

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**AKTİF VE DÜŞÜNSEL PARMAK HAREKETLERİNE İLİŞKİN EEG
SİNYALLERİNİN SINIFLANDIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Elektronik Yük. Müh. Seniha KETENCİ

**HAZİRAN 2018
TRABZON**



KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünce

Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : / /

Tezin Savunma Tarihi : / /

Tez Danışmanı :

Trabzon

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında
Seniha KETENCİ tarafından hazırlanan**

**AKTİF VE DÜŞÜNSEL PARMAK HAREKETLERİNE İLİŞKİN EEG
SİNYALLERİNİN SINIFLANDIRILMASI**

**başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 05 /06/2018 gün ve 1756 sayılı
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda
DOKTORA TEZİ
olarak kabul edilmiştir.**

Jüri Üyeleri

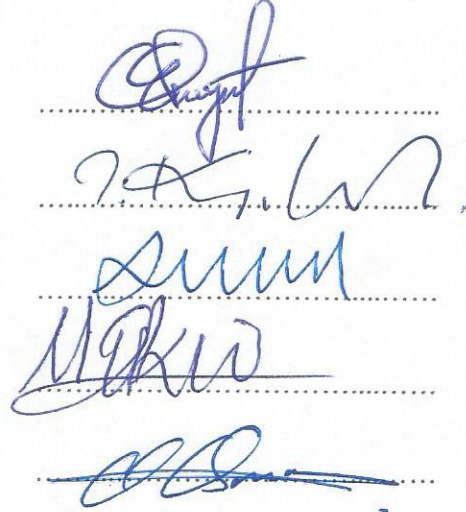
Başkan : Prof. Dr. Osman EROĞUL

Üye : Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU

Üye : Prof Dr. Ali GANGAL

Üye : Prof Dr. Murat EKİNCİ

Üye : Prof. Dr. Onur OSMAN

The image shows five handwritten signatures in blue ink, each placed above a horizontal dotted line. The signatures are: 1. Prof. Dr. Osman Eroğul, 2. Prof. Dr. Temel Kayıkçioğlu, 3. Prof. Dr. Ali Gangal, 4. Prof. Dr. Murat Ekinçi, and 5. Prof. Dr. Onur Osman.

Prof. Dr. Sadettin KORKMAZ

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Bu tez, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Elektronik Mühendisliği Bilim Dalı Doktora Programı'nda hazırlanmıştır.

Bu tez çalışmasında önceden belirlenen bir deney protokolüne göre aktif ve düşünsel parmak hareketlerine ilişkin beyin sinyalleri deneysel ölçümlerle kayıt altına alınmış ve bu sinyallerin sınıflandırılması üzerine çalışılmıştır.

Akademik hayata başladığım dönemden itibaren bilimsel desteği ve yönlendirici fikirleriyle bana yardımcı olan ve yol gösteren danışmanım Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU'na ve yine tez çalışmam süresince değerli katkılarından ötürü değerli hocalarım Prof Dr. Murat EKİNCİ'ye, Dr. Öğretim Üyesi Mehmet TURHAL'a ve Prof Dr. Ali GANGAL'a teşekkür ederim.

Tez çalışmamı Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projesi (BAP01) kapsamında maddi olarak destekleyen KTU Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimine (proje no: FBA-2016-5276) teşekkür ederim.

Deneysel ölçümleri gerçekleştirdiğim Brain Vision ActiCHamp cihazının satın alımında sağladığı kolaylık ve devamında göstermiş olduğu anlayış, ilgi ve yardımlarından ötürü İnter Bilgisayar Ltd. Sti. Genel Müdürü Tolga MOLA'ya teşekkür ederim.

Tüm eğitim-öğretim hayatımda benden hiçbir desteğini esirgemeyen aileme, komik halleriyle her daim gülümseten yeğenlerim Mert ŞAHİN'e ve Belinay DÜZENLİ'ye, bu zorlu süreçte desteğini hiçbir zaman esirgemeyen Dr. Öğretim Üyesi Asuman GÜNAY YILMAZ'a, Arş. Gör. Yeşim Aysel BAYSAL'a ve diğer arkadaşlarıma, deneysel ölçümlerde gösterdikleri sabır ve anlayıştan ötürü kardeşim Adem KETENCİ'ye, Arş. Gör. Ahmet YÜKSEL'e, Fehmi KODALAK'a, Arş. Gör. Gökhan CAVDAR'a, Arş. Gör. Ümit ÖZSANDIKCIOĞLU'na, Arş. Gör. Yavuz KABLAN'a, Arş. Gör. Yavuz YAĞCI'ya, Arş. Gör. Zübeyir ÖZCAN'a teşekkürü bir borç bilirim.

“İnsanın kanadı, gayretidir.” Mevlana Celaleddin Rumi

Bu tezin bundan sonraki çalışmalara fayda sağlaması temennisiyle.

Seniha KETENCİ

Trabzon 2018

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum “Aktif ve Düşünsel Parmak Hareketlerine İlişkin EEG Sinyallerinin 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. 27/06/2018

Seniha KETENCİ

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ.....	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET.....	VIII
SUMMARY.....	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
TABLolar DİZİNİ.....	XII
SEMBOLLER DİZİNİ.....	XIV
1. GENEL BİLGİLER.....	2
1.1. Giriş.....	2
1.2. Temel Kavramlar.....	2
1.2.1. Sınır Hücresi.....	2
1.2.2. Aksiyon Potansiyeli.....	3
1.2.3. Beyin, Korteks ve Lobları.....	4
1.2.4. Elektroensefalografi (EEG).....	6
1.2.4.1. EEG Dalgaları.....	7
1.2.4.2. 10-20 Ölçüm Standardı.....	9
1.2.5. İnsan-Bilgisayar Arayüz (İBA).....	10
1.3. Literatür Araştırması.....	12
1.4. Tezin Motivasyonu ve Konusu.....	18
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	20
2.1. Materyal Aşaması.....	20
2.1.1. Gönüllüler.....	20
2.1.2. Veri Kayıt Düzenneği.....	21
2.1.3. Deney Protokolü.....	23
2.1.3.1. Aktif Hareket Senaryosu.....	24
2.1.3.2. Düşünsel Hareket Senaryosu.....	26
2.2. Kullanılan Yöntemler.....	27
2.2.1. Ön İşleme Yöntemleri.....	27

2.2.1.1.	Normalizasyon	27
2.2.1.2.	Kas Aktivasyon Kestirim Yöntemi (Hareketli Ortalama Yöntemi).....	28
2.2.1.3.	Ortak Ortalama Referanslama (Common Average Reference/CAR)	30
2.2.2.	Laplace Filtreleme (Laplace Referanslama)	30
2.2.3.	Frekans Analizi Teknikleri.....	31
2.2.3.1.	Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü- Spektrogram (The short-time Fourier transform (STFT)).....	31
2.2.3.2.	Spektral Güç Yoğunluğu-Periyodogram (Power Spectral Density/ PSD) ve Welch Yöntemi	32
2.2.4.	Öznitelik Çıkarma Yöntemleri	33
2.2.4.1.	Hjorth Parametreleri	33
2.2.4.2.	Normalize Bant Enerjileri.....	34
2.2.4.3.	Adaptif Otoregresif Model (Adaptive Autoregressive (AAR) Model)	35
2.2.4.4.	Ayrık Dalgacık Dönüşümü.....	36
2.2.5.	Etkin Öznitelik Seçme Yöntemi.....	37
2.2.5.1.	Genetik Algoritma	37
2.2.6.	Sınıflandırma Yöntemleri	41
2.2.6.1.	k -En Yakın Komşuluk (k-EYK/ k-Nearest Neighbors (k-NN)).....	41
2.2.6.2.	Doğrusal Ayırt Edici Analiz (DAA/ Linear Discriminant Analysis (LDA)).....	42
2.2.6.3.	Doğrusal Destek Vektör Makinaları (DVM/ Support Vector Machine (SVM))	43
2.3.	Veri Setlerinin Oluşturulması.....	45
2.3.1.	Aktif Hareket Eden Parmakların EEG Denemelerinden Oluşan Veri Seti 1 .	52
2.3.2.	Parmakların Aktif Aşağı/Fleksiyon ve Yukarı/Hiper Ekstansiyon Hareketlerine Dair EEG Denemelerinden Oluşan Veri seti 2.....	53
2.3.3.	İşaret Parmağın Aktif Aşağı/Fleksiyon ve Yukarı/Hiper Hareketlerine Dair EEG Denemelerinden Oluşan Veri Seti 3	54
2.3.4.	İşaret Parmağın Düşünsel Aşağı/Fleksiyon ve Yukarı/Hiper Ekstansiyon Hareketlerine dair EEG Denemelerinden Oluşan Veri Seti 4	55
2.4.	Önerilen Yöntemin Akış Diyagramı	56
3.	BULGULAR	65
3.1.	Parmak Hareketlerinde μ ve β Bantlarının Etkinliklerinin Gösterimi.....	65
3.1.1.	Parmakların Aktif Aşağı/Fleksiyon ve Yukarı/Hiper Ekstansiyon Hareketlerinde μ ve β Bantlarının Etkinliklerinin Gösterimi.....	65
3.1.2.	İşaret Parmağın Düşünsel Aşağı/Fleksiyon ve Yukarı/Hiper Ekstansiyon Hareketinde μ ve β Bantlarının Etkinliklerinin Gösterimi	71

3.2.	Parmak Hareketlerinin Sınıflandırılması.....	73
3.2.1.	Aktif Parmak Hareketlerinde Aşağı/FE ve Yukarı/HE Hareketlerinin Sınıflandırılması	73
3.2.2.	İşaret Parmağın Aktif Aşağı/FE ve Yukarı/HE Hareketlerinin Sınıflandırılması	77
3.2.3.	İşaret Parmağın Düşünsel Aşağı/FE ve Yukarı/HE Hareketlerinin Sınıflandırılması	81
3.2.4.	Aktif Hareket Eden Parmakların Sınıflandırılması	84
4.	SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....	89
5.	ÖNERİLER	93
6.	KAYNAKLAR.....	94
ÖZGEÇMİŞ		

Doktora Tezi

ÖZET

AKTİF VE DÜŞÜNSEL PARMAK HAREKETLERİNE İLİŞKİN EEG
SİNYALLERİNİN SINIFLANDIRILMASI

Seniha KETENCİ

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU
2018, 105 Sayfa

Felç ve benzeri rahatsızlık geçiren kişilerin rehabilitasyon ve iyileşmelerini hızlandırma ve dokuların geri kazanımını sağlama amaçlı geliştirilen rehabilitasyon esaslı İBA'larda, EEG işaretlerinden hareket tespiti araştırılan konular arasındadır. Parmak hareketleri kavrama, tutma, bırakma gibi temel hareketleri gerçekleştirdiğinden ve rehabilitasyon esaslı İBA'larda çalışmaların büyük vücut kısımlarından küçük uzuvlara doğru kaymasından dolayı, bu tezde aktif ve düşünsel parmak hareketlerinin sınıflandırılması üzerine çalışılmıştır. Öncelikli olarak, belirlenen senaryolar ışığında 8 gönüllüden farklı günlerde gerçekleştirilen oturumlarda aktif ve düşünsel aşağı ve yukarı parmak hareketlerine dair EEG sinyalleri kayıt altına alınmıştır. EEG işaretlerinin ön işlem aşamasıyla standardizasyonu ve normalizasyonu sağlanmıştır. Ardından, bütün parmakların aktif aşağı ve yukarı hareketine, sadece işaret parmağın aktif aşağı ve yukarı hareketine ve işaret parmağın düşünsel aşağı ve yukarı hareketine dair EEG kayıtlarından veri setleri oluşturulmuştur. Ortalama Welch güç spektrum yöntemi kullanılarak parmak hareketlerine dair EEG sinyallerinden μ ve β bandının etkinliği ortaya konulmuştur. Son olarak, öznitelik çıkarma teknikleriyle verilerden öznitelikler çıkarılmıştır ve genetik algoritmayla indirgeme yapılmıştır. Seçilen özniteliklerle EEG sinyallerinden aktif aşağı ve yukarı parmak hareketlerinin işaret parmakta % 78.11, bütün parmaklarda % 81.10 başarımla, düşünselde ise bu hareketlerin işaret parmakta % 61.50 başarımla ayrıştırılabileceği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Adaptif otoregresif model, aktif ve düşünsel hareket, genetik algoritma, Laplace filtreleme, normalize band enerjileri, Welch yöntemi

PhD. Thesis

SUMMARY

CLASSIFICATION OF EEG SIGNALS RECORDED DURING INDIVIDUAL FINGER EXECUTION, AND IMAGERY MOVEMENTS

Seniha KETENCİ

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Electrical-Electronics Engineering Graduate Program
Supervisor: Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU
2018, 105 Pages

Decoding of movements using brain signals is an important research topic in rehabilitation based-BCIs, which are improved to accelerate rehabilitation and recovery, and to provide tissue restoration for patients suffering from strokes and similar disabilities. Since the finger movements perform basic motions such as gripping, holding and releasing, and recent work concerning movement decoding in rehabilitation based-BCIs has focused on fine limbs instead of the large body parts, classification of EEG signals of individual finger execution, and imagery movements has been studied in the thesis. At first, EEG signals for fingers flexion and hyper extension execution and imagery movements from 8 volunteers were recorded according to specified scenario in different sessions on different days. In preprocessing, normalization and noise reduction were performed. Then, datasets were formed from EEG records of all fingers flexion and hyper extension execution movements, index finger flexion and hyper extension execution and imagery movements. The average Welch spectral power analysis were used to prove the activity of μ and β bands. Then, feature vectors were formed using feature extraction techniques. They were selected with genetic algorithm. After that, using selected features, EEG signals of index finger flexion and hyper extension execution movements were classified with 78.11% accuracy rate, EEG signals of fingers flexion and hyper extension executions movements were decoding with 81.10% accuracy rate, and finally EEG signals of index finger flexion and hyper extension imagery movements were classified with 61.50% accuracy rate.

Key Words: Adaptive autoregressive model, execution and imagery movement, genetic algorithm, Laplace filtering, normalized band energies, Welch method.

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1.1. Sinir hücresi.....	3
Şekil 1.2. Aksiyon potansiyeli.....	3
Şekil 1.3. Beyin ve koruyucu tabakalar.....	4
Şekil 1.4. Serebral korteks bölümleri	5
Şekil 1.5. Motor korteks	6
Şekil 1.6. Tipik EEG dalgaları	7
Şekil 1.7. Ortaya çıkma şekline göre EEG işaret türleri.....	8
Şekil 1.8. Geleneksel 10-20 EEG elektrot yerleşimi (Malmivuo ve Plonsey,1995)	10
Şekil 1.9. İBA Sistemi	11
Şekil 1.10. Ölçüm tekniklerine göre İBA'lar	11
Şekil 1.11. OİD/OİS (Ohara vd., 2000).....	13
Şekil 2.1. Ölçüm cihazı ve deney kayıt düzeneği.....	21
Şekil 2.2. Easycap kep sisteminde elektrotların yerleşimi	22
Şekil 2.3. EMG elektrot merkez çapı ve merkezler arası mesafe.....	23
Şekil 2.4. EMG elektrotlarının yerleşimi ve ilgili kaslar.....	23
Şekil 2.5. (a)Aktif aşağı/FE parmak hareketi, (b) Aktif yukarı/HE	24
Şekil 2.6. Aktif aşağı/FE veya yukarı/HE parmak hareketlerini içeren bir EEG kaydı ..	25
Şekil 2.7. Dinlenme, odaklanma ve uyarım durumları için ekran görüntüleri	25
Şekil 2.8. Düşünsel FE ve HE parmak hareketi	26
Şekil 2.9. Yirmi adet düşünsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareket denemesinden oluşan bir EEG kayıt örneği.....	27
Şekil 2.10. (a) EMG işareti, (b) Enerji İşareti, (c) Pencerenlenmiş Enerji İşareti, (d) Kas aktivasyon aralığı	29
Şekil 2.11. Küçük ve büyük Laplace filtreleme	31
Şekil 2.12. GA parametreleri.....	38
Şekil 2.13. Aritmetik Çaprazlama	39
Şekil 2.14. GA tabanlı öznitelik seçim algoritması	40
Şekil 2.15. k -en yakın komşuluk	41
Şekil 2.16. Doğrusal DVM.....	44
Şekil 2.17. Veri setlerinin elde edilmesi.....	45

Şekil 2.18.	(a) 31 kanaldan kaydedilen ham EEG işaretleri ve bir kanaldan kaydedilen ham EMG işareti, (b) Ortak ortalama referanslama uygulanmış normalize EEG işaretleri ve normalize EMG işareti.....	47
Şekil 2.19.	Beş parmağın bireysel aktif aşağı/FE hareket oturumu veya yukarı/HE hareket oturumundan elde edilen EEG denemeleri.....	49
Şekil 2.20.	(a) Gönüllü 1'in aktif aşağı/FE hareket EEG denemesine bir örnek, (b) Aktif aşağı/FE hareket denemesinin spektrogramı.....	50
Şekil 2.21.	İşaret parmak düşümsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketleri için belirlenen EEG denemeleri	51
Şekil 2.22.	(a) Gönüllü 1'in düşümsel yukarı/HE hareket EEG denemesine bir örnek, (b) Düşümsel yukarı/HE hareket denemesinin spektrogramı	52
Şekil 2.23.	Yöntemin akış şeması.....	57
Şekil 2.24.	(a) Duyusal-motor Korteks (URL-1), (b) Duyusal-motor korteksten seçilen kanalların uzamsal yerleşimi.....	58
Şekil 2.25.	LC3,LCz, ve LC4 kanallarındaki gerilimler	59
Şekil 2.26.	Gönüllü 1'in bir aktif aşağı/FE hareket denemesinde, LCz ve Cz'den alınan EEG işaretleri	60
Şekil 2.27.	Biorthogonal 1.3 dalgacığı	62
Şekil 3.1.	Başparmak aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $\overline{P_{AK,FE,F_1}^W}(f)$ ve $\overline{P_{AK,HE,F_1}^W}(f)$, ve EMG-ortalama Welch güç spektrumu	66
Şekil 3.2.	İşaret parmak aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $\overline{P_{AK,FE,F_2}^W}(f)$ ve $\overline{P_{AK,HE,F_2}^W}(f)$, ve EMG-ortalama Welch güç spektrumu.....	67
Şekil 3.3.	Orta parmak aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $\overline{P_{AK,FE,F_3}^W}(f)$ ve $\overline{P_{AK,HE,F_3}^W}(f)$, ve EMG-ortalama Welch güç spektrumu	68
Şekil 3.4.	Yüzük parmak aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $\overline{P_{AK,FE,F_4}^W}(f)$ ve $\overline{P_{AK,HE,F_4}^W}(f)$, ve EMG-ortalama Welch güç spektrumu.....	69
Şekil 3.5.	Serçe parmak aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $\overline{P_{AK,FE,F_5}^W}(f)$ ve $\overline{P_{AK,HE,F_5}^W}(f)$, ve EMG-ortalama Welch güç spektrumu.....	70
Şekil 3.6.	İşaret parmak düşümsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $\overline{P_{DU,FE,F_2}^W}(f)$ ve $\overline{P_{DU,HE,F_2}^W}(f)$	72

TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Gönüllülerin nitelikleri.....	19
Tablo 2.2. Beş parmak için bireysel aktif parmak hareketine dair EEG denemelerinden oluşan veri seti 1.....	53
Tablo 2.3. Parmakların aktif FE/aşağı ve HE/yukarı hareketine dair EEG denemelerinden oluşan veri seti 2.....	54
Tablo 2.4. İşaret parmak için aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketine dair EEG denemelerinden oluşan veri seti 3.....	55
Tablo 2.5. İşaret parmak için düşünsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerine dair EEG denemelerinden oluşturulan veri seti 4.....	56
Tablo 2.6. GA'da Kullanılan Parametreler.....	63
Tablo 3.1. Parmakların aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketleri için μ ve β bandındaki tepe frekans (Hz) ve tepe güç (dB) değerleri.....	71
Tablo 3.2. İşaret parmağın düşünsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketleri için μ ve β bandındaki tepe frekans (Hz) ve tepe güç (dB) değerleri.....	72
Tablo 3.3. Öznitelikler tablosu.....	73
Tablo 3.4. Veri seti 2'de, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-1.....	75
Tablo 3.5. Veri seti 2'de, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-2.....	76
Tablo 3.6. Veri seti 2'de, Tümü' için yapılan sınıflandırmada DVM sınıflandırıcısıyla elde edilen en yüksek test başarımlarının(%68.44) karışıklık matrisi.....	77
Tablo 3.7. Veri seti 3'te, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-1.....	78
Tablo 3.8. Veri seti 3'te, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-2.....	80
Tablo 3.9. Veri seti 3'te, 'Tümü' için yapılan sınıflandırmada DVM sınıflandırıcısıyla elde edilen en yüksek test başarımlarının(% 68.55) karışıklık matrisi.....	81
Tablo 3.10. Veri seti 4'te, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-1.....	82
Tablo 3.11. Veri seti 4'te, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-2.....	83
Tablo 3.12. Veri seti 4'te, 'Tümü' için yapılan sınıflandırmada için k-EYK sınıflandırıcısıyla elde edilen en yüksek test başarımlarının(% 60.00) karışıklık matrisi.....	84

Tablo 3.13. Veri seti 1’de, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarıml tablosu-1	85
Tablo 3.14. Veri seti 1’de, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarıml tablosu-2	87
Tablo 3.15. Veri seti 1’de, ‘Tümü’ için yapılan sınıflandırmada için DVM sınıflandırıcısıyla elde edilen en yüksek test başarımının(% 24.69) karışıklık matrisi.....	88
Tablo 4.1. Çalışmaları Kıyaslama Tablosu-1	91
Tablo 4.2. Çalışmaları Kıyaslama Tablosu-2	92



SEMBOLLER DİZİNİ

a_{beta}	: Beta bandının alt sınırı
AK	: Aktif hareket
a_{mu}	: Mu bandının alt sınırı
\hat{a}_t	: Adaptif otoregresif model parametreleri
B	: Band genişliği
BBA	: Bağımsız bileşen analizi
b_{beta}	: Beta bandının üst sınırı
b_{mu}	: Mu bandının üst sınırı
$bior1.3$: Dalgacık baz fonksiyonu Biorthogonal 1.3
D	: Pencere uzunluğu
DAA	: Doğrusal ayırt edici analiz
$d_{minkowski}$: Minkowski uzaklık fonksiyonu
$d_{manhattan}$: Manhattan uzaklık fonksiyonu
$d_{öklid}$: Öklid uzaklık fonksiyonu
DU	: Düşünsel hareket
DVM	: Destek vektör makinaları
E_{ab}	: İşaretin [a,b] frekans aralığındaki enerjisi
E_B	: B bant genişliğine sahip işaretin enerji
E_{NOR}^{ab}	: İşaretin [a,b] frekans aralığındaki normalize bant enerjisi
$ECoG$: Elektrokortikografi
EEG	: Elektroensefalografi
EMG	: Elektromiyografi
F_n	: Parmak numarası
FE	: Fleksiyon (bükme)
$fMRI$: Fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme
f_s	: Örnekleme frekansı
GA	: Genetik algoritma
HE	: Hiper Ekstansiyon
$İBA$: İnsan-bilgisayar arayüz

iEEG	: İnttrakranial elektroensefalografi
$K()$: Çekirdek fonksiyon
k	: k -EYK'da komşu sayısı
k -EYK	: k -en yakın komşuluk
L	: Pencereleme sonucu oluşan parça sayısı
LC3	: C3 kanalının Laplace referanslanmış veya filtrelenmiş durumu
LCz	: Cz kanalının Laplace referanslanmış veya filtrelenmiş durumu
LC4	: C4 kanalının Laplace referanslanmış veya filtrelenmiş durumu
LFP	: Yerel alan potansiyeli
m	: Blackman pencere uzunluğu
MEG	: Manyetoensefalografi
OİD/OİS	: Olay ilişkili desenkranizasyon/ olay ilişkili senkranizasyon
OİP	: Olay ilişkili potansiyel
p	: Adaptif otoregresif modelin derecesi
$\overline{P_{xx}^W}$: Welch güç spektrumu
$\overline{P_{A,FE,F_n}^W}$: Aktif FE hareketlerine dair ortalama Welch güç spektrumu
$\overline{P_{A,HE,F_n}^W}$: Aktif HE hareketlerine dair ortalama Welch güç spektrumu
$\overline{P_{D,FE,F_n}^W}$: Düşünsel FE hareketlerine dair ortalama Welch güç spektrumu
$\overline{P_{D,HE,F_n}^W}$: Düşünsel HE hareketlerine dair ortalama Welch güç spektrumu
R	: EEG deneme sayısı
TBA	: Temel bileşen analizi
U	: Pencere fonksiyonunun güç çarpanı
UC	: Adaptif otoregresif modelin adaptasyon hızını
$var(x)$: x 'in varyansı
$V_{OOR}(n, t)$: n . kanal ve t . anında genel referanslanmış potansiyel
$W(j, k)$: Ayrık dalgacık dönüşümü katsayıları
w_b	: Blackman pencere fonksiyonu
w_h	: Hanning pencere fonksiyonu
y_{EMG}	: Yüzey EMG işareti
$y_{EMG_{aktiv}}(t)$: Kas aktivasyon aralığını içeren EMG işareti
$y_{EMG_{HO}}(t)$: Hareketli ortalaması alınmış EMG güç işareti
YSA	: Yapay sinir ağları

ψ	: Ana dalgacık fonksiyonu
δ	: Delta dalgası
θ	: Teta dalgası
α	: Alfa dalgası
β	: Beta dalgası
μ	: Mu dalgası
γ	: Gama dalgası
σ	: Standart sapma değeri
τ_1	: Kas aktivasyon aralığı belirlemede seçilen genlik eşik değeri
τ_2	: Kas aktivasyon aralıklarının zamansal uzunluğuyla ilgili eşik değeri
τ_3	: Art arda gelen kas aktivasyon aralıklarının aralarındaki zamansal uzaklıkla ilgili eşik değeri

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Bilim insanları son elli yıldır insan-bilgisayar etkileşim teknolojisi üzerine çalışmaktadır. Bunlardan en çok bilineni insan-bilgisayar arayüz (İBA) teknolojileridir (Wolpaw vd., 2002) (Schwartz vd., 2004) (Birbaumer, 2006) (Schwartz vd., 2006). Literatürde, zihin-makine arayüzü (Mind Machine Interface-MMI) veya beyin makine arayüzü (Brain Machine Interface -MMI) (Brain Computer Interface-BCI) olarak ta adlandırılan bu sistemler, periferik sinirler ve kaslar içermeksizin beyin ve harici cihaz arasında doğrudan bir iletişim yolu kurarlar. Böylece İBA'lar sanal klavye, basit bilgisayar oyunları ve imleç hareketi gibi uygulamalarda bilgisayar (Birbaumer vd., 1999) (Donchin vd., 2000) (Millán, 2003) (Bayliss, 2003) (Obermaier vd., 2003) (Millán vd., 2004a) (Scherer vd., 2004) (Muller ve Blankertz, 2006) (Sellers vd., 2006), (Williamson vd., 2009) (Karim vd., 2006) (Bensch vd., 2007) (Leeb vd., 2007a) (Leeb vd., 2007b) (Krepki vd., 2007) (Mugler vd., 2008) (Nijholt vd., 2008b) (Krauledat vd., 2009), robot, tekerlekli sandalye (Millán vd., 2004a) (Millán vd., 2004b), (Millán vd., 2009) ve nöral protez (Pfurtscheller vd., 2000) (Pfurtscheller, 2003) (Müller-Putz vd., 2005) (Müller-Putz vd., 2006) gibi harici cihazların kontrolüne olanak sağlarlar. Bunu, düşünsel hareket sonucu beyinde ortaya çıkan sinyallerden elde edilen kontrol işaretleri aracılığıyla gerçekleştirirler.

İBA'lar, sağlık alanında farklı uygulamalarda kullanılmak üzere ihtiyaca uygun şekilde değiştirilip geliştirilirler, bunlar rehabilitasyon esaslı İBA'lar olarak adlandırılır (McFarland vd., 2000) (Wolpaw vd., 2002) (Lebedev ve Nicolelis, 2006) (Wolpaw, 2007) (Sharma vd., 2008) (Wilson vd., 2009) (Anderson, 2009) (Sanders vd., 2011) (Bradberry vd., 2010) (McFarland vd., 2010) (Neogi vd., 2011) (Liu vd., 2012). Özellikle, felç ve benzeri rahatsızlık sonrası bilişsel veya duyuşsal-motor fonksiyonlarının desteklenmesinde, iyileştirilmesinde ya da tamir edilmesinde tercih edilmektedirler (Birbaumer vd., 2008) (Buch vd.,2008) (Daly vd., 2009) (Broetz vd., 2010) (Ang vd., 2010) (Prasad vd., 2010) (Dimyan ve Cohen, 2011) (Caria vd., 2011).

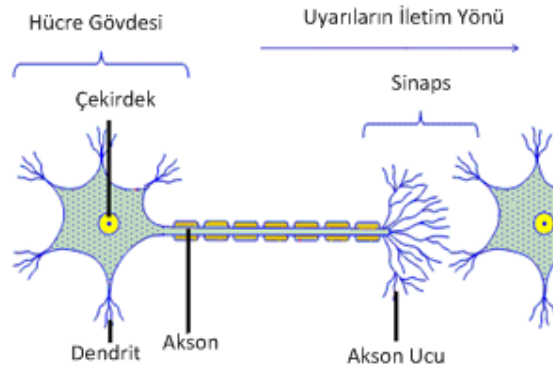
Felç veya inme, beynin motor bölgelerinde yetersiz veya aşırı kan birikmesi sonucu ortaya çıkar. Vücudun yüz, kol, bacak gibi herhangi bir kısmında güç ve işlev kaybına sebep olur. Yapılan araştırmalarda, ilaç tedavisiyle beraber desteklenen yoğun klinik rehabilitasyonların, bu tür bir rahatsızlıkta kas erimesini engelleyici ve iyileşmeyi hızlandırıcı etkiye sahip olduğu kanıtlanmıştır (Jackson vd., 2001) (Calautti vd., 2003) (Platz vd., 2005) (Wolf vd., 2006). Ancak, felç sonrası bu iyileşmeler uzun yıllar sürmektedir. Bu konuda son dönemde üzerinde çalışılan yeni potansiyel tedavilerden biri ise düşünsel motor esaslı İBA teknolojileridir (Lebedev vd., 2006) (Sharma vd., 2008) (Anderson, 2009) (Sanders vd., 2010) (Neogi vd., 2011) (Liu vd., 2012). Geliştirilen bu teknoloji yardımıyla nörolojik yaralanmalar veya felç sonrası motor bozuklukları olan hastaların başkalarına bağımlılıklarının azaltılması, çevreyle etkileşim yeteneklerinin artırılması ve deforme olmuş sinir ve kas dokularının restorasyonunun sağlanması amaçlanmaktadır. Bu da, rehabilitasyon esaslı İBA uygulamalarında, aktif/düşünsel motor hareket tespitinin önemini ortaya koymakta ve bunu üzerine çalışılan bir konu haline getirmektedir.

1.2. Temel Kavramlar

Bu bölümde sinir hücresi, beyin fizyolojisi ve elektroensefalografi (EEG) üzerine temel bilgiler verilmiştir.

1.2.1. Sinir Hücresi

Nöron olarak bilinen sinir hücresi akson, dendrit ve hücre gövdesi (soma) olmak üzere üç kısımdan oluşur. Merkezi sinir sistemindeki aktivasyonları diğer bir deyişle uyarımları ileten uzun kısma akson; hücre organelleri ve çekirdeği içine alan kısma hücre gövdesi; gövdeden çıkan kısa uzantılara ise dendrit denilmektedir. Örnek bir nöron yapısı Şekil 1.1'de görülmektedir.

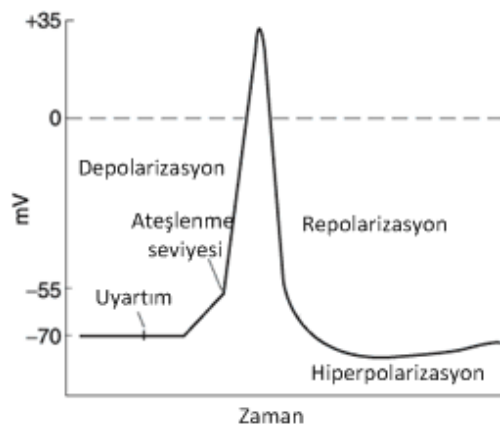


Şekil 1.1. Sinir hücresi

Şekil 1.1’de görüldüğü gibi dendritler diğer hücrelerin akson veya dendritleriyle iletişim halindedir. Uyarım, snaptik akımlar vasıtasıyla aksonlardan dendritlere doğru taşınır. İnsan beyinde yaklaşık 100 milyar sinir hücresi bulunmaktadır ve bir sinir hücresi yaklaşık 10.000 sinir hücresiyle bağlantı durumundadır.

1.2.2. Aksiyon Potansiyeli

Aksiyon potansiyeli, sinir ve kas hücrelerinde hücre zar potansiyelinin ani ve hızlı artıp azalması kaynaklı oluşan voltaj değişimidir. Bu elektriksel sinyal, sinir hücrelerinin haberleşmesinde görev yapar. Aksiyon potansiyeli oluşumu Şekil 1.2’de görülmektedir.



Şekil 1.2. Aksiyon potansiyeli

Sinir hücresi için dinlenme potansiyeli -70 mV aralığındadır. Hücre içi hücre dışına göre negatif potansiyeldedir. Şekil 1.2’de görüldüğü gibi ateşleme seviyesini olan -55 mV’u

geçen bir uyarım geldiğinde sodyum iyonları hücre içine difüzyon eder ve hücre içi hücre dışına göre daha pozitif hale gelir. Bu olaya "depolarizasyon" denir. Depolarize durumdaki hücrenin potansiyeli +35 ila +40 mV civarındadır. Depolarizasyonun ardından hücre içine sodyum iyonları girişi durdurulur ve hücre içindeki potasyum iyonları hücre dışına doğru akmaya başlar. Bu durum hücre içini negatif, hücre dışını pozitif yüklü duruma getirir ve bu olaya "repolarizasyon" denir. Açılan potasyum kanalları yavaş kapandığından hücre dışına fazla potasyum iyonu çıkışı olur ve hücre içi potansiyeli -70 mV değerine dönmek isterken, -85 mV değerine kadar düşebilir. Bu durum da hiperpolarizasyon olarak adlandırılır.

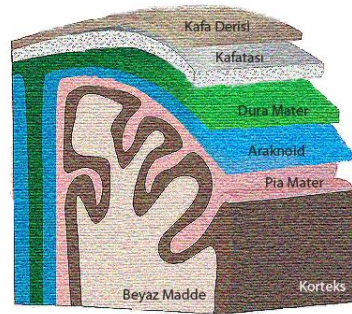
1.2.3. Beyin, Korteks ve Lobları

On milyondan fazla nörondan oluşan beyin, mevcut süper bilgisayarları aşan bir işlem gücüne sahip, karmaşık bir yapıdır (Baars ve Gage, 2010) (Helias vd., 2012). Beyaz ve gri madde olmak üzere iki yapıdan meydana gelir.

Beyaz madde, sinir hücrelerinin aksonlarından oluşan ve hücreler arası bağlantıyı kuran topluluktur.

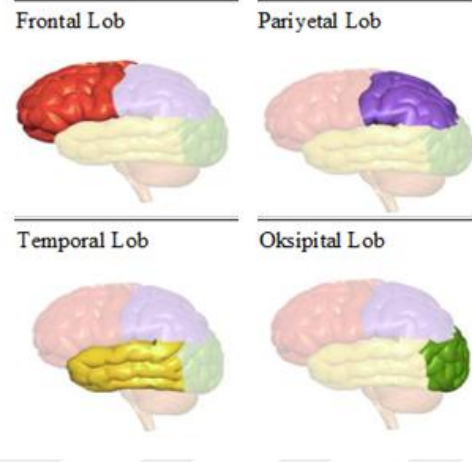
Gri madde veya beyin kabuğu olarak da adlandırılan korteks ise beyin zarıdır. Sinir sisteminin temel bileşenlerinden olup sinir hücrelerinin gövdelerinden oluşmaktadır. Beyin (serebrum) ve beyinciğin (serebellum) dış kısımlarını örter ve kalınlığı 1.5-5.0 mm arasındadır. Ayrıca, düşünme ve beş duyu organından gelen bilgilerin işlenmesinden sorumludur.

Beyin ve onu koruyan tabakalar Şekil 1.3'te verildiği gibi içten dışa doğru beyaz madde ile başlar, serebral korteksle devam eder ve kafatası ve deri ile sonlanır.



Şekil 1.3. Beyin ve koruyucu tabakalar

Korteksin, serebrum'u örten kısmı serebral korteks olarak adlandırılmaktadır. Serebral korteks dört ana bölümden (lobdan) oluşur. Lokasyonlarıyla beraber bu bölümler frontal lob, pariyetal lob, temporal lob ve oksipital lob olarak Şekil 1.4'te gösterilmiştir.



Şekil 1.4. Serebral korteks bölümleri

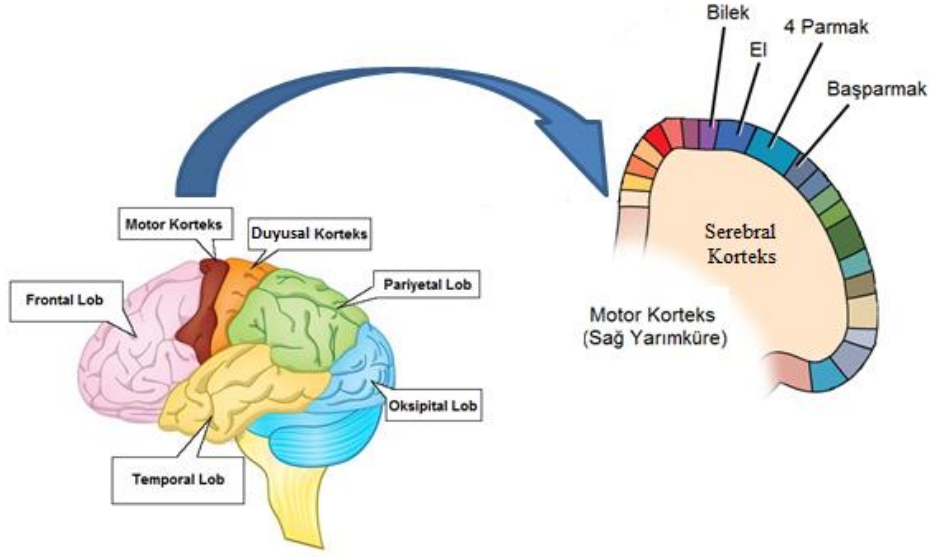
Frontal lob, başın ön kısmında bulunur. Düşünme, karar verme ve planlama gibi yoğun zihinsel işlemlerin gerçekleştiği bölümdür. Ayrıca zekâ, kişilik, duygular, vücut hareketleri ve konuşmadan sorumludur.

Pariyetal lob, frontal lobun arka kısmında ve temporal lobun üst kısmında yer alır. Tatma, sıcaklık ve dokunma ile ilgili duyuusal bilgilerin işlenmesinden sorumludur.

Temporal lob, kulakların üst kısmında yer alır ve başın her iki tarafında bulunur. Kulaklardan gelen işitsel bilgileri işleyen lobdur.

Oksipital lob, başın arka bölümünde yer alır ve göz duyusundan gelen görsel bilgileri işler.

Serebral korteksin motor işlevlerinden sorumlu kısmı motor kortekstir. Motor korteks, frontal lobda bulunur. Duyusal korteksten gelen bilgiler ışığında vücut hareketlerinin planlanmasından, denetlenmesinden ve uygulamaya dökülmesinden sorumludur. Motor korteksin frontal lobdaki yeri ve ayrıca el, bilek gibi diğer vücut bölgeleriyle ilişkili bölümlendirilmiş motor korteks alanları Şekil 1.5'te gösterildiği gibidir.



