

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ TASARIMI İÇİN FARKLI ZİHİNSEL  
AKTİVİTELER ESNASINDA OLUŞAN EEG İŞARETLERİNİN ANALİZ  
EDİLMESİ VE SINIFLANDIRILMASI**

**DOKTORA TEZİ**

**Mak. Yük. Müh. Nurhan GÜRSEL ÖZMEN**

**EYLÜL 2010  
TRABZON**

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ TASARIMI İÇİN FARKLI ZİHİNSEL  
AKTİVİTELER ESNASINDA OLUŞAN EEG SİNYALLERİNİN ANALİZ  
EDİLMESİ VE SINIFLANDIRILMASI**

**Mak. Yük. Müh. Nurhan GÜRSEL ÖZMEN**

**Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde  
“Doktor (Makina Mühendisliği)”  
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 31.08.2010  
Tezin Savunma Tarihi : 17.09.2010**

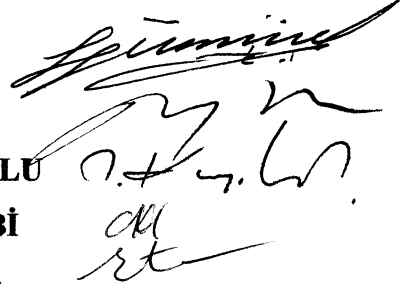
**Tez Danışmanı : Doç. Dr. Levent GÜMÜŞEL**

**Jüri Üyesi : Prof. Dr. Muzaffer DOĞAN**

**Jüri Üyesi : Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU**

**Jüri Üyesi : Doç. Dr. Coşkun HAMZAÇEBİ**

**Jüri Üyesi : Prof. Dr. Etem KÖKLÜKAYA**



**Enstitü Müdürü: Prof. Dr. Salih TERZİOĞLU**

**Trabzon 2010**

## ÖNSÖZ

Beyin bilgisayar arayüzü tasarımı ile ilgili çalışmalar son on beş yıl içerisinde ilgi duyulan çalışmalar arasındadır. Disiplinler arası bir konu olduğundan pek çok bilim dalından bilim insanları bu konuda çalışmalar yürütmektedir. Özellikle biyomedikal sinyal işleme ve veri madenciliği konularında dünyada ve ülkemizde pek çok yüksek lisans ve doktora çalışmaları yürütülmektedir. Bu doktora tez çalışması kapsamında da beyinden alınan EEG sinyallerinden öz nitelikler çıkarılarak, farklı sınıflandırma algoritmaları ile sınıflandırılmıştır.

Doktora tez çalışmalarım süresince bana vakit ayıran, bu uzun ve özverili süreci atlatmamda katkılarını esirgemeyen danışman hocam sayın Doç. Dr. Levent GÜMÜŞEL'e saygılarımı sunar, teşekkür ederim.

Ayrıca çalışmalarım süresince bu çalışmaya destek vererek bana fikirleriyle yön veren ve doktora tez izleme komitesinde bulunan sayın hocam Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU'na çok teşekkür ederim.

Bu çalışma için ilk ölçümleri gerçekleştirmemizi ve EEG ölçümleri konusunda bilgi sahibi olmamızı sağlayan KTÜ Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı hocası sayın Prof.Dr. Sibel VELİOĞLU'na ve EEG laboratuvarı çalışanlarına da teşekkür ederim.

Bu çalışmayı mali yönden destekleyen KTÜ Bilimsel Araştırma Fonu'na da teşekkürü bir borç bilirim.

Son olarak tüm çalışmalarım süresince bana destek olan sevgili eşim Yrd. Doç. Dr. Yücel ÖZMEN'e ve beni yetiştirip bugünlere ulaşmamı sağlayan, her an manevi desteklerini benden esirgemeyen sevgili annem, babam ve ablalarımaya sonsuz teşekkür ederim.

Nurhan GÜRSEL ÖZMEN  
Trabzon 2010

## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ.....	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET.....	VI
SUMMARY.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ.....	XIV
SEMBOLLER DİZİNİ.....	XVI
1. GENEL BİLGİLER.....	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. Beyin Aktivitesinin Ölçülmesi.....	2
1.2.1. EEG Sinyalinin Yapısı.....	5
1.2.2. EEG Dalga Tipleri.....	6
1.2.3. EEG Ölçümünün Yapılışı.....	9
1.3. Beyin Bilgisayar Arayüzleri (BBA).....	10
1.3.1. BBA Türleri.....	11
1.3.1.1. Bağımlı BBA.....	11
1.3.1.2. Bağımsız BBA.....	12
1.3.2. BBA Sisteminin Temel Yapısı.....	12
1.3.2.1. Modern BBA Örnekleri.....	12
1.3.3. Geçmişten Günümüze BBA Alanında Yapılan Çalışmalar.....	14
1.3.4. Beyin Bilgisayar Arayüzü Alanında Çalışan Araştırma Merkezleri.....	16
1.4. Beyin Bilgisayar Arayüzü Araştırmalarında Kullanılan Öz Nitelik Çıkarma ve Sınıflandırma Algoritmaları.....	19
1.4.1. Ön İşleme.....	21
1.4.1.1. Basit Geçici ve Uzaysal Filtreler.....	21
1.4.2. Amplifikasyon ve A/D Dönüştürücüler.....	24
1.4.3. Artifaktlar.....	24
1.4.4. Verilerin Gruplandırılması.....	25

1.4.5.	Kanal Seçimi.....	25
1.4.6.	Öz Nitelik Çıkarma.....	25
1.4.6.1.	Zaman Domeni Özellikleri.....	26
1.4.6.2.	Frekans Domeni Özellikleri.....	27
1.4.6.3.	Uzaysal Domen Özellikleri.....	27
1.4.7.	Öz Niteliklerin Sınıflandırılması.....	28
1.4.7.1.	Sınıflandırıcı Tasnifi.....	29
1.4.7.2.	BBA Araştırmalarında Kullanılan Sınıflandırıcılar.....	29
1.5.	Tez Çalışmasının Amacı ve Literatüre Katkıları.....	31
1.6.	Tez Çalışmasının Kapsamı ve Organizasyonu.....	32
2.	YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	35
2.1.	EEG Ölçüm Sistemi.....	35
2.2.	Deney Aşaması.....	36
2.3.	Sinyal Analizi.....	40
2.3.1.	Spektral Analiz.....	41
2.4.	Öz Niteliklerin Çıkarılması.....	43
2.5.	Sınıflandırma.....	47
2.5.1.	Doğrusal Ayırıcı Analizi (DAA).....	48
2.5.2.	Destek Vektör Makinesi (DVM).....	50
2.5.2.1.	Doğrusal Olarak Ayrılabilir Durumu.....	50
2.5.2.2.	Doğrusal Olarak Ayrılamama Durumu.....	56
2.5.2.2.1.	Çekirdek Fonksiyonlar.....	58
2.5.3.	Sınıflandırma Performansı Ölçütleri.....	60
3.	BULGULAR.....	62
3.1.	Öz Niteliklere Ait Bulgular.....	62
3.1.1.	PSD Verilerine Dayanan Öz Nitelikler.....	62
3.1.2.	Alfa ve Beta Karakteristiklerine Dayanan Öz Nitelikler.....	87
3.2.	Sınıflandırma Sonuçlarına Ait Bulgular.....	99
3.2.1.	İkili Sınıflandırma.....	99
3.2.2.	Çoklu Sınıflandırma.....	119
3.3.	Sınıflandırma Performansına Ait Bulgular.....	135
3.3.1.	İkili Sınıflandırma.....	135
4.	İRDELEME.....	148

4.1.	Öz Niteliklere Ait İrdeleme .....	148
4.1.1.	Öz Nitelik Çıkarımındaki İlk Aşamaya Ait İrdeleme .....	148
4.1.2.	Öz Nitelik Çıkarımındaki İkinci Aşamaya Ait İrdeleme .....	150
4.2.	Sınıflandırma Sonuçlarına Ait İrdeleme .....	151
4.2.1.	İkili Sınıflandırma Sonuçlarına Ait İrdeleme .....	151
4.2.2.	Çoklu Sınıflandırma Sonuçlarına Ait İrdeleme .....	155
4.3.	Sınıflandırma Performansına Ait İrdeleme .....	157
5.	SONUÇLAR.....	159
6.	ÖNERİLER.....	161
7.	KAYNAKLAR.....	162
	ÖZGEÇMİŞ .....	172

## ÖZET

Bu çalışmada, farklı zihinsel ve motor aktiviteler esnasında kaydedilen EEG verilerinden öz nitelikler çıkarılmış ve iki farklı sınıflandırıcı ile bu öz niteliklerin performansları değerlendirilmiştir. Nörofizyolojik bozukluğu olan kişiler hedeflenerek gerçekleştirilen çalışmada, farklı görevler esnasında kaydedilen EEG sinyalleri analiz edilmiştir. Bu görevler rahat durum, problem çözümü, sağ el hayali, sol el hayali ve A harfi hayali şeklindedir.

Zihinden gerçekleştirilen beş farklı görevin ortaya konması esnasında, Biosemi ActiveTwo System EEG cihazı kullanılarak kaydedilen EEG verileri içerisinde, zihinsel görevlerde aktif olduğu düşünülen dokuz kanal seçilmiştir. Bu kanallardan elde edilen veriler, MATLAB ortamında geliştirilen algoritmalar ile analiz edilmiştir. Öncelikle veriler ön işleme tabi tutularak gürültüden ve bozucu etkilerden arındırılmıştır. İki aşamalı olarak gerçekleştirilen öz nitelik çıkarma işleminin ilk aşamasında spektral analiz yöntemlerinden Welch metodu kullanılarak güç spektral yoğunluğu hesaplanmıştır. İkinci aşamada, güç spektral yoğunluğu hesaplanmış verilerden, alfa ve beta ritimlerinin karakteristik özellikleri kullanılarak öz nitelikler belirlenmiştir. Öz niteliklerin sınıflandırma performansının belirlenmesi için, Doğrusal Ayırıcı Analizi ve Destek Vektör Makinesi yöntemleri kullanılarak farklı görevlerin ikili ve çoklu sınıflandırmaları gerçekleştirilmiştir. Sınıflandırma sonuçları her kanalın performansını gösterecek şekilde hesaplanmış ve her bir görev için aktif olan kanallar belirlenmiştir.

Kullanılan sınıflandırma yöntemlerinden Destek Vektör Makinesi ile elde edilen sınıflandırma başarımlarının hem ikili hem de çoklu sınıflandırmada, Doğrusal Ayırıcı Analizi'nden üstün olduğu belirlenmiştir. Farklı sayıda elektrot kullanılarak, sınıflandırma performansları kıyaslanmış ve dört elektrot kullanımının yeterli olduğu görülmüştür. Beş farklı görev için sınıflandırma başarımları değerlendirildiğinde, bu sonuçların Beyin Bilgisayar Arayüzü uygulamalarında kullanılabilir olduğu sonucuna varılmıştır. Sınıflandırıcıların performans ölçütleri, sınıflandırma doğruluğu, duyarlılık ve seçicilik açısından ele alınmış ve sınıflandırıcıların başarılı olduğu belirlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** EEG sinyal analizi, Beyin Bilgisayar Arayüzü, Öz nitelik çıkarımı, Sınıflandırma, DAA, DVM

## SUMMARY

### **Analysis and Classification of EEG Signals Recorded During Different Mental Tasks for a Brain Computer Interface Design**

In this study, features of EEG signals which are recorded during different mental and motor tasks are extracted and the performances of those features are tested with two different classifiers. EEG signals recorded during mental tasks are analyzed so that it is aimed to help people with neurophysiological disorders. The tasks are relax state, problem solving, imagination of right hand, imagination of left hand and imagination of the letter A.

A Biosemi ActiveTwo System is used to record EEG signals and the data gathered from the chosen nine electrode channels are transferred to the MATLAB for analysis and then purified from noise and outliers. After that a two step feature extraction algorithm is applied. The first step involves calculating power spectral densities by Welch method, and the second step is developed from this power spectral density data, which is determining alpha and beta band characteristics as features. The extracted feature vectors are transferred to Linear Discriminant Analysis and Support Vector Machines classifiers and they are used for two class and multiclass classification. Classification results are obtained for each channel and by using those results the most active channels for each task are determined.

Among the classifiers, Support Vector Machines performed better than the Linear Discriminant Analysis for both classification schemes. In addition the use of four electrodes found enough for analysis. The achieved classification results showed the eligibility of five different tasks for Brain Computer Interface applications. Finally, the classification performances are considered by classification accuracy, sensitivity and specificity constraints.

**Key Words:** EEG signal analysis, Brain Computer Interface, Feature extraction, Classification, LDA, SVM.



## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<b><u>Sayfa No</u></b>
Şekil 1.1.	Nöronun yapısı ..... 2
Şekil 1.2.	Beynin bölümleri ..... 4
Şekil 1.3.	İnsan motor korteksinin organlara göre aktif olan bölümleri..... 4
Şekil 1.4.	Yetişkin bir bireyin bir çarpma işlemi yapmasını gösteren çok kanallı EEG'si..... 6
Şekil 1.5.	Alfa ve Beta aktiviteleri ..... 7
Şekil 1.6.	Teta aktivitesi ..... 7
Şekil 1.7.	Mü Dalgaları ..... 8
Şekil 1.8.	Uluslararası 10-20 Elektrot yerleşim sistemi..... 9
Şekil 1.9.	Örnek bir BBA uygulaması ..... 11
Şekil 1.10.	Beyin bilgisayar arayüzü işleyiş şeması ..... 20
Şekil 1.11.	Göz kırpması sonucu EEG dalgasında oluşan artefakt ..... 24
Şekil 1.12.	Tez çalışmasının adım adım işleyiş şeması ..... 33
Şekil 2.1.	Biosemi ActiveTwo EEG Ölçüm Sistemi ..... 36
Şekil 2.2.	Deney hazırlık aşaması ..... 39
Şekil 2.3.	Analiz için kullanılmak üzere seçilen elektrotlar..... 39
Şekil 2.4.	Herhangi bir göreve ait PSD grafiği..... 45
Şekil 2.5.	Herhangi bir göreve ait PSD grafiğindeki minimum ve maksimum noktalar..... 45
Şekil 2.6.	Herhangi bir göreve ait PSD grafiğindeki seçilen minimum ve maksimum noktalar..... 46
Şekil 2.7.	İki boyutlu uzayda doğrusal olarak ayrılabilen verilerin görünümü.... 51
Şekil 2.8.	Doğrusal olarak birbirinden ayrılabilen veriler arasındaki OAD ve destek vektörleri..... 53
Şekil 2.9.	Doğrusal olarak ayırlamama durumu ..... 57
Şekil 2.10.	Gözlem uzayındaki verilerin doğrusal ayırma düzlemi oluşturacak şekilde bir özellik uzayına taşınması ..... 58
Şekil 3.1.	Rahat durum, F3 elektrotu ..... 62
Şekil 3.2.	Problem çözümü, F3 elektrotu ..... 63
Şekil 3.3.	Sağ el hayali, F3 elektrotu ..... 63

Şekil 3.4.	Sol el hayali, F3 elektrotu .....	64
Şekil 3.5.	A harfi hayali, F3 elektrotu .....	65
Şekil 3.6.	Rahat durum, F4 elektrotu.....	65
Şekil 3.7.	Problem çözümü, F4 elektrotu .....	66
Şekil 3.8.	Sağ el hayali, F4 elektrotu .....	67
Şekil 3.9.	Sol el hayali, F4 elektrotu .....	67
Şekil 3.10.	A harfi hayali, F4 elektrotu .....	68
Şekil 3.11.	Rahat durum, C3 elektrotu .....	68
Şekil 3.12.	Problem çözümü, C3 elektrotu .....	69
Şekil 3.13.	Sağ el hayali, C3 elektrotu .....	69
Şekil 3.14.	Sol el hayali, C3 elektrotu .....	70
Şekil 3.15.	A harfi hayali, C3 elektrotu .....	71
Şekil 3.16.	Rahat durum, C4 elektrotu.....	72
Şekil 3.17.	Problem çözümü, C4 elektrotu .....	72
Şekil 3.18.	Sağ el hayali, C4 elektrotu .....	73
Şekil 3.19.	Sol el hayali, C4 elektrotu .....	73
Şekil 3.20.	A harfi hayali, C4 elektrotu .....	74
Şekil 3.21.	Rahat durum, P3 elektrotu .....	74
Şekil 3.22.	Problem çözümü, P3 elektrotu .....	75
Şekil 3.23.	Sağ el hayali, P3 elektrotu .....	75
Şekil 3.24.	Sol el hayali, P3 elektrotu .....	76
Şekil 3.25.	A harfi hayali, P3 elektrotu.....	76
Şekil 3.26.	Rahat durum, P4 elektrotu .....	77
Şekil 3.27.	Problem çözümü, P4 elektrotu .....	77
Şekil 3.28.	Sağ el hayali, P4 elektrotu .....	78
Şekil 3.29.	Sol el hayali, P4 elektrotu .....	78
Şekil 3.30.	A harfi hayali, P4 elektrotu .....	79
Şekil 3.31.	Rahat durum, Pz elektrotu .....	79
Şekil 3.32.	Problem çözümü, Pz elektrotu .....	80
Şekil 3.33.	Sağ el hayali, Pz elektrotu .....	80
Şekil 3.34.	Sol el hayali, Pz elektrotu .....	81
Şekil 3.35.	A harfi hayali, Pz elektrotu .....	81
Şekil 3.36.	Rahat durum, O1 elektrotu .....	82

Şekil 3.37.	Problem çözümü, O1 elektrotu .....	82
Şekil 3.38.	Sağ el hayali, O1 elektrotu .....	83
Şekil 3.39.	Sol el hayali, O1 elektrotu .....	83
Şekil 3.40.	A harfi hayali, O1 elektrotu .....	84
Şekil 3.41.	Rahat durum, O2 elektrotu .....	84
Şekil 3.42.	Problem çözümü, O2 elektrotu .....	85
Şekil 3.43.	Sağ el hayali, O2 elektrotu .....	85
Şekil 3.44.	Sol el hayali, O2 elektrotu .....	86
Şekil 3.45.	A harfi hayali, O2 elektrotu .....	86
Şekil 3.46.	Rahat durum, F3 elektrotu - Yule Walker AR metodu .....	87
Şekil 3.47.	Rahat/Problem, I. öz nitelik .....	88
Şekil 3.48.	Rahat/Problem, II. öz nitelik .....	88
Şekil 3.49.	Rahat/Problem, III. öz nitelik .....	88
Şekil 3.50.	Rahat/Problem, IV. öz nitelik .....	88
Şekil 3.51.	Rahat/Problem, V. öz nitelik .....	88
Şekil 3.52.	Rahat/Problem, VI. öz nitelik .....	88
Şekil 3.53.	Rahat/Problem, I. öz nitelik .....	89
Şekil 3.54.	Rahat/Problem, II. öz nitelik .....	89
Şekil 3.55.	Rahat/Problem, III. öz nitelik .....	89
Şekil 3.56.	Rahat/Problem, IV. öz nitelik .....	89
Şekil 3.57.	Rahat/Problem, V. öz nitelik .....	89
Şekil 3.58.	Rahat/Problem, VI. öz nitelik .....	89
Şekil 3.59.	Rahat/Problem, I. öz nitelik .....	90
Şekil 3.60.	Rahat/Problem, II. öz nitelik .....	90
Şekil 3.61.	Rahat/Problem, III. öz nitelik .....	90
Şekil 3.62.	Rahat/Problem, IV. öz nitelik .....	90
Şekil 3.63.	Rahat/Problem, V. öz nitelik .....	90
Şekil 3.64.	Rahat/Problem, VI. öz nitelik .....	90
Şekil 3.65.	Rahat/Problem, I. öz nitelik .....	91
Şekil 3.66.	Rahat/Problem, II. öz nitelik .....	91
Şekil 3.67.	Rahat/Problem, III. öz nitelik .....	91
Şekil 3.68.	Rahat/Problem, IV. öz nitelik .....	91
Şekil 3.69.	Rahat/Problem, V. öz nitelik .....	91

