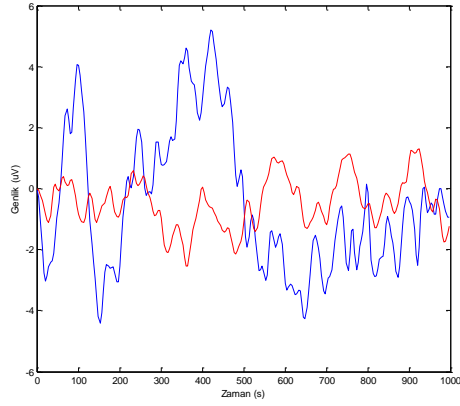
Şekil 4.4. Q karakter için hedef ve hedef olmayan satır/sütunların ortalamalarına ait grafikler (a) 5. Sütun ve hedef olmayan diğer satırlar (b) 9. Satır ve hedef uyarıcı olmayan diğer sütunlar

Şekil 4.4'deki mavi grafik hedef sinyali, kırmızı grafik ise hedef olmayan sinyalleri temsil etmektedir. Hedef uyarana ilişkin 5. Sütun ve 9. Satırın ortalaması birlikte alındığında elde edilen P300 yanıtı ile 5. Sütun ve 9. Satır dışında kalan ve hedef olmayan uyarılara ilişkin satırlar ve sütunların tümünün ortalaması Şekil 4.5'de görülmektedir. Grafik incelendiğinde hedef uyarana ilişkin P300 yanıtının hedef olmayan uyarana ilişkin yanıtların ortalamasından belirgin bir şekilde ayırt edildiği görülmektedir.

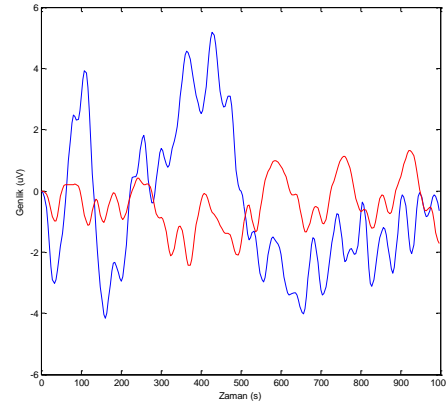


Şekil 4.5. 5. Sütun ve 9. Satırın ortalaması ile elde edilen P300 yanıtı (mavi), hedef satır/sütun dışındaki karakterlerin ortalaması (kırmızı)

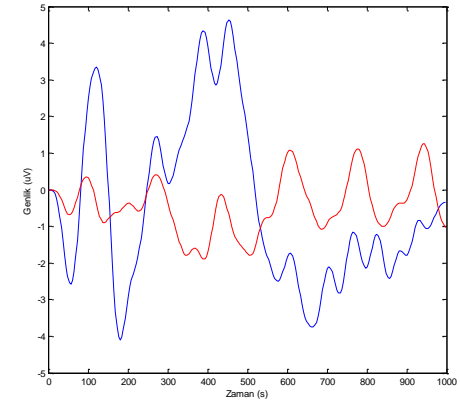
Hedef ve hedef olmayan sinyallere karşılık elde edilen yanıtlarının gürültülerinin azaltılması amacıyla ortalaması alınmış sinyallere filtreleme işlemi uygulanmıştır. Bu amaçla literatürde sıklıkla kullanılan Butterworth filtre tercih edilmiş, filtrenin derecesi 5 olarak seçilmiştir. P300 potansiyelleri 5 Hz ve 50 Hz arasında kesim frekansına sahip alçak geçiren filtreler kullanılarak değerlendirilmiştir. Şekil 4.5'de görülen ortalaması alınmış sinyallere filtre uygulanması ile elde edilen sinyaller Şekil 4.6 'da görülmektedir. P300 yanıtını EEG sinyalinin delta frekans bandı aralığında baskın olduğu bilinmektedir [84]. Filtrelenen EEG sinyalleri incelendiğinde de kesim frekansının azalması ile P300 yanıtlarının belirginleştiği görülmektedir.



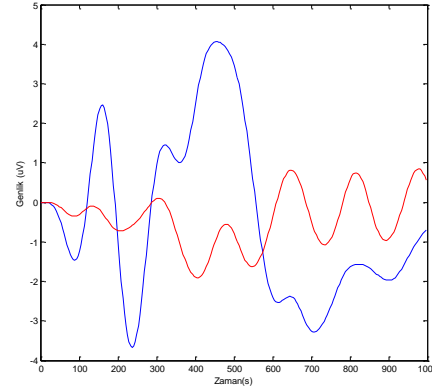
(a)



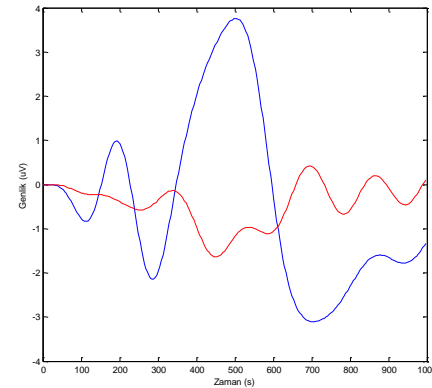
(b)



(c)



(d)

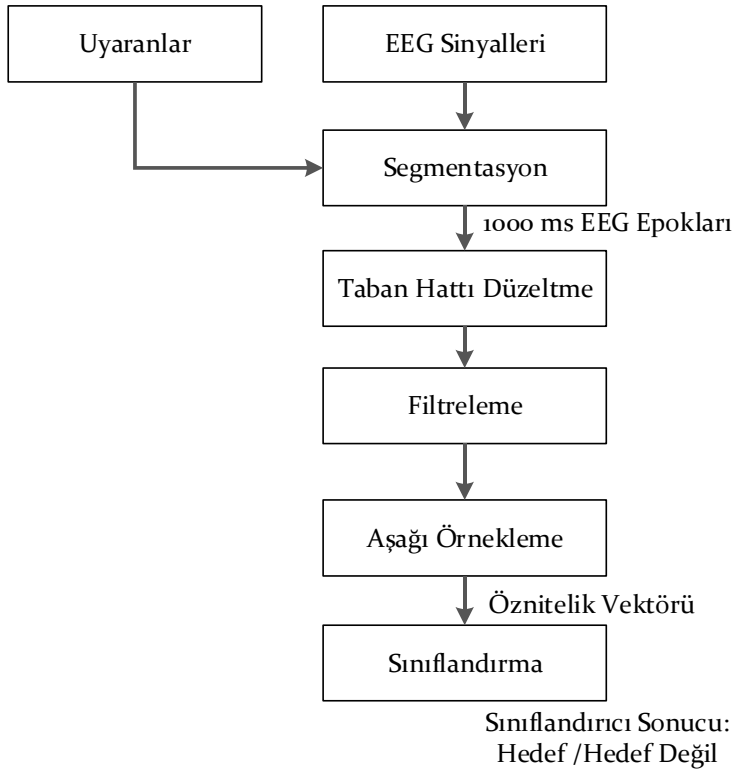


(e)

Şekil 4.6. Ortalama işlemi sonrasında filtre uygulama (a) 50 Hz; (b) 30 Hz; (c) 15 Hz; (d) 7.5 Hz; (e) 5 Hz

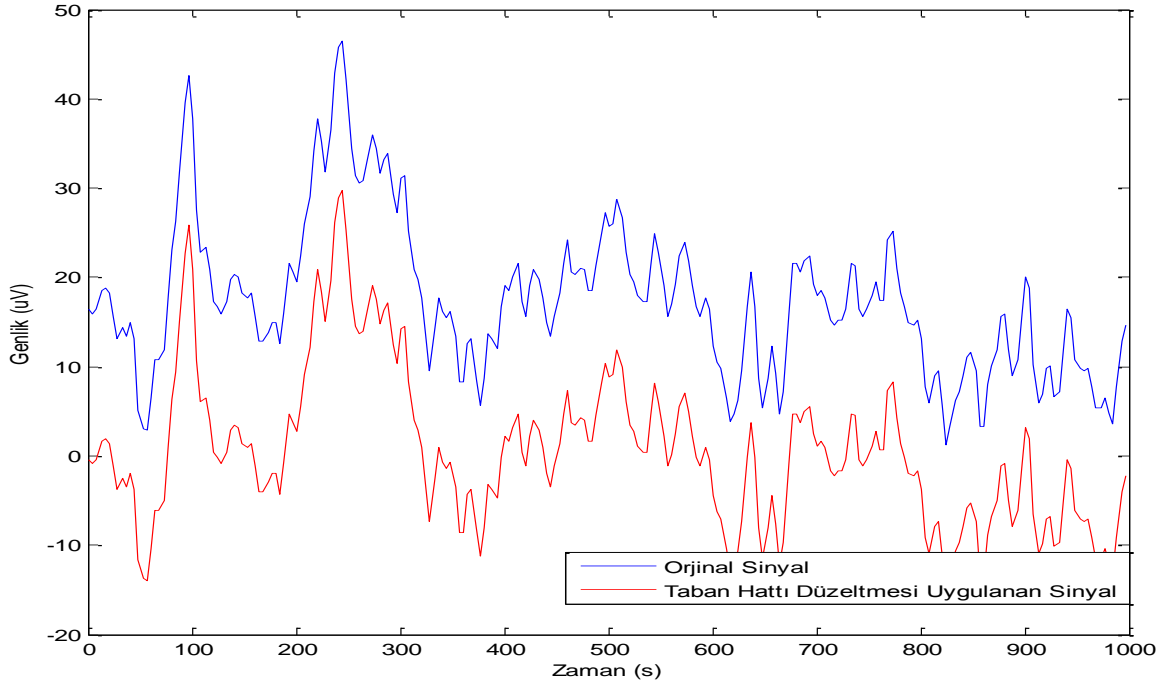
Önişleme Yöntemi ile Elde Edilen Sonuçlar

Bu çalışmada önişleme yöntemi ile öznitelik çıkarma yaklaşımında taban hattı düzeltme, filtreleme ve aşağı örnekleme basamakları yer almaktadır. Bu çalışmada kullanılan önişleme aşamalarının basamakları Şekil 4.7’de görülmektedir.



Şekil 4.7. Önişleme kullanılarak öznitelik vektörlerinin elde edilmesi

EEG veri kaydı, uyaran matrisi kullanılarak her uyarının verilmesini takip eden 1000ms’lik zaman pencerelerine ayrılmıştır. 1 karakter için Eş. 4.2. ve Eş. 4.3 ile Şekil 4.2’de tanımlanan dört boyutlu bir veri matrisi elde edilmiştir. Şekil 4.3’te görüntülenen her uyaran için kaydedilen her bir deneme tek tek incelendiğinde sinyallerde taban hattı kayması olduğu görülmektedir. EEG sinyallerine taban hattı düzeltmesi uygulamak amacıyla her zaman penceresinin ilk 100 ms’lik kısmında yer alan örneklerin ortalaması kullanılarak taban hattı düzeltmesi uygulanmıştır. Denek A için eğitim kümesinin 84. karakterindeki bir deneme için kaydedilen orijinal EEG sinyali ve taban hattı düzeltmesi uygulanmış EEG sinyali Şekil 4.8’de görülmektedir.



Şekil 4.8. Taban hattı düzeltmesi

Daha sonra her bir deneme (single trial) 5 Hz frekansında 5. Dereceden Butterworth bir alçak geçiren filtre kullanılarak filtrelenmiştir. Filtreleme işlemi sonrasında elde edilen sinyaller 1/8 oranında aşağı örneklenmiştir. Her bir örnek için 16 farklı elektrottan alınan örnekler yeniden organize edilerek öznitelik vektörleri elde edilmiştir.

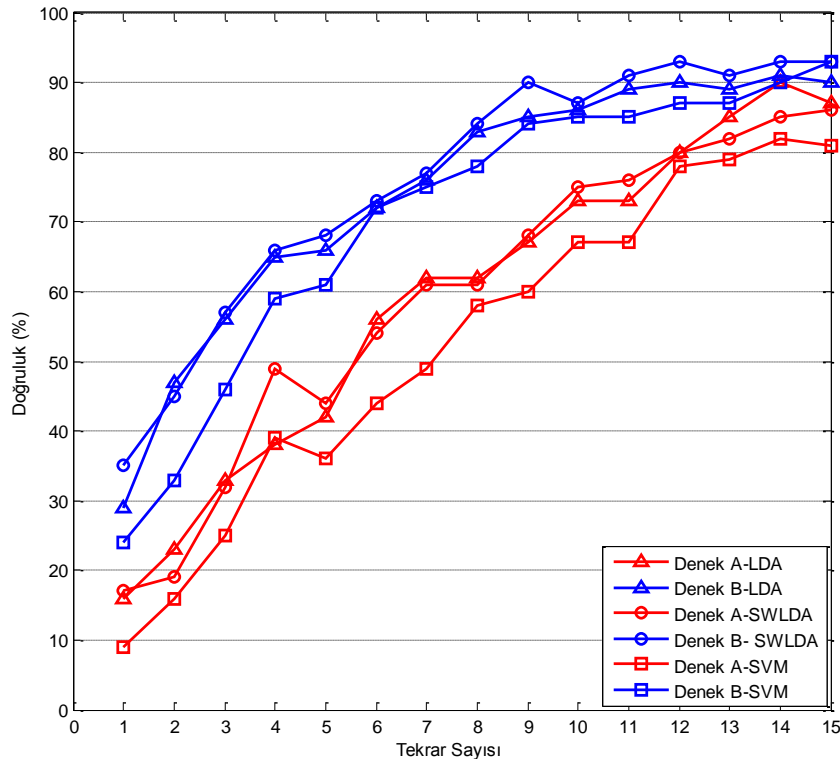
Bir karakter seçimi için bu işlemler her EEG epokun (180 örneğin) her birine ayrı ayrı uygulanarak “single trial” analiz yapılmıştır. Her bir EEG epoku için elde edilen öznitelik vektörleri LDA, SWLDA ve DVM olmak üzere üç farklı yöntem kullanılarak sınıflandırılmıştır. Öznitelik vektörlerine ilişkin sınıf etiketleri, uyarının hedef uyarana ilişkin olması durumunda “+1”, hedef olmayan uyarılara ilişkin olmaları durumunda ise “0” olarak atanmıştır. Her bir deneme için tüm satır ve sütunların sınıflandırıcı skorları belirlenmiştir.

Her satır ve sütun için tek uyarana ilişkin yanıtların sınıflandırıcı skorları Eş. 4.5 ve Eş. 4.6 kullanılarak satır ve sütunlar için ayrı ayrı kümülatif skorlar hesaplanmıştır. Eş. 4.5 ve Eş. 4.6'da W ve $x_{\text{satır/sütun}}$ sırasıyla yansıtma matrisi ve öznitelik vektörü olarak gösterilmiştir. En yüksek skora sahip satır ve sütun sırasıyla hedef satır ve hedef sütun olarak adlandırılmaktadır. Şekil 2.3'ye göre, hedef satır ve hedef sütunun kesişiminde yer alan karakter hedef karakter olarak atanmıştır.

$$\text{Hedef Satır} = \arg \max_{\text{satır}} \left[\sum_{i_{\text{satır}}} W \cdot x_{\text{satır}} \right] \quad (4.5)$$

$$\text{Hedef Sütun} = \arg \max_{\text{sütun}} \left[\sum_{i_{\text{sütun}}} W \cdot x_{\text{sütun}} \right] \quad (4.6)$$

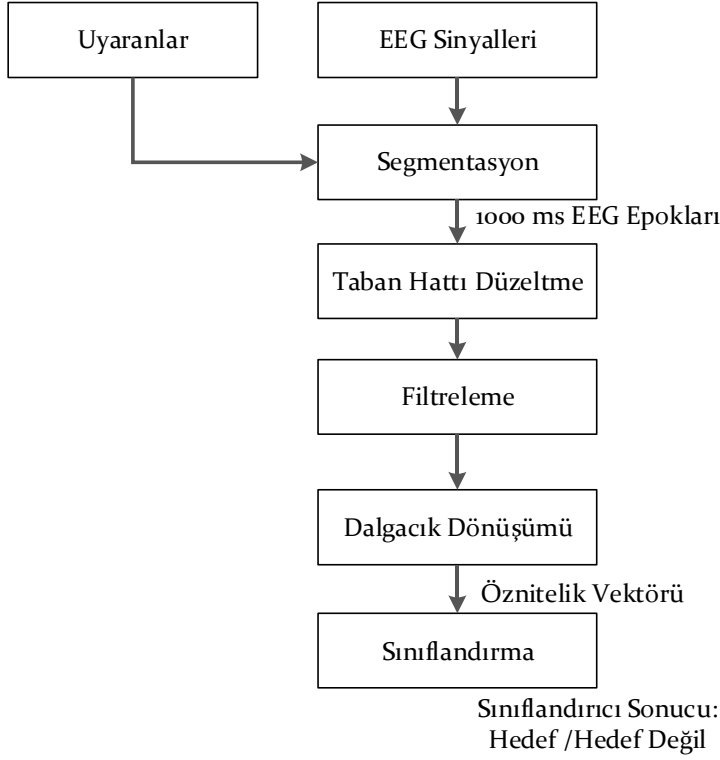
BBA Yarışması III Veri Kümesi II için önişleme ile elde edilen öznitelik vektörleri kullanılarak yapılan sınıflandırma sonuçları Şekil 4.9’da görülmektedir. Denek A için, sınıflandırıcı performansları incelendiğinde 15 tekrar doğruluğu LDA için % 87, SWLDA için % 86, DVM için ise % 81 olarak elde edilmiştir. Denek B için 15 tekrar doğrulukları LDA için % 90, SWLDA için % 93, DVM için ise % 93 olarak belirlenmiştir. Denek A için karakter belirleme doğrulukları tüm sınıflandırıcılar için Denek B ile karşılaştırıldığında düşük bulunmuştur.



Şekil 4.9. Önişleme ile elde edilen karakter belirleme doğrulukları

Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak Elde Edilen Sonuçlar

Dalgacık dönüşümü öznitelik çıkarmak amacıyla kullanılan ikinci yöntemdir. Dalgacık dönüşümü ile karakter belirleme işlemleri tek uyarana (*single trial*) ilişkin EEG sinyalleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Önerilen yönteme ilişkin akış diyagramı Şekil 4.10’da verilmiştir.



Şekil 4.10. Dalgacık dönüşümü kullanılarak öznitelik vektörlerinin elde edilmesi

EEG verileri uyaran matrisi dikkate alınarak her uyarının verilmesini takip eden 1000 ms'lik zaman pencerelerine ayrılmıştır. 1 karakter epoku için Eş. 4.2. ve Eş. 4.3 ile Şekil 4.2'de tanımlanan dört boyutlu bir veri matrisi elde edilmiştir.

Şekil 4.3'te tek tekrar (deneme) için kaydedilen EEG sinyalleri incelendiğinde, sinyallerde taban hattı kayması olduğu görülmektedir. EEG sinyallerine taban hattı düzeltmesi uygulamak amacıyla her zaman penceresinin ilk 100 ms'lik kısmında yer alan örneklerin ortalaması kullanılarak taban hattı düzeltmesi uygulanmıştır. Taban hattı düzeltmesi sonrasında EEG sinyalleri 5 Hz kesim frekansına sahip alçak geçiren filtre ile filtrelenmiştir.

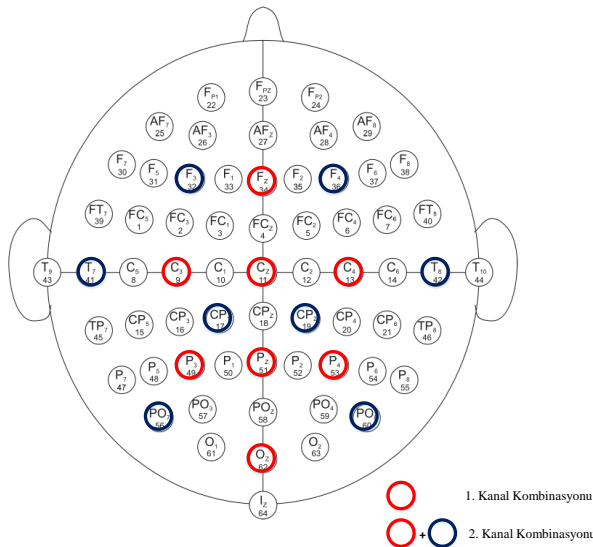
EEG sinyallerine önışleme uyguladıktan sonra öznitelik çıkarmak amacıyla sinyallere ADD uygulanmıştır. ADD'de Daubachies 2 (db2) dalgacığı ana dalgacık olarak kullanılmıştır. EEG'nin delta frekans bandı aralığına ulaşmak amacıyla ayrışım seviyesi 5 olarak seçilmiştir. Tek uyarana ilişkin EEG sinyalleri $D_1 - D_5$ detay katsayıları ve A_5 yaklaşım katsayıları olmak üzere altı farklı katsayı kümesine ayrıştırılmıştır.

Çizelge 4.1’de görüldüğü gibi, altı dalgacık katsayısı kümesi, sırasıyla, 60-120 Hz, 30-60 Hz, 15-30 Hz, 7.5-15Hz ve 3.75-7.5 Hz ile 0-3.75 Hz frekans bandı aralıklarında elde edilmiştir. EEG’nin delta frekans bandına aralığı 0.5-3.5 Hz frekans bandında bulunmaktadır (Çizelge 2.3). (A_5) yaklaşım katsayıları delta bandı aralığındaki EEG sinyallerini tanımlamaktadır. Bu nedenle bu çalışmada, (A_5) yaklaşım katsayıları öznitelik vektörü oluşturmak amacıyla organize edilmiştir.

Çizelge 4.1. 5 Seviyeli dalgacık dönüşümü sonrasında erişilen frekans bandı aralıkları

Ayrışım seviyesi	Frekans Aralığı (Hz)
D1	60-120
D2	30-60
D3	15 -30
D4	7.5-15
D5	3.75-7.5
A5	0-3.75

Önerilen yöntemin sınıflandırma doğruluğu 3 farklı kanal kombinasyonu üzerinde değerlendirilmiştir. Sonuçların karşılaştırılabilir olması adına ilk kanal kombinasyonu BBA Yarışması III Veri Kümesi II kullanarak birinciliği kazanan grubun kullanmış olduğu 8 kanal seçilerek oluşturulmuştur [67]. 1. Kanal kombinasyonu F_Z , C_3 , C_Z , C_4 , P_3 , P_Z , P_4 , ve O_Z kanallarını içermektedir. 2. Kanal kombinasyonu ise, ilk gruba ilave olarak F_3 , F_4 , T_7 , T_8 , CP_1 , CP_2 , PO_7 , PO_8 kanallarını içermektedir. 3. Kombinasyon ise veri kaydında bulunan 64 kanalın tamamını içermektedir. Veri kaydı sırasında kullanılan elektrot konfigürasyonu ve bu çalışmada seçilen kanallar Şekil 4.11’de görülmektedir.



Şekil 4.11. Elektrod konfigürasyonu

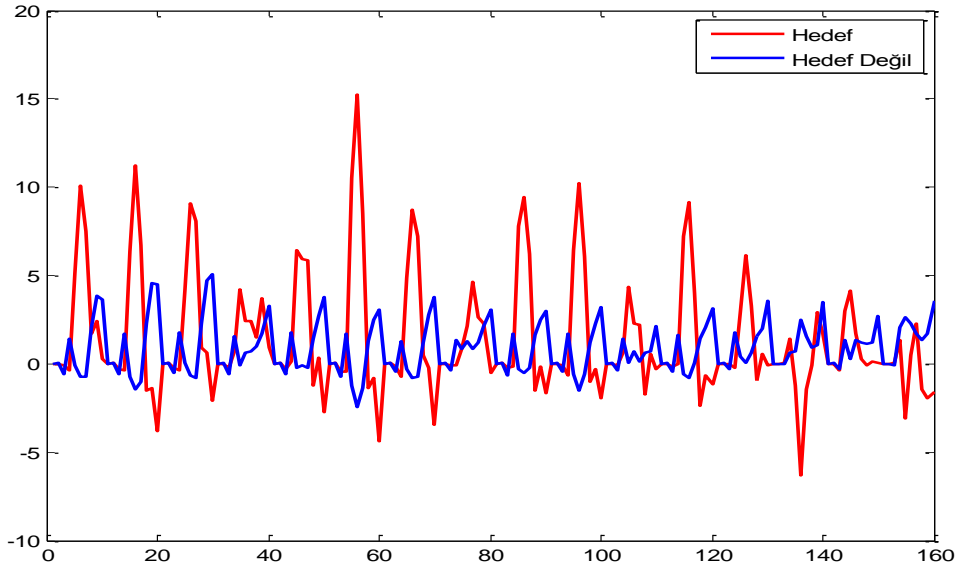
Hedef ve hedef olmayan uyaranlara ilişkin dalgacık katsayıları arasında anlamlı bir farklılık olup olmadığını belirlemek amacıyla istatistiksel eşleştirilmiş örneklem t-testi uygulanmıştır. Bu işlem üç farklı kanal kombinasyonu için de tekrarlanmıştır. Test sonuçları 0.05 anlamlılık seviyesinde değerlendirilmiştir. Çizelge 4.2’de her iki denek için üç farklı kanal kombinasyonu durumlarında eşleştirilmiş örneklem t-testi sonuçları görülmektedir. Denek A için ilk kanal kombinasyonunda hedef ve hedef olmayan uyaranlara ilişkin yanıtlar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,1098$). Denek A için, kanal kombinasyonu II ve III durumlarında ise, hedef ve hedef olmayan uyaranlara ilişkin yanıtlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmüştür ($p=0,017$ ve $p=0,0045$). Denek B için ise her üç kanal kombinasyonu durumunda da hedef ve hedef olmayan uyaranlara ilişkin yanıtlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülmüştür ($p=0,000$).

