

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**





**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**İKİ VE ÜÇ BOYUTLU VİDEOLARI İZLERKEN KAYDEDİLEN EEG SİNYALLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI VE SINIFLANDIRILMASI**

Elektronik Yüksek Mühendisi Negin MANSOURI

**Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
“DOKTOR (ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ)”
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.**

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 13 / 09 / 2019

Tezin Savunma Tarihi : 04 / 11 / 2019

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU

Trabzon 2019

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında

Negin MANSHOURI Tarafından Hazırlanan

**İKİ VE ÜÇ BOYUTLU VİDEOLARI İZLERKEN KAYDEDİLEN EEG
SİNYALLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI VE SINIFLANDIRILMASI**

**başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 24 /09/2019 gün ve 1820 sayılı
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda
DOKTORA TEZİ
olarak kabul edilmiştir.**

Jüri Üyeleri

Başkan : Prof. Dr. Onur OSMAN

Üye : Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU

Üye : Prof. Dr. Ali GANGAL

Üye : Prof. Dr. Cemal KÖSE

Üye : Doç. Dr. İbrahim Yücel ÖZBEK



Prof. Dr. Asim KADIOĞLU

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Bu doktora tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Elektronik Mühendisliği Bilim Dalı Doktora Programı'nda ve Trabzon Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'nın 14.12.2018 tarih ve 24237859- 806 sayılı numaralı izni ile hazırlanmıştır.

Tez çalışma sürecimin her aşamasında bana yol gösterip bilimsel bilgi ve desteğini esirgemeyen değerli danışmanım Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU'na ve yine tez çalışmam süresince değerli katkılarından ötürü Prof. Dr. Ali GANGAL'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmam boyunca gösterdikleri sabır ve anlayıştan ötürü hayatım boyunca hep yanımda olup desteklerini esirgemeyen başta ailem olmak üzere, sevgili eşim Dr. Öğr. Üyesi Masoud MALEKI'ye içtenlikle teşekkür ederim. Bu çalışmamı, biricik kızım Roza MALEKI'ye atfediyorum. Bu tezin bundan sonraki çalışmalarda faydalı olmasını dilerim.

Negin MANSHOURI

Trabzon 2019

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum “İki ve Üç Boyutlu Videoları İzlerken Kaydedilen EEG Sinyallerinin Karşılaştırılması ve Sınıflandırılması” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU’ nun 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. 04/11/2019

Negin MANSHOURI

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	XV
1. GENEL BİLGİLER.....	1
1.1. Giriş	1
1.2. Merkezi Sinir Sistemi.....	2
1.2.1. Nöronlar veya Sinir Hücreleri	3
1.2.2. Duyusal, Motor Nöronlar ve İmpuls Oluşumu	4
1.2.2.1. Dinlenme Potansiyeli.....	4
1.2.2.2. Aksiyon Potansiyeli	5
1.3. İnsan Beyni	5
1.3.1. Beyin Anatomisi	6
1.3.2. Beyin Lobları, İşlev ve Konumları	7
1.4. EEG ve EEG Sinyallerinin Doğası	8
1.4.1. Beyin Dalgalarının Sınıflandırılması	9
1.4.2. EEG Sinyal Kaydı.....	12
1.5. Olaya İlişkin Potansiyeller (OİP).....	14
1.5.1. Sinir Sisteminin Uyarı Tipine Göre Uyarılmış Potansiyeller.....	15
1.6. İnsan Gözünün Yapısı ve Fonksiyonu.....	17
1.6.1. İnsan Gözünün Anatomisi.....	17

1.6.2.	Göz Nasıl Görür?.....	20
1.6.3.	Binoküler veya Stereoskopik (Stereopsis) Vizyon.....	21
1.6.3.1.	Stereoskopik Görmenin Avantajları.....	23
1.7.	3B Teknolojisinin Tarihçesi.....	24
1.7.1.	3B Teknolojisinin Uygulaması.....	26
1.7.2.	3B TV Teknolojisi ve İnsan Vizyonu.....	26
1.7.3.	Gözlüklü 3B TV.....	27
1.8.	EEG Analizinin Temel Bileşenleri.....	30
1.8.1.	EEG Sinyal Kaydında Önemli Faktörler.....	30
1.8.2.	Ön İşleme.....	30
1.8.3.	Öznitelik Çıkarma.....	31
1.8.3.1.	Öznitelik Seçme.....	31
1.8.4.	Sınıflandırma.....	32
1.9.	Literatür Araştırması.....	32
1.10.	Tezin Kapsamı.....	38
2.	MATERYAL VE YÖNTEMLER	41
2.1.	Araştırma Araçları.....	41
2.1.1.	EEG Kayıt Ortamı ve Kullanılan Cihaz.....	41
2.1.2.	Homojen ve Hybrid İzleme Senaryosunda Kullanılan Videolar.....	43
2.1.3.	EEG Verilerinin Kaydı.....	43
2.1.4.	Deneysel Prosedür.....	43
2.1.4.1.	Homojen İzleme Senaryosu.....	44
2.1.4.2.	Hybrid İzleme Senaryosu	46
2.2.	Kullanılan Yöntemler.....	47
2.2.1.	Ön İşleme	48
2.2.2.	EEG Veri Ön Analizi	49
2.2.3.	Frekans Analiz İşlemi	58
2.2.3.1.	Ayrık ve Hızlı Fourier Dönüşümü	58
2.2.3.2.	Zaman-Frekans Sinyal Analizi.....	60
2.2.3.2.1.	Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD)-Spektrogram.....	60
2.2.3.2.2.	Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD).....	62
2.3.	Öznitelik Çıkarma Yöntemleri	64

2.3.1.	Normalize Bant Güçleri.....	65
2.3.2.	Hjorth Parametreleri	65
2.4.	Homojen ve Hybrid Senaryoda Kullanılan Öznitelik Yöntemleri	66
2.5.	Sınıflandırma Teknikleri.....	72
2.5.1.1.	Kısmi En Küçük Kareler Regresyonu (KeKKR)	73
2.5.1.2.	k -en Yakın Komşu (k -eYK).....	74
2.5.1.3.	Destek Vektörü Makinesi (DVM)	76
2.5.1.4.	Lineer Diskriminant Analizi (LDA).....	77
2.5.2.	Çapraz Doğrulama ve K-katlama Çapraz Doğrulama (K-kÇD).....	78
2.5.3.	Sınıflandırıcı İçin Performans Ölçütleri	78
2.5.3.1.	Sınıflandırma Doğruluğu (Classification Accuracy) ve Duyarlılık ve Özgünlük (Sensitivity and Specificity)	78
2.6	Homojen ve Hybrid Senaryoda Kullanılan Sınıflandırma Yöntemleri	80
3.	SONUÇLAR VE BULGULAR.....	82
3.1.	Homojen Senaryo' ya Ait Sonuçlar	82
3.1.1.	Homojen Senaryo' ya Ait Bulgular.....	94
3.2.	Hybrid Senaryo' ya Ait Sonuçlar.....	95
3.2.1.	Oylama (Voting) Yaparak Sınıflandırma Sonucunu İyileştirmek	102
3.2.1.1.	Temporal ve Frontal Lob Etkinliği.....	102
3.2.1.2.	Genel Ortalama Sonuçuna Bakarak En İyi Üç Kanal Etkinliği.....	106
3.2.2.	Hybrid Senaryo' ya ait Bulgular.....	110
4.	SONUÇLAR VE TARTIŞMA	112
5.	GELECEK ÇALIŞMALAR	115
6.	REFERANSLAR	116
7.	EKLER.....	125

ÖZGEÇMİŞ

Doktora Tezi

ÖZET

İKİ VE ÜÇ BOYUTLU VİDEOLARI İZLERKEN KAYDEDİLEN EEG
SİNYALLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI VE SINIFLANDIRILMASI

Negin MANSOURI

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU
2019, 125 Sayfa, 13 Ek Sayfa

Bu araştırma, 2 boyutlu (2B) ve 3 boyutlu (3B) videoların insan beyin dalgaları üzerindeki etkilerini ortaya koymak için yapılmıştır. Bilindiği üzere, insanlar çevrelerini göz yapıları gereği 3B olarak görürler. Bu çalışmada, insanların uykulu anlarında derinlik algılarını kaybettiği ve bu anlarda 3B görmeden 2B görmeye ani bir geçiş gerçekleştiği hipotezini ortaya koyup araştırdık. Bu önemli anı yakalamak tezin ana hedefidir. Tez çalışmasında Elektroensefalografi (EEG) beyin sinyallerini kullanarak 2B ve 3B video izlemenin etkisi incelenmiştir. 2B ve 3B video izleyicilerin beyin sinyallerini analiz etmek için kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD) temel alınarak güç spektrum yoğunluğu (GSY) kullanılmıştır. Tüm EEG frekans bantları test edilip, baskın olduğu tespit edilen frekans bantlarından öznitelikler elde edilmiştir. 2B ve 3B video izleme sırasında elde edilen EEG sinyallerini sınıflandırmak için kısmi en küçük kareler regresyonu (KeKKR), destek vektör makinesi (DVM) ve lineer diskriminant analizi (LDA) sınıflandırma algoritmaları kullanılmıştır. Beyin bölgelerini temsil eden etkili kanalların doğru kombinasyonlarının seçilmesiyle başarılı sınıflandırma sonuçları elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: EEG, 2B ve 3B video, Öznitelik çıkarma, Sınıflandırma, Güç spektrum yoğunluğu

PhD. Thesis

SUMMARY

COMPARISON AND CLASSIFICATION OF RECORDED EEG SIGNALS DURING
WATCHING TWO AND THREE DIMENSIONAL VIDEOS

Negin MANSHOURI

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Electrical-Electronics Engineering Program
Supervisor: Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU
2019, 125 Pages, 13 Appendix Page

This study was conducted to reveal the effects of 2 Dimensional (2D) and 3 Dimensional (3D) videos on human brain waves. As is known, people see their environment as 3D due to their eye structure. In this study, we put forward the hypothesis that people lose their perception of depth during sleepy moments and that there is a sudden transition from 3D vision to 2D vision. Capturing this important moment is our main goal. In the thesis, the effects of 2D and 3D video watching using electroencephalography (EEG) brain signals were investigated. Power spectrum density (PSD) based on short time Fourier transform (STFT) was used to analyze the brain signals of 2D&3D video viewers. All EEG frequency bands were tested and features were obtained from the dominant frequency bands. Partial least squares regression (KeKKR), support vector machine (DVM) and linear discriminant analysis (LDA) classification algorithms were used to classify the EEG signals obtained during 2D and 3D video watching. Successful classification results were obtained by selecting the correct combinations of effective channels representing the brain regions.

Key Words: EEG, 2D and 3D video, Feature extraction, Classification, Power spectrum density

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1.1. Merkezi sinir sistemi [6].	2
Şekil 1.2. Nöron Yapısı	3
Şekil 1.3. Hücrenin dinlenme potansiyeli	4
Şekil 1.4. Beynin üç ana bölümü	6
Şekil 1.5. Beynin dört lobu	7
Şekil 1.6. Delta dalgası	10
Şekil 1.7. Teta dalgası	11
Şekil 1.8. Alfa dalgası	11
Şekil 1.9. Beta dalgası	12
Şekil 1.10. (a) 21 elektrotun yerleştirilmesi için geleneksel 10-20 EEG elektrot konumu, (b)10-20 Elektrot yerleştirme sistemi	14
Şekil 1.11. İnsan gözünün anatomisi [47].	19
Şekil 1.12. (a) Sclera, (b) Koroid, (c) Retina, (d) Kornea, (e) Ön ve arka kamara, göz içi sıvısı, (f) Iris, (g) Lens, (h) Siliyer kas, (i) Vitreous odası, (j) Macula ve Fovea, (k) Kör nokta [29].	20
Şekil 1.13. Binoküler görme [51].	22
Şekil 1.14. Gözlerin periferik görüşü	24
Şekil 1.15. Bir anaglif filmin ekran görüntüsü ve kullanılan gözlük	27
Şekil 1.16. Pasif polarize gözlük	28
Şekil 1.17. Aktif shutter gözlük [wikipedia]	29
Şekil 1.18. 3B TV' nin nasıl çalıştığıнын özeti [65].	29
Şekil 1.19. EEG analizinin temel bileşenleri [2].	30
Şekil 1.20. EEG sinyalinde tipik sınıflandırma süreci.	32
Şekil 1.21. Prefrontal korteksin alanı.	38
Şekil 2.1. EEG sistemi a) EEG yükselteç, (b) jel, (c) EEG izolasyon yalıtımı, (d) EEG kep, (e) EEG kayıt ortamı, (f) Pasif ve (g) Anaglyph gözlük	41
Şekil 2.2. EEG kep (a), Animasyonlu grafiği (b) kepe ait beyin görev haritası [87].	42
Şekil 2.3. SAW videosunun ekran görüntüsü	45
Şekil 2.4. Homojen senaryonun EEG kaydı.	46

Şekil 2.5. Hybrid senaryonun EEG kaydı.	46
Şekil 2.6. Hybrid videoda anaglyf SAW videosunun ekran görüntüsü.....	47
Şekil 2.7. EEG data analizi.....	48
Şekil 2.8. Homojen senaryo izleme aşaması akış şeması.....	50
Şekil 2.9. Homojen senaryo video izlemeden önce ve sonra bant seçiminin akış şeması... 51	
Şekil 2.10. Hybrid izleme senaryosunda EEG veri ön analizini özetleyen akış şeması.....	52
Şekil 2.11. Fp2 kanalı için veri ön işleme analizi, ham data (a) ve işlenmiş EEG verisi (b).....	53
Şekil 2.12. 5 saniyelik ortalama EEG epokları için, 2B_3B' ye ve 3B_2B' ye geçiş (Transition) durumlarında Fp1, Fpz, Fp2, F3, ve F4' de normalleştirilmiş ortalama genlik davranışları	55
Şekil 2.13. 5 saniyelik ortalama EEG epokları için 2B_3B' ye ve 3B_2B' ye geçiş (Transition) durumunda F7, F8, C4, C3, ve Fz' de normalleştirilmiş ortalama genlik davranışları	56
Şekil 2.14. Fpz ve Fz ve T3 kanallarında, 2B_3B ve 3B_2B' ye epok ortalamasına dayanan 9 kişi için ortalama güç spektrum yoğunluğu'nun farkı (geçiş durumunda).....	57
Şekil 2.15. Homojen video izleme epok kategorisinin akış şeması ve öznitelik çıkarma... 67	
Şekil 2.16. Hybrid senaryo için öznitelik çıkarma işlemi.....	69
Şekil 2.17. Geçiş durumunda Fp1 kanalında K1' e ait saçılım diyagramı	69
Şekil 2.18. Kararlı durumda Fp1 kanalında K1' e ait saçılım diyagramı.....	70
Şekil 2.19. Geçiş durumunda Fp2 kanalında K1' e ait saçılım diyagramı	70
Şekil 2.20. Kararlı durumda Fp2 kanalında K1' e ait saçılım diyagramı.....	71
Şekil 2.21. Geçiş durumunda Fpz kanalında K1' e ait saçılım diyagramı	71
Şekil 2.22. Kararlı durumda Fpz kanalında K1' e ait saçılım diyagramı	72
Şekil 2.23. Hybrid senaryo sınıflandırma akış şeması	81
Şekil 3.1. Her kanal için, sekiz katılımcının EEG bantlarının GSY' nin farklılıklarının ortalaması	83
Şekil 3.2. Her kanal için sekiz katılımcının KeKKR sınıflandırma sonuçları.....	84
Şekil 3.3. Her kanal için sekiz katılımcının DVM sınıflandırma sonuçları	84
Şekil 3.4. KeKKR ve DVM sınıflandırma sonuçlarının ortalaması	85
Şekil 3.5. KeKKR' nin en iyi kanallarını göz önüne alarak KeKKR ve DVM sınıflandırma sonuçlarının ortalaması.....	85
Şekil 3.6. En iyi DVM kanallarını dikkate alarak KeKKR ve DVM sınıflandırma sonuçlarının ortalaması	86

Şekil 3.7. En iyi kanal kombinasyonlarında DVM sınıflandırıcı için tüm katılımcıların ortalama duyarlılığı ve özgüllüğü	86
Şekil 3.8. δ , θ , α , β ve γ bantlarının beş katılımcısı için ortalama GSY (R2b) -GSY (R2a) farkı	88
Şekil 3.9. θ , α , β ve γ bantlarının beş katılımcıları için ortalama GSY (R3b) -GSY (R3a) farkı	88
Şekil 3.10. θ , α ve β bantları beş katılımcısı için ortalama GSY (R2a) -GSY (R3a) farkı .	90
Şekil 3.11. KZFD kullanılarak ortalama KeKKR ve DVM sınıflandırma doğruluğu	91
Şekil 3.12. ADD kullanarak ortalama KeKKR ve DVM sınıflandırma doğruluğu	91
Şekil 3.13. KeKKR ve KZFD' nin en iyi kanallarını dikkate alarak ortalama KeKKR ve DVM sınıflandırma doğruluğu	92
Şekil 3.14. KeKKR ve ADD' nin en iyi kanallarını dikkate alarak ortalama KeKKR, DVM sınıflandırma doğruluğu, duyarlılık ve özgülük sonuçları.....	92
Şekil 3.15. KZFD kullanarak en iyi DVM kanallarını dikkate alarak KeKKR ve DVM sınıflandırmasının doğruluğu.....	93
Şekil 3.16. ADD kullanarak en iyi DVM kanallarını dikkate alarak KeKKR, DVM sınıflandırma doğruluğu, duyarlılığı ve özgülüğü ortalaması	93
Şekil 3.17. Std ve max için geçiş durumunda ortalama sınıflandırma doğruluğu.....	96
Şekil 3.18. Std ve max için kararlı durumunda ortalama sınıflandırma doğruluğu.....	97
Şekil 3.19. Hjorth parametreleri için geçiş durumunda ortalama sınıflandırma doğruluğu	98
Şekil 3.20. Hjorth parametreleri için kararlı durumunda ortalama sınıflandırma doğruluğu.....	99
Şekil 3.21. İki öznitelik çıkarma yöntemi için geçiş durumunda DVM, KeYK, LDA ortalama sınıflandırma sonuç kıyaslaması.....	100
Şekil 3.22. İki öznitelik çıkarma yöntemi için kararlı durumunda DVM, KeYK, LDA ortalama sınıflandırma sonuç kıyaslaması.....	101
Şekil 3.23. Temporal ve frontal lob etkinliği oylama akış şeması	104
Şekil 3.24. Genel ortalama sonucuna bakarak en iyi üç kanal etkinliği oylama akış şeması	107

TABLULAR DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1.1. EEG dalga bantlarının temel özellikleri.....	12
Tablo 1.2. Anaglif, pasif ve aktif gözlüklerin avantajları, dezavantajları ve çalışma prensibi.....	34
Tablo 2.1. SAW video homojen senaryonun izleme aşaması için veri seti.....	44
Tablo 2.2. SAW video homojen dinlenme aşaması için veri seti.....	45
Tablo 2.3. Geçiş (Transition) anını kapsayan pencerelerin epok uzunluğu.	47
Tablo 2.4. Kararlı (Steady-state) durumlarını kapsayan pencerelerin epok uzunluğu.	47
Tablo 2.5. Hjorth parametreleri [106]	66
Tablo 2.6. ADD'nin alt bant ayrışımı.....	68
Tablo 2.7. Karışıklık matrisi.....	79
Tablo 3.1. Geçiş durumunda 9 kişide en iyi üç kanal tablosu	102
Tablo 3.2. Kararlı durumunda 9 kişide en iyi üç kanal tablosu.....	103
Tablo 3.3. Geçiş durumunda en iyi doğruluk oranına sahip frontal ve temporal loblardan üç kanal.....	103
Tablo 3.4. Kararlı durumunda en iyi doğruluk oranına sahip frontal ve temporal loblardan üç kanal.....	103
Tablo 3.5. Ölçütlere göre tahmini etiket.....	104
Tablo 3.6. Temporal ve frontal lob etkinliğinde oylama işlemi yaparak 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini geçiş durumu için sınıflandırma sonuçları.....	105
Tablo 3.7. Temporal ve frontal lob etkinliğinde oylama işlemi yaparak 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini kararlı durumu için sınıflandırma sonuçları	106
Tablo 3.8. Geçiş durumunda genel ortalama sonucuna göre iyi üç kanal tablosu	107
Tablo 3.9. Kararlı durumunda genel ortalama sonucuna göre iyi üç kanal tablosu	107
Tablo 3.10. En iyi üç kanal etkinliğine dayanarak 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini geçiş durumu için sınıflandırma sonuçları.....	108
Tablo 3.11. En iyi üç kanal Etkinliğine dayanarak 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini kararlı durumu için sınıflandırma sonuçları.....	109
Tablo 7.1. Geçiş durumda her kanalda 9 kişiye ait DVM sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std,max).....	126
Tablo 7.2. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait DVM sınıflandırma sonucu, ve 9	

kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std, max).....	127
Tablo 7.3. Geçiş durumunda her kanalda 9 kişiye ait keYK sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std, max).....	128
Tablo 7.4. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait keYK sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std, max)	129
Tablo 7.5. Geçiş durumunda her kanalda 9 kişiye ait LDA sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std, max).....	130
Tablo 7.6. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait LDA sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std, max).....	131
Tablo 7.7. Geçiş durumunda her kanalda 9 kişiye ait DVM sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth).....	132
Tablo 7.8. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait DVM sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth).....	133
Tablo 7.9. Geçiş durumunda her kanalda 9 kişiye ait keYK sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth).....	134
Tablo 7.10. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait keYK sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth).....	135
Tablo 7.11. Geçiş durumunda her kanalda 9 kişiye ait LDA sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth).....	136
Tablo 7.12. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait LDA sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth).....	137

SEMBOLLER DİZİNİ

2D	:	2 Dimension
3D	:	3 Dimension
2B	:	İki Boyutlu
3B	:	Üç Boyutlu
ADD	:	Ayrık Dalgacık Dönüşümü
AFD	:	Ayrık Fourier Dönüşümü
AOP	:	Adaptif Otoregressif Parametreler
AP	:	Aksiyon Potansiyel
BB	:	Brodmann Bölgeleri
BBA	:	Bağımsız Bileşen Analizi
BBA	:	Beyin Bilgisayarı Arayüzü
BİUP	:	Beyinsapı İşitsel Uyarılmış Potansiyel
bkn	:	Bakınız
C	:	Merkez ya Santral
DD	:	Dalgacık Dönüşümü
DEHB	:	Dikkat Eksikliği / Hiperaktivite Bozukluğu
DPA	:	Dalgacık Paketinin Ayrışması
DVM	:	Destek Vektör Makineleri
EEG	:	Elektroensefalogram / Elektroensefalografi
EKG	:	Elektrokardiyogram
EMG	:	Elektromiyografi
FN	:	Negatif sınıfa atanan yanlış durum
Fp	:	Frontal

FP	:	Pozitif sınıfa atanan yanlış durum
GA	:	Genetik Algoritmalar
GSY	:	Güç Spektrumu Yoğunluğunu
GUKP	:	Görsel Uyarılmış Kortikal Potansiyel
GUP	:	Görsel Uyarılmış Potansiyel
GUT	:	Görsel Uyarılmış Tepki
HFD	:	Hızlı Fourier Dönüşümleri
Hz	:	Hertz
iEEG	:	İnvaziv EEG
KeKKR	:	Kısmi en Küçük Kareler Regresyonu
K-kÇD	:	K-kat Çapraz Doğrulama
<i>k</i> -YK	:	<i>k</i> -en Yakın Komşu
KZFD	:	Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
LDA	:	Lineer Diskriminant Analiz
LDS	:	Lineer Diskriminant Sınıflandırıcı
LOO-CV	:	Leave One Out Cross-Validation
MMS	:	Merkezi Sinir Sistemi
MRG	:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MUP	:	Motor Uyarılmış Potansiyeller
O	:	Oksipital
OAD	:	Ortak Alansal Desenler
OBS	:	Olaya Bağlı Senkronizasyon
OİP	:	Olayla İlgili Potansiyel
ORR	:	Ortak Ortalama Referans

P	:	Pariyetal
R	:	Referans
RTF	:	Radyal Temel Fonksiyon
SD	:	S Dönüşümü
SS	:	Standart Sapma
SSUP	:	Somatosensöriyel Uyarılmış Potansiyel
T	:	Temporal
TBA	:	Temel Bileşen Analizi
TDA	:	Tek Değerli Ayrıştırma
TN	:	Negatif sınıfa atanan doğru durum
TP	:	Pozitif sınıfa atanan doğru durum
YKP	:	Yavaş Kortikal Potansiyel
YL	:	Yüzey Laplacian
α	:	Alfa
β	:	Beta
γ	:	Gama
δ	:	Delta
θ	:	Teta
μV	:	Micro Volt

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Son yıllarda, iki ve üç boyutlu (2B&3B) teknoloji, insanların hayatında sağlayabilecekleri son derece gerçekçi hisler ve duyumluluk duygusu nedeniyle hızlı bir ilerlemeyle devam etmektedir. Bu özellikler bu teknolojinin eğitime, medikal ve eğlence sektörlerine girmesini sağlamaktadır. 10 yıl öncesine kadar, 2B&3B alanlardaki stereoskopik teknolojinin gelişmesine rağmen, bu konu son zamanlarda araştırmacıların ilgisini çekmiştir. Elektroensefalogram (EEG) kullanılarak 2B&3B görüntülerin izlenmesi nedeniyle ortaya çıkan görsel farklılıkların değerlendirilmesi için bazı çalışmalar yapılmıştır [1], [2], [3]. EEG yöntemi, zihinsel aktivitelerin değerlendirilmesinde en önemli ve güvenilir fizyolojik ölçüm olması nedeniyle tercih edilmiştir. Bu yöntem beyin tarafından üretilen elektriksel aktiviteyi kafa derisi yüzeyine yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla kaydetmek için kullanılan fizyolojik yöntemdir. EEG, sinyallerin frekans bölgesini, özellikle frekans bant genişliklerini kullanarak, bu bilgilerin beynin fonksiyonel durumlarını ortaya çıkarmak için yardımcı olmasını sağlamaktadır [4], [5].

2B ve 3B teknolojisinin EEG analizi genellikle bu teknolojinin göz yorgunluğu tespiti, 2B ve 3B oyun analizi, beyin dalgalarındaki güç spektrum farklarının tespiti ve olay ile ilgili potansiyellere stereoskopik eşitsizliğin etkilerinin araştırılması olarak sınıflandırılabilir. Bu çalışmaların çok az kısmı, 2B ve 3B video izleme modlarında beyin sinyallerinin kapsamlı analizine odaklanmıştır. Bu çalışma, 2B' nin 3B teknolojisi ile karşılaştırıldığında insan beyni dalgaları üzerindeki etkilerini ortaya çıkarmak için yapılmıştır. İnsan beyninin 2B ve 3B video izleme sırasında kaydedilen beyin sinyallerinin analizi bu tezin ana çerçevesidir. Asıl amaç, sayısal sonuçlara dayanan insan bilişsel ve nöral tepkilerini değerlendirmek için etkili kanalları ve EEG bantlarını seçmektir.

Bu tez çalışmasında ilk olarak EEG'nin öneminden bahsedilip stereoskopik görme veya stereopsis ve 2B&3B video izlemenin güç spektrumu hakkında genel bilgiler verilmiştir. Çalışma kapsamında yapılan literatür taramasından sonra, 2B&3B video izlemenin EEG analizi için kullanılacak yöntemler ayrıntılı biçimde incelenip ardından bahsedilen yöntemlerin veri kümelerine uygulanması sonucunda elde edilen deneysel sonuçlar verilerek

bu sonuçlar hakkında tartışılmıştır.

1.2. Merkezi Sinir Sistemi (MSS)

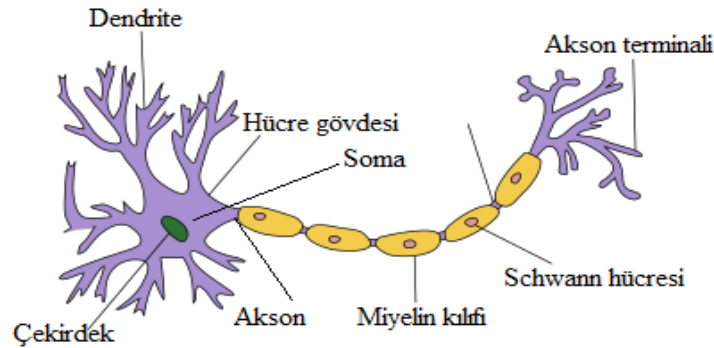
Sinir sistemi (SS) iki bölümden oluşmaktadır: Beyin ve omuriliği oluşturan merkezi sinir sistemi, Periferik sinir sistemi. İki sistem arasındaki etkileşimi düşünmenin basit bir yolu, sistemleri yollar ve mesajları araba olarak düşünmektir. ‘Araba’ küçük yollardan (periferik sinir sistemi) başlar ve beyne doğru yönelir, beyne daha çabuk ulaşabilmek için, ‘arabayı’ son hedefine götüren otoyolu merkezi sinir sistemi olarak düşünebiliriz. “Merkezi” olarak adlandırılır çünkü bilgiyi tüm vücuttan birleştirerek tüm organizma boyunca aktiviteyi koordine etmektedir. Beyin kafatası tarafından korunur ve omurilik, belin arka kısmından aşağı doğru, beynin arkasından ilerlemektedir. Beyin ve omurilik her ikisi de meninksler olarak adlandırılan koruyucu üç katmanlı bir zar içinde yer almaktadır. Merkezi sinir sistemi, anatomistler ve fizyologlar tarafından iyice araştırılmıştır, ancak halen daha birçok sırrı çözülememiştir. Bu sistem düşüncelerimizi, hareketlerimizi, duygularımızı ve arzularımızı kontrol eder. Ayrıca solunum, kalp hızı, bazı hormonların salınımı, vücut ısısı ve daha fazlasını kontrol ederek hayatımızda önemli rol oynamaktadır. Retina, optik sinir, olfaktör sinirler ve olfaktör epitelyum bazen beyin ve omurilikle birlikte MSS’ nin bir parçası olarak kabul edilir. Bunun nedeni, ara sinir lifleri olmaksızın doğrudan beyin dokusuna bağlanmasıdır. Merkezi sinir sistemi Şekil 1.1’ de gösterilmiştir.



Şekil 1.1. Merkezi sinir sistemi [6].

1.2.1. Nöronlar veya Sinir Hücreleri

Sinir sistemi içindeki hücreler, nöronlar olarak adlandırılır ve birbirleriyle benzersiz yollarla iletişim kurarlar. Nöron, beynin, diğer sinir hücrelerine, kaslara bilgi iletmek için tasarlanmış özel bir hücre olan temel çalışma birimidir. Yararlı bir benzetme, bir nöronun bir ağaç olarak düşünülmesidir. Bir nöronun üç ana bölümü vardır [6] dendritler, bir akson ve bir hücre gövdesi veya soma, bunlar bir ağacın dalları, kökleri ve gövdesi olarak temsil edilebilir. Şekil 1.2' de bir nöronun yapısı gösterilmiştir. Bir dendrit (ağaç dalı), bir nöronun diğer hücrelerden girdi aldığı yerdir. Dendritlerin dalları, tıpkı ağaç dalları gibi, uçlarına doğru ilerlerken, diken olarak adlandırılan yaprak-benzeri yapılara sahipler. Akson (ağaç kökleri) nöronun çıkış yapısıdır; Bir nöron başka bir nöronla konuşmak istediğinde, tüm akson boyunca aksiyon potansiyeli olarak adlandırılan bir elektrik mesajı gönderir. Soma (ağaç gövdesi), nükleusun yattığı, nöronun DNA' sının bulunduğu ve proteinlerin akson ve dendritler boyunca nakledildiği yerdir. Sinapslar, bir nöronun bir diğeriyle iletişim kurduğu kontak noktalarıdır. Birçok akson, akson boyunca elektrik sinyallerinin iletimini hızlandıran katmanlı bir miyelin kılıfı ile kaplıdır. Bu kılıf glia adı verilen özel hücreler tarafından yapılır. Beyinde, kılıfı yapan glia, oligodendrositler olarak adlandırılır ve periferik sinir sisteminde Schwann hücreleri olarak bilinir. Beyin nöronlardan en az on kat daha fazla glia içerir. Glia birçok iş yapar. Bilim dünyası bir süredir glia' nın besinleri nöronlara aktardığını, beyin yıkıntılarını temizlediğini, ölü nöronların parçalarını temizlediğini ve nöronların yerinde tutulmasına yardımcı olduğunu ortaya koymuştur. Güncel araştırmalar, beyin fonksiyonlarında glia için önemli yeni roller ortaya çıkarmaktadır.



Şekil 1.2. Nöron Yapısı

1.2.2. Duyusal, Motor Nöronlar ve İmpuls Oluşumu

Reseptörler uyarıyı algılayan hücrelerdir; örneğin ısı, basınç, ışık. Duyusal nöronlar, reseptörlerden impulsları merkezi sinir sistemine taşımaktadır. Bu bölümden, impuls bir kas veya bezi (efektör) alınacak bir motor nörona geçebilir. Bazen, motor nöron ile duyu nöronunu bağlayan MSS içinde bir ara nöron ('röle' nöronu olarak da bilinir) bulunmaktadır. İmpulsların bir nörondan nasıl geçtiğini anlayabilmek için, öncelikle hücrenin dinlenme halindeyken nasıl olduğu hakkında bilgi edinmek gerekmektedir.

1.2.2.1. Dinlenme Potansiyeli

Bir hücrenin yüzey zarında protein taşıyıcıları vardır. Bu taşıyıcılar aktif olarak, hücrenin dışına sitoplazmadan Na^+ (Sodyum) iyonlarını ve aynı zamanda dışarıdan içeri, K^+ (Potasyum) iyonlarını pompalamaktadır. Na^+ ve K^+ iyonlarının bu aktif pompalanması için enerji gerekmektedir, çünkü iyonlar konsantrasyon gradyanlarına doğru hareket ettirilirlir (daha düşük bir konsantrasyondan daha yüksek konsantrasyona doğru). Na^+ ve K^+ iyonları konsantrasyon gradiyentlerini geri difüze ederler, fakat K^+ iyonun hücrenin dışına geri yayılması, Na^+ iyonunun hücrenin içine geri yayılmasından daha hızlı olmaktadır. Böylece bu transfer devam ettikçe hücrenin iç kısmı dışarıya göre negatif yüklü olacaktır ve bu hücre dışına pozitif iyonların net hareketi anlamına gelmektedir. Bu yük hücrenin dinlenme potansiyeli ve yaklaşık -70 mV ' dir. Hücrenin dinlenme potansiyeli Şekil 1.3' de gösterilmiştir.



Şekil 1.3. Hücrenin dinlenme potansiyeli

1.2.2.2. Aksiyon Potansiyeli

Bir reseptör uyarıldığında, hücrenin içinde pozitif bir ortam yaratacaktır. Bu, hücre içindeki Na^+ ve K^+ iyonlarının konsantrasyonlarındaki bir değişiklikten kaynaklanır ve birkaç adımda gerçekleşir:

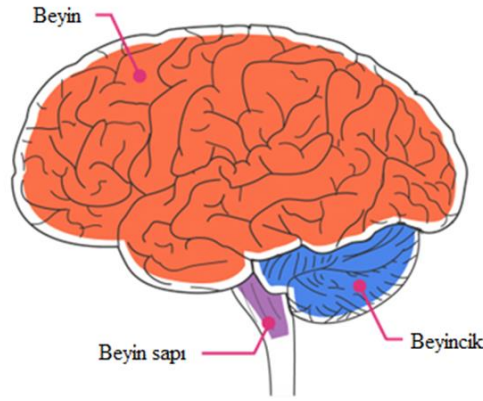
1. Uyarım alanında hücre yüzeyi zarında Na^+ ve K^+ geçirgenliğinde bir değişiklik meydana gelir. Bu değişiklik Na kanallarının açılmasına neden olacaktır.
2. Bu nedenle Na^+ , konsantrasyon gradyanından sitoplazmaya doğru aşağı taşmaktadır.
3. Bu durumda zar depolarize olur ve hücrelerin dinlenme potansiyelleri azalmaya başlar. Bu depolarizasyon belli bir seviyeye ulaşmak süratiyle yani eşik seviyesine ulaştığında (yaklaşık -55 ila -50 mV) bir aksiyon potansiyeli ortaya çıkar ve bir dürtü ateşlenir. Bu seviyeye ulaşmama durumunda, hiçbir şey olmayacaktır.
4. +40 mV' a ulaşıldığında Na^+ , kanalları kapanır ve K^+ kanalları açılır. K^+ sitoplazmanın dışına taşar, böylece içerideki toplam yük azalır. Bu aşamaya repolarizasyon adı verilmektedir.
5. Daha sonra K^+ kanalları kapanır, sodyum-potasyum pompası yeniden başlar, hücre yüzey zarının her iki tarafındaki iyonların normal dağılımı ve böylece dinlenme potansiyelini geri yüklenmesi gerçekleşir.

1.3. İnsan Beyni

Beyin, vücudun tüm işlevlerini kontrol eden, dış dünyadan gelen bilgiyi yorumlayan, aklın ve ruhun özünü somutlaştıran üç kiloluk bir organdır. İnsan beyni, insanın sinir sistemi için komuta merkezidir. Vücudun duyu organlarından sinyaller alır ve bilgileri kaslara verir. Zeka, yaratıcılık, duygu ve hafıza, beyin tarafından yönetilen pek çok işlemden birkaç tanesidir. Beyin, beş duyumuzla bilgi alır: görme, koku, dokunma, tat ve işitme. Mesajları bizim için anlamı bir şekilde toplar ve bu bilgiyi hafızamızda saklayabilir. Beyin düşüncelerimizi, hafızamızı ve konuşmayı, kolların ve bacakların hareketini ve vücudumuzdaki birçok organın işlevini kontrol eder.

1.3.1. Beyin Anatomisi

Kafatası içinde korunan beyin, beyin (serebrumun), beyincik (serebellum) ve beyin sapından oluşur. Beynin üç ana parçası Şekil 1.4' de gösterilmektedir. Beyin, beynin en büyük kısmıdır ve sağ ve sol yarıkürelerden oluşmaktadır. Dokunma, görme ve işitmeyi yorumlamanın yanı sıra, konuşma, mantıklı düşünme, duygular, öğrenme ve hareket kontrolü gibi daha yüksek işlevleri yerine getirir. Beyincik, serebrumun altında bulunur. Fonksiyonu kas hareketlerini koordine etmek ve dengeyi korumaktır. Beyinsapı, serebrum ve serebellumu omuriliğe bağlayan bir röle merkezi görevi görür. Solunum, kalp hızı, vücut ısısı, uyku ve uyku döngüleri, sindirim, hapsirme, öksürme, kusma ve yutma gibi birçok otomatik işlevi yerine getirir. Serebrumun yüzeyi korteks olarak adlandırılır. Tepeler ve vadiler ile katlanmış bir görünüme sahiptir. Korteks belirli katmanlarda düzenlenmiş 16 milyar nöron (beyincik 70 milyar = 86 milyar toplam) içerir. Korteksin altında, beyin alanlarını birbirine bağlayan uzun beyaz lifler (aksonlar) vardır.



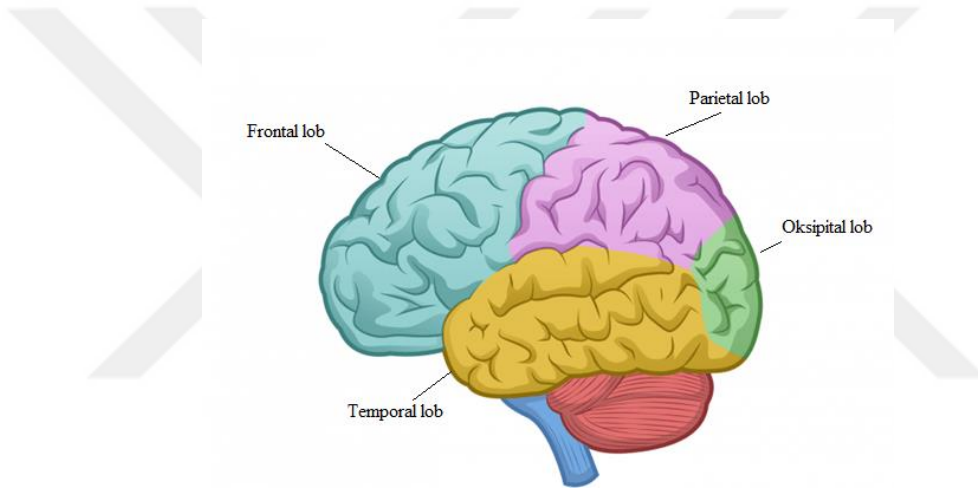
Şekil 1.4. Beynin üç ana bölümü

Beyin iki yarıya ayrılmıştır: sağ ve sol yarım küreler. Bu küreler, bir taraftan diğerine mesajları ileten corpus callosum adı verilen bir demet lifle birleştirilirler. Her yarımküre, vücudun karşı tarafını kontrol eder. Beynin sağ tarafında bir problem meydana gelirse, sol kolunuz veya bacağınız zayıf veya felç olabilir. Genel olarak, sol yarımküre konuşma, anlama, aritmetik ve yazmayı kontrol eder. Sağ yarımküre yaratıcılık, mekânsal yetenek, sanatsal ve müziksel becerileri kontrol eder. İnsanların yaklaşık % 92' sinde sol hemisfer,

el kullanımında ve dilinde baskındır.

1.3.2. Beyin Lobları, İşlev ve Konumları [7]

Serebral hemisferler beyni loblara bölen farklı çatlaklara sahiptirler. Her yarım kürenin 4 lobu vardır: frontal, temporal, parietal ve oksipital. Her lob, bir kez daha, çok özel fonksiyonlara hizmet eden alanlara bölünebilir. Beynin her lobunun yalnız çalışmadığını anlamak önemlidir. Beynin lobları ile sağ ve sol hemisferler arasında çok karmaşık ilişkiler vardır. Şekil 1.5' de beyin dört lobu gösterilmektedir.



Şekil 1.5. Beynin dört lobu

Frontal lob aşağıdaki konularla ilgilidir:

- Kişilik, davranış, duygular
- Yargılama, planlama, problem çözme
- Konuşma ve yazma
- Vücut hareketi
- Zeka, konsantrasyon, öz farkındalık

Parietal lob:

- Dili, kelimeleri yorumlar.
- Dokunma hissi, ağrı, sıcaklık
- Görme, işitme, motor, duyuşsal ve hafızadan gelen sinyalleri yorumlar.

- Mekansal ve görsel algıdan sorumludur.

Oksipital lob görmeyi yorumluyor (renk, ışık, hareket) ve son olarak Temporal lob: Dili anlama, hafıza, işitme, sıralama ve organizasyonla ilgilidir.

1.4. EEG ve EEG Sinyallerinin Doğası

İnsan sinir sisteminin elektriksel doğası yüzyıldan fazla bir süredir tanınmaktadır. Kafa derisindeki yüzey potansiyel dağılımındaki değişimin, beyinden çıkan fonksiyonel aktiviteleri yansıttığı bilinmektedir [8]. Bu yüzey potansiyel varyasyonu, kafa derisine bir dizi elektrot eklenmesi ve bu elektrotların çiftleri arasındaki voltajın ölçülmesiyle kaydedilebilir, bunlar daha sonra filtrelenir, büyütülür ve kaydedilir. Elde edilen verilere EEG denilir. İnsan beyninin elektrik alanının ilk kaydı Alman psikiyatrist Hans Berger tarafından 1924’ te Jena’ da yapılmıştır [9]. Hans’ ın gördüğü aktivite, uyku, anestezi, oksijen eksikliği ve epilepsi gibi bazı nöral hastalıklarda olduğu gibi beyin fonksiyonel durumuna göre değişmiştir. Mevcut elektroensefalografi uygulamalarının birçoğunun temelleri Berger tarafından atılmıştır. Ayrıca elektroensefalogram kelimesini, insanlarda beyin elektrik potansiyellerini açıklayan ilk kelime olarak kullanmıştır. Berger’ in önerisine istinaden, rahatlamadan uyanıklığa kadar, deneğin genel durumu değiştiğinde, beyin aktivitesi tutarlı ve fark edilebilir bir şekilde değişebilmektedir. Daha sonra 1934’ te Adrian ve Matthews, “insan beyin dalgaları” kavramını doğrulayan kağıdı yayınladılar ve “alfa ritmi” olarak adlandırdıkları 10-12 Hz civarında düzenli salınımlar belirlediler [10]. Bu devrimlerden sonra, EEG’ yi keşfetmeye yönelik yeni yöntemler bulunmuş ve klinik nörofizyoloji olarak yeni bir tıp bilimi alanı keşfedilmiştir. Bu yöntemler iki ana gruba ayrılır: İnvaziv ve non-invaziv. İnvaziv bir yöntem, insanlarda veya hayvanlarda elektrotların fiziksel implantlarına dayanır. Bu yöntemi kullanarak, tek nöronları veya çok yerel alan potansiyellerini ölçebiliriz. Non-invaziv yöntem, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve EEG teknolojisini kullanır. Bu yöntemlerin her ikisi de farklı bakış açılarına sahip, beyin davranışına bakmamızı ve farklı zamanlarda beyinde neler olduğunu gözlemlememizi sağlamaktadır [11]. Ayrıca spontan aktivite olarak adlandırılan EEG, kafa derisi üzerinde ölçüldüğünde yaklaşık 100 μ V ve beyin yüzeyinde ölçüldüğünde yaklaşık 1-2 mV genliğe sahiptir. Bu sinyalin frekans aralığı 1 Hz ile 85 Hz arasındadır. İnvaziv ve non-invaziv EEG yöntemleri aşağıdaki gibi açıklanabilir:

1. İnvaziv EEG (iEEG): İnvaziv EEG kayıtları, yüzeyde veya beynin derinliği içinde cerrahi olarak implante edilen elektrotlarla yapılan kayıtlardır. Zaman zaman, hastanın epilepsi sendromu, epilepsi cerrahisi yapılmadan önce invaziv EEG kayıtlarının kullanımı gerekebilir. İnvaziv elektroensefalografi, invaziv yöntemler veya cerrahi olarak yerleştirilen invaziv intrakranial elektrotlar kullanarak elektroensefalografi (EEG) kaydı olarak tanımlanabilir.
2. Non-invaziv EEG: İnvaziv olmayan EEG sisteminde elektrotlar kafa derisine dışarıdan yerleştirilir ve beyin aktivitesinden üretilen sinyaller bu elektrotlar tarafından kafatası algoritmaları üzerinde kaydedilebilir. Bu yöntemde kolay bağlantı yolu ve zayıf sinyal kalitesi vardır. Ayrıca nöronlar tarafından elektromanyetik dalgalar oluşur.

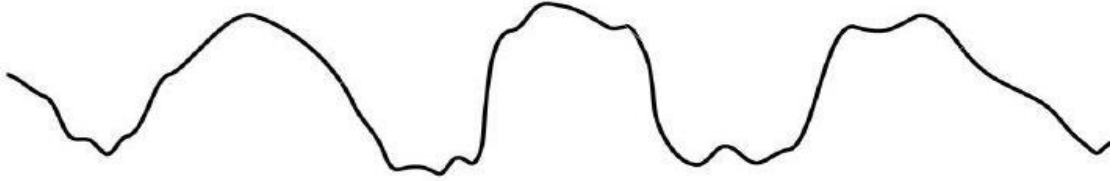
1.4.1. Beyin Dalgalarının Sınıflandırılması

Beyin sinyallerini genellikle sinüzoidal olan dalga şekilleri oluşturur. Genellikle elektrokardiyogram (EKG) sinyallerinden yaklaşık 100 kat daha düşük olan genlikleri 0,5 ila 100 μ V arasında değişebilmektedir. EEG sinyalinin genliği, altta yatan nöronların senkronizasyon seviyesine büyük ölçüde bağlıdır ve kalın doku katmanları (sıvı, kemik ve cilt) tarafından zayıflatılır. EEG işareti geniş bir frekans spektrumuna sahiptir. Bununla beraber, klinik ve fizyolojik ilgi daha çok EEG işaretlerinin anlamlı olduğu 0.5 Hz ile 40 Hz arasındaki banda yoğunlaşmıştır. EEG aktivitesinin sınıflandırılmasında kullanılan değişkenler frekans, voltaj, morfoloji, eşzamanlılık ve periyodikliktir.

Beş ana tip sürekli ritmik sinüzoidal EEG dalgası, delta (δ), teta (θ), alfa (α), beta (β) ve gama (γ) olarak kabul edilmektedir. Her bir bant için frekans aralıkları konusunda kesin bir anlaşma yoktur. Çoğunlukla, normal insanlarda, beyin dalgaları aşağıdaki sınıflar olarak düzenlenebilir [12] ve ayrıca Tablo 1.1' de sunulmuştur [13].

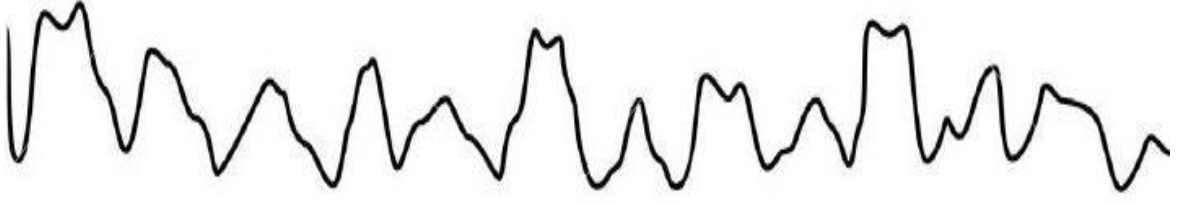
Delta: Delta dalgalar, insanlarda en yavaş kaydedilen beyin dalgalarıdır. En sık bebeklerde ve küçük çocuklarda bulunurlar, en derin gevşeme ve uyku seviyeleri ile ilişkilidirler. Delta, beyin yaralanmalarında, öğrenme problemlerinde, düşünemediğimizde ve ciddi Dikkat Eksikliği / Hiperaktivite Bozukluğu (DEHB)' de belirgin bir şekilde görülmektedir. Bu dalga bastırılırsa, vücudu gençleştirmek, beyni yeniden canlandırmak ve uyku konusunda yetersizliğe yol açabilmektedir. Yeterli delta dalgası üretildiğinde,

genleşmeye yardımcı olur ve bağışıklık sistemini, doğal iyileşmeyi ve restoratif / derin uykuyu destekler. Delta frekans aralığı 0.5-4 Hz, genlik değeri ise 20-400 μ V arasında değişen bir EEG sinyalidir. Şekil 1.6' da delta dalgası gösterilmektedir. Boyun ve çenenin büyük kaslarının neden olduğu artefakt sinyallerini orijinal delta tepkisi ile karıştırmak çok kolaydır. Bunun nedeni, kasların cildin yüzeyine yakın olması ve büyük sinyaller üretmesidir; oysa ilgilenilen sinyal, beynin derinliklerinden kaynaklanır ve kafatasından geçerken ciddi şekilde zayıflar. Bununla birlikte, EEG' ye basit sinyal analizi yöntemleri uygulayarak, cevabın aşırı hareketten ne zaman kaynaklandığını görmek çok kolaydır.



Şekil 1.6. Delta dalgası

Teta: Frekans aralığı 4-8 Hz, genlik değeri ise 5-100 μ V arasında değişen EEG sinyalleridir. Gözlerin kapanması, hafif uyku ve rahatlama ile ortaya çıkan beyin dalgalarıdır. Bu dalga, meditatif, uykulu, hipnotik veya uyku durumlarında ortaya çıkma eğilimindedir. Teta dalgaları uyanık veya uyku durumunda olmak arasındaki ince çizgiyi temsil eder. Uyanık yetişkindeki teta dalga aktivitesinin daha büyük bileşenleri anormaldir ve çeşitli patolojik problemlerden kaynaklanır. Teta dalgalarının ritmindeki değişiklikler olgunlaşma ve duygusal çalışmalar için incelenmiştir [14]. Teta duygusal stres, özellikle hayal kırıklığı durumunda ortaya çıkar [15]. Aynı zamanda bilinçsiz materyallere erişim, yaratıcı ilham ve derin meditasyon ile ilişkilendirilmiştir. Yetişkinlerde yüksek teta seviyeleri anormal kabul edilir ve örneğin (DEHB) ile ilişkilidir [16]. Bu dalgalar genellikle parietal bölgede kaydedilir. Şekil 1.7' de teta dalgası gösterilmektedir.



Şekil 1.7. Teta dalgası

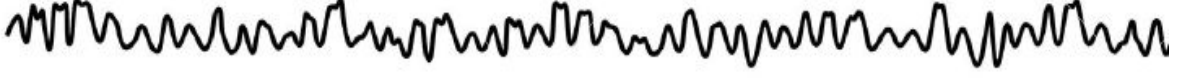
Alfa: Alfa dalgası 8 Hz ile 12 Hz arasında bir frekans aralığına sahiptir ve en sık yetişkinlerde görülür. Bu aktivite başın her iki tarafında ritmik olarak gerçekleşir, fakat özellikle sağ elini kullanan bireylerde biraz daha yüksektir. Alfa dalgaları oksipital ve frontal loblarda daha derindir ve sinüzoidal şekle yakın olan bu beyin dalgaları kişiden fiziksel ve zihinsel olarak tam dinlenme halinde, herhangi bir uyaran olmadığı durumlarda kaydedilir. Beynin arka loblarının her yerinde tespit edilebilirler. Alfa dalgalarının, herhangi bir dikkat veya konsantrasyon olmadan rahat bir farkındalığı gösterdiği düşünülmektedir. Bu dalga, tüm beyin aktivitesi alanındaki en belirgin ritimdir. Bir alfa dalgası oksipital alanlarda daha yüksek bir genliğe ve normal olarak $50 \mu V$ ' den daha düşük bir genliğe sahiptir. Alfa ritimleri gözlerin kapalı olduğunda en iyi şekilde algılanırlar. Beyin uyanık ve sakin bir halde uyanıkken, tüm normal insanlarda görülür. Şekil 1.8' de alfa dalgası gösterilmektedir. Alfa dalgasının kökeni ve fizyolojik önemi hala bilinmemektedir ve bu dalganın kortikal hücrelerden nasıl kaynaklandığını anlamak için daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir [17].



Şekil 1.8. Alfa dalgası

Beta: Beta 12 Hz ile 30 Hz frekans aralığında düşük genlik ve yüksek frekans aralığına sahiptir. Serebral aktiviteden etkilenirler, frontal ve pariyetal bölgelerde kaydedilebilirler. Beta ritimleri genellikle aktif, meşgul veya endişeli düşünme ve aktif konsantrasyon ile ilişkilidir. Şekil 1.9' da beta dalgası gösterilmektedir. Yüksek seviyeli beta dalgası, bir insan

panik halinde olduğunda elde edilebilir. Ritmik beta aktivitesine, ön ve merkez bölgeler üzerinde özellikle rastlanır. Beta ritminin genliği normalde $30 \mu V$ ' nin altındadır.



Şekil 1.9. Beta dalgası

Gama: Gama, yaklaşık 30–80 Hz frekans aralığındadır. Gama ritimleri, algı, problem çözme, korku ve bilinç gibi daha yüksek zihinsel aktivitede rol oynar gibi görünmektedir. Her ne kadar bu ritimlerin genlikleri çok düşük ve oluşumları nadir olsa da, bu ritimlerin tespiti bazı beyin hastalıklarının doğrulanması için kullanılabilir. Gama dalga bandının beyin olaya bağlı senkronizasyonunun (OBS) iyi bir göstergesi olduğu da kanıtlanmıştır, ayrıca sağ ve sol işaret parmağı hareketi, sağ ayak parmakları ve dil hareketi için oldukça geniş ve iki kenarlı alanın yerini göstermek için kullanılabilir [18].

