

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**





**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünce**

**Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : / /**

**Tezin Savunma Tarihi : / /**

**Tez Danışmanı :**

**Trabzon**

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalında

Funda KUTLU ONAY Tarafından Hazırlanan

MOTOR VE MOTOR OLMAYAN HAYALİ AKTİVİTE EEG SİNYALLERİNİN  
METNE DÖNÜŞTÜRÜLMESİ

başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 31 /12/2019 gün ve 1834 sayılı  
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda  
DOKTORA TEZİ  
olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

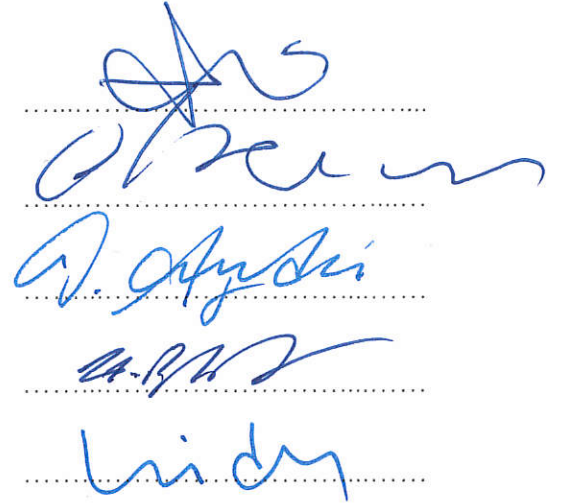
Başkan : Prof. Dr. Şakir TAŞDEMİR

Üye : Prof. Dr. Cemal KÖSE

Üye : Doç. Dr. Önder AYDEMİR

Üye : Doç. Dr. Hasan BULUT

Üye : Doç. Dr. Bekir DİZDAROĞLU

  
.....  
.....  
.....  
.....  
.....

Prof. Dr. Asim KADIOĞLU  
Enstitü Müdürü

## ÖNSÖZ

Bu doktora tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı, Bilgisayar Yazılımı Bilim Dalı Doktora Programı'nda ve Amasya Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 15386878-050.99 sayılı kararı ile hazırlanmıştır.

Bu tez çalışmasında motor ve motor olmayan hayali aktivitelerin gerçekleştirilmesi sırasında kaydedilen EEG sinyallerinin, uygulamaya bağlı olarak harflerle eşleştirilmesi ve buna bağlı olarak metne dönüştürülmesini gerçekleştiren bir BBA sistem tasarımı amaçlanmıştır.

Çalışmam süresince her türlü destek ve katkılarıyla çalışmamı yönlendiren çok değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Cemal KÖSE'ye sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca değerli görüş ve katkılarını esirgemeyen sayın Doç. Dr. Bekir DİZDAROĞLU'na ve Doç. Dr. Önder AYDEMİR'e teşekkür ederim.

Akademik ve manevi desteğini esirgemeyen değerli hocam Amasya Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölüm Başkanı Prof. Dr. Özgen KORKMAZ'a, tez çalışmasında kullanmış olduğum cihazın teminini sağlayan Amasya Üniversitesi BAP Koordinatörlüğüne, fiziki çalışma koşullarımı hazırlayan Amasya Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Dekanlığına, her türlü teknik aksaklıklarda desteklerini esirgemeyen Amasya Üniversitesi Bilgi İşlem Daire Başkanlığına en içten teşekkürlerimi sunarım.

EEG verilerinin toplanması aşamasında çalışmama gönüllü olarak katkıda bulunan başta mesai arkadaşım Arş. Gör. Kutay AYDIN olmak üzere; Halil Eren BAZ, Mehmet KASTA, Serkan ÖZTÜRK, Uygur KARAKUŞ, Hatice KURU, İrem KOÇ ve Naciye ÖZKURT'a destek ve sabırlarından dolayı çok teşekkür ederim.

Eğitim-öğretim hayatım boyunca buralara gelmemi sağlayan aileme, bu süreçte her daim bana destek veren ve tahammül eden sevgili eşim Cemal ONAY'a ve hayatımın anlamı kızım Ömür Zeren ONAY'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Funda KUTLU ONAY

Trabzon 2020

## **TEZ ETİK BEYANNAMESİ**

Doktora Tezi olarak sunduğum “Motor ve Motor Olmayan Hayali Aktivite EEG Sinyallerinin Metne Dönüştürülmesi” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Prof. Dr. Cemal Köse'nin sorumluluğunda tamamladığımı, verileri / örnekleri kendim topladığımı, deneyleri / analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı / yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 21/01/2020

Funda KUTLU ONAY

## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ .....	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET.....	VIII
SUMMARY .....	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
TABLolar DİZİNİ.....	XIII
SEMBOLLER DİZİNİ .....	XVII
1. GENEL BİLGİLER.....	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. EEG İşaretlerinin Özellikleri ve Ölçülmesi.....	2
1.3. BBA Sistemleri.....	8
1.4. Literatür Araştırması .....	13
1.4.1. Motor İmgeleme Çalışmalarına Yönelik Literatür Araştırması .....	13
1.4.1.1. Önişleme ve Kanal Seçimi İçin Literatür Araştırması.....	13
1.4.1.2. Öznitelik Çıkarımı İçin Literatür Araştırması .....	14
1.4.1.3. Sınıflandırma İçin Literatür Araştırması .....	15
1.4.2. Ortak Kullanıma Açık Motor İmgeleme Veri Setleri.....	15
1.4.3. Enobio ile Gerçekleştirilen Çalışmalar.....	16
1.5. Tezin Kapsamı.....	17
1.6. Tezin Katkıları.....	17
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	19
2.1. Verilerin Toplanması.....	19
2.1.1. Veri Kayıt Sistemi .....	19
2.1.2. NIC 2.0 Yazılımı .....	21
2.1.2.1. ENOBIO-8'in NIC 2.0 Yazılımı ile Eşleştirilmesi.....	21
2.1.2.2. Protokol Oluşturma Arayüzü.....	24

2.1.2.3. Kayıt Arayüzü .....	24
2.1.2.4. Analiz Arayüzü.....	25
2.1.3. Kayıt Ortamı.....	27
2.1.4. Harflerin Seçilmesi .....	29
2.1.5. EEG Verilerinin Kaydedilmesi ve Kayıt Paradigmaları.....	30
2.2. Önışleme.....	38
2.2.1. Gürültü ve Artifakt Kaldırma .....	38
2.2.2. Aktif Segmentin Belirlenmesi .....	38
2.2.3. Verilerin Alt Frekans Bantlarına Ayrıştırılması .....	39
2.3. Öznitelik Çıkarımı .....	40
2.3.1. İstatistiksel Özellikler .....	40
2.3.2. Yerel Dönüşüm Temelli Yöntemler .....	42
2.3.3. Özbağlanım Modeli .....	45
2.3.4. Güç Spektral Yoğunluğu .....	46
2.3.5. Ayrık Dalgacık Dönüşümü Katsayıları .....	46
2.3.6. Mel Frekans Kepstral Katsayıları .....	48
2.3.7. Kısa Zamanlı Genlik Spektrumu .....	49
2.3.8. Spektral ve Log-Spektral Alt Bant Enerjileri .....	49
2.4. Temel Bileşenler Analizi .....	49
2.5. Sınıflandırma .....	50
2.5.1. k-En Yakın Komşuluk .....	50
2.5.2. Destek Vektör Makineleri .....	51
2.5.3. Yapay Sinir Ağları.....	54
2.6. Sınıflandırma Performansı Değerlendirme Ölçütleri .....	55
3. BULGULAR .....	58
3.1. Bulgular 1 .....	58
3.1.1. İkili Sınıflandırma Sonuçları .....	58
3.1.2. Bire-Karşı-Hepsi Sınıflandırma Sonuçları .....	63
3.1.3. Genel Sınıflandırma Sonuçları .....	64
3.1.4. Sınıfların 3B Uzayda Gösterilmesi.....	65

3.2.	Bulgular 2 .....	66
3.3.	Grup 1 İçin Elde Edilen Bulgular .....	69
3.3.1.	Katılımcıların Oturumlara Göre Değerlendirilmesi .....	69
3.3.2.	Eğitim-Test Verilerinin Hazırlanması .....	74
3.3.2.1.	Eğitim-Test Verilerinin Oturuma Göre Hazırlanması .....	74
3.3.2.2.	Eğitim-Test Verilerinin Rastgele Hazırlanması .....	76
3.3.3.	Kanalların Gruplar Halinde İncelenmesi .....	77
3.3.4.	Bire-Karşı-Hepsi Sınıflandırma.....	78
3.3.5.	Genel Sınıflandırma Sonuçları .....	81
3.3.5.1.	Alt Bantların Sınıflandırılması .....	83
3.3.5.2.	En İyi Ayrışan Aktivitelerin Bireysel ve Genel Olarak Belirlenmesi .....	85
3.4.	Grup 2 İçin Elde Edilen Bulgular .....	90
3.4.1.	Bireysel Sınıflandırma Sonuçları.....	90
3.4.2.	Bire-Karşı-Hepsi Sınıflandırma.....	92
3.4.3.	Genel Sınıflandırma Sonuçları .....	96
3.4.4.	Grup 2 İçin En İyi N Aktivitenin Belirlenmesi .....	97
3.5.	Grup 3 İçin Elde Edilen Bulgular .....	97
3.6.	Grup 1-2-3 İçin Sınıflandırıcı Performans Değerlendirmesi.....	103
3.7.	Bireysel Olarak En Kısa Tanıma Süresinin Araştırılması.....	104
3.8.	Aktivitelerin Harfler ile İlişkilendirilerek Metne Dönüştürülmesi.....	105
3.8.1.	Grup 1 İçin Metne Dönüştürme Sonuçları .....	106
3.8.2.	Grup 2 İçin Metne Dönüştürme Sonuçları .....	111
3.8.3.	Grup 3 İçin Metne Dönüştürme Sonuçları .....	116
3.9.	Literatür Karşılaştırması ve Sonuçların Değerlendirilmesi .....	116
4.	SONUÇLAR.....	125
5.	ÖNERİLER VE TARTIŞMA.....	129
6.	KAYNAKLAR.....	130
7.	EKLER .....	142

ÖZGEÇMİŞ



Doktora Tezi

ÖZET

MOTOR VE MOTOR OLMAYAN HAYALİ AKTİVİTE EEG SİNYALLERİNİN  
METNE DÖNÜŞTÜRÜLMESİ

Funda KUTLU ONAY

Karadeniz Teknik Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı  
Danışman: Prof. Dr. Cemal KÖSE  
2020, 141 Sayfa, 2 Sayfa Ek

İnsan beynini oluşturan ve nöron adı verilen sinir hücreleri elektrokimyasal etkileşimler sayesinde birbirleriyle haberleşirler. Ancak bazı hastalıklar, kazalar veya travmalar sebebiyle bu sinir hücreleri ve birbirleriyle olan bağlantıları kaybolmuş veya zarar görmüş olabilir. Bu durumda, beyin kasları ve motor sinir sistemini kontrol etme yeteneğini kaybeder. Beyin-bilgisayar arayüzü sistemleri bu amaca yönelik geliştirilen alternatif sistemler olup, insan beyni ile harici bir cihaz arasında doğrudan iletişim kurabilmeyi sağlarlar. Bu tezin amacı, bilişsel işlevleri sağlıklı ancak motor sinir sistemlerini kontrol edemeyen bireylerin hayatlarını kolaylaştırmak adına, motor ve motor olmayan aktivitelerin hayali olarak gerçekleştirilmesi esnasında kaydedilen EEG sinyalleri ile kontrol edilebilen bir beyin-bilgisayar arayüz sisteminin tasarlanmasıdır. Bunun için, kaydedilen EEG sinyalleri seçilen uygulamaya bağlı olarak harfler ile eşleştirilmiş ve hayali aktivitelerin metne dönüştürülmesi gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak, EEG sinyallerinin kişiden kişiye gösterdiği farklılıklar sebebiyle genel bir sistem tasarımının güç olduğu, ancak bireysel bir sistemin yüksek başarıyla tasarlanabileceği gözlemlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Beyin-bilgisayar arayüzü, EEG, motor imgeleme, motor ve motor olmayan aktiviteler, metne dönüştürme, sinyal işleme

PhD. Thesis

SUMMARY

TRANSLATION OF MOTOR AND NON-MOTOR IMAGINARY ACTIVITY  
EEG SIGNALS TO TEXT

Funda KUTLU ONAY

Karadeniz Technical University  
The Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Computer Engineering Graduate Program  
Supervisor: Prof. Dr. Cemal KÖSE  
2020, 141 Pages, 2 Pages Appendix

The nerve cells that composed the human brain, called neurons, communicate with each other through electrochemical interactions. However, due to some diseases, accidents or traumas, these nerve cells and their connections with each other may be lost or damaged. In this case, the brain loses its ability to control the muscles and motor nervous system. Brain-computer interface systems are alternative systems developed for this purpose and they provide direct communication between the human brain and an external device. The aim of this thesis is to design a brain-computer interface system that can be controlled by EEG signals recorded during the imaginary performance of motor and non-motor activities in order to facilitate the lives of individuals who have healthy cognitive functions but cannot control motor nervous systems. For this purpose, the recorded EEG signals were matched with the letters depending on the selected application and the imaginary activities were translated into text. As a result, it has been observed that a general system design is difficult due to the differences of EEG signals from person to person, but an individual system can be designed with high success.

**Key Words:** Brain-computer interfaces, EEG, motor imagery, motor and non-motor activities, translation into text, signal processing

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1.1	Örnek bir EEG sinyali..... 3
Şekil 1.2	Gözün kırılması anında elde edilen artifaklı EEG işareti..... 4
Şekil 1.3	Gözün sıkılması anında elde edilen artifaklı EEG işareti..... 4
Şekil 1.4	Boğazın temizlenmesi (gıcıklanması) anında elde edilen artifaklı EEG işareti ..... 4
Şekil 1.5	Yutkunma anında elde edilen artifaklı EEG işareti..... 5
Şekil 1.6	Derin nefes alma anında elde edilen artifaklı EEG işareti..... 5
Şekil 1.7	Derin nefes verme anında elde edilen artifaklı EEG işareti..... 5
Şekil 1.8	Uluslararası 10-20 elektrot yerleşim düzeni..... 6
Şekil 1.9	Uluslararası 10-10 elektrot yerleşim düzeni..... 6
Şekil 1.10	Beynin bölgeleri..... 8
Şekil 1.11	Bir BBA sistemin fonksiyonel yapısı..... 9
Şekil 2.1	Enobio-8 (a) yandan ve (b) arkadan görünüm [60]..... 19
Şekil 2.2	NIC 2.0 bağlantı opsiyonları..... 22
Şekil 2.3	Cihazın seçilmesi ve NIC 2.0 arayüzünün başlatılması..... 23
Şekil 2.4	NIC 2.0 protokol oluşturma arayüzü..... 24
Şekil 2.5	Liveview EEG kayıt ekranı..... 25
Şekil 2.6	Livewiev panel konfigürasyonu a) spektrum b) spektrogram c) bant gücü d) beyin haritası aracı..... 26
Şekil 2.7	KA katılımcısına ait deney ortamından bir görüntü..... 28
Şekil 2.8	HEB katılımcısına ait deney ortamından bir görüntü..... 28
Şekil 2.9	MK katılımcısına ait deney ortamından bir görüntü..... 29
Şekil 2.10	10-10 elektrot yerleşim düzeni ve seçilen elektrotlar..... 31
Şekil 2.11	P1 paradigması için kullanılan 3 farklı renk ve 2 farklı fonttaki harfler..... 32

Şekil 2.12	Deneme kaydı esnasında B harfinin ekranda gösterimi.....	33
Şekil 2.13	Kayıt sistemine ilişkin görselleştirme.....	33
Şekil 2.14	Uygulanacak harflere benzer olan obje görselleri.....	34
Şekil 2.15	Her bir harf için mevcut harf ile başlayan obje görselleri.....	35
Şekil 2.16	Paradigmalara yönelik zaman çizelgesi.....	37
Şekil 2.17	N oturum M denemeden oluşan paradigma şeması.....	37
Şekil 2.18	Örnek bir EEG sinyaline ilişkin dinlenme ve aktif segment bölümleri.....	39
Şekil 2.19	DPA sonucunda elde edilen temel EEG alt bantları.....	40
Şekil 2.20	Yerel dönüşüm temelli yöntemlerin uygulamaları a) YKTÖ, b)YGÖ, c) YSÖ.....	45
Şekil 2.21	db10 dalgacığı.....	47
Şekil 2.22	Örnek Mel filtre bankası.....	48
Şekil 2.23	TBA işlem adımları.....	50
Şekil 2.24	3 sınıflı k-EYK örneği.....	51
Şekil 2.25	İki sınıflı problemler için muhtemel hiperdüzlemler.....	52
Şekil 2.26	Optimum hiperdüzlem ve destek vektörleri.....	52
Şekil 2.27	Örnek bir YSA modeli.....	54
Şekil 2.28	ÇKYSA mimarisine bir örnek.....	55
Şekil 2.29	Karmaşıklık matrisi ve karmaşıklık matirisinden elde edilen hesaplama ölçütleri...	56
Şekil 3.1	3 sınıflı BKH yaklaşımı örneği.....	63
Şekil 3.2	Öz1 özniteliğine göre 10 sınıfın 3B uzayda gösterimi.....	65
Şekil 3.3	Öz2 özniteliğine göre 10 sınıfın 3B uzayda gösterimi.....	66
Şekil 3.4	Kayıt grupları ve kaydedilen aktiviteler.....	66
Şekil 3.5	Grup 1, Grup 2 ve Grup 3 üzerinde yapılan işlemleri gösteren blok şeması.....	68
Şekil 3.6	a) HEB b) KA c) MK d) SO katılımcıları için Öz1 özelliklerinin 3B gösterimi.....	70

Şekil 3.7	a) HEB b) KA c) MK d) SO katılımcıları için Öz2 özelliklerinin 3B gösterimi.....	71
Şekil 3.8	a) HEB b) KA c) MK d) SO katılımcıları için Öz3 özelliklerinin 3B gösterimi.....	72
Şekil 3.9	a) HEB b) KA c) MK d) SO katılımcıları için Öz4 özelliklerinin 3B gösterimi.....	73
Şekil 3.10	Her bir katılımcı için oturumlara göre sınıflandırma doğrulukları.....	74
Şekil 3.11	Oturumlara göre hazırlanan eğitim-test veri kümeleri.....	75
Şekil 3.12	HEB katılımcısına ait hayali aktivitelerinin oturumlara göre Öz3 özniteliği ile 3B-uzayda gösterilmesi.....	75
Şekil 3.13	Kanal grupları.....	77
Şekil 3.14	a) Dahili b) harici olarak hazırlanan eğitim-test kümeleri.....	82
Şekil 3.15	a) HEB b) KA c) MK d) SO katılımcıları için Öz1 özniteliğine göre en iyi aktiviteler.....	86
Şekil 3.16	HK katılımcısı için a) iyi ve b) kötü ayrışma örneği.....	91
Şekil 3.17	IK katılımcısı için a) iyi ve b) kötü ayrışma örneği.....	91
Şekil 3.18	UK katılımcısı için a) iyi ve b) kötü ayrışma örneği.....	91
Şekil 3.19	NO katılımcısı için a) iyi ve b) kötü ayrışma örneği.....	92
Şekil 3.20	SO için MFKK-k-EYK karmaşıklık matrisi ve performans ölçütleri.....	105
Şekil 3.21	NO için MFKK-k-EYK karmaşıklık matrisi ve performans ölçütleri.....	105
Şekil 3.22	HEB için MFKK-k-EYK karmaşıklık matrisi ve performans ölçütleri.....	106
Şekil 3.23.	Birey bazında en kısa tanıma süresi grafiği.....	107
Ek Şekil 1.	Amasya KAEK etik kurul değerlendirme üst yazısı .....	142
Ek Şekil 2.	Amasya KAEK etik kurul kararı .....	143

## TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1.1. EEG bantları ve özellikleri.....	3
Tablo 1.2. Beynin bölgeleri ve sembolleri.....	7
Tablo 1.3. Beynin bölgeleri ve ara elektrotların adlandırılması.....	7
Tablo 1.4. Başlıca BBA araştırma grupları/kuruluşları.....	13
Tablo 2.1. Enobio-8 kutu içeriği ve özellikleri.....	20
Tablo 2.2. ENOBIO-8 teknik özellikleri.....	21
Tablo 2.3. Sessiz harflerin kategorize edilmesi.....	30
Tablo 2.4. Engelli bir bireyin kullanmaya ihtiyaç duyabileceği temel sözcükler.....	30
Tablo 2.5. Sert-yumuşak ünsüzler ve seçilen harfler.....	30
Tablo 2.6. Katılımcılar ve özellikleri.....	31
Tablo 2.7. Beynin lobları ve ilişkili fonksiyonları.....	36
Tablo 2.8. Hayali olarak gerçekleştirilecek aktiviteler.....	36
Tablo 2.9. DVM çekirdek fonksiyonları ve parametreleri [77].....	53
Tablo 3.1. P1 için Öz1 özelliğine göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%) ± standart sapma).....	59
Tablo 3.2. P2 için Öz1 özelliğine göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%) ± standart sapma).....	59
Tablo 3.3. P3 için Öz1 özelliğine göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%) ± standart sapma).....	60
Tablo 3.4. P4 için Öz1 özelliğine göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%) ± standart sapma).....	60
Tablo 3.5. P1 için Öz2'ye göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%) ± standart sapma).....	61
Tablo 3.6. P2 için Öz2'ye göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%) ± standart sapma).....	62

Tablo 3.7.	P3 için Öz2'ye göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%) $\pm$ standart sapma).....	62
Tablo 3.8.	P4 için Öz2'ye göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%) $\pm$ standart sapma).....	63
Tablo 3.9.	P1, P2, P3 ve P4 için Öz1 özniteliğine göre BKH sınıflandırma sonuçları.....	64
Tablo 3.10.	P1, P2, P3 ve P4 için Öz2 özniteliğine göre BKH sınıflandırma sonuçları.....	64
Tablo 3.11.	P1, P2, P3 ve P4 için 10 sınıflı sınıflandırma sonuçları.....	65
Tablo 3.12.	Uygulanan öznitelik çıkarma yöntemleri ve kısaltmaları.....	69
Tablo 3.13.	Oturumlara göre sınıflandırma başarımları.....	76
Tablo 3.14.	Rastgele hazırlanmış eğitim-test verilerinin k-EYK ve DVM ile sınıflandırılması.....	77
Tablo 3.15.	Katılımcılardan kanal gruplarına göre elde edilen özniteliklerin k-EYK ile sınıflandırılması.....	78
Tablo 3.16.	Öz1 için bireysel BKH sonuçları.....	79
Tablo 3.17.	Öz3 için bireysel BKH sonuçları.....	80
Tablo 3.18.	Öz6 için bireysel BKH sonuçları.....	81
Tablo 3.19.	Grup 1 için dahili sınıflandırma sonuçları.....	82
Tablo 3.20.	Grup 1 için harici sınıflandırma sonuçları.....	83
Tablo 3.21.	HEB katılımcısı için Öz3 özniteliğinin alt bantlardaki sınıflandırma başarısı.....	83
Tablo 3.22.	KA katılımcısı için Öz3 özniteliğinin alt bantlardaki sınıflandırma başarısı.....	84
Tablo 3.23.	MK katılımcısı için Öz3 özniteliğinin alt bantlardaki sınıflandırma başarısı.....	84
Tablo 3.24.	SO katılımcısı için Öz3 özniteliğinin alt bantlardaki sınıflandırma başarısı.....	84
Tablo 3.25.	Öz3 özniteliğine göre alt bantların tüm oturumlar birleştirilerek bireysel olarak incelenmesi.....	85
Tablo 3.26.	Alçak ve yüksek gamma bandı için dahili ve harici sınıflandırma doğrulukları...	85
Tablo 3.27.	Aktiviteler ve aktivitelere karşılık gelen sayılar.....	86

Tablo 3.28.	KA katılımcısına ilişkin Öz1 özniteliğine göre ardışıl aktivite azaltımı histogramları.....	87
Tablo 3.29.	Grup 1 için en iyi N aktivitenin k-EYK ile belirlenmesi (1.kısım).....	88
Tablo 3.30.	Grup 1 için en iyi N aktivitenin k-EYK ile belirlenmesi (2.kısım).....	89
Tablo 3.31.	Grup 2'ye yönelik bireysel sınıflandırma sonuçları.....	90
Tablo 3.32.	Grup 2 için Öz1 özniteliğine göre bireysel BKH k-EYK sınıflandırma sonuçları.	93
Tablo 3.33.	Grup 2 için Öz6 özniteliğine göre bireysel BKH k-EYK sınıflandırma sonuçları.	94
Tablo 3.34.	Grup 2 için Öz7 özniteliğine göre bireysel BKH k-EYK sınıflandırma sonuçları.	95
Tablo 3.35.	Grup 2 için dahili sınıflandırma sonuçları.....	96
Tablo 3.36.	Grup 2 için harici sınıflandırma sonuçları.....	97
Tablo 3.37.	Grup 2 için en iyi N aktivitenin k-EYK ile sınıflandırma sonuçları.....	98
Tablo 3.38.	Grup 3 için k-EYK sınıflandırıcıya göre genel sınıflandırma başarımları.....	99
Tablo 3.39.	Grup 3 için DVM sınıflandırıcıya göre genel sınıflandırma başarımları.....	100
Tablo 3.40.	Grup 3 için YSA sınıflandırıcıya göre genel sınıflandırma başarımları.....	100
Tablo 3.41.	7 katılımcı için en iyi N tane aktivitenin k-EYK ile belirlenmesi (1. kısım).....	101
Tablo 3.42.	7 katılımcı için en iyi N tane aktivitenin k-EYK ile belirlenmesi (2. kısım).....	102
Tablo 3.43.	7 katılımcı için en iyi N tane aktivitenin DVM ile belirlenmesi (1. kısım).....	103
Tablo 3.44.	7 katılımcı için en iyi N tane aktivitenin DVM ile belirlenmesi (2. kısım).....	104
Tablo 3.45.	Seçilen sözcükler ve aktivitelerle ilişkilendirilecek olan harfler.....	107
Tablo 3.46.	Grup 1 için tahmin edilen kelimeler.....	108
Tablo 3.47.	HEB kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri.....	109
Tablo 3.48.	KA kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri.....	110
Tablo 3.49.	MK kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri.....	111
Tablo 3.50.	SO kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri.....	112



Tablo 3.51.	Grup 2 için farklı özelliklere göre metne dönüştürme sonuçları.....	113
Tablo 3.52.	HK kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri.....	114
Tablo 3.53.	IK kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri.....	115
Tablo 3.54.	NO kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri.....	116
Tablo 3.55.	UK kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri.....	117
Tablo 3.56.	Grup 3 için farklı özelliklere göre metne dönüştürme sonuçları.....	118
Tablo 3.57	Uygulanan yöntemlere göre tek bir örneğin test edilme süresi.....	119
Tablo 3.58.	Motor imgeleme BBA çalışmalarına yönelik literatürünün özeti (1. kısım).....	120
Tablo 3.59.	Motor imgeleme BBA çalışmalarına yönelik literatürünün özeti (2. kısım).....	121
Tablo 3.60.	Motor imgeleme BBA çalışmalarına yönelik literatürünün özeti (3. kısım).....	122
Tablo 3.61	Tez çalışmasına yönelik sınıflandırma sonuçları.....	123
Tablo 3.62	Tez çalışmasının öznitelik çıkarma ve sınıflandırma yöntemlerine göre karşılaştırılması.....	124

## SEMBOLLER DİZİNİ

AAR	Adaptive Autoregressive Model
AMA	Ampirik Mod Ayırıştırma
AÖM	Aşırı Öğrenme Makineleri
AR	Autoregressive Model
ADD	Ayrık Dalgacık Dönüşümü
BBA	Beyin Bilgisayar Arayüzü
BKH	Bire Karşı Hepsi
BKB	Bire-Karşı-Bir
ÇKYSA	Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağları
DD	Dalgacık Dönüşümü
DPA	Dalgacık Paket Ayırıştırma
DT	Decision Tree
DÖ	Derin Öğrenme
DVM	Destek Vektör Makineleri
DAA	Doğrusal Ayırtaç Analizi
DHGUP	Durağan Hal Görsel Uyarılmış Potansiyeller
DHUP	Durağan Hal Uyarılmış Potansiyeller
DUY	Duyarlılık
EEG	Elektroansefalografi
ECoG	Elektrokortigram
FBOUÖ	Filtre Bankası Ortak Uzamsal Örüntü
FAR	Fixed Autoregressive Model
fMRG	Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
GSY	Güç Spektral Yoğunluğu
HG	Harf Grubu
HFD	Hızlı Fourier Dönüşümü
HDVM	Hiyerarşik Destek Vektör Makineleri
k-EYK	k-En Yakın Komşuluk

KZFD	Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
KZGS	Kısa Zamanlı Genlik Spektrumu
KSA	Konvelüsyonel Sinir Ağları
LSAE	Log-Spektral Altbant Enerji
MEG	Magnetoensefalografi
MFKK	Mel Frekans Kepstral Katsayıları
MLP-BP	Multi-Layer Perceptron-Back Propagation
NBPP	Naive Bayes Parzen Penceresi
OİD	Olay İlişkili Desenkronizasyon
OİS	Olay İlişkili Senkronizasyon
OBG	Optik Beyin Görüntüleme
OUÖ	Ortak Uzamsal Örüntü
OSD	Ortalama Sınıflandırma Doğruluğu
ÖM	Özbağlanım Modeli
ÖZG	Özgünlük
PET	Pozitron Yayılımlı Tomografi
SMR	Sensorimotor Ritimler
SD	Sınıflandırma Doğruluğu
SAE	Spektral Altbant Enerji
STD	Standart Sapma
SDD	Sürekli Dalgacık Dönüşümü
TBA	Temel Bileşenler Analizi
UP	Uyarılmış Potansiyeller
YSA	Yapay Sinir Ağı
YKP	Yavaş Kortikal Potansiyeller
YDTY	Yerel Dönüşüm Temelli Yöntemler
YGÖ	Yerel Gradyan Örüntü
YİÖ	Yerel İkili Örüntü
YKTÖ	Yerel Komşuluk Tanımlayıcı Örüntü
YSÖ	Yerel Sentroid Örüntü

# 1. GENEL BİLGİLER

## 1.1. Giriş

İnsanlar günlük hayatlarına devam edebilmek için, dış dünya ile etkileşim içerisinde olmaya ihtiyaç duyarlar. Ancak bazı insanlar bu etkileşimi gerçekleştirmek için yeterli fiziksel koşullara sahip olmayabilir. İnsanın algılaması ve kendini ifade edebilmesi için gerekli olan sinir hücreleri ve bunların birbirleriyle bağlantıları bazı hastalıklar, kazalar veya travmalar nedeniyle kaybolmuş veya zarar görmüş olabilir. Bu durumda beyin, kasları ve motor sinir sistemini kontrol etme yetisini kaybeder. Bu sebeple, beyin bilgisayar arayüzü (BBA) adı verilen alternatif sistemler geliştirilerek, insan beyni ile harici bir cihaz (örneğin bir tekerlekli sandalye, nöroprotez, robot kolu vs.) arasında doğrudan iletişim kurulması fikri ortaya çıkmıştır [1]. Halen popüler araştırma konuları arasında yer alan BBA sistemler; kullandıkları tekniğe, nöronal mekanizmaya ve nörofizyolojik sinyallerin türüne göre farklı kategorilerde incelenmektedir.

Bir BBA'da, beyindeki aktiviteleri incelemek üzere birçok teknik vardır: fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRG), magnetoensefalografi (MEG), pozitron yayımlı tomografi (PET), optik beyin görüntüleme (OBG), elektrokortigram (ECoG), elektroensefalografi (EEG). Burada fMRG, MEG, PET ve OBG teknikleri pahalı olduklarından ve pratik olmadıklarından dolayı BBA çalışmaları için uygun değildir [2]. ECoG ise yüksek sinyal/gürültü oranına sahip olmasına rağmen, girişimsel bir yöntem olduğu için BBA çalışmalarında tercih edilmez [3]. BBA araştırmalarının büyük çoğunluğunda, zamansal çözünürlüğünün yüksek olması ve pratik olarak uygulanabilmesi sebebiyle EEG işaretleri kullanılmaktadır [4]. EEG işaretleri kafa derisi üzerinden yani girişimsel olmayan yolla elde edilir. Bu tür BBA'lara, EEG-tabanlı BBA sistemler denilmektedir.

BBA sistemler, kullanılan nöronal mekanizmaya göre bağımlı-bağımsız ve senkron-asenkron olmak üzere olarak iki kategoride incelenmektedir. Bağımlı BBA sistemler, belli düzeyde motor kontrolüne ihtiyaç duyarken, bağımsız BBA'lar herhangi bir motor kontrolü gerektirmezler [5]. Bunun dışında senkron bir BBA sistem, kullanıcıya görsel veya işitsel uyarıcılar ile bilgi vererek aktivitenin gerçekleştirileceği dönemi tanımlarken, asenkron

BBA’larda kullanıcı uygulamadan bağımsız olarak istediği zaman zihinsel bir görev üretebilir [5].

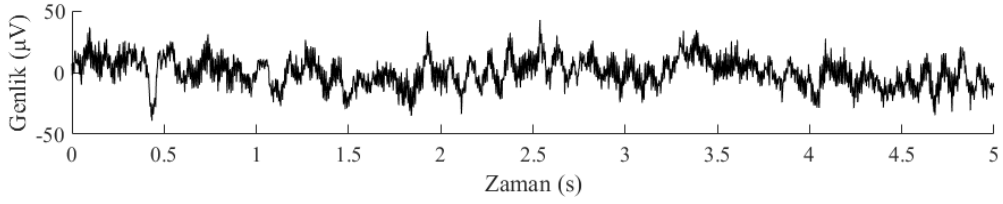
Nörofizyolojik sinyaller türünden BBA sistemleri, uyarılmış sinyaller ve spontan sinyaller olmak üzere iki ana başlık altında incelenmektedir. Uyarılmış sinyaller, kullanıcının belli bir dış uyaranı algılaması ile istem dışı ürettiği sinyallerdir ve bu sinyallere uyarılmış potansiyeller (UP) denir. Durağan hal uyarılmış potansiyeller (DHUP) ve P300 sinyalleri en bilinen uyarılmış sinyallerdir. Spontan sinyaller ise, herhangi bir harici uyaran olmaksızın, kullanıcının içsel olarak belli bir bilişsel sürecin sonucunda ürettiği sinyallerdir. Sensorimotor ritimler (SMR), yavaş kortikal potansiyeller (YKP) veya motor olmayan bilişsel sinyaller başlıca spontan sinyallerdir [6].

Bir BBA sisteminin geliştirilmesi beş temel adımdan oluşur. İlk aşama sinyalin alınması ve verilerin toplanması aşamasıdır. İnsan beyni farklı görevler için farklı beyin aktivasyon sinyalleri üretir ve bu sinyaller EEG-tabanlı BBA’larda kafa derisine yerleştirilen elektrotlar sayesinde alınır. İkinci aşamada, alınan sinyallere ön işleme teknikleri uygulanarak gürültü ve artefakt kaldırma işlemi yapılır. Üçüncü adımda, gürültü ve artefaktan arındırılmış sinyallerden ayırt edici öznitelikler çıkarılır. Dördüncü adımda, sinyalden çıkarılan ve öznitelik vektörü adı verilen bir dizi öznitelige göre sinyalin sınıf etiket değeri belirlenir. Beşinci adımda ise, verilen sınıflandırıcı kararına göre harici bir cihazın kontrolü gerçekleştirilir ve kullanıcıya geri beslemeler yapılır.

## 1.2. EEG İşaretlerinin Özellikleri ve Ölçülmesi

EEG, BBA sistemlerinde en yaygın kullanılan veri elde etme yöntemidir. Bu yöntemde beynin elektriksel aktivitesi, kafa derisi üzerine yerleştirilen elektrotlarla ölçülür. Girişimsel olmayan bir yolla edilmesi, taşınabilir ve pratik olması yönüyle BBA çalışmalarının büyük çoğunluğunda EEG işaretleri tercih edilir [4].

EEG işaretleri periyodik olmayan ve durağan olmayan işaretlerdir. Genlik, frekans ve fazları değişken olduğu için yorumlanması oldukça zordur. Genlikleri 1-400  $\mu$ V (tepeden tepeye) ve frekans bandı 0.5-100 Hz aralığındadır [7]. Örnek bir EEG işareti Şekil 1.1’ de yer verilmiştir.



Şekil 1.1. Örnek bir EEG sinyali

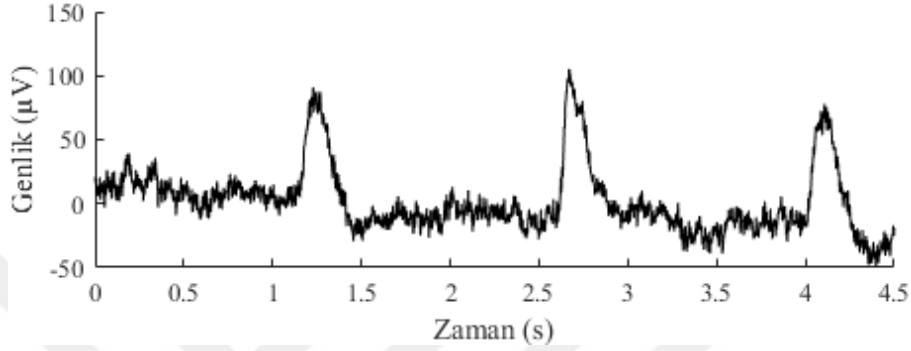
Her ne kadar 0.5-100 Hz frekans bandına sahip olarak tanımlansa da, EEG sinyali 5 temel frekans bandına ayrılarak da incelenebilmektedir [8, 9] ve Tablo 1.1’de frekans bantlarına, frekans ve genlik değer aralıklarına, frekans bantlarının elde edileceği beyin lokasyonlarına ve bunlara karşılık gelen aktivitelere birlikte yer verilmiştir.

Tablo 1.1. EEG bantları ve özellikleri

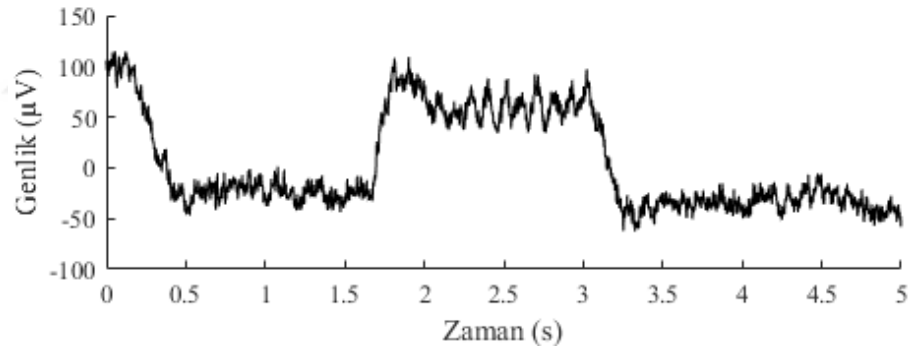
Frekans bandı	Frekans (Hz)	Genlik (µV)	Konumu	Aktivite
Delta Bandı	0-4	20-200	Talamus	En düşük frekans bandını oluşturur. Derin uyku, anestezi gibi çok düşük aktivitelere ortaya çıkar.
Teta Bandı	4-8	20-100	Hippokampus, korteks	Uyanıklık ve uyku arasındaki durumu (rüyalı uyku) yansıtır. Düşünceli, hayal kurma ve stres durumu gibi düşük aktivitelere de görülür.
Alfa Bandı	8-13	20-60	Arka bölgeler, oksipital lob, korteks.	Kişi uyanıkken rahatlık, sakinlik veya dinlenme durumunda görülür. Ayrıca göz kapalı durumda da ortaya çıkar.
Beta Bandı	13-30	2-20	Korteks	Gözler açıkken, hafıza, problem çözme, konsantrasyon, düşünme ve karar verme durumlarında aktiftir.
Gamma Bandı	30-100+	20-70	Somatosensori korteks	Kavrama, bilgi işleme, öğrenme, algılama, aşırı zihinsel aktivite anında görülür.

EEG işaretleri düşük genlikli olmaları nedeniyle çeşitli durumlardan etkilenip bozulmaya uğrayabilirler. Örneğin 50-60 Hz şebeke gürültüsü, elektrotların kafa derisi ile teması (saç yoğunluğu), müsküler (göz kırpma, göz kısıma, seğirme gibi) ve kardiyak (kalp

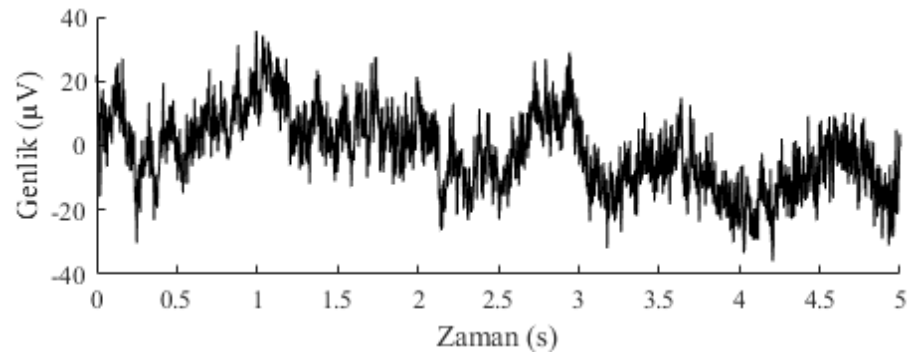
atışının hızlanması, derin nefes alıp verme vb.) artifaktlardan kolaylıkla etkilenir [10]. Yüksek performansa sahip bir EEG-tabanlı BBA sistemi için, bahsi geçen durumların bastırılması ve sinyal/gürültü oranı artırılarak sinyaldeki anlamlı bilginin ortaya çıkarılması gerekmektedir. Bu işlemlere gürültü veya artefakt kaldırma adı verilir. F3 kanalından kaydedilen artefaktlı EEG sinyallerine Şekil 1.2-1.7’de örnekler verilmiştir.



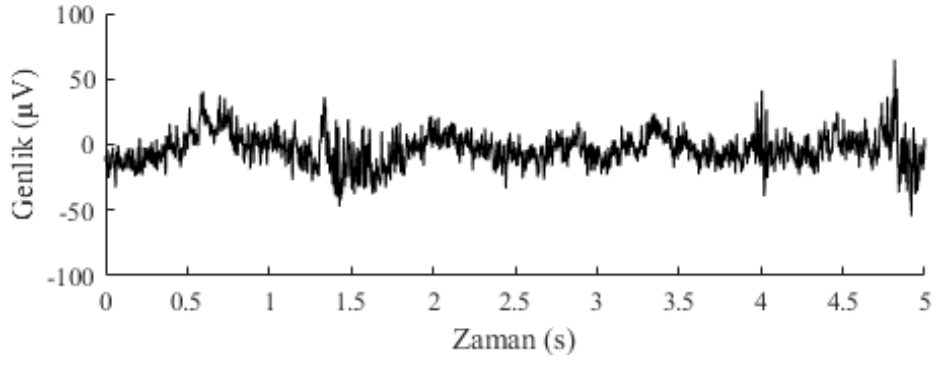
Şekil 1.2. Gözün kırılması anında elde edilen artefaktlı EEG işareti



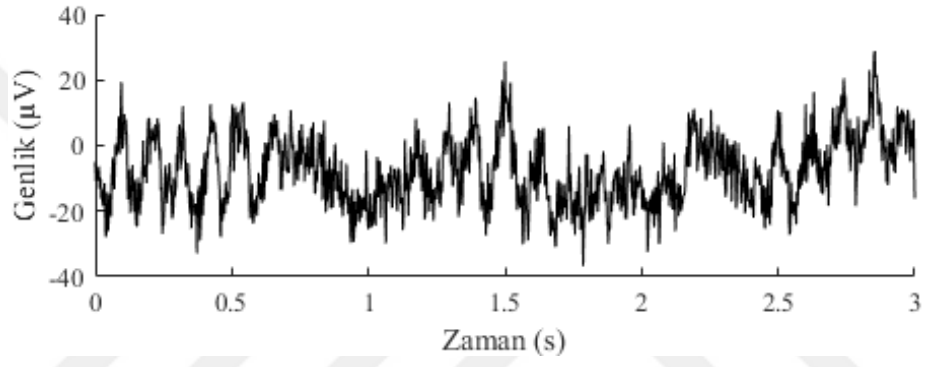
Şekil 1.3. Gözün sıkılması anında elde edilen artefaktlı EEG işareti



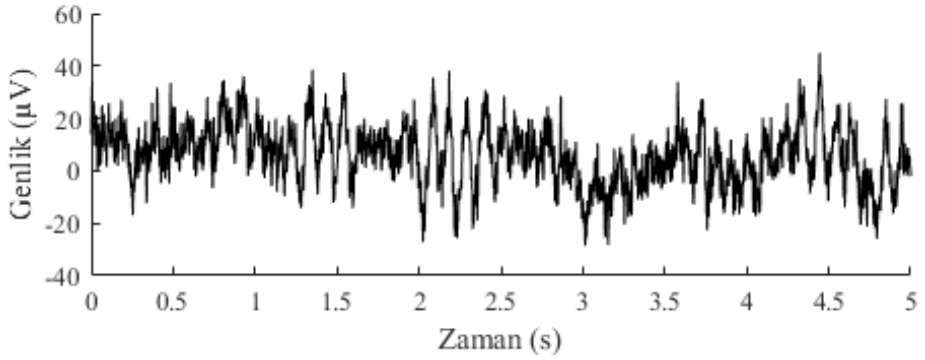
Şekil 1.4. Boğazın temizlenmesi (gıcıklanması) anında elde edilen artefaktlı EEG işareti



Şekil 1.5. Yutkunma anında elde edilen artifaktlı EEG işareti



Şekil 1.6. Derin nefes alma anında elde edilen artifaktlı EEG işareti

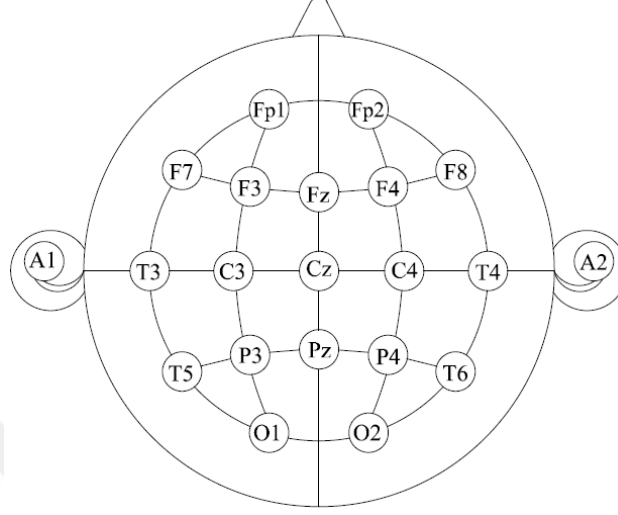


Şekil 1.7. Derin nefes verme anında elde edilen artifaktlı EEG işareti

EEG işaretlerinin ölçülmesinde kullanılan elektrot yerleşim düzeni, uluslararası 10-20 sistemi ile standartlaştırılmıştır. 10-20 adı, kafa derisi üzerinde alınan 3 referans noktanın (nasion, inion, preaurikuler) toplam uzunluğunun, %10 veya %20 aralıklarla alt bölümlere

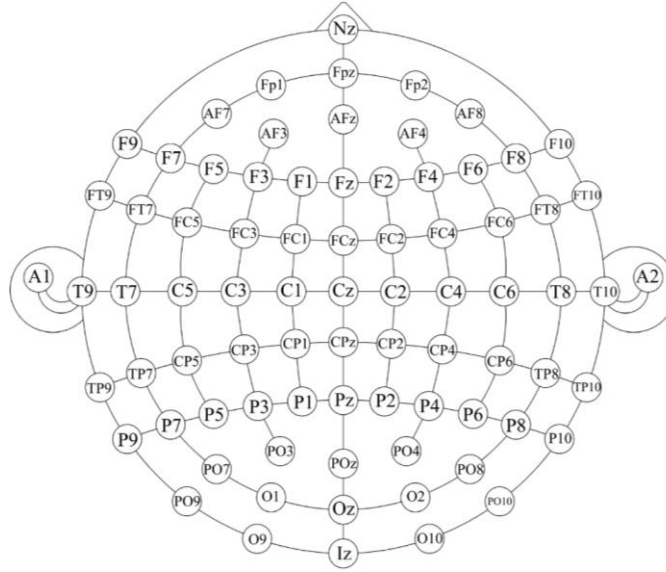


ayrılarak elektrotun bu alana yerleştirmesinden gelmektedir [11]. 21 elektrot ile kayıt yapılmasına olanak sağlayan 10-20 elektrot dizilimi Şekil 1.8’de gösterilmiştir.



Şekil 1.8. Uluslararası 10-20 elektrot yerleşim düzeni

10-20 sistemindeki %20’lik aralıklara ekstra elektrotlar yerleştirilmesi ile 10-10 sistemi elektrot yerleşim sistemi elde edilir [12]. Şekil 1.9’da ise 10-10 elektrot yerleşim sistemi gösterilmiştir.



Şekil 1.9. Uluslararası 10-10 elektrot yerleşim düzeni

Elektrotların isimleri, buldukları beyin lobunun baş harfini temsil eden bir harf ve elektrot numarasını gösteren bir rakamdan oluşur [7]. Buna göre beyin bölgesi ve bu bölgeye karşılık gelen semboller Tablo 1.2’de verilmiştir.

Tablo 1.2. Beynin bölgeleri ve sembolleri

<b>Beyin bölgesi</b>	<b>Sembol</b>
Frontal Pole (Ön Kutup)	Fp
Frontal	F
Central (Merkez)	C
Temporal	T
Paryetal	P
Oksipital	O

İki harfin birleştirilmesi ile ara elektrotlar adlandırılır (Tablo 1.3):

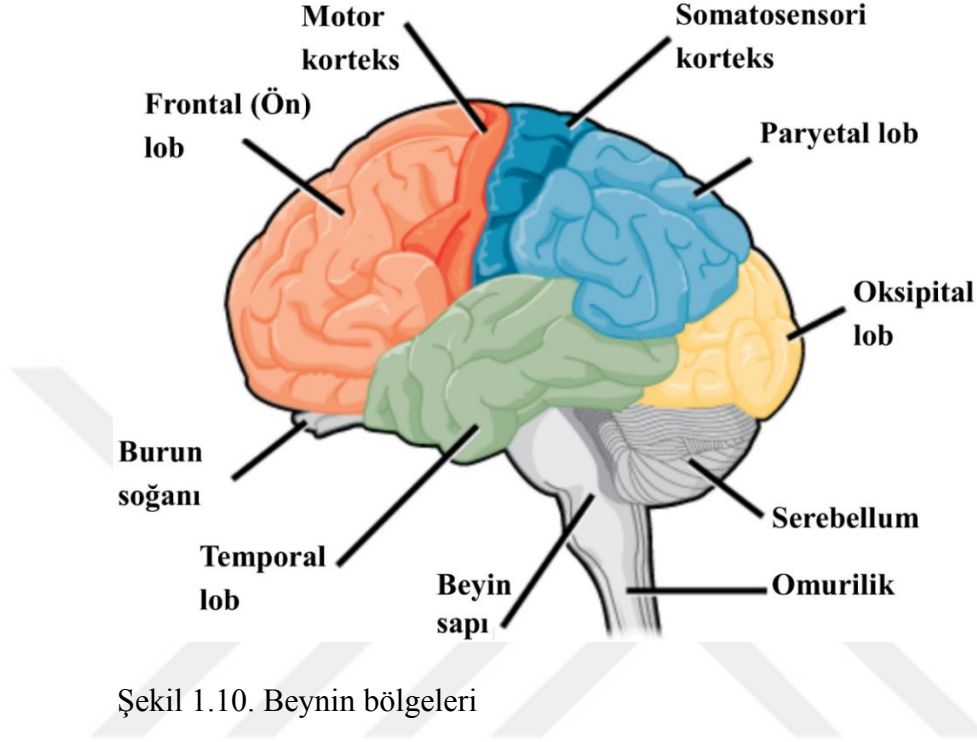
Tablo 1.3. Beynin bölgeleri ve ara elektrotların adlandırılması

<b>Beyin bölgesi</b>	<b>Sembol</b>
Frontal + Central	FC
Frontal + Temporal	FT
Temporal + Paryetal	TP
Central + Paryetal	CP
Paryetal + Oksipital	PO

Kafanın sol tarafındaki elektrotlar tek sayılar ile, sağ tarafındaki elektrotlar çift sayılar ile, orta eksenindeki elektrotlar ise ‘z’ harfi ile gösterilmektedir.

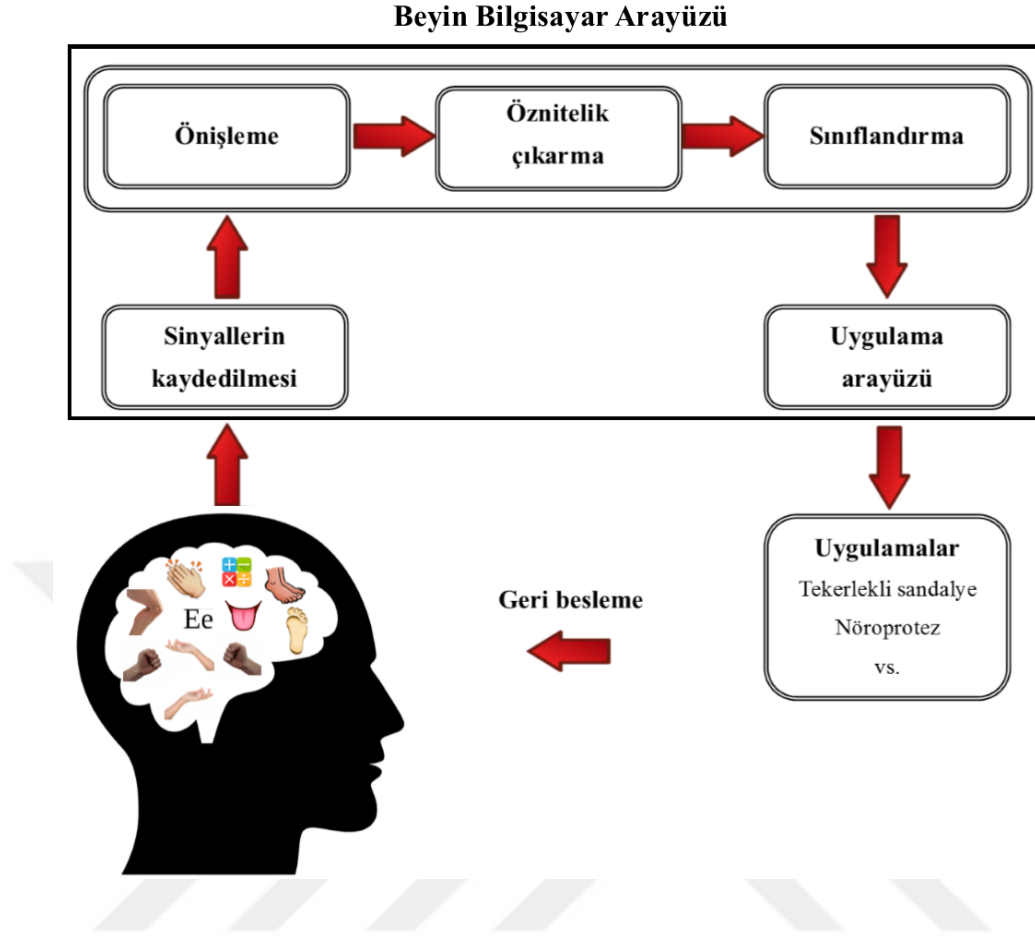
Beynin her bölgesi farklı bir aktiviteyi kontrol eder. Frontal (ön) lob, bilinçli düşünmeden sorumlu olan beyin bölgesidir ve tüm kortikal alanın 1/3’ünü oluşturur. Frontal korteksin arka kısım olan motor korteks, motor kontrollerden sorumludur. Paryetal lob, tat, sıcaklık ve dokunma gibi bilgilerin birleştirildiği veya işlendiği yerdir. Somatosensori korteks, duyu organlar aracılığıyla vücuda alınan duyu girdileri işler. Oksipital lob, görsel bilgileri alır ve yorumlar. Temporal lob, işitsel işleme ve ses algısına yardımcı olur. Bu lobda bulunan ve Wernicke alanı adı verilen bölge, kelimeleri işlemeye ve konuşulan dili anlamaya yardımcı olur. Serebellum (beyincik), denge ve vücut kontrolü için beyinden ve periferik sinir sisteminden gelen bilgileri işler. Ayrıca, ince motor hareketleri üretmek için duyu bilgileri koordine eder ve yorumlar. Beyin sapı, beyin ile vücudun geri kalanı arasındaki mesaj akışını kontrol eder ve ayrıca solunum, yutma, kalp atış hızı, kan basıncı, bilinç ve birinin uyanık ya da uykulu olup olmadığı gibi temel vücut fonksiyonlarını da

kontrol eder. Burun soğanı, burun boşluğundaki hücrelerin tespit ettiği kokuların sinirsel girdisini alır [13]. Şekil 1.10'da beynin bölgeleri gösterilmiştir.