Çizelge 4.2. Eşleştirilmiş örneklem t-testi sonuçları

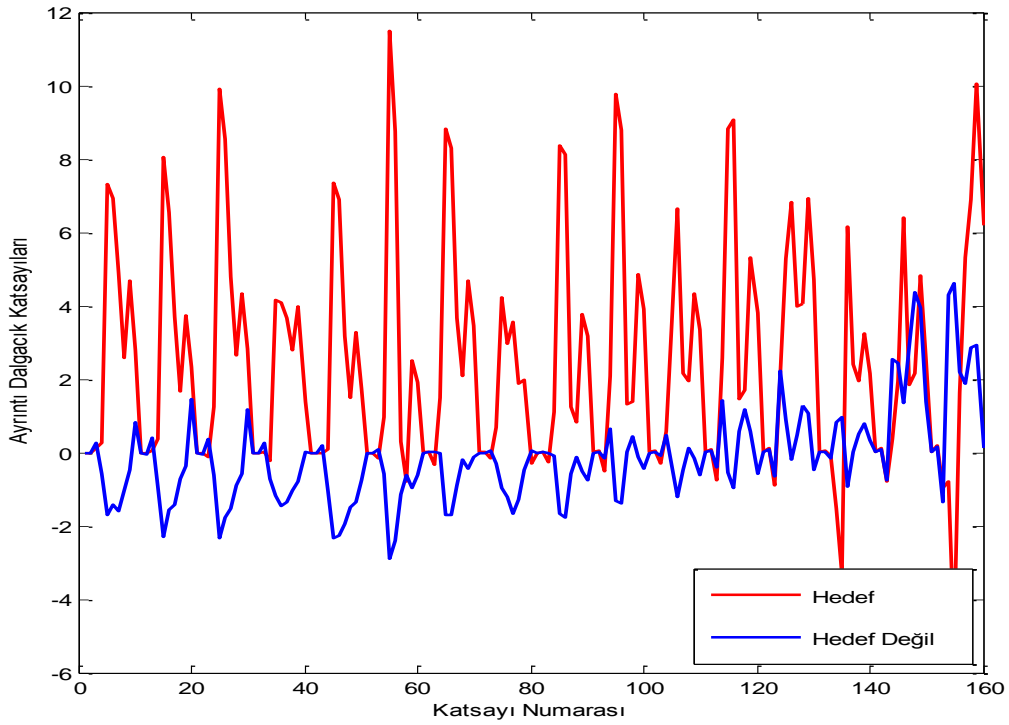
	Denek A			Denek B		
	8 Kanal	16 Kanal	64 Kanal	8 Kanal	16 Kanal	64 Kanal
Hedef Uyarın	1.4985	1,4091	1,0965	2,6830	2,5348	2,5065
Hedef Olmayan Uyarın	0,6213	0,5595	0,6134	0,3805	0,3254	0,3124
t-değeri	1,6173	2,420	2,8480	6,1550	8,082	16,6408
p	0,1098	0,017	0,0045	0,000	0,000	0,000

Denek B için hedef ve hedef olmayan uyaranlara ilişkin dalgacık katsayıları arasında her üç kanal kombinasyonu durumunda anlamlı farklılıklar görülmesine rağmen, Denek A için hedef ve hedef olmayan uyaranlara ilişkin dalgacık katsayıları arasındaki anlamlılık düzeyi kanal sayısındaki artış ile birlikte arttığı görülmektedir.

Denek A ve Denek B için kanal kombinasyonu II kullanılarak hedef ve hedef olmayan uyaranlara ilişkin yanıtlara ilişkin yaklaşım katsayılarının (A5) ortalaması Şekil 4.12’de görülmektedir.



(a)



(b)

Şekil 4.12. Kanal kombinasyonu II için hedef ve hedef olmayan uyarılara ilişkin dalgacık katsayılarının ortalaması (a) Denek A (b) Denek B

Bu çalışmada tek uyarana ilişkin yanıtların değerlendirilmesi amacıyla LDA, SWLDA ve DVM olmak üzere üç farklı sınıflandırma yöntemi kullanılmıştır. Her bir EEG epoku için elde edilen öznitelik vektörleri ayrı ayrı sınıflandırılmıştır. Öznitelik vektörlerine ilişkin sınıf etiketleri, uyaranın hedef uyarana ilişkin olması durumunda “+1”, hedef olmayan uyaralara ilişkin olmaları durumunda ise “0” olarak atanmıştır. Her satır ve sütun için tek uyarana ilişkin yanıtların sınıflandırıcı skorları hesaplanmıştır. Eş. 4.5 ve Eş. 4.6 kullanılarak satır ve sütunlar için ayrı ayrı kümülatif skorlar hesaplanmıştır. En yüksek skora sahip satır hedef satır ve en yüksek skora sahip sütun hedef sütun olarak adlandırılmaktadır. Hedef satır ve hedef sütunun kesişiminde yer alan karakter tahmin edilen hedef karakter olarak atanmıştır.

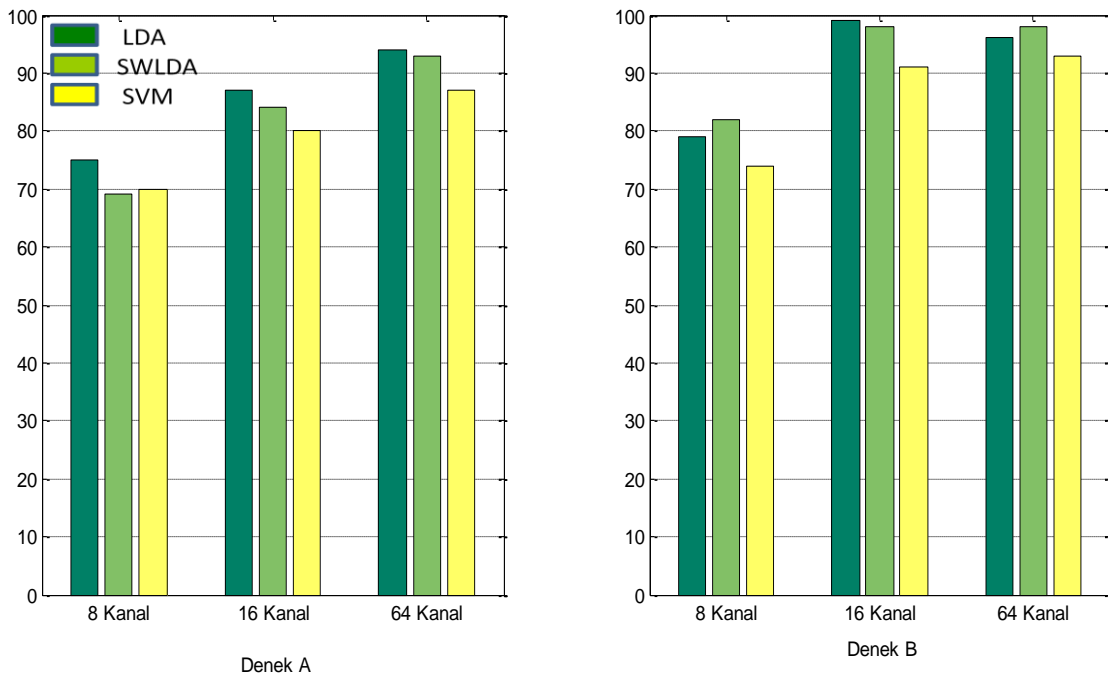
Her üç kanal kombinasyonu için performans analizleri LDA, SWLDA ve DVM, sınıflandırıcı yöntemleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Destek vektör makineleri radyal tabanlı kernel ile birlikte kullanılmıştır. Destek vektör makinesine ait ceza parametresi (C) ve sigma (σ) değerlerinin seçimi için eğitim kümesindeki veriler kullanılarak 10 kat çapraz geçirme sonucunda minimum hatayı veren C ve sigma değerleri sınıflandırıcının eğitimi için kullanılmıştır. Sınıflandırıcı parametreleri grid arama yaklaşımı ile her denek için ayrı ayrı belirlenmiştir. SWLDA için ise, sınıflandırma işlemi öncesinde ileri ve geri yönlü stepwise regresyon analizi ile belirlen anlamlı öznitelikleri içeren bir model oluşturulmuştur. İleri ve geri seçimler için anlamlılık düzeyleri sırasıyla 0.1 ve 0.15 olarak belirlenmiştir. Model seçimi belirlenen anlamlılık düzeylerinde modele eklenecek son özneliğin belirlenmesine kadar devam etmiştir. LDA ve DVM için öznitelik vektörünün boyutları kanal kombinasyon I, II ve III için sırasıyla 80,160 ve 640'tır. SWLDA için ise öznitelik vektörünün boyutları ortalama 34, 58 ve 132 olarak belirlenmiştir. 15 tekrar için sınıflandırma sonuçları Şekil 4.13'te görülmektedir.

Denek A için, sınıflandırıcı performansları incelendiğinde, karakter belirleme doğruluğunun kanal sayısının artması ile birlikte önemli derecede arttığı görülmektedir. Her üç sınıflandırıcının kullanılması durumunda da en düşük doğruluk kanal kombinasyonu-I ile elde edilmiştir (LDA ile % 75, SWLDA ile % 69, DVM ile % 70). Kanal kombinasyonu- II için karakter belirleme doğruluğu her üç sınıflandırıcı için de artmıştır (LDA ile % 87, SWLDA ile % 84, DVM ile % 80). Her üç sınıflandırıcı için de en yüksek sınıflandırma başarısına 64 kanalın tamamı kullanılması durumunda erişilmiştir (LDA ile %94, SWLDA ile % 93, DVM ile % 87). Denek A sınıflandırıcı performansları istatistiksel testler ile de uyumluluk göstermektedir. Bununla birlikte üç sınıflandırıcı

arasında her üç kanal kombinasyonu için de en iyi karakter belirleme doğruluğuna LDA kullanılması durumunda erişilmiştir.

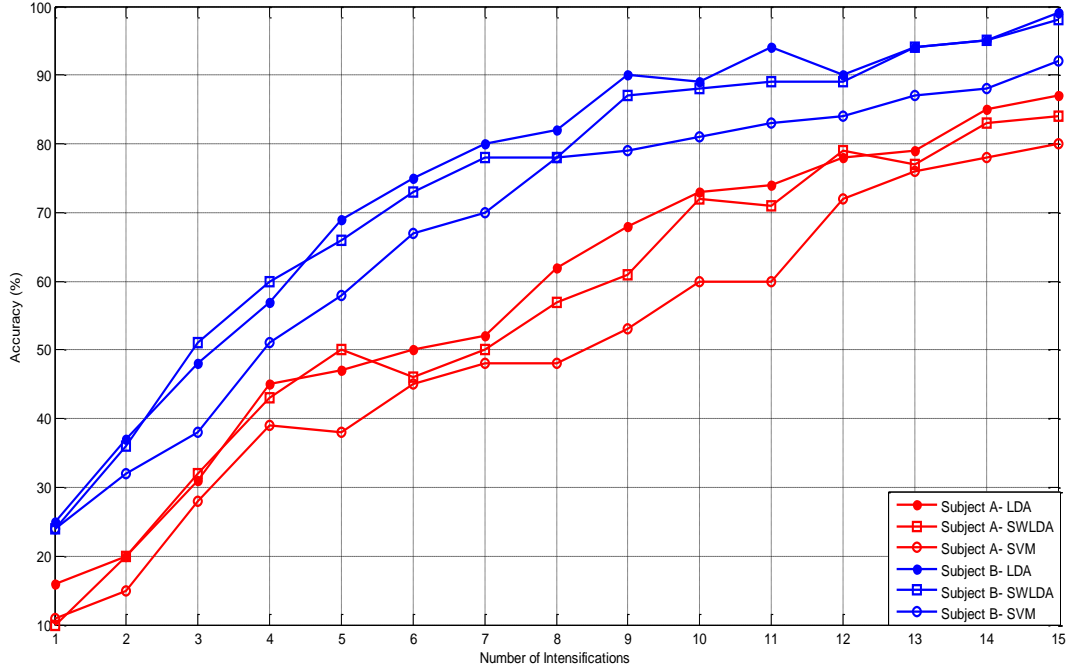
Denek B, Denek A ile karşılaştırıldığında daha üstün bir performans sergilemiştir. Denek A' da olduğu gibi Denek B için de en düşük sınıflandırma performansı kanal kombinasyonu-I durumunda elde edilmiştir (LDA ile % 79, SWLDA ile % 82, DVM ile % 74). Ancak Denek A'nın aksine Denek B, kanal kombinasyonu II ve III kullanılması durumunda yakın karakter belirleme doğruluklarına erişilmiştir.

Her üç sınıflandırıcı 15 tekrarda birbirlerine yakın sonuçlar elde etmesine rağmen, Denek A için en yüksek karakter belirleme doğruluğuna LDA kullanılarak erişilmiştir. Denek B için 15 tekrardaki doğruluklar incelendiğinde ise LDA ve SWLDA'nın yaklaşık sonuçlar ürettiği görülmektedir.



Şekil 4.13. Üç kanal kombinasyonu için LDA, SWLDA ve DVM sınıflandırıcıların karakter belirleme doğrulukları

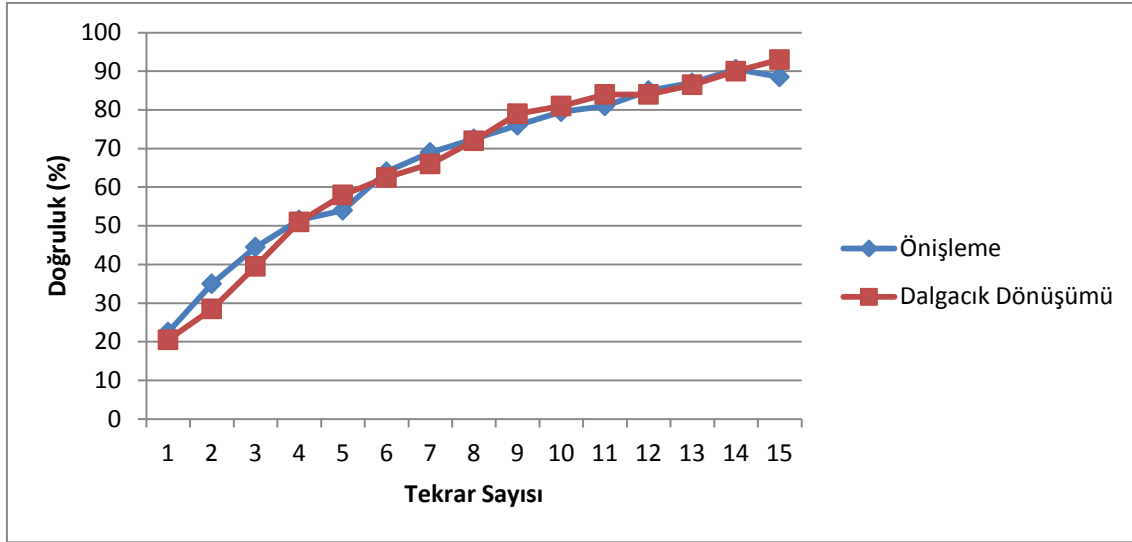
Karakter belirleme doğrulukları göz önüne alındığında tüm tekrarlar için sınıflandırıcı performanslarını karşılaştırmak amacıyla, ikinci kanal kombinasyonu kullanılmıştır. 15 tekrar süresince Denek A ve Denek B için her üç sınıflandırıcı kullanılması durumunda erişilen karakter belirleme performansları Şekil 4.14'te görülmektedir.



Şekil 4.14. Kanal kombinasyonu II için tekrar sayısına ilişkin doğruluklar

Sınıflandırıcı karakter belirleme performansları her iki denek için aynı başarı sıralamasında yer almaktadır. En yüksek karakter belirleme performansına LDA kullanılarak erişilmiştir. Ortalama karakter belirleme doğruluğu 5, 10 ve 15 tekrar için sırasıyla %58, %81 ve %93 olarak belirlenmiştir. SWLDA LDA'dan daha düşük bir performans göstermiştir. SWLDA ile erişilen sınıflandırma doğrulukları ise 5, 10 ve 15 tekrar için sırasıyla %58, %80 ve %91 olarak belirlenmiştir. En düşük sınıflandırma doğruluğu ise SVM ile elde edilmiştir (5, 10 ve 15 tekrar için sırasıyla %40, %70.5 ve %86). Denek B, her üç sınıflandırma yöntemi için de daha üstün bir sınıflandırma performansına erişmiştir.

16 kanal kullanılması durumunda önışleme ve dalgacık dönüşümü yöntemleri ile elde edilen ortalama karakter belirleme doğruluklarının LDA sınıflandırıcı kullanılması durumundaki karşılaştırması Şekil 4.15'te görülmektedir. Her iki öznel çıkarma yönteminin birbirine yakın karakter belirleme doğruluğuna eriştiği görülmektedir.



Şekil 4.15. Önişleme ve dalgacık dönüşümü yöntemleri için ortalama karakter belirleme doğrulukları

Çizelge 4. 3'te BBA Yarışması III Veri Kümesi II yarışmasının sonuçları ile aynı veri kümesini kullanan diğer çalışmalar karakter belirleme doğrulukları, kullanılan kanal sayısı ve önerilen yöntemler ile birlikte verilmiştir. Çalışmaların önemli bir kısmı test kümesindeki karakterleri 15 tekrar kullanarak en az %75 doğrulukla belirlemiştir [121, 122]. Yarışmanın kazananı, Rakotomamonjy ve arkadaşları, kanal seçimi ile birleştirilmiş DVM grupları yöntemi ile %96,5 karakter belirleme doğruluğuna erişmiştir [67]. Salvaris ve arkadaşları ise dalgacık dönüşümü yöntemi ile öznel çıkarma işleminin ardından yarışmanın birincisine benzer bir yaklaşımla kanal seçimi ile birleştirilmiş sınıflandırıcı grupları ile sınıflandırma işlemi uygulayarak 15 tekrarda ortalama %95 karakter belirleme doğruluğuna erişmiştir [78]. Ancak sınıflandırıcı grupları yaklaşımı çok sayıda sınıflandırıcının bir arada kullanılmasını gerektirmektedir. Her iki çalışmada da kullanılan sınıflandırıcı grupları yaklaşımında da eğitim kümesi 5 karaktere ilişkin veri içeren 16 sınıflandırıcı kullanılmaktadır. Öte yandan, bu çalışmalarda sınıflandırıcı gruplarında yer alan her bir sınıflandırıcı için ayrı ayrı kanal seçim işlemi uygulanmıştır. Sınıflandırıcı gruplarındaki her bir sınıflandırma ögesi birbirinden farklı konum ve sayıda elektrod içermektedir. Rakotomamonjy ve arkadaşlarının çalışmasında sınıflandırıcı gruplarında kullanılan elektrod sayısı 4 ile 56 arasında değişmektedir [67]. Aynı veri kümesini kullanan bir diğer çalışmada 64 kanalın tamamı kullanılarak önişleme ve BLDA yöntemleri ile %98 doğruluğa erişilmiştir [123]. Bu durum ise öznel çıkarma aşamasında 64 kanalın tamamının kullanılmasını gerektirir.

Çizelge 4.4. Literatürde aynı veri kümesi kullanılarak yapılan çalışmaların karşılaştırması

Çalışma	Doğruluk (15 tekrar)	Kanal sayısı	Yöntem
Selim vd. [113].	98	64	Önişleme+BLDA
Rakotomamonjy vd.	96.5	Deneğe özgü (4-56)	Önişleme//DVM Grupları
Salvaris vd.[78]	95	Deneğe özgü (10-20)	Dalgacık Dönüşümü/FLD Grupları
<i>Bu çalışma</i>	93	16	<i>Dalgacık Dönüşümü + LDA</i>
Yandong	90.5	11 ve 10	Önişleme+ICA+Bagging-DVM
Zongtan	90.0	64	Önişleme+PCA+Bagging-LDA
Hoffmann	89.5	-	Gradyan Arttırma Yöntemi
Zhonglin vd.	87.5	10	Önişleme+Bagging-LDA
Lu	83.0	10	Aşağıörnekleme+DVM
Gentiletti vd.	78.5	-	Önişleme+PCA+DVM
Kunapuli	75.0	20	Önişleme+Kernel Fisher Diskriminant
Hongzhi vd.	33.5	-	PCA+ICA+Bayes Ağları
Yang vd.	7.5	-	Korelasyon katsayıları +DVM

Bu çalışmada, dalgacık dönüşümü ile kombine edilmiş tek bir sınıflandırıcı kullanılarak %93 karakter belirleme doğruluğuna erişilmiştir. Bununla birlikte önerilen sistem %93 başarıya erişmek için sadece 16 kanal kullanmaktadır. Önerilen sinyal işleme algoritması bu yönüyle de pratik olarak kullanılabilir bir sistem için önemli bir gelişmedir. Bu çalışmada önerilen dalgacık dönüşümü ile 8 kanal kullanılarak yapılan sınıflandırma başarısı LDA, SWLDA ve DVM sınıflandırıcıların kullanılması durumunda %77, %75,5 ve %72 olarak bulunmuştur. Elde edilen bu sonuçlar, yarışmanın birincisinin aynı kanalları kullanarak tek bir sınıflandırıcı ile elde edilen sınıflandırma başarısından (%70) yüksek bulunmuştur [67]. Aynı çalışmada tüm kanalların kullanılması durumunda sınıflandırıcı grupları yöntemi ile erişilen sınıflandırma başarısı %95.5 ve tek bir sınıflandırıcı kullanılması durumunda elde edilen doğruluk ise %96.5 olarak belirlenmiştir. Bu çalışmada 64 kanal kullanılması durumunda tek bir sınıflandırıcı ile elde edilen sınıflandırma başarısı %95 olarak hesaplanmıştır.

4.2. Senkron Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulaması Sonuçları

Bu bölümde, detayları Bölüm 3.2’de açıklanan senkron veri kaydı için hazırlanan deney düzeneği kullanılarak kaydedilen 10 deneğe ait veriler kullanılmıştır. Senkron veri analizi deneklerin önceden tanımlanan tekrar sayıları süresince kaydedilen verilerin analizlerini içermektedir.

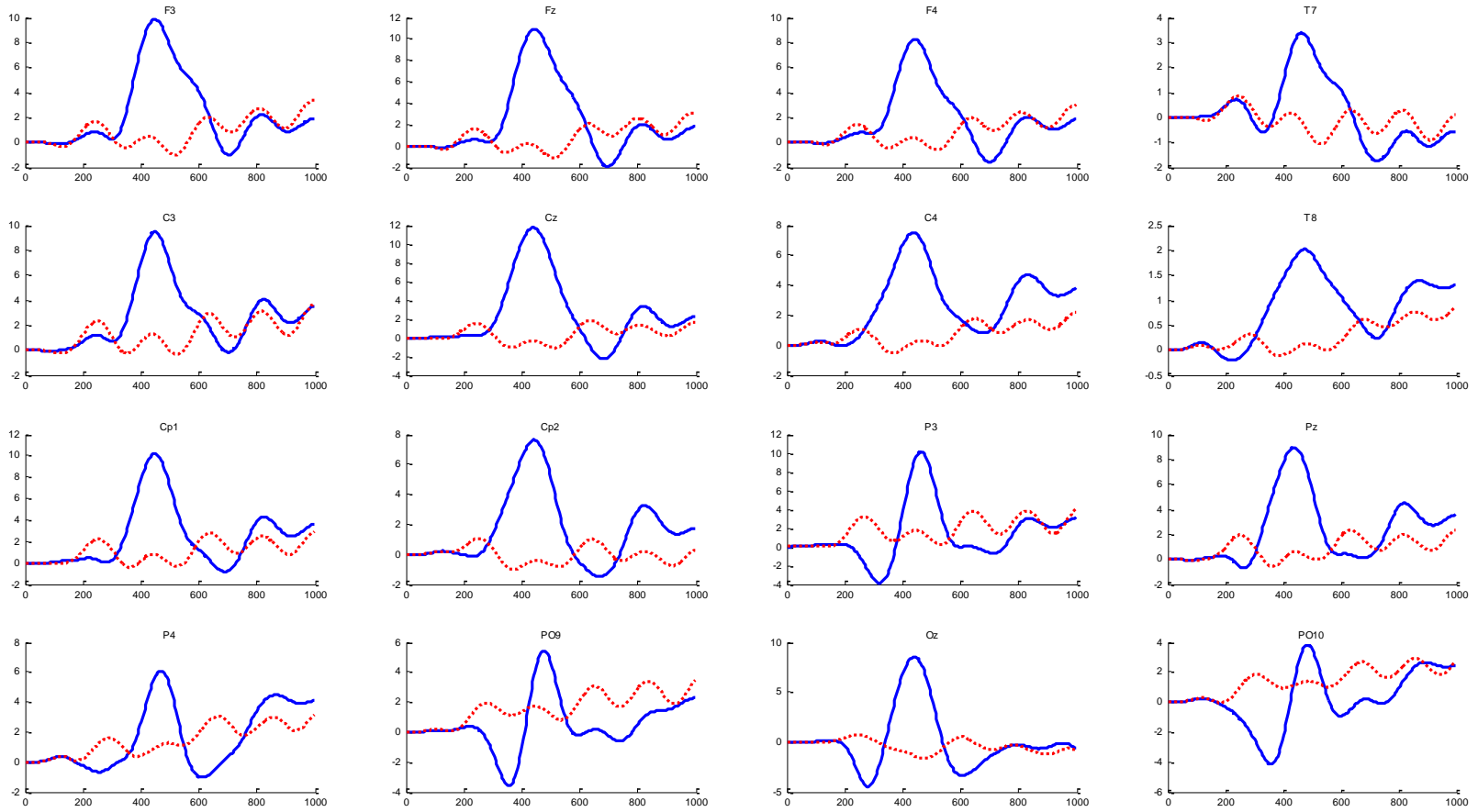
Bu bölümde kullanılan veri kümesi her denekten 70 hedef seçimi için kaydedilen verileri içermektedir. Bölgesel tabanlı paradigma iki aşamalı bir seçim gerektirdiğinden her denekten 140 bölge seçimi süresince kayıt alınmıştır. Bu verilerin 20 tanesi eğitim kümesini, 120 tanesi ise test kümesini oluşturmaktadır. Senkron deneylerde Bölüm 2.9, 2.10 ve 4.1'de detayları verilen sinyal işleme ve sınıflandırma teknikleri kullanılmıştır.