Şekil 1.5. Motor korteks

1.2.4. Elektroensefalografi (EEG)

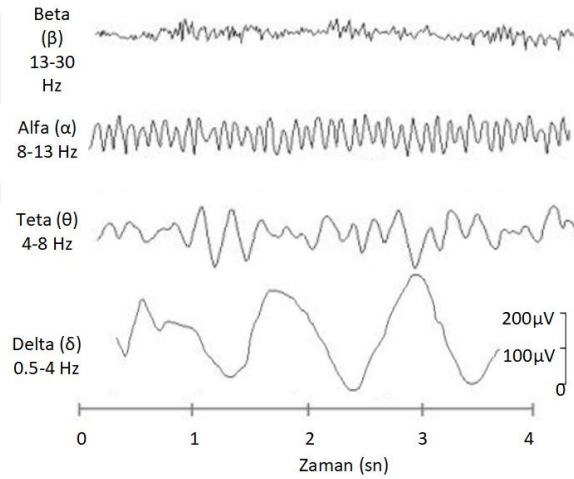
Elektroensefalografi (EEG), beyin aktivitesi sonucu ortaya çıkan 0.5–100 μV genlik aralığındaki elektriksel işaretlerin, kafa derisi üzerinden Ag-AgCl elektrotlar vasıtasıyla izlenmesine ve kaydına olanak sağlayan bir ölçüm tekniğidir (Teplan, 2002). Yaklaşık olarak 1 ile 100 milyon nöron hücresinin aktivitesi sonucunda oluşan ve bu ölçüm tekniğiyle kayıt altına alınabilen sinyallere beyin dalgaları veya EEG işaretleri denir. Bunlar, piramidal kortikal hücrelerin dendritleri ve korteksi üzerinde önemli bir elektriksel aktivitenin varlığının göstergesidir. Serebral korteksin yüzeyi dendritler tarafından kaplı olduğundan, EEG çoğunlukla dendritik postsinaptik potansiyellerin toplam etkisidir de denilebilir (Ganong ve Barrett, 1995) (Webster, 2009). EEG ile bağlantılı olan postsinaptik potansiyellerin süresi 10 ms ila 100 ms arasında değişmektedir. Bu da analiz açısından iyi bir zamansal çözünürlük için örnekleme frekansının 250 Hz-1 kHz arasında olmasının yeterli olduğunu gösterir.

İlk EEG deneyleri 1870'lerin başında hayvanlar üzerinde yapılmıştır. Anestezi uygulanan hayvanlarda beyin arka plan elektriksel aktivitesi nitel olarak gözlemlenmiştir. İnsandan alınan ilk ölçüm ise 1924'te Alman psikiyatrist Hans Berger tarafından gerçekleştirilmiştir (Berger, 1929). Berger, sistematik bir şekilde beyin potansiyelindeki değişimleri analiz ederek 1924'te EEG terimini ortaya koymuştur (Webster, 2009).

1.2.4.1. EEG Dalgaları

Sağlıklı bir insanda, EEG dalgalarının genliği ve frekansı kişinin içinde bulunduğu uyku, düşünme gibi durumlara bağlı olarak değişim gösterir. Ayrıca dalga karakteristiklerinin yaşa bağlı olarak farklılık gösterdiği de bilinmektedir.

Sağlıklı erişkinlerde EEG dalgaları, frekans bandına göre beşe ayrılmaktadır (Sanei ve Chambers, 2013). Bunlar, alçak frekans bandından yükseğe doğru sırasıyla; delta (δ), teta (θ), alfa (α), beta (β), ve gama (γ) dalgalarıdır. Alfa ve beta dalgaları 1929 yılında Berger tarafından, gama dalgası 1938'de Jasper ve Andrews tarafından kavram olarak ortaya konulmuştur (Kim vd., 2005). Devamında delta dalgası 1936'da ve teta dalgası ise 1944'te tanımlanmıştır. Tipik EEG dalgalarından bazıları Şekil 1.6'da gösterilmiştir. Görüldüğü gibi işaretlerin frekansı arttıkça genliği küçülmektedir.



Şekil 1.6. Tipik EEG dalgaları

- Delta (δ) Dalgası: 0.5-4 Hz bandındaki dalgalar olarak tanımlanmışlardır. Büyük genlikli dalgalardır (Sanei ve Chambers, 2013). Bu ritimler, beynin derin bölgelerinde oluşurlar. Derin uyku, uyanmaya başlama gibi durumlarla ilişkilidirler.

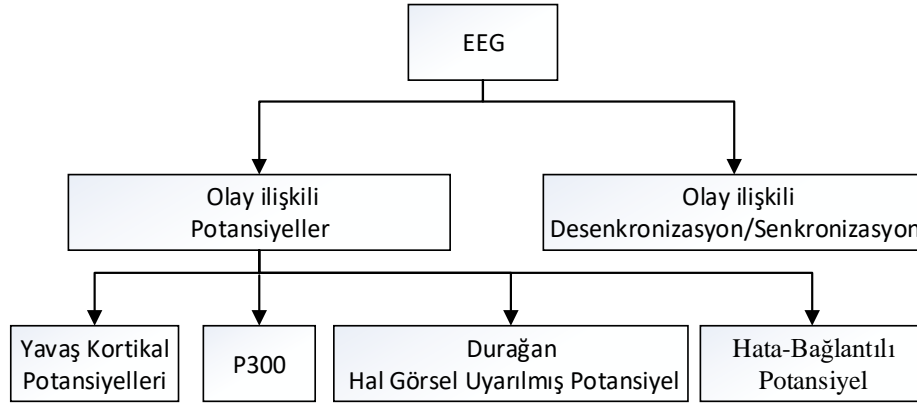
- Teta (θ) Dalgası: 4-8 Hz aralığındaki beyin dalgalarıdır. Açık bilincin, dinlenme durumuna doğru kaymasıyla ortaya çıkarlar. Yaratıcı düşünce ve derin meditasyonla ilişkilidirler. Buna ek olarak, bu ritim bebek ve çocuklarda sıklıkla görülürler (Donchin vd., 2000).

- Alfa (α) Dalgası: 8-13 Hz aralığındaki ritimlerdir ve dalga biçimleri genel olarak sinüzoidaldir. Duyusal-motor korteksten düşünsel veya aktif motor hareketiyle ilgili olarak gözlemlenen alfa dalgasına *mu dalgası* adı verilir. Oksipital (görsel) bölgeden alınanları hariç bu ritmin genliği $50\mu V$ 'un altındadır (Spyrou vd., 2007). Rahatlama durumunda gözlemlenirler (Niedermeyer ve da Silva, 2005).

- Beta (β) Dalgası: 13-30 Hz aralığındaki dalgalardır ve genlikleri $30\mu V$ 'un altındadır. Beynin ön ve orta bölgelerinde gözlemlenenleri ritmik karakteristik gösterir. Yoğun düşünme, konsantrasyon, odaklanma ve panik durumunda ortaya çıkarlar (Niedermeyer ve da Silva, 2005).

- Gama (γ) Dalgası: 30 Hz'in üstü (genelde 45 Hz'e kadar) gama aralığı olarak tanımlanır. Beynin frontosentral kısmında ortaya çıkar (Niedermeyer ve da Silva, 2005). Bu ritimlerin genlikleri çok düşüktür.

Beynin harici veya dahili uyarılara verdiği cevap, EEG işaretlerinde ya faz kilitli olay ilişkili potansiyeller olarak ya da faz kilitli olmayan reaktivite (olay ilişkili bağlantılı desenkronizasyon/senkronizasyon) olarak ortaya çıkar (Pfurtscheller, 1999) (Pfurtscheller ve da Silva, 1999). Ortaya çıkma şekline göre EEG işaretleri Şekil 1.7'deki gibi gruplandırılabilir (Dornhege, 2007) (Nieuwenhuis vd., 2001).



Şekil 1.7. Ortaya çıkma şekline göre EEG işaret türleri

- ❖ Olay İlişkili Potansiyel (OİP-Event Related Potential, ERP): Belirli bir olaya veya uyarana yanıt olarak beyinde ortaya çıkan faz-kilitli olayla ilişkili, küçük voltajlı işaretlerdir (Blackwood ve Muir, 1990). Durağan hal görsel uyarılmış potansiyel,

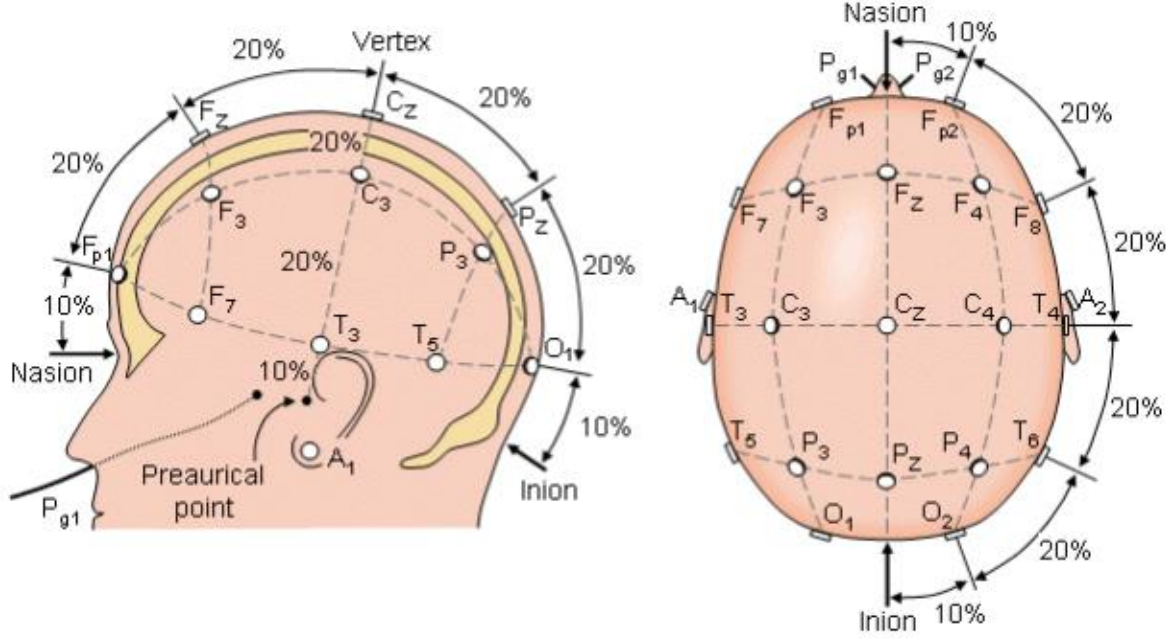
yavaş kortikal potansiyel, P300 ve hata-bağlantılı potansiyel olmak üzere dörde ayrılır.

- Durağan Hal Görsel Uyarılmış Potansiyel (Steady-State Visually Evoked Potential, SSVEP) : Belli bir sıklıkta tekrarlanan görsel uyarımla, beynin oksipital korteksinde ortaya çıkan potansiyellerdir (Beverina vd., 2003).
- Yavaş Kortikal Potansiyel (Slow Cortical Potential, SCP): Beyin sinyallerinde meydana gelen pozitif veya negatif olabilen potansiyel kaymalardır. Bu potansiyel kaymalar 0.5-10.0 sn'lik süre aralığında gerçekleşir (Birbaumer vd., 1990). Negatif kaymalar, genellikle beynin görsel korteksinin, görsel uyarana karşı verdiği elektriksel tepkilerde gözlemlenirken, pozitif kaymalar ise seviyesi düşen kortikal etkinliklerde izlenir.
- P300: Olası çoklu durumdan, beklenen duruma dair bir uyarım geldikten yaklaşık 300 msn sonra ortaya çıkan potansiyellerdir (Farwell ve Donchin, 1988). Uyarım, görsel veya işitsel olabilir.
- Hata-Bağlantılı Potansiyel (ErRP): Görsel olarak fark edilen hatalar sonucunda oluşan potansiyellerdir (Chavarriaga ve Millán, 2010).
- ❖ Olay-bağlantılı desenkronizasyon/senkronizasyon (OİD/ OİS): Planlama, hayal etme, yerine getirme gibi duyuşsal, bilişsel ve motor aktiviteler, EEG işaretlerinde olayla ilişkili genlik değişiklerine sebep olur. μ ve β ritimleriyle ilişkili olan bu durum, faz-kilitli olmayan reaktivite olarak ortaya çıkar ve olay-bağlantılı desenkronizasyon/senkronizasyon olarak adlandırılır. Bu durum, EEG işaretlerinde sırasıyla genlik azalması/artması olarak kendini gösterir (Pfurtscheller vd., 1993) (Qiang vd., 2005).

1.2.4.2. 10-20 Ölçüm Standardı

Uluslararası 10-20 ölçüm sistemi, 1958 yılında Herbert Jasper tarafından geliştirilen ve elektrotların yerleşimini belli bir standarda göre tanımlayan bir sistemdir (Cacioppo vd., 2007). Bu sistemde elektrot lokasyonları bazı özel anatomik noktalara göre belirlenmektedir. Başın arka tarafındaki oksipital çıkıntı ve burun-alın arasındaki çöküntü bu anatomik noktalardandır (Malmivuo ve Plonsey,1995). Elektrotlar arası uzaklık anatomik noktalar arası mesafenin %10 ve %20 katlarıyla orantılıdır. Standardın 10-20 sistemi olarak

adlandırılmasının sebebi de budur. 10-20 EEG elektrot yerleşimi Şekil 1.8’de görüldüğü gibidir.



Şekil 1.8. Geleneksel 10-20 EEG elektrot yerleşimi (Malmivuo ve Plonsey,1995).

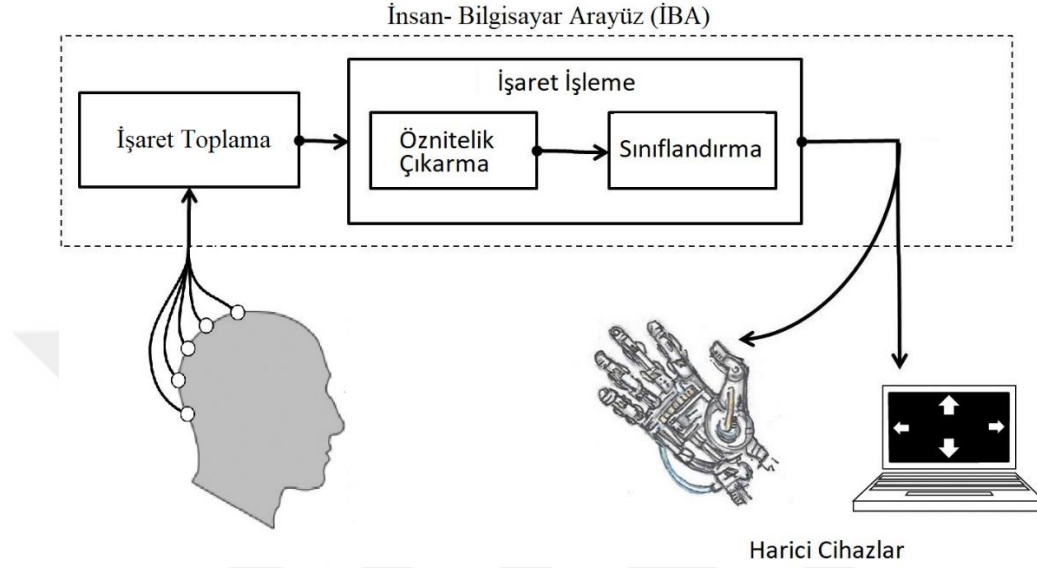
Elektrotlar buldukları lobun İngilizce *frontal*, *temporal*, *central*, *parietal* ve *occipital* isimlerinin baş harfine göre F, T, C, P ve O harfleriyle isimlendirilirler (Webster, 2014). Harflerin yanına elektrotların buldukları yarım küreye bağlı olarak sol yarım kürede 1, 3, 5, 7 tek sayıları, sağ yarım kürede ise 2, 4, 6, 8 çift sayıları eklenir. Lobların orta kısmındaki elektrotlar ise İngilizce *zero* kelimesinin baş harfi olan “z”yi alır.

Daha fazla lokasyonu incelemek isteyen bilim adamları, anatomik noktalar arası mesafeyi %10 ve %5 katlarıyla orantılayarak uzamsal çözünürlüğü arttırmış, 10-10 ve 10-5 sistemlerini geliştirmişlerdir (Lesser 1986), (Oostenveld ve Praamstra, 2001).

1.2.5. İnsan-Bilgisayar Arayüz (İBA)

Bilim insanları son elli yıldır insan bilgisayar etkileşim teknolojisi üzerine çalışmaktadırlar. Bunlardan en çok bilineni insan-bilgisayar arayüz (İBA) teknolojileridir (Wolpaw vd., 2002) (Birbaumer, 2006) (Schwartz, 2004) (Schwartz, 2006). İBA

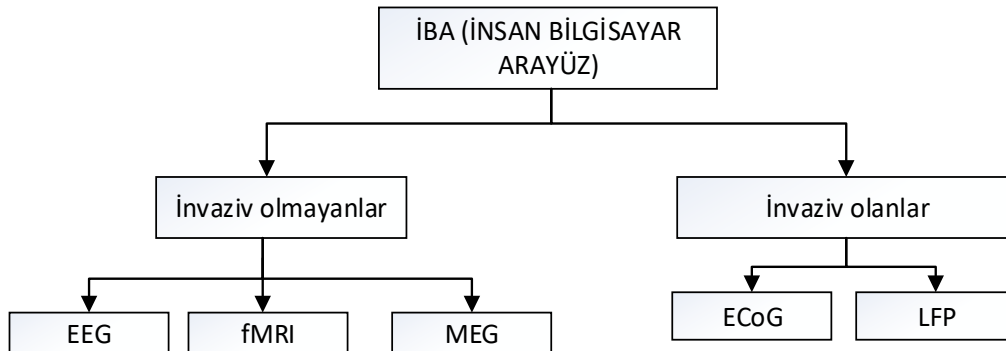
teknolojileri, beyin aktivasyonları sonucu ortaya çıkan işaretlerin yorumlanmasına ve niyet doğrultusunda harici cihazların kontrolüne olanak sağlayan teknolojilerdir. Şekil 1.9'da İBA sistemine bir örnek verilmiştir.



Şekil 1.9. İBA Sistemi

Yukarıdaki şekilde görüldüğü gibi bir İBA sisteminin işlem adımları basitçe; işaretlerin toplanması, toplanan bu işaretlerden özniteliklerin çıkarılması ve bu özniteliklere göre sınıflandırılmanın yapılarak harici cihaz kontrolünün gerçekleştirilmesi olarak sıralanabilir.

İBA'lar, işaret alınmasında kullanılan ölçüm tekniği açısından Şekil 1.10'da verildiği gibi invaziv olan ve olmayan olarak iki ana başlık altında toplanabilir (Xiao ve Ding, 2013).



Şekil 1.10. Ölçüm tekniklerine göre İBA'lar

İnvaziv olmayan İBA'lar, elektroensefalografi (EEG), beyin aktivasyonu ile ortaya çıkan elektrik akımının yarattığı manyetik alana bağlı beyin haritasını çıkarma tabanlı manyetoensefalografi (MEG) ve fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI) tekniklerini kullanırlar (O'Doherty vd., 2011) (Fraser vd., 2009) (Leuthardt vd., 2004) (Gunduz vd., 2009) (Zhang vd., 2013) (Schalk ve Ding, 2011) (Huang vd., 2009) (Müller vd., 2003) (Cincotti vd., 2008) (Mellinger vd., 2007) (Georgopoulos vd., 2005) (Yoo vd., 2004) (Eklund vd., 2010).

İnvaziv ölçüm tekniğine dayalı İBA'lar ise; sinir dokusundaki komşu nöronlardan akan elektrik akımlarının oluşturduğu potansiyelleri gösteren yerel alan potansiyeli (LFP, local field potential) ve selebral korteks üzerinden yapılan EEG ölçümü olan intrakranial elektroensefalografi (iEEG) olarak bilinen elektrokortikografi (ECoG) tekniklerini kullanırlar.

İnvaziv ölçüm tekniklerinde invaziv olmayanlara göre daha yüksek seviye işaret gürültü oranıyla işaretler toplanır. Bu da, bu teknikleri kullanan İBA'larda yüksek kalitede işaret eldesi anlamına gelir. Ancak invaziv ölçüm tekniklerinde elektrotların yerleştirilmesi ameliyatla gerçekleştirildiğinden bu tekniklerin uygulanması zordur.

İnvaziv olmayan metotlarda ise kabul edilebilir işaret gürültü oranıyla ameliyatsız, kolay elektrot yerleşimi gerçekleştirilir. Bu avantajından ötürü İBA uygulamaları için invaziv olmayan ölçüm teknikleri daha kullanışlı ve yaygındır (Xiao ve Ding, 2013). İnvaziv olmayan İBA'larda özellikle EEG ölçüm tekniği, zamansal çözünürlük, taşınabilirlik, kullanılabilirlik ve pahalı olmaması sebebiyle çokça tercih edilmektedir (Millán vd., 2010).

1.3. Literatür Araştırması

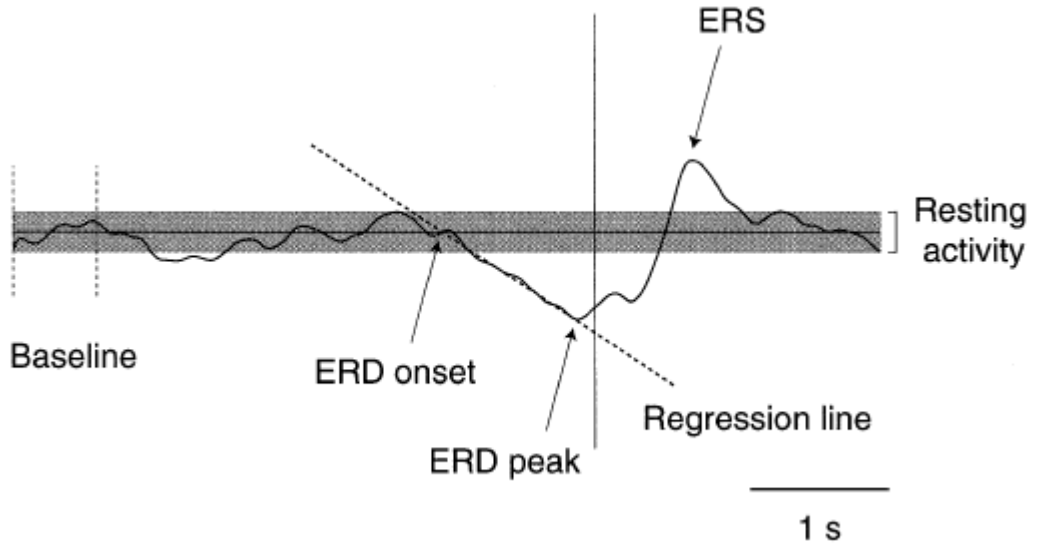
Hans Berger yaptığı deneysel çalışmalar sonucu, beynin ritmik potansiyeller ürettiğini keşfederek EEG terimini ortaya koymuştur (Nunez ve Srinivasan, 2006). Daha sonra bu ritmik salınımlar, farklı korteks bölgelerinde senkron olmuş nöron topluluklarıyla ilişkilendirilmiştir (da Silva, 1991) (Pfurtscheller vd., 2003). Salınımların frekansları ise nöronların farklı membran özellikleri ve nöronların oluşturduğu network yapısına bağlanmıştır (Pfurtscheller vd., 2003).

Olaya ve uyarana bağlı olarak ortaya çıkma şekli değişebilen EEG işaretleri olay ilişkili potansiyeller (OİP) ve olay ilişkili desenkrizasyon/ olay ilişkili senkrizasyon (OİD/OİS) olarak iki başlıkta toplanabilir.

Kişide, herhangi bir duyunun uyarılması, nöron gruplarının aktivitesinde değişikliğe neden olur. Bunun sonucunda ortaya çıkan potansiyellere olay ilişkili potansiyeller (OİP) denmektedir (Pfurtscheller ve da Silva, 1999). OİP'ler faz-kilitli aktivitelerdir ve uyarana göre sabit bir zaman gecikmesiyle ortaya çıkarlar. Bu nedenle, OİP'ler işarettaki gürültü oranını azaltan, işaretlerin ortalamasına dayalı teknikler kullanılarak rahatça gözlemlenebilirler (Pfurtscheller ve da Silva, 1999).

Planlama, hayal etme, yerine getirme gibi duyuşal, bilişsel ve motor aktiviteler korteks etkinliğinde artışa sebep olur. Buna bağılı olarak EEG'nin ortalama frekans değeri kademeli olarak artarken dalgalar senkron olma durumundan asenkron olma durumuna geçerler (Guyton ve Hall, 2005). Ayrıca, alfa aktivitesini bloke (desenkronize) edebilen bu zihinsel etkinlikler beyin sinyallerinde zaman kilitli fakat faz kilitli olmayan değışiklikleri diğer bir deyişle olay ilişkili desenkranizasyon/senkranizasyonu (OİD/OİS) ortaya çıkarır. Bu değışiklikler devam eden EEG aktivitesi için μ ve β bantlarında güç değışikliği anlamına gelmektedir. OİD belirli bölgelerdeki nöron topluluğunun aktivasyonu iken, OİS ise nöron topluluğunun deaktivasyonu veya inhibisyonudur (Pfurtscheller vd., 2006b).

Şekil 1.11'de gösterildiği gibi frekans bandındaki güç düşüşleri olay ilişkili desenkranizasyon (OİD-ERD) ve yükselişleri ise olay ilişkili senkranizasyon (OİS-ERS) olarak ifade edilir (Pfurtscheller ve Aranibar, 1977) (Pfurtscheller, 1999).



Şekil 1.11. OİD/OİS (Ohara vd., 2000).

Nöronların aktivitesi arttığında EEG işaretlerinin frekansı artarken genliği veya gücü azalmakta, nöron aktivitesi kas aktivitesi gibi farklı bir olayla bloke edildiğinde ise nöronlar deaktive olduğundan EEG işaret gücü artmaktadır (Pfurtscheller, 1999).

Faz kilitli olan OİP'ler, olaya ilişkin düzgün senkronize EEG yanıtlarının zaman ortalamasında açıkça görülebilirken faz-kilitli olmayan aktivitelere ortalama alma işlemi işaretlerin birbirini yok etmesine sebep olabilir. Bu sebepten ötürü OİD/OİS'de olaya ilişkin işaretlere ortalama alma işlemi uygulanmaz. Klasik olarak, endüklenen OİD/OİS'e aktif frekans bantlarında filtrelenen işaretlerin genlik karelerinden hesaplanan güç değerlerinin bütün denemeler için ortalaması alınarak gözlemlenebilir (Pfurtscheller ve da Silva, 1999).

OİD/OİS, devam eden EEG'nin frekans bileşenlerini kontrol eden ana nöronlar ve nöronlar arasındaki dinamiği yansıtır. Bu olgu, kortikal aktivasyon ile ilgilidir. Önemli kortikal aktiviteler sırasında nöron topluluğunda, ağa dâhil edilmemiş nöronların sayısı az olduğundan kortikal aktivasyonda artış meydana gelir. Bu da OİD'yi meydana getirir (Pfurtscheller, 2003) (Pfurtscheller vd., 2006a) (Pfurtscheller, 2006b). Aktif hareketten (kasların yardımıyla uygulamaya geçen hareketten) veya düşünsel hareketten (kas hareketi olmaksızın hayali olarak gerçekleştirilen hareketten) sonra, kortikal aktivite inhibe edildiğinde, daha fazla serbest nöron mevcut olur ve mental inaktivite sırasında senkronize olmuş alfa bantı ritimleri OİS'yi ortaya çıkarır (Pfurtscheller vd., 2006a) (Pfurtscheller, 2006b). Düşünsel hareket, algılama, yargılama ve hafıza görevleri gibi zihinsel görevler OİD / OİS'ye neden olur (Pfurtscheller vd., 2006a) (Pfurtscheller, 2006b).

Düşünsel hareket araştırmaları insan-beyin etkileşimi esaslı İBA teknolojisi için önem arz etmektedir. Son on yıldan beri, İBA tabanlı uygulamaları geliştirmek ve iyileştirmek için el, bilek, kol, dirsek, omuz, ayak, parmak gibi farklı vücut bölümleri ve uzuvları üzerine birçok araştırma yapılmaktadır (Pfurtscheller vd., 2006a), (Morash vd., 2008), (Gu vd., 2009) (Zhou vd., 2009) (Doud vd., 2011). Son araştırmalar özellikle parmak gibi küçük uzuvların aktif ve düşünsel hareketlerinin analizine ve sınıflandırılmasına yoğunlaşmıştır.

Literatür araştırması, aktif ve düşünsel parmak hareketleri için OİD/OİS tabanlı bant belirleme çalışmalarının incelenmesiyle devam etmektedir. Bu çalışmalardan birkaçı aşağıda ele alınmaktadır.

1997 yılında OİD/OİS tabanlı yapılan çalışmada alfa (10-12 Hz) ve beta (16-20 Hz, 20-24 Hz) bantlarındaki güç değişimleri hesaplanmış bu bantların parmak hareketleriyle olan ilgisini ortaya konmuştur (Pfurtscheller vd., 1998). Ayrıca, tek parmağın aktif

hareketinde aktive olan kortikal bölgeyle, el hareketinde aktive olan kortikal bölgenin yaklaşık aynı boyutta olduğu iddia edilmiştir.

Pfurtscheller ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen bir başka çalışmada, dokunsal uyarılan el parmakları için EEG işaretlerinden spesifik frekans aralığı belirlenmeye çalışılmıştır (Pfurtscheller vd., 2001b). Üç gönüllünün kayıtları üzerinden güç spektrumuyla yapılan incelemede en yüksek ve en düşük frekans noktaları alınmış ve 12-22 Hz, 14-28 Hz, 14-22 Hz aralıkları belirlenmiştir. Belirlenen frekans aralıkları üç gönüllü içinde farklılık göstermektedir. Bu çalışmayla, kişi bazlı spesifik frekans aralıklarının var olabileceği gösterilmiştir.

Aktif sağ ve sol işaret parmak hareketi üzerine yapılan EEG esaslı diğer bir çalışmada 16-20 Hz arasına odaklanılmıştır (Pfurtscheller vd., 2001c). Ayrıca baskın OİD/OİS'lerin beyinde kontra lateral (karşıt) bölgede ortaya çıktığı görülmüştür.

İşaret parmağın aktif hareketi üzerine OİD/OİS tabanlı gerçekleştirilen başka bir çalışmada önceki bulguları destekleyici yönde, μ ve β bantlarında güç değişimleri gözlemlenmiştir (Ginter vd., 2001). Hareket esnasında oluşan mu desenkranizasyonun, sağ işaret parmağın hareketi için sol yarım küredeki C1 ve C3 elektrotlarından alınan EEG kayıtlarında daha belirgin ortaya çıktığı görülmüştür. Sol işaret parmak için ise bunun sağ yarım küredeki C2 ve C4 elektrotlarından alınan EEG kayıtlarında daha belirgin olduğu görülmüştür. Ayrıca bu çalışmadaki bulgular, motor korteks ile duyu sal korteks arasında bir iletişim olduğunu desteklemektedir.

Yapılan diğer bir çalışmada ise işaret parmağın aktif ve düşünsel fleksiyon (bükme)-ekstansiyon (germe) hareketi için μ ve β bantlarındaki OİD/OİS'ler incelenmiş ve düşünsel hareket ile aktif hareket durumunda EEG kortikal aktivitesinde farklılık olmadığını ortaya konulmuştur (Calmels vd., 2006).

Sonuç olarak, görsel, işitsel gibi duyu sal uyarımlarla uyarılan kişi, aktif veya düşünsel hareketle meşgul olduğunda, kortekste ki fonksiyonel bağlanma değişimi kaynaklı μ ve β dalgalarının genliği azalır (OİD) veya güçlenir (OİS) (Pfurtscheller, 1999). Yukarıda anlatıldığı gibi, OİD/OİS üzerinden frekansa dayalı yöntemlerle (Fourier dönüşümü, güç yoğunluğu vb.) yapılan incelemeler, aktif ve düşünsel hareket için 7-13 Hz aralığındaki mu (alfa) bandının ve 13 Hz'in üzerindeki (13-30 Hz) beta bandının önemli olduğunu göstermiştir (Pfurtscheller ve Berghold, 1989) (Pfurtscheller ve Neuper, 1994) (Pfurtscheller ve Neuper, 1997) (Leocani vd., 1997) (Pfurtscheller vd., 1998) (Gerloff vd., 1998a) (Gerloff vd., 1998b) (Pfurtscheller, 1999) (Pfurtscheller ve da Silva, 1999) (Pfurtscheller ve Neuper,

2001a) (Pfurtscheller vd., 2001b) (Luu ve Tucker, 2001) (Ginter vd., 2001) (Neuper vd., 2006) (Liao vd., 2014).

Literatür taramasının devamında, aktif/düşünsel parmak hareketlerinin sınıflandırılmasına yönelik yapılan çalışmalar anlatılmıştır.

Li vd. (2004), aktif sağ/sol işaret parmak aşağı hareketinin EEG sinyallerinden tespitiyle ilgili bir çalışma yapmışlardır. 5 gönüllünün bu hareketlere dair EEG ölçümlerinden bir veri seti oluşturmuşlardır. Bunun yanında hazır bir veri seti de kullanmışlardır. Bu çalışmada, duyuşal-motor korteks civarındaki C3 ve C4 elektrotlarından alınan işaretlerden ortak uzamsal alt uzay ayrışım yöntemiyle 0-3 Hz, 8-30 Hz bant aralıklarında öznitelikler çıkarılmış ve sınıflandırma yapılmıştır. Oluşturulan veri setinde EEG işaretlerinden aktif sağ/sol işaret parmak hareketinin %92.1 başarımla, hazır veri setinde ise %95 başarımla tespiti sağlanmıştır.

Faklı bir çalışmada ise, düşünsel sağ/sol işaret parmak hareketine yönelik beyin sinyallerinin analiz ve incelemeleri gerçekleştirilmiştir (Hung vd., 2005). Bunun için ilk olarak veri seti oluşturulmuştur. 10-20 sisteminde 64 elektrotlu ölçüm düzeneğiyle 4 gönüllüden 10 sn'lik denemeler şeklinde EEG kayıtları toplanmıştır. Gönüllüler, rahatlama (1sn) ve odaklanma (2sn) bölümünün ardından gelen sesli uyarımla 3.-10. sn aralığında düşünsel hareketi gerçekleştirmişlerdir. Oluşturulan veri seti üzerinden kanal seçme ve kanal indirgeme olmak üzere iki farklı şekilde sınıflandırmaya gidilmiştir. Kanal seçerek yapılan analizde duyuşal-motor korteks üzerinde bulunan C3 ve C4 kanalları kullanılırken kanal indirgemedede bağımsız bileşen analizi (BBA) tekniğiyle elde edilen 5 adet bağımsız bileşen kullanılmıştır. Devamında, Hilbert dönüşümü tabanlı genlik modülasyonu yöntemiyle öznitelikler elde edilmiş ve farklı sınıflandırıcılarla başarımlar incelenmiştir. Seçilen kanallar üzerinden Fisher lineer ayrıştırıcı, geri yayımlı yapay sinir ağı (YSA), radyal temel fonksiyonlu YSA ve destek vektör makinaları (DVM) kullanılarak yapılan sınıflandırmalarda başarımların sırasıyla %54, %54, %57, %55 olduğu görülmüştür. BBA ile 5 adet bağımsız bileşen üzerinden hesaplanan başarımlar ise belirtilen sınıflandırıcılar için sırasıyla %70.5, % 75.5% 76.5, % 77.3 olarak bulunmuştur. Sonuç olarak, gürültü kaynaklarının çıkarılmasına olanak sağlayan BBA tekniğiyle sınıflandırma başarımının yükseldiği görülmüştür. Ayrıca en yüksek sınıflandırma başarımı DVM sınıflandırıcısıyla elde edilmiştir.

Diğer bir çalışmada, aktif ve düşünsel bilek/parmak hareketinin EEG sinyallerinden tespiti, beş gönüllünün kayıtlarından oluşturulan veri seti üzerinden araştırılmıştır

(Mohammed vd., 2011). Kayıtlarda, son iki saniye ve uyarımdan sonraki ilk saniye, dinlenme ve hazırlık aşaması olarak ayrılırken 2. sn ile 5. sn aralığı aktif veya düşünsel hareket olarak bölümlendirilmiştir. Uyarım 1 sn sürmektedir. EEGLAB (Delorme ve Makeig, 2004) kullanılarak önışlem yapılmış ve BBA ile gürültü kaynakları bastırılarak motor kortekse yakın bağımsız bileşenler seçilmiştir. μ ve β bant araladığında (8-30Hz), hızlı Fourier dönüşümünden faydalanılarak 3 Hz'lik aralıklarla hesaplanan güç değerleri öznitelik olarak kullanılmıştır. YSA ile yapılan sınıflandırmada aktif sağ bilek/parmak hareketi için %70, aktif sol bilek/parmak hareketi için %67, düşünsel sağ bilek/parmak hareketi için %73, düşünsel sol bilek/parmak hareketi için %69 başarımla hareketlere dair EEG işaretleri sınıflandırılmıştır.

Dört parmağın bireysel aktif hareketinin EEG ve MEG tabanlı beyin işaretlerinden sınıflandırılmasına yönelik yapılan farklı bir çalışmada ise dört sınıflı problem için EEG'de %43 ve MEG'de %57 başarımla elde edilmiştir (Quandt vd., 2011). Görsel uyarımlı EEG kayıtlarında aktif hareket olarak tuşa basma tanımlanmış ve bu harekete dair veri seti oluşturulmuştur. EEG işaretleri 16 Hz alçak geçiren filtre ile filtrelenmiş ve ardından bu işaretlere ortak ortalama referanslama uygulanmıştır. Yeniden referanslanan 29 adet kanaldan μ ve β bandındaki zaman serileri öznitelik olarak kullanılmıştır.

Yapılan başka bir çalışmada, 6 gönüllü üzerinden gerçekleştirilen görsel uyarımlı kayıtlar aracılığıyla baş, işaret, orta, yüzük ve serçe parmak fleksiyon (bükme)-ekstansiyon (germe) hareketinin EEG sinyallerinden sınıflandırılması araştırılmıştır [Xiao ve Ding, 2013]. Bir kişiden bu 5 sınıflı problem için 400 adet aktif parmak hareket deneme kaydı alınmıştır. Denemeler, dinlenme, odaklanma ve hareket olmak üzere 6 sn zaman aralığından oluşmaktadır. Denemeler, %80'i eğitim verisi %20'si test verisi olacak şekilde bölünmüştür. Gürültü azaltımı için ortalama ortak referanslama uygulanmış ve arkasından BBA ile gürültü kaynağı olarak belirlenen 10-20 numaralı bağımsız bileşenler atılmıştır. Denemelerden elde edilen spektral güç yoğunluğundan temel bileşen analizi (TBA) ile öznitelikler çıkarılmıştır ve DVM ile 5 sınıflı problem %45.2'lik başarımla çözümlenmiştir.

Weichwald vd. (2014), işaret parmağın aktif hareket sonucu değişen pozisyonunu belirlemeye yönelik EEG tabanlı bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. İşaret parmağın 9 farklı durumunun tespiti için 2 kHz örnekleme frekansında genişletilmiş 10-20 standardında 121 elektrotlu bir ölçüm düzeneği kullanılmıştır. 20 gönüllü ölçümlere katılmış ve EEG verileri kayıt altına alınmıştır. Denemelerde 20-30 Hz beta bandındaki işaretlere hızlı Fourier dönüşümü uygulanmış, her deneme ve kanaldan 84 adet bant gücü öznitelik olarak elde

edilmiştir. Rastgele orman sınıflandırıcısına verilen bu özniteliklerle 9 pozisyonun tespiti %12.29 başarımla sağlanmıştır. Bu çalışmada, işaret parmağın aktif hareketi kaynaklı değişen pozisyonun tespitinde beta bandının etkisi ve önemi vurgulanmıştır.

Sağ elin beş parmağının bireysel aktif hareketlerinin EEG'den çözümlenmesine yönelik yapılan diğer bir çalışmada ise TBA tabanlı spektral özniteliklerin, alfa, beta ve gama bandındaki enerji tabanlı özniteliklerden daha etkin olduğuna vurgu yapılmıştır (Liao vd., 2014). İlk olarak, 6sn zaman aralığını kapsayan denemelerden bir veri seti oluşturulmuştur. Denemeler; “ara”, “odaklanma” ve “hareket” olarak tanımlanan her biri 2 sn olan bölümlerden meydana gelmiştir. Kayıt protokolünde “ara” kısmı dışında diğer bölümlerde göz kırpma, yutkunma gibi hareketlere izin verilmemiştir. Bir kişiden beş parmağının bireysel aktif hareketlerine dair toplamda 390 EEG denemesi alınmıştır. Ardından, BBA ile 9 adet bağımsız bileşen belirlenmiş ve bunlara ortalama ortak referanslama yöntemi uygulanarak işaret gürültü oranları yükseltilmiştir. Spektral güç yoğunluğundan elde edilen temel bileşenler öznitelik olarak kullanılmışlardır. Bu spektral öznitelikler üzerinden DVM ile yapılan ikili sınıflandırma da (baş & işaret, baş & orta, baş & yüzük, baş & serçe, işaret & orta, işaret & yüzük, işaret & serçe, orta & yüzük, orta & serçe, yüzük & serçe) ortalama başarımlar %77.11 olarak hesaplanmıştır.