Şekil 3.70.	Rahat/Problem, VI. öz nitelik .....	91
Şekil 3.71.	Rahat/Problem, I. öz nitelik .....	92
Şekil 3.72.	Rahat/Problem, II. öz nitelik .....	92
Şekil 3.73.	Rahat/Problem, III. öz nitelik .....	92
Şekil 3.74.	Rahat/Problem, IV. öz nitelik .....	92
Şekil 3.75.	Rahat/Problem, V. öz nitelik .....	92
Şekil 3.76.	Rahat/Problem, VI. öz nitelik .....	92
Şekil 3.77.	Sağ el/Sol el, I. öz nitelik .....	93
Şekil 3.78.	Sağ el/Sol el, II. öz nitelik .....	93
Şekil 3.79.	Sağ el/Sol el, III. öz nitelik .....	93
Şekil 3.80.	Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik .....	93
Şekil 3.81.	Sağ el/Sol el, V. öz nitelik .....	93
Şekil 3.82.	Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik .....	93
Şekil 3.83.	Sağ el/Sol el, I. öz nitelik .....	94
Şekil 3.84.	Sağ el/Sol el, II. öz nitelik .....	94
Şekil 3.85.	Sağ el/Sol el, III. öz nitelik .....	94
Şekil 3.86.	Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik .....	94
Şekil 3.87.	Sağ el/Sol el, V. öz nitelik .....	94
Şekil 3.88.	Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik .....	94
Şekil 3.89.	Sağ el/Sol el, I. öz nitelik .....	95
Şekil 3.90.	Sağ el/Sol el, II. öz nitelik .....	95
Şekil 3.91.	Sağ el/Sol el, III. öz nitelik .....	95
Şekil 3.92.	Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik .....	95
Şekil 3.93.	Sağ el/Sol el, V. öz nitelik .....	95
Şekil 3.94.	Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik .....	95
Şekil 3.95.	Sağ el/Sol el, I. öz nitelik.....	96
Şekil 3.96.	Sağ el/Sol el, II. öz nitelik.....	96
Şekil 3.97.	Sağ el/Sol el, III. öz nitelik .....	96
Şekil 3.98.	Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik .....	96
Şekil 3.99.	Sağ el/Sol el, V. öz nitelik .....	96
Şekil 3.100.	Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik .....	96
Şekil 3.101.	Sağ el/Sol el, I. öz nitelik .....	97
Şekil 3.102.	Sağ el/Sol el, II. öz nitelik .....	97

Şekil 3.103.	Sağ el/Sol el, III. öz nitelik.....	97
Şekil 3.104.	Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik .....	97
Şekil 3.105.	Sağ el/Sol el, V. öz nitelik .....	97
Şekil 3.106.	Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik .....	97
Şekil 3.107.	Sağ el/Sol el, I. öz nitelik .....	98
Şekil 3.108.	Sağ el/Sol el, II. öz nitelik .....	98
Şekil 3.109.	Sağ el/Sol el, III. öz nitelik.....	98
Şekil 3.110.	Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik .....	98
Şekil 3.111.	Sağ el/Sol el, V. öz nitelik .....	98
Şekil 3.112.	Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik .....	98
Şekil 3.113.	Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Rahat durum için DAA sınıflandırma performansı.....	128
Şekil 3.114.	Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Rahat durum için DVM sınıflandırma performansı.....	129
Şekil 3.115.	Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Problem çözümü için DAA sınıflandırma performansı.....	129
Şekil 3.116.	Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Problem çözümü için DVM sınıflandırma performansı.....	130
Şekil 3.117.	Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Sağ el hayali için DAA sınıflandırma performansı.....	130
Şekil 3.118.	Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Sağ el hayali için DVM sınıflandırma performansı.....	131
Şekil 3.119.	Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Sol el hayali için DAA sınıflandırma performansı.....	131
Şekil 3.120.	Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Sol el hayali için DVM sınıflandırma performansı.....	132
Şekil 3.121.	Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda A harfi hayali için DAA sınıflandırma performansı.....	132
Şekil 3.122.	Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda A harfi hayali için DAA sınıflandırma performansı.....	133
Şekil 3.123.	Rahat/Problem, 9 elektrot için ROC eğrisi .....	134
Şekil 3.124.	Rahat/Sağ el, 9 elektrot için ROC eğrisi .....	134
Şekil 3.125.	Rahat/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	134
Şekil 3.126.	Rahat/A harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	135
Şekil 3.127.	Problem/Sağ el, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	136
Şekil 3.128.	Problem/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi .....	136

Şekil 3.128.	Problem/A Harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi .....	136
Şekil 3.130.	Sağ el/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	137
Şekil 3.131.	Sağ el/A Harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	137
Şekil 3.132.	Sol el/A Harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	138
Şekil 3.133.	Rahat/Problem, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	138
Şekil 3.134.	Rahat/Sağ el, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	139
Şekil 3.135.	Rahat/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	139
Şekil 3.136.	Rahat/A Harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	140
Şekil 3.137.	Problem/Sağ el, 9 elektrot için ROC eğrisi .....	140
Şekil 3.138.	Problem/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	141
Şekil 3.139.	Problem/A harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	141
Şekil 3.140.	Sağ el/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	142
Şekil 3.141.	Sağ el/A harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	142
Şekil 3.142.	Sol el/A harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi.....	142

## TABLolar DİZİNİ

	<b><u>Sayfa No</u></b>
Tablo 1.1. En çok kullanılan frekans bantları ve $\mu$ -ritmi .....	8
Tablo 2.1. Beynin görevlere göre aktif olan bölümleri .....	37
Tablo 2.2. Hata Matrisi .....	60
Tablo 3.1.. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 6 öz nitelik için DAA ikili sınıflandırma sonuçları .....	101
Tablo 3.2. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 3 öz nitelik için DAA ikili sınıflandırma sonuçları .....	103
Tablo 3.3. Klasik dört öz nitelik için DAA ikili sınıflandırma sonuçları.....	105
Tablo 3.4. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 6 öz nitelik için DVM ikili sınıflandırma sonuçları (Lineer Kernel).....	108
Tablo 3.5. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 3 öz nitelik için DVM ikili sınıflandırma sonuçları (Lineer Kernel).....	110
Tablo 3.6. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 6 öz nitelik için DVM ikili sınıflandırma sonuçları (RBF Kernel).....	113
Tablo 3.7. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 3 öz nitelik için DVM ikili sınıflandırma sonuçları (RBF Kernel).....	115
Tablo 3.8. Klasik 4 öz nitelik için DVM ikili sınıflandırma sonuçları (RBF Kernel)	117
Tablo 3.9. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 3 öz nitelik için DAA çoklu sınıflandırma sonuçları.....	121
Tablo 3.10. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 3 öz nitelik için DVM çoklu sınıflandırma sonuçları (RBF Kernel).....	123
Tablo 3.11. Eğitim sayısının işlem zamanına etkisi .....	125
Tablo 3.12. Çoklu sınıflandırma sonuçları, 9 elektrot kullanılması durumu.....	126
Tablo 3.13. Çoklu sınıflandırma sonuçları, 4 elektrot kullanılması durumu, (F3 F4 C3 C4).....	127
Tablo 3.14. Çoklu sınıflandırma sonuçları, 5 sağ yarı küre elektrotlarının kullanılması durumu, (F3 C3 P3 Pz O1).....	127
Tablo 3.15. Çoklu sınıflandırma sonuçları, 5 sol yarı küre elektrotlarının kullanılması durumu, (F4 C4 P4 Pz O2).....	127
Tablo 3.16. DAA ikili sınıflandırma performansı, Doğruluk, Duyarlılık, Seçicilik değerleri.....	146
Tablo 3.17. DVM ikili sınıflandırma performansı, Doğruluk, Duyarlılık, Seçicilik değerleri.....	147
Tablo 4.1. İkili sınıflandırmada kullanılan yöntemlerle elde edilen en yüksek sınıflandırma başarımları.....	155

Tablo 4.2.	6 öz nitelik için Mann-Whitney U testi sonuçları.....	158
Tablo 4.3.	6 öz nitelik için Mann-Whitney U testi sonuçları.....	158



## SEMBOLLER DİZİNİ

<b>EEG</b>	: Elektroansefalografi
<b>BBA</b>	: Beyin bilgisayar arayüzü
<b>ALS</b>	: Amiyotropik lateral skleroz
<b>MS</b>	: Çoklu skleroz
<b>fMRI</b>	: Fonksiyonel manyetik rezonans görüntülemesi
<b>PET</b>	: Pozitron emisyon tomografisi
<b>MEG</b>	: Magnetoansefalografi
<b>GTP</b>	: Görsel tetiklenen potansiyel
<b>YKP</b>	: Yavaş kortikal potansiyel
<b>SNR</b>	: Sinyal gürültü oranı (Signal to noise ratio)
<b>BRI</b>	: Beyin cevap arayüzü (Brain response interface)
<b>ERS</b>	: Olay bağlantılı senkronizasyon (Event related synchronization)
<b>ERD</b>	: Olay bağlantılı desenkronizasyon (Event related desynchronization)
<b>AR</b>	: Otoregresif (özbağlısımlı)
<b>TTD</b>	: Düşünce tercüme cihazı (Thought translation device)
<b>ABI</b>	: Uyarlanabilir beyin arayüzü (Adaptive brain interface)
<b>DFT</b>	: Ayrık Fourier Dönüşümü (Discrete Fourier Transform)
<b>FIR</b>	: Sonlu impuls tepkili filtre (Finite impulse response filter)
<b>IIR</b>	: Sonsuz impuls tepkili filtre (Infinite impulse response filter)
<b>FFT</b>	: Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform)
<b>MRP</b>	: Hareket bağlantılı potansiyel (Movement related potential)
<b>MLP</b>	: Çok katmanlı algılayıcı (Multilayer Perseptron)
<b>EKG</b>	: Elektrokardiyografi
<b>EMG</b>	: Elektromiyografi
<b>EOG</b>	: Elektrookülografi
<b>BDF</b>	: Biosemi veri formatı
<b>PSD</b>	: Güç spektral yoğunluğu (Power spectral density)
<b>DAA</b>	: Doğrusal ayırıcı analizi
<b>LDA</b>	: Lineer diskriminant analiz
<b>DVM</b>	: Destek vektör makinesi
<b>OAD</b>	: Optimum ayırma düzlemi
<b>ROC</b>	: Alıcı işlem karakteristiği (Receiver Operating Characteristics)
<b>GPO</b>	: Gerçek pozitif oran
<b>YPO</b>	: Yanlış pozitif oran

## 1. GENEL BİLGİLER

### 1.1. Giriş

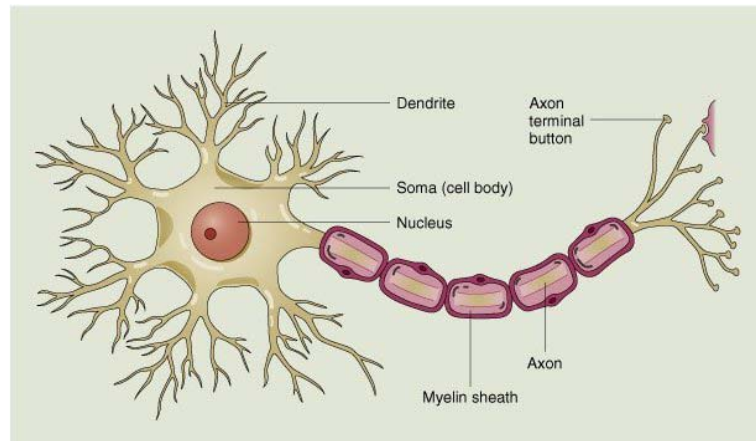
Bilim ve teknolojide yaşanan gelişmelerin tümü insan yaşam kalitesinin artırılmasını amaçlar. Bu nedenle, bilim adamları yaşlıların, engellilerin, hastaların ve ağır iş şartları altında çalışan kişilerin yaşam standartlarının yükseltilmesi için pek çok yeni araştırma konusu üzerinde çalışmaktadırlar. İnsanların düşüncelerinin tespit edilerek, dış ortama aktarılması da bu yeni çalışma alanları arasındadır. Bilim adamları insan beyni hakkında detaylı bilgi edinebilmek amacıyla, geçmişten günümüze, ilkel kabul edeceğimiz yöntemlerden gelişmiş yöntemlere kadar pek çok metot geliştirmişlerdir. Beyin dalgalarının elektro-kimyasal olaylarla açıklanabilir ve beynin elektriksel potansiyelinin ölçülüp işlenebilir olması da bu yöntemlerle mümkün olmaktadır. Son yıllarda, özellikle fiziksel engelli ya da motor fonksiyon bozukluğu olan kişilerin ihtiyaçlarına yönelik olarak beyin bilgisayar arayüzleri geliştirilmesi üzerinde çalışmalar hız kazanmıştır. Beyin bilgisayar arayüzü sistemi, insanların düşüncelerini ve isteklerini dış dünyaya iletirken beynin olağan iletim sistemleri olan sinirleri kullanmak yerine, beyin bünyesinde bulunan sinyal türlerinin aktivasyonları tespit edilerek, bunların dış ortama bir bilgisayar vasıtasıyla aktarılmasıyla sağlanan bir iletişim sistemidir [1]. Tüm diğer yardımcı iletişim teknikleri, bir şekilde kas gücüne ihtiyaç duyduğundan, ileri derecede motor fonksiyon bozukluğu olan kişiler örneğin Amiyotropik Lateral Skleroz (ALS), beyin felci ve inme hastaları, bu teknikleri kullanamamaktadırlar. Dolayısıyla beyin bilgisayar arayüzü teknolojisi onlara bir iletişim imkânı tanımaktadır. Son yıllarda bu alanda dünyanın değişik yerlerinde farklı araştırma grupları çalışmaktadır ve beyinden sinyallerin elde edilmesi aşamasında çoğunluğu elektroensefalografiden (EEG) yararlanmaktadırlar. Beyin bilgisayar arayüzü sistemi, diğer kontrol sistemleri gibi, giriş, çıkış ve iletim algoritması olan kontrol sistemidir. Bu sistemin girişi için pek çok farklı beyin aktivitesi içeriği mevcuttur ayrıca bu içeriklerin elde edilmesi ve belli algoritmalarla çıkış kontrol sinyallerine dönüştürülmesi, bu alanda çalışan bilim insanlarının araştırdığı konular arasındadır. Son yıllarda üzerinde önemle çalışılan bir alan olmasına rağmen, hala tam olarak verimli diye nitelendirilebilecek bir beyin bilgisayar ara yüzü geliştirilememiştir.

Bu tez çalışması kapsamında, sağlıklı bir bireyden farklı zihinsel aktiviteleri ve motor görevleri hayal etmesi esnasında elde edilen beş farklı sınıfa ait EEG verileri frekans özellikleri açısından incelenerek, beyin bilgisayar arayüzü girişi olabilecek öz nitelikler belirlenmiş ve çıkış performansları açısından değerlendirilmek üzere iki farklı sınıflandırıcı ile sınıflandırılmıştır. Buradan hareketle, çevrimdışı (offline) olarak gerçekleştirilen bu adımların, gerçek zamanlı (online) kontrolü olan bir sisteme dönüştürülmesi hedeflenmiştir.

## 1.2. Beyin Aktivitesinin Ölçülmesi

Beyin bilgisayar arayüzlerinin tasarımındaki temel hedef, kullanıcının bilinçli veya bilinç dışı olarak gerçekleştirdiği isteğini beyin aktivitesinin ölçümü vasıtasıyla saptayabilmektir. Bu işlemin ilk adımı beyinde başlar ve ilk eleman da nörondur.

- Nöron: Nöron ya da sinir hücresi, sinir sisteminin temel fonksiyonel birimidir. Nöronlar birbirleri ile iletişim kurma ve bu iletişim yardımıyla diğer nöronları etkileme esasına dayalı olarak çalışmaktadırlar. Soma adı verilen hücre gövdesi içerisinde çekirdek (nucleus) yer alır, Şekil 1.1. Her bir nöron birbirine akson adı verilen uzun uzantılarla bağlanır. Soma kısmı da yine dendrit olarak adlandırılan kısa uzantılarla bir başka nöronun aksonuna bağlanır. Bir nöronun dendriti ile diğer nöronun aksonunun karşılaştığı yere “sinaps” denir.



Şekil 1.1. Nöronun yapısı [2].

Böylece nöronun girişleri (dendritler) ile diğer bir nöronun çıkışları (aksonlar) arasında iletişim sinaps yardımıyla yapılır. Nöronun elektrik potansiyel değeri, sinapslara gelen sinyalin değeri ve uzunluğuna bağlıdır. Nörona gelen bu potansiyel değerler nöronda toplanarak bir toplam potansiyel değeri oluşturur. Bu potansiyel belli bir değere (40 mV gibi) ulaştıktan sonra, nöron bu değeri çıkışına iletir ve böylece yeni bir aktifleşme dalgası oluşturur. Bu etki akson boyunca iletilir. Yeni etki diğer bir nöronu etkilemek için bu nörona bağlı sinapslardan geçerek diğer nöronlara iletilir. Beyindeki her bir nöronun tek tek aktivitesini tespit etmek elbette imkânsızdır, fakat belli bir aktiviteyi gerçekleştirmek için grup halinde çalışan nöronların aktivitesi kafatasına yerleştirilen elektrotlar vasıtasıyla EEG ölçümüyle kaydedilmektedir [2].