### 1.3. BBA Sistemleri

BBA sistemleri, beynin elektriksel aktivitesini komutlara çevirerek bir bilgisayar veya harici cihazları kontrol etmek için tasarlanan sistemlerdir. Başka bir deyişle, bir BBA, periferik sinir ve kasları kullanmadan, kullanıcıların sadece beyin aktivitesini kullanarak kendi çevreleri üzerinde hareket etmelerini sağlar [14]. Özellikle bilişsel işlevlerinde problem olmayan ancak nöromusküler hastalıklar nedeniyle kaslarını kontrol edemeyen bireyler, bu teknolojilerden büyük ölçüde yararlanabilir. Bir BBA sisteminin fonksiyonel yapısına Şekil 1.11'de örnek verilmiştir.



Şekil 1.11. Bir BBA sisteminin fonksiyonel yapısı

Bu iş akışına göre bir EEG tabanlı BBA sistemi 5 adımdan oluşmaktadır:

**Adım 1. Sinyallerin kaydedilmesi:** EEG tabanlı bir BBA sisteminde kullanıcının beyin aktivitesini yansıtan sinyalleri kaydedebilmek için kafa derisine yerleştirilen elektrotlardan (ya da elektrot gruplarından) faydalanılır ve bu sinyallerin alınması belli paradigmlar çerçevesinde gerçekleştirilir. Bu paradigmlar görsel ve işitsel öğeler yardımıyla tasarlanabilir. EEG kayıt işlemi sırasında, sağlıklı veri kaydının sağlanması için kişilerin en rahat pozisyonlarını almaları ve kayıt süresince hiç hareket etmemeleri gerekmektedir. Bunların dışında çevresel gürültülerden de etkilenmemek ve katılımcının dikkatinin dağılmaması adına, mümkün olduğunca izole bir veri kayıt ortamı hazırlanmalıdır.

**Adım 2. Önişleme:** Önişleme adımında, sinyallere gömülü olan anlamlı bilgiyi artırmak için girdi verilerinin temizlenmesi ve gürültü kaldırılması işlemi gerçekleştirilir. EEG işaretleri mikrovoltlar seviyesinde ölçülen, çok düşük genlikli biyomedikal işaretlerdir. Bu nedenle fiziksel ve çevresel birçok gürültü kaynağından etkilenip bozulabilirler. Verilerin

toplanması sırasında, katılımcı tarafından istemsizce gerçekleştirilen göz kırpması, soluk alıp verme gibi kas hareketleri de EEG işaretlerin bozulmasına sebep olur.

Adım 3. Öznitelik çıkarma: Sinyallerden öznitelik adı verilen ve sinyali daha az sayıda veriyle en iyi şekilde ifade edebilen özelliklerin çıkarılmasıdır. Birden çok değerden oluşan öznitelik kümesine öznitelik vektörü denir. Öznitelik çıkarma aşamasında çok farklı türden öznitelikler elde edilebilmektedir. Ancak çıkarılan öznitelik vektörü işareti tanımlamak için yeterli olsa da sınıflandırma aşamasında başarımı olumsuz etkileyebilir. Böyle durumlarda yüksek sınıflandırma başarımı elde edebilmek için, farklı özniteliklerin bir arada kullanılmasıyla farklı öznitelik vektörleri elde edilerek en ayırt edici özniteliklerin seçilmesi gerekmektedir. Bu işleme de öznitelik seçimi adı verilir.

Adım 4. Sınıflandırma: Sınıflandırma adımı, sinyallerden çıkarılan öznitelik vektörüne göre ilgili sinyale sınıf değeri atanır. Bu aşama sonucunda kişinin gerçekleştirdiği göreve göre sinyalin hangi sınıfa ait olduğuna karar verilir. Burada önemli olan verilen kararın doğru olması ve karar verme işleminin hızlı olmasıdır. Literatürde çok sayıda sınıflandırıcı önerilmiştir. Bununla birlikte, sınıflandırıcının başarısı çıkarılan özniteliklerin ayırt ediciliği ile doğrudan ilişkilidir.

Adım 5. Uygulama arayüzü: Bir BBA sisteminin çıktısı, tekerlekli sandalye, robot kolu, nöroprotez gibi bir harici cihazı kontrol edebilir. Bununla birlikte, kullanıcıya bir geri besleme sağlayabilmek adına bir bilgisayar ekranı ve bu ekran üzerinde görsel veya işitsel işaretçiler de kullanılmaktadır.

Geleneksel olarak, araştırmacılar BBA sistemleri farklı açılardan kategorize etmişlerdir: Bağımlı-bağımsız BBA, girişimsel-girişimsel olmayan BBA, senkron-asenkron BBA gibi.

Bağımlı-Bağımsız BBA: Bağımlı bir BBA, bireyin belirli bir düzeyde motor kontrolünü gerektiren bir BBA iken, bağımsız bir BBA herhangi bir motor kontrolü gerektirmez [15]. Örneğin, herhangi bir motor kontrol yeteneği olmayan, ciddi derecede engelli bireyler için tasarlanacak BBA bağımsız olmalıdır.

Girişimsel – Girişimsel Olmayan BBA: Bir BBA sistemi beyin aktivitesinin ölçülme şekline göre girişimsel-girişimsel olmayan olarak sınıflandırılabilir. Eğer bir BBA'da ölçüm için kullanılan elektrotlar beynin içine, yani kafatasının altına yerleştirilirse girişimsel BBA olarak adlandırılırlar. Ancak, elektrotlar kafa derisi gibi beynin dışına yerleştirilirse bu tür BBA'lara girişimsel olmayan BBA denir [16].

Senkron- Asenkron BBA: Bir başka sınıflandırma, BBA'nın senkron-asenكرون olması ile ilgilidir. Senkron bir BBA sistem, kullanıcıya uyarıcı (görsel veya işitsel) sayesinde uygulama ile etkileşime girmesi gereken dönemler hakkında bilgi verir ve kullanıcı sadece bu periyotlarda zihinsel görevleri gerçekleştirir. Asenkron BBA ise, kullanıcı uygulamadan bağımsız olarak istediği zaman zihinsel bir görev üretebilir [17].

BBA'lar aynı zamanda nörofizyolojik sinyaller türünden iki ana başlık altında incelenebilir: Bunlar uyarılmış sinyaller ve spontan sinyallerdir.

Uyarılmış sinyaller, katılımcının belirli bir dış uyarıyı algıladığında bilinçsizce ürettiği sinyaldir. Bu sinyaller ayrıca uyarılmış potansiyeller (UP) olarak da bilinir [5, 6]. Bilinen uyarılmış potansiyeller DHUP ve P300 sinyalleridir. DHUP, katılımcının titreyen bir görsel ya da genellikle modüle edilmiş bir ses gibi periyodik bir işitsel uyarıyı algıladığı durumda ortaya çıkan beyin potansiyelleridir. DHUP, uyarıcının ya da uyarıcının harmoniklerinin frekansına eşit olan frekans değerlerinde EEG sinyal gücünün artması ile algılanır [18]. BBA sistemlerde yaygın olarak kullanılan DHUP, somatosensör DHUP olarak da bilinen durağan hal görsel uyarılmış potansiyellerdir (DHGUP). P300, nadir görülen ve ilgili bir uyarıcıdan yaklaşık 300 ms sonra çıkan bir pozitif dalga formundan oluşur. Tipik olarak, kullanıcının bu tip uyarılardan birinin diğerinden daha az sıklıkta olduğu iki tür uyarıdan oluşan rastgele bir diziyeye katılması istenen Oddball paradigması aracılığıyla üretilir [19]. Nadir uyarıcı kullanıcı ile ilgiliyse, gerçek görünümü kullanıcının EEG'sinde gözlemlenebilir bir P300'ü tetikler. Bu potansiyel temel olarak paryetal bölgelerde bulunur.

Spontan sinyaller ise dahili bir bilişsel sürecin sonucunda, herhangi bir harici uyarı olmadan katılımcı tarafından gönüllü olarak üretilen sinyallerdir [5]. Spontan sinyaller kategorisinde en çok kullanılan sinyaller sensorimotor ritimlerdir (SMR). Bununla birlikte, yavaş kortikal potansiyeller (YKP) veya motor olmayan bilişsel sinyaller gibi diğer nörofizyolojik sinyaller kullanılır.

Sensorimotor ritimler (SMR), motor hareketlerle ilgili (örneğin kol hareketi) beyin ritimleridir. Genel olarak alfa ( $\approx 8-13$  Hz) ve beta ( $\approx 13-30$  Hz) frekans bantlarında, motor korteks üzerinde yer alan bu ritimler, kullanıcı tarafından gönüllü olarak kontrol edilebilir [20]. BBA sistemler açısından bakıldığında, kullanıcının sensorimotor ritimlerini kontrol etmesini sağlamak için iki farklı strateji önerilmiştir:

- Yönlendirici koşullanma: Katılımcı, yönlendirici koşullanma olarak bilinen oldukça uzun bir eğitim yoluyla sensorimotor ritimlerinin genliğini gönüllü olarak değiştirmeyi öğrenebilir. Yönlendirici koşullandırma kullanırken, sistemi kontrol etmek için kullanıcının

beyin aktivitesini nasıl değiştirmesi gerektiğini anlamasını sağladığı için geri bildirim rolü önemlidir. Bu yöntemin en büyük dezavantajı, gerekli olan çok uzun (birkaç hafta ya da ay) eğitim süresidir. Ancak, bu eğitim tamamlandıktan sonra (bilgi aktarım hızı açısından) çok iyi performanslar elde edilebilir.

- Motor imgeleme: Motor imgeleme işlemi, katılımcının uzuvlarının hareketlerini (örneğin, sağ elin yumruk yapılması, iki ayağın yere vurulması) hayal etmesine dayalı aktivitelerdir [13]. Bir uzuv hareketinin gerçekleştirilmesinden veya hayal edilmesinden kaynaklanan sinyaller, otomatik olarak tanınmalarını sağlayacak zamansal, spektral ve mekansal özelliklere sahiplerdir. Örneğin, bir sol el hareketini hayal etmek, sağ motor korteks üzerinde  $\mu$  ve  $\beta$  ritimlerindeki güç düşüşünü (Olay İlişkili Senkronizasyon (OİS)) tetiklediği bilinmektedir. Simetrik bir durum, kullanıcı sağ el hareketini hayal ettiğinde ortaya çıkar. Motor imgeleme temelli BBA sistemlerde, tanımlanmış olan motor görevi (örneğin, hayal edilen sol hareket, hayal edilen dil hareketi, vb.) bir imlecin hareketini veya bir protezin açılıp kapanmasını kontrol etmek için bir komutla ilişkilendirilebilir. Motor imgeleme tabanlı bir BBA sisteminin başarılı olabilmesi için doğru tamamlanmış birkaç eğitim seansı ve gelişmiş sinyal işleme ve makine öğrenmesi algoritmalarının kullanılması gerekmektedir.

Yavaş Kortikal Potansiyeller (YKP), yüzlerce milisaniyeden birkaç saniyeye kadar sürebilen, kortikal aktivitenin çok yavaş varyasyonlarıdır [21]. Yönlendirmeli koşullandırma kullanarak bu varyasyonları pozitif veya negatif yapmayı öğrenmek mümkündür. Böylece, YKP potansiyelin pozitifliği veya negatifliği, ikili bir komutu kontrol etmek isteyen bir BBA için tercih edilebilir. YKP'nin kontrolü operant koşullandırma ile sağlandığı için, böyle bir sinyale hakim olmak genellikle çok uzun bir eğitim süresi gerektirir. Operatör şartlandırma ile yapılan bu eğitim YKP için motor ritimlerinden daha uzundur ancak nispeten daha istikrarlı bir sinyaldir.

Bir BBA'yı yürütmek için nispeten çok sayıda motor olmayan bilişsel işlem görevi de kullanılır. Bu görevler, örneğin, zihinsel matematiksel hesaplamalar, geometrik figürlerin zihinsel dönüşümü, görsel sayma, kelimelerin zihinsel üretimi, müzik hayal gücü. Tüm bu zihinsel görevler, belirli kortikal bölgelerde ve frekans bantlarında spesifik EEG sinyal varyasyonları üretmekte ve bu da onların tanımlanmasını kolaylaştırmaktadır [22].

## 1.4. Literatür Araştırması

### 1.4.1. Motor İmgeleme Çalışmalarına Yönelik Literatür Araştırması

BBA araştırmaları son 20-25 yıl içinde radikal bir değişime uğramıştır. Fikrin ilk ortaya çıkış dönemlerinde sadece 3 ve 10 yıl öncesine kadar da sadece 6 ila 8 grupta sınırlı olan BBA araştırmaları, şu anda tüm dünyada 100'den fazla araştırma grubu ile, halen geliştirilmekte olan bir araştırma alanıdır. Bu alanla ilgili makalelerin sayısı son on yıl içerisinde katlanarak artmıştır ve bununla beraber dünya üzerinde BBA araştırmaları yapan çok sayıda araştırma grubu kurulmuştur ve bu araştırma gruplarından en bilinenleri Tablo 1.4'te verilmiştir.

Tablo 1.4. Başlıca BBA araştırma grupları/kuruluşları

Araştırma Grubu / Kuruluşu	Ülke	Kurucusu/Yöneticisi
BRAINnet	Avusturalya	Prof. Lea Williams
Graz Teknik Üniversitesi BBA Laboratuvarı	Avusturya	Prof. Dr. Gert Pfurtscheller
Berlin Teknik Üniversitesi	Almanya	Prof. Dr. Klaus-Robert Müller
Tübingen Üniversitesi GRIP	Almanya	Prof. Dr. Niels Birbaumer
NEILab	İtalya	Prof. Maria Grazia Marciani
Beyin Bilimleri Enstitüsü İleri Beyin Sinyal İşleme Laboratuvarı	Japonya	Dr. Andrzej Cichocki
PRESENCIA	İspanya	Prof. Mel Slater
EPFL BCI	İsviçre	Prof. Touradj Ebrahimi
Wadsworth Merkezi	Amerika	Jonathan R. Wolpaw

#### 1.4.1.1. Önışleme ve Kanal Seçimi İçin Literatür Araştırması

EEG tabanlı BBA'lar kafa derisinden kaydedilen elektriksel aktiviteyi kullanırlar. Bunun nedeni EEG sinyallerinin kaydedilmesinin kolay, pratik, güvenli ve maliyetsiz olmasıdır. Ancak EEG sinyalleri nispeten zayıf bir uzamsal çözünürlüğe sahiptir. Aynı zamanda çok küçük genliğe sahip olmaları da EEG işaretlerinin çeşitli gürültülerden kolaylıkla etkilenmesine neden olur. Bu nedenle, öznelik çıkarımı ve sınıflandırma işlemlerine geçilmeden önce EEG işaretlerinin önışlemeden geçirilerek olası gürültülerden arındırılması ve böylece sinyal/gürültü oranının artırılması, BBA sisteminin performansını iyileştirmeye yardımcı olacaktır. Literatürde EEG işaretlerini gürültüden arındırmak için birçok yöntem önerilmiştir. Bağımsız bileşen analizi [23], doğrusal ve doğrusal olmayan



süzgeçleme [24], dalgacık dönüşümü [25], temel bileşenler analizi [26] ve ortak ortalama referans [27] başlıca önışleme metotlarıdır. Bununla birlikte, yapılan çalışma için ilgili olmayan bilgilerin kaldırılması amacıyla kanal, frekans ve zaman aralığı seçimi de yapılan önışlemlerdendir. Örneğin 10-10 elektrot yerleşim standardının kullanıldığı bir motor imgeleme çalışmasında 64 adet elektrot mevcut olmasına rağmen, sadece motor korteksi kapsayan elektrotların seçilmesi ile gerekli olmayan elektrotlar devre dışı bırakılabilir. Bu seçimler elle ve teorik bilgiye bağlı kalınarak yapılacağı gibi, seçim algoritmaları kullanılarak da otomatik olarak gerçekleştirilebilir. Örneğin Samek vd., motor korteksi kabaca çevreleyen 68 elektrotu seçmiştir [28]. Kim vd., optimum kanal seçim işlemi için ikili parçacık sürü optimizasyonu (İPSO) algoritmasını kullanmışlardır [29]. He vd., motor imgeleme sınıflandırma problemi için genetik algoritma tabanlı optimum kanal seçim metodu önermişlerdir [30]. Sınıflandırma doğruluğu için kritik önem taşımamakla beraber, kanal seçimine birçok çalışmada yer verilmiştir. Bir diğer önışleme fazı, uygun EEG frekans bandının seçilmesidir. Bir EEG denemesi kaydedilirken denemenin başlangıcı ve bitişi, uyarının başlangıcı ve bitişi vb. gibi zaman işaretleyicileri bilgileri mevcuttur. Örneğin bir motor imgeleme deneyinde, gönüllünün motor hareketi hayal ettiği aktif bölümün zaman kayması, pencere genişliğinin belirlenmesi ve ortalama bir pencere boyutunun ayarlanması gerekebilir.

#### **1.4.1.2. Öznitelik Çıkarımı İçin Literatür Araştırması**

EEG-tabanlı BBA sistemlerinde amaç, çıkarılan özneliğin işareti en iyi şekilde temsil etmesi ve böylelikle yüksek sınıflandırma başarısı elde edilmesidir. Bununla birlikte kullanılan yöntemlerin algoritmik hızı da önem taşımaktadır. Özellik çıkarma işlemi, BBA sistemlerdeki en önemli ve en uzun zaman alan süreçtir. BBA sistem tasarımında çok sayıda özellik kullanılmıştır ve bunlar üç başlık altında incelenebilir: zaman, frekans ve zaman-frekans özellikleri. Zaman uzayında ortak uzamsal örüntü [31], Hjorth parametreleri [32], ampirik mod ayrıştırma [33], otoregresif model [34], temel bileşenler analizi [35], entropi ölçütleri [36-38] en yaygın kullanılan özelliklerdir. Spektral uzayda güç spektral yoğunluğu (GSY) [39, 40] ve frekans özellikleri (kenar, baskın, merkezi frekans) [41], zaman-frekans uzayında ise kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD) [42], ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) [43] ve periyodogram [40] özellikleri kullanılmıştır.

### 1.4.1.3. Sınıflandırma İçin Literatür Araştırması

Çıkarılan özelliklerin, özellik uzayında iyi bir ayrılabilirliğe sahip olması gerekmektedir ve bu ayrılabilirliğin ölçülmesi sınıflandırıcılarla gerçekleştirilmektedir. Sınıflandırıcılar iki kategoriye ayrılmıştır: doğrusal ve doğrusal olmayan. Doğrusal ayırtaç analizi (DAA) en iyi bilinen doğrusal sınıflandırıcı olup, motor imgeleme tabanlı BBA sistemlerinde kullanılmıştır [44]. Doğrusal olmayan bir sınıflandırıcı olan destek vektör makineleri (DVM), motor imgeleme çalışmalarında sıklıkla kullanılır [45]. Bunların dışında BBA çalışmalarında kullanılan başka sınıflandırıcı modelleri de vardır. Örneğin Obermaier vd., tek denemeli motor imgeleme EEG verilerinin sınıflandırılmasında gizli Markov modeli tabanlı sınıflandırıcı kullanmışlar ve doğrusal sınıflandırıcılardan daha düşük sınıflandırma hatasıyla çevrimiçi sınıflandırma için uygun olduğunu bildirmişlerdir [46]. Çok katmanlı yapay sinir ağı modeli de hem ikili [47] hem de çok sınıflı [48] problemlerde kullanılan başka bir sınıflandırıcıdır. ÇKYSA sınıf sayısından bağımsız ve çeşitli problemlere uyarlanabilir bir sınıflandırıcı olarak literatürde yerini almaktadır. Basit bir sınıflandırıcı olmasına rağmen, k-en yakın komşuluk (k-EYK) sınıflandırıcısı da motor imgeleme tabanlı BBA'larda sınıflandırma için tercih edilen başarılı bir yöntem olmuştur [49].

### 1.4.2. Ortak Kullanıma Açık Motor İmgeleme Veri Setleri

Farklı düşünsel veya görsel uyarımlar sonucunda motor hareketin hayaline yönelik farklı amaçlarla belli kurum ve kuruluşlarca kaydedilen çok sayıda ortak kullanıma açık veri setleri mevcuttur. Bunlardan en bilineni ve literatürde en çok üzerinden çalışılan veri seti BCI Competition IV (1, 2a ve 2b) veri setleridir [50]. BCI Competition IV-1 veri seti, 64 kanaldan 1000 Hz örnekleme frekansı ile 7 katılımcıdan alınan, sağ ve sol elin hareketinin hayaline dayalı EEG verisidir. BCI Competition IV-2a veri seti, 9 katılımcıdan 2 oturumda 22 elektrottan kaydedilen, sol el, sağ el, iki ayak ve dil hareketine ait EEG verilerinden oluşur. BCI Competition IV-2b veri seti, 9 katılımcıdan 5 oturumda 3 elektrottan (C3, Cz ve C4) kaydedilen sağ ve sol el hareket hayaline ait EEG verileridir.

Diğer büyük bir veri seti olarak, Goldberger vd. [51] tarafından 109 katılımcı kullanılarak 64 kanaldan 160 Hz örnekleme frekansı ile kaydedilen PhysioNet veri seti örnek verilebilir. Burada, toplamda 4 farklı düşünsel görev vardır: göz açık dinlenme, göz kapalı

dinlenme, sağ veya sol yumruğu açma ve kapama, her iki ayağı ve yumruğu açma ve kapama.

Bir başka veri seti olan sağ el ve baş parmak motor imgeleme EEG veri seti [52], tek bir katılımcıdan 8 elektrot kullanılarak 256 Hz örnekleme frekansı ile kaydedilmiştir.

Keirn-Aunon [53, 54] veri seti, 5 farkı mental görev için (temel görev, harf hayal etme, aritmetik işlem, görsel sayma, geometrik şekil döndürme) 7 gönüllüden 7 kanal (C3, C4, P3, P4, O1, O2 ve EOG) kullanılarak 250 Hz örnekleme frekansı ile 10 saniye boyunca kaydedilmiştir [55].

### 1.4.3. Enobio ile Gerçekleştirilen Çalışmalar

Bu bölümde Enobio ve farklı kanal varyasyonları (8, 20, 32 kanallı) ile gerçekleştirilen çalışmalara yer verilecektir.

Motor imgeleme alanında yapılan çalışmalarda Abdalsalam vd. [56] 4 basit uzuv motor hareketi (sağ el, sol el, sağ ayak, sol ayak) için 11 katılımcıdan C3, C4 ve Cz kanalları kullanılarak EEG sinyalleri kaydetmişlerdir. ADD ve ampirik mod ayrıştırma (AMA) ile öznitelik çıkarılıp YSA sınıflandırıcı ile sınıflandırma yapılması durumunda sırasıyla %86.09 ve %90.10 sınıflandırma doğruluğu elde etmişlerdir.

Aliansyah vd. [57], tekerlekli sandalye kontrol komutu olarak olay ilişkili desenkronizasyon/olay ilişkili senkronizasyon (OİD/OİS) değişikliklerini ölçmeyi amaçlamışlardır. Bunun için C3, C3-F3, C4 ve C4-F4 kanallarından sinyaller kaydetmişlerdir ve bu kanallarda sırasıyla %64.43, %60, %64.43 ve %66.67 OİD/OİS değişikliği algılamışlardır.

Abdalsalam vd. [58] imleç kontrolü için OİD/OİS analizine dayalı 4-sınıflı bir BBA sistem tasarımı önermişler ve %73.3 kontrol başarısı elde etmişlerdir.

Rodríguez-Ugarte vd. [59] pedal çevirme hayaline yönelik kişiselleştirilmiş EEG tabanlı bir BBA sistemi tasarlamayı amaçlamışlardır. Veriler 5 gönüllü katılımcıdan (2 kadın- 3 erkek) Enobio 32 sistemi kullanılarak kaydedilmiştir. Farklı elektrot konfigürasyonları için sonuçlar elde edilmiş ve en iyi konfigürasyonun ortalama %82.0 sınıflandırma doğruluğu verdiği görülmüştür.

### 1.5. Tezin Kapsamı

Bu tez çalışmasında bilişsel işlevlerinde sorun olmayan ancak motor sinir sistemini kontrol edemeyen bireylerin hayatlarını kolaylaştırmak adına, motor ve motor olmayan hayali aktivite EEG sinyalleri ile kontrol edilebilen bir BBA sisteminin tasarlanması amaçlanmıştır. Bunun için, kaydedilen EEG sinyalleri daha önceden belirlenmiş harfler ile eşleştirilerek ve metne dönüştürülmüştür.

EEG verileri Neuroelectrics® firması tarafından üretilen Enobio-8 isimli 8-kanallı kablosuz EEG veri kayıt sistemi kullanılarak kaydedilmiştir. Deneylere yaşları 19 ila 31 arasında değişen, 3 kadın ve 5 erkek olmak üzere toplam 8 sağlıklı katılımcı gönüllü olarak katılmıştır. Her bir katılımcı için toplamda 3 oturum gerçekleştirilmiştir ve her bir oturum farklı günlerde alınmıştır.

Tezin birinci bölümünde, BBA sistemlerinin genel yapısından, EEG-tabanlı BBA sistemlerinden, EEG işaretlerinin karakteristiğinden ve ölçülmesinden, literatürde mevcut olan motor imgeleme çalışmalarından detaylı olarak bahsedilmiştir.

Tezin ikinci bölümünde verilerin toplanmasına, kullanılan veri kayıt sistemine, kayıt ortamına, kayıt paradigmalarına, katılımcıların özelliklerine, kullanılacak harflerin ve motor ve motor olmayan aktivitelerin seçilmesine ve veri işleme metotlarına (önişleme, öznitelik çıkarma, sınıflandırma) değinilmiştir.

Tezin üçüncü bölümünde bulgulardan bahsedilmiştir. İlk 4 paradigma Bulgular 1 ve 5. paradigma ise Bulgular 2 başlıkları altında incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar grafiklerle ve tablolarla görselleştirilmiştir.

Tezin dördüncü bölümünde ise elde edilen bulgular yorumlanmış ve literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırılmıştır.

Tezin beşinci bölümünde ise, tezden elde edilen sonuçlara göre geleceğe yönelik önemli öneriler verilmiştir.

### 1.6. Tezin Katkıları

Çalışmada motor ve motor olmayan hareket EEG sinyallerinin metne dönüştürülmesine yönelik bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Bunun için farklı katılımcılardan EEG sinyallerinin hem bireysel hem de genel olarak analizi yapılmıştır. EEG sinyallerinin kişiden kişiye gösterdiği farklılıklar sebebiyle genel bir sistem tasarımının zor olduğu, ancak

bireysel bir sistem tasarımının yüksek tanıma performansı ile mümkün olabileceği gözlemlenmiştir.

Tez çalışmasının genel sınıflandırma başarımı, literatürdeki 2, 3, 4 ve 5 sınıflı problemlere uygulanan öznitelik çıkarma ve sınıflandırma yöntemleri ve bunlardan elde edilen sınıflandırma başarımları ile kıyaslanmıştır. Buna göre ADD katsayıları, Welch GSY, MFKK, SAE ve LSAE özelliklerinin k-EYK ve DVM ile birlikte uygulanması durumunda diğer çalışmalara göre başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

Kullanılan veri kayıt sistemi, literatürde kullanılan kablolu ve jelli sistemlerden, kablosuz olması ve laboratuvar dışı uygulamalar için kullanışlı olması yönleriyle ayrılmakta olup yeni nesil bir cihaz olarak tanımlanmaktadır.

Şu an için çevrimdışı olarak gerçekleştirilen ve yüksek başarıma sahip olan bu sistemin, gelecek çalışmalarda kişiye özel çevrimiçi olarak gerçekleştirilmesi hedeflenmiştir. Aynı zamanda herhangi bir uyarın olmaksızın motor ve motor olmayan hayali aktivitelerin algılanması ve yorumlanması da amaçlanmaktadır.

## 2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

### 2.1. Verilerin Toplanması

Tez çalışmasının en uzun süren ve en çok dikkat gerektiren aşaması veri toplama aşamasıdır. Kayıt için kullanılacak cihazın özelliklerinin bilinmesi ve öğrenilmesi, sağlıklı bir kayıt ortamının oluşturulması, uygun gönüllü katılımcıların seçilmesi, paradigmalara yönelik doğru verilerin kaydedilmesi gibi işlemleri barındıran veri toplama aşaması, tüm sürecin doğru ilerlemesi için büyük önem taşımaktadır. Bu bölümde, veri kayıt sisteminin özelliklerinden, veri kayıt ortamından, uygulanan paradigmalardan ve uygulama sürelerinden detaylı olarak bahsedilecektir.

#### 2.1.1. Veri Kayıt Sistemi

Verilerin kaydedilmesinde Neuroelectrics® (NE) firması tarafından geliştirilen yeni nesil, giyilebilir ve kablosuz elektrofizyolojik sensör sistemi olan Enobio-8 kullanılmıştır [60]. Kullanılan EEG sistemi Şekil 2.1’de gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Enobio-8 (a) yandan ve (b) arkadan görünüm [60].

Enobio-8 kutu içeriğinde bulunan ürünler ve açıklamalarına Tablo 2.1’de yer verilmiştir:

Tablo 2.1. Enobio-8 kutu içeriği ve özellikleri

Ürün Resmi	Ürün adı ve açıklaması	Ürün Resmi	Ürün adı ve açıklaması
	<p><b>NECBOX</b> (Neuroelectrics® Control Box): Enobio'nun çekirdeği ve kontrol birimidir. Batarya ile çalışır ve NIC 2.0 yazılımı sayesinde bilgisayarla kablosuz olarak eşleştirilir. Necbox, arkasında bulunan cırtlı bant ile neopren kepe tutturulur.</p>		<p><b>Neopren Kep (M beden-54cm):</b> 10-10 elektrot yerleşim sistemine dayanan elektrotları saç derisine tam olarak yerleştirmek için konforlu bir yapıya sahiptir. 39 olası elektrot konumu sağlar, ancak neopren zımba aleti ile ekstra pozisyonlar eklenebilir. Mevcut kep M bedendir ancak isteğe farklı büyüklüklerde kepler temin edilebilir.</p>
	<p><b>USB Güç Adaptörü ve Güç Kaynağı Fişi</b> Necbox bataryasını şarj etmek için kullanılır.</p>		<p><b>USB Stick :</b> İçerisinde kullanım kılavuzu ve NIC 2.0 yazılımı bulunur</p>
	<p><b>USB Dongle:</b> Necbox ve bilgisayar arasındaki kablosuz iletişim sağlar</p>		<p><b>Kulak klipsi (Earclip):</b> İkili referans elektrotudur ve iki referans kanalını (CMS ve DRL) aynı kulak memesine bağlamak için kullanılır.</p>
	<p><b>Dryrode:</b> Elektrot ve kafa derisi arasında herhangi bir jel uygulanmasını gerektirmez. Saçlı veya saçsız bölgelerde kullanılabilir. BBA uygulamalarında olduğu gibi kullanım kolaylığı sinyalin kalitesinden daha önemli olduğunda bu elektrot tercih edilir.</p>		<p><b>10'lu Elektrot Kablosu:</b> EEG izlemesi için 1 ile 8 arasında numaralandırılmış 8 kanal ve CMS &amp; DRL ile etiketlenmiş iki referans kanalı içerir. Enobio 8, Enobio 20 ve Enobio 32 ile birlikte verilir. Kanalların kepin herhangi bir konumuna serbestçe atanmasını sağlar.</p>

Enobio-8'in genel özellikleri şu şekildedir:

- Tıbbi uygulamalar için onaylı bir cihazdır.
- Neuroelectrics® başlığı sayesinde laboratuvar dışı uygulamalar için idealdir.

- Güçlü NIC arayüzü sayesinde kolay konfigürasyon, kayıt ve görselleştirme imkânı sunar. Spektrum ve spektrogram, filtreleme, akış, kafa derisi haritaları ve özellik çıkarımı dahil NIC 2.0 yazılımı kullanarak verileri kolayca yönetilir ve görselleştirilir.

- Deneysel veri toplama ve organizasyonu için NUBE bulut sistemine sahiptir.
  - Elektrotlar 10-10 sistemine göre yerleştirilmiştir ve sabit konumlandırılmıştır.
  - Mükemmel bir uyum için çoklu yetişkin ve çocuk boyu başlıklar mevcuttur.
- Cihazın teknik özelliklerine ise Tablo 2.2’de yer verilmiştir.

Tablo 2.2. ENOBIO-8 teknik özellikleri

<b>Kanal sayısı</b>	<b>8</b>
Bant genişliği	0-125 Hz
Örnekleme frekansı	500 Hz
Çözünürlük	24 bit – 0.05 $\mu$ V
Ölçüm gürültüsü	< 1 $\mu$ V RMS
Bağlantı	WiFi, USB
İşlem zamanı	WiFi: 6 saat 23 dakika / USB: 23 saat 35 dk
Boyut	89.1 x 61.1 x 23.8 (mm)
Ağırlık	65 gr
İşletim sistemi	Windows 7, 8, 10 Mac OS X
Depolama	MicroSD kart

### 2.1.2. NIC 2.0 Yazılımı

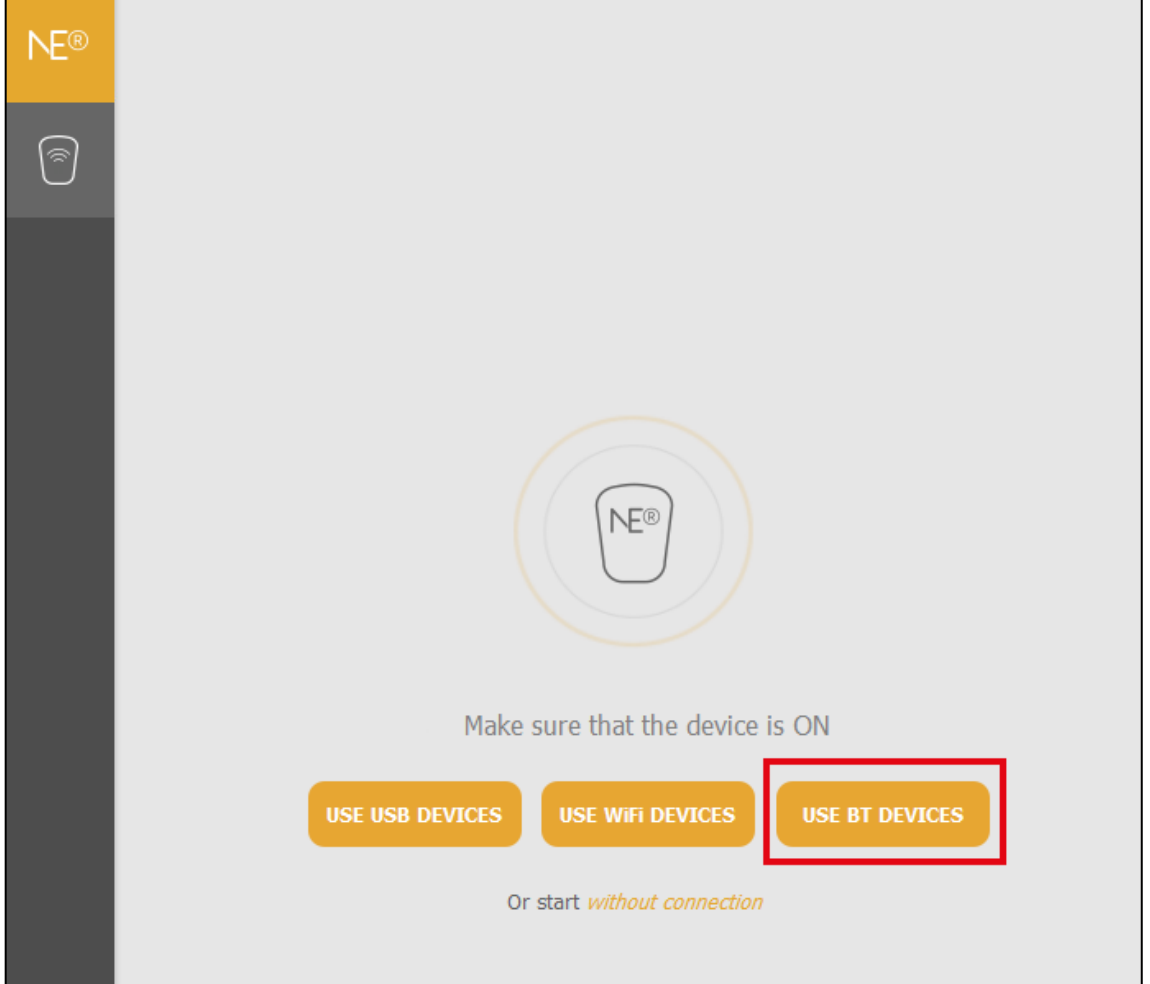
NIC (Neuroelectrics® Instrument Controller - Neuroelectrics® Aygıt Kontrol Cihazı), Neuroelectrics® tarafından üretilen StarStim8/20/32 ve Enobio 8/20/32 cihazlarını kontrol eden bir yazılımdır. Bluetooth aracılığıyla Neuroelectrics® cihazlarına erişerek EEG oturumlarını kaydetme ve yönetme imkanı sunar. Ayrıca ağ üzerinden veri dizgisi ve ağ tetikleyicilerini alma özelliği de mevcuttur. Ham veri, güç spektrumu, filtreleme ve kafa derisi haritaları yardımı ile EEG özelliklerini çevrimiçi olarak görselleştirebilmektedir. Çoklu elektrotlu stimülasyon protokollerini ayarlama ve başlatma seçeneği sunar.

#### 2.1.2.1. ENOBIO-8’in NIC 2.0 Yazılımı ile Eşleştirilmesi

NIC 2.0 ilk kez başlatıldığında, otomatik olarak NIC 2.0 ile eşleşmesi istenilen Neuroelectrics® cihazının seçilmesi gerekir. Bunun için, önce güç düğmesini kullanarak

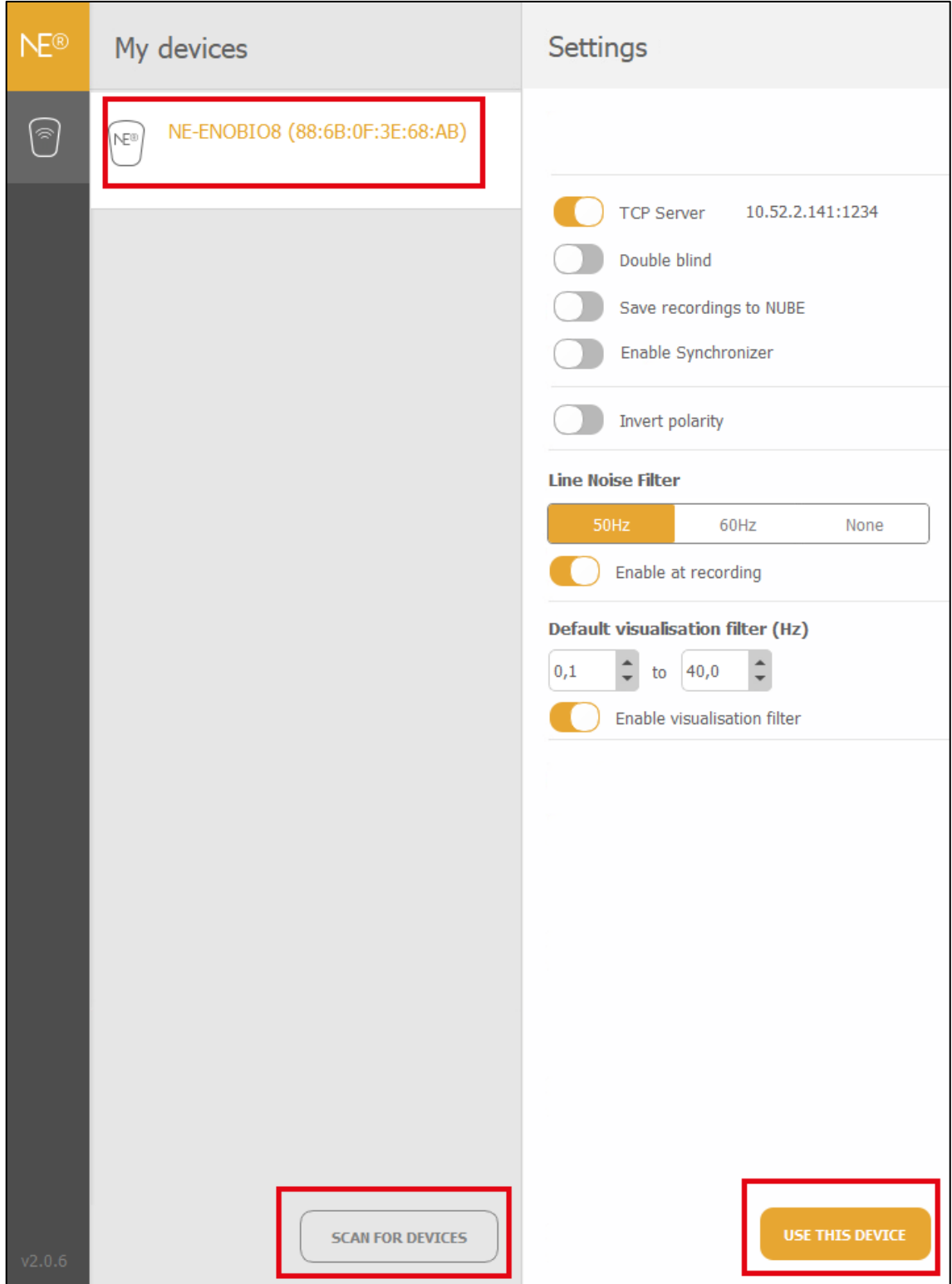


Necbox'ın açıldığından ve daha sonra bilgisayarın Bluetooth® portunun da açık olduğundan emin olunmalıdır. Bluetooth bağlantısı seçildikten sonra Scan for Devices (Cihazları Tara) butonuna basılarak cihazlar aranır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. NIC 2.0 bağlantı opsiyonları

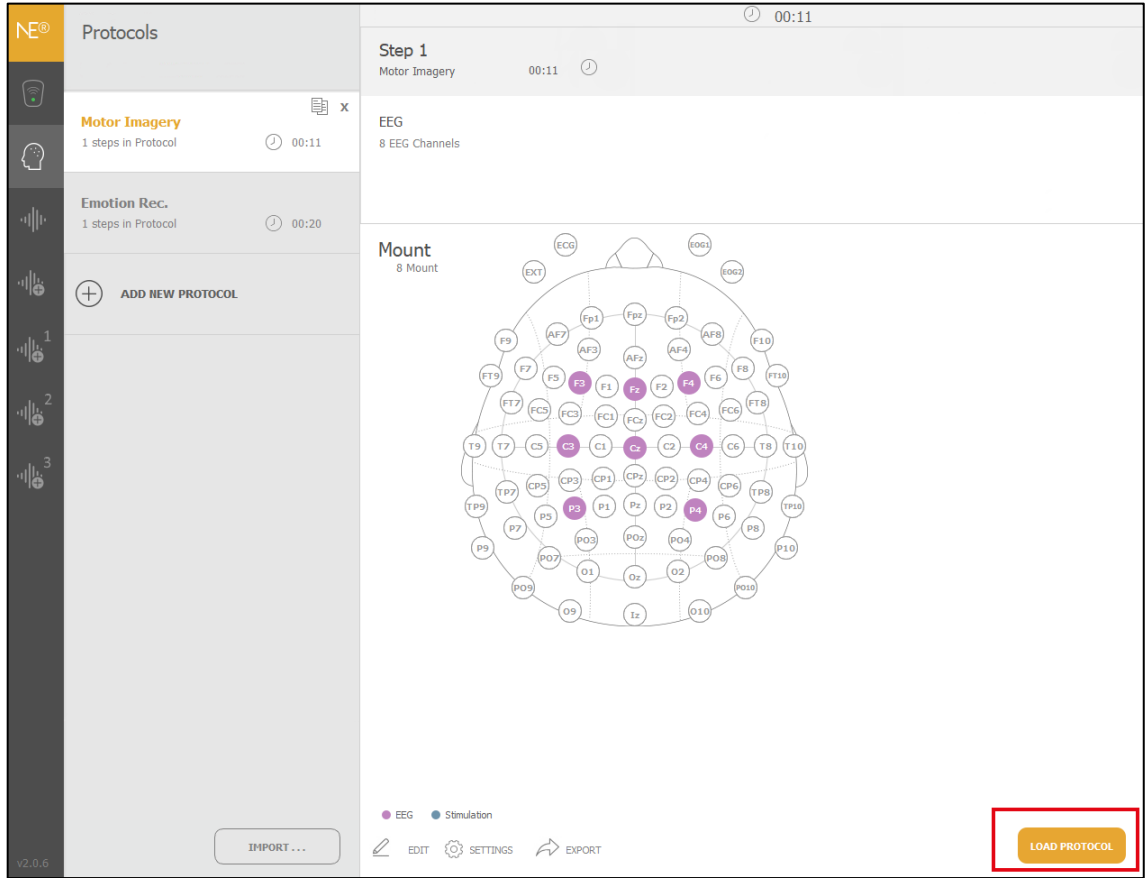
Eşleştirilecek cihaz, listeden seçilir ve Use This Device (Bu Cihazı Kullan) butonuna basılır. Artık NIC kullanıma hazırdır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Cihazın seçilmesi ve NIC 2.0 arayüzünün başlatılması

### 2.1.2.2. Protokol Oluşturma Arayüzü

NIC 2.0 yazılımı birden farklı oturum için protokol oluşturmaya izin verir. Protokol içerisinde uygulanacak oturumun süresi ve elektrot yerleşim düzeni ayarlanıp daha sonra kullanılmak üzere kaydedilebilir. Şekil 2.4'te tez çalışması için oluşturulan protokol ekranı gösterilmiştir. Buradan, Load Protokol (Protokol Yükle) butonuna basılarak canlı EEG sinyalinin görüntülediği kayıt arayüzüne geçilir.

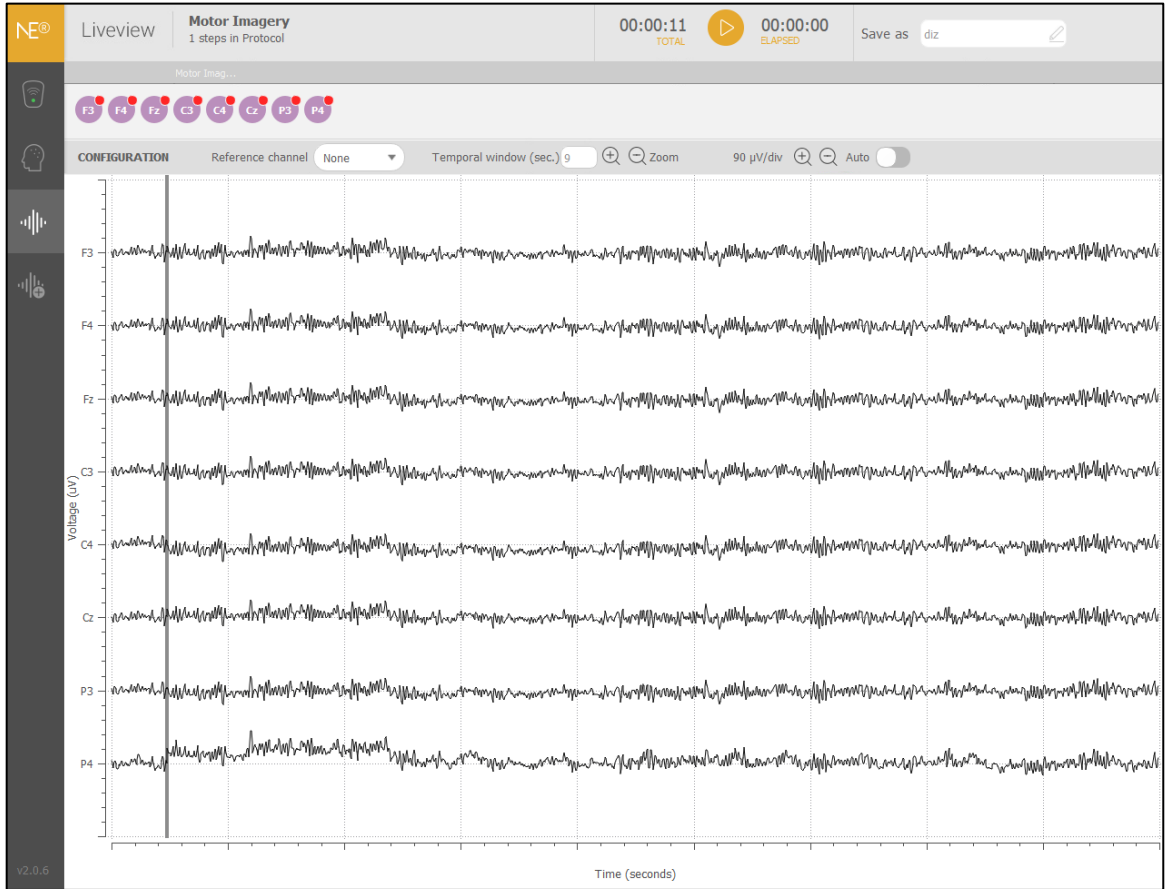


Şekil 2.4. NIC 2.0 protokol oluşturma arayüzü

### 2.1.2.3. Kayıt Arayüzü

NIC'in kayıt arayüzü (Liveview) gelişmiş bir kullanıcı arayüzüdür (Şekil 2.5). Sağ üst köşede bulunan 'Save as' metin kutusu ile denemelere farklı isimler verilebilir. Bir alt panelde elektrot paneli bulunmaktadır. Elektroların üzerinde bulunan renk değerleri EEG sinyal kalitesini temsil etmektedir. Sinyal dört kalite parametresine göre değerlendirilir:

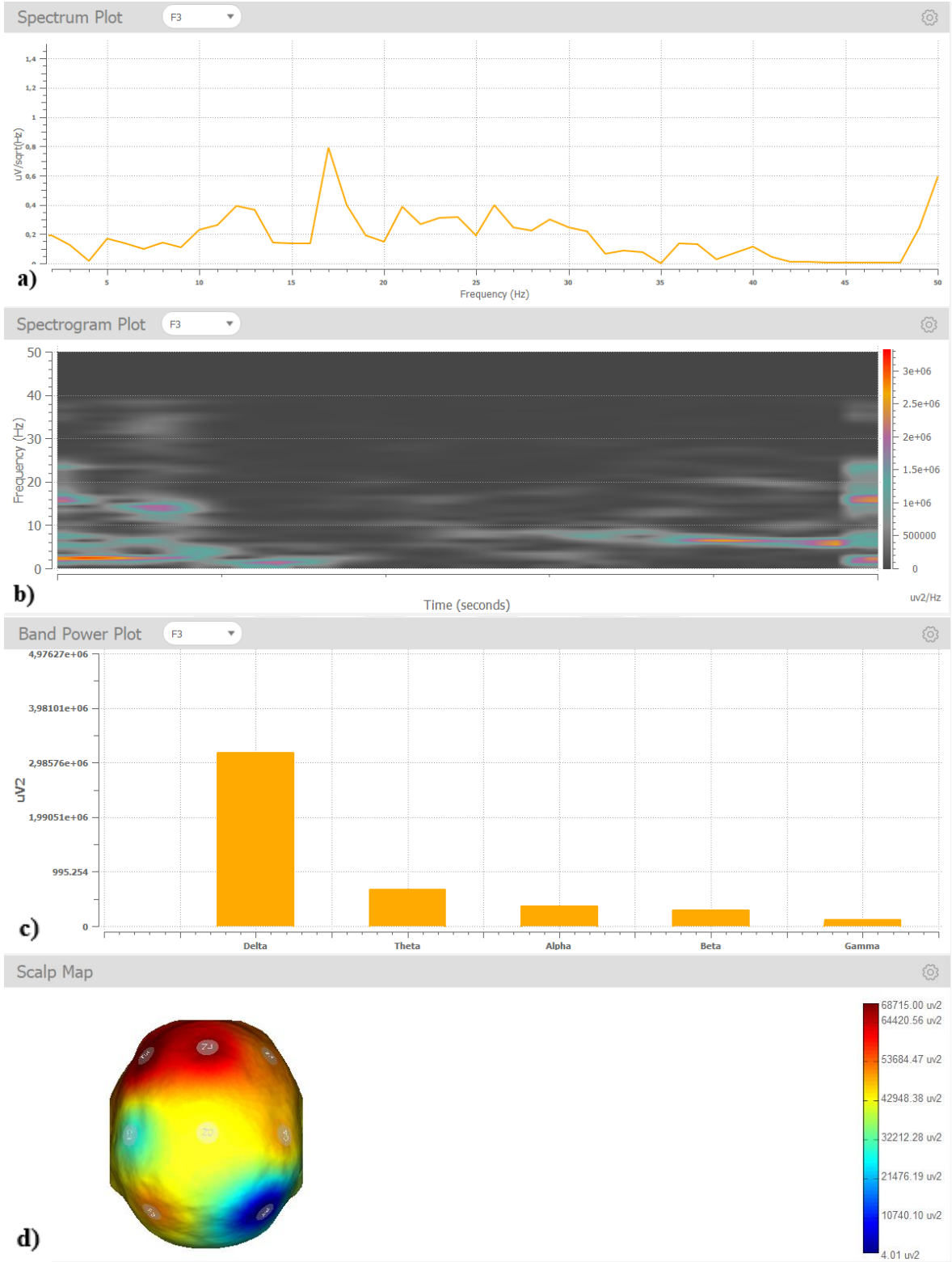
sapma, ofset, hat gürültüsü (AB:  $50 \pm 1$  Hz; ABD:  $60 \pm 1$  Hz) ve ana gürültü. EEG görüntüleme sırasında, kanallar kalite göstergesinin değerine göre yeşil (0.0 – 0.5), turuncu (0.5 – 0.8) veya kırmızı (0.8 – 1.0) olur. Çok katı bir şekilde ele almamakla beraber, kalite göstergesi bir rehber olarak kullanılmalıdır. Bununla birlikte, EEG sinyalinin görsel olarak incelenmesi de aynı derecede önemlidir. Sinyal iyi görünüyorsa ve kalite göstergesi turuncu veya yeşil ise kayıt işlemi başlatılabildiği gibi, gösterge bir noktada kırmızı olursa da kaydı durdurulmasına gerek yoktur.



Şekil 2.5. Liveview EEG kayıt ekranı

#### 2.1.2.4. Analiz Arayüzü

EEG analizi arayüzünde, kaydedilmekte olan verinin çevrimiçi olarak görselleştirilmesine izin veren çeşitli araçlar bulunmaktadır. Liveview Panel Configuration (Liveview Panel Konfigürasyonu) sekmesinden bu araçlar eklenebilir (Şekil 2.6). Bu araçlar ve özelliklerine aşağıda kısaca değinilmiştir:



Şekil 2.6. Livewiev panel konfigürasyonu a) spektrum b) spektrogram c) bant gücü d) beyin haritası aracı

**Spektrum Aracı:** Belirli bir kanalın FFT (HFD) veya PSD (GSY) spektrumunu voltaj sinyali ile eş zamanlı olarak görselleştirme imkânı sunar.