P300 Yanıtlarının Elde Edilmesi

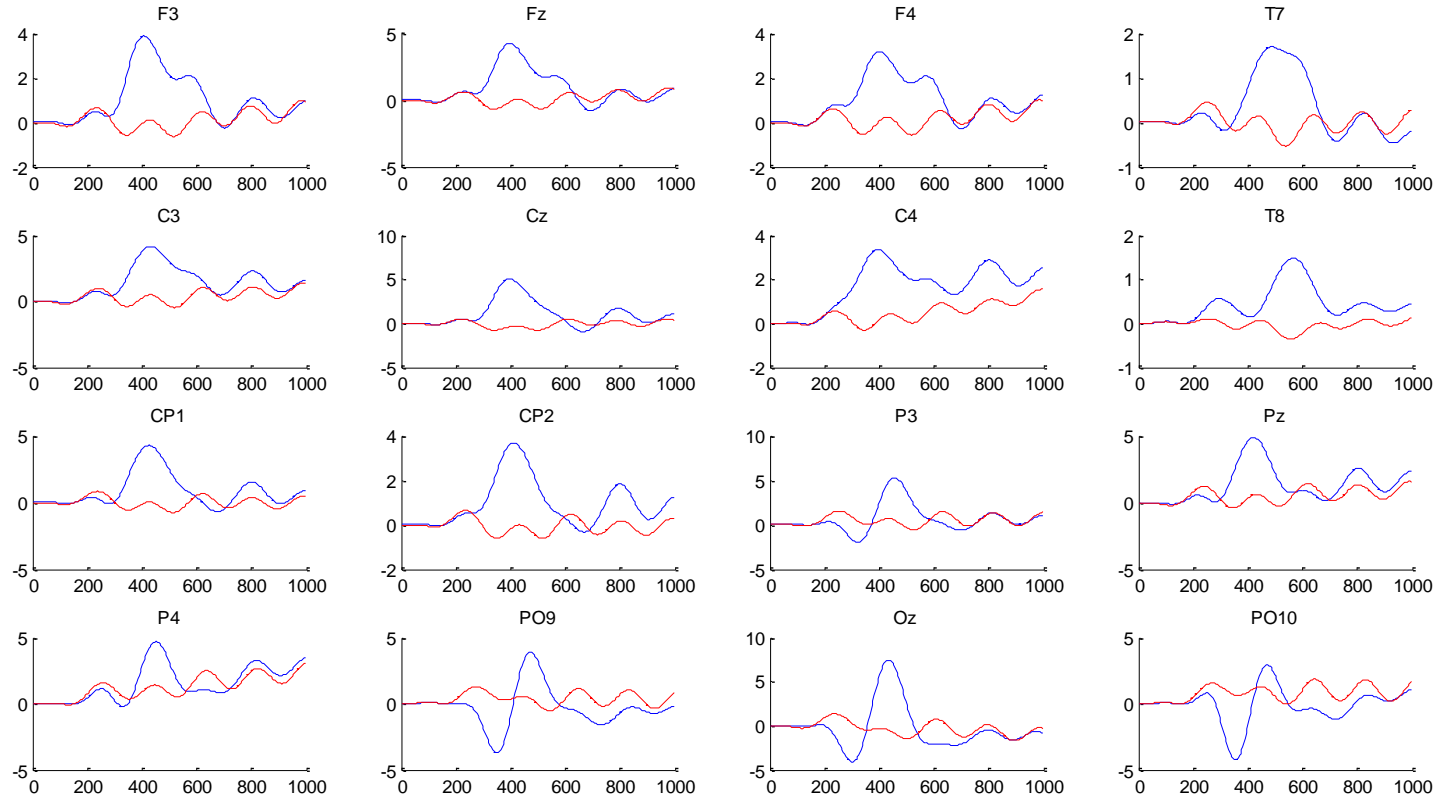
P300 potansiyellerinin büyük ortalamaları (grand average) tüm deneklerden veri kaydı süresince kaydedilen hedef uyaranlara ilişkin tüm EEG epokları ve hedef olmayan uyaranlara ilişkin tüm EEG epoklarının ayrı ayrı ortalamalarının alınması ile elde edilir. Bu çalışmada büyük ortalamalar 140 karaktere ilişkin veri kaydı sırasında kaydedilen EEG sinyallerinin ortalaması alınarak hesaplanmıştır. F₃, F_Z, F₄, T₇, C₃, C_Z, C₄, T₈, CP₁, CP₂, P₃, P_Z, P₄, O_Z, PO₉, PO₁₀ kanallarından 0–1000 ms süresince hedef ve hedef olmayan uyaranlara ilişkin sinyallerin büyük ortalaması her kanal için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Hedef uyaranlara ait yanıtlar 140 karakter seçimi süresince kaydedilen hedef uyaranlara ait sinyallerin, öte yandan hedef olmayan yanıtlar ise 140 karakter için hedef olmayan tüm uyaranlara ait sinyallerin ortalamasını içermektedir.

Şekil 4.16'da Denek 3 için hedef ve hedef olmayan uyaranlara ait 16 kanaldan elde edilen büyük ortalamalar görülmektedir. Tüm kanallar için ortalama P300 gecikmesi yaklaşık 453 (± 15.52) ms olarak belirlenmiştir. P300 potansiyeli yaklaşık 615.75 (± 45.29) ms'ye kadar devam ettiği görülmektedir. Denekler arasındaki değişim ise Cz kanalı referans alınarak incelenmiştir. Tüm denekler için P300 gecikmesi ve P300 yanıtının tamamlanması için gerekli süre sırasıyla 413 ms (± 67.47) ve 587 (± 86.16) ms olarak belirlenmiştir.

Şekil 4.17'de ise tüm deneklerin verileri kullanılarak elde edilen büyük ortalamalar görülmektedir. Tüm kanallar göz önüne alındığında, büyük ortalamalarda P300 gecikmesi yaklaşık olarak 444 (± 44.35) ms olarak belirlenmiştir. P300 yanıtlarının büyük ortalamalarının ise yaklaşık olarak 616.75 (± 52.80) ms devam ettiği görülmektedir. P300 yanıtlarının büyük ortalamaları incelendiğinde, P300 yanıtlarının incelenmesi için gerekli sürenin yaklaşık 600 ms olduğu görülmektedir. Bu nedenle veri analizi sırasında 600 ms'lik pencere boyutları kullanılmıştır.



Şekil 4.16. Denek 3 için hedef (mavi) ve hedef olmayan (kırmızı) uyarılara ait yanıtlar için büyük ortalamalar



Şekil 4.17. 10 denekten kaydedilen veriler için büyük ortalamalar (F₃, F_Z, F₄, T₇, C₃, C_Z, C₄, T₈, CP₁, CP₂, P₃, P_Z, P₄, O_Z, PO₉, PO₁₀ kanallarına ait)

4.3.1. Zaman düzlemi sinyalleri kullanılarak elde edilen sonuçlar

Binary Sınıflandırma Sonuçları

10 denek için binary sınıflandırma doğrulukları karmaşıklık matrisi kullanılarak doğruluk, duyarlılık ve belirlilik oranları ile değerlendirilmiştir. Binary doğruluk sonuçları 10 kat çapraz geçirme yöntemi kullanılarak belirlenmiştir. Burada hassasiyet gerçekte hedef uyarıların sınıflandırıcı tarafından hedef olarak belirlenme oranı; belirlilik ise gerçekte hedef olmayan uyarıların sınıflandırıcı tarafından hedef değil olarak belirlenme oranını göstermektedir. Binary sınıflandırma doğrulukları incelendiğinde ortalama sınıflandırma doğruluğunun $93\pm 2,46$, duyarlılık $94\pm 2,43$ ve belirliliğin ise $89\pm 2,74$ olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.5. Önışleme ile elde edilen binary sınıflandırma doğrulukları

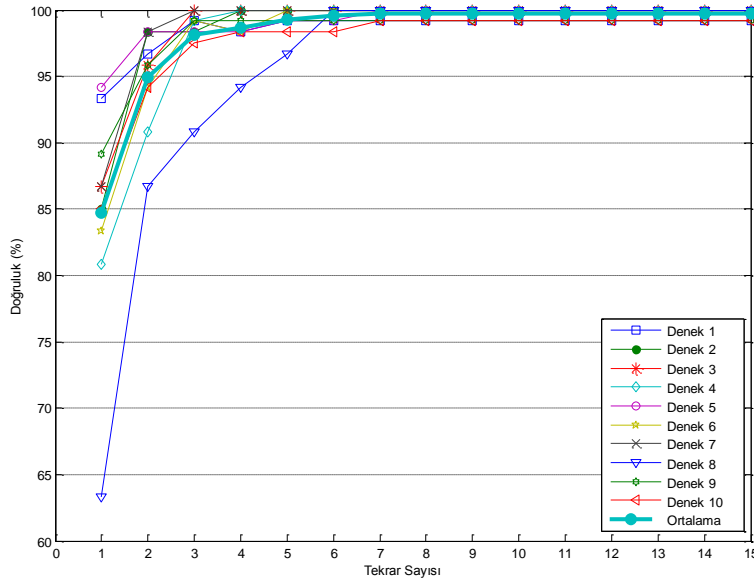
Denek	Doğruluk (%)	Hassasiyet (%)	Belirlilik (%)
1	96,5578	97,2063	92,6667
2	94,2177	94,7619	90,9524
3	94,2653	94,6032	92,2381
4	93,4014	94,0873	89,2857
5	95,5918	96,2143	91,8571
6	92,3537	92,9524	88,7619
7	96,3129	97,0079	92,1429
8	88,2177	88,9841	83,619
9	91,9184	92,5635	88,476
10	94,2789	94,9683	90,1429
Ortalama	93,7116	94,3349	89,9714
Std. Sapma	2,4637	2,434	2,7417

Bölge Belirleme Doğruluğu

Bölge belirleme doğruluğu gerçekte hedef olan bölgelerin sınıflandırma işlemi sonucunda hedef olarak seçilme doğruluğunu göstermektedir. 10 deneğin 120 bölge seçimi için 15 tekrar süresince elde edilen bölge belirleme doğrulukları Çizelge 4.6'te verilmiştir. Sonuçlar Şekil 4.18'de grafiksel olarak verilmiştir. Bölge belirleme doğruluğu 5, 10 ve 15 tekrar için sırasıyla ortalama $99,25$, $99,75$ ve $99,75$ olarak bulunmuştur.

Çizelge 4.6. Bölge belirleme doğrulukları

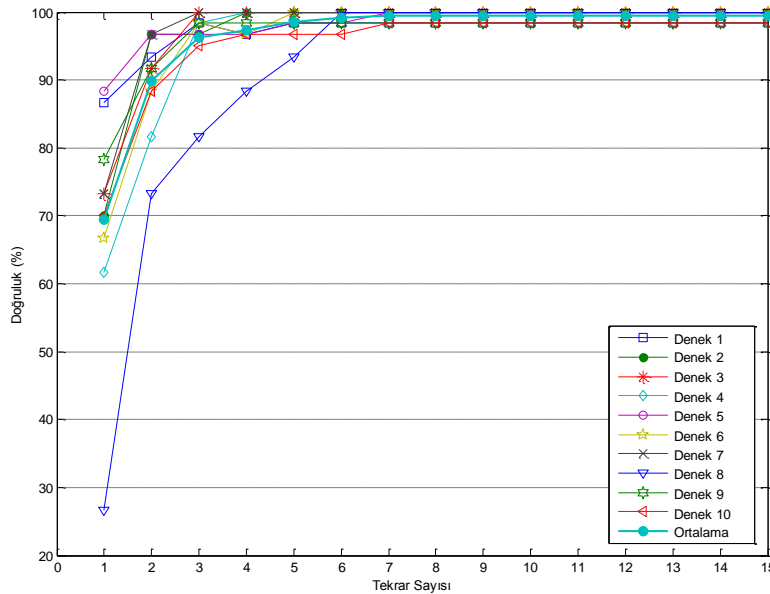
Denekler	Tekrar Sayısı														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	93,33	96,67	99,17	98,33	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17
2	85,00	98,33	98,33	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
3	86,67	95,83	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
4	80,83	90,83	99,17	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
5	94,17	98,33	98,33	98,33	99,17	99,17	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
6	83,33	94,17	99,17	98,33	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
7	86,67	98,33	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
8	63,33	86,67	90,83	94,17	96,67	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
9	89,17	95,83	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17
10	85,00	94,17	97,50	98,33	98,33	98,33	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17	99,17
Ortalama	84,75	94,92	98,17	98,67	99,25	99,58	99,75	99,75	99,75	99,75	99,75	99,75	99,75	99,75	99,75
Standart Sapma	8,60	3,74	2,69	1,77	1,07	0,59	0,40	0,40	0,40	0,40	0,40	0,40	0,40	0,40	0,40



Şekil 4.18. Bölge belirleme doğruluğu

Hedef Belirleme Doğruluğu

Bölgesel tabanlı paradigmda hedeflenen bir komutun doğru olarak seçilmesi, her iki seviyede ardışık olarak yapılacak seçimlerin doğru olmasını gerektirir. Bir komut seçimi sırasında, seviyelerden herhangi birinde yapılan bir hata hatalı bir komutun çalışmasına neden olmaktadır. 10 denek için hedef belirleme doğrulukları Çizelge 4.7'da verilmiştir. Sonuçlar Şekil 4.19'da grafiksel olarak verilmiştir. 5, 10 ve 15 tekrar için ortalama hedef belirleme doğruluğu sırasıyla %98,5, %99,5 ve %99,5 olarak bulunmuştur



Şekil 4.19. Hedef belirleme doğruluğu

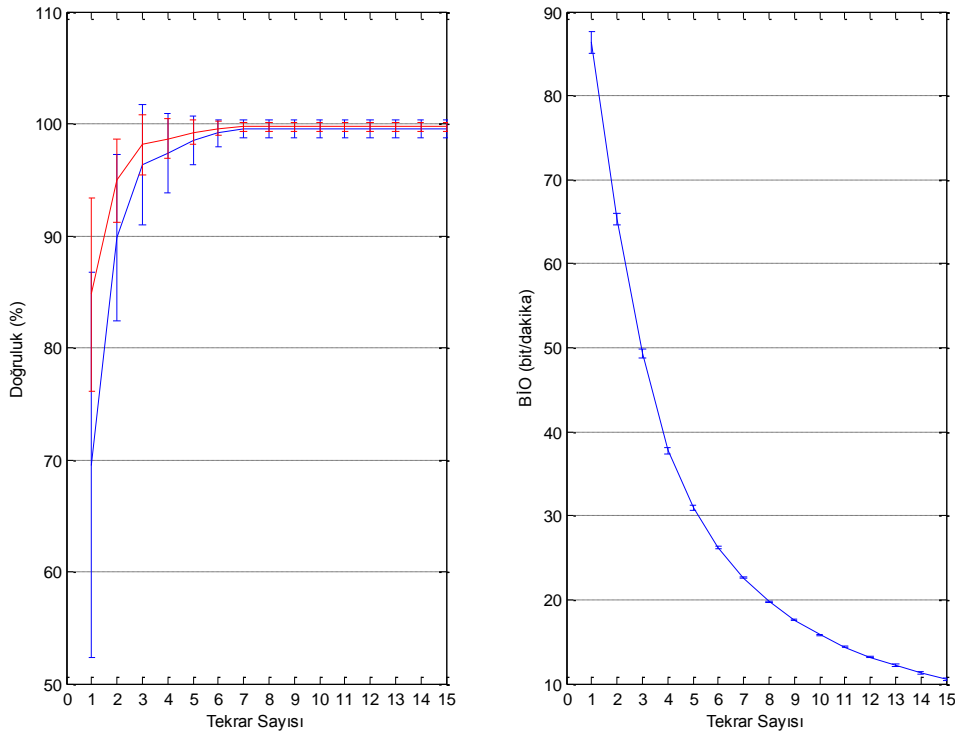
Çizelge 4.7. Hedef belirleme doğrulukları

Denekler	Tekrar Sayısı														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	86,67	93,33	98,33	96,67	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33
2	70,00	96,67	96,67	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
3	73,33	91,67	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
4	61,67	81,67	98,33	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
5	88,33	96,67	96,67	96,67	98,33	98,33	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
6	66,67	88,33	98,33	96,67	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
7	73,33	96,67	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
8	26,67	73,33	81,67	88,33	93,33	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
9	78,33	91,67	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33
10	70,00	88,33	95,00	96,67	96,67	96,67	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33
	69,50	89,83	96,33	97,33	98,50	99,17	99,50	99,50	99,50	99,50	99,50	99,50	99,50	99,50	99,50
	17,20	7,47	5,37	3,53	2,14	1,18	0,81	0,81	0,81	0,81	0,81	0,81	0,81	0,81	0,81

Bilgi İletim Oranı

Ortalama bölge belirleme doğruluğu ve hedef belirleme doğrulukları Şekil 4.20.a'da görülmektedir. İlk tekrarda ortalama bölge belirleme ve hedef belirleme doğrulukları sırasıyla % 84,75 ve % 69,50 olarak hesaplanmıştır. 5 ve 10 tekrar için ortalama hedef belirleme doğruluğu sırasıyla 98,50% ve %99,5'dir. 5 ve 10 tekrar arasındaki hedef belirleme doğruluklarına bakıldığında %1'lik bir artış olduğu görülmektedir.

15 tekrar için bilgi iletim oranı Şekil 4.20.b'de görülmektedir. BİO hesaplanırken çevrimdışı hedef belirleme doğruluğu ve bir komut seçimi için gereken toplam süre (2,1sn) göz önüne alınmıştır. Bilgi iletim oranı hesaplanırken seviyeler arası zaman gecikmesi ihmal edilmiştir. Şekil 4.20'de de görüldüğü gibi yüksek bilgi iletim oranına minimum tekrar sayısında yüksek doğruluklara erişilmesi ile ulaşılmaktadır. 5 tekrar için ortalama BİO 30.9 bit/min olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.20. 10 denek için ortalama (a) Hedef belirleme doğruluğu ve (b) Bilgi iletim oranı

Çevrimiçi Analiz Sonuçları

Online oturumlarda kullanıcıların BBA sistemini etkileşimli olarak kullanmaları istenmiştir. Deneklerin ilk seviyede yaptıkları seçimin sonucunu kontrol etmeleri, yanlış bir uyarı seçimi söz konusu olduğunda "Geri/Üst Seviye" komutu ile Seviye-I'e dönerek aynı seçimi tekrarlamaları istenmiştir. Çevrimiçi oturum için seviye doğrulukları, hata düzeltme uygulanması durumunda ve hata düzeltme uygulanmamış olması durumunda erişilen hedef belirleme doğrulukları ve bilgi iletim oranları Çizelge 4.8'da görülmektedir. Seviye-I için ilk girişimde ortalama doğruluk %96,67'dir. Denekler 1. Seviyede yanlış seçim yapmaları durumunda açılan 2. seviye ekranında geri dönme seçeneği ile Seviye-I'e geri dönerek seçimi tekrarlamışlardır. İkinci girişim sonunda tüm denekler bölgeleri doğru olarak seçebilmiştir. İkinci girişim sonunda ortalama doğruluk %100'dür. Hata düzeltme uygulanmaması durumunda erişilen doğruluk ve ITR sırasıyla %92,86 ve 28.02 bit/dakika olarak hesaplanmıştır. Hata düzeltme yaklaşımı ile doğruluk ve ITR sırasıyla %96,19 ve 29,71 bit/dakika olarak hesaplanmıştır.

Çizelge 4.8. Online hedef belirleme doğruluğu ve bilgi iletim oranı

Denek	Seviye Doğrulukları (%)			Hata Düzeltme Olmadan		Hata Düzeltme İle	
	Seviye-I	2.Girişimden Sonra Seviye-I	Seviye-II	Hedef Belirleme Doğruluğu (%)	BİO (bit/dakika)	Hedef Belirleme Doğruluğu (%)	BİO (bit/dakika)
1	100,00	100,00	95,24	95,24	28,98	95,24	28,98
2	100,00	100,00	100,00	100,00	32,08	100,00	32,08
3	100,00	100,00	100,00	100,00	32,08	100,00	32,08
4	100,00	100,00	100,00	100,00	32,08	100,00	32,08
5	100,00	100,00	90,48	90,48	26,45	90,48	26,45
6	85,71	100,00	90,48	76,19	19,96	90,48	26,45
7	90,48	100,00	95,24	85,71	24,14	95,24	28,98
8	100,00	100,00	95,24	95,24	28,98	95,24	28,98
9	95,24	100,00	100,00	95,24	28,98	100,00	32,08
10	95,24	100,00	95,24	90,48	26,45	95,24	28,98
Ortalama	96,67	100,00	96,19	92,86	28.02	96,19	29,71

4.3.2. Dalgacık dönüşümü kullanılarak elde edilen sonuçlar

Dalgacık Seçimi

Öznitelik çıkarma amacıyla kullanılacak ana dalgacığın belirlenmesi için hedef ve hedef olmayan uyaranlar arasında en yüksek ayırt ediciliği sağlayan dalgacık fonksiyonu belirlenmiştir. Karşılaştırma amacıyla Daubechies (db) ve Symlet (sym) ana dalgacıkları kullanılmıştır. Hedef ve hedef olmayan uyaranlara ilişkin dalgacık katsayıları arasındaki ayırt ediciliği belirlemek amacıyla SPSS programı kullanılarak ANOVA testi yapılmıştır. db2, db4, sym2 ve sym4 fonksiyonları için sonuçlar Çizelge 4.9'de verilmiştir. Hedef ve hedef olmayan uyaranlara ilişkin dalgacık katsayıları tüm ana dalgacıklar için farklılık göstermektedir. Ancak hedef ve hedef olmayan uyaranlar için bu farklılık ($F=4,276$, $p=0,053$) sym4 fonksiyonu için daha düşüktür. db2 ($F=6,417$, $p = 0,021$), sym2 ($F=6,417$, $p = 0,021$) ve db4 ($F=6,358$, $p = 0,021$) fonksiyonları için anlamlılık seviyesi eşit bulunmuştur. db2 fonksiyonu P300 yanıtına benzerliği ve öznitelik boyutunun düşük olması nedeniyle ana dalgacık olarak kullanılmıştır.

Çizelge 4.9. Daubechies ve Symlet dalgacıkları için ANOVA testi sonuçları

	db2	db4	sym2	sym4
Hedef	41,563	30,285	41,563	57,738
Hedef Değil	13,574	9,596	13,574	21,641
F-değer	6,417	6,358	6,417	4,276
p	0,021	0,021	0,021	0,053
Öznitelik Sayısı	112	176	112	176

Binary Sınıflandırma Sonuçları

P300 tabanlı sistemlerde temel problem bir uyarana ilişkin olarak kaydedilen EEG penceresinin P300 yanıtı içerip içermediğinin belirlenmesidir. Binary sınıflandırma sonuçları karmaşıklık matrisi kullanılarak değerlendirilmiştir. Binary sınıflandırma doğruluğu her bir uyarana ilişkin olarak kaydedilen EEG epokunun hedef ya da hedef değil olarak belirlenme doğruluğu göstermektedir. Hassasiyet gerçekte P300 yanıtı içeren uyaranların hedef uyaran olarak belirlenme oranı, belirlilik ise P300 yanıtı içermeyen epokların hedef olmayan uyaran olarak belirlenme oranıdır.

Binary sınıflandırma sonuçları 10 kat çapraz geçerleme ile değerlendirilmiştir. Tüm denekler için hesaplanan doğruluk, duyarlılık ve belirlilik değerleri Çizelge 4.10'da verilmiştir.

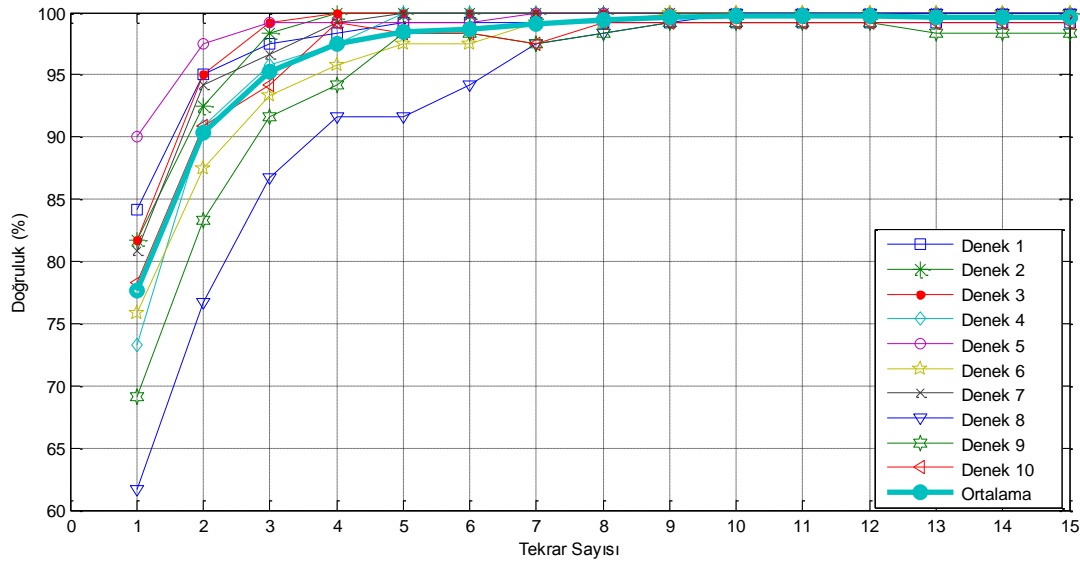
Çizelge 4.10. Binary sınıflandırma sonuçları

Denek	Doğruluk (%)	Hassasiyet (%)	Belirlilik (%)
1	91,84	92,42	88,38
2	89,62	89,62	89,62
3	91,69	91,67	91,76
4	88,64	88,60	88,86
5	91,97	92,40	89,43
6	85,69	86,13	83,10
7	89,95	90,46	86,86
8	81,15	81,56	78,67
9	82,71	82,96	81,19
10	89,90	90,29	87,57
Ortalama	88,32	88,61	86,54
Std. Sapma	3,86	3,85	4,18

Ortalama doğruluk $88,32 \pm 3,86$ olarak hesaplanmıştır. Deneklerin tümü %81 ve üzerinde doğruluğa erişmiştir. 10 denek için ortalama duyarlılık ve belirlilik oranları sırasıyla $88,61 \pm 3,85$ ve $86,54 \pm 4,18$ olarak hesaplanmıştır. Doğruluk, belirlilik ve duyarlılık oranlarına göre en düşük performansı gösteren denek Denek 8 olmuştur.