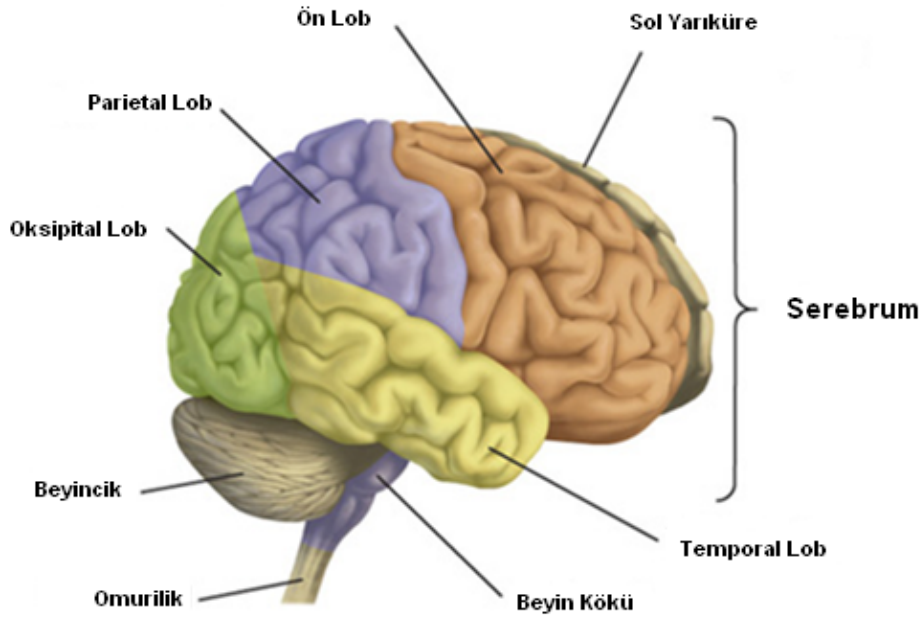
- Beyin (serebrum): Kafatası boşluğunda yer alan beyin, 100 milyar sinir hücresi (nöron) ve trilyonlarca “glia” denilen destek hücrelerinden oluşur. Ortalama bir erişkinin beyni 1300-1400 gramdır. Beyin ve omurilik, meniks denen üç zarla koruma altına alınmıştır. En dıştaki zar dura mater adını alır ve kafatası kemiklerinin iç yüzeyine tutunur. Ortadaki zar bağ dokudan oluşan araknoid zardır. En içteki zar ise beyni tamamen saran ve besleyen pia mater denen zardır. Beyin enerjisini glukozun yıkımından sağlar. Beyin oksijensiz ya da glukozsuz kalırsa faaliyetini yitirir.

Beynin başlıca kısımları:

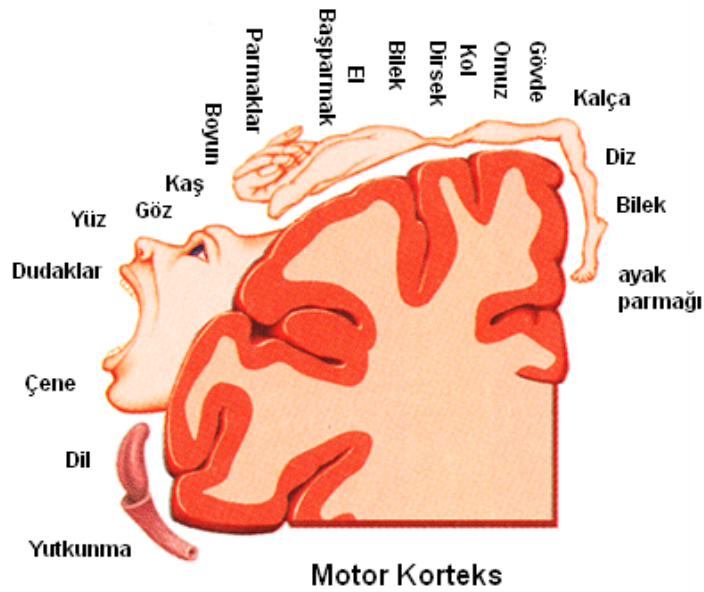
- Serebral korteks: Serebrumun tüm kıvrımlarını örten serebral korteksin kalınlığı 2-6 mm arasındadır. Serebral korteksin sağ ve sol yarısı korpus kallosum denilen, kalın bir bant oluşturan sinir lifleri ile birbirine bağlanmıştır. İnsanlarda serebral korteksin yüzeyi pek çok girinti ve çıkıntıyla kaplıdır. Korteksteki çıkıntılara girus, girintilere ise sulkus denir. Bunlar yüzey alanının arttırılmasını sağlamışlardır. Serebral korteksin fonksiyonu, düşünme, istemli hareket, dil, sonuç çıkarma, algılamadır. Beyin Bilgisayar arayüzü araştırmalarında en çok kullanılan kısımdır. Serebral yarı kürelerden her biri vücudun zıt tarafını kontrol eder. İnsanların % 90-95’inde sol yarı küre baskındır. Sol serebral yarı küre, sağ elin kontrolü, konuşma ve yazma dili, bilimsel ve sayısal yetenek, düşünme ve mantık ve çözümlene gibi motor alanlara sahiptir. Sağ serebral yarı kürede ise sol elin kontrolü, görme ve hayal, müzik ve sanat yeteneği, yüzlerin ve üç boyutlu şekillerin tanınması ve idrakin tamamlanması gibi özelliklere sahip motor alanlar bulunur.

Serebral korteksin her bir yarı küresi frontal, parietal, oksipital ve temporal olmak üzere Şekil 1.2’de görüldüğü gibi dört loba ayrılır. Korteks de her biri özel bir görev için uzmanlaşmış farklı bölümlere ayrılır. Özellikle sensörimotor korteks üzerinde tüm vücut

fonksiyonları gösterilebilir. Vücutta en fazla motor kontrol ihtiyacı gerektiren organların, motor korteksde kapladıkları alan en fazladır, bu durum insan motor homunkulus olarak adlandırılır [3] ,Şekil 1.3.



Şekil 1.2. Beynin bölümleri [2].

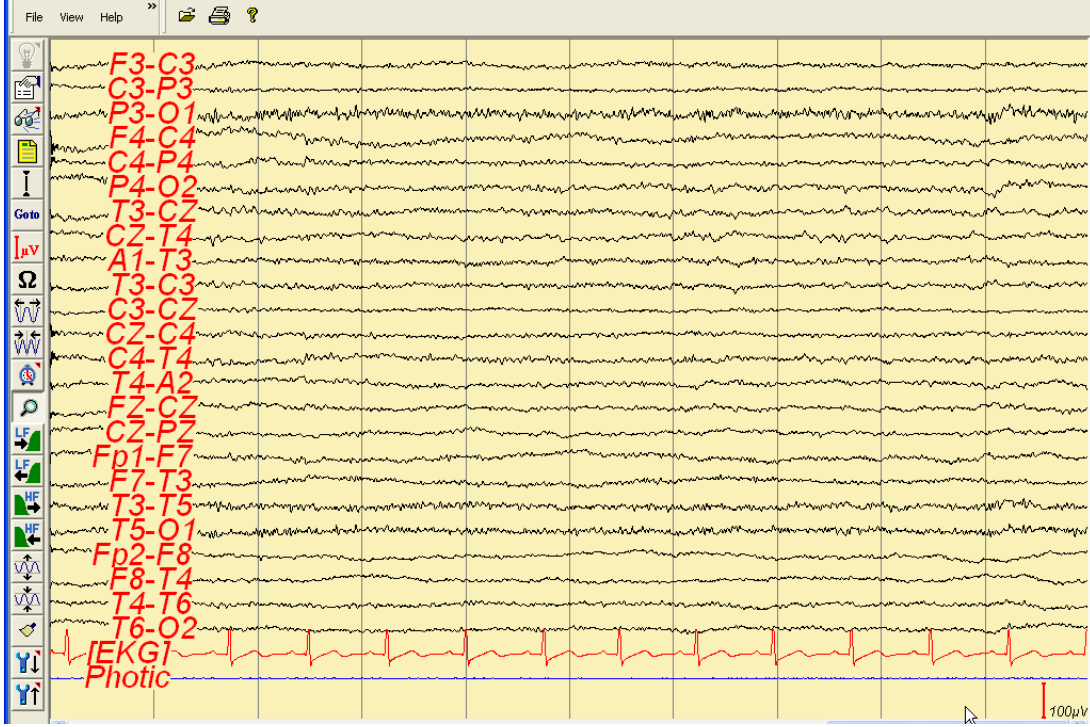


Şekil 1.3. İnsan motor korteksinin organlara göre aktif olan bölümleri, homunkulus [3].

### 1.2.1. EEG Sinyalinin Yapısı

Canlıların vücudunda, hücrelerde oluşan biyolojik kaynaklı elektriksel aktivitenin sonucu olarak, pek çok elektriksel sinyal oluşmaktadır. Bu sinyallerden biri de beyinde oluşan elektriksel aktivitenin ölçümü olan EEG sinyalleridir. Elektroansefalografi hem uyku hem de uyanık haldeyken beyin aktivitesinin elektriksel etkinliğini ölçme işlemine verilen isimdir. Elektroansefalografya elde edilen kayıt da, elektroansefalogram (EEG) olarak adlandırılır. 1929'da Alman ruh hekimi Hans Berger tarafından geliştirilmiştir. EEG ler 2-100 mikrovolt genliğe ve 0.1-60 Hertz lik frekans spektrumuna sahiptirler ve kafatasına standart aralıklarla yerleştirilen bir dizi elektrot yardımıyla kaydedilirler. Elektrotlar yaklaşık 1cm çapında, gümüş klorit veya altın gibi iletken maddelerden olabilirler ve kayıt esnasında uygun bir sinyal-gürültü oranı yakalayabilmek için kafatasına sürülen iletken bir jel sayesinde iletkenlikleri artırılır.

Elektroensefalografi sadece tıp alanında değil psikoloji deneylerinde de kullanılan, postsinaptik bölgedeki elektriksel aktiviteyi ölçmeye yarayan yöntemdir. Bu yöntemle, çeşitli bilişsel aktivitelerin beyinde ne gibi değişiklikler meydana getirdiği saptanır. İnsan beyni gibi merkezi sinir sisteminin merkezinden algılanan bu işaretlerde çok miktarda bilgi saklandığı bilinmektedir. Ancak beynin kompleks yapısı ve kontrol ettiği karmaşık işlemlerle birlikte, algılanan işaretlerin düşük genlikli olması bu bilgilere ulaşılmasını zorlaştırmaktadır. Günümüzde başta epilepsi olmak üzere beynin birçok rahatsızlığında ve zihinsel süreçlerinin izlenmesinde en ucuz ve hastaya acı vermeyen bir yöntem olarak EEG incelemesi önemini korumaktadır. Bu sebeple nöroloji kliniklerinde EEG cihazı beyin rahatsızlıklarının gözlenmesinde yoğun bir şekilde kullanılmaktadır. Fakat uzmanların bu bilgileri değerlendirme ve sınıflandırma imkânları sınırlıdır. Uzmanların yaptığı değerlendirmelerde kesin kıstasların olmaması EEG işaretlerinin görsel analizinin yetersiz kalmasına sebep olmaktadır. Rutin klinik teşhislerde EEG işaretlerinin analizine duyulan ihtiyaç, otomasyon ve bilgisayar tekniklerinin kullanımını zorunlu kılmıştır. Bu nedenle objektif bir değerlendirme yapabilmek için EEG işaretlerinin farklı yöntemlerle analiz edilmesi yoluna gidilmiştir.



Şekil 1.4 Yetişkin bir bireyin bir çarpma işlemi yapmasını gösteren çok kanallı EEGsi

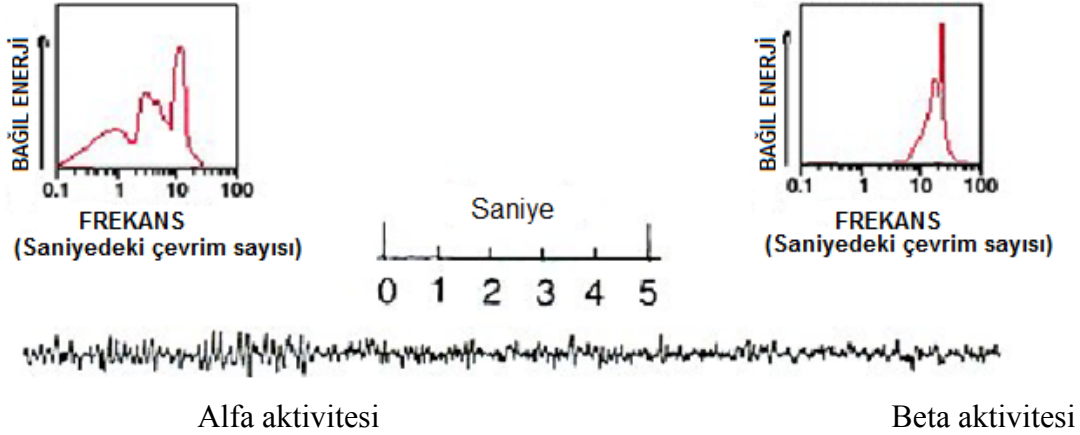
### 1.2.2. EEG Dalga Tipleri

Farklı tipteki sayısız EEG sinyalinin veya beyin dalgasının analizi çok karmaşıktır. EEG çıktıları yorumlanırken çoğu zaman dalgaların frekansına, kimi zaman da dalga tipine bakılarak değerlendirilir. EEG dalgalarının frekansı saniyede 0.5-100 Hz olabilmektedir. EEG dalgaları frekanslarına göre dörde ayrılır; alfa, beta, teta ve delta. Ayrıca sınıflandırmaya dahil edilebilecek gama ve mü dalgaları da mevcuttur.

- Alfa: Alfa dalgaları frekansları saniyede 8-13 Hz arasında değişen dalgalardır. Başın her iki yarı küresinin arka bölümünde oksipital korteksde en iyi şekilde gözlenir. Baskın bölümde genliği yüksektir. Gözler kapalı ve vücut rahat pozisyondayken ortaya çıkar, gözlerin açılması veya herhangi bir tetikleyici unsurla (düşünme, hesap yapma) genlikleri küçülür. Sağlıklı kişilerde rahat durumdayken görülen esas ritimdir.

- Beta: Beta aktivitesi “hızlı” aktivite olarak adlandırılır. 13-30 Hz civarı frekanslara sahiptir. Genellikle 5-30 µV gibi düşük voltaja sahiptirler. Her iki yarı kürede simetrik olarak, özellikle de ön kısımda gözlenir. Beta dalgaları özellikle aktif düşünürken, dikkat kesilmişken, dış dünyadaki olaylara kafa yorarken veya somut problemler çözerken

ortaya çıkar. Yoğun zihinsel aktivite anında 50 Hz lik frekanslara ulaşabilir. Beta dalgalarına kortikal hasara uğramış hastalarda rastlanmaz. Hastaların uyanık, endişeli veya gözleri açık durumda olmaları anında görülen baskın ritimdir. Şekil 1.5'te alfa ve beta aktivitelerinin oluştuğu frekanslar görülmektedir.



Şekil 1.5. Alfa ve Beta aktiviteleri [3].

- Teta: Teta dalgalarının frekansı 4-7 Hz arasındadır ve 20  $\mu$ V'un üzerindeki genliğe sahiptirler. Teta dalgaları çoğunlukla hüsrana ve hayal kırıklıkları gibi duygusal stres sonucunda ortaya çıkar. Uyanık durumdaki yetişkinlerde görülmesi normal değildir fakat 13 yaşına kadar uyku esnasında çocuklarda gözlenmesi doğaldır. Bilinç dışı, yoga ve meditasyon halleriyle ilişkilendirilebilir. Teta dalgalarının gözlendiği en geniş tepe noktası 7 Hz civarındadır, Şekil 1.6.



Şekil 1.6. Teta aktivitesi [3]

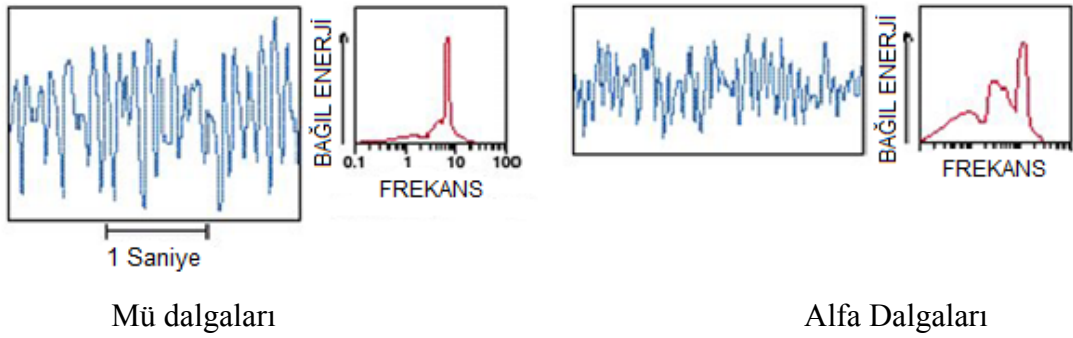
- Delta: Delta dalgaları değişken bir genliğe ve 0.5-4 Hz arasındaki frekansa sahiptirler. Bu dalgalar derin uykuya ilişkilendirilmiştir, uyanık durumda gözlenmesi halinde beyinde fiziksel kusurlar olduğu düşünülür. Fakat bir yaşına kadar olan yeni doğmuş bebeklerde 3. ve 4. derece uykuda görülmesi oldukça normaldir. Delta dalgalarının, boyun veya çene kaslarının neden olduğu artefaktlarla karıştırılma olasılığı



yüksektir. Çünkü bu kaslar deri yüzeyine çok yakındır ve güçlü sinyaller üretirler oysa delta dalgası beyin derinlerinden gelir ve kafatasından şiddeti daha düşük olarak tespit edilir. Bu karışıklık dikkatli bir EEG analizi ile giderilir.

- Gama: Gama dalgaları 35 Hz ve üzerindeki frekanslarda gözlenir. Bu bandın bilinç mekanizmasını yansıttığı düşünülmektedir, farklı modüler beyin fonksiyonlarının bir araya gelmesiyle yeniden yapılanabilir bir şekilde hareket ederler (bilinç akışı hissini yaratabilmek için zaman içinde kendileri üzerinde geri besleme yaparlar).

- Mü: Mü dalgaları kendiliğinden olan ve motor aktivitelerle ilişkilendirilen 8-12 Hz frekanslı EEG dalgalarıdır. Motor korteks üzerinden kaydedilirler. Hareketle veya hareket etmeye yeltenince azalır. Mü dalgaları ve alfa dalgaları aynı frekans bandına sahiptirler fakat alfa dalgaları oksipital korteksten gözlenir. Şekil 1.7’de mü dalgaları alfa dalgaları ile kıyaslamalı şekilde verilmiştir.



Şekil 1.7. Mü Dalgaları [3].