**Spektrogram Aracı:** Güç spektrogramı, sinyalin çevrimiçi frekans içeriğini zamanın bir fonksiyonu olarak gösterir. Kullanıcı tarafından renk haritası tanımlanabilir.

**Bant Gücü Aracı:** Kullanıcının verileri ortak EEG bantlarına göre analiz etmesine izin verir. Beş bantın her birinin gücü gösterilir ve seçilen çubuğun zaman içindeki gücü de artar. Kullanıcı ayrıca özelleştirilmiş bir bant kullanarak verileri analiz edebilir veya hatta farklı bantlar arasındaki oranları gözlemleyebilir.

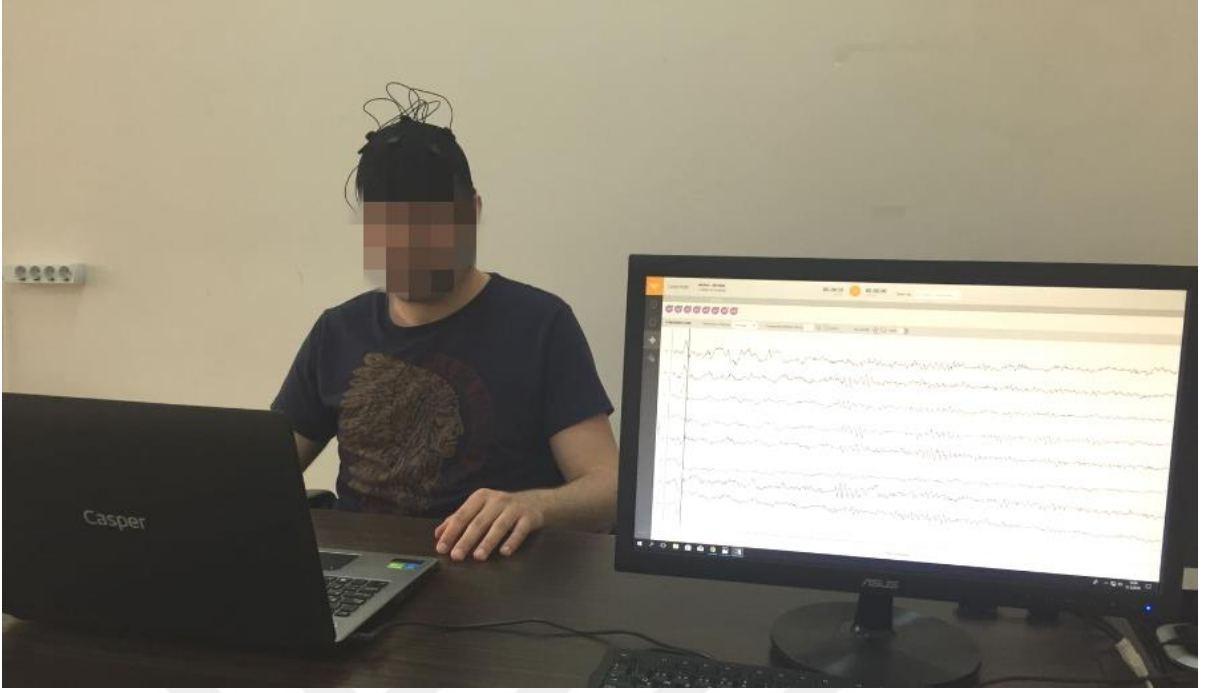
**Kafa Derisi Haritası Aracı:** Seçilen bantın gücü gerçek zamanlı olarak ve kafa derisinin karşılık gelen konumunda görüntülenir. İmleç yardımıyla kafa modelinin konumu değiştirilebilir ve imlece tıklanarak dönmesi durdurulabilir.

### 2.1.3. Kayıt Ortamı

Kayıt işlemi sestem, ışıktan ve manyetik alandan maksimum düzeyde izole edilmiş özel bir laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir. Genel olarak kayıt işlemi için bir katılımcının hazırlanmasında aşağıdaki adımlar uygulanmaktadır:

- Enobio-8 ile birlikte gelen farklı büyüklüklerdeki keplerden uygun olanı seçilir.
- Elektrotların kafa ile temasının doğru ve uygun olup olmadığı kontrol edilir.
- Katılımcı kolçaklı, rahat ve ayarlanabilir bir sandalyeye oturtulur ve en rahat pozisyonu alması sağlanır. Kayıt süresince katılımcının kesinlikle hareket etmemesi istenir.
- Ekran ve göz seviyesi katılımcıya özel olarak ayarlanır ve kayıt başlatılır.

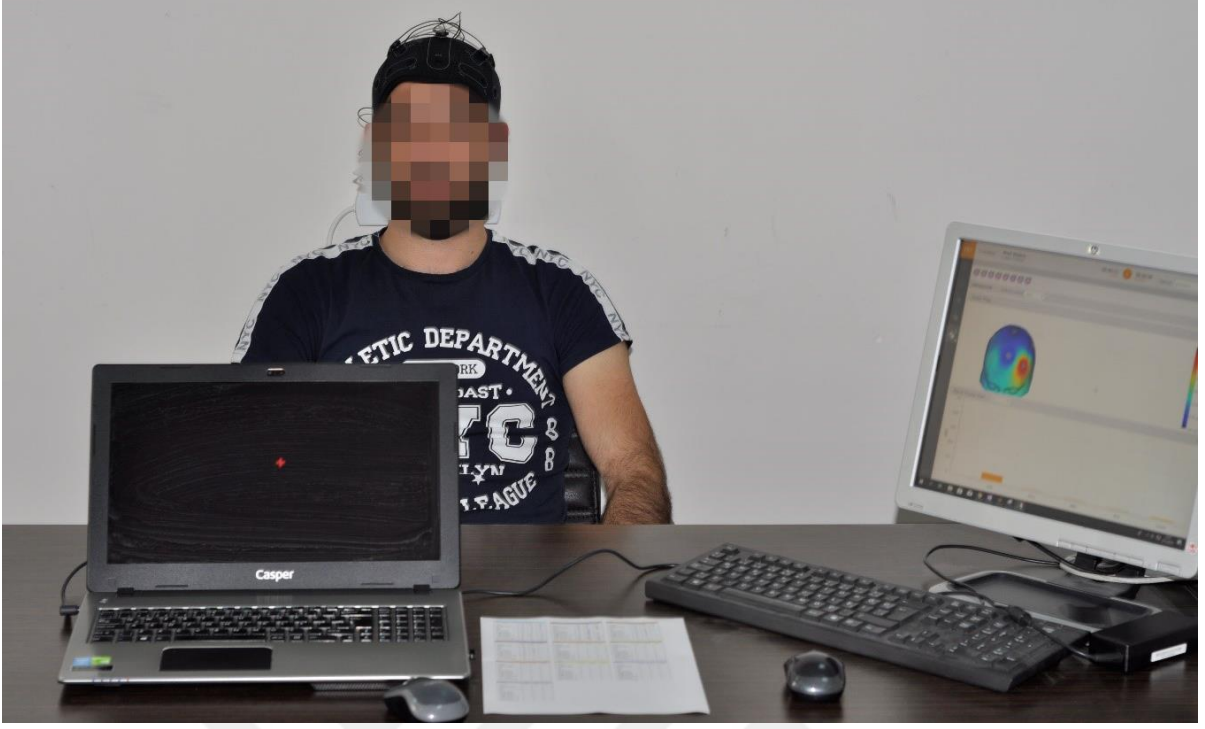
Kayıt ortamına ilişkin görseller Şekil 2.7, 2.8 ve 2.9'da verilmiştir.



Şekil 2.7. KA katılımcısına ait deney ortamından bir görüntü



Şekil 2.8. HEB katılımcısına ait deney ortamından bir görüntü



Şekil 2.9. MK katılımcısına ait deney ortamından bir görüntü

Katılımcının hazırlanmasında kişinin uykusu, açlık ve yorgunluk durumları göz önünde bulundurulmuştur ve bu sebeple sabah 09:30-12:30 saatleri arasında ölçümler alınmıştır. Kayıt süresi kişinin durumuna ve gerçekleştirilen aktiviteye göre 90 ila 180 dk. arasında değişiklik göstermektedir.

#### 2.1.4. Harflerin Seçilmesi

Tez çalışmasında, az sayıda harf kullanarak kişinin kendini ifade edebilecek kadar sözcüğü yönetebilmesi amaçlanmıştır. Bu durumda seçilecek harfler sessiz harfler arasından seçilmiştir. Çünkü Türkçe’de sesli harf olmadan da birçok sözcüğün ne olduğu tahmin edilebilir. Böyle olunca, ilk olarak harflerin Türkçe’deki kategorize edilme biçimleri araştırılmıştır. Tablo 2.3’te alfabedeki sessiz harflerin sert-yumuşak, sürekli-sürekli-sürekli ve çıkaklarına göre sınıflandırılması gösterilmiştir.



Tablo 2.3. Sessiz harflerin kategorize edilmesi

Çıkış yerine göre	Sert		Yumuşak	
	Sürekli	Süreksiz	Sürekli	Süreksiz
Dudak	F	P	M, V	B
Diş	S, Ş	Ç, T	J, L, N, R, Z	C, D
Damak	-	K	Ğ, Y	G
Gırtlak	H	-	-	-

Bu durumda, sert ve yumuşak harfler birleştirilip, bunları temsilen en çok kullanılan harf ya da harf grupları belirlenmiştir. Sık kullanılan harflere, engelli bir bireyin kendini ifade edebilmesi için en çok ihtiyaç duyacağı temel sözcüklere göre karar verilmiştir. Bu sözcüklere Tablo 2.4'teki gibi örnekler verilebilir ve bu örnekler genişletilip daraltılabilir.

Tablo 2.4. Engelli bir bireyin kullanmaya ihtiyaç duyabileceği temel sözcükler

EVET	HAYIR	BEN	İSTEMİYORUM
TAMAM	İYİYİM	KÖTÜYÜM	GEL
YOK	GÜZEL	İSTİYORUM	GİT
YATMAK	UYKU	İLAÇ	HASTA
SEN	YEMEK	SU	TUVALET
TEŞEKKÜRLER	LÜTFEN	VAR	BANYO

Buna göre birleştirilen harfler ve seçilen harf/harfler Tablo 2.5'te verilmiştir.

Tablo 2.5. Sert-yumuşak ünsüzler ve seçilen harfler

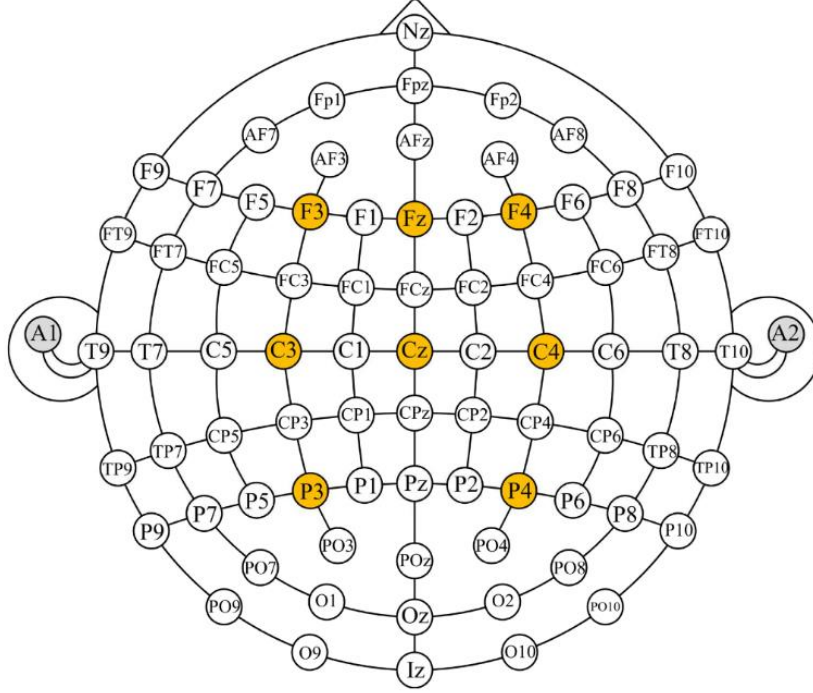
Sert + Yumuşak	Seçilen
B, P	B
Ç, T, C, D	T
K, G	K
F, M, V	M
S, Ş, J, L, N, R, Z	S, R, L
Ğ, Y	Y

Kelimelerin en doğru şekilde tamamlanması için, seçilen 10 harften 9'u sessiz (B, H, K, L, M, R, S, T, Y) ve 1 tanesi sesli (E) harf olarak belirlenmiştir.

### 2.1.5. EEG Verilerinin Kaydedilmesi ve Kayıt Paradigmaları

Tez çalışmasında kullanılacak olan EEG verileri, Amasya Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği bölümünde kaydedilmiştir. EEG verilerinin alınmasında,

uluslararası 10-10 elektrot yerleşim sistemine göre hazırlanmış EEG kepindeki F3, F4, Fz, C3, C4, Cz, P3 ve P4 olmak üzere toplam 8 elektrot kullanılmıştır. Seçilen elektrotlar ve pozisyonları Şekil 2.10'da gösterilmiştir. Bu elektrotlar motor görevler için ayırt ediciliğin en yüksek olduğu elektrotlar olduğundan tercih edilmişlerdir.



Şekil 2.10. 10-10 elektrot yerleşim düzeni ve seçilen elektrotlar

Deneylerde yaş ortalamaları  $22.5 \pm 3.4$  olmak üzere 8 sağlıklı katılımcıdan (3 kadın - 5 erkek) EEG kayıtları alınmıştır. Deneye katılan katılımcıların yaş, cinsiyet, sağ-sol el kullanımı, gözlük kullanımı ve engel durumu özellikleri Tablo 2.6'da verilmiştir.

Tablo 2.6. Katılımcılar ve özellikleri

Katılımcı	Cinsiyet (K/E)	Yaş	El Kullanımı (Sağ/Sol)	Gözlük Kullanımı (Var/Yok)	Engel Durumu (Var/Yok)
KA	E	30	Sağ	Yok	Yok
HEB	E	24	Sağ	Yok	Yok
SO	E	21	Sağ	Yok	Yok
MK	E	23	Sağ	Yok	Yok
UK	E	22	Sağ	Yok	Yok
HK	K	20	Sağ	Yok	Yok
IK	K	19	Sağ	Yok	Yok
NO	K	21	Sağ	Var	Yok

Verilerin görüntülenmesi ve kaydedilmesi cihazla birlikte gelen NIC 2.0 yazılımı sayesinde gerçekleştirilmektedir. Kaydedilen EEG verileri “.easy” formatında bilgisayar ortamına kaydedilerek daha sonra MATLAB ortamında işlenmek üzere “.mat” formatına çevrilmiştir.

EEG verileri, 5 farklı paradigma için hazırlanan görsel ve işitsel uyarımlar ile birlikte her katılımcı için 3 farklı oturumda kaydedilmiştir. Katılımcıların hazırlanmasının ardından daha önceden belirlenmiş olan paradigmalara uygulanması gerçekleştirilmiştir. Bu tez çalışması için beş farklı paradigma belirlenmiştir.

P1. Harfin kendisine ait görselin gösterilmesi: Siyah ekran üzerinde katılımcıya rastgele bir harf gösterilir. Daha sonra sabit frekanslı işitsel bir uyarın (bip sesi) ile birlikte, katılımcıdan bu harfi hayali olarak yeni bir bip sesi duyana kadar çizmesi istenmiştir. Hayali çizme görevleri esnasında, katılımcıdan göz hareketlerinden olabildiğince kaçınması ve gözlerini kırpmaması istenmiştir. Görsel uyarım için, harflerin üç farklı renk (kırmızı, mavi, sarı) ve iki farklı font (Calibri ve Freestyle Script) örnekleri kullanılmıştır ve bu harfler renk ve fontlarıyla birlikte Şekil 2.11’de gösterilmiştir.

B	E	H	K	L	M	R	S	T	Y
B	E	H	K	L	M	R	S	T	Y
B	E	H	K	L	M	R	S	T	Y
<i>B</i>	<i>E</i>	<i>H</i>	<i>K</i>	<i>L</i>	<i>M</i>	<i>R</i>	<i>S</i>	<i>T</i>	<i>Y</i>
<i>B</i>	<i>E</i>	<i>H</i>	<i>K</i>	<i>L</i>	<i>M</i>	<i>R</i>	<i>S</i>	<i>T</i>	<i>Y</i>
<i>B</i>	<i>E</i>	<i>H</i>	<i>K</i>	<i>L</i>	<i>M</i>	<i>R</i>	<i>S</i>	<i>T</i>	<i>Y</i>

Şekil 2.11. P1 paradigması için kullanılan 3 farklı renk ve 2 farklı fonttaki harfler

P1’in bir deneme için uygulanma adımları şu şekildedir:

- Başlangıç ekranı siyah boş bir ekrandır ve 2 s boyunca gösterilir.
- Ardından ekranın ortasında katılımcının odaklanması için kırmızı bir artı işaretçisi belirir ve 3. saniye sonuna kadar ekranda gösterilir.

- Bip sesi ile birlikte uygulanacak görsel ekranın tam ortasında Şekil 2.12’deki gibi 5 sn boyunca yansıtılır. 5 sn sonunda aynı bip sesi ile aktivitenin sonlandığı bilgisi katılımcıya verilir ve katılımcı görevi tamamlar.
- Boş siyah ekran 2 sn boyunca tekrar gösterilir ve deneme tamamlanır.



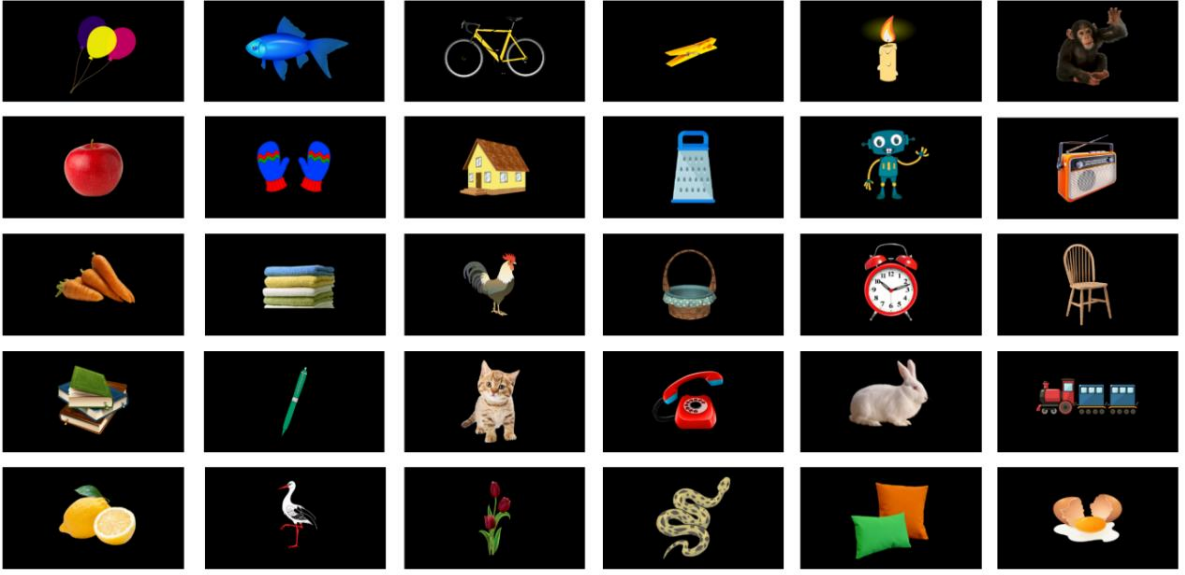
Şekil 2.12. Deneme kaydı esnasında B harfinin ekranda gösterimi

Bu şekilde kullanılacak tüm harflerin 3 farklı font ve renk değerleri için görseller hazırlanmış ve MovAvi uygulaması ile .avi formatında videoya çevrilmiştir. Videonun başlatılıp bitirilmesi klavyenin boşluk tuşuyla sol el kullanarak kontrol edilmiştir. Eş zamanlı olarak NIC 2.0 yazılımının çalışmakta olduğu başka bir bilgisayarda EEG kaydının başlaması fare ile sağ el kullanarak gerçekleştirilmiştir. Böylece, kaydın başlatılması sırasında ortaya çıkacak olan zaman kaymaları önlenmiştir. Kayıt anına ilişkin görsel Şekil 2.13’te verilmiştir.



Şekil 2.13. Kayıt sistemine ilişkin görselleştirme





Şekil 2.15. Her bir harf için mevcut harf ile başlayan obje görselleri

P4. Harfin hayali olarak telaffuz edilmesi: Harflerin farklı çıkış noktalarına (çıkak) sahip olmasından yola çıkılarak, gösterilen harfin nasıl telaffuz edildiğini hayal etmesi istenmiştir. Örneğin B harfi dudak, H harfi gırtlak, Y harfi damak ve T ve S harfleri dişlerin kullanılması ile çıkarılır. Böylece farklı çıkaklara sahip harflerin telaffuzlarının hayalinin ayırt ediciliği araştırılmıştır.

Burada harfin renk ve fontunun ne olduğunun önemi yoktur. Önemli olan harfin hangi yolla telaffuz edildiğinin doğru bir şekilde hayalinin gerçekleşmesidir. P4 için de işlem adımları P1, P2 ve P3 ile aynıdır. Görsel uyaran olarak Times New Roman yazı fontunda mavi renkli harfler kullanılmıştır.

P5. Beynin farklı bölgelerini aktive eden zihinsel aktivitelerin uygulanması: Beynin farklı loblarını çalıştıran ve dolayısıyla farklı örüntülere sahip olan zihinsel aktivitelerin uygulanması amaçlanmıştır. Gerçekleştirilen aktivite ile bir harfin ilişkilendirilmesi sonucunda harflerin ayrıştırılabileceği düşünülmüştür. Örneğin iki basamaklı iki sayının hayali çarpma işlemi ile, sağ elin yumruk yapılmasının hayali beynin farklı loblarını ve hatta aynı lob içerisinde farklı bölgelerini çalıştırmaktadır. Bu ayırt ediciliğin farklı durumları ayrıştırmada başarılı olacağı öne sürülmüştür. Beynin lobları ve kontrol ettikleri fonksiyonlara Tablo 2.7’de yer verilmiştir.

Tablo 2.7. Beynin lobları ve ilişkili fonksiyonları

<b>Beyin Lobu</b>	<b>İlişkili fonksiyonlar</b>
Ön Lob	Davranış, duygu, karar verme, planlama, problem çözme, konuşma, yazma, hareket, zeka, konsantrasyon, öz farkındalık.
Paryetal Lob	Harf ve kelime yorumlama; dokunma, acı ve sıcaklık hassasiyeti; görme, durma, motor, duyu ve hafıza sinyalleri; uzamsal ve görsel algılama.
Oksipital Lob	Görme (ışık, renk, hareket)
Temporal Lob	Dil (Wernicke bölgesi), hafıza, duyma, yüz tanıma
Serebellum	Koordinasyon

Buna göre 12 farklı hayali aktivite belirlenmiştir ve bunlar Tablo 2.8’de gerçekleştirilme şekilleriyle birlikte ifade edilmiştir.

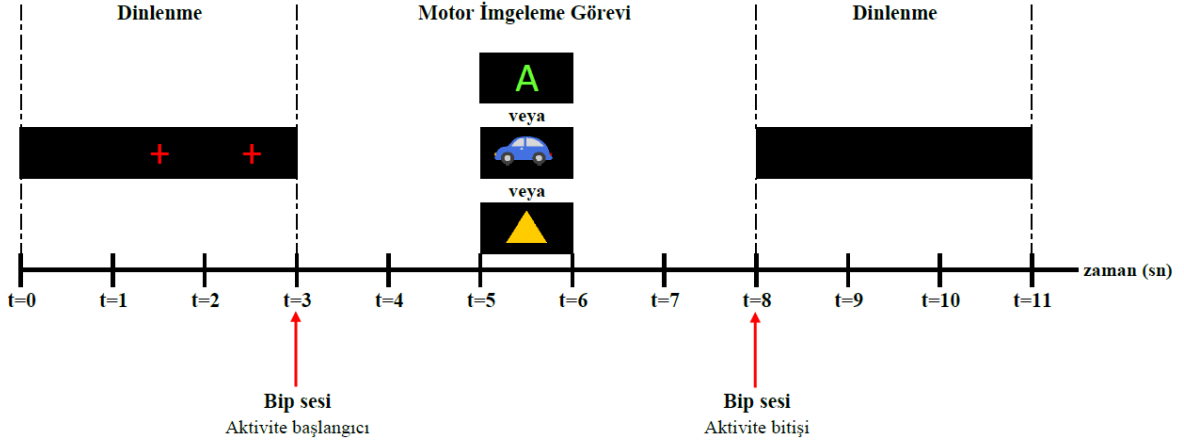
Tablo 2.8. Hayali olarak gerçekleştirilecek aktiviteler

<b>Aktivite</b>	<b>Gerçeklenmesi</b>
Aritmetik İşlem	İki basamaklı iki sayının hayali olarak çarpılması
Alkış	Hayali olarak alkış yapma
Dil yuvarlama	Dilin ileri-geri yuvarlanmasının hayali
Sağ Yumruk	Sağ elin yumruk yapılmasının hayali
Sağ Bilek	Sağ bileğin sağ veya sol yönde çevrilmesinin hayali
Sağ Ayak	Sağ ayağın yere vurularak tempo tutulması hayali
İki Ayak	İki ayağın yere vurularak tempo tutulması hayali
Sol yumruk	Sol elin yumruk yapılmasının hayali
Sol bilek	Sol bileğin çevrilmesinin hayali
Sağ diz	Sağ dizden itibaren bacağın açılıp kapatılmasının hayali
2D	2-boyutlu bir cismin çizilmesinin hayali
3D	3-boyutlu bir cismin çizilmesinin hayali

Bütün bu paradigmlar çerçevesinde işitsel ve görsel uyaran olmak üzere iki tür uyaran kullanılmıştır.

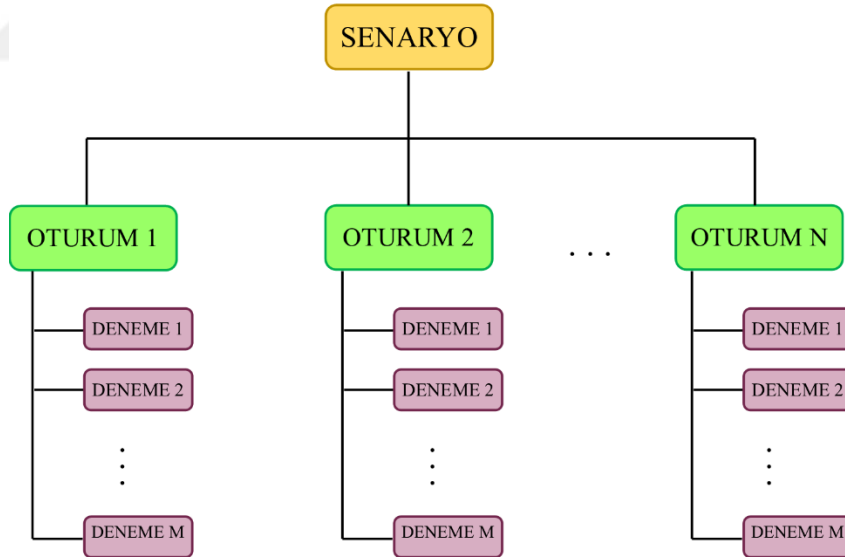
İşitsel uyaran: Zihinsel aktivitenin başlangıç ve bitişine yerleştirilen sabit frekanslı tek tip bip sesi.

Görsel uyaran: Başlangıçtaki 2 saniyelik dinlenme aşamasından aktivite aşamasına geçilmeden önce ekranın tam ortasında beliren bir “kırmızı artı (+)” işaretçisi ve işitsel uyarımın ardından siyah ekran üzerinde senaryolara yönelik gösterilen görseller (harfler veya şekiller).



Şekil 2.16. Paradigmalara yönelik zaman çizelgesi

Her bir paradigma (senaryo olarak da adlandırılabilir) oturumlardan, oturumlar ise denemelerden oluşmaktadır (Şekil 2.17). 1 numaralı paradigma her bir harf için 6 (2 font x 3 renk); 2, 3 ve 4 numaralı senaryolar ise 3'er farklı görsel üzerinden gerçekleştirilmektedir. Her bir paradigmaya ait her bir deneme 11 saniye sürmektedir. Örnekleme frekansı 500 Hz olduğundan, bu da her bir deneme için 5500 örnek demektir.



Şekil 2.17. N oturum M denemeden oluşan paradigma şeması

1 katılımcı için 1. paradigma 60 (10 deneme x 6 görsel) denemeden oluşmaktadır. 2., 3., 4. ve 5. paradigmalar 30'ar (10 deneme x 3 görsel) denemeden oluşmaktadır. Bu da 10 harfe uygulandığında 1. paradigma için 600, diğer paradigmalar için 300'er deneme demektir. Bu da tüm paradigmalar için 1 oturumda 1800 adet deneme kaydedilmesi



demektir. 1 harf için bir oturum ortalama 4-4.5 saat sürmektedir. Bu durumda, bir kişiye ait 3 oturumun tamamlanması ortalama 3-4 hafta sürmektedir.

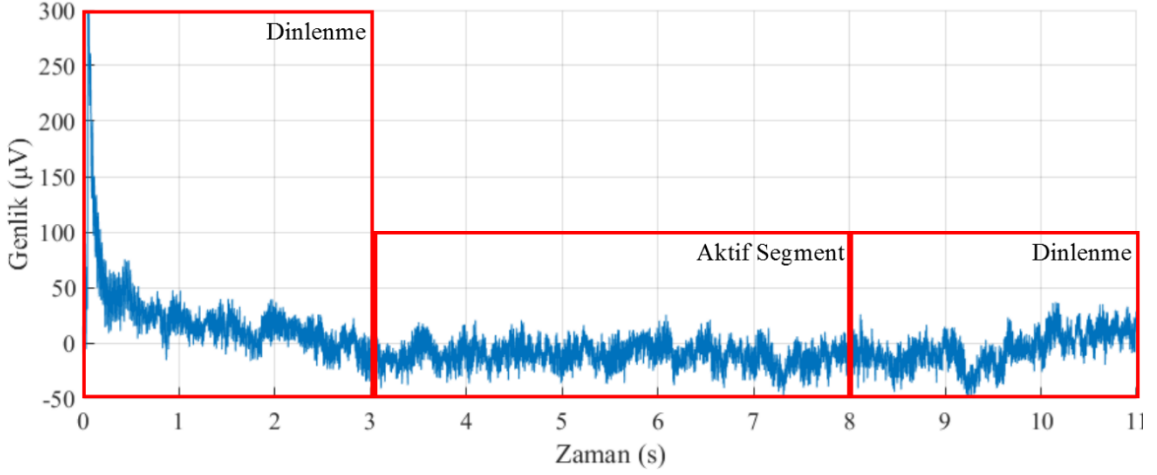
## **2.2. Önışleme**

### **2.2.1. Gürültü ve Artifakt Kaldırma**

EEG işaretinin doğru yorumlanabilmesi için ilgili sinyal Bölüm 1.2’de bahsi geçen ve beyin kaynaklı olmayan artifaktlardan arındırılarak öznitelik çıkarımı gerçekleştirilmelidir [8]. Çalışmada ilk 4 paradigma görsel ve işitsel uyarılar üzerinden gerçekleştirildiğinden, gözler açık şekilde kaydedilmiştir. Gönüllüye olası göz hareketlerinden (kırpma, kısma, sağa-sola kaydırma gibi) kaçınılması konusunda uyarılar yapılmıştır. Bu nedenle herhangi bir artifakt kaldırma işlemine ihtiyaç duyulmaksızın veriler kaydedilmiştir. Önerilen son paradigma ise hareketlerin düşünsel olarak icra edilmesine dayalı olduğundan gözler kapalı durumda ve sadece işitsel uyarı yardımıyla gerçekleştirildiğinden herhangi bir göz artifaktı oluşmamıştır.

### **2.2.2. Aktif Segmentin Belirlenmesi**

Bir EEG sinyalinde, verilen bir görevin yerine getirilmesi sırasında kaydedilen sinyal bölümüne aktif segment denir ve analiz aşamasında bu kısım incelenir. Tez çalışmasında, her bir paradigma için kaydedilen EEG sinyallerinin 3. ve 8. saniye aralığı aktif segmenttir. Bu da 5500 örnekten oluşan sinyal için, 2500 örnekten oluşan bir aktif segment işareti demektir. Aktif segmentin başlangıç ve bitişı sırasıyla sinyalin 1501. ve 4000. Örneklerine karşılık gelir. Aritmetik işlem görevi için yapılan 11 saniyelik denemenin dinlenme ve aktivite fazları Şekil 2.18’de gösterilmiştir.

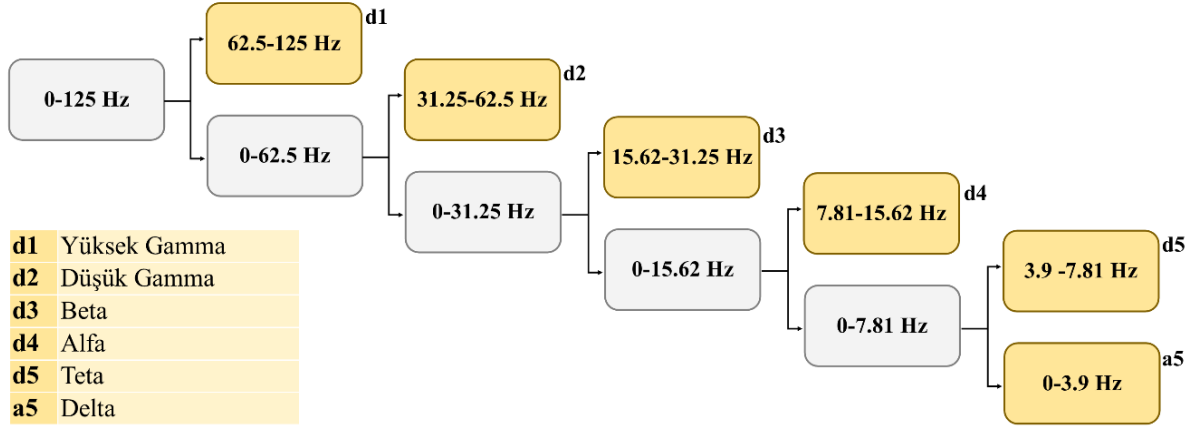


Şekil 2.18. Örnek bir EEG sinyaline ilişkin dinlenme ve aktif segment bölümleri

### 2.2.3. Verilerin Alt Frekans Bantlarına Ayırıştırılması

Bir EEG işareti içerisinde kişinin ruhsal durumuna, gerçekleştirdiği fiziksel veya düşünsel aktiviteye göre farklı frekans bandına sahip beş ayrı dalga bulunabilir. EEG işaretlerinin analizinde morfolojik özelliklerinin yanı sıra bu dalgalardan da faydalanılır. Bu dalgalardan Bölüm 1.2’de bahsedilmiştir. Bu çalışmada EEG sinyallerinin alt frekans bantlarına ayırıştırılmasında en çok kullanılan yöntem olan dalgacık paket ayrıştırma (DPA)’dan faydalanılmıştır.

DPA, ayrık zaman sinyalinin bileşenlerine ayırıştırılmasında daha fazla olası durumun olduğu dalgacık dönüşümünün genelleştirilmiş bir halidir. Bu dönüşüme göre sinyal daha fazla sayıda filtreden geçirilerek alt bantlara ayırıştırılır. Ayırıştırma seviyesi (N), sinyalin bant aralığı ile ilişkili olarak değişiklik gösterebilir. Çalışmada 0-125 Hz bant genişliğine sahip EEG sinyalleri için 5. Seviye DPA işlemi uygulanmıştır. Her seviye sonunda iki farklı bant elde edilir. Bunlardan düşük olan bant aralığı yeniden iki alt banda ayırıştırılır. Böylece Bölüm 1.2’de bahsedilen temel EEG bantları elde edilene kadar ayırıştırma devam eder. Ayırıştırma seviyeleri ve elde edilen alt bantlar Şekil 2.19’da verilmiştir.



Şekil 2.19. DPA sonucunda elde edilen temel EEG alt bantları

### 2.3. Öznitelik Çıkarımı

Bölüm 1.4'te de belirtildiği üzere, literatürde EEG işaretini tanımlamak için çok farklı öznitelikler önerilmiştir. Bu öznitelikleri üç temel kategori altında incelemek mümkündür: zaman, frekans ve zaman-frekans uzayı. Bu başlık altında, bu tez çalışmasında EEG işaretlerini temsil etmek için kullanılan matematiksel yöntemlere detaylı bir şekilde yer verilmiştir.

#### 2.3.1. İstatistiksel Özellikler

$N$  değerden oluşan bir  $X=[x_1, x_2, \dots, x_N]$  zaman uzayı sinyali olsun. Bu  $X$  sinyali üzerinden istatistiksel yöntemlerin tanımlamalarına ve hesaplamalarına aşağıda yer verilmiştir.

Aritmetik ortalama (AO):  $x$  sinyalindeki değerlerin ortalamasıdır ve Denklem (2.1) ile hesaplanmaktadır.

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2.1)$$

Standart sapma ( $\sigma$ ):  $X$  sinyalindeki değerlerin nasıl dağıldığının bir ölçütüdür ve Denklem (2.2) ile hesaplanır.

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{X})^2} \quad (2.2)$$

Basıklık (Kurtosis): Verilerin olasılıksal dağılımının doruk noktasını ölçmek için Denklem (2.3) ile hesaplanır.

$$Ku = \frac{\bar{X}_4}{\sigma^4} = \frac{\sum (X - \mu)^4}{(\sum (X - \mu)^2)^2} \quad (2.3)$$

Burada  $X_4$ , 4. dereceden merkezi momenti;  $\sigma$  standart sapma değerini ve  $\mu$ , örneklerin ortalama değerini ifade etmektedir.

Çarpıklık (Skewness): Sinyalin asimetrisinin bir ölçüsüdür ve Denklem (2.4) ile hesaplanır.

$$Sk = \frac{\bar{X}_3}{\sigma^3} \quad (2.4)$$

Burada  $X_3$ , 3. dereceden merkezi momenti ve  $\sigma$  standart sapma değerini göstermektedir.

Kök Ortalama Hata (KOH): Orijinal değerlerin karelerinin aritmetik ortalamasının kareköküdür. Denklem (2.5) kullanılarak hesaplanmıştır:

$$KOH = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{N}} \quad (2.5)$$

Hjorth Parameterleri: Zaman uzayı sinyalinde eğime dayalı tanımlamalar yaparlar. Hareketlilik ve karmaşıklık olmak üzere iki parametre şeklinde kullanılır.

*Hareketlilik:* Ortalama frekansı veya güç spektrumunun standart sapma oranını temsil eder. Bu,  $X$  sinyalinin ilk türevinin ( $X'$ ) varyansının, sinyalin varyansına oranının karekökü şeklinde Denklem (2.6)'daki gibi tanımlanır.

$$Mob = \sqrt{\frac{\text{var}(X')}{\text{var}(X)}} \quad (2.6)$$

*Karmaşıklık:* Sinyalin sinüse benzerliğinin bir ölçütüdür ve Denklem (2.7)'deki gibi hesaplanır.

$$Comp = \sqrt{\frac{Mob(X')}{Mob(X)}} \quad (2.7)$$

### 2.3.2. Yerel Dönüşüm Temelli Yöntemler

Yerel dönüşüm temelli yöntemlerden (YDTY) yerel ikili örüntü (YİÖ), yüksek sınıflandırma başarısı ve yapısal stabilitesi nedeniyle sık kullanılan bir görüntü işleme yöntemi olmasına rağmen, son zamanlarda, durağan olmayan ve doğrusal olmayan biyomedikal sinyallerin, özellikle EEG'nin analizi için 1-boyutlu (1B) formda kullanılmıştır [8, 10-12, 15]. Her fiziksel veya zihinsel aktivite, EEG sinyalleri içindeki belirli bir örüntüye karşılık gelir ve 1B-YİÖ bu gizli örüntüleri ortaya çıkarır [20]. Bununla birlikte, yerel modelde küçük bir değişiklik veya sinyale karışan herhangi bir gürültü yanlış değerlerin tahminine neden olabilir. Bu bağlamda, 1B-YİÖ'nün yukarıda bahsi geçen kısıtlamalarına duyarlı olan yerel sentroid örüntü (YSÖ), yerel gradyan örüntü (YGÖ) ve yerel komşuluk tanımlayıcı örüntü (YKTÖ) yöntemleri önerilmiştir.

YKTÖ, komşular arasındaki ilişkiye dayanan yerel bir dönüşüm gerçekleştiren ve örüntünün yapısal özelliğini koruyan bir özellik çıkarma tekniğidir. YKTÖ işlemi aşağıdaki gibidir:  $x$  bir 1B sinyalidir ve  $x[i]$  sinyalin  $i$ . örneğine karşılık gelir.  $m$  değerlendirilecek olan komşuluk sayısını gösterir ve ayrıca bir  $P$  segmentinin uzunluğunu gösterir [ $P=(P_1, P_2, \dots, P_m - 1, P_m)$ ]. Segmentin merkez konumundaki örneğin sağ ve sol taraflarındaki  $m/2$  komşularının durumu belirlenir. Sıradaki konumlarda ( $P_i - P_{i+1}$ ), örneğin komşuları arasındaki farklar hesaplanır. Buna göre, eğer fark değeri 0'a eşit veya daha büyük ise,

komşuların değeri 1'e ayarlanır; aksi takdirde, 0 olarak ayarlanır. Bu adıma *eşikleme* adı verilir ve bu aşamada en sonunda ikili bir dizi elde edilir. Bu ikili dizinin ondalık karşılığı hesaplanır ve mevcut örneğin konumuna yerleştirilir. YKTÖ'ye ilişkin hesaplamalar Denklemler (2.8) ve (2.9) 'da verilmiştir.

$$S_{C(YKTÖ)} = \sum_{i=0}^{m-1} f(P_i - P_{i+1})2^i \quad (2.8)$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{eğer } x \geq 0 \\ 0, & \text{değilse} \end{cases} \quad (2.9)$$

Burada m, komşuların sayısını;  $P_i$ , örneğin i. komşusunu ve  $S_c$ , merkezdeki örneğin değerini gösterir.

YGÖ yöntemine göre, segmentteki  $x[i]$  değeri komşuların değerlerinden çıkarılır ve mutlak değerler alınır ve bu değerlere *gradyan* adı verilir. Ortalama gradyan değeri ( $g_{ort}$ ) gradyanlardan ( $g_i$ ) elde edilir. Ortalama gradyan değeri, türetilmiş ilk gradyan değerlerinden çıkarılır ve YKTÖ'de olduğu gibi eşikleme adımına geçilir. Yöntemin matematiksel ifadesi Denklemler (2.10 - 2.13)'te verilmiştir.

$$g_i = |P_i - S_c| \quad (2.10)$$

$$g_{ort} = \frac{1}{m} \sum_{i=0}^{m-1} g_i \quad (2.11)$$

$$S_{C(YGÖ)} = \sum_{i=0}^{m-1} f(g_i - g_{ort})2^i \quad (2.12)$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{eğer } x \geq 0 \\ 0, & \text{değilse} \end{cases} \quad (2.13)$$

YSÖ, yerel örüntünün sentroidine (c) dayanarak hesaplanan başka bir tekniktir. Bir kalıbın yapısal özellikleri sentroid veya ortalama ile tutulabilir. YSÖ'ye göre, yerel örüntünün sentroidi hesaplanır ve komşuların değerlerinden çıkarılır. Eşikleme işlemi

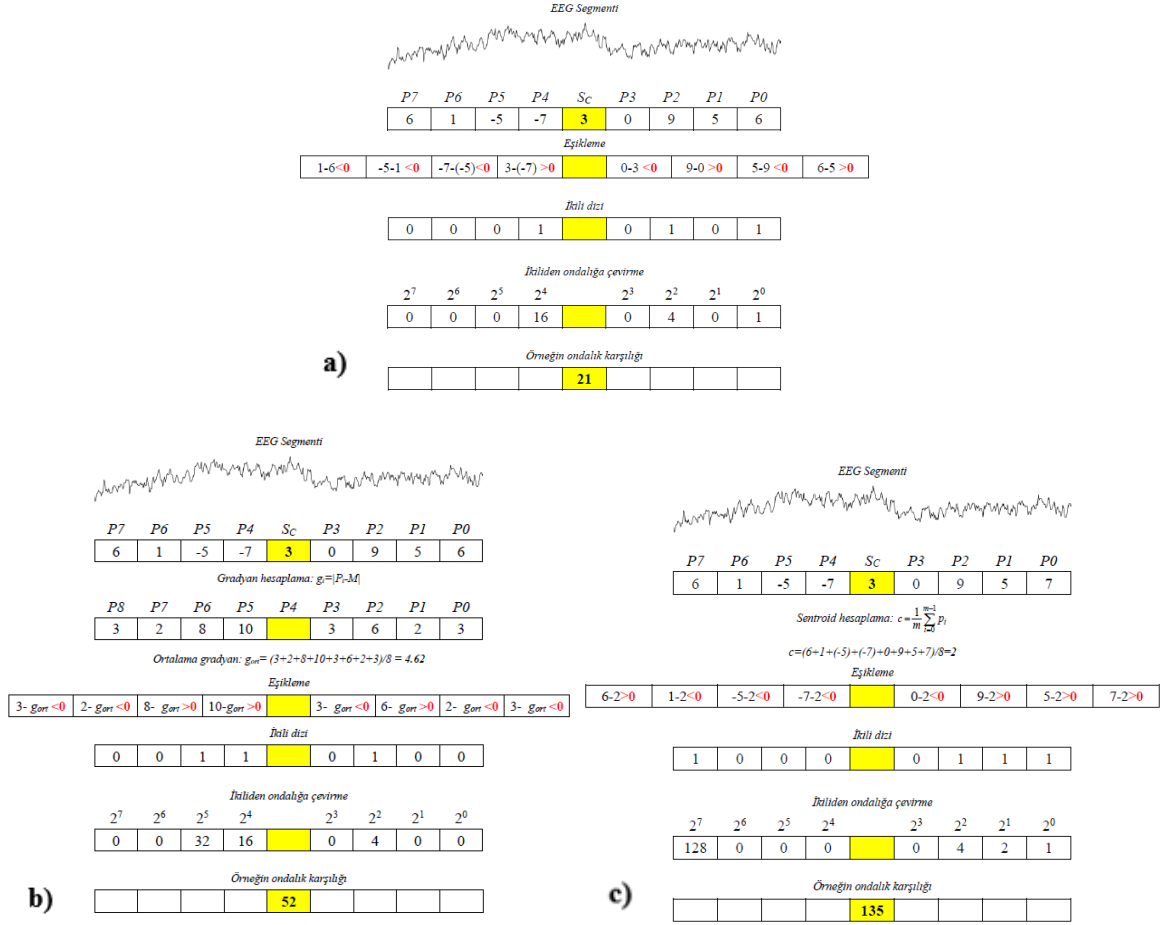
gerçekleştirilir ve YSÖ kodu üretilir. Yöntemin matematiksel ifadesi Denklemler (2.14 – 2.16)' da verilmektedir.

$$c = \frac{1}{m} \sum_{i=0}^{m-1} P_i \quad (2.14)$$

$$S_{c(YSÖ)} = \sum_{i=0}^{m-1} f(p_i - c)2^i \quad (2.15)$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{eğer } x \geq 0 \\ 0, & \text{değilse} \end{cases} \quad (2.16)$$

Yukarıda belirtilen yöntemler, her sınıfa ait sinyallerdeki tüm denemeler için gerçekleştirilir ve tüm sinyallerin değerleri bu yöntemlere göre güncellenir. Bu işlemler sonucunda elde edilen histogram değerleri, sınıflandırma işlemi için özellik vektörü olarak kullanılacaktır. Genel olarak, m komşuluk için histogram değerleri 0 ila  $2^{m-1}-1$  aralığında ifade edilebilir. Örneğin, m = 8 durumunda, hesaplanan ikili dizi sekiz elemandan oluşacak ve histogram değeri 0 ila 255 aralığında olacaktır. Sekiz komşuluk için YDTY uygulamaları Şekil 2.20'de verilmiştir.



Şekil 2.20. Yerel dönüşüm temelli yöntemlerin uygulanışları a) YKTÖ, b) YGÖ, c) YSÖ

### 2.3.3. Özbağlanım Modeli

Özbağlanım modeli (ÖM), EEG sinyal analizi için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Temel olarak bir ÖM, işaretin mevcut durumunun bir veya daha fazla önceki durumuna karşı doğrusal bir regresyondur. İşaretin belli bir andaki genliği, daha önceki örneklerin genliklerinin farklı oranlarda toplanarak tahmin hatasının eklenmesi ile elde edilir. Zaman uzayında tanımlanan bir x sinyalinin p. dereceden ÖM, Denklem (2.17) ifadesiyle verilir.

$$y(n) = -\sum_{k=1}^p a(k)x(n-k) + e(n) \quad (2.17)$$



Burada  $y(n)$  çıkış değerini,  $e(n)$   $\sigma^2$  varyanslı beyaz gürültüyü,  $a(k)$  ise özbağlanım parametrelerini ifade etmektedir. Bu işlem Matlab ortamında 'ar' komutu ile gerçekleştirilmiştir.

#### 2.3.4. Güç Spektral Yoğunluğu

Güç spektral yoğunluğu (GSY), bir sinyalin frekans bandı üzerindeki güç dağılımına karşılık gelir. Başka bir ifadeyle, hangi frekans değişimlerinin güçlü veya zayıf olduğunu gösterir. GSY'nun hesaplanmasında en çok bilinen periyodogramdır. Periyodogramın geliştirilmesi için öne sürülen iki yöntem bulunmaktadır: Barlett ve Welch [61].

Barlett yöntemi, ortalama periyodogram alma yöntemi olarak ifade edilmektedir. Standart periyodogramlardan farklı olarak, Barlett yönteminde çözünürlük düşürülüp, periyodogramın varyansı azaltılmaktadır. Bindirme (overlap) olmadan,  $n$  uzunluklu birden fazla sinyal penceresinin güç spektrumu alınır. Tüm sinyal üzerinde aynı frekansa karşılık gelen güç bileşenlerinin ortalamaları alınarak spektral yoğunluk çıkarımı yapılır. Her bir pencerenin kesik zamanlı Fourier dönüşümü alınır [61].

Welch yöntemi ise Barlett yönteminin geliştirilmiş halidir. Burada ise pencereleme işlemi yapılırken, her pencere üzerinde belirli oranda bindirme işlemi de yapılır. Bu bindirme işlemi pencere fonksiyonunun sinyalin merkezinden kenarlarına doğru ilerledikçe meydana getirdiği kayıpların giderilmesi için yapılmaktadır [62].

#### 2.3.5. Ayrık Dalgacık Dönüşümü Katsayıları

Dalgacık dönüşümü, herhangi bir fonksiyonun sonsuz dalgacık serisi olarak ifade edilmesini sağlayan bir spektral hesaplama tekniğidir [63]. Dalgacık dönüşümü (DD), değişken pencere boyutu kullanılmasına imkan verir ve sinyalin zamana göre daha esnek bir şekilde gösterilmesini sağlar. DD'de uzun zaman pencereleri daha düşük frekans çözünürlüğü elde etmek için kullanılırken, kısa zaman pencereleri yüksek frekans bilgisi elde etmek için kullanılır. Bir  $x(t)$  sinyalinin sürekli dalgacık dönüşümü (SDD), bir dalgacık fonksiyonunun ( $\psi$ ) ölçekli ve kaydırılmış versiyonları ile çarpılan sinyalin integraline karşılık gelir [64] ve Denklem (2.18) ile ifade edilir.

$$CWT(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.18)$$

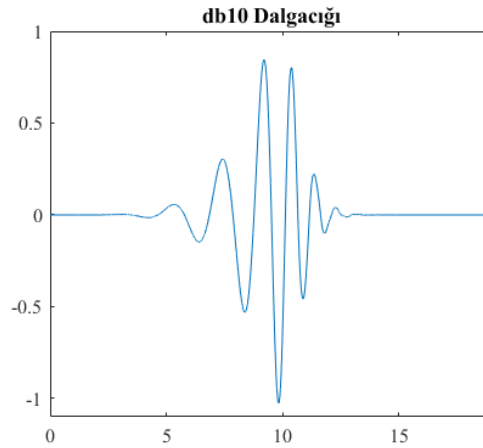
Burada a ve b sırasıyla ölçekleme ve kaydırma parametreleri olarak adlandırılır.

Dalgacık katsayılarının her muhtemel ölçek için hesaplanması maliyetli bir iştir. Bunun yerine, ölçekler ve kaymalar ikinin kuvveti olacak şekilde seçilirse, dalgacık analizi daha verimli olacaktır. Bu şekilde gerçekleştirilen dalgacık analizine, ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) denir [63] ve Denklem (2.19) ile elde edilir.

$$DWT(j,k) = \frac{1}{\sqrt{|2^j|}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-2^j k}{2^j}\right) dt \quad (2.19)$$

Burada a ve b parametrelerinin yerine, sırasıyla  $2^j$  ve  $2^j k$  kullanılmıştır.

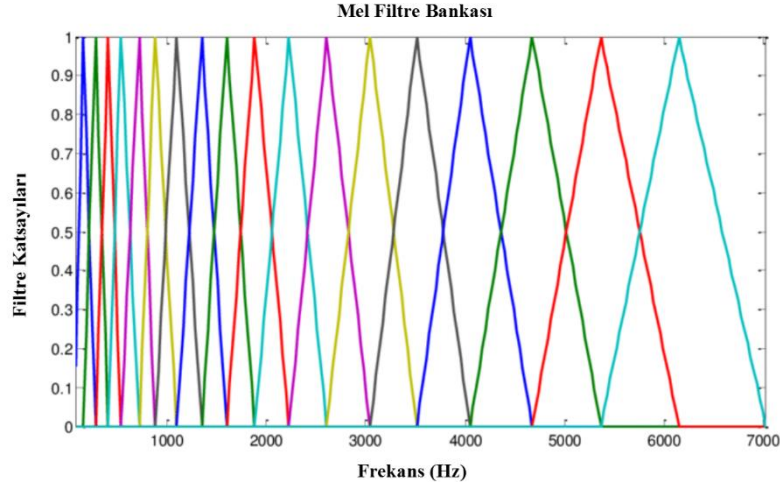
ADD uygulanırken sinyallerin yapısına uygun olan dalgacık seçilmelidir. Literatürde EEG sinyallerinin analizinde yaygın olarak kullanılan dalgacıklar Morlet, Haar, Daubechies, Symmlet dalgacıkları olup, çalışmada EEG sinyallerine yapısal olarak benzerliği sebebiyle 10. Dereceden Daubechies (db10) dalgacığı kullanılarak dalgacık katsayıları elde edilmiştir. db10 dalgacığı Şekil 2.21’de gösterilmiştir.



Şekil 2.21. db10 dalgacığı

### 2.3.6. Mel Frekans Kepstral Katsayıları

Mel Frekans Kepstral Katsayıları (MFKK) ilk olarak konuşma tanımada kullanılan bir öznelik çıkarma yöntemidir [65]. Doğrusal olmayan frekans ölçeği, ilişkisizlik doğası ve gürültüye karşı dayanıklılığı nedeniyle bu yöntem sinyal işlemede yaygın olarak kullanılmaktadır. Son yıllarda EEG görevlerinin sınıflandırılmasında uygulanmıştır ve %90'lar seviyesinde sınıflandırma doğruluğu sağlanmıştır [66, 67]. MFKK'ler, insan kulağının ses spektrumundaki lineer olmayan frekansları çözme yeteneğini modelleyen filtre bankaları içerir [65]. Filtre bankası, giriş sinyalini birden fazla bileşene ayıran bir dizi bant geçiş filtresidir. Mel filtre bankası oluşturulurken sinyalin örnekleme frekansı, pencere boyutu, kaydırma miktarı ve frekans binlerinin sayısı parametrelerini kullanılır. Elde edilen filtreler üçgen şeklindedir ve Mel ölçeği boyunca eşit aralıklarla yerleştirilmiştir. Örnek bir Mel frekans bankası Şekil 2.22'de verilmiştir.