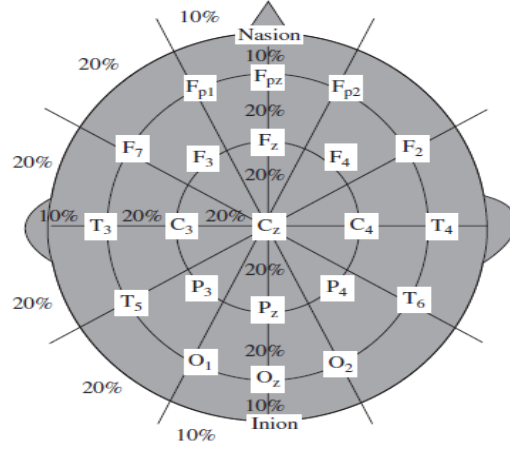
Tablo 1.1. EEG dalga bantlarının temel özellikleri

EEG bantları	Frekans (Hz)	Genlik (μV)	Beyin jeneratörü
Delta (δ)	1-4	20-200	Talamus
Teta (θ)	4-8	20-100	Hipokampus ve neokorteks
Alfa (α)	8-13	20-60	Talamus
Beta (β)	13-30	2-20	Korteks
Gama (γ)	30-80	3-5	Talamus

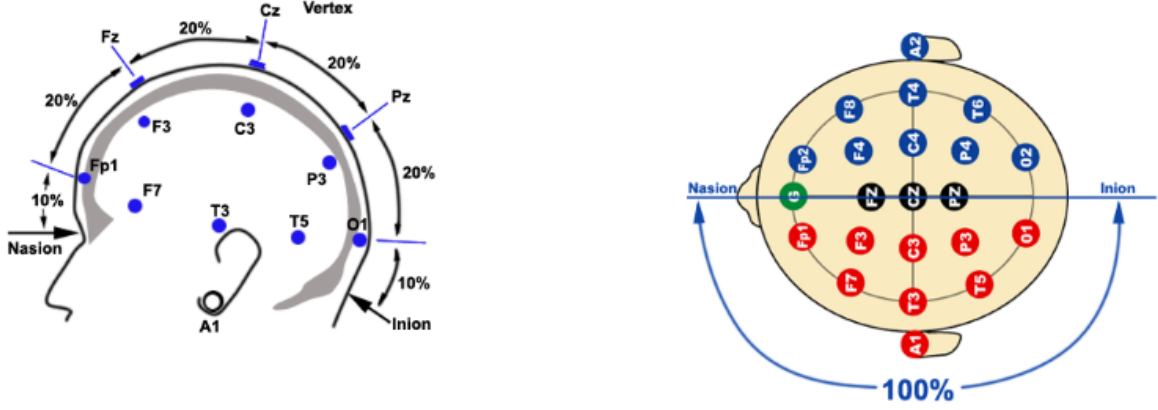
1.4.2. EEG Sinyal Kaydı

Korteks farklı bölgeler veya farklı fonksiyonlara sahip loblardan oluşmaktadır ve bu lobların her birinin farklı görevleri vardır, bu nedenle elektrotlar tarafından kaydedilen sinyal, elektrotun konumuna bağlı olarak büyük ölçüde değişebilir. Uluslararası Elektroensefalografi ve Klinik Nörofizyoloji Dernekleri Federasyonu tarafından, Şekil 1.10 (a)' da gösterildiği gibi, 21 elektrot için (kulak memesi elektrotları hariç) geleneksel elektrot ayarı (10–20 olarak da bilinir) önerilmiştir [19]. Genellikle, sırasıyla sol ve sağ kulak

memelerine bağı olan A1 ve A2 adı verilen kulak memesi elektrotları, referans elektrotları olarak kullanılır. 10-20 sistemi göz küresinin yerleştirilmesinden kaçınır ve ölçümün yapılacağı belirli anatomik işaretler kullanılarak bazı sabit mesafeler göz önünde bulundurulur ve daha sonra elektrot aralığı olarak belirtilen mesafenin % 10 veya % 20' sini kullanır. 10-20 elektrot yerleştirme sistemi, kafa derisi elektrotlarının yerini tanımlamak için kullanılan bir yöntemdir. Bu kafa derisi elektrotları, elektroensefalograf adı verilen bir makine kullanarak EEG' yi kaydetmek için kullanılır. Bu yerleşimde baş dört standart noktayla belirlenmiştir: “Nasion”, burun; “inion”, kafanın arka kısmı, sağ ve sol preauriküler. Bu sistemin esası nasion-inion ve sabit nokta arasında 10/20 aralığında yüzde mesafeleridir. Bu noktalar frontal kutup (Fp), merkez ya santral (C), pariyetal (P), oksipital (O) ve temporal (T) ile işaretlenmiştir. Orta hat elektrotları, sıfır anlamına gelen bir alt z ile işaretlenir. Tek sayılar, sol yarım küre üzerindeki noktalar için ve çift sayılar, sağ yarım küre için kullanılır. 10-20 elektrot yerleştirme sistemi Şekil 1.10 (b)' de gösterilmektedir [20]. Olayla ilgili potansiyel (OİP) analizi ve beyin bilgisayar arayüzü (BBA) gibi bazı uygulamalarda, tek bir kanal kullanılabilir ve bu tür uygulamalarda, karşılık gelen elektrotun pozisyonu iyi belirlenmelidir. Örneğin, BBA uygulamaları için sırasıyla sağ ve sol parmak hareketiyle ilgili sinyalleri kaydetmek için C3 ve C4 kullanılabilir. Ayrıca OİP P300 sinyallerini kaydetmek için F3, F4, P3 ve P4 kullanılabilir.



(a)



(b)

Şekil 1.10. (a) 21 elektrotun yerleştirilmesi için geleneksel 10-20 EEG elektrot konumu, (b)10-20 Elektrot yerleştirme sistemi

1.5. Olaya İlişkin Potansiyeller (OİP)

EEG' nin nörobiyolojik düzensizliğini anlamak için nörotransmisyonu değerlendirme potansiyeli mükemmel bir ortam sağlamaktadır. Zaman-kilitli EEG aktivitesi veya olayla ilgili potansiyel (OİP), hem duyuşsal hem de bilişsel süreçlerle ilgili nöral aktivitenin yakalanmasına yardımcı olur. OİP ilk kez 1964' te açıklanmıştır [21], [22] ve hem psikiyatri hem de nörolojide faydalı bir tanı aracı olarak kalmıştır. Ayrıca, BBA' da yaygın olarak kullanılmaktadır. OİP' ler, korteksin duyuşsal, etkili veya bilişsel olaylara verdiği elektriksel cevabı doğrudan ölçen EEGlerdir. OİP' ler, beyin olaylarında spesifik olaylara veya uyarılara cevap olarak üretilen çok küçük voltajlardırlar [23]. Bunlar, duyu, motor veya

bilişsel olaylara zaman kilitli olan çok sayıda aksiyon potansiyeli (AP) toplamı olarak, beyinde indüklenen EEG' deki voltaj dalgalanmalarıdır. Olayla ilgili potansiyeller çok çeşitli duysal, bilişsel veya motor olaylarla ortaya çıkabilirler. Genellikle periferik veya harici stimülasyonlara cevap olarak üretilirler ve somatosensor, görsel, işitsel beyin potansiyelleri, gönüllü hareketlerden önce veya koşullu stimülasyonun öngörülmesi sırasında gözlenen yavaş yavaş gelişen beyin aktivitesi olarak görünürler.

OİP arka plan EEG aktivitesine göre oldukça küçüktür (1-30 μ V). Bu nedenle, genellikle açıklamaları için bir sinyal ortalama prosedürü kullanmaları gerekir. Ek olarak, OİP piklerin değerlendirilmesi güvenilir bir tanıya yol açmasa da, psikiyatride OİP uygulaması çok yaygın ve yoğun bir şekilde takip edilmiştir.

1.5.1. Sinir Sisteminin Uyarı Tipine Göre Uyarılmış Potansiyeller

- Görsel uyarılmış potansiyel (GUP): Görsel olarak uyarılmış potansiyel (GUP), görsel olarak uyarılmış tepki (GUT) ve görsel olarak uyarılmış kortikal potansiyel (GUKP) terimleri eşdeğerdir. Kısa süreli görsel uyarıcılar tarafından başlatılan ve derinin üstündeki görsel korteks tarafından kaydedilen elektriksel potansiyelleri ifade ederler. GUP dalga formları EEG sinyal ortalaması alınarak çıkarılır. GUP'ler öncelikle görsel sinirlerin optik sinirler yoluyla retinadan beynin görsel korteksine kadar olan işlevsel bütünlüğünü ölçmek için kullanılır. Bir görüntüden gelen ışık göze girdiğinde, retinadaki hücreler tarafından elektrik enerjisine dönüştürülür (gözünüzün arkasındaki ışığa duyarlı katman). Bu hücreler elektrik enerjisini görüntünün işlendiği beynin bir parçası olan görsel korteks'e geri gönderir. GUP, bilgisayar ekranından retinadaki elektriksel cevabı ortaya çıkarmak için farklı desen ve kontrastlarda görsel uyaran kullanır. Elektrik enerjisi daha sonra görsel korteks'e gönderilir ve doktor için bir rapor oluşturulur. Bu testte en yaygın dama tahtası yöntemi, aralıklı ışık uyararı ve kayan çubuklar kullanılmaktadır. Her göz için, diğer göz kapatılarak tek tek ve sonra iki göz için en az iki kere tekrar uygulanmaktadır.

- Beyinsapı işitsel uyarılmış potansiyel (BİUP): Tıklamalara veya belirli tonlara yanıt olarak ortaya çıkan beyin dalgası aktivitesini ölçmek için yapılan bir testtir. Yatan bir sandalyeye ya da yatağa uzatılıp ve hareketsiz kalarak bu test yapılacaktır. Elektrotlar saç derisine ve her kulak memesine yerleştirilir. Test sırasında kullanılan kulaklıklara kısa bir tıklama veya ton iletilecektir. Elektrotlar beynin bu seslere verdiği tepkileri algılar ve bunları kaydeder. Bu test için uyanık olmaya gerek yok. Bu test, özellikle yenidoğanlarda, küçük

çocuklarda ve standart bir işitme testine katılamayacak diğerlerinde işitme kaybı ve sinir sistemi bozukluklarının teşhisine yardımcı olabilir. Beynin tekrarlanan bir dizi işitsel uyarılara (“klik” şeklinde) tepkisi, kafa derisine ve kulak memelerine yerleştirilmiş olan kayıt elektrotları kullanılarak kaydedilecektir. Testin tamamlanması 30 dakika ile 1 saat arasında sürebilir.

- Somatosensöriyel uyarılmış potansiyel (SSUP): SSUP fiziksel bir uyarının (genellikle küçük bir elektrik darbesi) neden olduğu uyarılmış bir potansiyeldir. Vücudun belirli bölgelerinde konumlandırılmış elektrotlar, SSUP’ in tepkilerini kaydeder. Bir SSUP testi, beden duyularının beyne geçişini ve beyin bu duyuları nasıl aldığını inceler. Kol veya bacağına bir uyarıcı elektrot yerleştirilmiş ve bir elektrik sinyali üretiliyor. Kayıt elektrotları başa ve / veya omurgaya yerleştirilir. Bu elektrotlardan alınan bilgiler problemi teşhis etmeye yardımcı olabilir. Test, periferik sinirlerin ve omuriliğin sağlığını değerlendirir. Ayrıca, omuriliğin ve / veya beyin, vücut sinirleri hakkında periferik sinirlerden nasıl bilgi ilettiğini de test eder [24]. Bir SSUP en yaygın olarak el bileğinde median sinirin uyarılmasını veya ayak bileğinde arka tibial sinirin oluşmasını içerebilir. Bu nedenle, uyarıcıların fizyolojik olmamasına rağmen, duyu sinirlerinin beyin duyu alanlarına olan yolunu test eder. SSUP’ den bir nörolog, sinir liflerinin uyarıcı noktadan (bilek veya ayak bileği) kafa derisi, boyun veya sırttaki bir tespit bölgesine uyarıcı olarak iletilmesi için geçen süreyi belirleyebilir. SSUP düzenini analiz ederek, nörolog bu duyu sinirlerin ne kadar iyi çalıştığı hakkında bir fikir edinebilir. Bir SSUP testi, belirli bir hastalık veya somatosensör sinir sistemini etkileyen bir yaralanmanın varlığı ve kapsamı hakkında bilgi verebilir. MR gibi diğer tekniklerden genellikle daha az maliyetlidir. SSUP analizi ayrıca hastanın omuriliğe yakın ameliyat sırasında veya yoğun bakım ünitesinde beyin hasarına karşı durumunu izlemek için kullanılır.

- Motor uyarılmış potansiyeller: Beynin tek veya tekrarlayan nabız stimülasyonu, omuriliğin ve periferik kasların, motor uyarılmış potansiyeller (MUP’ ler) olarak bilinen nöroelektrik sinyaller üretmesine neden olur. MUP beyin motor alanı uyarıldığında meydana gelir. Yeterli sayıda motor ünitesinin aktivasyonundan kaynaklanır. Bu testte, motor korteks özel elektriksel ya da manyetik uyarıcılarla (stimülatör) uyarılır.

1.6. İnsan Gözünün Yapısı ve Fonksiyonu

Göz, insan vücudundaki önemli duyu organlarından biridir. Işık ışınlarını çevreden emer ve bunları beyindeki bilgilerin daha fazla işlenebileceği şekilde dönüştürürler. Gözün yapısı ve işlevleri karmaşıktır. Her göz, içerdiği ışığın miktarını sürekli olarak ayarlar, yakın ve uzak nesnelere odaklanır ve anında beyine iletilen sürekli görüntüler üretir. Görme, rengin farklılaşması (insan gözü yaklaşık 10-12 milyon rengi farklılaştırabilir) ve insan vücudunun biyolojik ayarlamasından sorumludur [25]. İnsan gözü, bir nesnenin görüntüsünü oluşturmak için ışığı mercekten toplayarak, odaklar ve iletir, Bu bakımdan bir kamerayla karşılaştırılabilir. İnsan gözleri “kamera tipi gözler” dir, yani ışığı filme odaklayan kamera lensleri gibi çalışırlar [26]. Göz ve beyin, çalışma sırasında birlikte gelişen bir birimi oluşturur (görsel sistem). İşleme sürecine "görme", "izleme" veya "seyir" denir.

1.6.1. İnsan Gözünün Anatomisi

Gözün net bir görüş elde etmesi için birlikte çalışması gereken birçok bölümü vardır. İnsan gözünün anatomisi Şekil 1.11 ve Şekil 1.12’ de gösterilmektedir. Gözün farklı bölümleri aşağıda tanımlanmıştır:

- Sklera: Sklera veya gözün beyaz kısmı göz küresini korur. Göz küresi üç katmanlı çevrilidir. Dış kabuğa sklera denir. Dermisin beyazımsı bir rengi vardır. Dermis sadece iki yerde kesilir: ön kısımda dairesel, şeffaf kornea ve gözün arkasında gözün içinden gelen optik sinir tarafından kesilir.

- Koroid: Koruyucu sklera içinde, adından da anlaşılacağı gibi, çok sayıda kan damarı ve kılcal damar tarafından geçirilen koroid bulunur. Kan retinaya besin ve oksijen sağlar. Koroid koyu renk pigmentlidir ve işlenmemiş ışığın emilmesini sağlar (gözün içine yansıtılmak yerine).

- Retina: Retina gözün arkasına/içine yerleştirilmiştir. Farklı hücre katmanlarından oluşur: fotoreseptörler, ışık darbesini elektriksel sinir darbesine dönüştürür. Işık bilgisi, alıcı alanlara toplanır, görsel olarak (görsel yolla) güçlendirilir ve beyne iletilir. Asıl "görsel süreç" retina üzerinde gerçekleşir. Retina, çok farklı görevleri olan birkaç farklı hücre tipinden oluşur. Duyu hücreleri önemlidir ve ışığı elektriksel dürtüye dönüştürürler. İki tür görme hücresi vardır [27]:

- Çubuklar ya chopsticks (alacakaranlıkta veya karanlıkta aktif olan açık-karanlık

vizyon)

➤ koniler ya cones (renk görme sorumlusu)

Renk görme için üç farklı koni hücresi gerekir: Kırmızı görünürlük için pinler (tüm pinlerin yaklaşık % 46' sı), yeşil görme için koniler (tüm konilerin yaklaşık % 46' sı), mavi görme için koniler (tüm konilerin yaklaşık % 8' i).

Üç koni tipinin her biri farklı dalga boylarındaki ışığa tepki verir. Kırmızı bölgede dalga boylu bir foton kırmızı koniye çarparsa, aşağıdaki hücrelere bir itme "ateşler". Diğer iki koni tipi "kırmızı foton" için etkin değil ancak fotonlar kendi dalga boylarına ulaştığında buna göre tepki verirler. Bu koni türlerinden biri genetik bir kusur nedeniyle doğru şekilde oluşturulmazsa, bir renk görme bozukluğu veya renk körlüğünü işaret etmektedir.

- Kornea: Gözün ön tarafı korneadır. Kornea saydamdır ve altı katmandan oluşur [28]. Korneadan sklera'ya halka şeklinde geçiş limbus olarak adlandırılır. Orada bulunan kök hücrelerin yardımı ile kornea kalıcı olarak yenilenir. Kornea gözyaşı bezlerinde oluşan gözyaşı sıvısı ile kaplanır ve gözün korunmasına yardımcı olur. Gözün korneası ve merceği kamera merceklerine benzerken, gözün retinası film gibidir.

- Ön ve arka kamara, göz içi sıvısı: Korneanın arkasında göz içi sıvısı ile doldurulmuş ön göz odası bulunur. Bu sıvı, göz merceği ve korneayı beslemek için besin maddeleri içerir. Ayrıca, bağışıklık faktörleri, göz içi sıvısında yüzerler ve bu da potansiyel olarak zararlı yabancı cisimleri ve mikropları zararsız hale getirmeyi sağlar. Ayrıca sürekli göz içi basıncının korunmasına da yardımcı olur. İrisin arkasında gözün arka odası bulunmaktadır.

- Iris: İris korneanın merkezinde bulunur. Kasılabilen veya genişleyebilen birçok ince kas yolundan oluşur. Merkezinden çıkan yuvarlak açıklığa gözbebeği denir. Ne kadar karanlık olursa görme için o kadar çok ışık gerekir ve gözbebeği karanlıkta buna uygun olarak büyür.

- Lens: Gözbebeğinin ardında göz merceği (Phakos)' dir. Kırılma gücünün yaklaşık 15 diyoptriinden sorumludur, ancak kırılma gücünü değiştirebilir. Göz merceği bir tür sıvı küredir.

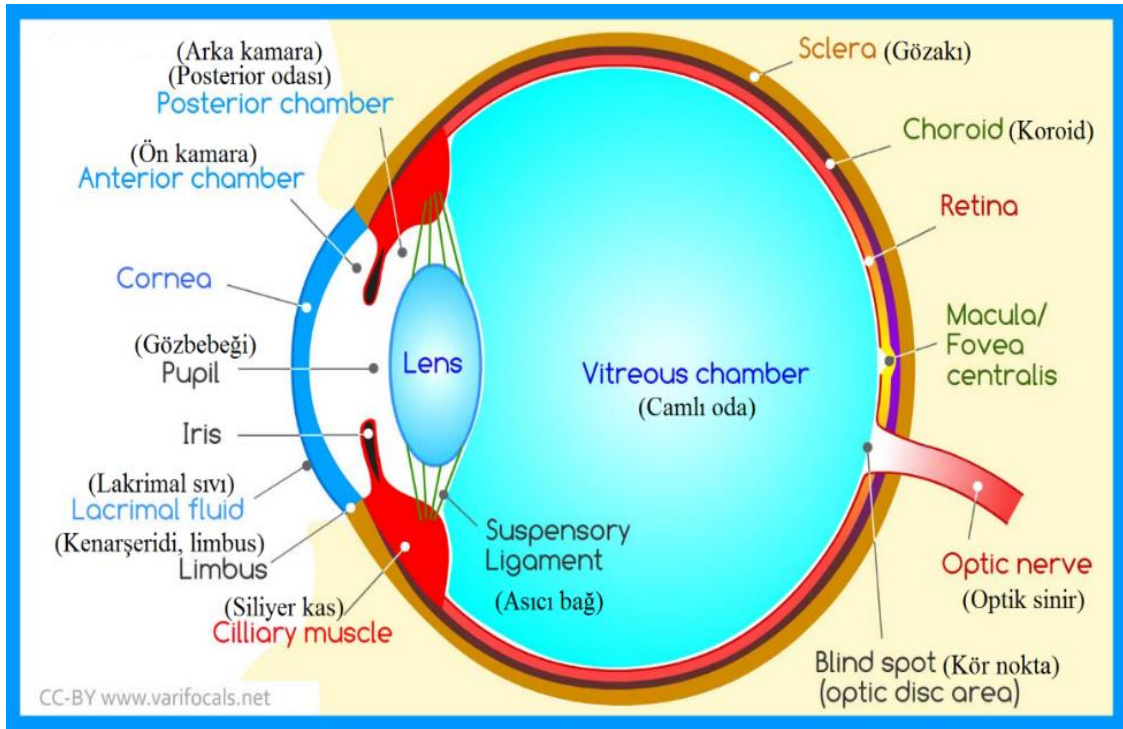
- Siliyer kas: Siliyer kas, korneanın arkasında gözün içinde halka şeklinde bulunur. Göz merceğinin eğriliğini aktif olarak etkileyebilir.

- Vitroz (Vitreous) odası: Göz küresinin iç boşluğu vitroz cisim tarafından doldurulur. Jel benzeri berrak bir sıvıdan oluşur ve göz küresinin stabilitesi için özellikle önemlidir: sıvı, göz içi basıncı olarak adlandırılan basınç üretir.

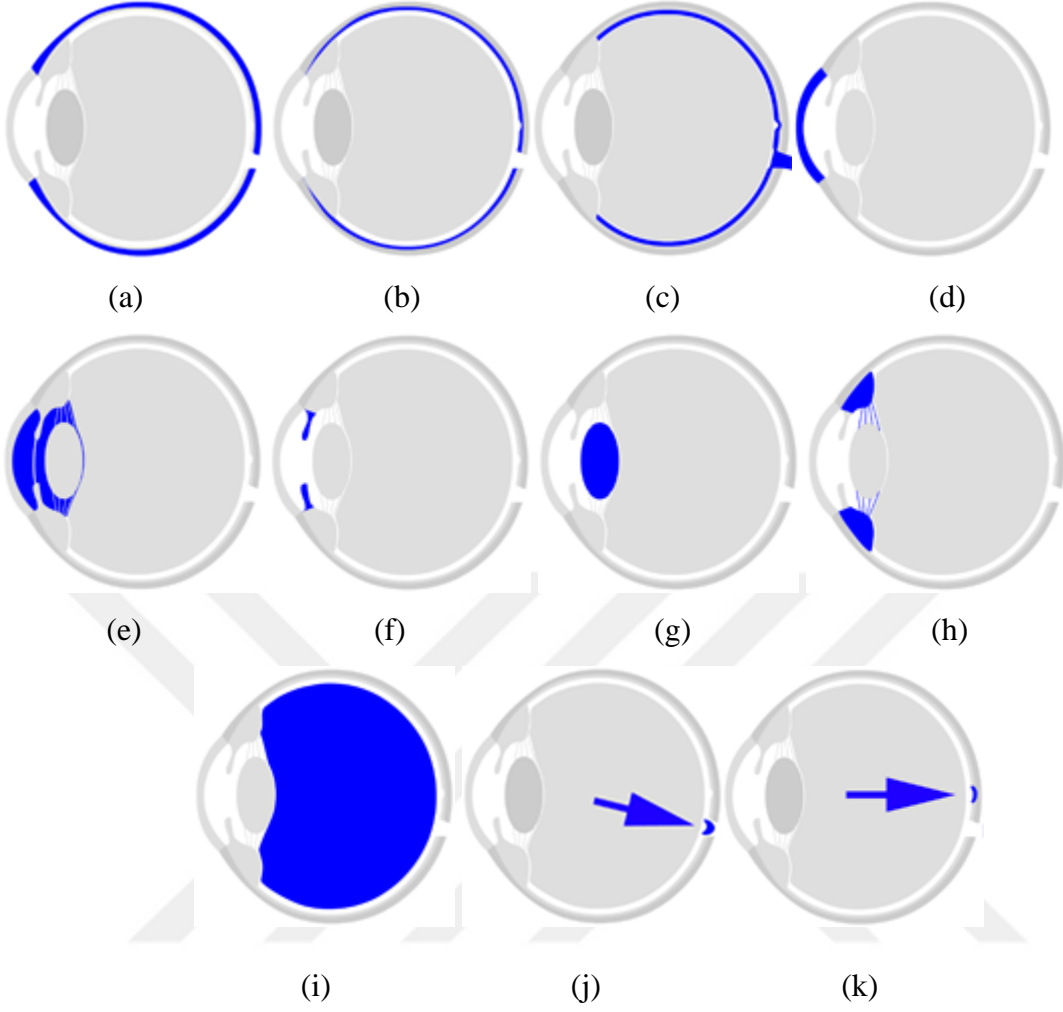
- Sarı nokta, Macula ve Fovea: Işık bilgisinin retinada yoğunlaştığı alan "keskin vizyon" alanıdır ve Makula (sarı nokta) olarak isimlendirilir. Burada, fotoreseptörler

özellikle yoğun bir şekilde doludur. Pratik olarak tüm kırılma hataları (yakını görememe, uzağı görememe, astigmatizm ve presbiyopi), paketlenmiş ışık ışınlarının tam olarak makulaya odaklanmadığı gerçeğine dayanmaktadır.

- **Kör nokta:** Kör nokta, her bir gözün görsel alanının küçük bir kısmı olup, optik diskin retina içindeki konumuna karşılık gelir. Optik diskte foto alıcı yoktur ve bu nedenle bu alanda görüntü algılaması yoktur.
- **Optik sinir:** Retina arkasında gözlerin ucunda bulunur. Optik sinir, temel olarak tüm sinir uyarılarını fotoreseptörlerden insan beynine taşımaktan sorumludur.



Şekil 1.11. İnsan gözünün anatomisi [47].



Şekil 1.12. (a) Sclera, (b) Koroid, (c) Retina, (d) Kornea, (e) Ön ve arka kamara, göz içi sıvısı, (f) Iris, (g) Lens, (h) Siliyer kas, (i) Vitreous odası, (j) Macula ve Fovea, (k) Kör nokta [29].

1.6.2. Göz Nasıl Görür?

Düz bir mesafeye bakıldığında, gözler birbirine paraleldir. Sağ ve sol gözle görülebilen alanlar belli bir ölçüde üst üste binmektedir. Sol gözle, sadece vücudun sol tarafında ne olduğunu değil aynı zamanda merkezde ve kısmen de sağ tarafta ne olduğunu görüyoruz. Görme alanının büyük kısmı iki gözle diğer bir deyişle, binoküler görülür. Gözler birbirinden 2 ½ inç uzaklıktan dolayı, sol ve sağ gözden iki farklı fotoğraf çekilmektedir. Normal çalışan gözleri olan insanlar için, görmek aşağıdaki sırayla gerçekleşir;

- Işık insanın baktığı nesneden yansır.
- Işık ışınları göze korneadan girer.
- Işık sulu bir sıvının içinden geçer ve lense ulaşması için göz bebeğine girer.

- Lens, ışığı bükme için kalınlığını değiştirebilir, sonra gözün arkasındaki retinaya odaklanır.
- Retinaya giderken, ışık vitröz odası adı verilen kalın ve berrak bir sıvıdan geçer. Camlı oda göz küresini doldurur ve yuvarlak şeklini korumaya yardımcı olur.
- Işık daha sonra gözün arkasına ulaşır ve retinaya çarpar. Retina ışığı, daha sonra optik sinir tarafından beyne taşınan elektriksel darbelerle çevirir.
- Son olarak, beynin görsel korteksi bu uyarıları yorumlar.

1.6.3. Binoküler veya Stereoskopik (Stereopsis) Vizyon

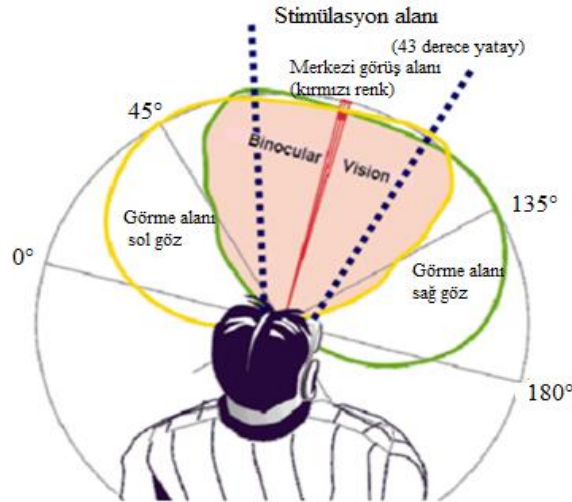
İnsanlar dünyayı yaklaşık 6 cm mesafeli iki yöne bakan gözlerle görür [30]. Bazı hayvanlardan farklı olarak, insanların gözleri yüzün önünde olduğundan, binoküler görmeye izin verir. Her göz, diğer göz kapatıldığında belirli bir görüş alanına sahiptir. Çevredeki görsel bilgiler yalnızca bir gözle algılanabilmesine rağmen, gözlerin görüş alanları birbirleriyle örtüşmektedir. Bu bilgi, kafanın arkasındaki beyin bir bölgesine iletilir ve bu, örtüşen görsel bilgiyi tek bir koordineli görüntü oluşturmak için sentezler. Özet olarak, gördüğümüz şeyler gözlerden beyne gönderilen sinyallerin sonucudur. Genellikle beyin aynı anda her iki gözden (oküler) gelen sinyalleri alır. Her bir göze ait sinyalde yer alan bilgiler biraz farklıdır ve iyi işleyen binoküler vizyonla, beyin bu farklılıkları; mesafeleri değerlendirmek ve göz hareketlerini koordine etmek için kullanabilir [31]. Retinadaki bu fark “binoküler eşitsizliği” olarak bilinir. 1838’ de Wheatstone, retina görüntüleri arasındaki bu ince farklılıkların beyin tarafından tespit edildiğini ve çevremizdeki dünyanın derinlik yapısına güçlü bir ipucu sağladığını gösterdi [32]. Bu yetenek (binoküler) stereopsis / stereoskopik veya stereo görme olarak bilinmektedir. Aynı zamanda sık sık 3B vizyon olarak tanımlanmaktadır.

Binoküler görmenin bu kadar önemli olmasının sebeplerinden biri, nesnelere arasındaki derinliği ve ilişkileri algılamasına izin vermesidir. Her göz biraz farklı mekansal bilgiler görür ve bu farklılıkları beyne iletir. Beyin daha sonra mesafeyi ve derinliği değerlendirmek için iki göz arasındaki tutarsızlıkları kullanır. Sonuç, 3B bir görüntü görebilme ve nesnelere arasındaki ilişkileri ayırt etme yeteneğidir. Derinlik algısı teknik olarak stereopsis veya stereoskopik görme olarak adlandırılır. Atların aksine, insanlar kafalarının önünde yan yana yerleştirilmiş iki göze sahiptir. Yan yana yakın konumlandırma sayesinde, her bir göz, aynı alanın görünümünü biraz farklı bir açıdan alır. İki göz görünümünün birçok ortak noktası

vardır, ancak her göz diğerinin görmediği bilgileri de almaktadır.

Beyin, mekansal bilgiyi retina sayesinde ve iki resim arasındaki farktan “hesaplar” ve bir nesneye olan mesafe hakkında ek bilgi sağlayan ortak bir genel görüntü oluşturur. Bu sürece stereoskopik görme denir. Yani önceden yapılandırılmış optik bilgi daha sonra optik sinir yoluyla beyne gönderilir. Bilgi sol ve sağ gözden toplanır ve birlikte iletilir. Bu işlem, farklı görüntüleri eşleştirerek ve ardından iki görüntüdeki farklılıkları dikkate alarak gerçekleştirilir. Görsel farklar küçük olsa da, sonuç, eklenen derinlik algısıdır. Stereoskopik görme terimi, insanın her iki gözle de benzer, ancak biraz farklı şekillerde görebilme yeteneğini ifade eder. Bu farktan, beyin bir boyut daha çıkartabilir. Mekansal görsel izlenim böylelikle iki gözün farklı bilgilerinden yaratılır. Bu, insanların gerçek derinlik algılarına sahip olma yeteneklerini geliştiren mesafeyi yargılamasını sağlamaktadır. Son olarak, bilgi beyne optik sinir yoluyla ulaşır ve burada, farklı derecelerde depolanan geniş alanlara (bireysel sinir hücrelerinin bağlantılı sinapsları aracılığıyla) dağıtılır. Bu sonuç görsel hafızanın ve yeni görsel izlenimlerin bir karışımıdır. Görmek canlı, dinamik bir süreçtir [29]. Binoküler görme Şekil 1.13’ de gösterilmektedir.

Felsefi bir bakışla göz, beyinde oluşan çevreyi "Bire bir" yansıtmıyordur. Aslında göz, görsel bilgileri yorumlar ve gruplandırır ve belirli sabit ilkelere göre sıralar. Beyine ulaşan ya da beyinde geniş dallı bir nöronal örüntü olarak biriken şey “gerçeklik” değil, göz tarafından önceden işlenen gerçeği yorumlamaktır.



Şekil 1.13. Binoküler görme [51].

1.6.3.1. Stereoskopik Görmenin Avantajları

Bir insanın yaşadığı süreç içinde, çevresiyle etkileşim halinde olması ve her zaman nesnelerin uzamsal konumlarını değerlendirmeye çalıştığını fark etmek önemlidir. Örneğin, yere düşen bir nesneyi almak; araba ya da bisiklet sürmek; kapı açmak; merdivenleri aşağı yukarı çıkmak ve pek çok günlük yaşam aktiviteleri için derinlik algısının kritik olduğu açıklanmaktadır. Beyzbol oyuncusu; garson; sürücü; mimar; cerrah; diş doktoru büyük ölçüde stereovizyona bağlı mesleklerden birkaç örneğidir. Stereoskopik vizyon, bu tür görevlerin bu vizyon olmadan yönetilemeyeceği anlamına gelmez, ancak derinlemesine algı eksikliği bu günlük işleri çok daha karmaşık hale getirebilir. Çoğu insan, çevrelerini görme kabiliyetini stereoskopik vizyon sayesinde almaktadır. Bir kişi bir gözle görme yeteneğini kaybettiğinde, derinlik algısını her iki gözle de gördüğü gibi aynı seviyede kavraması neredeyse imkansızdır.

"Stereo" kelimesi, sağlam veya katı anlamına gelen yunanca "stereo" kelimesinden elde edilmiştir. Stereo vizyonla, bir nesneyi üç uzamsal boyutta genişlik, yükseklik ve derinlik veya x, y ve z gibi tek parça olarak görebiliriz. Stereo vizyonu çok zengin ve özel kılan mevzu derinlik boyutu algısının eklenmesidir. İnsanlarda, son 150 yıldır, stereovizyon yeni bir kullanıma açılmıştır [33]. Bu vizyonun görsel gerçekliliği sayesinde sanatsal amaçlar için, yenilikler üretilmesi büyük önem taşımaktadır.

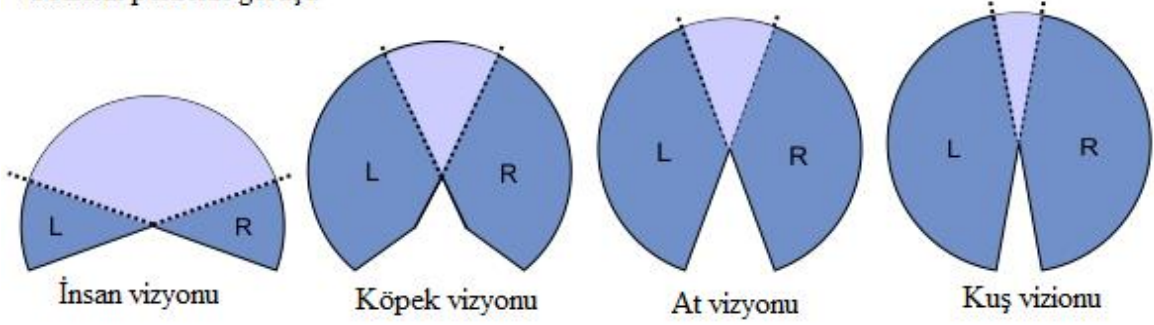
Stereoskopik görme, "doğanın ihtişamlarından biri" olarak nitelenmiştir [33]. İnsanlar bu vizyonla, iki gözün görüntüleri arasındaki (bir fotoreseptörün çapından daha az olan) farkları kolayca tespit edebilirler. Bir gözü kapattığımızda, en belirgin değişiklik, algılanan derinlikteki herhangi bir değişiklikten ziyade, bir taraftaki çevresel görme kaybıdır. Gerçekten de, birçok insan farkına bile varmadan stereo-kör olarak tanımlanabilir. Kuşkusuz, binoküler görme, ilke olarak stereopsisten bağımsız olan avantajlar sağlamaktadır. Stereopsisin keşfedilmesine kadar, bilim adamları insanın binoküler vizyonunun asıl avantajlarının gereğinden fazla olduğunu varsaydılar. Bir göz kaybedildiği zaman, insanın karşısındaki kritik görsel alanın görmesinden ziyade asıl problem çevresiyle ilgili görme kaybıdır. İnsanlar, bir yerine iki göz kullandıklarında, zayıf görsel sinyalleri tespit etmede genellikle daha iyidirler [34]. Gözlerin periferik görüşü Şekil 1.14' de gösterilmektedir [35].

Binoküler vizyonun avantajları aşağıda sıralanmıştır;

- Stereopsisi,

- Artan görüş alanı,
- Gelişmiş görme keskinliği, kontrast duyarlılığı, görsel motor becerileri,
- Bir gözdeki optik kusurlar diğer gözlerin normal görüntüsü ile daha az belirgin hale gelmesi,
- Bir görsel alanın herhangi bir bölümündeki kusurlu görme maskelenir (mesela kör nokta),
- Kısmi veya tam görme kaybına karşı güvenlik faktörü sağlanır.

Gözlerin periferik görüşü



Şekil 1.14. Gözlerin periferik görüşü

1.7. 3B Teknolojisinin Tarihçesi

3B teknolojisi, fotoğrafçılığın başlangıcına dayanır. 1844’ te David Brewster stereoscope’ u icat etti. Bu makine 3B fotografik görüntüleri alabilen, yeni bir icat olarak tanımlanmıştı. Daha sonra, Louis Jules Duboscq bu icadı alarak geliştirdi. Louis, gelişmiş teknolojiyi kullanarak kraliçe Victoria’ nın fotoğrafını çekti ve 1851’ de büyük Sergi’de sergiledi. Bu fotoğraf tüm dünyada çok iyi tanındı. Stereoskopik kameralar tutulmaya başladı ve II. Dünya Savaşında kişisel kullanım için oldukça yaygınlaştı.

1855 yılında bir stereo ve animasyon kamerası olan kinetoscope icat edildi. Bu makine sayesinde, 3B hareketli görüntüler çekilebildi ve 1915’ te ilk anaglif film üretildi. Anaglyph teknolojisinde, her göze görüntü yönlendirecek gözlük kullandı, bu gözlük 2 farklı renkli lenslere sahipti. 1890’ da İngiliz bir film öncüsü olan William Friese Greene 3B film süreci için patent aldı [36]. 1922’ de ilk halka açık 3B filmi “The Power of Love” sergilendi. 1935 yılında ilk 3B renkli film üretildi. Bu teknolojinin kullanımı on yıldan fazla bir süre ilerlemeden sabit kaldı. Çoğu insan 3B filmlerin son 40 ya da 50 yılın bir icadı olduğunu

düşünürken, ilk 3B filmi 1922’ de çıktığını bilmek şaşırtıcıdır [37]. O zamandan beri, 3B teknolojisi her birkaç yılda bir kendini geliştirmeye devam etmiştir.

1950’ lerde, 3B teknolojisi geri dönüş yaptı. Bu dönemde, TV’ ler son derece popüler olmuş ve birçok evde görünmeye başlamıştı. 50’ li yıllarda bir dizi 3B film çekildi. 1952’ de Amerika Birleşik Devletleri’ nde “Bwana Devil” United Artists tarafından gösterildi. Bu, 50’ li yılların ilk 3B filmiydi. Bu film, Natural Vision adlı bir işlem kullanılarak çekildi. Bir yıl sonra, 1953’ te, “House of Wax”, 3B olarak piyasaya sürüldü. “Dial M for Murder” ’ in başlangıçta 3B olarak yayınlanması planlanıyordu, ancak Alfred Hitchcock, kârı maksimize etmek için filmi 2B olarak yayınlamaya karar verdi. 3B filmler Amerika Birleşik Devletleri dışında başka ülkelerde de geliştiriliyordu. 1947’ de Sovyetler Birliği ilk uzun metrajlı 3B filmi “Robinson Crusoe” u yayınladı.

1960’ larda Space Vision 3D adlı yeni bir teknoloji piyasaya sürüldü. Bu teknoloji iki resim çekerek bunları birbirlerinin üzerine tek bir şerit halinde bastırdı. Önceki 3B teknolojilerin aksine, bu teknoloji özel lensli tek bir projektör gerektiriyordu. Bu yeni teknoloji, 3B filmleri görüntülemek için iki kamera kullanma ihtiyacını ortadan kaldırdı. İki kamera sisteminin kullanılması zordu çünkü iki kameranın mükemmel bir şekilde senkronize edilmesi gerekiyordu. Bu teknolojiyi kullanan ilk film “The Bubble” idi. Film eleştirmenler tarafından tarandı ama 3B deneyimi hala büyük izleyiciler getirdi. Bu film yeni teknolojiyi diğer stüdyolara tanıttıma hazırlayan, kârlı bir film haline geldi.

1970 yılında, Allan Silliphant ve Chris Condon stereovision’ u geliştirdi. Bu teknolojide, iki görüntü yan yana sıkılmış ve 35 mm’ lik tek bir film şeridi üzerine yerleştiren yeni bir 3B teknolojisiydi. Bu teknoloji, bir dizi polaroid filtre kullanarak fotoğrafı genişletecek özel bir anamorfik lens kullandı.

1980’ lerin başlarında, Space Vision ile aynı işlemi kullanarak birçok film 3B olarak yayınlandı. Yayınlanan filmlerden bazıları şunlardır: “Amityville 3D”, “Friday the 13th Part III”, “Jaws 3D”. 1980’ lerin ortalarında, IMAX 3B belgesel filmler yapmaya başladı. IMAX’ın 3B teknolojisi matematiksel doğruluğunu vurguladı ve bu, önceki 3B teknolojilerinde görülen göz yorgunluğunu ortadan kaldırdı. 1986’ da Kanada, polarize gözlük kullanan ilk 3B filmi geliştirdi.

1990’ lı yıllarda IMAX 3B’ de birçok film yayınlandı. Bu süre zarfında yayınlanan en başarılı IMAX 3B filmi “Into the Deep” oldu. İlk IMAX 3B kurgu filmi olan “Wings of Courage” 1996 yılında gösterime girdi.

2000’ li yıllarda birçok büyük stüdyo filmi, 3B olarak yayınlandı. 2003 yılında James

Cameron, “Abyss Ghosts” ‘u piyasaya sürdü. Bu ilk tam boy 3B IMAX uzun metrajlı filmi. Bu film reality kamera sistemi denilen en son IMAX 3B teknolojisini kullandı. Bu teknolojiye, Vince Pace tarafından geliştirilen en son HD video kameraları kullandı. 2004 yılında ilk tam boy animasyonlu 3B film çıktı. “Polar Express” olarak adlandırıldı. Bu film 3B’ de o kadar başarılıydı ki, o zamanlar 3B animasyon filmlere büyük ilgi duyuldu. 2005’ de, “The Mann’ s Chinese 6 theater”, dijital 3B teknolojisine sahip ilk ticari sinema salonu yapıldı. 2007 yılında “Scar 3D” uluslararası olarak piyasaya sürüldü ve tamamen dijital bir iş akışı kullanılarak çekilen ilk filmi. 2010 yılında Sky UK, 3B televizyona büyük bir hamle yaptı. 1 Ocak’ ta, ilk 3B kanal Güney Kore’ de yayınlanmaya başladı. Kanalda eğitim programları, animasyon gösterileri, spor etkinlikleri, belgeseller ve müzikal performansları hepsi 3B olarak, günün 24 saati, haftanın 7 günü görüntülendi.

3B popülaritesin’ deki en büyük ilerleme, James Cameron’ ın Avatar [38] filmi nedeniyle gerçekleştirilmiştir. 21. yüzyılda popülerlik patlaması, 3B teknolojisinin ilerlemesinin devam edeceğinin bir göstergesidir ve böylece neredeyse her film tiyatrolarda hem digital hem de 3B olarak izlenebilmektedir.

1.7.1. 3B Teknolojisinin Uygulaması

Çok boyutlu teknolojiler 2B’ den 3B teknolojilere kadar uzun bir yol kat etmiştir. 2B teknolojisi piyasada uzun süre kalmıştır; ancak, teknolojik gelişmeler 3B teknolojisini, 3B baskı endüstrisi, eğlence, sağlık, savunma, havacılık, endüstri, imalat ve mimari gibi birden fazla uygulamada kullanıldığı ölçüde geliştirmiştir [39]. Eğlence, piyasadaki en baskın uygulama olmuştur ve eğlencenin, öngörülen süre içinde piyasayı yönlendirmeye devam etmesi beklenmektedir.

1.7.2. 3B TV Teknolojisi ve İnsan Vizyonu

Yukarıda tarif edildiği gibi, beyin, birbirinden kısa mesafesi olan iki göz sayesinde büyük ölçüde bir 3B görüntü oluşturur. Her göz kendi önünde dünyadan biraz farklı bir görüntü yakalar ve bu iki görüntü bir araya getirilerek, beyin gerçek derinliğe sahip tek bir görüntü oluşturur. Bu hile stereopsis (veya stereoskopik görme) olarak adlandırılır ve üç boyutlu stereo sesi duymak için iki hoparlör (veya bir çift kulaklık) kullanmanın eşdeğeridir.

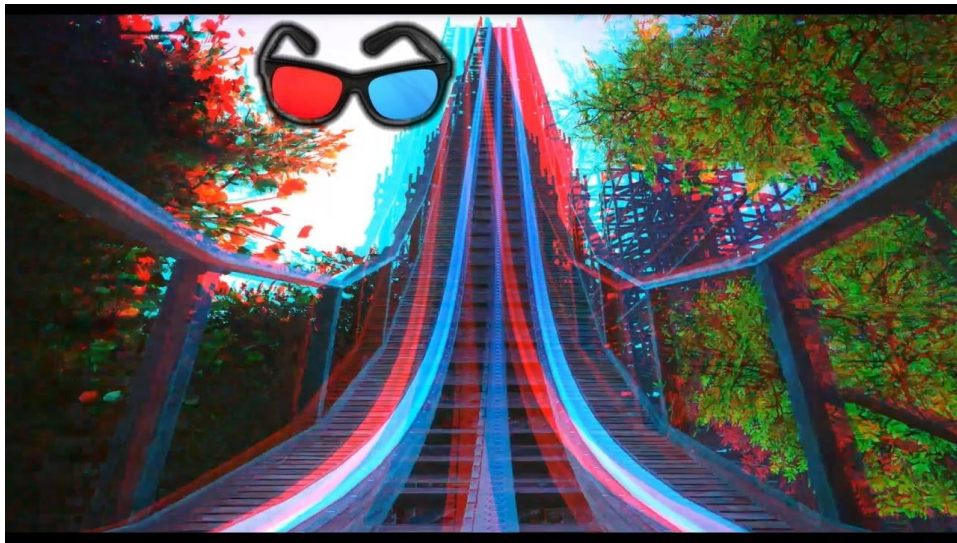
Binoküler görme (iki gözle görmek) sadece derinliği nasıl algıladığımızın bir parçasıdır.

Bir gözü kapalıyken, diğer birçok "derinlik ipucu" sayesinde dünyanın nasıl düzenlendiği hakkında oldukça iyi bir fikir edinebilmek mümkündür.

3B TV teknolojisi yapımının birkaç farklı yolu vardır, ancak hepsi aynı temel prensibi kullanmaktadır: yani, iki ayrı hareketli görüntü üretmek ve bir tanesini izleyicinin sol gözüne diğerini de sağ gözüne göndermek zorundadırlar. Doğru 3B illüzyon ya yanılmayı vermek için, sol gözün görüntüsü sağ göz tarafından ve sağ gözün görüntüsü de sol tarafından görülmemesine önem verilmelidir [40].

1.7.3. Gözlüklü 3B TV

3B' ye (görüntüler/ filmler) ulaşmanın en basit yolu TV ekranında iki görüntüyü (biri sol göz ve diğeri sağ için) göstermek ve izleyicilerin özel gözlük takmasını sağlamaktır, böylece her göz yalnızca bir görüntüyü görecektir. Çoğu insanın gördüğü 3B teknolojisi, anaglif gözlük olarak da bilinen, bir kırmızı ve bir mavi renkli lenslere sahip gözlük takmayı içermektedir. Bu renklerin seçilme nedeni, kırmızı merceğin sadece kırmızı ışığa bir ışık filtre olması, mavi merceğinsse (bu mercek eşit mavi ve yeşil karışımıdır) kırmızı dışındaki herhangi bir ışık rengin geçmesine izin vermemesidir. Böylece her göz kendi başına biraz farklı bir resim alıyor [39]. Basit ve ucuz olsa da, bu teknik göreceli olarak düşük kalitelidir, tek renkli resim üretir ve izleyicilerin mide bulantısı hissetmesine sebep olur. Anaglif bir filmin ekran görüntüsü ve kullanılan gözlük Şekil 1.15' de gösterilmiştir [41].



Şekil 1.15. Bir anaglif filmin ekran görüntüsü ve kullanılan gözlük

Gözlüklerde bir başka başarılı sistem polarize lensler kullanılarak ekrandan iki görüntüyü farklı polarize ışıkla yansıtan sistemlerdir. Normalde, ışık birçok yönde titreşen dalgalardan oluşur, bir anda havada düz çizgilerle ateş ederken, polarize (veya "polarize düzlem") ışık filtrelenir, böylece dalgalar yalnızca bir yönde titreşir. Pasif bir sistemde, TV ekranı kaplanır, böylece farklı tarama çizgilerinden gelen ışık farklı şekilde kutuplanır. Bu arada, ekrandaki kaplamaya uygun olan lenslerdeki kutuplaşma, her bir göze uygun görüntünün iletilmesini sağlar. Pasif 3B görüntüler, hem sol hem de sağ kareleri aynı anda görüntülemeye çalışır. Her kare farklı bir polarize filtreden geçirilir ve bu ışık dalgalarını sadece bir yöne "hızalar". Ayrıca bu ışık dalgaları 3B gözlüğe çarptığında, sadece doğru göze yönlendirilen ışığın geçmesine izin verilecek şekilde polarize filtre setiyle karşılaştırılır. Bu sistem temel optiğe dayanan basit ve zarif bir sistemdir. İki farklı polarize filtreli gözlükler kullanıldığında, sol lens sadece yukarıdan aşağıya doğru hafifçe titreşen ışığı ve sağ lens sadece yana doğru hafifçe titreşen ışığı alır, böylece farklı bir görüntüyü TV setinden her bir merceye kolayca ışınlatabiliriz [42]. Bu sistemin ana dezavantajı, TV setinin aynı zamanda polarizasyon filtreleriyle de donatılması gerektiği ve bunun da maliyeti oldukça arttırdığı yönündedir.

Pasif polarize gözlükler güneş gözlüğü gibi görünür, giyilir ve çalışmak için ek güç gerektirmezler. Genellikle ihtiyaç duyanlar için mevcut gözlüklerin üzerine yerleştirmek için yeterli ön alana sahiptirler. Bu tip camların üretimi ucuzdur ve çerçeve stiline (sert, esnek plastik, metal vs metal) bağlı olarak her çift için fiyat 5 ila 25 dolar arasında değişebilir. Bu gözlüklerde herhangi bir titreme olmadığı için daha az rahatsızlık ve göz yorgunluğu oluştururlar. 3B görüntülerin çözünürlüğü, aynı anda hem sol hem de sağ göz görüntülerinin gösterilmesi nedeniyle aynı TV' de görüntülenen 2B görüntülerin çözünürlüğünden daha azdır. Ekrandaki yatay çizgiler ve nesnelerin kenarlarındaki bazı pürüzlü yapay nesnelerin varlığı, çoğunlukla metin ve düz çizgi geometrik şekilleri ile fark edilebilir. Pasif polarize gözlük Şekil 1.16' da gösterilmiştir.

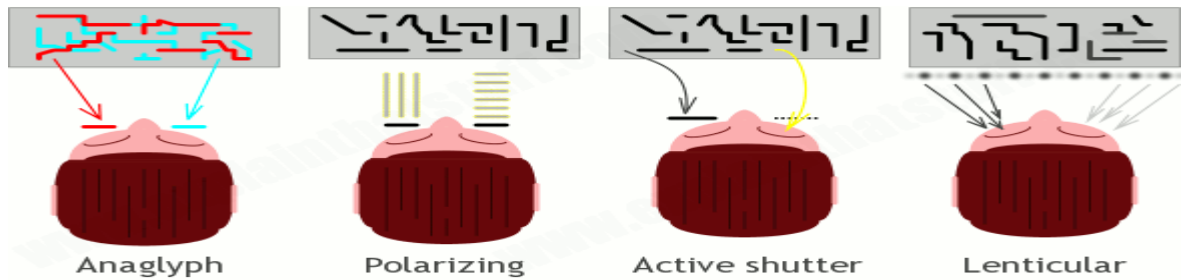


Şekil 1.16. Pasif polarize gözlük

Aktif shutter gözlük: Pille çalışan bu cihazlarda sol ve sağ lensleri dönüşümlü olarak çok yüksek hızlarda açıp kapatan elektronik bir kapatma sistemi mevcuttur. Belirli bir anda, sol lens "açık" ve sağ lens engellenmiş durumdayken sol göz görüntüsünü TV ekranında izler. Ardından, gözlük ters işlem yapmaya başlar: sağ mercek açılır, sol mercek engellenir ve TV görüntüsü değişir, böylece tüm işlem geri dönmeye önce sağ göz sol gözden biraz farklı bir görüntü (veya "çerçeve") alır ve saniyede onlarca kez tersine çevirmeye devam eder. Bu teknolojiye ayrıca alternatif çerçeve sıralama adı verilmektedir. "Shutter ya da Panjurlar" gözün önünde açılıp kapanan küçük perdeler gibi çalışsalar da, aslında mekanikten ziyade optik gibi çalışmaktadırlar. Gözlüklerdeki her bir lens, elektronik bir sinyal aldığı anda anında şeffaf (saydam) veya mat (karanlık) hale gelen sıvı kristal bir ekrana sahiptir. Gözlükler televizyona kızılötesi, radyo dalgası veya bluetooth ile bağlanır, böylece ekranda hızla değişen resimlerle tam olarak senkronize olurlar. Bu gözlükler daha ağırdır ve diğer gözlük türlerinden daha pahalıdır [43], ancak daha iyi bir 3B görüntü sağlarlar ve insanların gözlerini yormadan veya kendilerini hasta hissettirmeden çok daha uzun süre giyilebilirler. Shutter ya da deklanşör sistemi önemli bir parlaklık kaybına ve bazı durumlarda titremeye neden olabilir. Aktif shutter gözlük Şekil 1.17' de gösterilmiştir. 3B TV' nin nasıl çalıştığının özeti Şekil 1.18' de gösterilmektedir.



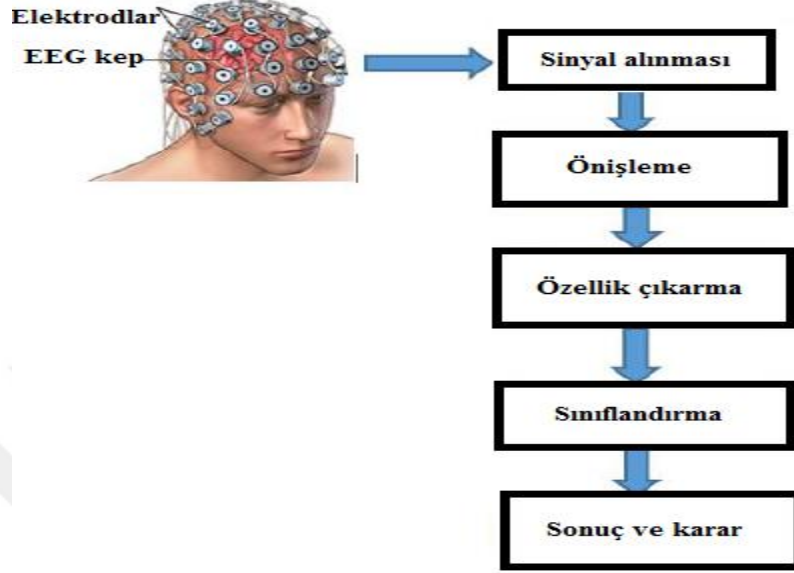
Şekil 1.17. Aktif shutter gözlük [wikipedia].



Şekil 1.18. 3B TV' nin nasıl çalıştığının özeti [65].

1.8. EEG Analizinin Temel Bileşenleri

Bu prensip dört alt bileşene ayrılabilir, bu adımlar Şekil 1.19' da gösterimiştir.



Şekil 1.19. EEG analizinin temel bileşenleri [2].

1.8.1. EEG Sinyal Kaydında Önemli Faktörler

Tatmin edici EEG sinyalleri elde etmek için, kullanıcılar ve sistem tasarımcılarının dikkat etmesi gereken önemli hususlar vardır. Özellikle ilk elektronik devre ucunun tasarım stratejisi ve doğru elektrodu seçmek, sistemin ölçüm performansını iyileştirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır [44]. Biyopotansiyel ölçüm sisteminin tasarımında tuzak ve görünmez riskleri göz önünde bulundurmamak ve seans koşullarını kaydetmek daha iyi doğruluk sağlamaktadır. EEG kaydında; elektrotlar, filtreleme, yükseltme, sinyal dönüştürme, veri saklama ve çevre koşulları gibi sistem elektronikleri kayıt performansını etkilemektedir.

1.8.2. Ön İşleme

EEG sinyalinin dinamik aralıkları amplifikasyondan önce genellikle $\pm 100 \mu V$ ' dur. Bu sinyaller, farklı dokulardan geçerken birçok gürültü elde ederler. Bu gürültülerin özellikleri, EEG sinyallerinin değerini ve şeklini etkiler. Ön işleme teknikleri, istenmeyen artefaktların

EEG sinyalinin kaldırılmasına yardımcı olur ve bu nedenle sinyal/ gürültü oranını iyileştirir. Ön işleme bloğu, gürültüyü gerçek sinyalden ayırarak sistemin performansını iyileştirmeye yardımcı olur [45]. Sinyal ön işleme ayrıca “Sinyal Geliştirme” olarak da adlandırılır. Artefakt çıkarma, Ortak Ortalama Referans (OOR), Yüzey Laplacian (YL), Bağımsız Bileşen Analizi (BBA), Ortak Alansal Desenler (OAD), Temel Bileşen Analizi (TBA), Tek Değerli Ayırıştırma (TDA), vb. Kullanılarak yapılabilir [46]. En sık kullanılan yöntemler BBA, TBA, ve Adaptif Filtreleme’ dir [47].