Aktif parmak hareketinin, beynin elektriksel sinyallerinden tespitine yönelik yapılan farklı bir çalışmada ise, 2 sn hareket öncesi dinlenme kayıtları ile 2sn hareket kayıtları incelenmiştir (Xiao ve Ding, 2015). Öznitelik çıkarmada, her kanalın spektral güç yoğunluğundan elde edilen temel bileşenlere vurgu yapılmıştır. Ardından, % 91 gibi yüksek bir oranla aktif hareketin tespiti sağlanmıştır. Çalışmada bireysel aktif parmak hareketlerinin EEG işaretlerinden sınıflandırılması da gerçekleştirilmiş olup sayısal sonuç verilmek yerine başarımlar renk skalasında belirtilmiştir. Bununda yaklaşık olarak ortalamada %40-50 civarında olduğu görülmüştür.

1.4. Tezin Motivasyonu ve Konusu

Aktif ve düşünsel parmak hareketlerinin EEG sinyallerinden analiz ve sınıflandırılmasına dair yaptığımız literatür çalışması yukarıda detaylı olarak verilmiştir.

Bu literatür taramasına göre bant etkinliği belirleme hususunda aşağıda belirtilen açılardan literatürde eksikliklerin bulunduğu görülmüştür:

- İşaret ve başparmak aşağı hareketi için EEG sinyallerinde μ ve β bant etkinliklerine bakılırken, diğer parmaklarda (orta, yüzük ve serçe) ise bu gerçekleştirilmemiştir.
 - Hiper ekstansiyon (yukarı) hareketinde ise tüm parmaklar için μ ve β bant etkinliklerinin gösterimine yönelik bir çalışmaya rastlanmamıştır.
- Sınıflandırma hususunda ise literatürde aşağıda belirtilen açılardan eksikliklerin olduğu görülmüştür:

- Aktif bireysel beş parmak hareketinin ve
- aktif ve düşünsel sağ ve sol işaret parmak hareketinin,

EEG'den belirlenmesi gibi parmak sınıflandırması üzerine çalışmalar mevcutken, aktif ve düşünselde aşağı ve yukarı parmak hareketlerinin sınıflandırılmasıyla ilgili veri setine ve çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu eksiklikler göz önüne alındığı zaman çalışmanın konusu,

- aktif ve düşünsel parmak aşağı ve yukarı hareketlerine dair EEG veri setlerinin oluşturulması,
- aktif aşağı/fleksiyon ve yukarı/hiper-ekstansiyon parmak hareketlerinin EEG sinyallerinden analizi ve sınıflandırılması,
- aktif ve düşünsel işaret parmak aşağı ve yukarı parmak hareketinin EEG sinyallerinden analizi ve sınıflandırılmasıdır.

Yukarda belirtildiği gibi konunun önemi, literatür çalışması ve tezin konusu Genel Bilgiler kısmında ortaya konulmuştur. Tezin devamında veri setlerinin oluşturulmasına yönelik yapılan deneysel çalışmalar ve veri işlemeye yönelik önerilen algoritma Yapılan Çalışmalar bölümünde anlatılmıştır. Son kısımda ise elde edilen bulgular sunularak varılan sonuçlar tartışılmıştır.

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Bu bölümde, gönüllüler, veri kayıt düzeneği, deney protokolü, EEG ve elektromiyografi (EMG) kayıtları, veri işleme ve analiz yöntemleri hakkında bilgi verilerek gerçekleştirilen çalışma anlatılmıştır. İşaret işleme ve analizi için MATLAB® programı kullanılmıştır.

2.1. Materyal Aşaması

2.1.1. Gönüllüler

Deneylere nörofizyolojik rahatsızlığı bulunmayan sekiz gönüllü katılmıştır. Gönüllülerin yaşları 24 ile 28 arasında değişmektedir ve yaş ortalamaları 26.4'tür. Ayrıca gönüllülerin hepsi erkek, herhangi bir engel durumu bulunmayan sağlıklı ve sağ elini kullanan (sağlak) kişilerdir (Tablo 2.1).

Deneyler, Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulunun onayladığı N-24237859-164 numaralı deney prosedürlerine göre gerçekleştirilmiştir. Gönüllüler bu protokol konusunda önceden bilgilendirilerek yazılı onayları alınmıştır.

Tablo 2.1. Gönüllülerin nitelikleri

Gönüllü No	Yaşı	Cinsiyeti	Sağlak/Solak	Sağlık Durumu
Gönüllü 1(G1)	28	Erkek	Sağlak	Sağlıklı
Gönüllü 2(G2)	26	Erkek	Sağlak	Sağlıklı
Gönüllü 3(G3)	26	Erkek	Sağlak	Sağlıklı
Gönüllü 4(G4)	25	Erkek	Sağlak	Sağlıklı
Gönüllü 5(G5)	27	Erkek	Sağlak	Sağlıklı
Gönüllü 6(G6)	28	Erkek	Sağlak	Sağlıklı
Gönüllü 7(G7)	24	Erkek	Sağlak	Sağlıklı
Gönüllü 8(G8)	27	Erkek	Sağlak	Sağlıklı

2.1.2. Veri Kayıt Düzenegi

Parmakların aktif ve düşünsel hareketlerine ilişkin beyin ve kas sinyallerinin ölçüm cihazıyla eş zamanlı izlendiği ve kaydedildiği deney düzenegi Şekil 2.1'deki gibidir.

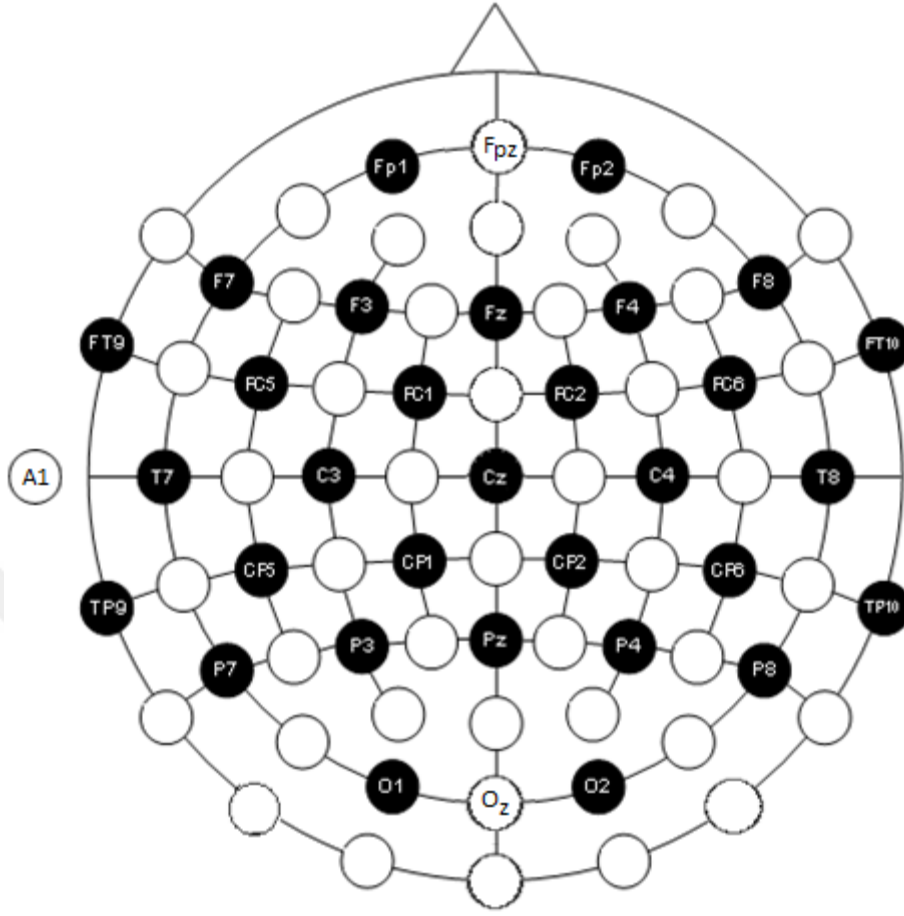


Şekil 2.1. Ölçüm cihazı ve deney kayıt düzenegi

Ölçümler, Brain Vision ActiCHamp cihazıyla gerçekleştirilmiştir. Bu cihaz 32 elektrotlu bir kepek sistemine (easycap) sahiptir. Bu kepek sisteminde elektrotların lokasyonları, uluslararası 10-20 sisteminin çekirdek pozisyonlarının %10 genişletilmiş haline göre belirlenmiştir. Şekil 2.2'de elektrotların lokasyonları gösterilmiştir. Elektrotlardan FP1, FP2, F3, F4, F7, F8, Fz frontal lopta, FC1, FC2, FC5, FC6, C3, C4, Cz sentral lopta, T7, T8, FT9, FT10, TP9, TP10 temporal lopta, CP1, CP2, CP5, CP6, P3, P4, P7, P8, Pz parietal lopta, O1, O2 oksipital lopta yer almaktadır.

Bilindiği gibi kafa derisinde veya boyunda herhangi bir nokta “toprak” olarak seçilebilmektedir. Deneylelerimizde FPz elektrotu, toprak elektrotu olarak belirlenmiştir.

Referans elektrotu belirlenirken arka plan aktivitelerini minimize eden, ilgilenilen olayla ilgili beyin bölgesinden uzak bir nokta olması göz önünde bulundurulmalıdır. Bu bilgi ışığında, duyuşal-motor korteksten uzak olan, A1 elektrotu referans elektrot olarak seçilmiştir.

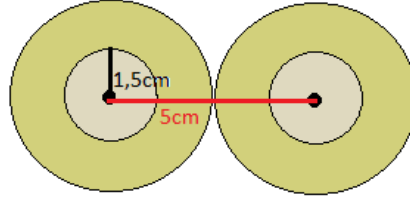


Şekil 2.2. Easycap kep sisteminde elektrotların yerleşimi

Kurulan kayıt sisteminde 31 adet (tek kutuplu) EEG kanalı, 1 adet (çift kutuplu) EMG kanalı mevcuttur. EEG kayıtları elektrot direnç değerleri ortalamada 10 KOhm'un altında tutulmaya çalışılarak gerçekleştirilmiştir.

EMG için bant genişliği 0-500 Hz, genlik aralığı ise 0-10 mV'tur. EEG bant genişliği 0-100Hz ve EMG'nin baskın frekans aralığı 20-150 Hz (Triwiyanto vd., 2017) göz önüne alınarak, yeterli zaman çözünürlüğünü sağlamak ve uzun süreli kayıtlarda veri şişmesini önlemek için örnekleme frekansı (fs) 500 Hz olarak seçilmiştir.

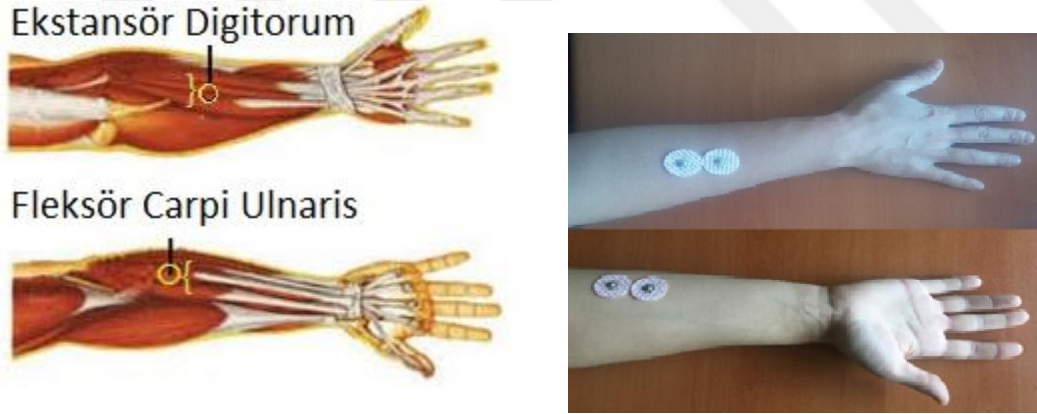
EMG sinyallerinin alınması için Ag/AgCl tek kullanımlık, kendinden jelli, yüzey EMG elektrotları kullanılmıştır. Şekil 2.3'te gösterildiği gibi elektrotların merkezler arası uzaklığı 5 cm'dir.



Şekil 2.3. EMG elektrot merkez çapı ve merkezler arası mesafe

Sağ elin parmaklarının aşağı/fleksiyon (FE) hareketlerini yakalayabilmek için Şekil 2.4'te görüldüğü gibi önkol üzerindeki fleksör carpi ulnaris üzerinden ve yukarı/hiper ekstansiyon (HE) hareketlerini yakalayabilmek için ise ekstansör digitorum üzerinden EMG işaretleri kayıt altına alınmıştır. Hareketlere dair ilgili kasların belirlenmesi bir ortopedi uzmanı yardımıyla gerçekleştirilmiştir.

Sağ elin işaret parmağının düşümsel hareketinde bitimi belirlemek için sol el hareketini yapılmaktadır. Bunu yakalamak için sol ön kolun ekstansör digitorum kası seçilmiştir. Kasların yeri el ile belirlenmiştir.



Şekil 2.4. EMG elektrotlarının yerleşimi ve ilgili kaslar

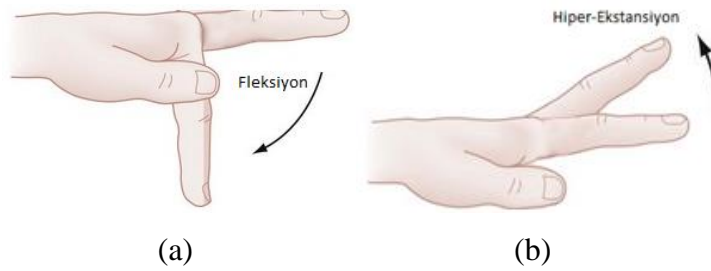
2.1.3. Deney Protokolü

Deneyle hafif loş ışıklı bir odada gerçekleştirilmiştir. Denekler rahat bir sandalyeye oturtularak rahatlamaları, deney esnasında göz kırpması, yutkunması gibi vücut hareketlerini minimize etmeleri istenmiştir.

Beyin sinyallerine dair kayıtlar sağ elin parmakları için gerçekleştirilmiştir. Deneyle, uygulamada gerçekleşen parmak hareketleri (aktif hareket) ve hareketlerin hayali (düşünsel hareket) olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Görsel ve sesli uyarana bağlı olarak denekler tanımlanan parmak hareketlerini ve parmak hareket hayallerini içeren görevleri tekrarlamalı olarak gerçekleştirmişlerdir. Her bir gönüllü için EEG kayıtları, aktif parmak hareket deneyleri için iki oturumda, düşünsel parmak hareket deneyleri için ise tek oturumda olmak üzere toplamda üç oturumda toplanmıştır. Oturumlar farklı günlerde yapılmıştır.

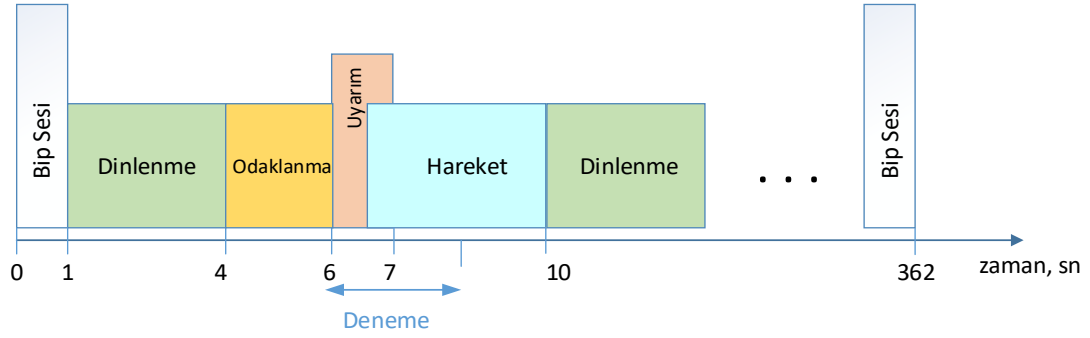
2.1.3.1. Aktif Hareket Senaryosu

Çalışmada, “aktif hareket” kavramı kas vasıtasıyla uygulamaya geçen gerçek uzuv hareketi olarak tanımlanmıştır. Fleksiyon bükme hareketi, ekstansiyon ise germe hareketidir. Hareket senaryosunda sağ elin beş parmağı için fleksiyon (FE) (aşağı, avuç içine bükme) hareketlerinin (Şekil 2.5.(a)) ve hiper ekstansiyon (HE) (yukarı, dışa bükme) hareketlerinin (Şekil 2.5.(b)) gerçekleştirilmesi görev olarak tanımlanmıştır. Bu görevler görsel uyarımla tetiklenmiştir. Görsel uyarımda baş, işaret, orta, yüzük, serçe parmaklarını ifade edecek “baş”, “işaret”, “orta”, “yüzük”, “serçe” kelimeleri kullanılmıştır. Görsel uyarım kelimeleri rastgele sırada ekranda gösterilmiştir. Ekranda görülen kelimeye bağlı olarak kişi ilgili parmakla aktif aşağı ve yukarı parmak hareketini gerçekleştirmiştir. Aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareket kayıtları ayrı oturumlarda gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.5.(a) Aktif aşağı/FE parmak hareketi, (b) Aktif yukarı/HE parmak hareketi

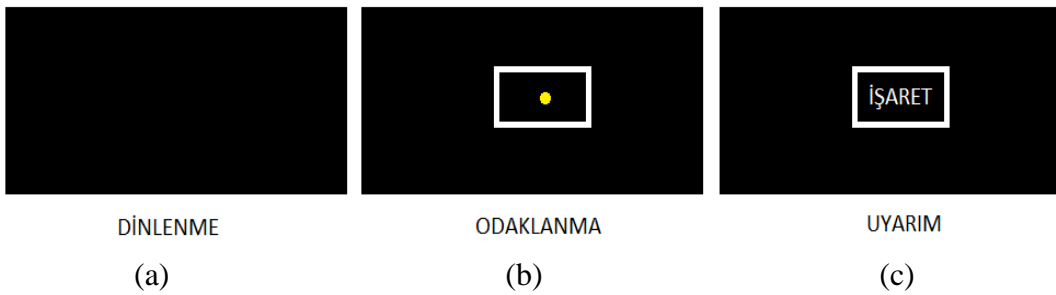
Her biri 40 adet aktif aşağı/FE veya yukarı/HE parmak hareketi denemesinden oluşan EEG kayıtlarından bir adet kayıt örneği Şekil 2.6’da verildiği gibidir.



Şekil 2.6. Aktif aşağı/FE veya yukarı/HE parmak hareketlerini içeren bir EEG kaydı

Kayıtlar bip sesiyle başlayıp bip sesiyle bitirilmiştir. Aşağı/FE veya yukarı/HE hareketi içeren bir EEG kaydı yaklaşık 6 dakika sürmüştür. Kayıtlar, “dinlenme”, “odaklanma”, “uyarım” ve “hareket” bölümleri olmak üzere dört bölümden oluşmaktadır. Bir aktif aşağı/FE veya yukarı/HE parmak hareket denemesi, uyarımla başlayıp kas hareketinin yarısına kadar olan bölüm olarak belirlenmiştir. Parmak hareketiyle ilgili EEG işaretlerini doğru yakalayabilmek için denemelere, kas hareketinin tüm aralığı yerine yarı aralığı dahil edilmiştir.

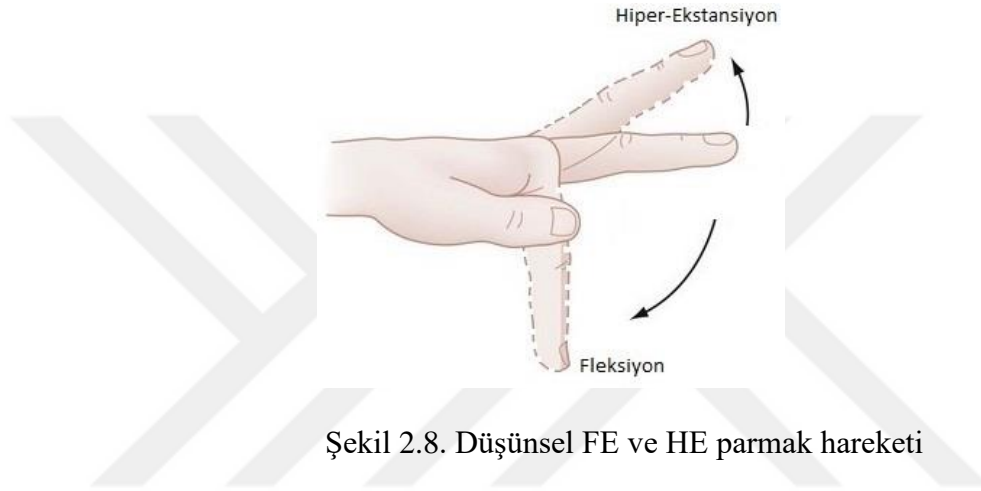
“Dinlenme” bölümü 3sn sürmüş ve kişiye Şekil 2.7. (a)’da görülen siyah bir ekran gösterilmiştir. “Odaklanma” bölümü için 2sn ayrılmıştır ve bu bölümde ekranın ortasında Şekil 2.7. (b)’de gösterilen, merkezinde sarı nokta olan beyaz bir çerçeve verilerek gönüllünün dikkatinin toplanması hedeflenmiştir. “Uyarım” bölümünde ise gönüllüye, odaklanılan beyaz çerçevenin içerisinde rastgele sırada gelen parmak isimlerinden biri Şekil 2.7. (c)’de belirtildiği gibi gösterilmiştir. Uyarım kelimesi ekranda 1sn kadar tutulmuştur. Sonrasında gönüllü ilgili parmağıyla bulunduğu aşağı/FE veya yukarı/HE hareket oturuma göre ilgili hareketi aktif olarak yapmıştır. Uyarım ve hareketin bir kısmını içeren bölüm bir deneme olarak tanımlanmıştır.



Şekil 2.7. Dinlenme, odaklanma ve uyarım durumları için ekran görüntüleri

2.1.3.2. Düşünel Hareket Senaryosu

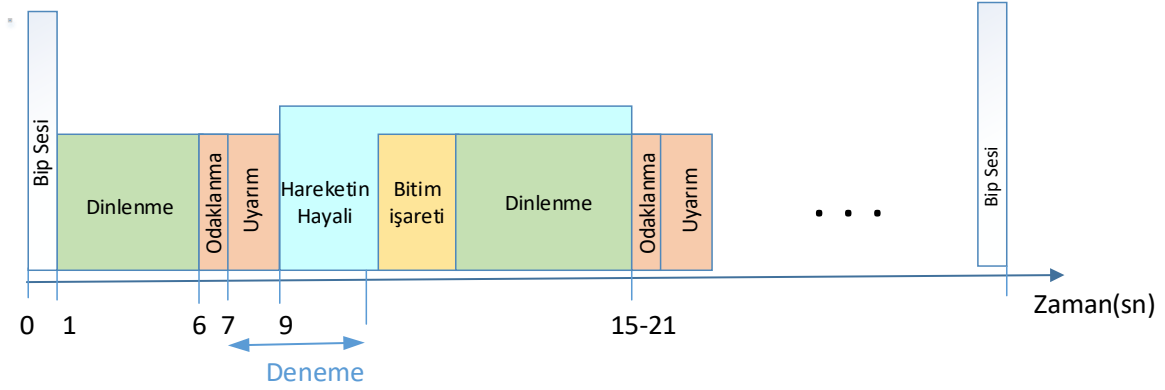
Çalışmada, “düşünel hareket” kavramı, kas hareketi olmaksızın hayali olarak gerçekleştirilen, hareketi ifade etmektedir. Düşünel hareket senaryosunda işaret parmak için Şekil 2.8’de gösterilen düşünel aşağı/FE parmak hareketi ve düşünel yukarı/HE parmak hareketi gerçekleştirilmesi görev olarak tanımlanmıştır. Bu görevler sesli uyarımla tetiklenmiştir.



Şekil 2.8. Düşünel FE ve HE parmak hareketi

Sesli uyarımda rastgele sırada aşağı/fleksiyon için 3 sn boyunca “işaret parmak (1sn), aşağı hareket hayali (2sn)”, yukarı/hiper ekstansiyon için ise 3 sn boyunca “işaret parmak(1sn), yukarı hareket hayali (2sn)” dinletilmiştir. Gönüllü gelen uyarıma göre işaret parmak için düşünel olarak aşağı/FE veya yukarı/HE hareketini yaptığını hayal etmiştir. Düşünel aşağı/FE veya yukarı/HE hareketleri için bir EEG kayıt örneği Şekil 2.9’da verildiği gibidir.

Kayıtlar bip sesiyle başlayıp bip sesiyle bitirilmiştir. Bir düşünel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketine dair EEG kaydı yaklaşık 4 dakika sürmüştür. Kayıtlar “dinlenme”, “odaklanma”, “uyarım”, “hareketin hayali” ve “bitim işareti” bölümlerinden oluşmaktadır. “Odaklanma ve uyarım” bölümünde 3sn’lik bir ses kaydı dinletilmiştir. Ses kaydının ilk saniyesinde odaklanma sağlanmış, 2.sn’den itibaren hareket türü belirtilmiştir. Bu dinlediği sesli uyarımın bitiminde gönüllü “hareketin hayali” bölümünde işaret parmağıyla ilgili düşünel hareketi gerçekleştirmiştir. “Hareketin hayali” için 6-12 sn arasında rastgele değişen bir süre ayrılmıştır. Hayal bitiminde gönüllü sol elini hareket ettirerek bitimi işaretlemiştir.



Şekil 2.9. Yirmi adet düşümsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareket denemesinden oluşan bir EEG kayıt örneği

Bir düşümsel aşağı/FE veya yukarı/HE hareketine dair EEG denemesi, “uyarım” kısmının başlangıcından bitim işaret başlangıcının 0.5 sn öncesine kadar geçen aralık olarak tanımlanmıştır. Denemenin bitim işareti kaynaklı EMG işaretiyle kirlenmesini önlemek için bitim işaret başlangıcının 0.5 sn öncesinde deneme sonlandırılmıştır.

2.2. Kullanılan Yöntemler

Kullanılan yöntemler ayrıntılı bir şekilde bu bölümde açıklanmıştır.

2.2.1. Ön İşleme Yöntemleri

2.2.1.1. Normalizasyon

Normalizasyon bir ön işleme uygulamasıdır. Verideki ortalamayı atarak ve birim standart sapmaya göre ölçekleme yaparak veriyi standartlaştırır. Böylece, verideki aşırılıklar minimize edilerek tutarlılık artırılmış olur. Diğer bir deyişle, veride gürültü kaynaklı anormallikler belli oranda elimine edilmiş olur. $\hat{V}(n, t)$, normalize edilmiş veri denklem 2.1'deki gibi hesaplanır.

$$\hat{V}(n, t) = \frac{V(n, t) - \bar{V}(n, t)}{\sigma_n} \quad (2.1)$$

$V(n, t)$, n . kanal ve t . örnek noktası için kayıt altına alınan EEG veya EMG potansiyelini ifade etmektedir. $\overline{V(n, t)}$ ve σ_n , $V(n, t)$ verisinin sırasıyla ortalama ve standart sapma değeridir.

2.2.1.2. Kas Aktivasyon Kestirim Yöntemi (Hareketli Ortalama Yöntemi)

Kas işaretleri, kasların kasılıp gevşemesi sonucu ortaya çıkan elektriksel işaretlerdir. Kas sinyalinde hareket başlangıcı ile bitiş arasındaki aralığa, aktivasyon aralığı denilmektedir. Bu çalışmada, EEG denemelerinin belirlenmesi eş zamanlı kaydedilen kas sinyalindeki aktivasyon aralıklarıyla bağlantılıdır. Bu sebepten ötürü aktivasyon aralıklarının belirlenmesi çalışmamızda önemli bir aşamadır.

Aktivasyon aralığının/segmentinin kestirimi için hareketli ortalama yöntemi kullanılmıştır. $yEMG$, yüzey EMG sinyalini ve $yEMG_{HO}$, yüzey EMG sinyalinden w uzunluğundaki kayan bir pencereyle ortalaması alınmış enerji işaretini ifade etmek üzere hareketli ortalama (HO) algoritmasının adımları aşağıdaki gibidir:

- (1) Kas sinyali, $yEMG$ 'nin enerjisinden w genişliğindeki kayan pencereyle $yEMG_{HO}$ aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$yEMG_{HO}(i) = \frac{1}{w} \sum_{j=1}^{i+w-1} yEMG(j)^2 \quad (2.2)$$

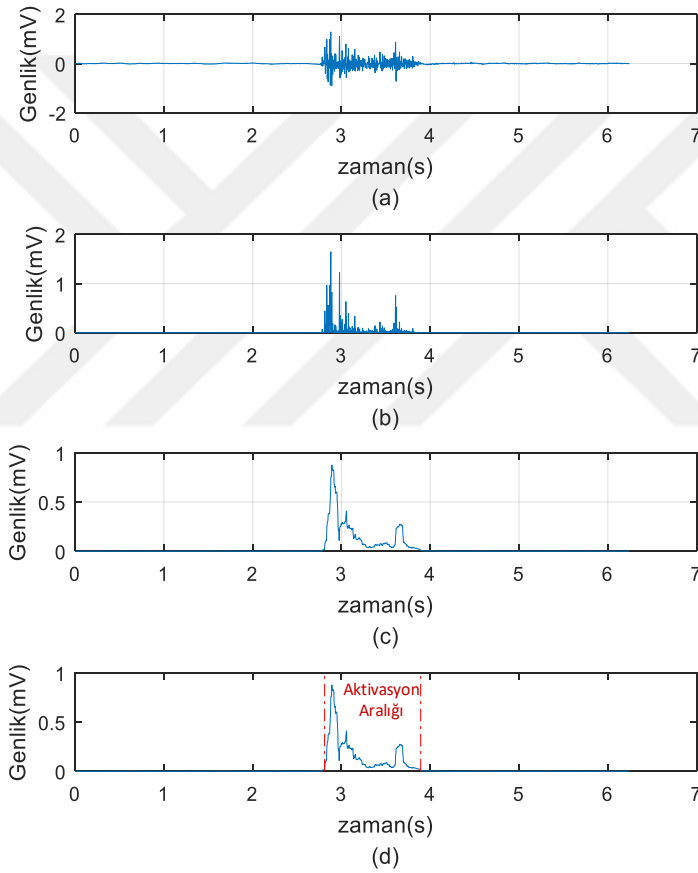
- (2) Uygun bir eşik değeri, τ_1 seçilir. $yEMG_{HO}(i)$ değerlerinden τ_1 'den küçük ve eşit olanları 0'a setlenir, tersi koşulundaki değerler ise korunur. Böylece aktivasyon aralığını içeren $yEMG_{aktiv}(i)$ işareti denklem 2.3'deki gibi elde edilmiş olur. $yEMG_{aktiv}(i)$, kas aktivasyonlarının işaretlendiği sinyali temsil etmektedir. τ_1 değeri, kayıt altına alınan hareketsiz durumdaki EMG sinyalinin genliğiyle orantılı bir değerdir.

$$yEMG_{aktiv}(i) = \begin{cases} 0 & yEMG_{HO}(i) \leq \tau_1 \\ yEMG_{HO}(i) & yEMG_{HO}(i) > \tau_1 \end{cases} \quad (2.3)$$

Eşik değeri, spesifik uygulamalarda deneysel sonuçlara göre belirlenir.

(3) $yEMG_{aktiv}$ işaretinde 0'dan büyük değere sahip segmentler, aktivasyon aralığı olarak tanımlanır. Bu segmentlerden aktivasyon uzunluğu τ_2 eşik değerinden kısa olanlar çıkarılır. Kalan segmentlerden bir sonraki segmentle arasındaki uzaklığı τ_3 eşik değerinden büyük olanlar da atılır. Böylece ilgilenilen kas aktivasyonuna dair segmentler ve bunlara bağlı aktivasyon aralıkları belirlenmiş olur.

Parmak hareketi sonucu ön koldan kaydedilen EMG işareti, enerji işareti, pencerelenmiş enerji işareti ve belirlenen kas aktivasyon aralığına dair bir örnek Şekil 2.10'da verilmiştir.



Şekil 2.10. (a) EMG işareti, (b) Enerji İşareti, (c) Pencerelenmiş Enerji İşareti, (d) Kas aktivasyon aralığı

Hareketli ortalama algoritmasıyla enerji işaretinden yararlanarak elde edilen kas aktivasyonun zamandaki yeri Şekil 2.10 (d)'de görüldüğü gibi doğru bir şekilde tespit edilebilmiştir.

2.2.1.3. Ortak Ortalama Referanslama (Common Average Reference/CAR)

Ortak Ortalama Referanslama sinyal gürültü oranını arttırabilen yeniden referanslama işlemidir (Xiao ve Ding, 2013) (McFarland vd., 1997). Kabaca ifade edersek her örnek noktası için bütün elektrot potansiyellerinin ortalamasının, bütün elektrot potansiyellerinden çıkarılmasıyla elde edilir.

$V(n, t)$, n . kanal ve t . örnek noktası için kayıt altına alınan EEG potansiyelidir. $\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M v(i, t)$, M adet EEG kanalın ortalaması olmak üzere n . kanal ve t . örnek noktası için genel referanslanmış potansiyel olan $V_{OOR}(n, t)$, denklem 2.4'e göre hesaplanır.

$$V_{OOR}(n, t) = V(n, t) - \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M v(i, t) \quad (2.4)$$

2.2.2. Laplace Filtreleme (Laplace Referanslama)

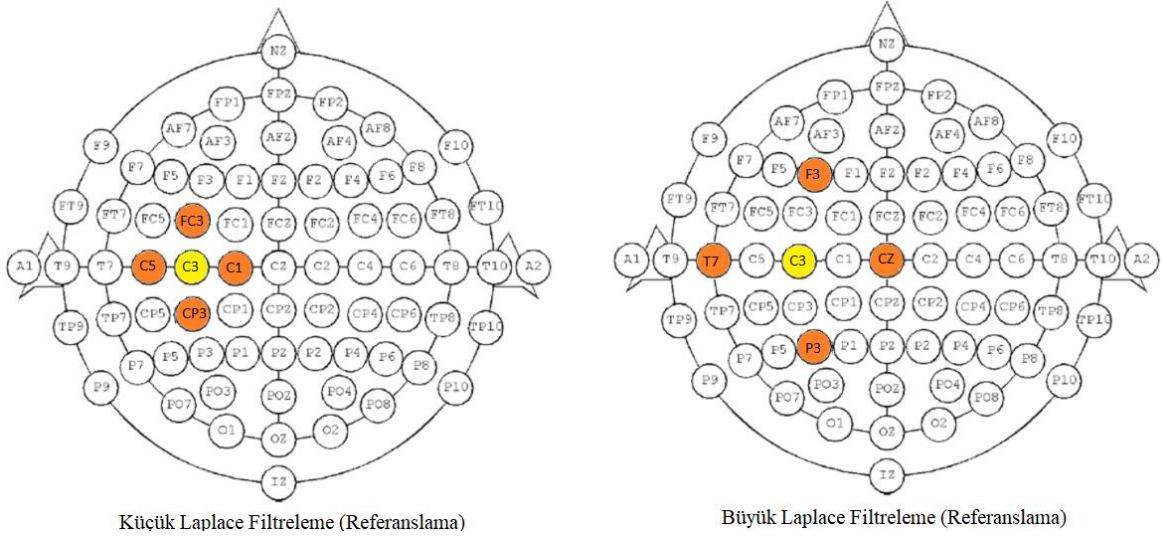
Bu yöntemde, bir EEG elektrotundaki sinyal, komşu elektrotlardaki işaretlerin ortalamasından çıkarılarak yeniden düzenlenir (McFarland vd., 1997). Bu yöntem kas hareketi esnasında kaydedilen EEG sinyaline karışan EMG sinyalinin bozucu etkisini azaltmada etkilidir (Goncharova vd., 2003).

$V(n, t)$, n . elektrot ve t . örnek noktası için merkez elektrottan kaydedilen işareti temsil etmek üzere bunun Laplace filtrelenmiş hali olan $V_{LR}(n, t)$ denklem 2.5'e göre hesaplanır.

$$V_{LR}(n, t) = V(n, t) - \sum_{m \in S_n} g_{nm} V(m, t), \quad g_{nm} = \left(d_{nm} \sum_{m \in S} \frac{1}{d_{nm}} \right)^{-1} \quad (2.5)$$

S , merkez elektrotun hesaplamaya dahil edilen komşu elektrot sayısını göstermektedir. d_{nm} , n . elektrot ile onun komşusu olan m . elektrot arasındaki uzamsal mesafedir.

Küçük ve büyük Laplace filtreleme teknikleri mevcuttur. Küçük Laplace filtrelemede yakın komşuların ortalaması göz önünde bulundurulurken, büyük Laplace filtrelemede ise uzak komşuların ortalaması dikkate alınır. Şekil 2.11'de bunlara birer örnek verilmiştir.



Şekil 2.11. Küçük ve büyük Laplace filtreleme

2.2.3. Frekans Analizi Teknikleri

2.2.3.1. Kısa zamanlı Fourier Dönüşümü- Spektrogram (The short-time Fourier transform (STFT))

Kısa süreli Fourier dönüşümü, durağan olmayan verinin analizinde kullanılan, geleneksel Fourier analizinin genişletilmiş halidir. Kayan pencerelemeyle sinyalin lokal frekans içeriğini analiz eden bir tekniktir (Hlawatsch ve Boudreaux-Bartels, 1992).

Gabor'un önceki çalışmalarına dayanarak geliştirilmiştir (Gabor, 1946). Bu teknik, durağan olmayan veriyi ardışık segmentlerine veya veri bloklarına ayırarak durağa hale getirir ve bunlara Fourier dönüşümü uygular.

w , sabit uzunluklu bir pencereyi $y(t)$ ise sürekli sinyali temsil etmek üzere pencerelenen sinyalinin kısa süreli Fourier dönüşümü $(Y(t, f))$ kompleks değerlidir. Diğer bir deyişle genlik ve faz bilgisi içerir ve denklem 2.6'da verildiği gibi tanımlanır.

$$Y(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} y(\tau) w(t - \tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (2.6)$$

$P_y(t, f)$, kısa süreli Fourier dönüşümünün gücünü ifade eder ve denklem 2.7'de tanımlandığı gibi kısa süreli Fourier dönüşümünün genlik karesine eşittir.

$$P_y(t, f) = |Y(t, f)|^2 \quad (2.7)$$

Ayrıca, kısa süreli Fourier dönüşümü enerji dağılımının zaman-frekans grafiği genellikle spektrogram olarak adlandırılır.

n ve k zaman ve frekans uzayı endekslerini, y giriş sinyalini, w pencere fonksiyonunu, m pencere uzunluğunu ve $Y(n, k)$ kısa süreli ayırık Fourier dönüşümünü temsil etmek üzere bu dönüşüm denklem 2.8'de verildiği gibi hesaplanır.

$$Y(n, k) = \sum_{m=0}^{N-1} y(m)w(n-m)e^{-j2\pi nk/N} \quad (2.8)$$

Pencere fonksiyonu olarak dikdörtgen, üçgen, Hamming, Hanning, Blackman ve Kaiser pencere fonksiyonları ana lob genişliğine, dalgalanma oranına ve yan lob azalma oranı dikkate alınarak kullanılabilir. w_b , Blackman pencere fonksiyonunu göstermektedir ve $w_b(n) = 0.42 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{m}\right) + 0.08 \cos\left(\frac{4\pi n}{m}\right)$, $0 \leq n \leq m$ şeklindedir.

2.2.3.2. Spektral Güç Yoğunluğu-Periyodogram (Power Spectral Density/ PSD) ve Welch Yöntemi

Spektral güç yoğunluğu, işaretin içerdiği frekanslara göre enerji dağılımlarını gösterir. $P_x(f)$, spektral güç yoğunluğunu ve $R_x(\tau)$, işaretin öz ilinti fonksiyonunu ifade etmek üzere spektral güç yoğunluğu aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$P_x(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R_x(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (2.9)$$

Welch yöntemi, spektral güç yoğunluğu ile ilgili güç spektrumu kestirim yöntemidir. Örtüşen pencereler üzerinden normalize periyodogramların ortalamasının alınmasıyla Welch güç spektrumu elde edilir.