Şekil 2.22. Örnek Mel filtre bankası

MFKK'ler ayrık kosinüs dönüşümü kullanılarak log filtre bankası genliklerinden ( $m_j$ ) hesaplanır.

$$MFKK_i = \sqrt{\frac{2}{N} \sum_{j=1}^n m_j \cos\left(\frac{\pi i}{N}(j-0.5)\right)} \quad (2.20)$$

Burada  $N$ , filtre bankası kanallarının sayısıdır,  $MFKK_i$  ise, kepsral katsayılarıdır.

### 2.3.7. Kısa Zamanlı Genlik Spektrumu

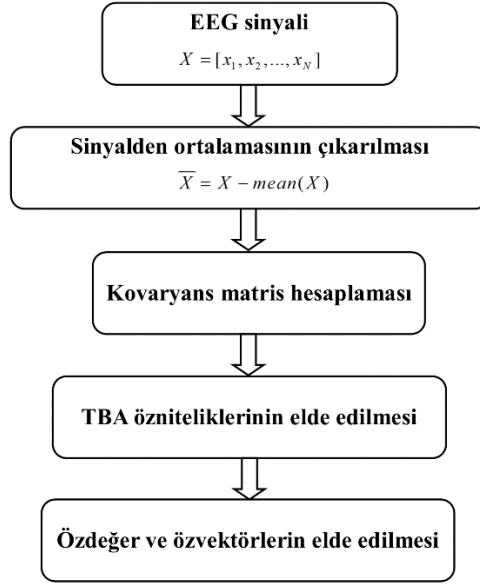
EEG sinyalleri hem zaman uzayında hem de kısa zaman spektrumu gibi dönüştürülmüş uzaylarda rastgelelik ve zamana göre değişkenlik gösteren işaretlerdir. Kısa zamanlı genlik spektrumu (KZGS), frekans uzayında kısa süreli genlik spektrum değerlerinin ölçülmesini sağlayan bir metottur [68]. Uygun pencere türü ve pencere boyutunun seçilmesi ile işaretten anlamlı bilgilerin çıkarılması mümkündür. Eğer pencere boyutu çok küçük ise, pencere etkisi fazla olabilir. Çok büyük seçilmesi pencereleme etkisini ortadan kaldırıyor olsa da işaretin durağan olmayan doğası sebebiyle geniş bir pencere kullanılmamalıdır [69].

### 2.3.8. Spektral ve Log-Spektral Alt Bant Enerjileri

Spektral ve log-spektral alt bant enerjiler, MFKK'nin çıktılarındanndır. Spektral alt bant enerjileri (SAE) hesaplanırken, bir spektral eşik değeri (N) seçilip EEG sinyali N+1 alt frekans bandına ayrılır. Daha sonra her bir alt frekans bandının enerjisi ( $e_i$ ) hesaplanır ve alt bant enerjileri vektörü ( $E^N$ ) elde edilir. Her alt bandın enerjileri ayrı ayrı veya enerjiler toplamı ( $\sum e_i$ ) şeklinde de işleme alınabilir. Eğer N=0 olarak seçilirse, tüm EEG spektrumu tek bir bantmış gibi düşünülür [70]. Log-spektral alt bant enerjileri (LSAE), SAE'lerin doğal logaritması alınarak elde edilir ve belirli bir alt bant içindeki dinamik varyasyonlarını yakalayabilir [71, 72].

## 2.4. Temel Bileşenler Analizi

Temel bileşenler analizi (TBA) doğrusal bir dönüşüm olup, çok boyutlu ve birbiriyle ilişkili verileri, veri içerisinde mevcut olan değişimleri kaybetmeksizin daha küçük boyutlu ve birbirinden ilişkisiz veriler haline dönüştüren istatistiksel bir yöntemdir [73, 74]. Dönüşüm sonrasında elde edilen değişkenler, ilk değişkenlerin temel bileşenleridir. İlk temel bileşenin varyansı en büyüktür ve diğer değişkenler de varyansları azalacak şekilde sıralanır. TBA yönteminin işlem adımları Şekil 2.23'te verilmiştir.



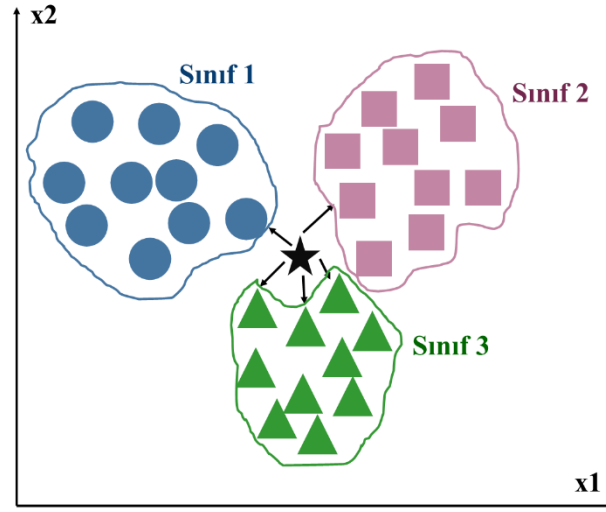
Şekil 2.23. TBA işlem adımları

Veri boyutunun azaltılması, modelleme yaparken gerekli olan hesaplama zamanını azaltmaktır. Ayrıca TBA veri setinin görüntülenmesi ve incelenmesi için de kullanılmaktadır. Örneğin veriye TBA uygulanarak, ilk 3 temel bileşenin seçilmesi ile veri 3B uzayda görüntülenebilir.

## 2.5. Sınıflandırma

### 2.5.1. k-En Yakın Komşuluk

k-en yakın komşuluk algoritması, verilerin sınıflandırılmasında yaygın kullanılan bir danışmanlı öğrenme metodudur [75]. Bu yönetime göre, tanınacak olan örneğe en yakın olan k komşusu belirlenir. Ardından bu k-komşunun en fazla hangi sınıfa dahil olduğu bulunur ve o sınıfın etiket değeri, tanınacak örüntünün etiket değeri olarak atanır. 3 sınıflı bir problem için k-EYK sınıflandırıcı örneğine Şekil 2.24'te yer verilmiştir. Burada iki boyutlu uzayda  $(x_1, x_2)$  özellikleri ile temsil edilebilen ●, ■ ve ▲ sınıf verileri ve yine bu uzayda bir noktaya karşılık gelen ★ örüntüsü verilmiştir.  $k=5$  komşuluğunda tanınacak olan ★ örüntüsüne en yakın olan 5 noktaya bakılır. Bu noktalardan 1 tanesi Sınıf 1, 1 tanesi Sınıf 2 ve 3 tanesi Sınıf 3'e ait olduğundan, ★ örüntüsüne Sınıf 3'ün etiket değeri atanır.



Şekil 2.24. 3 sınıflı k-EYK örneği

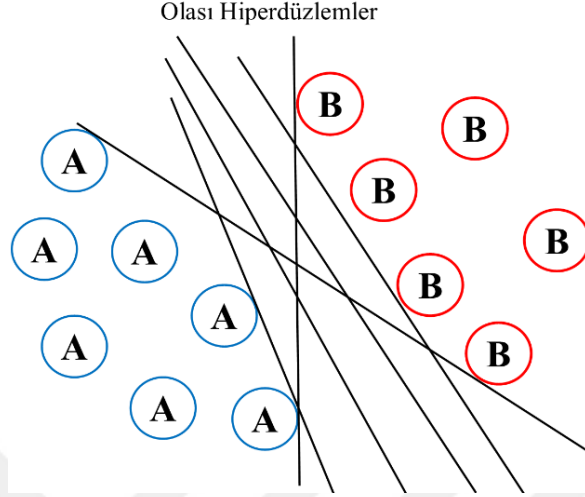
$k$  komşuluk parametresi, sınıflandırma doğruluğunu etkileyen birincil parametre olup, uygun  $k$  değeri deneme-yanılma veya çapraz doğrulama ile belirlenebilmektedir.  $k$ -EYK için önemli olan bir diğer parametre, iki nokta arasındaki uzaklığı hesaplamak için kullanılacak olan uzaklık hesaplama yöntemidir ve literatürde çok sayıda uzaklık hesaplama yöntemi vardır (Öklit, Mahalanobis, Manhattan, Chebshev vb.). Literatürde, bu yöntemlerin arasında en yaygın kullanılan yöntem Öklid uzaklığı yöntemidir. Uzayda  $N$  boyutlu olduğu varsayılan  $A$  ve  $B$  gibi iki noktanın uzaklığı, Denklem (2.21) ile hesaplanır.

$$d = \sqrt{(A_1 - B_1)^2 + (A_2 - B_2)^2 + \dots + (A_N - B_N)^2} \quad (2.21)$$

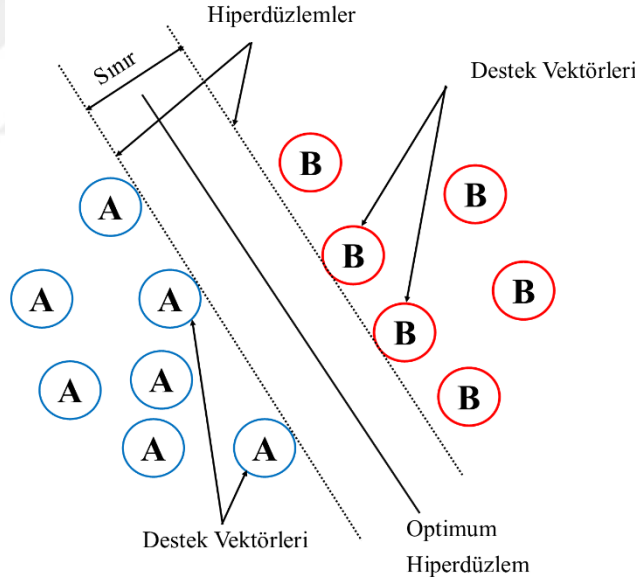
### 2.5.2. Destek Vektör Makineleri

Destek vektör makineleri (DVM), danışmanlı öğrenme yaklaşımıyla çalışan başka bir sınıflandırıcıdır. Hem doğrusal hem de doğrusal olmayan problemler için tercih edilir. Ancak DVM'nin çalışma prensibi temelde iki sınıfa ait verileri birbirinden en uygun şekilde ayıran karar sınırlarının (hiperdüzlem) bulunmasına dayalıdır [76]. İki sınıfı birbirinden ayıran çok sayıda hiperdüzlem olabilir (Şekil 2.25). Ancak DVM'deki temel amaç, kendisine en yakın noktalar arasındaki uzaklığı maksimuma çıkaran hiperdüzlemin belirlenmesidir [77]. İki sınıf arasındaki sınırı maksimuma çıkarıp en uygun sınıflandırmayı yapan hiperdüzleme

*optimum hiperdüzlem* ve sınır genişliğini sınırlandıran noktalara ise *destek vektörleri* denir (Şekil 2.26).



Şekil 2.25. İki sınıflı problemler için muhtemel hiperdüzlemler



Şekil 2.26. Optimum hiperdüzlem ve destek vektörleri

Gerçek zamanlı problemlerin çoğunluğu için doğrusal ayrıştırılmaz problemler oldukları söylenebilir. Bu tür problemlerde girdi uzayında doğrusal olarak ayırlamayan veriler, girdi uzayından daha yüksek boyutlu olan ve öznelik uzayı adı verilen bir başka uzayda tanımlanır. Bu yeni uzayda, veriler doğrusal olarak ayrılabilir ve hiperdüzlem belirlenebilecek duruma getirilir. Bu işlem çekirdek fonksiyonu denilen fonksiyonlar

aracılığıyla yapılır. Çekirdek fonksiyon ile dönüşümün gerçekleştirildiği matematiksel ifade Denklem (2.22)'de verilmiştir.

$$f(x) = \text{sign} \left( \sum_i a_i y_i \varphi(x) \varphi(x_i) + b \right) \quad (2.22)$$

Burada  $\varphi$ , çekirdek fonksiyonunu ifade etmektedir. Yüksek doğrulukla sınıflandırma için, kullanılacak çekirdek fonksiyonu ve çekirdek fonksiyonun optimum parametrelerinin belirlenmesi önemli adımlardan biridir. Literatürde en yaygın kullanılan çekirdek fonksiyonları olan polinom, radyal tabanlı fonksiyon, Pearson VII fonksiyonu ve normalleştirilmiş polinom çekirdekleri olup, Tablo 2.9'da formül ve parametreleri ile birlikte verilmiştir.

Tablo 2.9. DVM çekirdek fonksiyonları ve parametreleri [77]

Çekirdek Fonksiyonu	Matematiksel İfadesi	Parametre(ler)
Polinom Çekirdek Fonk.	$K(x, y) = (x \cdot y + 1)^d$	Polinom derecesi (d)
Normalleştirilmiş Polinom Çekirdek Fonk.	$K(x, y) = \frac{((x \cdot y) + 1)^d}{\sqrt{((x \cdot x) + 1)^d ((y \cdot y) + 1)^d}}$	Polinom derecesi (d)
Pearson VII (PUK) Çekirdek Fonk.	$K(x, y) = \frac{1}{\left[ 1 + \left( \frac{2\sqrt{ x - y ^2 \sqrt{2^{1/\omega} - 1}}}{\sigma} \right)^2 \right]^\omega}$	Pearson genişliği parametreleri ( $\sigma, \omega$ )
Radyal Tabanlı Çekirdek Fonk.	$K(x, y) = e^{-\gamma x - x_i ^2}$	Çekirdek boyutu ( $\gamma$ )

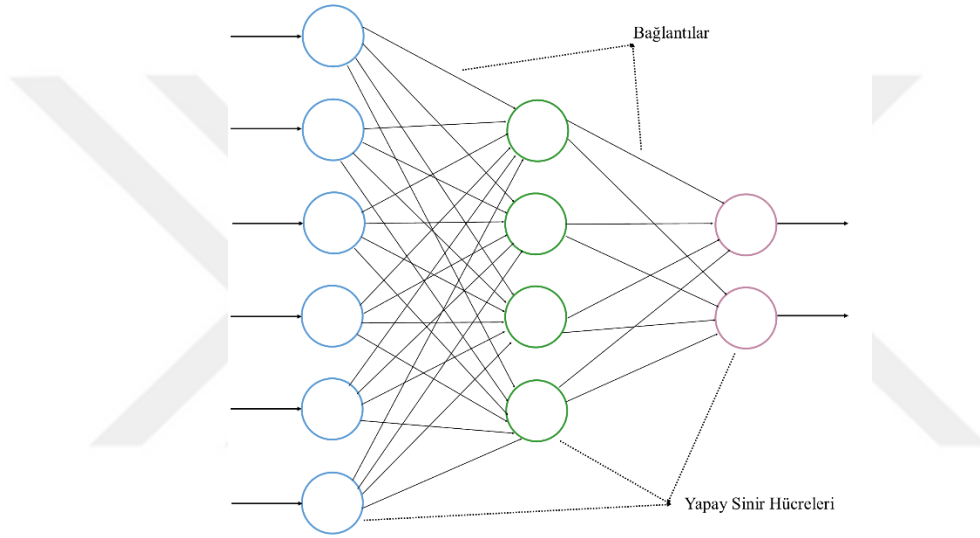
Genellikle polinom ve radyal tabanlı çekirdekler daha anlaşılır ve sade oldukları için literatürde daha çok tercih edildikleri görülmektedir [78-80].

DVM ile çoklu sınıflandırma işlemi gerçekleştirmek de mümkündür. Ancak DVM'nin temel olarak ikisi sınıf üzerine kurulmuş olduğunda, çok sınıflı problemlerde DVM kullanımı için belli yaklaşımlar öne sürülmüştür. Bunlardan sıklıkla kullanılanlar; bire-karşı-hepsi (BKH), bire-karşı-bir (BKB) [81] ve böl ve fethet [82] yaklaşımlarıdır. Bunların içinde en temel çoklu DVM yaklaşımı BKH yaklaşımıdır [81].



### 2.5.3. Yapay Sinir Ağları

Yapay sinir ağları (YSA), insandaki biyolojik sinir sisteminin temelini oluşturan sinir hücrelerinin yani nöronların çalışma mekanizmasından esinlenilerek geliştirilen bir sınıflandırma tekniğidir. YSA’larda yapay sinir hücrelerini birbirine bağlayan bağlantılar vardır ve her biri bir değere sahiptir. YSA, yapay sinir hücrelerinin birbirleriyle çeşitli şekillerde bağlanmasıyla elde edilir ve katmanlar şeklinde tasarlanabilir [83]. Şekil 2.27’de yapay sinir ağı modeline bir örnek verilmiştir.

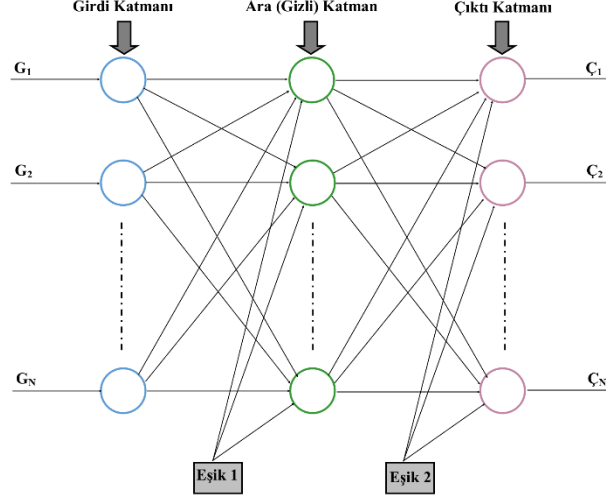


Şekil 2.27. Örnek bir YSA modeli

Bir YSA’nın görevi, kendisine verilen girdi setine göre bir çıktı seti belirlemektir. Bunun gerçekleşebilmesi için ağın ilgili örneklerle eğitilerek, genelleme yapacak duruma getirilmesi gerekir. Bu genellemeler sayesinde benzer girdilere karşılık gelen çıktı setleri elde edilir. YSA’nın olayları öğrenebilmeleri için, o olayla ilgili örneklerin belirlenmesi ve bu örneklerin yeterli sayıda olmaları gerekmektedir. Aksi halde, ağın eksik öğrenmesi ya da ezbere dayalı karar vermesi söz konusu olabilir. Bunun için de, ağın muhakkak test edilmesi gerekmektedir [84].

Çok katmanlı yapay sinir ağları (ÇKYSA), bir ya da daha fazla katmandan oluşan bir YSA modelidir. Girdi katmanından giriş verileri alınarak ara katmandaki nöronlara dağıtılır. Çıktı katmanı ise ara katmandan gelen bilgiyi alarak, çıkış değerini üretir. Şekil 2.28’de ÇKYSA mimarisi verilmiştir. Ara katman(lar) üzerinde bulunan nöronlar, özellikleri tespit

ederler. Bu sebeple ara katmandaki katman ve nöron sayısı ayrışmayı etkileyen önemli parametrelerdir.



Şekil 2.28. ÇKYSA mimarisine bir örnek

ÇKYSA'da, eğitim örnekleri ağa teker teker verilir ve başlangıçta öngörülen hata dahilinde ağırlık değerlerinin hesaplanması gerçekleştirilir. Başlangıçta tüm değerler rastgele olup, daha sonra belirtilen kriterlere göre bağlantı ağırlıkları uygun biçimde güncellenir. İleri yönde hesaplama ile ağ çıkışı bulunup, ortaya çıkan hata değerine bağlı olarak geriye doğru hesaplama ile ağırlıklar değiştirilir. Hata değeri belli bir seviyenin altına inene kadar öğrenme işlemi devam eder. Öğrenme işleminin tamamlanmasıyla birlikte, ağa test verileri sunularak ağın sınıflandırma başarısı belirlenir.

Hata değeri istenen değere çekilemiyorsa sebepleri araştırılmalıdır ve bunlar yanlış girdi örneklerinin verilmesi, ağa yönelik parametrelerin (momentum katsayısı, öğrenme katsayısı, aktivasyon fonksiyonu) yanlış seçilmiş olması, başlangıç değerlerinin uygun aralıkta olmaması, katman veya katmanlardaki eleman sayısının yeterli olmaması gibi durumlardır [85].

## 2.6. Sınıflandırma Performansı Değerlendirme Ölçütleri

Sınıflandırıcı performansının değerlendirilmesinde, kullanılan 3 sınıflandırıcı için karmaşıklık matrisleri oluşturulup, buradan sınıflandırma doğruluğu, duyarlılık ve özgünlük

değerleri elde edilmiştir. Örnek bir karmaşıklık matrisi ve karmaşıklık matrisinden hesaplanan ölçütler Şekil 2.29’da verilmiştir.

		Hesaplanan Değerler		
		Pozitif	Negatif	
Gerçek Değerler	Pozitif	<b>DP</b>	<b>YP</b>	Duyarlılık $\frac{DP}{DP + YN}$
	Negatif	<b>YN</b>	<b>DN</b>	Özgünlük $\frac{DN}{DN + YP}$
		Kesinlik $\frac{DP}{DP + YP}$	Negatif Tahmini Değerler $\frac{DN}{DN + YN}$	Doğruluk $\frac{DP + DN}{DP + DN + YP + YN}$

Şekil 2.29. Karmaşıklık matrisi ve karmaşıklık matrisinden elde edilen hesaplama ölçütleri

Ayrıca, sınıflandırma sonuçlarının istatistiksel önemi ve güvenilirliği için Kappa katsayısı hesaplanmıştır. Kappa katsayısı ( $\kappa$ ), elde edilen değerler ile sınıflandırma yöntemleri arasındaki uyuşmayı gösteren istatistiksel bir ölçüdür [86] ve Denklem (2.23) ile ifade edilir.

$$\kappa = \frac{p_o - p_e}{1 - p_e} \quad (2.23)$$

Burada  $p_o$  gözlemlenen uyuşmayı ve  $p_e$  ise beklenen uyuşmayı ifade eder. Kappa katsayısı 0-1 aralığında değer alır. Araştırmacılar güvenilirlik için Kappa katsayısının en az 0.6 olması gerektiğini vurgulamışlardır. Kappa katsayısının aldığı değerler ve anlamları şu şekildedir:

- <0.20 ise zayıf uyuşma
- 0.20-0.40 ise kabul edilebilir uyuşma
- 0.40-0.60 ise orta derecede uyuşma
- 0.60-0.80 ise iyi uyuşma
- >0.8 çok ise iyi uyuşma

F-skoru, hassasiyet ve kesinlik değerlerinin harmonik ortalamasıdır ve Denklem (2.24)'teki gibi hesaplanmaktadır.

$$F\text{-skoru} = \frac{2 \cdot \text{hassasiyet} \cdot \text{kesinlik}}{\text{hassasiyet} + \text{kesinlik}} \quad (2.24)$$

Sadece doğruluk oranına bakmak, dengesiz yani sınıflar arasındaki dağılımın yakın olmadığı veri setlerinde her zaman yeterli bilgi vermez. Böyle durumlarda, kesinlik ve hassasiyet değerlerini bir arada ölçmeye yarayan F-skoru kullanılır.



### **3. BULGULAR**

Bu bölümde elde edilen bulgular, Bulgular 1 ve Bulgular 2 olmak üzere iki ayrı başlık altında incelenmiştir. Bulgular 1 başlığı altında P1, P2, P3 ve P4 için elde edilen sonuçlar, Bulgular 2 altında ise P5 için elde edilen sonuçlar detaylı olarak açıklanmıştır.

#### **3.1. Bulgular 1**

P1, P2, P3 ve P4 için kaydedilen EEG verileri, yalnızca KA katılımcısından 3 oturum olacak şekilde toplanmıştır. Elde edilen verilere 10. dereceden özbağlanım parametreleri (Öz1) ve istatistiksel özellikler (Öz2) uygulanarak öznitelikler çıkarılmıştır. Sınıflandırma performansı, k-EYK sınıflandırıcı kullanılarak ikili, bire-karşı-hepsi ve genel sınıflandırma olacak şekilde 3 açıdan incelenmiştir.

##### **3.1.1. İkili Sınıflandırma Sonuçları**

P1 için elde edilen Öz1'e göre k-EYK sınıflandırıcı ile  $k=1$  komşuluğunda gerçekleştirilen ikili sınıflandırma sonuçlarına Tablo 3.1'de yer verilmiştir. Burada satırlar ve sütunlar uygulanan harfleri göstermektedir. Örneğin ilk satır, B harfinin diğer harflerden ne kadar ayrıldığını ifade eder. Bu tablo, bir sınıfa ait tüm verinin rastgele %70'i eğitim ve %30'u test kümesini oluşturacak şekilde 50 iterasyon için sınıflandırma doğruluklarının hesaplanmasının ardından, elde edilen sınıflandırma doğruluklarının ortalaması ve standart sapmaları alınarak oluşturulmuştur.

Tablo 3.1. P1 için Özl özelliğine göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%)  $\pm$  standart sapma)

Harfler	E	H	K	L	M	R	S	T	Y
<b>B</b>	51.55 $\pm 6.16$	<b>55.67</b> $\pm 6.70$	46.17 $\pm 6.87$	55.50 $\pm 7.52$	49.72 $\pm 7.13$	49.35 $\pm 6.96$	44.95 $\pm 7.26$	45.52 $\pm 6.38$	46.10 $\pm 6.02$
<b>E</b>		48.85 $\pm 6.82$	<b>51.10</b> $\pm 7.46$	47.30 $\pm 6.53$	49.22 $\pm 6.08$	48.05 $\pm 6.52$	46.22 $\pm 5.19$	47.40 $\pm 6.60$	44.45 $\pm 6.28$
<b>H</b>			43.00 $\pm 6.14$	48.70 $\pm 7.22$	<b>57.72</b> $\pm 6.09$	45.87 $\pm 6.74$	47.00 $\pm 6.18$	44.15 $\pm 5.94$	43.97 $\pm 7.07$
<b>K</b>				48.40 $\pm 6.79$	46.15 $\pm 5.64$	48.95 $\pm 6.91$	48.27 $\pm 6.28$	42.87 $\pm 7.40$	<b>52.77</b> $\pm 5.89$
<b>L</b>					49.45 $\pm 6.23$	47.85 $\pm 7.19$	49.37 $\pm 7.21$	47.45 $\pm 6.93$	<b>53.60</b> $\pm 6.37$
<b>M</b>						50.72 $\pm 6.09$	44.72 $\pm 6.86$	42.65 $\pm 7.73$	<b>53.32</b> $\pm 8.00$
<b>R</b>							43.60 $\pm 7.19$	44.85 $\pm 8.06$	47.82 $\pm 5.64$
<b>S</b>								40.97 $\pm 6.33$	<b>51.92</b> $\pm 6.19$
<b>T</b>									46.92 $\pm 6.86$

Bu durumda P1'e göre Y harfinin K, L, M ve S harflerinden ortalama  $\%52.90 \pm 0.74$  ve H harfinin ise B ve M harflerinden  $\%56.69 \pm 3.23$  ortalama sınıflandırma doğruluğu ile daha iyi tanıdığı söylenebilmektedir.

Tablo 3.2. P2 için Özl özelliğine göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%)  $\pm$  standart sapma)

Harfler	E	H	K	L	M	R	S	T	Y
<b>B</b>	42.45 $\pm 9.24$	53.37 $\pm 10.81$	52.04 $\pm 9.03$	43.62 $\pm 7.33$	53.62 $\pm 7.57$	51.41 $\pm 8.80$	44.45 $\pm 8.62$	<b>60.29</b> $\pm 9.86$	55.62 $\pm 9.35$
<b>E</b>		44.00 $\pm 8.17$	39.75 $\pm 7.84$	40.45 $\pm 8.90$	38.45 $\pm 7.87$	36.70 $\pm 9.72$	39.08 $\pm 7.60$	46.37 $\pm 9.31$	<b>47.12</b> $\pm 10.02$
<b>H</b>			42.45 $\pm 9.26$	44.33 $\pm 7.28$	44.41 $\pm 7.79$	49.41 $\pm 8.07$	44.54 $\pm 7.89$	<b>50.58</b> $\pm 8.90$	38.12 $\pm 9.40$
<b>K</b>				47.83 $\pm 7.54$	43.62 $\pm 8.73$	46.16 $\pm 7.84$	44.29 $\pm 7.93$	47.33 $\pm 8.73$	42.62 $\pm 7.58$
<b>L</b>					43.00 $\pm 7.62$	44.91 $\pm 7.73$	47.12 $\pm 7.66$	46.00 $\pm 8.22$	43.41 $\pm 7.72$
<b>M</b>						48.91 $\pm 8.65$	<b>51.50</b> $\pm 7.80$	44.04 $\pm 8.68$	46.25 $\pm 7.21$
<b>R</b>							43.75 $\pm 8.48$	<b>61.54</b> $\pm 8.03$	48.41 $\pm 8.00$
<b>S</b>								49.08 $\pm 6.76$	44.79 $\pm 8.32$
<b>T</b>									48.70 $\pm 9.07$

Tablo 3.3. P3 için Özl özelliğine göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%)  $\pm$  standart sapma)

Harfler	E	H	K	L	M	R	S	T	Y
<b>B</b>	<b>55.20</b> <b><math>\pm 8.69</math></b>	52.62 $\pm 8.69$	42.58 $\pm 9.10$	45.33 $\pm 7.97$	48.12 $\pm 8.56$	48.04 $\pm 8.34$	49.95 $\pm 8.95$	48.95 $\pm 7.90$	42.79 $\pm 7.22$
<b>E</b>		45.58 $\pm 9.49$	53.29 $\pm 8.84$	47.04 $\pm 8.31$	47.29 $\pm 8.46$	48.95 $\pm 9.59$	52.04 $\pm 8.75$	50.50 $\pm 7.59$	<b>53.54</b> <b><math>\pm 8.63</math></b>
<b>H</b>			54.37 $\pm 10.14$	48.25 $\pm 9.78$	45.25 $\pm 7.63$	48.41 $\pm 8.22$	46.83 $\pm 7.99$	<b>55.00</b> <b><math>\pm 8.09</math></b>	51.79 $\pm 8.72$
<b>K</b>				47.62 $\pm 8.21$	<b>50.66</b> <b><math>\pm 9.50</math></b>	41.04 $\pm 7.70$	45.58 $\pm 7.55$	44.75 $\pm 9.09$	48.12 $\pm 9.70$
<b>L</b>					47.45 $\pm 8.18$	46.79 $\pm 8.33$	48.37 $\pm 8.03$	45.79 $\pm 7.33$	43.00 $\pm 7.94$
<b>M</b>						48.29 $\pm 7.25$	47.91 $\pm 6.63$	46.62 $\pm 8.89$	44.08 $\pm 7.63$
<b>R</b>							46.04 $\pm 8.54$	39.25 $\pm 8.29$	45.37 $\pm 8.76$
<b>S</b>								<b>52.58</b> <b><math>\pm 7.69</math></b>	42.20 $\pm 7.71$
<b>T</b>									42.79 $\pm 8.22$

Tablo 3.4. P4 için Özl özelliğine göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%)  $\pm$  standart sapma)

Harfler	E	H	K	L	M	R	S	T	Y
<b>B</b>	<b>61.62</b> <b><math>\pm 7.30</math></b>	45.50 $\pm 7.82$	41.50 $\pm 9.05$	51.41 $\pm 8.51$	46.20 $\pm 9.23$	44.75 $\pm 7.69$	43.75 $\pm 9.26$	45.50 $\pm 7.22$	39.91 $\pm 8.40$
<b>E</b>		44.83 $\pm 8.01$	45.29 $\pm 9.54$	<b>54.16</b> <b><math>\pm 7.58</math></b>	41.29 $\pm 8.94$	33.83 $\pm 9.68$	40.20 $\pm 7.73$	45.62 $\pm 7.63$	28.04 $\pm 7.12$
<b>H</b>			41.08 $\pm 9.36$	44.12 $\pm 8.25$	40.79 $\pm 8.70$	39.83 $\pm 8.54$	44.41 $\pm 7.95$	33.58 $\pm 8.57$	31.95 $\pm 7.74$
<b>K</b>				44.41 $\pm 8.98$	43.45 $\pm 9.84$	40.45 $\pm 7.16$	44.95 $\pm 8.33$	30.50 $\pm 8.24$	41.04 $\pm 7.88$
<b>L</b>					49.79 $\pm 6.83$	49.08 $\pm 8.47$	41.87 $\pm 9.35$	44.91 $\pm 7.66$	46.33 $\pm 8.27$
<b>M</b>						36.00 $\pm 7.97$	39.16 $\pm 8.80$	42.00 $\pm 9.03$	39.62 $\pm 10.04$
<b>R</b>							37.91 $\pm 7.24$	43.16 $\pm 7.50$	41.62 $\pm 6.47$
<b>S</b>								42.41 $\pm 7.97$	37.91 $\pm 8.71$
<b>T</b>									41.54 $\pm 7.66$

Aynı işlemler P2, P3 ve P4 için de gerçekleştirilmiş ve elde edilen ortalama sınıflandırma doğrulukları ve standart sapma değerlerine Tablo 3.2-3.4'te yer verilmiştir. Buna göre;

- P2'ye göre T harfinin B, H ve R harflerinden ortalama  $57.47 \pm 5.99$ ,

- P3'e göre T harfinin S ve H'den ortalama  $\%53.79 \pm 1.71$  ve E harfinin B ve Y'den ortalama  $\%54.37 \pm 1.17$ ,

- P4'e göre B harfinin E harfinden ortalama  $\%61.62 \pm 7.30$  doğrulukla ayrıştığı görülmektedir.

Benzer şekilde her bir paradigmaya Öz2 uygulandığında elde edilen k=1 komşuluğunda k-EYK ortalama sınıflandırma doğrulukları ve standart sapma değerleri Tablo 3.5-3.8'de gösterilmiştir. Buradan elde edilen sonuçlara göre;

- P1 için T harfinin diğer harflerden ortalama  $\%51.54 \pm 3.86$ ,
- P2 için Y harfinin R ve S harfinden ortalama  $\%55.85 \pm 3.39$  ve R harfinin L ve M harflerinden ortalama  $\%52.08 \pm 0.82$ ,
- P3 için R harfinin B, E ve L harflerinden ortalama  $\%55.27 \pm 3.34$  ve T harfinin M ve S harfinden ortalama  $\%58.77 \pm 0.32$ ,
- P4 için Y harfinin R harfinden ortalama  $\%50.16 \pm 4.69$  sınıflandırma doğruluğu ile ayrıldığı görülmektedir.

Tablo 3.5. P1 için Öz2'ye göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%)  $\pm$  standart sapma)

Harfler	E	H	K	L	M	R	S	T	Y
<b>B</b>	48.37 $\pm 6.46$	45.92 $\pm 6.47$	45.6 $\pm 6.47$	45.8 $\pm 7.76$	46.15 $\pm 6.96$	41.57 $\pm 6.05$	42.17 $\pm 6.19$	<b>48.77</b> <b><math>\pm 6.30</math></b>	44.12 $\pm 6.28$
<b>E</b>		50.55 $\pm 6.27$	45.87 $\pm 6.39$	47.8 $\pm 6.80$	48.9 $\pm 6.26$	48.7 $\pm 6.92$	45.4 $\pm 6.91$	<b>57.62</b> <b><math>\pm 6.01</math></b>	48.32 $\pm 5.95$
<b>H</b>			46.82 $\pm 5.57$	45.45 $\pm 6.64$	43.92 $\pm 6.84$	40.02 $\pm 5.31$	47.32 $\pm 6.05$	<b>53.3</b> <b><math>\pm 6.10</math></b>	45 $\pm 6.76$
<b>K</b>				38.92 $\pm 6.37$	41.2 $\pm 6.29$	40.4 $\pm 6.68$	45.5 $\pm 6.77$	<b>50.17</b> <b><math>\pm 6.01</math></b>	46.05 $\pm 5.37$
<b>L</b>					46.12 $\pm 6.66$	44.17 $\pm 6.29$	50.85 $\pm 7.03$	<b>56.77</b> <b><math>\pm 6.38</math></b>	51.42 $\pm 6.74$
<b>M</b>						44.27 $\pm 6.42$	42.37 $\pm 6.35$	<b>49.1</b> <b><math>\pm 6.83</math></b>	47.85 $\pm 6.70$
<b>R</b>							45.47 $\pm 6.38$	<b>47.75</b> <b><math>\pm 5.77</math></b>	39.47 $\pm 5.61$
<b>S</b>								<b>48.85</b> <b><math>\pm 6.23</math></b>	46.42 $\pm 5.95$
<b>T</b>									49.37 $\pm 7.12$



Tablo 3.6. P2 için Öz2'ye göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%)  $\pm$  standart sapma)

Harfler	E	H	K	L	M	R	S	T	Y
<b>B</b>	32.33 $\pm 7.03$	38.87 $\pm 8.35$	35.45 $\pm 9.29$	46.87 $\pm 6.25$	<b>50.12</b> <b><math>\pm 7.43</math></b>	48.12 $\pm 6.52$	46.91 $\pm 7.50$	47.70 $\pm 6.44$	43.95 $\pm 6.16$
<b>E</b>		39.83 $\pm 8.58$	39.33 $\pm 6.99$	44.08 $\pm 8.14$	42.79 $\pm 7.51$	38.875 $\pm 7.9$	37.54 $\pm 6.76$	37.5 $\pm 7.39$	37.16 $\pm 7.69$
<b>H</b>			44.79 $\pm 6.89$	48.41 $\pm 9.05$	43.79 $\pm 8.42$	39.37 $\pm 9.73$	34.00 $\pm 8.30$	41.04 $\pm 8.65$	44.54 $\pm 9.85$
<b>K</b>				42.04 $\pm 8.16$	34.95 $\pm 7.85$	40.83 $\pm 8.80$	42.87 $\pm 9.91$	34.70 $\pm 7.46$	30.79 $\pm 6.15$
<b>L</b>					43.00 $\pm 9.30$	<b>51.50</b> <b><math>\pm 7.24</math></b>	42.95 $\pm 7.43$	38.5 $\pm 6.78$	42.37 $\pm 7.44$
<b>M</b>						<b>52.66</b> <b><math>\pm 8.73</math></b>	52.41 $\pm 6.83$	46.75 $\pm 5.93$	42.16 $\pm 7.47$
<b>R</b>							48.08 $\pm 7.68$	48.16 $\pm 6.68$	<b>58.25</b> <b><math>\pm 7.94</math></b>
<b>S</b>								44.16 $\pm 6.29$	<b>53.45</b> <b><math>\pm 8.22</math></b>
<b>T</b>									41.41 $\pm 8.18$

Tablo 3.7. P3 için Öz2'ye göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%)  $\pm$  standart sapma)

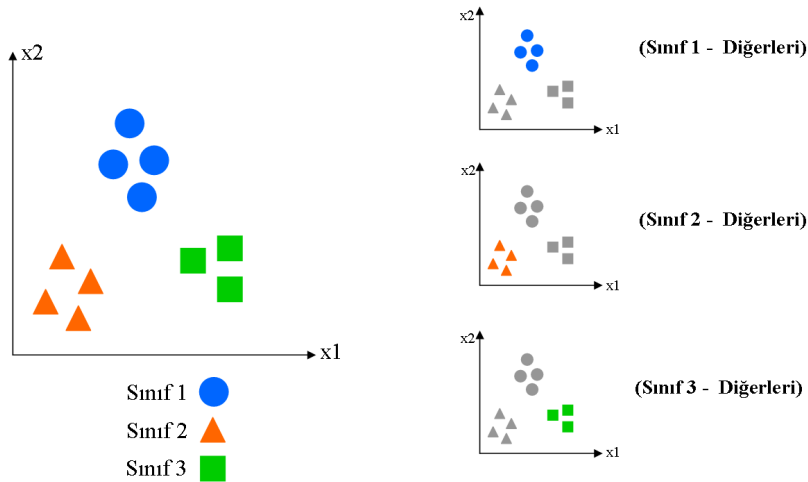
Aktivite	E	H	K	L	M	R	S	T	Y
<b>B</b>	48.87 $\pm 8.03$	41.75 $\pm 8.82$	41.41 $\pm 9.45$	38.91 $\pm 8.23$	51.66 $\pm 7.90$	<b>58.79</b> <b><math>\pm 7.48</math></b>	40.20 $\pm 7.14$	55.79 $\pm 7.98$	38.91 $\pm 7.08$
<b>E</b>		37.12 $\pm 7.35$	40.66 $\pm 7.61$	40.66 $\pm 7.13$	42.29 $\pm 8.19$	<b>52.12</b> <b><math>\pm 8.32</math></b>	45.87 $\pm 8.40$	51.70 $\pm 8.80$	50.66 $\pm 8.00$
<b>H</b>			38.45 $\pm 8.55$	43.58 $\pm 9.57$	47.95 $\pm 8.83$	42.62 $\pm 8.26$	39.58 $\pm 8.38$	43.79 $\pm 8.04$	<b>53.41</b> <b><math>\pm 8.04</math></b>
<b>K</b>				37.20 $\pm 8.48$	43.20 $\pm 8.40$	40.91 $\pm 8.06$	35.91 $\pm 7.55$	39.54 $\pm 7.73$	40.12 $\pm 8.69$
<b>L</b>					47.08 $\pm 7.21$	<b>54.91</b> <b><math>\pm 9.29</math></b>	46.58 $\pm 7.79$	51.62 $\pm 7.32$	43.58 $\pm 6.05$
<b>M</b>						55.87 $\pm 7.44$	54.45 $\pm 7.49$	<b>59.00</b> <b><math>\pm 7.41</math></b>	43.50 $\pm 7.45$
<b>R</b>							<b>53.83</b> <b><math>\pm 7.57</math></b>	53.50 $\pm 9.78$	48 $\pm 8.17$
<b>S</b>								<b>58.54</b> <b><math>\pm 8.58</math></b>	42.95 $\pm 7.38$
<b>T</b>									46.25 $\pm 8.59$

Tablo 3.8. P4 için Öz2'ye göre k-EYK ikili sınıflandırma sonuçları (sınıflandırma doğruluğu (%)  $\pm$  standart sapma)

Aktivite	E	H	K	L	M	R	S	T	Y
<b>B</b>	48.12 $\pm 3.47$	48.62 $\pm 4.23$	23.83 $\pm 7.25$	28.54 $\pm 7.75$	29.75 $\pm 8.43$	24.16 $\pm 8.92$	28.83 $\pm 7.82$	27.79 $\pm 7.23$	23.87 $\pm 7.96$
<b>E</b>		46.91 $\pm 2.87$	21.25 $\pm 8.08$	31.00 $\pm 6.62$	30.04 $\pm 8.03$	25.91 $\pm 8.23$	26.91 $\pm 6.02$	25.33 $\pm 6.89$	25.12 $\pm 7.91$
<b>H</b>			23.75 $\pm 8.10$	28.37 $\pm 7.91$	27.08 $\pm 7.82$	22.16 $\pm 7.37$	26.91 $\pm 7.06$	25.29 $\pm 6.44$	24.62 $\pm 7.27$
<b>K</b>				26.12 $\pm 6.20$	24.00 $\pm 6.49$	27.75 $\pm 6.10$	21.87 $\pm 6.38$	22.25 $\pm 5.86$	24.00 $\pm 7.88$
<b>L</b>					49.45 $\pm 3.86$	22.75 $\pm 6.49$	22.12 $\pm 6.17$	31.20 $\pm 5.69$	23.70 $\pm 6.20$
<b>M</b>						25.79 $\pm 6.97$	22.83 $\pm 6.55$	34.29 $\pm 5.42$	22.66 $\pm 6.52$
<b>R</b>							21.33 $\pm 6.07$	32.20 $\pm 4.94$	<b>50.16</b> <b><math>\pm 4.69</math></b>
<b>S</b>								33.25 $\pm 5.22$	22.37 $\pm 6.53$
<b>T</b>									33.29 $\pm 5.81$

### 3.1.2. Bire-Karşı-Hepsi Sınıflandırma Sonuçları

BKH yaklaşımında sınıflardan bir tanesi tek bir sınıf kabul edilirken, geriye kalan sınıflar ise tek bir sınıf olarak kabul edilir ve ikili sınıflandırma işlemi yapılır. Şekil 3.1'de BKH yaklaşımı şematize edilmiştir. P1, P2, P3 ve P4 için Öz1 ile k-EYK sınıflandırıcının  $k=1$  komşuluğunda uygulanması durumunda elde edilen sınıflandırma sonuçlarına Tablo 3.9'da ve Öz2'ye göre sınıflandırma sonuçlarına Tablo 3.10'da yer verilmiştir.



Şekil 3.1. 3 sınıflı BKH yaklaşımı örneği

Tablo 3.9. P1, P2, P3 ve P4 için Öz1 öznitelğine göre BKH sınıflandırma sonuçları

HG	Paradigma 1			Paradigma 2			Paradigma 3			Paradigma 4		
	OSD ±STD	DUY	ÖZG	OSD ±STD	DUY	ÖZG	OSD ±STD	DUY	ÖZG	OSD ±STD	DUY	ÖZG
B	81.77 ±1.75	89.69	10.5	81.73 ±2.22	91.33	9.75	81.56 ±2.74	90.81	12.25	81.36 ±2.70	91.43	5.83
E	82.63 ±1.97	90.07	15.7	77.87 ±2.89	87.61	4.83	80.72 ±2.91	90.47	7.58	82.34 ±2.35	92.31	7.58
H	82.33 ±2.34	90.17	11.7	81.68 ±2.82	91.76	6.08	82.85 ±2.33	93.24	4.91	79.15 ±3.09	89.66	0.33
K	80.96 ±2.13	88.73	11	82.94 ±2.15	92.5	11.25	81.50 ±3.27	90.36	15	79.64 ±3.11	89	9.5
L	82.50 ±1.95	90.42	11.2	82.14 ±2.34	92.98	0.83	82.11 ±2.70	92.37	5.16	82.95 ±2.25	93.04	7.25
M	82.72 ±1.84	91.33	5.2	81.52 ±2.71	92.11	2.16	80.22 ±2.77	90.25	5	80.50 ±2.92	90.66	4.25
R	82.02 ±1.91	89.88	11.2	80.52 ±2.90	89.71	11.66	80.81 ±2.81	90.93	4.91	80.89 ±2.56	91.14	4
S	79.83 ±2.37	88.19	4.6	81.04 ±2.56	90.65	9.00	79.50 ±2.85	88.51	12	79.57 ±3.06	89.35	6.25
T	83.36 ±1.87	91.93	6.15	80.35 ±2.79	89.76	9.75	82.02 ±2.65	91.85	8.33	79.30 ±2.93	89.48	2.91
Y	82.02 ±2.13	89.73	12.55	80.03 ±3.19	89.85	6.41	81.40 ±2.98	90.74	11.33	79.06 ±3.19	89.15	3.41

Tablo 3.10. P1, P2, P3 ve P4 için Öz2 öznitelğine göre BKH sınıflandırma sonuçları

HG	Paradigma 1			Paradigma 2			Paradigma 3			Paradigma 4		
	OSD ±STD	DUY	ÖZG	OSD ±STD	DUY	ÖZG	OSD ±STD	DUY	ÖZG	OSD ±STD	DUY	ÖZG
B	83.17 ±1.93	91.07	12.05	78.74 ±3.22	89.15	0.66	81.62 ±2.75	91.28	9.16	79.54 ±3.08	90.02	1
E	82.01 ±1.91	90.15	8.75	80.69 ±2.70	90.86	4.41	81.47 ±2.86	90.73	12	79.31 ±2.96	89.52	2.75
H	80.47 ±2.25	88.76	5.85	82.21 ±2.83	91.42	13.16	81.21 ±3.02	90.92	8.41	80.97 ±2.49	91.61	1.16
K	81.88 ±1.94	90.10	7.9	79.94 ±2.94	90.43	1.25	80.51 ±3.06	90.7	4.16	79.22 ±3.03	89.78	0
L	81.13 ±2.13	89.53	5.55	81.32 ±2.44	91.33	6.25	80.21 ±2.72	90.48	3.16	79.79 ±2.63	90.43	0
M	82.08 ±2.04	90.11	9.8	80.84 ±2.66	90.2	10.66	80.10 ±2.63	89.8	7.41	79.67 ±2.58	90.3	0
R	80.85 ±2.00	89.07	6.9	81.31 ±2.64	90.43	12.91	81.69 ±2.63	91.68	6.75	79.17 ±2.81	89.66	0.5
S	80.96 ±2.07	89.18	7	81.90 ±2.98	92.07	5.58	81.07 ±2.91	90.7	8.91	78.71 ±3.49	89.18	0.16
T	82.83 ±2.06	90.78	11.2	80.33 ±3.29	90.03	7.58	81.22 ±2.68	90.68	10.25	79.46 ±2.78	90.02	0.25
Y	82.21 ±1.99	90.15	10.75	80.37 ±3.13	90.54	4.08	80.18 ±2.16	90.76	0.83	80.19 ±2.46	90.83	0.41

### 3.1.3. Genel Sınıflandırma Sonuçları

P1, P2, P3 ve P4 için katılımcının tüm harflere ait veriler (10 sınıf) birlikte eğitim ve teste katılarak, çok sınıflı sınıflandırma performansı araştırılmıştır. Her bir paradigma için

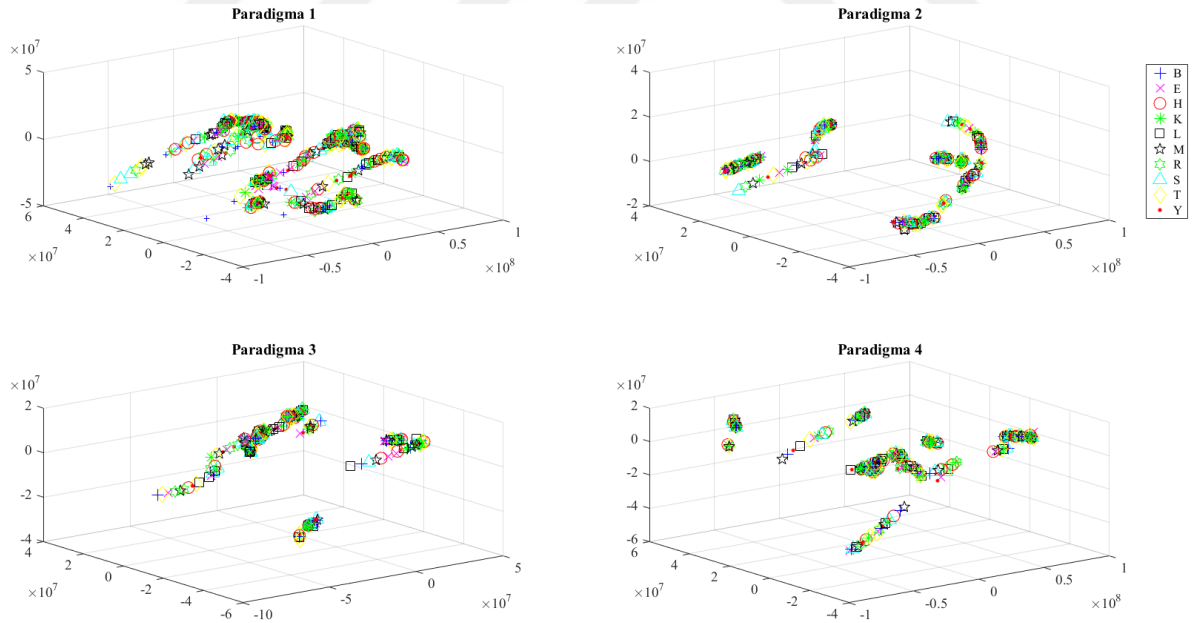
Öz1 ve Öz2 özniteliklerinin  $k=1$  komşuluğundan  $k$ -EYK ile sınıflandırılması sonucunda elde edilen sınıflandırma doğrulukları Tablo 3.11’de verilmiştir.

Tablo 3.11. P1, P2, P3 ve P4 için 10 sınıflı sınıflandırma sonuçları

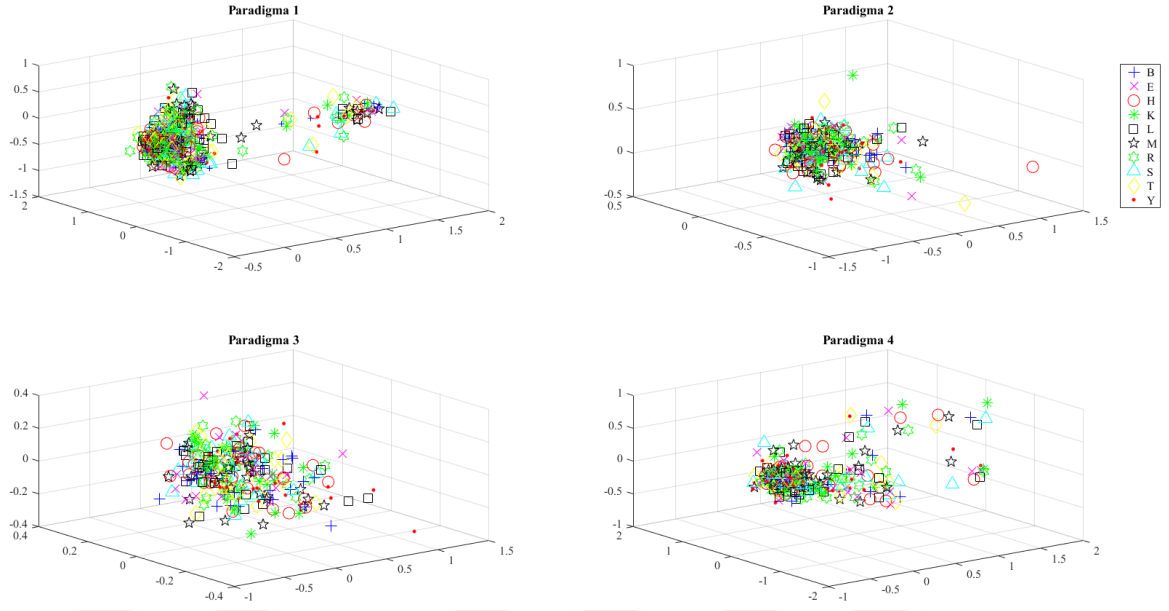
Paradigma	Öz1	Öz2
	OSD (%) $\pm$ STD	OSD (%) $\pm$ STD
P1	10.46 $\pm$ 1.74	9.33 $\pm$ 1.82
P2	7.92 $\pm$ 2.03	7.90 $\pm$ 2.02
P3	9.58 $\pm$ 1.97	8.81 $\pm$ 2.22
P4	6.01 $\pm$ 1.70	1.10 $\pm$ 0.87

### 3.1.4. Sınıfların 3B Uzayda Gösterilmesi

P1, P2, P3 ve P4 paradigmaları için çıkarılan Öz1 ve Öz2 özniteliklerine göre her bir sınıf verisinin 3B uzayda gösterimine sırasıyla Şekil 3.2 ve 3.3’te yer verilmiştir. Özniteliklerin 3B uzayda çizdirilebilmesi için, 3 tane özelliğin belirlenmesi gerekmektedir. Bunun için de her bir sınıfı temsil eden en iyi 3 özneteliği bulmak adına TBA kullanılmıştır.



Şekil 3.2. Öz1 özniteliğine göre 10 sınıfın 3B uzayda gösterimi



Şekil 3.3. Öz2 özneliğine göre 10 sınıfın 3B uzayda gösterimi

Elde edilen dağılımlardan harflerin birbirinden beklenen düzeyde ayrılaşmadığına ve bu paradigmlar için yeni kayıtlar alınmamasına karar verilip P5'in uygulanmasına geçilmiştir.

### 3.2. Bulgular 2

Bu bölümde P5 yani motor ve motor olmayan aktivitelerin hayaline ilişkin kaydedilen EEG sinyallerinin analizinden bahsedilecektir. Bunun için farklı kayıt grupları oluşturulmuştur ve ayrı ayrı analizleri gerçekleştirilerek incelenmiştir. Kayıt grupları ve bu gruplardan kaydedilen aktiviteler Şekil 3.4'te işaretlenmiştir.