1.8.3. Öznitelik Çıkarma

Teknik olarak, öznitelik ayırt edici bir özelliği, tanınabilir bir ölçümü ve örüntünün bir bölümünden elde edilen fonksiyonel bileşeni temsil eder. Ayrıca, bu aşama, ön işlemeden sonra elde edilen örüntünün boyut indirgeme kısmıdır. Çıkarılan özellikler, EEG sinyalinde gömülen önemli bilgilerin kaybını en aza indirmeye çalışmaktadır. Ek olarak, büyük bir veri kümesini doğru şekilde tanımlamak için gereken kaynak sayısını da basitleştirir. Genelde sınıflandırmaya hazırlanan örüntünün sayısı çok fazla olup gereksiz bilgi içermektedir. Sınıflandırma hassasiyetini arttırmak ve işlem süresini kısaltmak için örüntü bilgisini daha az miktardaki başka bir veriye dönüştürmek gerekir [48]. Elde edilen veriler az sayıda olup ve sadece örüntüyü temsil eden özniteliklerdir. Etkileyici öznitelikler sınıflandırma performansını artırır; Bu nedenle, özellik çıkarımı, EEG veri sınıflandırmasında en kritik adım olmuştur. Öznitelik çıkarma uygulamanın karmaşıklığını en aza indirmek, bilgi işlem maliyetini azaltmak için gerekli bir işlemdir [49]. Adaptif Otoregressif Parametreler (AOP), Hızlı Fourier Dönüşümleri (HFD), Temel Bileşen Analizi (TBA), Bağımsız Bileşen Analizi (BBA), Genetik Algoritmalar (GA), Dalgacık Dönüşümü (DD), Dalgacık Paketinin Ayırılması (DPA) gibi yöntemleri kullanarak EEG sinyallerinden özellik çıkarımı gerçekleştirilmektedir [47], [50]. Bunlar arasında TBA, BBA, DD, DPA, HFT çoğunlukla kullanılmaktadır.

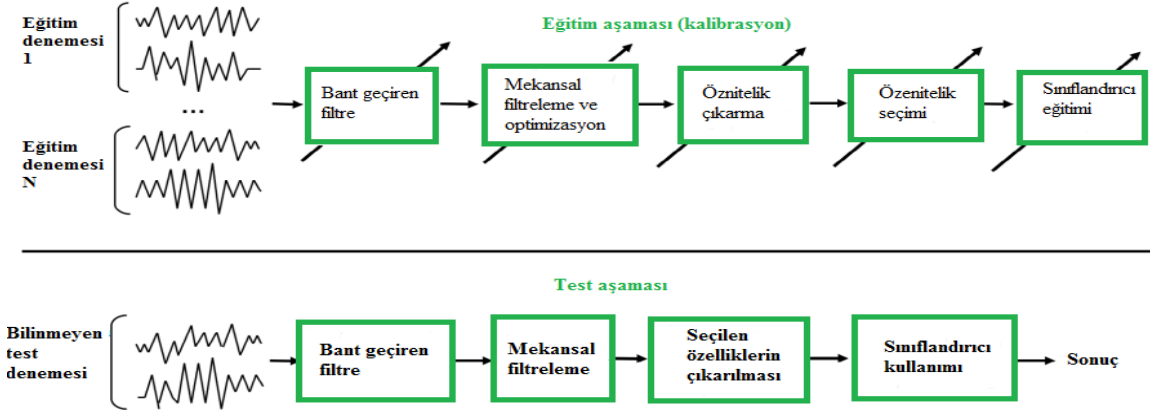
1.8.3.1. Öznitelik Seçme

Öznitelik seçimi model yapımında kullanılacak ilgili özelliklerin bir alt kümesini seçme işlemidir. Bu işlem, veri setinin ilgili özelliklerini seçme, belirli özellik seçim kriterine göre ayarlanan orijinal özellikten bir altküme alma işlemi olarak adlandırılır. Gereksiz ve konu

dışı özelliklerin kaldırıldığı ve veri işleme ölçeğinin sıkıştırılmasında önemli rol oynamaktadır. Özellik seçimi tekniği öğrenme algoritmalarını önceden işleyebilir ve iyi özellik seçimi sonuçları öğrenme doğruluğunu artırabilir, öğrenme süresini azaltabilir ve öğrenme sonuçlarını basitleştirebilir [51], [52].

1.8.4. Sınıflandırma

Sınıflandırma adımı, öznitelik çıkarma aşamasından sağlanan özellikleri kullanarak araştırmanın amacını belirlemeyi hedeflemektedir. Bu özellikler, sınıflandırıcının eğitim aşamasındaki sınıflar arasında sınırları belirlemek ve daha sonra tanıma aşamasında niyeti keşfetmek için kullanılmaktadır. En iyi filtre ve özellikleri tanımlamak ve sınıflandırıcıyı eğitmek için genellikle bir eğitim aşaması gerekir. EEG çalışmalarında, tipik olarak ortaya çıkan sinyallerden özellikler çıkarılmadan önce hem zaman alanında (bant geçiren filtre) hem de uzamsal alanda (uzamsal filtre) süzgeçler kullanılmaktadır. EEG sinyalinde tipik sınıflandırma süreci Şekil 1.20’ de gösterimiştir.



Şekil 1.20. EEG sinyalinde tipik sınıflandırma süreci

1.9. Literatür Araştırması

3B teknolojisi çok uzun ve kapsamlı bir geçmişe sahiptir [39]. Bu teknolojinin uzaktan kumandalı sektöründe, bilimsel ve tıbbi görselleştirme, 3B görselleştirme ekranı tasarımı [53], bilgisayar tasarımı ve eğlence dahil olmak üzere birçok farklı uygulama alanı vardır. Eğlence açısından 3B teknolojisinin uygulanması, yarattığı heyecandan dolayı büyük ilgi

görmüştür [54]. Oyun, konsol ve animasyon tasarımcı şirketleri 3B teknolojisinden büyük ölçüde faydalanmaktadır. Market sektöründe 3B ürün tanıtım yöntemi reklam açısından büyük ilgi görmüştür. 3B teknolojisinin büyük kullanımına ek olarak, bazı dezavantajlar arasında maliyet, sağlık sorunları (özellikle göz yorgunluğu), fiziksel rahatsızlık, stres ve alışkanlık vazgeçilmezdir [55]. Gerçekçi ve eğlenceli özellikleri nedeniyle, 3B filmler 2B'den daha çok tercih edilmektedir. Farklı makalelerde 3B gözlüklerin çalışma prensibi hakkında araştırmalar mevcuttur [56], [43], [57]. Belirtildiği gibi, bu teknolojide yaygın olan üç tür gözlük vardır. Anaglif, pasif ve aktif. Bu gözlüklerin avantajları, dezavantajları ve çalışma prensibi Tablo 1.2' de verilmiştir.

Bahs edildiği gibi, insanlarda farklı uyaranların neden olduğu eylem ve davranışların kontrolünde beynin nöronlarının özel bir yeri vardır. Kısacası, nöron insan vücudu ve beyin arasındaki mesajları taşıyan birim olarak bilinir. Elde edilen beyin sinyalleri veya görüntüleri, çeşitli uyaranlara karşı insan beyninin bilişsel davranışını tahmin etmek için kullanılır. Her insan davranışı, beynin karmaşık yapısının anlaşılmasını büyük ölçüde artıran belli bir frekans aralığına sahiptir [58].

Elektriksel uyarıdan sonra, sinir hücreleri birbirleriyle hızlı bir şekilde iletişim kurarak EEG sinyalleri ortaya çıkarırlar. Aslında, bu sinyal kortikal sinir hücresi inhibe edici ve uyarıcı postsinaptik potansiyellerin sonucudur [59].

EEG' nin BBA teknolojisinde kullanımı, bu sinyallerin insan yaşamındaki önemli rolünü göstermektedir. Bu arayüz, EEG sinyallerini çıkış cihazlarının komutlarına çevirerek, özellikle de engelli insanların yaşamlarında mucizeler yaratabilen beynin güçlü bir sinyal analizörüdür.

EEG' nin kapsamlı bir uygulama alanı şu şekilde sıralanabilir; teşhis [60], [61], [62] ve rehabilitasyon [63], bilişsel eğitim [64], biofeedback tedavisi [65], güvenlik [66] ve nöro eğlence.

EEG' nin tıbbi uygulamalarına ek olarak, nöro eğlence alanları için de kullanılabilir; nörogaming (Neurosky uygulamasının beyin kontrollü oyunu), nöro oyuncaklar (Puzzlebox, Star Wars temalı oyuncaklar [67]), sanal gerçeklik ve hatta sanat. Sanal dünyayı tecrübe etmek, VR kulaklıkları ve EEG sinyalleri kullanılarak mümkün olmuştur [68]. Ayrıca, bu sinyaller müzik üretimi de dahil olmak üzere sanat endüstrisine katkıda bulunmuşlardır[69]. Araştırmacıların merakını gidermek için EEG sinyalleri birçok çalışmaya dahil edilmiştir. Nöro pazarlamada [70], oyun analizi [71], sanal objelerin kontrolü [72], sosyal etkileşim [73], BBA ve ayrıca bazı araştırma amaçlı çalışmalarda, örneğin beyin sinyali üzerinde 2B

ve 3B oyun etkisi [43], 3B TV' nin görsel yorgunluğunu araştırması [74], vb. EEG sinyalleri, araştırmanın sonucunu yakalamak için yararlı bilgiler içeren en iyi seçimdir.

Tablo 1.2. Anaglif, pasif ve aktif gözlüklerin avantajları, dezavantajları ve çalışma prensibi

Özellik	Anaglyph	Aktif shutter	Pasif polarize
Nasıl çalışır?	İki renkli filtre (mavi/ cyan ve kırmızı kanallar) kullanılarak yapılan bu gözlük, farklı renklerde sağ ve sol göz manzaralarını hazırlar.	Bu gözlüğün her lensi sırayla sağ ve sol gözler için çok yüksek hızlarda görüntüler üretir.	Derinlik algısı oluşturmak için, gözlere aynı anda iki farklı polarize görüntü uygulayarak hazırlanırlar.
Parlaklık	Filtrede kullanılan renge bağlı olarak ayarlanır.	Işık geçirgenliğinde ölçülebilir bir azalmaya neden olduğu için orta derecede bir parlaklığa sahiptir.	Bu gözlüklerde kullanılan polarize filtreler sayesinde, ışık geçirgenliğinin minimum etkisinden dolayı iyi bir parlaklığa sahiptirler.
Kullanılabilirlik	Yüksek	Yüksek, projeksiyon, plazma, LCD ve LED, LCD dahil tüm TV teknolojileri için	Orta, sadece LCD için, LED, LCD
Uyum	Yüksek	Düşük, gözlüklerin çoğu yalnızca aynı üreticiden TV' lerde çalışır.	Yüksek, tüm modern pasif 3B gözlükler sistemi kullanan tüm TV setleriyle uyumludur.
Kullanım kolaylığı	Sadece takmak gerekir.	Bağlantısı ve senkronizasyonundan dolayı, orta seviye kullanım kolaylığı vardır.	Herhangi bir bağlantı veya senkronizasyon olmadan kullanımı kolaydır.
Maliyet	Ucuz (basit elektriksel doğası nedeniyle)	Pahalı (Pil ve kablosuz bağlantı ihtiyacı açısından)	Ucuz (basit elektriksel doğası nedeniyle)
Ağırlık	Genellikle süper hafif	Batarya kullanımı nedeniyle ağırdır.	İnce plastik lensleri ve çerçevesi sayesinde hafiftir.
Çözünürlük	Düşük çözünürlük, nispeten düşük 3B görüntü kalitesi	Tam çözünürlükte iyi görüntü kalitesi sağlar. Ancak, shutter mekanizmasının hızlı açılma ve kapanması nedeniyle titrerken baş ağrısı olumsuzluğuna neden olabilir.	Yarı dikey çözünürlüğe sahip bu pasif sistem bazen ekranda siyah çizgilere neden olur. Bu sorun, ekrana olan mesafeyi artırarak veya daha küçük bir ekran kullanarak azaltılabilir.

Beyin sinyallerini kullanarak 2B ve 3B teknolojisinin analizi ayrıca araştırmacıların dikkatini çekmiştir. Bu teknolojiyi anlamak için gözün nasıl çalıştığı hakkında bilimsel bilgi gereklidir. Anlatıldığı gibi, stereovision, bazı şaşırtıcı özelliklere sahip normal bir insan

vizyonudur. Bu tür bir vizyon ile beynin işlevi arasındaki ilişki birçok araştırmancının konusu olmuştur. Derinlik, boyut algısının eklenmesi, stereo vizyonun bu kadar zengin ve özel olmasının nedenidir. Beyin açısından, stereo görme, beynin bilişsel süreçlerini destekleyen bir fonksiyondur [1].

2B ve 3B teknolojisinin EEG analizi genellikle bu teknolojinin göz yorgunluğu tespiti, 2B ve 3B oyun analizi, beyin dalgalarındaki güç spektrum farklılıklarının tespiti ve stereoskopik eşitsizliğin olaya bağlı potansiyeller üzerindeki etkilerinin araştırılması olarak sınıflandırılabilir. Bu çalışmaların sınırlı bir kısmı, video izlemenin 2B ve 3B modlarında beyin sinyallerinin kapsamlı analizine odaklanmıştır. Bugüne kadar, 3B film izlemenin öncesi ve sonrasının etkileri de tam olarak belirlenememiştir.

EEG tabanlı 2B ve 3B konsantrasyon oyunlarını kullanarak, medikal alanlarda etkili olabilecek geri besleme (neurofeedback) bir sistem geliştirilmiştir [75]. BBA sisteminde, özellikle geri besleme sistemlerinde kullanılan sinyal işleme algoritmaları genellikle iki ana yöntemle sınıflandırılabilir, yani frekans analizi ve OİP analizi. Beyin frekans bantları arasından özel olarak, sensorimotor ritim aktivitesi (12 - 15 Hz) ayrıca çeşitli geri besleme sistemlerinde de kullanılır. Frekans eğitim yöntemi, geri besleme eğitim sistemlerinde ve diğer EEG uygulamalarında kullanılan en yaygın yöntemdir, çünkü frekans bandı gücünün mevcut sinyal işleme araçlarıyla elde edilmesi ve analizi kolaydır. OİP analizi, bir olayla senkronize edilen EEG sinyalini analiz eden işlemdir. Yavaş Kortikal Potansiyel (YKP) ve P300, nörofeedback tedavisinde kullanılan önemli OİP yaklaşımlarıdır. Gerçek zamanlı uygulamaların hızlı ve kanal sayısının düşük olmasının önemi dikkate alınarak bu çalışmada sadece bir EEG oksipital lob kanalı seçilmiştir. Neurofeedback oyununun bu uygulamasında en önemli yenilik, EEG sinyallerinin gücü yerine fraktal boyut özelliğini kullanmaktır. Fraktal boyut, bir sinyalin karmaşıklığının ve düzensizliğinin ölçülmesidir. Araştırmada, araştırmacılar insan deneklerin konsantrasyonunu kontrol etmek için görsel C++ oyunları tarafından geliştirilen 2B ve 3B' yi kullanmışlardır. EEG sinyallerin rahat ve konsantre durumlarını sınıflandırmak için iki seans düzenlenmiştir. Sınıflandırma adımı olarak uyarlanabilir eşik hesaplaması (Adaptive threshold calculation) kullanılmıştır. İnsan deneklerin konsantrasyonu arttıkça oyun daha eğlenceli hale gelmiştir.

2B ve 3B görselleştirme yöntemlerinin kantitatif olarak hedef belirlemek için değerlendirilmesi 2011 yılında [76] tarafından gerçekleştirilmiştir. 2011 yılına kadar, 2B ve 3B alanında sadece birkaç sayıdaki çalışma, 2B ile karşılaştırıldığında 3B görselleştirme sistemlerinin nicel faydaları açısından incelenmiştir. 2B ve 3B uyaranlarla oddball

paradigmda p300 yanıtının değişikliği çalışmanın ana çerçevesidir. Sonuç olarak, hedef belirleme zorlaştığında, P300 bileşeninin 3B uyarıcılarda 2B' ye kıyas daha zayıf ve gecikmiş olduğu bulunmuştur.

2B ve 3B etkileşimli sanal gerçeklikte mekansal varlığın analizi [77] iki çeşit VR sistemi kullanarak gerçekleşmiştir. EEG verilerini analiz etmek için alfa bandında (8–12 Hz) alışma ile ilgili güç azalması/ artması ve farklı frekans bantlarında tutarlılık analizleri kullanılmıştır. Bu çalışmada sanal mekansal navigasyon yapmak için 29 denek katılmıştır ve bu kişiler 5 puanlık bir ölçekte orada olma hissini açıklamışlardır. Beynin parietal ve frontal lobları arasındaki iletişimin güçlü bir varlık deneyimi için çok önemli olduğu tespit edilmiştir.

2B ve 3B video izlemesi karşılaştırmasında EEG network modellemesi 2012' de araştırılmıştır. bu çalışmada, 2B ve 3B video izleme sırasında insan beyninde bilgilerin işleyişi ve beyinde nasıl etki yarattığını ortaya çıkarmak için ağ analizi incelenmiştir. Asıl amaç, 3B izleme sırasında 2B' ye kıyas bilgi işlemenin insan beyninde nasıl farklılaştığını ortaya koymaktır. 3B izlemede 2B ile karşılaştırıldığında nedensellik ağında önemli bir değişiklik gözlenmiştir. Ayrıca bu çalışmada G nedensellik bağlantısına dayanan görsel yorgunluk modelide analiz edilmiştir. Çalışmanın sonucu, sol arka ve sağ orta n alanda G nedensellik temelli bağlantının, görsel işleme asimetri açısından 2B' ye kıyasla 3B' de daha aktif bir şekilde dahil olduğu gösterilmiştir. Posterior (arka) nedensellik artışları, 3B koşullar sırasında lokal duyusal bilgi işlem organizasyonunun artmasıyla ilişkilendirilebilir. Sol arka ve sağ n alan blęe 3B işlemede daha aktif rol oynadığı gözlemlenmiştir. Merkezden frontal nedensellik azalması, frontal bilgi işlemede karmaşıklığın artmasıyla ilişkili olabilir. Subjektif görsel yorgunluğun modellenmesinde, daha uzun mesafeli bağlantı, sol hemisferdeki yorgunluk lği ile korelasyon göstermiş, sağ hemisferde negatif korelasyonlar bulunmuştur. Bu çalışmada, oksipital ve frontal blęe arasındaki daha uzun mesafeli bağlantı, görsel yorgunluk hissinde rol oynuyor gibi görünmektedir.

2B ve 3B eğlence oyunları analizi açısından bu alanda farklı çalışmalar yapılmıştır. 2B ve 3B çalışmaların genel amaı, oyun sırasında göz yorgunluğunun derecesini araştırmak veya beyin sinyallerinin düzenliliği ve bu iki koşulun beyin sinyallerinde nasıl bir fark yarattığını araştırmaktır [43], [53].

[43] çalışmasının amaı, 2B ve 3B modlarında video oyunları oynarken EEG sinyallerinin düzenliliğini araştırmaktır. Bu çalışmada deneklerden üç farklı modda (2B, 3B pasif ve 3B aktif) bir araba yarışı video oyunu oynaması istenmiştir. 3B EEG sinyal

karışıklığı 2B' ye göre daha arttığı görülmüştür ve karmaşıklık seviyesi, gözlerin kapalı durumundan açık duruma geçişinde yükselmiştir. Bu çalışmanın devamı olarak [43] beş 2B/ 3B fizyolojik durumun sınıflandırılması değerlendirilmiştir. Beş durum için kabuledilebilir sınıflandırma başarı yüzdesinin elde edildiği gösterilmiştir.

Göreceli güç spektrumları yaklaşımı uygulanarak 2B ve 3B oyun uyaraları arasında niceliksel bir fark bulunmuştur [53]. Bu makale, modern kişisel 3B görselleştirme ekranlarının kullanım alanları hakkında, yani düzenli bilgisayar oyuncuları ve yakın gelecekte birçok yeni akıllı cihaz ve teknolojik çözümü içerecek yeni akıllı evlerin daha popüler hale gelmesine dair bilgiler sunmaktadır. Bu yazıda en popüler sosyal ağ "Facebook" ve ünlü eğlence "Angry Birds" oyununun on-line değişiminde ortaya çıkan insan faktörü 2B/ 3B beyin aktivitesinin tepkisi araştırılmıştır. Altı kanal için göreceli güç spektrumu analizinin yüzdesi, delta hariç tüm EEG bantlarında 2B ve 3B oyunları için sunulmuştur. 2B ve 3B güç spektrum farkının teta ve gama da diğer bantlarla kıyas daha belirgin olduğu gösterilmiştir.

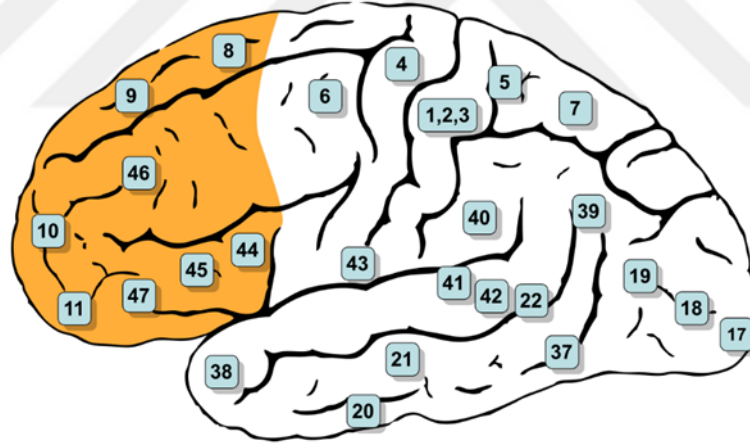
Beynin elektrik enerjisi, 2B, 2.5B ve 3B hareketli görüntüleri izlemenin ve bu modların alfa ve gama bantları ile karşılaştırılması [78] yapılmıştır. 2.5B izleyicinin alfa- frekans bandının nispi yoğunluğu, 2B-izleyicinin gücünden daha düşük olduğu ve 3B-izleyicinin spektral gücü ise benzer yoğunlukta kaldığı gösterilmiştir. Uluslararası 10-20 sistemine göre EEG ölçümleri için elektrotlar F3, F4, P3, P4, T5, T6, O1 ve O2 bölgelerine yerleştirilmiştir. F3 ve F4 frontal lob' a ve diğer yerleşimler görsel algı ve binoküler derinlik hücreleriyle yakından ilişkili beyin alanlarına karşılık gelmektedir. Bu çalışmada beyin dalgalarının çeşitli frekans bantları arasında, analiz için α - (8 ~ 13Hz) ve γ - (30 ~ 100Hz) frekans bantları seçilmiştir, çünkü bunlar sırasıyla zihin rahatlatma ve insan beyninin görsel algısı ile ilgilidir [79].

Önceki çalışmamızda [2], AVATAR videosu [80] gönüllülere 2B ve 3B modunda gösterilmiştir, daha sonra hızlı Fourier dönüşümü (HFD) kullanılarak beyin sinyallerinden özellikler çıkartıldı ve "Classification Learner App" kullanılarak sınıflandırılmıştır. Quadratic DVM tarafından sınıflandırılan T5 kanalı için beş EEG bandında sınıflandırma doğruluğu en yüksek olarak elde edilmiştir.

2B ve 3B teknolojisinin oyun analizinin yanı sıra, göz yorgunluğu üzerindeki etkileri birçok araştırmacı tarafından araştırılmıştır [81], [82], [83]. Chen' nin çalışmasının sonuçları 3BTV grubu parametrelerinin teta ritmi hariç, bazı beyin bölgelerindeki 2BTV gruplarına göre anlamlı şekilde değiştiğini göstermektedir. Bu çalışmada Chen katılımcılarda 2B' ye

kıyasla 3B filmler izlerken, α ve β frekans bantlarının enerjisinin büyük ölçüde azaldığını ve δ bandının enerjisinin önemli ölçüde arttığını göstermek için EEG' nin dört güç endeksini kullanarak θ bandının enerjisinin değişmediğini gözlemlemiştir. Yani ayrıntılı olarak alfa ritminin, 3BTV izleyenlerde uzun süreçler sonrasında prefrontal ve frontal bölgelerde önemli ölçüde azaldığı, prefrontal, frontal, parietal ve temporal bölgelerde beta aktivitesinde belirgin bir azalma olduğu ayrıca, delta ritminin prefrontal, ön ve merkezi elektrotlarda belirgin şekilde arttığı bunun yanında, teta ritmindeki nispi enerjinin ortalama değerinin önemli ölçüde değişmediği gözlenmiştir.

[84], [85]' de, beynin binoküler görme ve derinlik algısına duyarlı olduğu alanlar gösterilmiştir. Bu çalışmalara istinaden, Brodmann bölgelerinden (BB) BB7 ve parietal ve oksipital korteksin BB19' unun Brodmann bölgeleri binoküler stereo vizyonda önemli bir rol oynamaktadır. BB37 ve BB39 temporal korteksin bölgelerinin yanı sıra oksipital-temporal korteksin dorsal bölgeleri [1] de derinlik algılama gücüne duyarlıdır. Prefrontal korteksin alanı Şekil 1.21' de gösterilmektedir.



Şekil 1.21. Prefrontal korteksin alanı

1.10. Tezin Kapsamı

2B ve 3B teknoloji alanlarının hızlı yükselmesi nedeniyle, neredeyse araştırılan 2B ve 3B kapsamlı analizin altında yatan beyin aktivasyon modellerini anlamak oldukça önemlidir [77].

İnsan beyninin 2B ve 3B video izlemedeki sinyal tepkisinin analizi bu tezin ana çerçevesidir. Asıl amaç, insanın bilişsel ve sinirsel tepkilerini değerlendirmek için, sayısal

sonuçlara dayanarak, etkili kanalları ve EEG bandını seçmektir. Bu araştırma, 2B' nin 3B teknolojisine kıyasla insan beyni dalgaları üzerindeki ayrıntılı etkilerini ortaya çıkarmak için yapılmıştır.

Bu tez iki senaryodan oluşmaktadır; Homojen izleme senaryosu ve hybrid izleme senaryosu. Her senaryonun farklı aşamaları mevcuttur. İlerleyen bölümlerde her senaryo için bu aşamalar ayrıntılı olarak incelenecektir.

Homojen izleme senaryosu çalışmayı geliştirmek, sonuçları iyileştirmek amaçlı yapılmıştır. Bu senaryoda ilk olarak EEG beyin sinyallerini kullanarak 2B ve 3B video izlemenin etkisi incelenmiştir. Bu üç aşamalı testte, ortalama yaşı 31 olan sekiz sağlıklı gönüllü grubu katılmıştır. EEG sinyal kaydı üç aşamadan oluşmaktadır; Beep sesinden sonra, biraz rahatlamanın ardından (a), 2B bir video görüntülemesi (b), izlemeden sonra sinyalin kaydı kısa bir süre devam etmiş ve bu kısım dinlenme olarak adlandırılmıştır (c) ve nihayetinde deneme sona ermiştir. 3B video için aynı adımlar tekrarlanmıştır. 2B ve 3B video film izleyicilerin beyin sinyallerini analiz etmek için kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD) kanalların EEG bantlarında güç spektrumu yoğunluğunu (GSY) hesaplamak için kullanılmıştır. Tüm EEG frekans bantları test edildikten sonra, baskın bantlar seçilmiştir. 2B ve 3B video izlemenin sonucunda elde edilen EEG sinyallerini sınıflandırmak için kısmi en küçük kareler regresyonu (KeKKR) ve Destek vektör makinesi (DVM) sınıflandırma algoritmaları dikkate alınmıştır. Beyin bölgelerini temsil eden etkili kanalların doğru kombinasyonlarının seçilmesiyle başarılı sınıflandırma sonuçları elde edilmiştir.

Homojen izleme senaryosu' nun ikinci aşamasında, 2B ve 3B filmi izlemeden önce ve sonra neler olduğunu ve bu durumun insan beyninin GSY' sini nasıl etkilediğini kontrol etmek için beş üyeli bir test grubu düzenlenmiştir. 2B ve 3B filmi izlemeden önce ve sonra beş kişinin EEG kayıtları alınmıştır. 2B/ 3B EEG kaydı, Rahatlama, İzleme ve Dinlenme olmak üzere 3 aşamadan oluşmaktadır. Bu kıyaslama analizi, I. 2B film izlemeden önce ve sonra (R2b ve R2a), II. 3B film izlemeden önce ve sonra (R3b ve R3a) ve III. 2B ve 3B filmi izlemeden sonrayı (R2a ve R3a) kapsamaktadır. Rahatlama ve dinlenme aşamalarında, 2B ve 3B EEG sinyallerinin, tüm kanallarda ve beş EEG bandında güç farklılıklarını analizi ve karşılaştırması yapılmıştır. KZFD' ye dayalı güç spektrum yoğunluğu bu çalışmanın baskın bantlarını seçmek için kullanılmıştır. KZFD ve Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) kullanılarak önceden işlenmiş EEG sinyallerinde öznelik çıkarma işlemi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen R3b ve R3a EEG sinyallerini sınıflandırmak için KeKKR

ve DVM sınıflandırma algoritmaları dikkate alınmıştır.

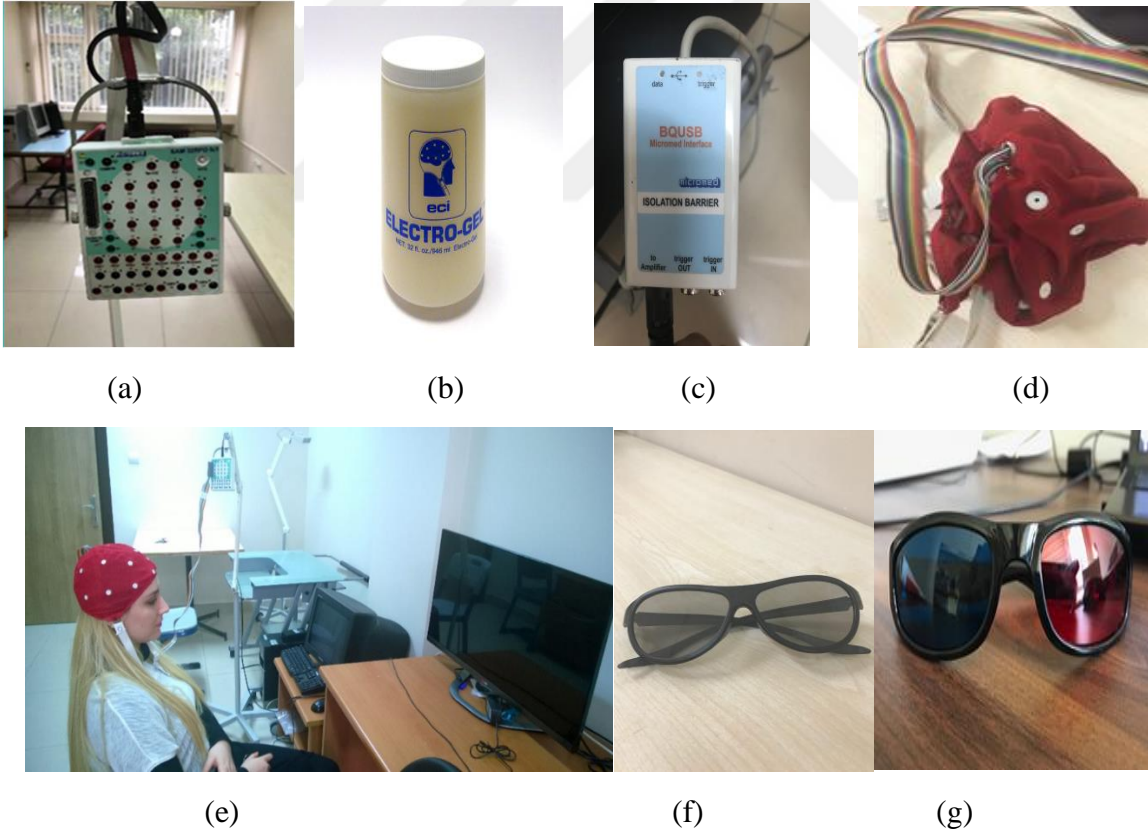
Hybrid izleme senaryosunda rastgele 2B ve 3B videolardan oluşan film [86] gönüllülere izletilmiştir. Bu bölümün amacı 2B ve 3B geçişleri analiz ve sınıflandırmaktır. Bu testi gerçekleştirmek için 9 gönüllü deneye katılmıştır. 2B ve 3B vidolar aynı video içinde izleyiciye sunulduğu için kullanılan 3B gözlüğün TV sistemine bağlı olmaması gerekmektedir, çünkü pasif ve aktif gözlüklere bağlı teknoloji sistemleri 2B ve 3B videoyu aynı anda sunamazlar. Bu nedenle anaglyph gözlükler bu test için dikkate alınmıştır. Bildiğimiz gibi, insanlar çevrelerini göz yapıları nedeniyle 3B olarak görüyorlar. İnsanlar uykuya daldıklarında derinlik algılarını kaybedeceklerini iddia edebiliriz; bu durumda 3B' den 2B' ye ani bir geçiş olabilir. Bu önemli anı yakalamak ana hedefimizdir. Bu 2B ve 3B geçişleri kapsayan senaryoda kritik geçişler (transition) ve kritik geçişi devre dışı bırakan kısımlar (sadece 2B veya 3B videoları izleyen kısımlar) yani kararlı durum (steady-state) analize dahil edilmiştir.

2. MATERYAL YÖNTEMLER

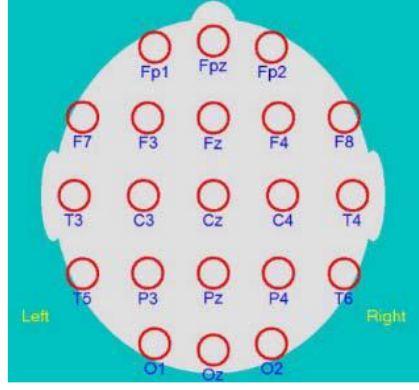
2.1. Araştırma Araçları

2.1.1. EEG Kayıt Ortamı ve Kullanılan Cihaz

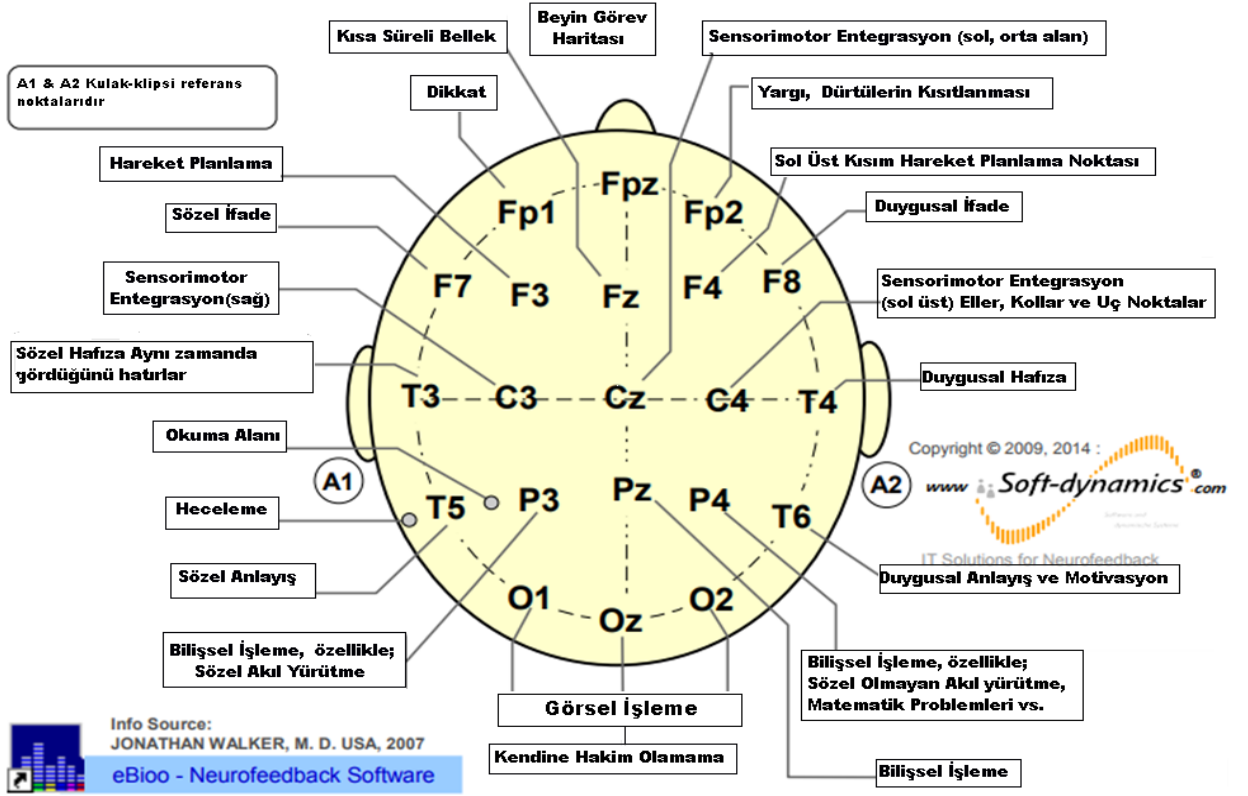
EEG veri kaydı için 32 kanallı Micromed Italy BrianQuick cihazı kullanılmıştır. Deney ortamı ve kullanılan sistem Şekil 2.1’ de sunulmuştur. Kullanılan EEG kep 21 elektrottan oluşmaktadır, bu kepın animasyonlu grafiği ve kepe ait beyin görev haritası Şekil 2.2’ de sunulmuştur.



Şekil 2.1. EEG sistemi a) EEG yükselteç, (b) jel, (c) EEG izolasyon yalıtımı, (d) EEG kep , (e) EEG kayıt ortamı, (f) Pasif ve (g) Anaglyph gözlük



(a)



(b)

Şekil 2.2. EEG kepe (a), Animasyonlu grafiği (b) kepe ait beyin görev haritası [87].

Deneye gelmeden önce, tüm deneklere en az 8 saat boyunca uyumaları, alkol ve sigara kullanmamaları gerektiği konusunda bilgi verilmiştir. Deneklerin vizyon kabiliyetinde hiç bir sorun olmaması dikkete alınmıştır. Deneklerin tümüne deney öncesinde deneysel koşullar hakkında bilgi verilmiştir. Tüm katılımcılardan TV (LG 32 inç) standından yaklaşık bir metre uzaklıkta bulunan sandalyeye oturmaları, televizyon ekranına dalmamaları ve

odaklanmaları, ayrıca gereksiz hareketleri minimum seviyede tutmaları istenmiştir. Veri kaydına başlamadan önce EEG kepi deneklerin kafasına iyice yerleştirilmiştir. EEG sistemi ve saç derisi arasındaki empedans eşleştirme işlemini gerçekleştirmek için şırınga ile jel her elektroda enjekte edilmiştir. Kayıtların TRT Trabzon radyosunun yayın yapmadığı saatlerde alınmasına dikkat edilmiştir. Her deneyi elektrik etkisinden korumak için kullanılan EEG sisteminde izolasyon yalıtımı bulunmaktadır. Kullanılan cihazda, kaydedilen EEG sinyallerini iç ve dış artefaktlardan temizlemek için 0.1-120 Hz arasında bant geçiren filtre kullanılmaktadır. Ayrıca, şebeke gürültüsünü ortadan kaldırmak için 50 Hz' lik çentik filtresi kullanılmıştır.

2.1.2. Homojen ve Hybrid İzleme Senaryosunda Kullanılan Videolar

Homojen için Saw [86] videosunun 2B ve 3B versiyonu ayrı ayrı deneylere izletilmiştir. Hybrid' de 2B' den 3B' ye ve 3B' den 2B' ye random geçişleri olan videoyu tasarlamak için, Saw videosunun 3B versiyonu Xilisoft 3D Video Converter programıyla 2B ye daha sonra tekrar 3B versiyonu IQ mango 3D convertor programını kullanarak 3B anaglif şekline dönüştürülmüştür. 8 saniyelik kısa parçalar İdoo video editor pro ile birleştirilmiştir.

2.1.3. EEG Verilerinin Kaydı

Tüm elektrotlar, kafa derisi üzerine uluslararası 10-20 sistemine göre yerleştirilmişlerdir.Çalışmada 21 EEG elektrotu (Fp1, Fpz, Fp2, F3, F4, F7, F8, C3, C4, Fz, P3, P4, Pz, O1, O2, T3, T4, T5, T6, Oz ve Cz'yi) kullanılmıştır. Cz elektrotu referans olarak seçilmiştir. Tüm elektrotların yerleşimi Şekil 2.2' de gösterildiği gibidir.

Toplam sekiz ve beş kişiden oluşan bir grup homojen senaryo için, dokuz kişiden oluşan otuzlu yaşlarında bir grup ise hybrid senaryosu için deneysel çalışmalara katılmıştır. Deneklerden 3B polarize pasif (sinema tipi) ve hybrid senaryoda anaglif gözlük kullanarak 2B ve 3B video izlemeleri istenmiştir. Test öncesi tüm deneklere deneysel prosedür hakkında bilgi verilmiştir.

2.1.4. Deneysel Prosedür

EEG sinyalleri Karadeniz teknik üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümü

EEG labratuarında, uygun ışık ve nem oranına sahip yaklaşık 40m²' lik bir odada kaydedilmiştir.

2.1.4.1. Homojen İzleme Senaryosu

Üç aşamalı senaryonun ilk bölümünde (izleme aşaması), ortalama yaşı 31 olan sekiz sağlıklı gönüllü teste katılmıştır. EEG sinyal kaydı üç aşamadan oluşmaktadır; Beep sesiyle, biraz rahatlamanın ardından (a), 2B video görüntülenmiştir (b), sinyal kaydı kısa bir süre devam etmiş, bu aşama dinlenme olarak nitelendirilmiştir (c) ve sonrasında deneme sona ermiştir. Aynı adımlar, 3B video için tekrarlanmıştır. 2B ve 3B analiz için testin sadece ikinci aşaması (b) dikkate alınmıştır. Bu senaryoda EEG sinyallerinin güç spektrum analizi gerçekleştirilerek beş EEG frekans bandı arasında baskın ve etkili bantlar seçilmiştir. Sinyal kaydı aşağıdaki adımları içermektedir; 9 sn. rahatlama, 14 sn. 2B/3B videonun izlenmesi ve ardından 9 sn. dinlenme. İzlenen film süresi, katılımcıların görsel ve zihinsel yorgunluğu nedeniyle kısa tutulmuştur. Ayrıca her deney 15 kez tekrar edilmiştir. 2B sinyal kaydından birkaç saniye sonra, aynı adımlar 3B için tekrarlanmıştır. EEG kaydı için 512 Hz örnekleme frekansı seçilmiştir. 21 kanaldan (Fp1, Fpz, Fp2, F3, F4, F7, F8, C3, C4, Fz, P3, P4, Pz, O1, O2, T3, T4, T5, T6, Oz ve referans olarak Cz) EEG kaydı alınmasının ardından, tüm kayıtların ön işleme yapılmıştır. Tüm EEG kayıtları 4 sn.' lik epoklara ayrılmıştır. SAW video homojen senaryosunun izleme aşaması için kullanılan veri seti Tablo 2.1' de gösterilmiştir. Bu senaryo 2B teknolojisinin 3B' ye kıyasla insan beyni dalgaları üzerindeki etkilerini ayrıntılı olarak ortaya çıkarmak için yapılmıştır. EEG beyin sinyalleri kullanılarak 2B ve 3B video izlemenin beyin sinyalleri üzerindeki etkileri incelenmiştir.

Tablo 2.1. SAW video homojen senaryonun izleme aşaması için veri seti

SAW (izleme) (4 sn. epoklar)	Toplam 630 epok	315 epok sınıf 1 için, 315 epok sınıf 2 için	158 eğitim epoğu, 157 test epoğu
---------------------------------	-----------------	--	----------------------------------

Homojen izleme senaryosunun ikinci bölümünde (dinlenme aşaması) bir 2B ve 3B filmi izlemeden önce ve sonra neler olduğunu ve bu durumun insan beyninin güç spektral yoğunluğunu nasıl etkilediğini incelemek için beş üyeli bir test grubu düzenlenmiştir. 2B ve

3B film izlemeden önce ve sonra beş kişinin EEG kayıtları alınmıştır. 2B, 3B EEG kaydının ardından, bu kayıt üç aşamaya ayrılmıştır. Bu aşamalar rahatlama, izleme ve dinlenmeden oluşmaktadır. Bu kıyaslama analizi, I. 2B film izlemeden önce ve sonra (R2b ve R2a), II. 3B film izlemeden önce ve sonra (R3b ve R3a) ve III. 2B/ 3B dinlenmeyi (R2a ve R3a) kapsamaktadır. Bu senaryoda EEG sinyallerinin güç spektrum analizini yaparak beş EEG frekans bantları arasından baskın ve etkili bantlar seçilmiştir. Ayrıca her deney 15 kez tekrar edilmiştir. Örnekleme hızı ve EEG kep özellikleri bir önceki bölümde bahsedildiği şekilde seçilmiştir. Sinyal kaydından sonra, 4 sn.' lik epoklar kullanılmıştır. SAW video homojen dinlenme aşaması için veri seti Tablo 2.2' de gösterilmiştir SAW videosunun ekran görüntüsü Şekil 2.3' de gösterilmiştir.

Tablo 2.2. SAW video homojen dinlenme aşaması için veri seti.

SAW (dinlenme) (4 sn. epoklar)	Toplam 330 epok	165 epok sınıf 1 için, 165 epok sınıf 2 için	83 eğitim epogu, 82 test epogu
-----------------------------------	-----------------	--	--------------------------------



Şekil 2.3. SAW videosunun ekran görüntüsü

2.1.4.2. Hybrid İzleme Senaryosu

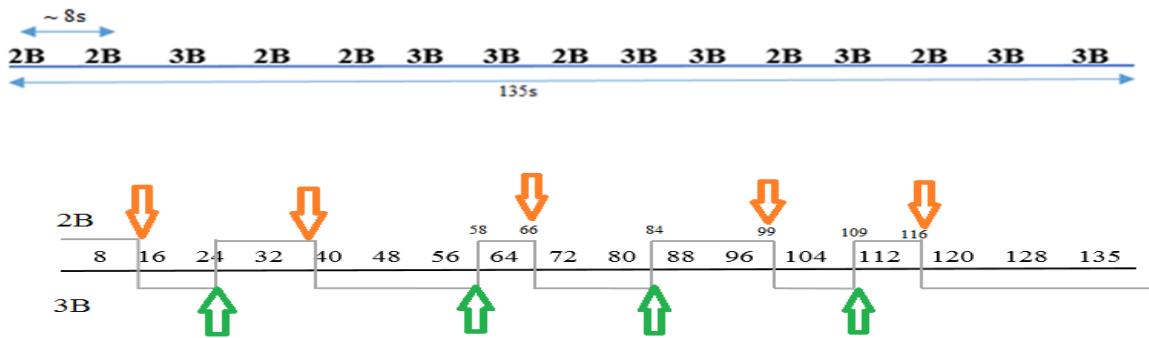
2B videodan 3B' ye ve 3B' den 2B ye geçişleri içeren videoda toplam 9 sağlıklı birey bu test için hazırlanmıştır. Random olarak 2B' den 3B' ye, 3B' den 2B' ye, 2B' den 2B' ye ve 3B' den 3B' ye geçişleri olan 135 saniyelik video tüm kişilere izletilmiştir. Bu senaryo'nun amacı farklı geçişleri olan EEG parçalarını analiz etmek ve sınıflandırabilmektir. 2B ve 3B videonun aynı videoda izlenilebilmesi için gözlüğün çalışma şartının Tv sistemine bağlı olmaması gerekmektedir. Bu nedenle anaglyph gözlük bu senaryo için uygun görülmüştür. Geçiş (Transition) analizinde 2B' den 3B' ye ve 3B' den 2B' ye geçiş anlarını analiz etmek ve sınıflandırabilmek için 5 saniyelik epoklar oluşturulmuştur. Bu epok aralığı Tablo 2.3' de sunulmuştur. 2B' den 3B' ye 5 geçiş ve 3B' den 2B' ye 4 geçişimiz olduğu için ve her bireyden 5 kere kayıt alınıp toplam 45 epok analiz edilmiştir. Ayrıca kararlı (steady state) durum için 2B' den 3B' ye 5 ve 3B' den 2B' ye 5 aralık dikkate alınmaktadır. Böylece kararlı durumda 50 epok var olmaktadır. 4 sn.' lik aralıklar Tablo 2.4' de gösterilmiştir.

Tezin homojen ve hybrid senaryosunun EEG kaydı Şekil 2.4 ve Şekil 2.5' de sunulmuştur. Şekil 2.5' de 2B' den 3B' geçişleri turuncu ve 3B' den 2B' ye geçişler yeşil oklarla gösterilmektedir. Bu geçişleri kapsayan aralığı dikkate alarak geçiş (Transition) analizi yapılmıştır. Daha sonra bu kritik anı (geçiş) devre dışı bırakarak 2B ve 3B kararlı durumu (Steady-state) analize alınmıştır.

Hybrid videoda anaglif SAW videosunun ekran görüntüsü Şekil 2.6' da gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Homojen senaryonun EEG kaydı



Şekil 2.5. Hybrid senaryonun EEG kaydı

Tablo 2.3. Geçiş (Transition) anını kapsayan pencerelerin epok uzunluğu.

2B'den 3B'ye 5s pencere aralığı	3B'den 2B'ye 5s pencere aralığı
13-18, 37-42, 63-68, 96-101, 113-118	21-26, 55-60, 81-86, 106-111

Tablo 2.4. Kararlı (Steady-state) durumlarını kapsayan pencerelerin epok uzunluğu.

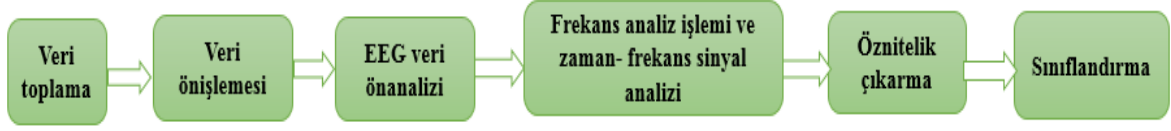
2B'den 3B'ye 4s pencere aralığı	3B'den 2B'ye 4s pencere aralığı
9-13, 33-37, 60.5-64.5, 92-96, 110.5-114.5	17.5-21.5, 51-55, 77-81, 102-106, 122-126



Şekil 2.6. Hybrid videoda anaglyf SAW videosunun ekran görüntüsü

2.2. Kullanılan Yöntemler

EEG veri analizi için genel blok diyagram Şekil 2.7' de sunulmuştur. Veri toplama işleminden sonra diyagramda her blok aşağıdaki bölümlerde ayrıntılı olarak anlatılmıştır.



Şekil 2.7. EEG data analizi

2.2.1. Ön İşleme

Ön işleme EEG sinyal işlemede önemli bir adımdır. Ön işleme teknikleri, istenmeyen artefaktların EEG sinyalinden kaldırılmasına yardımcı olur ve bu nedenle sinyal-gürültü oranını iyileştirir. Ön işleme bloğu, gürültüyü gerçek sinyalden ayırarak sistemin performansını artırmaya yardımcı olur. Aslında EEG verileri için ön işlemenin gerekli olmasının birkaç nedeni vardır. Her şeyden önce, kafa derisinden toplanan sinyaller, uzamsal bilgiler kaybedildikçe, beyinden kaynaklanan sinyallerin kesin bir gösterimi olmayabilirler. İkincisi, EEG verileri zayıf EEG sinyallerini gizleyebilen çok fazla gürültü içerir. Yanıp sönme veya kas hareketi gibi artefaktlar verileri kirletebilir ve resmi bozabilir. Son olarak, ilgili sinir sinyallerini EEG kayıtları sırasında meydana gelen rastgele sinirsel aktiviteden ayrılması da istenmektedir. Ön işlemede çok farklı teknikler kullanılmaktadır, örneğin, Bileşen seçimi (Component selection), Epoching, Filtering, Altörnekleme (Downsampling), Differencing, Detrending, Normalizasyon (Normalization). Bu başlık altında bu tezde EEG sinyallerini temsil etmek için kullanılan ön işleme teknikleri kısaca açıklanmıştır.

EEG cihazında bulunan bant geçiren filtre ve çentik filtre uygulamasının yanı sıra ayrıca ön işleme tekniği olarak ortalama alma, filtreleme ve normalizasyon yöntemleri kullanılmıştır. Her kanalda gürültü seviyesini minimuma indirmek için denemelerin ortalaması alınmıştır. Ardından, hat gürültüsünü bastırmak için 50 Hz çentik filtresi uygulanmıştır. Gürültü sinyalini temizlemek için 1-55 Hz frekans aralığında üçüncü dereceden sıfır fazlı Butterworth bant geçişi filtresi kullanılmıştır. Doğrusal olmayan faz etkileri bu şekilde en aza indirilmiştir. Filtre sırası deneysel olarak üç seçilmiştir. Normalizasyon yöntemi konusunda, EEG aktivitesini farklı bireylerde veya farklı kanallar arasında karşılaştırabilmek için sinyal normalleştirilmelidir. Ayrıca, sinyallerin genliği sınıflandırma performansını doğrudan etkileyebilir. Bu nedenle, benzer koşullar elde etmek ve büyüklük değişiminin etkisini azaltmak için epoklar normalleştirilmiştir. Bu tezde her epok için denklem 1 [88] normalizasyon tekniği olarak kullanılmıştır.

$$X_N = \frac{x - \bar{x}}{\sigma} \quad (1)$$

Burada, x , \bar{x} , σ ve X_N , sırasıyla orijinal epok, orijinal epoğun ortalama ve standart sapmasını ve normalize epogu işaret etmektedir.

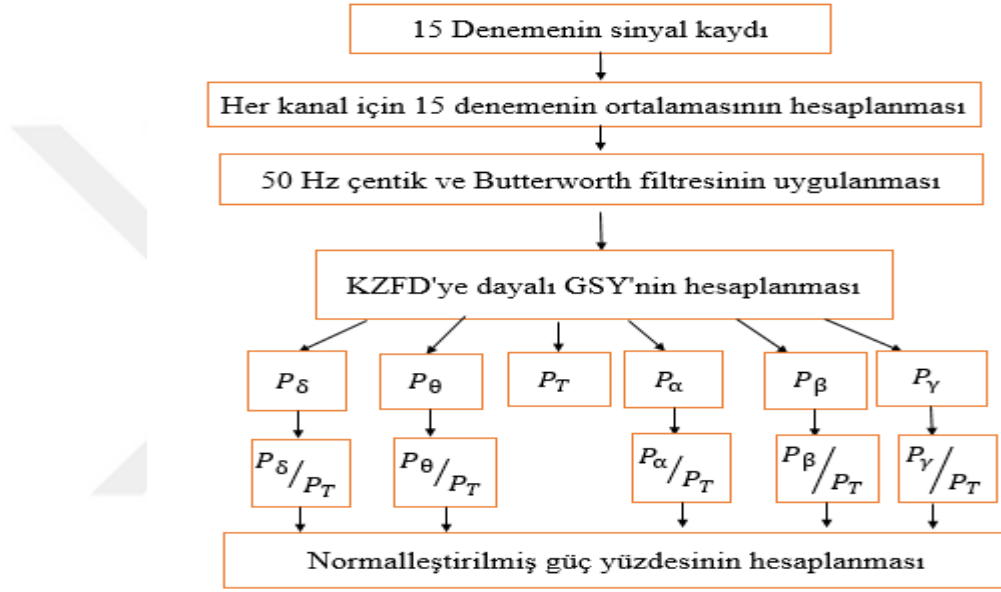
2.2.2. EEG Veri Ön Analizi

EEG veri ön analizi her senaryo için ayrıntılı olarak sunulmuştur. Bu ön analiz genel olarak EEG genlik-zaman ve güç-frekans ön analizi olarak ikiye ayrılmıştır.