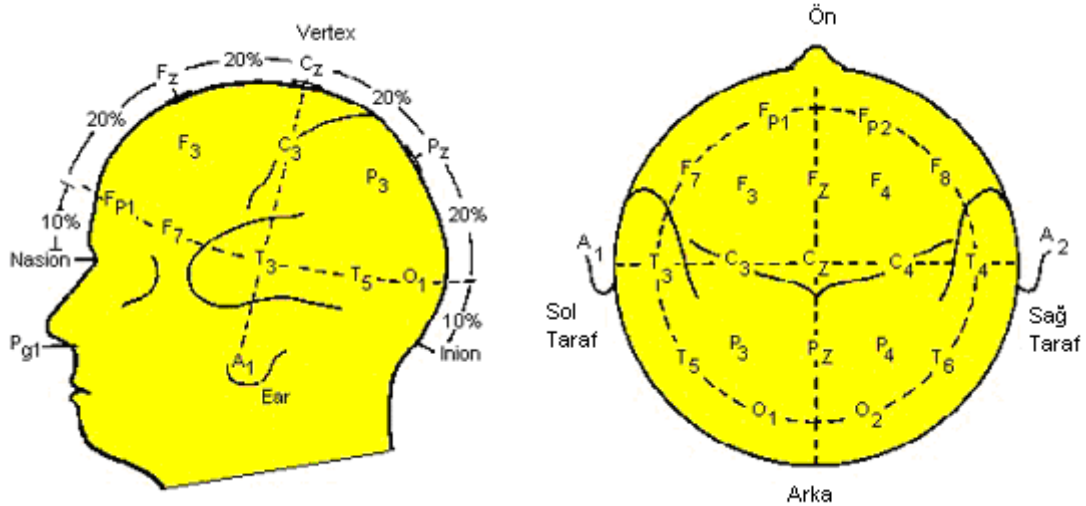
Genliklerinin değiştirilebilir olması nedeniyle, sürekli EEG ölçümlerine dayanarak bilgisayar kontrolü yapılırken çoğunlukla alfa ve mü dalgaları kullanılır.

Tablo 1.1. En çok kullanılan frekans bantları ve  $\mu$ -ritmi

BAND	FREKANS [Hz]	AMPLİTÜD [ $\mu V$ ]	OLUŞTUĞU YER
Alfa ( $\alpha$ )	8-12	10-150	Oksipital/Parietal
$\mu$ -Ritmi	9-11	Değişken	Presantral/Postsantral
Beta ( $\beta$ )	13-30	25	Genellikle Frontal
Teta ( $\theta$ )	4-7	Değişken	Değişken
Delta ( $\delta$ )	< 3	Değişken	Değişken

### 1.2.3. EEG Ölçümünün Yapılışı

Kafatasına belli bir düzene göre yerleştirilen elektrotlar amplifikatörlere bağlanırlar ve mikrovolt seviyesinde kayıt yaparlar. Uluslararası alanda 10-20 sistemi kullanılmasına rağmen, pek çok elektrot yerleşim çeşidi vardır [4]. Kafatası, beynin bölümlerini ifade eden isimleriyle anılan beş bölüme ayrılmıştır; Frontal, Sentral (Central), Perital (Parietal), Temporal ve Oksipital. Nasyon, burunun başladığı nokta ile gözler arasında kalan çukur kısım, inyon ise kafatasının arkasındaki şiş kısma verilen isimdir. Nasyon ve inyon arasına çizilen bir hat boyunca bu beş nokta işaretlenir. Beş nokta şu şekilde sıralanır; frontal kutup (Fp), frontal (F), sentral (C), perital (P) ve oksipital (O) [5]. Şekil 1.8'de 10-20 elektrot yerleşim sistemi verilmiştir. Çift sayılar (2,4,6,8) sağ yarı küreye, tek sayılar (1,3,5,7) ise sol yarı küreye karşılık gelmektedir. Z merkezdeki elektrotu gösterir. Bu düzende yerleştirilen elektrotlardan iki nokta birleştirilerek aralarındaki potansiyel fark ölçülür. Tek kutuplu ve çift kutuplu olarak iki tür birleştirme yöntemi vardır. Tek kutuplu birleştirmede, genellikle Cz veya kulakların arkası referans nokta olarak alınır, çift kutuplu birleştirmede referans alma olayı yoktur. Elektrot çiftleri birbirine yakın seçilerek ortak gerilim önlenmeye çalışılır.

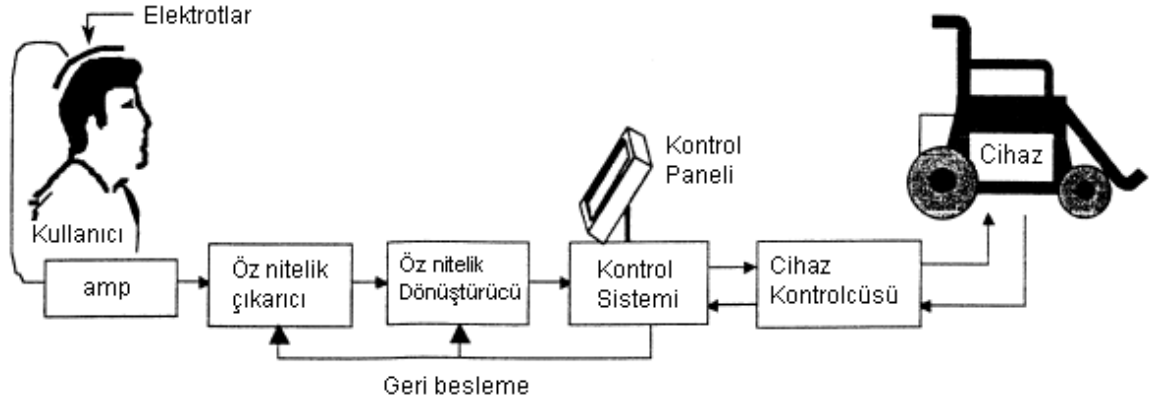


Şekil 1.8. Uluslararası 10-20 Elektrot yerleşim sistemi [2].

### 1.3. Beyin Bilgisayar Arayüzleri (BBA)

İnsanlar makinalarla iletişim kurmak için çeşitli araçlardan faydalanır: Klavyeler, fareler, "joystick"ler, dokunmaya duyarlı yüzeyler, özel eldivenler, mikrofonlar, vs. Tüm bu komut verme araçları, kullanıcının vücudunun belli bir kısmını daha doğrusu kas sistemini kontrol edebildiği varsayımına dayanır. Ancak durum her zaman böyle değildir. Örneğin motor nöron hastalıklarından biri olan ALS sadece ABD'de onbinlerce kişiyi etkilemekte ve insanların istemli hareketlerini engellemektedir [6]. ALS, beyin ve omurilikteki motor nöronlara saldırmakta ve kısa sürede hasta hiçbir kasını hareket ettiremez hale gelmektedir. Benzer duruma yol açan motor nöron problemleri arasında beyin kökü travması, beyin ya da omurilik yaralanması, serebral palsi, kas distrofileri ve çoklu skleroz (MS) yer almakta, bunların milyonlarca hastayı etkilediği bilinmektedir. Ancak önemli olan şey ALS hastalığının sadece ve sadece motor nöronları etkilediği, yani hastanın bilişsel işlevlerine bir zarar vermediği gerçeğidir. Hafıza, zekâ ve kişilik korunur. Hastalar görebilir, duyabilir, koklayabilir ve dokunsal uyarıyı yorumlayabilirler. Eğer hastanın beynindeki sinirsel etkinliği doğrudan yorumlayabilecek bir teknoloji geliştirilebilirse, bu sayede hastaların, beyin aktivitelerini kullanarak elektronik, mekanik hatta sanal cihazların kontrolünü sağlayabilmesi ve çevresindeki araçlarla ve insanlarla iletişim kurması mümkün olabilir.

Son yıllarda büyük ölçekli beyin aktivitesinin ölçümüne yönelik gelişmeler, sinir dokusunun mikroölçekli uyarımı, mikroçip tasarımı, bilgisayar teknolojisi ve robotik bilimindeki gelişmeler, insan beyni ile yapay cihazlar arasında ara yüzler oluşturmaya olanak tanımaktadır. İşte bu arayüzlere Beyin Bilgisayar Arayüzü denir. Beyin bilgisayar arayüzü bir tür iletişim sistemidir. Bu iletişim sisteminde, bireyin dış dünyaya gönderdiği iletiler ve komutlar beynin normal çıktı yolları olan çevre sinirlerden ve kaslardan geçmez [1]. Beyindeki verilerin elde edilmesi fonksiyonel manyetik rezonans görüntülemesi (fMRI), pozitron emisyon tomografisi (PET), magnetoensefalografi (MEG), elektroensefalografi (EEG) ve tekil nöron kayıtları gibi pek çok yöntemle mümkündür. Fakat bu yöntemler arasında yüksek çözünürlük, düşük maliyet ve sağlığa zarar vermemesi açısından EEG en yaygın kullanılanıdır.



Şekil 1.9. Örnek bir BBA uygulaması [7].

### 1.3.1. BBA Türleri

BBA'lar bağımlı ve bağımsız olarak ikiye ayrılırlar [1]. Bu ayırım, beynin çıktı yollarına olan bağımlılık ile ilgilidir.

#### 1.3.1.1. Bağımlı BBA

Bağımlı bir BBA sistemi beynin normal çıktı kanallarını kullanır. Bu tipe en güzel örnek; bedeninin büyük kısmı felçli olan fakat tam olarak işlevsel bir sinir sistemine sahip olan bir hastaya ekranda tek tek harfler gösterilir. Hasta seçmek istediği harf ekranda görününce yoğunlaşarak o harfe bakar. Bu durum, görsel olarak tetiklenen bir potansiyele (GTP) yol açar ve bu potansiyel EEG cihazı ile tespit edilebilir. Bunun mümkün olmasının sebebi hastanın yoğunlaşarak belli bir süre baktığı harfin diğer harflere bakma durumuna kıyasla daha yüksek bir GTP oluşturmasıdır. Her ne kadar bu tür BBA sistemleri bazı durumlarda faydalı olsa da (örn. kullanım kolaylığı ve düzgün öğrenme eğrisi), sistemin başarımı çok hasar görmemiş bir sinir sisteminin varlığına dayanır. EEG kullanılıyor olsa da sinyal üretilmesini sağlayan şey göz kasları ve bunları kontrol eden kranial sinir hücreleridir.

### 1.3.1.2. Bağımsız BBA

Bağımsız BBA sistemi sağlam bir çevresel sinir sistemi gerektirmez. Burada kullanıcının eğilimlerine güvenilir. Üstteki örnekte eğer bağımsız BBA kullanılırsa kullanıcının tek yapması gereken istediği harfi düşünmektir. Bu durumda EEG tarafından P300 potansiyeli tespit edilir.

### 1.3.2. BBA Sisteminin Temel Yapısı

Modern bir BBA sistemi beş alt sisteme bölünebilir:

1. Sinyal toplama: Beyinden invazif (içe gömülü) veya noninvazif (dışardan) yöntemlerle alınan EEG sinyalleri daha sonra güçlendirilerek örneklenir.
2. Sinyal ön işleme-özellik çıkarma: Sinyaller toplandıktan sonra gürültüden ayıklanır.
3. Sinyal işleme - dönüştürme algoritması: Gürültüden arındırılan sinyaller işleme tabi tutulur ve hangi zihinsel işlevi yerine getirdiklerine göre gruplandırılır.
4. Çıktı cihazı: Gruplandırılan sinyaller belirli bir uygulamada kullanılmak üzere bir bilgisayara veya robota gönderilir.
5. İşletim protokolü: Protokol sistemin ne tür bir iletişim kullanacağını, ne tür beyin sinyallerinin analiz edileceğini ve sistem ile kullanıcı arasındaki etkileşim şekillerini belirler.

#### 1.3.2.1. Modern BBA Örnekleri

Pek çok BBA sistemi kullandığı beyin sinyali türüne göre sınıflandırılabilir. Bu sınıflar:

- Görsel olarak tetiklenen potansiyeller (GTP)
- Yavaş kortikal potansiyeller (YKP)
- P300 tetiklenen potansiyeller
- $\mu$  ve  $\beta$  ritimleri
- Kortikal nöronlardır.

- Görsel olarak tetiklenen potansiyeller: Görsel olarak tetiklenen potansiyeller hastanın oksipital korteksinin uyarılması sonucunda oluşur. Yanıp sönen harfleri ya da benzeri görsel uyarıları gösteren bir bilgisayar monitörüne bakan kullanıcının beyinde elektrik potansiyel farklılıkları oluşur. GTP kullanan modern bir BBA sistemine örnek olarak Middendor gösterilebilir. Kullanıcı ekrandaki düğmelerden birini bakışlarını oraya odaklayarak seçebilir [8].

- Yavaş kortikal potansiyeller: Yavaş kortikal potansiyel biyoelektriksel beyin sinyalindeki potansiyel kaymadır. Negatif YKPlar genellikle kortikal etkinliğe yol açan hareket ve benzeri işlevlerle bağlantılı iken, pozitif YKPlar de seviyesi düşen kortikal etkinlikle ilgilidir [9]. Negatif kaymalar genellikle beyin primer görsel korteksinin görsel uyarana karşı verdiği elektriksel tepkidir. Bu tür sinyaller EEG verisindeki çok yavaş voltaj değişimleri olarak algılanır. Bu değişiklikler 0.5 ile 10 saniye arasında gerçekleşir.

YKPlarla ilgili en önemli nokta, insanların bunları kullanmak üzere biyogeribesleme aracılığı ile eğitilebilmeleridir. Dolayısı ile YKPlar BBA operasyonunun temelini oluşturur. YKPleri kullanan en meşhur BBAlardan biri "Düşünce Tercüme Cihazı"dır (TTD) [10].

- P300 tetiklenen potansiyeller: [11]'de verilen tanıma göre P300 tetiklenen potansiyeli birbirinden bağımsız bir uyarın dizisi içine gömülmüş dikkat çekici bir uyarın ile karşılaşan beyin yaklaşık 300 ms sonra ürettiği pozitif potansiyeldir. Tipik bir P300 dalga formu Gauss dağılımını andırır, yarı genişliği 150 ms olup şiddeti 100 mikrovolta kadar çıkar. Genellikle temiz bir P300 dalgası elde edebilmek için pek çok denemenin ortalamasını almak gerekmektedir ve bunun sebebi de sinyalin, gürültü başına düşen sinyal oranının (SNR) düşük olmasıdır. P300 potansiyellerini kullanan BBA sistemleri kısa süre önce ortaya çıkmıştır. Bu sistemlerden bir tanesi Donchin'in çalışmalarında tarif edilmektedir [12]. Sistemin kullanıcıları, bilgisayar monitöründe yanıp sönen harflere bakarak istedikleri harfi seçebilmektedir. Sistemin performansı dakikada yaklaşık 1 kelime kadardır. P300 tabanlı BBA sistemlerinin avantajlarından biri kullanıcının eğitilmesine pek gerek duyulmamasıdır yani sistem çok kısa sürede kullanılabilir hale gelmektedir. Bu tür çalışmalar çok yeni olduğundan P300 BBAların kullanıcı beyininin sisteme alışmasından kötü etkilenip etkilenmeyeceği henüz bilinmemektedir.

- $\mu$  ve  $\beta$  ritimleri: Normalde insanlar uyanıkken ve belli bir şey yapmıyorken beyinleri  $\alpha$  EEG sinyalleri yayar. Bu dalgalar 8-12 Hz (7.5-13 Hz) frekans aralığındadır.  $\mu$  ritimleri aynı aralıkta olup  $\alpha$  dalgalarındaki ufak tefek değişiklikler şeklinde kendilerini

gösterirler. Buradaki önemli nokta şudur:  $\mu$  ritimleri, kişi hafifçe somatosensöryel veya motor korteksini hareketlendirecek şekilde bir şeye konsantre olduğunda ortaya çıkan  $\alpha$  dalgalarına verilen isimdir.

Yapılan çalışmalarda insanların 8-13 Hz aralığındaki  $\mu$  ritimlerini ve 18-25 Hz aralığındaki  $\beta$  ritimlerini kontrol edebildikleri ve böylece ekrandaki bir imleci istedikleri gibi hareket ettirebildikleri görülmüştür [13].

- Kortikal nöronlar: BBA için daha ender kullanılan yöntemlerden biri ise invazif bir yöntemdir ve bu yöntemde beyin yüzeyine elektrotlar yerleştirilir. Bu şekilde tek tek nöronların eylem potansiyelleri ve ateşlenme oranları kaydedilebilmektedir. Bu tekniği ilk kullananlardan biri Kennedy olmuştur [14-15].

### 1.3.3. Geçmişten Günümüze BBA Alanında Yapılan Çalışmalar

1929 yılında Hans Berger'in geliştirdiği EEG'lerden bugüne kadar sayısız araştırma yapılmış ve büyük gelişmeler kaydedilmiştir. 1960-1970'li yıllarda EEG'nin epilepsi hastalarında tanı aşamasında en önemli gereç olduğu gösterilmiştir. Günümüzde ise EEG ile yapılan araştırmalar çok daha ileri boyutlara ulaşmıştır. Robotları veya protez cihazları elle değil de düşünce gücüyle hareket ettirme fikri son yıllarda araştırmacıların ilgi odağı olmuştur. Bu işin öncüsü olan çalışma, birkaç maymunun motor korteksine yerleştirilen elektrotlarla denenmiştir. İnsanlar için EEG sinyallerinin elde edilmesinde daha az zarar veren yöntemler tercih sebebidir fakat bu esnada daha düşük bir çözünürlük ve ölçümlere bağlı olarak gürültüde artış gözlenmektedir. İnsanlarla yapılan EEG çalışmaları yukarıda da bahsedildiği gibi bir bilgisayar imlecini hareket ettirmek ya da protez bir elin açılıp kapatılmasından öteye gidememiştir. EEG uygulamalarından faydalanılarak yapılan çalışmalar daha çok Beyin-Bilgisayar Arayüzü geliştirmeye yöneliktir. Bu çalışmalardan bazılarını şöyle sıralayabiliriz; San Francisco Smith-Kettlewell Görsel Bilimler Enstitüsünde Sutter'in geliştirdiği Beyin Cevap Arayüzü (Brain Response Interface) görsel tetiklenmiş potansiyelleri kullanarak görsel bir uyarıya cevap vermektedir. Burada BRI kullanıcısı bilgisayar ekranında gösterilen sembollere yoğunlaşır ve belirlenen renk değişimine göre kullanıcıya cevap verilir. Bu sistem temelde göz hareketlerinin tanımlanmasının EEG versiyonudur çünkü kullanıcının sürekli bilgisayar ekranındaki bir komuta odaklanmasını esas almaktadır [16]. Benzeri bir başka çalışma Illinois Üniversitesi'nden Farwell ve Donchin tarafından P300 uyarılmış potansiyelleri

kullanılarak yapılmıştır. 6x6 dizinlik harfler bir bilgisayar ekranına aktarılmış ve kullanıcıların bir kelimedeki harfleri 6x6 lık dizinin satır veya sütununda bulunduğu sırayı sayarak seçmeleri istenmiştir. Kullanıcılar iki denemeden sonra 2.3 karakter/dak iletişim oranını %95 doğrulukla gerçekleştirmiştir fakat bu yöntemin çok yavaş olması nedeniyle yaygın kullanıma geçilmemiştir [17]. Graz Teknoloji Üniversitesi'nden Pfurtscheller ve arkadaşları sensorimotor kortekse elektrotlar yerleştirerek olay bağlantılı senkronizasyon/desenkronizasyonları (event-related synchronization / desynchronization) (ERS/ERD) görüntülemiştir [18-20]. Taylor ve Tillery'nin makak maymunları üzerinde yaptıkları çalışmalar da sanal bir imlecin ve dolayısıyla robot kolunun üç boyutlu kontrolüne yöneliktir. Motor ve premotor kortekse yerleştirilen elektrotlar vasıtasıyla alınan sinyaller, imleci veya robotu belirlenen sekiz hedefe yönlendirmekte kullanılır. Her iki metottan beyin kontrollü robot durumunda, robot dinamiği ve sistemdeki gürültü nedeniyle bilgi iletiminde gecikme yaşanmaktadır [21]. Wadsworth Araştırma Merkezi'nden Wolpaw ve arkadaşlarının çalışmaları kafatasının sensörimotorkorteksinden kaydedilen EEG ritimlerini kullanarak bir imlecin bir veya iki boyutlu hareketinin kontrol edilmesi üzerinde yoğunlaşmıştır. Ayrıca, bu çalışma bünyesinde, alternatif BBA metotlarının değerlendirilmesi, karşılaştırılması ve etkileşimli kullanılabilmesi için BCI-2000 adı verilen genel amaçlı bir BBA sistemi geliştirilmiş ve diğer kullanıcıların da kullanımına sunulmuştur. Son olarak pek çok farklı grupta yürütülen çalışmalarda, ciddi motor fonksiyon bozuklukları olan kişilere çok faydalı olacak basit BBA uygulamaları yürütülmekte ve kullanılabilirliği test edilmektedir [22-25]. Geçmişteki ve günümüzdeki çalışmalar bu kontrol yönteminin hızını ve doğruluğunu geliştirme yönündedir. Ekstra sinyal özellikleriyle birleştirerek ve kullanıcı ile sistem arasında uyarlamalı etkileşim iyileştirilerek sinyal özelliklerinin seçimi ve bunların cihaz komutlarına aktarımı geliştirilmektedir.