Bölge Belirleme Doğruluğu

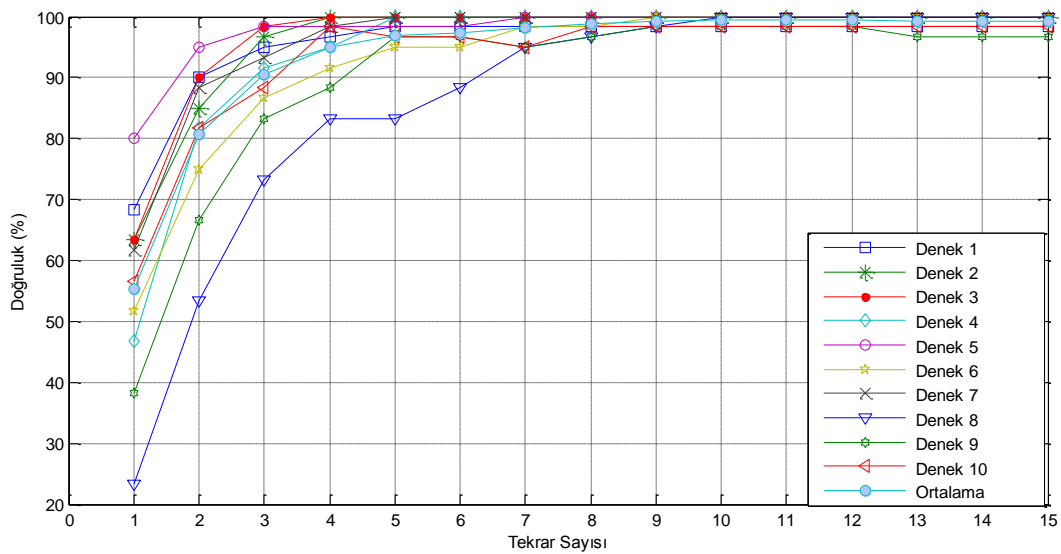
Bölge belirleme doğruluğu gerçekte hedef olan bölgelerin sınıflandırma işlemi sonucunda hedef olarak seçilme doğruluğunu göstermektedir. Bölge belirleme doğruluğu ile 120 bölge için yapılan seçimlerin doğruluğu değerlendirilmektedir. 10 denek için bölge belirleme doğrulukları Çizelge 4.11 ve Şekil 4.21'de görülmektedir. Tüm denekler 5 tekrarda %91 üzeri doğruluğa erişmişlerdir ve ortalama doğruluk %98.41'dir. Binary sınıflandırma sonuçları düşük olan Denek 6, 8 ve 9 ilk 5 tekrar için ortalamanın altında bölge belirleme doğruluğu göstermektedir.



Şekil 4.21. Bölge belirleme doğruluğu

Hedef Belirleme Doğruluğu

Bölgesel tabanlı paradigma için hedef belirleme doğruluğu ardışık iki seviyede doğru seçim yapmasını gerektirir. Seviyelerden herhangi birinde yapılan hatalı seçim, diğer seviyedeki seçim doğru olsa dahi hedefin yanlış bir komutun çalışmasına neden olmaktadır. Çizelge 4.12ve Şekil 4.22'de 10 denek için hedef belirleme doğrulukları görülmektedir.



Şekil 4.22. Hedef belirleme doğrulukları

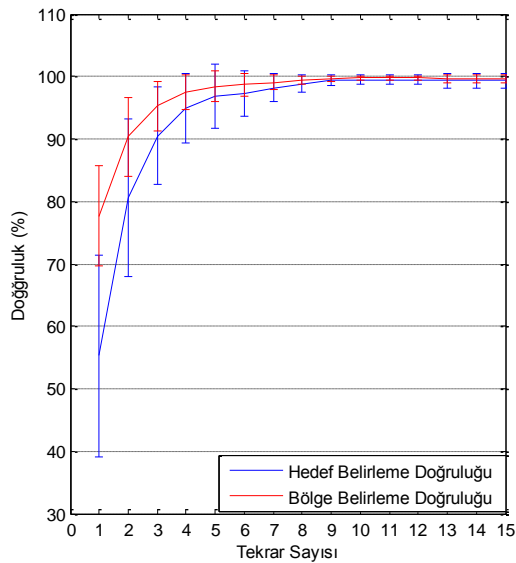
Çizelge 4.12. Hedef belirleme doğrulukları

Denekler	Tekrar Sayısı														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	68,33	90,00	95,00	96,67	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33
2	63,33	85,00	96,67	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
3	63,33	90,00	98,33	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
4	46,67	81,67	91,67	95,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
5	80,00	95,00	98,33	98,33	98,33	98,33	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
6	51,67	75,00	86,67	91,67	95,00	95,00	98,33	98,33	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
7	61,67	88,33	93,33	98,33	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
8	23,33	53,33	73,33	83,33	83,33	88,33	95,00	96,67	98,33	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
9	38,33	66,67	83,33	88,33	96,67	96,67	95,00	96,67	98,33	98,33	98,33	96,67	96,67	96,67	96,67
10	56,67	81,67	88,33	98,33	96,67	96,67	95,00	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33	98,33
Ortalama	55,33	80,67	90,50	95,00	96,83	97,33	98,17	98,83	99,33	99,50	99,50	99,33	99,33	99,33	99,33
Standart Sapma	16,16	12,62	7,86	5,56	5,06	3,62	2,28	1,37	0,86	0,81	0,81	1,17	1,17	1,17	1,17

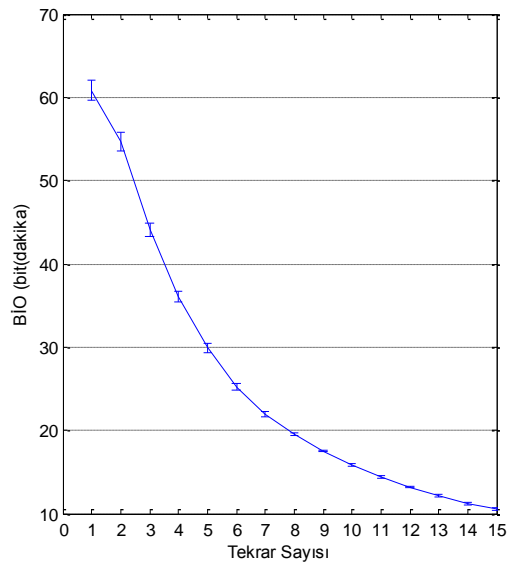
İlk tekrar için en yüksek sınıflandırma doğruluğu Denek 1 %68,33, Denek 5 ise %80 tarafından erişmiştir. Denek 1 ve Denek 5 binary sınıflandırma duyarlılıkları en yüksek iki denektir. İlk tekrar için 7 denek %50 ve üzeri hedef belirleme doğruluğuna erişmiştir ve hedef belirleme doğruluğu ortalama %55,33 olarak belirlenmiştir. Denek 8 haricindeki tüm denekler 5 tekrarda %95 ve üzeri doğruluğa erişmiştir. 5 tekrar için ortalama hedef belirleme doğruluğu %96,83'e yükselmiştir. Denek 8 en düşük hedef belirleme doğruluğuna erişmiştir.

Bilgi İletim Oranı

Ortalama bölge belirleme doğruluğu ve hedef belirleme doğrulukları Şekil 4.23.a'da görülmektedir. İlk tekrarda ortalama bölge belirleme ve hedef belirleme doğrulukları sırasıyla %77,66 ve %55,33 olarak hesaplanmıştır. 5 ve 10 tekrar için ortalama hedef belirleme doğruluğu sırasıyla % 96,83 ve %99,5'tir.



(a)



(b)

Şekil 4.23. 10 denek için ortalama (a) Hedef belirleme doğruluğu ve (b) Bilgi iletim oranı 15 tekrar için bilgi iletim oranı Şekil 4.23 b'de görülmektedir. Şekil 4.23'te de görüldüğü gibi yüksek bilgi iletim oranı 5 tekrar için ortalama 29,91 bit/dakika olarak hesaplanmıştır.

Çevrimiçi Analiz Sonuçları

Online oturumlarda kullanıcıların BBA sistemini etkileşimli olarak kullanmaları istenmiştir. Online oturum için seviye doğrulukları, hata düzeltme uygulanması durumunda ve hata düzeltme uygulanmadan erişilen hedef belirleme doğrulukları ve bilgi iletim oranları Çizelge 4.13’de görülmektedir.

Çizelge 4.13. Online hedef belirleme doğruluğu ve BİO

Denek	Seviye Doğrulukları (%)			Hata Düzeltme Olmadan		Hata Düzeltme İle	
	Seviye-I	2.Girişimden Sonra Seviye-I	Seviye-II	Hedef Belirleme Doğruluğu (%)	BİO (bit/dakika)	Hedef Belirleme Doğruluğu (%)	BİO (bit/dakika)
1	100,00	100,00	100,00	100,00	32,08	100,00	32,08
2	95,24	100,00	100,00	95,24	28,98	100,00	32,08
3	100,00	100,00	100,00	100,00	32,08	100,00	32,08
4	90,48	100,00	95,24	85,71	24,14	95,24	28,98
5	90,48	100,00	95,24	85,71	24,14	95,24	28,98
6	85,71	100,00	95,24	80,95	21,99	95,24	28,98
7	95,24	100,00	90,48	85,71	24,14	90,48	26,45
8	100,00	100,00	85,71	85,71	24,14	85,71	24,14
9	95,24	100,00	100,00	95,24	28,98	100,00	32,08
10	95,24	100,00	95,24	90,48	26,45	95,24	28,98
Ortalama	94,76	100,00	95,71	90,48	26,71	95,71	29,48

Seviye-I için ilk girişimde ortalama doğruluk %94,76’dır. Tüm denekler 1. Seviyede yanlış seçim yaptıklarında açılan Seviye-II ekranında "Geri" seçeneği ile Seviye 1’e dönerek seçimi tekrarlamışlardır. İkinci girişim sonunda deneklerin tümü yanlış seçimleri düzeltilerek ikinci seçimi tamamlamıştır. İkinci girişim sonunda Seviye-I için ortama doğruluk %100’dür. Hata düzeltme uygulamadan erişilen doğruluk ve ITR sırasıyla %90,48 ve 26,71 bit/dakika olarak hesaplanmıştır. Hata düzeltme yaklaşımı ile doğruluk ve ITR sırasıyla %95,71 ve 29,48 bit/dakika olarak hesaplanmıştır. Doğruluk oranındaki bu artış, kontrol uygulamaları gibi doğruluğun önemli olduğu uygulamalar açısından önemlidir.

Hata düzeltme yaklaşımı dalgacık dönüşümü yönteminde önışleme yöntemine göre doğruluk oranında daha yüksek bir artış sağlamıştır. Hata düzeltme yaklaşımı özellikle doğruluğun düşük olduğu denekler ya da uygulamalar için daha önemli katkı sağlamıştır.

4.3. Asenkron Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulaması Sonuçları

Asenkron BBA sistemleri, kullanıcıların BBA sistemini kullanıp kullanmadıklarını anlık olarak belirleyerek sadece kullanıcının seçim yaptığı anlarda çıkış komutu üretmesini sağlayan sistemlerdir. Bu çalışmada kontrol durumu belirleme ve dinamik durdurma fonksiyonlarını bir arada kontrol eden bir asenkron BBA algoritması geliştirilmiştir. Kontrol durumunun belirlenmesi amacıyla BBA çıkışının kontrol durumundaki örüntüsü, dinamik durdurma amacıyla ise ROC eğrisi ile belirlenen eşik değerler kullanılmıştır. Önerilen bu algoritma bölgesel tabanlı uyarın arayüzü kullanan bir BBA sistemi ile bir arada kullanılmıştır. Önerilen asenkron BBA uygulamasının performansı önışleme ve dalgacık dönüşümü teknikleri kullanılarak test edilmiştir.

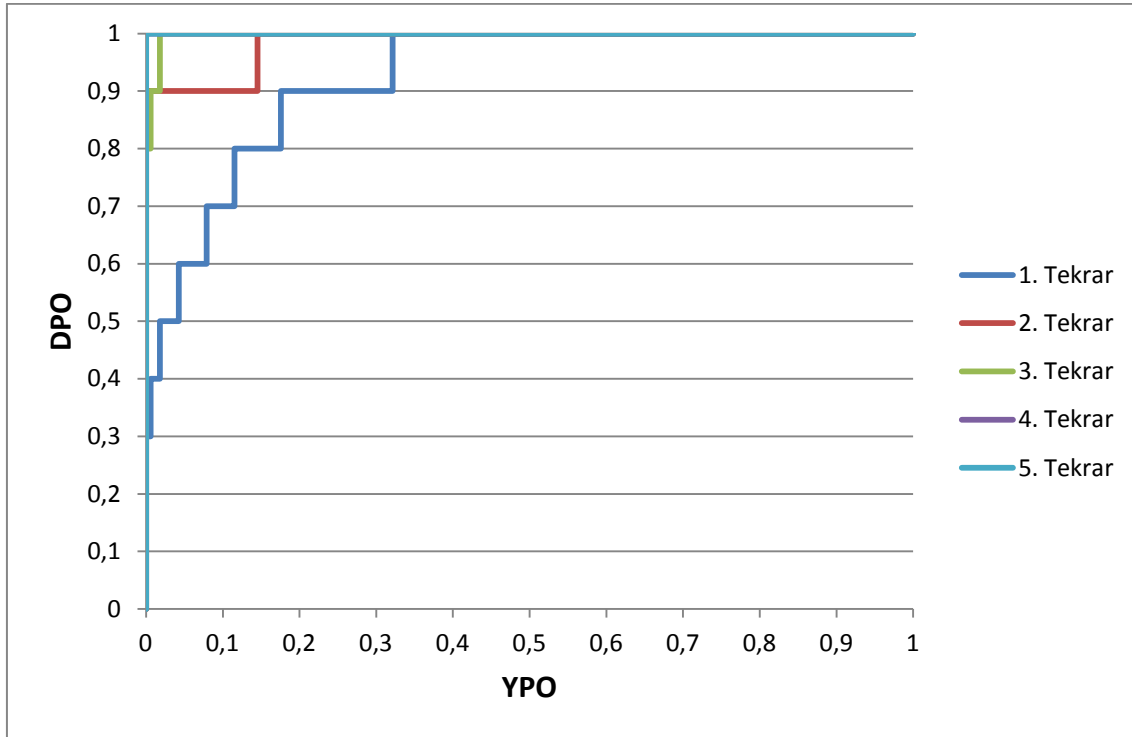
Bu bölümde, detayları Bölüm 3.3'de açıklanan asenkron BBA sistemi ve Bölüm 3.6'da açıklanan deney düzeneği kullanılarak kaydedilen 10 deneğe ait veriler kullanılmıştır. Asenkron veri analizinde deneklerin senkron veri kaydı sırasında kaydedilen veriler kontrol durumu sinyalleri olarak kullanılmış; boşta çalışma durumu için ise gözler kapalı dinlenme, okuma ve izleme oturumlarında kaydedilen veriler kullanılmıştır. Eğitim kümesi kontrol durumu için 20 hedef bölge için kaydedilen seçimleri içerirken, boşta çalışma durumu için her oturumda 5 seçim süresince kaydedilen EEG sinyallerini içermektedir.

Eşik değerler, kontrol ve boşta çalışma durumlarını içeren veriler kullanılarak belirlenmiştir. Yapılan çalışmalar hedef uyarınlar, hedef olmayan uyarınlar ve boşta çalışma durumuna ilişkin sınıflandırıcı skorlarının dağılımlarının birbirinden farklı olduğunu ortaya koymuştur [30,91]. Bu nedenle eşik belirleme sürecinde hedef uyarınlar ve hedef olmayan uyarınların yanında kontrol yok durumundaki uyarınlarla ilişkin skorların da eşik belirleme sürecine dahil edilmiştir.

Eşik değerlerinin belirlenmesi için kontrol oturumunda kaydedilen 10 seçim ve boşta çalışma durumunda her oturumda 5 seçim süresince kaydedilen EEG sinyalleri kullanılmıştır. Eşik değerlerinin belirlenmesi için Bölüm 3.3'de açıklanan yöntem kullanılmıştır. Eşik değerleri tüm kullanıcılar için ayrı ayrı belirlenmiştir. Elde edilen eşikler ve önerilen algoritma kullanılarak kaydedilen verilerin çevrimdışı analizi yapılmıştır.

Eşik değerlerinin hesaplanması

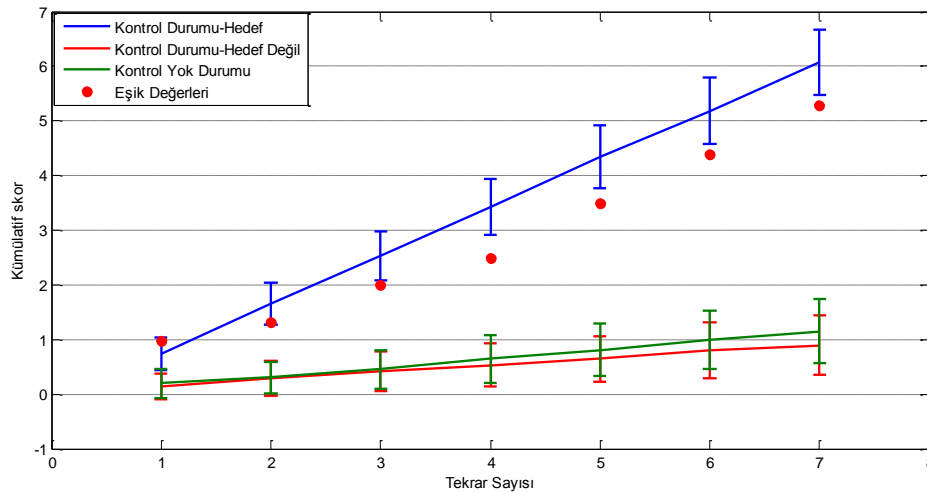
Eşik değerlerinin belirlenmesi için ROC eğrisinin optimum çalışma noktası Bölüm 3.3’de anlatıldığı şekilde belirlenmiştir. Senkron BBA için önerilen sistemde, her uyarın için kaydedilen sinyaller tek deneme için yapılan analizler ile incelenmiş, hedef belirleme amacıyla her tekrar sonunda tüm bölgelerin kümülatif skorları Eş. 4.5 ve Eş. 4.6 kullanılarak hesaplanmıştır. En yüksek skoru alan bölge hedef bölge olarak atanmıştır. Asenkron tasarımda da hedef belirleme amacıyla aynı yaklaşım kullanılmış; ancak her tekrar sonunda maksimum skoru alan uyarının aynı zamanda eşik değeri aşp aşmadığı da kontrol edilmektedir. Sonuçlar kümülatif skorlar kullanılarak değerlendirildiğinden, eşik değerleri belirlemek amacıyla her tekrar için o tekrar sayısının sonunda çizdirilen ROC eğrileri, ilgili tekrar sonunda elde edilen kümülatif skorlar kullanılarak çizdirilmiştir. Şekil 4.24’te Denek 3’ün dalgacık katsayısı öznelikleri kullanılarak ilk 5 tekrar için çizdirilen ROC eğrileri görülmektedir.



Şekil 4.24. Eşik değerlerinin belirlenmesi

Tekrar sayısının artması doğru pozitif oranının artmasına, yanlış pozitif oranının azalmasına neden olur. Bu durum ise ROC eğrisinin altında kalan alanı artırmaktadır. ROC eğrisinin altında kalan artması sınıflandırıcı performansının ideale yaklaştığı anlamına gelir. Bu durumda, her tekrar sonunda ROC eğrisinin optimum çalışma noktası da değişmektedir. Bu nedenle, ROC eğrileri her tekrar için ayrı ayrı çizilerek optimum nokta her tekrar için hesaplanmış ve optimum noktadaki kümülatif skor eşik değeri olarak atanmıştır.

Şekil 4.25'te ise Denek 3'ün dalgacık katsayılarının öznelik vektörü olarak kullanılması durumunda asenkron oturumda kullanılan eşik değerlerin ilk 7 tekrar için grafiği verilmiştir. Tekrar sayısının artması ile birlikte eşik değerlerin arttığı görülmektedir. İlk tekrarda hedef uyarılara ilişkin sınıflandırıcı skorlarının ortalaması eşik değerlerin altında kalmıştır. İkinci tekrar ve üzerinde hedef uyarılara ilişkin sınıflandırıcı skorlarının ortalamasının eşik değerin üzerinde olduğu görülmektedir. Tekrar sayısı arttıkça hedef uyarı ile hedef olmayan ve boşta çalışma durumlarına ilişkin sınıflandırıcı skorların birbirlerinden uzaklaştıkları görülmektedir. Hedef olmayan uyarılar ile boşta çalışma durumlarına ilişkin uyarılara ilişkin skorların eşiklerden uzak olduğu da belirgin bir şekilde görülmektedir.



Şekil 4.25. Hedef, hedef olmayan uyarı ve kontrol yok durumlarında kümülatif skorların tekrar sayıları için ortalamaları

4.3.1. Zaman düzlemi sinyalleri kullanılarak elde edilen sonuçlar

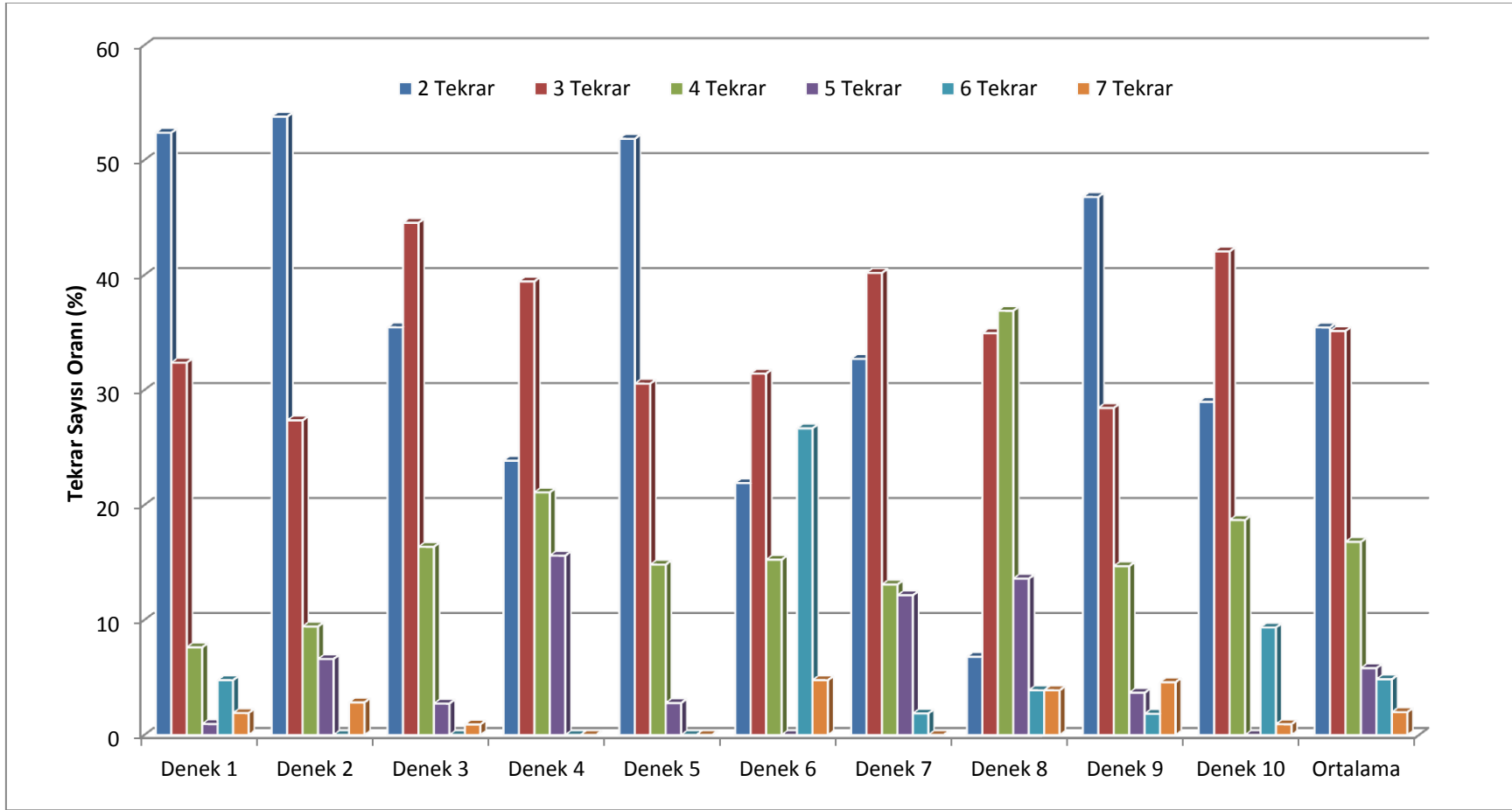
Deneklerin eşiği aşmaları için gerekli tekrar sayıları

BBA sistemlerinde seçim yapılacak tekrar sayısı denekler arasında farklılık gösterebileceği gibi, aynı deneğin farklı seçimlerinde de farklılık gösterebilmektedir. Önerilen asenkron BBA sistemi dinamik durdurma fonksiyonu sayesinde deneklerin seçim yapılabilecek uygun tekrar sayısına erişilmesi durumunda önceden belirlenen maksimum tekrar sayısına ulaşmadan çıkış üretebilmesini sağlamaktadır. Deneklerin asenkron çevrimdışı oturumlarda seçim yapabilmeleri için gerekli minimum, maksimum ve ortalama tekrar sayıları Çizelge 4.14'te verilmiştir.

Çizelge 4.14. 10 denek için minimum, maksimum ve ortalama tekrar sayıları

Denek No	Maksimum	Minimum	Ortalama
1	7	2	2,74
2	7	2	2,79
3	7	2	2,89
4	5	2	3,28
5	5	2	2,66
6	7	2	3,94
7	6	2	3,11
8	7	2	3,84
9	7	2	3,00
10	7	2	3,21
Ortalama			3,15

Çizelge 4.14'e göre, kontrol durumunda 110 seçim süresince tüm deneklerin en az 2 tekrarda seçim yapabildikleri görülmektedir. Hedef seçimi için gerekli en yüksek tekrar sayıları incelendiğinde Denek 4 ve Denek 5 için maksimum tekrar sayısının 5, Denek 7 için ise maksimum tekrar sayısının 6 olduğu görülmektedir. Denek 4, Denek 5 ve Denek 7 dışındaki deneklerin hedef seçimi için maksimum 7 tekrar kullandıkları görülmektedir. Kontrol durumunda hedef seçimi için gerekli ortalama tekrar sayıları incelendiğinde Denek 1,2,3 ve 5 için 110 seçim süresince ortalama 3 tekrarın altında seçim yaptıkları görülmektedir. Diğer tüm denekleri ortalama seçim tekrar sayısı 3 ve 3,94 arasında değiştiği görülmektedir.