I. Homojen izleme senaryosu

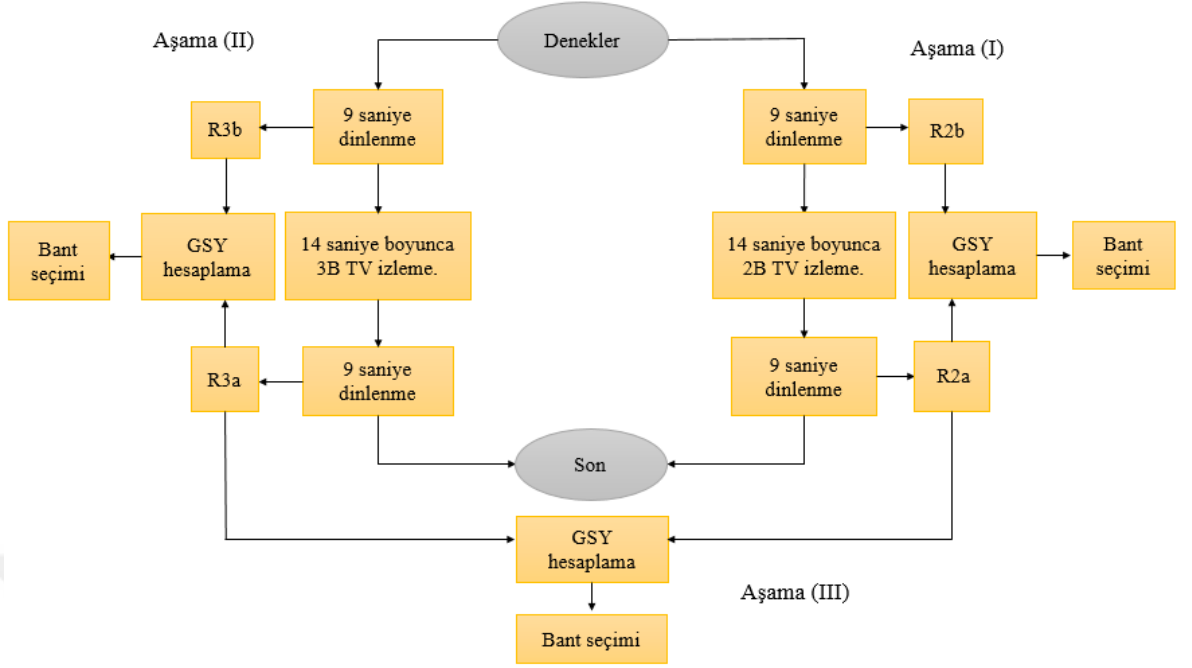
Video izleme: Her denemenin süresi 14 saniye olarak kabul edilmiştir. Her bir kanal için 15 denemenin ortalaması alınmıştır. Ardından, hat gürültüsünü bastırmak için 50 Hz' de çentik filtresi uygulanmıştır. Gürültü sinyalini temizlemek için 1-55 Hz frekans aralığında üçüncü dereceden sıfır fazlı bant geçiren Butterworth filtresi seçilmiştir. Doğrusal olmayan faz etkileri bu şekilde en aza indirilmiştir. Sabit olmayan EEG sinyalinin güç dağılımını göstermek için, KZFD dayalı GSY kullanılmıştır. Frekans analizinde KZFD dayalı GSY hesaplanması ve spectrogram grafiği ilerlediğimiz bölümde detaylı olarak gösterilmiştir. Bu dönüşüm, pencere işlevini kullanarak frekans-zaman uzayında güç dağılımını gösterir. Spektral güç yoğunluğunu hesaplamak için birkaç pencere vardır, ancak beyin sinyallerinin ön görülemeyen doğası nedeniyle, düzleştirme ve yumuşama davranışına sahip bir Hanning penceresi seçilmiştir. Uygun zaman ve frekans çözünürlüğüne için, sinyalin frekans aralığına bağlı olarak, pencerenin uzunluğu 512 örnek uzunluğu olarak seçilmiştir. Pencerenin üst üste gelmesi için (overlapping) "pencere boyutu -1" olarak kabul edilmiştir. EEG sinyalinin GSY hesaplanması; P_T , 1 ila 49 Hz frekans aralığındaki toplam güç yoğunluğunu temsil eder. Bu değişken, GSY eğrisi altındaki alanı hesaplayarak elde edilmiştir. Bu amaçla MATLAB 'trapz' komutu kullanılmıştır. P_δ , P_θ , P_α , P_β ve P_γ sırasıyla 1-4, 4-8, 8-13, 13-30 ve 30-49 Hz' deki güç yoğunluğudur. Her bant için gücün toplam güce oranı hesaplanmıştır. Ardından, normalleştirilmiş güç yüzdesi dikkate alınmıştır. Bu adımlar 2B ve 3B için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Sonuç olarak 20 kanal için her modda 20×5 boyutlu bir matris elde edilmiştir. 2B ve 3B için elde edilen matrisi değerlerinin birbirlerinden farkları hesaplanarak (2B-3B), film izlemedeki beyin davranışlarının tahmin edilebileceğini ön görmekteyiz. Bu

adımlar, Şekil 2.8' deki bant seçim akış şemasında gösterilmiştir. Sonuçları karşılaştırarak, baskın bantlar belirlenmiştir. 2B ve 3B normalize güç farklarını hesapladıktan sonra, sayının işaretine bağlı olarak, 2' den büyük fark değerleri çalışmamız için anlamlı olarak seçilmiştir. Tüm katılımcıların sonuçlarını inceledikten sonra, bu gereksinimi karşılayan kanal grubu seçilmiştir. Gama bandında, 2B ve 3B güç spektrumu farkı için anlamlı fark gözükmediği için dikkate alınmamıştır. Sonuçlar göz önüne alındığında, homojen senaryo izleme aşaması için δ ve θ bantları baskın bant olarak seçilmiştir.



Şekil 2.8. Homojen senaryo izleme aşaması akış şeması

Video izlemeden önce ve sonra: Aynı adımları tekrar ederek rahatlık ve dinlenme aşamalarında, 2B/ 3B EEG güç farklılığı, EEG bandlarında yani delta (δ), teta (θ), alfa (α), beta (β) ve gama (γ) dahil olmak üzere beyin bölgelerinin tüm kanallarında analiz ve karşılaştırılmıştır. Bant seçiminin akış şeması, Şekil 2.9' da verilmiştir. 2B analizde δ , θ , α ve β baskın bantlar olarak gösterilmiştir, 3B' de, δ , θ ve α ve 2B/ 3B' de δ ve α anlamlı ve baskın bantlar olarak seçilmiştir.



Şekil 2.9. Homojen senaryo video izlemeden önce ve sonra bant seçiminin akış şeması

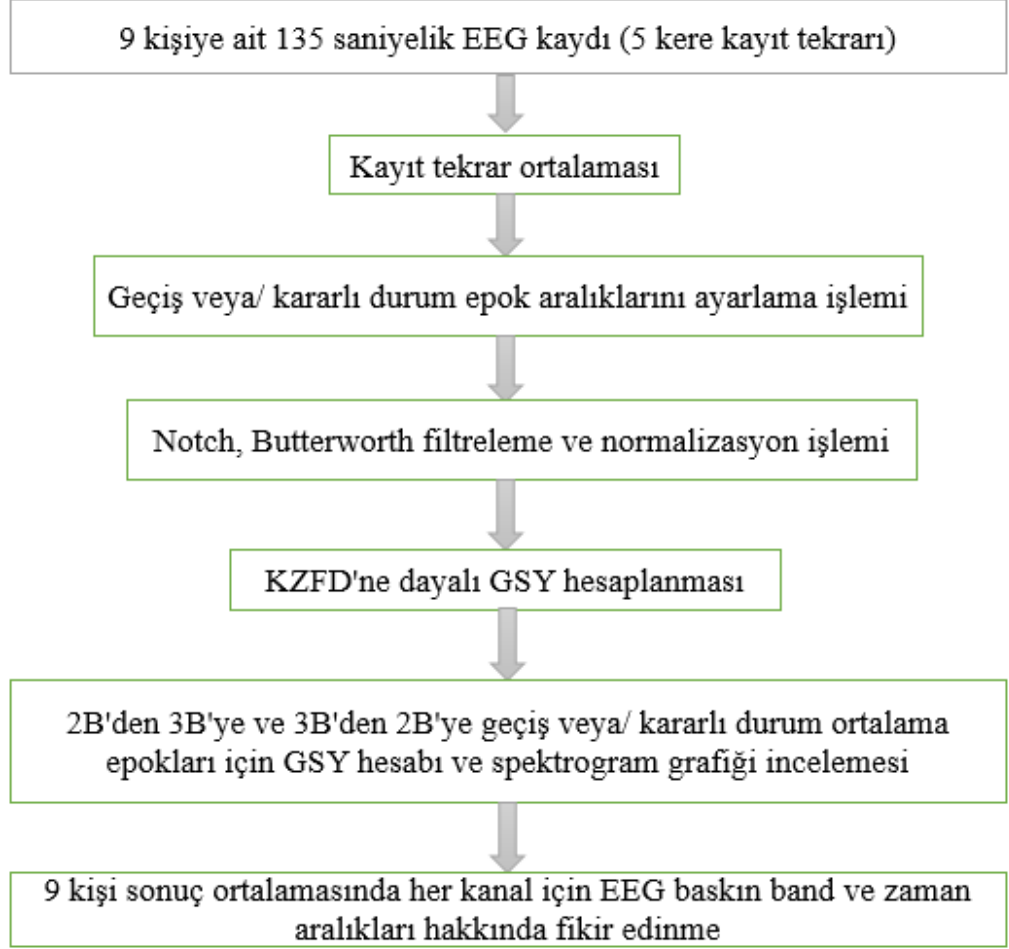
II. Hybrid izleme senaryosu

II. senaryo' nun EEG veri ön analizini özetleyen akış şeması Şekil 2.10'da gösterilmiştir. Veri ön işleme analizi, Fp2 kanalı için ham ve işlenmiş EEG verisi olarak Şekil 2.11' de sunulmuştur. EEG veri ön analiz şeması genlik-zaman (örnek sayısı/örnekleme frekansı) ve güç-frekans analizlerini kapsamaktadır.

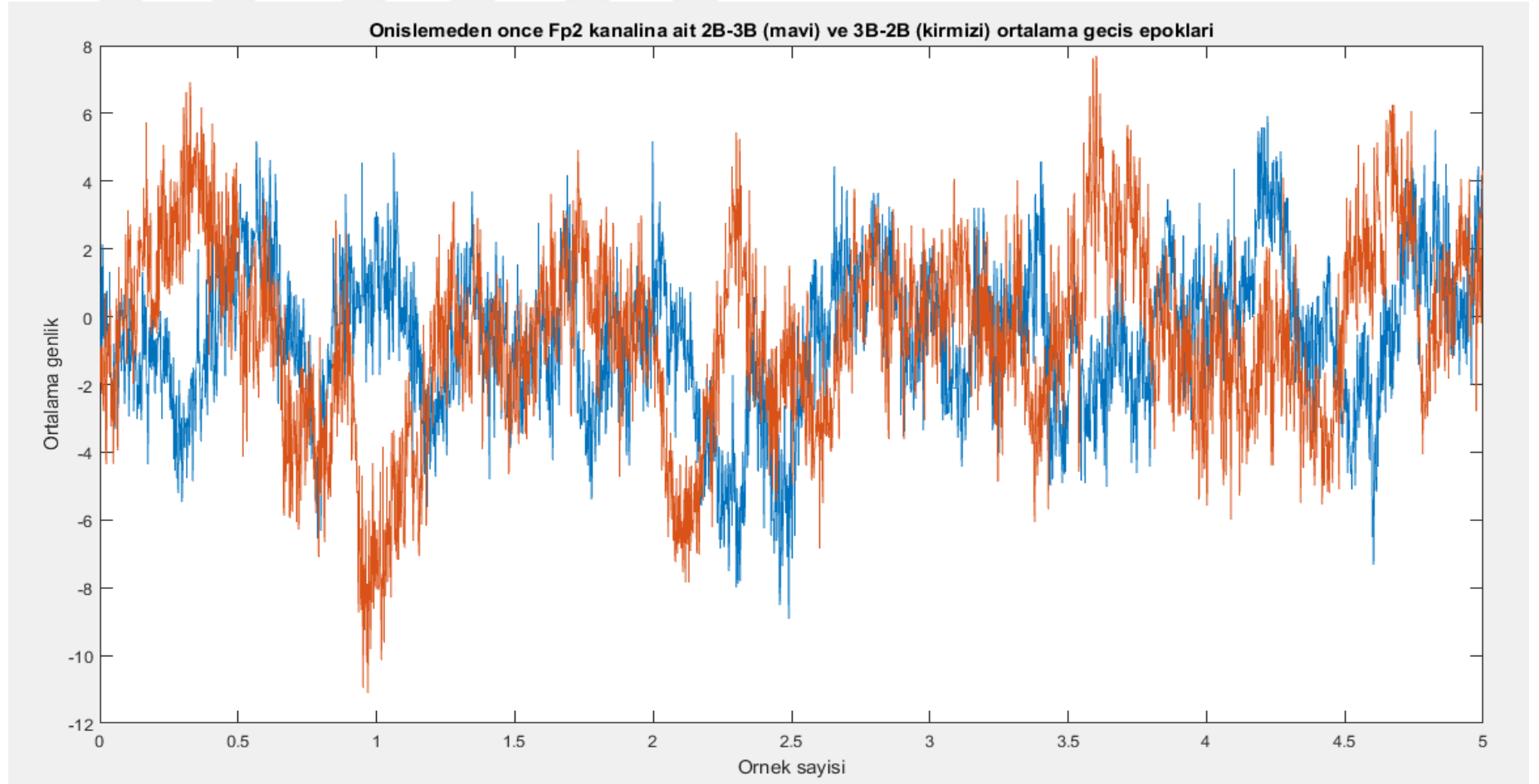
EEG genlik-zaman ön analizi: EEG sinyallerinin ön analizi için zaman uzayında (örnek sayısı/örnekleme frekansı) normalleştirilmiş ortalama genlik (NOG) davranışı 2B' den 3B' ye ve 3B' den 2B' ye geçiş (Transition) 5 saniyelik ortalama epokları için örnek olarak sırasıyla Fp1, Fpz, Fp2, F3, F4, F7, F8, C4, C3 ve Fz kanalları için Şekil 2.12 ve Şekil 2.13' de sunulmuştur.

EEG güç-frekans ön analizi: EEG sinyalleri' nin güç-frekans analizi için KZFD' ne dayalı GSY hesaplanması yapılmıştır. 2B' den 3B' ye (2B_3B) ve tersi için (3B_2B)' ye geçiş ve kararlı durumda KZFD' nin spektrogram grafiğine dayalı EEG bant değerlendirmesi yapılmıştır. 2B_3B ve 3B_2B' epok ortalamasına dayanan 9 kişi için ortalama güç spektrum yoğunluğunun farkı örnek olarak Fpz, Fz ve T3 kanalları için geçiş durumunda Şekil 2.14' de sunulmuştur. Spektrogram grafiklerine bakarak delta bandı iki durumda da öznel olarak

seçimi için baskın band olarak dikkate alınmıştır.



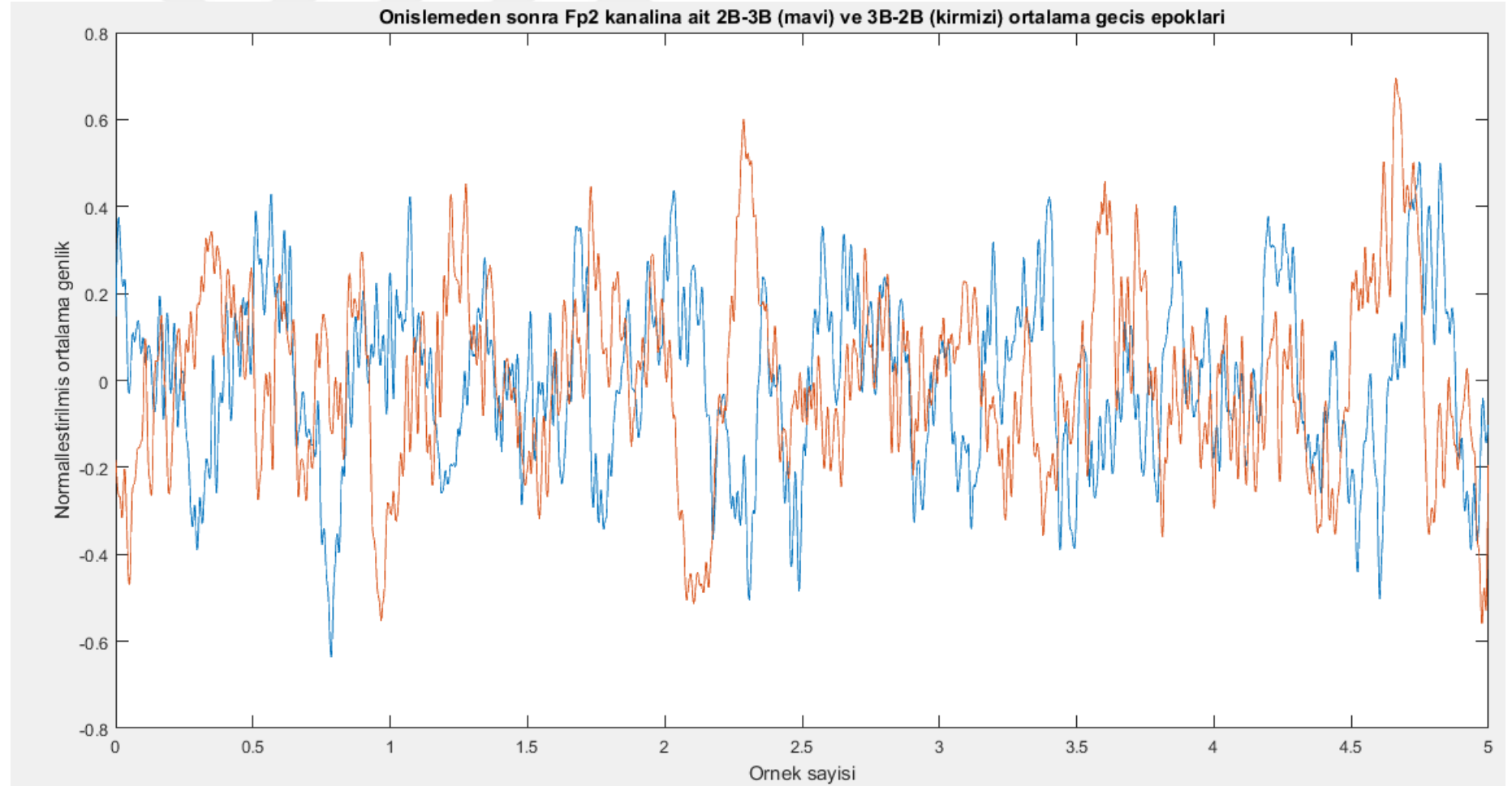
Şekil 2.10. Hybrid izleme senaryosunda EEG veri önanalizini özetleyen akış şeması



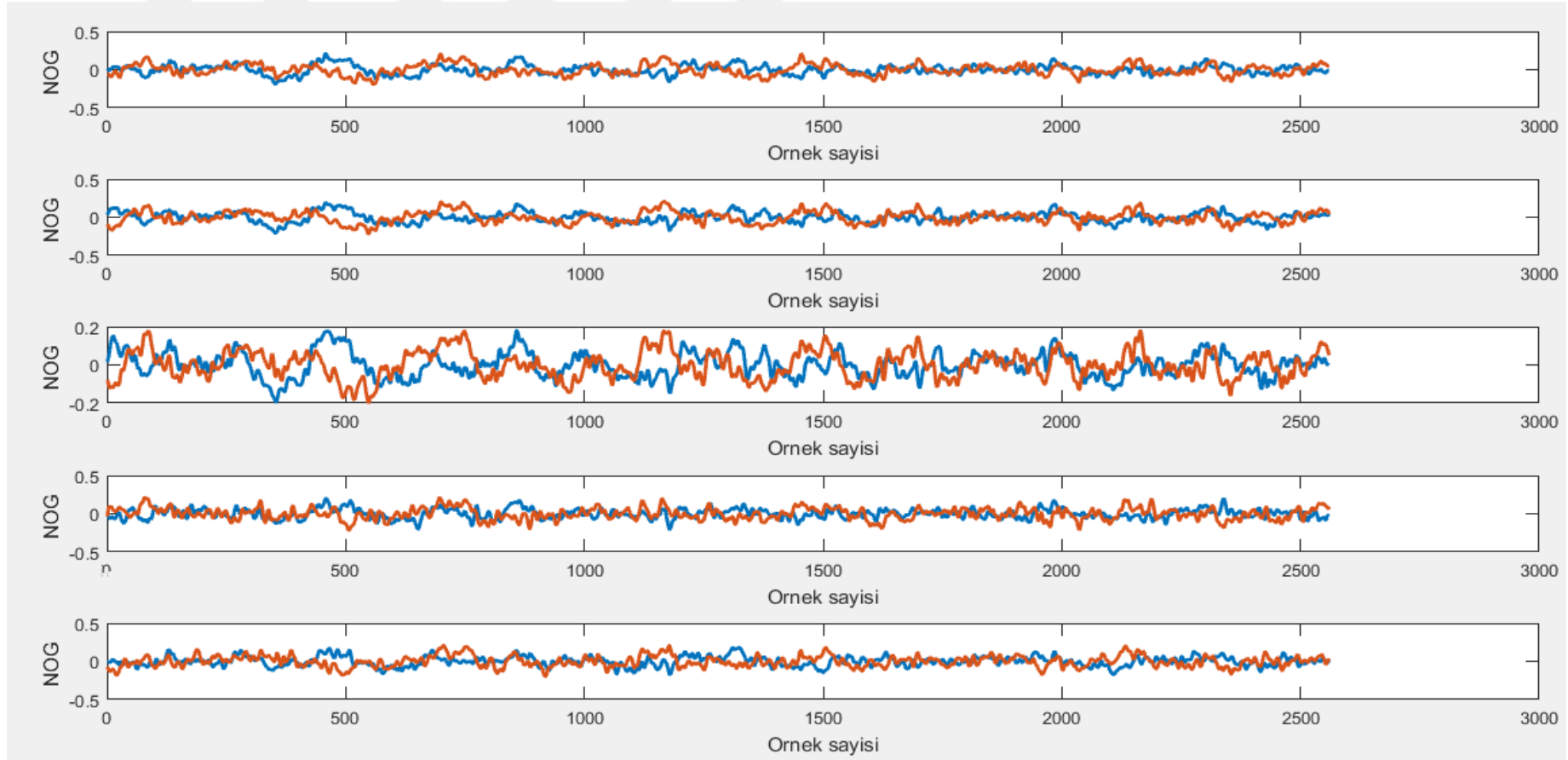
(a)

Şekil 2.11. Fp2 kanalı için veri ön işleme analizi, ham data (a) ve işlenmiş EEG verisi (b)

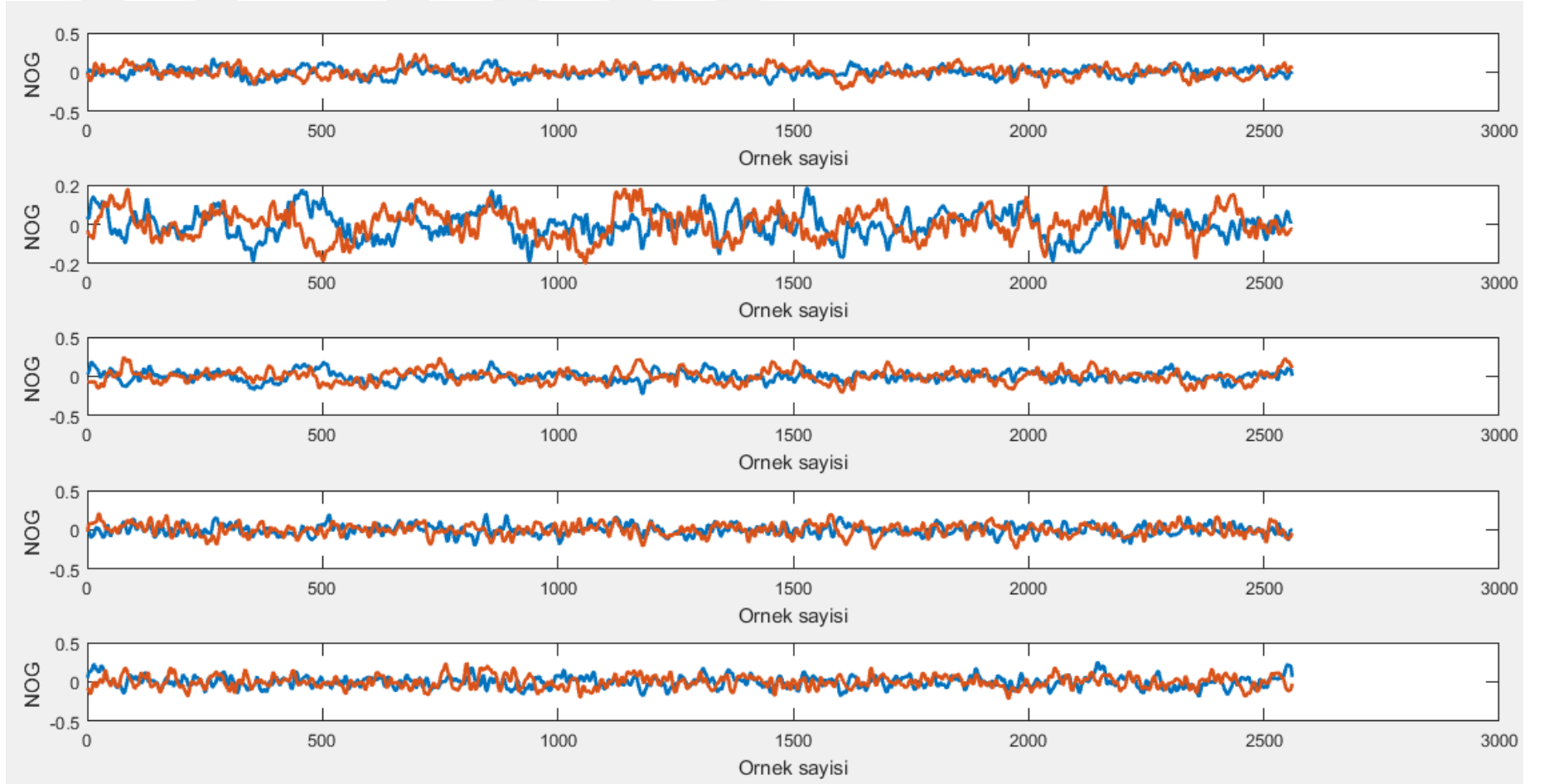
Şekil 2.11' in devamı



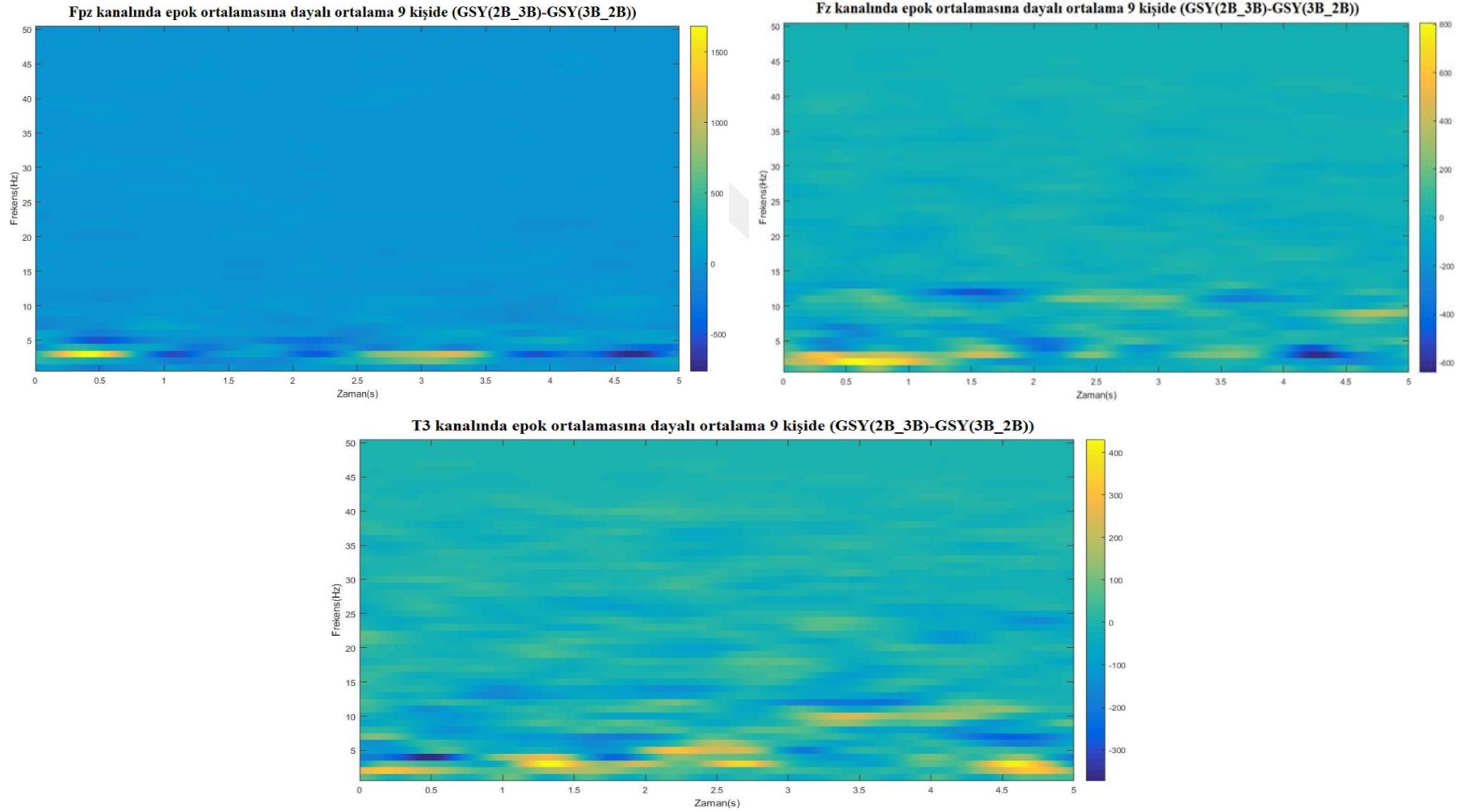
(b)



Şekil 2.12. 5 saniyelik ortalama EEG epokları için, 2B_3B' ye ve 3B_2B' ye geçiş (Transition) durumlarında Fp1, Fpz, Fp2, F3, ve F4' de normalleştirilmiş ortalama genlik davranışları



Şekil 2.13. 5 saniyelik ortalama EEG epokları için 2B_3B' ye ve 3B_2B' ye geçiş (Transition) durumunda F7, F8, C4, C3, ve Fz' de normalleştirilmiş ortalama genlik davranışları



Şekil 2.14. Fpz ve Fz ve T3 kanallarında, 2B_3B ve 3B_2B' ye epok ortalamasına dayanan 9 kişi için ortalama güç spektrum yoğunluğu'nun farkı (geçiş durumunda)

2.2.3. Frekans Analiz İşlemi

2.2.3.1. Ayrık ve Hızlı Fourier Dönüşümü

Ayrık Fourier Dönüşümü (AFD), dijital sinyal işlemede sonlu bir zaman-sinyalinin spektrumunu hesaplayan en önemli araçlardan biridir. Sinüzoidlerdeki bilgiyi bir sinyal şekline kodlamak çok yaygındır. Bununla birlikte, bazı uygulamalarda, bir zaman domaininin dalga formunun şeklinden ziyade, sinyalin frekans içeriğinin daha faydalı bilgiler taşıdığı görülmektedir. Dijital bir sinyalin frekans alanındaki frekans bileşeni cinsinden gösterimi önemlidir. Zaman alanı sinyallerini frekans alanı bileşenlerine dönüştüren algoritma, ayrık Fourier dönüşümü veya AFD olarak bilinir. Basit ama oldukça zaman alıcı bir algoritmadır. AFD, bir sinyalin frekans spektrumunu hesaplama, kısmi diferansiyel uygulamaları çözme, radar ekolarından hedeflerin tespiti, korelasyon analizi, hesaplama polinomu çarpımı, spektral analiz ve diğerleri gibi birçok uygulamada birçok dijital işleme sisteminde kullanılabilir.

HFD, AFD ile neredeyse aynı sonuçları veren ve AFD' nin bir uygulamasıdır, ancak hesaplama süresini önemli ölçüde azaltan inanılmaz derecede daha verimli ve daha hızlıdır. Bu teknik sadece AFD'nin hızlı ve verimli bir şekilde hesaplanması için kullanılan bir hesaplama algoritmasıdır. Çeşitli hızlı AFD hesaplama teknikleri, hızlı Fourier dönüşümü veya HFD olarak topluca bilinir. HFD, bir sinyali zaman alanından frekans alanına dönüştürür. Temel olarak, herhangi bir zamana bağlı sinyal, sinüzoidlerin şeklinden bozulabilir. Bu şekilde, uzun ve gürültülü EEG kayıtları, bir frekans güç spektrumunda uygun bir şekilde çizilebilir. Bunu yaparak, gizli özellikler belirgin hale gelebilir. Tüm sinüzoidleri HFD' den sonra ekleyerek, orijinal sinyal geri yüklenebilir, böylece hiçbir bilgi kaybedilmez. Herhangi bir periyodik dalga biçimi, uygun frekans ve genlikte bir dizi sinüs dalgası eklenerek üretilebilir. HFD karmaşık bir dalga biçimine benziyor ve bu frekansları ve genlikleri hesaplıyor. Sonuç, frekansa karşı genliği çizen yeni bir eğridir. Böylece, sinyali zaman alanından frekans alanına dönüştürür, [89]. Bu dönüşüm denklem 2 olarak tanımlanmıştır. Bu işleme yöntemi, analiz edilmesi ve diğerlerinden ayırt edilmesi kolay olan bir dalga formu üretebilir [90]. AFD, yalnızca T örnek zamanları (örneğin, sonlu bir veri dizisi) ile ayrılan örneklerde bilinen sinyaller için sürekli Fourier dönüşümü ile eşdeğerdir. Ayrık Fourier dönüşümü denklem 3' de

gösterilmiştir. Ayırık zamanlı sinyallerin spektrum analizi için yaygın olarak kullanılmaktadır.

$$X(f) = F\{x(t)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt$$

(2)

$$X_k = \sum_{i=0}^{n-1} x_i e^{-j2\pi ik/n} \quad \text{for } k=0,1,\dots,n-1$$

(3)

Denklem 2' de, $x(t)$, zaman domaini' nin sinyali ve $X(f)$, Fourier Dönüşümüdür; Denklem 3' de, x giriş dizisi, X DFT' sidir ve n örnek sayısıdır [91].

Hızlı Fourier Dönüşümü, AFD' nin optimize edilmiş bir uygulamasıdır, çünkü AFD teorik olarak hesaplama açısından çok yoğundur [92]. HFD, AFD' nin hızlı hesaplanması için algoritmalar topluluğudur. HFD, kiliselerde ve konser salonlarında akustik ölçümler için yaygın olarak kullanılmaktadır. HFD' nin diğer uygulamaları arasında analog video ölçümlerinde spektral analiz, büyük tamsayı ve polinom çarpımı, filtreleme algoritmaları, hesaplama izotopik dağılımları, Fourier serisi katsayılarını hesaplamak, düşük frekanslı gürültü üretmek, yoğun yapısal matrisler yapmak, görüntü işleme ve daha fazlası sayılabilir.

Fourier dönüşümünün ve onun ayırık bir versiyonunun dezavantajı, yüksek gürültü hassasiyetinden zarar görmeleri ve tam olarak frekans çözünürlüğü için uzun periyotlu verilere ihtiyaç duymalarıdır. AFD' nin popüler kılan en büyük avantajı basit yapısıdır. Dijital biçimde kolayca uygulanabilir ve verilen bir sinyalin farklı bileşenlerinin tam ayrışmasını sağlarken yüksek bir hesaplama kapasitesi gerektirmez. Ancak, çeşitli dezavantajlara sahiptir. Bir kaç harmonik ile birlikte bilinen bir frekansa sahip bir dc bileşeninden ve temel bir bileşenden oluşan giriş sinyalinin belirli bir frekans spektrumunu varsaymaktayız. Bu nedenle, bu varsayımdan sapma meydana geldiğinde, AFD, sinyalin frekans alanındaki tam bir ayrışmasını sağlama yeteneğini kaybeder [93]. AFD' nin bir başka eksikliği, temel frekans ve örnekleme oranındaki değişikliklere karşı duyarlılığıdır. AFD katsayılarının yorumlanması, temel frekans, örnekleme hızı ve pencere uzunluğu için sabit ve bilinen bir değer varsaymaktadır. Bu parametrelerde meydana gelen herhangi bir sapma yanıltıcı bilgilere yol açabilir [94].

AFD tabanlı yöntemlerin eksiklikleri göz önüne alındığında, alternatif sinyal analizi yöntemlerini geliştirmek için büyük çaba sarf edilmiştir. Bu tür çabaların örnekleri bilim alanında boldur. Dalgacık analizi [95], en küçük kareler temelli yöntemler [96], Kalman filtreleme [97] ve durum tahmin yöntemleri [98] sadece birkaç örnektir. Bu çabalar, AFD' nin bazı eksikliklerini ortadan kaldırmasına rağmen, genellikle HFD' nin sadeliğini göstermemektedirler.

2.2.3.2. Zaman-Frekans Sinyal Analizi

Sinyal işlemede, zaman-frekans analizi, geçici ve istatistikleri zamanla değişen sinyalleri karakterize etmek ve değiştirmek için kullanılan teknik ve yöntemler bütünüdür. Zaman-frekans analizi, genellikle düzenli zaman aralıklarında bir spektrum hesaplayarak, çeşitli sinyal frekanslarının mevcut olduğu zamanı tanımlar. Bir sinyale zaman-frekans dönüşümü uygulamanın en büyük yararlarından biri, sinyalin yapısını netleştiren frekans değişimlerinin örüntülerini keşfetmektir. Zaman-frekans analizinin bir diğer önemli kullanımı, gürültüye bağlı sinyallerde rastgele gürültüyü azaltmaktır.

2.2.3.2.1. Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD)- Spektrogram

“Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü” olarak da bilinen bir sonogram, kayan bir geçici pencere kullanarak Fourier spektrumlarını hesaplayarak oluşturulan iki boyutlu bir görüntüdür. KZFD zaman-frekans gösterimi için doğrusal bir yaklaşım izler. Pencerenin genişliğini ayarlayarak, sonuçtaki spektrumun zaman çözünürlüğünü belirleyebilir. Daha dar pencereler daha iyi zaman çözünürlüğü ama daha düşük frekans çözünürlüğü sağlarken, daha geniş pencereler tam tersini sağlayacaktır. İstenmeyen çapraz terimlerin yokluğu [99] ve hesaplama basitliği [100] KZFD' nin pratikte yaygın kullanımında ana faktörlerdir. Daha hızlı işlemcilerin gelişmesiyle birlikte, KZFD tekniklerinin etkinliği daha az önem kazanmıştır. Bununla birlikte, sinyallerin zaman frekansı içeriğini çapraz terimlerden arındırılmış olarak gösterme yeteneği, KZFD tekniklerinin diğer zaman-frekans dağılımlarına göre hala en büyük avantajıdır. Birçok önemli özelliği arasında, KZFD sonuçta ortaya çıkan dağılımın yorumlanmasını kolaylaştıran temel bir özelliğe sahiptir: yani hem zaman hem de frekansta büyüklük-değişken kayma değişmezliği [101].

KZFD' nin hem zaman hem de frekansta büyüklük-değişken kayma değişmezliği özelliğine sahip tek doğrusal dağılım olduğunu kanıtlanmıştır.

KZFD yöntemi, $x(t)$ sinyalinin yarı-durağan olduğunu varsayar ve pencereleli sinyalin Fourier dönüşümünü alarak sinyali analiz eder. Bu yöntem, atom denilen temel bileşenler üzerindeki sinyali ayrıştırır. Her atom $h(t)$ penceresinden zamanın çevirisi ve frekansın çevirisi (modülasyon) ile elde edilir. $x(t)$ sinyali için KZFD denklem 4 gibi tanımlanır [102]:

$$X(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)h(t - \tau)e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (4)$$

$h(t)$, sürgü analizi penceresidir. Sinyalin pencerelenmesi, frekans çözünürlüğüne karşı zaman çözünürlüğünde bir uzlaşmaya yol açar. $P_x(t, f)$, kısa süreli Fourier dönüşümünün gücünü ifade eder ve denklem 5' de tanımlandığı gibi kısa süreli Fourier dönüşümünün genlik karesine eşittir.

$$P_x(t, f) = |X(t, f)|^2 \quad (5)$$

n ve k zaman ve frekans uzayı endekslerini, x giriş sinyalini, h pencere fonksiyonunu, m pencere uzunluğunu ve $X(n, k)$ kısa süreli ayırık Fourier dönüşümünü temsil etmek üzere bu dönüşüm denklem 6' de verildiği gibi hesaplanır.

$$X(n, k) = \sum_{m=0}^{N-1} x(m)h(n - m)e^{-j2\pi mnk/N} \quad (6)$$

Pencere fonksiyonu olarak tezde Hanning penceresi kullanılmıştır. w , Hanning pencere fonksiyonunu göstermektedir ve $w(n) = 0.5(1 - \cos(2\pi n/N))$, $0 \leq n \leq N$ şeklindedir.

KZFD' nin kare modülünü göz önüne alırsak, bölgesel olarak pencereleli sinyalin spektral enerji yoğunluğu olan spektrogramı alırız. Bu EEG sinyalin güç spektrum yoğunluğu Gauss pencere fonksiyonuna sahip KZFD spektrogram yöntemiyle

hesaplamıştır. Spektrogram ikinci dereceli bir gösterimdir. KZFD spektrogram, KZFD tarafından üretilen katsayılarının normalize kare büyüklüğüdür. Normalleştirme, KZFD spektrogramının Parseval'in enerji koruma özelliğine uymasını sağlar, yani KZFD spektrogramındaki enerjinin orijinal zaman-alan sinyalindeki enerjiye eşittir. KZFD spektrogramıyla, KZFD spektrogramındaki yüksek frekanslarda düşük enerji yoğunluğunu arayarak sinyalin makul şekilde aşırı örneklenip örneklenmediğini görebiliriz.

2.2.3.2.2. Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD)

Sayısal ve fonksiyonel analizde, ADD dalgacıkların ayrı ayrı örneklendiği herhangi bir dalgacık dönüşümüdür. Fourier dönüşümü bir sinyali bir karmaşık sinüzoid ailesine dönüştürürken, dalgacık dönüşümü bir sinyali dalgacık ailesinin içine dönüştürür. Simetrik, pürüzsüz ve düzenli olan sinüzoidlerin aksine, dalgacıklar simetrik veya asimetrik, keskin veya pürüzsüz, düzenli veya düzensiz olabilir. Çok çeşitli sinyal işleme problemlerine uygulanan dalgacık dönüşümü [103], ilerici çözünürlük kavramını tanıtarak KZFD'yi geliştirir. DD, yüksek frekanslarda daha iyi zaman çözünürlüğü ve düşük frekanslarda daha iyi frekans çözünürlüğü sağlar. Bununla birlikte, DD frekansı ölçmez, sadece ölçek denilen bir analogu ölçer. Ek olarak, DD, hepsi farklı lokal referanslara göre olan faz bilgisi veya faz ölçümleri sağlamaz [104]. Bu, tüm faz ölçümlerinin global bir referansla göreceli olduğu FD tarafından sağlanan geleneksel faz kavramının aksinedir. Aslında ayrık dalgacık dönüşümü, Fourier dönüşümü ile aynıdır, çünkü bir sinyalin temel fonksiyonlar açısından ayrışmasıdır. Fourier dönüşümlerinde temel küme sinüs ve kosinüslerden oluşur ve genişlemenin tek bir parametresi vardır. Dalgacık dönüşümünde genişlemenin iki parametresi vardır ve fonksiyonlar (dalgacıklar), iki parametreye tekabül eden dilatasyon ve ofsetler kullanılarak tek bir "ana" dalgacıktan üretilir. Dalgacık sinyal işleme, sinyallerini seyrek olarak temsil edebilir, sinyallerin geçici özelliklerini yakalayabilir ve çoklu çözünürlüklerde sinyal analizini sağlayabilir. Dalgacık sinyal işleme, spektral içeriği zamanla değişen durağan olmayan sinyaller için uygundur. Dalgacık sinyal işlemenin adaptif zaman-frekans çözünürlüğü, durağan olmayan sinyaller üzerinde çoklu çözünürlük analizi yapmamıza olanak sağlar. Dalgacıkların özellikleri ve seçme esnekliği, dalgacık sinyal işlemlerini özellik çıkarma

uygulamaları için yararlı bir araç haline getirir.

“Ana fonksiyon” veya “dalgacık analizini” $\Phi(x)$ ifadeleri ve çevirileri (dilatasyon ve ofsetler), dalgacık tabanımızı ortogonal bir temel olarak tanımlar [105], bu fonksiyon denklem 7’ de gösterilmektedir.

$$\Phi_{(s,l)}(x) = 2^{-\frac{s}{2}} \Phi(2^{-s}x - l) \quad (7)$$

s ve l değişkenleri, Daubechies dalgacık ailesi gibi dalgacıkları üretmek için ana fonksiyonu ve Φ ölçeklendiren ve genişleten (dilatasyon) tam sayılardır. Ölçek indeksi s dalganın genişliğini gösterir ve konum indeksi l konumunu verir.

Veri alanımızı farklı çözünürlüklerde yaymak için analiz dalgası ölçeklendirme denkleminde kullanılır, bu dalga denklem 8’ de tanımlanır.

$$W(x) = \sum_{k=-1}^{N-2} (-1)^k c_{k+1} \Phi(2x + l) \quad (8)$$

$W(x)$, ana fonksiyonu için ölçeklendirme işlevidir ve c_k , dalgacık katsayılarıdır. Dalgacık katsayıları, formun doğrusal ve kuadratik kısıtlarını sağlamalıdır:

$$\sum_{k=0}^{N-1} c_k = 2, \sum_{k=0}^{N-1} c_k c_{k+2l} = 2\delta_{l,0} \quad (9)$$

Burada δ , delta işlevidir ve l lokasyon dizinidir.

Haar dalgacık daha da basittir ve genellikle eğitim amaçlı kullanılır. $\{c_0, \dots, c_n\}$ katsayılarını bir filtre olarak düşünmek faydalıdır. Filtre veya katsayılar, ham veri vektörüne uygulanan bir dönüşüm matrisine yerleştirilir. Katsayılar iki baskın örüntünün çalışması gibi sıralanır, biri yumuşatma filtresi olarak çalışan ve diğeri verinin “ayrıntı” bilgisini ortaya çıkarmak için çalışmakta olanıdır.

ADD hakkındaki bilgileri tamamlamak için dalgacık katsayısı matrisinin veri vektörüne nasıl uygulandığına bakmak gerekir. Matris, bazen piramidal algoritma adı verilen hiyerarşik bir algoritmada uygulanır. Dalgacık katsayıları, tek sıralar, yumuşatma filtresi olarak işlev gören bir dalgacık katsayıları sıralaması içerecek şekilde düzenlenir

ve çift sıralar, verilerin ayrıntılarını ortaya çıkarmak için hareket eden farklı işaretlere sahip dalgacık katsayısı sıralamasını içerir. Matris ilk önce orijinal, tam uzunlukta vektöre uygulanır. Daha sonra vektör düzleştirilir ve yarıya indirilir ve matris tekrar uygulanır. Sonra yumuşamış, yarıya indirilmiş vektör yumuşanır ve tekrar yarıya indirilir ve matris bir kez daha uygulanır. Bu işlem önemsiz sayıda "pürüzsüz-pürüzsüz-pürüzsüz ..." veri kalana kadar devam eder. Diğer bir deyişle, her matris uygulaması, aynı zamanda kalan verileri yumuşatırken, daha yüksek bir veri çözünürlüğü ortaya çıkarmaktadır. ADD' nin çıkışı, kalan "pürüzsüz (vb.)" bileşenlerden ve biriken "ayrıntı" bileşenlerinin hepsinden oluşur.

Farklı dalgacık aileleri vardır. Bu çalışmada deneme yanılma yöntemini test ederek Coiflets ve Daubechies dalgacık seçilmiştir.

Sonuç olarak, tüm zaman serisinin Fourier dönüşümü, zaman dizisindeki spektral bileşenler hakkında bilgi içermesine rağmen, farklı frekansların zaman dağılımını tespit edememektedir, bu nedenle, büyük bir pratik uygulama sınıfı için Fourier dönüşümü uygun değildir. Böylece, bazı özel durumlarda zaman-frekans analizi teklif edilir ve uygulanır. KZFD en sık kullanılandır. Ancak KZFD, sabit pencere genişliğinin sınırlamaları nedeniyle, sabit olmayan sinyal için sinyal dinamiklerini düzgün izleyemez. DD hem zaman hem de frekans alanlarından bilgi çıkarmada iyidir. Ama, DD gürültüye duyarlıdır.

2.3. Öznitelik Çıkarma Yöntemleri

Makine öğrenmede, örüntü tanıma ve görüntü işlemede, öznitelik çıkarımı, ölçülen ilk veri kümesinden yapılarak bilgi verici ve gereksiz olmayan değerler (özellikler) oluşturur ve sonraki öğrenme ve genelleme adımları kolaylaştırır. Özellik çıkarımı, başlangıçtaki ham değişkenler kümesinin işleme yönelik daha yönetilebilir gruplara (özellikler) indirildiği ve orijinal veri setini hala doğru ve tam olarak tanımladığı bir boyutluluk azaltma işlemidir. Öznitelik çıkarma işlemi isteğe bağlıdır ve çok sayıda özelliğe sahip olmamız durumunda kullanılır. Öznitelik çıkarma işleminin yanı sıra EEG çalışmalarında çok sayıda özellik arasında ilgili koşulu yada koşulları daha fazla ayırt edici olan özellikleri bulmak için özellik seçme tekniklerini uygulayabiliriz. Bu çalışmada HFD, KZFD, ADD, Hjorth parametreleri, Normalize bant güçleri öznitelik çıkarma

yöntemleri olarak kullanılmıştır.

2.3.1. Normalize Bant Güçleri

Sinyalin bant genişliği içerisindeki belirlenen bant aralıklarındaki güç dağılımı öznitelik olarak kullanılabilir. Normalize bant güçleri, işaretin FFT veya KZFD den faydalanarak hesaplanır. Bu güç denklem 10' da gösterilmektedir.

$$P = \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^{+N} |x(n)|^2 \quad (10)$$

Eğer $[x,y] \in T$ band aralığında sinyalin gücü P_{xy} olursa, ve bütün band aralığındaki gücü P_T ile gösterirsek normalize güç aşağıdaki denklemden elde edilecektir.

$$P_{nor} = \frac{P_{xy}}{P_T} \quad (11)$$

2.3.2. Hjorth Parametreleri

Hjorth parametresi, zaman alanındaki bir sinyalin istatistiksel özelliğini gösterme yollarından biridir ve Tablo 2.5' deki gibi üç çeşit parametreye sahiptir [106].

Zaman parametresinin varyansı olan aktivite parametresi, frekans alanındaki güç spektrumunun yüzeyini gösterebilir. Yani, sinyalin yüksek frekanslı bileşenleri çoksa, aktivite değeri büyük, azsa, aktivite değeri küçük bir değer olur.

Mobilite parametresi, sinyalin ilk türevinin ve sinyalin varyansının oranının karekökü olarak tanımlanır. Bu parametre, güç spektrumunun standart sapma oranına sahiptir.

Karmaşıklık parametresi, bir sinyalin şeklinin saf sinüs dalgasına nasıl benzer olduğunu gösterir.

Tablo 2.5. Hjorth parametreleri [106].

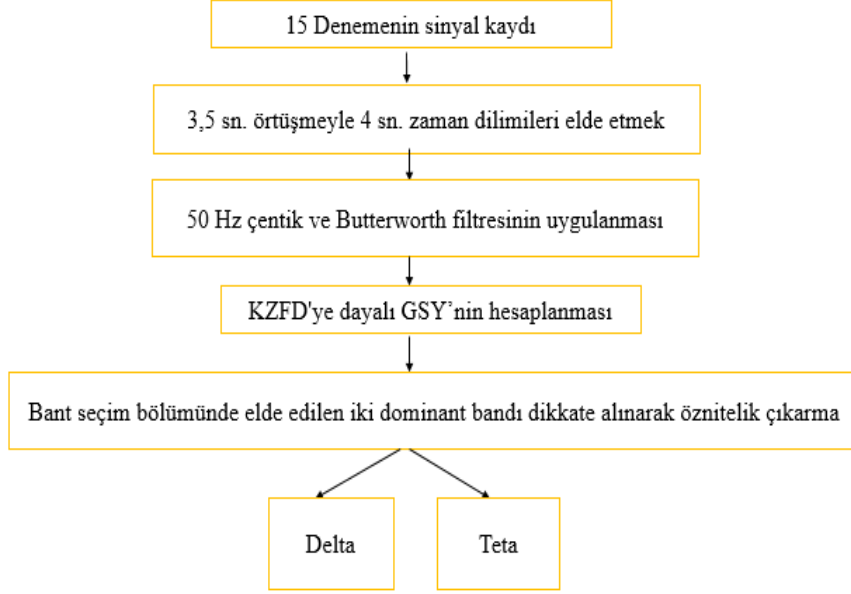
Parametre	Notasyon
Aktivite	$\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} [x(n) - \bar{x}]^2 = var(x(n))$
Mobilite	$\sqrt{\frac{Aktivite(\dot{x}(n))}{Aktivite}} = \sqrt{\frac{var(\dot{x}(n))}{var(x(n))}}$
Karmaşıklık	$\sqrt{\frac{var(\ddot{x}(n))var(x(n))}{var(\dot{x}(n))^2}}$

Tabloda, $\dot{x}(n)$ ve $\ddot{x}(n)$ sırasıyla işaretin birinci ve ikinci türevidir. Bu üç parametre bir sinyalin frekans spektrumu hakkında bilgi içerirken, aynı zamanda zaman alanındaki sinyalleri analiz etmeye yardımcı olurlar. Ek olarak, daha düşük hesaplama karmaşıklığı bunların kullanımıyla sağlanabilir.

2.4. Homojen ve Hybrid Senaryoda Kullanılan Öznitelik Yöntemleri

Homojen video izleme: her bir kanalın 15 denemesindeki davranışını kontrol etmek amacıyla EEG epokları üzerinde yoğunlaştık. Sinyal kaydından sonra, 4 saniyelik epoklar 3.5 sn örtüşme ile kullanılmıştır. Ardından, ön işlemede hat gürültüsünü bastırmak için 50 Hz' de bir çentik filtresi uygulanmıştır. Gürültü sinyalini temizlemek için 1-35 Hz frekans aralığında üçüncü dereceden sıfır fazlı bir bant geçişi Butterworth filtresi seçilmiştir. EEG frekans bantları aralığı, gama bandını göz ardı ederek (δ , 1-4), (θ , 4-8), (α , 8-12), (β , 12-30) olarak seçilmiştir. P_T , 1 ila 30 Hz frekans aralığındaki toplam güç yoğunluğunu temsil eder. KZFD' ye dayanan GSY kullanarak ve iki baskın bantı dikkate alarak δ ve θ öznitelik bantı olarak kabul edilmiştir. Böylece 2B veya 3B için özellik çıkarma matrislerinin boyutları $2 \times 21 \times 15$ olacaktır. Her katılımcı için toplam 630 0.5-sn epok ve 2B ve 3B açısından iki sınıf ve sınıf başına 315 epok olacaktır. Sınıflandırma için bir veri seti hazırlamak amacıyla, her sınıfın epoklarını iki gruba ayrılmıştır. Şimdi, eğitim ve test setleri hazırlanmıştır. Eğitim ve test setleri için sırasıyla 158 ve 157 epokları seçilmiştir. Epok kategorisinin akış şeması ve özellik çıkarımı, Şekil 2.15' de

gösterilmiştir.



Şekil 2.15. Homojen video izleme epok kategorisinin akış şeması ve öznitelik çıkarma

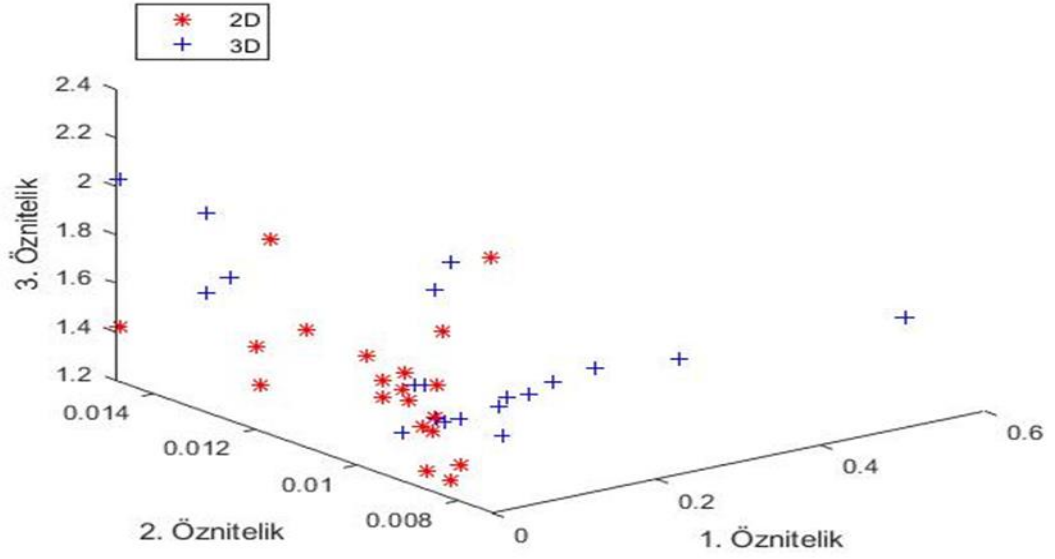
Homojen video izlemeden önce ve sonra: Her aşamadaki baskın bantların seçilmesinden sonra, bu tezin diğer amacına ulaşmak için sadece aşama III dikkate alınmıştır. Bu bölümde, çalışmaya devam etmek için KZFD spektrogramından elde edilen baskın bantlar kullanılmıştır. Diğer bir deyişle, amaç aşama III'ün baskın bantlarını kullanarak, R2a ve R3a EEG sinyallerinin etkili özelliklerini çıkarmak ve onları güçlü bir sınıflandırma için hazırlamaktır. Aynı şekilde yine önceki bölümün ön işleme bu bölümde de kullanılmıştır. Özellikleri çıkarmak için, tüm katılımcılara baskın bantlarında EEG sinyallerine KZFD ve ADD uygulanmıştır. KZFD özellik çıkarımına yönteminde, baskın bantların normalleştirilmiş gücü öznitelik olarak seçilmiştir. ADD uygulandığında, EEG sinyalleri yaklaşım ve detay katsayılarına ayrıştırılmıştır. Bu çalışmanın örnekleme frekansına dayanarak ($F_s = 512$ Hz), EEG epokları, yedinci dereceden Daubechies (db1) dalgacık işlevi kullanılarak 7. frekans ayrıştırma seviyesine kadar çeşitli frekans bantlarında analiz edilmiştir. Öznitelik çıkarımı için min, max, ortalama ve standart sapma (SS) dahil istatistiksel parametreler hesaplanmıştır. ADD'nin alt-bant ayrışması Tablo 2.6' da sunulmaktadır.