Millán ve arkadaşları çalışmalarında, EEG tabanlı beyin bilgisayar arayüzünden elde edilen sinyaller sayesinde bir adet minyatür hareketli robotun pek çok oda, koridor veya çıkış yollarından oluşan bir mekânda sürekli kontrolünü başarmışlardır. Üstelik gönüllü iki kişiden elde edilen deneysel sonuçlar, doğrudan beyin kontrolünün, manuel (elle) kontrole oranla 0.74 daha başarılı olduğunu göstermiştir [26]. Leonard J. Trejo ve diğerlerinin yaptığı çalışmada, insan sinir sisteminden alınan kontrol sinyalleri ile insan-bilgisayar arayüzü geliştirmek için EMG ve EEG grafik metotları geliştirilmiştir [27]. MIT'de yapılan bir doktora çalışmasında da beyindeki tekil nöron popülasyonlarının elektriksel



aktivitesine ulaşıp, kaydedilen sinirsel sinyallerden alınan bilgilerin optimizasyonuna yönelik stratejiler geliştirilmiştir. Böylece, pratik olarak uygun ve kullanışlı nöroprotezler yapmak mümkün olabilecektir. Ayrıca, klinik ortamında insanlarla yapılan deneyler insan beyninin kontrol ettiği makinelerin gelişimine olanak tanıyacaktır. Bu tür çalışmalar BBA araştırmalarının asıl hedefidir [28].

#### 1.3.4. BBA Alanında Çalışan Araştırma Merkezleri

Beyin bilgisayar ara yüzü araştırmaları alanında dünyadaki önemli birkaç merkez ve orada yapılan çalışmalara bakarsak, ileriki çalışmalarımız için bize ışık tutacak fikirlerle karşılaşma ihtimalimiz artacaktır.

##### 1. Alberta Üniversitesi, Kanada

1995 yılında Alexander Kostov ve Mark Polak ilk çalışmaları başlatmışlardır [29]. Bu çalışma örüntü tanıma üzerinedir. 28 kanallı bir EEG cihazı kullanılarak, C3, C4, P3 ve P4 noktalarındaki elektrotlardan 200 Hz örnekleme oranıyla sayısallaştırılan sinyallerin özelliklerinin çıkarımı 4. dereceden öz bağımlı metot yardımıyla elde edilmiş ve EEG örüntüleri de Adaptive Logic Network adı verilen adaptif bir sinir ağı kullanılarak gerçek zamanlı olarak sınıflandırılmıştır [30]. Deneklerden MS hastası olan biri evindeki hidrolik asansörün aşağı-yukarı hareketini düşünürken, diğerleri zihinlerini olabildiğince düşüncelerden arındırıp, rahatlayarak, zihinlerinde imleci aşağı-yukarı hareket ettirmeye odaklanmışlardır [31]. Araştırma sonuçlarına göre eğer denekler tam olarak eğitilirse 32 adımda ulaşılması öngörülen hedefe ulaşma başarımının %100'e yakın olduğu öne sürülmüştür. Çalışmada 2-boyutlu imleç kontrolünü başarmak hedeflenmiş ve BBA'lar için uygulamalar geliştirmek istenmiştir. Bu uygulamalardan biri de çevresel kontrol cihazıdır [32].

##### 2. Oxford Üniversitesi, İngiltere

1996 yılında Oxford Üniversitesinde W. Penny ve S. Robertson BBA araştırmalarına başlamıştır. 2000 yılında 7 gönüllü kişiyle birlikte gerçek zamanlı deneylerde EEG kaydı, C3 ve C4 elektrot pozisyonlarının 3cm arkasına yerleştirilen çift kanallı iki elektrotla yapılmıştır [33]. Sinyaller 0.1 Hz ve 100 Hz aralığında 3 dB ile bant geçiren filtreleme yöntemiyle filtrelenmiş ve 384 Hz de sayısallaştırılmıştır. 1999 yılındaki çalışmalarına [34] dayanarak, bir sonraki çalışmalarında yalnızca motor betimleme ve matematiksel işlem görevleri üzerinde durmuşlardır. İmlecin yukarı yönlü hareketi matematiksel işlemi, aşağı

yönlü hareketi ise motor betimlemeyi gösterecek şekilde ilişkilendirilmiştir. BBA'ların performansının artırılması için iki metot öne sürmüştür. Bunlardan birincisi örtülü uzay düzgünleştirme (latent-space smoothing) ve ikincisi ise geri çevir seçeneğidir (reject option).

S. Robertson bundan sonraki çalışmada adaptif çıkarsamalı bir BBA geliştirmek üzerinde çalışmıştır [35]. Bu metoda göre önce ardışık olarak EEG özellikleri elde edilir, daha sonra bu özellikleri çevirecek bir sınıflandırıcı oluşturulur. Bu adaptif BBA'nın özelliği değişken Bayes tipi bir algoritması olmasıdır. Genelleştirme doğruluğu ve bit oranı bakımından diğer statik sınıflandırıcılara oranla gelişme göstermiştir. Önerilen algoritmanın tüm hesaplamaları gerçek zamanlı yapıldığından, değişken Kalman filtresi, ileriki BBA'lar için çığır açıcı niteliktedir.

### 3. Wadsworth Araştırma Merkezi, ABD

Wadsworth Merkezinde'ki BBA çalışmaları 1986 yılında başlamıştır. Sensörimotor korteksden ölçülen 8-12 Hz'lik  $\mu$  veya 13-28 Hz'lik  $\beta$  ritimlerinin kişiler tarafından kontrol edilebileceği ve bu kontrolü basit cevaplara dönüştürebilecekleri üzerinde çalışmışlardır [36-37]. 1998 yılında 64 kanallı bir EEG cihazı ile biri ALS hastası, dört kişi ile kayıt gerçekleştirilmiştir. EEG verileri otoregresif (AR) algoritma ile analiz edilmiş, 3 Hz'lik geniş frekans bandında bir genlik hesaplanmıştır.

Wadsworth Merkezindeki BBA araştırmaları, kullanıcı ile sistem arasında uyarlamalı etkileşim iyileştirilerek, sinyal özelliklerinin çıkarımı ve bunların cihaz komutlarına aktarımı konusunda devam etmektedir. Bu çalışmalar sonucunda BCI-2000 adı verilen genel amaçlı ticari bir program geliştirilmiş ve diğer kullanıcıların da hizmetine sunulmuştur [22]. Geliştirilen bu sistemin, ileri derecede fiziksel engele sahip kişilerin ev ortamlarında kolaylıkla kullanabilecekleri bir hale getirilmesi için çalışılmaktadır. BCI-2000 yazılımı üzerinde, gerçek zamanlı adaptasyona ve özellik çıkarımına yönelik iyileştirmeler yapılmış ve P300'e dayalı BCI için bant genişliği geliştirilmiştir. Ayrıca sistemin yazılım ve donanımına ait karmaşıklıklar en aza indirgenmiş, uygun potansiyel kullanıcılar için ev ortamına uyarlanmıştır [38-40].

### 4. Tübingen Üniversitesi, Almanya

Birbaumer ve ekibinin çalışmaları 1990 yılından bu yana devam etmektedir. İlk olarak 1990 yılında düşünceyi tercüme eden bir cihaz (TTD- Thought Translation Device) geliştirmişlerdir. Daha çok epileptik hastaların yavaş kortikal potansiyelleri üzerinde çalışmışlardır [41]. TTD kullanarak beş hastayla çalışmışlardır [10]. Daha sonraki

çalışmalarda TTD 12 ALS hastasında ve diğer komple felçli hastalarda kullanılmıştır [42]. EEG ölçümleri C2 elektrotundan 256 Hz örnekleme oranıyla kaydedilmiş, filtreledikten sonra göz artefaktlarından ayıklanmıştır. Kaydedilen bu EEG'lerden yavaş kortikal potansiyeller ayırt edilmiştir. Kişilerin eğitim aşaması 6-12 adımdan oluşmakta ve 70 ila 100 denemeyi içeren 5-10 dakikalık ölçüm adımlarından meydana gelmektedir. Eğitim adımları haftada birkaç kez tekrarlanmıştır.

Başlangıç eğitimi olarak, kişilerden yavaş kortikal potansiyeller üretmeleri istenmiştir. Geri besleme adımı bir imleci kontrol etme şeklindedir. Bu çalışmadaki kullanıcılardan ikisi TTD ile iletişimde başarılı olmuşlardır. Fakat iletişim hızı oldukça yavaştır. İletişim hızının geliştirilmesi için kelimeler bütün halinde eklenir veya ilk harften sonra kelime tahmin etme yöntemi geliştirilebilir. TTD'nin dil destek programının yanı sıra iki farklı uygulaması daha vardır; çevresel kontrol ünitesi ve internet brovseri "Decartes" [43]. Birbaumer ve ekibinin yavaş kortikal potansiyellerle ilgili çalışmaları Wadsworth araştırma merkezindeki mü ve beta ritimleriyle birleştirilerek BCI 2000 projesinde uygulanmıştır [44].

##### 5. Graz Teknoloji Üniversitesi, Avusturya

Graz Teknoloji Üniversitesindeki BBA çalışmaları, 1990 yılında Pfurtscheller ve arkadaşlarının motor betimleme esnasında ortaya çıkan ERD ve ERS'ler üzerindeki araştırmalarıyla başlamıştır [45-47]. 2001 yılında yapılan çalışmada beş farklı zihinsel görev için EEG örüntülerinin sınıflandırılması üzerinde çalışılmıştır [48]. Bu çalışmanın asıl amacı, zihinsel görevlerin sayısının kanal kapasitesini nasıl etkilediğini görmek yönündedir. Sınıflandırma işlemi çevrimdışı olarak yapılmıştır. Zihinsel görevler sağ el hareketi, sol el hareketi, ayak hareketi, rastgele seçilen bir sayıdan tek basamaklı bir sayının ardışık olarak çıkarılması ve dil hareketi olmak üzere beş tanedir. Zihinsel görevler, bilgisayar ekranından kullanıcıya 3-4 saniye süreyle görevi belirten bir sembolle tanıtılır, daha sonra kullanıcının o görevi zihninde devam ettirmesi istenir. Her bir adım 200 denemelik 4 adet 50 deneme ölçümünden oluşur. 29 kanallı bir EEG cihazı kullanılır ve sinyaller 0.5-30 Hz arasında filtrelenir ve 256 Hz de sayısallaştırılır. Sinyallerin sınıflandırılması için Hidden Markov modeli kullanılır ve sınıflandırma sonuçları beş katmanlı çapraz değerlendirme testiyle yorumlanmıştır.

Graz üniversitesindeki çalışmalar motor hareketlerin betimlenmesinde uygun zihinsel görevlerle ilişkilendirilerek devam etmiştir. Sanal bir klavye ve el protezinin kontrolünde bu uygulamadan faydalanılmıştır [49-51].

#### 6. Helsinki Teknoloji Üniversitesi, Finlandiya

Helsinki Teknoloji Üniversitesi'ndeki çalışmalar 1998 yılından bu yana devam etmektedir. Uyarlanabilir Beyin Arayüzü (ABI-Adaptive Brain Interface) isimli bir proje geliştirilmiş ve üzerinde çalışılmaya devam edilmektedir [52]. Sistem, kullanıcının zihinsel görevler esnasında ürettiği bireysel EEG örüntülerini sınıflandırmayı öğrenir. Zihinsel görevler rahat durum, matematiksel işlem yapma, zihinde bir küpü belli bir eksen etrafında döndürme, sağ el hareketi düşünme, sol el hareketi düşünme ve rastgele bir kelime seçip onun son harfiyle yeni kelime türetme şeklindedir. ABI, spontane gerçek zamanlı EEG sinyallerinden üç zihinsel görevi %70 doğrulukla sınıflandırmayı başarmıştır [53]. Ayrıca bu performansın başarılması için harcanan eğitim zamanı oldukça kısadır [54-55]. ABI sistemi günümüzde sanal klavye ve pacman adı verilen bir bilgisayar oyununda kullanılmaktadır.

#### 7. Berlin Beyin Bilgisayar Arayüzü, Almanya

Berlin BBA, kullanıcıların iyi gelişmiş motor yeteneklerini kullanarak kullanıcının niyetini saptamak için büyük boyutlu özellik dizilerinden kişilere özgü örüntülerin çıkarılması amacıyla bir makine öğrenme yeteneği geliştirmiştir [56]. Böylece çok uzun süren kişileri eğitime zamanı 20 dakikalık bir kalibrasyon ölçümüne ve 1 dakikalık makine öğrenme aşamasına indirgenmiştir. 10 kişi ile yapılan çalışmada kullanıcılardan gönüllü olarak uzuvlarını hareket ettirdiklerini hayal etmeleri istenmiştir.

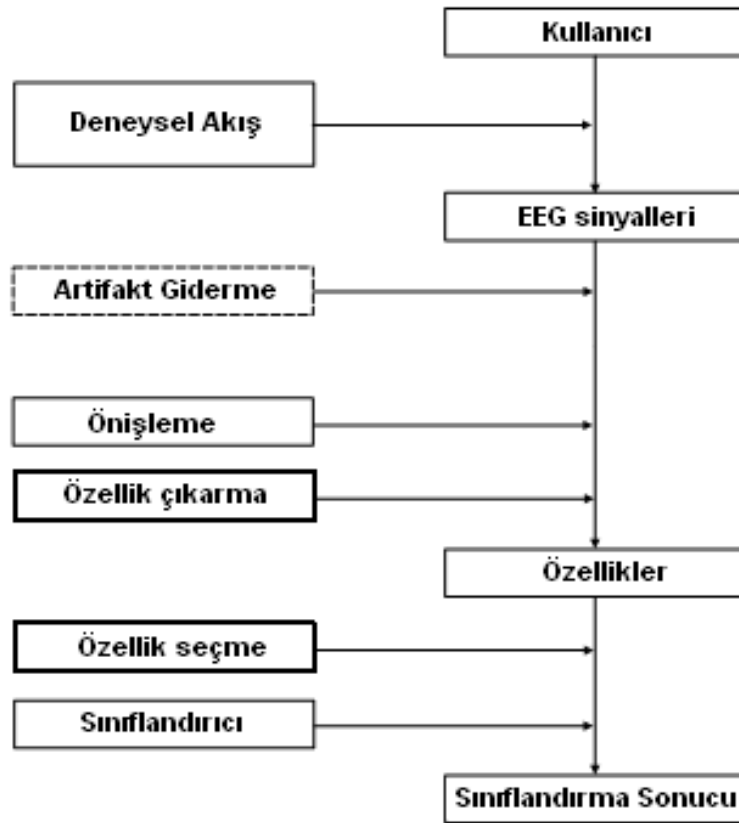
Makine öğrenme teknikleri, kalibrasyon verisinden öğrenmeyi ve online beyin sinyallerini kontrol sinyaline çevirmeyi kapsar. Kalibrasyon verilerinden öğrenme aşamasında "Common Spatial Pattern Analysis" yöntemi kullanılır. Sınıflandırma işlemi Doğrusal Ayırıcı Analizi yöntemi ile yapılır. Diğer BBA sistemleri ile kıyaslandığında Berlin BBA'nın ayırt edici özelliği kompleks fizyolojik verilere olan adaptasyonu ve esnekliğidir [57-59].

### **1.4. BBA Araştırmalarında Kullanılan Öz Nitelik Çıkarma ve Sınıflandırma Algoritmaları**

Beyin-bilgisayar arayüzü sistemlerinin başarıya ulaşabilmesi beyin sinyallerinin işlenmesinde kullanılan teknik ve uygulanan metotlara bağlıdır. Bashashati ve diğerlerinin yapmış olduğu kapsamlı çalışmada 2006 yılına kadar yayınlanan çalışmalar incelenerek,

BBA sistemlerinde önemli sinyal işleme bileşenleri nelerdir, hangi yöntemler kullanılmış, hangileri en çok önem görmüş soruları üzerinde durulmuştur [60].

Beyin-bilgisayar arayüzlerinin çalışma mantığı Şekil.1.10'da görüldüğü gibi EEG kullanıcılarından alınan sinyal tipleri, sinyallerin elde edilme yöntemleri, sinyallerin artifaktlardan ve bozucu etkilerden arındırılması, ön işleme, özellik çıkarma ve sinyallerin sınıflandırılması şeklindedir. Her bir adım kendi içinde işleyiş bakımından büyük bir çeşitlilik gösterir.