$x(n)$ ayırık bir işaret olmak üzere $x_i(n) = x(n + iD)$, $n = 0, 1, \dots, M-1$, $i = 0, 1, \dots, L-1$ olacak şekilde tanımlanan veri parçaları için Fourier dönüşümü tabanlı periyodogram $P_{xx}^{(i)}(f)$ ile gösterilir ve denklem 2.10'da verildiği gibi hesaplanır. M veri uzunluğunu, D parça uzunluğunu ifade etmektedir. L parça sayısıdır.

$$P_{xx}^{(i)}(f) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w_p(n)e^{-j2\pi fn} \right|^2, i = 0, 1, \dots, L-1, \quad (2.10)$$

U , pencere fonksiyonunun güç çarpanı, $w(n)$ pencere fonksiyonudur ve denklem 2.11'deki gibi hesaplanır:

$$U = \frac{1}{M} \sum_{i=0}^{M-1} w^2(n) \quad (2.11)$$

$P_{xx}^W(f)$ olarak ifade edilen Welch güç spektrumu, denklem 2.12'de verildiği gibi periyodogramların ortalaması alınarak elde edilir.

$$P_{xx}^W(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} P_{xx}^{(i)}(f) \quad (2.12)$$

Spektral güç yoğunluğunun özel hali olan Welch güç spektrumu, frekans bandının etkinliğini gösterir ve farklı görevleri yerine getiren kişilerin beyin aktivitelerinde meydana gelen güç değişimlerini gözlemlemek için kullanılır. Ayrıca, EEG işaretlerinden duygu tanıma, yorgunluk tespiti, aktif ve düşünsel hareket sınıflandırması gibi pek çok uygulamada da kullanılmaktadır.

2.2.4. Öznitelik Çıkarma Yöntemleri

2.2.4.1. Hjorth Parametreleri

Hjorth parametreleri sinyalin zaman uzayında analizine olanak sağlayan istatistiksel parametrelerdir (Hjorth, 1975). Bunlar, aktivite, mobilite ve komplekslik olmak üzere üç tanedir.

Aktivite parametresi, frekans uzayında güç spektrum yüzeyinin değişimini gösteren bir özelliktir. Diğer bir deyişle, aktivite parametresi sinyalin yüksek frekans bileşenleri çoksa büyük bir değer, az sayıda ise küçük bir değer alır.

$x(n)$ giriş işareti, \bar{x} işaretin ortalaması olmak üzere *Aktivite* parametresi denklem 2.13'deki gibi hesaplanır.

$$Aktivite = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} [x(n) - \bar{x}]^2 = var(x) \quad (2.13)$$

Mobilite parametresi, sinyalin birinci türevinin varyansı ile sinyalin varyansının oranının karekökü olarak tanımlanır ve işaretin güç spektrumunun standart sapma değeriyle orantılıdır. Komplekslik parametresi ise işaretin frekansındaki değişimleri ifade eder. $\dot{x}(n)$ işaretin 1. türevi, $\ddot{x}(n)$ işaretin 2. türevi ve $\text{var}(x(n))$ işaretin varyansı olmak üzere *Mobilite* ve *Komplekslik* parametreleri denklem 2.14 ve denklem 2.15'deki gibi hesaplanır.

$$\text{Mobilite} = \sqrt{\frac{\text{Aktivite}(\dot{x}(n))}{\text{Aktivite}}} = \sqrt{\frac{\text{var}(\dot{x}(n))}{\text{var}(x(n))}} \quad (2.14)$$

$$\text{Komplekslik} = \sqrt{\frac{\text{var}(\ddot{x}(n))\text{var}(x(n))}{\text{var}(\dot{x}(n))^2}} \quad (2.15)$$

2.2.4.2. Normalize Bant Enerjileri

İşaretin bant genişliği içerisindeki belirlenen bant aralıklarındaki enerji dağılımı ilgilenilen olayı tanımlayıcı öznitelik olarak kullanılabilir. Normalize bant enerjileri, işaretin Fourier dönüşümünden faydalanarak hesaplanır. $x=\{x_n, n=0,1,2,\dots,N-1\}$ ayrık bir işaret ve $[a,b] \in B$ (işaretin bant genişliği) olmak üzere bu aralıktaki normalize bant enerjisi E_{NOR}^{ab} aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$E_{NOR}^{ab} = E_{ab}/E_B \quad (2.16)$$

$$E_{ab} = \sum_{f=a}^b E_f, \quad E_B = \sum_{f=1}^B E_f \quad (2.17)$$

$$E_f = |X(f)|^2 \quad (2.18)$$

$$X(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2\pi n f} \right|^2 \quad (2.19)$$

2.2.4.3. Adaptif Otoregresif Model (Adaptive Autoregressive (AAR) Model)

Otoregresif model, zaman serisinin stokastik(rastlantısal) davranışını tanımlamayı sağlayan parametrik bir yöntemdir. Bu model, geçmişteki veri örneklerinin ve bağımsız bileşenin (beyaz gürültünün) doğrusal karışımı ile mevcut veri örneğinin elde edilebileceğini varsayar. Böylece veri, Y_t aşağıdaki gibi modellenir:

$$Y_t = a_{1,t}Y_{t-1} + a_{2,t}Y_{t-2} + \dots + a_{p,t}Y_{t-p} + X_t \quad (2.20)$$

X_t sıfır ortalamalı σ_x^2 varyanslı tamamen rastgele beyaz gürültüyü ifade eder. $\hat{\mathbf{a}}_t = [\hat{a}_{1,t} \hat{a}_{2,t} \dots \hat{a}_{p,t}]$ ise model parametreleridir. Zaman serilerinin geçmiş p adet örneği $\mathbf{Y}_t = [Y_t Y_{t-1} \dots Y_{t-p+1}]$ vektör olarak tanımlanır.

Adaptif otoregresif model otoregresif modelinin kalman filtresiyle adaptif olarak yenilendiği şeklindedir (Schlogl vd., 2005). Model parametreleri öznitelik olarak kullanılabilir. Adaptif otoregresif model parametreleri, $\hat{\mathbf{a}}_t$ aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$E_t = Y_t - \hat{\mathbf{a}}_{t-1}^T \mathbf{Y}_{t-1} \quad (2.21)$$

$$\mathbf{r}_t = (1 + UC)\mathbf{A}_{t-1}\mathbf{Y}_{t-1} \quad (2.22)$$

$$\mathbf{k}_t = \mathbf{r}_t / (\mathbf{Y}_{t-1}^T \mathbf{r}_t + 1) \quad (2.23)$$

$$\hat{\mathbf{a}}_t = \hat{\mathbf{a}}_{t-1} + \mathbf{k}_t E_t \quad (2.24)$$

$$\mathbf{A}_t = (1 + UC)\mathbf{A}_{t-1} - \mathbf{k}_t \mathbf{r}_t^T \quad (2.25)$$

E_t (bir adım için) kestirilen hata değeri ve \mathbf{k}_t Kalman kazanç vektörünü ifade etmektedir. Güncelleme katsayısı, UC adaptasyon hızı ve zamansal çözünürlük ile ilgili bir sabittir.

2.2.4.4. Ayrık Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık analizi, biyomedikal sinyal işlemede yaygın olarak kullanılan yöntemlerdendir (Unser ve Aldroubi, 1996). Dalgacık dönüşümü, özellikle durağan olmayan sinyallerin zamana bağlı frekans özelliklerini ortaya koyan ve sinyalin zaman-frekans gösterimini yapan bir dönüşümdür. Ayrıca, işaretin frekans analizini yaparken, Fourier dönüşümünden farklı olarak zaman bilgisini de korunur. Ayrık dalgacık dönüşümünü açıklayabilmek için sürekli dalgacık dönüşümünden de bahsetmek gerekmektedir.

$x(t)$ işareti için sürekli dalgacık dönüşümü $W(a, b)$, denklem 2.26'daki gibi tanımlanır:

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi_{a,b}^*(t) dt = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.26)$$

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.27)$$

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0, \int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t)^2 dt = 1 \quad (2.28)$$

ψ ana dalgacığ, $a (> 0)$ ve $b (\in \mathfrak{R})$ ölçekleme ve dönüşüm parametrelerini ifade eder. Bilindiği ve denklem 2.28'de verildiği gibi ana dalgacığın zamanda sınırlı, sıfır ortalamalı ve birim enerjisinin 1'e eşit olması gerekmektedir. Sürekli dalgacık dönüşümünde her ölçek için elde edilen sürekli parametreler gereksiz fazla veri oluşturabilir. Buna çözüm amaçlı ayrık dalgacık dönüşümü geliştirilmiştir.

a ve b sırasıyla ölçekleme ve dönüşüm parametreleridir. Bunlar ayrık dalgacık dönüşümü için denklem 2.29'da verildiği gibi ayrık hale getirilir.

$$a = a_0^j, \quad b = ka_0^j b_0, \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (2.29)$$

Sayısallaştırma kaynaklı karmaşıklığı önleyip hesaplama kolaylığı sağlamak için genelde $a_0 = 2$ ve $b_0 = 1$ olarak alınır. Baz dalgacık fonksiyonu $\psi_{j,k}$ ve ayrık dalgacık dönüşümü katsayıları $W(j, k)$ denklem 2.30'daki gibi hesaplanır:

$$\psi_{j,k}[n] = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}n - k) \quad (2.30)$$

$$W(j, k) = \sum_{n=0}^{+\infty} x[n] \psi_{j,k}^*[n] = \langle x[n] \psi_{j,k}[n] \rangle \quad (2.31)$$

Mallat, 1989'da dalgacık temel fonksiyonunda, çok çözünürlüklü ve hızlı ortogonal dalgacık dönüşümü (Mallat piramidal ayrışma) algoritmasını önerdi. Mallat wavelet piramidal ayrışma formülleri (Mallat, 1989) aşağıdaki gibidir:

$$x[n] = \sum_{n=0}^{+\infty} W_{\varphi}(j_0, k) \varphi_{j_0, k}[n] + \sum_{j=j_0}^{+\infty} \sum_{k \in Z} W_{\psi}(j, k) \psi_{j, k}[n] \quad (2.32)$$

$$W_{\varphi}(j_0, k) = \langle x[n], \varphi_{j_0, k}[n] \rangle \quad (2.33)$$

$$W_{\psi}(j, k) = \langle x[n], \psi_{j, k}[n] \rangle \quad (2.34)$$

$j_0 = 0$, $\varphi_{j_0, k}$ ve $\psi_{j, k}$ dikgen(orthogonal) dalgacıkları tanımlar. $W_{\psi}(j, k)$ ölçekleme veya yaklaşık katsayıları, $W_{\varphi}(j_0, k)$ ise dalgacık katsayılarını ifade etmektedir. Düşünsel hareketle ilgili bir çalışmada dalgacık fonksiyonu Biorthogonal 1.3 (bior1.3) seçilmiş ve elde edilen dönüşüm katsayılarının ortalaması, türevlerinin karesel ortalaması ve alt bant enerjileri hesaplanarak öznelik olarak kullanılmıştır (Hong vd., 2015).

2.2.5. Etkin Öznelik Seçme Yöntemi

2.2.5.1. Genetik Algoritma

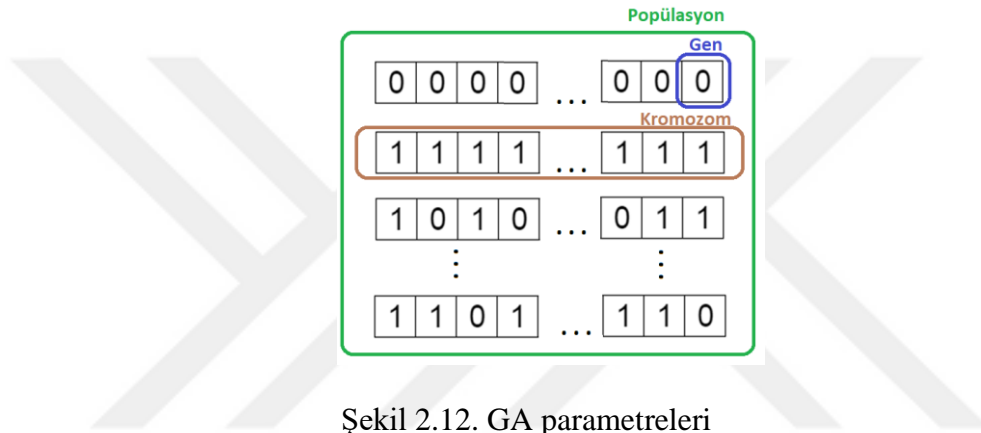
Genetik algoritma (GA), doğal seleksiyona ve biyolojik sistemlerdeki genetik analogiye dayanan bir optimizasyon algoritmasıdır (Davis, 1991) (Goldberg, 1989) (Holland, 1975).

Biyolojik süreci modelleme tabanlı olduğundan GA'nın parametreleri biyolojideki genleri temsil eder ve parametrelerin toplu hali ise kromozomu oluşturur. GA'da her bir birey bir kromozomla temsil edilir ve bu kromozom aynı zamanda bir aday çözümdür. Kromozomların bir araya gelerek oluşturduğu popülasyon ise aday çözümler dizisini meydana getirir. GA'nın, kodlama, başlangıç popülasyonunun eldesi, uygunluk (amaç) fonksiyonu, çaprazlama, mutasyon gibi uygulama adımları aşağıda kısaca açıklanmıştır.

Kodlama: GA'da parametreler ikili kodlardan oluşur. Kodlama, olaya ait girdileri GA'nın kullanabileceği ikili kod haline getirir.

Her bir birey sabit uzunluktaki ikili kod dizileriyle temsil edilir. Bu kod dizileri çözüm uzayında bir noktayı temsil eder. İkili uzunluğu m olan n adet genin oluşturduğu kromozomun toplam uzunluğu $n \times m$ olur. Bilindiği gibi gen uzunlukları farklı bit uzunluğunda olabilmektedir.

Şekil 2.12'de görüldüğü gibi ikili kodlanmış haliyle popülasyon, kromozom ve gen kavramlarına örnek gösterilmiştir.



Şekil 2.12. GA parametreleri

Başlangıç Popülasyonunu Eldesi: Optimize edilecek problemin değişkenlerini içeren, tanımlanan kısıtlamaların üst ve alt sınırları aşmayan bireylerden uygun sayıda rastgele oluşturulması olayıdır. Popülasyonu oluşturan bireylerin sayısı en iyi çözüme ulaşacak şekilde belirlemelidir. Ayrıca, muhtemel çözüme yaklaşma zamanını arttırmaması için gereğinden fazla veya muhtemel çözüme hiç ulaşılmamasına neden olacak şekilde az seçilmemelidir. Bireylerin oluşturan gen sayısı ise çözülecek probleme bağlı olarak kullanıcı tarafından belirlenir.

Uygunluk (Amaç) Fonksiyonu: Bir amaç fonksiyonu, hedef ve kısıtlamaları dikkate alarak tanımlanır. Kısıtlamaların herhangi bir şekilde ihlal edilmesi bireyin uygunluk değerini düşüren bir ceza olarak tanımlanabilir. Bireye bu şekilde uygunluk değerini düşürme cezası uygulanabileceği gibi bu birey popülasyondan atılarak yerine sınırları karşılayan yeni bir bireyde getirilebilir. Dolayısıyla, popülasyondaki tüm bireyler, optimum noktaya olan mesafeyi hesaplayan ve bireylere değer biçen bir amaç fonksiyonuyla değerlendirilir.

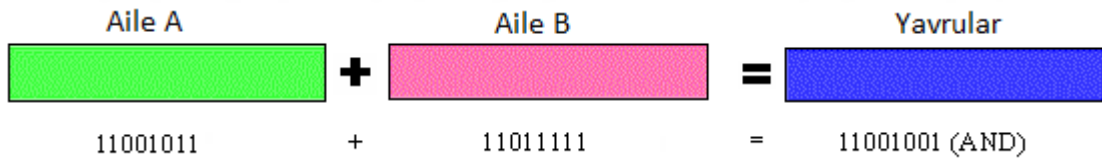
Seçim: Uygunluk değerine göre yapılan değerlendirme sonucunda uygunluk değeri düşük olan bireylerin atılarak, yüksek değerdekilerin korunması ve yeni nesile aktarılması olayıdır.

* Turnuva Seçim: Bu yöntem, bireyleri rastgele seçer ve bir turnuvada eşleştirir. Turnuvanın galibi, uygunluk değerleri karşılaştırılarak en yüksek olanına göre belirlenir. Turnuvayı kazanan bireyler, yeni nesiller üretecek ebeveynler olarak belirlenir ve kazanamayanlar ise popülasyondan çıkarılır.

Çaprazlama: GA'da en önemli işlemlerden biridir. Çaprazlama, aralarında gen alışverişinde bulunan iki kromozomun iki yeni kromozom meydana getirmesi işlemidir. Seçim yönteminden sonra oluşturulan yeni popülasyondan rastgele iki kromozom seçilir ve bunlar çaprazlanır.

*Çaprazlama Olasılığı: Bireyler eşleştiklerinde çaprazlama yapıp yapamayacakları çaprazlama olasılığına göre belirlenir. Bu olasılığın gereksiz yüksek olması çaprazlamanın artmasına, bu da iyi kromozomların bozulma olasılığının arttırmasına sebep olur.

*Aritmetik Çaprazlama: Aritmetik operatörler kullanarak kromozomların çaprazlanması olayıdır.



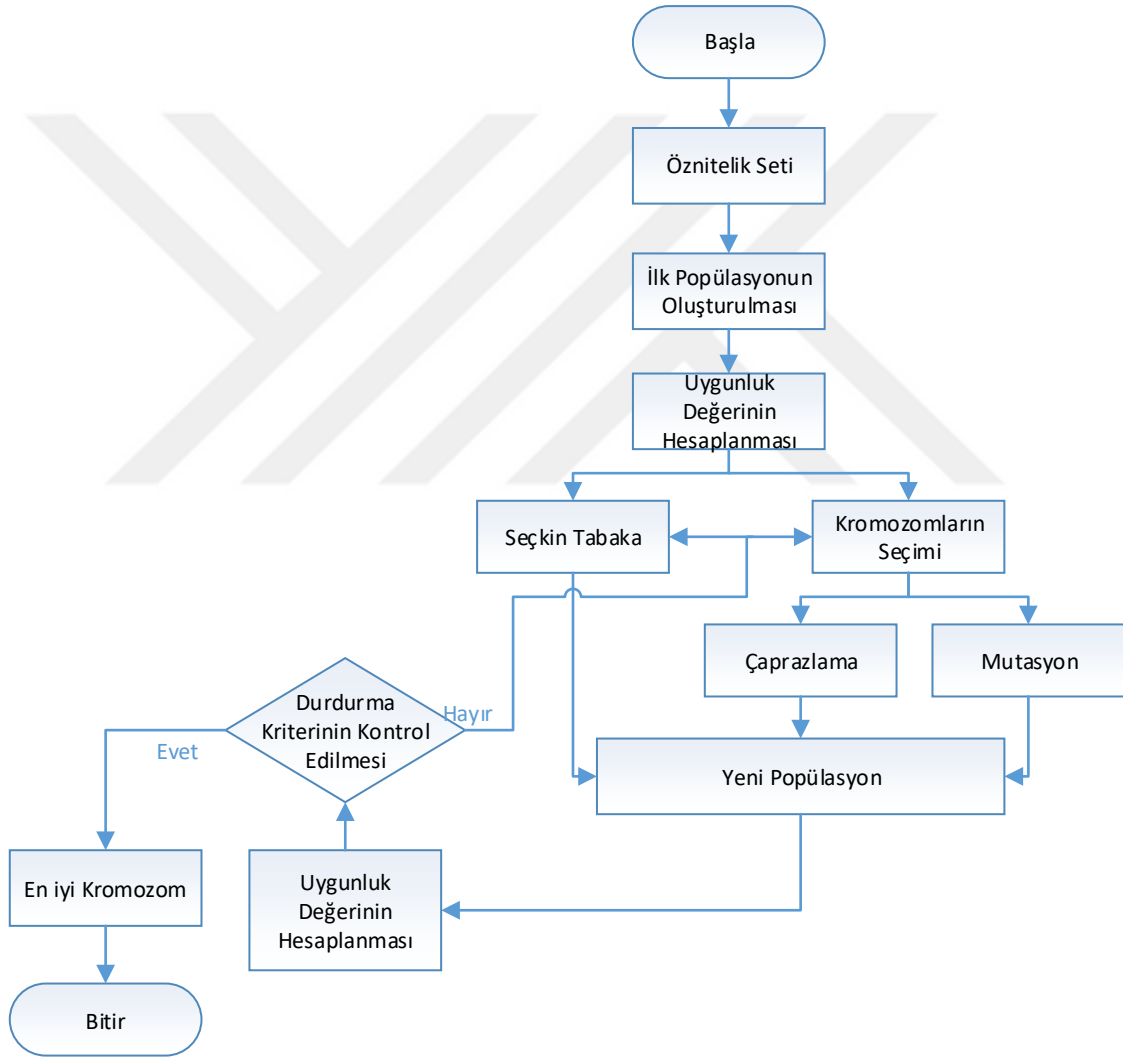
Şekil 2.13. Aritmetik Çaprazlama

Mutasyon: Çaprazlama sonrası bireylere uygulanan bir işlemdir. Bireyler arasında çeşitliliği artıran bir mekanizmadır. İkili bir dizgenin basamağını tanımlanmış bir olasılıkla 0'dan 1'e veya tersi olarak değiştirme tabanlı çalışır. Mevcut kromozomlardan yeni kromozomlar üretilmesine olanak sağlar. Mutasyonun amacı, çeşitliliği arttırarak herhangi bir şekilde bireyi daha iyi hale getirmek ve tüm sürecin optimum çözüme yakınsamasını sağlamaktır.

*Düzgün Mutasyon: Düzgün mutasyon iki adımlı bir işlemdir. İlk adımda bireyin, mutasyon geçirme oranından büyük değere sahip vektör girdilerinin bir bölümü seçilir. İkinci adımda seçilen her girdi, aralığında bulunan rastgele bir sayı ile değiştirirler.

* Mutasyon Olasılığı: Mutasyona uğrıtılacak kromozomlara bu olasılığa göre karar verilir. Genelde bu değer (0.01 gibi) düşük tutulur. Bu sebepten mutasyon etkileri azdır. Bu olasılık artarsa, genetik arama rastlantısal bir aramaya dönüşür ve uygun bireyler için iyi genlerin kaybına sebep olabilir.

Genel ve adaptif optimizasyon arama metodolojisine sahiptir. GA, Darwin'in 'en iyi olan hayatta kalır' ilkesine göre bir dizi tekrarlayan hesaplamadan sonra en optimal çözümü elde eder. Şekil 2.14'te GA'nın akış diyagramı verilmiştir.



Şekil 2.14. GA tabanlı öznelik seçim algoritması

Algoritmada ilk olarak, ikili kodlara çevrilen öznelik setinden rastgele bir popülasyon oluşturulur. Bu popülasyondaki bireylerin uygunluk değerleri hesaplanır. Hesaplanan uygunluk değerinde önceden belirlenen uygunluk değerini geçenler yeni popülasyona

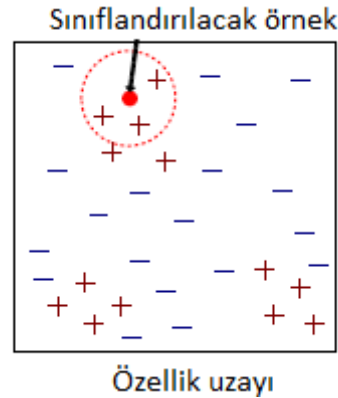
eklenirler. Geçemeyenler ise çaprazlama ve mutasyona uğrayarak yeni popülasyona katılırlar. Her yeni popülasyon oluşturulduktan sonra uygunluk değerleri yeniden hesaplanır. Durdurma kriteri devreye girene kadar yeni popülasyon oluşturulmaya devam eder. Durdurma kriteri devreye girmesi optimum çözüme ulaşıldığı anlamına gelir. Bu durumda en iyi birey diğer deyişle en yüksek başarıyı veren özniteliklerin seçimi yapılmış olur.

2.2.6. Sınıflandırma Yöntemleri

2.2.6.1. k -En Yakın Komşuluk (k-EYK/ k-Nearest Neighbors (k-NN))

k-en yakın komşuluk (k-EYK), öğrenme kümesi bulunduran kılavuzlu parametrik olmayan bir sınıflandırma yöntemidir (Altman, 1992). Basit ve etkinliği sebebiyle EEG tabanlı çalışmalarda genelde tercih edilen bir sınıflandırıcıdır.

Yeni örneğin sınıfı, öğrenme kümesindeki uzaklığa göre en yakın k adet komşusunun sınıfına bakılarak belirlenir. Şekil 2.15'te verilen örnekte k=3 seçilmiş ve sınıflandırılacak verinin öznitelik uzayındaki uzaklık bazında 3 adet en yakın komşusuna bakıldığında + sınıfına dâhil edileceği şekilden görülmektedir.



Şekil 2.15. k -en yakın komşuluk

Minkowski, Manhattan, Öklid gibi çeşitli uzaklık fonksiyonları kullanılarak bu uzaklıklar hesaplanabilir.

N boyutlu uzayda (x, y) koordinatları temsil etmek üzere denklem 2.35'de verildiği gibi Minkowski Uzaklık Fonksiyonu $d_{minkowski}$,

$$d_{minkowski}(x, y) = (\sum_{i=1}^N |x_i - y_i|^p)^{\frac{1}{p}} \quad (2.35)$$

Minkowski ölçütünün özel bir hali $p=1$ olması durumunda denklem 2.36'da verildiği gibi Manhattan Uzaklık Fonksiyonu $d_{manhattan}$,

$$d_{manhattan}(x, y) = \sum_{i=1}^N (|x_i - y_i|) \quad (2.36)$$

Minkowski ölçütünün özel bir hali $p=2$ için denklem 2.37'de verildiği gibi Öklid Uzaklık Fonksiyonu $d_{öklid}$,

$$d_{öklid}(x, y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2} \quad (2.37)$$

denklemlerde verildiği gibi hesaplanır. Bunlar arasından en çok tercih edileni Öklid uzaklık fonksiyonudur.

2.2.6.2. Doğrusal Ayırt Edici Analiz (DAA/ Linear Discriminant Analysis (LDA))

Doğrusal ayırt edici analiz, 1936'da R. A. Fisher tarafından geliştirmiştir. DAA, iki veya daha fazla sınıfın ayrıştırılması için eğitim verisinden ayırtaç fonksiyonlarının oluşturulduğu istatistiksel bir sınıflandırma yöntemidir. Ayırtaç fonksiyonları eğitim verilerinden faydalanılarak sınıfların arasındaki sınırları belirlemeye sağlayan doğrusal fonksiyonlardır. Eğitimi hızlı ve uygulaması basit olduğundan farklı İBA uygulamalarında genelde sınıflandırıcı olarak tercih edilirler (Bostanov, 2003) (Garrett vd., 2003) (Scherer vd., 2004).

İki sınıflı bir sınıflandırma probleminin doğrusal ayırtaç fonksiyonu olan $y(\mathbf{x})$ 'in denklemi 2.38'deki gibi ifade edilir.

$$y(\mathbf{x}) = \mathbf{w}^T \mathbf{x} + b \quad (2.38)$$

Model parametreleri \mathbf{w} ve sapma b sırasıyla denklem 2.39 ve denklem 2.40'daki gibi ifade edilir.

$$\mathbf{w} = \Sigma^{-1}(\boldsymbol{\mu}_1 - \boldsymbol{\mu}_2) \quad (2.39)$$

$$b = -\mathbf{w}^T \boldsymbol{\mu} \quad (2.40)$$

$$\boldsymbol{\mu} = \frac{1}{2}(\boldsymbol{\mu}_1 + \boldsymbol{\mu}_2) \quad (2.41)$$

$\boldsymbol{\mu}_1$ ve $\boldsymbol{\mu}_2$ sınıfların ortalama değer vektörleridir. Giriş vektörü \mathbf{x} için $y(\mathbf{x})$ 'in aldığı değer, \mathbf{w} ve b ile tanımlanan ayırıcı hiperdüzleme olan uzaklığıdır. $y(\mathbf{x}) = 0$ karar sınır çizgisini ifade eder. $y(\mathbf{x}) \geq 0$ iken \mathbf{x} giriş vektörü birinci sınıfın etiketini alırken diğer durumlarda ise \mathbf{x} giriş vektörü ikinci sınıfa dahil edilir.

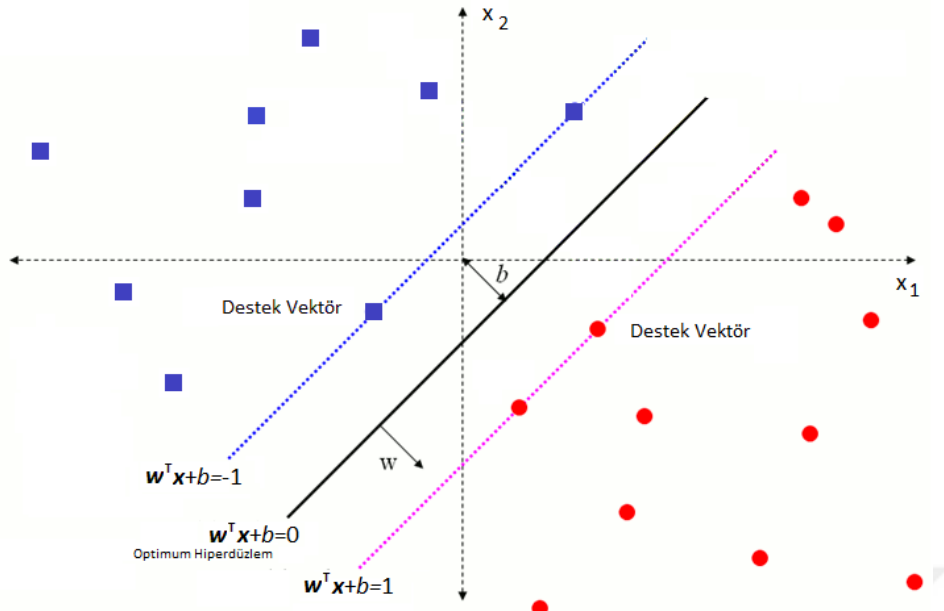
2.2.6.3. Doğrusal Destek Vektör Makinaları (DVM/ Support Vector Machine (SVM))

Destek Vektör Makineleri, istatistiksel öğrenme tabanlı bir sınıflandırıcıdır. İki sınıflı doğrusal olan ve olmayan verileri birbirinden ayırabilen en uygun hiper-düzlemin tanımlanması ve karar fonksiyonunu tahmin edilmesi esasına göre çalışır (Vapnik, 2000). Şekil 2.16'da görüldüğü gibi DVM, n boyutlu bir öznitellik uzayı için bu uzayı ikiye ayıran $n-1$ boyutlu bir hiper düzlem oluşturur.

k adet örnekten oluşan, n boyutlu eğitim verisi \mathbf{x}_i için, sınıf etiketleri $\{+1, -1\}$ olarak tanımlanmış ve \mathbf{y}_i verisi ile gösterilmiştir.

$$\mathbf{w}^T \mathbf{x}_i + b \geq 1, y_i = +1, \mathbf{w}^T \mathbf{x}_i + b \leq -1, y_i = -1, i = 0, 1, \dots, k - 1 \quad (2.42)$$

İki sınıfı ayırabilecek optimum hiperdüzleme ait eşitsizlikler \mathbf{w} ağırlık vektörü, b eğilim (bias) olmak üzere denklem 2.42'de verilmiştir.



Şekil 2.16. Doğrusal DVM

Denklem 2.43 ile ifade edilen optimum hiperdüzlem için öncelikli olarak, sınırları oluşturacak olan ve denklem 2.44'te ifade edilen iki hiper düzlemin belirlenmesi gerekir. Bunlar destek vektörler olarak adlandırılırlar.

$$\mathbf{w}^T \mathbf{x}_i + b = 0 \quad (2.43)$$

$$\mathbf{w}^T \mathbf{x}_i + b = \pm 1 \quad (2.44)$$

Optimum hiperdüzlem, denklem 2.44'deki ifadenin 2.45'de verildiği gibi $\mathbf{y}_i(\mathbf{w}^T \mathbf{x}_i + b) - 1 \geq 0$ koşulu altında optimizasyon yapılarak minimum yapılmasıyla elde edilir.

$$\min\left[\frac{1}{2} \|\mathbf{w}\|^2\right] \quad (2.45)$$

Langrange denklemleri kullanılarak optimizasyon denklemi denklem 2.46'daki gibi elde edilir.

$$L(\mathbf{w}, b, \alpha) = \frac{1}{2} \|\mathbf{w}\|^2 - \sum_{i=0}^{k-1} \alpha_i \mathbf{y}_i (\mathbf{w}^T \mathbf{x}_i + b) + \sum_{i=0}^{k-1} \alpha_i \quad (2.46)$$

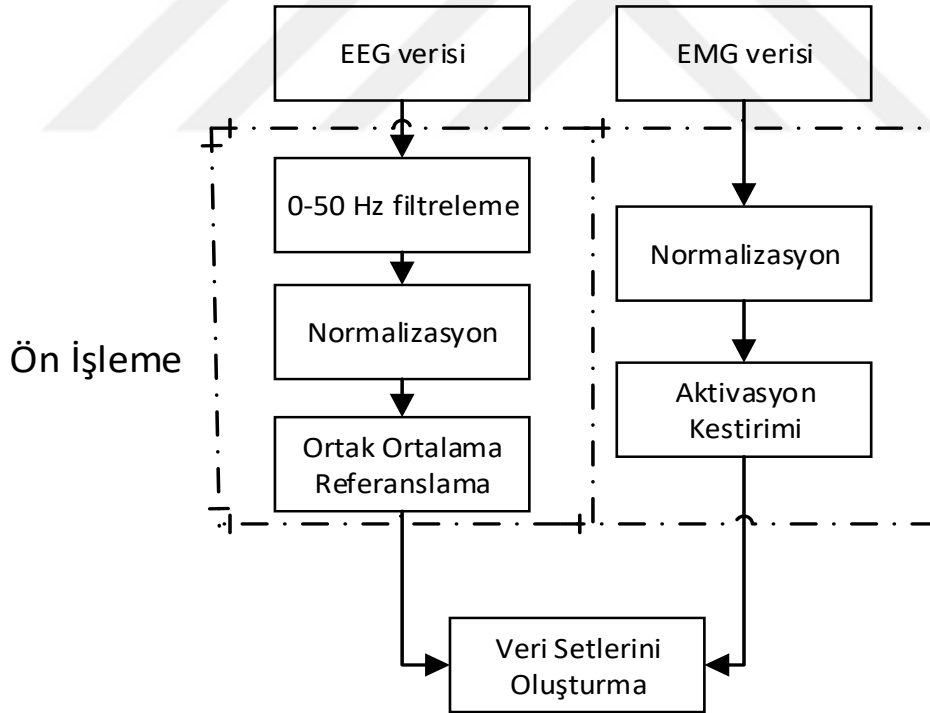
İki sınıflı optimum hiperdüzleme göre ayırıp sınıflandıracak karar fonksiyonu da denklem 2.47'deki gibi elde edilir:

$$f(x) = \text{sign}(\sum_{i=0}^{k-1} \alpha_i y_i K(x_i, x) + b) \quad (2.47)$$

$K(\cdot)$, çekirdek fonksiyonudur ve ξ kernel parametresi olmak üzere, Gaussian RBF (Radial Basis Function) Kernel için $K(x_i, x) = \exp(-\xi \|x_i - x\|^2)$, $\xi > 0$ 'dir.

2.3. Veri Setlerinin Oluşturulması

Yapılan EEG kayıtlarından, uyartım ve eş zamanlı kaydedilen EMG sinyali yardımıyla denemeler elde edilmiş ve veri setleri oluşturulmuştur. Şekil 2.17'de bu veri setlerini oluşturmaya yönelik akış gösterilmiştir.



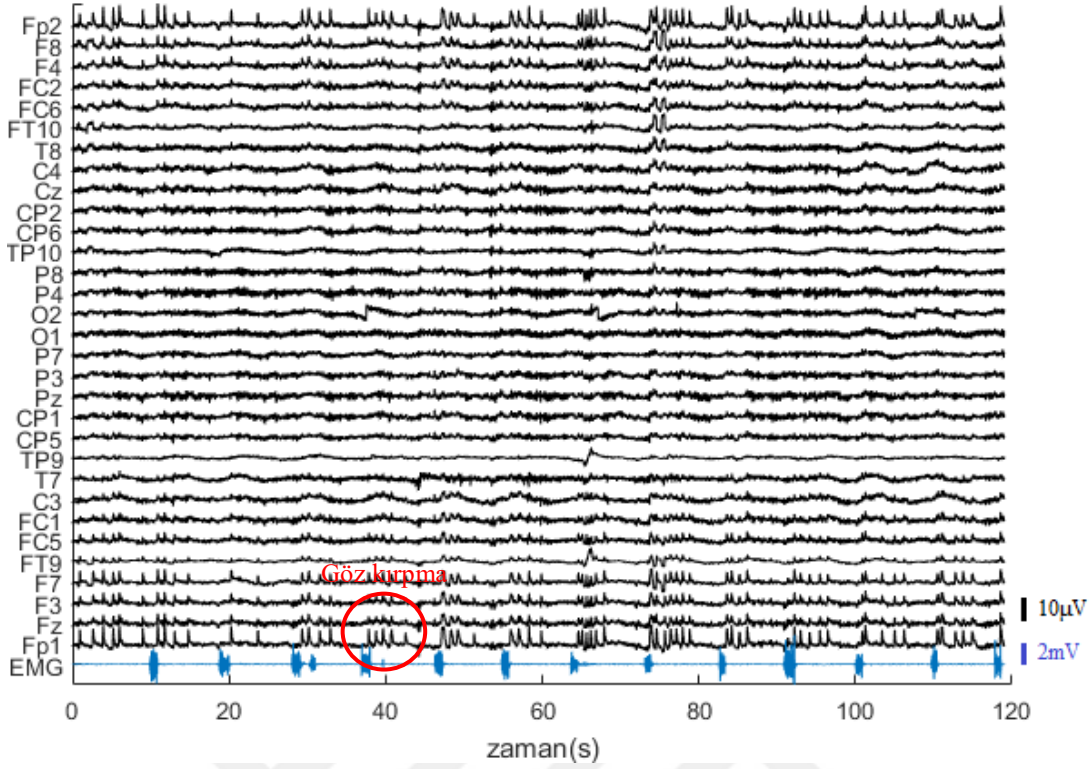
Şekil 2.17. Veri setlerinin elde edilmesi

- EMG İşaretleri için Ön İşleme: Bir adet EMG kanalından kaydedilen kas işaretlerine normalizasyon uygulanmıştır. Ardından hareketli ortalama yöntemiyle aktivasyon aralıkları belirlenmiştir.

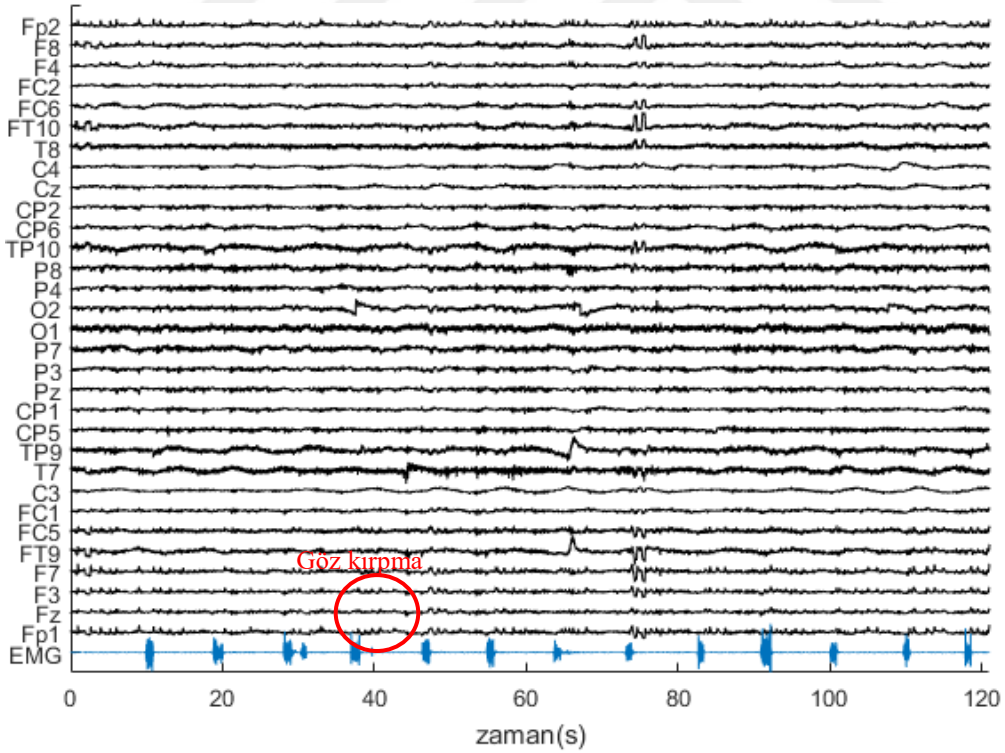
- EEG İşaretleri için Ön İşleme: Uygulamada EEG işaretleri 0-50 Hz arası kullanıldığından ilk olarak EEG işaretleri 4. Butterworth süzgeçle filtrelenmiştir. Böylece etkin bant aralığı 20-150 Hz olarak belirtilen EMG artifaktına karşı EEG işaretleri belli oranda yalıtılmıştır.