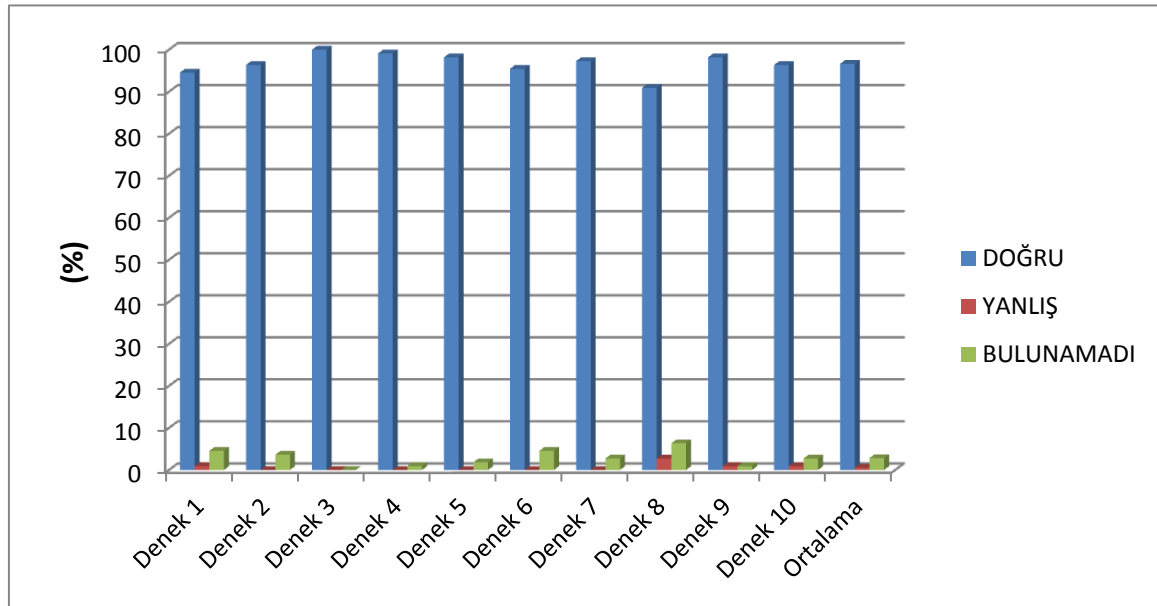


Şekil 4.26. Asenkron sistemde doğru çıkış üretmek için gerekli tekrar sayıları (Önişleme)

10 denek için kontrol durumunda 110 seçim süresince seçim yaptıkları (belirlenemeyen seçimler hariç tutulmuştur) tekrar sayıları Şekil 4.26'da görülmektedir. Buna göre Denek 1, 2 ve 5 yaptıkları seçimlerin %50'den yüksek bir oranda 2 tekrarda tamamlamıştır. Yapılan seçimlerin ortalama %87,37 si 2, 3 ve 4 tekrarda tamamlanmıştır. 6 tekrarda yapılan seçim sayısı % 4,83 iken 7 tekrardaki seçimlerin ortalaması %1,98 olarak belirlenmiştir. Bu durum geliştirilen asenkron BBA sisteminin dinamik durdurma fonksiyonunun sistemin hızının iyileştirilmesi açısından da önemli olduğunun bir göstergesidir.

Kontrol durumundaki doğruluk

Şekil 4.27'de deneklerin asenkron tasarım ile kontrol durumunda ulaştıkları bölge belirleme doğruluk oranı, hatalı seçim oranı ve hedefin belirlenemediği seçimlerin oranları görülmektedir. Buna göre deneklerin ortalama bölge belirleme doğruluklarının %96,63 olduğu görülmektedir. Hatalı bölge seçim oranı %0,54'de kalmaktadır. Seçimler %2,18 oranında ise hedefin belirlenememesi durumu ile sonuçlanmıştır. Yani maksimum tekrar sayısı 7 olduğu halde eşik değer aşmamıştır.

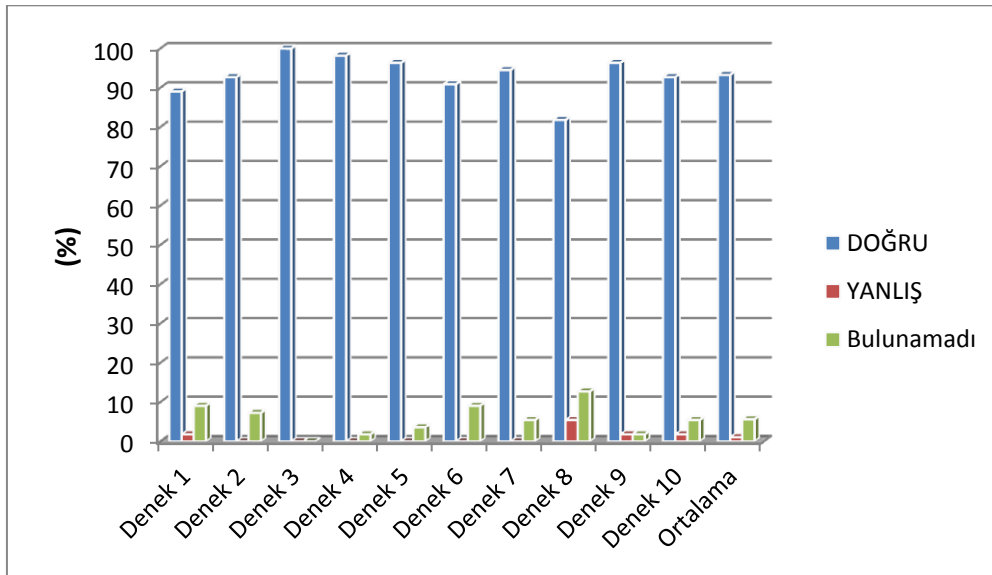


Şekil 4.27. Önişleme yöntemi için bölge belirleme doğrulukları

Denek 3, tüm seçimleri doğru belirleyerek %100 doğruluğa erişmiştir. 6 denek (Denek 2-Denek 7) herhangi bir yanlış komut seçimi yapmamıştır.

Tüm denekler %90 ve üzerinde bölge belirleme doğruluğuna erişmiştir. En düşük doğruluğa sahip olan Denek 8'in ikili sınıflandırma doğrulukları incelendiğine (doğruluk=0,86; hassasiyet=0,88; belirlilik=0,74) sistem ortalamasına göre daha düşük sonuçlar verdiği görülmektedir. Denek 8, senkron BBA uygulamalarında da en düşük başarıyı elde eden denektir.

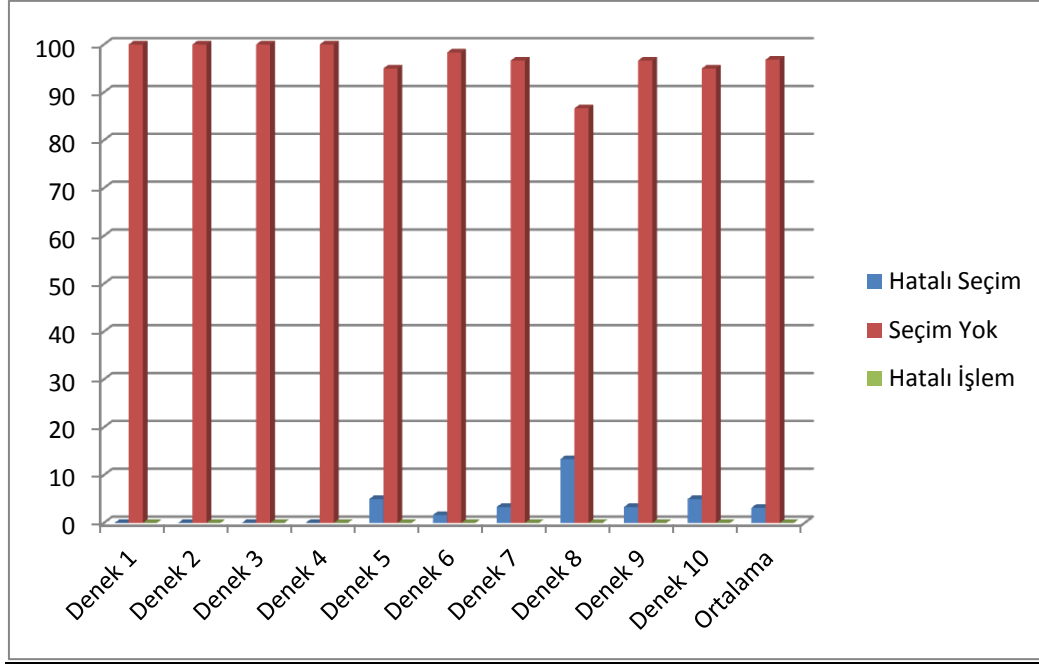
Bölgesel tabanlı paradigma iki aşamalı bir seçim gerektirdiğinden nihai hedef belirleme doğrulukları arka arkaya iki doğru seçim yapılması durumu göz önüne alınarak değerlendirilmiştir. Şekil 4.28'de 10 denek için kontrol durumunda hedef belirleme doğrulukları görülmektedir. Buna göre kontrol durumunda ortalama hedef belirleme doğruluğu %93,27 olarak hesaplanmıştır. Yanlış seçimlerin oranı %1,09 iken, seçim yapılamayan durumların oranı %5,63 olarak belirlenmiştir.



Şekil 4.28. Önişleme yöntemi için hedef belirleme doğrulukları

Boşta çalışma durumundaki doğruluk

Asenkron bir BBA sisteminden beklenen en önemli özellik, BBA sisteminin kullanıcının sadece seçim yaptığı durumlarda çıkış komutu üretmesidir. Kullanıcıların sistemi kullanmadıkları durumlarda BBA sistemi çıkışında herhangi bir komut üretilmemesi beklenir. Boşta çalışma durumunda, BBA sisteminin çıkışında herhangi bir komut üretilmemesi “Doğru Negatif Oranı (DNO)”, BBA sistemi çıkışında bir komut üretilmesi ise “Yanlış Pozitif Oranı (YPO)” olarak adlandırılır.



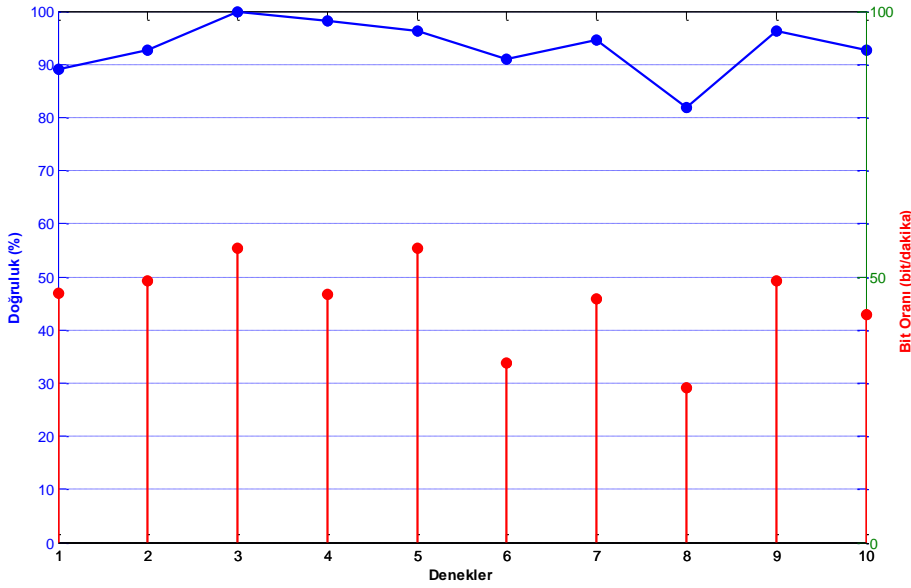
Şekil 4.29. Kontrol yok durumu için bölge belirleme doğrulukları

Şekil 4.29’da boşa çalışma durumunda yani deneklerin sistemi kullanmayarak başka aktivitelerde buldukları anlarda sistemin göstermiş olduğu performans incelenmektedir. Deneklerin BBA kullanımını dışında başka aktivitelerle ilgilenirken de sistem tarafından hatalı komutların oluşabildiği görülmektedir. Boşa çalışma durumunda 10 denek için yanlış pozitif oranının ortalama %3,16 olduğu görülmektedir. BBA sisteminin boşa çalışma durumunda ise doğru negatif oranının ortalama %96,83 olduğu görülmektedir. Bu durum %96,83 oranında doğrulukla sistemin çıkışında herhangi bir komut üretilmediği anlamına gelir. 4 denek (Denek 1- Denek 4) boşa çalışma oturumlarını herhangi bir hatalı seçim yapmaksızın tamamlamıştır. Boşa çalışma durumunda en fazla sayıda hatalı seçim ise Denek 8 (%13) tarafından yapılmıştır.

Ancak, önerilen sistemde kullanılan bölgesel tabanlı uyarın arayüzünün getirdiği iki aşamalı seçim yaklaşımı bu hatalı bölge seçimlerinin çıkış komutuna dönüşmesini engellemiştir ve önerilen sistem ile herhangi bir hatalı çıkış komutu üretilmemiştir. Dolayısıyla sistemin boşa çalışma performansı %100 olarak belirlenmiştir.

Bilgi Transfer Oranı

10 denek için kontrol durumundaki ortalama doğrulukları ve bilgi iletim oranları Şekil 4.30’da görülmektedir.



Şekil 4.30. Asenkron sistemde 10 denek için bilgi iletim oranları

Asenkron sistem için bilgi iletim oranları hesaplanırken her denek için kontrol durumundaki ortalama doğruluk ve ortalama tekrar sayıları dikkate alınmıştır. En düşük tekrar sayısı ve en yüksek doğruluğa sahip Denek 3 ve Denek 5'in maksimum bit oranına eriştikleri görülmektedir. En yüksek hedef belirleme doğruluğuna sahip olan Denek 3 için bilgi iletim oranı 55,33 bit/dakika iken, Denek 5 için bilgi iletim oranı 55,50 bit/dakika olarak belirlenmiştir. Denek 5 için doğruluk daha düşük olmasına rağmen daha düşük tekrar sayısı ile seçim yaptığı için Denek 3 ile yaklaşık aynı bilgi iletim oranına erişebilmiştir. Asenkron sistem için ortalama bit oranı 45,47 bit/dakika olarak hesaplanmıştır.

Online Analiz Sonuçları

Asenkron online sistemde deneklerin kendilerine verilen 21 görevi tamamlamaları istenmiştir. Asenkron online oturumda denekler sistemi %96,16 doğruluk, %0,47 hata ve %3,33 komutların belirlenememesi durumuyla tamamlamışlardır. Online oturumda ortalama tekrar sayısı 3,42 olarak belirlenmiştir.

Boşta çalışma durumunda ise 30 seçim süresince yapılan veri kaydında %5,15 oranında hatalı çıkış komutları üretilmiştir. Ancak bölgesel tabanlı paradigmanın iki aşamalı seçim yaklaşımı nedeniyle çıkış ortamında herhangi hatalı bir komut üretilmemiştir ve yanlış pozitif oranı 0 yanlış pozitif/dakika'dır.

4.3.2. Dalgacık dönüşümü kullanılarak elde edilen sonuçlar

Bu bölümde asenkron BBA algoritması dalgacık dönüşümü kullanılarak oluşturulan öznelikler kullanılarak değerlendirilmiştir.

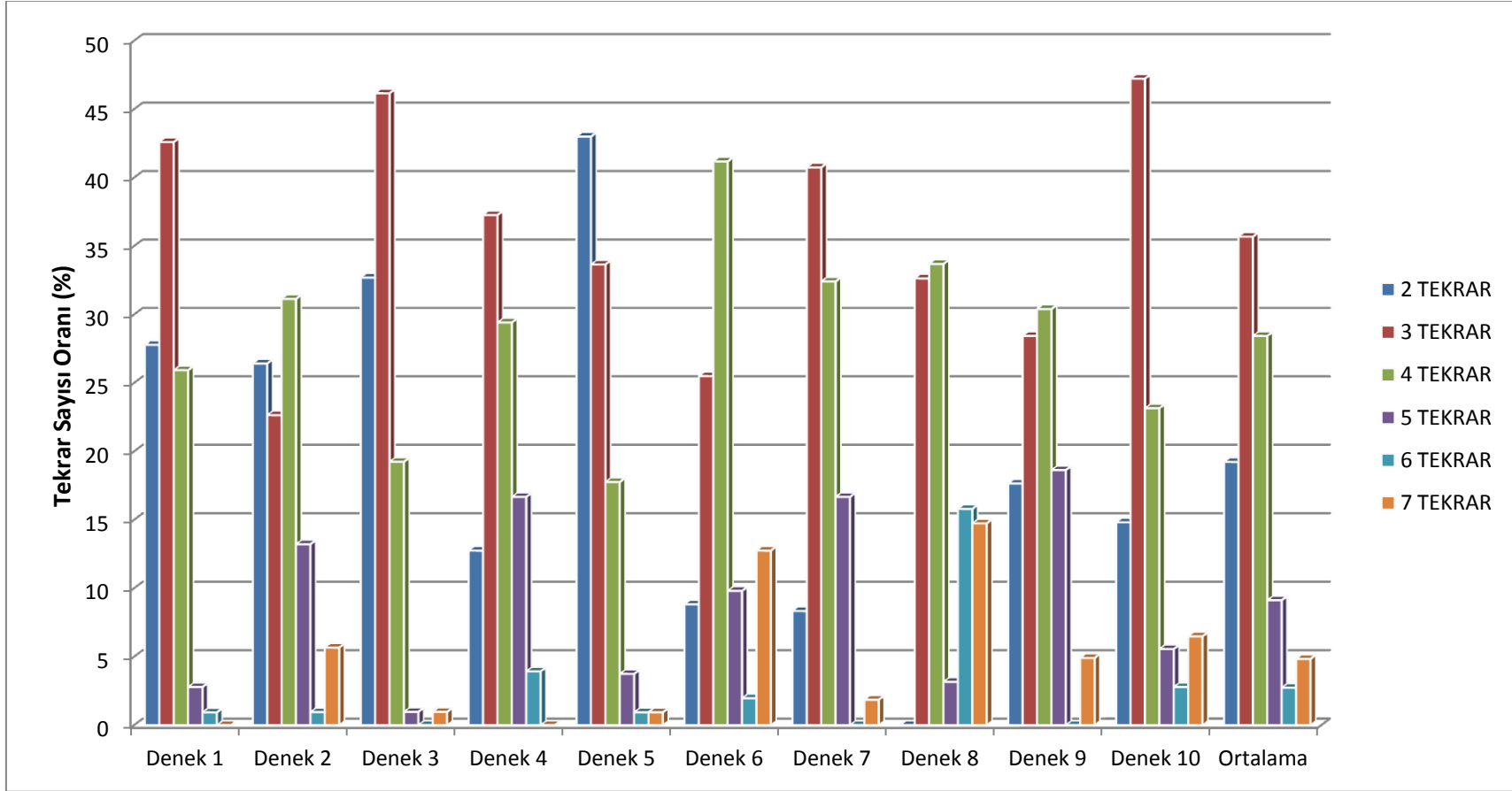
Deneklerin eşiği aşmaları için gerekli tekrar sayıları

Deneklerin asenkron çevrimdışı oturumlarda seçim yapabilmeleri için gerekli minimum, maksimum ve ortalama tekrar sayıları Çizelge 4.15'te verilmiştir. Çizelge 4.15'e göre, kontrol durumunda 110 seçim süresince tüm deneklerin en az 2 tekrarda seçim yapabildikleri görülmektedir. Hedef seçimi için gerekli en yüksek tekrar sayıları incelendiğinde Denek 1 için maksimum tekrar sayısının 6 olduğu görülmektedir. Denek 1 dışındaki deneklerin hedef seçimi için maksimum 7 tekrar kullandıkları görülmektedir. Kontrol durumunda hedef seçimi için gerekli ortalama tekrar sayıları incelendiğinde Denek 3 ve 5 için 110 seçim süresince ortalama 3 tekrarın altında seçim yaptıkları görülmektedir. Denek 6 ve Denek 8 için tekrar sayısının 4 ve üzerinde olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.15. 10 denek için minimum, maksimum ve ortalama tekrar sayıları

Denek No	Maksimum	Minimum	Ortalama
1	6	2	3,064
2	7	2	3,56
3	7	2	2,92
4	7	2	3,67
5	7	2	2,88
6	7	2	4,08
7	7	2	3,64
8	7	3	4,46
9	7	2	3,69
10	7	2	3,53
Ortalama			3,55

10 denek için kontrol durumunda 110 seçim süresince seçim yaptıkları (belirlenemeyen seçimler hariç) tekrar sayıları Şekil 4.31'de görülmektedir. Yapılan seçimlerin ortalama %83,33 ü 2, 3 ve 4 tekrarda tamamlanmıştır. 6 tekrarda yapılan seçim sayısı % 2,72 iken 7 tekrardaki seçimlerin ortalaması % 4,82 olarak belirlenmiştir. Dalgacık dönüşümü yöntemi kullanılması durumunda karakterin doğru belirlenmesi için gerekli tekrar sayılarının önışleme kullanılması durumuna göre arttığı görülmektedir. Bu durum dalgacık dönüşümü kullanılarak elde edilen ikili sınıflandırma sonuçlarının daha düşük olması nedeniyle gerekli kriterlerin sağlanamaması ile ilişkilidir.

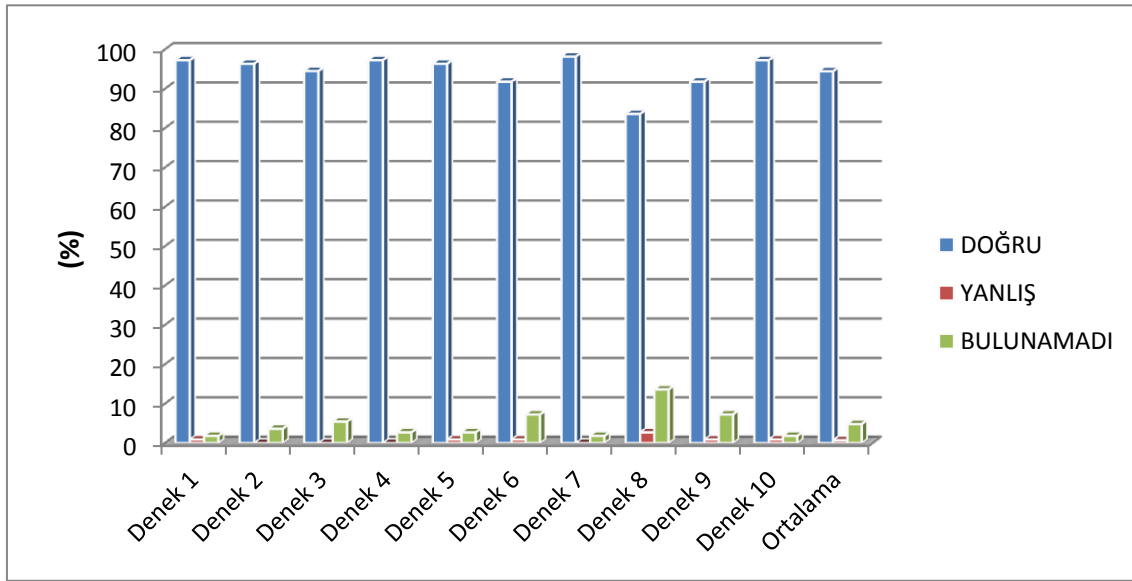


Şekil 4.31. Asenkron sistemde doğru çıkış üretmek için gerekli tekrar sayıları

Kontrol durumundaki doğruluk

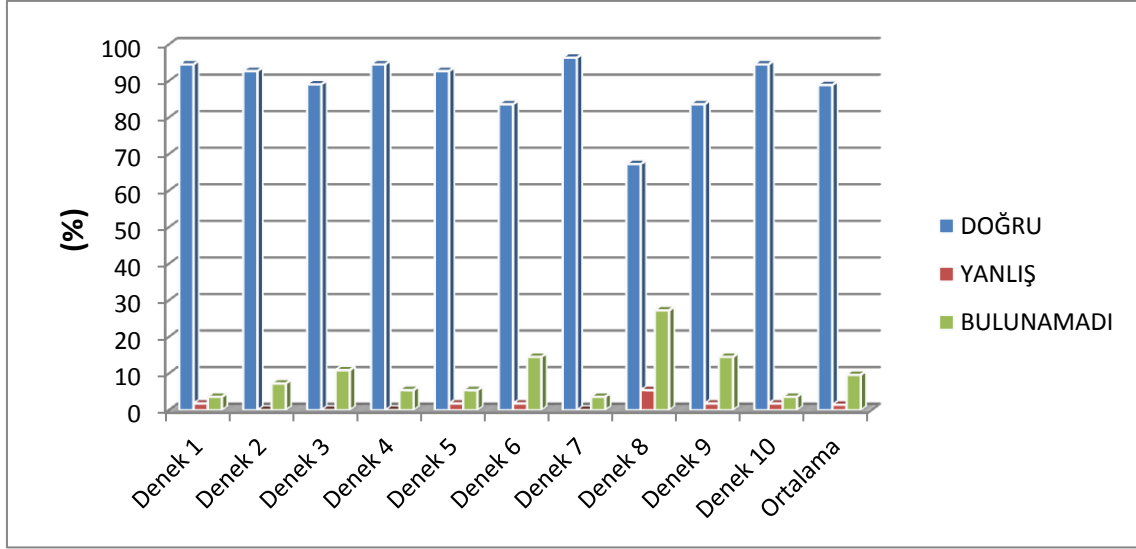
Dalgacık dönüşümü kullanılması durumunda asenkron tasarım ile ulaşılan bölge belirleme doğrulukları, hatalı seçim oranı ve hedefin belirlenemediği seçimlerin oranları Şekil 4.32’de görülmektedir. Şekil 4.32 incelendiğinde, 10 denek için ortalama bölge belirleme doğruluğunun %94,45 olduğu görülmektedir. Hatalı bölge seçim oranı %0,72’de kalmaktadır. Seçimler %4,19 oranında ise belirsizlikle sonuçlanmıştır. Yani maksimum tekrar sayısı 7 olduğu halde eşik değeri aşılamamıştır.

Dalgacık dönüşümü ile elde edilen sonuçlarda, önışleme ile elde edilen sonuçlardan farklı olarak 2 deneğin daha (Denek 5 ve Denek 6’nın) 1’er hatalı seçim yaptığı görülmektedir. Bununla birlikte dalgacık dönüşümü kullanılması durumunda belirsiz seçimlerin %2 oranında arttığı görülmektedir. Bu durum dalgacık dönüşümü yöntemi ile yapılan ikili sınıflandırma doğruluklarındaki düşük sonuçlar ile ilişkilidir.