Tablo 2.6. ADD'nin alt bant ayrışımı

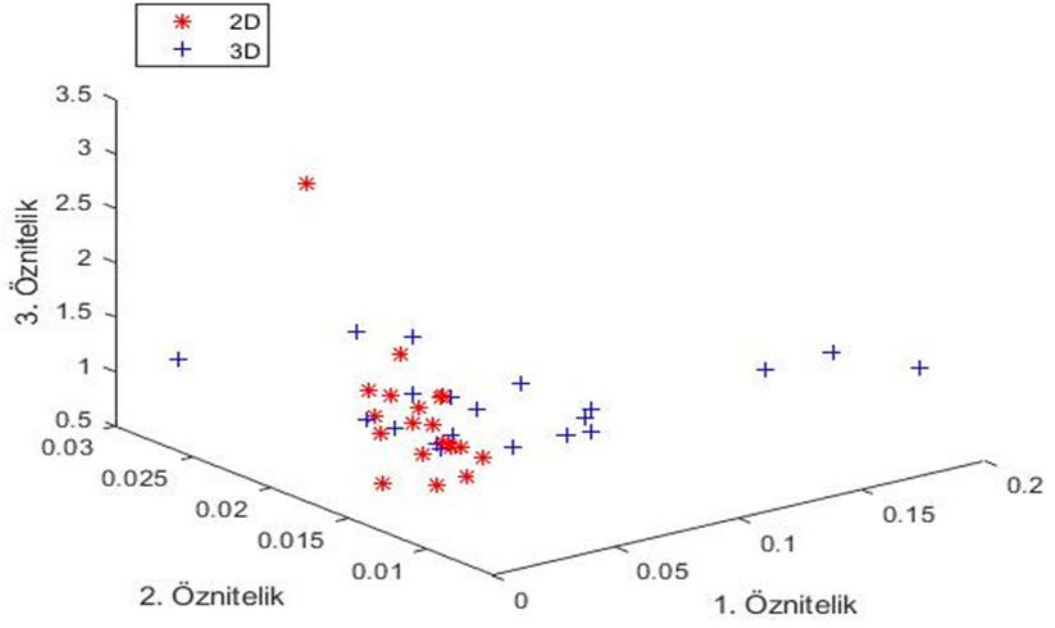
Seviyeler	D5	D6	D7	A7
Frekans aralıkları (Hz)	16-32	8-16	4-8	0-4

2B/ 3B için öznitelik matrislerinin boyutları, sırasıyla ADD ve KZFD' de $4 \times 11 \times 15$ ve $2 \times 11 \times 15$ olacaktır. Her katılımcı için toplam 330 4-sn epokları vardır. Ayrıca 2B ve 3B olarak iki sınıf ve sınıf başına 165 epok olacaktır. Sınıflandırma için bir veri seti hazırlamak amacıyla, her sınıfın epokları iki gruba ayrılmıştır. Daha sonra eğitim ve test setleri hazırlanmıştır. Eğitim ve test setleri için sırasıyla 83 ve 82 epok seçilmiştir.

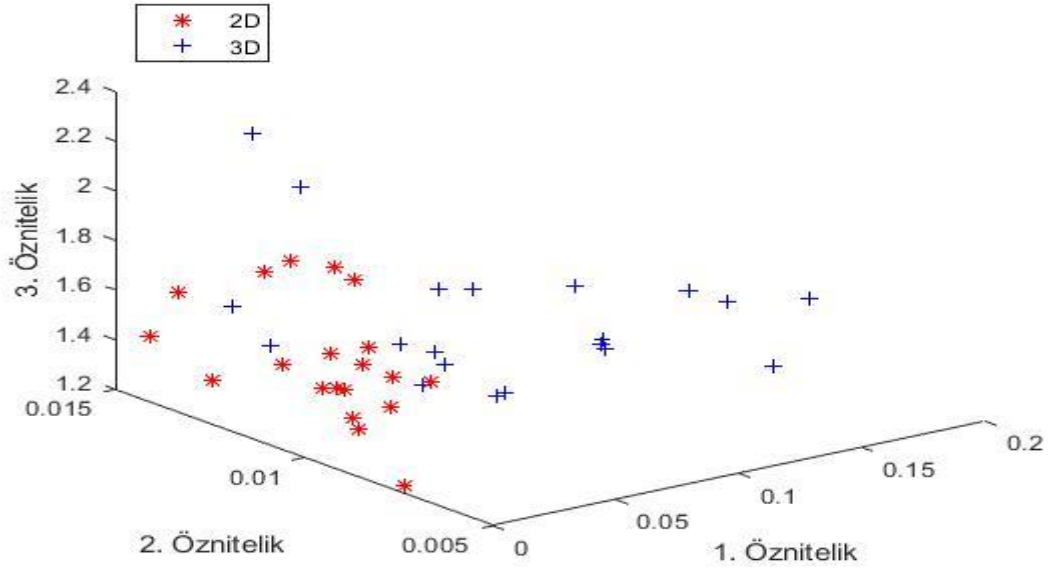
Hybrid senaryo için öznitelik çıkarma işlemi: Geçiş ve kararlı durumu için öznitelik çıkarma işlemi KZFD dayalı spektrogram grafiğini göz önünde bulundurarak yapılmıştır. Bu grafiklere istinaden geçiş ve kararlı durumları için 2B' den 3B' ye ve 3B' den 2B' ye GSY farkı delta ve teta bandlarında büyük fark göstermektedir. Delta bandından 2, 3 ve 4Hz frekanslarında 1s-1.5s ve 1.5s-3s zaman aralıklarını seçerek 5s (geçiş) ve 4s (kararlı) epoklarda her iki zaman aralığı için std ve max kullanarak öznitelik çıkarma işlemi gerçekleştirilmiştir. İkinci öznitelik yöntemi olarak 2, 3 ve 4 Hz frekans aralıklarında epoklara Hjorth parametreleri uygulanmıştır. Bu aşamada öznitelik yöntemi geçiş ve kararlı durum için Şekil 2.16' da özetlenmiştir. Ayrıca örnek olarak birinci kişiye ait (K1) Fp1, Fp2 ve Fpz kanalları için elde ettiğimiz rasgele 3 öznitelik seçilerek saçılım diyagramları Şekil 2.17, Şekil 2.18, Şekil 2.19, Şekil 2.20, Şekil 2.23 ve Şekil 2.21' de sunulmuştur. Şekillerde görünen öznitelikler Hjorth parametrelerime dayalı, sırasıyla frekans 2' nin Aktivitesi, frekans 3' un Mobilitesi ve frekans 4' ün Karmaşıklığıdır.



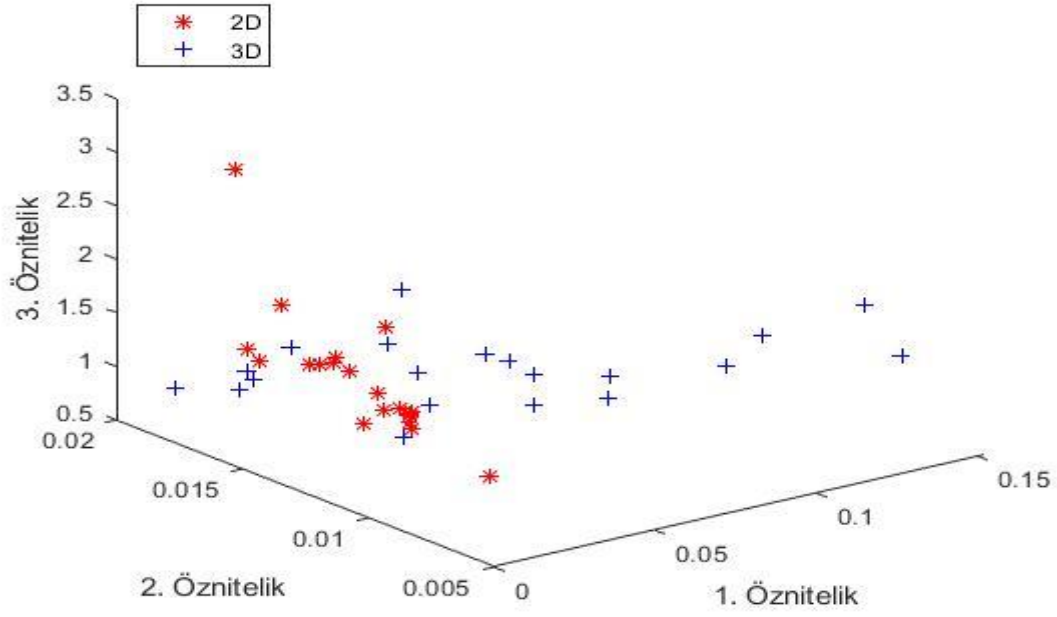
Şekil 2.17. Geçiş durumunda Fp1 kanalında K1' e ait saçılım diyagramı



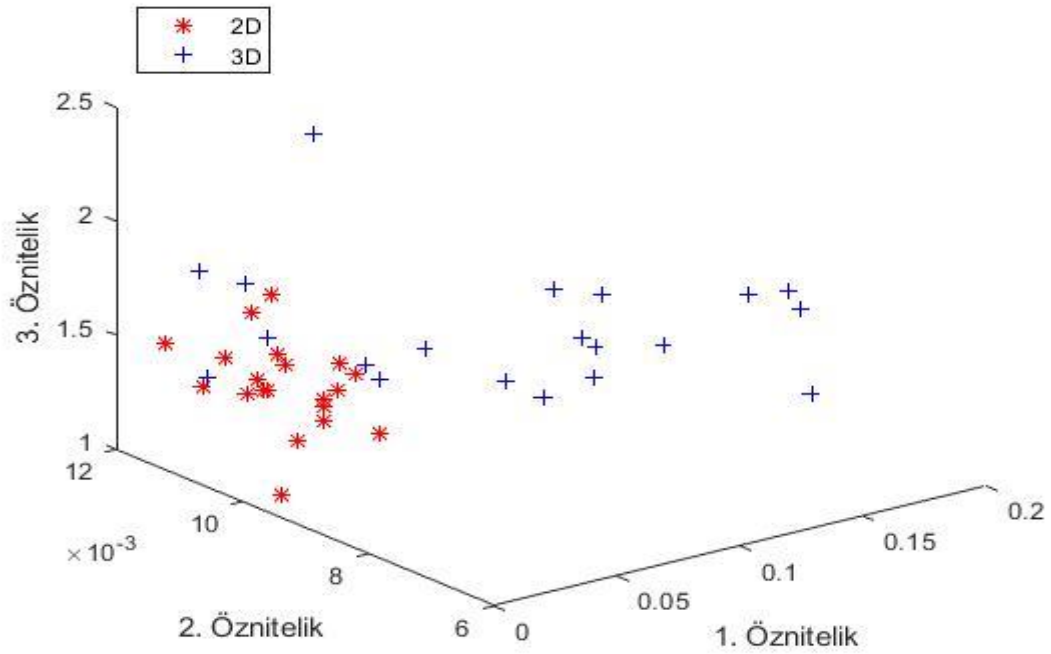
Şekil 2.18. Kararlı durumda Fp1 kanalında K1' e ait saçılım diyagramı



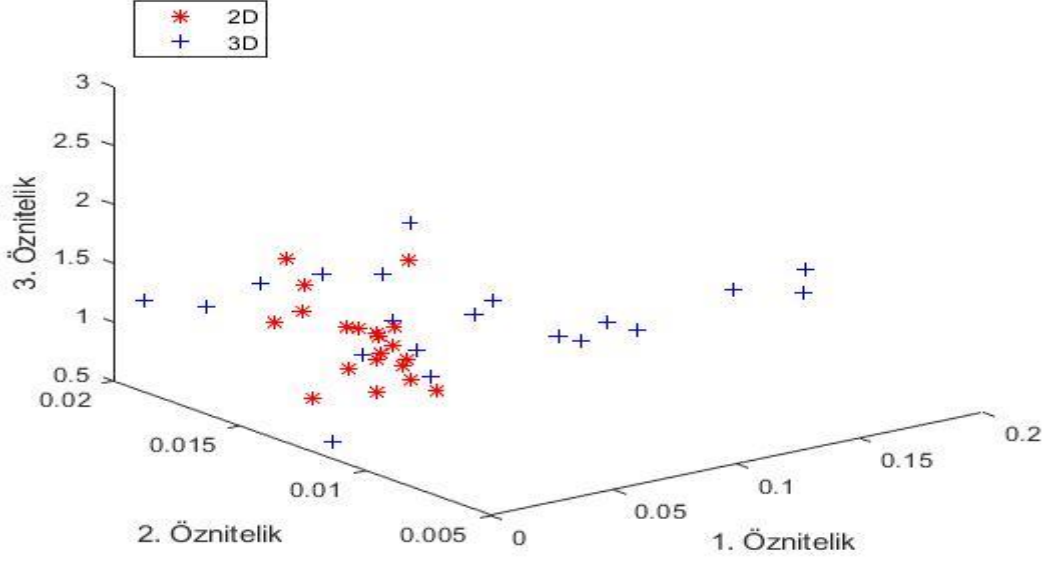
Şekil 2.19. Geçiş durumunda Fp2 kanalında K1' e ait saçılım diyagramı



Şekil 2.20. Kararlı durumunda Fp2 kanalında K1' e ait saçılım diyagramı



Şekil 2.21. Geçiş durumunda Fp2 kanalında K1' e ait saçılım diyagramı



Şekil 2.22. Kararlı durumunda Fpz kanalında K1' e ait saçılım diyagramı

2.5. Sınıflandırma Teknikleri

Bir sınıflandırıcı, giriş olarak bağımsız değişkenler (özellikler) için değerler kullanarak bağımsız bir değişkenin ait olduğu ilgili sınıfı tahmin etmeye çalışmaktadır [107]. Bir sınıflandırıcı, bir eğitim veri setinden eğitim gerektiren bir dizi parametreye sahiptir. Eğitimli bir sınıflandırıcı, sınıflar ve karşılık gelen özellikler arasındaki ilişkiyi modelleyecektir ve görünmeyen bir test veri kümesindeki yeni örnekleri belirleyebilecek kapasitededir. Bu çalışmanın önerilen tekniğinin etkinliğini göstermek için aşağıdaki sınıflandırma yöntemleri kullanılmıştır. Sınıflandırıcıların performansının görselleştirilmesi için birçok yöntem vardır. Sınıflandırıcılar için bazı performans ölçütleri aşağıdaki alt bölümlerde de tanımlanmıştır.

İki sınıflı sınıflandırma problemimiz olduğundan dolayı, bu konu şans seviyesinin % 50 olduğu anlamına gelir. Bu tezde *k*-eYK, DVM, LDA ve KeKKR' yi içeren dört sınıflandırıcı kullanılmıştır. Bu sınıflandırıcılar *k*-eYK hariç ilk aşamada zaten ikili sınıflandırma için tasarlanmıştır, bu nedenle sınıflandırıcılar bu tezde sınıf çeşitliliğini güncellemeden kullanılabilirler. Dört sınıflandırıcının bir özeti aşağıda verilmiştir.

2.5.1.1. Kısmi En Küçük Kareler Regresyonu (KeKKR)

Bilimsel alanlarda yüksek boyutlu veriler bulunmaktadır. Bir çok sınıflılık nedeniyle, bu yüksek boyutlu veri kümelerine klasik sınıflandırma yöntemleri uygulandığı zaman zorluklar ortaya çıkar. Yüksek boyutlu veri kümelerindeki problemler, veri kümelerinin boyutlarını azaltarak aşılabilir. Kısmi en küçük kareler yöntemi, boyut küçültme için kullanılan bir yöntemdir [108]. Sınıflandırma ve regresyon ağaçları yöntemi, sınıflandırma problemlerini çözmek için azaltılmış verilere uygulanır.

Kısmi en küçük kareler regresyonu, ilgili değişkenler arasında yüksek oranda korelasyon olduğu zaman çok değişkenli istatistiksel proses kontrolü için güçlü bir yöntemdir. Herman Wold, 1960' larda KeKKR' yi ekonometrik bir teknik olarak geliştirdi. Ancak, kimya mühendisleri ve kemometristler araştırmalarında en çok bu yöntemi kullanmaktalar. Ayrıca, endüstriyel süreçlerin izlenmesi ve kontrolü için de bu yöntem uygulanmıştır.

Tahmin alanında, KeKKR' nin ölçülen faktör sayısını sınırlaması gerekmez, bu nedenle yararlı bir araç olabilir. KeKKR aslında Lineer Diskriminant analizinin (LDA) sonuçlarını, ancak gürültü azaltma ve değişken seçim avantajları ile üretir.

KeKKR, maksimum kovaryansa sahip gizli değişkenleri arar. Bu gizli değişkenler temsili bir model oluşturur. Gizli değişken sayısının seçimi önemli bir konudur. Optimal gizli değişken sayısını seçmek için, çapraz doğrulama prosedürlerinin ortalamasını (genellikle sınıflandırma sonuçlarında çapraz doğrulama hatasını en aza indirmek için) kullanılır. KeKKR' nin amacı, ilk olarak sürecin projeksiyonu yoluyla bu tür gizli değişkenlerin bir grubunu tanımlamak ve ikinci olarak, iki uzay arasındaki kovaryansı en üst düzeye çıkarmak suretiyle yeni ortogonal alt uzaylara kaliteli alanlar bulmaktır [109].

Proses değişkenlerinin veri matrisi $X_{N \times M}$ ve kalite değişkenlerinin veri matrisi $Y_{N \times K}$ dir. Veri matrisleri N zaman noktaları için kaydedilir. Bir dizi gizil değişken, doğrusal KeKKR tarafından yapılır, yani t_j ve u_j ($j = 1, \dots, A$) dir, burada A , gizli değişkenlerin sayısıdır ve denklem 12 ile t_j ve u_j arasında doğrusal bir regresyon modeli geliştirir.

$$u_j = b_j t_j + e_j \quad j = 1, \dots, A \quad (12)$$

Burada e_j bir hata vektörüdür ve b_j , denklem 13 tarafından tahmin edilen bilinmeyen bir

parametredir.

$$\hat{b}_j = (t_j^T t_j)^{-1} t_j^T u_j \quad (13)$$

Gizli değişkenler $t_j = X_j w_j$ ve $u_j = Y_j q_j$ ile hesaplanır, burada hem w_j ve hem q_j bir birim uzunluğa sahiptirler ve t_j ve u_j arasındaki kovaryansı maksimize ederek belirlenirler. Sonra, $X_{j+1} = X_j - t_j p_j^T$, ki bu denklemde $X_1 = X$ ve $p_j = X_j^T t_j / (t_j^T t_j)$, ve $Y_{j+1} = Y_j - \hat{b}_j t_j q_j^T$, burada $Y_1 = Y$.

$\hat{u}_j = \hat{b}_j t_j$, u_j ' in bir öngörüsü ise, matris X ve Y , aşığıdaki dış sonuçlar toplamı olarak daha basit bileőiklere ayrılabilir, denklem 14' e göre:

$$X = \sum_{j=1}^A t_j p_j^T + E \quad \text{ve} \quad Y = \sum_{j=1}^A u_j \hat{q}_j^T + F \quad (14)$$

İlk A çiftli gizli değişken çıkarıldıktan sonra, E ve F , X ve Y 'nin kalıntılarıdır [110].

2.5.1.2. k -en Yakın Komşu (k -eYK)

k -en yakın komşu, k -en yakın eğitim örneklerinin çoğunluğunun sınıfına göre bir test numunesinin sınıfını tanımlayan denetimli bir öğrenme algoritmasıdır. Denetimli bir makine öğrenme algoritması denetlenmeyen bir makine öğrenme algoritmasının aksine, yeni etiketlenmemiő veriler verildiğinde uygun bir çıktı üreten bir işlevi öğrenmek için etiketli girdi verilerine dayanan algoritmadır. k -en yakın komşu algoritması, hem sınıflandırma hemde regresyon sorunlarını çözmek için kullanılabilir basit, uygulaması kolay, bir makine öğrenme algoritmasıdır [111]. Basitliğine rağmen, k -eYK daha güçlü sınıflandırıcılardan daha iyi performans gösterebilir ve ekonomik tahmin, veri sıkıőtırma ve genetik gibi çeşitli uygulamalarda kullanılır.

Bir özelliği (özniteliği) belirtmek için x , tahmin etmeye çalıştığımız hedefi (etiket, sınıf) göstermek için y kullanacağız. Yukarıda anlatıldığı gibi k -eYK, denetlenen öğrenme algoritmaları ailesine girer. Yani eğitim gözlemlerinden (x, y) oluşan etiketli bir veri seti verildiği ve x ile y arasındaki ilişkiyi yakalamak istediğimiz anlamına gelir. Amacımız $h: X \rightarrow Y$ işlevini öğrenmektir, böylece görünmeyen bir gözlem yapıldığında,

$x, h(x)$ karşılık gelen çıktı güvenle tahmin edilebilir. k -eYK sınıflandırıcısı ayrıca parametrik olmayan ve örnek tabanlı bir öğrenme algoritmasıdır.

Sınıflandırma ortamında, k -eYK algoritması esasen k ile en çok benzer örnekler arasında verilen “görülme” bir gözlemle çoğunluk oyu oluşturmaya dayanmaktadır. Benzerlik iki veri noktası arasındaki mesafe ölçüsüne göre tanımlanır. Popüler bir seçenek, verilen bir öklid mesafesidir, bu fonksiyon denklem 15’ de tanımlanmıştır.

$$d(x, x') = \sqrt{(x_1 - x'_1)^2 + (x_2 - x'_2)^2 + \dots + (x_n - x'_n)^2} \quad (15)$$

En yakın komşu sınıflandırıcısının performansı, mesafe fonksiyonuna ve komşuluk parametresinin k değerine bağlıdır. Ancak diğer ölçekler verilen bir veri seti için daha uygun olabilir ve bu ölçekler Manhattan, Chebyshev ve Hamming mesafesini içerir. Öklid uzaklık yönteminin k -eYK algoritmasında yaygın olarak kullanılmaktadır. Gözlemler karşılaştırılabilir birim ve ölçeklerde değilse, Öklid mesafesini kullanmadan önce bunları standartlaştırmak anlamlıdır.

Yoğunluk tahmininin düzgünlüğünü kontrol eden parametre, k dır. En yakın komşu sınıflandırıcısının performansında k çok önemli bir rol oynar. k çok küçükse, sonuç gürültüye duyarlı olabilir; Öte yandan, eğer k çok büyükse, komşular diğer sınıflardan çok etkilenebilir [112]. Birçok sınıflandırma çalışmasında, k ’ nin seçim yöntemleri belirtilmemiştir ve bazı çalışmalarda deneme yanılma yöntemi kullanılarak k seçilmiştir. Duda ve ark. [113], en iyi k ’ yı, herhangi bir veri setinde denklem 16’ yı kullanılarak seçmeyi önermişlerdir.

$$m = \sqrt{n} \quad (16)$$

n , eğitim verisi kümesinin gözlem sayısıdır ve en yakın m değerinin en iyi k değeri olduğu belirlenmiştir. k ’ yı seçimi hakkında makalelerde net bir karara rastlanmamıştır, ama genel olarak bakıldığında, $k = 1$ ayarının yapılması veya çapraz doğrulama yoluyla k seçilmesinin en popüler yöntem olduğu anlaşılmaktadır [114]. Çapraz doğrulama işleminin avantajı, k -eYK’ nin test gözlemlerini bilinçlendirme ve eğitim veri setini tanıma ile sınıflandırmasıdır. Bu yüzden yanlış sınıflandırma oranını etkiler. Bazı makalelerde, K-kat çapraz doğrulama (K-kÇD) gibi deneysel algoritmalar kullanılmıştır.

En iyi k değeri, maksimum sınıflandırma doğruluğu değeri ile seçilir [115], [116]. Başka bir çalışmada, araştırmacılar, optimum k değerini belirlemek için bir tanesini çapraz doğrulama dışında bırakmak (LOO-CV) yöntemi kullanmışlardır. Bu yöntemde mevcut verilerin en iyi şekilde kullanılmasını sağladığı ve rastgele seçim sorunlarından kaçındığı için LOO-CV yöntemi tercih edilmiştir [117]. Literatürden görülebileceği gibi, birçok çalışmada, k değeri, eğitim ve validasyon setleri üzerinde yapılan birçok denemeyle seçilmiştir.

2.5.1.3. Destek Vektörü Makinesi (DVM)

DVM istatistiksel öğrenme teorisi temelli bir sınıflandırma yöntemidir. EEG sinyallerinin sınıflandırılmasında DVM yaygın olarak kullanılmaktadır. DVM, yakınsama optimizasyon problemi nedeniyle yüksek boyutlu veriler için iyi genelleme performansı gösterir [118]. Sınıflayıcılar arasındaki genelleme yeteneği nedeniyle, DVM en popüler denetlenen öğrenme algoritmalarından biridir [119].

DVM, ayırt edici bir hiper düzlem kullanarak sınıfları tanımlayabilir [120]. Verilen iki sınıflı doğrusal olarak ayrılabilir sınıflandırma problemi için, DVM giriş alanını maksimum marjla ayıran bir hiper düzlem bulmaya çalışır. Yani seçilen hiperdüzlem en yakın eğitim noktalarından mesafeyi maksimize eder. DVM, doğrusal karar sınırları kullanarak sınıflandırdığında, doğrusal DVM olarak adlandırılır. Optimum hiper düzlem aşağıdaki gibi bulunur:

$$wx_i + b \geq +1, \text{ Eğer } y_i = +1 \quad (17)$$

$$wx_i + b \leq -1, \text{ Eğer } y_i = -1 \quad (18)$$

Burada x_i , giriş vektörüdür ($x \in R_N$), y_i , girişinin sınıf etiketidir ($y \in \{-1, 1\}$), w , hiper düzlem için normal olan ağırlık vektörüdür ve b , sapma olarak nitelendirilir. Optimal hiper düzlem, optimum hiper düzeye paralel iki kenar mesafe ile bulunur. Kenar boşlukları veya mesafelerin denklemi aşağıda sunulmuştur:

$$wx_i + b \leq \pm 1 \quad (19)$$

Kenar boşluklarını belirleyen giriş vektörleri destek vektörleri olarak adlandırılır.

Çekirdek numarası (kernel trick) kullanarak doğrusal olmayan karar sınırları oluşturabiliriz. Bu sınırlar, girdi verilerinin, bir çekirdek işlevi $K(x, y)$ kullanılarak, özellik alanında ikinci dereceden bir optimizasyon problemi olarak formüle edilebilecek ve daha yüksek boyutlu bir özellik alanına dönüştürülmesinden oluşur.

EEG ve BBA araştırmalarında, Gauss veya Radyal Temel Fonksiyon (RTF) çekirdeği genellikle çok iyi sonuçlarla kullanılır [121]. Denklem 20, RTF çekirdeğini gösterir.

$$K(x, y) = \exp\left(\frac{-|x-y|^2}{2\sigma^2}\right) \quad (20)$$

x özellik vektörü olduğunda, σ örneklerin standart sapmasıdır. DVM' nin dezavantajı optimum σ bulmanın oldukça zaman alıcı olmasıdır. Ayrıca, optimum σ değerini belirlemek için K-kÇD tekniği kullanılabilir.

En iyi σ değerini bulmak için tezde, 0,1 ve 10 arasında, 0,2 adım büyüklüğünde aralıklar aradık. Ayrıca, optimum σ değerini belirlemek için K-kÇD tekniği kullanılmıştır.

2.5.1.4. Lineer Diskriminant Analizi (LDA)

Lineer Diskriminant Analizi, sınıf içi frekansların eşit olmadığı ve performanslarının rastgele oluşturulmuş test verileri üzerinde incelendiği durumu kolayca ele alır. Bu yöntem, herhangi bir belirli veri setinde sınıflar arası varyansın sınıf içi varyansa oranını maksimuma çıkarır, böylece maksimum ayrılabilirliği garanti eder. Gruplardaki farklılıkların modellenmesinde, yani iki veya daha fazla sınıfın ayrılmasında kullanılır. Yüksek boyut uzayındaki özellikleri daha düşük boyut uzayına yansıtmak için kullanılır. LDA iki sınıflı bir sınıflandırma işlemini yapmak için denklem 21' deki gibi ifade edilir:

$$z(x) = \omega^T x + b \quad (21)$$

Bu denklemde ω model parametreleri ve b sapma değerleridirler ve aşağıdaki 22 ve 23 denklemleriyle ifade edilirler.

$$\omega = \Sigma^{-1}(\mu_1 - \mu_2) \quad (22)$$

$$b = -\omega^T \mu \quad (23)$$

μ_1, μ_2 sınıfların ortalama değer vektörleridirler.

2.5.2. Çapraz Doğrulama ve K-katlama Çapraz Doğrulama (K-kÇD)

Sınıflandırma algoritmalarının sonuçlarını doğrulamak için yeni bir veri setine çapraz doğrulama analizi uygulamak vazgeçilmezdir. Bu faydalı teknik, tahmin modellerini değerlendirme yeteneğine sahiptir. Başka bir deyişle, bu tekniği kullanarak problemlerin sınıflandırılmasında, model performansı bağımsız veriler üzerinde test edilecektir (genellikle test verileri olarak bilinir). Çalışma zamanını azaltmak ve analizin doğruluğunu artırmak bu yaklaşımın faydalarıdır.

Makine öğrenme alanlarında K-kat çapraz doğrulama, yaygın bir çapraz doğrulama türüdür. Tüm veri kümesi rastgele eşit K alt örneklerine bölünür. Bu alt örneklerden biri bir test seti olarak tutulur ve K-1 verilerinin geri kalanı eğitim rolündedir. Bu işlem tekrar tekrarlanır. Daha sonra, makine öğrenme modelinin doğruluğunu tahmin etmek için, tüm turların sonuçlarının ortalaması alınır. Bu çalışmada, K değeri 10 olarak alınmıştır. Bu çapraz doğrulama yöntemini kullanarak, KeKKR' nin β değeri ve DVM' nin σ değeri elde edilmiştir.

2.5.3. Sınıflandırıcı İçin Performans Ölçütleri

2.5.3.1. Sınıflandırma Doğruluğu (Classification Accuracy), Duyarlılık ve Özgünlük (Sensitivity and Specificity)

Her bir iki sınıflı problem için doğru veya yanlış olarak tanımlanmış karışıklık matrisinin unsurları, sınıflandırma problemlerinde değerlendirme ölçekleridir. Bu

elemanlar Tablo 2.7' de gösterildiği gibi tanımlanır.

Tablo 2.7. Karışıklık matrisi

		Deneme tarafından doğrulanan gerçek değer	
		Positive	Negative
Test tarafından öngörülen	Positive	TP	FP
	Negative	FN	TN

Bu tabloda [122]:

TP, sınıflayıcı tarafından pozitif sınıfa atamada doğru şekilde öngörülen durumlardır.

TN, sınıflayıcı tarafından negatif sınıfa atamada doğru şekilde öngörülen durumlardır.

FP, sınıflandırıcı tarafından pozitif sınıfa atanmada hatalı öngörülen durumlardır.

FN, sınıflayıcı tarafından negatif sınıfa atanmada hatalı öngörülen durumlardır.

Çalışmamızda 2B veya 2B_3B sınıfını pozitif örnekle, 3B veya 3B_2B sınıfı negatif olarak tanımladık. Bu tabloya dayanarak, bu çalışmada kullanılan performans kriterleri, doğruluk, duyarlılık ve özgünlük denklem 24, 25 ve 26' da açıklanmıştır.

$$Accuracy = \frac{TP+TN}{TP+TN+FN+FP} \quad (24)$$

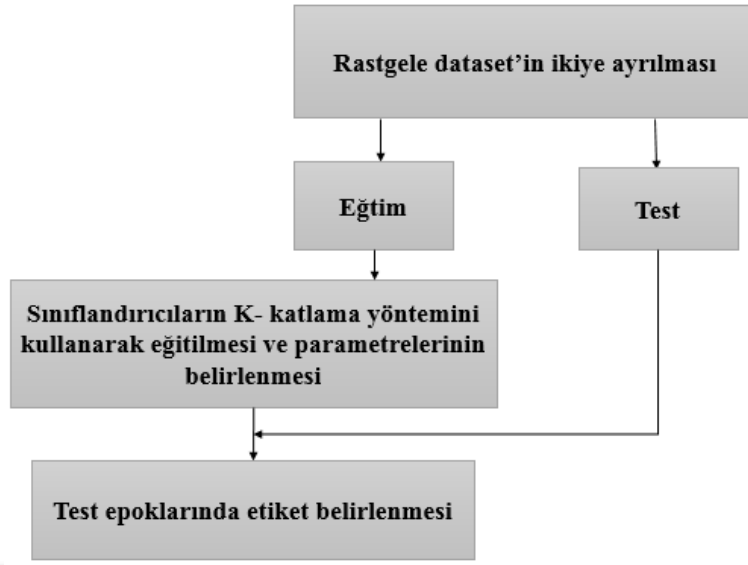
$$Sensitivity = \frac{TP}{TP+FN} \quad (25)$$

$$Specificity = \frac{TN}{TN+FP} \quad (26)$$

2.6. Homojen ve Hybrid Senaryoda Kullanılan Sınıflandırma Yöntemleri

Homojen Senaryo: Bu çalışmada, 2B ve 3B model sınıflandırmasının gerçekleştirilmesi için kısmi en küçük kareler regresyonu ve destek vektör makinesi algoritmaları kullanılmıştır. Sınıflandırma algoritmalarının sonuçlarını doğrulamak için K-katlama çapraz doğrulama kullanılmıştır. K değeri 10 olarak alınmıştır. Çapraz doğrulamayı gerçekleştirdikten sonra, KeKKR' nin β değeri ve DVM' nin σ değeri elde edilmiştir. Sadece sınıflandırma doğruluğu, sınıflandırma performansını analiz etmek için özellikle dengesiz bir sınıfa sahip olan veri setlerinde yeterli olmayacaktır. Bu nedenle, sınıflandırma doğruluğunu belirlemek için diğer kriterler yani hassasiyet ve özgüllük seçilmiştir. Video izlemede 2B sınıfı pozitif örnek, 3B sınıfı negatif örnek olarak tanımladık. Video izlemeden önce ve sonra senaryosunda 2B videosundan sonra dinlenme aşaması pozitif sınıf ve 3B videoları izledikten sonraki dinlenme aşaması negatif sınıf olarak belirlendi.

Hybrid senaryo: Geçiş ve kararlı durumda ayrı ayrı 2B' den 3B' ye (2B_3B) ve 3B' den 2B' ye (3B_2B), DVM, KeYK ve LDA algoritmaları sınıflandırma için incelenmiştir. Sınıflandırma algoritmalarının sonuçlarını doğrulamak için K-katlama çapraz doğrulama kullanılmıştır. K değeri 10 ve 12 olarak alınmıştır. Bu çapraz doğrulamayı gerçekleştirdikten sonra, DVM' nin σ değeri elde edilmiştir. Çalışmamızda 2B_3B sınıfı pozitif örnek, 3B_2B sınıfı negatif örnek olarak tanımladık; Sınıflandırma için bir veri seti hazırlamak amacıyla, her sınıfın epokları iki gruba ayrılmıştır. Daha sonra eğitim ve test setleri hazırlanmıştır. Hybrid senaryo sınıflandırma akış şeması Şekil 2.23' da sunulmuştur. Bu akışdaki işlemler 20 kere tekrar edilmiştir.



Şekil 2.23. Hybrid senaryo sınıflandırma akış şeması

3. SONUÇLAR VE BULGULAR

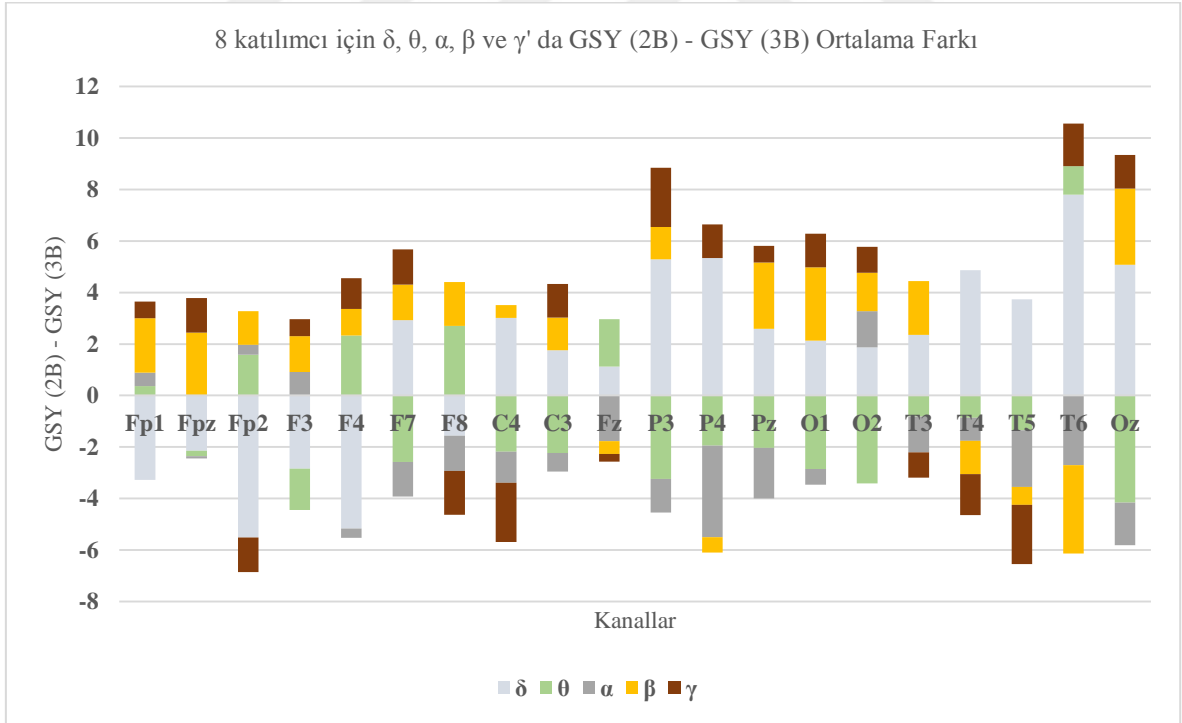
Bu tez çalışmasında EEG sinyallerinin güç spektrum yoğunluğunu hesaplayarak 2B ve 3B video izlemenin etkileri incelenmiştir. Ayrıca EEG bantlarından daha çok kanal sayısında güç spektrum farkını yansıtan bantlar baskın band olarak seçilmiştir ve bu bantlarda beynin 5 lobunun bütün kanal davranışları analize dahil ederek önemli kanal kombinasyonları seçerek, sınıflandırma başarı yüzdesi artırılmıştır.

3.1. Homojen Senaryo'ya Ait Sonuçlar

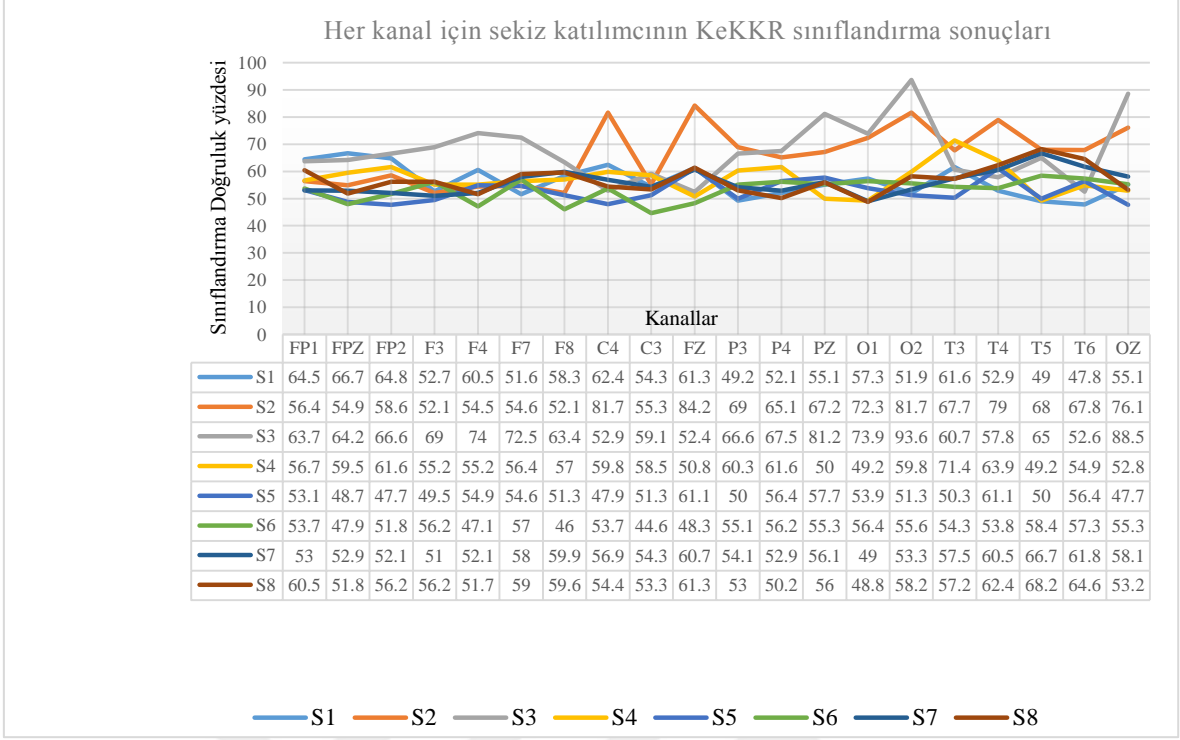
Video izleme: Beş EEG band arasından 2B ve 3B video izlemede, δ ve θ bantlarında daha fazla kanalda GSY farklılıkları gözlenmiştir. Bu nedenle bu çalışmada bu bantlar baskın bant olarak seçilmiştir. Her kanal için, sekiz katılımcının EEG bantlarının GSY'nin farklılıklarının ortalaması, Şekil 3.1' de gösterilmiştir. Şekilde gösterildiği gibi, beynin ön bölgesinde, 3B video film izleyicilerin GSY'sinin 2B'ye kıyasla pozitif bir değeri vardır; fakat beynin parietal, merkezi, temporal ve oksipital loblarında, 3B ile karşılaştırıldığında 2B izleyicilerin GSY'si pozitif bir değere sahiptir. T6' da, 2B ve 3B video izleyiciler için ortalama GSY'nin maksimum farkı gözlenmiştir. θ bandı için 2B ve 3B video izlemede 20 kanal arasında, Oz maksimum GSY farkına sahiptir. Oz' de, 3B izleyicilerinin GSY'si 2B ile kıyasla daha pozitiftir. Her kanal için sekiz katılımcının KeKKR ve DVM sınıflandırma sonuçları, sırasıyla, Şekil 3.2 ve Şekil 3.3' de gösterilmektedir. Bu bölümün amacı, sekiz katılımcının ortalama sınıflandırma sonuçlarına bakarak etkili kanalları belirlemektir. Bu nedenle, her iki sınıflandırıcı için katılımcıların sonuçlarının ortalaması, Şekil 3.4' de hesaplanmış ve yansıtılmıştır. Bu grafik ve aşağıdaki tablosunu göz önüne alındığında, DVM sınıflandırıcısının KeKKR'den daha iyi sonuçlar verdiği gözlenmiştir.

Bu çalışma 2B ve 3B olarak iki sınıftan oluştuğu için, sınıflandırma başarı yüzdesi açısından yüzde 60' ın üzerindeki kanallar, kanal seçiminin ilk aşaması olarak seçilmiştir. Dolayısıyla, KeKKR için en iyi beş kanal aşağıdaki gibidir; O2, T4, Oz, T3 ve Fz. Aynı şekilde, DVM sınıflandırması için en iyi kanallar şunlardır; O2, Oz, T4, T3, T5, F8, Fz, T6, C4, O1 ve Fp1. En iyi kanalları sıralamanın amacı, sınıflandırıcı başarısının yüzdesini arttırmaktır. En iyi kanal ve kombinasyonları, kanal seçiminde ikinci adım olarak test edilmiştir. Başka bir deyişle, her bir sınıflandırma metodu için, bu kombinasyonlar hem

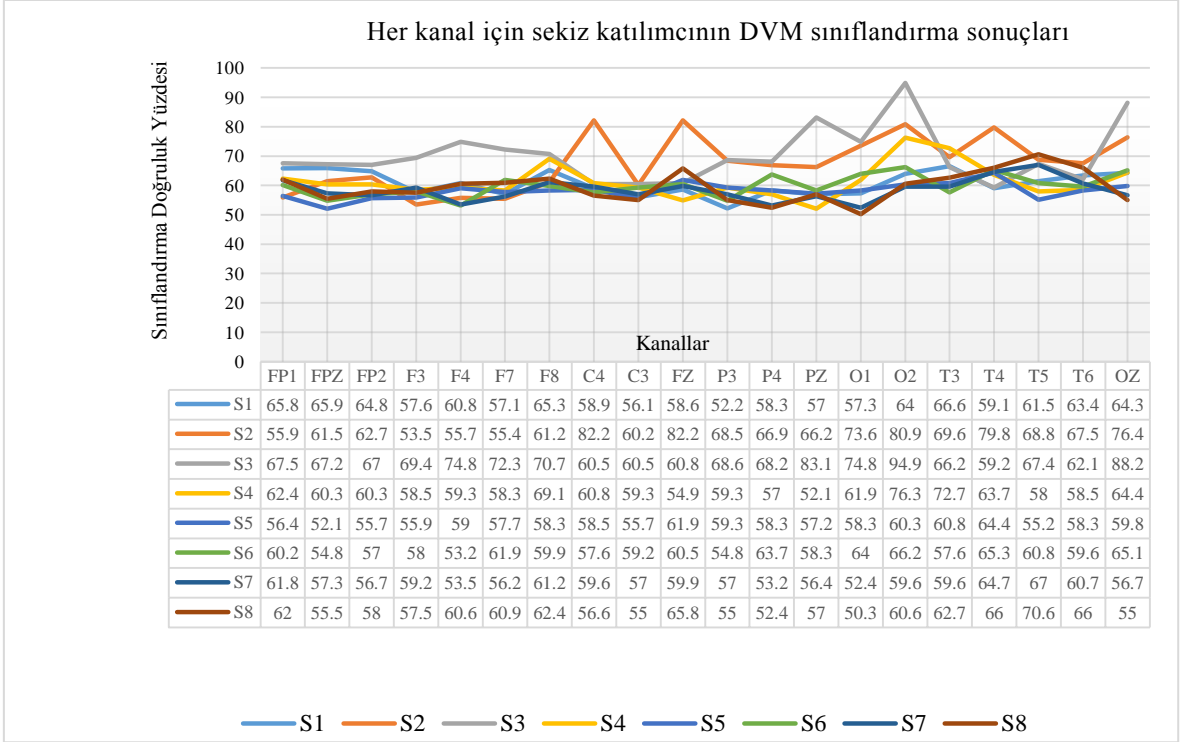
KeKKR hem de DVM algoritmalarında test edilmiştir. Kanal seçiminin son aşamasında, yüksek başarı yüzdesi ile daha az kanal sayısındaki uzlaşmaya dikkat etmek önemlidir. Bu kanallar ve bunların kombinasyonları KeKKR ve DVM sınıflandırıcıları ile test edilmiştir ve Şekil 3.5 ve Şekil 3.6' da gösterilmiştir. Grafiklerde görüldüğü gibi, yukarıdaki sonuçlara dayanarak, beklendiği gibi, bu yöntem uygulanarak sınıflandırma sonuçlarında çarpıcı bir artış gözlenmiştir. KeKKR sınıflandırıcısına dayanarak, yukarıda belirtildiği gibi en iyi kanal olarak beş kanal seçilmiştir ve sınıflandırma başarı yüzdesi, KeKKR ve DVM için sırasıyla % 75 ve % 89' a kadar artış göstermiştir. DVM sınıflandırıcısı için on dört kanalda, bu sonuç KeKKR ve DVM için sırasıyla % 81 ve % 97' ye yükseltilmiştir. DVM sınıflandırıcısında, iyi sonuçlara rağmen, çok sayıda kanal nedeniyle, KeKKR ve DVM için başarı oranı % 79 ve % 93 olan sekiz kanalın kombinasyonu sınıflandırma sonucunu olarak seçilmiştir. Sınıflandırma doğruluğunun yanında, tüm katılımcıların en iyi kanallar bölümünde DVM sınıflandırıcısı için ortalama duyarlılığı ve özgüllüğü Şekil 3.7' de gösterilmektedir.



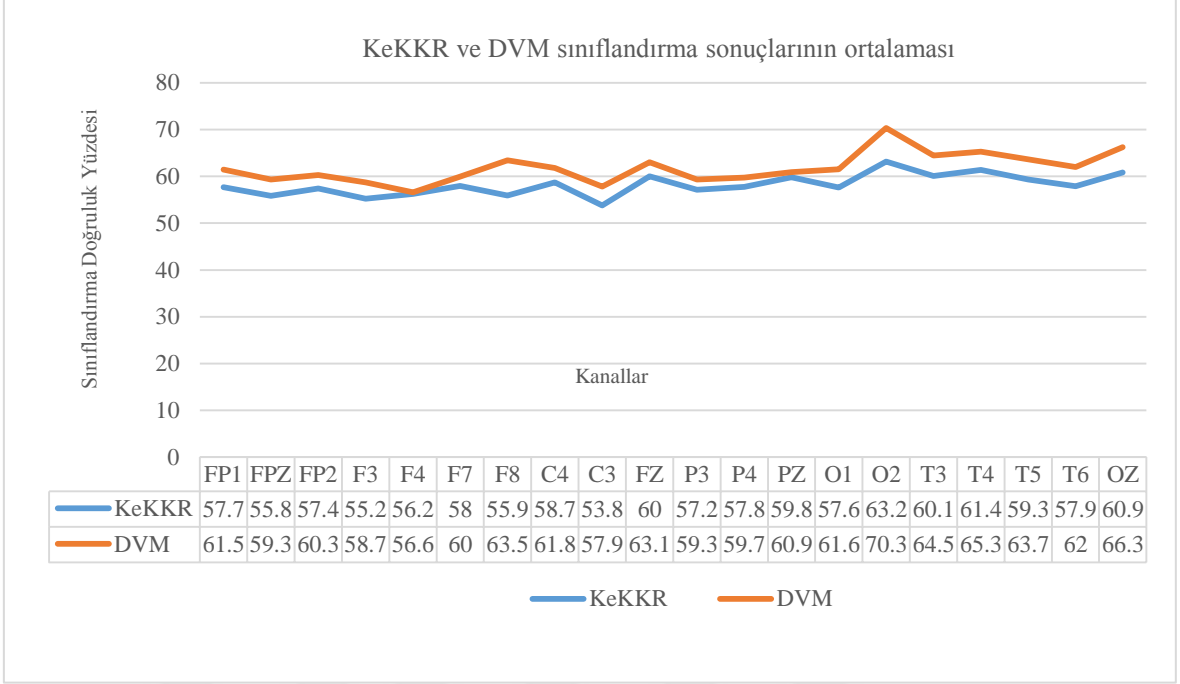
Şekil 3.1. Her kanal için, sekiz katılımcının EEG bantlarının GSY' nin farklılıklarının ortalaması



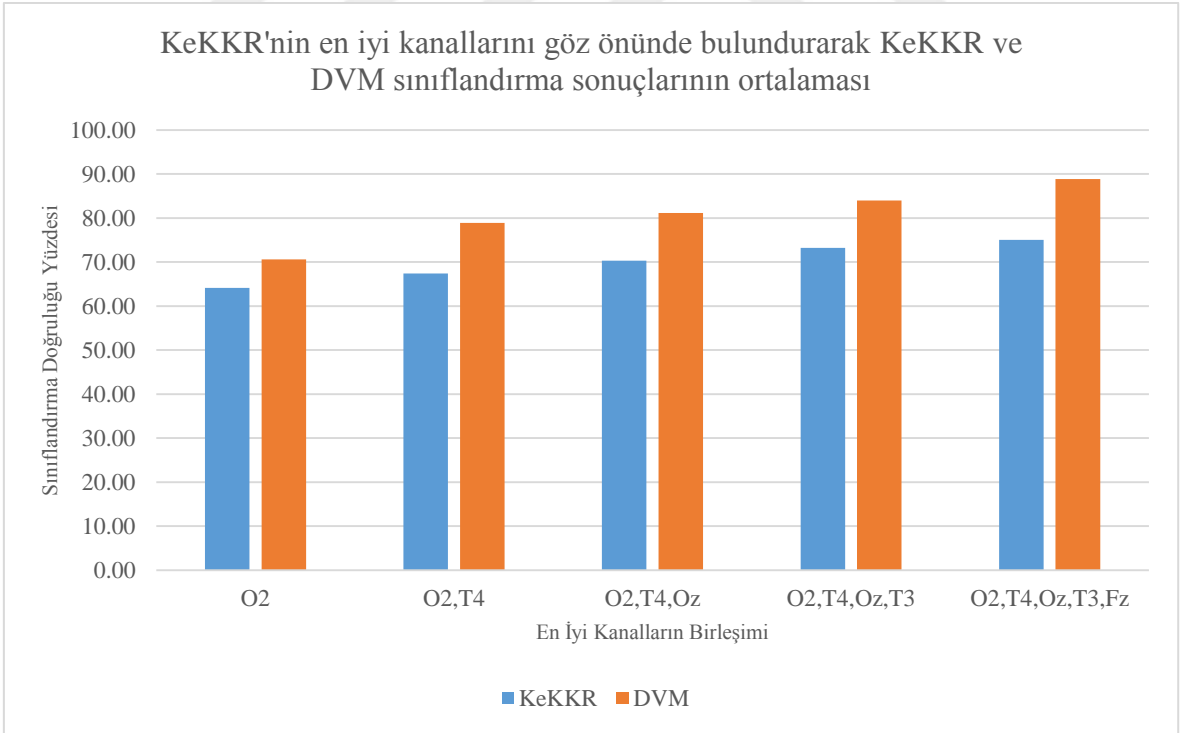
Şekil 3.2. Her kanal için sekiz katılımcının KeKKR sınıflandırma sonuçları



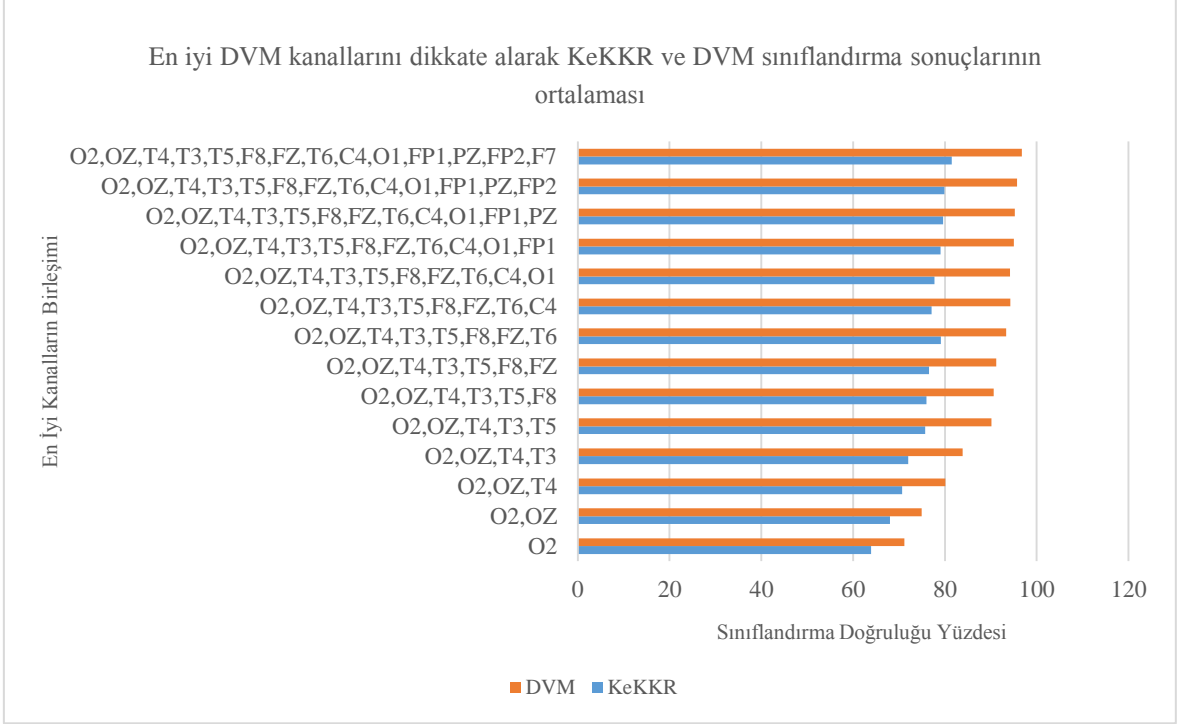
Şekil 3.3. Her kanal için sekiz katılımcının DVM sınıflandırma sonuçları



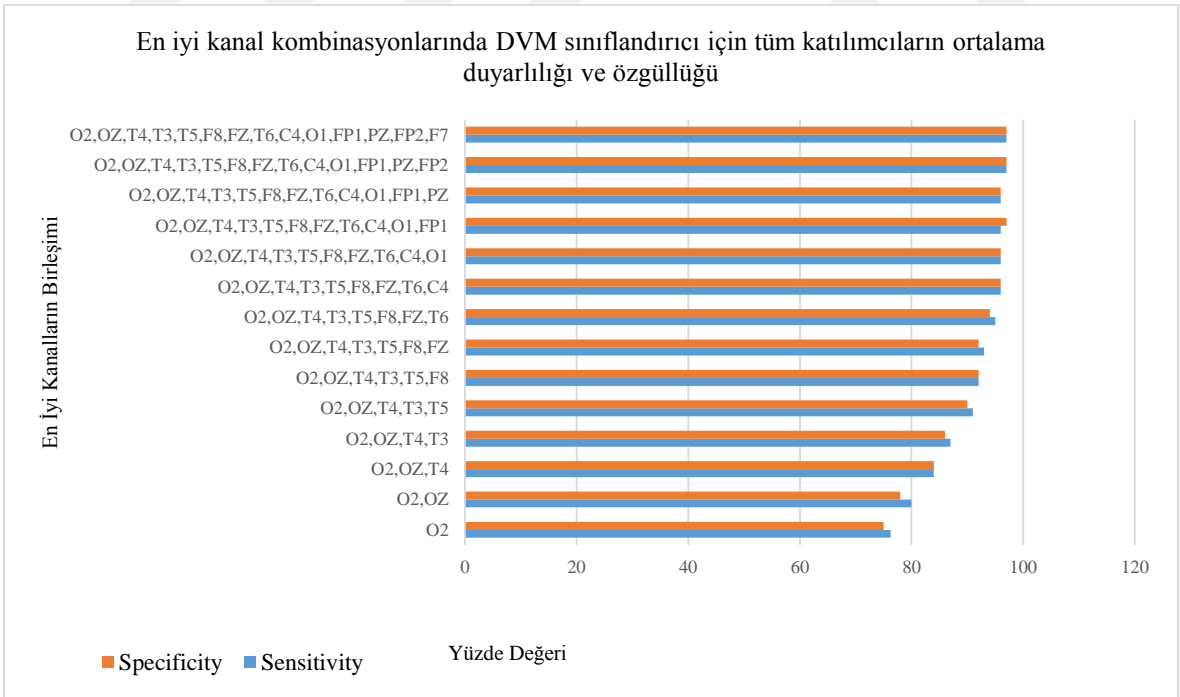
Şekil 3.4. KeKKR ve DVM sınıflandırma sonuçlarının ortalaması



Şekil 3.5. KeKKR' nin en iyi kanallarını göz önüne alarak KeKKR ve DVM sınıflandırma sonuçlarının ortalaması



Şekil 3.6. En iyi DVM kanallarını dikkate alarak KeKKR ve DVM sınıflandırma sonuçlarının ortalaması



Şekil 3.7. En iyi kanal kombinasyonlarında DVM sınıflandırıcı için tüm katılımcıların ortalama duyarlılığı ve özgüllüğü

Video izlemeden önce ve sonra: δ , θ , α , β ve γ bantlarının beş izleyici için ortalama GSY' nin farkı, sırasıyla Şekil 3.8 ve Şekil 3.9' da gösterilmektedir. γ bantının 2B ve 3B video izlemeden önce ve sonra tüm kanallarda güç farkını sunmadığı açıktır.