Gürültü azaltma ve işaretleri uygun hala getirme (standardizasyon) amacıyla ilk olarak 31 adet kanaldan kaydedilen EEG işaretlerine normalizasyon uygulanmıştır. Devamında ise beyin sinyallerinin işaret- gürültü oranını yükseltmek için EEG işaretlerine ortak ortalama referanslama yapılmıştır.

Buna dair bir örnek, gönüllü 1 için 6.18 dakikalık aktif yukarı/HE hareket kaydının ilk iki dakikası Şekil 2.18(a)'da verilmiştir. Verilen ham EEG verisine normalizasyon ve ortak ortalama referanslama teknikleri uygulanmasının ardından EEG işaretinde istenmeyen gürültülerin (göz kırpma gibi) azaldığı Şekil 2.18 (b)'de görülmektedir.



(a)



(b)

Şekil 2.18. (a) 31 kanaldan kaydedilen ham EEG işaretleri ve bir kanaldan kaydedilen ham EMG işareti, (b) Ortak ortalama referanslama uygulanmış normalize EEG işaretleri ve normalize EMG işareti

❖ *Veri Setleri:* Önışlem aşamasından sonra EEG sinyallerinden EEG denemeleri çıkarılarak veri setleri oluşturulmuştur.

- Aktif hareket eden parmakların EEG denemeleri,
- aktif aşağı/FE ve yukarı/HE parmak hareketlerin EEG denemeleri,
- işaret parmağın aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerin EEG denemeleri,
- işaret parmağın düşünsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerin EEG denemeleri

olmak üzere sıralıyla veri seti 1, veri seti 2, veri seti 3 ve veri seti 4 olacak şekilde dört veri seti oluşturulmuştur.

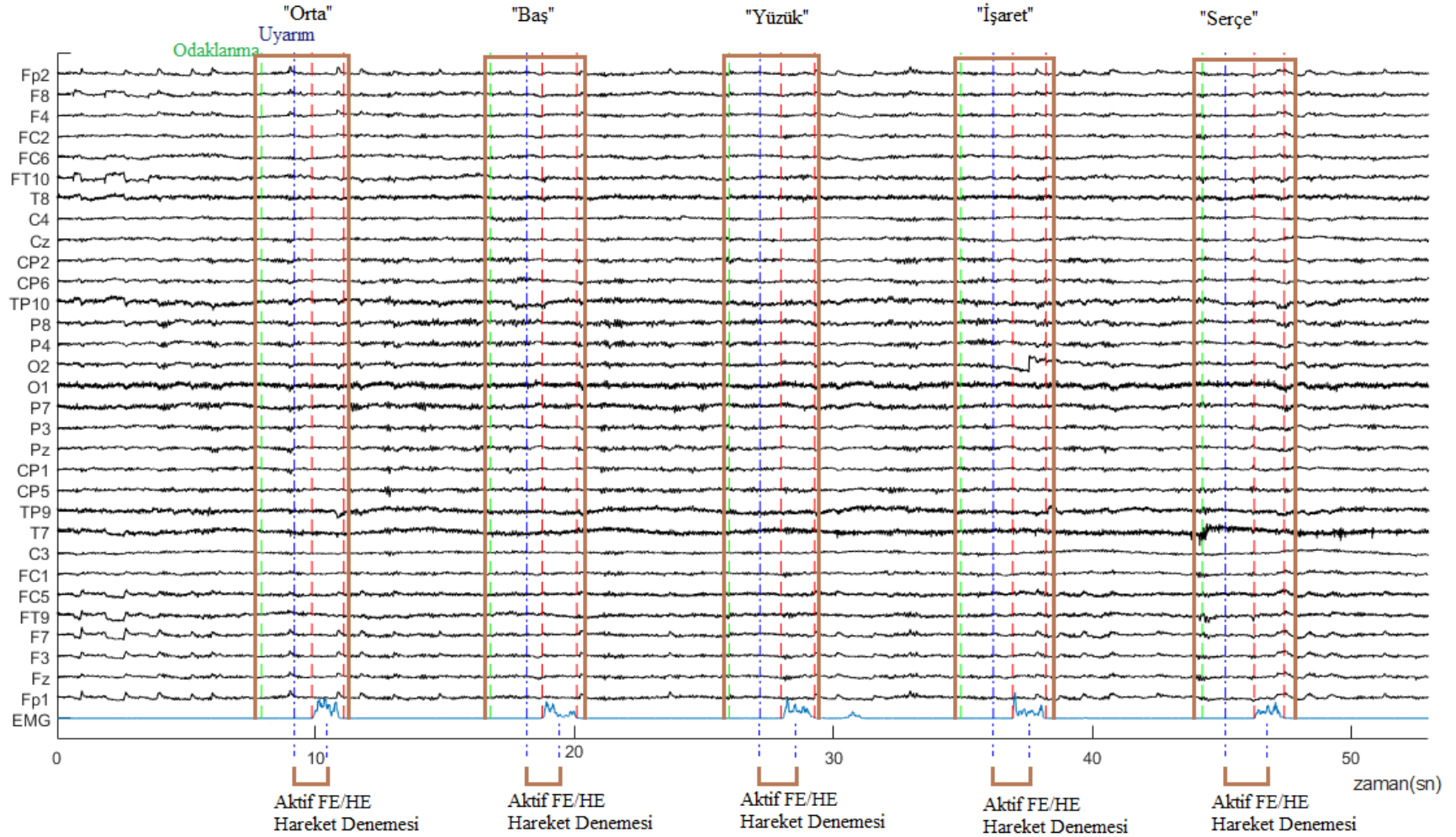
Denemelerin tespiti için öncelikli olarak hareketli ortalama yöntemi ile EMG verisinden kas aktivasyon aralığı tespit edilmiştir. Kas aktivasyon aralığı istenilen parmak hareketini ve bu hareketten sonraki gevşeme durumunu içermektedir. Bu sebepten ötürü, EMG verisinde ilgilenilen aşağı veya yukarı hareket aralığını yakalayabilmek için belirlenen kas aktivasyon aralığının yaklaşık yarısı alınmıştır.

Veri seti 1, veri seti 2 ve veri seti 3'te uyarım ve kas aktivasyon aralığının yarısını kapsayan EEG işaret kısımları "aktif hareket EEG denemesi" olarak seçilmiştir.

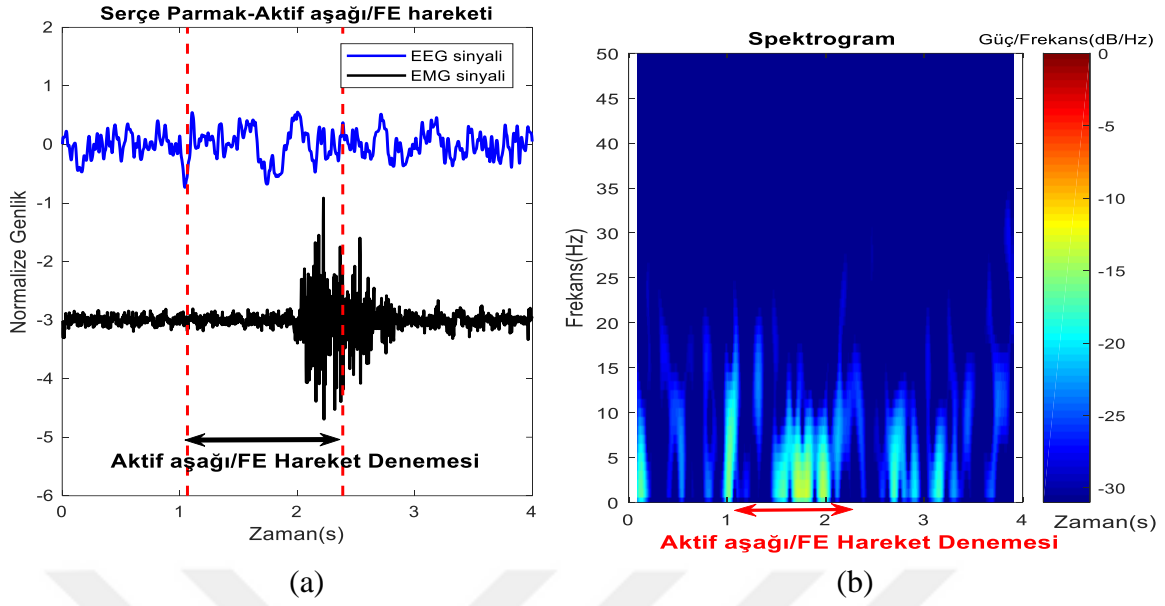
Şekil 2.19'da gönüllü 1 için 6.18 dakikalık beş parmağın bireysel aktif yukarı/HE hareket oturumundan elde edilen denemelere dair yaklaşık bir dakikalık bir EEG kayıt örneği verilmiştir.

Aktif parmak hareketlerine dair EEG işaret genliğinin ve gücünün zamana bağlı değişimi Şekil 2.20'da örnek bir kayıt parçası üzerinden gösterilmiştir. Cz kanalından alınan serçe parmak gönüllü 1'e ait aktif aşağı/FE hareket EEG denemesinin zamanla değişimi Şekil 2.20(a)'da verilmiştir. Bu denemenin zamana ve frekansa bağlı güç değişimi ise spektrogram yardımıyla Şekil 2.20(b)'de gösterilmiştir.

Spektrogram için Blackman pencere fonksiyonu kullanılmıştır. Pencere uzunluğu $m=100$ örnek (2ms'lik çözünürlük), örtüşme oranı %95 olarak deneysel olarak belirlenmiştir.



Şekil 2.19. Beş parmağın bireysel aktif aşağı/FE hareket oturumu veya yukarı/HE hareket oturumundan elde edilen EEG denemeleri



Şekil 2.20.(a) Gönüllü 1'in aktif aşağı/FE hareket EEG denemesine ait bir örnek, (b) Aktif aşağı/FE hareket denemesinin spektrogramı

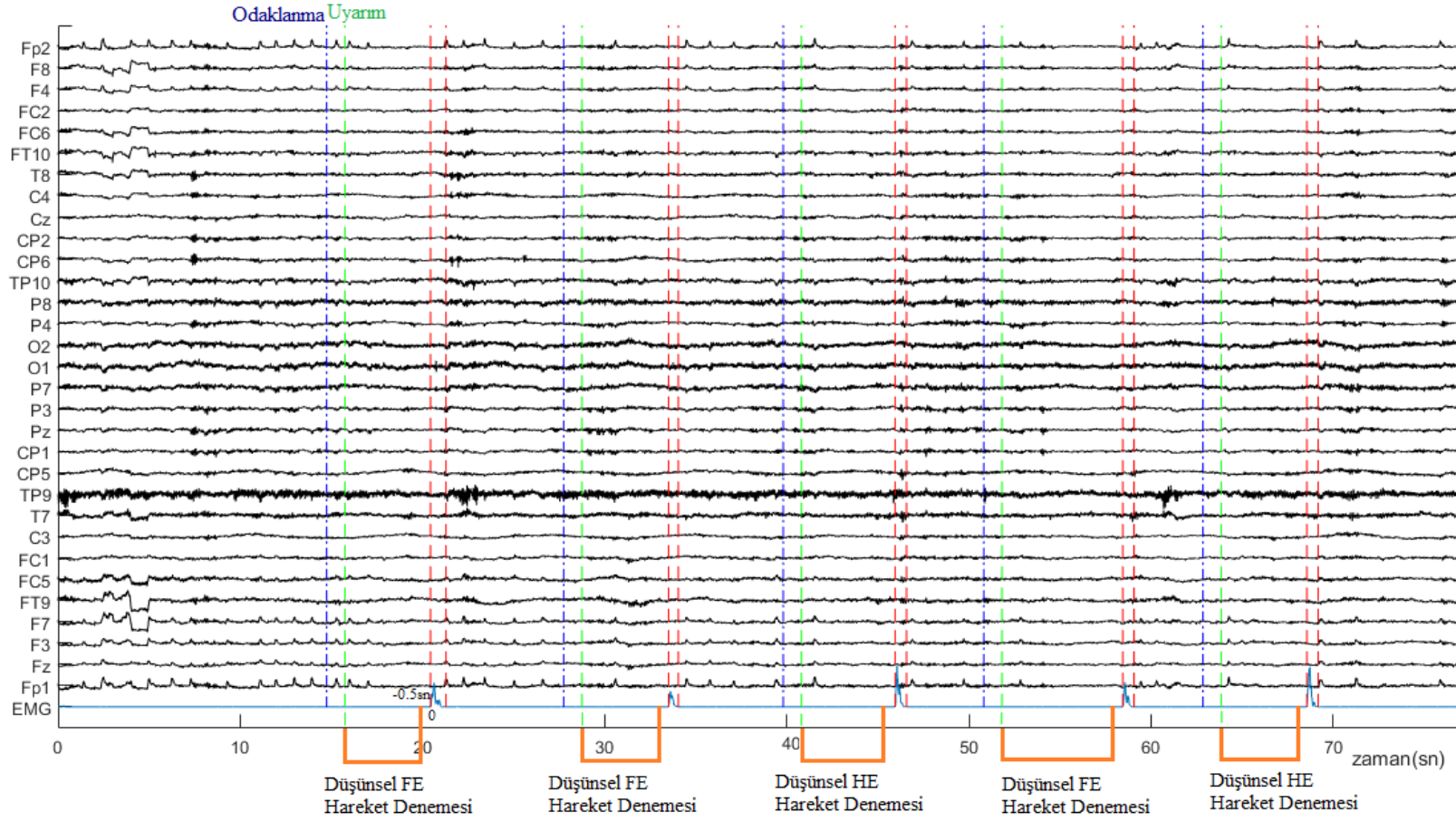
Yukarıdaki şekillerde yapılan incelemelerde, aktif hareket denemesi aralığında, düşünel hareket ile ilgili μ ve β bandında güç değişimlerinin ortaya çıktığı görülmektedir.

Düşünel parmak hareketinin EEG denemelerini içeren veri seti 4 için uyarım ve bitim işareti olan kas başlangıcının 0.5 s öncesine kadar olan kısım “düşünel hareket denemesi” olarak belirlenmiştir. Bitim işaretinden 0.5 s öncesi kas hareketiyle ilgili olabilme ihtimaline karşı atılmıştır.

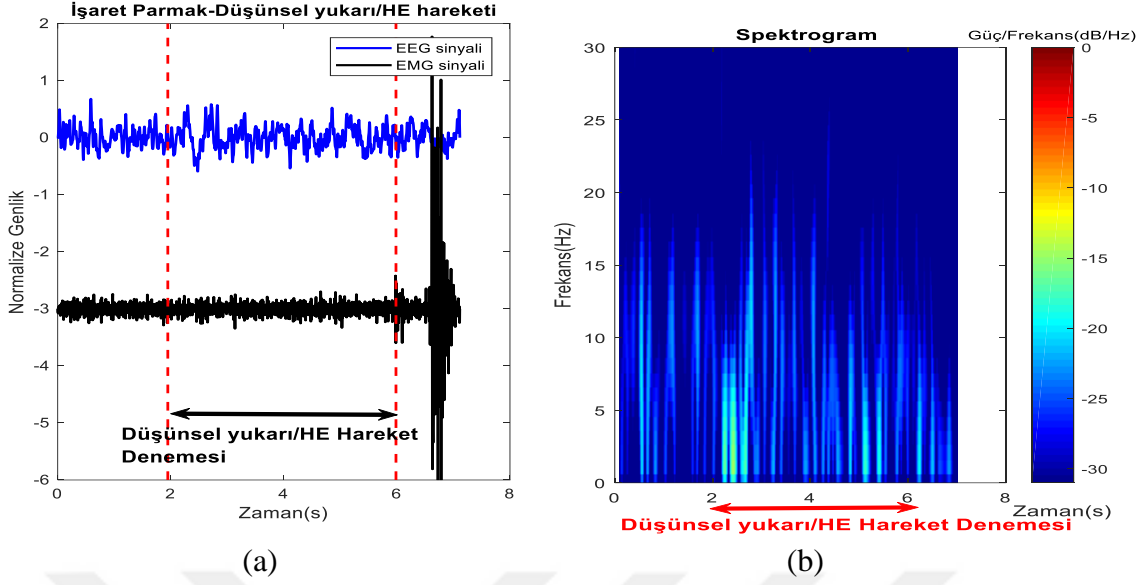
Şekil 2.21’de gönüllü 1 için 3.76 dakikalık işaret parmak düşünel aşağı/FE ve yukarı/HE hareket kaydının yaklaşık ilk 80 sn’si üzerinden düşünel hareket EEG denemesine ait bir örnek verilmiştir.

Şekil 2.22(a)’da gönüllü 1’e ait işaret parmak düşünel yukarı/HE hareket denemesinin zamanla değişimi görülmektedir. Bu denemenin zamana ve frekansa bağlı güç değişimi ise spektrogram yardımıyla Şekil 2.22(b)’de verildiği gibidir.

Spektrogram için Blackman pencere fonksiyonu kullanılmıştır. Pencere uzunluğu $m=100$ örnek (2ms’lik çözünürlük), örtüşme oranı %95 olarak deneysel olarak belirlenmiştir.



Şekil 2.21. İşaret parmak düşümsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketleri için belirlenen EEG denemeleri



Şekil 2.22. (a) Gönüllü 1'in düşünsel yukarı/HE hareket EEG denemesine ait bir örnek, (b) Düşünsel yukarı/HE hareket denemesinin spektrogramı

Yapılan incelemede, düşünsel hareket denemesi aralığında, düşünsel hareket ile ilgili μ ve β bandında güç değişimlerinin ortaya çıktığı görülmektedir

2.3.1. Aktif Hareket Eden Parmakların EEG Denemelerinden Oluşan Veri Seti 1

Sağ elin aktif olarak hareket eden bireysel parmaklarının EEG denemelerinden bir veri seti oluşturulmuş ve buna veri seti 1 adı verilmiştir. Veri seti 1'de baş, işaret, orta, yüzük ve serçe parmağın aktif hareketi olmak üzere beş sınıf bulunmaktadır. Bu veri seti oluşturulurken sağ elin beş parmağından, aktif parmak hareketlerine dair EEG sinyalleri toplanmıştır.

Aktif parmak hareketi olarak aşağı/FE veya yukarı/HE parmak hareketleri tanımlanmıştır. Bir gönüllü için aktif aşağı/FE veya yukarı/HE parmak hareket oturumu, 8 adet EEG kaydından meydana gelmektedir. Bir EEG kaydında bir parmak için 8 deneme mevcuttur. Bu da veri seti 1'de bir gönüllü için baş, işaret, orta, yüzük ve serçe parmağı olmak üzere her bir parmak için bireysel aktif parmak hareketinden 64 deneme aşağı/FE ve 64 deneme yukarı/HE hareketten olmak üzere 128 adet EEG denemenin kayıt altına alındığını ifade eder.

Tablo 2.2’de verildiği gibi veri seti 1, sekiz gönüllünün her birinden beş parmak için alınan 640 aktif hareket EEG denemesinden oluşmaktadır. Beş parmağın her biri için sekiz gönüllünün hepsinden 1024’şer adet aktif hareket EEG denemesi bu veri setinde mevcuttur.

Tablo 2.2. Beş parmak için bireysel aktif parmak hareketine dair EEG denemelerinden oluşan veri seti 1

Sınıf Adı (Parmak Adı)						
Gönüllü Adı	Baş	İşaret	Orta	Yüzük	Serçe	Toplam deneme sayısı
	Aktif hareket için deneme sayısı	Aktif hareket için deneme sayısı	Aktif hareket için deneme sayısı	Aktif hareket için deneme sayısı	Aktif hareket için deneme sayısı	
G1	128	128	128	128	128	640
G2	128	128	128	128	128	640
G3	128	128	128	128	128	640
G4	128	128	128	128	128	640
G5	128	128	128	128	128	640
G6	128	128	128	128	128	640
G7	128	128	128	128	128	640
G8	128	128	128	128	128	640
Tümü	1024	1024	1024	1024	1024	5120

2.3.2. Parmakların Aktif Aşağı/Fleksiyon ve Yukarı/Hiper Ekstansiyon Hareketlerine Dair EEG Denemelerinden Oluşan Veri Seti 2

Parmakların aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerine dair EEG denemelerinden bir veri seti oluşturulmuştur ve buna veri seti 2 adı verilmiştir.

Veri seti 2’de parmakların aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketleri olmak üzere iki sınıf bulunmaktadır. Bir gönüllü için baş, işaret, orta, yüzük ve serçe parmağı olmak üzere bütün parmaklardan eşit sayıda olmak üzere 320 deneme aktif aşağı/FE ve 320 deneme aktif yukarı/HE hareketten olmak üzere 640 adet EEG denemesi kayıt altına alınmıştır.

Tablo 2.3'te verildiği gibi veri seti 2, sekiz gönüllünün verilerinden oluşturulmuştur. Ayrıca, sekiz gönüllüden elde edilen tüm verilerden 2560 adet aktif aşağı hareket EEG denemesi ve 2560 adet aktif yukarı hareket EEG denemesi bu veri setinde mevcuttur.

Tablo 2.3. Parmakların aktif FE/aşağı ve HE/yukarı hareketine dair EEG denemelerinden oluşan veri seti 2

Sınıf Adı (Hareket Türü)			
Gönüllü Adı	Aktif aşağı/FE hareket için deneme sayısı	Aktif yukarı/HE hareket için deneme sayısı	Toplam deneme sayısı
G1	320	320	640
G2	320	320	640
G3	320	320	640
G4	320	320	640
G5	320	320	640
G6	320	320	640
G7	320	320	640
G8	320	320	640
Tümü	2560	2560	5120

2.3.3. İşaret Parmağın Aktif Aşağı/Fleksiyon ve Yukarı/Hiper Hareketlerine Dair EEG Denemelerinden Oluşan Veri Seti 3

İşaret parmağın aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerine dair EEG denemelerinden bir veri seti oluşturulmuştur ve buna veri seti 3 adı verilmiştir.

Veri seti 3, işaret parmağın aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketleri olmak üzere iki sınıftan oluşmaktadır. Bir gönüllü için bir aktif aşağı hareket oturumunda 8 adet EEG kaydı, bir aktif yukarı hareket oturumunda 8 adet EEG kaydı yapılmıştır. Bir EEG kaydında 8 adet aşağı/FE veya yukarı/HE denemesi mevcuttur. Bu da veri seti 3'te bir gönüllü için aktif aşağı/FE parmak hareketinden 64 deneme ve aktif yukarı/HE parmak hareketinden de 64 deneme olmak üzere toplamda 128 adet denemenin kayıt altına alındığını ifade eder.

Tablo 2.4'te verildiği gibi sekiz gönüllünün hepsinden 512 adet aktif aşağı/FE hareket denemesi ve 512 adet aktif yukarı/HE hareket denemesi bu veri setinde mevcuttur.

Tablo 2.4. İşaret parmak için aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketine dair EEG denemelerinden oluşan veri seti 3

Sınıf Adı (Hareket Türü)			Toplam deneme sayısı
Gönüllü Adı	İşaret Parmağın aktif aşağı/FE hareketi için toplam deneme sayısı	İşaret Parmağın aktif yukarı/HE hareketi için toplam deneme sayısı	
G1	64	64	128
G2	64	64	128
G3	64	64	128
G4	64	64	128
G5	64	64	128
G6	64	64	128
G7	64	64	128
G8	64	64	128
Tümü	512	512	1024

2.3.4. İşaret Parmağın Düşümsel Aşağı/Fleksiyon ve Yukarı/Hiper Ekstansiyon Hareketlerine Dair EEG Denemelerinden Oluşan Veri Seti 4

İşaret parmağın düşümsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerine dair EEG denemelerinden veri seti oluşturulmuştur ve buna veri seti 4 adı verilmiştir. Veri seti 4, işaret parmak düşümsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerini içeren iki sınıflı EEG denemelerinden oluşmaktadır. Düşümsel aşağı/FE harekete ilişkin kayıtlar bir oturumda, düşümsel yukarı/HE harekete ilişkin kayıtları ise farklı bir oturumda gönüllülerden alınmıştır. Bir düşümsel aşağı/FE veya yukarı/HE hareket oturumu 8 adet EEG kaydından meydana gelmektedir. Bir EEG kaydında 10 adet düşümsel aşağı/FE ve 10 adet düşümsel yukarı/HE hareket denemesi mevcuttur. Tablo 2.5'te verildiği gibi işaret parmak düşümsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketi için oluşturulan veri seti 4'te, bir gönüllü için 80 adet düşümsel aşağı/FE hareket denemesi ve 80 adet düşümsel yukarı/HE hareket denemesi olmak üzere toplam 160 deneme kayıt altına alınmıştır. İşaret parmak için sekiz gönüllünün hepsinden 640 adet düşümsel aşağı/FE hareket denemesi ve 640 adet düşümsel yukarı/HE hareket denemesi bu veri setinde mevcuttur.

Tablo 2.5. İşaret parmak için düşünsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerine dair EEG denemelerinden oluşturulan veri seti 4

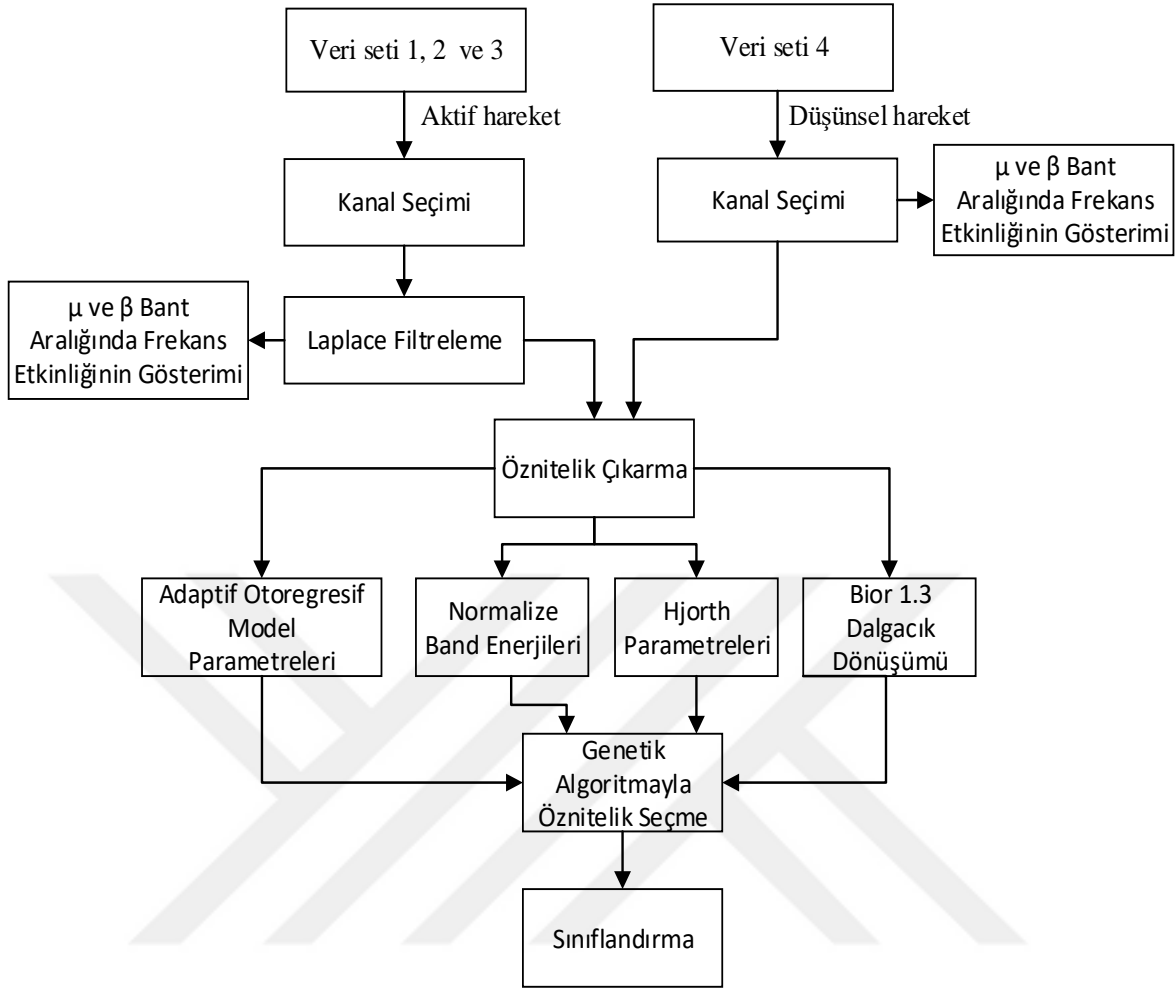
Sınıf Adı (Hareket Türü)			
Gönüllü Adı	İşaret Parmağın düşünsel aşağı/FE hareketi için deneme sayısı	İşaret Parmağın düşünsel yukarı/HE hareketi için deneme sayısı	Toplam deneme sayısı
G1	80	80	160
G2	80	80	160
G3	80	80	160
G4	80	80	160
G5	80	80	160
G6	80	80	160
G7	80	80	160
G8	80	80	160
Tümü	640	640	1280

2.4. Önerilen Yöntemin Akış Diyagramı

Çalışmada aktif hareket eden parmakların EEG sinyalleri, aktif aşağı/FE ve yukarı/HE parmak hareketlerin EEG sinyalleri, işaret parmağın aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerin EEG sinyalleri, işaret parmağın düşünsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerin EEG sinyalleri olmak üzere sıralıyla veri seti 1, veri seti 2, veri seti 3 ve veri seti 4 olacak şekilde dört veri seti oluşturulmuştur. Dört veri setinin analizi ve sınıflandırılmasına yönelik bir yöntem akışı önerilmiştir. Önerilen yöntem akışı Şekil 2.17’de verildiği gibidir.

Yöntem akışı, eş zamanlı kaydedilen EEG ve EMG sinyalleri üzerinden belirtilen sırada gerçekleştirilen işlemlerden oluşmaktadır. Bunlar kanal belirleme, öznitelik çıkarma, öznitelikleri seçme ve sınıflandırma işlemleridir.

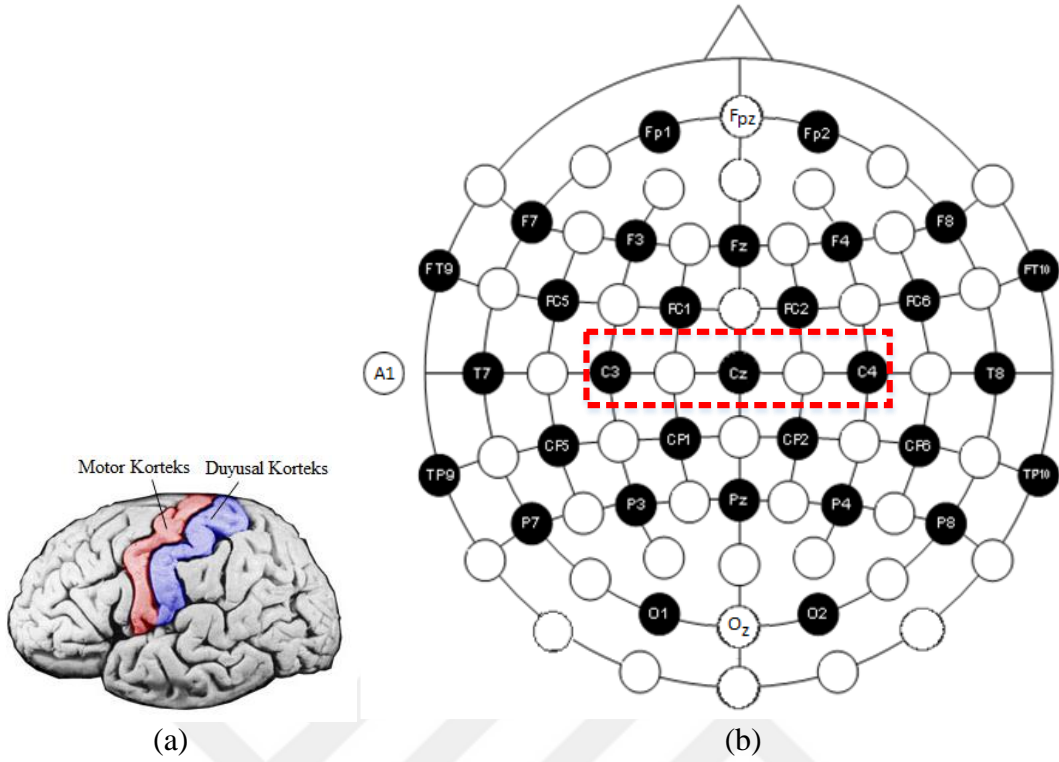
Duyusal-motor korteks üzerindeki merkez kanal Cz ve Laplace filtrelenmiş hali olan LCz tercih edilerek periyodogramla sırasıyla aktif ve düşünsel parmak hareketlerinde μ ve β bant aktivitesi gösterilmiştir. Ardından bu kanallardan öznitelikler çıkarılmış, bunlardan etkin olanları genetik algoritmayla seçilmiş ve üç farklı sınıflandırıcıyla başarımlar hesaplanmıştır.



Şekil 2.23. Yöntemin akış şeması

❖ Kanal Belirleme ve Laplace Filtreleme: Kanal belirlemede uzuvların aktif ve düşünsel hareketini sağlayan Şekil 2.23.(a)'da verilen duyuşal-motor korteks üzerindeki kanallar seçilmiştir. Bunlar Şekil 2.23(b)'de gösterildiği gibi C3, Cz, C4 kanallarıdır. Düşünsel hareket EEG kayıtlarında bu kanallardaki işaretler kullanılırken, aktif parmak hareket EEG kayıtlarında ise kas hareketi kaynaklı 20 Hz-50Hz arasında karışan EMG gürültüsünü azaltmak için bu kanalların Laplace filtrelenmiş halleri olan LC3, LCz ve LC4'den elde edilen işaretler kullanılmıştır.

C3, Cz, C4'ün komşu kanalları yardımıyla yeniden referanslandırılmış halleri Şekil 2.24'te verildiği gibidir.



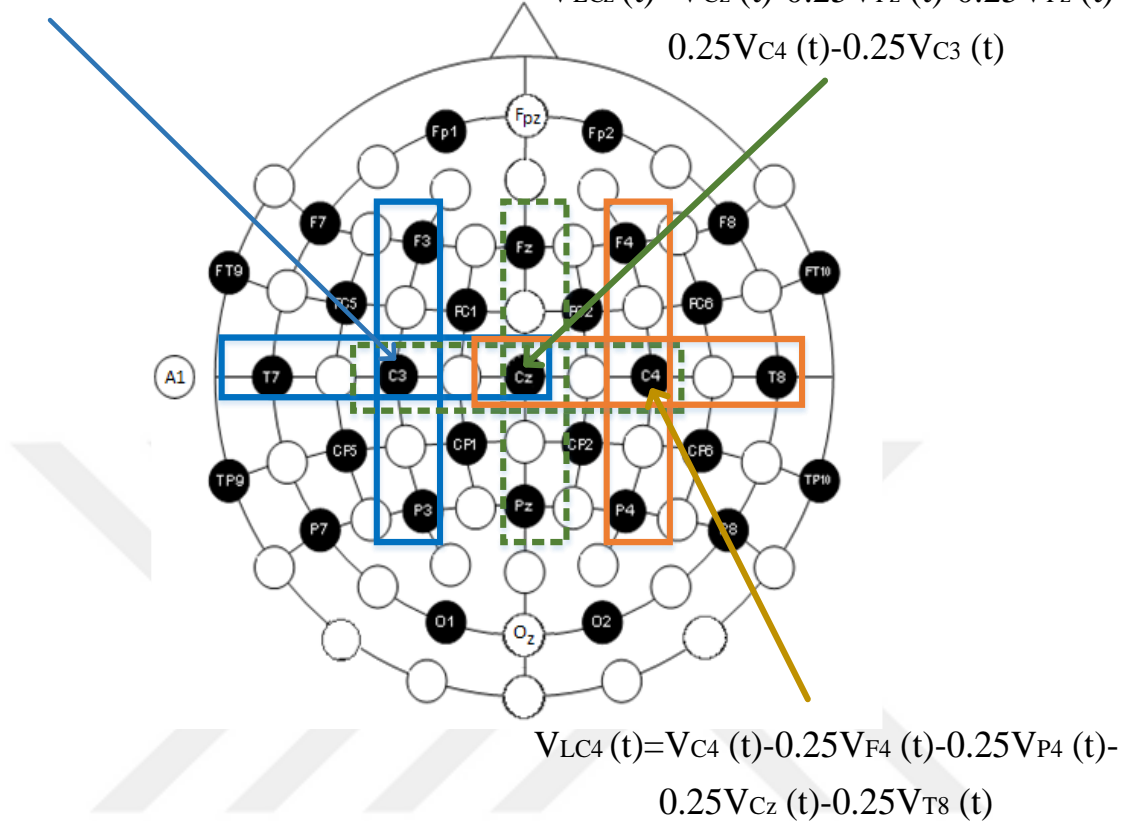
Şekil 2.24. (a) Duyusal-motor Korteks (URL-1), (b) Duyusal-motor korteksten seçilen kanalların uzamsal yerleşimi

$V_{C3}(t)$, $V_{Cz}(t)$ ve $V_{C4}(t)$, sırasıyla C3, Cz ve C4 kanallarındaki potansiyel farkları, V_{LC3} , V_{LCz} ve V_{LC4} bu kanalların Laplace referanslanmış halleri olan LC3, LCz ve LC4 kanallarındaki gerilimleri temsil etmek üzere, bu değerler denklem 2.48'deki gibi hesaplanırlar.

$$\begin{aligned}
 V_{LC3}(t) &= V_{C3}(t) - 0.25V_{F3}(t) - 0.25V_{P3}(t) - 0.25V_{Cz}(t) - 0.25V_{T7}(t) \\
 V_{LCz}(t) &= V_{Cz}(t) - 0.25V_{Fz}(t) - 0.25V_{Pz}(t) - 0.25V_{C4}(t) - 0.25V_{C3}(t) \\
 V_{LC4}(t) &= V_{C4}(t) - 0.25V_{F4}(t) - 0.25V_{P4}(t) - 0.25V_{Cz}(t) - 0.25V_{T8}(t)
 \end{aligned} \tag{2.48}$$

$$V_{LC3}(t) = V_{C3}(t) - 0.25V_{F3}(t) - 0.25V_{P3}(t) - 0.25V_{Cz}(t) - 0.25V_{T7}(t)$$

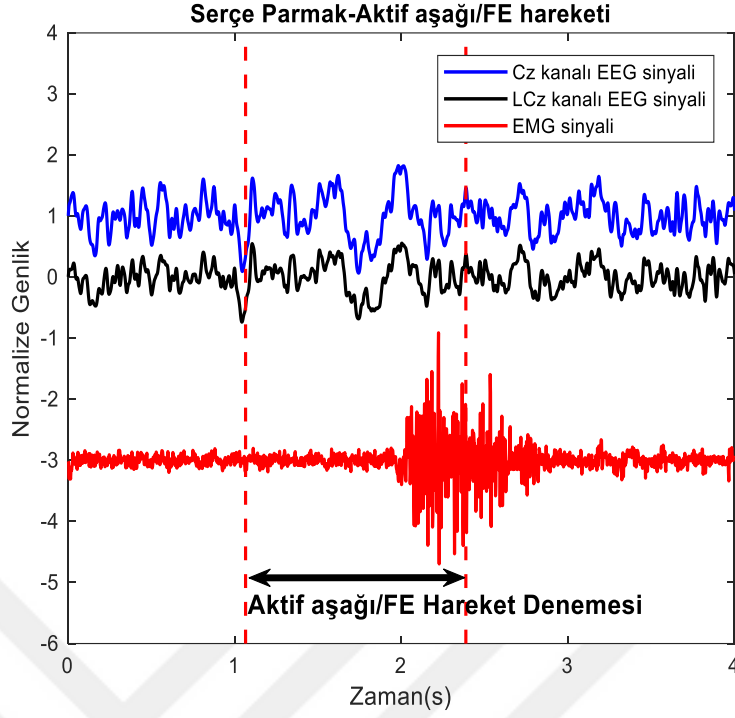
$$V_{LCz}(t) = V_{Cz}(t) - 0.25V_{Fz}(t) - 0.25V_{Pz}(t) - 0.25V_{C4}(t) - 0.25V_{C3}(t)$$



Şekil 2.25. LC3, LCz, ve LC4 kanallarındaki gerilimler

Kas hareketi esnasında kayıt altına alınan EEG sinyallerine karışan EMG artifaktını azaltmaya yönelik Laplace filtreleme kullanılmıştır. Laplace filtreleme ile komşu elektrotlardaki işaretlerin ortalamasından çıkarılarak yeniden düzenlen duyuşal motor korteks kanallarıyla, filtrelemeden önceki duruma göre kas hareketlerinden olabildiğince az etkilenmiş temiz EEG işaretleri elde edilmeye çalışılmıştır.