Şekil 1.10. Beyin bilgisayar ara yüzü işleyiş şeması

BBA uygulamalarında kullanılan sinyal tiplerinin bazı avantaj ve dezavantajları vardır. Örneğin uyarılmış potansiyeller için önceden kullanıcının eğitime gerek olmasa da, dışarıdan uyarıma gereksinim vardır ve bu kullanıcı için çok yorucu olabilmektedir. Anlık sinyaller dış uyarıma gerek duymadıkları için, kullanımı en doğal ve rahat olan sinyallerdir fakat onlar da uzun bir eğitim zamanına ihtiyaç duyarlar. Fakat gelişen makine öğrenmesi teknikleri ve sinyal işleme algoritmaları sayesinde eğitim süresi kısaltılabilir veya tamamen ortadan kaldırılabilir [61]. İzleyen kısımlarda EEG sinyallerinin ön işleme,

öz nitelik çıkarma ve sınıflandırma aşamaları anlatılacaktır. Bu üç bileşen beyin bilgisayar arayüzü uygulamalarının temel taşı olarak kabul edilir çünkü beyinden alınan sinyallerin BBA uygulaması için uygun bir komuta dönüştürülmesini kapsar ve “EEG işleme” adını alır. Dolayısıyla, BBA uygulamalarının çoğunda sistemin verimini artırmak için EEG işleme kısmına ağırlık verilir. EEG işleme aşamalarını oluşturan ön işleme, öz nitelik çıkarımı ve sınıflandırma arasında keskin bir sınır tanımlamak pek kolay olmamaktadır ve bazı BBA uygulamalarında her üç adım kullanılmayabilir fakat yine de bu üç aşama çoğu BBA uygulamalarında izlenen yoldur.

### 1.4.1. Ön İşleme

Genellikle EEG verileri kaydedildikten sonra, gürültüden arındırmak ya da içerisinde gömülü bulunan gerekli bilginin ortaya çıkarılması için bir ön işleme tabii tutulmaları gerekir. Şu bir gerçek ki, EEG sinyalleri çok fazla gürültü barındırırlar ve gözlerin, kasların ya da yüz veya çene kaslarının elektriksel aktivitesinden çok fazla etkilenirler [62]. Bu kas aktivitelerinin genliği EEG'ninkinden kat kat fazladır, bu nedenle bu artefaktların ayırt edilmesi kolay olmamaktadır. Ayrıca, bu sinyaller içerisinde istenen hareketle ilgili olmayan beyin aktivitesine ait sinyallerin de ayırt edilmesi gerekmektedir. Kafatasına veya beyine yerleştirilen elektrotlardan elde edilen sinyaller 0 Hz ve üzerindeki frekanslarda olduklarından yapıları kolaylıkla bozulmaktadır. Bozulan bu sinyallerin kalitelerinin artırılması için bir şeyler yapmak gerekir. İşte bu kaliteye “sinyal gürültü oranı ”adı verilir. Bu oranla ifade edilmek istenen, yüksek oranın kaliteli sinyali temsil ettiğidir. Sinyal-gürültü oranı, gürültü giderici filtreler kullanılarak ve istenmeyen veri ve artefaktları yok sayarak iyileştirilebilir. Ön işleme işlemini gerçekleştirmek için pek çok uzaysal, spektral ve temporal (geçici) filtreler kullanılmıştır [63- 65].

#### 1.4.1.1. Basit Geçici ve Uzaysal Filtreler

- Geçici Filtreler: BBA uygulamalarının pek çoğunda sinyal gürültü oranının iyileştirilmesi için basit filtreler kullanılır. Geçici filtreler olarak adlandırılan alçak geçiren veya bant geçiren tipi filtreler genellikle frekans aralığını bildiğimiz biyolojik sinyallerin analizinde kullanılırlar. Örneğin, sensörimotor ritimlere bağlı çalışan bir BBA sisteminde

veriler 8-30 Hz aralığında bant geçiren filtreden geçirilirler çünkü bu aralık  $\mu$  ve  $\beta$  ritimlerini barındırmaktadır [64]. Bu filtreler aynı zamanda EEG sinyali içerisindeki 50 Hz şebeke gürültüsünü ya da ölçüm aletlerinin neden olduğu istenmeyen etkileri de bertaraf etmeye yardımcı olurlar. İstenen frekans dışındaki frekansların etkilerinin azaltılması genellikle Ayrık Fourier Dönüşümü (DFT), Sonlu İmpuls Tepkili (FIR) ve Sonsuz impuls tepkili (IIR) filtrelerle sağlanır.

Ayrık Fourier Dönüşümü (DFT): Bir sinyalin frekans domenindeki davranışının incelenmesi için Ayrık Fourier Dönüşümü (Discrete Fourier Transform) filtresi kullanılır, buna göre sinyal farklı frekanslardaki titreşimlerinin toplamı olarak ifade edilir. Yani,  $N$  tane örnekten oluşan  $s(n)$  sinyali için Ayrık Fourier Dönüşümü  $S(f)$ , aşağıdaki eşitlikle ifade edilir;

$$S(f) = \sum_{n=0}^{N-1} s(n) e^{-j2\pi fn/N} \quad (1.1)$$

Kısaca, bir sinyalin DFT'si kullanılarak filtrelenmesi demek,  $S(f)$  'in bizim için gerekli olan frekanslar dışındaki tüm katsayılarını sıfır yapmak demektir. Bu işlemden sonra sinyal Ters Fourier Dönüşümü uygulanarak tekrar zaman domenine dönüştürülür. Bu dönüşüm aşağıdaki eşitlikle sağlanır;

$$s(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} S(k) e^{j2\pi nk/N} \quad (1.2)$$

Ayrık Fourier Dönüşümü uygulamadan önce pencereleme adımı uygulanmasında yarar vardır. DFT filtreleme işlemi Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform) olarak bilinen FFT yöntemiyle, tüm sistemlerde hatta gerçek zamanlı uygulamalarda da çabuk ve etkili bir biçimde sonuç almak için kullanılmaktadır. Parmak hareketlerinin sınıflandırılması için BBA hazırlanan çalışmalarda DFT filtrelemeden faydalanılmıştır [57,66].

Sonlu İmpuls Tepkili Filtre (FIR): Sonlu impuls filtreler  $s(n)$  sinyalinin son  $M$  tane örneğini kullanarak filtrelenmiş  $y(n)$  sinyalini oluştururlar.

$$y(n) = \sum_{k=0}^M a_k s(n-k) \quad (1.3)$$

$a_k$ 'lar filtre katsayılarını temsil etmektedir. FIR filtreler frekans domenindeki üstünlükleri ile bilinirler, bu nedenle BBA uygulamalarında da motor betimleme veya yavaş kortikal potansiyel sinyallerinin sınıflandırılmasında kullanılmışlardır [67,68].

Sonsuz İmpuls Tepkili Filtre (IIR): IIR filtreler FIR filtreler gibi doğrusal filtre olmalarına rağmen tekrarlı yapıdadırlar, bu nedenle son  $M$  tane örneğin yanı sıra son  $P$  tane filtrelemeden de yararlanırlar.

$$y(n) = \sum_{k=0}^M a_k s(n-k) + \sum_{k=1}^P b_k y(n-k) \quad (1.4)$$

Bu sayede, IIR filtreler daha az katsayı ile işlem yaparlar. IIR filtrelerden Butterworth, Tchebychev veya eliptik filtreler EEG sinyal analizinde sıklıkla kullanılırlar [69,70,71].

- Uzaysal Filtreler: Uzaysal filtreler de sinyaller içerisinde gömülü gerekli bilgilerin elde edilmesinde kullanılırlar. Bu tür filtreler özellikle EEG verisinin beynin belli bir bölümünden alınacağı zaman veya belli bir aktivite için hangi elektrotların gerekli olduğu bilindiği durumlarda uygulanır. Uzaysal filtrelerin en yaygın kullanılanları Common Average Reference Filter [63,72,64,73] ve Surface Laplacian Filter'dir [63,74,72,64].

Bu alanda pek çok gelişmiş ve karmaşık ön işleme ve filtreleme metotlarından bahsetmek mümkündür. Temel Bileşen Analizi (Principle Component Analysis), Bağımsız Bileşen Analizi (Independent Component Analysis), Ortak Uzaysal Örüntüler (Common Spatial Patterns), Tersinir Çözümler (Inverse Solutions) gibi yöntemler en bilinenleridir [61].

Yukarıda bahsedilen EEG sinyal analizi ve BBA uygulamalarında gürültüyü azaltmak için kullanılan yöntemlerin hemen hepsi kullanıldıkları uygulamalarda yeterli performansı göstermişlerdir, fakat bu yöntemler arasında bir kıyaslama yapılması yoluna gidilmemiştir. Bu çalışmada kullanım kolaylığı açısından geçici filtreleme tekniklerinden faydalanılmıştır.

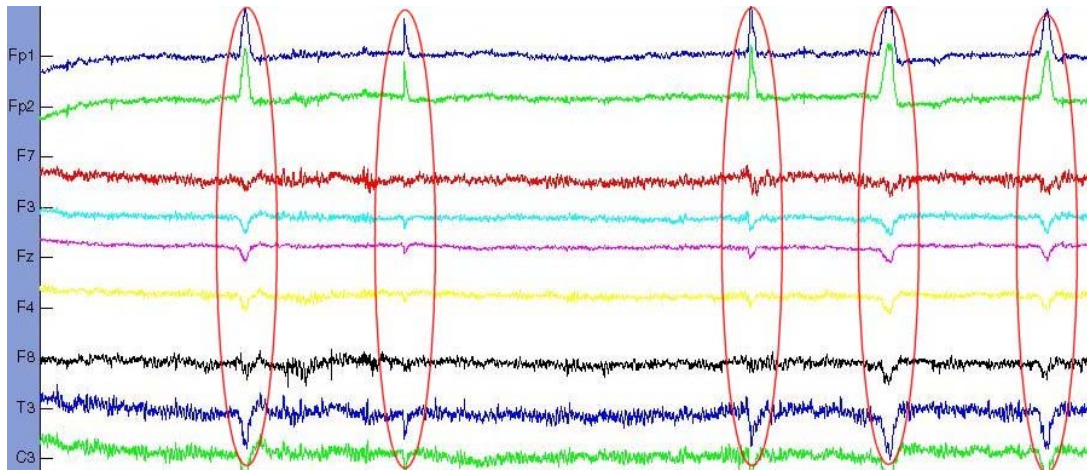


### 1.4.2. Amplifikasyon ve A/D Dönüştürücüler

Beyin sinyalleri çok düşük frekanslı olduğundan, herhangi bir işlem yapılmadan önce güçlendirilmeleri gerekmektedir. Bu işlemten sonra da analog-dijital (A/D) dönüştürücüler kullanılarak sayısallaştırılırlar [75].

### 1.4.3. Artifaktlar

EEG sinyalleri düzensiz bir yapıya sahip olduğundan bünyelerinde daima artifakt bulundurlar. Artifakt sinyaldeki istenmeyen bozucu etkilere verilen isimdir. Bu artifaktlar hareketli uzuvların, gözün, terlemenin oluşturduğu ya da vücudun dış etkilere gösterdiği tepki sonucu oluşan biyoelektrik potansiyellerdir. EEG verilerini etkileyen tüm bu olumsuzlukların giderilmesi için önce onları tanımak ve tespit etmek gerekir. Örneğin hareketli uzuvların tespiti EMG ile kaydedilirse, bu kısım geri kalan EEG verisinden çıkarılarak sağlıklı veriler elde edilebilir. Bunun gibi eğer diğer artifaktların da kaynağı biliniyorsa, bunlar göz ardı edilebilir. Fakat tüm bunlara rağmen bazı artifaktlar EEG bünyesinde kalmaktadır. Bunların giderilmesi için daha farklı yöntemler denemek gerekir. Şekil 1.11’de göz kırpması nedeniyle EEG dalgasında oluşan artifaktlar görülmektedir.



Şekil 1.11.Göz kırpması sonucu EEG dalgasında oluşan artifakt

Kaydedilen sinyallerin belirli bir kısmında artifaktlar gözlemlendiğinde, sinyalin hasarlı kısmını çıkarıp atmak bir çözüm olabilmektedir fakat bu esnada sinyal içerisinde faydalı

bilgiler de atılmış olabilir. Ayrıca araştırma amaçlı EEG verileri çok kısa aralıklarla kaydedildiğinden sinyalin kesilmesi büyük veri kayıplarına yol açabilmektedir. Bu nedenle sinyalin kesilip atılması yerine sinyal bünyesinden artifaktları gidermek için filtreler veya yüksek mertebeden istatistikî algoritmalar denenmesi daha etkili bir yoldur.

#### **1.4.4. Verilerin Gruplandırılması**

EEG verilerinin kararsızlık durumunu çözmek için veriler gruplandırılarak işlem yapılır. Analizlerde kararlı sinyaller tercih edildiğinden, sinyaller küçük kararlı parçalara bölünerek gruplandırma işlemi gerçekleştirilir.

#### **1.4.5. Kanal Seçimi**

BBA araştırmalarında önemli hususlardan biri analizler için gerekli uygun kanalların seçimidir. Yalnız artifakt giderilmesiyle kalmayıp, çalışma için gerekli en çok bilgiyi içeren kanalların verileri kullanılır. Veri sayısı ile birlikte hesaplamaların güçlüğü de artacağından genellikle küçük bir öz nitelik vektörü tercih edilir.

#### **1.4.6. Öz Nitelik Çıkarma**

Bir BBA sisteminin gerçek anlamda kontrol edilebilmesi için nörofizyolojik sinyaller farklı grup sinyaller olarak sınıflandırılıp ayırt edilmelerine olanak sağlayacak şekilde uygun değerlerle eşlenmelidir. Biyolojik sinyaller kaydedildiklerinde çok büyük boyutlarda olmaktadır, örneğin EEG sinyallerinin 1'den 256 'ya kadar çıkabilen farklı elektrotla kaydedilmesi ve örnekleme oranının da 100Hz ile 1000 Hz aralığında değişmesi verinin kapladığı alan bakımından bir fikir vermektedir. Kaydedilen sinyallerin amaca yönelik kullanılabilmesi için sinyali en iyi ifade eden bazı özelliklerin belirlenerek, bu özelliklerle çalışılması gerekir. Bu özellikler literatürde 'öz nitelik' olarak adlandırılır ve bir öz nitelik vektörü içerisinde saklanırlar. Kısaca, öz nitelik çıkarma işlemi sinyallerin sınıflandırılmasını kolaylaştıracak bir forma dönüştürülmesi şeklinde ifade edilir. Bir başka deyişle öz nitelik çıkarma işlemi, nörofizyolojik sinyalleri gürültüden ve diğer gereksiz

bilgilerden arındırmak fakat bunu yaparken de aynı zamanda da sinyalin ayıt edici öz niteliklerini koruma işlemidir.

Öz nitelik çıkarma işleminin diğer bir amacı, sınıflandırılacak verilerin boyutlarının küçültülmesidir. Kısaca öz nitelik seçimi hangi özellikler seçilecek ve miktarı ne olacak sorularına cevap verecek şekilde yapılır [76].

Nörofizyolojik işaretlerin sınıflandırılmasında ve BBA uygulamalarında, sinyaller içerisinde en iyi öz niteliklerin seçilmesi önemli bir aşamadır. Çünkü eğer çıkarılan öz nitelikler istenen biyolojik veriyi tam anlamıyla yansıtmıyorsa, o zaman bu öz nitelikleri kullanarak sınıflandırma yapacak olan sınıflandırıcının başarısı bu eksik değerlere bağlı olarak düşecektir. Özellikle tıbbi teşhis aşamasında, bilgisayar programlarından yardım alındığı durumlarda, yanlış tanı konulmasına yol açabilmektedir. Ya da BBA uygulamalarında, sınıflandırıcı başarımı düşük olmaktadır ki bu da BBA uygulamasının hayata geçirilmesini güçleştirmektedir.

Bazı uygulamalarda sınıflandırıcıya ham EEG verileri gönderilse de, öz niteliklerin seçimi ve çıkarılması aşamasının atlanmaması araştırmacılara önerilmektedir. Çünkü öz niteliklerin kalitesi, sınıflandırıcı seçiminden daha önemlidir. Sinyallerin ön işleminde olduğu gibi, öz nitelik çıkarma işlemi için de bilim adamları pek çok yöntem geliştirmiştir. Öz nitelik çıkarma işleminin hedefine ulaşabilmesi için sinyallerin temporal, frekans ve uzaysal domendeki karakteristikleri hakkında taşıdıkları bilgilerden faydalanılır. Sınıflandırılacak olan sinyallerin tipine bağlı olarak bu bilgiler çok farklı şekillerde alabilir. Dolayısıyla bu farklı türlere uygun olan öz nitelik çıkarma yöntemleri geliştirilmiştir.

#### **1.4.6.1. Zaman Domeni Özellikleri**

Zaman domeni özellikleri, bir uyarının zaman odaklı meydana gelişi veya bir BBA kullanıcısının zamanla sınırlı hareketleri esnasında üretilen nörofizyolojik sinyallerin genlik değişimleri ile alakalıdır. Bu sinyal tipleri P300'ler, YKP'ler ve hareketle ilgili potansiyellerdir (MRP). Bu sinyallerdeki artefakt ve diğer bozucu etkileri ayıklayabilmek için kullanılan en yaygın yöntem alçak geçiren veya yüksek geçiren filtre kullanmaktır ve bu filtreleme işlemi düşük örnekleme ile sürdürmektir [77].

Filtrelemenin yanı sıra sinyallerin dalgacık dönüşümleri alınarak da artefaktlardan arındırılabilir. Dalgacık yöntemi için önemli husus, sınıflandırma için gerekli dalgacık katsayı kümesinin seçimidir. Bu da sinyallerin yüksek doğrulukla sınıflandırılacağı zaman-

frekans düzlemindeki bölgelerin seçimiyle denktir ki bu da öz nitelik çıkarma algoritmalarıyla başarılabilir [78].

#### **1.4.6.2. Frekans Domeni Özellikleri**

Frekans domeni özellikleri salınımlı hareketin değişimiyle ilgilidir. Bu tür değişimler bir uyarı sonucu oluşabildiği gibi, kullanıcının belli bir zihinsel işleme yoğunlaşması esnasında da ortaya çıkabilir. Salınımsal aktivitenin fazı genellikle uyarıya ya da kullanıcının hareketleriyle zaman odaklı olmadığından, zaman domenindeki öz nitelik çıkarma algoritmalarını kullanmak uygun olmaz. Bu nedenle sinyallerin anlık değişimleriyle değişmeyen öz nitelik çıkarma yöntemleri kullanılmalıdır. En yaygın kullanılan frekans domeni öz nitelikleri salınımlı aktivitenin genliğindeki değişime bağlı olanlardır. Örneğin motor betimlemeye dayalı sistemlerde, mü ve beta frekans bantlarındaki bant gücü sensör motorkortekse yerleştirilen elektrotlarla ölçülerek öz nitelik olarak kullanılırlar. Görsel uyarılmış potansiyellerin kullanıldığı durumda ise oksipital bölgedeki görsel uyartım frekansının harmonisinin bant gücüne bakılır. Bant gücünü tespit etmek için farklı yöntemler kullanılır. Bunlar Welch metodu, adaptif otoregresif yöntem, Marlet dalgacıları gibi [79-81].

İkinci grup frekans domeni öz nitelikleri ise farklı beyin bölgelerindeki sinyaller arasındaki senkronizasyon ile ilgilidir. Bu senkronizasyondan farklı birimler arasındaki ilişki çıkarılabilir böylece farklı bölümlerin iletimini ilgilendiren bilişsel görevleri ayırtmaya olanak sağlar [82-83].