Şekil 4.32. Dalgacık dönüşümü yöntemi için bölge belirleme doğrulukları

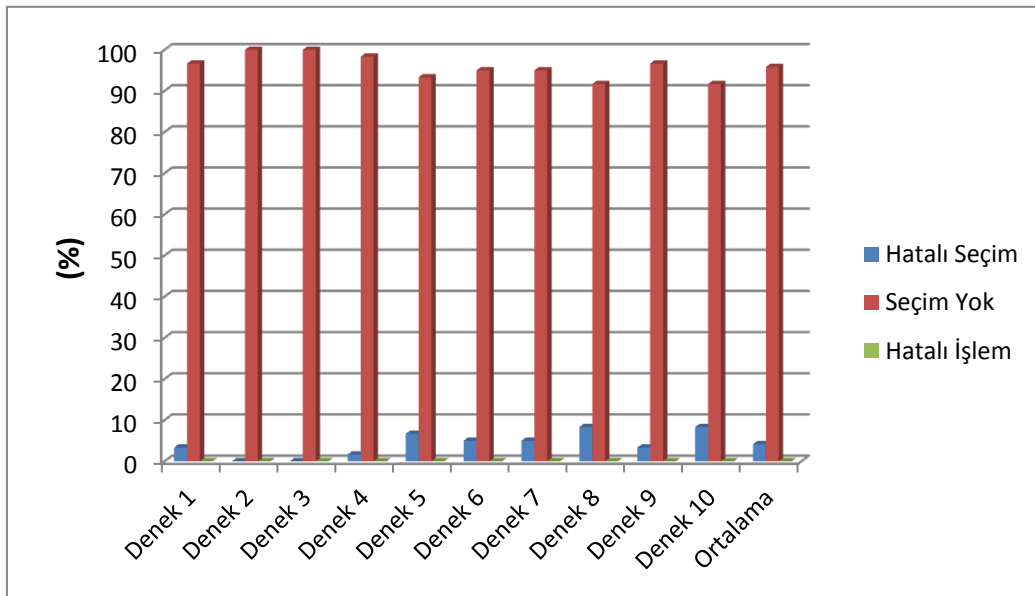
Ardışık iki seviyenin değerlendirilmesi ile 10 denek için kontrol durumunda elde edilen hedef belirleme doğrulukları, yanlış seçim oranı ve belirsiz seçim oranları Şekil 4.33’te görülmektedir. Buna göre kontrol durumunda ortalama hedef belirleme doğruluğu %88,90 olarak hesaplanmıştır. Yanlış seçimlerin oranı %1,45 iken, seçim yapılamayan durumların oranı %9,63 olarak belirlenmiştir.



Şekil 4.33. Dalgacık dönüşümü yöntemi için hedef belirleme doğrulukları

Boşta çalışma durumundaki doğruluk

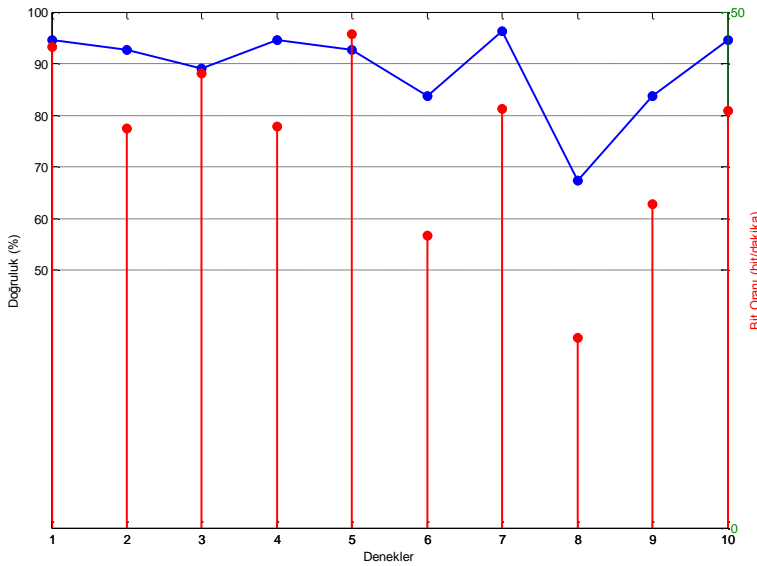
Şekil 4.34'te boşta çalışma durumunda sistemin göstermiş olduğu performans görülmektedir. Boşta çalışma durumunda sistem doğruluğu %94,66, sistem tarafından üretilen hatalı komutların oranı %5,33 olarak bulunmuştur. Bu hatalı seçimlerden sadece 1 tanesi hatalı komuta dönüştüğünden kontrol yok durumunda sistem doğruluğu %99,66 olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.34. Boşta çalışma durumu için doğruluk oranı

Bilgi Transfer Oranı

Dalgacık dönüşümü özneliklerinin kullanıldığı asenkron sistemi için bilgi iletim oranları Şekil 4.35'te görülmektedir. Bilgi iletim oranları hesaplanırken her denek için kontrol durumundaki ortalama doğruluklar ve ortalama tekrar sayıları dikkate alınmıştır. Dalgacık dönüşümü özneliklerinin kullanıldığı asenkron sistemi için ortalama bit oranı 37,52 bit/dakika olarak hesaplanmıştır. En yüksek bilgi iletim oranına sistemi minimum tekrar sayısı ile kullanan Denek 5 (2,88), Denek 3 (2,92) ve Denek 1 (3,06) tarafından erişilmiştir. En yüksek bilgi iletim oranı ise Denek 5 tarafından erişilmiştir (47,81 bit/dakika). En düşük bilgi iletim oranına ise sistemi en düşük doğruluk ve en yüksek tekrar sayısı ile kullanan Denek 8 tarafından erişilmiştir (18,40bit/dakika).



Şekil 4.35. Asenkron sistemde 10 denek için bit oranları

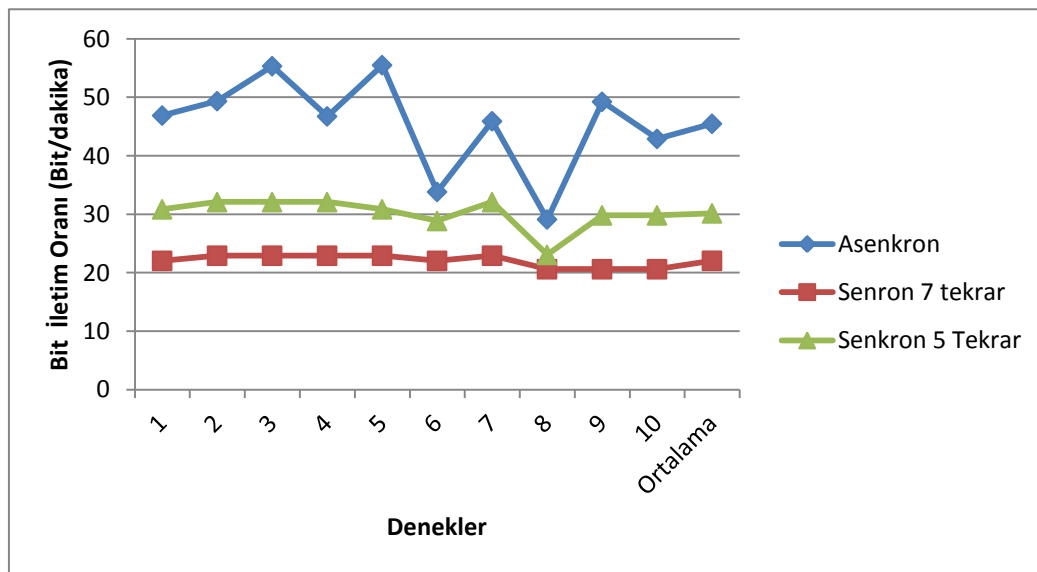
4.3.3. Senkron ve asenkron sistemlerin karşılaştırması

Şekil 4.19 ve Şekil 4.22'de önişleme ve dalgacık dönüşümü yöntemleri ile 10 denek için senkron Çevrimdışı analiz sonucunda elde ettikleri doğruluk oranları verilmiştir. Senkron yöntem ile 2-7 tekrar arasında elde edilen ortalama doğruluk %89,83-%99,5 oranında değişmektedir. Bunun dışındaki sonuçlar (%10,11-%0,5) oranında yanlış seçimler yapıldığı anlamına gelmektedir. Dalgacık dönüşümü yöntemi ile elde edilen sonuçlar incelendiğinde ise bu oranların %82 ve %98,5 arasında değiştiği görülmektedir. Bu durumda ise hatalı seçimlerin oranı %18 ve %1,5 arasında değişmektedir. Senkron tasarımlarda doğruluk oranı tekrar sayısının artması ile birlikte her ne kadar yükselse de, doğru olmayan seçimler mutlaka yanlış bir komut üretilmesine neden olur.

Bu çalışmada geliştirilen asenkron sistem ile kullanıcının kontrol durumunda yaptıkları hatalı komut seçim oranları azaltılmıştır. Sistem seçim yapmak için gerekli eşiği aşmadığı durumlarda herhangi bir çıkış komutu üretmemektedir. Bir ortam kontrol uygulaması için doğru seçim yapmak hızlı seçim yapmaktan daha öncelikli bir beklentidir. Bu uygulama özellikle ortam kontrolü uygulamaları gibi doğruluğun önemli olduğu uygulamalar için önemli bir özelliktir.

Bu çalışmada önerilen asenkron tasarım sayesinde seçim yapmak için gerekli tekrar sayısının önemli derecede azaltılması sağlanırken, yanlış seçimler %1,09 oranına düşürülmüştür. Dalgacık dönüşümü yönteminin kullanılması durumunda bu oran %1,45'tir. 7 tekrarda herhangi bir seçim yapılmaması durumunda sistemin çıkış üretmesi engellenmiş, herhangi bir karar verilmemesi sağlanmıştır. Önişleme yöntemi için sistemin seçim yapmadığı durumların oranı %5,63 iken, dalgacık dönüşümü yöntemi için sistemin çıkış komutu üretmediği durumların oranı %9,63'olarak belirlenmiştir.

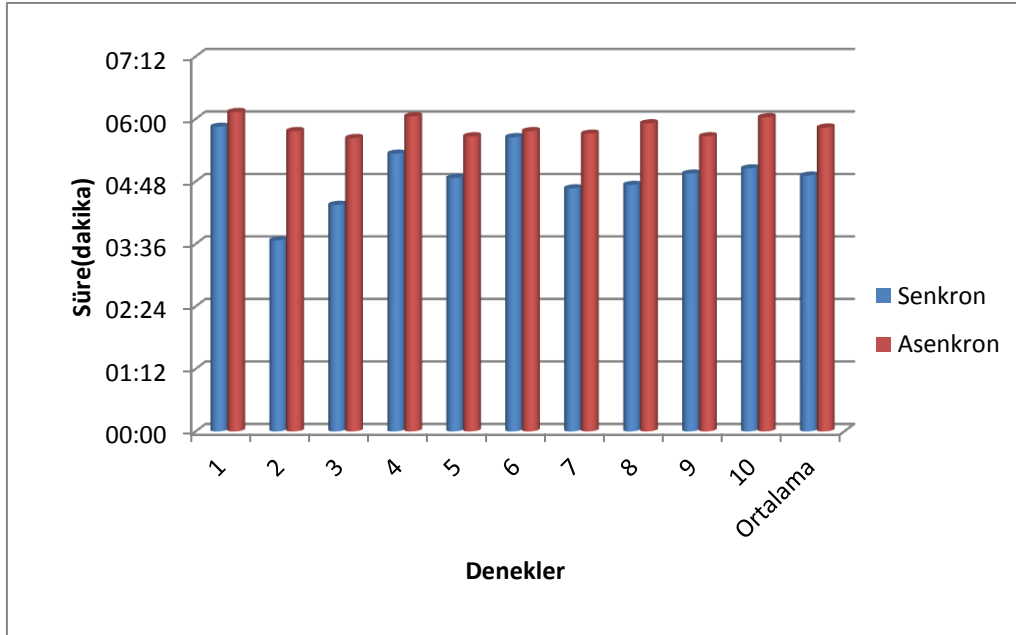
Bununla birlikte, senkron BBA sisteminde denekler seçim yapabilecek tekrar sayısına ulaşmış olsalar bile sistemin değerlendirme yapmak için mutlaka önceden belirlenen tekrar sayısına kadar çalışması gerekmektedir. Bu çalışmada asenkron tasarımda tüm kullanıcılar için çıkış komutu üretilen tekrar sayılarının 2 ile 7 arasında değiştiği görülmüştür. Bu durumda sistemin sabit bir tekrar sayısında çalıştırılması sistem hızının geliştirilmesi açısından pratik bir yaklaşım değildir. Şekil 4.36'da senkron ve asenkron sistemler bit oranları açısından karşılaştırılmaktadır.



Şekil 4.36. Senkron ve asenkron BBA sistemlerinin bit oranlarının karşılaştırması

Asenkron sistem için ortalama bilgi iletim oranı 45,47 bit/dakika iken, senkron BBA sistemi için tekrar sayısı 7 olarak seçildiğinde bilgi iletim oranı 22,04 bit/dakika ve tekrar sayısı 5 seçildiğinde 30,15 bit/dakika olarak hesaplanmıştır. Sonuçlara göre, tüm deneklerin asenkron sistem tasarımının dinamik durdurma fonksiyonu ile senkron tasarıma göre daha yüksek bilgi iletim oranına eriştikleri görülmektedir.

Çalışmada son olarak deneklerin kendilerine verilen bir komut dizisindeki görevleri tamamlamaları istenmiş ve bu süre içinde geçen süre ölçülmüştür. Deneklerin kendilerine verilen 3 farklı görevi tamamlamaları için geçen süreler Şekil 4.37'de görülmektedir. 3 görevin tamamlanması için geçen ortalama süre senkron BBA uygulaması için ortalama 5 dakika 50 saniye iken, asenkron BBA sistemi için bu süre 4 dakika 54 saniye olarak ölçülmüştür. Senkron ve asenkron BBA ile hesaplanan seçim süreleri arasında anlamlı farklılık olup olmadığı Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi ile SPSS programı kullanılarak değerlendirilmiştir. İki yöntemde görev tamamlama süreleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($Z = -2.08$, $p = 0,05$).



Şekil 4.37. Senkron ve asenkron sistemler için görev tamamlama süreleri

5. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

BBA'lar insan vücudunun normal çıkış kanalları olan kas ve sinir hücrelerini kullanmaksızın, beyin aktivitesinin çözümlenmesi yoluyla insan beyni ve dış dünya arasında doğrudan iletişim kurulmasına olanak sağlayan sistemlerdir. BBA sistemleri ile kontrol edilen uygulamaların sayısı her geçen gün hızla artmaktadır. BBA tabanlı ortam kontrol sistemleri de bu uygulamalardan biridir. Çevreleriyle iletişim kurmak ve buldukları ortamı kontrol edebilmek insan yaşamının en temel ihtiyaçlarıdır. Ancak nöromusküler hastalıklar nedeniyle istemli kas kontrolünü yitiren engelli kişiler için buldukları ortamı kontrol edebilmek günlük yaşamlarını sürdürmelerinde önemli bir engeldir.

Laboratuvar ortamlarında BBA tabanlı akıllı yaşam ortamları üzerine önemli gelişmeler sürdürülmesine rağmen, gerçek yaşama uyarlanmış uygulamalar henüz kullanıma geçmemiştir. Maliyetler ve teknik zorlukların yanında, sistem performansı, konfor ve kolay kullanım BBA uygulamalarının yaygınlaşabilmesi için çözülmesi gereken diğer problemlerdir. Öte yandan, BBA uygulamalarının gerçek yaşamda kullanılabilmesi için yüksek doğruluk ve hız ile birlikte iletişim ve hareket özgürlükleri de sağlayan sistemlerin geliştirilmesi de önemlidir.

BBA tabanlı bir ortam kontrol uygulaması için, serbestlik derecesi BBA sistemi çıkışında kontrol edilebilecek çıkış değişkeni sayısını ifade eder. Serbestlik derecesinin yüksek olması kullanıcıların çevre ile iletişim ve etkileşimde bağımsızlıklarının ve dolayısıyla iletişim özgürlüklerinin artırılması anlamında önemlidir. Bir ortam kontrolü uygulamasında kontrol edilecek değişkenlerin sayısı, kontrol edilecek ortam, kullanıcının ihtiyaç ve beklentilerine göre değişebilir. Matris tabanlı bir uyaran arayüzünde kontrol edilecek değişken sayısının doğrudan artırılması iletişim özgürlüğünü arttırabilir fakat bu artış pratik uygulamalarda aşağıdaki üç nedenden dolayı kullanımı zorlaştırabilir: 1. Uyaran sayısının artması ile birlikte matristeki öğeler birbirine yaklaşacaktır ve bu da ardışıklık hatasına neden olabilir, 2. Doğruluk uyaran arayüzündeki öğe sayısının artması ile ters orantılı olarak azalır [56]. 3. Yapılan çalışmalar büyük boyutlu matrislerin ALS hastalığı gibi nihai hedef kitle için uygun olmadığını göstermektedir [124]. Bu nedenle uyaran arayüzü tasarımlarında maksimum serbestlik derecesi sağlarken, ekran karmaşıklığının minimum seviyede tutulması pratik kullanım açısından önemli bir gerekliliktir.

Literatürde P300 tabanlı ortam kontrolü üzerine yapılan çalışmalarda matris tabanlı uyarın arayüzleri kullanılmaktadır. Literatürde yer alan P300 tabanlı ortam kontrolü çalışmalarının karşılaştırmalı özeti Çizelge 5.1'de sunulmuştur. Aloise ve arkadaşları sanal bir ev ortamını kontrol etmek amacıyla 16 uyarın içeren SS paradigmasını önermiştir [25,30]. Önerilen bu uygulamanın performansı iki farklı çalışmada sağlıklı ve hasta denekler üzerinde denenmiştir. Sağlıklı ve hasta denekler bu BBA sistemini 10 tekrarda sırasıyla 95% ve 80% doğruluklarla kullanmıştır. Corralejo ve arkadaşları kontrol edilecek değişken sayısını arttırmak amacıyla SS paradigmasına iki seviyeli yaklaşımı (İS-SS) uyarlamıştır [33]. İS-SS yaklaşım ile, ikinci seviyelerde farklı sayıda uyarın kullanarak kontrol edilecek değişken sayısı 116'ya yükseltilmiş ve sistem 15 engelli denek ile %74,4 doğrulukla kontrol edebilmiştir.

TK paradigması ev ortamlarının kontrolü için önerilen bir diğer uyarın paradigmasıdır. Guger ve arkadaşları TK paradigması kullanarak sanal bir ev ortamını %79,35 doğrulukla kontrol edebilmiştir [26]. Kontrol maskeleri kullanarak kontrol edilecek değişken sayısını 218'e yükseltmelerine rağmen, farklı sayıda uyarın içeren arayüzler aynı doğruluğa erişememiştir. Bununla beraber TK paradigması, her bir uyarının tek tek yanıp sönmesi nedeniyle işlem süresinde artışa neden olur. İşlem süresinin uzaması hem sistem hızı hem de kullanıcı motivasyonu ve yorgunluk açısından negatif etki yaratır. Özellikle hedef kitle için uzun süre bir uyarına konsantre olmak zordur ve doğruluğun azalmasına neden olur.

Çizelge 5.1. P300 potansiyellerine dayalı ortam kontrolü çalışmaları ve bu çalışmanın karşılaştırması

Çalışma	Paradigma	Denekler	Kanal Sayısı	Yöntem	Tekrar Sayısı	Doğruluk	Uyarın Sayısı	Çıkış Cihazları
Aloise[25]	SS	7 Hasta	16	SWLDA	5 10	%70 %80	16	Sanal Ortam
Aloise[30]	SS	11 Sağlıklı	8	Aşağıörnekleme SWLDA	10	%95	16	Sanal Ortam
Guger[26] Holzner[27]	TK	12 Sağlıklı	-	-	8 4	%79,35 %69,57	218	Sanal Ortam
Corralejo [33]	İS-SS	15 Engelli	8	Ortalama Aşağıörnekleme SWLDA	3-15	%74,4	116	Gerçek Cihazlar
Bu çalışma	RBP	10 Sağlıklı	16	Önişleme+LDA	5	96,19* 92,86**	49	Gerçek Cihazlar
Bu çalışma	RBP	10 Sağlıklı	16	ADD+LDA	5	95,71* 90,48**	49	Gerçek Cihazlar

*Hata düzeltme uygulanarak

**Hata düzeltme uygulanmadan

Bu tez çalışmada ortam kontrolü amacıyla iki seviyeli eşit boyutlu bölgesel tabanlı paradigmaya dayalı bir uyarın arayüzü önerilmiştir. Arayüz 7 uyarın içerirken 49 komutun seçilmesine olarak sağlamaktadır. Böylece ekran karmaşıklığı artırılmadan kontrol edilecek değişken sayısı artırılmıştır. Ekran karmaşıklığının azaltılması kullanıcıların zihinsel yorgunluğunun azaltılması açısından da önemlidir. Büyük ve az sayıda uyarın içeren arayüz görme yetenekleri azalan engelli kişilerin kullanımını açısından da faydalıdır.

Bu tez çalışmasında, iki seviyeli yaklaşıma uyarlanan hata düzeltme yeteneği sistemin kullanılabilirliğini geliştirmektedir. İkinci aşamadaki yanlış seçimler önlenemezken, ilk seviyedeki yanlış seçimler kullanıcının hatanın farkına varması ile birlikte düzeltilebilmektedir. Bu tez çalışmasının çevrimiçi sonuçları bölgesel tabanlı paradigmaya uygulanan hata düzeltme özelliğinin doğruluğu artırıcı yöndeki başarısını ortaya koymuştur. Bu tez çalışmasında senkron çevrimiçi deneylerde hata düzeltme yaklaşımı kullanılarak doğruluk (5 tekrar sayısında) önışleme yöntemi için %92,89'dan %96,19'a, dalgacık dönüşümü yöntemi için ise %90,48'den %95,71'e yükseltilmiştir. Hata düzeltme komut seçimi için gerekli işlem süresini arttırabilir. Fakat bir ortam kontrolü uygulaması için doğruluk hızdan daha önemli bir beklentidir. Bu nedenle bölgesel tabanlı paradigma özellikle ortam kontrol uygulaması gibi yüksek hız gerektirmeyen ancak güvenilir sonuçlara ihtiyaç duyulan uygulamalar açısından uygundur.

Zaman açısından değerlendirildiğinde eşit sayıda uyarın kontrol eden uygulamalar SS ve BTP paradigmalarında bir karakterin seçimi için gereken süre eşittir. SS ve BTP arasındaki farklılık bölgesel tabanlı paradigmada iki seviye arasındaki geçiş süresidir. İki seviye arasındaki bu geçiş süresi bir dezavantaj gibi görünmesine rağmen katılımcılar bu geçiş süresinden memnun kalmıştır. Bu kısa geçiş süresi, kullanıcının rahatlaması, zihinsel yorgunluğun azaltılması ve yeni karakteri bularak odaklanması açısından avantajlıdır.

Öte yandan, son çalışmalarda P300 potansiyellerinin gözün bakış doğrultusuna bağlı olduğunu ve uyarın üzerinde odaklanma seviyesinden etkilendiğini göstermektedir. Hedef kitlenin odaklanma ve okulomotor yeteneklerindeki azalma da göz önüne alındığında, pratik uygulamalar için minimum göz hareketi gerektirecek uyarın arayüzleri hazırlamak önem taşımaktadır. Bu problemin üzerinden gelebilmek için, çok sayıda küçük uyarın yerine az sayıda büyük uyarın içeren uyarın paradigmaları tasarlanmalıdır [58,64]. Bu durum ise, eğer kullanıcı daha fazla kontrol yeteneğine ihtiyaç duyuyorsa iki seviyeli yaklaşımları beraberinde getirmektedir. İki seviyeli yaklaşım çeşitli uygulamalarda matris

ya da bölgesel formdaki uyarın arayüzlerinde kullanılmıştır. İki seviyeli yaklaşıma dayalı çalışmaların karřılařtırılmalđ özetini Çizelge 5.2'de görölmektedir.

Çizelge 5.2. İki seviyeli yaklaşıma dayalı çalışmaların karřılařtırılmalđ özetini

Çalışma	Denekler	Uygulama	Matris Boyutu	Uyarın Yerleşimi	Tekrar Sayısı	Doğruluk (%)	BİO (bit/dakika)
Rezai.vd.[62]	Sağlıklı	Heceleme	7x7	Bölgesel	6	90,6	17,4
Pan vd. [63]	Sağlıklı	Heceleme	6x6	Bölgesel	6	93,47	-
Corralejo vd.[33]	Engelli	Ortam Kontrolü	2. seviye için farklı matris boyutu	Matris	3-15	74,4	16,6
Xu vd. [125]	Sağlıklı	Heceleme	3x3	Matris	Deneğe özgü	88,80	24,94
Treder vd.[60]	Sağlıklı	Heceleme	6x6	Altıgen	10	91,3	-
Bu çalışma	Sağlıklı	Ortam Kontrolü	7x7	Bölgesel	5	96,19	29,71
						95,71	29,48

Rezai ve arkadaşları 7 bölge içeren BTP uygulamasını 49 karakterlik bir heceleme uygulaması için önermiş, %90,6 doğruluk ve 17,4 bit/min bit oranına erişmiştir [62]. Pan ve arkadaşları BTP' yi kullanarak 36 karakter içeren bir heceleme uygulaması geliştirmiş ve %93,47 doğruluk oranına erişmişlerdir [63]. Her iki çalışmada da, BTP matris tabanlı paradigmlarla karşılaştırılarak BTP'nin üstün olduğu ortaya konmuştur. Treder ve arkadaşları bakış doğrultusundan bağımsız bir arayüz geliştirmek amacıyla BTP ile aynı yaklaşıma sahip altıgen heceleleyici arayüzü tasarlamıştır. Altıgen heceleleyici arayüzü ile %91,3 doğruluğa erişilmiştir [60]. Xu ve arkadaşları 3x3 matris boyutlarında bir arayüz kullanarak, iki seviyeli yaklaşım ile 64 öge içeren matris tabanlı bir heceleleyici geliştirmişlerdir [125]. Bu yaklaşımla %88,80 doğruluğa erişmişlerdir. 8x8 boyutlarında bir matrise göre hem hız hem de doğruluk açısından daha üstün sonuçlara erişilmiştir. Corralejo ve arkadaşları bir ortam kontrol uygulaması için iki seviyeli matris tabanlı paradigmayı önermiş ve engelli kişilerle yaptığı deneyler sonucunda %74,4 doğruluğa erişmiştir [33].