Aktif parmak hareket EEG kayıtlarında Laplace filtrelenmiş LCz'den alınan işaretle ham kanal Cz'den alınan işaret Şekil 2.26'da verilmiştir.



Şekil 2.26. Gönüllü 1'in bir aktif aşağı/FE hareket denemesinde, LCz ve Cz'den alınan EEG işaretleri

❖ μ ve β Bant Aralığında Frekans Etkinliğinin Gösterimi: Aktif ve düşümsel motor hareketlerinde genel kabul gören μ ve β bandında ortaya çıkan değişimler, Welch güç spektrumu yardımıyla ortaya konulmuştur (Xiao ve Ding, 2013).

$P_{xx,r}^W(f)$, r. EEG denemesinin Welch güç spektrumunu olmak üzere ortalama Welch güç spektrumu $\overline{P_{xx}^W(f)}$, denklem 2.49'daki gibi hesaplanır.

$$\overline{P_{xx}^W(f)} = \frac{1}{R} \sum_{r=1}^R P_{xx,r}^W(f) / \max(P_{xx,r}^W(f)) \quad (2.49)$$

Her $P_{xx,r}^W(f)$, maksimum değerine bölünerek, [0, 1] aralığına normalize edilir. Ardından R adet EEG denemesinin normalize edilmiş Welch güç spektrumlarının ortalaması alınır ve ortalama Welch güç spektrumu $\overline{P_{xx}^W(f)}$ elde edilir. Pencere fonksiyonu olarak Hanning pencere fonksiyonu w_h , kullanılmıştır. D pencere uzunluğu olmak üzere, $w_h(n) = 0.5 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{D}\right)$, $0 \leq n \leq D$ şeklindedir. $D=500$ örnek veya $1s \times fs$, pencerelerin örtüşme oranı D 'nin %20'si olacak şekilde deneysel olarak belirlenmiştir. Denemelerin uzunlukları birbirinden farklı olduğundan parça sayısı belirtilmemiştir.

Başparmak, işaret parmak, orta parmak, yüzük parmak ve serçe parmak olmak üzere her parmak için aktif aşağı/FE hareketine dair toplamda 512 EEG denemesi ($R=512$) ve aktif yukarı/HE hareketine dair toplamda 512 EEG denemesi ($R=512$) bulunmaktadır.

AK aktif hareketi, $n=1, 2, 3, 4, 5$ için F_n parmakları temsil etmektedir. Daha açık bir ifadeyle, F_1 başparmağı, F_2 işaret parmağı, F_3 orta parmağı, F_4 yüzük parmağı ve F_5 serçe parmağı ifade etmektedir. Parmakların aktif aşağı/FE hareketine dair EEG denemelerinin ortalama Welch güç spektrumları $\overline{P_{AK,FE,F_n}^W(f)}$, ve aktif yukarı/HE hareketine dair EEG denemelerinin ortalama Welch güç spektrumları $\overline{P_{AK,HE,F_n}^W(f)}$, denklem 2.49'dan faydalanılarak hesaplanır.

İşaret parmağın düşünsel aşağı/FE hareketine dair toplamda 640 EEG denemesi ($R=640$) ve düşünsel yukarı/HE hareketine dair toplamda 640 EEG denemesi ($R=640$) bulunmaktadır.

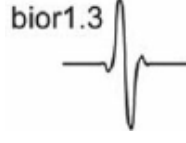
DU düşünsel hareketi, F_2 işaret parmağı temsil etmek üzere düşünsel aşağı/FE hareketine dair ortalama Welch güç spektrumu $\overline{P_{DU,FE,F_2}^W(f)}$, ve düşünsel yukarı/HE hareketine dair ortalama Welch güç spektrumu $\overline{P_{DU,HE,F_2}^W(f)}$, denklem 2.49'dan faydalanılarak hesaplanır.

❖ **Öznitelik Çıkarma, Seçme ve Sınıflandırma:** Seçilen kanallardan öznitelik çıkarılmıştır. Ardından etkin öznitelikler genetik algoritmayla seçilmiş ve farklı birkaç sınıflandırıcıyla başarımlar değerlendirilmiştir.

- **Öznitelik Çıkarma:** Tüm veri setlerindeki aktif ve düşünsel hareket denemelerinin uzunlukları farklı olduğundan bu kriter göz önünde bulundurularak uygun öznitelik çıkarma yöntemleri seçilmeye çalışılmıştır. Bunlardan biri olan adaptif otoregresif model için parametreler şöyledir: derecesi $p=6$, adaptasyon hızını $UC=0.007$ 'dir (Schloegl vd.,1997). Bir deneme için adaptif otoregresif model parametrelerinden 6 adet öznitelik gelmektedir.

Diğer bir yöntem, normalize bant enerjileridir. a_i ve b_i , i bandının sırasıyla alt ve üst sınır frekansı olmak üzere mu bandı için $a_{mu} = 8$ Hz, $b_{mu} = 13$ Hz beta bandı için $a_{beta} = 13$ Hz, $b_{beta} = 30$ Hz ve B [0-50] Hz için μ ve β bantlarındaki normalize bant enerjileri hesaplanmıştır. Bu yöntemle, bir deneme için 2 adet öznitelik çıkarılmıştır.

Kullanılan diğer bir yöntemde Hjorth parametreleridir. Bunlar aktivite, mobilite ve kompleksliktir. Bu yöntemle, bir deneme için 3 adet öznitelik elde edilmiştir.



Şekil 2.27. Biorthogonal 1.3 dalgacığı

Kullanılan başka bir yöntem de, ayırık dalgacık dönüşümüdür. Dalgacık baz fonksiyonu olarak Şekil 2.27’de verilen biorthogonal 1.3 dalgacığı (bior1.3) (Hong vd., 2015) seçilmiştir. Bu yöntemle, elde edilen dönüşüm katsayılarının ortalamasından ve birinci türevlerinin karesel ortalamasından bir deneme için 2 adet öznitelik çıkarılmıştır.

Sonuç olarak, aktif veya düşünsel parmak hareketine dair bir EEG denemesi için bir kanal için 13 boyutlu, 3 kanal için 39 boyutlu bir öznitelik uzayı elde edilmiş olur.

- Öznitelik Seçme: Bu çalışmada aktif ve düşünsel parmak hareket EEG verilerinden çıkarılan özniteliklerinin etkin olanlarının belirlenmesinde genetik algoritma (GA) kullanılmıştır. Veri setlerine göre deneysel olarak seçilen GA’nın parametre değerleri (Oluleye vd., 2014) Tablo 2.6’da verildiği gibidir.

Popülasyon türü probleme uygun olarak 39 özelliği temsil edecek şekilde 39 bitten oluşan bir bit dizisi olarak seçilmiştir. Popülasyon boyutu ise öznitelik sayısını kapsaması açısından 100 seçilmiştir. Turnuva seçim üzerinden seçim gerçekleşmiştir.

Çaprazlama fonksiyonu olarak 0.8 olasılığına sahip aritmetik çaprazlama tekniği seçilmiştir. Veri seti 1, 2 ve 3 için mutasyon olasılığı 0.1, veri seti 4 için ise bu değer 0.01 olarak belirlenmiştir. Yöntem olarak düzgün mutasyon tekniği kullanılmıştır.

Amaç fonksiyonu olarak sınıflandırıcı hatası seçilmiş ve hatanın minimum olması hedeflenmiştir. Sınıflandırıcı olarak k-EYK kullanılmış ve k değeri deneysel olarak 3 seçilmiştir.

Tablo 2.6. GA'da Kullanılan Parametreler

GA Parametreleri	Veri seti 1, Veri seti 2, Veri seti 3	Veri seti 4
Popülasyon Boyutu	100	100
Popülasyon Türü	Bit dizisi	Bit dizisi
Uygunluk (Amaç) Fonksiyonu	k-EYK(k=3) tabanlı sınıflandırma hatası	k-EYK(k=13) tabanlı sınıflandırma hatası
Çaprazlama Fonksiyonu	Aritmetik Çaprazlama	Aritmetik Çaprazlama
Çaprazlama Olasılığı	0.8	0.8
Mutasyon Fonksiyonu	Düzensiz Mutasyon	Düzensiz Mutasyon
Mutasyon Olasılığı	0.1	0.01
Seçim	Turnuva seçim(2)	Turnuva seçim(2)
Elit Sayısı	2	2

Sınıflandırma: k-EYK, DAA, ve DVM olmak üzere üç farklı sınıflandırıcı ile 10 katlı çapraz doğrulama tekniği kullanılarak başarımlar hesaplanmış ve kıyaslanmıştır. k-EYK sınıflandırıcısında Öklit uzaklık fonksiyonu kullanılmıştır ve ayrıca en uygun k değeri eğitim aşamasında belirlenmiştir. DVM'de ise çekirdek fonksiyon olarak Gaussian RBF tercih edilmiştir. Veri setlerinde, her sınıftan eşit sayıda alınarak %50 eğitim ve %50 test verisi olacak şekilde toplam veri ikiye bölünmüştür. Eğitimde kullanılan denemeler testte kullanılmamıştır.

Her gönüllünün ayrı olarak kendi verilerinden eğitim ve teste tabi tutulduğu durum, kendi içerisinde değerlendirildiği durumu olarak tabir edilmiştir. Tüm veri setlerinde gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum ve tüm gönüllülerin bütün olarak değerlendirildiği durum olmak üzere iki farklı yoldan yöntem başarımları hesaplanmıştır. Her gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için ortalama başarımlar, sekiz gönüllünün her birinin başarımlarının ortalaması alınarak hesaplanmıştır.

Veri setindeki toplam deneme sayısı R olmak üzere, başarımların değeri % olarak denklem 2.50'deki gibi hesaplanır.

$$Başarım(\%) = 100 \times \frac{\text{Doğru Sınıflandırılan Deneme Sayısı}}{R} \quad (2.50)$$

Beş sınıfın bulunduğu veri seti 1'de, her gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için bir gönüllüden 128 deneme $\times 5$ (parmak) olmak üzere eğitim aşamasında $R = 320$ deneme ve test aşamasında $R = 320$ deneme kullanılmıştır. Tüm gönüllülerin bütün olarak değerlendirildiği durum için ise eğitim aşamasında $R = 2560$ deneme ve test aşamasında $R = 2560$ deneme kullanılmıştır.

İki sınıfın bulunduğu veri seti 2'de, her gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için bir gönüllüden 320 deneme $\times 2$ (aktif FE/HE hareket) olmak üzere eğitim aşamasında $R = 320$ deneme ve test aşamasında $R = 320$ deneme kullanılmıştır. Tüm gönüllülerin bütün olarak değerlendirildiği durum için ise eğitim aşamasında $R = 2560$ deneme ve test aşamasında $R = 2560$ deneme kullanılmıştır.

İki sınıfın bulunduğu veri seti 3'te, her gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için bir gönüllüden 64 deneme $\times 2$ (aktif FE/HE hareket) olmak üzere eğitim aşamasında $R = 64$ deneme ve test aşamasında $R = 64$ deneme kullanılmıştır. Tüm gönüllülerin bütün olarak değerlendirildiği durum için ise eğitim aşamasında $R = 512$ deneme ve test aşamasında $R = 512$ deneme kullanılmıştır.

İki sınıfın bulunduğu veri seti 4'te, her gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için bir gönüllüden 80 deneme $\times 2$ (düşünsel FE/HE hareket) olmak üzere eğitim aşamasında $R = 80$ deneme ve test aşamasında $R = 80$ deneme kullanılmıştır. Tüm gönüllülerin bütün olarak değerlendirildiği durum için ise eğitim aşamasında $R = 640$ deneme ve test aşamasında $R = 640$ deneme kullanılmıştır.

3. BULGULAR

3.1. Parmak Hareketlerinde μ ve β Bantlarının Etkinliklerinin Gösterimi

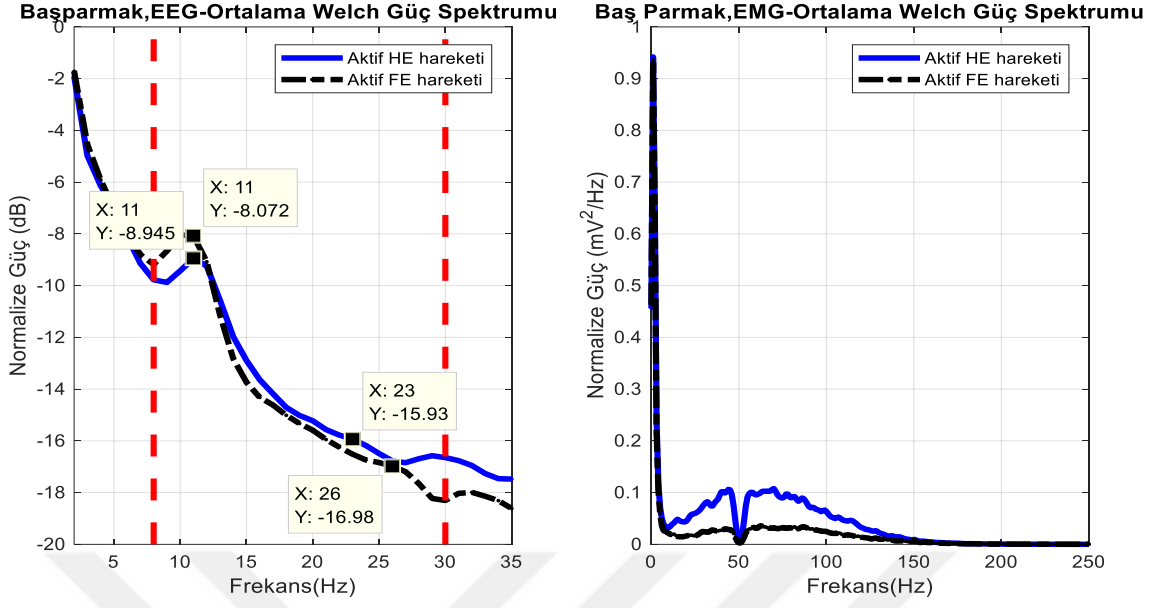
Parmakların aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketi, ve işaret parmağın düşünel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketi esnasında kaydedilen beyin sinyallerinden mu (8-13 Hz) ve beta bantlarının (13-30 Hz) değışimleri ortalama Welch güç spektrumu kullanılarak incelenmiştir. Aktif ve düşünel parmak hareketlerinde μ ve β bantlarının etkinliğinin gösterimi, aktifte LCz kanalından ve düşünselde ise Cz kanalından alınan EEG işaretleri üzerinden sağlanmıştır.

3.1.1. Parmakların Aktif Aşağı/Fleksiyon ve Yukarı/Hiper Ekstansiyon Hareketlerinde μ ve β Bantlarının Etkinliklerinin Gösterimi

Her parmak için aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin spektrumları LCz üzerindeki işaretlerden elde edilmiş ve değerlendirilmiştir. Değişimleri daha iyi gözlemleyebilmek için EEG- ortalama Welch Güç spektrumları logaritmik ekseninde ve [2, 35 Hz] aralığında gösterilmiştir.

Aktif ve düşünel motor hareketi esnasında kaydedilen EEG sinyallerinde μ ve β ritimlerinin genlikleri bastırılmakta veya güçlendirilmektedir (OİD/OİS). Buna bağlı güç spektrumunda tepeler oluşur. Oluşan bu tepe frekansları ve güçleri her parmağın aktif ve düşünel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketi için belirlenmiş ve tablo lanmıştır.

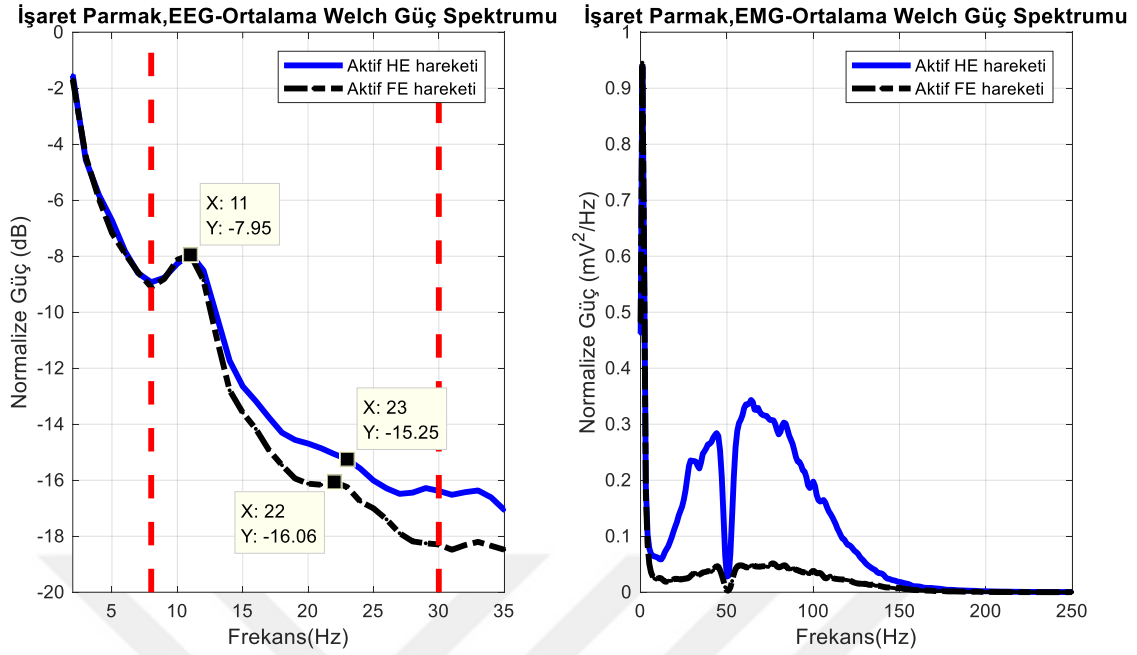
Başparmak için tüm gönüllülerden 512 aktif aşağı/FE hareket denemesi ve 512 aktif yukarı/HE hareket denemesi üzerinden EEG-ortalama Welch Güç spektrumu ve EMG-ortalama Welch Güç spektrumu Şekil 3.1'deki gibi elde edilmiştir.



Şekil 3.1. Başparmak aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $P_{AK,FE,F_1}^W(f)$ ve $P_{AK,HE,F_1}^W(f)$, ve EMG-ortalama Welch güç spektrumu

Aktif aşağı/FE hareketi ve yukarı/HE hareketi için mu bandındaki tepe frekansların değerleri Şekil 3.1’de gösterildiği gibi aynı değerde ve 11 Hz’dir. Beta bandındaki tepe frekansların değerleri farklılık göstermektedir ve sırasıyla 26 Hz ve 23 Hz’dir. Tepe gücü değerleri ise mu bandında FE hareketi için -8.1 dB ve HE hareketi için -8.9 dB, beta bandında sırasıyla -17.0 dB ve -15.9 dB’dir. Sonuç olarak, aktif aşağı/FE hareketinin gücü mu bandında daha büyük iken aktif yukarı/HE hareketinin gücü aşağı/FE hareketinin gücüne göre beta bandında daha yüksektir.

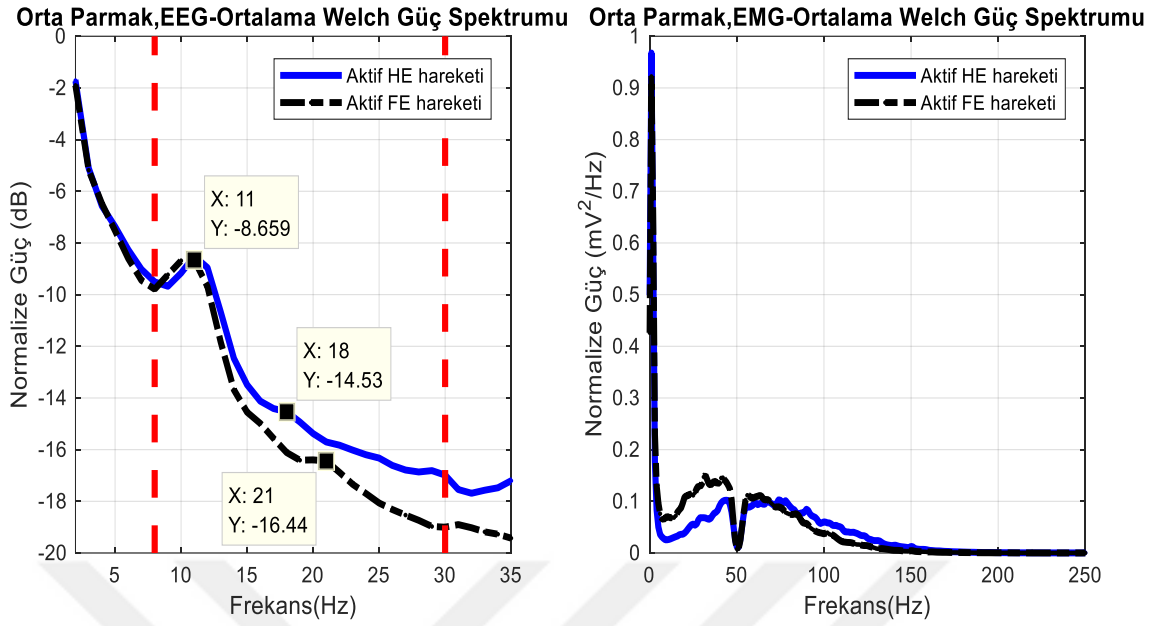
İşaret parmak için tüm gönüllülerden 512 aktif aşağı/FE hareket denemesi ve 512 aktif yukarı/HE hareket denemesi üzerinden EEG-ortalama Welch Güç spektrumu ve EMG-ortalama Welch Güç spektrumu Şekil 3.2’deki gibi elde edilmiştir.



Şekil 3.2. İğaret parmak aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $P_{AK,FE,F_2}^W(f)$ ve $P_{AK,HE,F_2}^W(f)$, ve EMG-ortalama Welch güç spektrumu

Şekil 3.2'de görüldüğü gibi aktif aşağı/FE hareketi ve yukarı/HE hareketi için mu bandındaki tepe frekansların değerleri 11 Hz ve beta bandındaki tepe frekansların değerleri de 23 Hz'dir. Tepe gücü değerleri, aşağı/FE hareket ve yukarı/HE hareket için mu bandında aynı olup -8.0 dB iken, beta bandında sırasıyla -16.1 dB ve -15.3 dB'dir. Sonuç olarak, mu bandında aynı güçte iken yukarı/HE hareketinin gücü aşağı/FE hareketinin gücüne göre beta bandında daha yüksektir.

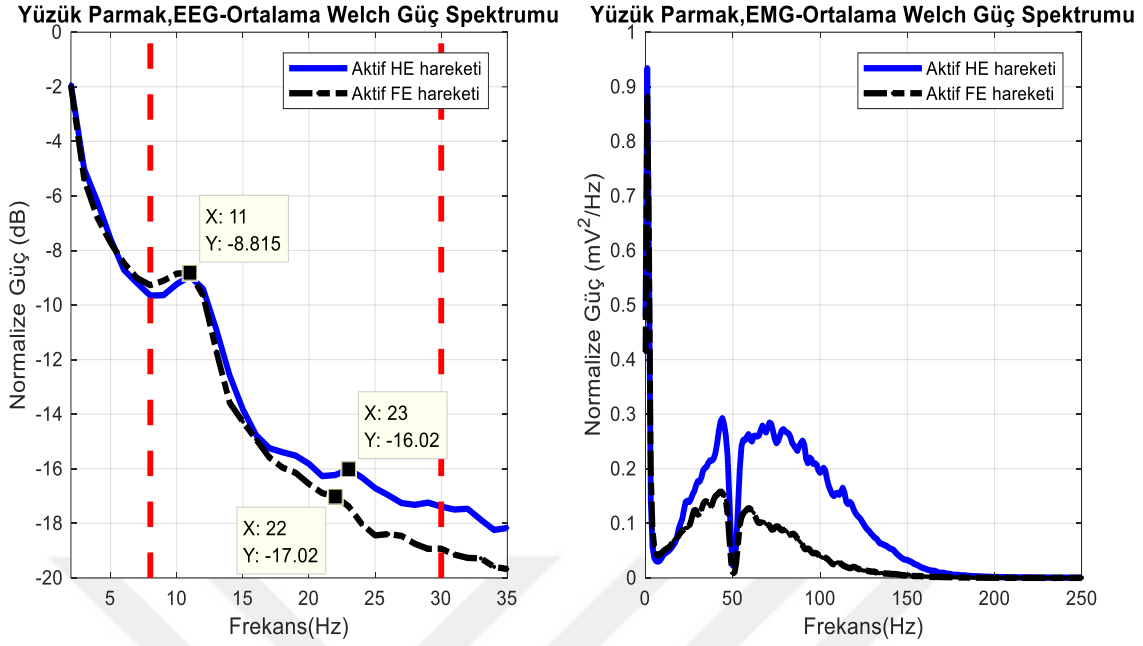
Orta parmak için tüm gönüllülerden 512 aktif aşağı/FE hareket denemesi ve 512 aktif yukarı/HE hareket denemesi üzerinden EEG-ortalama Welch Güç spektrumu ve EMG-ortalama Welch Güç spektrumu Şekil 3.3'teki gibi elde edilmiştir.



Şekil 3.3. Orta parmak aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $P_{AK,FE,F_3}^W(f)$ ve $P_{AK,HE,F_3}^W(f)$, ve EMG-ortalama Welch güç spektrumu

Orta parmak aktif aşağı/FE hareketi ve yukarı/HE hareketi için mu bandındaki tepe frekansların değerleri 11 Hz ve beta bandındaki tepe frekansların değerleri ise sırasıyla 21 Hz ve 18 Hz'dir. Tepe gücü değerleri, FE hareketi ve HE hareketi için mu bandında aynı olup -8.7 dB iken, beta bandında sırasıyla -16.4 dB ve -14.5 dB'dir. Görüldüğü gib, hareketler mu bandında aynı güçte olup beta bandında ise yukarı/HE hareketinin gücü aşağı/FE hareketinin gücüne daha yüksektir.

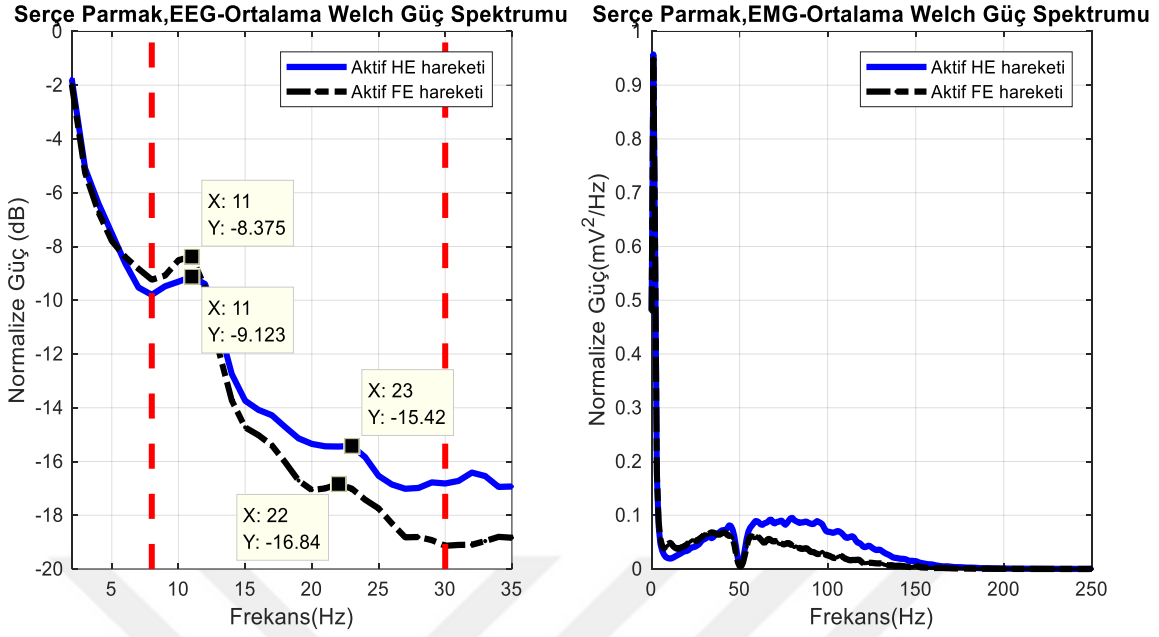
Yüzük parmak için tüm gönüllülerden 512 aktif aşağı/FE hareket denemesi ve 512 aktif yukarı/HE hareket denemesi üzerinden EEG-ortalama Welch Güç spektrumu ve EMG-ortalama Welch Güç spektrumu Şekil 3.4'teki gibi elde edilmiştir.



Şekil 3.4. Yüzük parmak aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $\overline{P_{AK,FE,F_4}^W(f)}$ ve $\overline{P_{AK,HE,F_4}^W(f)}$, ve EMG-ortalama Welch güç spektrumu

Yüzük parmak aktif aşağı/FE hareketi ve yukarı/HE hareketi için mu bandındaki tepe frekansların değerleri 11 Hz ve beta bandındaki tepe frekansların değerleri ise sırasıyla 22 Hz ve 23 Hz'dir. Tepe gücü değerleri aşağı/FE hareket ve yukarı/HE hareket için mu bandında aynı olup -8.8 dB iken, beta bandında sırasıyla -17.0dB ve -16.0 dB'dir. Görüldüğü gibi yukarı/HE hareketinin gücü aşağı/FE hareketinin gücüne göre beta bandında daha yüksektir.

Serçe parmak için tüm gönüllülerden 512 aktif aşağı/FE hareket denemesi ve 512 aktif yukarı/HE hareket denemesi üzerinden EEG-ortalama Welch Güç spektrumu ve EMG-ortalama Welch Güç spektrumu Şekil 3.5'teki gibi elde edilmiştir.



Şekil 3.5. Serçe parmak aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $P_{AK,FE,F_5}^W(f)$ ve $P_{AK,HE,F_5}^W(f)$, ve EMG-ortalama Welch güç spektrumu

Serçe parmak aktif aşağı/FE hareketi ve yukarı/HE hareketi için mu bandındaki tepe frekansların değerleri 11 Hz ve beta bandındaki tepe frekansların değerleri ise sırasıyla 22 Hz ve 23 Hz'dir. Tepe gücü değerleri, aşağı/FE hareket ve yukarı/HE hareket için mu bandında sırasıyla -8.4 dB ve -9.1 dB iken, beta bandında -16.8 dB ve -15.4 dB'dir. Görüldüğü gibi, aşağı/FE hareketinin gücü yukarı HE hareketininkinden mu bandında daha yüksek iken beta bandında durum tersidir.

Beş parmak bireysel aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketleri için μ ve β bandı belirlenen tepe frekans ve güç değerleri Tablo 3.1'de belirtilmiştir. Parmakların hepsinde aşağı/FE hareket ve HE hareket için mu bandının tepe frekanslar aynı ve 11 Hz'dir. Beta bandındaki tepe frekans değerleri ise farklılık göstermektedir: aktif aşağı/FE hareketi için işaret, orta, yüzük ve serçe parmaklarda yaklaşık aynı olup 22 Hz iken başparmakta 26 Hz gibi daha yüksek bir değerdedir, aktif yukarı/HE hareketi için ise başparmakta, işaret, yüzük ve serçe parmaklarda aynı olup 23 Hz iken orta parmakta 18 Hz gibi daha düşük bir değer kaydedilmiştir.

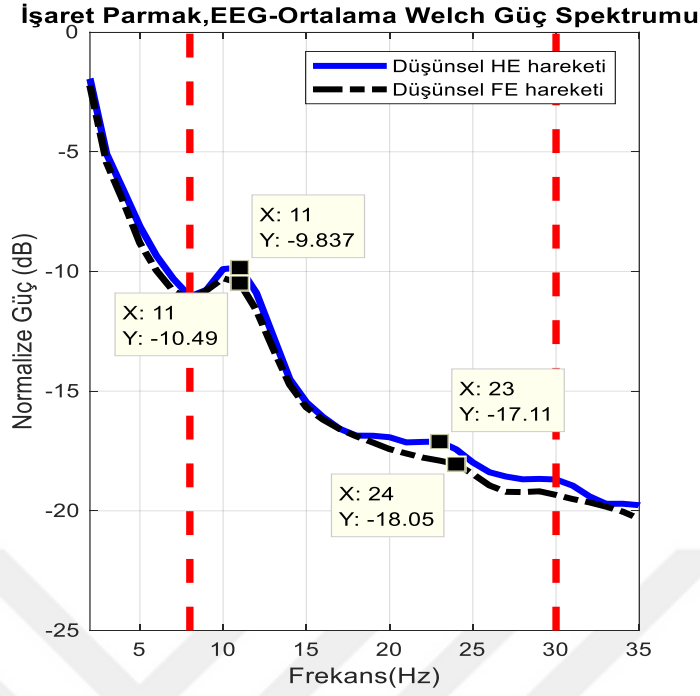
Tablo 3.1. Parmakların aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketleri için μ ve β bandındaki tepe frekans (Hz) ve tepe güç (dB) değerleri

Parmak Adı	Aktif Aşağı/FE Hareketi				Aktif Yukarı/HE Hareketi			
	Mu Bandı		Beta Bandı		Mu Bandı		Beta Bandı	
	Tepe Frekansı (Hz)	Tepe Gücü (dB)	Tepe Frekansı (Hz)	Tepe Gücü (dB)	Tepe Frekansı (Hz)	Tepe Gücü (dB)	Tepe Frekansı (Hz)	Tepe Gücü (dB)
Başparmak	11	-8.1	26	-17.0	11	-8.9	23	-15.9
İşaret Parmağı	11	-8.0	22	-16.1	11	-8.0	23	-15.3
Orta Parmak	11	-8.7	21	-16.4	11	-8.7	18	-14.5
Yüzük Parmak	11	-8.8	22	-17.0	11	-8.8	23	-16.0
Serçe Parmak	11	-8.4	22	-16.8	11	-9.1	23	-15.4

İşaret, orta ve yüzük parmaklarının aktif aşağı/FE hareketinde kaydedilen mu bant tepe gücü değerleri ile aktif yukarı/HE hareketinde kaydedilen mu bant tepe gücü değerleri eşittir. Başparmak ve serçe parmak için aktif aşağı/FE hareketinde kaydedilen mu bant tepe gücü değerleri aktif yukarı/HE hareketine göre daha yüksektir. Beta bant aktif yukarı/HE hareket tepe gücü değerlerinin parmakların hepsinde, aşağı/FE hareket tepe güç değerlerine göre daha büyük olduğu görülmektedir.

3.1.2. İşaret Parmağın Düşünsel Aşağı/Fleksiyon ve Yukarı/Hiper Ekstansiyon Hareketinde μ ve β Bantlarının Etkinliklerinin Gösterimi

İşaret parmak için tüm gönüllülerden 640 düşünsel aşağı/FE hareket denemesi ve 640 düşünsel yukarı/HE hareket denemesi üzerinden EEG-ortalama Welch Güç spektrumu ve EMG- ortalama Welch Güç spektrumu Şekil 3.6'daki gibi elde edilmiştir.



Şekil 3.6. İşaret parmak düşünel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG-ortalama Welch güç spektrumları, $\overline{P_{DU,FE,F_2}^W(f)}$ ve $\overline{P_{DU,HE,F_2}^W(f)}$

İşaret parmak düşünel aşağı/FE hareketi ve düşünel yukarı/HE hareketi için mu bandındaki tepe frekansların değerleri 11 Hz ve beta bandındaki tepe frekansların değerleri ise sırasıyla 24 Hz ve 23 Hz'dir. Aşağı/FE hareketinde ve yukarı/HE hareketinde tepe gücü değerleri ise mu bandında sırasıyla -10.5 dB ve -9.8 dB iken, beta bandında -18.1 dB ve -17.1 dB olarak Tablo 3.2'de tablolanmıştır. Yukarı/HE hareketinin gücü her iki bantta da düşünel FE hareketininkinden daha yüksektir.

Tablo 3.2. İşaret parmağın düşünel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketleri için μ ve β bandındaki tepe frekans (Hz) ve tepe gücü (dB) değerleri

Düşünel FE Hareketi				Düşünel HE Hareketi			
Mu Bandı		Beta Bandı		Mu Bandı		Beta Bandı	
Tepe Frekansı (Hz)	Tepe Gücü (dB)	Tepe Frekansı (Hz)	Tepe Gücü (dB)	Tepe Frekansı (Hz)	Tepe Gücü (dB)	Tepe Frekansı (Hz)	Tepe Gücü (dB)
11	-10.5	24	-18.1	11	-9.8	23	-17.1

3.2. Parmak Hareketlerinin Sınıflandırılması

Oluşturulan dört veri seti ile aktif ve düşümsel parmak hareketleri esnasında kaydedilen EEG sinyallerinden hareket türünün tespiti veya hareket eden parmağın belirlenmesi üzerine farklı sınıflandırma çalışmaları yapılmıştır. k-EYK, DAA ve DVM sınıflandırıcılar ile elde edilen sınıflandırma başarımları bu bölümde verilmiştir.

Aktif veya düşümsel parmak hareketine dair bir EEG denemesi için üç kanaldan toplamda 39 boyutlu bir öznitelik uzayı oluşturulmuştur. Bu özniteliklere verilen numaralar Tablo 3.3'te verildiği gibidir.

Tablo 3.3. Öznitelikler tablosu

Öznitelik Çıkarma Yöntemi		Öznitelik No		
		Aktif/Düşümsel Hareket için Seçilen Kanal Adı		
		LC3/C3	LC4/C4	LCz/Cz
Adaptif Otoregresif Model Parametreleri		1,2,3 4,5,6	14,15,16 17,18,19	27,28,29 30,31,32
Normalize Band Enerjileri	*Mu Band	7	20	33
	*Beta Band	8	21	34
Hjorth Parametreleri	*Aktivite	9	22	35
	*Mobilite	10	23	36
	*Komplekslik	11	24	37
Bior 1.3 Dalgacık Dönüşümü	*Katsayıların Ortalaması	12	25	38
	*Katsayıların 1.Türevinin Karesel Ortalaması	13	26	39

3.2.1. Aktif Parmak Hareketlerinde Aşağı/FE ve Yukarı/HE Hareketlerinin Sınıflandırılması

Aktif parmak hareketlerinde aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG işaretlerinden sınıflandırılması ile ilgili bir çalışma oluşturulan veri seti 2 üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Oluşturulan veri seti 2'ye ait veriler, yapılan çalışmalar kısmında Tablo 2.2'de belirtildiği gibidir. İki sınıflı bu veri setinde sınıf 1 ve sınıf 2 sırasıyla aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareket denemelerinden oluşmaktadır. Her sınıftan eşit sayıda deneme, eğitime ve teste ayrılmıştır.

İki sınıfın bulunduğu veri seti 2'de, her gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için oluşturulan öznitelik uzayı eğitimde ve testte $39(\text{öznitelik}) \times 320$ (deneme) boyutundadır. Tüm gönüllülerin bütün olarak değerlendirildiği durum için ise oluşturulan öznitelik uzayı eğitimde ve testte 39×2560 boyutundadır. Genetik algoritma (GA) ile seçilen öznitelikler numaralarıyla Tablo 3.4 ve Tablo 3.5'te verilmiştir.

Tablo 3.4 ve Tablo 3.5'te seçilen öznitelikler sütununa bakıldığında toplam 76 özniteliğin 30 tanesi LCz'den, 27 tanesi LC4'ten ve 19 tanesi de LC3'ten gelmektedir. Bunlar göz önünde bulundurulduğunda veri seti 2 için ağırlıklı olarak LCz'den elde edilen özniteliklerin seçildiği görülmüştür.

Kararlılığın değerlendirilebilmesi için veri setindeki tüm veri karıştırılarak 10 defa eğitim datası ve test datası olarak rastgele bölünmüştür. Bunun sonucunda elde edilen 10 adet test ve eğitim başarımlarının ortalaması, ortalama başarımlar olarak Tablo 3.4 ve Tablo 3.5'te verilmiştir. k-EYK sınıflandırıcısında en uygun k değeri 3-21 arasında aranmıştır ve 10 koşum için belirlenen k değeri Tablo 3.4 ve Tablo 3.5'te belirtilmiştir.

Sekiz gönüllü içerisinde, en yüksek ortalama test başarımları DVM sınıflandırıcısıyla $\%91.03 \pm 1.36$ olarak gönüllü 3'te hesaplanmıştır. Diğer parametreler; en yüksek ve en düşük test başarımları ise sırasıyla $\%93.75$ ve $\%89.69$ olarak bulunmuştur.

Her bir gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için gönüllülerden elde edilen en iyi ortalama test başarımları sırasıyla $\%75.94$, $\%86.37$, $\%91.03$, $\%73.97$, $\%82.72$, $\%78.09$, $\%72.66$ ve $\%88.00$ 'dir. Bu durum için yöntemin başarımları değerlerinin ortalaması alınarak $\%81.10$ olarak hesaplanmıştır.