GRUP 1												GRUP 1	GRUP 2	GRUP 3	
✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✗	HEB	HK	HEB
Alkış	Dil	Sag Bilek	Sol Bilek	Aritmetik	Sag Diz	İki Ayak	Sag Ayak	Sag Yumruk	Sol Yumruk	2D	3D	KA	İK	KA	
✗	✗	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	MK	NO	MK
Alkış	Dil	Sag Bilek	Sol Bilek	Aritmetik	Sag Diz	İki Ayak	Sag Ayak	Sag Yumruk	Sol Yumruk	2D	3D	SO	UK	SO	
✗	✗	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✗			HK	
Alkış	Dil	Sag Bilek	Sol Bilek	Aritmetik	Sag Diz	İki Ayak	Sag Ayak	Sag Yumruk	Sol Yumruk	2D	3D			İK	
														NO	
														UK	

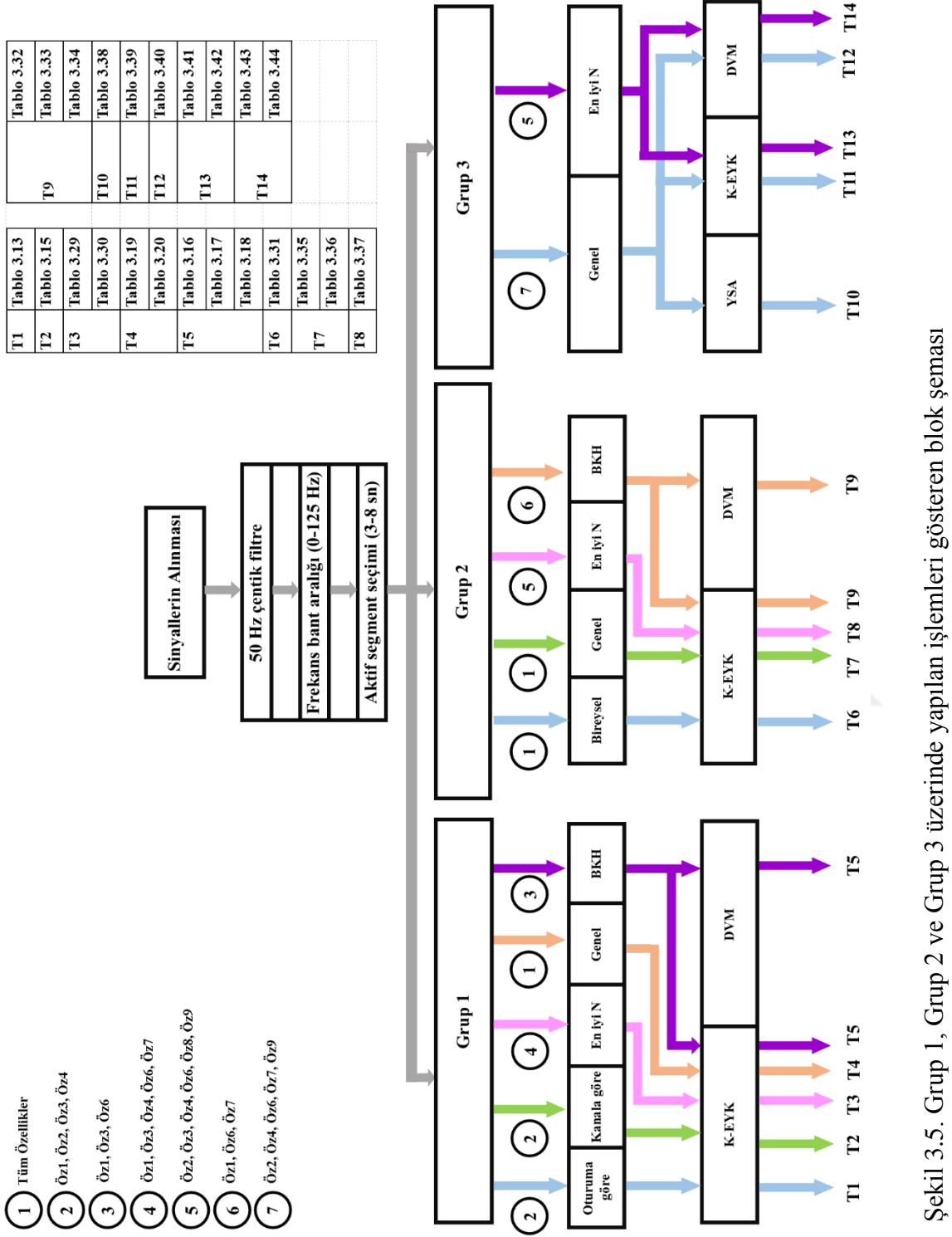
Şekil 3.4. Kayıt grupları ve kaydedilen aktiviteler

Grup 1 ve Grup 2 farklı 4'er katılımcıdan, ortak aktivitelerin olmasının yanı sıra farklı aktiviteler de eklenerek oluşturulmuştur. Grup 3 ise Grup 1 ve Grup 2'deki ortak aktivitelerin 8 katılımcı için bir araya getirilmesi ile elde edilmiştir.

En kapsamlı analiz Grup 1 için yapılmış olup, öncelikle oturumlar bazında bireysel olarak değerlendirme yapılmıştır. Eğitim-test verilerinin hazırlanmasının ardından hem bireysel hem de genel veri grubu için kanal ve alt bant seçimine ilişkin sonuçlar elde edilmiştir. Bu işlemler yapılırken k-EYK sınıflandırıcı kullanılmıştır. Grup 1'den yapılan çıkarımlar paralelinde, Grup 2 ve Grup 3 için genel veri kümesi üzerinde ikili ve çok-sınıflı analizler yapılmıştır.

Ayrıca tüm grupların k-EYK sınıflandırıcı ile analizinin ardından, DVM ve ÇKYSA yöntemleri kullanılarak da genel veri grubu için ikili (BKH) ve çok-sınıflı sınıflandırma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Buradan elde edilen karmaşıklık matrisleri ile doğruluk duyarlılık ve özgünlük değerlerinin yanı sıra, F-skoru ve Kappa katsayısı ölçütleri de hesaplanarak sınıflandırma performansları değerlendirilmiştir.

Bulgular 2 için işlem adımlarını gösteren blok şeması Şekil 3.5'te gösterilmiştir.



### 3.3. Grup 1 İçin Elde Edilen Bulgular

Bu bölümde Grup 1 kayıt grubunun analizleri gerçekleştirilmiş ve alt başlıklar halinde sunulmuştur. P5 için uygulanan öznitelikler Tablo 3.12’de belirtilmiştir.

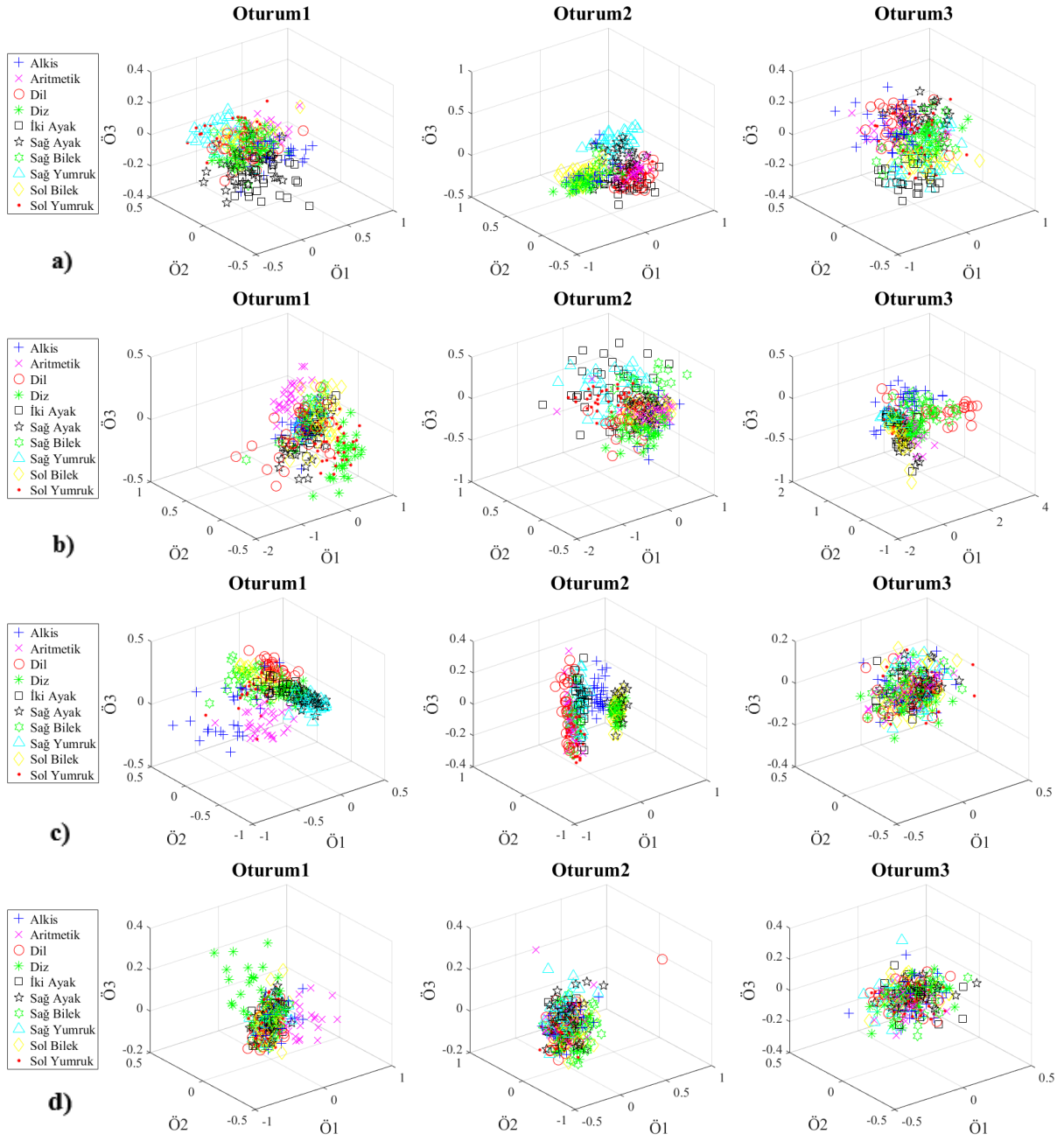
Tablo 3.12. Uygulanan öznitelik çıkarma yöntemleri ve kısaltmaları

Öznitelik Adlandırması	Öznitelik
Öz1	Özbağlanım Parametreleri
Öz2	İstatistiksel Özellik Vektörü
Öz3	Welch GSY
Öz4	Ayrık Dalgacık Dönüşümü (Yakınlık Katsayıları)
Öz5	Ayrık Dalgacık Dönüşümü (Detay Katsayıları)
Öz6	Mel Frekans Kepstrum Katsayıları
Öz7	Kısa Zamanlı Genlik Spektrumu
Öz8	Alt Bant Spektral Enerji
Öz9	Log-Alt Bant Spektral Enerji
Öz10	Yerel Sentroid Örüntü
Öz11	Yerel Gradyan Örüntü
Öz12	Yerel Komşuluk Tanımlayıcı Örüntü

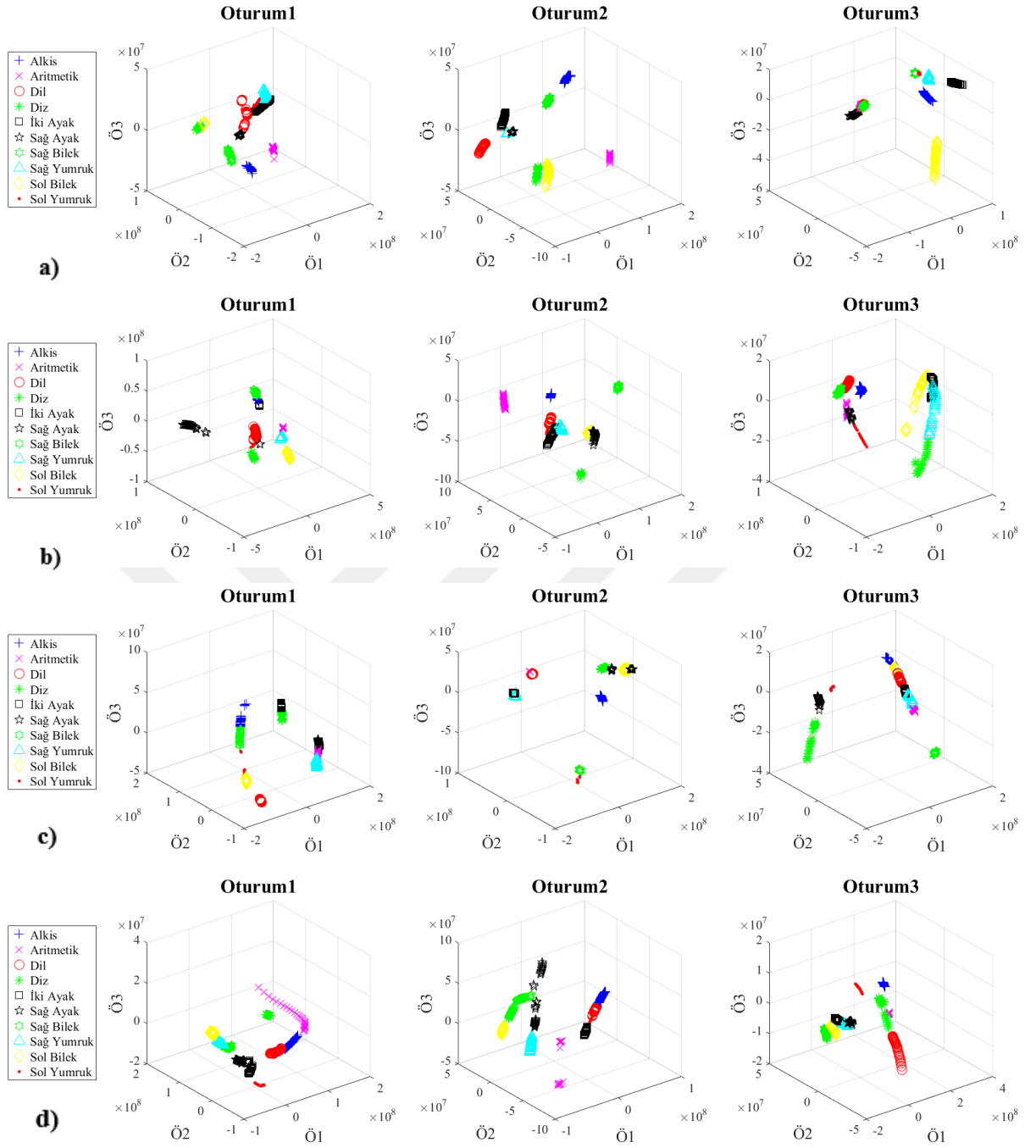
#### 3.3.1. Katılımcıların Oturumlara Göre Değerlendirilmesi

Her bir katılımcı için kaydedilen aktivitelerin oturum oturum sınıflandırılma performansı incelenmiştir. Her bir katılımcının her bir oturumu için 10 farklı sınıfın 3B uzaydaki dağılımları Şekil 3.6-3.9 gösterilmiştir. Elde edilen dağılımın 3B uzayda gösterimi için, Bölüm 3.1.4’teki gibi çıkarılan özellik vektörlerine TBA uygulanarak işareti en iyi temsil eden ilk üç özellik seçilmiştir ve grafik üzerinde Ö1, Ö2 ve Ö3 ile gösterilmiştir. 3B gösterim için ilk 4 öznitelik vektörü (Öz1, Öz2, Öz3 ve Öz4) tercih edilmiştir. Buna göre Öz1 için oturumlar bazında bakıldığında veriler birbirine daha yakın dağılımlara sahipken, Öz2, Öz3 ve Öz4 için daha ayrık bir dağılıma sahiptir.

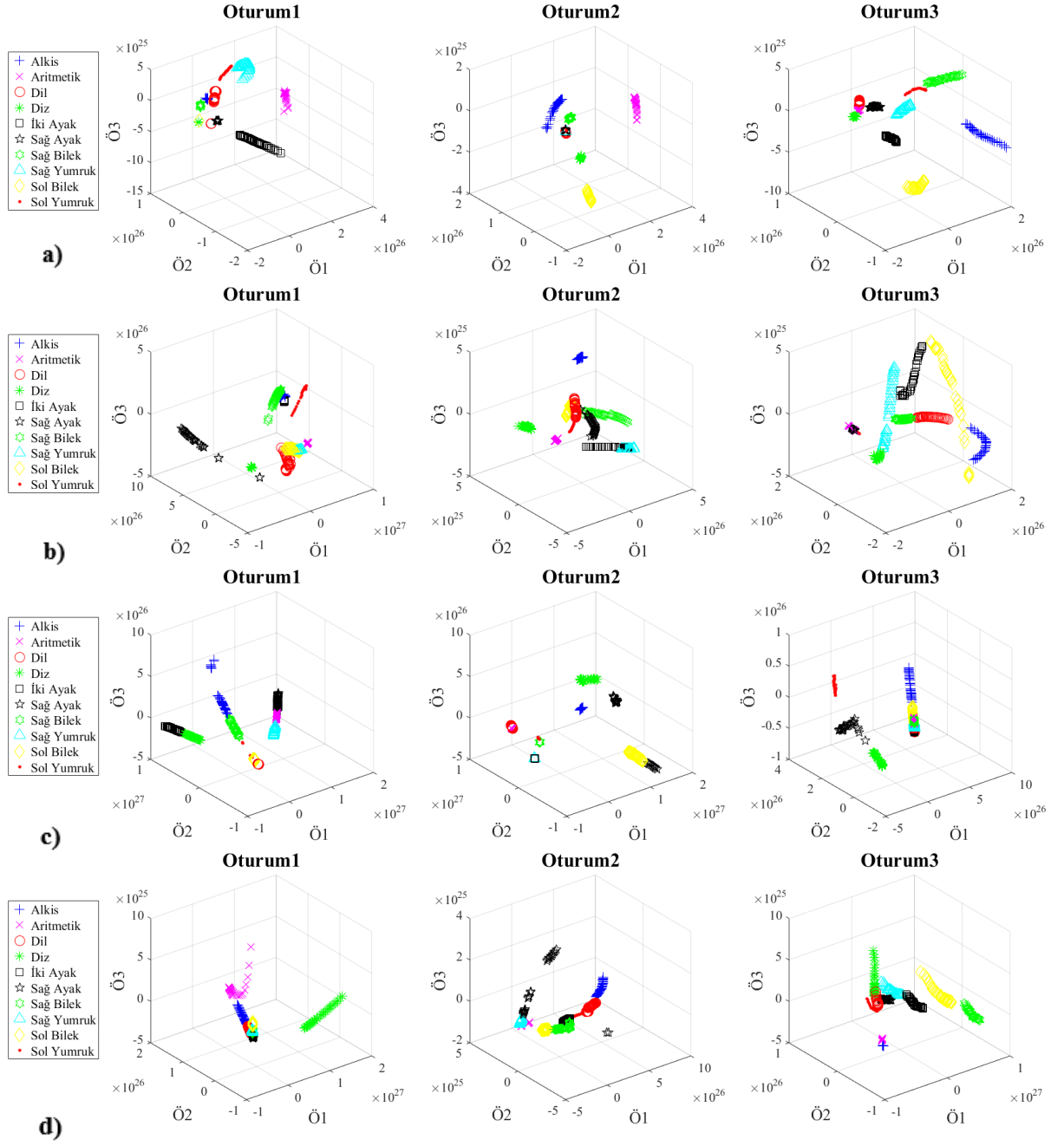




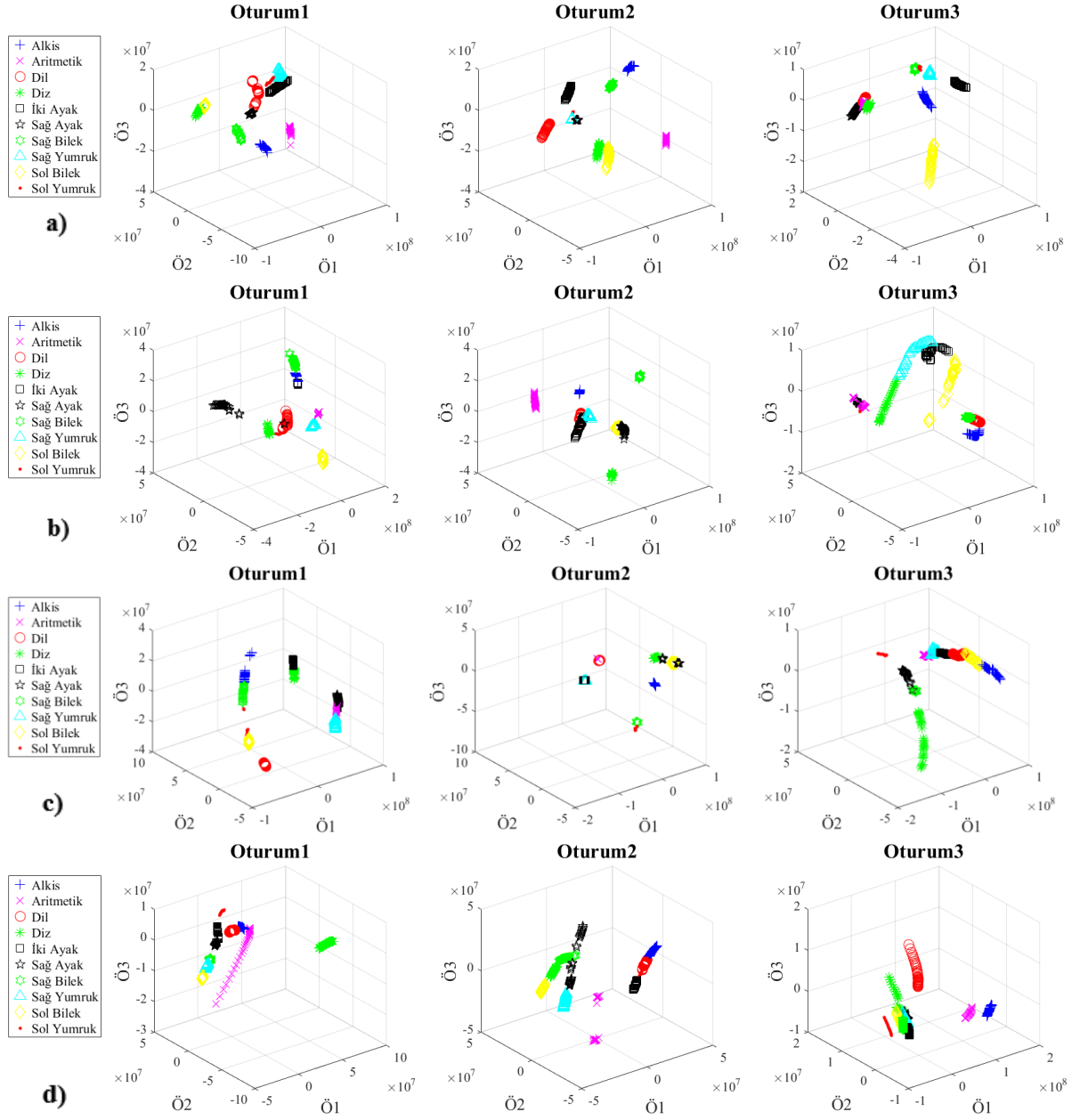
Şekil 3.6. a) HEB b) KA c) MK d) SO katılımcıları için Ö1 özelliklerinin 3B gösterimi



Şekil 3.7. a) HEB b) KA c) MK d) SO katılımcıları için  $\ddot{O}z2$  özelliklerinin 3B gösterimi

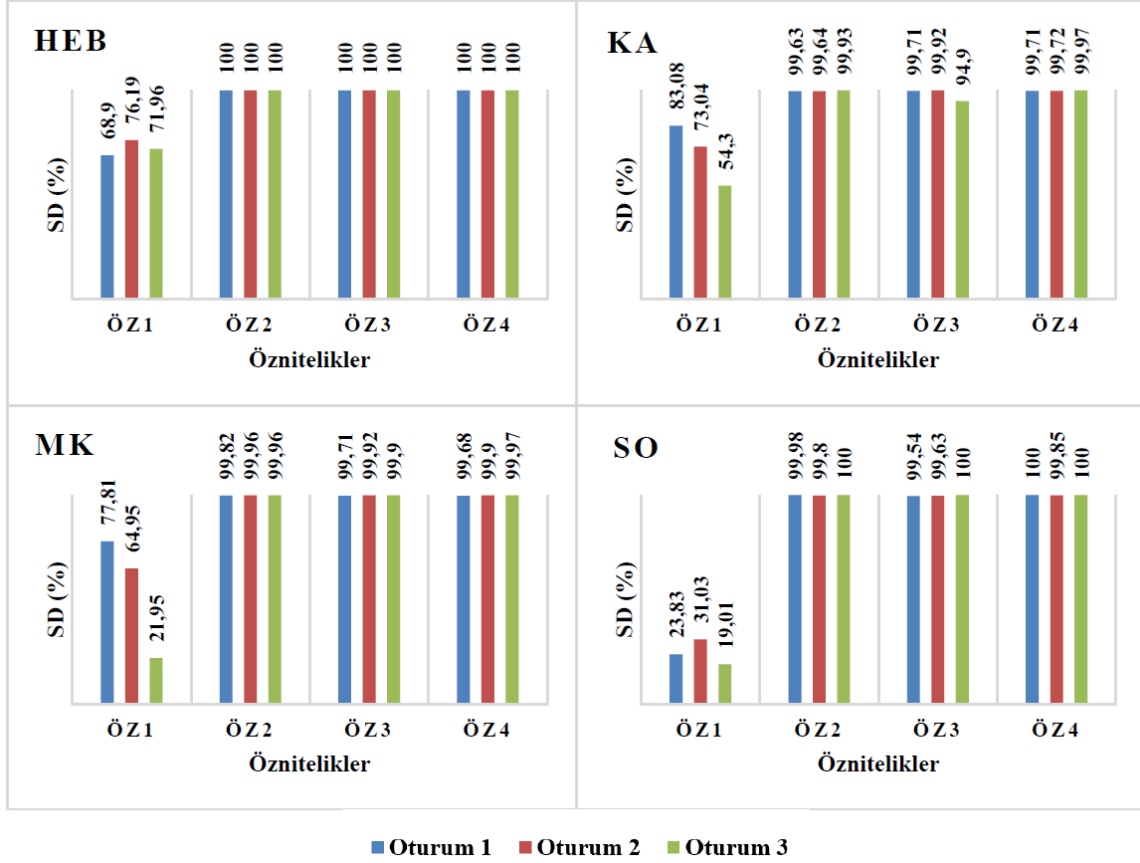


Şekil 3.8. a) HEB b) KA c) MK d) SO katılımcıları için Ö3 özelliklerinin 3B gösterimi



Şekil 3.9. a) HEB b) KA c) MK d) SO katılımcıları için  $\ddot{O}z4$  özelliklerinin 3B gösterimi

Her bir katılımcının, her bir oturumuna ilişkin k-EYK sınıflandırıcı ile  $k=1$  komşuluğundaki sınıflandırma doğrulukları Şekil 3.10'da gösterilmiştir. Buna göre katılımcıların oturumları içerisinde sınıflandırma başarımlarının dağılımlardan da anlaşılacağı üzere  $\ddot{O}z2$ ,  $\ddot{O}z3$  ve  $\ddot{O}z4$  için yüksek olduğu görülmektedir.



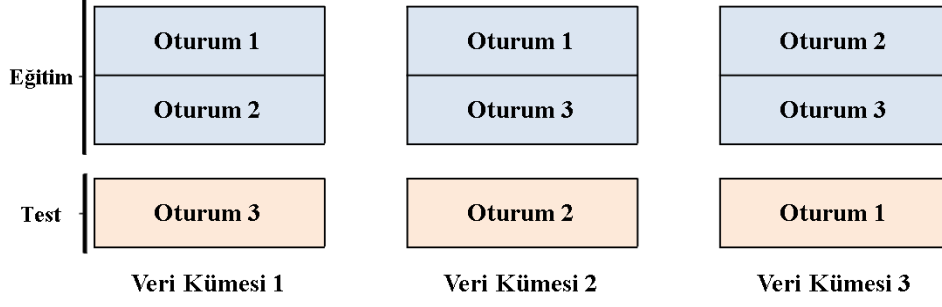
Şekil 3.10. Her bir katılımcı için oturumlara göre sınıflandırma doğrulukları

### 3.3.2. Eğitim-Test Verilerinin Hazırlanması

Eğitim ve test verilerinin hazırlanmasında oturuma göre ve rastgele seçim olmak üzere iki yaklaşım öne sürülmüş ve bu yaklaşımların değerlendirilmesi yapılmıştır.

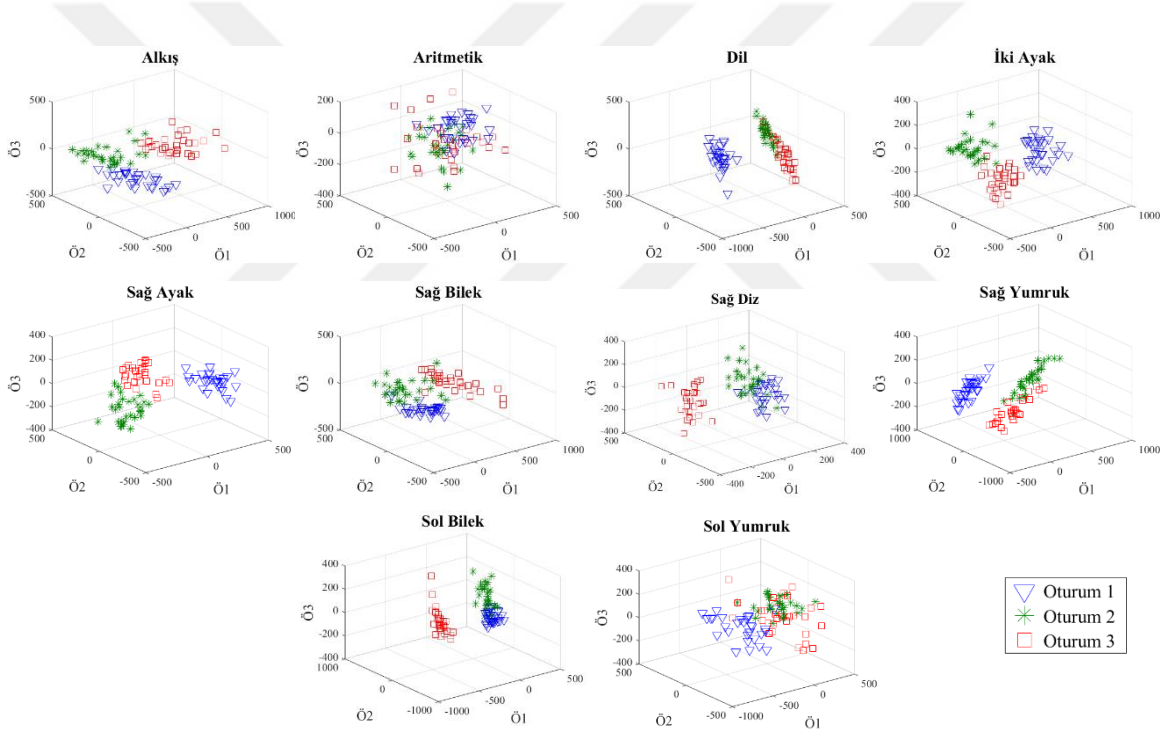
#### 3.3.2.1. Eğitim-Test Verilerinin Oturuma Göre Hazırlanması

Her bir katılımcıdan kaydedilen 3 oturumun 2'si eğitim ve 1 tanesi ise test verisini oluşturacak şekilde verilerin hazırlanması ve buna göre sınıflandırma performansı hesaplanması fikri ortaya koyulmuştur. Bir katılımcıya ait her bir oturumda 300 deneme bulunmaktadır. Bu durumda eğitim veri kümesi 600, test veri kümesi ise 300 denemeden oluşacaktır. Analiz edilecek olası 3 veri kümesi ve hangi oturumlardan oluşturulduğu Şekil 3.11'de belirtilmiştir.



Şekil 3.11. Oturumlara göre hazırlanan eğitim-test veri kümeleri

Örnek olarak HEB katılımcısının her bir aktivitesinin tüm oturumlarının Öz3 özniteliğine göre uzayda dağılımları Şekil 3.12’de gösterilmiştir.



Şekil 3.12. HEB katılımcısına ait hayali aktivitelerinin oturumlara göre Öz3 özniteliği ile 3B-uzayda gösterilmesi

Belirtilen 3 durum için çıkarılan özniteliklere (Öz1, Öz2, Öz3 ve Öz4) göre  $k=1$  komşuluğundaki k-EYK sınıflandırma sonuçları Tablo 3.13’te gösterilmiştir.

Tablo 3.13. Oturumlara göre sınıflandırma başarımları

Katılımcı	Öznitelik	Veri Kümesi 1	Veri Kümesi 2	Veri Kümesi 3
		OSD (%) $\pm$ STD	OSD (%) $\pm$ STD	OSD (%) $\pm$ STD
HEB	Öz1	13.76 $\pm$ 0.75	12.56	13.73
	Öz2	10 $\pm$ 0	9.66 $\pm$ 0	29.66 $\pm$ 0
	Öz3	10 $\pm$ 0	3.33 $\pm$ 0	29.33 $\pm$ 0
	Öz4	9.66 $\pm$ 0	9.66 $\pm$ 0	29.66 $\pm$ 0
KA	Öz1	9.96 $\pm$ 1.13	4.53	10.3
	Öz2	5.33 $\pm$ 0	14.66 $\pm$ 0	0.66
	Öz3	21.33 $\pm$ 0	8 $\pm$ 0	10 $\pm$ 0
	Öz4	4 $\pm$ 0	14 $\pm$ 0	0.66 $\pm$ 0
MK	Öz1	7.73 $\pm$ 0.66	10.5	4.7 $\pm$ 0.59
	Öz2	7.33 $\pm$ 0	6.66 $\pm$ 0	12.66
	Öz3	1 $\pm$ 0	10 $\pm$ 0	10 $\pm$ 0
	Öz4	10 $\pm$ 0	6.67 $\pm$ 0	12.66 $\pm$ 0
SO	Öz1	8.80 $\pm$ 1.51	7.83	7.03
	Öz2	10 $\pm$ 0	0.66 $\pm$ 0	10 $\pm$ 0
	Öz3	0	0	0
	Öz4	10 $\pm$ 0	0.33 $\pm$ 0	10 $\pm$ 0

Buna göre, her bir katılımcının ilgili aktivitesinin, farklı oturumlar için 3B-uzayda farklı bir bölgeye düşmesi durumundan dolayı tanıma başarısının oldukça düşük olduğu görülmektedir. Bu sebeple, eğitim ve test verilerine tüm oturumlardan rastgele olarak verilerin dahil edilmesi ve bu şekilde bir eğitim-test kümesi hazırlanması fikri öne sürülmüştür.

### 3.3.2.2. Eğitim-Test Verilerinin Rastgele Hazırlanması

Her bir katılımcıya ait her bir oturumdaki 30 veriden rastgele 20'si eğitime ve 10'u teste katılmak üzere (90 veri için 60 eğitim-30 test) 1000 farklı eğitim-test seti hazırlanmış ve tüm iterasyonların sonucunda elde edilen sınıflandırma doğruluğuna göre ortalama sınıflandırma doğruluğu ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Buna göre, her bir katılımcının bireysel olarak seçilen özniteliğe göre elde edilen ortalama sınıflandırma doğrulukları Tablo 3.14'te gösterilmiştir. Sınıflandırıcı olarak diğer analizlerde olduğu gibi,  $k=1$  komşuluğunda  $k$ -EYK ve belirlenen en iyi sigma değeri için DVM kullanılmıştır.

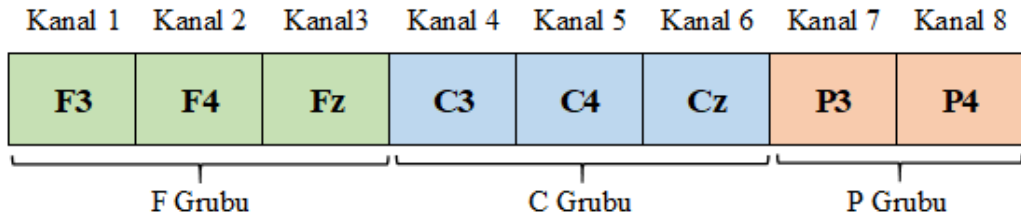
Tablo 3.14. Rastgele hazırlanmış eğitim-test verilerinin k-EYK ve DVM ile sınıflandırılması

Özellikler	HEB			KA			MK			SO		
	k-EYK	DVM		k-EYK	DVM		k-EYK	DVM		k-EYK	DVM	
	OSD ± STD	σ	OSD ± STD	OSD ± STD	σ	OSD ± STD	OSD ± STD	σ	OSD ± STD	OSD ± STD	σ	OSD ± STD
Öz1	68.88 ± 2.29	6.4	72.29 ± 1.09	67.57 ± 2.20	6.3	65.97 ± 3.14	53.39 ± 2.19	6.5	53.08 ± 1.71	22.64 ± 2.08	5.8	25.1 ± 1.89
Öz2	100	7.3	84.7 ± 0.71	99.93 ± 0.20	7.1	85.53 ± 2.72	99.91 ± 0.23	8.3	80,95 ± 3.68	99.93 ± 0.20	5.8	72.7 ± 2.00
Öz3	99.94 ± 0.15	4.3	89,48 ± 2.85	98.27 ± 0.67	4.6	85.83 ± 1.26	99.89 ± 0.28	4.7	82,42 ± 1.45	99.82 ± 0.30	4.1	82.4 ± 2.08
Öz4	100	4.2	99.18 ± 0.54	99.92 ± 0.21	5.1	99.55 ± 0.60	99.92 ± 0.21	4	99.85 ± 0.20	99.92 ± 0.20	4.1	99.7 ± 0.48
Öz6	99.89 ± 0.16	4.6	99.33 ± 0.48	99.71 ± 0.28	4.5	98.45 ± 0.54	99.83 ± 0.23	4.6	99.12 ± 1.08	99.73 ± 0.28	4.5	99.3 ± 0.65
Öz8	100	4.9	100	99.97 ± 0.10	4.3	99.63 ± 0.36	99.89 ± 0.19	4	99.85 ± 0.32	99.91 ± 0.24	4.2	99.90 ± 0.16

Buna göre bireysel başarımda Öz2, Öz3, Öz4, Öz6 ve Öz8 öznitelik kümelerinin daha ayırt edici olduğu görülmektedir.

### 3.3.3. Kanalların Gruplar Halinde İncelenmesi

Farklı 8 kanaldan kaydedilen EEG sinyalleri, buldukları bölgelere göre gruplandırılarak ayrı ayrı kanal performansları araştırılmıştır. Birleştirilen kanallar ve grup isimleri Şekil 3.13'te verilmiştir.



Şekil 3.13. Kanal grupları

Bunlara ek olarak F, C ve P gruplarının birlikte kullanılması durumundaki sınıflandırma performansları da araştırılmıştır. Bu durumda, her bir öznitelik için, seçilen kanallar için k-EYK sınıflandırma doğrulukları Tablo 3.15'te verilmiştir. Burada eğitim ve test verileri Bölüm 2.3.2'deki yaklaşımla rastgele olarak belirlenmiş ve sınıflandırma işlemi 100 kez tekrarlanarak ortalama sınıflandırma doğruluğu ve standart sapma değeri elde edilmiştir.



Tablo 3.15. Katılımcılardan kanal gruplarına göre elde edilen özniteliklerin k-EYK ile sınıflandırılması

Gönüllü	Öznitelik	(OSD ± STD)						
		F Grubu	C Grubu	P Grubu	FC Grubu	FP Grubu	CP Grubu	FCP Grubu
HEB	Öz1	55.22 ± 2.20	53.11 ± 2.43	45.77 ± 2.30	66.47 ± 2.10	63.26 ± 2.29	64.00 ± 2.51	<b>68.88 ± 2.29</b>
	Öz2	99.91 ± 0.20	99.95 ± 0.13	98.11 ± 0.73	100	100	99.96 ± 0.10	<b>100</b>
	Öz3	94.52 ± 1.44	99.68 ± 0.33	95.42 ± 1.40	99.93 ± 0.17	99.82 ± 0.21	99.74 ± 0.26	<b>99.94 ± 0.15</b>
	Öz4	99.92 ± 0.20	99.94 ± 0.16	98.07 ± 0.71	100	100	99.96 ± 0.10	<b>100</b>
MK	Öz1	51.74 ± 2.12	39.88 ± 2.12	35.46 ± 2.14	54.31 ± 2.07	52.87 ± 2.14	42.48 ± 2.02	<b>53.39 ± 2.19</b>
	Öz2	99.89 ± 0.26	99.71 ± 0.38	97.72 ± 0.69	99.93 ± 0.20	99.89 ± 0.26	99.89 ± 0.28	<b>99.91 ± 0.23</b>
	Öz3	99.43 ± 0.52	99.78 ± 0.43	85.58 ± 1.44	99.91 ± 0.24	99.75 ± 0.35	99.77 ± 0.37	<b>99.89 ± 0.28</b>
	Öz4	99.88 ± 0.28	99.70 ± 0.37	97.64 ± 0.75	99.91 ± 0.26	98.89 ± 0.56	99.88 ± 0.31	<b>99.90 ± 0.26</b>
SO	Öz1	23.55 ± 2.05	14.26 ± 1.55	13.66 ± 1.59	22.42 ± 1.99	22.90 ± 2.12	14.87 ± 1.83	<b>22.64 ± 2.08</b>
	Öz2	99.64 ± 0.42	99.73 ± 0.39	97.96 ± 0.87	99.87 ± 0.27	99.93 ± 0.19	99.89 ± 0.28	<b>99.93 ± 0.20</b>
	Öz3	95.77 ± 1.00	93.48 ± 1.49	88.64 ± 1.24	99.18 ± 0.55	97.96 ± 0.91	97.84 ± 0.73	<b>99.82 ± 0.30</b>
	Öz4	99.67 ± 0.37	99.73 ± 0.39	97.80 ± 0.89	99.86 ± 0.28	99.92 ± 0.21	99.93 ± 0.20	<b>99.93 ± 0.19</b>
KA	Öz1	57.75 ± 2.22	59.62 ± 2.12	52.62 ± 2.43	66.06 ± 2.10	64.92 ± 2.30	64.29 ± 2.20	<b>67.57 ± 2.20</b>
	Öz2	98.66 ± 0.60	99.70 ± 0.42	94.25 ± 1.27	99.90 ± 0.24	98.89 ± 0.55	99.92 ± 0.21	<b>99.93 ± 0.20</b>
	Öz3	97.91 ± 0.84	91.64 ± 1.48	86.96 ± 1.95	96.28 ± 0.89	98.53 ± 0.80	98.80 ± 0.71	<b>98.27 ± 0.67</b>
	Öz4	98.69 ± 0.60	99.69 ± 0.45	94.37 ± 1.20	99.91 ± 0.22	98.90 ± 0.54	99.91 ± 0.21	<b>99.92 ± 0.21</b>

Buna göre kanalların 8 kanalın bir arada kullanılmasının daha yüksek sonuçlar verildiği görülmüş ve bundan sonraki aşamalarda 8 kanal ile çalışmaya devam edilmiştir.

### 3.3.4. Bire-Karşı-Hepsi Sınıflandırma

Her bir katılımcıdan kaydedilen 10 aktiviteden her birinin, diğer aktivitelerden ne ölçüde ayrıldığını görebilmek için BKH sınıflandırma yaklaşımı uygulanarak da sınıflandırma performansı incelenmiştir. Buna göre, ortalama sınıflandırma doğruluğu, her iterasyon için tüm verilerin %70'inin eğitim ve %30'unun test verisi olarak rastgele olarak oluşturulması ile 100 iterasyon sonucunda elde edilen sınıflandırma doğruluklarının ortalaması alınarak hesaplanmıştır. Buna göre Öz1, Öz3 ve Öz6 öznitelikleri için her bir

katılımcıya ait k-EYK ve DVM ile hesaplanmış BKH sınıflandırma sonuçlarına Tablo 3.16, 3.17 ve 3.18’de yer verilmiştir. k-EYK için komşuluk değeri 1, DVM için  $\sigma$  değeri 3.0 ve C değeri 1 olarak alınmıştır.

Tablo 3.16. Öz1 için bireysel BKH sonuçları

Metot	Kat.	Aktivite	k-EYK				DVM			
			OSD (%)	STD ( $\pm$ )	DUY	ÖZG	OSD (%)	STD ( $\pm$ )	DUY	ÖZG
Öz1	KA	Aritmetik	91.64	1.02	93.36	68.84	91.90	1.25	93.04	76.81
		İki Ayak	91.03	1.16	92.83	67.24	92.09	1.24	95.11	51.97
		Sağ Ayak	94.37	0.89	95.51	79.22	95.26	0.97	96.86	73.92
		Sağ Diz	95.06	0.86	96.19	80.05	96.08	0.79	98.79	60.27
		Sağ Yumruk	91.30	1.04	93.56	61.24	92.13	1.33	94.45	61.35
		Sol Yumruk	92.48	1.11	94.27	68.68	91.13	1.56	92.99	66.46
		Alkış	93.78	1.04	95.00	77.70	94.08	0.82	96.59	60.84
		Dil	94.64	1.09	95.58	82.47	95.76	0.71	98.60	59.13
		Sağ Bilek	91.64	1.13	93.68	64.46	91.43	1.37	93.26	67.03
	Sol Bilek	93.50	0.99	95.17	71.43	93.62	0.97	95.51	68.62	
	MK	Aritmetik	89.35	1.40	91.19	65.71	90.72	1.46	93.83	50.61
		İki Ayak	86.79	1.24	89.47	51.22	87.20	1.50	90.48	43.65
		Sağ Ayak	92.35	0.96	94.54	63.46	92.83	0.74	95.36	59.41
		Sağ Diz	91.59	1.04	93.81	62.19	94.48	0.82	98.01	47.59
		Sağ Yumruk	88.70	1.24	91.60	50.14	87.38	1.75	90.28	48.95
		Sol Yumruk	93.40	0.81	95.43	66.41	93.70	0.94	96.81	52.38
		Alkış	92.56	1.03	94.51	66.70	92.62	1.07	96.08	46.70
		Dil	89.59	1.36	91.37	66.03	90.86	1.36	94.23	46.16
		Sağ Bilek	89.25	1.12	92.00	53.89	89.75	1.18	92.15	58.87
	Sol Bilek	87.77	1.20	90.92	45.97	87.79	1.81	91.62	37.05	
	HEB	Aritmetik	96.05	0.68	97.03	83.03	96.00	0.58	97.85	71.70
		İki Ayak	97.45	0.62	98.43	84.62	96.35	0.68	99.44	55.62
		Sağ Ayak	92.25	1.14	93.94	70.03	94.80	0.82	97.12	64.19
		Sağ Diz	89.54	1.26	90.49	77.11	93.22	1.00	96.07	55.70
		Sağ Yumruk	95.80	0.78	97.38	74.89	96.12	0.66	98.84	60.35
		Sol Yumruk	90.79	1.11	92.73	65.27	94.46	0.69	97.43	55.41
		Alkış	95.14	0.91	96.33	79.38	96.47	0.62	99.40	57.84
		Dil	93.66	1.01	95.78	65.73	94.97	0.63	98.85	43.92
		Sağ Bilek	92.62	0.98	94.20	71.89	94.97	0.72	98.17	52.92
	Sol Bilek	89.75	1.16	91.54	66.27	93.83	0.73	97.00	52.11	
	SO	Aritmetik	89.02	1.17	92.56	42.79	90.72	1.46	93.83	50.61
		İki Ayak	83.22	1.45	87.74	22.57	87.2	1.50	90.48	43.65
		Sağ Ayak	88.00	1.27	91.74	37.65	92.83	0.74	95.36	59.41
		Sağ Diz	81.76	1.58	86.34	21.74	94.48	0.82	98.01	47.59
		Sağ Yumruk	81.19	1.71	84.82	35.15	87.38	1.75	90.28	48.95
		Sol Yumruk	83.03	1.62	87.18	27.30	93.7	0.94	96.81	52.38
Alkış		84.40	1.48	88.58	28.24	92.62	1.07	96.08	46.70	
Dil		82.32	1.50	86.83	21.81	90.86	1.36	94.23	46.16	
Sağ Bilek		82.02	1.62	86.33	27.26	89.75	1.18	92.15	58.87	
Sol Bilek	79.23	1.90	83.39	24.87	87.79	1.81	91.62	37.05		

Tablo 3.17. Öz3 için bireysel BKH sonuçları

Metot	Kat.	Aktivite	k-EYK				DVM			
			OSD (%)	STD (±)	DUY	ÖZG	OSD (%)	STD (±)	DUY	ÖZG
Öz3	KA	Aritmetik	100	0	100	100	91.60	1.65	31.80	98.24
		İki Ayak	100	0	100	100	90.02	0.14	0.40	99.98
		Sağ Ayak	99.88	0.48	100	99.87	99.54	0.61	95.40	100
		Sağ Diz	100	0	100	100	93.48	1.40	34.80	100
		Sağ Yumruk	100	0	100	100	97.10	1.49	71.00	100
		Sol Yumruk	100	0	100	100	99.66	0.59	96.60	100
		Alkış	100	0	100	100	90.02	0.14	1.20	99.89
		Dil	100	0	100	100	97.38	1.18	73.80	100
		Sağ Bilek	99.84	0.55	98.40	100	97.64	1.19	76.40	100
	Sol Bilek	100	0	100	100	89.94	1.02	2.80	99.62	
	MK	Aritmetik	99.78	0.55	99.20	99.84	97.76	1.61	77.80	99.98
		İki Ayak	100	0	100	100	90.78	2.06	39.80	96.44
		Sağ Ayak	100	0	100	100	89.62	1.03	6.00	98.91
		Sağ Diz	100	0	100	100	94.74	2.01	51.20	99.58
		Sağ Yumruk	100	0	100	100	92.16	1.96	32.00	98.84
		Sol Yumruk	100	0	100	100	90.24	0.56	2.40	100
		Alkış	100	0	100	100	98.18	1.37	84.80	99.67
		Dil	100	0	100	100	95.38	1.68	53.80	100
		Sağ Bilek	99.90	0.36	99.00	100	99.58	0.61	95.80	100
	Sol Bilek	99.84	0.42	99.20	99.91	98.48	1.15	85.60	99.91	
	HEB	Aritmetik	100	0	100	100	98.60	1.41	86.00	100
		İki Ayak	100	0	100	100	99.74	0.56	97.40	100
		Sağ Ayak	100	0	100	100	90.18	1.48	10.40	99.04
		Sağ Diz	100	0	100	100	99.30	0.68	93.00	100
		Sağ Yumruk	100	0	100	100	90.48	1.31	17.60	98.58
		Sol Yumruk	100	0	100	100	96.06	2.36	63.40	99.69
		Alkış	100	0	100	100	99.72	0.45	97.20	100
		Dil	100	0	100	100	90.54	0.86	5.40	100
		Sağ Bilek	100	0	100	100	96.56	1.58	66.40	99.91
	Sol Bilek	100	0	100	100	99.56	0.86	96.80	99.87	
	SO	Aritmetik	99.86	0.40	98.60	100	97.04	1.63	75.00	99.49
		İki Ayak	100	0	100	100	90	0	0	100
		Sağ Ayak	100	0	100	100	98.56	1.47	85.60	100
		Sağ Diz	99.96	0.20	100	99.96	90	0	0	100
		Sağ Yumruk	100	0	100	100	97.06	1.28	74.80	99.53
		Sol Yumruk	99.86	0.35	100	99.84	89.98	0.25	0.40	99.93
Alkış		100	0	100	100	93.00	2.34	36.40	99.29	
Dil		99.90	0.30	100	99.89	90.20	0.61	2.00	100	
Sağ Bilek		100	0	100	100	90.20	0.53	2.20	99.98	
Sol Bilek	99.98	0.14	99.80	100	90	0.20	0.60	99.93		

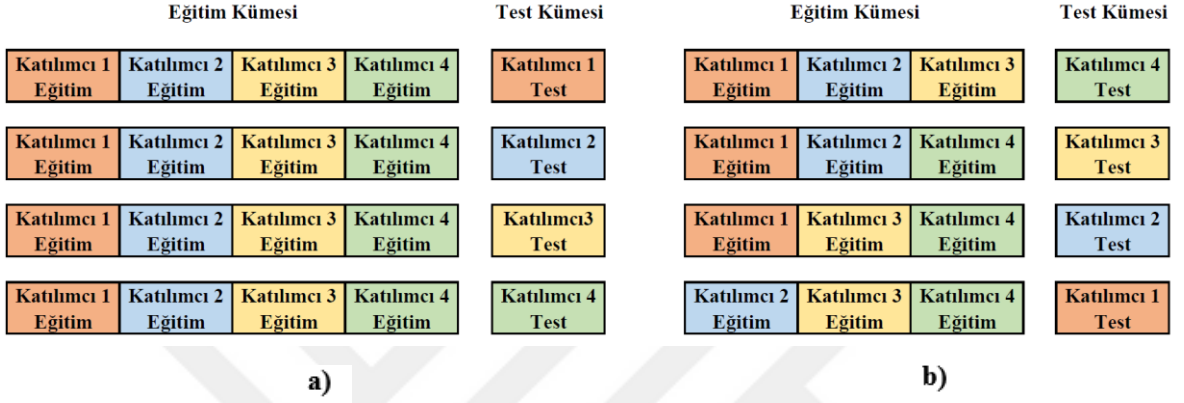
Tablo 3.18. Öz6 için bireysel BKH sonuçları

Metot	Kat.	Aktivite	k-EYK				DVM			
			OSD (%)	STD (±)	DUY	ÖZG	OSD (%)	STD (±)	DUY	ÖZG
Öz6	KA	Aritmetik	98.36	0.51	98.85	91.84	84.11	2.20	83.23	95.78
		İki Ayak	99.86	0.32	99.89	99.43	87.44	1.42	87.77	83.00
		Sağ Ayak	99.96	0.14	99.96	99.97	85.31	4.40	85.23	86.46
		Sağ Diz	99.98	0.15	99.98	100	85.54	1.86	84.81	95.24
		Sağ Yumruk	99.94	0.17	99.93	99.97	81.71	2.41	80.60	96.41
		Sol Yumruk	99.23	0.36	99.43	96.54	86.98	3.63	86.99	86.84
		Alkış	99.85	0.23	99.84	100	87.48	1.24	86.65	98.49
		Dil	99.99	0.05	99.99	100	88.02	1.69	87.40	96.03
		Sağ Bilek	99.06	0.39	99.24	96.70	76.74	2.36	75.77	89.51
	Sol Bilek	99.66	0.38	99.64	99.95	84.56	1.84	83.46	99.14	
	MK	Aritmetik	99.86	0.18	99.87	99.71	78.64	2.60	77.25	96.53
		İki Ayak	99.83	0.31	99.82	99.97	78.65	3.48	77.82	89.65
		Sağ Ayak	99.94	0.09	99.93	100	91.28	0.88	91.47	88.76
		Sağ Diz	99.87	0.28	99.86	100	88.02	2.78	87.58	93.86
		Sağ Yumruk	99.91	0.28	99.91	99.97	88.27	3.20	87.87	93.57
		Sol Yumruk	99.99	0.08	100	99.89	89.44	1.44	90.21	79.14
		Alkış	99.98	0.07	99.99	99.92	95.23	1.37	95.03	97.84
		Dil	99.99	0.03	100	99.97	80.28	4.14	79.85	86.05
		Sağ Bilek	99.91	0.21	99.93	99.58	90.68	1.47	90.17	97.29
	Sol Bilek	99.84	0.25	99.87	99.51	80.24	1.49	78.93	97.59	
	HEB	Aritmetik	99.84	0.26	99.83	99.95	90.95	0.87	90.59	95.73
		İki Ayak	100	0	100	100	96.45	1.03	97.05	88.68
		Sağ Ayak	100	0	100	100	91.02	1.11	91.04	90.76
		Sağ Diz	100	0	100	100	90.39	1.72	89.76	98.62
		Sağ Yumruk	100	0	100	100	92.17	1.24	91.59	99.78
		Sol Yumruk	99.99	0.05	99.99	100	93.63	0.73	93.20	99.32
		Alkış	100	0	100	100	99.77	0.26	99.89	98.16
		Dil	99.87	0.24	99.91	99.35	83.77	2.96	83.20	91.27
		Sağ Bilek	99.95	0.26	99.94	100	82.27	2.40	81.17	96.68
	Sol Bilek	100	0	100	100	93.89	1.55	94.36	87.68	
	SO	Aritmetik	99.82	0.30	99.92	98.53	73.68	8.10	73.03	86.55
		İki Ayak	99.91	0.16	99.90	100	73.75	6.00	72.61	97.32
		Sağ Ayak	99.98	0.14	99.97	100	97.74	0.57	99.21	67.32
		Sağ Diz	99.94	0.10	99.94	100	64.26	5.49	62.52	99.05
		Sağ Yumruk	99.99	0.06	99.99	100	71.89	4.19	70.61	97.41
		Sol Yumruk	99.63	0.35	99.61	99.92	81.27	5.34	80.71	92.86
Alkış		99.86	0.25	99.85	100	88.80	1.62	89.38	76.88	
Dil		99.74	0.25	99.72	99.95	84.50	2.26	83.98	95.36	
Sağ Bilek		99.90	0.16	99.94	99.46	76.35	13.23	76.19	79.57	
Sol Bilek	99.94	0.23	99.94	99.89	68.79	3.03	67.30	98.53		

### 3.3.5. Genel Sınıflandırma Sonuçları

Bölüm 3.2.2, 3.2.3, 3.2.4 ve 3.2.5'te her bir katılımcıya ait aktivitelerin birey bazında ayırt edilmesi araştırılmıştır. Bu bölümde ise, mevcut katılımcılarının bir arada düşünülmesi ile genel sınıflandırma başarımı incelenecektir. Bu inceleme iki açıdan yapılmıştır: dahili ve harici sınıflandırma. Dahili sınıflandırma yaklaşımına göre, testi gerçekleştirilecek olan katılımcının eğitim verileri eğitim kümesine dahil edilerek, daha önce eğitime katılmayan test verisi ile sınıflandırma başarısı ölçülür. Harici sınıflandırma yaklaşımına göre ise, testi

gerçekleştirilecek olan katılımcının eğitim verileri eğitim kümesine dahil edilmeksizin mevcut test verisi ile sınıflandırma başarısı ölçülür. Burada amaçlanan, daha önce sisteme tanıtılmamış bir katılımcının diğer katılımcıların verileri ile ne ölçüde tanıma gerçekleştirebildiğini gözlemlemektir. Dahili ve harici veri gruplarının hazırlanmasına ilişkin diyagram Şekil 3.14’te verilmiştir.