#### **1.4.6.3. Uzaysal Domen Özellikleri**

Yukarıda bahsi geçen öz nitelik çıkarım metodlarından senkronizasyon özellikleri dışındakilerin hemen hepsi tek bir elektrottan alınan veriler kullanılarak tek değişkenli zaman serileri ile çalışırlar. Kaldı ki sistemlerin çoğunda birden fazla elektrottan veri alınması söz konusudur. Uzaysal öz nitelik çıkarım metodu sayesinde birden fazla elektrottan alınan verilerin etkin bir şekilde bir araya getirilmesi ve verimli bir şekilde kullanımı mümkün olmuştur.

Uzaysal öz nitelik çıkarımında en kolay yol farklı birimlerde farklı görevler için çalışan bölgelerde ayırt edici bilgi taşıyan elektrotlar kullanmaktır. Şöyle ki, bant gücü, P300 tepeleri veya diğer öz niteliklerdeki değişimler kafatasına yerleştirilen tüm elektrotlarda gözlenmez, beynin yalnızca o görevle ilişkilendirilmiş bölümünün ölçüldüğü elektrotta bir farklılık tespit edilir. Elektrotlar deneyimle elle seçilebileceği gibi, en iyi elektrot o kümeyi verecek şekilde hazırlanan bir algoritmayla da belirlenebilir. Kolay olması nedeniyle BBA araştırmalarının büyük çoğunluğunda ilk yaklaşım kullanılmıştır. İkinci yöntem daha karmaşıktır [77,84,85].

Uzaysal öz nitelik çıkarım metodu, verileri işleme işlemlerinden önce uzaysal filtreleme algoritmaları uygulanmasını gerektirir. Uzaysal filtreleme, pek çok elektrottan ölçülen sinyallerin doğrusal kombinasyonlarını oluşturmaktır. Filtre katsayılarının belirlenmesi için farklı yöntemler kullanılır. Örneğin motor betimleme odaklı BBA'lar için Laplasyen filtre kullanımı performansı artırır. Filtre katsayılarının bir grup çalışma verisinden hesaplandığı Ortak Uzaysal Örüntüler (Common Spatial Patterns) metodu motor betimleme odaklı BBA sistemlerinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Uzaysal filtrelemede katsayı belirlerken kullanılan bir diğer yöntem de Bağımsız Bileşen Analizi (Independent Component Analysis) dir. Bağımsız Bileşen Analizi yöntemi, çoklu elektrot verilerini istatistiki hesaplamalı uzaysal filtreleme metodu kullanarak bağımsız bileşenlerine ayıran bir yöntemdir.

Sonuç olarak öz nitelik çıkarımı ile ilgili olarak şunu söyleyebiliriz; öz nitelik çıkarımı beynin durumu ile ilgili nörofizyolojik sinyallerden anlam çıkarma ile ilgili ilk adımdır. İkinci adım ise öz niteliklerin sınıflandırılmasıdır.

#### **1.4.7. Öz Niteliklerin Sınıflandırılması**

Beyin aktivitesinin BBA sistemlerinde istenildiği gibi bir çıktı cihazına (protez, tekerlekli sandalye, bilgisayar ekranı gibi..) veya bilgisayar komutlarına dönüştürülmesi işlemi regresyon veya sınıflandırma ile mümkün olabilmektedir. Yaygın olarak kullanılan ise sınıflandırma algoritmalarıdır. Bu algoritmalar sayesinde beyin aktivitesinin örüntüleri ortaya koyulmaktadır. Bu nedenle BBA sistemleri bir örüntü tanıma sistemi olarak da ele alınabilir. Örüntü tanıma sisteminin performansı da kullanılan öz niteliklere ve sınıflandırma algoritmalarına bağlıdır. Bir BBA sistemi için kullanılacak olan en uygun

sınıflandırıcıya karar vermeden önce muhtemel sınıflandırıcılar ile ilgili genel özelliklerin bilinmesi gerekir.

#### 1.4.7.1. Sınıflandırıcı Tasnifi

Bilgi veren - Fark gözeten (Generative- Discriminative): Bilgi veren sınıflandırıcılar her bir gurubun olabirirliğini hesaplar ve en olası olanını seçer, Bayez Kuadratik gibi. Fark gözetenler ise sınıfların birbirinden ayırt edilmesinin yolunu bulur, böylece bir özellik vektörünü doğrudan sınıflandırır, Destek Vektör Makinesi gibi [86-87].

Statik - Dinamik: Statik sınıflandırıcılar anlık bilgi değişimlerini dikkate almadan sınıflandırma yaparlar, çok katmanlı algılayıcı gibi. Dinamik sınıflandırıcılar ise bir dizi özellik vektörlerini sınıflandırabilir ve dolayısıyla anlık değişimleri de hesaba katabilirler, Saklı Markov modeli gibi [88].

Kararlı - Kararsız: Kararlı sınıflandırıcılar daha basit yapıdadırlar, küçük değişimler performansını etkilemez, Doğrusal Ayırıcı Analiz gibi. Kararsız sınıflandırıcılar çok karmaşık yapıdadırlar ve deney grubundaki çok küçük bir değişim sistemin performansını büyük ölçüde etkileyebilir, çok katmanlı algılayıcı gibi [89].

Düzenli: Düzenleme demek bir sınıflandırıcının karmaşık yapısını titizlikle kurmak demektir, böylece aşırı deney yapmaktan kurtulmuş olunur [90].

#### 1.4.7.2. BBA Araştırmalarında Kullanılan Sınıflandırıcılar

BBA araştırmalarında kullanılan sınıflandırıcıları doğrusal sınıflandırıcılar, sinir ağları, doğrusal olmayan Bayez sınıflandırıcılar, en yakın komşuluk sınıflandırıcıları ve birleşik sınıflandırıcılar olarak gruplayabiliriz.

##### 1. Doğrusal Sınıflandırıcılar

Doğrusal sınıflandırıcılar sınıfların birbirinden ayırt edilmesinde doğrusal fonksiyon kullanan algoritmalarıdır. BBA uygulamalarında belki de en çok kullanılan yöntemlerdir. İki önemli tipi vardır:

##### a) Doğrusal Ayırıcı Analizi

Burada esas, farklı sınıflardaki veri gruplarını birbirinden ayırt etmek için bir hiper düzlem kullanılmasıdır. İki sınıflı bir problemde, öz nitelik vektörünün sınıfı hiper

düzlemin ne tarafında olduğuna göre belirlenir. DAA'da her iki sınıf için eşit kovaryans matrisi kullanılır ve verilerin normal dağılımlı olduğu kabul edilir. Bu teknik çok az hesaplama işlemi gerektirdiğinden gerçek zamanlı BBA uygulamaları için uygundur. Ayrıca hem kullanımı kolay hem de iyi sonuç verdiği için motor betimlemeye ve P300'e dayalı sistemlerde ayrıca asenkron BBA örneklerinde kullanılmıştır [91-93]

#### b) Destek Vektör Makinesi

DVM farklı türden bir sınıflandırıcıdır. Büyük boyutlu verilerle başa çıkabilmekte ve verilerin doğrusal olarak ayrıştırılmasında büyük boyutlar kullanabilmektedir. DVM hem doğrusal hem de doğrusal olmayan verileri sınıflandırma yeteneğine sahip olduğundan yaygın olarak kullanılır.

#### 2. Sinir Ağları

Doğrusal sınıflandırıcıların yanı sıra en çok kullanılan sınıflandırma yöntemlerinden biridir [94]. En yaygın kullanılan çok katmanlı algılayıcıdır (MLP - multilayer perceptron).

**Çok Katmanlı Algılayıcı:** Çok katmanlı algılayıcı bir giriş, bir çıkış ve bir veya daha fazla gizli katmandan oluşur. Her bir nöronun girişi kendinden önceki katmanın çıkış nöronlarına bağlıdır böylece çıkış katmanının nöronları giriş özellik vektörünün sınıfını belirleyebilir. Dolayısıyla sinir ağlarının en yaygın kullanılan yöntemlerinden olan MLP ikili, çok sınıflı, senkron veya asenkron gibi her türden BBA sistemlerine uygulanmaktadır [95]. Bu yöntemin tek kusuru çok gürültülü ve kararsız verilerle çalışırken, aşırı denemelere karşı duyarlı olmasıdır, bu nedenle ağ yapısının çok özenli bir şekilde kurulması ve düzenlenmesi gerekir.

MLP dışında sinir ağları içerisinde kullanılan diğer sınıflandırıcılar Gaussiyen sınıflandırıcılar, bulanık ARTMAP (Fuzzy Adaptive Resonance Theory Mapping) sınıflandırıcılar, dinamik sinir ağları, vektör öğrenmesi sınıflandırıcısı, adaptif mantık ağı, Bayez mantıklı regresyon sinir ağlarıdır [96].

#### 3. Doğrusal Olmayan Bayez Sınıflandırıcılar

Bu bölümde sıklıkla kullanılan Bayez kuadratik ve Gömülü Markov Modelidir. Bu sınıflandırıcılar doğrusal sınıflandırıcılar ve sinir ağları kadar yaygın olmamakla birlikte motor betimleme ve zihinsel görev sınıflandırmalarında başarıyla uygulanmıştır [97].

#### 4. En Yakın Komşuluk Sınıflandırıcısı

Oldukça basit bir yöntem olup, bir özellik vektörünü en yakın komşuluğa göre belli bir gruba atama esasına dayanır. Bu en yakın komşuluk oranı "k" en yakın komşuluk veya Mahalanobis mesafesine göre seçilir. Bunlar ayırt edilir doğrusal olmayan

sınıflandırıcılarıdır. BBA uygulamalarında boyut hassasiyetlerinden ötürü çok başarılı olamamışlardır.

#### 5. Birleşik Sınıflandırıcılar

Günümüze kadarki BBA araştırmalarının çoğunda tek bir sınıflandırma yöntemi denenmiştir fakat son yıllarda gelişmekte olan bir uygulama olarak birkaç sınıflandırıcının birlikte kullanılması denenmiştir. Farklı türlerden sınıflandırıcı kullanılmasının nedeni varyansı azaltmak ve sınıflandırma hatasını en aza indirmektir.

### 1.5. Tez Çalışmasının Amacı ve Literatüre Katkıları

Bu çalışmanın hedefleri aşağıdaki gibi belirlenmiştir:

1. İlk hedef EEG ölçümleri konusunda bilgi sahibi olmak ve deneyim kazanmaktır. İleriye dönük gerçek zamanlı BBA uygulamalarında, hazır veri seti kullanmak yerine denek üzerinde EEG ölçümünün nasıl yapılacağına öğrenilmesi gereklidir. Deney düzeneğinin verimli kullanılması ve mevcut verilerin öz niteliklerinin çıkarılması ancak deneysel çalışma yaparak mümkün olacaktır.
2. İkinci hedef ise, EEG cihazından alınan verilerin öz niteliklerinin belirlenmesi, yeni öz nitelik çıkarım algoritması hazırlanması ve EEG verilerinin analiz edilmesidir.
3. Üçüncü olarak elde edilen öz nitelik vektörlerinin farklı iki sınıflandırıcıya gönderilerek, sınıflandırılmasıdır. Böylece çıkarılan öz niteliklerin her iki sınıflandırıcıdan elde edilen performansları değerlendirilecektir. Bu çalışmada hedef kitle olarak nörofizyolojik bozuklukları olan hastalar seçilmiştir. Farklı görevler esnasında oluşan EEG sinyallerinin ayırt edilmesi ile o türdeki hastalara iletişim veya hareket imkanı sunulması amaçlanmıştır.
4. Son olarak, bu ana kadar gerçekleştirilen işlemlerin, bu çalışmayı bir sonraki aşamaya taşıyacak olan beyin bilgisayar arayüzü tasarımı için uygun ve yeterli olup olmadığına karar verilecektir.

EEG sinyallerinden tıp alanında uzun yıllardır faydalanılıyor olmasına rağmen, sinyallerin analiz edilmesi ve içerisinden anlamlı bilgilerin çıkarılması, bunların uygun ortamlara aktarılması son yıllarda çalışılmakta olan konulardır. Daha çok epilepsi türü hastalıkların teşhisinde kullanılan bu yöntem aslında daha pek çok nörofizyolojik rahatsızlıklara sahip hastaların yaşam standartlarının iyileştirilmesine imkan tanımaktadır.



Dolayısıyla bu çalışmada epilepsi hastalığı dışında nörofizyolojik bozuklukları olan hastalar hedef kitle olarak seçilmiştir. Belirlenen hedeflerin gerçekleştirilip gerçekleştirilemeyeceği verilerin analiz edilmesiyle ileriki adımlara ulaşma konusunda fikir verecektir.

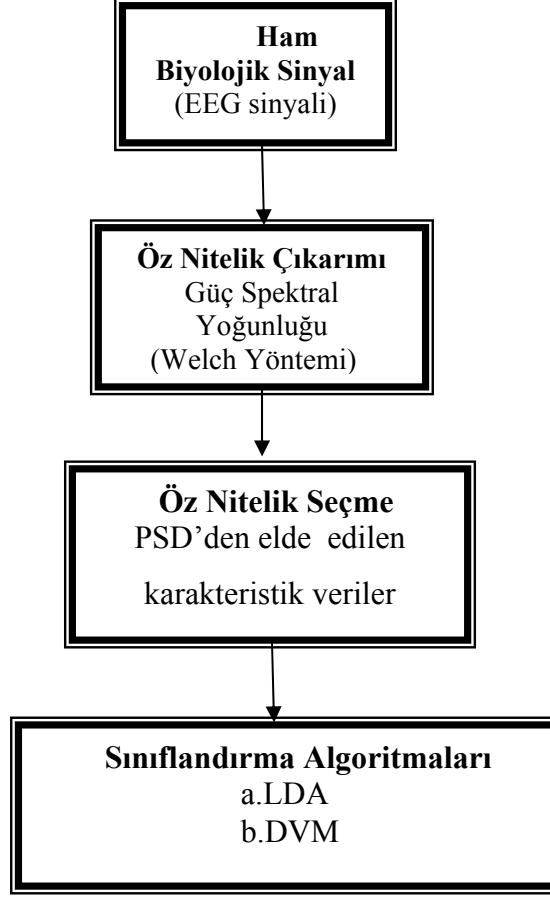
Bu tez çalışması hem kullanılan teknik donanım hem de ülkemizde gerçekleştirilen beyin bilgisayar ara yüzü araştırmaları açısından öncü çalışmalar arasındadır. Ülkemizde biyomedikal sinyal işleme ve sınıflandırma konularında literatürde son yıllarda pek çok araştırma olmasına rağmen, çoğunlukla hazır veri grupları ile çalışılmıştır. Bu çalışmada EEG verileri Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde Bilimsel Araştırma Projeleri kapsamında satın alınan EEG Sistemi ile gerçekleştirilen ölçümlerden elde edilmiştir. Doktora çalışması süresince elde edilen verilerden faydalanılarak, ileriye dönük beyin bilgisayar arayüzü geliştirilmesi hedeflenmiştir.

### **1.6. Tez Çalışmasının Kapsamı ve Organizasyonu**

Beynin farklı görevler düşünmesi esnasında elde edilen EEG verilerinin görev tabanlı sınıflandırılmasına ve performans gelişimini arttıran öz nitelik seçimine odaklanan bu çalışmanın bölümleri aşağıdaki gibi organize edilmiştir:

Birinci bölümde, tez çalışmasının konusu hakkında genel bir özet verilmektedir. Çalışmanın amacına, literatürdeki mevcut çalışmalara ve öz nitelik seçimi ve sınıflandırıcılar konusunda genel bilgilere yer verildikten sonra, çalışmanın literatüre olan katkısına ve işleyiş şemasına değinilmektedir. Yapılan çalışmalar başlığı altındaki ikinci bölümde tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen EEG ölçümleri, bu ölçümlerden öz niteliklerin elde edilmesi ve sınıflandırıcıya gönderilmeleri konusunda bilgiler yer almaktadır. Üçüncü bölümde elde edilen bulgular MATLAB yazılımı yardımıyla sonuca ulaştırılmış, grafik veya tablolara dökülerek sunulmuştur. Dördüncü bölüm, irdeleme bölümü olup, mevcut sonuçlar üzerinde yorumlar yer almaktadır. Sınıflayıcılar arasındaki performansı değerlendirmek için de sınıflama doğruluğu, duyarlılığı, seçiciliği ve ROC eğrisi değerleri verilmiştir. Beşinci bölümde genel sonuçlar değerlendirilmiştir. Altıncı bölüm bu tez çalışmasının devamında yapılabilecek ileriye yönelik çalışmaları önermektedir. Yedinci bölümde tez çalışmasında faydalanılan kaynaklar yer almaktadır. Son kısımda ise Özgeçmiş yer almaktadır.

Tez çalışmasında kullanılan sinyal işleme ve sınıflandırma sisteminin genelleştirilmiş blok diyagramı Şekil 1.12' de verilmiştir.



Şekil 1.12. Tez çalışmasının adım adım işleyiş şeması

Bu blok diyagramı dört aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada, işlenecek veya özelliği çıkarılacak ham EEG sinyali kullanılmaktadır. Bu çalışmada kullanılan EEG sinyalleri özel amaçlı olarak kullanılacağından KTÜ Makine Mühendisliği Bölümünde sağlıklı bir denekle yapılan ölçümlerden elde edilmişlerdir. Sağlıklı bir kişiden alınan bu EEG sinyalleri zaman ekseninde kaydedildiği için özellik taşıyan bilgiler içinde gömülü bulunmaktadır. O yüzden bu sinyallerin spektrum analiz yöntemleri ile EEG sinyallerini zaman ekseninden frekans eksenine taşımak gerekir. Bu aşamada, Güç Spektral Yoğunluğu, parametrik olmayan Welch yöntemi kullanılarak zaman ekseninde alınmış EEG sinyalleri frekans eksenine taşınarak bu sinyallerden öz nitelikler çıkarılmaktadır. Daha sonraki aşamada tez çalışması kapsamında geliştirilen ikinci bir öz nitelik çıkarma

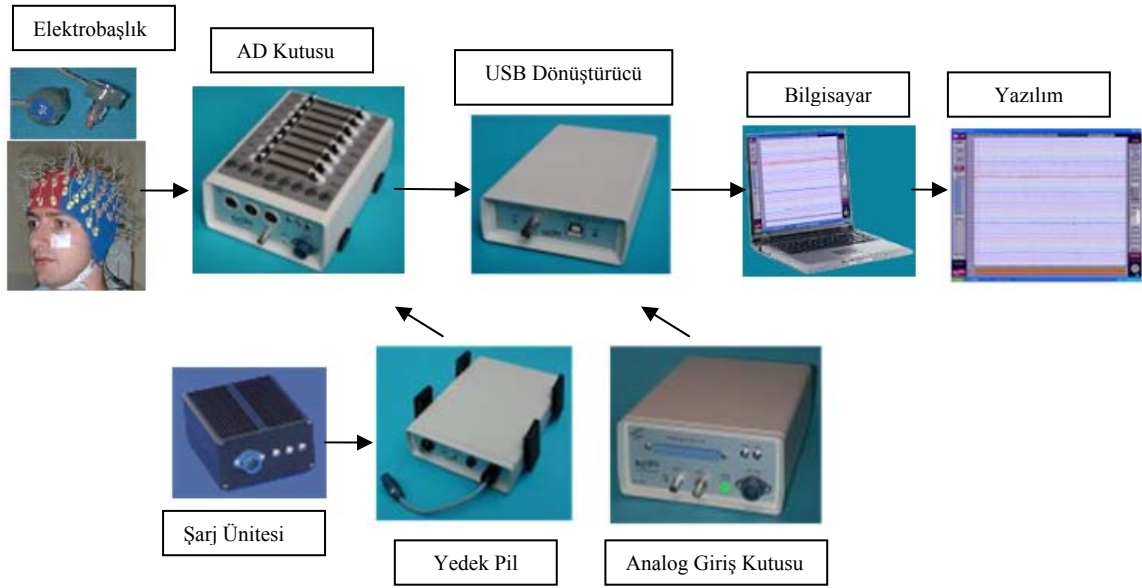
işlemi ile güç spektral yoğunlukları hesaplanan sinyallerin frekans özelliklerine göre alfa ve beta bantlarının karakteristik verileri öz nitelikler olarak belirlenmiştir. Öz nitelik seçme yönteminin bu çalışmaya orijinal bir nitelik kazandıracığı ve bu alanda çalışacaklar için önemli yararlar oluşturacağı düşünülmektedir. Son aşamada ise, seçilen bu öz nitelikler iki tip sınıflandırıcıya gönderilmiştir. İlk sınıflandırıcı Doğrusal Ayırıcı Analizi, ikincisi ise Destek Vektör Makinesidir. Sınıflandırma algoritmaları hem ikili hem de çoklu sınıflandırma yapacak şekilde düzenlenmiş ve sınıflandırıcıların performansları karşılaştırılmıştır.