Tüm gönüllülerin işleme katıldığı durum ('Tümü') için ise ortalama test başarımları, en yüksek ve en düşük test başarımları değerleri sırasıyla şöyledir: $\%67.18 \pm 0.65$, $\%68.44$, $\%66.25$. Her bir gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için yöntemin ortalama test başarımları, tüm gönüllülerin işleme katıldığı durumdaki ortalama test başarımlarından daha yüksektir.

Genel olarak Tablo 3.4 ve Tablo 3.5'te elde edilen en iyi ortalama test başarımlarının standart sapma değerlerinin ± 1 civarında olması yöntemin iyi bir kararlılıkta olduğunun göstergesidir.

Tablo 3.4. Veri seti 2’de, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-1

Veri Seti 2								
Gönüllü No	Seçilen Öznitelikler	K-EYK %Başarım			DAA %Başarım		DVM %Başarım	
		K değerleri	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük
1	3,11	13,9	73.19	72.91	74.41	75.94	73.12	74.19
	16,18	13,7	±1.88	±1.66	±2.08	±1.93	±1.91	±1.94
	21,25	13,13	75.31	75.00	76.25	80.63	76.56	77.50
	27,38	5,5	70.31	70.00	69.37	73.75	69.69	71.56
		3,7						
2	4,5	9,5	84.13	82.81	83.34	84.12	85.91	86.37
	11,14	3,11	±1.44	±1.72	±1.03	±1.78	±1.00	±1.41
	16,18	13,3	86.25	84.69	84.69	87.81	88.12	87.81
	19,28	5,3	81.56	79.69	81.56	80.94	85.00	83.13
	29, 30	5,5						
34,37								
3	3, 6	3,7	89.88	90.03	88.97	89.91	89.66	91.03
	13,16	7,5	±1.22	±1.33	±1.74	±1.65	±1.40	±1.36
	18,19	3,13	92.19	92.19	91.56	93.13	91.25	93.75
	22, 25	7,11	88.12	88.12	85.62	86.88	87.50	89.69
	27,30	9,9						
35,37								
39								
4	6,11	3,13	74.31	71.78	74.12	73.78	74.28	73.97
	22,27	13,11	±2.06	±2.40	±1.27	±1.60	±1.81	±1.52
	28	5,11	77.81	75.00	75.94	76.25	76.56	75.94
	31	13,9	71.56	68.75	72.50	70.94	70.63	71.56
	9,13							

Tablo 3.5. Veri seti 2’de, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-2

Veri Seti 2								
Gönüllü No	Seçilen Öznitelikler	K-EYK %Başarım			DAA %Başarım		DVM %Başarım	
		K değerleri	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük
5	2, 4	13,5	80.81	79.09	75.53	75.69	82.44	82.72
	12,14	7,3	±1.65	±0.85	±2.04	±1.35	±1.47	±1.59
	15,22	13,7	82.81	80.63	79.69	78.13	84.38	85.62
	27,34	3,3	78.44	78.13	73.44	73.12	79.69	79.69
	37,38	11,13						
6	2,11	7,13	77.84	76.03	76.78	76.59	78.59	78.09
	12,13	11,3	±1.07	±1.37	±2.18	±2.15	±1.93	±2.16
	14,19	5, 5	79.69	77.81	80.31	79.06	82.19	80.94
	20,30	9,3	76.25	74.06	73.12	71.88	75.62	73.44
		9,5						
7	18,24	3,7	70.50	70.06	67.31	66.19	71.50	72.66
	25,32	7,3	±1.86	±2.00	±2.50	±2.18	±1.84	±1.24
	37	3,13	74.06	72.19	70.63	70.31	74.06	74.38
		5,3	67.81	66.56	63.44	63.75	69.06	70.94
		11,13						
8	13,14	7,3	86.19	85.09	83.94	84.44	87.66	88.00
	15,25	9,3	±1.34	±1.08	±1.38	±1.70	±1.05	±0.85
	28,29	3,13	88.75	86.25	85.62	86.56	89.06	89.38
	35,38	3,7	84.38	83.44	81.25	81.25	85.94	86.25
	39	11,11						
Tümü	11,15	9,9	66.07	65.78	54.91	55.27	67.02	67.18
	30,31	13,9	±1.19	±0.39	±0.64	±0.55	±0.61	±0.65
	38	13,11	67.62	66.25	55.94	55.86	68.24	68.44
		11,7	63.44	65.08	53.59	54.34	65.86	66.25
		13,11						

‘Tümü’ durumunda iki sınıf için DVM ile en yüksek test başarımlarını % 68.44 olarak hesaplanmıştır. Buna ait karışım matrisi Tablo 3.6’da verilmiştir. Görüldüğü gibi 1280 aktif aşağı/FE hareket denemesinden 914 deneme, 1280 aktif yukarı/HE hareket denemesinden

ise 813 deneme doğru sınıflandırılmıştır. Duyarlılık % 65.47, özgüllük değeri % 74.41 olarak hesaplanmıştır.

Tablo 3.6. Veri seti 2’de, ‘Tümü’ için yapılan sınıflandırmada DVM sınıflandırıcısıyla elde edilen en yüksek test başarımının(%68.44) karışıklık matrisi

Karışıklık Matrisi		
2560 deneme	Aktif aşağı/FE	Aktif yukarı/HE
Aktif aşağı/FE	914	366
Aktif yukarı/HE	442	838

Genel olarak iki sınıflı veri seti 2’de, hem ‘Tümü’ durumu için elde edilen % 67.18’luk ortalama test başarımıyla hem de gönüllülerin kendi içerisinde değerlendirildiği durum için elde edilen %81.10 ortalama test başarımıyla, %50 olası başarıım değerinin üstünde bir sınıflandırma yapılabildiği görülmüştür.

3.2.2. İşaret Parmağın Aktif Aşağı/FE ve Yukarı/HE Hareketlerinin Sınıflandırılması

İşaret parmağın aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG işaretlerinden sınıflandırılması ile ilgili bir çalışma oluşturulan veri seti 3 üzerinden gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan veri seti 3’e ait veriler, yapılan çalışmalar kısmında Tablo 2.4’te belirtildiği gibidir. İki sınıflı bu veri setinde sınıf 1 ve sınıf 2 sırasıyla işaret parmağın aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareket denemelerinden oluşmaktadır. Her sınıftan eşit sayıda deneme, eğitime ve teste ayrılmıştır.

İki sınıfın bulunduğu veri seti 3’te, her gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için oluşturulan öznitelik uzayı eğitimde ve testte $39(\text{öznitelik}) \times 64$ (deneme) boyutundadır. Tüm gönüllülerin bütün olarak değerlendirildiği durum için ise oluşturulan öznitelik uzayı eğitimde ve testte 39×512 boyutundadır. Genetik algoritma (GA) ile seçilen öznitelikler, numaralarıyla Tablo 3.7 ve Tablo 3.8’de verilmiştir.

Tablo 3.7 ve Tablo 3.8’de seçilen öznitelikler sütununa bakıldığında toplam 79 özniteliğin 28 tanesi LCz kanalından, 28 tanesi LC3 kanalından ve 23 tanesi de LC4

kanalından gelmektedir. Bunlar göz önünde bulundurulduğunda veri seti 3 için ağırlıklı olarak LCz ve LC3'ten elde edilmiş öz niteliklerin seçildiği görülmektedir.

Kararlılığın değerlendirilebilmesi için veri setindeki tüm veri karıştırılarak 10 defa eğitim datası ve test datası olarak rastgele bölünmüştür. Bunun sonucunda elde edilen 10 adet test ve eğitim başarımlarının ortalaması, ortalama başarımlar olarak Tablo 3.7 ve Tablo 3.8'te verilmiştir. k-EYK sınıflandırıcısında en uygun k değeri 3-21 arasında aranmıştır ve 10 koşum için belirlenen k değeri Tablo 3.7 ve Tablo 3.8'de belirtilmiştir.

Tablo 3.7. Veri seti 3'te, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-1

Veri Seti 3								
Gönüllü No	Seçilen Öz nitelikler	K-EYK %Başarımlar			DAA %Başarımlar		DVM %Başarımlar	
		K değerleri	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük
1	1,7	11,3	80.47	77.81	81.09	78.91	80.16	78.91
	9,9		±4.12	±3.28	±4.86	±4.12	±5.26	±5.72
	18,29	3,3	89.06	82.81	87.50	85.94	89.06	87.50
	37,38	5,5	75.00	71.88	70.31	73.44	71.88	70.31
		11,3						
2	2, 3							
	5,8	3,5	82.66	77.34	84.38	84.53	85.78	83.44
	10,11	3,5	±5.02	±4.73	±3.53	±3.86	±3.16	±5.71
	15,18	3,5	92.19	82.81	90.63	89.06	90.63	90.63
	22,24	13,5	73.44	68.75	79.69	79.69	82.81	73.44
	28,30	11,5						
34, 38								
3	2, 3							
	5,8	3,3	82.97	80.00	83.28	84.53	81.09	83.44
	15,19	9,3	±3.25	±4.22	±4.89	±2.60	±4.68	±4.05
	24,27	3,5	87.50	84.38	89.06	87.50	89.06	89.06
	28,30	3,3	78.13	73.44	73.44	79.69	75.00	78.13
	32,35	3,7						
39								

Sekiz gönüllü içerisinde, en yüksek ortalama test başarımları DAA sınıflandırıcısıyla %84.53±2.60 olarak gönüllü 3'te hesaplanmıştır. Bu durum için diğer parametreler; en yüksek ve en düşük test başarımları değeri ise sırasıyla % 87.50 ve %79.69 olarak bulunmuştur.

Her bir gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için gönüllülerden elde edilen en iyi ortalama test başarımları sırasıyla % 78.91, %84.53, %84.53, %74.69, %80.78, %75.47, %66.72 ve %79.22'dir. Bu durum için yöntemin başarımları değerlerinin ortalaması alınarak % 78.11 olarak hesaplanmıştır.

Tüm gönüllülerin işleme katıldığı durum ('Tümü') için ise ortalama test başarımları, en yüksek ve en düşük test başarımları değerleri sırasıyla şöyledir: %65.63±1.57, %68.55, %63.09. Her bir gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için yöntemin ortalama test başarımları, tüm gönüllülerin işleme katıldığı durumdaki ortalama test başarımlarından daha yüksektir.

Genel olarak Tablo 3.7 ve Tablo 3.8'de elde edilen en iyi ortalama test başarımlarının standart sapma değerlerinin ±4 civarında olması yöntemin kabul edilebilir bir kararlılıkta olduğunun göstergesidir.

'Tümü' durumunda iki sınıf için DVM ile en yüksek test başarımları % 68.55 olarak hesaplanmıştır. Buna ait karışım matrisi Tablo 3.9'da verilmiştir. Görüldüğü gibi 256 aktif FE hareket denemesinden 160 deneme, 256 aktif HE hareket denemesinden ise 191 deneme doğru sınıflandırılmıştır. Duyarlılık % 74.61, özgüllük değeri ise % 62.50 olarak hesaplanmıştır.

Genel olarak iki sınıflı veri seti 3'te, hem 'Tümü' durumu için elde edilen % 65.63'lük ortalama test başarımlarıyla hem de gönüllülerin kendi içerisinde değerlendirildiği durum için elde edilen %78.11 ortalama test başarımlarıyla, %50 olası başarımları değerinin üstünde bir sınıflandırma yapılabildiği görülmüştür.

Tablo 3.8. Veri seti 3’te, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-2

Veri Seti 3								
Gönüllü No	Seçilen Öznitelikler	K-EYK %Başarım			DAA %Başarım		DVM %Başarım	
		K değerleri	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük
4	3,10	3,13	79.53	73.28	79.06	74.69	77.81	73.28
	13,14	3,7	±4.32	±2.80	±4.37	±4.59	±5.79	±3.08
	15,28	11,7	87.50	76.56	87.50	81.25	87.50	79.69
	32,38	13,9	71.88	67.19	73.44	67.19	70.31	68.75
5	9,12	9,5	81.72	78.28	77.34	78.59	80.31	80.78
	17,28	9,7	±3.61	±2.14	±3.98	±4.89	±3.05	±3.30
	31,38	3,3	85.94	81.25	84.38	85.94	85.94	85.94
		13,3	75.00	73.44	71.88	70.31	76.56	76.56
6	2,11	7,5	78.13	72.03	75.00	73.44	78.13	75.47
	12,13	7,13	±3.29	±4.20	±3.76	±2.55	±4.77	±4.17
	14,19	13,3	82.81	81.25	79.69	76.56	82.81	82.81
	20,30	5,5	71.88	67.19	67.19	70.31	70.31	71.88
7	1, 4	7,5	65.47	62.81	67.34	66.72	63.59	65.31
	14,16	3,5	±5.63	±4.09	±6.14	±4.30	±7.03	±4.82
	19,24	11,3	71.88	68.75	78.13	73.44	75.00	73.44
	29,30	5,3	54.69	56.25	54.69	57.81	53.13	57.81
8	3,5	3,9	78.59	72.50	77.03	79.22	76.09	74.84
	6,9	3,3	±5.80	±4.78	±4.89	±5.80	±5.42	±4.45
	14,15	5,3	87.50	82.81	85.94	85.94	82.81	82.81
	18,24	11,3	70.31	67.19	68.75	68.75	68.75	68.75
Tümü	11,15	9,11	65.18	63.98	54.24	54.88	65.53	65.63
	30,31	7,3	±1.64	±1.66	±1.82	±1.10	±1.68	±1.57
	38	5,3	66.99	67.19	56.45	56.45	67.58	68.55
		13,11	62.50	61.72	51.17	52.73	62.30	63.09
	13,7							

Tablo 3.9. Veri seti 3'te, 'Tümü' için yapılan sınıflandırmada DVM sınıflandırıcısıyla elde edilen en yüksek test başarımının(% 68.55) karışıklık matrisi

Karışıklık Matrisi		
512 deneme	Aktif aşağı/FE	Aktif yukarı/HE
Aktif aşağı/FE	160	96
Aktif yukarı/HE	65	191

3.2.3. İşaret Parmağın Düşünsel Aşağı/FE ve Yukarı/HE Hareketlerinin Sınıflandırılması

İşaret parmağın düşünsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin EEG işaretlerinden sınıflandırılması ile ilgili bir çalışma oluşturulan veri seti 4 üzerinden gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan veri seti 4'e ait veriler, yapılan çalışmalar kısmında Tablo 2.5'te belirtildiği gibidir. İki sınıflı bu veri setinde sınıf 1 ve sınıf 2 sırasıyla işaret parmağın düşünsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareket denemelerinden oluşmaktadır. Her sınıftan eşit sayıda deneme, eğitime ve teste ayrılmıştır.

İki sınıfın bulunduğu veri seti 4'te, her gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için oluşturulan öznitelik uzayı eğitimde ve testte $39(\text{öznitelik}) \times 80$ (deneme) boyutundadır. Tüm gönüllülerin bütün olarak değerlendirildiği durum için ise oluşturulan öznitelik uzayı eğitimde ve testte 39×640 boyutundadır. Genetik algoritma (GA) ile seçilen öznitelikler numaralarıyla Tablo 3.10 ve Tablo 3.11'de verilmiştir.

Tablo 3.10 ve Tablo 3.11'de seçilen öznitelikler sütununa bakıldığında toplam 53 özniteliğin 22 tanesi Cz'den, 19 tanesi C3'ten ve 12 tanesi de C4'ten gelmektedir. Bunlar göz önünde bulundurulduğunda veri seti 4 için ağırlıklı olarak Cz'den elde edilmiş özniteliklerin seçildiği görülmektedir.

Kararlılığın değerlendirilebilmesi için veri setindeki tüm veri karıştırılarak 10 defa eğitim datası ve test datası olarak rastgele bölünmüştür. Bunun sonucunda elde edilen 10 adet test ve eğitim başarımlarının ortalaması, ortalama başarımlar olarak Tablo 3.10 ve Tablo 3.11'de verilmiştir. k-EYK sınıflandırıcısında en uygun k değeri 3-21 arasında aranmıştır ve 10 koşum için belirlenen k değeri Tablo 3.10 ve Tablo 3.11'de belirtilmiştir.

Sekiz gönüllü içerisinden, en yüksek ortalama test başarımı DVM sınıflandırıcısıyla $\%68.00 \pm 4.34$ olarak gönüllü 8'de hesaplanmıştır. Diğer parametreler; en yüksek ve en düşük

test başarımları sırasıyla % 73.75 ve % 61.25 olarak bulunmuştur. Her bir gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için gönüllülerden elde edilen en iyi ortalama test başarımları sırasıyla %54.25, %60.75, %64.50, %65.50, %62.38, %57.00, %60.13 ve %68.00'dir. Bu durum için yöntemin başarımları değerlerin ortalaması alınarak % 61.56 olarak hesaplanmıştır. Tüm gönüllülerin işleme katıldığı durum ('Tümü') için ise ortalama test başarımları, en yüksek ve en düşük test başarımları sırasıyla şöyledir: %56.44 ±2.13, %60.00, % 52.03. Her bir gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için yöntemin ortalama test başarımları, tüm gönüllülerin işleme katıldığı durumdaki ortalama test başarımlarından daha yüksektir. Genel olarak Tablo 3.10 ve Tablo 3.11'de elde edilen en iyi ortalama test başarımlarının standart sapma değerlerinin ±4 civarında olması yöntemin kabul edilebilir bir kararlılıkta olduğunun göstergesidir.

Tablo 3.10. Veri seti 4'te, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-1

Veri Seti 4								
Gönüllü No	Seçilen Öznitelikler	K değerleri	K-EYK %Başarımları		DAA %Başarımları		DVM %Başarımları	
			Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük
1	15	21,15 5,11 15	58.50	50.50	48.50	49.75	51.50	54.25
	29		±3.11	±4.01	±2.71	±6.02	±5.76	± 1.90
	30		61.25	55.00	52.50	56.25	60.00	56.25
	38		53.75	46.25	46.25	40.00	46.25	51.25
2	2,11	5,3 3,13 11,5 3,13 9,5	60.87	53.50	59.63	60.75	54.38	53.37
	15		±5.89	±5.71	±6.29	± 5.08	±5.90	±5.89
	29		71.25	63.75	70.00	67.50	67.50	63.75
	37		55.00	43.75	52.50	50.00	46.25	46.25
3	1,3	9,13 3,13 11,9 11,5 9,5	61.50	59.62	59.38	64.50	61.25	62.12
	19,24		±3.90	±3.06	±6.95	± 4.46	±4.97	±2.77
	31		68.75	65.00	72.50	72.50	70.00	66.25
	38		56.25	55.00	51.25	58.75	53.75	57.50

Tablo 3.11. Veri seti 4'te, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-2

Veri Seti 4								
Gönüllü No	Seçilen Öznitelikler	K-EYK %Başarım			DAA %Başarım		DVM %Başarım	
		K değerleri	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük
4	1, 4	5,7	64.00	59.88	58.88	62.12	62.25	65.50
	9,11	5,5	±2.93	±4.23	±6.63	±3.44	±6.00	± 3.69
	32,37	11,9	68.75	63.75	70.00	66.25	72.50	70.00
	38	5,3	60.00	48.75	50.00	57.50	53.75	57.50
		3,3						
5	2,4	9,11	64.25	61.00	60.00	61.88	59.50	62.38
	5,17	5, 5	±3.59	±4.78	±5.14	±4.22	±4.05	± 4.06
	24	5,3	71.25	67.50	68.75	70.00	66.25	70.00
	28	13,9	60.00	53.75	50.00	53.75	53.75	57.50
	30	7,13						
6	4	5,5	58.00	54.00	53.50	52.25	56.25	57.00
	11	5,5	±5.72	±4.40	±7.26	±5.65	±8.76	± 4.38
	14	3,5	65.00	61.25	63.75	62.50	67.50	63.75
	29	11,7	47.50	45.00	38.75	42.50	40.00	51.25
	37	3,13						
7	3	5,9	63.75	60.13	57.87	56.37	59.00	58.88
	5	9,11	±4.29	± 3.93	±6.43	±6.39	±5.77	±4.73
	18	7,7	71.25	66.25	67.50	66.25	65.00	63.75
	19	3,3	60.00	52.50	43.75	46.25	50.00	47.50
	28	13,11						
8	2,9	7,11	66.37	67.12	65.50	66.75	61.25	68.00
	11,18	9,5	±4.88	±4.90	±3.96	±4.05	±4.41	± 4.34
	27,28	5,7	73.75	75.00	71.25	72.50	66.25	73.75
	30,31	9,9	57.50	58.75	58.75	57.50	52.50	61.25
	37,38	7,13						
Tümü	5	5,7	56.64	56.44	53.56	53.62	53.58	54.08
	19	11,11	±2.21	± 2.13	±1.68	±1.30	±2.33	±2.82
	22	5,13	62.03	60.00	55.63	55.78	57.34	59.22
	38	9,9	53.75	52.03	49.84	51.88	50.62	50.31
		5,9						

'Tümü' durumunda iki sınıf için k-EYK ile en yüksek test başarımları % 60.00 olarak hesaplanmıştır. Buna ait karışım matrisi Tablo 3.12'de verilmiştir. Görüldüğü gibi 320 düşünsel FE hareket denemesinden 210 deneme, 320 düşünsel HE hareket denemesinden ise 174 deneme doğru sınıflandırılmıştır. Duyarlılık % 53.38, özgüllük değeri % 65.63 olarak hesaplanmıştır.

Tablo 3.12. Veri seti 4'te, 'Tümü' için yapılan sınıflandırmada için k-EYK sınıflandırıcısıyla elde edilen en yüksek test başarımlarının(% 60.00) karışıklık matrisi

Karışıklık Matrisi		
640 deneme	Düşünsel aşağı/FE	Düşünsel yukarı/HE
Düşünsel aşağı/FE	210	110
Düşünsel yukarı/HE	146	174

Genel olarak iki sınıflı veri seti 4'te, hem 'Tümü' durumu için elde edilen % 56.44'lük ortalama test başarımlarıyla hem de gönüllülerin kendi içerisinde değerlendirildiği durum için elde edilen %61.56 ortalama test başarımlarıyla, %50 olası başarımların değerinin üstünde bir sınıflandırma yapılabildiği görülmüştür.

3.2.4. Aktif Hareket Eden Parmakların Sınıflandırılması

Aktif hareket eden bireysel parmakların EEG işaretlerinden sınıflandırılması ile ilgili bir çalışma oluşturulan veri seti 1 üzerinden gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan veri seti 1'e ait veriler yapılan çalışmalar kısmında verilen Tablo 2.2'de belirtildiği gibidir. Beş sınıflı bu veri setinde sınıf 1, sınıf 2, sınıf 3, sınıf 4 ve sınıf 5 sırasıyla başparmak, işaret parmak, orta parmak, yüzük parmak ve serçe parmak bireysel aktif FE/HE hareket denemelerinden oluşmaktadır. Her sınıftan eşit sayıda deneme, eğitime ve teste ayrılmıştır. Her sınıfın eşit sayıda EEG denemesi katılımıyla eğitim ve test aşaması gerçekleştirilmiştir.

Beş sınıfın bulunduğu veri seti 1'de, her gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için oluşturulan öznitelik uzayı eğitimde ve testte 39(öznitelik)× 320(deneme) boyutundadır. Tüm gönüllülerin bütün olarak değerlendirildiği durum için ise oluşturulan

öznitelik uzayı eğitimde ve testte 39×2560 boyutundadır. Genetik algoritma (GA) ile seçilen öznitelikler, numaralarıyla Tablo 3.13 ve Tablo 3.14’te verilmiştir.

Tablo 3.13 ve Tablo 3.14’te seçilen öznitelikler sütununa bakıldığında 42 öznitelğin 20 tanesi LCz’den, 12 tanesi LC3’ten ve 10 tanesi de LC4’ten gelmektedir. Bunlar göz önünde bulundurulduğunda veri seti 1 için ağırlıklı olarak LCz’den elde edilmiş özniteliklerin seçildiği görülmektedir.

Kararlılığın değerlendirilebilmesi için veri setindeki tüm veri karıştırılarak 10 defa eğitim datası ve test datası olarak rastgele bölünmüştür. Bunun sonucunda elde edilen 10 adet test ve eğitim başarımlarının ortalaması, ortalama başarımlar olarak Tablo 3.13 ve Tablo 3.14’te verilmiştir. k-EYK sınıflandırıcısında en uygun k değeri 3-21 arasında aranmıştır ve 10 koşum için belirlenen k değeri Tablo 3.13 ve Tablo 3.14’te belirtilmiştir.

Tablo 3.13. Veri seti 1’de, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-1

Veri Seti 1								
Gönüllü No	Seçilen Öznitelikler	K-EYK %Başarımlar			DAA %Başarımlar		DVM %Başarımlar	
		K değerleri	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
			Ortalama Std En Büyük En Küçük	Ortalama Std En Büyük En Küçük	Ortalama Std En Büyük En Küçük	Ortalama Std En Büyük En Küçük	Ortalama Std En Büyük En Küçük	Ortalama Std En Büyük En Küçük
1	7,9	3,5	24.88	21.31	25.25	27.72	24.25	25.00
	28,30	3,3	± 3.09	± 2.15	± 3.29	± 2.89	± 2.62	± 2.17
	31,37	5,7	29.37	25.00	32.19	31.56	27.81	28.44
		7,11	19.69	17.50	20.00	22.19	19.06	22.50
		3,9						
2	5	13,9	31.22	28.09	29.50	29.81	28.72	30.03
	14	13,5	± 1.27	± 1.27	± 2.33	± 2.43	± 2.61	± 2.16
	29	11,3	32.81	30.00	34.06	34.06	32.50	35.31
	33	11,9	29.37	25.31	26.25	26.25	25.31	27.81
		7,13						
3	18	3,7	23.09	20.22	19.50	20.03	19.00	20.66
	20	5,3	± 2.56	± 1.62	± 3.33	± 1.31	± 2.20	± 2.01
	27	7,11	27.19	22.81	23.12	22.81	22.81	22.81
	39	5,3	19.06	17.19	13.44	18.44	16.25	15.94
		3,3						

Sekiz gönüllü içerisinde, en yüksek ortalama test başarımları DVM sınıflandırıcısıyla %30.03±2.16 olarak gönüllü 2’de hesaplanmıştır. Diğer parametreler; en yüksek ve en düşük test başarımları ise sırasıyla %35.31 ve %27.81 olarak bulunmuştur.

Her bir gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için gönüllülerden elde edilen en iyi ortalama test başarımları sırasıyla %27.72, %30.03, %20.66, %27.09, %25.16, %28.63, %25.00 ve %21.31’dir. Bu durum için yöntemin başarımları değerlerinin ortalaması alınarak %25.70 olarak hesaplanmıştır.

Tüm gönüllülerin işleme katıldığı durum (‘Tümü’) için ise ortalama test başarımları, en yüksek ve en düşük test başarımları değerleri sırasıyla şöyledir: %23.96±0.57,%24.69,%23.05. Her bir gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için yöntemin ortalama test başarımları, tüm gönüllülerin işleme katıldığı durumdaki ortalama test başarımlarından daha yüksektir.

Genel olarak Tablo 3.13 ve Tablo 3.14’te elde edilen en iyi test başarımlarının standart sapma değerlerinin ±2 civarında olması yöntemin iyi bir kararlılıkta olduğunu göstermektedir.

‘Tümü’ durumunda beş sınıf için DVM ile en yüksek test başarımları % 24.69 olarak hesaplanmıştır. Buna ait karışım matrisi Tablo 3.15’te verilmiştir. Görüldüğü gibi bir parmak için 512 aktif hareket denemesinden 178 deneme ile tespiti en iyi gerçekleştirilen yüzük parmak hareketi için karışımın en çok olduğu başparmak hareketi oluşmuştur. 80 deneme ile tespiti en kötü gerçekleştirilen işaret parmak hareketi için ise karışımın en çok olduğu başparmak hareketi oluşmuştur. Aktif hareket eden parmaklar doğru belirlenen deneme sayısına göre büyükten küçüğe sıralandığında dizilimin şu şekilde olduğu görülmektedir: yüzük parmak, başparmak, serçe parmak, orta parmak ve işaret parmak.

Genel olarak beş sınıflı veri seti 1’de, hem ‘Tümü’ durumu için elde edilen % 23.96’lık ortalama test başarımlarıyla hem de gönüllülerin kendi içerisinde değerlendirildiği durum için elde edilen %81.10 ortalama test başarımlarıyla, %20 olası başarımları değerinin üstünde bir sınıflandırma yapılabildiği görülmüştür.

Tablo 3.14. Veri seti 1’de, gönüllüler için k-EYK, DAA ve DVM ile elde edilen başarımlar tablosu-2

Veri Seti 1								
Gönüllü No	Seçilen Öznitelikler	K-EYK %Başarım			DAA %Başarım		DVM %Başarım	
		K değerleri	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük	Eğitim Ortalama Std En Büyük En Küçük	Test Ortalama Std En Büyük En Küçük
4	11	13,5	27.31	25.91	26.34	26.59	26.56	27.09
	19	7,5	±1.73	±1.58	±2.29	±1.55	±2.59	± 3.10
	24	11,13	30.31	27.50	28.75	29.69	30.63	33.44
	31	13,11	25.00	23.12	22.50	24.69	23.44	21.56
	38	13,13						
5	15	5,7	25.13	22.97	24.28	23.88	25.47	25.16
	19	3,11	±1.99	±2.75	±1.72	±1.54	±1.97	± 1.64
	29	7,11	27.50	27.81	27.81	26.25	29.06	27.19
	31	13,5	21.25	18.13	21.56	20.94	22.19	22.19
	38	11,3						
6	1	7,11	29.50	26.69	27.56	28.63	29.16	28.63
	7	11,13	±2.19	±1.31	±2.12	± 1.94	±2.24	±2.22
	12	11,13	33.44	28.44	30.94	31.25	33.44	31.87
	38	9,9 13,5	26.56	23.75	24.38	25.62	26.25	24.38
7	5	11,11	26.06	23.00	24.66	24.69	25.59	25.00
	27	9,13	±2.41	±2.51	±1.64	±1.92	±2.82	± 1.65
	29	5,13	30.31	27.50	26.88	26.88	30.31	28.13
	38	3,7 13,7	20.63	19.06	21.56	20.63	21.25	22.19
8	5	5,13	23.06	21.31	19.56	20.41	19.12	19.28
	9	9,7	±3.19	± 1.58	±1.23	±0.74	±1.35	±0.96
	23	3,11	28.75	23.44	21.88	21.88	20.94	20.31
	38	3,3 3,7	18.13	18.44	17.81	19.69	17.19	17.81
Tümü	4,9	13,13	23.20	22.55	24.02	23.65	24.09	23.96
	11,18	13,13	±1.17	±0.89	±0.48	±0.48	±1.06	± 0.57
	24,29	11,13	24.69	23.91	24.65	24.34	25.98	24.69
	38	9,13 5,5	21.13	20.39	23.12	22.93	22.54	23.05

Tablo 3.15. Veri seti 1’de, ‘Tümü’ için yapılan sınıflandırmada için DVM sınıflandırıcısıyla elde edilen en yüksek test başarımının(% 24.69) karışıklık matrisi

Karışıklık Matrisi					
2560 deneme	Başparmak	İşaret	Orta	Yüzük	Serçe
Başparmak	142	93	77	114	86
İşaret	124	80	87	116	105
Orta	103	82	97	127	103
Yüzük	75	84	59	178	116
Serçe	99	77	79	122	135

4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Yaptığımız bu tez çalışmasıyla önceden belirlenen senaryo eşliğinde aktif ve düşünsel aşağı/FE ve yukarı/HE parmak hareketine ilişkin EEG kayıtlarından veri setleri elde edilmiştir. Parmak ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında ortak bir EEG veri setinin bulunmadığı görülmektedir. Araştırmacılar, kendi belirledikleri ve her biri birbirinden farklı senaryolara göre veri seti veya setleri oluşturmuşlardır. Bu senaryolarda yapılması istenen görevler için sabit süreler tanımlanmışken bizim oluşturduğumuz veri setlerinde görev icraatı için sabit süreler verilmemiş, bu kişiye bırakılmıştır. Bu sebepten ötürü, veri setlerimiz genelin aksine değişken uzunlukta denemelerden oluşmaktadır.

Tablo 4.1 ve Tablo 4.2’de verildiği gibi yapılan çalışmalar ölçüm türü, denek sayısı, uyarım türü, uzvun adı, hareket türü, ölçüm standardı, bir oturumun süresi, örnekleme frekansı, bir kişi için deneme adedi, seçilen kanallar veya beyin lokasyonu, seçilen ritim veya frekanslar, sınıf sayısı, öznelilikler, sınıflandırıcı ve ortalama başarımlar olarak belirlenen kriterlerine göre özetlenmiştir. Görüldüğü gibi aktif ve düşünsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketine ilişkin bir EEG veri seti veya çalışma bulunmamaktadır.

Yaptığımız çalışmayla, hem beş bireysel parmağın her biri için aktif aşağı/FE ve yukarı/HE hareketleri esnasında hem de işaret parmak düşünsel aşağı/FE ve yukarı/HE hareketleri esnasında kaydedilen EEG sinyallerinden, ortalama Welch güç spektrumu yardımıyla μ ve β bandındaki etkinlikler gösterilmiştir.

Önceki araştırmalarda, işaret parmak aktif fleksiyon-ekstansiyon ve başparmağın aktif aşağı basma hareketine dair yapılan EEG işaret analizlerinde 16-20 Hz , 20-24 Hz aralıkları baskın frekans aralığı olarak belirlenmiştir (Pfurtscheller vd, 1998) (Pfurtscheller vd., 2001c). İşaret parmak anahtara basıp bırakma aktif ve düşünsel hareketleri sırasında beyinin elektriksel aktivitesi incelenmiş ve μ ve β bantları (8-30 Hz), etkin bantlar olarak belirlenmiştir(Ginter vd., 2001)(Calmels vd., 2006). Yaptığımız çalışmada beş parmağın her biri için aktif FE hareketinde ve HE hareketinde, ayrıca işaret parmağın düşünsel FE hareketinde ve HE hareketinde μ ve β bantları incelenmiş ve varılan sonuçların bu bilgileri desteklediği görülmüştür. Ayrıca, bu tez çalışmasında düşünsel hareket senaryosu ve aktif hareket senaryosu olmak üzere iki farklı senaryo ile yapılan deneysel ölçümler sonucu oluşturulan veri seti 3 ve veri seti 4 ile işaret parmağın aktif aşağı/FE ve yukarı/HE

hareketlerine ve dūşünel aŖađı/FE ve yukarı/HE hareketlerine dair EEG iŖaretlerinin %78.11 ve % 61.56 baŖarımlarla sınıflandırılabil-diđi görülmüŖtür. Ayrıca sađ el parmaklarının aktif aŖađı/FE ve yukarı/HE hareketlerinin (veri seti 2) de ise %81.10 baŖarımla hareketlerin EEG sinyallerinden ayrıŖtırılabil-diđi görülmüŖtür. Her gönüllünün kendi içerisinde değerlendirildiği durum için baŖarımın ‘Tümü’ durumuna göre daha yüksek çıktığı görülmüŖtür. Eđitimin ve testin kiŖiye özgü yapılması durumunda yöntem baŖarısını arttırdığı görülmüŖtür. KiŖi bazlı verilerdeki farklılıklar normalizasyon ve seçilen normalize özniteliklerle kapatılmaya alıŖılsa da yeterli olmadığı kanısına varılmıŖtır.

Tablo 4.1 ve Tablo 4.2’de görüldüğü gibi genelde farklı uzuvların (el, bilek vb.) veya aynı elin farklı parmaklarının veya farklı eldeki aynı parmakların hareketleri esnasında EEG veri setleri oluŖturulmuŖ ve bunlar üzerine sınıflandırma yapılmıŖtır (Li vd., 2004) (Hung vd.,2005) (Mohammed vd., 2011) (Quandt vd., 2011) (Xiao ve Ding, 2013) (Weichwald vd., 2014) (Liao vd., 2014) (Xiao ve Ding, 2015). Bu tezde gerekleŖtirilen ve aynı parmağın aktif veya dūŖünel farklı hareketlerini içeren EEG iŖaretlerinden oluŖan bir veri setine ve buna dair sınıflandırmaya önceki alıŖmalarda rastlanmamıŖtır. Literatürle kıyaslanma imkanı olan veri seti 1 için veri setindeki farklılıklara rağmen literatürde var olan benzer alıŖmalarla kıyaslandığında baŖarımın % 25.70 ile literatürdeki baŖarım olan % 45.2’nin altında olduğu görülmektedir (Xiao ve Ding, 2013). Bunun sebebi, oluŖturduđumuz veri setindeki deneme uzunluklarının farklı olması kaynaklı uygulanabilecek öznitelik çıkarma yöntemleri kısıtlamasıdır. Veri seti 2, veri seti 3 ve veri seti 4 için benzer bir veri seti olmadığından kıyaslanamamıŖtır.

Yaptıđımız bu alıŖmada, duysal-motor korteksin çevresinde belirlenen kanallar (Aktif hareket için LC3,LC4 ve LCz; dūŖünel hareket için C3,C4 ve Cz) arasından, dūŖünel harekette Cz ve aktif harekette LCz’den çıkarılan ve seçilen öznitelikler sınıflandırma aŖamasına baskın olarak yer aldıđı görülmüŖtür. Buna istinaden, Cz elektrotunun genel olarak aktif ve dūŖünel parmak hareketlerindeki etkinliđinin daha fazla olduđu dūŖünölmektedir.

Farklı taraflardaki aktif veya dūŖünel parmak hareketlerini belirleyebilmek için duysal-motor korteksin sađ tarafında bulunan C4 ve sol tarafında yer alan C3 elektrotunun sıklıkla tercih edildiği bilinmektedir (Li vd., 2004) (Hung vd.,2005). Gürültü kaynaklarından kurtulmak için kullanılan bağımsız bileŖen analizinden sonra bile lokasyonu bu bölge civarında olan bileŖenler seçilmektedir (Mohammed vd., 2011) (Liao vd., 2014)

(Xiao ve Ding, 2015) (Xiao ve Ding, 2013). Bu çalışmada da seçilen kanallar, bu anlamda önceki çalışmalarla örtüşmektedir.