Aşama I' in δ bandında, R2b' nin GSY değeri yalnızca ön lobun anlamlı kanallarında, yani F7, F8 ve Fz' de R2a' dan daha büyük olduğu görünmektedir. Bu demektir ki 2B' de, sinyalin güç içeriği film izlemeden önce film izlemeden sonraya kıyasla daha büyüktür. Parietal lobun anlamlı kanallarında, yani P3, P4 ve Pz, sinyalin güç içeriği, izlemeden sonra izlemeden önceye kıyasla daha büyüktür. Oksipitalin O2 ve Oz kanalında ve temporal lobun T6' sı için, R2a' nın GSY değeri R2b' den daha büyüktür.

II. Aşama' nın, δ bandında, R2a' nın GSY değeri, Fp2' de izleme sonrasında daha büyüktür, bu durum F7' de tam tersdir. Anlamlı C3, C4, Pz, O1, O2, Oz, T3, T5 ve T6 kanallarında, R2b' nin GSY değeri R2a' dan daha büyüktür.

Şekil 3.8' deki θ bandında, F8 hariç, ön lobun tüm kanalları ve ayrıca merkezi lobun C3 ve C4' de, izlemeden önce daha yüksek bir GSY' yi gösteren kanallardır. O1, Oz, T3, T4 ve T5' te, R2a' nın GSY değeri R2b' den büyüktür.

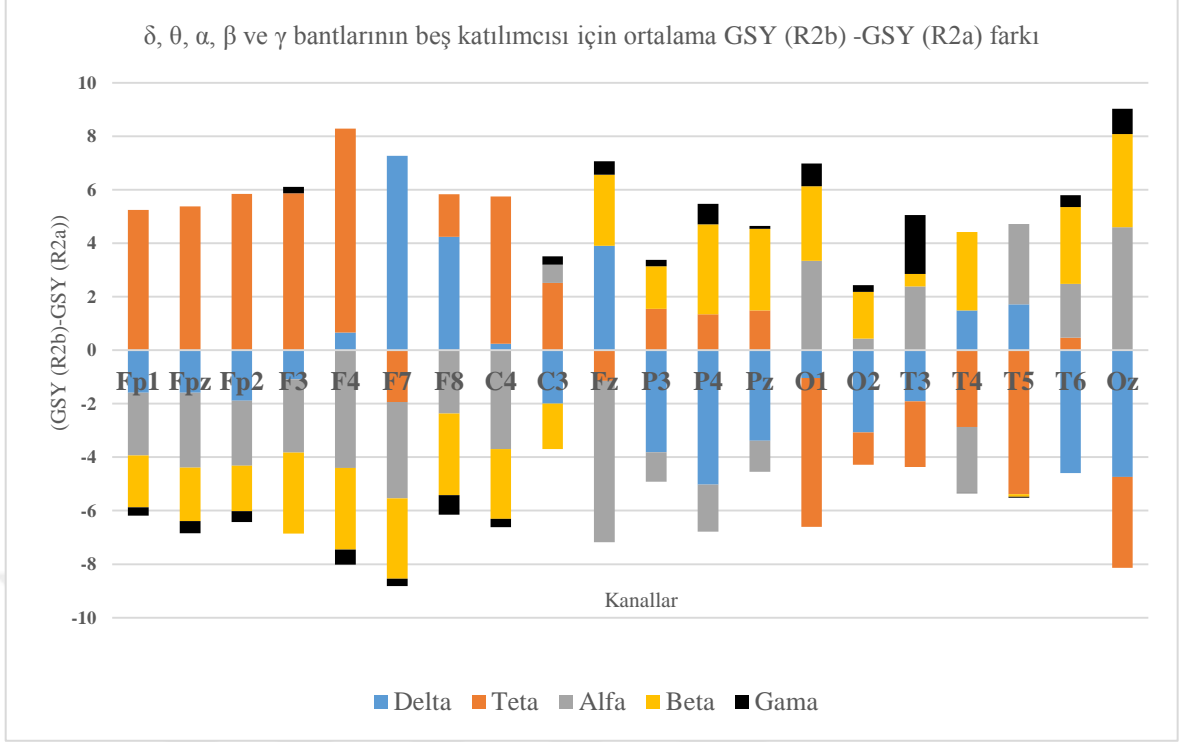
II. Aşama' nın θ bandında, Fp2, F3, F4, C3, P3, P4 ve Pz, izlemeden önce daha yüksek bir GSY gösteren kanallardır ve bu durum, F7, Fz, O1 ve T4' te tam tersdir.

Aşama I' in α bandında, ön lobun tüm kanallarında, sinyalin güç içeriği izlemeden sonrası öncesine kıyasla daha büyüktür. Aynısı C4 ve T4 kanallarında da geçerlidir. T3, T5, T6, O1 ve Oz, izlemeden önce daha yüksek bir GSY belirten kanallardır.

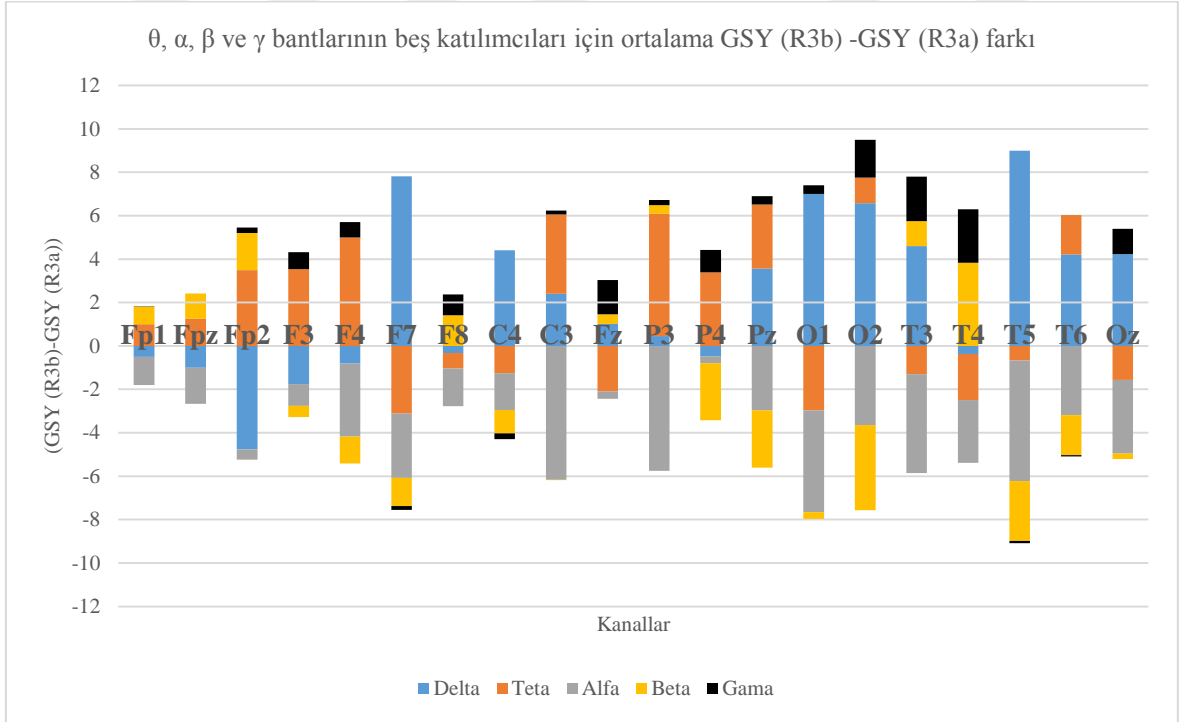
Şekil 3.9' daki α bandında, tüm anlamlı kanallar, yani F4, F7, C3, P3, Pz, O1, O2, T3, T4, T5, T6 ve Oz için, sinyalin güç içeriği, izlemeden sonra izlemeden önce ile kıyas daha büyüktür. β bandında, Fz, Fp2 ve C3 dışındaki tüm ön ve merkezi lob kanallarında, R2a' nın GSY değeri R2b' den daha büyüktür. Fz, P4, Pz, O1, Oz, T4 ve T6' da durum tam tersidir.

Aşama II' nin β bandında, T4 izlemeden önce daha yüksek bir GSY' yi gösteren kanaldır ve P4, Pz, O2 ve T5 izlemeden sonra daha yüksek bir GSY' yi gösteren kanallardır.

Bu sonuçlara dayanarak ve izlemeden önceki ve sonraki birçok kanaldaki GSY fark değeri değişikliklerine göre, baskın bantlar Aşama I' de δ , θ , α ve β ve Aşama II' de δ , θ ve α olarak seçilmiştir.



Şekil 3.8. δ , θ , α , β ve γ bantlarının beş katılımcısı için ortalama GSY (R2b) -GSY (R2a) farkı



Şekil 3.9. θ , α , β ve γ bantlarının beş katılımcıları için ortalama GSY (R3b) -GSY (R3a) farkı

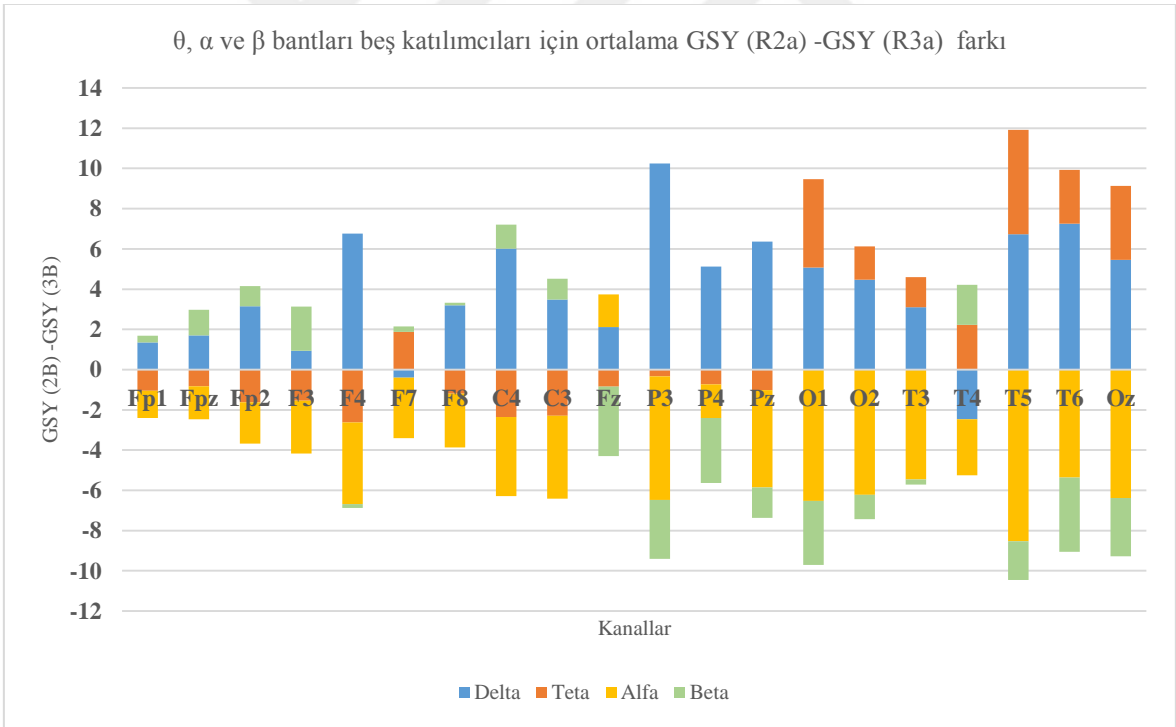
Tezin diğer bölümünde, Aşama III, 2B ve 3B videoları izledikten sonra insan beyin dalgalarında ne olduğunu ortaya çıkarmak için dikkate alınmıştır. Bu aşamada, insan beyninden gelen sinyaller, etkili özellik çıkarma yöntemi ve sınıflandırma algoritmaları kullanılarak birbirleriyle karşılaştırılmıştır. δ ve α bantlarında daha fazla kanalda GSY farklılıkları gözlenmiştir. Böylece, bu aşamada, bu bantlar çalışmanın devamı için baskın band olarak seçilmiştir. θ , α ve β bantlarının beş katılımcısı için ortalama GSY (R2a) - GSY (R3a)' nin farkı, Şekil 3.10' da gösterilmektedir. Gama bandı, 2B ve 3B videoları izledikten sonra birçok kanal sayısında GSY' sinde hiçbir fark olmadığı için dikkate alınmamıştır. Bu aşamanın δ bandında, T4 hariç hemen hemen tüm anlamlı kanallarda, 2B izleyicilerin GSY' si, 3B ile karşılaştırıldığında pozitif bir değere sahiptir ve T4' de durum tam tersidir. α bandında, tüm anlamlı kanallarda, 3B izleyicilerinin GSY' si 2B olandan daha pozitiftir. T5' de, 2B ve 3B video sonrası izleyiciler için, ortalama GSY' nin maksimum farkı gözlenmiştir. Ayrıca, bandın P3 kanalı, 2B ve 3B videoyu izledikten sonra maksimum GSY farkına sahiptir.

Baskın bantlar seçiminden sonra, bu çalışmanın ikinci amacı, 2B ve 3B videoları izledikten sonra iki Dinlenme aşamasını sınıflandırmaktır. Beş birey için KZFD ve ADD kullanılarak KeKKR ve DVM sınıflandırma sonuçların ortalaması sırasıyla Şekil 3.11 ve Şekil 3.12' de gösterilmiştir. Bu sınıflandırma sonuçlarına genel bir bakışla, DVM sınıflandırıcı ve ADD özellik çıkarma yönteminin KeKKR ve KZFD ile karşılaştırıldığında daha iyi bir sonuç verdiği sonucuna varılabilir. Bu çalışma iki sınıflı bir çalışma olduğundan, sınıflandırıcılardan gelen sonuçları kabul edilebilir bir düzeye getirmek için en iyi kanal kombinasyonunu kullanılmıştır. Önerilen sınıflandırıcıların sonuçlarını iyileştirmek için, her sınıflandırma yöntemi için, bu kombinasyonlar hem KeKKR hem de DVM algoritmalarında test edilmiştir. Bu kanallar ve bunların kombinasyonları, KZFD ve ADD özellik çıkarımına dayanan KeKKR ve DVM sınıflandırıcıları ile test edildi ve Şekil 3.13, Şekil 3.14, Şekil 3.15 ve Şekil 3.16' da sunulmuştur.

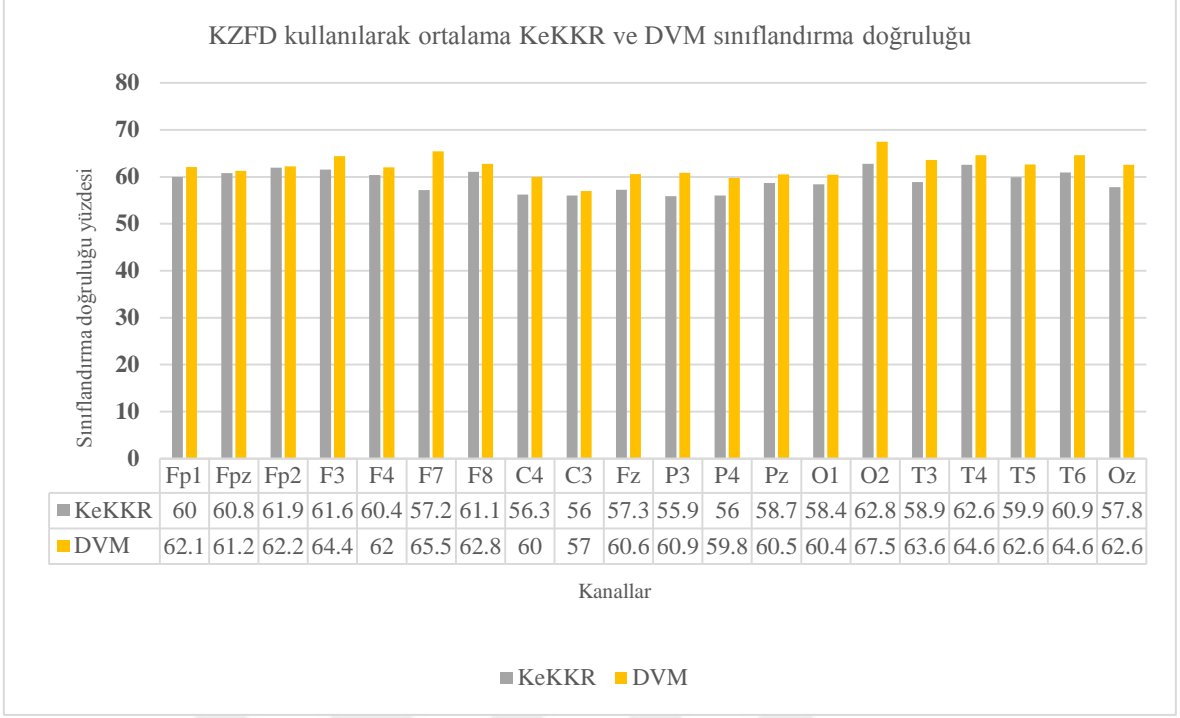
Bu seçilen kanal kombinasyonları, sınıflandırıcı sonuçlarını arttırmada önemli bir rol oynamaktadır. Ayrıca, KZFD' de sınıflandırmanın başarı yüzdesi, KeKKR ve DVM için sırasıyla % 73,36 ve % 89,11 artışa kadar gözlenmiştir. ADD için bu sonuçlar % 75,18 ve % 87,26' dır. Sınıflandırma doğruluğunun yanı sıra, tüm katılımcıların DVM

sınıflandırıcısı ve ADD özellik çıkarımı için ortalama duyarlılığı ve özgülüğü hesaplanmıştır. Bu çalışmada performans parametrelerinin, birbirleriyle iyi anlaşmaları gözlenmektedir. DVM sınıflandırıcısının en iyi kanal kombinasyonlarında, en iyi kanallar sıralandığında, KeKKR ve DVM' nin başarı oranının KZFD' de % 82 ve % 97' ye, ADD' de % 83 ve % 95' e yükseldiği gösterilmiştir.

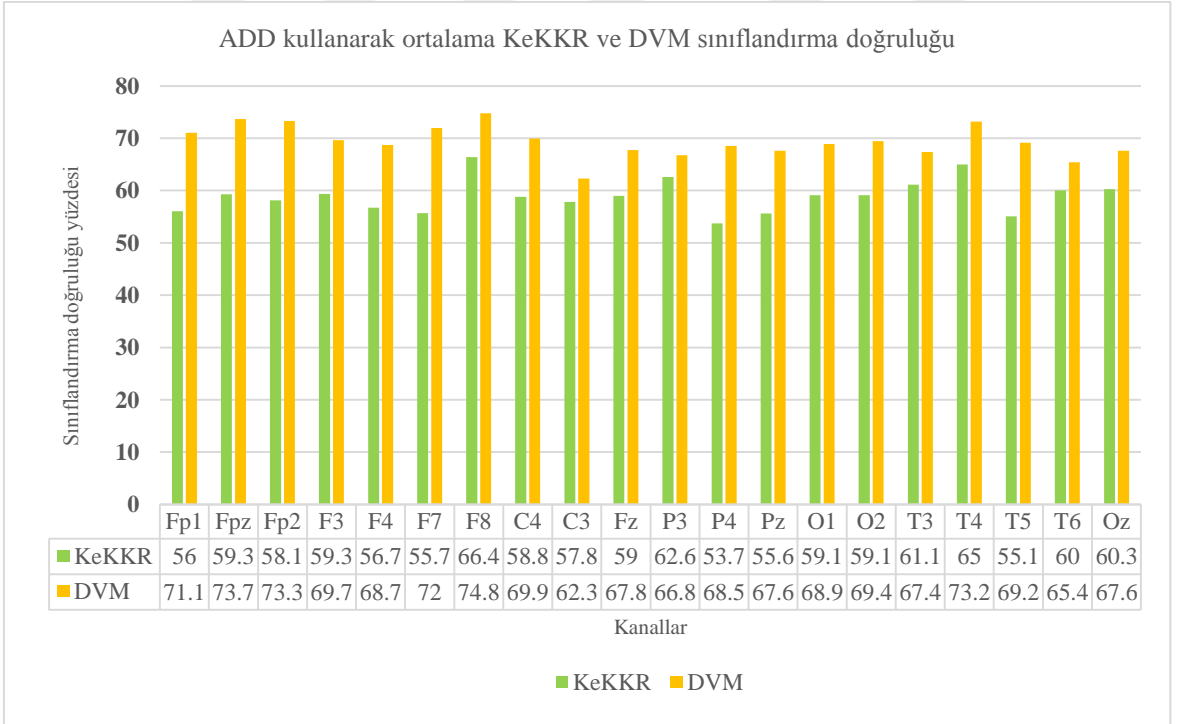
Sınıflandırıcı sonucunun iyileştirilmesine ek olarak, daha az EEG kanalı kullanarak biyomedikal çalışmalarda iyi bir başarı elde etmek önemlidir. Sonuç olarak, yüksek başarı yüzdesi ile daha az sayıda kanal arasındaki uyum oldukça önemlidir. Buna göre, DVM sınıflandırması çok fazla kanala sahip olduğundan, KZFD için (O2, F7, T4, T6, F3, T3, F8 ve T5) ve (F8, Fpz, Fp2, T4, F7 ve Fp1) ADD için kabul edilebilir sınıflandırma sonucuna dayanarak seçilmiştir. Bu kanal kombinasyonlarına bakıldığında, 2B/ 3B filmler izledikten sonra oksipital, temporal ve frontal lobların Dinlenme aşamasını sınıflandırmak için uygun loblar olduğu görülmüştür.



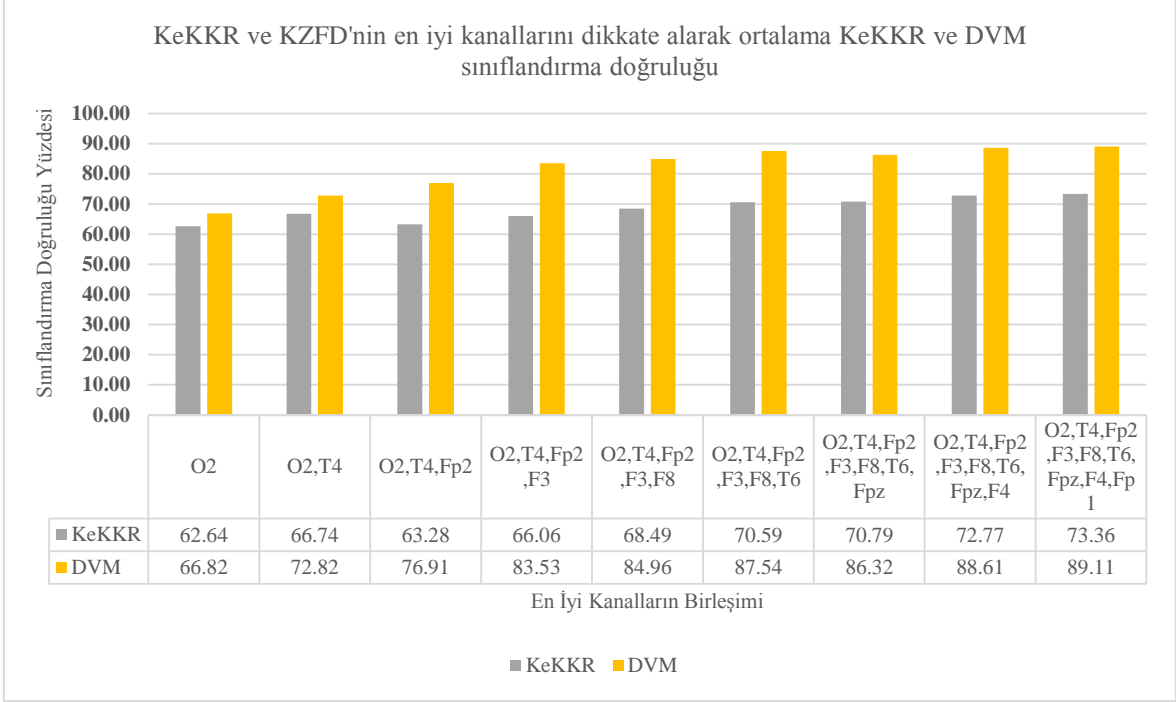
Şekil 3.10. θ, α ve β bantları beş katılımcısı için ortalama GSY (R2a) -GSY (R3a) farkı



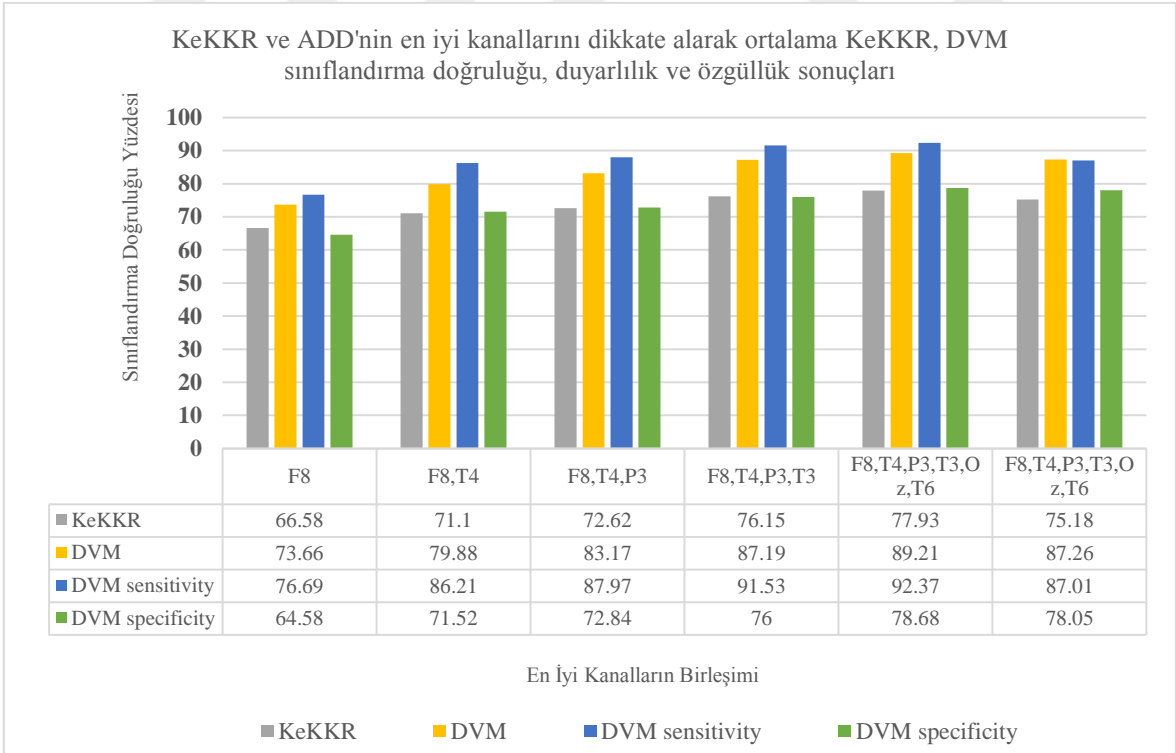
Şekil 3.11. KZFD kullanılarak ortalama KeKKR ve DVM sınıflandırma doğruluğu



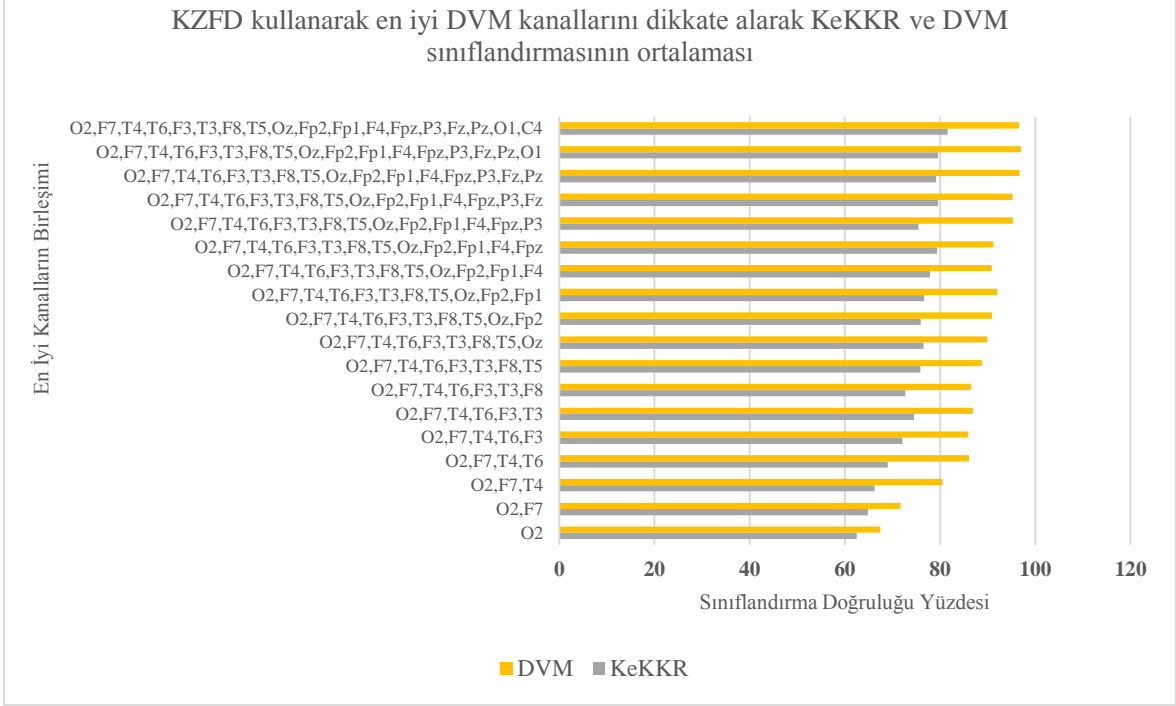
Şekil 3.12. ADD kullanarak ortalama KeKKR ve DVM sınıflandırma doğruluğu



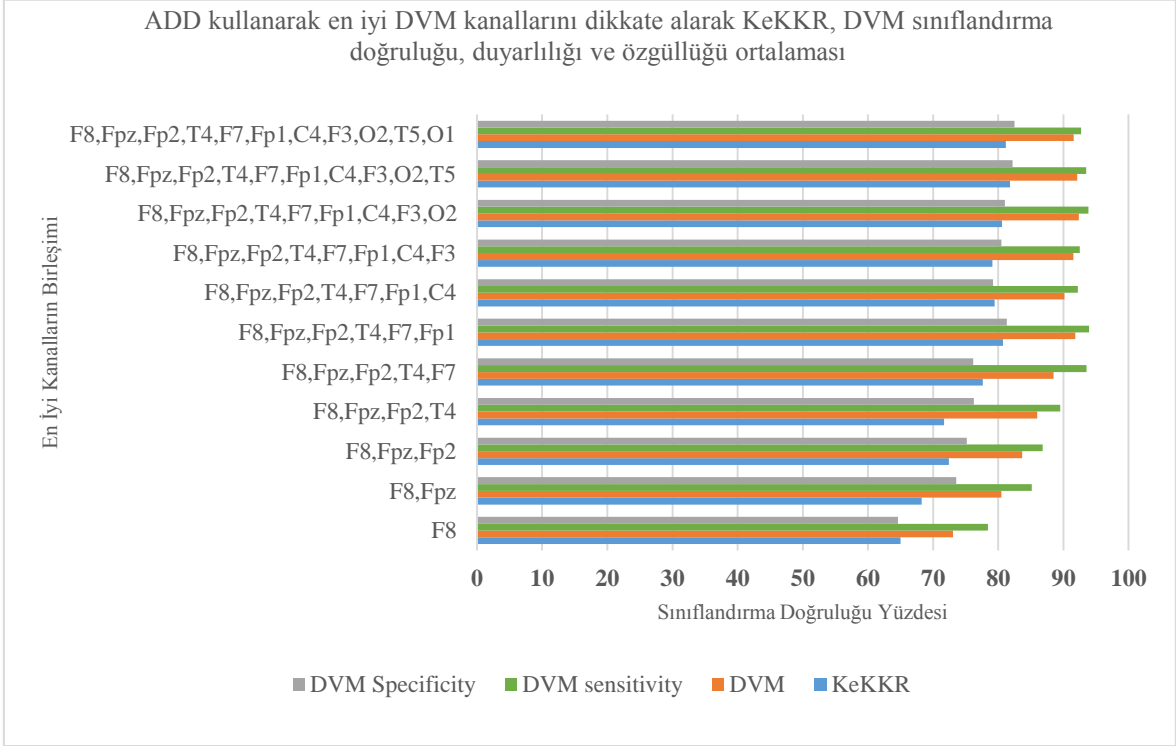
Şekil 3.13. KeKKR ve KZFD' nin en iyi kanallarını dikkate alarak ortalama KeKKR ve DVM sınıflandırma doğruluğu



Şekil 3.14. KeKKR ve ADD' nin en iyi kanallarını dikkate alarak ortalama KeKKR, DVM sınıflandırma doğruluğu, duyarlılık ve özgüllük sonuçları



Şekil 3.15. KZFD kullanarak en iyi DVM kanallarını dikkate alarak KeKKR ve DVM sınıflandırmasının doğruluğu



Şekil 3.16. ADD kullanarak en iyi DVM kanallarını dikkate alarak KeKKR, DVM sınıflandırma doğruluğu, duyarlılığı ve özgüllüğü ortalaması

3.1.1. Homojen Senaryo' ya Ait Bulgular

Video izleme:

- Bu çalışmada tüm EEG bantları, 2B ve 3B video izleyicilerin beyin sinyallerinin GSY' sini kullanılarak test edilmiştir. Daha sonra, bu modları belirlemek için baskın bantlar olarak δ ve θ bantları kullanılmıştır.

- 2B ve 3B çalışmalarında, EEG bantlarında beyin dalgalarının davranışı hakkında net bir karar yoktur. Bu çalışmada, tüm katılımcıların 2B ve 3B ortalama GSY farkını dikkate alarak her bir bandın her kanalı için, maksimum GSY farkına sahip daha fazla kanal içeren dominant bantlar seçilmiştir.

- Her bir kanal için ortalama KeKKR ve DVM sınıflandırma sonuçları bu araştırmanın kilit kanallarını daha önemli hale getirmiştir. Bu çalışmada en iyi sonuçları veren seçilmiş kanallar stereo vizyona ve derinlik algısına duyarlı bölgeleri temsil eden kanallarla örtüşmektedir.

- O harfi ile başlayan kanallar oksipital bölgeye ait olan ve insan görselinden sorumlu olan kanallardır. Bu çalışmada beklendiği gibi, bu kanallar en iyi kanal kombinasyonlarına dahil edilmiştir ve her iki sınıflandırma algoritması için rollerini göstermişlerdir.

- Bu kombinasyonda, bir sonraki önemli kanallar Temporal bölgeye aittirler. Bu lobun farklı sorumlulukları arasında görsel hafıza var olmaktadır.

- Frontal lobdan kanalların varlığı, dikkatin odağında bu kanalların önemini tanımlayabilir.

- Parietal lobun işlevi, beynin farklı bölgelerinden gelen duyuşsal bilgileri yorumlamaktır.

- Sınıflandırma performansının başarısını değerlendirmek için sınıflandırma doğruluğunun yanında iki duyarlılık ve özgüllük kriteri kullanılmıştır. Bu üç faktörün yüksek değerleri, sonuçta ortaya çıkan iyi bir sınıflandırmayı göstermiştir.

Video izlemeden önce ve sonra:

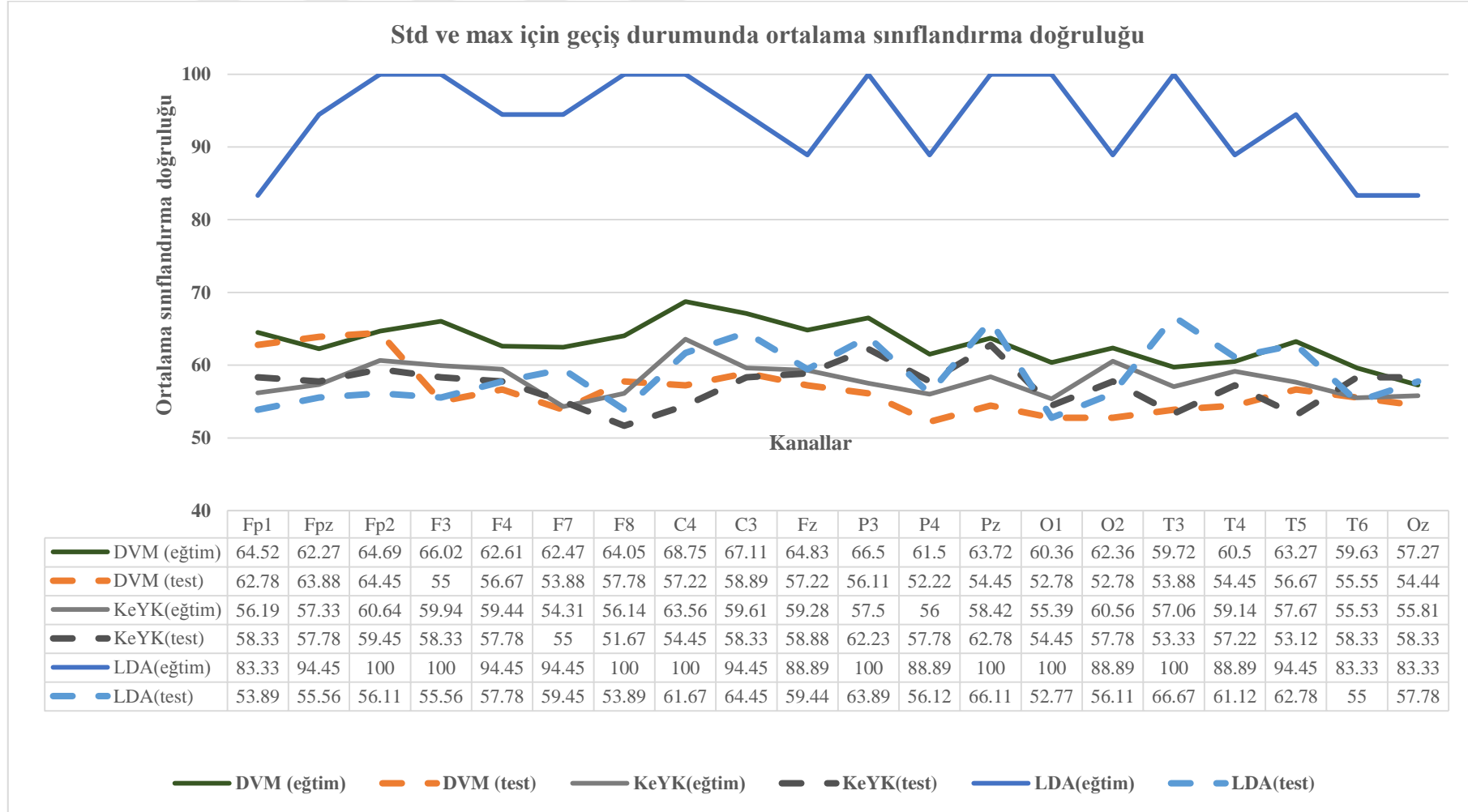
- Bu sınıflandırma sonuçlarına genel bir bakışla, DVM sınıflandırıcı ve ADD

özellik çıkarma yönteminin KeKKR ve KZFD ile karşılaştırıldığında daha iyi bir sonuç verdiği sonucuna varılabilir.

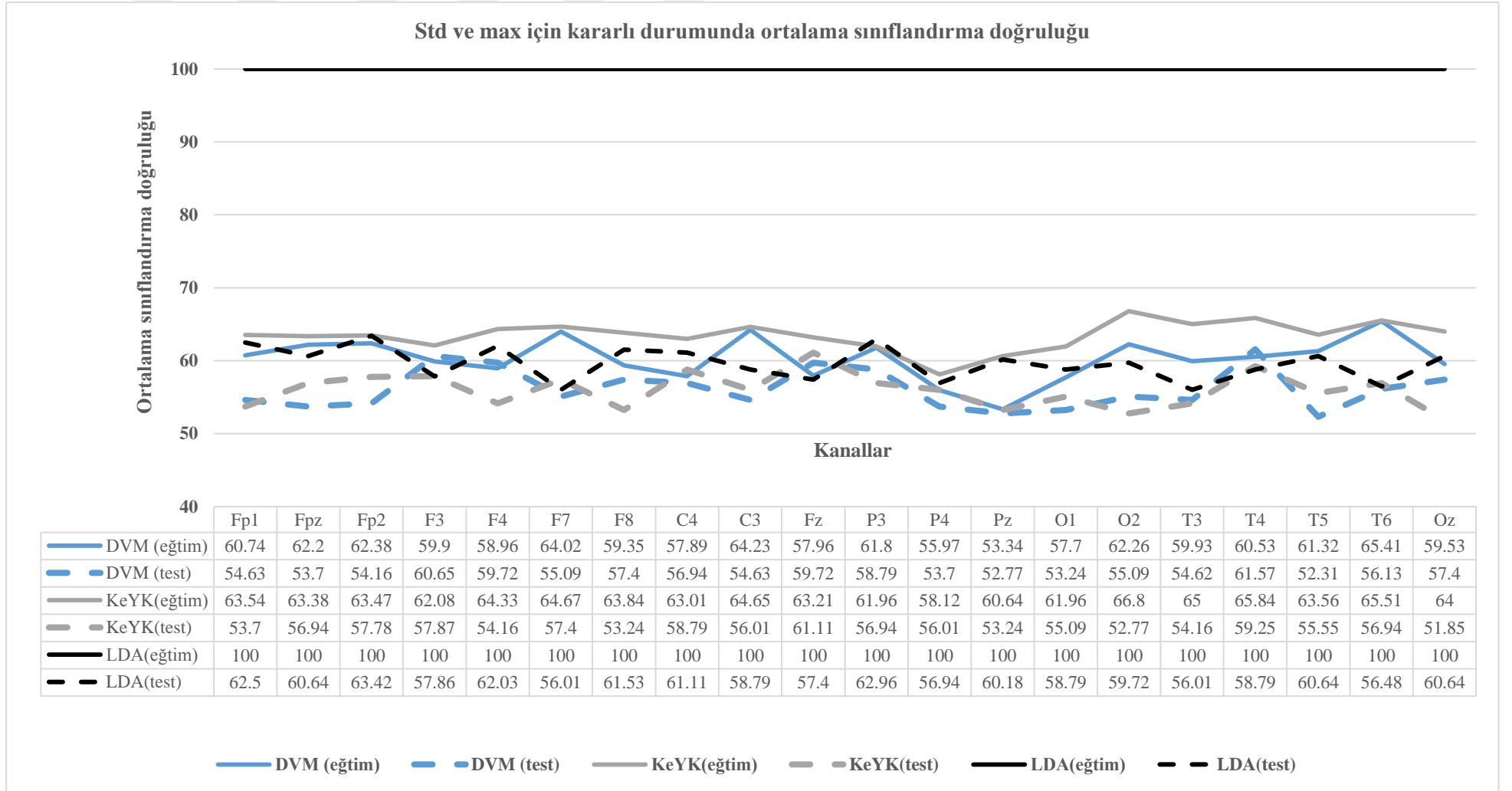
- Bu kanal kombinasyonlarına bakıldığında, 2B/ 3B filmler izledikten sonra oksipital, temporal ve frontal lobların Dinlenme aşamasını sınıflandırmak için uygun loblar olduğu görülmüştür.
- Bu çalışma genişletildiğinde, göz yorgunluğunu etkileyen faktörlere ve ayrıca 2B/ 3B video izlemede öngörülen insan beyni yanıtlarına ışık tutabilir.

3.2. Hybrid Senaryo' ya Ait Sonuçlar

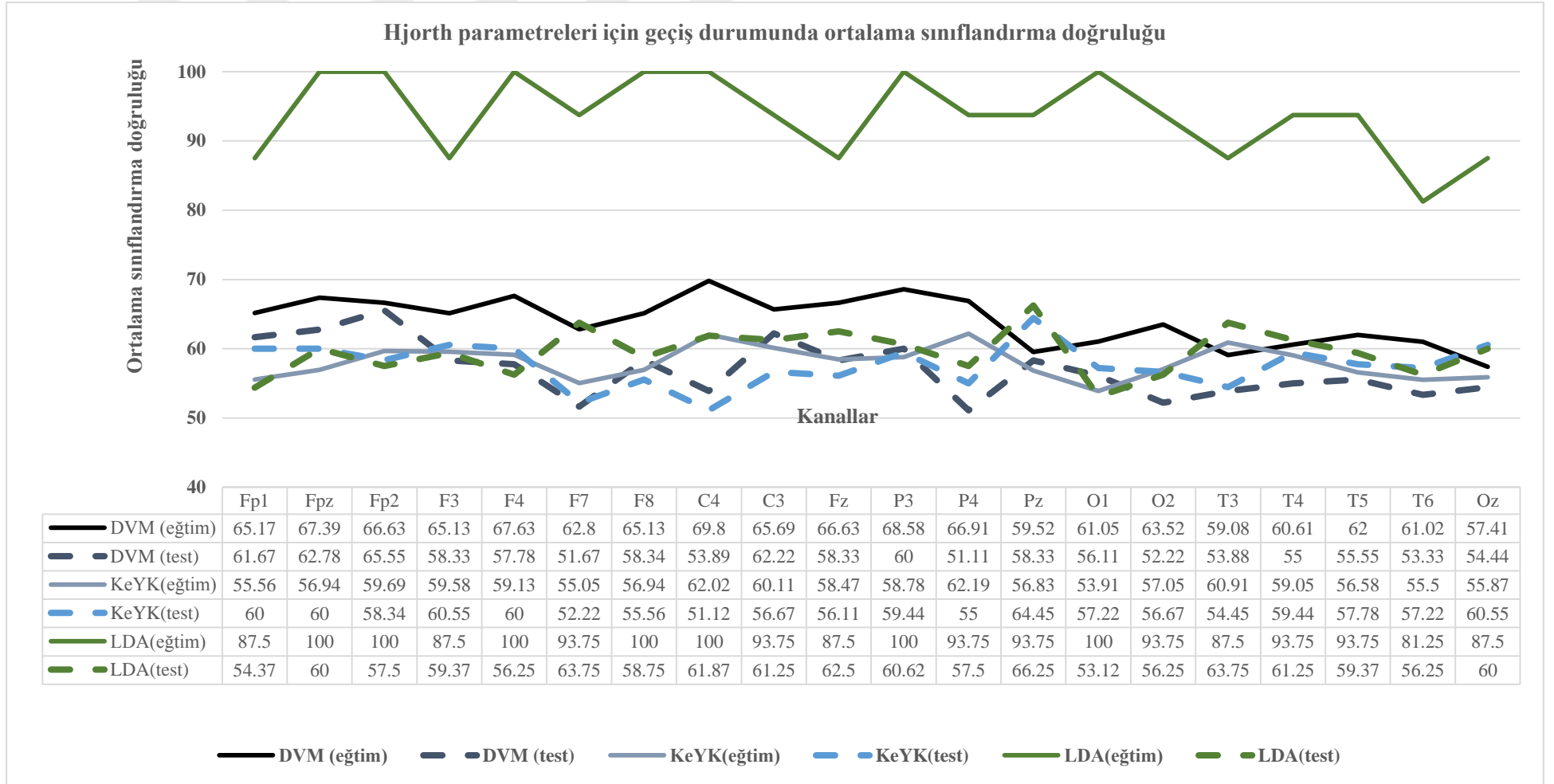
Geçiş ve kararlı durumlarında 2B_3B ve 3B_2B' yi ayrı ayrı analiz ve sınıflandırmak için geçiş anını kapsayan 5 saniyelik ve geçiş anını devre dışı bırakan 4 saniyelik pencere uzunluğu seçilmiştir. Geçiş ve kararlı durumunda her kanalda 9 kişiye ait DVM, keYK, LDA sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu EKLER bölümünde sırasıyla Tablo 7.1, Tablo 7.2, Tablo 7.3, Tablo 7.4, Tablo 7.5 ve Tablo 7.6' da sunulmuştur. Aynı şekilde Hjorth parametreleri için geçiş ve kararlı durumunda her kanalda 9 kişiye ait DVM, keYK, LDA sınıflandırma sonucu elde edilmiştir ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu sırasıyla Tablo 7.7, Tablo 7.8, Tablo 7.9, Tablo 7.10, Tablo 7.11 ve Tablo 7.12' de sunulmuştur. Bu çalışma iki sınıftan oluştuğu için, genel ortalama sınıflandırma sonuçlarının düşük olduğu gözlenmektedir. Bu durumda başka bir yöntem uygulayarak bu sonuçları yükseltmek gerekmektedir. Bu tabloların genel ortalama sonuçları eğitim ve test için geçiş ve kararlı durumlarında Şekil 3.17, Şekil 3.18, Şekil 3.19 ve Şekil 3.20' de ve ayrıca iki öznitelik çıkarma yöntem kıyaslaması Şekil 3.21 ve Şekil 3.22' de sunulmuştur.



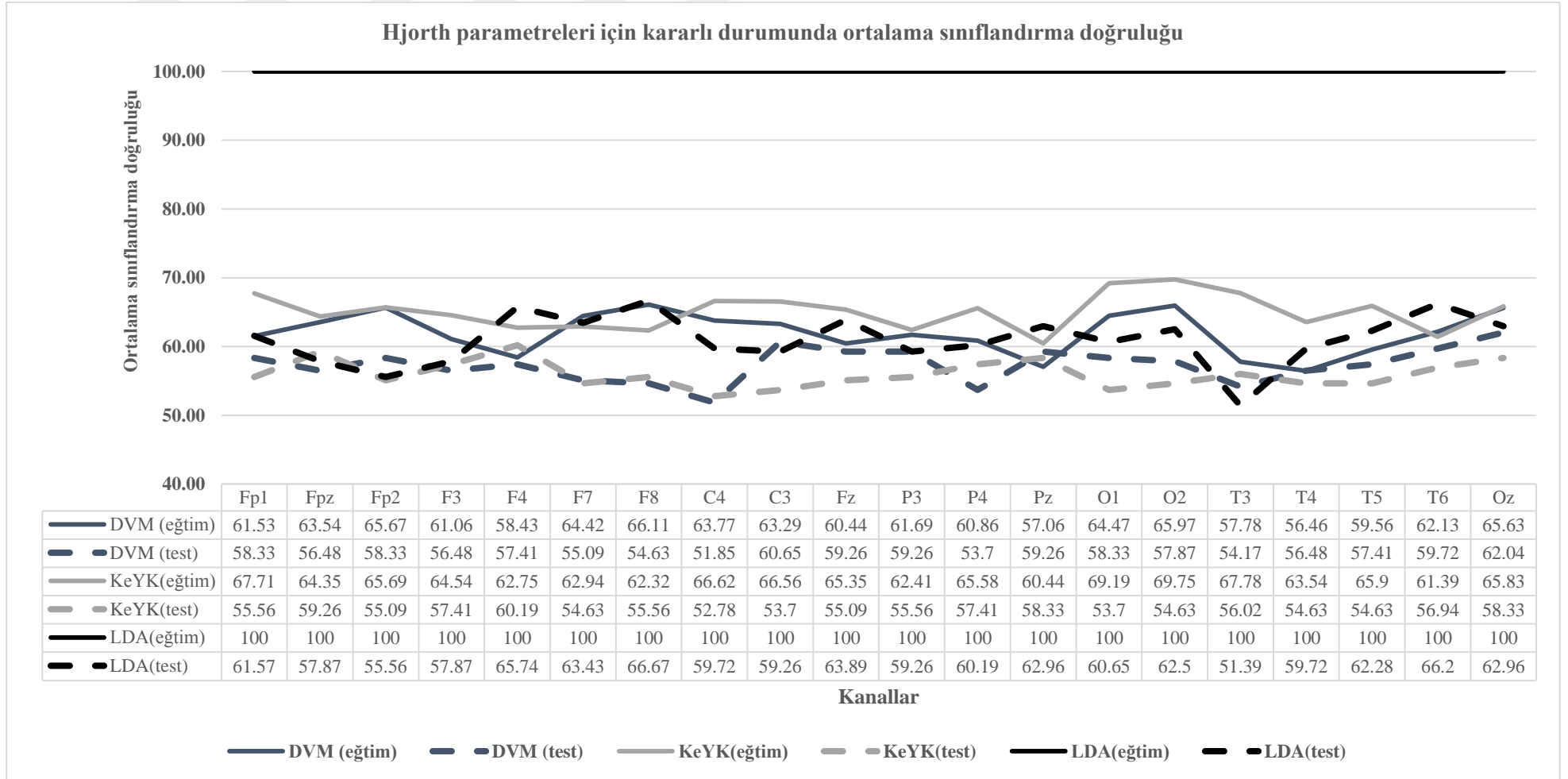
Şekil 3.17. Std ve max için geçiş durumunda ortalama sınıflandırma doğruluğu



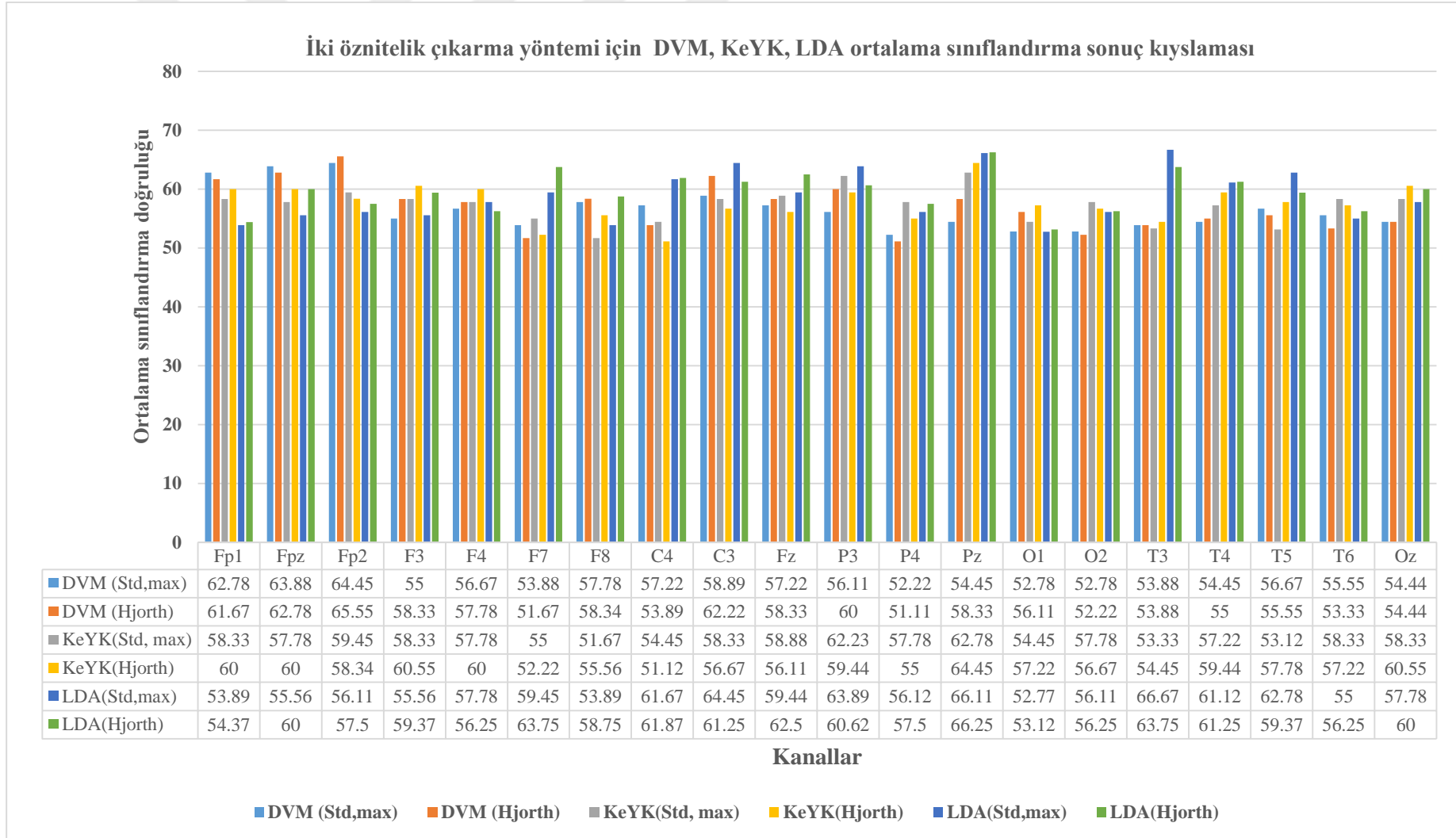
Şekil 3.18. Std ve max için kararlı durumda ortalama sınıflandırma doğruluğu



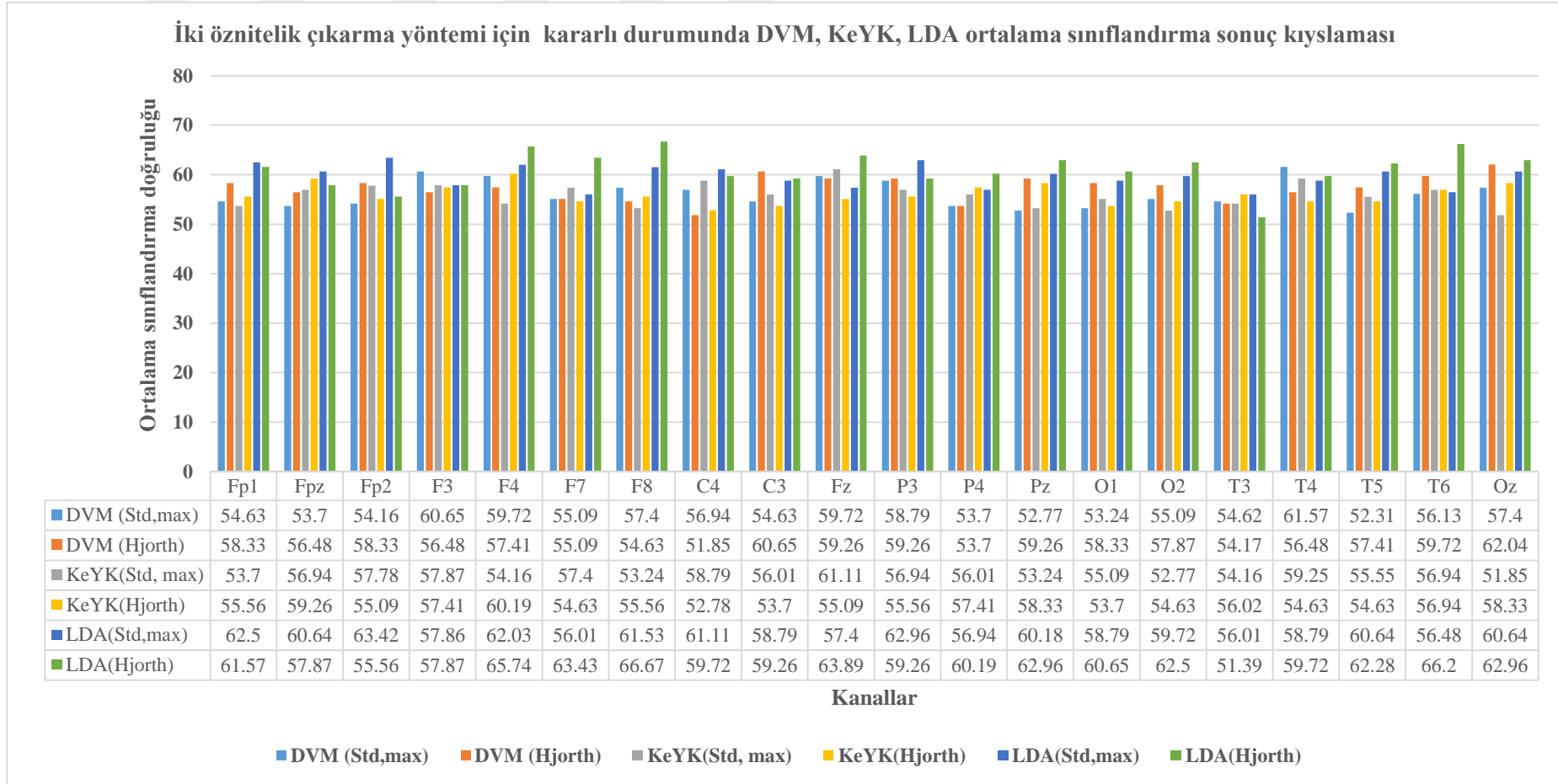
Şekil 3.19. Hjorth parametreleri için geçiş durumunda ortalama sınıflandırma doğruluğu



Şekil 3.20. Hjorth parametreleri için kararlı durumda ortalama sınıflandırma doğruluğu



Şekil 3.21. İki öznitelik çıkarma yöntemi için geçiş durumunda DVM, KeYK, LDA ortalama sınıflandırma sonuç kıyaslaması



Şekil 3.22. İki öznitelik çıkarma yöntemi için kararlı durumunda DVM, KeYK, LDA ortalama sınıflandırma sonuç kıyaslaması

3.2.1. Oylama (Voting) Yaparak Sınıflandırma Sonucunu İyileştirme

Kişilerin sınıflandırma sonucu iki öznitelik çıkarma yöntemi kullanarak elde edildikten sonra kanallar arası oylama işlemi yapılarak iki analiz dikkate alınmıştır. Birincisi kişi bazında sınıflandırma sonuçlarına bakarak en yoğun kanalların ait olduğu loblar etkinliği ve ikincisi 9 kişinin genel ortalama sınıflandırma sonucuna bakarak en iyi üç kanal etkinliği.