Şekil 3.14. a) Dahili b) harici olarak hazırlanan eğitim-test kümeleri

Buna göre mevcut tüm öznelikler için her bir katılımcıya ait k-EYK sınıflandırıcı ile hesaplanmış dahili sınıflandırma sonuçları Tablo 3.19’deki gibidir.

Tablo 3.19. Grup 1 için dahili sınıflandırma sonuçları

Öznelik	KA		MK		HEB		SO	
	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
Öz1	66.39	2.10	51.87	2.64	67.39	2.58	22.09	2.00
Öz2	<b>99.88</b>	<b>0.25</b>	<b>99.97</b>	<b>0.09</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.96</b>	<b>0.14</b>
Öz3	<b>98.01</b>	<b>0.75</b>	<b>99.84</b>	<b>0.21</b>	<b>99.93</b>	<b>0.17</b>	<b>99.74</b>	<b>0.34</b>
Öz4	<b>99.96</b>	<b>0.14</b>	<b>99.92</b>	<b>0.17</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>100</b>	<b>0</b>
Öz5	28.47	2.10	30.31	2.04	35.79	1.90	24.54	1.75
Öz6	<b>99.75</b>	<b>0.25</b>	<b>99.70</b>	<b>0.33</b>	<b>99.84</b>	<b>0.17</b>	<b>99.67</b>	<b>0.28</b>
Öz7	<b>99.91</b>	<b>0.20</b>	<b>99.95</b>	<b>0.15</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>100</b>	<b>0</b>
Öz8	<b>99.88</b>	<b>0.41</b>	<b>99.97</b>	<b>0.09</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>100</b>	<b>0</b>
Öz9	<b>99.70</b>	<b>0.28</b>	<b>99.70</b>	<b>0.33</b>	<b>99.84</b>	<b>0.29</b>	<b>99.79</b>	<b>0.22</b>
Öz10	15.82	1.76	21.29	1.86	22.49	2.21	9.85	0.95
Öz11	12.37	1.36	14.47	1.52	17.32	1.82	9.46	1.40
Öz12	20.60	2.16	19.76	1.79	21.96	2.11	11.36	1.94

Dahili sınıflandırma yaklaşımı ile yüksek tanıma beklenirken, burada Öz1, Öz5, Öz10, Öz11 ve Öz12 öznitelik vektörlerinin aktiviteyi temsil edemediği fikri ortaya çıkmıştır. Bu nedenle harici sınıflandırma başarısı hesaplanırken bu özellikler devre dışı bırakılmıştır. Buna göre mevcut tüm öznitelikler için her bir katılımcının k-EYK sınıflandırıcı ile hesaplanmış harici sınıflandırma sonuçları Tablo 3.20'deki gibidir.

Tablo 3.20. Grup 1 için harici sınıflandırma sonuçları

Öznitelik	KA		MK		HEB		SO	
	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
Öz2	13.85	0.78	<b>13.28</b>	<b>0.67</b>	13.33	0.34	10.46	0.29
Öz3	6.16	1.39	5.40	0.46	<b>16.46</b>	<b>0.78</b>	9.10	0.64
Öz4	14.00	0.78	12.28	0.55	13.26	0.31	11.21	1.13
Öz6	13.87	0.74	5.55	0.53	3.44	0.40	13.65	0.85
Öz7	12.84	0.73	6.67	0.53	13.44	0.63	<b>14.48</b>	<b>0.97</b>
Öz8	13.64	0.45	8.39	1.00	11.67	0.71	10.85	0.66
Öz9	<b>14.21</b>	<b>0.81</b>	5.83	0.63	3.48	0.35	13.78	0.70

### 3.3.5.1. Alt Bantların Sınıflandırılması

Dalgacık paket ayrıştırma ile 6 farklı temel banda (delta, teta, alfa, beta, alçak gamma ve yüksek gamma) ayrılan EEG işaretlerine, tüm bant üzerinde yapılan analizler sonucunda bireysel sınıflandırma başarısı yüksek olan özniteliklerden birisi olan Öz3 özneliği uygulanmıştır. Buna göre k-EYK sınıflandırıcı ile bireysel başarıları Tablo 3.21, 3.22, 3.23 ve 3.24'te yer verilmiştir. Her bireyin kaydedilen her bir oturumunun sınıflandırma başarıları ayrı ayrı gösterilmiştir.

Tablo 3.21. HEB katılımcısı için Öz3 özneliğinin alt bantlardaki sınıflandırma başarısı

Bant	HEB					
	Oturum 1		Oturum 2		Oturum 3	
	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
Delta	14.70	2.44	17.94	2.99	15.26	2.61
Teta	8.78	2.42	21.73	3.06	13.25	2.71
Alfa	42.10	3.48	56.11	3.97	30.69	3.24
Beta	54.68	3.53	78.58	3.10	46.51	3.64
Alçak Gamma	69.85	3.08	86.61	2.54	70.94	3.07
Yüksek Gamma	97.34	1.12	98.14	1.07	99.02	0.82

Tablo 3.22. KA katılımcısı için Öz3 özniteliğinin alt bantlardaki sınıflandırma başarısı

Bant	KA					
	Oturum 1		Oturum 2		Oturum 3	
	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
Delta	16.97	2.43	17.76	3.24	21.19	3.08
Teta	13.05	2.16	24.03	3.10	23.78	2.82
Alfa	28.61	3.40	56.44	3.73	46.29	3.52
Beta	38.36	3.97	77.73	3.12	60.25	3.88
Alçak Gamma	58.19	3.85	89.43	2.36	75.58	2.71
Yüksek Gamma	91.58	2.21	98.55	1.23	91.51	2.17

Tablo 3.23. MK katılımcısı için Öz3 özniteliğinin alt bantlardaki sınıflandırma başarısı

Bant	MK					
	Oturum 1		Oturum 2		Oturum 3	
	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
Delta	19.70	2.98	18.59	3.12	17.55	2.69
Teta	15.18	2.66	13.87	2.76	11.29	2.80
Alfa	38.85	3.81	36.50	3.44	37.77	3.23
Beta	54.68	3.77	55.52	3.55	56.94	3.19
Alçak Gamma	84.52	2.84	70.51	2.99	73.75	3.27
Yüksek Gamma	97.90	1.41	97.28	1.54	95.39	1.57

Tablo 3.24. SO katılımcısı için Öz3 özniteliğinin alt bantlardaki sınıflandırma başarısı

Bant	SO					
	Oturum 1		Oturum 2		Oturum 3	
	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
Delta	16.74	2.89	17.41	2.48	15.49	2.61
Teta	13.93	2.62	12.07	2.32	10.98	2.51
Alfa	36.10	3.92	45.46	3.50	28.51	2.96
Beta	67.03	3.37	85.03	2.95	43.33	2.75
Alçak Gamma	79.78	2.68	95.60	1.47	51.43	2.38
Yüksek Gamma	96.32	1.65	97.53	1.44	80.35	2.63

Bireylerin oturumlarının birleştirilmesi ile elde edilen bireysel sınıflandırma başarısı ise Tablo 3.25'teki gibidir.

Tablo 3.25. Öz3 özniteliğine göre alt bantların tüm oturumlar birleştirilerek bireysel olarak incelenmesi

Bant	HEB		KA		MK		SO	
	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
Delta	12.70	1.66	13.98	1.65	14.16	1.69	12.52	1.60
Teta	11.06	1.46	15.83	1.72	12.93	1.51	9.90	1.51
Alfa	38.44	2.43	36.60	2.10	32.75	2.19	31.32	2.22
Beta	49.75	2.28	46.42	2.38	50.20	2.29	55.63	2.22
Alçak Gamma	69.61	2.07	68.62	2.13	73.15	1.97	70.52	1.98
Yüksek Gamma	97.80	0.80	93.93	1.42	97.24	0.99	91.85	1.31

Burada alçak ve yüksek gamma bantlarının yüksek sınıflandırma başarısına sahip olduğu görülmektedir. Bu bantların dahili ve harici sınıflandırma performansları hesaplanmış ve Tablo 3.26’da gösterilmiştir.

Tablo 3.26. Alçak ve yüksek gamma bandı için dahili ve harici sınıflandırma doğrulukları

Katılımcılar	Yüksek Gamma Bandı				Alçak ve Yüksek Gamma Bandı			
	Harici		Dahili		Harici		Dahili	
	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
HEB	8.99	1.00	97.75	0.82	11.40	2.02	97.58	0.98
KA	8.65	1.30	93.73	1.37	7.37	1.21	94.21	1.39
MK	10.16	1.14	97.11	1.03	6.54	1.69	98.18	0.89
SO	4.14	1.15	91.78	1.25	5.67	1.87	93.18	1.29

Yüksek gamma bandı kullandığı durumda sınıflandırma başarısı en yüksek olmak ile birlikte, tüm bant (0.1-125 Hz) kullandığı durum da yakın bir sonuç elde edildiğinden bundan sonraki aşamalar için sinyaller alt bantlarına ayrıştırılmaksızın tek bant olarak incelenmiştir.

### 3.3.5.2. En İyi Ayırışan Aktivitelerin Bireysel ve Genel Olarak Belirlenmesi

Genel sınıflandırma başarısının istenilen oranda olmaması sebebiyle, belirlenmiş olan 10 aktivite içerisinde birbirinden en iyi ayırışan aktiviteler tespit edilmek istenmiştir. Bunun için ardışıl aktivite azaltma işlemi gerçekleştirilmiştir ve bu işlem hem bireysel hem de genel olarak yapılmıştır.

Ardışıl aktivite azaltımı işleminde ilk olarak 10 aktivite ile başlayan sınıflandırma işleminde, her defasında bir aktivite çıkarılarak yeniden sınıflandırma performansı

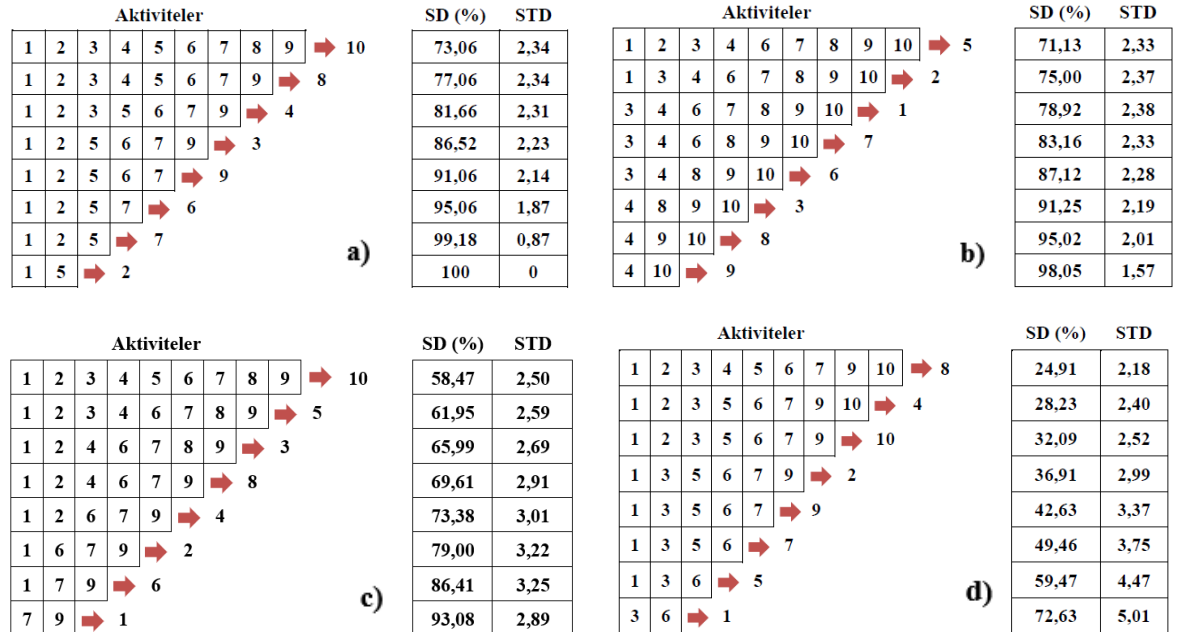


hesaplanmıştır. Buna göre, listeden çıkarıldığında sınıflandırma başarısını olumlu etkileyen aktivite bir sonraki adımda devre dışı bırakılmıştır. Bu yaklaşıma göre en az 2 aktivite kalana kadar yani 8 adım boyunca bu işlemler tekrarlanmıştır. Aktivitelere verilen numaralar Tablo 3.27’de gösterilmiştir.

Tablo 3.27. Aktiviteler ve aktivitelere karşılık gelen sayılar

Aritmetik	Alkış	Dil	Sağ Diz	İki Ayak	Sağ Ayak	Sağ Bilek	Sağ Yumruk	Sol Bilek	Sol Yumruk
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Şekil 3.15’te 4 katılımcı için Öz1 özneliğine göre bireysel aktivitelerin belirlenmesi işlemi şematize edilmiştir. Burada her satır sonunda ardışıl seçim sonucu çıkarılan aktivite ve çıkarıldığı durumdaki bireysel sınıflandırma doğruluğu gösterilmektedir. Her satır bir adımı temsil etmektedir. Bir adımdaki sınıflandırma doğruluğunu olumsuz etkileyen aktivitenin bulunmasında, 50 defa sınıflandırma yapılmış ve elde edilen aktivite değerlerinin bir histogramı elde edilmiştir. Buna göre, histogram sıklık değeri en fazla olan aktivite ilgili adımda bir daha dahil edilmemek üzere çıkarılmıştır. Bununla ilgili olarak KA katılımcısının Öz1 özneliğine göre 8 adım için elde edilen histogram sonuçları Tablo 3.28’de verilmiştir.



Şekil 3.15. a) HEB b) KA c) MK d) SO katılımcıları için Öz1 özneliğine göre en iyi aktiviteler

Tablo 3.28. KA katılımcısına ilişkin Öz1 özneliğine göre ardışıl aktivite azaltımı histogramları

Adım	Histogram	Adım	Histogram
Adım 1		Adım 2	
Adım 3		Adım 4	
Adım 5		Adım 6	
Adım 7		Adım 8	

Bu işlemlerin aynı şekilde Öz1, Öz3, Öz6, Öz7, Öz8 ve Öz9 özneliklerine uygulanmış ve her bir katılımcı için genel sınıflandırma başarımları 2'den başlayarak 10 aktiviteye kadar elde edilmiştir. Buradan elde edilecek sonuçla hangi aktivitelerin daha iyi ayrıştığının kararına varılacak ve bir sonraki deney grubu için bu aktiviteler tercih edilecektir.

Tablo 3.29. Grup 1 için en iyi N aktivitenin k-EYK ile belirlenmesi (1. kısım)

Öznitelik	KA			MK			HEB			SO		
	Aktiviteler	OSD (%)	STD (±)	Aktiviteler	OSD (%)	STD (±)	Aktiviteler	OSD (%)	STD (±)	Aktiviteler	OSD (%)	STD (±)
<b>Öz1</b>	[4 9]	69.41	6.86	[3 8]	71.80	6.14	[3 8]	63.57	4.95	[2 3]	64.39	6.04
	[4 8 9]	49.85	4.85	[3 5 8]	47.03	5.01	[3 8 10]	44.40	4.66	[3 8 10]	41.70	3.69
	[4 5 8 9]	37.12	3.23	[1 3 5 8]	33.12	4.50	[3 4 8 10]	33.50	3.03	[3 7 8 10]	31.61	3.85
	[3 4 8 9 10]	29.99	2.82	[1 3 4 5 8]	24.01	3.46	[3 5 7 8 10]	26.79	2.80	[3 4 5 8 10]	25.25	2.93
	[3 4 5 8 9 10]	24.53	2.65	[1 3 4 5 8 9]	18.77	3.14	[3 6 7 8 9 10]	22.52	2.73	[3 4 5 7 8 10]	20.16	2.64
	[1 3 4 5 8 9 10]	20.09	2.30	[1 3 5 7 8 9 10]	14.65	2.15	[3 4 6 7 8 9 10]	18.82	2.40	[2 3 4 5 7 8 10]	17.45	2.28
	[1 3 4 5 6 8 9 10]	16.48	2.14	[1 3 4 5 6 7 8 10]	11.82	2.00	[3 4 5 6 7 8 9 10]	14.99	1.93	[1 3 4 5 7 8 9 10]	14.53	2.26
	[1 2 3 4 5 6 7 8 10]	13.28	1.77	[1 3 4 5 6 7 8 9 10]	10.05	1.82	[2 3 4 5 6 7 8 9 10]	12.41	1.60	[1 2 3 4 5 7 8 9 10]	12.33	1.60
	Genel	10.23	1.48	Genel	8.14	1.59	Genel	10.51	1.44	Genel	10.16	1.37
	[3 4]	78.66	3.81	[4 8]	97.47	1.62	[2 4]	70.63	4.44	[1 4]	66.88	4.55
<b>Öz3</b>	[2 3 4]	56.67	3.27	[4 5 6]	82.02	3.03	[2 6 9]	55.22	4.39	[3 7 9]	46.00	6.63
	[1 2 3 4]	40.85	3.20	[1 2 6 10]	58.49	2.06	[2 5 6 9]	43.27	3.10	[2 3 6 7]	41.50	3.52
	[1 2 3 4 6]	32.30	2.06	[1 2 6 7 8]	45.11	2.87	[2 5 6 7 9]	34.49	2.52	[1 2 3 4 9]	28.93	2.69
	[1 2 3 4 6 10]	24.99	2.42	[1 2 6 7 8 10]	37.53	2.18	[3 4 5 6 8 10]	28.01	2.48	[1 2 3 4 8 9]	23.43	2.13
	[1 2 3 4 5 6 10]	18.79	1.72	[1 2 3 6 7 8 10]	26.27	2.36	[1 2 3 4 5 6 8]	24.27	2.54	[1 2 3 4 5 8 9]	19.87	2.31
	[1 2 3 4 6 7 8 10]	14.52	1.87	[1 2 4 5 6 8 9 10]	17.34	1.52	[2 3 4 5 6 7 8 9]	21.17	1.93	[1 2 3 4 5 8 9 10]	16.30	1.49
	[1 2 3 4 5 6 7 8 10]	10.57	1.43	[1 2 3 4 5 6 8 9 10]	12.10	1.33	[1 2 3 4 5 6 7 8 9]	18.66	1.66	[1 2 3 4 5 7 8 9 10]	11.78	1.66
	Genel	6.14	1.57	Genel	5.22	0.80	Genel	16.59	1.67	Genel	9.21	1.21

Tablo 3.30. Grup 1 için en iyi N aktivitenin k-EYK ile belirlenmesi (2. kısım)

Öznitelik	KA			MK			HEB			SO		
	Aktivite	OSD	STD	Aktivite	OSD	STD	Aktivite	OSD	STD	Aktivite	OSD	STD
Öz4	[2 9]	99.02	1.15	[6 10]	94.00	2.31	[9 10]	84.27	2.89	[8 9]	68.86	3.02
	[1 2 9]	72.90	3.52	[7 8 10]	61.47	2.85	[2 9 10]	70.53	3.93	[1 2 7]	54.47	3.94
	[1 2 7 10]	58.91	2.94	[4 7 9 10]	47.41	2.68	[2 4 5 7]	49.83	1.94	[1 2 7 8]	41.66	3.35
	[1 2 7 9 10]	53.69	2.55	[4 5 7 9 10]	42.98	2.92	[2 3 4 5 7]	38.80	1.88	[1 2 3 7 8]	32.93	2.67
	[1 2 4 7 9 10]	45.86	2.21	[4 5 6 7 9 10]	34.27	2.83	[1 2 3 5 7 10]	27.93	1.63	[1 2 3 7 8 9]	26.75	1.48
	[1 2 4 5 7 9 10]	26.32	2.44	[2 4 5 6 7 9 10]	25.86	2.57	[2 3 4 5 7 9 10]	23.89	1.47	[1 2 3 4 7 8 9]	22.44	1.85
	[1 2 4 5 6 7 9 10]	21.52	1.98	[1 4 5 6 7 8 9 10]	19.38	1.97	[1 2 3 4 5 7 9 10]	20.97	1.40	[1 2 3 4 7 8 9 10]	18.85	1.80
	[1 2 3 4 5 6 7 9 10]	18.16	1.82	[1 3 4 5 6 7 8 9 10]	16.52	1.75	[1 2 4 5 6 7 8 9 10]	15.17	0.88	[1 2 3 4 5 7 8 9 10]	15.07	1.55
	Genel	14.04	1.19	Genel	12.00	1.03	Genel	13.53	0.75	Genel	11.61	1.83
	[1 6]	93.23	2.53	[4 10]	72.00	4.82	[5 10]	90.67	3.01	[3 10]	83.87	2.97
Öz6	[1 2 9]	60.46	4.51	[5 6 10]	53.78	4.02	[3 5 10]	73.40	3.27	[1 8 10]	54.91	3.79
	[1 2 3 10]	51.13	4.42	[5 6 7 10]	43.45	3.28	[3 5 9 10]	53.40	3.17	[1 5 8 10]	43.43	2.46
	[1 2 7 9 10]	40.04	2.84	[3 5 6 7 10]	33.30	2.90	[3 4 5 9 10]	40.39	2.58	[2 4 6 7 9]	37.23	2.84
	[1 2 7 8 9 10]	31.48	2.98	[1 4 5 6 7 10]	24.47	1.90	[3 4 5 8 9 10]	33.22	2.32	[1 2 4 5 7 10]	31.99	2.90
	[1 2 3 6 7 9 10]	26.38	1.66	[1 3 4 5 6 7 10]	19.66	1.83	[2 3 4 5 8 9 10]	23.50	2.44	[1 2 4 5 7 8 10]	28.91	2.29
	[1 2 3 6 7 8 9 10]	21.61	1.94	[1 2 3 4 5 6 7 10]	14.71	1.52	[1 2 3 4 5 8 9 10]	14.60	1.73	[1 2 4 5 7 8 9 10]	25.16	2.14
	[1 2 3 4 5 6 7 9 10]	17.34	1.92	[1 2 3 4 5 6 7 9 10]	8.89	0.98	[1 2 3 4 5 7 8 9 10]	8.10	1.11	[1 2 4 5 6 7 8 9 10]	22.65	1.94
	Genel	14.10	1.46	Genel	5.45	1.04	Genel	3.55	0.76	Genel	13.76	1.05
	[2 4]	83.94	3.07	[2 6]	83.00	3.97	[2 7]	73.67	4.36	[2 9]	78.58	2.77
	[1 2 4]	67.57	2.28	[2 6 10]	66.71	3.66	[2 7 9]	59.91	4.04	[2 3 7]	62.61	5.32
Öz7	[1 2 4 6]	51.05	3.90	[2 4 6 10]	50.73	3.11	[2 3 5 6]	48.20	3.37	[1 2 3 7]	55.42	3.86
	[1 2 4 6 7]	40.03	2.49	[2 4 6 9 10]	37.10	2.18	[2 3 5 6 7]	38.80	2.51	[1 2 3 6 7]	49.75	3.23
	[1 2 4 6 7 8]	33.86	1.76	[1 2 4 6 7 10]	28.04	2.81	[2 3 4 5 6 10]	32.53	2.35	[1 2 3 6 7 8]	41.38	2.20
	[1 2 4 6 7 8 10]	28.41	1.45	[1 2 4 5 6 9 10]	21.17	3.34	[1 2 3 4 5 6 9]	27.77	1.50	[1 2 3 5 6 7 8]	31.18	2.18
	[1 2 5 6 7 8 9 10]	22.91	1.19	[1 2 4 5 6 7 9 10]	16.47	2.48	[1 2 3 4 5 6 7 9]	23.85	1.80	[1 2 3 5 6 7 8 9]	23.18	1.51
	[1 2 4 5 6 7 8 9 10]	16.36	0.85	[2 3 4 5 6 7 8 9 10]	11.30	1.71	[1 2 3 4 5 6 7 9 10]	21.02	1.35	[1 2 3 5 6 7 8 9 10]	17.13	1.86
	Genel	13.63	0.78	Genel	9.07	1.74	Genel	11.63	1.53	Genel	10.52	1.11

Buna göre Grup 1'e ait 2, 4, 5, 6, 8 ve 10 aktiviteleri, başka katılımcılar tarafından oluşan Grup 2'nin temel aktivitelerini oluşturmuş ve ekstra olarak 2D ve 3D nesne çizilmesinin hayaline yönelik iki aktivitenin de eklenmesi ile Grup 2 için 8 aktivite kaydedilmiştir.

### 3.4. Grup 2 İçin Elde Edilen Bulgular

Bu bölümde Grup 2 kayıt grubunun bireysel ve genel olarak analizleri gerçekleştirilmiş ve alt başlıklar halinde sunulmuştur. Uygulanan öznitelikler Grup 1 için elde edilen özniteliklerle aynıdır.

Grup 2'ye ait aktiviteler, Grup 1 için gerçekleştirilen analizler sonucu belirlenen 6 aktivite ve buna eklenen 2 farklı aktivite olmak üzere, toplam 8 aktiviteden oluşmaktadır. Bu aktivitelere Bölüm 3.2 - Şekil 3.4'te yer verilmiştir.

4 farklı katılımcıdan kaydedilen Grup 2 veri grubu için bireysel ve genel analizler alt başlıklarla verilmiştir.

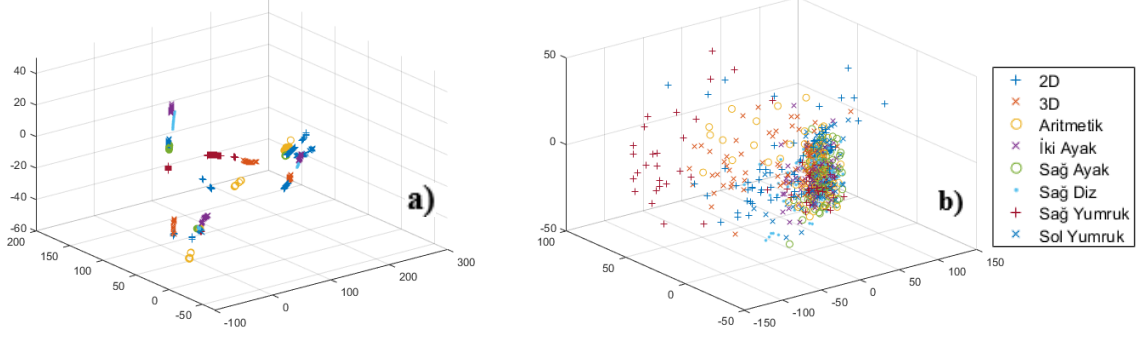
#### 3.4.1. Bireysel Sınıflandırma Sonuçları

Bu kısımda Grup 1 için uygulanan öznitelikler uygulanmış ve birey bazında sınıflandırma sonuçları araştırılmıştır. Elde edilen bireysel sonuçların ortalaması alınarak, ilgili öznitelik yöntemi için elde edilen ortalama sınıflandırma başarısı ve standart sapma değeri hesaplanmıştır. k-EYK metodu ile k=1 komşuluğunda yapılan sınıflandırma sonuçları Tablo 3.31'deki gibidir.

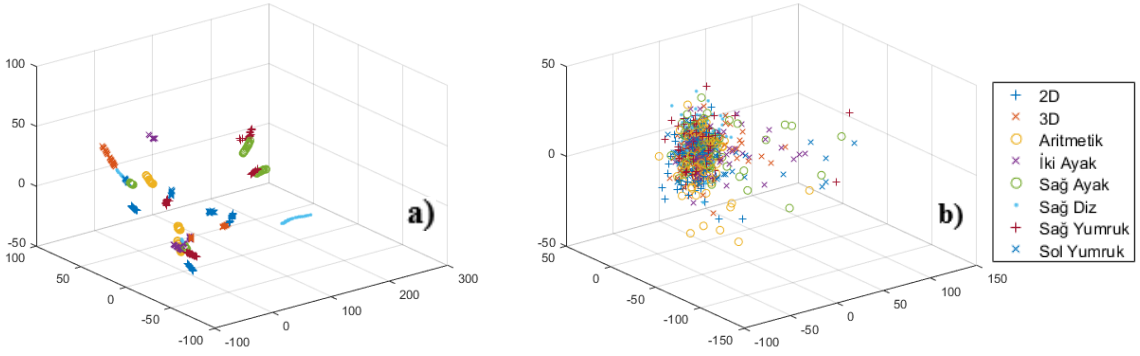
Tablo 3.31. Grup 2'ye yönelik bireysel sınıflandırma sonuçları

Özellik	HK		IK		NO		UK		OSD (%)	STD (±)
	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)		
Öz1	61.37	3.10	38.42	2.86	57.17	2.85	61.52	3.08	54.62	2.97
Öz2	<b>99.82</b>	<b>0.24</b>	<b>99.98</b>	<b>0.09</b>	<b>99.88</b>	<b>0.20</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.95</b>	<b>0.09</b>
Öz3	<b>99.74</b>	<b>0.33</b>	<b>99.99</b>	<b>0.04</b>	<b>99.82</b>	<b>0.22</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.93</b>	<b>0.08</b>
Öz4	<b>99.74</b>	<b>0.30</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.86</b>	<b>0.21</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.9</b>	<b>0.12</b>
Öz5	41.68	3.01	41.03	2.53	45.41	3.14	54.00	2.67	42.70	2.83
Öz6	<b>99.64</b>	<b>0.37</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.77</b>	<b>0.32</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.85</b>	<b>0.17</b>
Öz7	<b>99.78</b>	<b>0.27</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.87</b>	<b>0.20</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.91</b>	<b>0.11</b>
Öz8	<b>99.77</b>	<b>0.34</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.88</b>	<b>0.20</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.91</b>	<b>0.13</b>
Öz9	<b>99.62</b>	<b>0.41</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.80</b>	<b>0.28</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.85</b>	<b>0.17</b>
Öz10	43.43	2.56	49.91	3.04	47.64	2.70	50.26	2.88	47.81	2.79
Öz11	31.88	2.16	26.90	2.25	38.52	3.11	40.10	2.64	34.35	2.54
Öz12	38.74	2.74	49.63	2.89	50.07	2.62	48.31	2.86	46.68	2.77

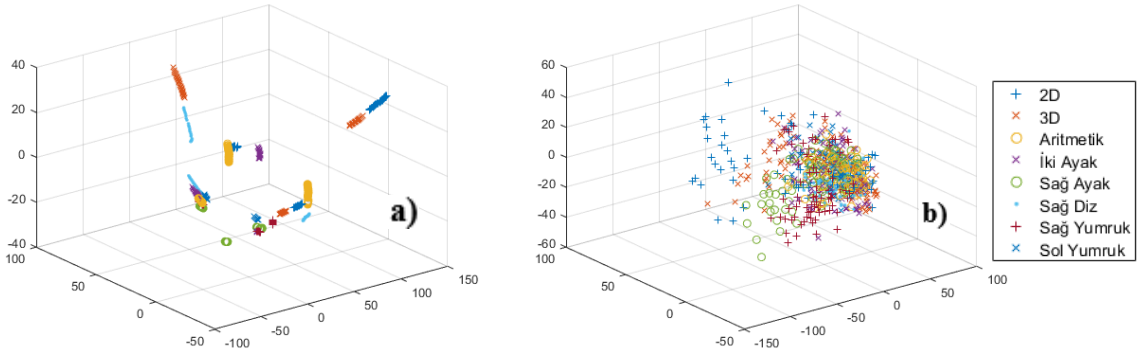
Grup 2’deki her bir katılımcı için iyi ve kötü ayrışmanın olduğu özellik uzayı dağılımı örnekleri Şekil 3.16-3.19’da verilmiştir.



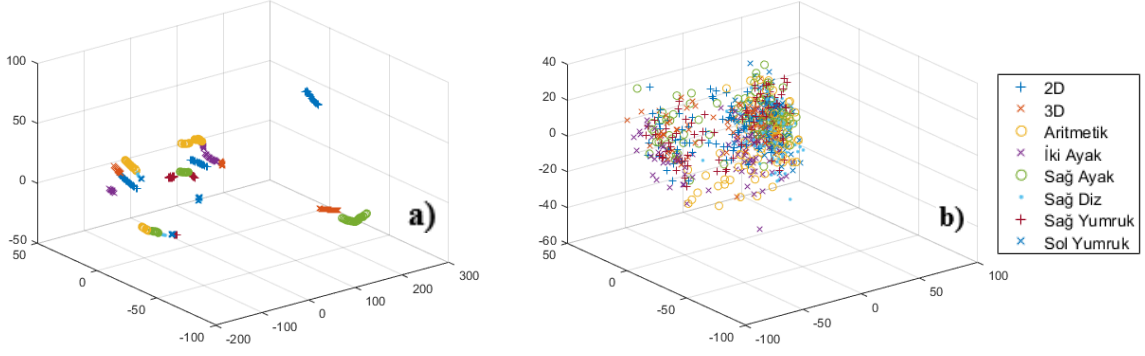
Şekil 3.16. HK katılımcısı için a) iyi ve b) kötü ayrışma örneği



Şekil 3.17. IK katılımcısı için a) iyi ve b) kötü ayrışma örneği



Şekil 3.18. UK katılımcısı için a) iyi ve b) kötü ayrışma örneği



Şekil 3.19. NO katılımcısı için a) iyi ve b) kötü ayrışma örneği

### 3.4.2. Bire-Karşı-Hepsi Sınıflandırma

Her bir sınıfın bir diğer sınıftan ne ölçüde ayrıldığını görmek adına BKH sınıflandırma yapılmıştır. Burada sınıflandırma doğruluğunu yanı sıra, duyarlılık ve özgünlük değerleri de anlam taşımaktadır. Eğer bir sınıfın sınıflandırma doğruluğu yüksek olup, duyarlılık ya da özgünlük değerlerinden herhangi birisi düşük ise burada yanlış sınıflandırma olduğu yorumu yapılır. Özellikle sınıflara ait veri sayıları arasındaki fark çok büyükse, bu durumla karşılaşmak muhtemeldir. Tablo 3.32-3.34'te Öz3, Öz6 ve Öz7 öznitelik vektörlerine göre BKH yaklaşımı için k-EYK ve DVM sınıflandırma sonuçları gösterilmektedir.

Tablo 3.32. Grup 2 için Özl özneliğine göre bireysel BKH k-EYK ve DVM sınıflandırma sonuçları

Metot	Katılımcı	Aktivite	k-EYK				DVM			
			OSD (%)	STD (±)	ÖZG	DUY	OSD (%)	STD (±)	ÖZG	DUY
Özl	HK	2D	88.44	1.36	89.46	72.32	88.34	1.61	90.17	59.46
		3D	89.42	1.60	89.83	83.04	92.93	1.11	94.42	69.29
		Aritmetik	88.75	1.67	89.61	75.18	89.40	1.66	91.31	59.11
		İki Ayak	87.92	1.34	88.94	71.79	87.88	1.40	89.11	68.39
		Sağ Ayak	84.03	1.86	84.86	70.89	84.26	2.21	84.94	73.39
		Sağ Diz	88.71	1.88	89.46	76.88	90.40	1.55	91.43	74.20
		Sağ Yumruk	86.92	2.17	87.73	74.11	89.14	1.73	90.75	63.66
		Sol Yumruk	90.55	1.21	91.48	75.80	90.43	1.71	91.66	70.98
	IK	2D	83.53	1.94	84.85	62.68	92.15	1.23	95.69	36.07
		3D	81.32	1.68	82.78	58.21	90.54	1.92	94.04	35.27
		Aritmetik	84.93	1.41	86.64	57.86	91.02	1.26	94.26	39.73
		İki Ayak	80.90	1.41	82.73	51.88	89.31	1.44	93.33	25.71
		Sağ Ayak	83.02	1.83	85.29	47.14	92.45	1.40	95.86	38.48
		Sağ Diz	82.20	1.97	83.52	61.43	91.21	1.98	94.16	44.73
		Sağ Yumruk	73.57	2.13	75.22	47.41	82.09	3.09	84.94	37.05
		Sol Yumruk	73.18	2.22	74.65	50	84.55	1.82	87.09	44.46
	NO	2D	91.23	1.18	91.78	82.50	94.59	1.09	96.35	66.79
		3D	91.83	1.40	92.12	87.32	95.33	0.97	96.78	72.41
		Aritmetik	88.09	1.08	89.63	63.66	87.31	1.60	89.49	52.68
		İki Ayak	90.13	1.37	90.85	78.75	92.23	1.21	93.21	76.79
		Sağ Ayak	81.27	1.94	82.55	61.07	84.44	2.08	86.32	54.73
		Sağ Diz	84.40	1.57	85.39	68.75	85.46	2.05	86.63	66.88
		Sağ Yumruk	85.24	1.75	86.46	65.89	87.52	1.84	89.46	56.70
		Sol Yumruk	83.99	1.57	85.07	66.88	84.41	1.50	85.56	66.07
	UK	2D	90.55	1.42	91.25	79.55	93.35	0.97	96.55	42.86
		3D	91.44	1.18	92.40	76.34	95.46	0.75	98.44	48.39
		Aritmetik	85.94	1.87	86.63	75.09	92.04	1.42	93.96	61.70
		İki Ayak	86.10	1.66	86.96	72.50	94.06	1.13	97.22	44.02
		Sağ Ayak	84.20	2.01	85.40	65.27	90.48	1.42	93.13	48.57
		Sağ Diz	88.51	1.50	89.85	67.41	92.52	1.08	95.61	43.57
		Sağ Yumruk	88.30	1.52	89.35	71.70	93.16	1.59	96.24	44.38
		Sol Yumruk	84.04	1.44	84.35	79.20	93.40	0.97	94.55	75.27



Tablo 3.33. Grup 2 için Öz6 özneteliğine göre bireysel BKH k-EYK ve DVM sınıflandırma sonuçları

Metot	Katılımcı	Aktivite	k-EYK				DVM			
			OSD (%)	STD (±)	ÖZG	DUY	OSD (%)	STD (±)	ÖZG	DUY
Öz6	HK	2D	99.17	0.79	99.17	99.11	94.26	0	100	3.57
		3D	99.55	0.61	99.54	99.82	94.27	0	100	3.57
		Aritmetik	99.70	0.54	99.68	100	94.27	0	100	3.57
		İki Ayak	99.82	0.31	99.82	99.82	94.27	0	100	3.57
		Sağ Ayak	99.29	0.78	99.24	100	94.27	0	100	3.57
		Sağ Diz	99.81	0.27	99.80	99.91	94.26	0	100	3.57
		Sağ Yumruk	99.74	0.42	99.75	99.55	94.27	0	100	3.57
		Sol Yumruk	99.59	0.65	99.56	100	94.27	0	100	3.57
	IK	2D	99.92	0.39	99.91	100	94.27	0	100	3.57
		3D	99.92	0.33	99.92	100	95.31	0.78	99.59	27.86
		Aritmetik	100	0	100	100	96.09	0.54	100	34.20
		İki Ayak	99.99	0.05	99.99	100	94.27	0	100	3.57
		Sağ Ayak	99.95	0.30	99.95	100	92.83	1.96	97.50	18.93
		Sağ Diz	99.86	0.30	99.85	100	89.99	3.17	94.04	26.07
		Sağ Yumruk	99.93	0.44	99.93	100	94.27	0	100	3.57
		Sol Yumruk	99.97	0.10	99.97	100	91.43	2.63	95.37	29.20
	NO	2D	100	0	100	100	94.28	0	100	3.57
		3D	99.46	0.45	99.44	99.91	94.27	0	100	3.57
		Aritmetik	99.62	0.39	99.63	99.38	94.28	0	100	3.57
		İki Ayak	100	0	100	100	94.27	0	100	3.57
		Sağ Ayak	99.92	0.18	99.92	99.91	94.27	0	100	3.57
		Sağ Diz	99.40	0.56	99.44	98.84	94.28	0	100	3.57
		Sağ Yumruk	100	0	100	100	94.28	0	100	3.57
		Sol Yumruk	99.81	0.42	99.80	100	94.28	0	100	3.57
	UK	2D	99.98	0.10	99.98	100	94.26	0	100	3.57
		3D	100	0	100	100	94.27	0	100	3.57
		Aritmetik	100	0	100	100	94.26	0	100	3.57
		İki Ayak	100	0	100	100	94.27	0	100	3.57
		Sağ Ayak	100	0	100	100	94.27	0	100	3.57
		Sağ Diz	99.97	0.12	99.97	100	94.27	0	100	3.57
		Sağ Yumruk	99.98	0.10	99.98	100	94.27	0	100	3.57
		Sol Yumruk	100	0	100	100	96.92	0.57	100	48.21

Tablo 3.34. Grup 2 için Öz7 öz niteliğine göre bireysel BKH k-EYK ve DVM sınıflandırma sonuçları

Metot	Katılımcı	Aktivite	k-EYK				DVM			
			OSD (%)	STD (±)	ÖZG	DUY	OSD (%)	STD (±)	ÖZG	DUY
Öz7	HK	2D	99.56	0.54	99.56	99.55	88.68	1.11	89.32	78.66
		3D	99.28	0.68	99.24	100	82.48	1.99	82.20	86.96
		Aritmetik	99.27	0.65	99.24	99.73	80.25	2.92	79.35	94.64
		İki Ayak	99.86	0.27	99.89	99.46	90.96	3.05	91.78	78.04
		Sağ Ayak	99.54	0.68	99.51	100	77.39	5.51	76.65	89.11
		Sağ Diz	99.70	0.32	99.68	100	83.96	3.66	84.93	68.75
		Sağ Yumruk	99.80	0.55	99.79	100	72.90	2.71	71.45	95.89
		Sol Yumruk	99.60	0.76	99.57	100	71.84	5.38	70.60	91.43
	IK	2D	99.97	0.12	99.97	100	98.59	0.61	99.11	90.45
		3D	99.70	0.54	99.68	100	90.28	2.09	89.99	94.91
		Aritmetik	99.99	0.07	99.99	100	96.13	1.92	95.94	99.11
		İki Ayak	100	0	100	100	90.93	1.92	90.86	92.14
		Sağ Ayak	99.88	0.24	99.88	99.91	82.06	4.29	81.87	85.09
		Sağ Diz	99.81	0.37	99.80	100	76.71	1.83	75.34	98.39
		Sağ Yumruk	99.82	0.34	99.81	100	88.60	2.01	88.06	97.14
		Sol Yumruk	99.82	0.19	99.81	100	85.12	2.02	84.37	97.05
	NO	2D	100	0	100	100	83.90	1.58	83.25	94.29
		3D	99.91	0.21	99.90	100	95.82	0.91	97.10	75.54
		Aritmetik	99.81	0.17	99.80	100	81.00	2.60	80.39	90.54
		İki Ayak	100	0	100	100	84.68	1.62	84.72	84.11
		Sağ Ayak	99.97	0.09	99.97	100	85.84	1.84	85.50	91.25
		Sağ Diz	99.79	0.34	99.83	99.29	76.01	3.68	75.17	89.20
		Sağ Yumruk	100	0	100	100	87.96	1.94	87.62	93.21
		Sol Yumruk	99.90	0.22	99.89	100	78.74	2.56	77.85	92.86
	UK	2D	100	0	100	100	94.35	1.92	94.03	99.38
		3D	99.98	0.10	99.98	100	95.78	1.16	95.67	97.50
		Aritmetik	99.99	0.03	99.99	100	78.61	3.93	78.32	83.21
		İki Ayak	99.79	0.42	99.77	100	70.31	3.30	68.74	95.09
		Sağ Ayak	100	0	100	100	73.52	4.70	72.33	92.41
		Sağ Diz	100	0	100	100	92.64	1.72	92.79	90.36
		Sağ Yumruk	99.92	0.22	99.91	100	71.36	4.94	70.31	87.95
		Sol Yumruk	99.96	0.12	99.95	100	83.15	1.76	82.58	92.23

Buna göre en yüksek BKH sınıflandırma sonuçları Öz6 ve Öz7 öz niteliklerinin k-EYK ile kullanılması halinde elde edilmektedir.

### 3.4.3. Genel Sınıflandırma Sonuçları

Grup 2 için, Şekil 3.13'teki gibi veriler hazırlanarak k-EYK sınıflandırıcı ile dahili ve harici sınıflandırma doğrulukları hesaplanmış ve sırasıyla Tablo 3.35 ve Tablo 3.36'da gösterilmiştir. Tablo 3.35'teki sonuçlara göre, Öz2, Öz3, Öz4, Öz6, Öz7, Öz8 ve Öz9 öznitelikleri kullanılması durumunda dahili sınıflandırma başarısının yüksek olduğu görülmektedir.

Tablo 3.35. Grup 2 için dahili sınıflandırma sonuçları

Yaklaşım	Aktivite	HK		IK		NO		UK	
		OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
Dahili	Öz1	66.39	2.10	51.87	2.64	67.39	2.58	22.09	2.00
	Öz2	<b>99.88</b>	<b>0.25</b>	<b>99.97</b>	<b>0.09</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>99.96</b>	<b>0.14</b>
	Öz3	<b>98.01</b>	<b>0.75</b>	<b>99.84</b>	<b>0.21</b>	<b>99.93</b>	<b>0.17</b>	<b>99.74</b>	<b>0.34</b>
	Öz4	<b>99.96</b>	<b>0.14</b>	<b>99.92</b>	<b>0.17</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>100</b>	<b>0</b>
	Öz5	28.47	2.10	30.31	2.04	35.79	1.90	24.54	1.75
	Öz6	<b>99.75</b>	<b>0.25</b>	<b>99.70</b>	<b>0.33</b>	<b>99.84</b>	<b>0.17</b>	<b>99.67</b>	<b>0.28</b>
	Öz7	<b>99.91</b>	<b>0.20</b>	<b>99.95</b>	<b>0.15</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>100</b>	<b>0</b>
	Öz8	<b>99.88</b>	<b>0.41</b>	<b>99.97</b>	<b>0.09</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>100</b>	<b>0</b>
	Öz9	<b>99.70</b>	<b>0.28</b>	<b>99.70</b>	<b>0.33</b>	<b>99.84</b>	<b>0.29</b>	<b>99.79</b>	<b>0.22</b>
	Öz10	17.79	2.59	15.65	2.18	18.91	2.45	19.62	2.60
	Öz11	13.39	2.09	14.04	2.20	16.30	2.61	17.84	2.10
	Öz12	19.34	2.66	16.27	1.90	20.51	2.64	22.21	2.61

Bu nedenle, harici sınıflandırma başarı için yalnızca bu özniteliklerin kullanılmasıyla elde edilen sınıflandırma doğrulukları incelenmiş ve Tablo 3.36'da verilmiştir. Buna göre en yüksek sınıflandırma doğruluğu Öz6 özniteliği ile IK katılımcısı için %23.22 olarak elde edilmiştir.

Tablo 3.36. Grup 2 için harici sınıflandırma sonuçları

	Aktivite	HK		IK		NO		UK	
		OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
Harici	Öz2	8.58	1.49	17.24	1.33	16.46	1.65	11.42	1.80
	Öz3	9.63	1.41	6.56	1.55	<b>22.29</b>	<b>2.40</b>	8.32	1.16
	Öz4	9.31	1.52	18.09	1.81	14.22	1.38	5.94	2.59
	Öz5	13.43	1.64	17.01	2.05	14.09	1.74	<b>16.48</b>	<b>2.04</b>
	Öz6	<b>18.06</b>	<b>1.53</b>	<b>23.22</b>	<b>2.23</b>	14.58	1.81	8.48	1.21
	Öz7	12.27	1.58	13.11	1.59	11.69	1.26	8.33	1.22
	Öz8	4.18	0.97	6.56	1.17	16.38	1.25	8.76	1.15
	Öz9	17.44	1.43	22.31	2.01	14.70	1.50	8.02	1.26

#### 3.4.4. Grup 2 İçin En İyi N Aktivitenin Belirlenmesi

Grup 2 için Grup 1'den farklı olarak ardışıl aktivite azaltımı uygulamak yerine tüm kombinasyonlar içinden en iyi sonucu veren kombinasyonlar belirlenerek Tablo 3.37 elde edilmiştir. Bu değerler diğer bölümler için de olduğu gibi eğitim ve test kümesinin %70'i eğitim ve %30'u test olacak şekilde rastgele olarak 50 tekrarla elde edilmesi sonucu elde edilmiştir. Tablo 3.37'de Grup 2'yi oluşturan 4 katılımcının en iyi aktivitelerinin k-EYK ile elde edilen sınıflandırma sonuçlarına detaylı olarak verilmiştir. Burada komşuluk değeri k=1 olarak alınmıştır.

Tablo 3.37. Grup 2 için en iyi N aktivitenin k-EYK ile sınıflandırma sonuçları

Yöntem	Katılımcı	En iyi 2		En iyi 3		En iyi 4		En iyi 5		En iyi 6		OSD (%)	STD (₺)							
		OSD (%)	STD (₺)	OSD (%)	STD (₺)	OSD (%)	STD (₺)	OSD (%)	STD (₺)	OSD (%)	STD (₺)									
Öz6	HK	3	7	81.86	3.46	3	6	7	70.52	3.98	1	3	4	5	6	7	40.35	2.30	30.88	2.21
	IK	1	8	<b>86.43</b>	4.20	1	6	7	66.04	3.90	1	3	6	7	7	7	<b>50.30</b>	3.59	<b>38.85</b>	2.53
	NO	1	6	83.86	3.14	1	6	7	66.73	3.82	1	3	5	6	8	8	35.19	3.34	26.75	3.06
	UK	3	6	82.29	3.42	6	7	8	59.15	5.48	1	2	6	8	5	6	23.4	2.57	14.00	1.67
Öz8	HK	5	7	66.76	5.82	4	5	7	51.88	4.63	1	4	5	6	7	8	24.40	2.68	15.21	2.28
	IK	4	7	73.42	3.78	3	4	7	55.75	3.28	4	5	6	7	8	8	29.05	2.64	22.61	2.62
	NO	1	3	<b>75.46</b>	4.21	1	3	8	<b>62.57</b>	3.53	1	3	7	8	7	8	<b>37.90</b>	2.08	<b>29.37</b>	2.09
	UK	4	5	66.23	4.12	3	4	7	53.45	4.32	2	3	4	7	4	7	32.57	1.91	21.28	1.76
Öz9	HK	3	7	83.00	3.33	3	6	7	<b>69.36</b>	4.06	1	3	6	7	7	7	40.36	2.68	30.76	2.01
	IK	1	8	<b>86.43</b>	4.56	1	6	7	67.04	5.00	1	3	6	7	4	6	<b>50.86</b>	3.65	<b>38.49</b>	2.81
	NO	1	6	82.33	3.08	1	6	7	66.88	4.41	1	3	5	6	8	8	35.70	3.78	27.42	3.62
	UK	3	6	81.90	3.37	6	7	8	55.31	3.86	1	2	6	8	5	6	24.38	2.51	14.71	2.00
Öz3	HK	1	8	68.55	4.94	1	3	6	45.95	3.54	1	3	4	8	8	8	26.46	2.59	21.37	2.20
	IK	4	6	<b>93.96</b>	2.61	3	6	7	48.73	4.58	3	4	6	7	8	8	27.82	3.14	19.31	2.84
	NO	1	3	76.66	5.23	1	3	8	<b>62.11</b>	3.00	1	3	6	8	7	8	<b>41.44</b>	2.92	<b>34.67</b>	2.47
	UK	1	2	55.86	1.74	2	3	4	35.53	3.10	1	2	3	4	5	6	20.60	1.80	16.97	1.30
Öz2	HK	3	5	83.20	3.10	3	4	5	55.10	3.53	1	3	5	6	7	7	26.92	2.10	19.76	2.29
	IK	1	3	<b>99.93</b>	0.32	1	3	7	<b>73.41</b>	3.47	1	2	3	8	8	8	<b>40.89</b>	3.30	<b>31.00</b>	2.51
	NO	3	5	67.26	5.32	1	5	7	48.30	3.90	1	6	7	8	7	8	32.94	2.85	23.72	2.11
	UK	2	3	84.45	3.36	2	3	7	55.86	2.68	2	3	6	7	4	6	34.05	1.87	22.77	2.06
Öz4	HK	3	5	82.53	3.98	3	4	5	53.77	4.17	2	3	4	5	6	7	25.05	3.09	19.92	1.95
	IK	1	3	<b>99.93</b>	0.32	1	3	8	<b>76.68</b>	3.13	1	2	3	8	8	8	<b>39.77</b>	3.20	<b>31.56</b>	2.49
	NO	1	3	67.73	4.85	1	4	8	45.09	3.94	1	4	6	8	7	8	28.23	2.27	23.27	1.68
	UK	2	3	84.55	3.70	2	3	7	56.57	3.64	2	3	4	6	7	7	32.50	3.22	22.58	1.82

### 3.5. Grup 3 İçin Elde Edilen Bulgular

Grup 3, Grup 1 ve Grup 2'nin ortak aktivitelerinden oluşan bir veri kümesi olup 6 aktiviteden oluşmaktadır: aritmetik, iki ayak, sağ ayak, sağ diz, sağ yumruk, sol yumruk. Bu bölümde Grup 3 için elde edilen genel sınıflandırma başarıları ele alınmıştır.

Bunun için 8 katılımcıdan oluşan 6 aktivite için tüm veriler birleştirilmiş ve buna göre elde edilen genel sınıflandırma başarımları k-EYK sınıflandırıcı ile Tablo 3.38'de, DVM ile Tablo 3.39'da ve YSA ile Tablo 3.40'da verilmiştir.