Bu tez çalışmasında 7x7 boyutlarında bölgesel tabanlı bir uyarın arayüzü ile 49 çıkış komutunun önişleme yöntemi ile %96,19 doğruluk ve 29,71 bit/dakika, dalgacık dönüşümü yöntemi ile %95,71 doğruluk ve 29,48 bit/dakika hızında kontrol edilmesi sağlanmıştır. Bu çalışma bölgesel tabanlı uyarın arayüzünün ortam kontrolü amacıyla hazırlanan ilk uyarlamasıdır.

BBA sistemi ve çıkış cihazları arasındaki iletişim, BBA sistemlerinin gerçek yaşam uygulamalarına dönüşmesinde göz önüne alınması gereken bir diğer husustur. BBA tabanlı ortam kontrol uygulamalarında çıkış birimi olarak donanımsal cihazların denetimini sağlayan az sayıda çalışmaya rastlamak mümkündür. Donanımsal cihazların denetimini sağlayan BBA tabanlı ortam kontrol çalışmaları Çizelge 5.3’de özetlenmiştir.

Çizelge 5.3. BBA tabanlı ortam kontrol uygulamalarının karşılaştırılması

Çalışma	Sinyal	İletişim		Kontrol Edilecek Değişken Sayısı
		BBA ve Kontrol Birimi	Kontrol Birimi ve Çıkış Cihazlar	
Gao vd [32]	SSVEP	Seri(RS232)	IR	48
Cincotti vd [31]	Hareket Hayali	TCP/IP	Güç Hattı Tabanlı Kontrol Sistemi	-
Lin vd [34]	Alfa and Teta Ritimleri	RF Modül/ RS232 to Ethernet	Güç Hattı Kontrolü	2
Corralejo vd [33]	P300	-	IR	113
Aloise vd [35]	P300	-	X10	4-42
Bu çalışma	P300	Internet	Kablolu Bağlantı	49

Gao ve arkadaşları SSVEP sinyalleri kullanarak bir ev ortamının kontrolünü gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada çıkış cihazlarının kontrolü için kızılötesi veri iletişimi kullanılmıştır [32]. Corralejo ve arkadaşları P300 tabanlı bir BBA sistemi ve çıkış cihazları arasındaki iletişim için kızılötesi veri iletişimi kullanmıştır. Bu iletişim yönteminde kontrol edilecek cihazların da kızılötesi fonksiyonuna sahip olması gerekmektedir. Diğer taraftan IR teknolojisinden alıcı ve vericinin birbirini görmesi gerekliliği kullanıcıları sadece görüş alanındaki cihazların kontrol edilmesi ile sınırlandırır [33]. X10 pratik BBA uygulamalarında çıkış komutlarının cihazlara iletilmesinde kullanılan bir diğer teknolojidir. Aloise ve arkadaşları elektrikli cihazların kontrolünü X-10 kullanarak gerçekleştirmiştir [35]. Cincotti ve arkadaşları ev ortamında bulunan cihazların kontrolü için hareket hayaline dayalı sinyalleri kullanan bir BBA sistemi önermiştir [31]. Bu çalışmada BBA sisteminin yanında standart giriş cihazları ile de kontrol edilebilir bir ortam kontrol uygulaması geliştirilmiştir. Komutlar denetleyiciye TCP/IP üzerinden iletilmiş ve denetlenecek cihazlar güç hattı tabanlı bir kontrol sistemi ile kontrol etmiştir. Lin ve arkadaşları ise kullanıcıların bilişsel durumlarındaki değişimi algılayan bir sistem tasarlamış ve gündüz/gece lambalarının kontrolü için güç hattı iletişimini kullanmıştır [34].

Mevcut tüm çalışmalarda BBA kullanıcılarının kontrol yeteneği bulunduğu ortamdaki gerçek elektrikli cihazları kontrol edebilmekle sınırlıdır. Ancak kullanıcı tekerlekli

sandalyesini kullanarak evde ya da ev dışında hareket halinde olabilir. Bu gibi durumlarda kullanıcı evde bulunan bir cihaz ya da uygulamanın durumunu gözlemek veya kontrol etmek isteyebilir. Bu tez çalışmasında BBA kullanıcılarının hareket özgürlüğünü artırmak amacıyla BBA sistemi ve kontrol edilecek sistem bileşenleri arasında internet tabanlı kablosuz iletişim önerilmiştir. İnternet tabanlı kablosuz iletişim kullanıcılara kontrol edilecek ortam veya bu ortam dışında hareket halindeyken kontrol edilecek ortamda bulunan herhangi bir cihazı kontrol edebilme özgürlüğü sağlar.

Bu tez çalışmasında, BBA sistemi ve kontrol edilecek sistem bileşenleri arasında iletişim kurmak amacıyla gömülü bir web sunucu içeren ortam kontrol modülü tasarlanmıştır. Önerilen gömülü web sunucu, internet erişimi için düşük maliyetli ve pratik bir çözüm sunmaktadır. Bununla birlikte, kontrol modülü ile iletişim doğrudan web sunucu üzerinden sağlandığından, herhangi bir uygulama yazılımına gerek kalmaksızın internet erişimi olan tüm cihazlardan sisteme erişilebilmektedir. Bu tez çalışmasında önerilen kontrol modülünde, tüm elektriksel cihazlar kontrol birimine doğrudan bağlandığından dolayı, kontrol edilecek cihazların IP özelliği olması gerekliliği yoktur.

BBA kullanıcıları dışında diğer kişilerin kontrol edilecek ev ortamına internet üzerinden erişebilmesi de bu tez çalışmasında önerilen sistemin üstün yanlarından biridir. Böylece, sistemin özellikle nöromüküler hastalar tarafından kullanılabilirliği düşünüldüğünde, bakıcılar ve hemşireler gibi kontrol ortamına uzaktan erişmek isteyen kişilerin ortama uzaktan erişimine olanak sağlanmıştır. Bu sayede hasta yakınların ortamdaki cihazların durumunu anlık olarak gözlemleyebilir ve acil durumlarda sisteme müdahale edebilirler.

BBA sistemlerinin gerçek dünya uygulamalarına dönüşmesinin önündeki en önemli engellerden biri de asenkron sistem tasarımı ile ilgili eksikliklerdir. Ortam kontrolü amacıyla kullanılacak pratik bir BBA sisteminin kullanıcının kontrol durumunda bulunduğunu belirlemesi ve sadece kontrol durumunda bulunması halinde kullanıcının seçimlerini çıkış birimlerine aktarması gerekmektedir. Bununla birlikte asenkron bir BBA sisteminin kullanıcının sistemi kullanmadığı anlarda çıkış komutu üretmesinin önlenmesi gerekmektedir.

Asenkron BBA sistemleri, BBA uygulamalarının gerçek yaşam uygulamalarına dönüştürülmesi için önemli bir aşamadır. Çizelge 5.4'te P300 tabanlı asenkron BBA çalışmaları, çalışmalarda kullanılan yöntemler ve bu çalışmalarda kontrol ve kontrol yok durumlarında erişilen doğruluklar görülmektedir. Zhang ve arkadaşları istatistiksel modele dayalı, kontrol ve boşa çalışma bezerlik modelleri oluşturarak, sinyalin kontrol durumuna benzerlik derecesini Bayes kuralı ile belirleyen bir asenkron kontrol algoritması tasarlamışlardır. Bu çalışmada kontrol durumunda çevrimdışı sistem hızı 19,8 bit/dakika ve boşa çalışma durumundaki hata oranı 1 YPO/dakika olarak belirlenmiştir. Pinegger ve arkadaşları sınıflandırıcı skorları ve frekans düzlemi özneliklerini kullanarak önerdikleri hibrit sistem ile %99 kontrol durumu doğruluğuna erişirken, kontrol yok durumu doğruluğu %93,2 olarak belirlenmiştir [93]. Ancak bu çalışma dinamik durdurma özelliğine sahip değildir ve doğruluk oranları 15 tekrar için elde edilmiştir. Aloise ve arkadaşları ortam kontrolüne yönelik olarak geliştirdikleri asenkron BBA tasarımında ROC eğrisi ile belirlediği eşik değerleri kontrol kriteri olarak kullanmışlardır. Bu çalışmada boşa çalışma durumu durumundaki doğruluk oranı (DNO) %98,91 olarak belirlenirken, kontrol durumundaki hedef belirleme doğruluğu %88,73 olarak belirlenmiştir [30]. Aloise ve arkadaşlarının çalışmalarında eşik değer belirlemek için kullandıkları yaklaşım, eşik değerlerinin yüksek bulunmasına neden olmaktadır. Eşik değerlerinin yüksek olması, her ne kadar boşa çalışma durumundaki doğruluğun yüksek bulunmasını sağlamış olsa da kontrol durumundaki hedef belirleme doğruluğunun düşük bulunmasına neden olmuştur. Eşik değerlerin yüksek olması ayrıca kontrol durumunda hedef belirlemek için gerekli tekrar sayısının (4.08) da yüksek olmasına neden olmaktadır.

Bu tez çalışmasında, bölgesel tabanlı uyarın arayüzü ile birleştirilmiş asenkron bir BBA tabanlı ortam kontrol sistemi geliştirilmiştir. Önerilen asenkron BBA sistemi dinamik durdurma ve kontrol durumu belirleme fonksiyonlarını bir arada bulundurmaktadır. Geliştirilen asenkron BBA uygulaması iki farklı öznelik çıkarma yöntemi ile test edilmiş, her iki öznelik çıkarma yöntemi ile de yüksek başarı oranlarına erişilmiştir.

Öznelik çıkarımı amacıyla önışleme yöntemini kullanıldığında seviye farkı olmaksızın kontrol durumundaki bölge belirleme doğruluğu % 96,63 olarak belirlenmiştir. Ancak bölgesel tabanlı paradigmda bir komut seçimi iki aşamada gerçekleştiğinden kontrol durumundaki hedef belirleme doğruluğu %93,27 olarak belirlenmiştir. Boşa çalışma durumundaki doğruluklara bakıldığında, doğru negatif oranının %96,83 olduğu görülmektedir.

Bölgesel tabanlı paradigmada hatalı bir komut seçimi arka arkaya iki seviyede de hatalı komut seçimini gerektirmektedir. Bu nedenle bölgesel tabanlı uyarın arayüzü ile birleştirilmiş asenkron yöntemin boştta çalışma durumundaki doğru negatif oranının %100'e erişmesini sağlamıştır.

Çizelge 5.4. P300 tabanlı asenkron BBA uygulamaları

Çalışma	Yöntem	Doğruluk Kontrol Durumu (%)	Doğruluk Boştta Çalışma Durumu (%)
Zhang vd [91]	İstatistiksel Benzerlik Modeli	19,8 bit/dakika	1 YPO/dakika
Aloise vd [30]	Eşik Yöntemi	88,73	98,91
Pinegger vd [93]	LDM	96,7	92,5
	SAM	88,3	73,7
	HAM	99,0	93,2
Bu çalışma	Dinamik durdurma Kontrol durumu belirleme (Önişleme)	96,63 (93,27)	96,83 (100)
	Dinamik durdurma Kontrol durumu belirleme (Dalgacık)	94,45 (88,90)	94,66(99,66)

Bu çalışmada önerilen asenkron sistem bir diğer öznitelik çıkarma yöntemi ile değerlendirilmiştir. Dalgacık dönüşümü kullanılarak öznitelik çıkarımı yapılan yöntemde kontrol durumunda bölge belirleme doğruluğu %94,45, hedef belirleme doğruluğu ise, %88,90 olarak belirlenmiştir. Dalgacık dönüşümü kullanılması durumunda yanlış seçimlerin oranında (%1,45) önişleme yöntemindeki yanlış seçimlere (%1,09) oranla önemli bir artış olmamasına rağmen, bulunamayan seçimlerin sayısı artmıştır. Kontrol durumunda belirlenemeyen karakterlerin oranı önişleme yöntemi için %5,63 iken dalgacık dönüşümü yöntemi için %9,63 olarak belirlenmiştir. Bu durum, dalgacık dönüşümü ile elde edilen ikili sınıflandırma doğruluklarının daha düşük olmasından kaynaklanmaktadır. Dalgacık dönüşümü kullanılması durumunda, boştta çalışma durumunda ortalama doğru negatif oranı %94,66 olarak belirlenmiştir. Bu öznitelik çıkarma yönteminde, boştta çalışma durumunda iki hatalı seçimin art arda gelmesi nedeniyle hatalı bir komut çalıştırılmıştır. Bu dedenle dalgacık dönüşümü için önerilen asenkron sistemle boştta çalışma doğruluğu %99,66 olarak belirlenmiştir.

Önerilen asenkron BBA sisteminin BTP'ye dayalı uyarın arayüzü ile birlikte kullanımı kullanıcılara yaptıkları hataları düzelterek sistem başarısını artırma yönünde katkı sağlayarak sistemin kontrol durumundaki doğruluğunu artırırken aynı zamanda boşta çalışma durumunda sistemin doğru negatif sonuçlar üretme oranını %100'e erişmesini sağlamıştır. Bu tez çalışmasında geliştirilen bölgesel tabanlı paradigma ile birlikte kontrol edilen asenkron BBA sistemi ortam kontrol uygulamaları için güvenilir bir kontrol ortamı sağlamaktadır.

Asenkron BBA sisteminde önerilen dinamik durdurma fonksiyonu, deneklerin hedef uyarını belirlemeleri için gerekli tekrar sayısının azalmasını, dolayısıyla sistem hızının artmasını sağlamıştır. Önerilen dinamik durdurma fonksiyonu deneklerin en az 2 tekrarda seçim yapabilmelerine olanak sağlamıştır. Önerilen bu sistem ile kullanıcılar BBA sistemini düşük tekrar sayısında yüksek doğrulukla kullanılabilmesini sağlamıştır. Denekler asenkron BBA sistemini önişleme yöntemi ile ortalama 3,15 tekrarda %93,27 doğrulukla, dalgacık dönüşümü yöntemi ile ortalama 3,55 tekrar sayısında %88,90 doğrulukla kullanabilmiştir.

Kullanıcıların hedef uyarını seçmeleri için gerekli tekrar sayıları incelendiğinde aynı kullanıcının ardışık seçimlerde farklı tekrar sayılarında seçim yaptığı görülmektedir. Bu tez çalışmasında geliştirilen dinamik durdurma fonksiyonu ile kullanıcıların asenkron BBA sistemini kendi performanslarına göre gerekli tekrar sayısında kontrol etmeleri sağlanırken, kullanıcılara kendi çalışma hızlarında kontrol yeteneği geliştirmiştir.

Asenkron BBA uygulamaları BBA sistemlerinin pratik olarak kullanılabilir sistemlere dönüşmesi için önemli bir basamaktır. İkili sınıflandırma doğruluğunu artıracak önişleme ve sınıflandırma algoritmaları ile asenkron sistemin kontrol ve boşta çalışma durumlarındaki doğruluk oranlarının artırılması asenkron sistem başarısının geliştirilmesine katkı sağlayacaktır.

6. SONUÇ

Bu tez çalışmasında, BBA uygulamalarının gerçek yaşama uyarlanmasına katkıda bulunmak amacıyla ortam kontrolü uygulamalarına yönelik P300 tabanlı asenkron bir BBA sistemi geliştirilmiştir. BBA tabanlı ortam kontrolü uygulamaları özellikle nöromusküler hastalıklara sahip kişilerin öz yeterliliklerinin ve yaşam kalitelerinin artması açısından önemli uygulamalardır. BBA tabanlı ortam kontrolü uygulamalarının gerçek yaşama uyarlanmasında doğruluk ve hız performansı yüksek, asenkron BBA sistemlerinin geliştirilmesi önemli rol oynamaktadır. Bununla birlikte kolay kullanılabilir ve kullanıcıların hareket özgürlüklerini artıran BBA sistemlerinin geliştirilmesi pratik kullanılabilirliğin yaygınlaşmasına katkı sağlayacaktır.

Bu çalışmada, kontrol uygulamasına yönelik tasarlanan BTP'ye dayalı uyaran arayüzünün getirdiği iki seviyeli seçim yaklaşımı ile ekran karmaşıklığının ve görsel yorgunluğun azaltılması sağlanmıştır. BTP'nin iki seviyeli seçim yaklaşımı online BBA sistemleri için kontrol doğruluğunu arttırırken aynı zamanda asenkron BBA'lar için boşta çalışma doğruluğunun %100'e erişmesini sağlamıştır.

Bu tez çalışmasında, öznitelik çıkarma amacıyla önışleme ve dalgacık dönüşümüne dayalı iki ayrı öznitelik çıkarma yöntemi kullanılmıştır. Bu çalışmada önerilen yöntemler, literatür ile eşit sayıda EEG elektrodu kullanılması durumunda literatüre eşit ya da üstün performansa erişilmesini sağlanmıştır.

Bu tez çalışması ile ayrıca dinamik durdurma ve kontrol durumu algılama fonksiyonlarını bir arada içeren bir asenkron BBA sistemi önerilmiştir. Önerilen asenkron BBA sistemi iki farklı öznitelik çıkarma yöntemi ile test edilerek boşta çalışma durumunun %100'e erişen doğrulukla belirlenebilmesi sağlanmıştır. Asenkron sistem doğruluğunun artırılması BBA sistemlerinin gerçek hayata uyarlanması açısından önemli bir katkı sağlamaktadır. Önerilen asenkron BBA sistemi aynı zamanda dinamik durdurma fonksiyonu ile birlikte tekrar sayısının önemli derecede azaltılmasını sağlarken kontrol durumundaki doğruluğun %93,27'ye erişmesi sağlanmıştır. Dinamik durdurma fonksiyonu sistem hızının önemli derecede arttırılmasını sağlamaktadır. Bununla birlikte deneklere sistemi kendi hızlarında kontrol edebilmelerine olanak sağlayarak kullanım özgürlüğü kazandırmaktadır.

Bu çalışmada son olarak kontrol edilecek ortamın internet tabanlı uzaktan kontrolü için gömülü bir web sunucu tasarlanmıştır. Bu çalışmada nerilen İnternet tabanlı uzaktan kontrol fonksiyonu kullanıcıların kontrol ortamına mesafe sınırı olmaksızın iletişimini sağlayarak kullanıcıların hareket özgürlüklerinin artırılmasına katkıda bulunulmuş, kullanıcı yakınlarının kontrol ortamına uzaktan erişim ve müdahale imkanı sunarak sistem güvenliğinin arttırılmasına katkı sağlanmıştır. Gömülü web sunucu ayrıca, sistem maliyetlerinin azaltılması açısından da avantajlı bir yaklaşım sunmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Graimann, B., Allison, B. and Pfurtscheller, G. (2010). *Brain-Computer Interfaces- Revolutionizing Human-Computer Interaction : Brain-Computer Interfaces: A Gentle Introduction*, (2011th edition). NewYork: Springer, 2-3.
2. Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D.J., Pfurtscheller, G., and Vaughan, T. M. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113:767-791.
3. Mak, J. N., and Wolpaw, J. R. (2009). Clinical Applications of Brain-Computer Interfaces: Current State and Future Prospects, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2, 187-199.
4. Vidal, J. J. (1973). Toward Direct Brain Computer Communication, *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*, 2: 157-180.
5. Hamadicharef, B. (2010). *Brain-Computer Interface (BCI) Literature - A Bibliometric Study*, Paper presented at the 10th International Conference on Information Science, Signal Processing and Their Applications, Malaysia.
6. Fabiani, G.E., McFarland, D.J., Wolpaw, J.R., and Pfurtscheller, G. (2004). Conversion of EEG Activity Into Cursor Movement by a Brain-Computer Interface (BCI). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12(3), 331-338.
7. Mugler, E.M., Ruf, C.A., Halder, S., Bensch, M., and Kübler, A. (2010). Design and Implementation of a P300-Based Brain-Computer Interface for Controlling an Internet Browser. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(6), 599-609.
8. Rezai R.F., (2011). "Recent Advances in Brain-Computer Interface Systems", *InTech*, Hırvatistan, 16-19.
9. Rebsamen, B., Teo, C.L., Zeng, Q., and Ang, Jr M.H., (2004). Controlling a Wheelchair Indoors Using Thought. *IEEE Intelligent Systems*, 22(2),18-24.
10. Bell, C.J., Shenoy, P., Chalodhorn, R., and Rao, R.P.N. (2008). Control of a Humanoid Robot by a Noninvasive Brain-Computer Interface in Humans. *Journal of Neural Engineering*, 5, 214-220.
11. Wang, Y.T., Wang, Y., Jung, T.P. (2011). A Cell-Phone Based Brain-Computer Interface for Communication in Daily Life. *Journal of Neural Engineering*, 8(2), 233-240,
12. Putz, G.R.M.,and Pfurtscheller, G. (2008). Control of an Electrical Prosthesis With an SSVEP-Based BCI. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(1), 361-364.
13. Ortner, R., Allison, B. Z., Korisek, G., Gaggl, H.,and Pfurtscheller, G. (2011). An SSVEP BCI to Control a Hand Orthosis for Persons With Tetraplegia. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19(1),1-5.

14. Münßinger, J.I., Halder, S., Kleih, S.C., Furdea, A., Raco, V., Höfle A. and Kübler, A. (2010). Brain Painting: First Evaluation of A New Brain-Computer Interface Application with ALS-Patients and Healthy Volunteers. *Frontiers in Neuroscience*, 4: 182 (1-11).
15. Hamadicharef, B., Xu, M., and Aditya, S. (2010). *Brain-Computer Interface (BCI) based Musical Composition*. Paper presented at the International Conference on Cyberworlds, Singapore.
16. Finke, A., Lenhardt, A., and Ritter, H. (2009). “The MindGame: A P300-Based Brain-Computer Interface Game”, *Neural Networks*, 22, 1329-1333.
17. Kübler, A., Mushahwar, V.K., Hochberg, L.R., and Donoghue, J.P. (2006). BCI Meeting 2005—Workshop on Clinical Issues and Applications. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(2), 131-134.
18. Guger, C., Daban, S., Sellers, E., Holzner, C., Krausz, G., Carabalona, R., Gramatica, F., and Edlinger, G. (2009). How many people are able to control a P300-based brain-computer interface (BCI)?. *Neuroscience Letters*, 462, 94–98.
19. Hoffmann, U., Vesin, J.M., Ebrahimi, T, and Diserens, K., (2008). An efficient P300-based brain-computer interface for disabled subjects. *Journal of Neuroscience Methods*, 167(1), 115–125.
20. Sellers, E.W., Vaughan, T.M., and Wolpaw, J.R., (2010). A brain-computer interface for long-term independent home use. *Amyotrophic Lateral Sclerosis*, 11, 449–455.
21. İnternet: “sm4all-Smart Home for All Project”, URL: <http://www.sm4all-project.eu/> Son Erişim Tarihi: Temmuz 2015.
22. Gao, S., Wang, Y., Gao, X., and Hong, B. (2014). Visual and Auditory Brain-Computer Interfaces. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(5), 1436-1447.
23. Rezaei, R.F., (2010). *Human Error in P300 Speller Paradigm for Brain-Computer Interface*. Paper presented at the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, France.
24. Bayliss J. D. (2003). Use of the Evoked Potential P3 Component for Control in a Virtual Apartment. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(2), 113-116.
25. Aloise, F., Schettini, F., Aricò, P., Salinari, S., Guger, C., Rinsma, J., Aiello, M, Mattia, D., and Cincotti, F. (2011). Asynchronous P300-Based Brain-Computer Interface to Control a Virtual Environment: Initial Tests on End Users. *Clinical EEG and Neuroscience*, 42(4), 219-224.
26. Guger, C., Holzner, C., Grönegress, C., Edlinger, G., and Slater, M. (2008). *Control of a Smart Home with a Brain-Computer Interface*, Paper presented at the 3rd BCI Workshop at University of Techonogy, Graz.

27. Holzner, C., Guger, C., Edlinger, G., Grönegress, C., and Slater, M. (2009). *Virtual Smart Home Controlled by Thoughts*. Paper presented at the 18th IEEE International Workshops on Enabling Technologies: Infrastructures for Collaborative Enterprises, Netherlands.
28. Guger, C., Holzner, C., Groenegress, C., Edlinger, G., and Slater, M. (2009). Brain-computer interface for virtual reality control. Paper presented at the ESANN-2009, Belgium.
29. Holzner, C., Guger, C., Grönegress, C., Edlinger, G., and Slater, M. (2009). *Using a P300 Brain Computer Interface for Smart Home Control*. Paper presented at the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Munich.
30. Aloise, F., Schettini, F., Arico, P., Leotta, F., Salinari, S., Mattia, D., Babiloni, F., and Cincotti, F. (2011). P300-based brain–computer interface for environmental control: an asynchronous approach. *Journal of Neural Engineering*, 8:025025.
31. Cincotti, F., Mattia, D., Aloise, F., Bufalari, S., Schalk, G., Oriol, G., Cherubini, A., Marciani, M.G., and Babiloni, F. (2008). Non-invasive brain–computer interface system: Towards its application as assistive technology. *Brain Research Bulletin*, 75, 796–803.
32. Gao, X., Xu, D., Cheng, M., and Gao, S. (2003). A BCI-Based Environmental Controller for the Motion-Disabled. *IEEE Transactions on Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 11(2), 137-140.
33. Corralejo, R., Nicolas-Alonso, L.F., Álvarez, D., and Hornero, R. (2014). A P300-based brain–computer interface aimed at operating electronic devices at home for severely disabled people. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 52, 861–872.
34. Lin, C.T., Lin, B.-S., Lin, F.C., and Chang, C.J. (2014). Brain Computer Interface-Based Smart Living Environmental Auto-Adjustment Control System in UPnP Home Networking. *IEEE Systems Journal*, 8(2), 363-370.
35. Aloise, F., Schettini, F., Aricò, P., Bianchi, L., Riccio, A., Mecella, M., Babiloni, F., Mattia, D., and Cincotti F. (2010). *Advanced Brain computer interface for communication and control*. Paper presented at the International Conference on Advanced Visual Interfaces-AVI'10, New York.
36. Schettini, F., Riccio, A., Simione, L., Liberati, G., Caruso, M., Frasca, V., Calabrese, B., Mecella, M., Pizzimenti, A., Inghilleri, M., Mattia, D., and Cincotti, F., (2015). Assistive Device With Conventional, Alternative, and Brain-Computer Interface Inputs to Enhance Interaction With the Environment for People With Amyotrophic Lateral Sclerosis: A Feasibility and Usability Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(3), S46–S53.
37. Aiello, M., Aloise, F., Baldoni, R., Cincotti, F., Guger, C., Lazovik, A., Mecella, M., Pucci, P., Rinsma, J., Santucci, G., and Taglieri, M. (2011). *Smart homes to improve the quality of life for all*. Paper presented at the IEEE Engineering Medicine and Biology Society Conference, Boston.