3.2.1.1. Temporal ve Frontal Lob Etkinliği

Tüm sınıflandırıcılar için tüm kişilerde en iyi doğruluk oranlarına sahip üç kanal kararlı ve geçiş durumunda iki öznitelik çıkarma yöntemiyle aşağıdaki tablolarda Tablo 3.1 ve Tablo 3.2’ de sıralanmıştır. Bu tablolara bakıldığında genel olarak temporal ve frontal bölgelerdeki kanalların var olduğu göze çarpmaktadır. Dolayısıyla 2B ve 3B video izlemede bu bölgelerin önemli olduğunu söyleyebiliriz.

Sınıflandırma sonuçlarını yükseltmek için her kişide en iyi doğruluk oranına sahip frontal ve temporal loblarından üç kanal Tablo 3.3 ve Tablo 3.4’ de belirlenmiştir. Sınıflandırma sonunda, bir karar mekanizmasına göre her bir epogün her grubu için sonuç açıklanmıştır. Bu karar mekanizması Tablo 3.5’ de özetlenmiştir. Bu tabloda nihai karar “kriterlere dayalı tahmini etiket” olarak adlandırılmaktadır. İki kanal (veya üç kanal) için tahmini epok etiketi 1 ise ve “2B_3B” olarak kabul edilirse, 1 değerini alır. Ayrıca, iki kanal (veya üç kanal) için tahmini epok etiketi 2 ise ve “3B_2B” olarak kabul edilirse, 2 değerini alır. Yöntem her bir epok için uygulanır.

Tablo 3.1. Geçiş durumunda 9 kişide en iyi üç kanal tablosu

	DVM		keYK		LDA	
	Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth
K1	T5, T6, F7	<u>O1</u> , <u>C3</u> , T6	<u>C3</u> , T6, <u>C4</u>	<u>Oz</u> , <u>Pz</u> , F3	<u>C3</u> , T6, <u>P3</u>	F8, Fz, <u>Oz</u>
K2	Fpz, Fp2, Fp1	<u>P3</u> , Fpz, F3	F3, <u>Oz</u> , T3	Fpz, F7, Fp2	<u>Pz</u> , T5, <u>P3</u>	F3, <u>O2</u> , F7
K3	Fpz, F8, T6	<u>C3</u> , T4, <u>Pz</u>	F8, Fz, <u>P4</u>	<u>O2</u> , <u>C3</u> , T4	Fz, T3, <u>P3</u>	<u>Pz</u> , T5, T4
K4	Fp2, Fp1, <u>Oz</u>	Fp1, Fp2, <u>Oz</u>	T4, <u>Pz</u> , Fp1	T4, <u>Pz</u> , Fp1	Fp2, T4, T5	Fp2, F4, T4
K5	F4, F8, Fz	F4, F8, Fpz	Fz, <u>P3</u> , <u>Pz</u>	F8, Fz, <u>P3</u>	T3, F4, <u>P3</u>	T3, F4, <u>C4</u>
K6	<u>P3</u> , <u>P4</u> , F4	<u>P3</u> , <u>P4</u> , F4	<u>O2</u> , Fpz, <u>P4</u>	<u>O2</u> , Fpz, <u>P3</u>	Fp1, F4, T3	Fp1, F4, T3
K7	Fp2, Fpz, <u>C3</u>	Fp2, Fpz, <u>C3</u>	<u>C3</u> , Fp2, <u>Pz</u>	<u>C3</u> , Fp2, <u>Pz</u>	F7, <u>Pz</u> , <u>C3</u>	F7, <u>C3</u> , <u>Pz</u>
K8	<u>Pz</u> , Fp1, Fp2	<u>Pz</u> , Fp1, Fp2	Fpz, Fp2, F3	Fpz, Fp2, F3	<u>Pz</u> , <u>C3</u> , <u>O2</u>	Pz, <u>C3</u> , Fz
K9	Fp1, Fpz, Fp2	Fp1, Fpz, Fp2	T4, Pz, F3	T4, F3, <u>P3</u>	T4, F8, P3	T4, <u>O1</u> , F3

Tablo 3.2. Kararlı durumunda 9 kişide en iyi üç kanal tablosu

	DVM		keYK		LDA	
	Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth
K1	F3, T4, <u>C3</u>	T6, Fp2, <u>O1</u>	T6, Fp2, T4	T3, T6, <u>Oz</u>	T4, F8, <u>P3</u>	<u>Pz, O2</u> , T3
K2	F3, F8, <u>P3</u>	F4, F3, F7	F7, T6, <u>Pz</u>	F3, <u>O2</u> , T3	P3, <u>Pz</u> , Fz	F3, F4, T4
K3	T4, Fz, Fp1	F8, T5, Fz	Fz, T5, T6	F8, <u>P4</u> , T6	<u>C3</u> , T5, Fpz	F8, F7, <u>P4</u>
K4	F3, F7, <u>C4</u>	<u>Oz</u> , F3, T6	F3, <u>C4</u> , F7	F7, F8, T3	T5, F3, Fp1	T6, T5, F3
K5	F4, F8, Fz	<u>Pz, P4</u> , Fp2	P3, Fp2, Fz	F3, Fz, Fpz	F8, <u>P3, O1</u>	<u>Pz</u> , F4, T6
K6	F4, T4, F3	T5, T6, <u>P3</u>	T4, T5, Fz	T4, Fp2, <u>P4</u>	T4, <u>C3</u> , Fp2	F4, T6, <u>Pz</u>
K7	<u>C3</u> , F4, Fp1	Fpz, <u>C3</u> , Fp1	F3, <u>C4, C3</u>	Fpz, F4, <u>C4</u>	Fp2, Fpz, Fp1	F8, Fpz, Fp2
K8	<u>Oz, O1, O2</u>	<u>Oz, O1, O2</u>	<u>O2, P4, O1</u>	F4, <u>O1, Oz</u>	Fp2, Fp1, Fz	<u>Oz, C3</u> , F7
K9	F7, <u>O2</u> , Fz	Fp2, T5, <u>Pz</u>	F3, F4, F7	<u>C3</u> , T6, Fp2	F7, <u>Oz, P4</u>	T6, T5, Fz

Tablo 3.3. Geçiş durumunda en iyi doğruluk oranına sahip frontal ve temporal loblardan üç kanal

	DVM		keYK		LDA	
	Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth
K1	T5, T6, F7	T6, Fp2, F3	T6, Fp1, T5	F3, T5, Fp1	T6, F7, T4	F8, Fz, Fpz
K2	Fpz, Fp2, Fp1	Fpz, F3, F8	F3, T3, Fp2	Fpz, F7, Fp2	T5, T4, F8	F3, F7, T6
K3	Fpz, F8, T6	T4, F8, Fz	F8, Fz, T6	T4, F7, F4	Fz, T3, T5	T5, T4, T6
K4	Fp2, Fp1, T3	Fp1, Fp2, T5	T4, Fp1, T6	T4, Fp1, Fp2	Fp2, T4, T5	Fp2, F4, T4
K5	F4, F8, Fz	F4, F8, Fpz	Fz, Fp2, F3	F8, Fz, F3	T3, F4, Fp2	T3, F4, T5
K6	F4, T5, T6	F4, Fz, T5	Fpz, F4, F7	Fpz, F8, F4	Fp1, F4, T3	Fp1, F4, T3
K7	Fp2, Fpz, T3	Fp2, Fpz, T3	Fp2, Fpz, Fz	Fp2, T5, T6	F7, T5, T3	F7, T5, T3
K8	Fp1, Fp2, F4	Fp1, Fp2, T5	Fpz, Fp2, F3	Fpz, Fp2, F3	Fp2, F7, T4	Fz, T4, T5
K9	Fp1, Fpz, Fp2	Fp1, Fpz, Fp2	T4, F3, Fp1	T4, F3, T5	T4, F3, F7	T4, F3, F7

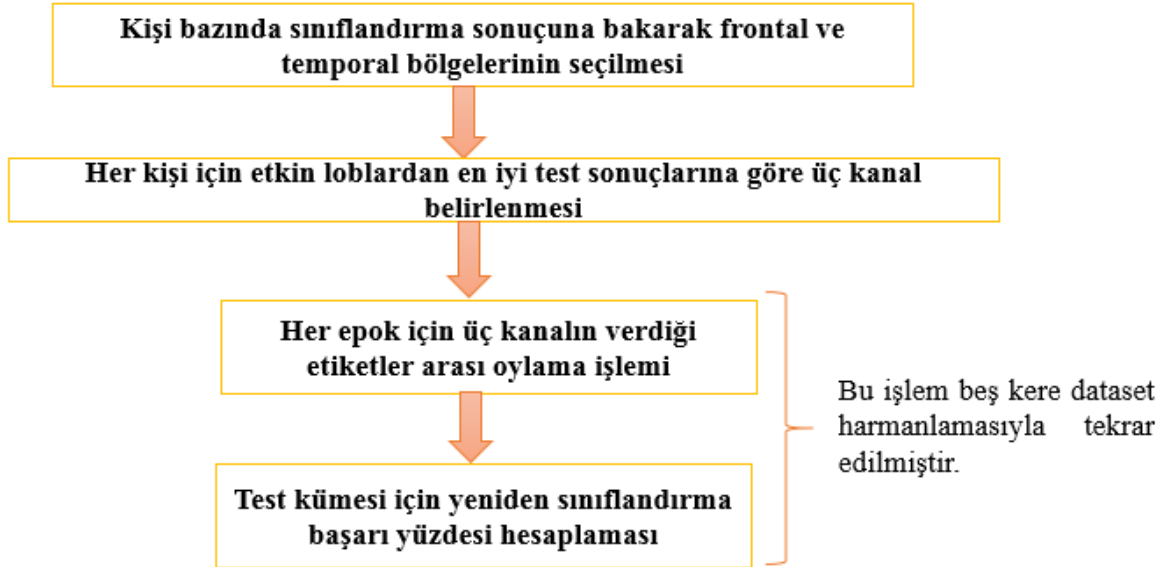
Tablo 3.4. Kararlı durumunda en iyi doğruluk oranına sahip frontal ve temporal loblardan üç kanal

	DVM		keYK		LDA	
	Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth
K1	F3, T4, T3	T6, Fp2, T3	T6, Fp2, T4	T3, T6, Oz	T4, F8, Fp1	T3, T5, T6
K2	F3, F8, Fpz	F4, F3, F7	F7, T6, T4	F3, T3, Fp1	Fz, F3, T5	F3, F4, T4
K3	T4, Fz, Fp1	F8, T5, Fz	Fz, T5, T6	F8, T6, Fp1	T5, Fpz, Fp2	F8, F7, F4
K4	F3, F7, F4	F3, T6, F7	F3, F7, F8	F7, F8, T3	T5, F3, Fp1	T6, T5, F3
K5	F4, F8, Fz	Fp2, Fp1, Fpz	Fp2, Fz, T3	F3, Fz, Fpz	F8, Fp1, Fpz	F4, T6, F7
K6	F4, T4, F3	T5, T6, F8	T4, T5, Fz	T4, Fp2, T5	T4, Fp1, T3	F4, T6, Fpz
K7	F4, Fp1, Fz	Fpz, Fp1, Fp2	F3, T4, T5	Fpz, F4, Fp2	Fp2, Fpz, Fp1	F8, Fpz, Fp2
K8	F7, Fz, T4	F4, T6, F7	Fpz, Fp2, T6	F4, T4, T6	Fp2, Fp1, Fz	F7, T4, T5
K9	F7, Fz, T4	Fp2, T5, T6	F3, F4, F7	T6, Fp2, F3	F7, T6, F3	T6, T5, Fz

Tablo 3.5. Ölçütlere göre tahmini etiket

Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Tahmini etiket
1	1	1	1
1	1	2	1
1	2	1	1
1	2	2	2
2	1	1	1
2	1	2	2
2	2	1	2
2	2	2	2

Böylece hipotezimizde iki öznitelik yönteminde de sadece delta bandından 2, 3 ve 4 Hz ve EEG beyin loblarından temporal ve frontal lobları geçiş ve kararlı durumların 2B_3B ve 3B_2B sınıflandırılması için kullanılmıştır. En iyi üç kanalda oylama işlemi yaparak 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini kararlı ve geçiş durumu sınıflandırabilmek için 2, 3 ve 4 Hz frekanslarında 1-1.5 ve 1.5-3 saniye zaman aralıklarında epokların hem max ve hem standart sapmasını (std ya SS) ve Hjorth parametrelerini kullanarak DVM, keYK, LDA sınıflandırma sonuçları 9 kişi için sunulmuştur. Oylama akış şeması Şekil 3.23' de gösterilmektedir. Sınıflandırma sonucu oylamadan sonra kararlı ve geçiş durumu için sırasıyla Tablo 3.6 ve Tablo 3.7' de sunulmuştur.



Şekil 3.23. Temporal ve frontal lob etkinliği oylama akış şeması

Tablo 3.6. Temporal ve frontal lob etkinliğinde oylama işlemi yaparak 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini geçiş durumu için sınıflandırma sonuçları

		DVM (%Başarı)		KeYK (%Başarı)		LDA (%Başarı)	
		Std , max	Hjorth	Std, max	Hjorth	Std, max	Hjorth
Kisi 1	Doğruluk	71	77	63	69	60	85
	Duyarlılık	87.14	80.74	64.95	61.76	62.5	81.82
	Özgünlük	65.51	74.95	62	100	58.33	88.89
Kisi 2	Doğruluk	64	62	66	68	80	80
	Duyarlılık	62.33	60.45	68	100	75	80
	Özgünlük	75.1	64.17	68.02	61.34	88	80
Kisi 3	Doğruluk	65	64	63	67	90	65
	Duyarlılık	60.31	67.22	57.6	69.06	83.33	66.67
	Özgünlük	78.29	61.82	100	66.1	100	63.64
Kisi 4	Doğruluk	79	80	78	79	75	75
	Duyarlılık	73.83	72.14	76.09	78.55	66.67	66.67
	Özgünlük	88.06	97.5	80.61	79.56	100	100
Kisi 5	Doğruluk	89	88	74	79	85	85
	Duyarlılık	83.03	82.73	72.89	74.54	88.89	88.89
	Özgünlük	97.78	95.56	79.38	88.42	81.82	81.82
Kisi 6	Doğruluk	61	62	80	80	75	75
	Duyarlılık	66.67	66.29	83.03	82.59	77.78	77.78
	Özgünlük	58.44	59.89	78.56	78.78	72.73	72.73
Kisi 7	Doğruluk	85	85	76	74	75	75
	Duyarlılık	81.82	81.82	70.04	67.56	69.23	69.23
	Özgünlük	88.89	88.89	91.11	92.7	85.71	85.71
Kisi 8	Doğruluk	68	69	76	73	65	65
	Duyarlılık	67.45	68.73	74.08	73.7	63.64	63.64
	Özgünlük	68.67	69.33	80.71	74.63	66.67	66.67
Kisi 9	Doğruluk	76	78	82	80	80	80
	Duyarlılık	82.7	84.31	86.62	80.56	80	80
	Özgünlük	71.72	76.54	81.78	82.43	80	80
Ortalama	Doğruluk	73	74	73	74	76	76
	Duyarlılık	73.92	73.83	72.58	76.48	74.11	80.44
	Özgünlük	76.94	76.52	80.21	74.97	81.42	79.94

Tablo 3.7. Temporal ve frontal lob etkinliğinde oylama işlemi yaparak 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini kararlı durumu için sınıflandırma sonuçları

		DVM (%Başarı)		KeYK (%Başarı)		LDA (%Başarı)	
		Std, max	Hjorth	Std, max	Hjorth	Std, max	Hjorth
Kisi 1	Doğruluk	70	70	67	65	55	80
	Duyarlılık	75	80	73.78	73.33	77.78	83.33
	Özgünlük	100	60	93	80	54.55	75
Kisi 2	Doğruluk	70	70	65	70	65	85
	Duyarlılık	86	80	81.82	75	85.71	100
	Özgünlük	58.65	60	66.67	100	53.85	88.89
Kisi 3	Doğruluk	54	70	77	70	75	90
	Duyarlılık	69.42	70	89.61	78.57	81.82	100
	Özgünlük	55.4	50	84.44	83.33	66.67	66.67
Kisi 4	Doğruluk	70	70	65	55	65	80
	Duyarlılık	90	83.33	81.82	64.7	85.71	90
	Özgünlük	70	75	66.67	66.67	53.85	70
Kisi 5	Doğruluk	65	60	60	80	70	70
	Duyarlılık	73.33	75	71.43	78.57	83.33	78.57
	Özgünlük	80	50	66.67	83.33	75	83.33
Kisi 6	Doğruluk	65	75	60	75	70	75
	Duyarlılık	69.23	100	64.29	88.89	71.43	84.62
	Özgünlük	57.14	72.73	50	63.64	66.67	85.71
Kisi 7	Doğruluk	70	65	80	70	85	80
	Duyarlılık	80	69.23	83.33	78.57	90.91	91.67
	Özgünlük	60	57.14	75	83.33	77.78	87.5
Kisi 8	Doğruluk	50	60	55	60	80	70
	Duyarlılık	66.67	80	64.71	80	91.67	83.33
	Özgünlük	50	60	66.67	60	87.5	75
Kisi 9	Doğruluk	75	70	65	60	70	80
	Duyarlılık	73.33	90	70.58	87.5	83.33	91.67
	Özgünlük	80	70	100	58.33	75	87.5
Ortalama	Doğruluk	65.44	68	67.55	67	71.66	79
	Duyarlılık	75.88	80.84	76.32	78.35	82.63	89.24
	Özgünlük	67.91	61.65	74.78	75.4	67.94	79.96

3.2.1.2. Genel Ortalama Sonuçuna Bakarak En İyi Üç Kanal Etkinliği

Ayrıca tüm kişilerin genel ortalama doğruluk oranlarına istinaden en iyi üç kanal Tablo 3.8 ve Tablo 3.9’ da sunulmuştur. Daha sonra her bir test epogu için üç kanal arasında oylama işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu kanallar arası oylama yaparak test epoklarının etiketleri belirlenmiştir. Genel ortalama sonuçuna bakarak en iyi üç kanal etkinliği oylama

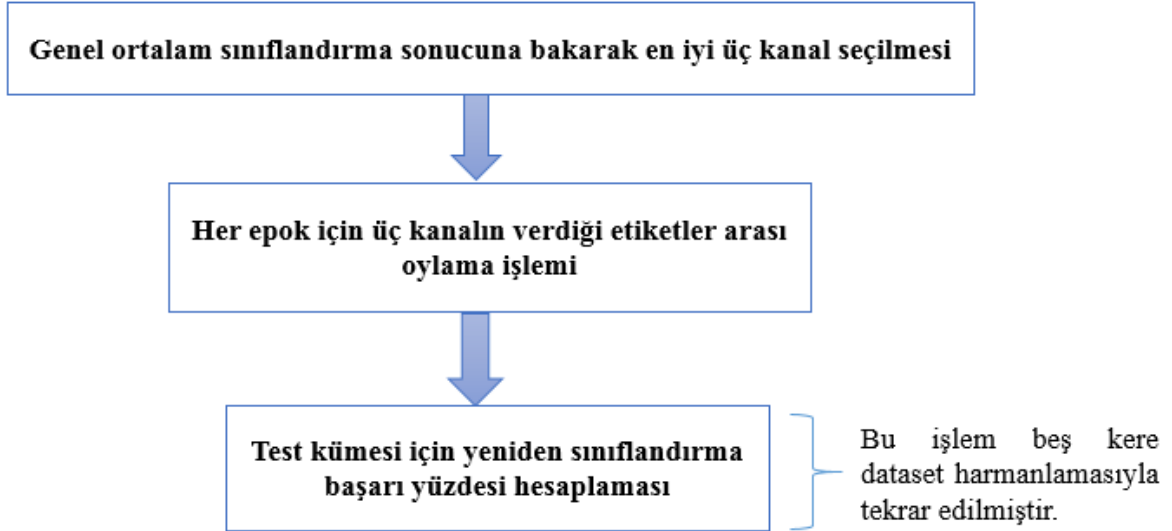
akış şeması Şekil 3.24' de gösterilmiştir. En iyi üç kanal etkinliğine dayanarak 2B_3B ve 3B_2B geçişlerinin geçiş ve kararlı durumu için sınıflandırma sonuçları sırasıyla Tablo 3.10 ve Tablo 3.11' de sunulmuştur.

Tablo 3.8. Geçiş durumunda genel ortalama sonucuna göre iyi üç kanal tablosu

DVM		keYK		LDA	
Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth
Fp1	Fp2	Pz	Pz	T3	Pz
Fpz	Fpz	P3	F3	Pz	F7
Fp2	C3	Fp2	Oz	C3	T3

Tablo 3.9. Kararlı durumunda genel ortalama sonucuna göre iyi üç kanal tablosu

DVM		keYK		LDA	
Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth	Std ve max	Hjorth
T4	C3	Fz	F4	Fp2	F8
F3	Oz	T4	Fpz	P3	T6
F4	T6	C4	Pz	Fp1	F4



Şekil 3.24. Genel ortalama sonucuna bakarak en iyi üç kanal etkinliği oylama akış şeması

Tablo 3.10. En iyi üç kanal etkinliğine dayanarak 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini geçiş durumu için sınıflandırma sonuçları

		DVM (%Başarı)		KeYK (%Başarı)		LDA (%Başarı)	
		Std, max (Fp2,Fpz,Fp1)	Hjorth (Fp2, Fpz, C3)	Std, max (P3, Pz, Fp2)	Hjorth (Pz, F3, Oz)	Std, max (T3, Pz, C3)	Hjorth (Pz, T3, F7)
Kisi 1	Doğruluk	65	75	65	80	55	75
	Duyarlılık	80	72.72	61.9	71.43	54.54	72.72
	Özgünlük	60	77.78	70.83	100	55.55	77.78
Kisi 2	Doğruluk	55	60	57.5	70	65	70
	Duyarlılık	53.57	66.67	64.42	68.89	80	100
	Özgünlük	58.33	57.14	56.7	76.36	60	62.5
Kisi 3	Doğruluk	55	55	60	68	55	65
	Duyarlılık	54.2	54.55	57.14	62.14	53.33	63.64
	Özgünlük	56.35	55.56	66.67	81.67	60	66.67
Kisi 4	Doğruluk	55	73	50	73	75	65
	Duyarlılık	53.94	65.48	50	80.36	77.78	63.64
	Özgünlük	57.78	91.67	50	67.95	72.72	66.67
Kisi 5	Doğruluk	50	70	70	65	65	65
	Duyarlılık	50	64.29	66.36	63.64	61.53	63.64
	Özgünlük	50	83.33	78.89	66.67	71.42	66.67
Kisi 6	Doğruluk	60	48	58	58	80	70
	Duyarlılık	66.67	45	55.57	66.07	87.5	83.33
	Özgünlük	57.14	48.33	60.71	55.05	75	64.28
Kisi 7	Doğruluk	70	80	75	67.5	70	80
	Duyarlılık	100	80	66.67	63.78	66.67	80
	Özgünlük	62.5	80	100	74.1	75	80
Kisi 8	Doğruluk	45	62.5	45	78	80	75
	Duyarlılık	46.67	58.57	44.51	77.78	80	69.23
	Özgünlük	40	73.33	44.51	78.41	80	85.71
Kisi 9	Doğruluk	45	72.5	62.5	75	65	75
	Duyarlılık	47.05	76.38	83.33	72.73	80	100
	Özgünlük	33.33	69.69	57.98	77.78	60	66.67
Ortalama	Doğruluk	55.55	66	60.33	70	67.77	71.11
	Duyarlılık	61.34	64.85	61.12	69.65	71.26	77.36
	Özgünlük	52.82	70.76	65.14	75.33	67.74	70.77

Tablo 3.11. En iyi üç kanal Etkinliğine dayanarak 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini kararlı durumu için sınıflandırma sonuçları

		DVM (%Başarı)		KeYK (%Başarı)		LDA (%Başarı)	
		Std, max (T4, F3, F4)	Hjorth (C3, Oz, T6)	Std, max (Fz, T4, C4)	Hjorth (F4, Fpz, Pz)	Std, max (Fp2, P3, Fp2)	Hjorth (F8, T6, F4)
Kisi 1	Doğruluk	50	55	60	60	60	75
	Duyarlılık	62.5	69.23	75.25	63.93	83.33	81.81
	Özgünlük	41.66	57.14	55.05	83.33	50	66.67
Kisi 2	Doğruluk	70	60	67.5	45	70	80
	Duyarlılık	64.28	62.5	62.14	61.81	80	80
	Özgünlük	50	41.67	45	42.22	60	80
Kisi 3	Doğruluk	45	47.5	50	45	70	85
	Duyarlılık	63.63	57.27	66.67	57.89	75	92.3
	Özgünlük	44.45	50	50	50	82.5	100
Kisi 4	Doğruluk	50	52.5	50	60	55	70
	Duyarlılık	66.67	69.69	67.53	66.67	77.78	90
	Özgünlük	46.42	52.77	45.23	50	54.54	70
Kisi 5	Doğruluk	55	62.5	50	67.5	60	75
	Duyarlılık	66.67	66.96	58.94	65.12	80	90.9
	Özgünlük	60	43.91	20	47.22	60	77.78
Kisi 6	Doğruluk	52	42.5	62.5	70	65	80
	Duyarlılık	53.7	29.16	68.08	75	72.72	85.71
	Özgünlük	35.89	33.27	66.67	62.5	55.55	100
Kisi 7	Doğruluk	57.5	70	57.5	75	75	85
	Duyarlılık	66.72	76.04	65.68	76.92	81.81	90.9
	Özgünlük	70.83	75	83.33	71.42	66.67	77.78
Kisi 8	Doğruluk	50	55	52.5	47.5	50	75
	Duyarlılık	50	55.55	66.75	59.93	61.11	84.61
	Özgünlük	50	36.36	53.57	40.17	50	85.71
Kisi 9	Doğruluk	55	60	45	65	50	75
	Duyarlılık	63.63	87.5	60	79.22	62.5	90.9
	Özgünlük	44.45	58.33	40	54.7	50	77.78
Ortalama	Doğruluk	53.89	56.11	55	59.44	61.67	77.78
	Duyarlılık	61.96	63.76	65.67	67.39	74.91	87.46
	Özgünlük	49.3	49.82	55.99	55.73	56.58	79.52

3.2.2. Hybrid Senaryo' ya Ait Bulgular

Yapılan tez çalışmasında önceden belirlenen senaryo eşliğinde 2B_3B ve 3B_2B geçişlerine ilişkin EEG kayıtlarının veri setleri elde edilmiştir. 2B ve 3B teknolojisiyle ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında beynin beş lobunu temsil eden kanalları ve bütün EEG bantlarını kullanarak ayrıntılı nicel bir araştırmaya rastlanmamıştır. Tek bir video kullanarak 2B_3B ve 3B_2B rastgele geçişleri olan videoyu bireylere izleterek hem kritik geçiş anı (transition) sağlayan pencere uzunlukları ve hem bu anı devre dışı bırakarak kararlı durum (steady state) dikkate alınmıştır. Bu alanda yapılan çalışmalarda 2B_3B ve 3B_2B geçişlerde geçiş anını yakalama çabasına rastlanmamıştır. Bizim hipotezimizde bu geçiş anını yakalama çabası insanların göz anatomisine dayanmaktadır. İnsanlar göz yapıları nedeniyle çevrelerini 3B olarak görürler. Uykulu ve yorgun oldukları durumlarda derinlik algısının kaybolabileceğini idda edebiliriz. Bu sebeble 2B_3B ve 3B_2B geçişlerin hem kritik ve hem kararlı durumlar için analiz ve sınıflandırılması önem taşımaktadır.

2B_3B ve 3B_2B geçişleri kritik ve kararlı durumlarda ayrı ayrı analiz edilmiştir. KZFD' ne dayalı GSY spektrogram grafiklerine bakarak delta bandından 2, 3 ve 4 Hz frekanslar hipotezi, bu geçişlerde baskın band olarak seçilmiştir. Bu frekanslarda std, max ve Hjorth parametrelerini kullanarak kritik geçiş ve kararlı durum sınıflandırma için hazırlanmıştır. DVM, KeYK ve LDA sınıflandırma teknikleri kullanılarak her iki durumdada analiz edilmiştir.

Genel bir bakışla Tablo 7.1, Tablo 7.2, Tablo 7.3, Tablo 7.4, Tablo 7.5, Tablo 7.6, Tablo 7.7, Tablo 7.8, Tablo 7.9, Tablo 7.10, Tablo 7.11 ve Tablo 7.12' de kişi bazında sınıflandırma sonuçlarında her üç teknikte frontal ve temporal loblara ait kanallar bu geçiş sınıflandırmasını her iki durumda en iyi yapan kanallardır. Aynı konu 9 kişinin ortalama sınıflandırma sonucu için de geçerlidir. Böylece 2B_3B ve 3B_2B geçiş sınıflandırmasında delta bandı ve loblardan frontal ve temporal loblarına ait kanalların etkili olduğu görülmektedir. Genel ortalama sonuçlarına istinaden parietal lobunun 2B_3B ve 3B_2B geçiş sınıflandırmasında önemli olduğu düşünülmektedir.

Geçiş ve kararlı durumunda 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini sınıflandırma sonucuna genel olarak bakıldığında Hjorth parametreleri ve LDA sınıflandırma tekniği hem kişi bazında hem de 9 kişi sonuç ortalama açısından daha iyi sonuç verdiği görülmektedir. Öte yandan iki sınıflı hybrid senaryosunda genel sınıflandırma başarı yüzdesinin düşük olduğu göze çarpmaktadır. Bu problemi çözmek için bu senaryoda iki farklı etkinlik analiz edilerek kişi

bazında lob etkinliği ve genel ortalama sonuuna bakarak en iyi u kanal etkinliği dikkate alınmıştır.

Kişi bazında lob etkinliğinde her kişide en iyi başarı sonuunu veren u kanal seçilmiştir. Bu kanallar kombinasyonu Tablo 3.1 ve Tablo 3.2' de gösterilmektedir. Bu tablolara bakıldığında frontal ve temporal lobların kanal yoğunlu açısından yeni bir kanal kombinasyonu sadece bu loblardan sınıflandırma sonuu iyileştirmek amaçıyla oluşturulmuştur. Bu işlem en iyi test sonuçlarına göre u kanal belirlenmesi şeklinde yapılmıştır. Her epok için her kanalın verdiği etiketler arası oylama işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu kanal kombinasyonları Tablo 3.3 ve Tablo 3.4' de gösterilmektedir. Son olarak test kümesinde yeniden sınıflandırma başarı yüzdesi hesaplanarak sonuçların yükseldiği Tablo 3.6 ve Tablo 3.7' de geçiş ve kararlı durum için gösterilmiştir.

Sonuçlar değerlendirildiğinde hem kişi bazında hem de genel ortalama açısından sırasıyla baskın loblar etkinliği ve en iyi u kanal etkinliği dikkate alınmıştır. Loblar etkinliğinin 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini geçiş durumu analizinde Tablo 3.6' a bakıldığında en iyi sınıflandırma sonuçları LDA tekniğinde iki öznitelik çıkarma yöntemiyle ve % 76 başarı ile sağlanmaktadır. Kararlı durumda ise yani Tablo 3.7' de en iyi teknik LDA ve Hjorth parametresinde ve % 79 başarıyla elde edilmiştir. İkinci analizde genel ortalama sonuçlarına bakarak en iyi u kanal etkinliğinde hem geçiş ve hem kararlı durumda Hjorth parametreleri öznitelik yöntemi olarak ve LDA tekniği sınıflandırma olarak en iyi sonuu sunmaktadır. Sınıflandırma sonuçları 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini geçiş ve kararlı durum analizinde sırasıyla % 71.11 ve % 77.78 olarak Tablo 3.10 ve Tablo 3.11' de gösterilmektedir.

4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada insan beyin sinyalleri üzerindeki 2B ve 3B video izleme etkisinin araştırılacağı iki farklı senaryo ayrıntılı olarak gerçekleştirilmiştir. Homojen senaryonun ilk bölümünde tüm EEG bantları 2B ve 3B video izleyicilerin beyin sinyallerinin GSY' si kullanılarak test edilmiştir. Daha sonra, 2B ve 3B video izleme etkisini belirlemek için baskın bantlar olarak δ ve θ bantları kullanılmıştır. Çalışmada, tüm katılımcıların 2B ve 3B ortalama GSY farkı dikkate alınarak her bir bandın her kanalı için, maksimum GSY farkına sahip daha fazla kanal içeren dominant bantları baskın band olarak seçilmiştir. [78]' te, diğer bantların davranışlarından bağımsız olarak, α ve γ , insan beyninin görsel algısına dayanan bantlar olarak analiz için düşünülmüştür. 2B ve 3B çalışmalarında, EEG bantlarında beyin dalgalarının davranışı hakkında net bir karar yoktur. Her bir kanal için ortalama KeKKR ve DVM sınıflandırma sonuçları bu araştırmanın kilit kanallarını daha önemli hale getirmiştir. Stereo görme ve derinlik algısına duyarlı bölgeleri [1] temsil eden kanalların, bu çalışmada en iyi sonuçları veren seçili kanallarımızda yer aldığını belirtmekte fayda vardır. O harfi ile başlayan kanallar oksipital bölgede ve insan vizyonundan sorumlu olan kanallarda yer almaktadır. Bu çalışmada beklendiği gibi, bu kanallar en iyi kanal kombinasyonlarına dahil edilmiştir ve her iki sınıflandırma algoritması için rollerini göstermişlerdir. Bu kombinasyonda, bir sonraki önemli kanallar temporal bölgeye aittir. Bu lobun sorumlu olduğu diğer bir görev ise görsel hafızadır. Frontal lob kanallarının varlığı, dikkatin odağında bu kanalların önemi açısından tanımlanabilir. Parietal lobun işlevi, beynin farklı bölgelerinden gelen duyuşal bilgileri yorumlamaktır. Sınıflandırma performansının başarısını değerlendirmek için sınıflandırma doğruluğunun yanında iki duyarlılık ve özgüllük kriteri kullanılmıştır. Bu üç faktörün yüksek değerleri, sınıflandırma başarısını göstermiştir. Önceki çalışmamızda [123], kafa derisinin 12 elektrot lokasyonunu kullanarak, tüm EEG bantları için, bu faktörlerin değeri, önerilen araştırmadan daha düşüktür. Doğru band ve kanal seçimi sayesinde bu faktörler kabul edilebilir bir değere yükseltilmiştir.

Homojen senaryonun ikinci bölümünde 2B ve 3B video izlemeden önce ve sonra yani Rahatlama ve Dinlenme aşaması analize alınmıştır. Şimdiye kadar, 2B/ 3B film izlemenin öncesi ve sonrasının etkileri tam olarak belirlenememiştir. Bu çalışmada bu boşluğu doldurmak için detaylı bir nicel araştırma yapılmıştır. Çalışma genişletilerek, göz yorgunluğunu etkileyen faktörlere ve ayrıca 2B/ 3B video izlemede öngörülen insan beyni

yanıtlarına ışık tutabilir. Bu çalışmanın en önemli özelliği, araştırma boyunca tüm bantların ve EEG kanallarının davranışlarını dikkate almasıdır. Daha önce gerçekleştirilen hemen hemen tüm 2B/ 3B EEG çalışmalarında, yalnızca belirli bant ve kanallar analiz edilmiştir [124], [125], [1]. 2B/ 3B çalışmalarında, EEG bantlarında beyin dalgalarının davranışı hakkında net bir karar yoktur. Bu alandaki çalışmaların çoğu, farklı fikirler ve sonuçlar sunmuştur.

[74]' te nörofizyolojik tepkiler ve 2B/ 3B TV izlemenin bilişsel işlevi, EEG tepkilerinde belirgin bir fark olmadığını göstermiştir. Bununla birlikte, beyin dinamiğinin EEG frekans bandındaki ve beynin farklı loblarındaki tepkilerinin bu alandaki diğer çalışmalarda değiştiği bildirilmiştir [2], [78]. [126]' te, önerilen yöntemin sonuçlarına kıyasla benzer kanallarda ve bantlarda mutlak güç farklılıkları gözlenmiştir. Bu alandaki çalışmalarla karşılaştırıldığında, baskın bantlarda 2B ve 3B film izleyicilerin EEG sinyallerinin sınıflandırılması bu çalışmayı diğerlerinden ayırmıştır [127]. Bu çalışmada, her bir bandın her kanalı için, maksimum GSY farkına sahip daha fazla kanal içeren dominant bantlar seçilmiştir. Bu değer anlamlı kanallardaki büyüklüğü, bir filmi izledikten sonra göz yorgunluğunu temsil edebilir. EEG kanallarının GSY'indeki bu değişiklikler, 3B TV'lerin 2B'ye kıyasla daha fazla görsel yorgunluğa neden olduğunu göstermiştir [74]. Bu bölümün öznitelik çıkarma ve sınıflandırma kısmında, beklenildiği gibi, ADD yöntemi KZFD' den daha üstün sonuçlar vermiştir [128]. Her kanal için ortalama KeKKR ve DVM sınıflandırma sonuçları bu çalışmanın anlamlı kanallarını daha anlamlı kılmıştır. Bu çalışmada en iyi sonucu veren seçili kanallar stereo vizyona ve derinlik algısına duyarlı bölgeleri temsil eden kanallarda yer almıştır. En iyi kanal kombinasyonlarında frontal ve oksipital lobların yanı sıra ayrıca temporal lobu temsil eden kanalları da içermektedir. Konuşmayı anlama yeteneklerine ek olarak, bu kanalların temporal lobun orta bölümlerinde görsel nesnelere temsil eden daha ince ayarlara sahip olduğu düşünülmektedir.

İnsanlar göz yapılarından dolayı çevrelerini 3B olarak görürler. İnsanlar uykuya daldıklarında, 3B' den 2B' ye ani bir geçiş olabileceği ve derinlik algısını kaybedeceklerini iddia edebiliriz. Bu önemli anı yakalamak ana hedefdir. Hipotezimiz, yorgunluk ve uykulu durumlarda 3B derinlik bilgisinin kaybıdır. Bu nedenle, bu çalışmada 2B ve 3B durumların analizi önemlidir. Kısacası, hibrid senaryosunda rastgele 2B/ 3B parçalardan oluşan tek video kullanarak, 2B' den 3B' ye ve 3B' den 2B' ye geçişlere odaklanmıştır. Bu senaryoda geçiş anını kapsayan epoklar geçiş veya kritik durumunu yansıtmaktadır. Öte yandan kritik anı devre dışı bırakarak 2B/ 3B epoklarını analiz ederek kararlı durum dikkate alınmıştır.

KZFD' ne dayalı GSY hesaplayarak ve spektrogram grafiklerini göz önünde bulundurarak 2, 3 ve 4 Hz delta bandından baskın band olarak seçilmiştir. Std, max ve Hjorth parametreleri kullanılarak öznitelikler çıkarılmıştır. Daha sonra DVM, keYK ve LDA teknikleri 2B_3B ve 3B_2B geçişlerini kararlı ve geçiş durumları için sınıflandırmıştır. Kişi bazında ve 9 kişi genel ortalama sonuçlarına dayanarak temporal, frontal ve kısmen parietal lobların bu geçiş analizi araştırmasında önemli olduğu görülmektedir. İki durumda da kişi bazında başarılı kanallar mevcuttur, fakat genel ortalama sonuçlarına bakıldığında sonuçların yükselmesi gerektiği anlaşılmaktadır. Bu nedenle sonuçlar değerlendirilmesinde hem kişi bazında hem de genel ortalama açısından sırasıyla baskın loblar etkinliği ve en iyi üç kanal etkinliği dikkate alınmıştır. İki etkinliktede Hjorth öznitelik yöntemi ve LDA sınıflandırma tekniği hybrid senaryo analizinde 2B_3B ve 3B_2B geçiş durumlarını iyi bir şekilde ayırtıran yöntem olarak tanımlanmaktadır.

5. GELECEK ÇALIŞMALAR

Gelecekteki çalışmada, bu çalışmanın sınırlamalarından birini çözmek için katılımcı sayısı arttırılabilir. Daha spesifik frekans aralıkları, güç spektrumu ve istatistiksel yöntemler araştırılıp, belirlenmeye çalışılabilir.

Kanal sayısının azaltılması ve farklı özellik çıkarımı ve sınıflandırma yöntemleri kullanılarak sınıflandırma doğruluğunun arttırılması hedeflenebilir.

EEGLAB kullanarak dinamik 2B/ 3B beyin verilerinin işleme için esnek ve etkileşimli bir grafiksel arabirimi kullanılabilir. Derin öğrenme algoritmaları kullanılarak eğitim ve sınıflandırma aşamaları iyileştirilebilir.

Hybrid senaryosunda 2B ve 3B parçalardan oluşan profesyonel video kullanılıp, geçişlere odaklanılarak uykuya dalma anının erken tespiti araştırılabilir. Böyle bir araştırmanın araç sektöründe alarm sistemlerinin geliştirilmesi için umut vaad edici olacağı düşünülmektedir.

6. REFERANSLAR

1. Zvezdochkina, N. and Antipov, V., The EEG Activity during Binocular Depth Perception of 2D Images, Computational intelligence and neuroscience, 2018 (2018) 1–7.
2. Manshouri, N., Maleki, M., and Kayıkçıoğlu, T., Classification of Human Vision Discrepancy during Watching 2D and 3D Movies Based on EEG Signals, International Journal of Computer Science and Information Security, 15, 2 (2017) 430–436.
3. Khairuddin, R. N. H. R., Malik, A. S., and Kamel, N., EEG Topographical Maps Analysis for 2D and 3D Video Game Play, 5th International Conference on Intelligent and Advanced Systems (ICIAS), June 2014, Proceedings Book, 1–4.
4. Waard, D. De, The Measurement of Drivers' Mental Workload, University of Groningen, The Netherlands, 1996.
5. Fisch, B. J. and Spehlmann R., Fisch and Spehlmann's EEG primer : basic principles of digital and analog EEG, Elsevier, 1999.
6. Lodish, H. F., Molecular cell biology. W.H. Freeman, 2000.
7. Mayfield Brain & Spine, Neurosurgery, Spine surgeons, Brain surgeons, Cincinnati, Ohio, <http://mayfieldclinic.com/>, 20 Mar 2019.
8. Kandel, E. R., J. H., James Schwartz H., and Jessell T. M., Principles of neural science. McGraw-Hill, Health Professions Division, 2000.
9. Teplan, M., Fundamentals of EEG measurement, Measurement Science Review, 2, 2 (2002) 1-12.
10. Bronzino, J. D., and Peterson D. R., Principles of Electroencephalography, 2006.
11. Luria, A. R., Higher Cortical Functions in Man., Springer US, Boston, 1995.
12. Webster, J. G. and John Clark W., Medical instrumentation : application and design, John Wiley & Sons, 2010.
13. Musizza, B. and Ribaric, S., Monitoring the depth of anaesthesia., Sensors (Basel, Switzerland), 10, 12 (2010) 10896–10935.
14. Ashwal, S. and Rust, R., Child Neurology in the 20th Century, Pediatric Research, 53, 2 (2003) 345–361.
15. Li Zhang, L., Wei He, W., Xiaobo Miao, X., and Jianhong Yang, J., Dynamic EEG Analysis via the Variability of Band Relative Intensity Ratio: A Time-Frequency Method, IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, 2005, 3, Proceedings Book, 2664–2667.
16. Heinrich, H., Gevensleben, H., and Strehl, U., Annotation: Neurofeedback ? train your brain to train behaviour, Journal of Child Psychology and Psychiatry, 48, 1 (2007) 3–16.
17. Niedermeyer, E. The Normal EEG of the Waking Adult, Basic Principles, Clinical

Applications and Related Fields (1999) 149-173.

18. Pfurtscheller, G., Flotzinger, D., and Neuper, C., Differentiation between finger, toe and tongue movement in man based on 40 Hz EEG., Electroencephalography and clinical neurophysiology, 90, 6 (1994) 456–460.
19. Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 10, 2 (1985) 370–375.
20. Lesser, R. and Picton, T. W., Guideline thirteen: Guidelines for standard electrode position nomenclature American Electroencephalographic Society, Journal of Clinical Neurophysiology (1994).
21. Walter, W. G., Cooper, R., Aldridge, V. J., Mccallum, W. C., And Winter, A. L., Contingent Negative Variation: An Electric Sign Of Sensorimotor Association And Expectancy In The Human Brain., Nature, 203 (1964) 380–384.
22. Sutton, S., Braren, M., Zubin, J., and John, E. R., Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty., Science (New York, N.Y.), 150, 3700,(1965) 1187–1188.
23. Blackwood, D. H. R. and Muir, W. J., Cognitive Brain Potentials and their Application, British Journal of Psychiatry, 157, S9 (1990) 96–101.
24. Ng, K. and Jones, S., The ‘enhanced N35’ somatosensory evoked potential: its associations and potential utility in the clinical evaluation of dystonia and myoclonus, Journal of Neurology, 254, 1 (2007) 46–52.
25. Bito, L. Z., Matheny, A., Cruickshanks K. J., Nondahl D. M., and Carino O. B., Eye color changes past early childhood. The Louisville Twin Study., Archives of ophthalmology (Chicago, Ill. : 1960), 115, 5 (1197) 659–663.
26. Goldsmith, T. H., Optimization, constraint, and history in the evolution of eyes., The Quarterly review of biology, 65, 3 (1190) 281–322.
27. Zhang J. Zhu, E., and Del Rio K. Tsonis, Eye Anatomy, 15 November 2012.
28. Willoughby, C. E., Ponzin, D., Ferrari, S., Lobo, A., Landau, K., and Omidi, Y., Anatomy and physiology of the human eye: effects of mucopolysaccharidoses disease on structure and function - a review, Clinical & Experimental Ophthalmology, 38 (2010) 2–11.
29. Human Eye: Anatomy, Structure and Function, <https://www.varifocals.net/human-eye/>, 21-Mar-2019.
30. Nityananda, V. and Read J. C. A., Stereopsis in animals: evolution, function and mechanisms., The Journal of experimental biology, 220, 14 (2017) 2502–2512.
31. Hamed, M.-M., Marzieh E., and David Ag., The relationship between binocular vision symptoms and near point of convergence, Indian Journal of Ophthalmology, 61, 7 (2013) 325.
32. Wheatstone, C., On some remarkable and hitherto unobserved phenomena of binocular vision., The Optometric weekly, 53 (1962) 2311–2315.
33. Read, J. C. A., What is stereoscopic vision good for?,

- <https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/>, 17 March 2015.
34. Legge, G. E., Binocular contrast summation--I. Detection and discrimination., Vision research, 24, 4 (1984) 373–383.
 35. reddit, <https://www.reddit.com/>., 22 Mar 2019.
 36. Online Startup Box | One Stop Solution Agency for your Online Business, <http://www.onlinestartupbox.com/>., 22 Mar 2019.
 37. Onural, L. Et Al., An Assessment Of 3dtv Technologies, In Proceedings Of The 60th Annual Nab Broadcast Engineering Conference, 2006, Proceedings Book, 456-467.
 38. Maguire, G., Creature technical development (credited) for ‘Populating Pandora’s skies’ in ‘Avatar’ (2009) Academy Award-winning film for Industrial Light & Magic. 16 Dec 2009.
 39. Benzie, P. et al., A Survey of 3DTV Displays: Techniques and Technologies, IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology, 17, 11 (2007) 1647–1658.
 40. Minoli, D., 3D television (3DTV) technology, systems, and deployment : rolling out the infrastructure for next-generation entertainment. CRC Press, 2011.
 41. 3D Roller Coaster VIDEO 3D ANAGLYPH RED/CYAN Full HD 1080p POV Ride - YouTube, <https://www.youtube.com/watch?v=5EOiIzho51g/>., 22 Mar 2019.
 42. Onural, L. and Ozaktas, H. M., Three-dimensional Television: From Science-fiction to Reality, in Three-Dimensional Television, Berlin, Heidelberg, Springer, 2011.
 43. Khairuddin, H. R. et al., Analysis of EEG Signals Regularity in Adults during Video Game Play in 2D and 3D, 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013, Proceedings Book, 2064–2067.
 44. Usakli, A. B., Improvement of EEG signal acquisition: an electrical aspect for state of the art of front end., Computational intelligence and neuroscience, 2010 (2010) 630649.
 45. Sarma, P., Tripathi, P., Sarma, M. P., and Sarma, K. K., Pre-processing and Feature Extraction Techniques for EEG-BCI Applications-A Review of Recent Research, ADBU-Journal of Engineering Technology, 2016, 5 (2016), 0051604.
 46. Lakshmi, M. R., Prasad, T. V, and Chandra Prakash V., Survey on EEG Signal Processing Methods, International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering, 4, 1 (2014), 84-91.
 47. Fatourech, M., Bashashati, A., Ward, R. K., and Birch, G. E., EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey, Clinical Neurophysiology, 118, 3 (2007) 480–494.
 48. Günel, S., Feature Selection and Classification by Subspace Analysis in Pattern Recognition Applications, Yüksek Lisans Tezi, Eskişehir teknik üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Eskişehir, 2008.
 49. Al-Fahoum, A. S. and Fraihat, A. A. Al-, Methods of EEG signal features extraction

- using linear analysis in frequency and time-frequency domains., ISRN neuroscience, 2014 (2014) 730218.
50. MbeledoguNN, OdohM, and UmehMN, Stock Feature Extraction Using Principal Component Analysis, International Conference on Computer Technology and Science (ICCTS 2012), 2012, Singapore, Proceedings Book, 236-241.
 51. Zhao Z, Morstatter F, Sharma S, Alelyani S, Anand A, Liu H, Advancing Feature Selection Research, ASU Featur. Sel. Repos. Arizona State University (2010), pp 1 – 28. http://featureselection.asu.edu/featureselection_techreport.pdf
 52. Langley, P., Selection of Relevant Features in Machine Learning, Amficial Intelligence, 97 (1997) 245-271.
 53. Minchev, Z., 2D vs 3D Visualization and Social Networks Entertainment Games: A Human Factor Response Case Study, International Conference on Entertainment Computing , Springer, Berlin, Heidelberg, 2013, Proceedings Book, 107–113.
 54. Banks, M. S., J. C. A. Read, R. S. Allison, and S. J. Watt, Stereoscopy and the Human Visual System, SMPTE Motion Imaging Journal, 121, 4 (2012) 24–43.
 55. Bavelier, D., Green, C. S., Han, D. H., Renshaw, P. F., Merzenich, M. M., and Gentile, D. A., Brains on video games, Nature Reviews Neuroscience, 12, 12 (2011) 763–768.
 56. Ideses, I. and Yaroslavsky, L., Three methods that improve the visual quality of colour anaglyphs, Journal of Optics A: Pure and Applied Optics, 7, 12 (2005) 755–762.
 57. Woods, A. J. and Harris, C. R., Comparing levels of crosstalk with red/cyan, blue/yellow, and green/magenta anaglyph 3D glasses, Electronic Imaging, 7253 (2010) 75240.
 58. Kumar, J. S. and Bhuvanewari, P., Analysis of Electroencephalography (EEG) Signals and Its Categorization–A Study, Procedia Engineering, 38 (2012) 2525–2536.
 59. Subha, D. P., Joseph, P. K., Acharya, R. U, and Lim, C. M., EEG Signal Analysis: A Survey, Journal of Medical Systems, 34, 2 (2010) 195–212.
 60. Lianyang, Li et al., Brain Activation Profiles in mTBI: Evidence from Combined Resting-State EEG and MEG Activity, 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Aug. 2015, Proceedings Book, 6963–6966.
 61. Fraga, F. J., Quispe, G., Johns, E., Tavares, G., Falk, T. H., and Phillips, N. A., Computer Methods and Programs in Biomedicine Early diagnosis of mild cognitive impairment and Alzheimer’s with event-related potentials and event-related desynchronization in N-back working memory tasks, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 164 (2018) 1–13.
 62. Tzallas, A. T., Tsipouras, M. G., Fotiadis, D. I., and Member, S., Epileptic Seizure Detection in EEGs Using Time – Frequency Analysis, IEEE transactions on information technology in biomedicine, 13, 5 (2009) 703–710.
 63. Kober, S. E. et al., Specific effects of EEG based neurofeedback training on memory functions in post-stroke victims, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation (2015) 1–13.