Grup 3 için, Grup 2'deki yaklaşımla belirlenen kombinasyonlar çerçevesinde en iyi N tane aktivite k-EYK ve DVM sınıflandırıcılarla belirlenmiştir. Diğer durumlarda olduğu gibi, elde edilen sonuçlar eğitim ve test kümesinin %70 eğitim-%30 test olacak şekilde rastgele olarak 50 tekrarlar elde edilmesi sonucu elde edilmiştir.

Genel sınıflandırma başarımlarının ve en iyi aktivitelerin belirlenmesi durumlarında k-EYK için komşuluk değeri  $k=1$  olarak alınmış ve uzaklık ölçüm metriği olarak Öklid uzaklığı kullanılmıştır. DVM için ise en iyi sigma ( $\sigma$ ) değeri 2 ile 10 arasında 0.1 adım aralığı ile araştırılarak seçilmiş ve DVM'ye ilişkin tablolarda  $\sigma$  değerine ayrıca yer verilmiştir. YSA için ise ara katman nöron sayısı, girdi vektörünün boyutuna göre farklı değerlerde kullanılmıştır. YSA sonuçlarının verildiği tablolarda girdi vektörünün boyutu ile birlikte ara katman nöron sayıları da belirtilmiştir.

Tablo 3.38. Grup 3 için k-EYK sınıflandırıcıya göre genel sınıflandırma başarımları

Katılımcılar	Öz2		Öz4		Öz6		Öz7		Öz9	
	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
<b>HK</b>	20.80	1.74	21.38	1.84	26.98	1.84	16.87	2.16	26.91	2.46
<b>IK</b>	21.09	1.88	18.62	1.71	26.78	2.62	13.20	1.90	26.18	3.14
<b>NO</b>	19.65	1.44	18.86	1.43	16.29	2.31	11.96	2.05	16.55	2.78
<b>UK</b>	9.51	1.47	8.18	1.38	14.73	1.55	8.84	2.12	14.62	1.54
<b>HEB</b>	7.60	2.38	6.62	2.47	6.22	1.05	17.44	2.41	5.80	1.17
<b>KA</b>	22.07	2.03	23.36	2.75	18.51	1.68	14.97	1.89	20.31	2.33
<b>MK</b>	10.71	1.67	8.35	1.52	5.05	1.05	10.84	1.63	5.40	1.07
<b>SO</b>	6.53	1.56	7.33	1.24	10.84	1.32	16.21	2.02	10.51	1.86
<b>ORT.</b>	<b>14.75</b>	<b>6.72</b>	<b>14.09</b>	<b>7.08</b>	<b>15.68</b>	<b>8.33</b>	<b>13.79</b>	<b>3.09</b>	<b>15.79</b>	<b>8.36</b>

Tablo 3.39. Grup 3 için DVM sınıflandırıcıya göre genel sınıflandırma başarımları

Katılımcılar	Öz2			Öz4			Öz6			Öz7			Öz9		
	OSD (%)	STD (±)	$\sigma$	OSD (%)	STD (±)	$\sigma$	OSD (%)	STD (±)	$\sigma$	OSD (%)	STD (±)	$\sigma$	OSD (%)	STD (±)	$\sigma$
<b>HK</b>	21.66	1.11	7.20	14.44	3.89	10.00	27.22	1.17	8.00	17.77	1.56	9.00	26.90	2.69	10.00
<b>IK</b>	32.59	4.10	8.60	15.18	1.16	9.20	23.15	1.95	10.00	23.51	1.70	9.00	31.11	1.67	10.00
<b>NO</b>	18.31	3.57	8.00	20.69	1.14	9.50	21.61	3.36	9.00	23.07	2.40	8.90	18.31	3.22	9.70
<b>UK</b>	18.88	2.00	7.90	13.51	0.85	9.00	21.66	3.34	9.00	15.18	3.06	8.80	13.70	3.35	9.80
<b>HEB</b>	19.07	1.40	9.00	17.58	1.90	8.80	18.14	3.40	9.50	20.37	2.24	9.20	7.59	1.28	10.00
<b>KA</b>	21.05	0.84	9.00	10.18	2.79	9.00	17.95	1.38	6.50	11.71	0.84	10.00	10.07	1.14	9.90
<b>MK</b>	19.67	1.20	8.20	13.66	1.45	8.50	17.54	3.73	10.00	24.40	1.67	10.00	10.92	0.55	9.60
<b>SO</b>	13.62	1.96	8.80	9.6	2.12	8.90	10.02	2.75	9.90	16.52	3.62	9.80	19.78	2.70	10.00
<b>ORT.</b>	<b>20.61</b>	<b>5.41</b>		<b>14.36</b>	<b>3.63</b>		<b>19.66</b>	<b>5.06</b>		<b>19.07</b>	<b>4.52</b>		<b>17.30</b>	<b>8.36</b>	

Tablo 3.40. Grup 3 için YSA sınıflandırıcıya göre genel sınıflandırma başarımları

Katılımcılar	Öz2		Öz4		Öz6		Öz7		Öz9	
	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)
<b>HK</b>	18.35	0.49	17.60	2.17	20.92	2.10	13.03	2.33	23.85	1.06
<b>IK</b>	22.40	3.96	13.80	2.69	21.39	1.73	17.03	5.82	14.75	2.03
<b>NO</b>	17.55	1.34	23.50	1.70	11.04	1.70	14.60	1.84	26.30	3.37
<b>UK</b>	14.25	4.74	20.75	2.73	13.05	1.38	25.00	4.24	17.90	2.49
<b>HEB</b>	14.15	4.03	23.90	2.40	8.33	1.76	13.85	2.90	11.00	3.54
<b>KA</b>	14.60	4.95	20.05	1.91	16.41	1.99	23.50	1.57	13.50	2.96
<b>MK</b>	18.70	0.71	21.57	2.05	12.48	2.29	22.97	1.90	25.80	2.28
<b>SO</b>	11.52	3.88	10.03	1.25	9.78	1.72	13.03	2.33	23.85	1.06
<b>ORT.</b>	<b>16.44</b>	<b>3.44</b>	<b>18.90</b>	<b>4.84</b>	<b>14.18</b>	<b>4.92</b>	<b>17.88</b>	<b>5.11</b>	<b>19.62</b>	<b>6.05</b>
<b>Özellik Vektörü Boyutu</b>	(8x11= 88)		(8x100=800)		(8x30=240)		(8x30=240)		(8x30=240)	
<b>Gizli Katman Nöron Sayısı</b>	100		400		200		200		200	

Tablo 3.41. 7 katılımcı için en iyi N tane aktivitenin k-EYK ile belirlenmesi (1. kısım)

Yöntem	Katılımcı	En iyi 2 aktivite		OSD (%)	STD (±)	En iyi 3 aktivite		OSD (%)	STD (±)	En iyi 4 aktivite			OSD (%)	STD (±)	En iyi 5 aktivite			OSD (%)	STD (±)	GENEL SONUÇ					
		1	2			1	2			3	4	5			1	2	3			4	5	OSD (%)	STD (±)		
Öz2	HK	1	5	79.23	4.95	1	3	5	52.17	2.90	1	3	4	5	38.00	3.02	1	2	3	4	5	24.26	2.34	16.83	2.16
	IK	1	5	78.00	4.14	2	5	6	51.30	5.15	1	2	5	6	42.11	3.37	1	2	3	5	6	31.27	2.83	21.11	2.16
	NO	2	6	62.26	4.43	2	4	6	41.60	2.65	2	4	5	6	31.19	1.88	1	3	4	5	6	23.32	1.77	19.84	1.42
	UK	1	3	83.20	3.39	1	3	4	54.93	2.15	2	3	5	6	25.31	2.61	2	3	4	5	6	20.65	1.85	16.74	1.60
	KA	1	2	67.70	3.70	2	3	5	48.30	3.90	1	2	3	5	36.49	3.01	1	2	3	5	6	26.72	1.99	18.27	1.66
	HEB	3	4	52.20	6.18	3	4	5	37.71	4.86	2	3	4	5	26.83	4.18	1	2	3	4	5	14.38	2.86	7.77	2.13
Öz3	MK	3	5	66.06	3.83	1	4	5	47.30	3.83	1	3	4	5	29.47	2.54	1	3	4	5	6	14.91	2.01	10.66	1.93
	HK	1	2	56.84	3.30	1	2	4	33.06	3.60	1	2	3	6	21.74	3.57	1	2	3	4	5	13.81	2.36	8.23	1.39
	IK	2	4	94.29	2.69	2	4	5	67.31	3.75	2	4	5	6	50.51	3.71	1	2	4	5	6	40.97	2.83	33.17	2.24
	NO	4	6	67.73	5.10	2	4	6	55.01	3.67	2	4	5	6	37.48	2.45	1	2	3	4	6	26.63	2.29	18.06	1.94
	UK	5	6	82.66	4.11	2	5	6	59.88	3.69	1	2	3	5	45.56	3.23	1	2	3	5	6	36.74	2.65	24.13	2.39
	KA	2	3	73.18	4.05	1	2	3	47.34	2.33	1	2	3	6	33.09	1.83	1	2	3	4	6	19.51	2.24	13.02	1.58
Öz4	HEB	1	3	72.36	4.88	2	5	6	46.57	4.64	2	3	5	6	40.71	3.71	1	2	3	5	6	33.37	2.90	27.56	2.05
	MK	4	6	98.33	1.30	4	5	6	70.64	3.45	1	2	4	6	55.62	3.15	1	2	4	5	6	50.32	2.50	31.84	1.91
	HK	1	2	72.74	4.71	1	3	5	46.73	4.83	1	3	4	5	34.80	4.41	1	2	3	4	5	24.30	2.90	17.50	2.21
	IK	1	6	82.2	3.91	1	2	6	55.93	4.29	1	2	4	6	40.71	4.09	1	2	3	4	6	30.75	2.85	18.05	2.17
	NO	2	6	66.26	3.53	2	4	6	44.79	2.39	2	4	5	6	32.84	1.96	1	2	3	5	6	22.85	1.71	19.14	1.50
	UK	1	3	82.70	3.74	1	3	4	55.35	2.35	1	3	4	6	26.83	3.08	1	2	3	4	6	20.20	1.89	16.76	1.78
HEB	KA	3	5	79.66	4.05	2	3	5	48.65	3.54	2	3	5	6	36.42	2.63	1	2	3	5	6	29.35	2.21	18.63	2.13
	HEB	3	4	78.46	6.92	1	3	4	38.24	4.91	2	3	4	5	26.15	4.21	1	2	3	4	5	14.73	3.60	6.35	2.29
	MK	3	5	66.06	3.46	1	3	5	47.65	3.04	1	3	4	5	28.76	3.77	1	2	3	5	6	15.63	2.54	9.78	1.93



Tablo 3.42. 7 katılımcı için en iyi N tane aktivitenin k-EYK ile belirlenmesi (2. kısım)

Yöntem	Katılımcı	En iyi 2 aktivite		STD (±)	OSD (%)	En iyi 3 aktivite		STD (±)	OSD (%)	En iyi 4 aktivite		STD (±)	OSD (%)	En iyi 5 aktivite		STD (±)	OSD (%)	GENEL SONUÇ							
		1	2			1	2			1	2			1	2			1	2	OSD (%)	STD (±)				
Öz6	HK	1	5	4.00	80.90	1	4	5	64.02	4.23	1	2	4	5	45.88	2.26	1	2	3	4	5	35.24	2.92	26.42	2.04
	IK	1	2	<b>2.71</b>	<b>93.00</b>	1	2	5	65.52	4.20	1	2	4	5	53.75	3.89	1	2	3	4	5	<b>45.49</b>	<b>3.21</b>	<b>33.35</b>	<b>2.45</b>
	NO	2	3	4.00	66.12	2	4	5	48.68	4.69	2	3	5	6	36.55	2.64	2	3	4	5	6	28.76	2.49	16.45	2.18
	UK	5	6	6.06	88.83	4	5	6	<b>73.11</b>	<b>5.30</b>	2	4	5	6	<b>58.41</b>	<b>3.40</b>	2	3	4	5	6	30.26	2.54	19.94	1.92
	KA	2	3	4.60	75.70	2	3	5	59.56	3.81	1	2	3	5	47.68	3.24	1	2	3	4	5	36.65	2.78	26.19	2.12
	HEB	3	5	3.79	63.56	3	4	5	38.97	2.58	1	3	4	5	23.91	2.74	1	2	3	4	5	12.64	1.78	5.65	1.18
Öz8	MK	2	6	3.50	80.76	1	2	5	52.67	5.47	1	2	3	5	29.57	4.00	1	2	3	5	6	13.41	2.49	10.18	1.82
	HK	4	6	5.77	50.19	1	3	6	37.24	3.26	1	3	5	6	23.93	3.22	1	3	4	5	6	14.30	2.10	6.25	1.09
	IK	2	4	3.18	86.09	2	4	6	69.12	3.89	2	3	4	6	48.67	2.88	1	2	4	5	6	37.89	2.07	29.57	1.73
	NO	2	4	3.77	83.73	2	3	4	55.47	3.64	1	3	4	6	43.53	2.87	1	2	3	4	6	36.38	2.83	31.10	2.95
	UK	2	6	4.96	67.10	2	3	4	49.70	3.76	2	3	4	5	39.82	3.50	1	2	3	4	5	25.72	2.57	21.23	2.25
	KA	2	3	4.09	64.98	1	2	3	44.28	2.90	1	3	4	5	25.00	3.15	1	2	3	4	6	19.50	2.02	13.31	1.51
Öz9	HEB	2	5	3.89	67.30	2	3	5	56.00	4.63	2	3	5	6	47.18	3.59	2	3	4	5	6	38.48	2.69	32.14	2.30
	MK	1	2	<b>2.00</b>	<b>95.29</b>	2	4	6	<b>75.60</b>	<b>3.35</b>	1	2	4	6	<b>62.57</b>	<b>3.15</b>	1	2	4	5	6	<b>48.03</b>	<b>2.85</b>	<b>33.11</b>	<b>2.05</b>
	HK	1	5	4.52	81.23	1	4	5	64.17	4.22	1	3	4	5	46.47	3.24	1	2	3	4	5	34.78	2.72	26.52	1.94
	IK	1	2	<b>2.44</b>	<b>93.13</b>	1	2	5	<b>64.87</b>	<b>4.55</b>	1	2	4	5	53.43	3.72	1	2	3	4	5	<b>45.10</b>	<b>3.29</b>	<b>33.24</b>	<b>2.65</b>
	NO	5	6	3.93	67.26	2	4	5	48.37	4.18	2	3	4	6	36.83	3.22	2	3	4	5	6	28.86	2.52	17.12	2.67
	UK	5	6	5.66	88.83	4	5	6	73.88	5.85	2	4	5	6	<b>58.63</b>	<b>3.83</b>	2	3	4	5	6	29.73	2.08	20.07	1.95
KA	2	3	4.01	77.40	2	3	5	59.38	4.55	1	2	3	5	47.17	3.07	1	2	3	4	5	36.59	2.28	25.90	1.81	
HEB	3	5	4.01	63.30	3	4	5	40.55	3.29	1	3	4	5	25.00	2.46	1	2	3	4	5	13.09	1.71	5.67	1.15	
	MK	2	6	4.21	80.63	1	2	5	50.47	5.26	1	2	3	5	27.07	3.92	1	2	3	4	6	13.00	1.76	9.78	1.92

Tablo 3.43. 7 katılımcı için en iyi N tane aktivitenin DVM ile belirlenmesi (1. kısım)

Yöntem	Katılımcı	En iyi 2 aktivite		OSD (%)		STD (#)		En iyi 3 aktivite		OSD (%)		STD (#)		En iyi 4 aktivite		OSD (%)		STD (#)		En iyi 5 aktivite		OSD (%)		STD (#)		Genel Sonuç		En iyi σ	
		1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2		OSD (%)
Öz2	HK	1	5	60.93	6.51	41.91	6.13	1	3	4	5	30.59	3.72	1	3	4	5	6	19.92	3.19	11.90	2.90	5	5	5	5	11.90	2.90	5
	IK	2	4	75.11	5.77	46.74	4.98	1	2	5	6	37.02	4.57	1	2	4	5	6	30.9	3.79	23.43	2.81	5	5	5	5	23.43	2.81	5
	NO	1	2	66.78	4.84	46.06	2.81	2	4	5	6	34.82	2.67	1	2	4	5	6	28.67	3.29	21.92	3.23	4	4	4	4	21.92	3.23	4
	UK	1	4	75.18	6.75	48.00	4.47	1	3	4	5	33.78	4.08	1	2	4	5	6	25.13	2.94	18.94	2.71	7	7	7	7	18.94	2.71	7
	KA	1	4	67.8	4.25	41.67	3.35	1	3	4	5	29.75	2.98	1	2	3	4	5	23.21	3.67	13.90	2.90	6	6	6	6	13.90	2.90	6
	HEB	3	4	66.13	4.34	46.31	4.28	1	2	3	4	33.7	3.6	1	2	3	4	5	26.66	3.86	20.48	2.86	6	6	6	6	20.48	2.86	6
Öz3	MK	3	5	68.19	6.00	46.13	7.33	1	2	4	5	37.14	4.53	1	2	3	4	5	25.43	3.48	18.42	3.13	6	6	6	6	18.42	3.13	6
	HK	5	6	61.36	7.88	40.19	3.67	3	4	5	6	27.04	3.31	1	3	4	5	6	18.92	3.37	11.26	2.77	4	4	4	4	11.26	2.77	4
	IK	1	4	72.49	11.61	47.69	7.8	1	2	3	4	30.51	4.25	1	2	3	4	6	20.25	4.28	13.28	3.06	3	3	3	3	13.28	3.06	3
	NO	3	6	70.72	11.33	53.28	8.42	1	2	3	6	41.32	8.94	1	2	3	4	6	31.72	6.39	21.72	4.79	5.5	5.5	5.5	5.5	21.72	4.79	5.5
	UK	1	6	66.95	9.94	42.13	6.68	1	2	3	6	28.01	4.34	1	3	4	5	6	20.12	4.98	13.97	3.77	5.5	5.5	5.5	5.5	13.97	3.77	5.5
	KA	3	4	67.96	7.61	39.27	5.50	1	3	4	5	27.65	5.13	1	2	3	4	5	19.81	3.89	11.56	3.01	4	4	4	4	11.56	3.01	4
Öz4	HEB	3	4	85.73	6.76	59.15	6.90	2	3	4	5	45.26	4.43	1	2	3	4	5	35.2	4.14	27.56	4.10	6	6	6	6	27.56	4.10	6
	MK	1	6	60.29	3.95	43.30	4.70	1	2	4	6	32.32	3.9	1	2	3	5	6	26.06	3.8	20.10	4.13	5	5	5	5	20.10	4.13	5
	HK	1	3	66.16	4.19	47.86	8.87	1	2	4	5	34.33	7.46	1	2	4	5	6	26.06	5.37	18.61	3.47	8.2	8.2	8.2	8.2	18.61	3.47	8.2
	IK	2	6	84.16	4.24	52.03	5.69	1	2	4	6	44.42	6.34	1	2	3	4	6	34.17	5.83	16.33	2.91	6.2	6.2	6.2	6.2	16.33	2.91	6.2
	NO	1	3	79.34	8.16	52.47	5.14	1	3	4	6	35.49	7.90	1	2	4	5	6	27.18	2.4	23.29	1.94	6	6	6	6	23.29	1.94	6
	UK	1	6	66.80	5.42	40.67	6.89	2	3	4	5	30.12	6.37	1	2	3	4	5	23.53	3.44	16.77	1.41	7	7	7	7	16.77	1.41	7
HEB	KA	1	4	71.08	3.92	50.43	4.27	1	2	4	6	33.73	2.17	1	2	4	5	6	16.84	2.44	11.51	1.52	6.5	6.5	6.5	6.5	11.51	1.52	6.5
	HEB	3	4	62.46	6.95	43.37	3.99	3	4	5	6	31.16	4.57	1	3	4	5	6	20	3.19	15.13	2.76	6	6	6	6	15.13	2.76	6
	MK	2	4	65.06	4.75	43.69	4.51	3	4	5	6	33.81	2.84	1	3	4	5	6	27.18	2.14	15.78	3.21	6	6	6	6	15.78	3.21	6
	MK	2	4	65.06	4.75	43.69	4.51	3	4	5	6	33.81	2.84	1	3	4	5	6	27.18	2.14	15.78	3.21	6	6	6	6	15.78	3.21	6

Tablo 3.44. 7 katılımcı için en iyi N tane aktivitenin DVM ile belirlenmesi (2. kısım)

Yöntem	Katılımcı	En iyi 2 aktivite		En iyi 3 aktivite		En iyi 4 aktivite		En iyi 5 aktivite		STD (±)	OSD (%)	Genel Sonuç		En iyi σ													
		OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)	OSD (%)	STD (±)			OSD (%)	STD (±)														
Öz6	HK	5	6	67.70	3.76	2	5	6	56.54	4.99	2	3	5	6	42.45	3.02	2	3	4	5	6	32.65	2.71	26.64	2.86	4.2	
	IK	4	6	69.11	4.37	1	2	5	48.78	4.41	1	2	3	5	6	35.56	3.64	1	2	3	5	6	27.54	3.18	19.96	2.87	4
	NO	2	3	66.41	3.39	2	3	6	43.41	5.04	2	3	5	6	6	34.4	4.65	1	2	3	5	6	24.72	3.56	17.10	2.58	5.3
	UK	1	6	<b>92.75</b>	<b>9.02</b>	2	5	6	<b>56.66</b>	<b>9.83</b>	1	2	5	6	6	<b>42.94</b>	<b>5.01</b>	1	2	3	4	6	<b>29.41</b>	<b>7.15</b>	<b>21.90</b>	<b>7.09</b>	6
	KA	2	5	76.13	5.84	2	3	5	53.60	4.95	2	3	5	6	6	37.27	3.79	2	3	4	5	6	25.85	4.34	18.71	3.04	4.8
	HEB	3	5	83.73	3.98	3	4	5	54.31	8.79	2	3	5	6	6	40.02	4.17	2	3	4	5	6	29.03	4.25	17.97	3.50	5
Öz8	MK	1	6	68.19	7.24	1	5	6	50.74	7.20	1	2	5	6	6	35.25	3.82	1	3	4	5	6	23.75	4.81	13.46	3.74	5.1
	HK	3	6	55.37	3.99	3	4	6	44.31	4.30	1	3	4	6	6	37.12	3.49	1	2	3	4	6	19.35	2.47	7.91	3.17	7
	IK	2	5	76.88	5.16	1	2	5	46.88	5.16	1	2	5	6	6	39.71	4.15	1	2	3	4	6	30.05	3.17	19.90	5.02	6.2
	NO	1	5	63.73	4.78	4	5	6	43.67	2.88	1	3	4	5	6	33.45	2.56	1	3	4	5	6	25.62	2.06	20.84	1.66	5.2
	UK	1	2	66.33	5.93	1	2	4	43.32	4.89	1	2	4	6	6	31.70	3.06	1	2	3	4	6	24.44	4.38	16.63	2.13	5
	KA	2	3	64.36	4.47	1	2	3	40.99	2.91	2	3	4	6	6	33.10	4.10	1	2	3	4	6	23.67	2.93	10.58	4.08	4
Öz9	HEB	1	2	66.43	3.12	2	3	5	47.62	5.53	1	2	3	5	6	36.00	4.27	1	2	3	4	5	28.65	4.07	<b>22.49</b>	<b>3.02</b>	4
	MK	1	6	<b>95.71</b>	<b>7.58</b>	2	4	5	<b>57.07</b>	<b>7.51</b>	2	4	5	6	6	<b>48.03</b>	<b>3.32</b>	1	2	4	5	6	<b>32.12</b>	<b>4.27</b>	17.79	3.46	4.2
	HK	1	5	79.90	6.32	3	5	6	57.33	5.45	1	3	5	6	6	43.18	5.16	1	3	4	5	6	30.86	2.98	19.70	3.44	6
	IK	2	4	83.18	3.59	1	2	4	<b>67.45</b>	<b>3.03</b>	1	2	4	5	6	<b>54.61</b>	<b>3.44</b>	1	2	3	4	5	<b>44.52</b>	<b>3.27</b>	<b>29.66</b>	<b>3.32</b>	6
	NO	2	4	60.75	8.67	1	2	3	44.23	3.93	1	2	3	5	6	38.80	4.20	2	3	4	5	6	29.11	4.39	19.81	3.24	5.8
	UK	5	6	<b>90.40</b>	<b>6.50</b>	4	5	6	52.22	4.91	2	4	5	6	6	38.83	4.94	1	2	4	5	6	26.17	3.94	16.60	2.21	4.9
Öz9	KA	2	3	65.44	7.09	2	3	5	46.63	4.03	2	3	4	5	6	34.60	2.92	2	3	4	5	6	24.73	2.52	16.23	2.27	5.4
	HEB	3	5	58.83	5.70	1	3	5	47.33	4.47	1	3	4	5	6	30.26	2.62	1	2	3	4	5	14.94	2.4	9.20	1.55	5
	MK	1	5	63.09	8.78	1	2	5	46.10	5.69	1	2	3	5	6	25.08	5.23	1	2	3	4	6	19.79	2.68	14.62	1.66	6

### 3.6. Grup 1-2-3 İçin Sınıflandırıcı Performans Değerlendirmesi

Bu bölümde 3 grup için bireysel sınıflandırma başarımları, karmaşıklık matrisleri (KM) ve buradan hesaplanan sınıflandırma ltlerine göre gösterilecektir. Her bir gruptan birer katılımcı seçilmiş ve k-EYK ile 25 kez tekrarlanan sınıflandırma işlemine göre KM hesaplanmıştır. Elde edilen KM'den ise doğruluk, duyarlılık, özgünlük, kesinlik, F-skoru ve Kappa katsayısı değerleri bulunarak Şekil 3.20-3.22'de belirtilmiştir.

Hesaplanan Değerler	789	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	775	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	750	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	800	0	0	0	0	0	9
	0	0	0	0	850	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	775	0	0	0	0
	1	0	0	0	0	0	775	0	0	0
	10	0	0	0	0	0	0	775	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	850	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	791
	Gerçek Değerler									

lt	Değer
Doğruluk	98,68
Duyarlılık	100
zgnlk	99,65
Kesinlik	96,96
F-skoru	98,46
Kappa Katsayısı	0,9972

Şekil 3.20. SO için z6-k-EYK karmaşıklık matrisi ve performans ltleri

Hesaplanan Değerler	775	0	0	0	0	0	0	0
	0	750	0	0	0	0	0	0
	0	0	775	0	0	0	0	0
	0	0	0	750	0	0	0	0
	0	0	0	0	725	0	0	0
	0	0	0	0	0	750	0	0
	0	0	0	0	0	0	750	0
	0	0	0	0	0	0	0	750
	Gerçek Değerler							

lt	Değer
Doğruluk	100
Duyarlılık	100
zgnlk	100
Kesinlik	100
F-skoru	100
Kappa Katsayısı	1

Şekil 3.21. NO için z6-k-EYK karmaşıklık matrisi ve performans ltleri

Hesaplanan Değerler	800	0	0	0	0	0
	0	742	0	0	0	0
	0	8	775	0	0	0
	0	0	0	750	0	0
	0	0	0	0	750	0
	0	0	0	0	0	750
	0	0	0	0	0	750

Gerçek Değerler

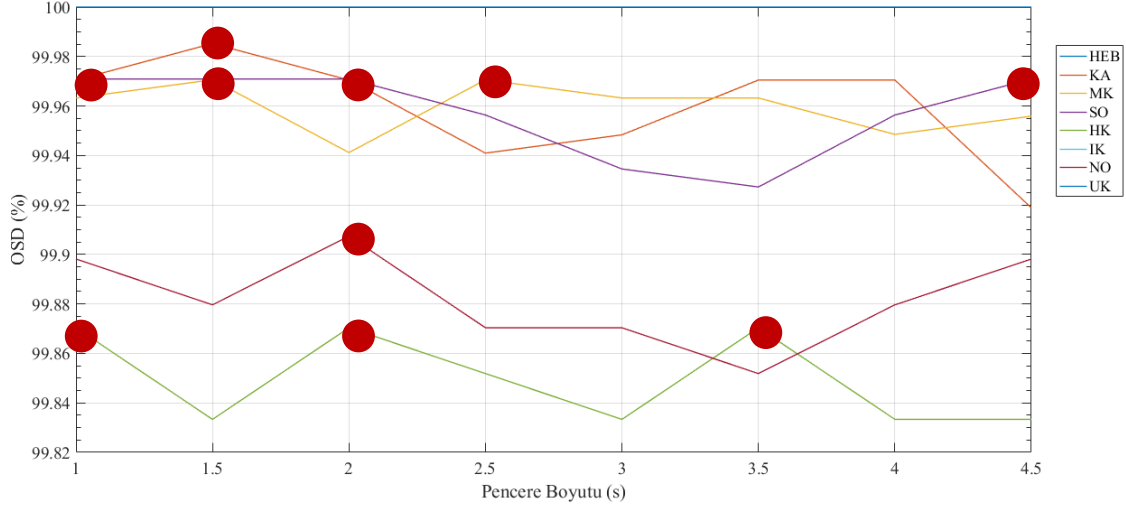
Ölçüt	Değer
Doğruluk	99,45
Duyarlılık	100
Özgünlük	99,33
Kesinlik	96,96
F-skoru	99,66
Kappa Katsayısı	0,9979

Şekil 3.22. HEB için Öz6-k-EYK karmaşıklık matrisi ve performans ölçütleri

### 3.7. Bireysel Olarak En Kısa Tanıma Süresinin Araştırılması

Çalışmada, her bir denemenin 3. ve 8. saniye aralığı aktif segmenttir. Bir EEG denemesinin kaydedilmesine yönelik zaman çizelgesi Bölüm 2.1.2 Şekil 2.16’da verilmiştir. Buna göre her bir katılımcıdan, bir deneme için 5 saniye boyunca hayali motor veya motor olmayan görevin gerçekleştirilmesi istenmiştir. Ancak gerçek zamanlı bir çalışma yapılması düşünüldüğünde, hayali aktivitenin daha kısa sürede tanınması beklenmektedir. Bunun için 1 saniyelik (500 örnek) pencerelerden başlayarak 4.5 saniyelik pencereye (2250 örnek) kadar 0.5 saniye artış miktarı (250 örnek) ve 0.5 saniye bindirme (250 örnek) ile analiz edilmiştir. Örnek olarak, Grup 3 için birey bazında en kısa tanıma süresi, 6 sınıflı problem için Öz3’e göre k-EYK sınıflandırıcı kullanılarak araştırılmış ve Şekil 3.23’te gösterilmiştir. Buna göre;

- HEB, IK ve UK için tüm,
- KA için 1.5,
- SO için 1, 1.5, 2 ve 4.5,
- MK için 1.5 ve 2.5,
- NO için 2,
- HK için 1, 2 ve 3.5 saniyelik pencere(ler)de en kısa sürede ve en yüksek doğrulukla tanıma gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.23. Birey bazında en kısa tanıma süresi grafiği

### 3.8. Aktivitelerin Harfler ile İlişkilendirilerek Metne Dönüştürülmesi

Mevcut 3 deney grubu için, gruplardaki aktivite sayısına bağlı olarak harfler atanmış ve özel gereksinimli bir bireyin kullanmak isteyeceği 7 sözcük için metne dönüştürme işlemi gerçekleştirilmiştir. Gruplar için belirlenen sözcükler ve aktivitelerle ilişkilendirilen harflere Tablo 3.45'te yer verilmiştir.

Tablo 3.45. Seçilen sözcükler ve aktivitelerle ilişkilendirilecek olan harfler

GRUP 1										GRUP 2										GRUP 3									
TAMAM										TAMAM										TAMAM									
EVET										EVET										YEMEK									
HAYIR										HAYIR										EVET									
SU										SU										HAYIR									
YEMEK										YEMEK										YOK									
YATAK										YATAK										UYKU									
YOK										YOK										VAR									
T	M	V	H	Y	R	S	K	E	A	T	M	Y	K	V	H	R	A	T	M	Y	K	V	H						

### 3.8.1. Grup 1 İçin Metne Dönüştürme Sonuçları

Grup 1, 4 farklı katılımcının 10 aktivitesinden oluşmaktadır. Buna göre her bir katılımcı için Öz1, Öz2, Öz3, Öz4, Öz6 ve Öz8 özniteliklerine göre tahmin edilen kelimelere Tablo 3.46’da yer verilmiştir.

Tablo 3.46. Grup 1 için tahmin edilen kelimeler

Sözcük	Öz1	Öz2	Öz3	Öz4	Öz6	Öz8	Katılımcı
TAMAM	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	HEB
EVET	<u>TVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	
HAYIR	<u>AAYA</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	
SU	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	
YEMEK	<u>YAMST</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	
YATAK	<u>VREAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	
YOK	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	
TAMAM	<u>TVMHM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	KA
EVET	<u>EVEK</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	
HAYIR	<u>HYYY</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	
SU	<u>T</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	
YEMEK	<u>YSMYK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	
YATAK	<u>TREAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	
YOK	<u>YY</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	
TAMAM	<u>KAYAT</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	MK
EVET	<u>SVEK</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	
HAYIR	<u>HMMR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	
SU	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	
YEMEK	<u>YATAM</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	
YATAK	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	
YOK	<u>EM</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	
TAMAM	<u>TEKEA</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	SO
EVET	<u>MVMS</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	<u>EVET</u>	
HAYIR	<u>KMYE</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	
SU	<u>M</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	<u>S</u>	
YEMEK	<u>EHSAA</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	<u>YEMEK</u>	
YATAK	<u>KREMS</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	<u>YATAK</u>	
YOK	<u>YY</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	

Buna göre Öz1 hariç seçilen diğer öznitelikler ile tüm kelimeler doğru tahmin edilmiştir. Bu adımdan sonra, tüm kanallar kullanılmadan daha az kanalla tanıma işleminin gerçekleşip gerçekleşmeyeceği araştırılmış ve kişiye göre farklılık göstermekle beraber, 2 kanalla tanıma işleminin sağlandığı gözlemlenmiştir. Grup 1 için kişilere özgü belirlenen kanallar ve kelime tanıma sonuçlarına Tablo 3.47-3.50’da yer verilmiştir.





Tablo 3.48. KA kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri

Öznitelik		Kanallar															
		F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	F4-F3	F4-Fz	F4-C3	F4-C4	F4-Cz	F4-P3	F4-P4	
Öz3	TAMRR	TAMAM	TMAAM	YMMMK	AAKYY	TSSYH	MMMAA	THVMM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	EAMAM	TAMSK	TAAAM	TAMAM		
	EKEH	YEYE	VVES	YTYA	HEAA	EKER	EVET	TKAT	YVET	EVET	EVET	EVET	EVET	YVET	EVYT		
	MREM	YAER	SEEM	MKST	KAYR	HMKR	HMTR	HSKR	HAYR	HAYR	HAYR	HAER	HAYR	HAYR	HMYR		
	T	S	E	S	K	Y	S	S	S	S	S	H	M	S	S		
	HEMET	RYVMS	YEAAK	EEAKV	RMMEK	YEYEM	YRMSS	RRSKY	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YVMEK	YEYEK	YEMEK	YEMEK		
	MAMAK	SATAK	VMTHK	KTVAY	EATME	EMTHM	EMTAM	AKYAS	YATAK	YATAK	YATAK	YATMK	YMRSK	YATAK	YMTAK		
	MR	HK	YK	YE	EH	MK	AE	KA	YK	YK	YK	YK	YK	YK	YK		
	F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	F4-F3	F4-Fz	F4-C3	F4-C4	F4-Cz	F4-P3	F4-P4		
	MAYAE	TAMAA	TARAA	TKHHR	MMMEM	TYVMM	TRMMA	TMMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMMM	TAMAM	TAMAM	TMMAM		
	TRMT	EAET	EVSR	RVTY	EVET	TVMT	VVEK	EMET	EVET	EVET	EVEA	EVET	EVET	EVET	EVET		
HMYR	YAYR	HAVT	RAYE	YAYR	HYYR	EHEE	HVMK	HAYR	HAYR	HAYE	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR			
S	S	H	V	H	M	S	H	S	S	S	S	S	S	S			
HEMTK	HEATH	YVMSK	REMEK	VMAVE	MEMTK	YHMRA	YTAES	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK			
AASAK	VMTTK	RETAK	RHARV	TMYYR	SMTKK	YARAE	YATME	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YAEAK	YATAK	YATMK			
EK	RK	RK	VK	HK	SK	MV	MY	YK	YK	YK	YK	YK	YK	YK			
F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	F4-F3	F4-Fz	F4-C3	F4-C4	F4-Cz	F4-P3	F4-P4			
HAEAR	TAEAM	RAMEM	STERM	ATETT	EAYAK	KKHAM	TSHAA	TMMAM	TAMAM	TAMAM	TAMMM	TAMAM	TAMAM	TAMAM			
EVEE	YEET	EVEA	YSKT	EVET	VVET	SVKE	EKAT	EVET	EVET	EVET	EVET	EVET	EVET	EVET			
TMYYR	HAYR	HAYM	EAHE	SAVK	MRAR	MAER	AYYR	HAYR	HAYR	HAYV	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR			
T	S	H	S	K	S	S	V	S	S	S	H	S	S	S			
YARTK	SVMAK	HYTEK	YKMKH	MKRMV	VEMEK	YKMRR	MEMYY	YEMEK	YEMEK	YEMEH	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK			
HAEAR	YTEAM	ERHEK	TKTHK	VMTAV	YATRM	YARMA	EVTYY	HATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK			
VK	SK	RK	VK	TM	MM	YK	YE	YK	YK	YK	YK	YK	YK	YK			

Tablo 3.49. MK kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri

Öznitelik	Kanallar															
	F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	C3-F3	C3-F4	C3-Fz	C3-C4	C3-Cz	C3-P3	C3-P4	
Öz3	EAMAM	TAVKS	TKVAV	TRKAM	TRKAK	TVKTR	EAVSY	YAKRA	TAMAM	TAMAM	TAMAV	TAMAE	TAMAE	TAAMM	TVMAM	
	EVHS	AVTE	EHMT	EVVT	MVVY	EVEH	TKRA	TSYT	EVET	EVET	EEET	EVET	EVET	VSVT	EVVT	
	HMYR	HAVA	VAER	HSHV	HEVR	HAVR	HTEA	TKEA	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYH	
	A	S	T	S	S	S	K	S	S	S	S	S	S	S	S	
	YVSEK	YVMEA	YEMEK	HYMMR	REMAK	KEHMK	YEAKM	MESEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YYTEM	YVMEK	
	AYTAK	YETYM	YYKKK	YRMAT	VYTER	TTTTAK	VMMMT	VATSM	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	
	YR	HK	YT	YK	VK	YK	YT	HE	YK	YK	YK	YK	YK	YK	YK	
	F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	C3-F3	C3-F4	C3-Fz	C3-C4	C3-Cz	C3-P3	C3-P4	
	TAYAM	YRMEK	TYHYV	KAMAM	TAMYR	VAMVM	TMSMM	VMMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	
	EVET	MVEE	SVES	YEYT	SYES	EMET	EKET	ETYT	EVET	EVVT	EVET	EVET	EVET	EVET	EVET	
HAAY	HATR	RAER	HAYR	HAVY	AAVR	HRYA	RHVR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR		
S	S	E	S	S	S	Y	A	S	S	S	S	S	S	S		
YVMEK	VEBEK	YEMVK	YEMEK	KRKSK	EBBEK	YEKES	ASYKT	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK		
AATYK	YYTAK	YATAS	YATSK	AYTAK	YATAK	MSATT	HSTRE	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK		
YK	YK	YA	YK	RY	YK	HK	TT	YK	YK	YK	YK	YK	YK	YK		
F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	C3-F3	C3-F4	C3-Fz	C3-C4	C3-Cz	C3-P3	C3-P4		
HEMAM	EAMAS	TRVMM	MAEAE	TMKAM	YTKMR	YMSAY	HRSAY	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM		
EYST	EYET	SEEE	VVRT	AYMT	EAES	EMYT	KVEY	EVET	EVET	EVET	EVET	EVET	EVET	EVET		
EAAA	HEVA	HAAR	HVYM	RAYR	SAVR	HAVR	YKVR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR		
T	S	S	S	T	S	T	S	S	S	S	S	S	S	S		
YEYRK	YEMAM	YEMES	EMMEK	VHKVK	KEAEK	ETKKS	VETEK	YEMEK	YEMEK	YEMVK	YEMEK	YEMEK	YEMEK	YEMEK		
YAKAK	HYEAK	YAKAM	YSTRK	YESAK	YAHHK	KAKMK	AMMRE	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK	YATAK		
MK	AK	YS	YK	YY	VK	YT	YE	YK	YK	YK	YK	YK	YK	YK		



### 3.8.2. Grup 2 İçin Metne Dönüştürme Sonuçları

Grup 2, 4 farklı katılımcının 8 aktivitesinden oluşmaktadır. Buna göre her bir katılımcı için Öz1, Öz2, Öz3, Öz4, Öz6 ve Öz8 özniteliklerine göre tahmin edilen kelimelere Tablo 3.51’de yer verilmiştir.

Tablo 3.51. Grup 2 için farklı özelliklere göre metne dönüştürme sonuçları

Sözcük	Öz1	Öz2	Öz3	Öz4	Öz6	Öz8	Katılımcı
TAMAM	YKMAT	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	HK
EVET	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	
HAYIR	RT	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	
SU	KHVR	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	
YEMEK	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	
YATAK	MK	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	
YOK	YAR	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	
TAMAM	TVMHM	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	IK
EVET	RMA	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	
HAYIR	VM	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	
SU	RKYY	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	
YEMEK	YA	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	
YATAK	TA	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	
YOK	RYR	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	
TAMAM	TVMAM	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	NO
EVET	AKK	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	
HAYIR	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	
SU	VAAH	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	
YEMEK	RK	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	
YATAK	AK	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	
YOK	VHR	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	
TAMAM	TATAM	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	<u>TAMAM</u>	UK
EVET	YAK	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	
HAYIR	AT	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	
SU	HAHK	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	<u>HAYR</u>	
YEMEK	YY	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	
YATAK	HK	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	
YOK	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	<u>VAR</u>	

Burada da Öz1 hariç seçilen diğer öznitelikler ile tüm kelimeler doğru tahmin edilmiştir. Bölüm 3.8.1’deki gibi Grup 2 için de en az kanalla doğru tahmin 2 kanalda elde edilmiştir. Katılımcılar ve doğru tanıma sağlayan kanal çiftleri Tablo 3.52-3.55’de verilmiştir.





Tablo 3.54. NO kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri

Öznitelik	Kanallar													
	F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	F4-F3	F4-Fz	F4-C3	F4-C4	F4-Cz	F4-P4
Öz3	TAAAYM	TAMAM	TAMAT	KAMAM	VAMAM	TAMYV	TAMMM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM
	YMK	YMK	AMV	YYT	YVY	MVT	YRM	YMK	YMK	YMK	YMK	YMK	YMK	YMK
	VH	KV	VT	RK	VT	VT	VT	RT	VT	VT	VT	VT	VT	VT
	MAYK	HAYR	HAHM	HAHV	HAKR	HAYT	HAYR	HAYV	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR
	YK	YK	YK	YK	YY	KR	YK	YK	YK	YK	YK	YK	YK	YK
	YK	YK	YK	MK	YK	YK	YK	YM	YK	YK	YK	YK	YK	YK
	VAR	VAR	VAR	VAT	VHT	VHM	RAR	VAR	VAR	VAR	VAR	VAR	VAV	VAR
	F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	Fz-F3	Fz-F4	Fz-C3	Fz-C4	Fz-Cz	Fz-P3
	TAMAH	THMAM	TAMAR	RARAM	THMKM	RKMAY	MAMAM	TAMKM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMHM	TAMAM
	YMT	YAV	YMK	MYK	YKA	YMM	YMK	YYK	YMK	YMK	YMK	YMK	YMK	YMK
VT	VT	HT	VV	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	
HAYR	HAYT	HAYR	HAMT	HHKR	HAMR	HAKR	HAKR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HHYR	HAYR	
AK	YK	YK	YK	YA	MH	KK	TH	YK	YK	YK	YK	YK	YK	
AK	YK	YK	MT	YK	YA	YK	MK	YK	YK	YK	YK	YK	YK	
VAK	TAR	KAR	VAR	VAR	VAH	VAV	VVR	VAR	VAR	VAR	VAR	VAR	TAR	
F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	P3-F3	P3-F4	P3-Fz	P3-C3	P3-C4	P3-Cz	
TAAAM	TAMAM	TAMYM	TAMAM	TAMAM	KAHKR	TMMMM	TAMAK	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	
YHK	TMY	MMM	YHT	YVM	MMM	YKK	YMH	YMK	YMK	YMK	YMK	YMK	YMK	
VT	KT	VT	VR	VT	MT	VT	VY	MT	VT	VT	VT	VT	VT	
TAAR	HAYR	RAYR	MAAV	HHYR	HKKR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAKR	HAYR	HAYR	HAYR	
YK	YK	AK	HK	YK	YT	YK	YK	YK	YK	YK	YK	YK	YK	
YK	YK	YV	MK	YK	MK	YK	YM	YK	YK	YK	YK	YK	YK	
VAR	KAT	TAR	VAT	VHR	VRK	VAR	VAR	VAR	VAR	VAR	VAV	VAR	VAR	

Tablo 3.55. UK kişisine ilişkin yüksek tanıma sağlanan kanal çiftleri

Öznitelik	Kanallar														
	F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	Cz-F3	Cz-F4	Cz-Fz	Cz-C3	Cz-C4	Cz-P3	Cz-P4
Öz3	TARAM	HMMAM	TAMVM	HAYAM	MAMAM	TAMAM	TAMAM	YAMAK	TAMAM	TAMAM	TAAAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM
	YMK	YMY	YMH	AMR	YTR	YMV	TMK	KMK	YMK	YAY	YMR	YMK	YMK	KMK	YMK
	VT	RT	VT	VT	VR	VT	YT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT
	HAVM	TMYK	HAYR	HAKR	HAYY	HAYR	HAYR	HARR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR
	HK	RK	KY	AK	YK	KK	YY	YH	YM	YK	YK	YK	YK	YK	YK
	KR	YY	YK	YY	YH	VK	AM	YH	MK	YY	YK	YY	YK	YK	YK
	KAV	VAR	AAR	VHR	RAR	VAR	VAR	VAM	VAR	VAR	VAK	VAR	VAR	VAR	VAR
	F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	Cz-F3	Cz-F4	Cz-Fz	Cz-C3	Cz-C4	Cz-P3	Cz-P4
	TARAT	TMMMM	TAMAM	TAMAH	KAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM
	KVK	KMR	YAK	KMY	YTK	YMK	YMK	TMH	YMK	YMK	YMK	YMK	YMK	YMK	YMK
TT	VT	VT	RT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	
TAKV	HMHR	HAYR	AARR	HAYH	HAYR	HAYR	HAKR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	
YH	YK	YH	AK	YY	YR	YH	YY	YK	YR	YK	YK	YK	YK	YK	
KK	YR	HK	AK	YY	MY	YR	KK	YK	YK	YK	YK	YK	YK	YK	
MAR	VAR	VAR	YHK	VAR	VAR	VAR	VAR	VAR	VAK	VAR	VAR	VAR	VAR	VAR	
F3	F4	Fz	C3	C4	Cz	P3	P4	Cz-F3	Cz-F4	Cz-Fz	Cz-C3	Cz-C4	Cz-P3	Cz-P4	
TAMAM	TAAAA	TAMAM	MAMAM	TAMAY	TAMAA	TAKAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	TAMAM	
HMK	YAR	KMK	TMH	VMM	YMK	YMT	ARK	YMK	YMR	YVK	YMK	YMK	YMK	YMK	
HK	VH	MR	VT	VT	VT	YT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	VT	
YAYR	VAYY	YVKR	HAMR	HAYR	HAYR	HAKK	HAKR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	HAYR	
YK	YV	YH	YK	YR	YK	YM	KY	YK	YR	YK	YK	YK	YK	YK	
YH	RK	HK	YK	YK	YK	YK	YK	YR	YK	YK	YK	YK	YK	YK	
VAH	VAY	HAA	VAK	YAR	KAR	VAR	VAY	VAR	VAR	VAR	KAR	VAR	VAR	VAR	



### 3.8.3. Grup 3 İçin Metne Dönüştürme Sonuçları

Grup 3, Grup 1 ve Grup 2'deki katılımcılardan oluşmaktadır. Bu nedenle Grup 3 için bireysel başarımlar araştırılmamış, tüm katılımcıların dahil edilmesiyle ve her seferinde bir katılımcının hariç tutularak sonuçlar araştırılmıştır. Buna göre her bir katılımcı için tahmin edilen kelimeler Tablo 3.56'da verilmiştir.

Tablo 3.56. Grup 3 için farklı özelliklere göre metne dönüştürme sonuçları

Öznitelik	Sözcük	Kişilere göre tahmin edilen sözcükler						
		HEB	HK	IK	KA	MK	NO	UK
Öz1	TMM	<u>TMM</u>	TMH	TMH	HVY	TVM	<u>TMM</u>	MMT
	YMK	<u>YMK</u>	YMV	TVK	<u>YMK</u>	YTK	MMT	HMK
	VT	KT	<u>VT</u>	HV	<u>VT</u>	<u>VT</u>	YT	TT
	HY	<u>HY</u>	<u>HY</u>	HV	TY	<u>HY</u>	<u>HY</u>	<u>HY</u>
	YK	<u>YK</u>	VK	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	HK	<u>YK</u>
	YK	HK	<u>YK</u>	TK	<u>YK</u>	YH	<u>YK</u>	HK
	V	K	H	H	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>
Öz6	TMM	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>
	YMK	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>
	VT	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>
	HY	<u>HY</u>	<u>HY</u>	<u>HY</u>	<u>HY</u>	<u>HY</u>	<u>HY</u>	<u>HY</u>
	YK	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>
	YK	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>
	V	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>
Öz9	TMM	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>	<u>TMM</u>
	YMK	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>	<u>YMK</u>
	VT	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>	<u>VT</u>
	HY	<u>HY</u>	<u>HY</u>	<u>HY</u>	<u>HY</u>	<u>HY</u>	<u>HY</u>	<u>HY</u>
	YK	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>
	YK	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>	<u>YK</u>
	V	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>	<u>V</u>

Grup 3 için de Öz1 hariç seçilen diğer öznitelikler ile tüm kelimeler doğru tahmin edilmiştir.

### 3.9. Literatür Karşılaştırması ve Sonuçların Değerlendirilmesi

Bu bölümde tez çalışmasına yönelik sonuçlar, literatürde mevcut olan motor imgeleme çalışmaları ile karşılaştırılacaktır. EEG-tabanlı BBA sistemleri ile olarak iki sınıflı problemler ortaya atılmıştır. İki sınıflı problemlerde istenilen başarıya ulaşılması ile birlikte araştırmacılar 3-4 sınıflı problemlere yönelmişlerdir. Farklı kayıt paradigmaları ve farklı teknolojiler kullanarak yapılan EEG ölçümleri problemlerin çözümünde önemli bir

adıdır. Bu çalışmalardan elde edilen sonuçların doğrudan başka bir çalışma ile kıyaslanması mümkün değildir. Bu yüzden çalışmalar birbirleriyle kanal, katılımcı, deneme, sınıf sayısı ve eğitim-test verilerinin hazırlanışı gibi durumlar göz önünde bulunarak yorumlanabilir. Bu tez çalışması 8-10 farklı hayali motor veya motor olmayan görev için kaydedilmesi, bu görevlerden bazılarının literatürde daha önceden kaydedilmemiş olması ve kullanılan kayıt teknolojisi sebebiyle orijinal bir çalışma niteliğindedir. Tablo 3.58-3.60'da motor imgeleme ile ilgili çeşitli çalışmalara yer verilmiştir.

Elde edilen sınıflandırma doğruluklarının yanı sıra, uygulanan yöntemler sınıflandırıcılarla birlikte süre bazında da incelenmiştir. KA katılımcısı için, boyut indirgeme olmaksızın ve TBA ile boyut indirgenmesi yapılarak gerçekleştirilen 10 sınıflı sınıflandırma işleminin gerçekleştirilme süresi Tablo 3.57'de gösterilmiştir. İşlem sürelerinin hesaplanması ASUS Intel ® Core™ i7-3770 CPU @ 3.40Ghz 8GB RAM masaüstü bilgisayarda gerçekleştirilmiştir.