Tablo 4.1. Çalışmaları Kıyaslama Tablosu-1

Çalışma Adı	(Li vd., 2004)	(Hung vd.,2005)	(Mohammed vd., 2011)	(Quandt vd., 2011)
Ölçüm Türü	EEG	EEG	EEG	EEG ve MEG
Denek Sayısı	5 (erkek, sağlıklı, sağlıklı)	4 (2 kadın, 2 erkek, sağlıklı, sağlıklı)	5 (erkek, sağlıklı, sağlıklı)	14 (9 kadın, 5 erkek, sağlıklı, sağlıklı)
Uyarım Türü	Kişinin seçtiği sıra ve zamanda	Sesli uyarı	Görsel Uyarı	Görsel Uyarı
Uzvuun Adı	Sağ ve sol işaret parmak	Sağ ve sol işaret parmak	Sağ/Sol bilek ve Sağ/Sol parmak	Sağ elin başparmak, işaret orta ve serçe parmakları
Hareket Türü	Aktif hareket (Tuşa basma)	Düşünsel hareket (Yukarı kaldırma)	Aktif hareket ve Düşünsel hareket	Aktif Hareket (Tuşa basma)
Ölçüm Standardı	10-20 (21 elektrot)	10-20 (64 elektrot)	10-20 (128 elektrot)	10-20 (32 Elektrot)
Bir Oturumun Süresi	~3-4 dakika	20 dakika (10s'lik denemeler)	-	-
Örnekleme Frekansı (Hz)	1024	250	200	256
Bir Kişi için Deneme Adedi	~250sağ ~250sol Toplam ~500	100 sağ 100 sol Toplam 200	Aktif hareket için 200 (100 parmak ve 100bilek) Düşünsel hareket için 200 (100 parmak ve 100bilek)	Her parmaktan 136
Seçilen Kanallar veya Beyin Lokasyonu	C3 ve C4	C3 ve C4	BBA ile elde edilen bağımsız bileşenler	-
Seçilen Ritim veya Frekanslar	0-3 Hz ve 8-30 Hz(OİD/OİS)	8-12 Hz, 12-16 Hz, 16-20 Hz, 20-24 Hz, 24-28 Hz,	8-30	0.15-50
Sınıf Sayısı	2	2	2	4
Öznitelikler	Ortak uzamsal alt uzay ayrışımı	Hilbert dönüşümü tabanlı genlik modülasyonu	Hızlı Fourier dönüşümü	16 Hz alçak geçiren filtre ile filtrelenmiş ve 32Hz'de alt örneklenmiş zaman serileri
Sınıflandırıcı	DAA	DVM	YSA	DVM
Ortalama Başarım	% 92.1 (dataset1) % 95 (dataset2)	%77.3	Aktif hareket için %68.5 Düşünsel Hareket için %71	EEG için %43 MEG için %57

Tablo 4.2. Çalışmaları Kıyaslama Tablosu-2

Çalışma Adı	(Xiao ve Ding, 2013)	(Weichwald vd., 2014)	(Liao vd., 2014)	(Xiao ve Ding, 2015)	<i>*Yapılan Çalışma</i>
Ölçüm Türü	EEG	EEG	EEG ve ECoG	EEG	EEG
Denek Sayısı	6	20 (sağlak, sağlıklı)	11 (1 kadın, 10erkek, sağlak, sağlıklı)	11 (sağlak, sağlıklı)	8 (erkek, sağlak, sağlıklı)
Uyarım Türü	Görsel Uyarı	Görsel Uyarı	Görsel uyarı	Görsel uyarı	Görsel uyarı Sesli uyarı
Uzvuun Adı	Sağ elin başparmak, işaret orta, yüzük ve serçe parmakları	Sağ el işaret parmak	Sağ elin başparmak, işaret orta, yüzük ve serçe parmakları	Sağ elin başparmak, işaret orta, yüzük ve serçe parmakları	Sağ elin başparmak, işaret orta, yüzük ve serçe parmakları
Hareket Türü	Aktif Hareket(arka arkaya yapılan fleksiyon ve ekstansiyon hareketi)	Aktif Hareket (9 farklı konumdaki tuşa basma)	Aktif Hareket(arka arkaya yapılan fleksiyon ve ekstansiyon hareketi)	Aktif Hareket(arka arkaya yapılan fleksiyon ve ekstansiyon hareketi)	Aktif Hareket(aşağı/FE hareketi ve yukarı/HE hareketi) Düşünsel hareket(aşağı/FE hareketi ve yukarı/HE hareketi)
Ölçüm Standardı	10-20 (128 kanal)	10-20 (121 elektrot)	10-20 (128 elektrot)	10-20 (128 elektrot)	10-20 (32 elektrot)
Bir Oturumun Süresi	40 dakika	-	-	-	Aktifte Düşünselde
Örnekleme Frekansı (Hz)	250	2000	250 (6 kişi) 1000 (5 kişi)	250	500
Bir Kişi için Deneme Adedi	Her bir parmaktan 80	Her bir konum için 150	Beş parmak için ~390	400 (hareket) 400 (dinlenme)	veri seti 1'de 640; veri seti 2'de 640 veri seti 3'de 128, veri seti 4'te 160
Seçilen Kanallar veya Beyin Lokasyonu	BBA'dan sonra İlk 9 bağımsız bileşen	106 kanal	BBA'dan sonra İlk 9 bağımsız bileşen	BBA'dan sonra İlk 9 bağımsız bileşen	Aktifte LC3,LC4,LCz, Düşünselde C3,C4,Cz,
Seçilen Ritim veya Frekanslar	0-125	20-30	0-125	0-125	μ ve β bandı (8-13Hz, 13-30Hz)
Sınıf Sayısı	5	9	2 (Beşin ikili parmak kombinasyonları)	2 (hareket & dinlenme)	5,2,2,2(veri seti 1,2,3 ve 4)
Öznitelikler	EEG güç spektrumuna TBA uygulanması	Hızlı Fourier Dönüşümü	EEG güç spektrumuna TBA uygulanması	EEG güç spektrumuna TBA uygulanması	Adaptif Otoregresif Parametreleri Normalize Band Enerjileri Hjorth Parametreleri Bior 1.3 Dalgacık Dönüşümü
Sınıflandırıcı	DVM	Rastgele Orman	DVM	DVM	k-EYK, DAA, DVM
Ortalama Başarım	% 45.2	% 12.29	EEG için %77.17 ECoG için %91.28	%91	Aktif,%81.10(veri seti 2) Aktif, %78.11(veri seti 3) Düşünsel,%61.56(veriseti 4) Aktif,%25.70(veri seti 1)

5. ÖNERİLER

Düşünel aşığı/FE ve yukarı/HE hareketi için başparmak, orta yüzük ve serçe parmaklar için ölçümler yapılarak bant etkinlikleri incelenip gösterilebilir. Ayrıca her bir parmanın aktif ve düşünel aşığı/FE ve yukarı/HE hareketinde daha spesifik frekans aralıkları, güç spektrumu ve istatistiksel yöntemler üzerinden araştırılıp belirlenmeye çalışılabilir.

Bu çalışmada oluşturulan veri seti 1, veri seti 2, veri seti 3 ve veri seti 4 için farklı öznelik çıkarma algoritmaları kullanılarak uzay büyütölüp genetik algoritmanın daha da uygun öznelikleri seçmesine olanak sağlanabilir.

Makine öğrenmesi algoritmaları yerine derin öğrenme algoritmaları kullanılarak eğitim ve sınıflandırma aşamaları iyileştirilebilir.

Boyut indirgemek için kanal seçimi yapmak yerine temel bileşen analizi, EMG artifaktını bastırmak için Laplace filtreleme yapmak yerine bağımsız bileşen analizi kullanılabilir.

Dört veri setinde de, EEG denemeleri sürekli-EEG işaretinden EMG sinyali ve uyarım işareti yardımıyla belirlenmiştir. Bunlar olmaksızın EEG işaretlerinin genlik veya farklı parametrelerinin değişimlerinden faydalanılarak deneme veya olaylar tespit edilebilir. Buna bağılı olarak da olayların başlangıcı ve bitişini otomatik kestirilebilir. Böylece gerçek zamanlı uygulamalar için akan veri üzerinden bu yöntem uygulanabilir.

6. KAYNAKLAR

- Altman, N. S., 1992. An Introduction to Kernel and Nearest-Neighbor Nonparametric Regression, The American Statistician, 46, 3, 175–185.
- Anderson, K. D., 2009. Consideration of User Priorities When Developing Neural Prosthetics, Journal of neural engineering, 6, 5, 1-3.
- Ang, K. K., Guan, C., Chua, K. S. G., Ang, B. T., Kuah, C., Wang, C. ve Zhang, H., 2010. Clinical Study of Neurorehabilitation in Stroke Using EEG-Based Motor Imagery Brain-Computer Interface with Robotic Feedback, 2010 Annual International Conference of the IEEE, 5549-5552
- Baars, B. J., ve Gage, N. M., 2010. Cognition, Brain, and Consciousness: Introduction to Cognitive Neuroscience. Academic Press.
- Bayliss, J. D., 2003. Use of The Evoked Potential P3 Component for Control in a Virtual Apartment, IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 11,2, 113-116.
- Bensch, M., Karim, A. A., Mellinger, J., Hinterberger, T., Tangermann, M., Bogdan, M. ve Birbaumer, N., 2007. Nessi: An EEG-Controlled Web Browser for Severely Paralyzed Patients, Computational intelligence and neuroscience, 6,1-6
- Berger, H., 1929. Über Das Elektrenkephalogramm Des Menschen, Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten, 87, 1, 527-570.
- Beverina, F., Palmas, G., Silvoni, S., Piccione, F. ve Giove, S., 2003. User Adaptive BCIs: SSVEP and P300 Based Interfaces, PsychNology Journal, 1, 4, 331-354.
- Birbaumer, N., Elbert, T., Canavan, A. G. ve Rockstroh, B., 1990. Slow Potentials of The Cerebral Cortex and Behavior, Physiological reviews, 70, 1, 1-41.
- Birbaumer, N., Ghanayim, N., Hinterberger, T., Iversen, I., Kotchoubey, B., Kübler, A. ve Flor, H., 1999. A Spelling Device for the Paralyzed, Nature, 398, 6725, 297.
- Birbaumer, N., 2006. Breaking The Silence: Brain–Computer Interfaces (BCI) for communication and Motor Control, Psychophysiology, 43, 6, 517-532.
- Birbaumer, N., Murguialday, A. R. ve Cohen, L., 2008. Brain–Computer Interface in Paralysis, Current Opinion in Neurology, 21, 6, 634-638.
- Blackwood, D. H., ve Muir, W. J., 1990. Cognitive Brain Potentials and Their Application, The British Journal of Psychiatry, 157, 9, 96-101.

- Bostanov, V., 2004. BCI Competition 2003-Data Sets Ib and Iib: Feature Extraction From Event-Related Brain Potentials with The Continuous Wavelet Transform and The T-Value Scalogram, IEEE Transactions on Biomedical engineering, 51,6, 1057-1061.
- Bradberry, T. J., Gentili, R. J. ve Contreras-Vidal, J. L., 2010. Reconstructing Three-Dimensional Hand Movements from Noninvasive Electroencephalographic Signals, Journal of Neuroscience, 30, 9, 3432-3437.
- Broetz, D., Braun, C., Weber, C., Soekadar, S. R., Caria, A. ve Birbaumer, N., 2010. Combination of Brain-Computer Interface Training and Goal-Directed Physical Therapy in Chronic Stroke: A Case Report, Neurorehabilitation and Neural Repair, 24, 7, 674-679.
- Buch, E., Weber, C., Cohen, L. G., Braun, C., Dimyan, M. A., Ard, T. ve Birbaumer, N., 2008. Think to Move: A Neuromagnetic Brain-Computer Interface (BCI) System for Chronic Stroke, Stroke, 39, 3, 910-917.
- Cacioppo, J. T., Tassinary, L. G. ve Berntson, G., 2007. Handbook of Psychophysiology. Cambridge University Press.
- Calautti, C., Leroy, F., Guincestre, J. Y. ve Baron, J. C., 2003. Displacement of Primary Sensorimotor Cortex Activation after Subcortical Stroke: A Longitudinal PET Study with Clinical Correlation, Neuroimage, 19, 4, 1650-1654.
- Calmels, C., Holmes, P., Jarry, G., Lévêque, J. M., Hars, M. ve Stam, C. J., 2006. Cortical Activity Prior to, and during, Observation and Execution of Sequential Finger Movements, Brain topography, 19, 1, 77-88.
- Caria, A., Weber, C., Brötz, D., Ramos, A., Ticini, L. F., Gharabaghi, A. ve Birbaumer, N., 2011. Chronic Stroke Recovery after combined BCI Training and Physiotherapy: A Case Report, Psychophysiology, 48, 4, 578-582.
- Chavarriaga, R. ve Millán, J. D. R., 2010. Learning from EEG Error-Related Potentials in Noninvasive Brain-Computer Interfaces, IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 18, 4, 381-388.
- Cincotti, F., Mattia, D., Aloise, F., Bufalari, S., Astolfi, L., Fallani, F. D. V. ve Millan, J., 2008. High-resolution EEG Techniques for Brain-Computer Interface Applications, Journal of neuroscience methods, 167, 1, 31-42.
- Daly, J. J., Cheng, R., Rogers, J., Litinas, K., Hrovat, K. ve Dohring, M., 2009. Feasibility of a New Application of Noninvasive Brain Computer Interface (BCI): A Case Study of Training for Recovery of Volitional Motor Control after Stroke, Journal of Neurologic Physical Therapy, 33, 4, 203-211.
- Davis, L., 1991. A genetic algorithms tutorial: Handbook of Genetic Algorithms, Van Nostrand Reinhold.

- Delorme, A. ve Makeig, S., 2004. EEGLAB: An Open Source Toolbox for Analysis of Single-Trial EEG Dynamics Including Independent Component Analysis, Journal of neuroscience methods, 134, 1, 9-21.
- Dimyan, M. A. ve Cohen, L. G., 2011. Neuroplasticity in the Context of Motor Rehabilitation after Stroke, Nature Reviews Neurology, 7, 2, 76.
- Donchin, E., Spencer, K. M. ve Wijesinghe, R., 2000. The Mental Prosthesis: Assessing The Speed of A P300-Based Brain-Computer Interface, IEEE transactions on rehabilitation engineering, 8, 2, 174-179.
- Dornhege, G., 2007. Towards Brain-Computer Interfacing. MIT Press, Cambridge
- Doud, A. J., Lucas, J. P., Pisansky, M. T. ve He, B., 2011. Continuous Three-Dimensional Control of a Virtual Helicopter Using a Motor Imagery Based Brain-Computer Interface, PloS one, 6, 10, 1-10.
- Eklund, A., Andersson, M., Ohlsson, H., Ynnerman, A. ve Knutsson, H., 2010. A Brain Computer Interface for Communication Using Real-Time fMRI. In Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on, 3665-3669.
- Farwell, L. A. ve Donchin, E., 1988. Talking off the Top of Your Head: Toward A Mental Prosthesis Utilizing Event-Related Brain Potentials, Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 70, 6, 510-523.
- Fraser, G. W., Chase, S. M., Whitford, A. ve Schwartz, A. B., 2009. Control of A Brain-Computer Interface without Spike Sorting, Journal of neural engineering, 6, 5.
- Gabor, D., 1946. Theory of communication. Part 1: The Analysis of Information. Journal of the Institution of Electrical Engineers, 93, 26, 429-441.
- Ganong, W. F. ve Barrett, K. E., 1995. Review of Medical Physiology: Appleton & Lange Norwalk.
- Garrett, D., Peterson, D. A., Anderson, C. W. ve Thaut, M. H., 2003. Comparison of Linear, Nonlinear, and Feature Selection Methods for EEG Signal Classification, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 11, 2, 141-144.
- Georgopoulos, A. P., Langheim, F. J., Leuthold, A. C. ve Merkle, A. N., 2005. Magnetoencephalographic Signals Predict Movement Trajectory in Space, Experimental Brain Research, 167, 1, 132-135.
- Gerloff, C., Richard, J., Hadley, J., Schulman, A. E., Honda, M. ve Hallett, M., 1998a. Functional Coupling and Regional Activation of Human Cortical Motor Areas During Simple, Internally Paced and Externally Paced Finger Movements, Brain: A Journal Of Neurology, 121, 8, 1513-1531.

- Gerloff, C., Uenishi, N., Nagamine, T., Kunieda, T., Hallett, M. ve Shibasaki, H., 1998b. Cortical Activation during Fast Repetitive Finger Movements in Humans: Steady-State Movement-Related Magnetic Fields and Their Cortical Generators, Clinical Neurophysiology, 109, 5, 444-453.
- Ginter, J., Blinowska, K. J., Kamiński, M. ve Durka, P. J., 2001. Phase and Amplitude Analysis in Time–Frequency Space—Application to Voluntary Finger Movement, Journal of neuroscience methods, 110, 1, 113-124.
- Goldberg, D. E., 1989. Genetic Algorithms in Search. Optimization & Machine Learning.
- Goncharova, I., McFarland, D. J., Vaughan, T. M. ve Wolpaw, J. R., 2003. EMG Contamination of EEG: Spectral and Topographical Characteristics, Clinical Neurophysiology, 114, 9, 1580–1593.
- Gu, Y., Dremstrup, K. ve Farina, D., 2009. Single-Trial Discrimination of Type and Speed of Wrist Movements from EEG Recordings, Clinical Neurophysiology, 120, 8, 1596-1600.
- Gunduz, A., Sanchez, J. C., Carney, P. R. ve Principe, J. C., 2009. Mapping Broadband Electrographic Recordings to Two-Dimensional Hand Trajectories in Humans: Motor Control Features, Neural Networks, 22, 9, 1257-1270.
- Guyton, A. C. ve Hall, J. E., 2005. Textbook of Medical Physiology, Elsevier Saunders.
- Helias, M., Kunkel, S., Masumoto, G., Igarashi, J., Eppler, J. M., Ishii, S. ve Diesmann, M., 2012. Supercomputers Ready for Use as Discovery Machines for Neuroscience, Frontiers in neuroinformatics, 6, 26, 1-12.
- Hjorth, B., 1975. An On-Line Transformation of EEG Scalp Potentials into Orthogonal Source Derivations, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 39, 5, 526-530.
- Hlawatsch, F. ve Boudreaux-Bartels, G. F., 1992. Linear and Quadratic Time-Frequency Signal Representations, IEEE signal processing magazine, 9, 2, 21-67.
- Holland, J. H., 1975. Adaptation in Neural and Artificial Systems. MIT Press.
- Hong, J., Qin, X., Bai, J., Zhang, P. ve Cheng, Y., 2015. A Combined Feature Extraction Method for Left-Right Hand Motor Imagery in BCI, In Mechatronics and Automation (ICMA), 2015 IEEE International Conference, 2621-2625.
- Huang, D., Lin, P., Fei, D. Y., Chen, X. ve Bai, O., 2009. Decoding Human Motor Activity from EEG Single Trials for a Discrete Two-Dimensional Cursor Control, Journal of Neural Engineering, 6, 4, 046005.

- Hung, C. I., Lee, P. L., Wu, Y. T., Chen, L. F., Yeh, T. C. ve Hsieh, J. C., 2005. Recognition of Motor Imagery Electroencephalography using Independent Component Analysis and Machine Classifiers, Annals of Biomedical Engineering, 33, 8, 1053-1070.
- Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Malouin, F., Richards, C. ve Doyon, J., 2001. Potential Role of Mental Practice Using Motor Imagery in Neurologic Rehabilitation, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82, 8, 1133-1141.
- Karim, A. A., Hinterberger, T., Richter, J., Mellinger, J., Neumann, N., Flor, H. ve Birbaumer, N., 2006. Neural internet: Web Surfing with Brain Potentials for The Completely Paralyzed, Neurorehabilitation and Neural Repair, 20, 4, 508-515.
- Kim, S. P., Rao, Y. N., Erdogmus, D., Sanchez, J. C., Nicolelis, M. A. ve Principe, J. C., 2005. Determining Patterns in Neural Activity for Reaching Movements Using Nonnegative Matrix Factorization, EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, 2005, 19, 3113–3121.
- Krauledat, M., Grzeska, K., Sagebaum, M., Blankertz, B., Vidaurre, C., Müller, K. R. ve Schröder, M., 2009. Playing Pinball with Non-Invasive BCI, Advances in Neural Information Processing Systems, 1641-1648.
- Krepki, R., Blankertz, B., Curio, G., ve Müller, K. R., 2007. The Berlin Brain-Computer Interface (BBCI)–towards a New Communication Channel for Online Control in Gaming Applications, Multimedia Tools and Applications, 33, 1, 73-90.
- Lebedev, M. A. ve Nicolelis, M. A., 2006. Brain–Machine Interfaces: Past, Present and Future, TRENDS in Neurosciences, 29, 9, 536-546.
- Leeb, R., Friedman, D., Müller-Putz, G. R., Scherer, R., Slater, M. ve Pfurtscheller, G., 2007a. Self-Paced (Asynchronous) BCI Control of a Wheelchair in Virtual Environments: A Case Study with a Tetraplegic, Computational Intelligence and Neuroscience, 2007, 7, 1-8.
- Leeb, R., Lee, F., Keinrath, C., Scherer, R., Bischof, H. ve Pfurtscheller, G., 2007b. Brain–Computer Communication: Motivation, Aim, and Impact of Exploring A Virtual Apartment, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 15, 4, 473-482.
- Lesser, R. P., 1986. American Electroencephalographic Society Guidelines in EEG, Journal of Clinical Neurophysiology, 3, 2, 131-132.
- Leocani, L., Toro, C., Manganotti, P., Zhuang, P. ve Hallett, M., 1997. Event-Related Coherence and Event-Related Desynchronization/Synchronization in the 10 Hz and 20 Hz EEG during Self-Paced Movements, Clinical Neurophysiology, 104, 3, 199-206.

- Leuthardt, E. C., Schalk, G., Wolpaw, J. R., Ojemann, J. G. ve Moran, D. W., 2004. A Brain–Computer Interface using Electrographic Signals in Humans, Journal of Neural Engineering, 1, 2, 63.
- Li, Y., Gao, X., Liu, H. ve Gao, S., 2004. Classification of Single-Trial Electroencephalogram during Finger Movement, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51, 6, 1019-1025.
- Liao, K., Xiao, R., Gonzalez, J. ve Ding, L., 2014. Decoding Individual Finger Movements from One Hand Using Human EEG Signals, PloS one, 9, 1, 1-12.
- Liu, H. Y., Grindle, G., Chuang, F. C., Kelleher, A., Cooper, R., Siewiorek, D. ve Cooper, R., 2011. User Preferences for Indicator and Feedback Modalities: A Preliminary Survey Study for Developing A Coaching System to Facilitate Wheelchair Power Seat Function Usage, IEEE Pervasive Computing, 10,1,1-19.
- Luu, P. ve Tucker, D. M., 2001. Regulating Action: Alternating Activation of Midline Frontal and Motor Cortical Networks, Clinical Neurophysiology, 112, 7, 1295-1306.
- Mallat, S. G., 1989. A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 11, 7, 674-693.
- Malmivuo, J. ve Plonsey, R., 1995. Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields, Oxford University Press, USA.
- McFarland, D. J., McCane, L. M., David, S. V. ve Wolpaw, J. R., 1997. Spatial Filter Selection for EEG-based Communication, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 103, 3, 386-394.
- McFarland, D. J., Miner, L. A., Vaughan, T. M. ve Wolpaw, J. R., 2000. Mu and Beta Rhythm Topographies during Motor Imagery and Actual Movements, Brain Topography, 12, 3, 177-186.
- McFarland, D. J., Sarnacki, W. A. ve Wolpaw, J. R., 2010. Electroencephalographic (EEG) Control of Three-Dimensional Movement, Journal of Neural Engineering, 7, 3, 1-21.
- Mellinger, J., Schalk, G., Braun, C., Preissl, H., Rosenstiel, W., Birbaumer, N. ve Kübler, A., 2007. An MEG-Based Brain–Computer Interface (BCI), Neuroimage, 36, 3, 581-593.
- Millán, J. D. R., 2003. Adaptive Brain Interfaces, Communications of the ACM, 46, 3, 74-80.
- Millán, J. D. R., Renkens, F., Mouriño, J. ve Gerstner, W., 2004a. Brain-Actuated Interaction. Artificial Intelligence, 159, 1-2, 241-259.

- Millán, J. R., Renkens, F., Mourino, J. ve Gerstner, W., 2004b. Noninvasive Brain-Actuated Control of a Mobile Robot by Human EEG, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51, 6, 1026-1033.
- Millán, J. D. R., Galán, F., Vanhooydonck, D., Lew, E., Philips, J. ve Nuttin, M., 2009. Asynchronous Non-Invasive Brain-Actuated Control of an Intelligent Wheelchair. In Engineering in Medicine and Biology Society, Annual International Conference of the IEEE 3361-3364.
- Millán, J. D. R., Rupp, R., Mueller-Putz, G., Murray-Smith, R., Giugliemma, C., Tangermann, M. ve Neuper, C., 2010. Combining Brain-Computer Interfaces and Assistive Technologies: State-Of-The-Art and Challenges, Frontiers in Neuroscience, 4, 161, 1-15.
- Mohamed, A. K., Marwala, T.ve John, L. R., 2011. Single-Trial Eeg Discrimination Between Wrist and Finger Movement Imagery and Execution in a Sensorimotor BCI, In Engineering in Medicine and Biology Society, 2011 Annual International Conference of the IEEE, 6289-6293. IEEE.
- Morash, V., Bai, O., Furlani, S., Lin, P. ve Hallett, M., 2008. Classifying EEG Signals Preceding Right Hand, Left Hand, Tongue, and Right Foot Movements and Motor Imageries, Clinical Neurophysiology, 119, 11, 2570-2578.
- Muglerab, E., Benschc, M., Haldera, S., Rosenstielc, W., Bogdancd, M., Birbaumerae, N. ve Kübleraf, A., 2008. Control of an Internet Browser using the P300 Event-Related Potential, International Journal of Bioelectromagnetism, 10, 1, 56-63.
- Muller, K. R. ve Blankertz, B., 2006. Toward Noninvasive Brain-Computer Interfaces, IEEE Signal Processing Magazine, 23, 5, 128-126.
- Müller, G. R., Neuper, C., Rupp, R., Keinrath, C., Gerner, H. J. ve Pfurtscheller, G., 2003. Event-Related Beta EEG Changes during Wrist Movements Induced by Functional Electrical Stimulation of Forearm Muscles in Man. Neuroscience Letters, 340, 2, 143-147.
- Müller-Putz, G. R., Scherer, R., Pfurtscheller, G. ve Rupp, R., 2005. EEG-Based Neuroprosthesis Control: a Step Towards Clinical Practice, Neuroscience Letters, 382,1-2, 169-174.
- Müller-Putz, G. R., Scherer, R., Pfurtscheller, G. ve Rupp, R., 2006. Brain-Computer Interfaces for Control of Neuroprostheses: from Synchronous to Asynchronous Mode of Operation/Brain-Computer Interfaces Zur Steuerung Von Neuroprothesen: Von Der Synchronen Zur Asynchronen Funktionsweise. Biomedizinische Technik, 51, 2, 57-63.
- Neogi, B., Ghosal, S., Das, A. ve Tibarewala, D. N., 2011. An Overview on Advanced Research Works on Brain-Computer Interface, International Journal of Human Computer Interaction, 2, 2, 58.

- Neuper, C., Wörtz, M. ve Pfurtscheller, G., 2006. ERD/ERS patterns Reflecting Sensorimotor Activation and Deactivation, Progress in Brain Research, 159, 211-222.
- Niedermeyer, E. ve da Silva, F. L., 2005. Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, Lippincott Williams & Wilkins.
- Nieuwenhuis, S., Ridderinkhof, K. R., Blom, J., Band, G. P. ve Kok, A., 2001. Error-Related Brain Potentials are Differentially Related to Awareness of Response Errors: Evidence from an Antisaccade Task, Psychophysiology, 38, 5, 752-760.
- Nijholt, A., Tan, D., Allison, B., del R Milan, J. ve Graimann, B., 2008. Brain-Computer Interfaces for HCI and Games. In CHI'08 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems, 3925-3928.
- Nunez, P. L. ve Srinivasan, R., 2006. Electric Fields of the Brain: The Neurophysics of EEG. Oxford University Press, USA.
- O'Doherty, J. E., Lebedev, M. A., Ifft, P. J., Zhuang, K. Z., Shokur, S., Bleuler, H. ve Nicolelis, M. A., 2011. Active Tactile Exploration using a Brain–Machine–Brain Interface, Nature, 479, 7372, 228.
- Obermaier, B., Muller, G. R. ve Pfurtscheller, G., 2003. Virtual keyboard Controlled by Spontaneous EEG Activity, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 11, 4, 422-426.
- Ohara, S., Ikeda, A., Kunieda, T., Yazawa, S., Baba, K., Nagamine, T. ve Shibasaki, H., 2000. Movement-Related Change of electrocorticographic Activity in Human Supplementary Motor Area Proper, Brain, 123, 6, 1203-1215.
- Oluleye, B., Leisa, A., Leng, J. ve Dean, D., 2014. A Genetic Algorithm Based Feature Selection, International Journal of Electronics Communication and Computer Engineering, 5, 4, 899-905.
- Oostenveld, R. ve Praamstra, P., 2001. The Five Percent Electrode System for High-Resolution EEG and ERP Measurements, Clinical Neurophysiology, 112, 4, 713-719.
- Pfurtscheller, G. ve Aranibar, A., 1977. Event-Related Cortical Desynchronization Detected by Power Measurements of Scalp EEG, Clinical Neurophysiology, 42, 6, 817-826.
- Pfurtscheller, G. ve Berghold, A., 1989. Patterns of Cortical Activation during Planning of Voluntary Movement, Clinical Neurophysiology, 72, 3, 250-258.
- Pfurtscheller, G., Flotzinger, D. ve Kalcher, J., 1993. Brain-Computer Interface—a New Communication Device for Handicapped Persons, Journal of Microcomputer Applications, 16, 3, 293-299.

- Pfurtscheller, G. ve Neuper, C., 1994. Event-Related Synchronization of Mu Rhythm in the EEG over the Cortical Hand Area In Man, Neuroscience Letters, 174,1 , 93-96.
- Pfurtscheller, G. ve Neuper, C., 1997. Motor Imagery Activates Primary Sensorimotor Area in Humans, Neuroscience letters, 239, 2-3, 65-68.
- Pfurtscheller, G., Zalaudek, K. ve Neuper, C., 1998. Event-Related Beta Synchronization after Wrist, Finger and Thumb Movement, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control, 109,2, 154-160.
- Pfurtscheller, G., 1999. EEG Event-Related Desynchronization (ERD) and Event-Related Synchronization (ERS), Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields, 958-967.
- Pfurtscheller, G. ve da Silva, F. L., 1999. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles, Clinical Neurophysiology, 110,11, 1842-1857.
- Pfurtscheller, G., Guger, C., Müller, G., Krausz, G. ve Neuper, C., 2000. Brain Oscillations Control Hand Orthosis in a Tetraplegic, Neuroscience Letters, 292, 3, 211-214.
- Pfurtscheller, G. ve Neuper, C., 2001a. Motor Imagery and Direct Brain-Computer Communication. Proceedings of the IEEE, 89, 7, 1123-1134.
- Pfurtscheller, G., Woertz, M., Krausz, G. ve Neuper, C., 2001b. Distinction of Different Fingers by the Frequency of Stimulus Induced Beta Oscillations in the Human EEG, Neuroscience Letters, 307, 1, 49-52.
- Pfurtscheller, G., Krausz, G. ve Neuper, C., 2001c. Mechanical Stimulation of the Fingertip can Induce Bursts of β Oscillations in Sensorimotor Areas, Journal of Clinical Neurophysiology, 18, 6, 559-564.
- Pfurtscheller, G., 2003. Induced Oscillations in the Alpha Band: Functional Meaning, Epilepsia, 44, 12, 2-8.
- Pfurtscheller, G., Brunner, C., Schlögl, A. ve da Silva, F. L., 2006a. Mu Rhythm (De) Synchronization and EEG Single-Trial Classification of Different Motor Imagery Tasks, Neuroimage, 31, 1, 153-159.
- Pfurtscheller, G., 2006b. The Cortical Activation Model (CAM). Progress in Brain Research, 159, 19-27.
- Pfurtscheller, G., Müller, G. R., Pfurtscheller, J., Gerner, H. J. ve Rupp, R., 2003. 'Thought'–Control of Functional Electrical Stimulation to Restore Hand Grasp in a Patient With Tetraplegia, Neuroscience Letters, 351,1, 33-36.
- Platz, T., Van Kaick, S., Möller, L., Freund, S., Winter, T. ve Kim, I. H., 2005. Impairment–Oriented Training and Adaptive Motor Cortex Reorganisation after Stroke: a fTMS Study, Journal of Neurology, 252, 11, 1363-1371.

- Prasad, G., Herman, P., Coyle, D., McDonough, S. ve Crosbie, J., 2010. Applying a Brain-Computer Interface to Support Motor Imagery Practice In People with Stroke for Upper Limb Recovery: A Feasibility Study, Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 7, 1, 60.
- Qiang, C., Hu, P. ve Huanqing, F., Experiment Study of the Relation between Motion Complexity and Event-Related Desynchronization/Synchronization. In Neural Interface and Control, Proceedings. 2005 First International Conference, May 2005, Wuhan, China 14-16.
- Quandt, F., Reichert, C., Hinrichs, H., Heinze, H. J., Knight, R. T. ve Rieger, J. W., 2012. Single Trial Discrimination of Individual Finger Movements on One Hand: A Combined MEG and EEG Study, NeuroImage, 59, 4, 3316-3324.
- Sanders, P. M., IJzerman, M. J., Roach, M. J. ve Gustafson, K. J., 2011. Patient Preferences for next Generation Neural Prostheses to Restore Bladder Function, Spinal Cord, 49, 1, 113.
- Sanei, S. ve Chambers, J. A., 2013. EEG signal processing. John Wiley & Sons.
- Schalk, G. ve Leuthardt, E. C., 2011. Brain-Computer Interfaces Using Electrocorticographic Signals, IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 4, 140-154.
- Scherer, R., Muller, G. R., Neuper, C., Graimann, B. ve Pfurtscheller, G., 2004. An Asynchronously Controlled EEG-Based Virtual Keyboard: Improvement of the Spelling Rate, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51, 6, 979-984.
- Schloegl, A., Neuper, C. ve Pfurtscheller, G., 1997. Subject Specific EEG Patterns during Motor Imaginary. In Medicine and Biology Society, Proc. 19th Annu. Int. Conf. of the IEEE Engineering, 19, 1530-1532.
- Schlögl, A., Lee, F., Bischof, H. ve Pfurtscheller, G., 2005. Characterization of Four-Class Motor Imagery EEG Data for the BCI-Competition 2005, Journal of Neural Engineering, 2, 4, L14.
- Schwartz, A. B., 2004. Cortical Neural Prosthetics, Annual Review of Neuroscience, 27, 487-507.
- Schwartz, A. B., Cui, X. T., Weber, D. J. ve Moran, D. W. 2006. Brain-Controlled Interfaces: Movement restoration with Neural Prosthetics, Neuron, 52, 1, 205-220.
- Sellers, E. W., Krusienski, D. J., McFarland, D. J., Vaughan, T. M. ve Wolpaw, J. R., 2006. A P300 Event-Related Potential Brain-Computer Interface (BCI): The Effects of Matrix Size and Inter Stimulus Interval on Performance, Biological Psychology, 73, 3, 242-252.
- Sharma, V., Simpson, R. C., LoPresti, E. F., Mostowy, C., Olson, J., Puhlman, J. ve Kerley, B., 2008. Participatory Design in the Development of the Wheelchair Convoy System, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 5, 1, 1.

- da Silva, F. L., 1991. Neural Mechanisms Underlying Brain Waves: from Neural Membranes to Networks, Clinical Neurophysiology, 79, 2, 81-93.
- Spyrou, L., Sanei, S. ve Took, C. C., Estimation and Location Tracking of the P300 Subcomponents from Single-Trial EEG. In Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE International Conference, April 2007, Honolulu, USA, 1149-1152.
- Teplan, M., 2002. Fundamentals of EEG Measurement. Measurement Science Review, 2, 2, 1-11.
- Triwiyanto, T., Wahyunggoro, O., Nugroho, H. A. ve Herianto, H., 2017. Continuous Wavelet Transform Analysis of Surface Electromyography for Muscle Fatigue Assessment on the Elbow Joint Motion, Advances in Electrical and Electronic Engineering, 15, 3, 424.
- Unser, M. ve Aldroubi, A., 1996. A Review of Wavelets in Biomedical Applications, Proceedings of the IEEE, 84, 4, 626-638.
- Vapnik, V.N., 2000. The Nature of Statistical Learning Theory, Springer-Verlag, New York.
- Webster, J., 2009. Medical Instrumentation: Application and Design. John Wiley & Sons.
- Webster, J. G., 2014. The physiological measurement handbook. CRC Press.
- Weichwald, S., Meyer, T., Scholkopf, B., Ball, T., ve Grosse-Wentrup, M., 2014. Decoding Index Finger Position from EEG Using Random Forests. In Cognitive Information Processing, 2014 4th International Workshop, 1-6.
- Williamson, J., Murray-Smith, R., Blankertz, B., Krauledat, M. ve Müller, K. R., 2009. Designing for Uncertain, Asymmetric Control: Interaction Design for Brain-Computer Interfaces, International Journal of Human-Computer Studies, 67,10, 827-841.
- Wilson, J. A., Schalk, G., Walton, L. M. ve Williams, J. C., 2009. Using an EEG-Based Brain-Computer Interface for Virtual Cursor Movement with BCI2000, Journal of Visualized Experiments, 29.
- Wolf, S. L., Winstein, C. J., Miller, J. P., Taub, E., Uswatte, G., Morris, D. ve Excite Investigators., 2006. Effect of Constraint-Induced Movement Therapy on Upper Extremity Function 3 to 9 Months after Stroke: the EXCITE Randomized Clinical Trial, Jama, 296, 17, 2095-2104.
- Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., ve Vaughan, T. M., 2002. Brain-computer Interfaces for Communication and control. Clinical Neurophysiology, 113,6, 767-791.
- Wolpaw, J. R., 2007. Brain-computer interfaces as new brain output pathways, The Journal of physiology, 579, 3, 613-619.

- Xiao, R. ve Ding, L., 2013. Evaluation of EEG Features in Decoding Individual Finger Movements from One Hand, Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2013, 10.
- Xiao, R. ve Ding, L., 2015. EEG Resolutions in Detecting and Decoding Finger Movements from Spectral Analysis, Frontiers in Neuroscience, 9, 308.
- Yoo, S. S., Fairney, T., Chen, N. K., Choo, S. E., Panych, L. P., Park, H. ve Jolesz, F. A. 2004. Brain-Computer Interface using fMRI: Spatial Navigation by Thoughts, Neuroreport, 15, 10, 1591-1595.
- Zhang, D., Song, H., Xu, R., Zhou, W., Ling, Z. ve Hong, B., 2013. Toward a Minimally Invasive Brain-Computer Interface Using a Single Subdural Channel: a Visual Speller Study, Neuroimage, 71, 30-41.
- Zhou, J., Yao, J., Deng, J. ve Dewald, J. P., 2009. EEG-Based Classification for Elbow versus Shoulder Torque Intentions Involving Stroke Subjects, Computers in Biology and Medicine, 39, 5, 443-452.
- URL-1, <https://medium.com/t%C3%BCrkiye/beynimiz-neuralink-ve-elon-musk-1-k%C4%B1s%C4%B1m-24cb6399>. 8 Mart 2018.

ÖZGEÇMİŞ

15.01.1986 Tarihinde Rize’de doğdu. İlkokul, ortaokul ve lise öğrenimini Trabzon’da tamamladı. 2003 yılında başladığı Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik–Elektronik Mühendisliği Bölümünden 2008 yılında Elektrik–Elektronik Mühendisi unvanı ile mezun oldu. 2008 yılı güz döneminde Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda yüksek lisans eğitimine başladı. 2009-2010 eğitim-öğretim döneminde Erasmus öğrenci değişimi programı kapsamında yüksek lisans çalışması yapmak için İsveç Dalarna Üniversitesine gitti. 2011 yılında yüksek lisans eğitimini tamamlayarak, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda doktora eğitimine başladı. 2009-2017 tarihleri arasında Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak görev yapmıştır. Yabancı dil olarak İngilizce bilmektedir.

SCI/SCI-E indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

1. Ketenci, S. ve Gangal A., Automatic Reduction of Periodic Noise in Images Using Adaptive Gaussian Star Filter, Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences, 25, 3 (2016) 2336 – 2348.

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

1. Ketenci S. ve Kayıkçıoğlu T., Parmak Hareketlerinde En İyi En İyi Ayırıştırılabilen Parmak Çiftinin Beyin Sinyallerinden Belirlenmesi, Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi, (TIPTEKNO), Ekim 2017, Trabzon, 1-3.
2. Ketenci S. ve Kayıkçıoğlu T., Düşünsel El Kavrama Hareketinin Karma Özniteliklere Dayalı Sınıflandırılması, Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı (BIYOMUT), Kasım 2016, İzmir, 1-3.
3. Ketenci S., Kayıkçıoğlu T. ve Gangal A., Ön Koldan Alınan Kas Sinyalleriyle İşaret Dilinde Rakamların Tespiti, Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları (SİU) Kurultayı, Mayıs 2015, Malatya, 2593-2596.

4. Ketenci S. ve Ulutaş G., İmgelerde oğaltma Hilesinin Blokların Frekans Analizine Dayalı Tespiti, Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları (SİU) Kurultayı, Nisan 2014, Trabzon, 461-464.
5. Ketenci S., Ulutaş G. ve Ulutaş M., Detection of Duplicated Regions in Images Using 1D-Fourier Transform, International Conference on Systems, Signals and Image Processing (IWSSIP), Mayıs 2014, Dubrovnik,171-174.
6. Ketenci S. ve Üstübioğlu B., Performance Analysis in Common Color Spaces of 2D Gaussian Color Model for Skin Segmentation, International Conference on Computer as a Tool (EUROCON), Haziran 2013, Zagreb, 1653-1657.
7. Ketenci S. ve Ulutaş G., Copy-Move Forgery Detection in Images via 2D-Fourier Transform, International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP), Temmuz 2013, Roma, 813-816.
8. Ketenci S. ve Üstübioğlu B., Performance Analysis In Common Color Spaces of 2D Gaussian Color Model for Skin Segmentation , International Conference on Computer as a Tool (EUROCON), Temmuz 2013, Zagreb,1653-1657.
9. Üstübioğlu B., Nabiliev V., Üstübioğlu A. ve Ketenci S., Automated Pre-Diagnosis of Acromegaly Disease Using Local Binary Patterns and Its Variants, International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP), Temmuz 2013, Roma, 817-821.
10. Ketenci S. ve Gangal A., Design of Gaussian Star Filter for Reduction of Periodic Noise and Quasi-Periodic Noise in Gray Level Images, International Symposium on Innovations in Intelligent Systems and Applications (INISTA), Haziran 2012, Trabzon, 1-5.
11. Ketenci S. ve Gangal A., Otomatik Tohumlandırılmalı Bölge Büyütme Metoduyla Renkli Görüntülerde Bölge ve Kenar Tespiti, Elektrik- Elektronik –Bilgisayar Sempozyumu, 5-7 Ekim, Elazığ, 2011.

Ödüller

- Turkcell Akademi Teknoloji Liderleri Lisansüstü Burs Programı 2012-2013