64. Angela, R., Billeci, L., Crifaci, G., Troise, E., Tortorella, G., and Pioggia, G., Research in Developmental Disabilities Cognitive training modifies frequency EEG bands and neuropsychological measures in Rett syndrome, Research in Developmental Disabilities, 53–54 (2016) 73–85.
65. Sokhadze, T. M., Cannon, R. L., and Trudeau, D. L., EEG Biofeedback as a Treatment for Substance Use Disorders : Review , Rating of Efficacy , and Recommendations for Further, Journal of Neurotherapy, 12, 1 (2008) 1–28.
66. Kang, J., Chang, Y., and Kim, S., Neurocomputing Electroencephalographic feature evaluation for improving personal authentication performance, Neurocomputing, 287 (2018) 93–101.
67. NeurotechEDU, [http://learn.neurotechedu.com/.](http://learn.neurotechedu.com/), 06 Mar 2019.
68. EEG - ECG - Biosensors, [http://neurosky.com/.](http://neurosky.com/), 06 Mar 2019.
69. Lenc, T., Keller, P. E., Varlet, M., and Nozaradan, S., Neural tracking of the musical beat is enhanced by low-frequency sounds, Proceedings of the National Academy of Sciences, 115, 32 (2018) 8221–8226.
70. Yadava, M., Kumar, P., Saini, R., Roy, P. P., and Prosad Dogra, D., Analysis of EEG signals and its application to neuromarketing, Multimedia Tools and Applications, 76, 18 (2017) 19087–19111.
71. Lopetegui, E., Zapirain, B. G., and Mendez, A., Tennis computer game with brain control using EEG signals, 16th International Conference on Computer Games (CGAMES), 2011, Proceedings Book, 228–234.
72. Royer, A. S., Doud, A. J., Rose, M. L., and Bin, H., EEG Control of a Virtual Helicopter in 3-Dimensional Space Using Intelligent Control Strategies, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 18, 6 (2010) 581–589.
73. Ménoret, M. et al., Neural correlates of non-verbal social interactions: A dual-EEG study, Neuropsychologia, 55 (2014) 85–97.
74. Jeong, H.-G. et al., The impact of 3D and 2D TV watching on neurophysiological responses and cognitive functioning in adults, The European Journal of Public Health, 25, 6 (2015) 1047–1052.
75. Wang, Q., Sourina, O., and Nguyen, M. K., EEG-Based Serious Games Design for Medical Applications, International Conference on Cyberworlds, 2010, Proceedings Book, 270–276.
76. Ting, S., Tan, T., West, G., Squelch, A., and Foster, J., Quantitative assessment of 2D versus 3D visualisation modalities, Visual Communications and Image Processing (VCIP), 2011, Proceedings Book, 1–4.
77. Kober, S. E., Kurzmann, J., and Neuper, C., Cortical correlate of spatial presence in 2D and 3D interactive virtual reality: An EEG study, International Journal of Psychophysiology, 83, 3 (2012) 365–374.
78. Kim, S. and Kim, D., Differences in the Brain Waves of 3D and 2 . 5D Motion Picture Viewers, arXiv preprint arXiv, 1210.2147.

79. Nunez, P. L. and Srinivasan, R., *Electric Fields of the Brain*, Oxford University Press, New York, 2006.
80. Avatar 3D 1080p Anaglyph Trailer - YouTube., <https://www.youtube.com/watch?v=g7ps5TWzJ-o/>., 25 Mar 2019.
81. Chen, C., Li, K., Wu Q., Wang, H., Qian, Z., and Sudlow, G., EEG-based detection and evaluation of fatigue caused by watching 3DTV, *Displays*, 34, 2 (2013) 81–88.
82. Chen, C., et al., Assessment visual fatigue of watching 3DTV using EEG power spectral parameters, *Displays*, 35, 5 (2014) 266–272.
83. Zou, B., Liu, Y., Guo, M., and Wang, Y., EEG-Based Assessment of Stereoscopic 3D Visual Fatigue Caused by Vergence-Accommodation Conflict, *Journal of Display Technology*, 11, 12 (2015) 1076–1083.
84. Fischmeister, F. P. S. and Bauer, H., Neural correlates of monocular and binocular depth cues based on natural images : A LORETA analysis, *Vision research*, 46, 20 (2006) 3373–3380.
85. Rutschmann, R. M. and Greenlee, M. W., N EURO R EPORT BOLD response in dorsal areas varies with relative disparity level, *Neuroreport*, 15, 4 (2004) 615–619.
86. 3D Video Chain Saw! -YouTube, <https://www.youtube.com/watch?v=foQNrtUsEjw/>., 16 Mar 2012.
87. Altın, C., Control of four rotor unmanned aerial vehicle with visual feedback via combined EEG and EMG biological signals, Doktora Tezi, Bozok Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yozgat, 2017.
88. Dat, T. H., Shue, L., and Guan, C., Electroencephalographic signal classification based on time-frequency decomposition and nonparametric statistical modeling, International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006, 1, Proceedings Book, 2292–2295.
89. Hindarto, H. and Sumarno, S., Feature Extraction of Electroencephalography Signals Using Fast Fourier Transform, *CommIT (Communication and Information Technology) Journal*, 10, 2 (2016) 49.
90. Swee, S. K. and You, L. Z., Fast fourier analysis and EEG classification brainwave controlled wheelchair, 2nd International Conference on Control Science and Systems Engineering (ICCSSE), 2016, Proceedings Book, 20–23.
91. Oppenheim, A. V. and Schaffer, R. W., *Discrete-time signal processing*, PRENTICE HALL Press, 1999.
92. Welch, P., The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms, *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, 15, 2 (1967) 70–73.
93. Karimi-Ghartemani, M. and Ziarani A. K., A Nonlinear Time-Frequency Analysis Method, *IEEE Transactions on Signal Processing*, 52, 6 (2004) 1585–1595.
94. Girgis, A. and Ham, F., A Quantitative Study of Pitfalls in the FFT, *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, 16, 4 (1980) 434–439.

95. Robertson, D. C., Camps, O. I., Mayer, J. S., and Gish W. B., Wavelets and electromagnetic power system transients, IEEE Transactions on Power Delivery, 11, 2 (1996) 1050–1058.
96. Yegui, X., Tadokoro, Y., and Shida, K., Adaptive algorithm based on least mean p-power error criterion for Fourier analysis in additive noise, IEEE Transactions on Signal Processing, 47, 4 (1999) 1172–1181.
97. Kamwa, I. and Grondin, R., Fast adaptive schemes for tracking voltage phasor and local frequency in power transmission and distribution systems, IEEE Transactions on Power Delivery, 7, 2 (1992) 789–795.
98. Heydt, G. T., Identification of harmonic sources by a state estimation technique, IEEE Transactions on Power Delivery, 4, 1 (1989) 569–576.
99. Hlawatsch, F. and Boudreaux-Bartels G. F., Linear and quadratic time-frequency signal representations, IEEE Signal Processing Magazine, 9, 2 (1992) 21–67.
100. Liu, K. J. R., Novel parallel architectures for short-time Fourier transform, IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing, 40, 12 (1993) 786–790.
101. Durak, L. and Arikan, O., Short-time fourier transform: two fundamental properties and an optimal implementation, IEEE Transactions on Signal Processing, 51, 5 (2003) 1231–1242.
102. Kadambe, S. and Boudreaux-Bartels, G. F., A comparison of the existence of ‘cross terms’ in the Wigner distribution and the squared magnitude of the wavelet transform and the short-time Fourier transform, IEEE Transactions on Signal Processing, 40, 10 (1992) 2498–2517.
103. Daubechies, I., The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis, IEEE Transactions on Information Theory, 36, 5 (1990) 961–1005.
104. Brown, R. A., Lauzon, M. L., and Frayne, R., A General Description of Linear Time-Frequency Transforms and Formulation of a Fast, Invertible Transform That Samples the Continuous S-Transform Spectrum Nonredundantly, IEEE Transactions on Signal Processing, 58, 1 (2010) 281–290.
105. Graps, A., An Introduction to Wavelets, IEEE Computational Science and Engineering, 2, 2 (1995) 50-61.
106. Oh, S.-H., Lee, Y.-R., and Kim, H.-N., A Novel EEG Feature Extraction Method Using Hjorth Parameter, International Journal of Electronics and Electrical Engineering, 2, 2 (2014) 106-110.
107. Pereira, F., Mitchell, T., and Botvinick, M., Machine learning classifiers and fMRI: A tutorial overview, NeuroImage, 45, 1 (2009) 199–209.
108. Yeh, C. H. and Spiegelman, C. H., Partial least squares and classification and regression trees, Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems, 22, 1 (1994) 17–23.
109. Wold, H., Model Construction and Evaluation When Theoretical Knowledge Is Scarce Theory and Application of Partial Least Squares, Academic Press, Sweden,

- 1980.
110. Li, B., Morris, J., and Martin, E. B., Model selection for partial least squares regression, Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems, 64, 1 (2002) 79–89.
 111. Fix, E. and Hodges, J. L., Discriminatory Analysis. Nonparametric Discrimination: Consistency Properties, International Statistical Review / Revue Internationale de Statistique, 57, 3 (1989) 238.
 112. Wu, X. et al., Top 10 algorithms in data mining, Knowl Inf Syst, 14 (2008) 1–37.
 113. Duda, R. O., P. E. and D. G. Stork, Pattern classification, Wiley, 2001.
 114. Ripley, B. D., Pattern recognition and neural networks., Cambridge University Press, 2007.
 115. Efron, B., Estimating the Error Rate of a Prediction Rule: Improvement on Cross-Validation, Journal of the American Statistical Association, 78, 382 (1983) 316.
 116. Huang, P. and Lee, Ch., Automatic Classification for Pathological Prostate Images Based on Fractal Analysis, IEEE Transactions on Medical Imaging, 28, 7 (2009) 1037–1050.
 117. Aydemir, O. and Kayikcioglu, T., Comparative Performance Assessment of Classifiers in Low-Dimensional Feature Space Which are Commonly Used in BCI Applications, elektro revue, 2, 4 (2011) 59–63.
 118. Richhariya, B. and Tanveer, M., EEG signal classification using universum support vector machine, Expert Systems with Applications, 106 (2018) 169–182.
 119. Vapnik, V. N., Statistical learning theory, Wiley, 1998.
 120. Bennett, K., Support Vector Machines: Hype or Hallelujah?, SIGKDD Explorations, 2, 2 (2000) 1-13.
 121. Kaper, M., Meinicke, P., Grossekhoefer, U., Lingner, T., and Ritter, H., BCI Competition 2003—Data Set IIB: Support Vector Machines for the P300 Speller Paradigm, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51, 6 (2004) 1073–1076.
 122. Costa, E. P., Lorena, A. C., Carvalho, A. C. P. L. F., and Freitas, A. A., A Review of Performance Evaluation Measures for Hierarchical Classifiers, Proceedings of the 2007 AAI Workshop Evaluation Methods for Machine Learning II., 2007, Proceedings Book, 1-6.
 123. Manshouri, N. and Kayikcioglu, T., Classification of 2D and 3D Videos Based on EEG Waves, 24th Signal Processing and Communication Application Conference (SIU), May 2016, Zonguldak, Proceedings Book, 949–952.
 124. Host'ovecký, M. and B., B., Brain activity: beta wave analysis of 2D and 3D serious games using EEG, JAMSI, 13, 2 (2017) 39-53.
 125. Ramadan, M. Z. et al., Effects of Viewing Displays from Different Distances on Human Visual System, Applied Sciences, 7, 11 (2017) 1153.
 126. Malik, A. S. et al., EEG based evaluation of stereoscopic 3D displays for viewer discomfort, BioMedical Engineering OnLine, 14, 1 (2015) 21.

127. Manshouri, N. and Kayikcioglu, T., A Comprehensive Analysis of 2D&3D Video Watching of EEG Signals by Increasing PLSR and SVM Classification Results, The Computer Journal, (2019) 1-10.
128. Kıymık, M. K., Güler, İ., Dizibüyük A., and Akın, M., Comparison of STFT and wavelet transform methods in determining epileptic seizure activity in EEG signals for real-time application, Computers in Biology and Medicine, 35, 7 (2005) 603–616.



7. EKLER

Deney prosedürleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Etik Kurulu tarafından onaylandı. Etik kurulun raporu 14/ 12/ 2018 tarih ve 24237859-806' dır.

Ayrıca Geçiş ve kararlı durumunda her kanalda 9 kişiye ait DVM, keYK, LDA sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu sırasıyla Tablo 7.1, Tablo 7.2, Tablo 7.3, Tablo 7.4, Tablo 7.5 ve Tablo 7.6' da sunulmuştur. Aynı şekilde Hjorth parametreleri için geçiş ve kararlı durumunda her kanalda 9 kişiye ait DVM, keYK, LDA sınıflandırma sonucu elde edilmiştir ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu sırasıyla Tablo 7.7, Tablo 7.8, Tablo 7.9, Tablo 7.10, Tablo 7.11 ve Tablo 7.12' de sunulmuştur.

Tablo 7.1. Geçiş durumunda her kanalda 9 kişiye ait DVM sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std,max)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	54	60	64.75	60	78	55	66.75	75	56.75	65	68.5	50	66.5	65	65.75	65	59.75	70	64.52	62.78
Fpz	58	55	64.5	65	79.25	60	76.25	60	61.75	70	65	55	69.75	80	74.25	60	56.75	70	62.27	63.88
Fp2	52.75	50	64.5	65	80	55	84.25	75	52.75	65	62.5	50	59.25	85	71	65	55.25	70	64.69	64.45
F3	66.5	45	69.5	60	57	50	73	60	62	65	71	50	71.5	50	59	55	64.75	60	66.02	55
F4	42.75	55	71.75	45	69	50	74.25	40	62.75	85	65.5	60	52.5	65	65.75	60	59.25	50	62.61	56.67
F7	61	70	60.25	45	60	50	72.75	60	57.25	65	69.25	35	54.75	65	70	55	57	40	62.47	53.88
F8	60.75	55	55.25	55	63.5	60	62	60	55	80	72.25	40	69	60	82	50	56.75	60	64.05	57.78
C4	55.5	60	74.75	50	62.75	60	86.5	60	65.25	60	77	40	60.75	60	65	60	71.25	65	68.75	57.22
C3	56	65	68	60	66.5	50	59	60	80	40	88.5	55	61	80	74	55	51	65	67.11	58.89
Fz	52	50	69.25	40	64.75	60	59	60	80.25	75	45.5	55	72	65	74.75	55	66	55	64.83	57.22
P3	61.5	60	48.5	45	77.5	55	80.25	55	69.25	55	69.75	75	70.5	50	53	50	68.25	60	66.5	56.11
P4	61.5	50	49.75	55	65	55	61.25	50	56	60	74.25	70	68.25	40	61.5	45	56	45	61.5	52.22
Pz	52	55	50.5	50	66.5	55	74.5	55	63.5	50	83.75	35	67	65	57	75	58.75	50	63.72	54.45
O1	56	55	54	55	80	55	64	55	51.25	55	53	60	50.5	45	69.75	55	64.75	40	60.36	52.78
O2	56.25	50	58.75	55	73.5	55	65.5	60	70.25	50	60	50	57.25	50	58.75	60	61	45	62.36	52.78
T3	50	55	56	60	72.5	45	71.25	60	60.75	35	68	55	46.5	70	55.5	55	57	50	59.72	53.88
T4	60	60	57.75	50	73	55	60.25	65	66.25	50	45.75	55	47.75	45	74.25	50	59.5	60	60.5	54.45
T5	63.5	75	67	60	69.75	40	63.25	65	59.25	55	63.25	60	60.75	50	55	45	67.75	60	63.27	56.67
T6	52.5	70	53.75	55	65	60	68.75	65	44.25	50	54.75	60	50.75	50	80.75	45	66.25	45	59.63	55.55
Oz	46	50	69.5	55	59	55	63.25	70	58.5	55	56.75	50	45.25	55	55.5	55	61.75	45	57.27	54.44

Tablo 7.2. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait DVM sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std, max)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	62.50	50.00	62.29	58.33	59.58	62.50	74.58	54.17	53.13	54.17	57.50	41.67	52.50	66.67	54.38	50.00	70.21	54.17	60.74	54.63
Fpz	60.21	50.00	64.58	62.50	70.21	54.17	66.67	54.17	49.17	54.17	60.42	50.00	52.29	62.50	60.21	45.83	76.04	50.00	62.2	53.7
Fp2	68.96	58.33	62.92	54.17	70.21	54.17	68.75	54.17	46.67	54.17	59.58	54.17	50.00	62.50	59.17	45.83	75.21	50.00	62.38	54.16
F3	71.46	75.00	60.42	66.67	52.71	54.17	61.46	70.83	58.54	66.67	71.46	41.67	50.63	62.50	60.00	54.17	52.50	54.17	59.9	60.65
F4	69.38	58.33	60.42	62.50	53.96	58.33	66.04	62.50	52.29	70.83	60.63	66.67	44.17	70.83	62.08	29.17	61.67	58.33	58.96	59.72
F7	62.08	54.17	71.88	41.67	68.54	54.17	66.25	70.83	73.13	45.83	78.33	41.67	51.67	54.17	42.29	66.67	62.08	66.67	64.02	55.09
F8	59.58	54.17	59.58	66.67	54.79	58.33	62.29	58.33	52.50	54.17	64.79	62.50	45.63	58.33	55.83	54.17	79.17	50.00	59.35	57.4
C4	60.42	45.83	56.46	58.33	53.54	62.50	70.83	70.83	51.88	54.17	56.04	50.00	47.50	66.67	52.08	54.17	72.29	50.00	57.89	56.94
C3	65.63	62.50	58.96	54.17	62.08	58.33	61.46	50.00	52.92	50.00	62.29	50.00	64.58	75.00	75.00	41.67	75.21	50.00	64.23	54.63
Fz	52.92	58.33	68.54	58.33	48.54	62.50	64.38	58.33	61.46	50.00	59.38	62.50	47.50	66.67	55.00	58.33	63.96	62.50	57.96	59.72
P3	57.50	50.00	56.25	66.67	64.79	62.50	75.21	41.67	67.08	62.50	65.42	62.50	47.92	62.50	68.54	66.67	53.54	54.17	61.8	58.79
P4	50.83	58.33	51.25	50.00	71.04	58.33	70.83	58.33	49.38	41.67	44.17	54.17	60.42	58.33	63.54	54.17	42.29	50.00	55.97	53.7
Pz	34.79	50.00	43.96	66.67	55.42	50.00	55.00	45.83	72.08	50.00	61.46	37.50	58.75	58.33	44.79	58.33	53.75	58.33	53.34	52.77
O1	57.71	50.00	54.38	45.83	67.29	54.17	52.29	50.00	39.17	50.00	74.17	50.00	60.00	54.17	52.08	70.83	62.29	54.17	57.7	53.24
O2	59.79	50.00	61.25	58.33	58.54	50.00	60.42	62.50	59.58	29.17	62.50	45.83	52.50	62.50	62.50	70.83	83.33	66.67	62.26	55.09
T3	48.96	58.33	55.63	50.00	75.63	50.00	51.88	45.83	57.29	62.50	58.75	50.00	64.17	58.33	60.00	62.50	67.08	54.17	59.93	54.62
T4	52.29	70.83	65.42	58.33	60.42	62.50	53.75	62.50	49.79	70.83	59.79	58.33	76.25	54.17	57.71	58.33	69.38	58.33	60.53	61.57
T5	49.17	50.00	68.75	58.33	64.17	54.17	64.17	41.67	58.96	45.83	50.00	58.33	60.83	58.33	73.96	45.83	61.88	58.33	61.32	52.31
T6	70.00	54.17	59.79	62.50	70.21	54.17	60.63	62.50	56.67	50.00	58.75	59.33	61.88	50.00	65.00	58.33	85.83	54.17	65.41	56.13
Oz	58.13	54.17	52.50	54.17	63.54	62.50	57.50	58.33	58.33	41.67	59.38	58.33	49.17	62.50	59.58	70.83	77.71	54.17	59.53	57.4

Tablo 7.3. Geçiş durumunda her kanalda 9 kişiye ait keYK sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std, max)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	51.00	60	59.25	55	78	50	60.75	65	42.75	55	50.5	60	51.5	60	61.75	60	50.25	60	56.19	58.33
Fpz	48.75	50	60.75	50	74.5	55	62.5	60	47.5	60	51.25	70	55	65	56	65	59.75	45	57.33	57.78
Fp2	64.75	45	59.75	60	73.25	55	74	65	47.25	65	45.25	60	60.25	70	61.5	65	59.75	50	60.64	59.45
F3	60.25	50	66.75	65	51.5	55	56.75	50	55.25	65	67.5	50	69.25	55	57	65	55.25	70	59.94	58.33
F4	41.25	65	83	50	58.25	50	63.5	65	56.75	55	55	65	59	55	61	60	57.25	55	59.44	57.78
F7	55.50	55	49.25	50	56.5	55	58	60	52.75	45	57.25	65	53.25	50	50.75	60	55.5	55	54.31	55
F8	51.75	45	52.5	30	55.75	65	52	55	46	65	54.25	65	56.5	60	76.25	45	60.25	35	56.14	51.67
C4	52.25	65	73.5	45	59	60	84.25	55	52.75	65	55.25	50	66.75	45	53.25	45	75	60	63.56	54.45
C3	53.25	75	44.75	60	65.5	50	52.5	50	58.5	60	65	55	56	85	81	35	60	55	59.61	58.33
Fz	50.50	50	73.25	50	59	65	65.25	45	72.25	85	52.5	50	65.25	65	45	60	50.5	60	59.28	58.88
P3	57.25	65	48.25	55	59.75	60	74.25	60	51	70	61.25	70	58	55	59.25	55	48.5	70	57.5	62.23
P4	58.00	50	45	60	52.75	65	44.75	60	55.75	40	59.5	70	53.5	55	61	55	73.75	65	56	57.78
Pz	50.50	60	46.5	50	54	55	64.75	70	59	70	80	55	65.5	70	55	60	50.5	75	58.42	62.78
O1	60.75	50	48.75	60	66	55	58.5	50	48.25	60	65.5	45	51.5	55	51.25	55	48	60	55.39	54.45
O2	50.75	60	59.5	50	79	60	65	50	46	50	50.25	75	51.75	55	85.25	55	57.5	65	60.56	57.78
T3	46.00	60	50	60	65	45	61.25	45	65.75	45	61.75	55	52.75	50	60	60	51	60	57.06	53.33
T4	59.25	55	50	55	69.5	50	60.75	75	65.25	50	50.25	55	67.75	50	59.75	50	49.75	75	59.14	57.22
T5	60.75	60	66.5	55	59.75	40	58.25	55	57.25	50	56.75	60	46.5	65	59.5	50	53.75	50	57.67	53.12
T6	48.50	65	47	55	68.25	55	60.75	65	45.5	55	63.5	60	53.75	50	59.5	60	53	60	55.53	58.33
Oz	48.75	60	55.75	65	55	45	59	65	50.5	60	59.5	45	48.25	55	74.5	65	51	65	55.81	58.33

Tablo 7.4. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait keYK sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std, max)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	60.00	45.83	65.21	54.17	75.21	62.50	64.79	54.17	61.04	50.00	54.17	62.50	55.00	58.33	56.67	41.67	79.79	54.17	63.54	53.7
Fpz	60.42	54.17	61.67	54.17	73.75	62.50	65.00	58.33	58.33	54.17	56.04	58.33	51.46	58.33	60.00	62.50	74.79	50.00	63.38	56.94
Fp2	71.67	62.50	62.29	50.00	75.42	62.50	66.25	54.17	52.29	50.00	53.96	66.67	52.92	58.33	58.13	62.50	78.33	54.17	63.47	57.78
F3	66.67	54.17	58.54	66.67	52.50	54.17	70.21	70.83	61.88	50.00	78.13	33.33	60.42	70.83	52.08	54.17	57.92	66.67	62.08	57.87
F4	63.75	54.17	64.17	50.00	60.63	50.00	68.75	58.33	56.25	54.17	63.96	58.33	63.75	54.17	62.71	41.67	75.00	66.67	64.33	54.16
F7	57.50	58.33	64.17	75.00	54.79	58.33	59.79	62.50	82.08	54.17	77.50	41.67	64.38	50.00	60.42	50.00	61.46	66.67	64.67	57.4
F8	60.21	58.33	65.42	50.00	70.83	45.83	60.63	62.50	51.46	54.17	72.92	50.00	56.46	50.00	57.92	58.33	78.75	50.00	63.84	53.24
C4	61.67	58.33	58.96	45.83	58.13	58.33	66.67	70.83	54.17	54.17	69.58	54.17	65.42	70.83	61.25	54.17	71.25	62.50	63.01	58.79
C3	66.88	50.00	58.33	62.50	62.50	58.33	77.29	58.33	56.25	45.83	63.33	62.50	63.75	66.67	65.63	45.83	67.92	54.17	64.65	56.01
Fz	56.04	54.17	63.54	62.50	59.79	75.00	61.67	62.50	74.58	58.33	65.00	62.50	67.08	62.50	54.17	54.17	67.08	58.33	63.21	61.11
P3	66.88	45.83	55.42	54.17	66.46	66.67	55.63	50.00	63.33	58.33	70.00	70.83	58.75	50.00	63.33	58.33	57.92	58.33	61.96	56.94
P4	60.00	50.00	52.29	62.50	63.96	62.50	71.04	58.33	51.46	50.00	55.42	37.50	60.63	58.33	57.29	70.83	51.04	54.17	58.12	56.01
Pz	52.08	50.00	56.46	66.67	65.63	50.00	61.04	58.33	75.63	58.33	60.83	37.50	62.50	41.67	55.42	58.33	56.25	58.33	60.64	53.24
O1	60.42	58.33	53.96	58.33	61.25	62.50	58.75	45.83	45.63	58.33	87.08	41.67	58.33	54.17	59.17	66.67	73.13	50.00	61.96	55.09
O2	61.88	50.00	74.79	54.17	61.88	62.50	70.42	45.83	71.46	25.00	61.25	45.83	59.17	62.50	61.88	70.83	78.54	58.33	66.8	52.77
T3	62.71	58.33	62.29	58.33	80.00	45.83	60.63	45.83	65.21	58.33	56.67	58.33	71.46	45.83	63.13	62.50	62.92	54.17	65	54.16
T4	67.92	62.50	74.38	62.50	68.75	54.17	60.42	50.00	55.83	66.67	57.71	58.33	78.13	62.50	54.17	58.33	74.38	58.33	65.84	59.25
T5	62.71	54.17	67.29	54.17	67.92	66.67	59.17	58.33	52.08	62.50	67.08	29.17	60.00	62.50	62.92	58.33	72.92	54.17	63.56	55.55
T6	62.92	70.83	61.04	66.67	66.04	66.67	65.83	50.00	60.00	45.83	72.08	45.83	56.67	58.33	61.88	62.50	83.13	45.83	65.51	56.94
Oz	61.67	54.17	59.17	41.67	73.33	58.33	58.96	45.83	57.92	50.00	70.00	37.50	57.08	62.50	57.92	58.33	80.00	58.33	64	51.85

Tablo 7.5. Geçiş durumunda her kanalda 9 kişiye ait LDA sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std, max)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	50	55	100	45	100	50	100	50	50	60	100	70	100	55	50	45	100	55	83.33	53.89
Fpz	100	40	100	50	100	50	100	55	100	60	100	65	100	55	100	60	50	65	94.45	55.56
Fp2	100	40	100	50	100	55	100	70	100	65	100	60	100	45	100	65	100	55	100	56.11
F3	100	55	100	50	100	50	100	55	100	60	100	60	100	55	100	45	100	70	100	55.56
F4	50	45	100	40	100	55	100	65	100	70	100	70	100	60	100	55	100	60	94.45	57.78
F7	100	60	100	45	100	45	100	50	50	60	100	60	100	80	100	65	50	70	94.45	59.45
F8	100	45	100	65	100	50	100	55	100	40	100	55	100	65	100	50	100	60	100	53.89
C4	100	55	100	50	100	60	100	55	100	70	100	70	100	60	100	65	100	70	100	61.67
C3	100	75	100	55	100	50	100	65	100	55	100	55	100	80	100	75	50	70	94.45	64.45
Fz	100	55	100	50	100	80	100	50	100	65	50	55	100	65	50	70	100	45	88.89	59.44
P3	100	65	100	75	100	70	100	65	100	70	100	50	100	60	100	60	100	60	100	63.89
P4	50	55	100	55	100	60	100	60	50	65	100	50	100	40	100	60	100	60	88.89	56.12
Pz	100	55	100	80	100	60	100	65	100	55	100	50	100	80	100	90	100	60	100	66.11
O1	100	45	100	55	100	55	100	50	100	60	100	50	100	45	100	40	100	75	100	52.77
O2	100	50	50	70	100	55	100	50	100	55	100	50	50	45	100	70	100	60	88.89	56.11
T3	100	60	100	60	100	75	100	55	100	85	100	70	100	65	100	60	100	70	100	66.67
T4	100	60	100	70	100	45	50	65	100	50	50	60	100	60	100	65	100	75	88.89	61.12
T5	100	50	50	75	100	65	100	65	100	65	100	50	100	70	100	65	100	60	94.45	62.78
T6	50	65	100	60	100	50	100	60	100	55	50	55	50	35	100	55	100	60	83.33	55
Oz	100	50	100	60	100	65	100	55	50	65	100	60	100	40	50	60	50	65	83.33	57.78

Tablo 7.6. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait LDA sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Std, max)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	100	62.50	100	50.00	100	66.67	100	66.67	100	54.17	100	62.50	100	70.83	100	70.83	100	58.33	100	62.5
Fpz	100	58.33	100	45.83	100	75.00	100	66.67	100	54.17	100	62.50	100	75.00	100	62.50	100	45.83	100	60.64
Fp2	100	58.33	100	45.83	100	75.00	100	66.67	100	58.33	100	62.50	100	79.17	100	70.83	100	54.17	100	63.42
F3	100	58.33	100	58.33	100	58.33	100	70.83	100	50.00	100	45.83	100	66.67	100	50.00	100	62.50	100	57.86
F4	100	58.33	100	54.17	100	75.00	100	62.50	100	62.50	100	66.67	100	66.67	100	58.33	100	54.17	100	62.03
F7	100	58.33	100	54.17	100	33.33	100	66.67	100	54.17	100	50.00	100	58.33	100	58.33	100	70.83	100	56.01
F8	100	62.50	100	54.17	100	75.00	100	66.67	100	58.33	100	70.83	100	58.33	100	62.50	100	45.83	100	61.53
C4	100	54.17	100	54.17	100	75.00	100	66.67	100	58.33	100	50.00	100	62.50	100	70.83	100	58.33	100	61.11
C3	100	58.33	100	50.00	100	79.17	100	58.33	100	66.67	100	54.17	100	50.00	100	66.67	100	45.83	100	58.79
Fz	100	50.00	100	66.67	100	54.17	100	37.50	100	58.33	100	66.67	100	58.33	100	70.83	100	54.17	100	57.4
P3	100	66.67	100	75.00	100	75.00	100	50.00	100	50.00	100	70.83	100	58.33	100	62.50	100	58.33	100	62.96
P4	100	45.83	100	58.33	100	66.67	100	58.33	100	50.00	100	50.00	100	58.33	100	54.17	100	70.83	100	56.94
Pz	100	54.17	100	70.83	100	66.67	100	62.50	100	58.33	100	58.33	100	54.17	100	58.33	100	58.33	100	60.18
O1	100	45.83	100	54.17	100	66.67	100	62.50	100	54.17	100	66.67	100	54.17	100	70.83	100	54.17	100	58.79
O2	100	50.00	100	54.17	100	66.67	100	58.33	100	54.17	100	62.50	100	58.33	100	70.83	100	62.50	100	59.72
T3	100	54.17	100	37.50	100	58.33	100	58.33	100	58.33	100	62.50	100	58.33	100	66.67	100	50.00	100	56.01
T4	100	75.00	100	58.33	100	54.17	100	50.00	100	66.67	100	54.17	100	58.33	100	54.17	100	58.33	100	58.79
T5	100	37.50	100	58.33	100	75.00	100	75.00	100	58.33	100	62.50	100	54.17	100	66.67	100	58.33	100	60.64
T6	100	54.17	100	45.83	100	62.50	100	58.33	100	58.33	100	62.50	100	45.83	100	54.17	100	66.67	100	56.48
Oz	100	66.67	100	50.00	100	66.67	100	58.33	100	50.00	100	58.33	100	62.50	100	62.50	100	70.83	100	60.64

Tablo 7.7. Geçiş durumunda her kanalda 9 kişiye ait DVM sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	52.5	55	63.75	60	86	50	67.5	75	56.75	65	67.25	50	66.75	65	66.75	65	59.25	70	65.17	<u>61.67</u>
Fpz	55.25	55	67.75	65	79.5	55	77.5	60	60.75	70	65.75	50	70.75	80	73.75	60	55.5	70	67.39	62.78
Fp2	69.75	65	62.75	60	83.75	55	85	75	53.75	65	61.5	50	57.5	85	71.25	65	54.5	70	66.63	65.55
F3	69.5	65	62.75	65	52.25	50	72.25	60	60.75	65	70	50	73	55	59.75	55	66	60	65.13	58.33
F4	77.75	50	65.75	50	85.25	60	73.5	40	65.25	85	65.5	60	51.75	65	64.75	60	59.25	50	67.63	57.78
F7	68.75	40	56.25	60	57	50	72.75	55	58.25	65	69	35	55.25	65	69.5	55	58.5	40	62.8	51.67
F8	70.75	50	61	65	59	60	63.25	60	55	80	71.25	40	70	60	79.25	50	56.75	60	65.13	58.34
C4	64	50	66	55	74	40	85.75	60	65.75	55	77.5	40	60.75	60	65	60	69.5	65	69.8	53.89
C3	56.5	75	68.5	60	50.75	70	59.25	60	81	40	89	55	60.5	80	75	55	50.75	65	65.69	62.22
Fz	61.75	50	69.75	45	72	60	60.25	60	80.25	75	44	60	71.25	65	74.25	55	66.25	55	66.63	58.33
P3	65.25	50	75.75	80	65.25	60	79.25	60	69.5	55	69.75	75	69.75	50	54.5	50	68.25	60	68.58	<u>60</u>
P4	80	65	71	50	70.5	40	59.25	55	57.75	60	74.25	70	68.5	40	62	40	59	40	66.91	51.11
Pz	30.25	60	43.5	55	55	65	75.5	55	63	50	84.25	35	68	70	57.25	75	59	60	59.52	58.33
O1	59.5	80	78.25	50	58	65	64.25	55	50.75	55	55	60	49.5	45	69.5	55	64.75	40	61.05	56.11
O2	60.5	55	69	40	70.25	55	65.25	60	68.75	50	60.75	55	57.25	50	59.25	60	60.75	45	63.52	52.22
T3	52.75	55	56.75	55	55.75	55	73.5	60	61.25	35	68.75	50	47.5	70	57.25	55	58.25	50	59.08	53.88
T4	71.5	60	60	45	61	65	60.25	60	67	50	44.75	55	48.75	45	73	50	59.25	65	60.61	55
T5	69	45	63.5	55	58.5	50	62.5	65	59.25	55	61.5	60	59	50	56	60	68.75	60	62	55.55
T6	45.25	65	66	45	70	55	70.25	65	45	50	57	60	49.25	50	80.75	45	65.75	45	61.02	53.33
Oz	53.75	55	72.5	50	51.75	50	62.75	70	57.25	55	56.25	50	46.25	60	54.5	55	61.75	45	57.41	54.44

Tablo 7.8. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait DVM sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	66.25	54.17	74.17	50.00	59.17	62.50	64.79	62.50	62.71	54.17	52.71	54.17	50.63	70.83	70.21	54.17	53.13	62.50	61.53	58.33
Fpz	57.92	58.33	81.67	50.00	59.17	50.00	83.33	62.50	48.54	54.17	49.58	37.50	50.21	79.17	67.08	54.17	74.38	62.50	63.54	56.48
Fp2	75.83	66.67	79.79	50.00	60.83	50.00	61.25	66.67	56.67	58.33	50.00	45.83	60.21	66.67	69.58	50.00	76.88	70.83	65.67	58.33
F3	81.88	45.83	63.33	66.67	59.79	50.00	55.00	79.17	66.88	50.00	60.63	54.17	63.54	54.17	48.54	50.00	50.00	58.33	61.06	56.48
F4	63.54	58.33	67.50	75.00	50.63	50.00	58.96	62.50	68.33	41.67	53.96	75.00	61.46	45.83	41.46	66.67	60.00	41.67	58.43	57.41
F7	57.71	54.17	63.75	66.67	70.83	50.00	67.71	66.67	66.46	50.00	73.75	37.50	55.42	54.17	69.38	58.33	54.79	58.33	64.42	55.09
F8	74.38	58.33	78.96	58.33	55.83	66.67	50.42	54.17	77.50	50.00	64.58	70.83	53.54	37.50	67.71	41.67	72.08	54.17	66.11	54.63
C4	72.71	50.00	62.92	58.33	51.67	54.17	74.79	45.83	62.08	50.00	56.67	45.83	60.00	50.00	62.92	50.00	70.21	62.50	63.77	51.85
C3	67.50	58.33	74.38	62.50	54.58	54.17	61.25	62.50	56.88	45.83	59.38	54.17	48.33	70.83	71.88	75.00	75.42	62.50	63.29	60.65
Fz	67.92	54.17	64.38	62.50	47.08	58.33	66.25	62.50	66.67	45.83	56.88	70.83	48.96	45.83	74.79	70.83	51.04	62.50	60.44	59.26
P3	54.17	50.00	68.13	66.67	75.00	62.50	46.04	54.17	80.42	54.17	72.29	75.00	41.25	50.00	50.42	62.50	67.50	58.33	61.69	59.26
P4	53.96	45.83	61.25	54.17	68.54	62.50	67.71	50.00	46.67	58.33	65.42	41.67	80.00	62.50	45.42	50.00	58.75	58.33	60.86	53.7
Pz	41.88	41.67	50.83	58.33	58.33	54.17	55.63	54.17	67.50	62.50	50.83	66.67	60.00	66.67	59.79	62.50	68.75	66.67	57.06	59.26
O1	58.33	66.67	66.25	54.17	63.96	62.50	51.67	66.67	54.58	45.83	77.71	58.33	62.92	45.83	69.17	75.00	75.63	50.00	64.47	58.33
O2	51.04	66.67	77.50	58.33	70.00	54.17	58.75	62.50	56.04	37.50	76.04	54.17	70.21	50.00	64.17	75.00	70.00	62.50	65.97	57.87
T3	70.00	58.33	65.21	62.50	49.58	62.50	55.00	58.33	47.29	54.17	58.75	45.83	59.17	41.67	58.96	50.00	56.04	54.17	57.78	54.17
T4	57.29	58.33	54.38	62.50	64.79	45.83	50.83	50.00	53.13	50.00	36.25	70.83	66.88	62.50	53.75	58.33	70.83	50.00	56.46	56.48
T5	43.54	54.17	63.13	58.33	72.08	66.67	48.13	45.83	55.21	45.83	71.04	75.00	71.88	62.50	66.88	41.67	44.17	66.67	59.56	57.41
T6	57.71	70.83	58.96	62.50	56.67	50.00	49.17	66.67	61.46	37.50	57.5	75	65.63	54.17	68.54	58.33	83.54	62.50	62.13	59.72
Oz	59.58	54.17	71.46	58.33	72.71	62.50	58.33	83.33	61.04	45.83	71.87	70.33	62.29	45.83	60.00	87.50	73.33	50.00	65.63	62.04

Tablo 7.9. Geçiş durumunda her kanalda 9 kişiye ait keYK sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	46.25	60	79.75	60	55.75	55	60.5	65	42.75	55	50	60	51	65	62.25	60	51.75	60	55.56	<u>60</u>
Fpz	50.50	55	73.75	70	56.5	50	61.25	60	47.25	60	50.75	70	57	65	56	65	59.5	45	56.94	<u>60</u>
Fp2	61.25	40	72.75	65	55.5	50	73.5	65	47	60	45.75	60	61.5	70	60.75	65	59.25	50	59.69	58.34
F3	51.00	65	60.5	55	60.5	55	56.75	60	56	65	70.5	50	69	55	58.25	65	53.75	75	59.58	60.55
F4	65.25	55	50.25	65	63.75	60	64.25	65	55.75	60	54.25	65	58.25	55	63	60	57.5	55	59.13	<u>60</u>
F7	66.25	35	54.25	70	46.25	65	58.75	60	52.5	40	58.5	50	54	40	49.5	60	55.5	50	55.05	52.22
F8	57.00	60	59.5	60	54.25	50	51.25	55	45.5	75	54.25	65	54.75	60	76.25	40	59.75	35	56.94	55.56
C4	57.25	35	64.25	50	74.5	55	84.75	55	53	65	55.25	50	68.25	45	51.75	45	76.25	60	62.02	51.12
C3	59.25	60	54.25	55	54.25	70	54	55	57.25	60	65.75	55	56	80	81.5	25	58.75	50	60.11	56.67
Fz	54.75	50	60.75	50	59.25	50	65.5	45	71.25	75	52.75	60	67.75	65	44	60	50.25	50	58.47	56.11
P3	68.75	50	50.75	55	54.75	45	75	65	51.5	70	61.25	70	57.25	55	59.25	55	50.5	70	58.78	59.44
P4	89.00	60	64	45	63.5	55	41	60	55.75	40	58.75	70	53	50	62	50	72.75	65	62.19	55
Pz	49.75	70	40.5	65	48	60	64.5	70	58.75	70	80	55	65.25	70	54.5	60	50.25	60	56.83	64.45
O1	48.75	60	64	30	51	60	55.75	60	47.25	60	65.25	55	51.5	70	51.75	60	50	60	53.91	57.22
O2	47.00	60	53.25	40	55.75	75	65.25	55	46	40	51.5	75	51.5	55	84.25	55	59	55	57.05	56.67
T3	53.25	50	68.75	65	71.75	60	58.5	45	67	45	63.25	55	54.75	50	59.75	60	51.25	60	60.91	54.45
T4	62.75	50	52.25	55	59.5	65	60.75	80	65.5	50	50.75	60	69.75	50	59.5	50	50.75	75	59.05	59.44
T5	49.25	65	75.5	60	49.75	50	58	55	57	50	58.75	60	46.5	65	58.75	50	55.75	65	56.58	57.78
T6	44.25	60	61.5	60	60	45	60.75	65	45.5	50	63	60	52	65	59.75	55	52.75	55	55.5	57.22
Oz	62.50	70	48.25	50	46.75	55	58.75	65	49.5	60	61	55	49	60	74.25	65	48.75	65	55.87	60.55

Tablo 7.10. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait keYK sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	70.21	58.33	68.54	54.17	64.79	54.17	71.46	54.17	61.88	50.00	60.42	54.17	67.50	54.17	67.92	58.33	76.67	62.50	67.71	55.56
Fpz	54.38	62.50	74.58	50.00	64.79	54.17	74.17	58.33	56.25	58.33	62.92	62.50	61.88	70.83	57.92	58.33	72.29	58.33	64.35	59.26
Fp2	72.92	54.17	70.00	54.17	64.38	50.00	65.63	58.33	65.63	37.50	51.46	66.67	66.88	66.67	61.25	41.67	73.13	66.67	65.69	55.09
F3	76.04	50.00	58.54	66.67	62.71	41.67	61.46	58.33	58.33	62.50	64.58	62.50	73.75	50.00	60.63	58.33	64.79	66.67	64.54	57.41
F4	61.88	62.50	71.46	62.50	57.08	45.83	69.79	58.33	71.04	50.00	56.25	66.67	58.96	70.83	58.54	70.83	59.79	54.17	62.75	60.19
F7	59.38	54.17	70.63	54.17	64.79	41.67	65.00	62.50	62.71	58.33	66.46	54.17	60.42	50.00	57.71	50.00	59.38	66.67	62.94	54.63
F8	67.71	54.17	70.63	54.17	56.67	70.83	57.29	62.50	70.21	41.67	66.88	54.17	66.88	66.67	59.79	45.83	71.88	50.00	62.32	55.56
C4	68.33	41.67	67.92	37.50	58.54	54.17	73.33	41.67	67.92	54.17	58.13	50.00	71.04	70.83	60.63	58.33	73.75	66.67	66.62	52.78
C3	60.42	62.50	76.25	58.33	65.00	37.50	70.83	54.17	68.13	37.50	64.38	50.00	61.25	58.33	61.25	50.00	71.25	75.00	66.56	53.7
Fz	68.13	54.17	62.71	62.50	57.71	45.83	64.17	54.17	70.00	66.67	67.29	50.00	68.33	45.83	68.54	54.17	61.25	62.50	65.35	55.09
P3	51.88	66.67	72.92	50.00	62.08	58.33	57.08	58.33	62.71	45.83	59.79	58.33	67.08	45.83	58.54	58.33	69.58	58.33	62.41	55.56
P4	67.08	62.50	59.38	54.17	66.88	66.67	75.21	50.00	62.71	45.83	61.25	66.67	70.83	62.50	66.25	54.17	60.63	54.17	65.58	57.41
Pz	59.38	62.50	53.33	66.67	60.21	50.00	57.71	54.17	72.29	54.17	58.54	62.50	61.46	62.50	60.63	54.17	60.42	58.33	60.44	58.33
O1	58.54	50.00	71.88	54.17	68.54	58.33	60.00	54.17	71.04	50.00	70.63	58.33	73.13	54.17	82.08	62.50	66.88	41.67	69.19	53.7
O2	60.42	58.33	71.25	66.67	72.29	62.50	70.42	62.50	68.54	45.83	77.50	50.00	73.75	45.83	69.79	54.17	63.75	45.83	69.75	54.63
T3	74.17	75.00	66.67	66.67	68.96	54.17	63.75	62.50	56.67	54.17	76.04	45.83	60.00	50.00	66.88	41.67	76.88	54.17	67.78	56.02
T4	61.25	50.00	65.21	50.00	70.42	50.00	61.25	62.50	66.67	41.67	50.42	70.83	65.63	54.17	68.54	58.33	62.50	54.17	63.54	54.63
T5	53.13	58.33	74.38	54.17	68.96	45.83	57.92	58.33	71.46	45.83	75.83	62.50	57.50	58.33	68.54	54.17	65.42	54.17	65.9	54.63
T6	58.33	66.67	63.54	50.00	58.13	66.67	58.54	54.17	57.92	50.00	53.54	45.83	71.46	54.17	70.42	58.33	60.63	66.67	61.39	56.94
Oz	58.33	66.67	71.46	66.67	61.88	54.17	70.42	58.33	53.96	54.17	74.58	66.67	73.96	33.33	61.46	62.50	66.46	62.50	65.83	58.33

Tablo 7.11. Geçiş durumunda her kanalda 9 kişiye ait LDA sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	100	55	100	60	100	40	100	50	50	60	100	70	100	55	50	45	100	55	87.5	54.37
Fpz	100	70	100	55	100	45	100	70	100	60	100	65	100	55	100	60	50	65	100	<u>60</u>
Fp2	100	70	100	55	100	45	100	55	100	65	100	60	100	45	100	65	100	55	100	57.5
F3	50	50	100	80	50	60	100	65	100	60	100	60	100	55	100	45	100	70	87.5	59.37
F4	100	45	100	45	100	55	100	50	100	70	100	70	100	60	100	55	100	60	100	56.25
F7	100	70	100	70	100	50	100	55	50	60	100	60	100	80	100	65	50	70	93.75	63.75
F8	100	85	100	60	100	60	100	55	100	40	100	55	100	65	100	50	100	60	100	58.75
C4	100	65	100	55	100	45	100	65	100	70	100	70	100	60	100	65	100	70	100	61.87
C3	100	60	50	60	100	55	100	50	100	55	100	55	100	80	100	75	50	70	93.75	61.25
Fz	100	75	100	60	100	45	100	65	100	65	50	55	100	65	50	70	100	45	87.5	<u>62.5</u>
P3	100	65	100	65	100	55	100	60	100	70	100	50	100	60	100	60	100	60	100	60.62
P4	100	50	100	65	100	65	100	65	50	65	100	50	100	40	100	60	100	60	93.75	57.5
Pz	100	70	50	65	100	70	100	50	100	55	100	50	100	80	100	90	100	60	93.75	66.25
O1	100	55	100	65	100	60	100	50	100	60	100	50	100	45	100	40	100	75	100	53.12
O2	100	55	100	75	100	45	100	55	100	55	100	50	50	45	100	70	100	60	93.75	56.25
T3	50	70	100	45	100	50	50	65	100	85	100	70	100	65	100	60	100	70	87.5	63.75
T4	100	65	100	60	100	65	100	65	100	50	50	60	100	60	100	65	100	75	93.75	<u>61.25</u>
T5	100	50	50	50	100	65	100	60	100	65	100	50	100	70	100	65	100	60	93.75	59.37
T6	50	65	100	65	100	65	100	55	100	55	50	55	50	35	100	55	100	60	81.25	56.25
Oz	100	75	100	65	100	60	100	55	50	65	100	60	100	40	50	60	50	65	87.5	<u>60</u>

Tablo 7.12. Kararlı durumda her kanalda 9 kişiye ait LDA sınıflandırma sonucu, ve 9 kişinin ortalama sınıflandırma doğruluğu (Hjorth)

Kanal	K1		K2		K3		K4		K5		K6		K7		K8		K9		Ortalama	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
Fp1	100	58.33	100	62.50	100	62.50	100	66.67	100	50.00	100	75.00	100	62.50	100	58.33	100	58.33	100	61.57
Fpz	100	58.33	100	50.00	100	62.50	100	75.00	100	41.67	100	70.83	100	66.67	100	50.00	100	45.83	100	57.87
Fp2	100	62.50	100	50.00	100	58.33	100	62.50	100	50.00	100	70.83	100	66.67	100	41.67	100	37.50	100	55.56
F3	100	50.00	100	75.00	100	62.50	100	79.17	100	41.67	100	62.50	100	54.17	100	50.00	100	45.83	100	57.87
F4	100	66.67	100	75.00	100	66.67	100	62.50	100	70.83	100	79.17	100	58.33	100	54.17	100	58.33	100	65.74
F7	100	54.17	100	66.67	100	70.83	100	62.50	100	66.67	100	62.50	100	54.17	100	70.83	100	62.50	100	63.43
F8	100	62.50	100	50.00	100	79.17	100	75.00	100	70.83	100	66.67	100	75.00	100	58.33	100	62.50	100	66.67
C4	100	62.50	100	66.67	100	58.33	100	75.00	100	54.17	100	62.50	100	62.50	100	58.33	100	37.50	100	59.72
C3	100	45.83	100	50.00	100	62.50	100	58.33	100	54.17	100	62.50	100	62.50	100	79.17	100	58.33	100	59.26
Fz	100	58.33	100	79.17	100	66.67	100	62.50	100	62.50	100	70.83	100	50.00	100	50.00	100	75.00	100	63.89
P3	100	45.83	100	66.67	100	66.67	100	54.17	100	66.67	100	62.50	100	62.50	100	50.00	100	58.33	100	59.26
P4	100	62.50	100	70.83	100	70.83	100	50.00	100	62.50	100	50.00	100	58.33	100	58.33	100	58.33	100	60.19
Pz	100	70.83	100	62.50	100	41.67	100	66.67	100	83.33	100	75.00	100	54.17	100	50.00	100	62.50	100	62.96
O1	100	62.50	100	54.17	100	58.33	100	75.00	100	54.17	100	70.83	100	54.17	100	70.83	100	45.83	100	60.65
O2	100	70.83	100	58.33	100	50.00	100	70.83	100	62.50	100	62.50	100	58.33	100	66.67	100	62.50	100	62.5
T3	100	66.67	100	33.33	100	41.67	100	50.00	100	45.83	100	62.50	100	66.67	100	41.67	100	54.17	100	51.39
T4	100	54.17	100	75.00	100	58.33	100	37.50	100	50.00	100	58.33	100	66.67	100	70.83	100	66.67	100	59.72
T5	100	66.67	100	70.83	100	62.50	100	79.17	100	41.67	100	70.83	100	62.50	100	58.33	100	75.00	100	62.28
T6	100	66.67	100	66.67	100	54.17	100	83.33	100	66.67	100	75.00	100	54.17	100	50.00	100	79.17	100	66.2
Oz	100	62.50	100	58.33	100	45.83	100	62.50	100	50.00	100	83.33	100	54.17	100	87.50	100	62.50	100	62.96

ÖZGEÇMİŞ

22.04.1988 yılında İRAN- Oroumieh' de doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimimi İRAN' da tamamladı. 2006 yılında Azad İslamic Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik (telekomünikasyon) Mühendisliği Bölümünü kazandı. Yüksek lisans Elektrik-Elektronik Mühendisliğini (Telekomünikasyon) Azad İslamic Üniversitesi Mühendislik Fakültesinde 2013 da bitirdi. 2014' de Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendislik Fakültesi Doktora programını Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU danışmanlığında başladı. 2014 şubat ayında Avrasya Üniversitesinde Öğretim Görevlisi olarak başlayıp ve haziran 2018' de doktora çalışmalarını hızlandırmak için çalışma hayatına ara verdi. İyi seviyede İngilizce, Farsça, Türkçe, Azerice ve başlangıç seviyesinde Arapça bilmektedir. Örüntü Tanıma ve Sinyal İşleme, Tıbbi Görüntü işleme, Biyomedikal, Görüntü işleme, Anten Tasarımı, Office, programlama, internet, web tasarım konularıyla ilgiliyim. Daha önce lise, orta okul ve üniversite öğrencilerine özel ders vermiş olup öğretmenliği çok sevmekteyim. Yaratıcı, takım çalışmalarında başarılı, yeniliklere kolay uyum sağlayabilen bir kişiliğe sahibim.

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayımlanan makaleler

1. Manshouri, N., Kayıkçıoğlu, T., A Comprehensive Analysis of 2D&3D Video Watching of EEG Signals by Increasing PLSR and SVM Classification Results, The Computer Journal, 04 May 2019.
2. Manshouri, N., Maleki, M., Kayıkçıoğlu, T., An EEG-based Stereoscopic Research of the PSD Differences in Pre and Post 2D&3D Movies Watching, Biomedical Signal Processing and Control, 2019.
3. Maleki, M., Manshouri, N., Kayıkçıoğlu, T., A New Brain-Computer Interface System Based on Classification of the Gaze on Four Rotating Vanes, International Journal of Computer Science and Information Security, 15, 2 (2017) 437-443.
4. Manshouri, N., Maleki, M., Kayıkçıoğlu, T., Classification of Human Vision Discrepancy during Watching 2D and 3D Movies Based on EEG Signals, International Journal of Computer Science and Information Security, 15, 2 (2017) 430-436.
5. Maleki, M., Manshouri, N., Kayıkçıoğlu, T., A Novel Simple Method to Select Optimal k in k-Nearest Neighbour Classifier, International Journal of Computer Science and Information Security, 15, 2 (2017) 464-469.

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayımlar

1. Manshouri, N., Kayıkçıoğlu, T., Maleki, M., Comparison and Classification of Brain Signals during Watching 2D and 3D Movies, 7th International Conference on Advanced Technologies, ICAT, 2018, Antalya, Proceedings Book, 359- 362.
2. Maleki, M., Manshouri, N., Kayıkçıoğlu, T., EEG Channel Localization for Brain-Computer Interface System, 7th International Conference on Advanced Technologies, ICAT, 2018, Antalya, Proceedings Book, 353- 358.
3. Manshouri, N., Kayıkçıoğlu, T., Maleki, M., Power Spectrum Analysis of EEG for Watching 2D & 3D Videos and Resting State, 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2018, Izmir, Proceedings Book, 1-4.
4. Maleki, M., Manshouri, N., Kayıkçıoğlu, T., Fast and Accurate Classifier-Based Brain-Computer Interface System Using Single Channel EEG Data, 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2018, Izmir, Proceedings Book, 1-4.
5. Maleki, M., Manshouri, N., Kayıkçıoğlu, T., Application of PLSR with a Comparison of MATLAB Classification Learner App in Using BCI, 25th Signal

Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2017, Antalya, Proceedings Book, 1-4.

6. Manshouri, N., Maleki, M., Kayıkçıoğlu, T., Frequency Analysis of EEG Signal During Watching 2D & 3D Movies Based on PLSR Classifier: a Comparison of Methods, 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2017, Antalya, Proceedings Book, 1-4.
7. Manshouri N., Yazgan, A., Maleki, M., A Microstrip-fed Ultra-Wideband Antenna with Dual Band-Notch Characteristics, 39th Telecommunications and Signal Processing (TSP), 2016, Vienna, Proceedings Book, 231-234.
8. Manshouri, N. and Kayıkcioglu, T., Classification of 2D and 3D Videos Based on EEG Waves, 24th Signal Processing and Communication Application Conference (SIU), May 2016, Zonguldak, Proceedings Book, 1-4.
9. Manshouri N., Yazgan, A., Maleki, M., A Novel Semi-Circular Fractal Antenna Design With Single Band-Notch Property for Ultra Wide Band Systems, 38th Telecommunications and Signal Processing (TSP), 2015, Berlin, Proceedings Book, 1-4.
10. Maleki, M., Manshouri, N., Kayıkçıoğlu, T., A Novel Brain-Computer Interface Based on The Gaze Rotating Vane Independent EEG, 23th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2015, Malatya, Proceedings Book, 1-4.
11. Manshouri N., , M Najafpour., Yazgan, A., Maleki, M., Kaya, H., A Novel Rectangular Microstrip Antenna for Ultra-Wideband Applications With Dual Band-Notched Characteristic, 22th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2014, Trabzon, Proceedings Book, 1-4.
12. Maleki, M., Aydemir, O., Manshouri, N., Eroğlu, K., Kayıkçıoğlu, T., k-NN Sınıflandırma Algoritmasında Optimum k Değerinin Belirlenmesi İçin Yeni Bir Yöntem, 21th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2013, Kıbrıs, Proceedings Book, 1-4.