Tablo 3.57. Uygulanan yöntemlere göre tek bir örneğin test edilme süresi

Öznitelik	Tek bir örneğin test edilme süresi (saniye)			
	Boyut indirgenmemiş		TBA ile boyut indirgeme yapılmış	
	k-EYK	DVM	k-EYK	DVM
Öz1	0.56	0.11	0.52	0.11
Öz2	0.57	0.11	0.52	0.11
Öz3	0.56	0.11	0.52	0.11
Öz4	0.62	0.31	0.55	0.15
Öz6	0.57	0.16	0.53	0.11
Öz7	0.69	0.90	0.53	0.11
Öz8	0.57	0.13	0.53	0.11
Öz9	0.57	0.14	0.53	0.11

Tablo 3.58. Motor imgeleme BBA çalışmalarına yönelik literatürünün özeti (1. kısım)

Yazar	Veri Seti	Kanal Sayısı	Katılımcı Sayısı	Deneme/ Oturum Sayısı	Sınıf Sayısı	Özellik Çıkarma	Sınıflandırma		Sonuç
							Sınıf Sayısı	Sınıflandırıcı	
Chin vd. (2009) [87]	BCI Comp. IV dataset IIa	22	9	288 deneme/ 1 oturum	4	FBOÜ	NBPP	4	κ-değeri: 0.24-0.79
Wang vd. (2012) [88]	BCI Comp. IV dataset IIa	22	9	288 deneme/ 1 oturum	4	Sınıflar arası çeşitlilik Zamanla değişen dinamik özellikler	DVM	4	κ-değeri: 0.41-0.80
Liu vd. [89]	BCI Comp. IV dataset IIa	22	9	288 deneme/ 1 oturum	4	OUÖ	k-EYK	4	κ-değeri: 0.59
Yang vd. (2015) [90]	BCI Comp. IV dataset IIa	22	9	288 deneme/ 1 oturum	4	FBOÜ	KSA	4	OSD (%): 68.45
She vd. [91]	BCI Comp. IV dataset IIa	22	9	288 deneme/ 1 oturum	4	OUÖ	İkiz DVM	4	κ-değeri: 0.48-0.63
Gao vd. 2016 [92]	Özgün veri seti-	64	10	360 deneme/ 6 oturum	3	Kolmogorov karmaşıklığı (Kc)	Adaboost AÖM	3	OSD (%): 79.50
Bhattacharyya vd. [93] (2014)	Özgün veri seti –	2	7	90 deneme/ 1 oturum	3	AAR	Adaboost:	3	OSD (%): 88.57
Barachant vd. (2012) [94]	BCI Competition IV dataset IIa	22	9	288 deneme/ 1 oturum	4	OUÖ	DAA	4	OSD (%): 65.10-70.20
Krishina vd. (2016) [95]	BCI Competition IV dataset IIa	22	9	288 deneme/ 1 oturum	4	Ortalama, medyan, mode, standart sapma, en büyük-en küçük değer	k-EYK ve DT	4	κ-değeri: 0.75
Schlögl vd. (2015) [96]	BCI Competition 2005-IIIa	60	5	1400 deneme/ 6, 8 ve 9 oturum	4	AAR	DVM	4	OSD (%): %52.4-77.7

Tablo 3.59. Motor imgeleme BBA çalışmalarına yönelik literatürünün özeti (2. kısım)

Yazar	Veri Seti	Kanal Sayısı	Katılımcı Sayısı	Deneme/ Oturum Sayısı	Sınıf Sayısı	Özellik Çıkarma	Sınıflandırma		Sonuç
							Sınıf Sayısı	Sınıflandırıcı	
Nai-Jen vd. (2004) [97]	Keirn-Aunon	6 (C3,C4, P3, P4, O1,O2)	7	3-5 oturum	5 Temel görev, Aritmetik İşlem, Döndürme, Mental Harf Okuma, Görsel Sayma	6. derece FAR 6. derece AAR	2	MLP-BP	OSD (%): 92.70 (FAR) 81.80 (AAR)
Suk vd. (2011) [98]	BCI Competition IV dataset IIa	22	9	288 deneme/ 1 oturum	4 Sol el, Sağ el, Ayak ve Dil	Kişi ve sınıf-özel bant seçimi yaklaşımı	4	DVM	OSD (%): 66.43 ± 19.83
Dong vd. (2017) [99]	BCI Competition IV dataset IIa	22	9	288 deneme/ 1 oturum	4 Sol el, Sağ el, Ayak ve Dil	Standart OUÖ Filter bank	4	HDVM	OSD (%): 64.4 ± 16.7
Liang vd. (2005) [100]	Keirn-Aunon	6 (c3,C4, P3, P4, O1,O2)	7 (S4 hariç)	3-5 oturum	5 Temel görev, Aritmetik İşlem, Döndürme, Mental Harf Okuma, Görsel Sayma	AR	5	AÖM	OSD (%): 62.79-86.70
Lee vd. (2005) [101]	BCI Competition 2005-IIIa	60	5 (3 tanesi aktif)	1400 deneme/ 6, 8 ve 9 oturum	4 Sol el, Sağ el, Ayak ve Dil	OUÖ - AAR	En Yüksek Kişisel Başarı	DAA	OSD (%): 91.10
Sreeja vd. (2019) [102]	BCI Competition 2005-IIIa	60	5 (3 tanesi aktif)	1400 deneme/ 6, 8 ve 9 oturum	4 Sol el, Sağ el, Ayak ve Dil	Seyrek temsil	3	Seyreklik Yaklaşımı	OSD (%) 91.84 κ-değeri: 0.92
Khan vd. (2019) [103]	Emotiv-EPOC verisi	14		240 deneme	3 Sağ el, Sol el, Doğal hal	Alt bant OUÖ	3	NBPP k-EYK DVM	OSD(%) 60.61 (NBPP) (Kuru elektrot) 86.50 (k-EYK) (Islak elektrot) OSD(%): 90.4
Jiang vd. (2018) [104]	Özgün veri seti	16	4	Belirtilmemiş	2 Sağ el, Sol el	OUÖ	2	DAA	OSD(%): 90.4
Aydemir ve Kayıkçoğlu [105]	Özgün veri seti	18	3	1024 deneme	4 Yukarı, Aşağı, Sağ, Sol imleç hareketi	SDD	4	DT	OSD(%): 65.35

Tablo 3.60. Motor imgeleme BBA çalışmalarına yönelik literatürünün özeti (3. kısım)

Yazar	Veri Seti	Kanal Sayısı	Katılımcı Sayısı	Deneme/ Oturum Sayısı	Sınıf Sayısı	Özelik Çıkarma	Sınıflandırma		Sonuç
							Sınıf Sayısı	Sınıflandırıcı	
Christensen vd. (2019) [106]	Dataset-1 BCI Competition IV dataset Ila Data Set- 2 Özgün veri seti	22	9	288 deneme/ 1 oturum	4	Filtre Bankası OUÖ	KSA	4	OSD (%): 68.5 ± 12.2
					5				
Li vd. [107]	Özgün veri seti	14 (C3, C4, Cz)	3	12 deneme 4 oturum	3	OUÖ	DVM	3	OSD(%): 82.56
Abdalsalam vd. [56]	Özgün veri seti	8 (C3, C4, Cz)	11	120 deneme	4	AMA	YSA	4	OSD(%): 90.02
Yi vd. [108]	Özgün veri seti	3 (C3, C4, Cz)	10		3	OUÖ	DVM	3	OSD(%): 70
Neuper vd. [109]	Özgün veri seti	3 (C3, C4, Cz)	23	40 deneme 5 oturum	2	Bant gücü özellikleri	DAA	2	OSD(%) 77
Onay ve Köse [110]	PhysioBank Data Set	64	109	14 oturum	4	YDTY	k-EYK	4	OSD(%) %95.95-99.90
Onay ve Köse [111]	PhysioBank Data Set	64	109	14 oturum	4	Burg GSY	k-EYK	4	OSD(%) %99.92
Tez çalışması	Özgün veri seti	8	4	720 deneme/ 3 oturum	8	Tablo 3.61 'de detaylı olarak verilmiştir.			
			4	900 deneme 3 oturum	10				
			8	540 deneme/ 3 oturum	6				

Tablo 3.61. Tez çalışmasına yönelik sınıflandırma sonuçları

Gruplar	Özellik Çıkarma	Sınıf Sayısı	Sınıflandırıcı	OSD (%) $\pm$ STD	En Yüksek SD (%) $\pm$ STD
Grup 1	Öz4	10	k-EYK	12.68 $\pm$ 1.21	14.00 $\pm$ 0.78
	Öz6	İkili (BKH)	k-EYK	99.83 $\pm$ 0.30	100
	Öz4	2	k-EYK	89.03 $\pm$ 13.64	99.02 $\pm$ 1.15
	Öz4	3	k-EYK	64.84 $\pm$ 8.48	72.90 $\pm$ 3.52
	Öz4	4	k-EYK	49.45 $\pm$ 7.17	58.91 $\pm$ 2.94
	Öz4	5	k-EYK	42.10 $\pm$ 8.75	53.69 $\pm$ 2.55
Grup 2	Öz6	8	k-EYK	16.08 $\pm$ 6.18	23.22 $\pm$ 2.23
	Öz6	İkili (BKH)	k-EYK	99.82 $\pm$ 0.23	100
	Öz4	2	k-EYK	83.71 $\pm$ 13.34	99.93 $\pm$ 0.32
	Öz4	3	k-EYK	58.02 $\pm$ 13.36	76.68 $\pm$ 3.13
	Öz9	4	k-EYK	48.67 $\pm$ 9.24	58.40 $\pm$ 4.14
	Öz9	5	k-EYK	37.82 $\pm$ 10.97	50.86 $\pm$ 3.65
Grup 3	Öz6	8	DVM	19.74 $\pm$ 9.76	33.35 $\pm$ 2.45
	Öz3	2	k-EYK	77.91 $\pm$ 14.76	98.33 $\pm$ 1.30
	Öz8	3	k-EYK	55.34 $\pm$ 13.43	75.60 $\pm$ 3.35
	Öz8	4	k-EYK	41.52 $\pm$ 13.63	62.57 $\pm$ 3.15
	Öz3	5	k-EYK	31.62 $\pm$ 12.61	50.32 $\pm$ 2.50

Tez çalışmasında bireysel sınıflandırma başarısı %100'e ulaşan katılımcıların olması ile birlikte, literatür ile karşılaştırıldığında 2, 3, 4 ve 5 sınıflı problemlerde de yüksek sınıflandırma başarısı elde edilmiştir.

2 sınıflı problem olarak [97], [104] ve [109] çalışmalarında sırasıyla %92.7, %90.4 ve %77.0 sınıflandırma doğruluğu elde edilirken, tez çalışmasında ortalama %99.93  $\pm$  0.32 sınıflandırma doğruluğuna ulaşıldığı görülmüştür.

3 sınıflı problem olarak [92, 93, 103, 107, 108] çalışmalarında sırasıyla %79.5, %88.57, %86.50, %82.56 ve %70; tez çalışmasında ise %76.68  $\pm$  3.13 ortalama sınıflandırma başarımı elde edilmiştir.

Tez çalışmasına en yakın çalışma olan [106], 5 sınıflı bir problem için %41.8  $\pm$  11.74 ortalama sınıflandırma doğruluğu elde etmiş olup, tez çalışması için 5 sınıflı bir problemin sınıflandırma doğruluğu ortalama %42.10  $\pm$  8.75 ve en yüksek %53.69  $\pm$  2.55 olarak

bulunmuştur. Çalışmanın sınıf sayısı esas alınarak, öznelik çıkarma ve sınıflandırıcı yöntemlerine göre diğer çalışmalarla karşılaştırılması Tablo 3.62’de gerçekleştirilmiştir.

Tablo 3.62. Tez çalışmasının öznelik çıkarma ve sınıflandırma yöntemlerine göre karşılaştırılması

Sınıf Sayısı	Yazar	Özellik Çıkarma	Sınıflandırıcı	OSD (%)
2	Nai-Jen vd. (2004) [97]	6. derece FAR	MLP-BP	92.70
	Jiang vd. (2018) [104]	OUÖ	DAA	90.4
	Neuper vd. [109]	Bant gücü özellikleri	DAA	77
	Tez Çalışması	ADD Katsayıları	DVM	71.65 ± 12.56 En yüksek: 90.4 ± 6.30
		Welch GSY	k-EYK	77.91 ± 14.76 En yüksek: 98.33 ± 1.30
ADD Katsayıları		k-EYK	89.03 ± 13.64 En yüksek: 99.93 ± 0.32	
3	Gao vd. 2016 [92]	Kolmogorov karmaşıklığı (Kc)	Adaboost AÖM	79.50
	Bhattacharyya vd. [93] (2014)	AAR	Adaboost:	88.57
	Sreeja vd. (2019) [102]	Seyrek temsil	Seyreklik Yaklaşımı	91.84
	Khan vd. (2019) [103]	Alt bant OUÖ	NBPP	60.61 (NBPP)
	Li vd. [107]	OUÖ	DVM	82.56
	Tez Çalışması	MFKK	DVM	52.00 ± 4.76 En yüksek: 56.66 ± 9.83
		SAE	k-EYK	55.34 ± 13.43 En yüksek: 75.60 ± 3.35
ADD Katsayıları		k-EYK	64.84 ± 8.48 En yüksek: 76.68 ± 3.13	
4	Barachant vd. (2012) [94]	OUÖ	DAA	65.10 - 70.20
	Schlögl vd. (2015) [96]	AAR	DVM	52.40 -77.70
	Dong vd. (2017) [99]	Standart OUÖ	HDVM	64.40 ± 16.70
	Aydemir ve Kayıkçıoğlu[105]	SDD	DT	65.35
	Christensen vd. (2019) [106]	Filtre Bankası OUÖ	KSA	68.50 ± 12.2
	Tez Çalışması	LSAE	DVM	37.90 ± 9.50 En yüksek: 54.61 ± 3.44
		SAE	k-EYK	41.52 ± 13.63 En yüksek: 62.57 ± 3.15
		LSAE	k-EYK	48.67 ± 9.24 En yüksek: 58.40 ± 4.14
ADD Katsayıları		k-EYK	49.45 ± 7.17 En yüksek: 58.91 ± 2.94	
5	Liang vd. (2005) [100]	AR	AÖM	62.79-86.70
	Christensen vd. (2019) [106]	Filtre Bankası OUÖ	KSA	41.8 ± 11.74
	Tez Çalışması	ADD Katsayıları	k-EYK	42.10 ± 8.75 En yüksek: 53.69 ± 2.55

#### 4. SONUÇLAR

Bu tez çalışması kapsamında, BBA uygulamaları için motor ve motor olmayan aktivitelerin hayali sırasında kaydedilen EEG sinyallerinin sınıflandırılarak, belirlenen uygulamaya göre harflerle eşleştirilmesi ve buna bağlı olarak metne dönüştürülmesi işlemi gerçekleştirilmiştir. Bunun için 8 farklı katılımcıdan farklı zamanlarda ve oturumlarda EEG kayıtları alınmış ve yapılan analizlerde yüksek başarı sağlanan durumlar gözlemlenmiştir. Bu bölümde çalışmada elde edilen sonuçlara özet şekilde değinilecektir.

- 5 farklı paradigma öne sürülmüş ve bunlardan ilk dördü Bulgular 1 ve 5. paradigma Bulgular 2 olarak incelenmiştir.

- Bulgular 1’de incelenen 4 paradigma harfin görsellerine yönelik motor olmayan aktivitelerin (harfin çizilmesinin hayali, harfe benzeyen objenin hayali telaffuzu, harf ile başlayan objenin hayali telaffuzu, harfin okunduğunun hayali) gerçekleştirilmesi sırasında kaydedilen EEG sinyallerinin analizine dayalıdır. Burada değerlendirmeler yalnızca KA katılımcısı üzerinden yapılmıştır. Çünkü 1. oturumun tamamlanması sonucunda yapılan analizlerde, bu paradigmalarda harfleri birbirinden ayırmada etkili olmadığı gözlemlenmiş ve bu paradigmalarda için veri toplama işlemi sonlandırılarak 5. paradigmanın uygulanmasına geçilmiştir.

- Bulgular 2’de motor ve motor olmayan aktivitelerin hayali sırasında EEG sinyalleri kaydedilmiştir. Aktiviteler seçilirken beynin farklı loblarını harekete geçirecek olan bilişsel aktiviteler seçilmiştir: alkış, aritmetik işlem, dil yuvarlama, sağ diz açıp kapama, iki ayak/ sağ ayak tempo tutma, sağ/sol bilek çevirme, sağ/sol yumruk yapma. Her bir aktivite için oturum başına 30 deneme kaydedilmiş ve her bir oturum farklı günlerde ancak aynı zaman dilimlerinde (09:00-12:30) gerçekleştirilmiştir.

- Grup 1 adı verilen ve 4 farklı katılımcıdan oluşan ilk deney grubunda, 10 farklı görev için kaydedilen EEG verileri ilk olarak birey bazında incelenmiştir. Bireyin kendi içerisinde sınıflandırma başarısını ölçmek için Öz1, Öz2, Öz3 ve Öz4 özniteliklerine k-EYK sınıflandırıcı uygulanmış ve buna göre Öz2, Öz3 ve Öz4 kullanılması durumunda en az %99.68-100 oranında bireysel sınıflandırma başarısı elde edilmiştir. Burada eğitim ve test verileri hazırlanırken tüm oturum verileri bir araya getirilerek karıştırılmış ve bunların %70’i eğitim kümesini, %30’u ise test kümesini oluşturacak şekilde hazırlanmıştır. Bu işlemler her



defasında rastgele karıştırılarak 50 defa tekrarlanmış ve ortalama sınıflandırma doğruluğu ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır.

- 8-kanaldan (F3, F4, Fz, C3, C4, Cz, P3 ve P4) kaydedilen EEG sinyallerinin daha az kanal ile sınıflandırma performanslarını incelemek adına kanallar buldukları loblara göre F, C ve P olarak gruplandırılarak sınıflandırma işlemi yapılmıştır. Elde edilen sınıflandırma sonuçlarına göre tüm kanalların (8-kanal) birlikte kullanılmasına karar verilmiştir.

- EEG sinyalleri DPA ile alt frekans bantlarına ayrıştırılarak da sınıflandırma analizi yapılmıştır. Buna göre, yüksek gamma bandının yüksek sınıflandırma başarısına sahip olduğu ancak tüm bant kullanılmasında da yakın sonuçlar elde edildiği için, bu ve bundan sonraki durumlar için sinyalin tek bant olarak incelenmesine karar verilmiştir.

- Aktivitelerin birbirlerinden ayrılma durumunu görebilmek için birey bazında BKH sınıflandırma sonuçları incelenmiştir. Bunun için Öz1, Öz3 ve Öz6 özneliklerine k-EYK ve DVM sınıflandırıcılar uygulanmıştır. Burada Öz3 ve Öz6 ile k-EYK kullanılması durumunda %99.23-%100 ortalama sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir.

- Bireylerin kendi içindeki sınıflandırma başarıları hesaplandıktan sonra, tüm bireylerin bir arada düşünülmesi ile sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Burada dahili ve harici olmak üzere iki açıdan bakılmıştır. Dahili yaklaşıma göre, katılımcıları hepsi eğitim ve test kümesine katılır. Harici yaklaşıma göre ise, test edilecek katılımcının hiçbir verisi eğitim kümesine dahil edilmeksizin test işlemi yapılır. Buna göre, harici başarı 10 sınıflı problem için en yüksek  $16.46 \pm 0.76$  olarak elde edilirken, dahili başarının %100'e ulaştığı katılımcılar olmuştur. Bu durum, ortaya konacak olan sistemin daha çok kişi bazlı olabileceğini göstermektedir.

- Tüm katılımcıların bir araya getirilmesi ile her bir birey için en iyi ayrışan N tane aktivite belirlenmiştir. Bunun için ardışıl aktivite azaltımı işlemi ile kişisel olarak aktiviteler tespit edilmiştir. Bu durumda Grup 1 için, 2 sınıflı problem için en yüksek  $99.02 \pm 1.15$ , 3 sınıflı problem için en yüksek  $72.9 \pm 3.52$ , 4 sınıflı problem için  $58.91 \pm 2.94$  ve 5 sınıflı problem için  $53.69 \pm 2.55$  sınıflandırma doğruluğu hesaplanmıştır. Bu analizler sonucunda Grup 1 için en iyi ayrışan aktivitelerin belirlenip 2B ve 3B çizim hayali aktivitesi de eklenerek, farklı 4 katılımcıdan oluşan 8-sınıflı Grup 2 oluşturulmuştur. Grup 1'den seçilen aktiviteler aritmetik, sağ diz açıp kapama, iki ayak/sağ ayak ritim tutma ve sağ/sol yumruk aktiviteleridir.

- Grup 2 için Grup 1'deki kanal ve frekans seçim işlemleri yapılmamıştır. İlk olarak bireysel sınıflandırma sonuçlarına bakılmış ve Grup1'de olduğu gibi yüksek sınıflandırma başarımları elde edilmiştir. Daha sonra aktivitelerin ayrışma durumunu gözlemlemek için

BKH sınıflandırma işlemi yapılmış ve %99.17-100 oranında sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir. Genel sınıflandırma başarımlarına bakıldığında, harici sınıflandırma başarımının en yüksek  $23.22 \pm 2.23$  olduğu gözlemlenirken, dahili sınıflandırma başarımının %100'lere ulaştığı görülmüştür. En iyi N aktivitenin belirlenmesi için aktivitelerin kombinasyonları belirlenmiş ve en iyi aktiviteler bu kombinasyonlar arasından araştırılmıştır. Buna göre Öz6 özniteliğinin k-EYK ile kullanılması durumunda 2-sınıflı problemde en yüksek  $99.93 \pm 0.32$ , 3 sınıflı problemde  $76.68 \pm 3.13$ , 4 sınıflı problemde  $58.05 \pm 3.69$  ve 5 sınıflı problemde  $50.30 \pm 3.20$  sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir.

- Grup 1 ve Grup 2'nin birleştirilmesi ile 8 kişiden oluşan 6 sınıflı Grup 3 kümesi oluşturulmuştur. Burada k-EYK, DVM ve YSA sınıflandırıcılara göre sınıflandırma başarımları araştırılmıştır. Buna göre harici sınıflandırma başarımı Öz6 ile SVM kullanılması durumunda en yüksek  $32.59 \pm 4.10$  olarak hesaplanmıştır. En iyi aktivite değerlendirmesinde ise Öz3 ile k-EYK kullanılması durumunda; 2 sınıflı problemde en yüksek  $98.33 \pm 1.30$ , 3 sınıflı problemde en yüksek  $70.64 \pm 3.43$ , 4 sınıflı problemde en yüksek  $55.62 \pm 3.15$  ve 5 sınıflı problemde en yüksek  $50.32 \pm 2.53$  sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir.

- Çalışmada, her bir deneme için 5 saniye boyunca hayali motor veya motor olmayan görevin gerçekleştirilmesi istenmiştir. Ancak gerçek zamanlı bir çalışma yapılması düşünüldüğünde, hayali aktivitenin daha kısa sürede tanınması beklenmektedir. Bunun için 1 saniyelik (500 örnek) pencerelerden başlayarak 4.5 saniyelik pencereye (2250 örnek) kadar 0.5 saniye artış miktarı (250 örnek) ve 0.5 saniye bindirme (250 örnek) ile analiz edilmiştir. Buna göre;

- HEB, IK ve UK için tüm,
- KA için 1.5,
- SO için 1, 1.5, 2 ve 4.5,
- MK için 1.5 ve 2.5,
- NO için 2,
- HK için 1, 2 ve 3.5 saniyelik pencere(ler)de en kısa sürede ve en yüksek doğrulukla tanıma gerçekleştirilmiştir.

- Aktivitelerin sınıflandırma başarımları belirlendikten sonra, mevcut 3 deney grubu için, gruptaki aktivite sayısına bağlı olarak harfler atanmış ve özel gereksinimli bir bireyin kullanmak isteyeceği 7 sözcük için metne dönüştürme işlemi gerçekleştirilmiştir. Gruplar için belirlenen sözcükler ve aktivitelerle ilişkilendirilen harflere Tablo 3.45'te yer verilmiştir. Buna göre her bir katılımcı için Öz2, Öz3, Öz4, Öz5 ve Öz6 öznitelikleri ile tüm kelimeler

doğru tahmin edilmiştir. Bu adımdan sonra, tüm kanallar kullanılmadan daha az kanalla tanıma işleminin gerçekleşip gerçekleşmeyeceği araştırılmış ve kişiye göre farklılık göstermekle beraber, 2 kanalla tanıma işleminin sağlandığı gözlemlenmiştir.

- Tez çalışması, literatürde mevcut olan motor imgeleme çalışmaları ile karşılaştırılmıştır. EEG-tabanlı BBA sistemlerin iki sınıflı problemlerde istenilen başarıya ulaşılması ile 3-4 sınıflı problemler ortaya atılmıştır. Çalışmalar birbirleriyle kanal, katılımcı, deneme, sınıf sayısı ve eğitim-test verilerinin hazırlanışı gibi durumlar göz önünde bulunarak yorumlanabilir. Bu tez çalışması 8-10 farklı hayali motor veya motor olmayan görev için kaydedilmesi, bu görevlerden bazılarının literatürde daha önceden kaydedilmemiş olması ve kullanılan kayıt teknolojisi sebebiyle orijinal bir çalışma niteliğindedir.

- Tez çalışmasında bireysel sınıflandırmadaki başarının yüksek olmasının yanında, 2, 3, 4 ve 5 sınıflı problemlerde de yüksek sınıflandırma başarıları elde edilmiştir. Örneğin 2 sınıflı problem olarak [97], [104] ve [109] çalışmalarında sırasıyla %92.7, %90.4 ve %77.0, tez çalışmasında ise ortalama  $99.93 \pm 0.32$  sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir. 3 sınıflı problem olarak [92, 93, 103, 107, 108] çalışmalarında sırasıyla %79.5, %88.57, %86.50, %82.56 ve %70, tez çalışmasında ise en yüksek  $76.68 \pm 3.13$  ve  $65.61 \pm 4.29$  ortalama sınıflandırma başarımları elde edilmiştir. Tez çalışmasına en yakın çalışma olan [106]'da, 5 sınıflı bir problem için  $41.8 \pm 11.74$  ortalama sınıflandırma doğruluğu edilmiş olup, tez çalışması için 5 sınıflı bir problemin sınıflandırma doğruluğu ortalama  $42.10 \pm 8.75$  ve en yüksek  $53.69 \pm 2.55$  olarak bulunmuştur.

- Elde edilen sınıflandırma doğruluklarının yanı sıra, uygulanan yöntemlerin sınıflandırıcılara göre test süreleri incelenmiştir. KA katılımcısı için, boyut indirgeme işlemi olmadan ve TBA ile boyut indirgenmesi yapıldıktan sonra gerçekleştirilen 10 sınıflı sınıflandırma işleminin gerçekleştirilme süresi Tablo 3.57'de gösterilmiştir. İşlem sürelerinin hesaplanması ASUS Intel ® Core™ i7-3770 CPU @ 3.40Ghz 8GB RAM masaüstü bilgisayarda gerçekleştirilmiştir.

- Elde edilen bulgular dahilinde, bireysel ve dahili sınıflandırma başarısının yüksek olmasından dolayı kişi bazlı bir sistemin tasarımının mümkün olduğu söylenebilmektedir.

## 5. ÖNERİLER VE TARTIŞMA

BBA sistemler çeşitli alanlarda kullanılan ve ihtiyaç duyulan bir yeni nesil teknolojidir. Farklı BBA türleri içerisinde fiziksel bir hareket olmaksızın kullanıcının motor veya motor olmayan hareket hayallerine dayalı motor imgeleme tabanlı BBA'lar oldukça ilgi çekmektedir. Literatürde motor imgeleme temelli EEG tabanlı BBA sistemlerinin araştırılmasına ve sinyallerin sınıflandırılmasına yönelik yöntemlerin geliştirilmesi konularına sıkça rastlanmaktadır. Ancak motor imgeleme EEG sinyallerinin sınıflandırılması düşük uzamsal çözünürlük ve artefaktlar gibi sebeplerden dolayı kolay bir problem değildir. Ayrıca, motor imgeleme EEG sinyallerinin kişiden kişiye değişkenliği ve uzamsal ve spektral özelliklerinin farklılıkları da sınıflandırmayı zorlaştıran etkenlerdendir. Aynı zamanda aktivitelerin uygulanma sırası, katılımcının ilgili aktiviteye odaklanmasını etkileyen bir durumdur ve sınıflandırma performansını etkileyen bir diğer önemli parametredir.

Çalışmada motor hareket EEG sinyallerinin metne dönüştürülmesini sağlayan otomatik bir sistem geliştirilmek istenmiştir. Bunun için farklı katılımcılardan aynı görevlere ilişkin EEG verileri kaydedilerek, genel bir tanıma sistemi elde edilmesi amaçlanmıştır. Ancak motor imgeleme EEG sinyallerinin kişiden kişiye gösterdiği farklılıklar sebebiyle genel bir sistem tasarımının güç olduğuna, ancak bireysel bir sistemin yüksek başarı ile tasarlanabileceği gözlemlenmiştir.

Çalışmada kullanılan kablosuz EEG kayıt sistemi, literatürde sık kullanılan ve bilinen sistemlerden daha kolay ve pratik kullanıma sahip, laboratuvar dışı ve çevrimiçi uygulamalar için de uyarlanabilir bir sistemdir. Şu an için çevrimdışı olarak gerçekleştirilen ve yüksek sınıflandırma başarısı sağlanan bu çalışmanın, gelecek çalışmalarda kişiye özel çevrimiçi olarak gerçekleştirilmesi planlanmaktadır. Ancak motor EEG sinyallerinin gerçek zamanlı sınıflandırılmasının birtakım güçlükleri vardır. Bir katılımcı için EEG sinyallerinin zaman içinde değişkenliği, çevrimiçi öğrenmeyi zorlaştıran bir durumdur. Ayrıca, geliştirilen gerçek zamanlı sistemin, herhangi bir işaretçi olamadan motor hayali verilerinin tespit etmesi ve yorumlaması gerekmektedir.

## 6. KAYNAKLAR

1. Aljuaid, A.M. ve Salem, F.A., A Survey of Electroencephalogram Based Brain Computer Interface Applications, International Journal of Engineering Research and Technology, 12 (2019) 385-404.
2. Wolpaw, J.R., Loeb, G.E., Allison, B.Z., Donchin, E., do Nascimento, O.F., Heetderks, W.J., Nijboer, F., Shain, W.G. ve Turner, J.N., BCI Meeting 2005 - Workshop on signals and recording methods, IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 14 (2006) 138-141.
3. Ball, T., Kern, M., Mutschler, I., Aertsen, A. ve Schulze-Bonhage, A., Signal quality of simultaneously recorded invasive and non-invasive EEG, NeuroImage, 46 (2009) 708-716.
4. Gevins, A., Smith, M.E., McEvoy, L.K., Leong, H. ve Le, J., Electroencephalographic imaging of higher brain function, Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences, 354 (1999) 1125-1134.
5. Lotte, F., Study of Electroencephalographic Signal Processing and Classification Techniques towards the use of Brain-Computer Interfaces in Virtual Reality Applications, Doktora Tezi, Rennes Üniversitesi, Ulusal Uygulamalı Bilimler Enstitüsü, Rennes, 2008.
6. Saidi, P., Motor imagery classification using sparse representation of EEG signals, Yüksek Lisans Tezi, Merkez Florida Üniversitesi, Mühendislik ve Bilgisayar Bilimleri Fakültesi, Florida, 2015.
7. Aydemir, Ö., İmlecın İki Boyutlu Hareketinin Hayali Sirasında Kaydedilmiş EEG İşaretlerinin Karar Ağaç Yapısı Esaslı Sınıflandırılması, Doktora Tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon, 2013.
8. Najarian, K. ve Splinter, R., Biomedical Signal and Image Processing, Taylor & Francis, USA, 2006.
9. Mantri, S., Patil, V. ve Mitkar, R., EEG Based Emotional Distress Analysis-A Survey, International Journal of Engineering Research, 4, 6 (2012) 24-28.

10. Jung, T.P., Humphries, C., Lee, T.W., Makeig, S., McKeown, M.J., Iragui, V. ve Sejnowski, T.J., Removing electroencephalographic artifacts: Comparison between ICA and PCA, Neural Networks for Signal Processing VIII. Proceedings of the 1998 IEEE Signal Processing Society Workshop, Eylül 1998, Cambridge, IEEE, 63-72.
11. Homan, R.W., Herman, J. ve Purdy, P., Cerebral location of international 10-20 system electrode placement, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 66 (1987) 376-382.
12. Jurcak, V., Tsuzuki, D. ve Dan, I., 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems, NeuroImage, 34 (2007) 1600-1611.
13. Decety, J., The neurophysiological basis of motor imagery, Behavioural Brain Research, 77 (1996) 45-52.
14. Graimann, B., Allison, B. ve Pfurtscheller, G., Brain-Computer Interfaces: A Gentle Introduction, 2009, 1-27.
15. Kelly, S.P., Lalor, E.C., Finucane, C., McDarby, G. ve Reilly, R.B., Visual spatial attention control in an independent brain-computer interface, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 52 (2005) 1588-1596.
16. Millán, J.D.R., Ferrez, P.W., Galán, F., Lew, E. ve Chavarriaga, R., Non-invasive brain-machine interaction, International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence, 22 (2008) 959-972.
17. Millán, J.D.R. ve Mouriño, J., Asynchronous BCI and local neural classifiers: An overview of the adaptive brain interface project, IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 11 (2003) 159-161.
18. Middendorf, M., McMillan, G., Calhoun, G. ve Jones, K.S., Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 8 (2000) 211-214.
19. Picton, T.W., The P300 Wave of the Human Event-Related Potential, Article in Journal of Clinical Neurophysiology, 9, 4 (1992) 456-479.
20. McFarland, D.J., Miner, L.A., Vaughan, T.M. ve Wolpaw, J.R., Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movements, Brain Topography, 12 (2000) 177-186.

21. Birbaumer, N., Elbert, T., Lutzenberger, W., Rockstroh, B. ve Schward, J., EEG and slow cortical potentials in anticipation of mental tasks with different hemispheric involvement, Biological Psychology, 13 (1981) 251-260.
22. Stoodley, C.J., Valera, E.M. ve Schmahmann, J.D., Functional topography of the cerebellum for motor and cognitive tasks: An fMRI study, NeuroImage, 59 (2012) 1560-1570.
23. Rejer, I. ve Górski, P., Independent component analysis for EEG data preprocessing - Algorithms comparison, Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics), 8104 (2013) 108-119.
24. Gupta, S. ve Harvinder, S., Preprocessing EEG signals for direct human-system interface, Proceedings IEEE International Joint Symposia on Intelligence and Systems, Kasım 1998, Rockville , IEEE, 32-37.
25. Kalayci, T. ve Ozcan O., Wavelet preprocessing for automated neural network detection of EEG spikes, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 14, 2 (1995) 160-166.
26. Turnip, A., Automatic artifacts removal of EEG signals using robust principal component analysis, Proceedings of 2014 2nd International Conference on Technology, Informatics, Management, Engineering and Environment, Augustos 2014, Bandung, IEEE, 331-334.
27. Flotzinger, D., et al, Classification of non-averaged eeg data by learning vector quantization and the impact of signal preprocessing, Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Societ, Ekim 1993, San Diego, IEEE, 263-264
28. Samek, W., Vidaurre, C., Müller, K.R. ve Kawanabe, M., Stationary common spatial patterns for brain-computer interfacing, Journal of Neural Engineering, 9, 2 (2012) 026013.
29. Kim, J.Y., Park, S.M., Ko, K.E. ve Sim, K.B., Optimal EEG channel selection for motor imagery BCI system using BPSO and GA, Advances in Intelligent Systems and Computing, 208 AISC (2013) 231-239.
30. He, L., Hu, Y., Li, Y. ve Li, D., Channel selection by Rayleigh coefficient maximization based genetic algorithm for classifying single-trial motor imagery EEG. Neurocomputing, 121, (2013) 423-433.

31. Thomas, K.P., Guan, C., Lau, C.T., Vinod, A.P. ve Ang, K.K., A New Discriminative Common Spatial Pattern Method for Motor Imagery Brain-Computer Interfaces, IEEE Transactions On Biomedical Engineering, 56, 11 (2009) 2730-2733.
32. Oh, S. H., Lee, Y. R. ve Kim, H. N., A novel EEG feature extraction method using Hjorth parameter. International Journal of Electronics and Electrical Engineering, 2, 2 (2014) 106-110.
33. Park, C., Looney, D., Ur Rehman, N., Ahrabian, A. ve Mandic, D.P., Classification of Motor Imagery BCI Using Multivariate Empirical Mode Decomposition, IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 21, 1 (2012) 10-22.
34. Pfurtscheller, G., Neuper, C., Schlögl, A. ve Lugger, K., Separability of EEG signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters BCI Improvement by tracing the EEG dynamics View project Predictors of neurofeedback learning View project Separability of EEG Signals Recorded During Right and Left Motor Imagery Using Adaptive Autoregressive Parameters, IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering, 6, 3 (1998) 316-325.
35. Lekshmi, S. S., Selvam, V. ve Rajasekaran, M. P., EEG signal classification using principal component analysis and wavelet transform with neural network. In 2014 International Conference on Communication and Signal Processing, Nisan 2014, Melmaruvathur, IEEE, 687-690.
36. Wang, Lei, Motor imagery BCI research based on sample entropy and SVM, 2012 Sixth International Conference on Electromagnetic Field Problems and Applications, Haziran 2012, Dalian, IEEE, 1-4.
37. Hsu, W.Y., Assembling A Multi-Feature EEG Classifier for Left-Right Motor Imagery Data Using Wavelet-Based Fuzzy Approximate Entropy for Improved Accuracy, International Journal of Neural Systems, 25, 08 (2015) 1550037.
38. Zhang, A., Yang, B. ve Huang, L., Feature extraction of EEG signals using power spectral entropy. 2008 international conference on BioMedical engineering and informatics, Mayıs 2008, IEEE, 435-439.
39. Herman, P., Prasad, G., McGinnity, T.M. ve Coyle, D., Comparative analysis of spectral approaches to feature extraction for EEG-based motor imagery classification, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 16, 4 (2008) 317-326.



40. Brodu, N., Lotte, F. ve Lécuyer, A., Comparative study of band-power extraction techniques for motor imagery classification. 2011 IEEE Symposium on Computational Intelligence, Cognitive Algorithm, Nisan 2011, Paris, IEEE, 1-6.
41. Krusienski, Dean J., Dennis J. McFarland, ve Jonathan R. Wolpaw., Value of amplitude, phase, and coherence features for a sensorimotor rhythm-based brain-computer interface, Brain research bulletin, 87,1 (2012), 130-134.
42. Bashar, S. K., ve Bhuiyan, M. I. H., Classification of motor imagery movements using multivariate empirical mode decomposition and short time Fourier transform based hybrid method, Engineering science and technology, an international journal, 19,3 (2016) 1457-1464.
43. Tolić, Martina, ve Franjo Jović., Classification of wavelet transformed EEG signals with neural network for imagined mental and motor tasks, Kinesiology, 45,1 (2013), 130-138.
44. Pfurtscheller, G., ve Lopes Da Silva, F.H., Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles, Clinical Neurophysiology, 110, (1999) 1842-1857.
45. Blankertz, B., Curio, G. ve Müller, K. R., 15th Annual Neural Information Processing Systems Conference, (NIPS) 2001, Aralık 2001, Vancouver, 157-164.
46. Obermaier, B., Guger, C., Neuper, C. ve Pfurtscheller, G., Hidden Markov models for online classification of single trial EEG data, Pattern recognition letters, 22,12 (2001), 1299-1309.
47. Palaniappan, R., Brain computer interface design using band powers extracted during mental tasks, In Conference Proceedings, 2nd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, Mart 2005, Arlington, IEEE, 321-324.
48. Garrett, D., Peterson, D.A., Anderson, C.W. ve Thaut, M.H., Comparison of Linear, Nonlinear, and Feature Selection Methods for EEG Signal Classification, IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 11, 2 (2003) 141-144.
49. Kayikcioglu, T. ve Aydemir, O., A polynomial fitting and k-NN based approach for improving classification of motor imagery BCI data, Pattern Recognition Letters, 31 (2010) 1207-1215.

50. Tangermann, M., Müller, K.R., Aertsen, A., Birbaumer, N., Braun, C., Brunner, C., Leeb, R., Mehring, C., Miller, K.J., Müller-Putz, G.R., Nolte, G., Pfurtscheller, G., Preissl, H., Schalk, G., Schlögl, A., Vidaurre, C., Waldert, S. ve Blankertz, B., Review of the BCI competition IV, Frontiers in Neuroscience, 6, 55 (2012) 1-31.
51. Goldberger, A.L., Amaral, L.A., Glass, L., Hausdorff, J.M., Ivanov, P.C., Mark, R.G., Mietus, J.E., Moody, G.B., Peng, C.K. ve Stanley, H.E., PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals, Circulation, 101, 23 (2000) e215-e220.
52. Sivachitra, M. ve Vijayachitra, S., Planning and relaxed state EEG signal classification using complex valued neural classifier for brain computer interface, 2015 International Conference on Cognitive Computing and Information Processing (CCIP), Mart 2015, IEEE, 1-4.
53. Keirn, Z.A., Alternative modes of communication between man and machine, Yüksek Lisans Tezi, Purdue University, 1988.
54. Keirn, Z. A. ve Aunon, J.I., A new mode of communication between man and his surroundings, IEEE transactions on biomedical engineering, 37, 12 (1990) 1209-1214.
55. Anderson, C. W. ve Sijercic, Z., Classification of EEG signals from four subjects during five mental tasks, In Solving engineering problems with neural networks: proceedings of the conference on engineering applications in neural networks (EANN'96), Haziran 1996, IEEE, 407-414.
56. Abdalsalam, E., Yusoff, M.Z., Mahmoud, D., Malik, A.S. ve Bahloul, M.R., Discrimination of four class simple limb motor imagery movements for brain-computer interface, Biomedical Signal Processing and Control, 44 (2018) 181-190.
57. Aliansyah, A. N., Arifin, A., Purwanto, D. ve Fatoni, M. H., Extraction of Brain Signal during Motor Imagery Task for Wheelchair Control Command, International Conference on Research and Innovation in Computer, Electronics and Manufacturing Engineering (RICEME-17), Şubat 2017, Bali, 89-92.
58. Abdalsalam, E., Yusoff, M.Z., Malik, A., Kamel, N.S. ve Mahmoud, D., Modulation of sensorimotor rhythms for brain-computer interface using motor imagery with online feedback, Signal, Image and Video Processing, 12,3 (2018) 557-564.

59. Rodríguez-Ugarte, M., Iáñez, E., Ortíz, M. ve Azorín, J.M., Personalized offline and pseudo-online BCI models to detect pedaling intent, Frontiers in neuroinformatics, 11 (2017) 45.
60. <https://www.neuroelectrics.com/solutions/enobio/8/> NE Neuroelectrics. Barcelona, Spain 24.12.2019.
61. Jokinen, H., Ollila, J. ve Aumala, O., On windowing effects in estimating averaged periodograms of noisy signals, Measurement: Journal of the International Measurement Confederation, 28 (2000) 197-207.
62. Zhao, L. ve He, Y., Power spectrum estimation of the welch method based on imagery EEG, Applied Mechanics and Materials, 278 (2013) 1260-1264.
63. Nguyen, P., Tran, D., Huang, X. ve Sharma, D., A proposed feature extraction method for EEG-based person identification, Proceedings on the International Conference on Artificial Intelligence (ICAI), Temmuz 2012, Las Vegas, 1-6.
64. Ocak, H., Automatic detection of epileptic seizures in EEG using discrete wavelet transform and approximate entropy, Expert Systems with Applications, 36 (2009) 2027-2036.
65. Muda, L., Begam, M. ve Elamvazuthi, I., Voice Recognition Algorithms using Mel Frequency Cepstral Coefficient (MFCC) and Dynamic Time Warping (DTW) Techniques, Journal of Computing, 2, 3 (2010) 138-143.
66. Othman, M., Wahab, A. ve Khosrowabadi, R. MFCC for robust emotion detection using EEG. In 2009 IEEE 9th Malaysia International Conference on Communications (MICC), Mart 2010, Kuala Lumpur, IEEE, 98-101.
67. Abdul, W. ve Wong, J.W., Cortical activities pattern recognition for the limbs motor action. IET Conference Publications, Temmuz 2008, Seattle, IEEE, 42-42.
68. Alsteris, L.D. ve Paliwal, K.K., Short-time phase spectrum in speech processing: A review and some experimental results, Digital Signal Processing: A Review Journal, 17 (2007) 578-616.
69. Zhuang, I., A New Statistic Feature of the Short-Time Amplitude Spectrum Values for Human's Unvoiced Pronunciation, WSEAS Transactions on Signal Processing, 12, (2016) 265-269.

70. Tsipouras, M.G., Spectral information of EEG signals with respect to epilepsy classification, EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, 1,10 (2019) 1-17.
71. Li, W. ve Boulard, H., Sub-band based log-energy and its dynamic range stretching for robust in-car speech recognition, Proceedings of the 13th Annual Conference of the International Speech Communication Association (InterSpeech), Eylül 2012, USA, 314-317.
72. Nicolson, A., Hanson, J., Lyons, J. ve Paliwal, K., Spectral subband centroids for robust speaker identification using marginalization-based missing feature theory, International Journal of Signal Processing Systems, 6, 1 (2018) 12-16.
73. Kurt, Z., Temel bileşen analiziyle öznelik seçimi ve görsel nesne sınıflandırma, Yüksek Lisans Tezi, Osmangazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Eskişehir, 2013.
74. Gürsoy, M. ve Subaşı, A., DVM ile EEG işaretlerinin sınıflandırılmasında TBA, BBA ve DAA'nın performansının karşılaştırılması, Signal Processing, Communication and Applications Conference, Nisan 2008, Ankara, IEEE, 1-4.
75. Larose, D.T. ve Larose, C.D., Discovering knowledge in data: an introduction to data mining, John Wiley & Sons, USA, 2014.
76. Vapnik, V., The nature of statistical learning theory, Springer Science & Business Media, New York, 2013.
77. Kutlu, F., Melez sınıflandırma yaklaşımı ile EEG işaretlerinden epileptik dönemlerin algılanması, Yüksek Lisans Tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon, 2014.
78. Garg, G., Singh, V., Grover, M. ve Gupta, J., Optimal Kernel learning for EEG based sleep scoring system, Int. J. Biol. Med. Res, 2 (2011) 1220-1225.
79. Lima, C.A. ve Coelho, A.L., Kernel machines for epilepsy diagnosis via EEG signal classification: A comparative study, Artificial Intelligence in Medicine, 53,2 (2011) 83-95.
80. Subasi, A. ve Gursoy, M.I., EEG signal classification using PCA, ICA, LDA and support vector machines, Expert Systems With Applications, 37 (2010) 8659-8666.

81. Pal, M., Multiclass approaches for support vector machine based land cover classification, Proceedings of Map India, 8th Annual International Conference and Exhibition in the Field of GIS, GPS, Arial Photography, and Remote Sensing, New Delhi, 2005.
82. Kugler, M., Divide-and-Conquer Large-Scale Support Vector Classification, Doktora Tezi, Nagoya Institute of Technology, Computer Science and Engineering, 2006.
83. Zurada, J.M., Introduction to artificial neural systems, 8, West publishing company St. Paul, 1992.
84. Öztemel, E., Yapay sinir ağları, Papatya Yayıncılık, İstanbul, 2012.
85. Anantwar, S.G. ve Shelke, R.R., Simplified approach of ANN: strengths and weakness, International Journal of Engineering and Innovative Technology (IJEIT), 1,4 (2012) 73-77.
86. Sahoo, G. ve Kumar, Y., Analysis of parametric & non parametric classifiers for classification technique using WEKA, International Journal of Information Technology and Computer Science (IJITCS), 4,7 (2012) 43.
87. Chin, Z.Y., Ang, K.K., Wang, C., Guan, C. ve Zhang, H., Multi-class filter bank common spatial pattern for four-class motor imagery BCI, 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Eylül 2009, Minneapolis, IEEE, 571-574.
88. Wang, D., Miao, D. ve Blohm, G., Multi-class motor imagery EEG decoding for brain-computer interfaces, Frontiers in neuroscience, 6 (2012) 151.
89. Liu, C., Wang, H. ve Lu, Z., EEG classification for multiclass motor imagery BCI, 2013 25th Chinese control and decision conference (CCDC), Eylül 2013, Guiyang, IEEE, 4450-4453.
90. Yang, H., Sakhavi, S., Ang, K.K. ve Guan, C., On the use of convolutional neural networks and augmented CSP features for multi-class motor imagery of EEG signals classification, 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Augustos 2015, Milan, IEEE, 2620-2623.

91. She, Q., Ma, Y., Meng, M. ve Luo, Z., Multiclass posterior probability twin SVM for motor imagery EEG classification, Computational Intelligence and Neuroscience, 2015 (2015) 95.
92. Gao, L., Cheng, W., Zhang, J. ve Wang, J., EEG classification for motor imagery and resting state in BCI applications using multi-class Adaboost extreme learning machine, Review of Scientific Instruments, 87,8 (2016) 085110.
93. Bhattacharyya, S., Konar, A., Tibarewala, D., Khasnobish, A. ve Janarthanan, R., Performance analysis of ensemble methods for multi-class classification of motor imagery EEG signal, Proceedings of The 2014 International Conference on Control, Instrumentation, Energy and Communication (CIEC), Kasım 2014, Calcutta, IEEE, 712-716.
94. Barachant, A., Bonnet, S., Congedo, M. ve Jutten, C., Multiclass brain-computer interface classification by Riemannian geometry, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 59,4 (2011) 920-928.
95. Krishna, D.H., Pasha, I. ve Savithri, T.S., Classification of EEG motor imagery multi class signals based on cross correlation, Procedia Computer Science, 85 (2016) 490-495.
96. Schlögl, A., Lee, F., Bischof, H. ve Pfurtscheller, G., Characterization of four-class motor imagery EEG data for the BCI-competition 2005, Journal of neural engineering, 2,4 (2005) L14.
97. Nai-Jen, H. ve Palaniappan, R., Classification of mental tasks using fixed and adaptive autoregressive models of EEG signals, The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Eylül 2004, San Francisco, IEEE, 507-510.
98. Suk, H.I. ve Lee, S.W., Subject and class specific frequency bands selection for multiclass motor imagery classification, International Journal of Imaging Systems and Technology, 21,2 (2011) 123-130.
99. Dong, E., Li, C., Li, L., Du, S., Belkacem, A.N. ve Chen, C., Classification of multi-class motor imagery with a novel hierarchical SVM algorithm for brain-computer interfaces, Medical & biological engineering & computing, 55,10 (2017) 1809-1818.
100. Liang, N.Y., Saratchandran, P., Huang, G.B. ve Sundararajan, N., Classification of mental tasks from EEG signals using extreme learning machine, International Journal of Neural Systems, 16,01 (2006) 29-38.

101. Lee, F., Scherer, R., Leeb, R., Neuper, C., Bischof, H. ve Pfurtscheller, G., A comparative analysis of multi-class EEG classification for brain computer interface, Proceedings of the 10th Computer Vision Winter Workshop, Ocak 2005, Austria, 195-204.
102. Sreeja, S. ve Samanta, D., Classification of multiclass motor imagery EEG signal using sparsity approach, Neurocomputing, 368 (2019) 133-145.
103. Khan, J., Bhatti, M.H., Khan, U.G. ve Iqbal, R., Multiclass EEG motor-imagery classification with sub-band common spatial patterns, EURASIP Journal on Wireless Communications and Networking, 2019,1 (2019) 174.
104. Jiang, J., Zhao, B., Zhang, P., Bai, Y. ve Chen, X., Brain-actuated Humanoid Robot based on Brain-computer Interface (BCI), 2018 IEEE International Conference on Automation, Electronics and Electrical Engineering (AUTEEE), Kasım 2018, Shenyang, IEEE, 319-322.
105. Aydemir, O. ve Kayikcioglu, T., Decision tree structure based classification of EEG signals recorded during two dimensional cursor movement imagery, Journal of neuroscience methods, 229 (2014) 68-75.
106. Christensen, S.M., Holm, N.S. ve Puthusserypady, S., An Improved Five Class MI Based BCI Scheme for Drone Control Using Filter Bank CSP, 7th International Winter Conference on Brain-Computer Interface, Şubat 2019, Jeongseon, IEEE, 1-6.
107. Li, J., Liang, J., Zhao, Q., Li, J., Hong, K. ve Zhang, L., Design of assistive wheelchair system directly steered by human thoughts, International Journal of Neural Systems, 23,03 (2013) 1350013.
108. Yi, W., Qiu, S., Qi, H., Zhang, L., Wan, B. ve Ming, D., EEG feature comparison and classification of simple and compound limb motor imagery, Journal of neuroengineering and rehabilitation, 10,1 (2013) 106.
109. Neuper, C., Scherer, R., Wriessnegger, S. ve Pfurtscheller, G., Motor imagery and action observation: modulation of sensorimotor brain rhythms during mental control of a brain-computer interface, Clinical neurophysiology, 120,2 (2009) 239-247.
110. Onay, F.K. ve Köse, C., Assessment of CSP-based two-stage channel selection approach and local transformation-based feature extraction for classification of motor imagery/movement EEG data, Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik, 64, 6 (2019) 643-653.

111. Onay, F.K. ve Köse, C., Power Spectral Density Analysis in Alfa, Beta and Gamma Frequency Bands for Classification of Motor EEG Signals, 2019 27th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), Nisan 2019, Sivas, IEEE, 1-4.





## 7. EKLER

Bu bölümde tez çalışmasında kullanılacak olan EEG verilerinin kaydedilmesi için, Amasya Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 153886878-050.99 sayılı karar ile alınan etik izin belgeleri sunulmuştur.

Evrak Tarih ve Sayısı: 19/09/2019-E.24800



T.C.  
AMASYA ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ  
Yazı İşleri Müdürlüğü



Sayı : 15386878-050.99  
Konu : Etik Kurul Değerlendirme

Sayın Arş.Gör. Funda KUTLU ONAY  
Araştırma Görevlisi

Tarafınızca yürütülen "Nöralfabe: Görsel Uyarılmış ve Hayali Motor Hareket Sinyalleri ile Alfabe Simülasyon" konulu araştırma çalışması, Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelenmiştir.

Söz konusu çalışmanın yürütülmesinin ve uygulanmasının etik olarak uygun olduğu kanaatine varılmış olup, Kurul Kararının bir örneği ilişikte gönderilmiştir.

Bilgilerinize rica ederim.

**e-İmzalıdır**  
Prof.Dr. Recep KÜRKÇÜ  
Rektör a.  
Rektör Yardımcısı

Ek: Kurul Kararı (1 sayfa)

Ek Şekil 1. Amasya KAEK etik kurul değerlendirme üst yazısı





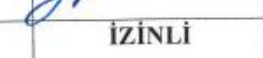


**AMASYA ÜNİVERSİTESİ**  
**GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

Toplantı Tarihi	Toplantı Sayısı	Karar No
12 Eylül 2019	7	39

**KARAR NO 39:**

Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü Prof. Dr. Cemal KÖSE'nin sorumluluğunda olan ve Yardımcı Araştırmacı olarak görev alan Amasya Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü Arş. Gör. Funda KUTLU ONAY'ın, Amasya Üniversitesi Teknoloji Fakültesi C Blok Laboratuvarı'nda, Nörolfabe (hayali motor hareket) EEG sinyalleri ile kontrol edilebilen bir alfabe sisteminin tasarlanması amacıyla bilişsel işlevlerinde sorun olmayan ancak motor sinir sistemini kontrol edemeyen gönüllü bireylere uygulanması öngörülen "*Nörolfabe: Görsel Uyarılmış ve Hayali Motor Hareket Sinyalleri ile Alfabe Simülasyonu*" konulu çalışma, Kurul tarafından proje araştırma etiği yönünden değerlendirildi ve incelendi.

Söz konusu çalışmanın yürütülmesinin ve uygulanmasının etik olarak uygun olduğuna katılanların oybirliğiyle karar verildi.

<b>BAŞKAN</b>	Prof. Dr. İlkay ÖZTÜRK ÇALI	
<b>ÜYELER</b>	Dr. Öğr. Üyesi Bedirhan Sezer ÖNER	
	Dr. Öğr. Üyesi Eylem TOPBAŞ	
	Dr. Öğr. Üyesi Safiye ÖZKAN	
	Dr. Öğr. Üyesi Fatma Zeynep ÖZEN	
	Dr. Öğr. Üyesi Aylin ÇAPRAZ	İZİNLİ
	Dr. Öğr. Üyesi Abdulkadir ÇAKMAK	
	Dr. Öğr. Üyesi Burak YAZGAN	
	Dr. Öğr. Üyesi Nurdan KARPUZ DEMİR	İZİNLİ

Ek Şekil 2. Amasya KAEK etik kurul kararı

## ÖZGEÇMİŞ

03.09.1988 yılında Samsun ilinin Havza ilçesinde doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Vezirköprü’de tamamladı. 2007 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümünde lisans programına başladı ve 2011 yılında bu bölümden mezun oldu. Şubat 2012’de Amasya Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümünde ÖYP Araştırma Görevlisi olarak göreve başladı ve Nisan 2012’de 35. Madde kapsamında Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümüne Araştırma Görevlisi olarak görevlendirildi. 2014 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalında yüksek lisans öğrenimini tamamladı. Mayıs 2016’da Amasya Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümüne ÖYP kapsamında kesin dönüş yaptı ve halen bu bölümde araştırma görevliliği devam etmektedir. Yabancı dil olarak iyi seviyede İngilizce bilmektedir.

### SCI/SCI-E indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

1. ONAY, Funda Kutlu; KÖSE, Cemal. Assessment of CSP-based two-stage channel selection approach and local transformation-based feature extraction for classification of motor imagery/movement EEG data. Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik, 2019.

### Uluslararası Dergi ve Konferanslar kapsamında yapılan yayınlar

1. ONAY, Funda Kutlu; KÖSE, Cemal, “Detection of EEG-Based Motor Imagery Tasks with 1D-Local Binary Pattern (LBP) Features”, International Conference on Advanced Technologies, Computer Engineering and Science (ICATCES18), 2018.

2. ONAY, Funda Kutlu, and KÖSE, Cemal, "Power Spectral Density Analysis in Alfa, Beta and Gamma Frequency Bands for Classification of Motor EEG Signals." 2019 27th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU). IEEE, 2019.
3. ONAY, Funda KUTLU, and KÖSE, Cemal, "Classification of Functional Near-Infrared Imaging Based Hemodynamic Patterns Recorded at Mental Arithmetic And Resting.", Engineering Sciences, 13.1: 27-36.

#### Projeler

1. En Düşük Viskoziteli Atık Kızartma Yağı Biyodizelinin Üretimi, Sprey Özelliklerinin İyileştirilmesi, Motor Performansı ve Egzoz Emisyonlarına Etkisinin İncelenmesi, Tübitak 1002, 15/03/2018 - 15/03/2019 (Ulusal)

Yürütücü : Mert Gülüm,

Bursiyer : Funda Kutlu Onay, Abdülvahap Çakmak

2. Görsel ve İşitsel Algılama Anında Ortaya Çıkan Farklı Duygu Durumlarının Tanınması için EEG Tabanlı BBA Sistemi, BAP, 23/12/2017 - 01/04/2019 (Ulusal)

Yürütücü : Canan Oral

Araştırmacı : Funda Kutlu Onay, Erhan Bergil