38. Lee S., Shin Y., Woo S., Kim K., and Lee H.N., "Review of Wireless Brain-Computer Interface Systems", *Brain-Computer Interface Systems – Recent Progress and Future Prospects*, InTech, 215-233, (2013).
39. Miralles F., Vargiu, E., Dauwalder, S., Solà, M., Müller-Putz, G., Wriessnegger, S.C., Pinegger, A., Kübler, A., Halder, S., Käthner, I., Martin, S., Daly, J., Armstrong, E., Guger, C., Hintermüller, C., and Lowish H. (2015). Brain Computer Interface on Track to Home. *Scientific World Journal*, 2015, 623896.
40. Wang, Y., Wang, R., Gao, X., Hong, B., and Gao, S., (2006). Practical VEP-Based Brain-Computer Interface. *IEEE Transactions on Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 14(2), 234-239.
41. Alonso, L.F.N., and Gil, J.G. (2012). Brain Computer Interfaces, a Review. *Sensors*, 12:1211-1279.
42. Hassanien, A.E., and Azar, A.T., " Brain-Computer Interfaces: Current Trends and Applications", Springer, 280-281, (2015).
43. Polich, J. (2007). Updating P300: an integrative theory of P3a and P3b. *Clinical Neurophysiology*, 118 (10), 2128–2148.
44. Pfurtscheller, G., Müller-Putz, G.R., Scherer, R., and Neuper, C., (2008). Rehabilitation with Brain-Computer Interface Systems. *Computer*, 41(10), 58-65.
45. Amiri, S., Rezai, R.F., and Asadpour, V. (2013). A Review of Hybrid Brain-Computer Interface Systems. *Advances in Human-Computer Interaction*, 2013, 187024.
46. Furdea, A., Halder, S., . Krusienski, D.J., Bross D., Nijboer F., and Kübler A. (2009). An auditory oddball (P300) spelling system for brain-computer interfaces. *Psychophysiology*, 46, 617–625.
47. Kübler A., Furdea, A., Halder, S., Hammer, E.M., Nijboer, F., and Kotchoubey, B. (2009). A Brain-Computer Interface Controlled Auditory Event-Related Potential (P300) Spelling System for Locked-In Patients. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1157, 90–100.
48. Brouwer, A.M., and Van Erp, J.B.F. (2010). A tactile P300 brain-computer interface. *Frontiers in Neuroscience*, 4(19), 1-11.
49. Yuksel, B. F., Donnerer, M., Tompkin, J., and Steed, A. (2011). *Novel P300 BCI Interfaces to Directly Select Physical and Virtual Objects*, Paper presented at the 5th International Brain-Computer Interface Conference, Austria.
50. Yuksel, B.F, Donnerer, M., Tompkin, J., and Steed, A. (2010). *A Novel Brain-Computer Interface Using a Multi-Touch Surface*. Paper presented at the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems, Atlanta, USA.
51. Farwell, L.A., and Donchin, E., (1988). Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 70(6), 510-523.

52. Throckmorton, C.S., Colwell, K.A., Ryan, D. B., Sellers, E. W., and Collins, L. M. (2013). Bayesian Approach to Dynamically Controlling Data Collection in P300 Spellers. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(3), 508-517.
53. Gu, Z. Yu, Z. Shen, Z., and Y. Li, (2013). An Online Semi-supervised Brain-Computer Interface. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 60(9), 2614-2623.
54. Guan, C., Thulasidas, M., and Wu, J., (2004). *High Performance P300 Speller For Brain-Computer Interface*. Paper presented at the IEEE International Workshop on Biomedical Circuits & Systems.
55. Gavett, S., Wygant, Z., Amiri, S., and Rezai, R.F., (2012). *Reducing Human Error in P300 Speller Paradigm for Brain-Computer Interface*, Paper presented at the 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS, California USA.
56. Sellers, E.W., Krusienski, D.J., McFarland, D.J., Vaughan, T. M., and Wolpaw, J. R. (2006). A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): The effects of matrix size and inter stimulus interval on performance. *Biological Psychology*, 73, 242-252.
57. Salvaris, M., and Sepulveda, F., (2009). Visual modifications on the P300 speller BCI paradigm. *Journal of Neural Engineering*, 6, 046011.
58. Brunner, P., Joshi, S., Briskin, S., Wolpaw, J. R., Bischof, H., and Schalk, G. (2010). Does the 'P300' speller depend on eye gaze?. *Journal of Neural Engineering*, 7, 056013.
59. Rezai, R. F., and Abhari, K. (2009). A region-based P300 speller for brain-computer interface. *Canadian Journal of Electrical and Computer Engineering*, 34(3), 81-85.
60. Treder, M.S., Schmidt, N.M., and Blankertz B. (2011). Gaze-independent brain-computer interfaces based on covert attention and feature attention. *Journal of Neural Engineering*, 8:066003.
61. Rezai, R. F., and Abhari, K., (2008). *A Comparison between a Matrix-based and a Region-based P300 Speller Paradigms for Brain-Computer Interface*. Paper presented at the 30th Annual International IEEE EMBS Conference, Canada.
62. Rezai, R F., Gavett, S., Ahmad, W., Rabbi A., and E. Schneider. (2011). A Comparison Among Several P300 Brain-Computer Interface Speller Paradigms. *Clinical EEG and Neuroscience*, 42(4), 209-213.
63. Pan, J., Li, Y., Gu, Z., and Yu Z., (2013). A comparison study of two P300 speller paradigms for brain-computer interface. *Cognitive Neurodynamics*, 7, 523-529.
64. Treder M. S., and Blankertz B., (2010). (C)overt attention and visual speller design in an ERP-based brain-computer interface. *Behavioral and Brain Functions*, 6, 28-13.

65. Donchin, E., Spencer, K.M., and Wijesinghe, R. (2000). The Mental Prosthesis: Assessing the Speed of a P300-Based Brain-Computer Interface. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2), 174-179.
66. Cecotti, H., and Graser, A. (2011). Convolutional Neural Networks for P300 Detection with Application to Brain-Computer Interfaces. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 33(3), 433-445.
67. Rakotomamonjy, A., and Guigue V. (2008). BCI Competition III: Dataset II-Ensemble of SVMs for BCI P300 Speller. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(3), 1147- 1154.
68. Fatourechi, M., Bashashati, A, Ward, R.K., and Birch, G.E. (2007). EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A Survey. *Clinical Neurophysiology*, 118, 480–494.
69. Serby, H., Yom-Tov, E., and Inbar, G.F. (2005). An Improved P300-Based Brain-Computer Interface. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(1), 89-98.
70. Xu, N., Gao, X., Hong, B., Miao, X., Gao, S., and Yang, F. (2004). BCI Competition 2003—Data Set IIB: Enhancing P300 Wave Detection Using ICA-Based Subspace Projections for BCI Applications. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6), 1067-1072.
71. Shahriari, Y., and Erfanian, A. (2013). Improving the performance of P300-based brain-computer interface through subspace-based filtering. *Neurocomputing*, 121, 434–441.
72. Lenhardt, A., Kaper, M., and Ritter, H.J. (2008). An Adaptive P300-Based Online Brain-Computer Interface. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 16(2), 121-130.
73. Thulasidas, M., Guan, C., and Wu, J. (2006). Robust Classification of EEG Signal for Brain-Computer Interface. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(1), 24-29.
74. Wolpaw J., Wolpaw E.W. (2012). *Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice*, Oxford University Press, 130-132.
75. Amini, Z., Abootalebi, V., and Sadeghi, M.T. (2010). *A Comparative Study of Feature Extraction Methods in P300 Detection*. Paper presented at the 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering, Isfahan.
76. Abootalebi, V., Moradi, M.H., and Khalilzadehc, M.A. (2009). A new approach for EEG feature extraction in P300-based lie detection. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 94, 48–57.
77. Güler, İ., and Übeyli, E.D., (2005). Adaptive neuro-fuzzy inference system for classification of EEG signals using wavelet coefficients. *Journal of Neuroscience Methods*, 148(2), 113–121.

78. Salvaris, M., and Sepulveda, F., (2009). *Wavelets and Ensemble of FLDs for P300 Classification*. Paper presented at the 4th International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, Turkey.
79. Bostanov, V. (2004). BCI Competition 2003—Data Sets Ib and Iib: Feature Extraction From Event-Related Brain Potentials With the Continuous Wavelet Transform and the t-Value Scalogram. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6), 1057-1061.
80. Wang, P., Shen, J.Z., and Shi, J.H. (2010). P300 Detection Algorithm Based on Fisher Distance. *Journal of Modern Education and Computer Science*, 2, 9-17.
81. Combaz, A., Manyakov, N.V., Chumerin, N., Suykens, J.A.K., and Hulle, M.M.V. (2009). *Feature Extraction and Classification of EEG Signals for Rapid P300 Mind Spelling*. Paper presented at the International Conference on Machine Learning and Applications, Florida, USA.
82. Cortes, J.M.R., Aquino, V.A., Cholula, G.R., Gil, P.G., and Ambrosio, J.E., (2011). Anfis-Based P300 Rhythm Detection Using Wavelet Feature Extraction on Blind Source Separated EEG Signals, *Intelligent Automation and Systems Engineering, Lecture Notes in Electrical Engineering*, 103, 353-365.
83. Vareka, L., and Mautner, P., (2013). *Off-line Analysis of the P300 Event-Related Potential using Discrete Wavelet Transform*. Paper presented at the 36th International Conference on Telecommunications and Signal Processing, Rome.
84. Demiralp, T., Ademoglu, A., Istefanopulos, Y. Eroglu, C.B., Başar, E., (2001). Wavelet analysis of oddball P300, *International Journal of Psychophysiology*, 39, 221-227.
85. Krusienski, D.J., WSellers, E., Cabestaing, F., Bayoudh, S., McFarland, D.J., Vaughan, T.M., and Wolpaw J.R. (2006). A comparison of classification techniques for the P300 Speller, *Journal of Neural Engineering*, 3 299–305.
86. Lotte, F., Congedo, M., L'ecuyer, A., Lamarche, F., and Arnaldi, B. (2007). A review of classification algorithms for EEG-based brain–computer interfaces. *Journal of Neural Engineering*, 4, R1–R13.
87. Manyakov, N.V., Chumerin, N., Combaz, A., and Van Hulle, M. M. (2011). Comparison of Classification Methods for P300 Brain-Computer Interface on Disabled Subjects. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 19868.
88. Mainsah, B.O., Collins, L. M., Colwell, K. A., Sellers, E. W., Ryan, D. B., Caves, K., and Throckmorton, C. S., (2015). Increasing BCI communication rates with dynamic stopping towards more practical use: an ALS study. *Journal of Neural Engineering*, 12:016013.
89. Panicker, R.C, Puthusserypady, S., and Sun, Y., (2011). An Asynchronous P300 BCI with SSVEP-Based Control State Detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58 (6), 1781-1788.

90. Li, Y., Pan, J., Wang, F., and Yu, Z. (2013). Hybrid BCI System Combining P300 and SSVEP and Its Application to Wheelchair Control, *IEEE Transactions in Biomedical Engineering*, 60(11), 3156-3166.
91. Zhang, H., Guan, C., and Wang, C. (2008). Asynchronous P300-Based Brain–Computer Interfaces: A Computational Approach With Statistical Models, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(6), 1754-1763.
92. Rebsamen, B., Guan, C., Zhang, H., Wang, C., Teo, C., Marcelo, H. Ang, Jr., and Burdet, E. (2010). A Brain Controlled Wheelchair to Navigate in Familiar Environments. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(6), 590-598.
93. Pinegger, A., Faller, J., Halder, S., Wriessnegger, S.C., and Müller-Putz, G.R. (2015). Control or non-control state: that is the question! An asynchronous visual P300- based BCI approach. *Journal of Neural Engineering*, 12, 014001.
94. Liu, Y., Ayaz, H., Curtin, A., Shewokis, P.A., and Onaral B., (2012). *Detection of attention shift for asynchronous P300-based BCI*. Paper presented at the 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS, California USA.
95. Cecotti H., (2011). Spelling with non-invasive Brain–Computer Interfaces – Current and future trends, *Journal of Physiology - Paris*, 105, 106–114.
96. Bashashati, A., Fatourech, M., Ward, R.K., and Birch, G.E. (2007). A survey of signal processing algorithms in brain–computer interfaces based on electrical brain signals. *Journal of Neural Engineering*, 4, R32-R57.
97. Min, B.K., Marzelli, M.J., and Yoo, S.S. Neuroimaging-based approaches in the brain–computer interface. *Trends in Biotechnology*, 28(11), 552-560.
98. Wolpaw, J.R., Loeb, G.E., Allison, B.Z., Donchin, E., Nascimento, O.F., Heetderks, W.J., Nijboer, F., Shain, W.G., and Turner J.N. (2006). BCI Meeting 2005—Workshop on Signals and Recording Methods, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(2), 138-141.
99. İnternet: BCI Competitions, URL: <http://www.bbc.de/competition/>, Son Erişim Tarihi: Temmuz 2015.
100. İnternet: BCI Competitions III Dataset II, URL: http://www.bbc.de/competition/iii/#data_set_ii ,Son Erişim Tarihi: Temmuz 2015.
101. Blankertz, B. (2002) “Documentation, Wadsworth BCI Dataset (P300 Evoked Potentials), Data Acquired Using BCI2000's P3 Speller Paradigm”.
102. Yazgan E., ve Korürek M. (1996). *Tıp Elektroniği*, İstanbul :İstanbul Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Fakültesi Baskı Atölyesi.
103. İnternet:Brain Products, URL: <http://www.brainproducts.com/productdetails.php?id=15> , Son Erişim Tarihi: Temmuz 2015.

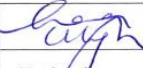



104. İnternet:Bioelectromanetizm,URL:<http://www.bem.fi/book/13/13.htm>, Son Erişim Tarihi: Temmuz 2015.
105. Thompson D.E., Quitadamo L.R., Mainardi L., Laghari K.R., Gao S., Kindermans P.J., Simeral J.D., Rezai R.F., Matteucci M., Falk T.H., Bianchi L., Chestek C.A., ND Huggins J.E. (2014) Performance measurement for brain–computer or brain–machine interfaces: a tutorial. *Journal of Neural Engineering*, 11:035001.
106. Subaşı A., and Gürsoy M.İ. (2010), EEG signal classification using PCA, ICA, LDA and support vector machines. *Expert Systems with Applications*, 37: 8659–8666.
107. Batar H. (2005). *EEG İşaretlerinin Dalgacık Analiz Yöntemleri Kullanılarak Yapay Sinir Ağları İle Sınıflandırılması*, Yüksek Lisans Tezi, Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 11-22.
108. Toprak İ.B. (2007). *EEG Sinyallerinin Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağları ile Analizi*, Yüksek Lisans Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü. 11-35.
109. Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G.,and Poggi, J.M. (1996). *Wavelet Toolbox: For Use with MATLAB*, Natick, MA, The MathWorks Inc.
110. Übeyli, E.D., ve Güler, İ., (2003). *Dalgacık Dönüşümü İle EEG İşaretlerinden Çıkarılan Öznitelik Vektörleri Üzerinde İstatistiksel İşlemlerin Gerçekleştirilmesi*. Elektrik Elektronik Bilgisayar Mühendisliği 10. Ulusal Kongresinde sunuldu, İstanbul.
111. Duda, R.O., Hart, P.E., and Strok, D.G. (2000). *Pattern Classification*, Wiley, 2nd edition.
112. Balakrishnama S., and Ganapathiraju A., (1988). “Linear Discriminant Analysis - A Brief Tutorial”, Institute for Signal and Information Processing, Mississippi State University.
113. Elhabian, S.Y., and Farag, A.A. (2008). A Tutorial on Data Reduction Linear Discriminant Analysis (LDA), University of Louisville.
114. Avşar, E., (2009). *Tek-Sınıf Destek Vektör Makineleri Kullanılarak Epileptik EEG İşaretlerinin Sınıflandırılması*.Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Estitüsü, 9-17.
115. Bishop, C. M. (2006). *Pattern Recognition and Machine Learning*, New York: Springer, 325-335.
116. İnternet: Sınıflandırıcı Değerlendirme Yöntemleri Sunum Notları, URL: <http://w3.gazi.edu.tr/~akcayol/files/WML5ClassifierEvaluation.pdf>, Son Erişim Tarihi: Temmuz 2015.
117. Alpaydın, E. (2013). *Yapay Öğrenme*, İstanbul: Boğaziçi Üniversitesi Yayınevi.

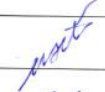

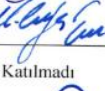


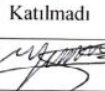


118. Tomak, L., ve Bek, Y. (2009). İşlem karakteristik eğrisi analizi ve eğri altında kalan alanların karşılaştırılması. *Journal of Experimental and Clinical Medicine*, 26,58-65.
119. Uysal, A. (2012). Tanısal Meta Analizlerin Yorumlanması, *Plevra Bülteni*, 6, 45-48.
120. Cantor, S.B., Sun, C.C., Luna, G.T., Kortum, R.R., and Follen M. (1999). A Comparison of C/B Ratios from Studies Using Receiver Operating Characteristic Curve Analysis. *Journal of Clinical Epidemiology*, 52(9), 885–892.
121. Blankertz, B., Müller, K.R., Krusienski, D.J., Schalk, G., Wolpaw, J.R., Schlögl, A., Pfurtscheller, G., Millán, J.R., Schröder, M., and Birbaumer, N. (2006). The BCI Competition III: Validating Alternative Approaches to Actual BCI Problems, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(2), 153-159.
122. İnternet: BCI Competition III-Final Results, URL: <http://www.bbci.de/competition/iii/results/#albany> , Son Erişim Tarihi: Temmuz2015.
123. Selim, A.E., Wahed, M.A., and Kadah, Y. M. (2009). *Machine Learning Methodologies in Brain-Computer Interface Systems*. Paper presented at the National Radio Science Conference, Egypt.
124. Sellers, E.W., Kübler, A., and Donchin, E. (2006). Brain–Computer Interface Research at the University of South Florida Cognitive Psychophysiology Laboratory: The P300 Speller, *IEEE Transactions on Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 14(2), 221-224.
125. Yaming, X., and Yoshikazu N. (2013). A Two-Level Predictive Event-Related Potential-Based Brain–Computer Interface. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(10), 2839-2847.

EKLER

EK-1. Etik kurul kararı

GAZİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR KARAR FORMU					
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUNUN ADI	Gazi Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu			
	AÇIK ADRES	Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlık Binası 06500 Beşevler/Ankara			
	TELEFON	0312 202 69 58			
	FAKS	0312 202 46 73			
	E-POSTA	tipetikkurul@gazi.edu.tr			
BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	P300 Potansiyelleri Kullanılarak Akıllı Ev Uygulamaları İçin Beyin Bilgisayar Arayüzü Tasarımı			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof.Dr.İnan GÜLER			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI /UZMANLIK ALANI/ BULUNDUĞU MERKEZ	Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi			
	DESTEKLEYİCİ (Varsa)				
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	- Diğer: EEG sinyalleri kullanılarak Beyin Bilgisayar Arayüzü uygulamaları üzerine yapılan araştırmalar- Doktora Tezi			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Ver.No	Dili	
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	18.04.2014	0.1	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU	18.04.2014	0.1	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı			Açıklama	
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ				
	BİYOLOJİK MATERYAL TRANSFER FORMU				
	DİĞER				
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 229				Toplantı tarihi: 28.04.2014
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmannın gerekçe amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, araştırma dosyasında belirtilen merkez/merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına, G.Ü. Klinik Araştırmalar Etik Kurulu üyelerinin oybirliği ile karar verilmiştir.				

GAZİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU									
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik (13.04.2013), İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu								
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof.Dr.Canan ULUOĞLU								
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof.Dr.Canan ULUOĞLU BAŞKAN	Tıbbi Farmakoloji A.D	G.Ü.T.F	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzm.Dr.Cemal GÜVERCİN BAŞKAN YARD.	Tıp Etiği	Y.mah. Prof.Dr. Yunus Müftü AÇS/AP Merk.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof.Dr.Gonca AKBULUT RAPORTÖR	Fizyoloji A.D	G.Ü.T.F	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Bülent BOYACI ÜYE	Kardiyoloji A.D	G.Ü.T.F	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Sefer AYCAN ÜYE	Halk Sağlığı A.D	G.Ü.T.F	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

Prof.Dr.Mehmet Akif ÖZTÜRK ÜYE	İç Hastalıkları A.D	G.Ü.T.F	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Elvan İŞERİ ÜYE	Çocuk Psikiyatrisi A.D	G.Ü.T.F	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Arzu BAKIRTAŞ ÜYE	Çocuk Sağlığı ve Hast.A.D	G.Ü.T.F	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Nilüfer TURAN DURAL ÜYE	Farmakoloji A.D	G.Ü.E.F	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Hakan KAYIR ÜYE	Tıbbi Farmakoloji A.D	G.A.T.A	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Doç.Dr.Mustafa ARSLAN ÜYE	Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D	G.Ü.T.F	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Murat AKIN ÜYE	Genel Cerrahi A.D	G.Ü.T.F	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Sercan AKSOY ÜYE	İç Hastalıkları AD.	H.Ü.T.F	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Av.Arzu BUZKIRAN KAYA ÜYE	Avukat	G.Ü.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Emine ŞEKER ÜYE	Sivil Temsilci	-	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* :Araştırma ile İlişki

** :Toplantıda Bulunma

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : AKMAN AYDIN, Eda
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 12/07/1984, İstanbul
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0 (312) 202 89 04
 Faks : 0 (312) 202 89 47
 e-posta : edaakman@gazi.edu.tr

Eğitim Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü Elektronik-Bilgisayar Eğitimi	2009
Lisans	Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik Öğretmenliği	2007
Lise	İstanbul Ticaret Odası Anadolu Meslek Lisesi /Elektronik	2002

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
Aralık 2007-Halen	Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Aydın E. A. and Güler İ., (2010), Design of PIC-Controlled Pulsed Ultrasonic Transmitter for Measuring Gingiva Thickness, *Instrumentation Science & Technology*, 38(6): 411 - 420.
2. Aydın E. A. and Güler İ., (2011), Recent Advances on Body-Heat Powered Medical Devices, *Recent Patents on Biomedical Engineering*, 4: 33-37.
3. Akman E., Güler İ., (2008), Biyomedikal Mühendisliğinde Uzaktan Eğitim Çalışmaları, *Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü Bilişim Teknolojileri Dergisi* 1(2): 47-52.
4. Akman E., Kahraman, N., Güler İ., (2014), Comparison of Animation Based Face to Face Education and Distance Education in Biomedical Instrumentation Education, *Journal of Research in Education and Teaching*, 3(4): 200-207.

5. Aydın, E. A., Işık, A.H., Çetin A., Güler İ. (2010). *A WEB3D Application in Biomedical Engineering Education*. Interactive Computer Aided Learning-ICL2010, Hasselt-Belgium, 190-194.
6. Işık, A.H., Aydın, E.A., Çetin A., (2010). *Collaborative E-Learning Environment for Biomedical Specialists Training*. Interactive Computer Aided Learning-ICL2010, 331-336, Hasselt-Belgium.
7. Aydın, E.A., Işık, A., & Güler, İ. (2012). *Effectiveness and Usability of Multimedia Materials on Biomedical Instrumentation Education*. Proceedings of The 2nd International Engineering Education Conference, Antalya, 133-137.
8. Fidan U., Akman E. Güler İ. (2007). *Pic Kontrollü Kardiyoverter Tasarımı*. Biyomed. Müh. Ulusal Toplantısı, İstanbul, 179-183.
9. Işık A.H., Aydın E.A., Işık İ., Tornincasa S., Güler İ. (2009). *Medikal Cihazların 3 Boyutlu Web Tabanlı Öğretilmesi*, Akademik Bilişim 2009, Şanlıurfa, 1-6.
10. Işık A.H., Işık İ., Aydın E.A., Muneta M.L., Tornincasa S., Güler İ. (2009). *Biyomedikal Uzmanlarının Eğitiminde Yeni Teknoloji ve Yöntemler*, 4. Ulusal Elektrik, Elektronik, Bilgisayar, Biyomedikal Mühendislikleri Eğitimi Sempozyumu, Eskişehir.
11. Aydın, E. A., Bay Ö. F., Güler, İ. (2015). *Classification of P300 Event Related Potentials with Discrete Wavelet Transform*. 23rd IEEE Conference on Signal Processing and Communication Applications (SIU-2015), Malatya, 1200-1203.
12. Aydın, E. A., Bay, Ö.F., Güler, İ. (2015). *Region Based Brain Computer Interface for A Home Control Application*, 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Milano, 1075-1078.
13. Aydın, E.A., Bay, Ö.F., Güler, İ., Brain Computer Interface with Region Based Stimulus Interface for Wireless Controlled Home Environments, Under Review.
14. Aydın, E.A., Bay, Ö.F., Güler, İ., Implementation of an Embedded Web Server Application for Wireless Control of Brain Computer Interface Based Home Environments, Under Review.

Projeler

1. LLP-LDV/TOI7077IT/166 3D Web Based Learning and Training in the Field of Enterprise Product Lifecycle (3DWebEPL) - Araştırmacı
2. 2008-TR1-LEO05-03241 Web Based Training of Biomedical Specialists: Application to Biomedical Device Technology Teachers of Vocational High Schools Connected to Ministry of National Education (WEBD)’ - Araştırmacı
3. 07/2009-05 Ultrasonik Yöntem ile Dişeti Kalınlığının Ölçülmesi (Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri 2010 - Araştırmacı)
4. 07/2012-15 Görsel Oddball Paradigması Kullanılarak P300 Olaya İlişkin Potansiyellerin Algılanması ve İşlenmesi (Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri, 2013 - Araştırmacı)
5. 07/2012-29 Görsel Algı İle Elde Edilen Fizyolojik Sinyallerin İşaret İşleme Teknikleri Kullanılarak Değerlendirilmesi (Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri, 2014 - Araştırmacı)



GAZİ GELECEKTİR..