## 2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Bu tez çalışması hem kullanılan teknik donanım hem de ülkemizde gerçekleştirilen beyin bilgisayar arayüzü araştırmaları açısından öncü çalışmalar arasındadır. Ülkemizde biyomedikal sinyal işleme ve sınıflandırma konularında literatürde son yıllarda pek çok araştırma olmasına rağmen, çoğunlukla hazır veri grupları ile çalışılmıştır. Bu çalışmada EEG verileri Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde Bilimsel Araştırma Projeleri kapsamında satın alınan EEG Sistemi ile gerçekleştirilen ölçümlerden elde edilmiştir. Doktora çalışması süresince elde edilen verilerden faydalanılarak, ileriye dönük beyin bilgisayar arayüzü geliştirilmesi hedeflenmektedir.

### 2.1. EEG Ölçüm Sistemi

Çalışmada kullanılan EEG cihazı BioSemi (Amsterdam) tarafından üretilen "BioSemi ActiveTwo System" isimli cihazdır. Teşhis amaçlı olmayıp, yalnızca araştırma amaçlı üretilen bu cihaz ile 64 kanaldan ölçüm yapılabilmektedir. Yüksek çözünürlük ve örnekleme oranları sağlamakla birlikte fazla yer kaplamaması ve düşük enerji tüketimi gibi avantajları vardır. ActiveTwo sistem elemanları, EEG için özel olarak tasarlanmış 256 elektrot girişine uygun AD kutusu, analog giriş kutusu, USB dönüştürücü, şarj ünitesi, 64 adet elektrot ve elektrotların takıldığı elektrobaşlık, bir bilgisayar ve EEG kayıtlarını yapıp sonradan gözden geçirmeye olanak sağlayan LabView grafik programlama tabanlı bir yardımcı yazılım olan ActiView'dan oluşmaktadır. EEG sinyallerinin elde edilmesinde kullanılan elektrotlar iğne uçlu tipte, sinterlenmiş Ag-AgCl 'den imal edilmiş olup, gürültüyü en aza indirecek şekilde tasarlanmıştır. Bu elektrotlar elektrobaşlığa yapışkan bir jel sürüldükten sonra, uluslararası 10-20 elektrot yerleşim düzenine göre yapıştırılırlar. EEG yazılımının asıl fonksiyonu EEG kaydının gerçekleştirilmesidir. Ayrıca verinin ham veri halinde saklanması ve diğer platformlara aktarılabilmesi esnekliğine sahiptir. EEG kaydının kanal sayısını, örnekleme oranını, kayıt süresini bilgisayardan belirlemek mümkündür. EEG ölçümlerinin yanı sıra ekstra sekiz kanal da EKG, EMG, EOG ve ışık duyarlılığı gibi değişimlerin ölçümü için ayrılmıştır. Kanallar üzerinde süzgeç tipleri seçmek ve hassasiyet ayarı yapmak mümkündür. Şekil 2.1'de Biosemi ActiveTwo EEG sistem elemanları verilmiştir.



Şekil 2.1. Biosemi ActiveTwo EEG Ölçüm Sistemi

## 2.2. Deney Aşaması

EEG ölçümleri 50 yaşında sağlıklı, herhangi bir motor fonksiyon bozukluğu olmayan, sağ elini kullanan bir erkek araştırmacı üzerinde gerçekleştirilmiştir. Deneylerde kullanıcının bir takım istemli görevleri yerine getirmesi istenmiştir. Bu görevlerin belirlenmesindeki asıl neden beynin birbirinden farklı aktiviteleri yerine getirirken ne tür değişimlere uğradığı ve bu aktivitenin beynin hangi bölümünde oluştuğunu görmektir. Bu görevlerin her birinin prensipte farklı bir örüntü oluşturacağı düşünüldüğünden, eğer bu farklı örüntüler ortaya çıkarılabilirse, bunun sonucunda bu örüntüler nöromusküler bozukluğu olan veya fiziksel engelli insanlar için geliştirilecek bir cihaza girdi olarak verilebilir. Aslında farklı örüntüleri tespit edebilmek için, öncelikle farklı bölgelerde oluştuğu bilinen aktivitelerden başlamak gerekir. Belli bir görevin gerçekleştirilmesi esnasında, o bölgede aktivite artarken, öte yandan diğer bölümlerdeki aktivite azalacağından, ortaya daha çarpıcı bir durum çıkacaktır.

Deneylerde kullanılan görevler Keirn ve Aunon [98] tarafından yapılan çalışmada seçilen görevler esas alınarak belirlenmiştir. Bu görevlerin seçilme nedeni, temel görev dışındakilerin hemisferik beyin dalgaları asimetrisi göstermeleri olarak ifade edilmiştir. Kaldı ki, Osaka [99] da aritmetik işlem görevinin sağ yarıkürede daha yüksek güç spektrumu oluşturduğunu, buna karşılık görsel görevlerin de sol yarı kürede benzer etki

yaptığını ifade etmiştir, Tablo 2.1. Bu nedenle, daha sonraki çalışmalarda da, bu görevlerin beyin bilgisayar ara yüzleri için uygun seçimler olduğu önerilmiştir [99].

Tablo 2.1. Beynin görevlere göre aktif olan bölümleri

Görev	Oluştığı Yer	Frekanslar	Elektrotlar
Temel Görev	Belli bir yeri yoktur	Artan alfa ritmi	Tümü
Hareket hayal etme görevi	Sensörimotor korteks (sensori kısım parietal lobda ve motor kısım frontal lobda bulunur). Sağ yarı küre vücudun sol kısmından sorumlu sol yarı küre de sağ kısmından sorumludur. El hareketi orta kısmın çok az yukarisındadır. Kol hareketi de hemen el hareketinin üzerinde oluşur, Şekil 1.3.	Mü ve merkezi beta ritmi	Özellikle T3, C3, Cz, C4 ve T4.
Matematiksel işlem görevi	Esas aktivite parietal lobdadır (sağ kısım biraz daha meyilli). Frontal lobun orta kısımlarında da faaliyet artışı gözlenir [100].	Belli bir frekansı yoktur	Özellikle P3, Pz ve P4.
Geometrik cisim döndürme görevi	Görme merkezinin olduğu oksipital korteks. Döndürme işlemi matematiksel işlem gibi düşünüleceğinden sağ (superior) perital lobda da bir aktivitenin olması beklenir [101-102].	Belli bir frekansı yoktur	Özellikle T5, P3, Pz, P4, T6, O1 ve O2.
Görsellik görevi	Görme merkezi olan oksipital kortekstedir.	Belli bir frekansı yoktur	Özellikle O1 ve O2.
İşitsel görev	Temporal lobda aktivite artışı oluşur.	Belli bir frekansı yoktur	Özellikle T5 ve T6.

Deneyleerde ölçüm yapmak üzere belirlenen görevler şu şekildedir:

1. Temel görev: Rahat durum olarak adlandırılan bu işlem aslında diğer tüm görevlerden ayırt edici nitelik taşıması ve daha sonra kıyaslama yapılabilmesi amacıyla belirlenmiştir. Denek kişinin sakin, dingin bir şekilde bir sandalyede oturması ve hiçbir şey yapmaması, hiçbir şey düşünmemesi istenir. Her ne kadar bu görev herhangi bir aktivitenin olmadığı görev olarak adlandırılırsa da, beynin hiçbir aktivitede bulunmadan beklediğini düşünmek doğru değildir, yalnızca bu esnada bir çaba olmayacağı için, diğer durumlardan ayırt etmek mümkün olacaktır.

2. Matematiksel işlem görevi: Matematiksel işlem esnasında beyin farklı bölümlerinin aktif olduğunu görmek amacıyla düzenlenmiştir. Bu esnada, kullanıcıdan her ölçüm için belirlenen birbirinden farklı iki basamaklı iki sayıyı çarpması istenmiştir (örneğin 14x22). 10 saniyelik ölçüm süresi sonunda, çarpım sonucu sorularak cevabın doğru olup olmadığı kontrol edilmiştir.

3. Sağ el hayal edilmesi görevi: Beynin sensörimotor kısmı, korteksin ortasında her iki yarı küreye uzanacak şekilde yer alır. Bilindiği üzere beynin sol kısmı vücudun sağ kısmını kontrol eder ve sağ kısmı da vücudun sol kısmını kontrol eder. Bu nedenle bu görevde uzuvların hareket ettirildiği düşüncesi ile sensörimotor korteksin belli bir bölümünü aktive etmek amaçlanmıştır. Sistem kullanıcılarından sağ elini hareket ettirdiğini düşünmesi istenmiştir. Bu hareket piyano gibi bir müzik aleti çalma veya klavyede yazı yazdığını düşünme şeklinde olabilir.

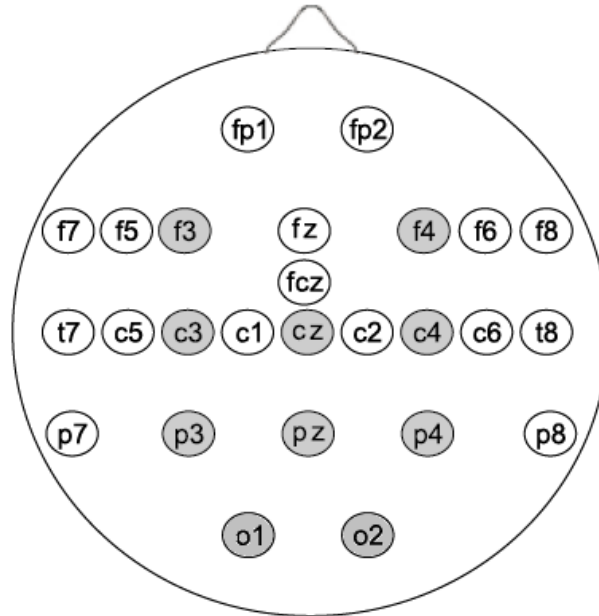
4. Sol el hayal edilmesi görevi: Bu görevde de sol el hareketleri ile ilgili kısmın incelenmesi amacıyla sol el hareketine ait hayal kurulması istenmiştir. Sağ el hayali ile ilgili yapılan zihinsel işlemlerin benzeri sol el hayali için de tekrarlanmıştır.

5. Görsel betimleme görevi: A harfi hayali olarak adlandırılan bu görevde, beynin görme merkezinin aktive edilmesi hedeflenmiştir. Ayrıca kişinin beyin örüntülerinden farklı nesnelere hayal ettiğinin çıkarılıp çıkarılamayacağı görülmek istenmiştir. Görsel betimleme görevi kişinin hayalinde belli harfleri canlandırması ve onlara odaklanması istenir. Bu çalışmada kullanım sıklığı ve zihinde kolay canlandırılabilmesi açısından A harfi seçilmiştir. Eğer kişinin beyin örüntülerinden, harflere ait farklılıklar çıkarılabilirse, o zaman bu konu daha ileriki aşama olan zihinden geçenleri ekrana yazdırma şekline dönüştürülebileceği düşünülmüştür.

Tüm görevler kullanıcının gözleri kapalı iken kaydedilmiştir. Ölçüm süresi 10 saniye olarak belirlenmiş ve her bir hareket için 100 adet ölçüm yapılmıştır. Ölçümler her görevden beşer seri ardı ardına olacak şekilde farklı günlerde kaydedilmiştir. Bir görevden diğer göreve geçiş esnasında, denek dışarıdan biri tarafından bir sonraki görev tanımlaması yapılarak yönlendirilmiştir. Her bir seri tamamlandığında 3-5 dakikalık ara verilerek, kullanıcının dinlenmesine olanak tanınmıştır. Beş farklı görev için toplam 5x100 adet ölçüm yapılmıştır. Örneklem frekansı 512 Hz olarak ayarlanmıştır. Deneyler esnasında elde edilen bu verilerin rastgele seçilen 50 si eğitim verisi olarak, geri kalanlar içerisinde rastgele seçilen 50 si de test verisi olarak kullanılmaktadır. Deney verileri uluslararası 10-20 elektrot yerleşim sistemine göre yerleştirilen 64 kanaldan 10 tanesi seçilerek elde edilmiştir. Bu kanallar F3, F4, C3, C4, Cz, P3, P4, Pz, O1 ve O2 dir. Bu kanalların seçim nedeni, Tablo 2.1’de verilen görevlere göre beynin aktif olan bölümlerindeki değişimi yansıtma amaçlıdır. Şekil 2.2 deneğin deneye hazırlanış safhasını göstermektedir. Şekil 2.3’de ise seçilen kanalların yerleşim düzeni verilmiştir.



Şekil 2.2. Deney hazırlık aşaması



Şekil 2.3. Analiz için kullanılmak üzere seçilen elektrotlar



Her bir dosya ActivView ortamında kaydedildikten sonra BDF formatındaki ham veri dosyaları, EEG sinyallerinin analiz edileceği ve sınıflandırılmasının yapılacağı MATLAB ortamına aktarılmıştır.

### 2.3. Sinyal Analizi

Sinyallerin analiz edilmesi direk sinyalin kendisi veya sinyalin gösteriminin başka boyutlara (zaman, frekans, zaman-ölçek, vb) taşınarak gerçekleştirilmesiyle yapılmaktadır. Burada amaç; sinyalin bilgi kaybına uğratılmadan, bu boyutlardan birisine dönüşümü yapılarak, işlenmemiş haldeki verilerden sağlıklı bir şekilde seçilemeyen anlamlı detay bilgilerine ulaşmaktır. Bu çalışmada, EEG sinyallerinin analiz edilmesine her bir veri grubuna ait dosyalar oluşturularak başlanmıştır. 10 saniye süresince kaydedilen sinyallerde aktivitenin en yoğun olduğu anların tespit edilebilmesi amacıyla 2-10 saniyeler arasında kalan 8 saniyelik kısım analiz amaçlı kullanılmıştır. Verilerin kaydı esnasında herhangi bir referans alma işlemi yapılmamış ancak analizin ilk aşamasında Cz kanalı referans olarak seçilerek, her bir kanaldan Cz kanalı çıkarılarak normalleştirme yapılmıştır.

Daha sonra bu sinyalleri gürültüden ve artifaktlardan arındırmak için öncelikle Matlab ortamında 10. mertebeden ve 50 Hz kesme frekansına sahip sonsuz impuls cevabı olan bir Butterworth filtre tasarlanmıştır.

Filtrelenen sinyale pencereleme işlemi uygulanmıştır. Zaman fonksiyonunun bir veri segmentiyle çarpılmasına veri pencerelemesi denir. Pencereleme işlemi temel olarak, veri segmentinin FFT spektrumu hesaplanmadan önce kullanılır ve amacı sonuç spektrumunun şeklini düzeltmektir. Diğer bir amacı da spektral sızma ve lekelenmelerin zararlı etkilerini uygun bir pencere yardımıyla en aza indirmektir [103].

En basit haliyle pencereleme işlemi, ilk olarak sinyalin bir segment, diğer bir deyişle bir dalga şeklinden kesilmesidir. Bu uygulama, bütün veriye dikdörtgen pencerenin uygulanması ile aynıdır. Analiz sadece sinyalin pencerelenmiş bölümü ile sınırlıdır. Dikdörtgen dışındaki pencere şekilleri, istenilen şekilde dalganın zaman domeninde çarpılmasıyla elde edilir. Bunun yanında pencereleme, hem zaman domeninde hem de frekans domeninde yapılabilir. Çünkü zaman domeninde çarpma frekans domeninde uygulanan konvolüsyon işlemi ile aynıdır. Frekans domeninde pencereleme, frekans domen penceresi ile sinyal spektrumunun konvolüsyonu şeklinde uygulanır [103-104].

Pencere şekilleri, incelenen fonksiyonlar olarak da sunulabilir. Bunun yanı sıra, pencerenin dışında kalan noktaların sıfır olduğu varsayılır. Güç spektrumu yaklaşımında pencere seçimi önemli bir faktördür. Çünkü bir veri seçildiği zaman pencerenin frekans karakteristiği spektral sonucun bir parçası olabilir. Bütün pencereler iki tip artefakt üretir: analob (mainlob) ve yanlob (sidelob) [104]. Pencere tarafından üretilen artefakt pencerenin Fourier dönüşümü alınarak bulunabilir. Gerçek spektrum analob denilen artefakt ile genişletilir ve yan lob adı verilen ek pikler üretilir. Eğer işlem, yakın frekans uzayındaki iki dar bantlı sinyalin çözümü ise en dar bantlı pencere tercih edilir. Bir güçlü ve bir zayıf sinyal söz konusu ise güçlü sinyallerin yan loblarının zayıf sinyaller tarafından yok edilmesini önlemek için hızla azalan yan lobları olan pencereler tercih edilir. Eğer iki tane orta derecede güçlü sinyal var ise orta derecede dar analob ve orta derecede zayıflayan loblar en iyi çözümdür. Genellikle bir sinyale hangi tipte pencere uygulanacağını bulunması için farklı tipte pencerelerle denemeler yapılması gerekmektedir. Bu çalışmada birçok pencere ile deneme yapıldıktan sonra hamming window ile alınan sonuçlar daha iyi olduğundan, hamming window kullanılarak işlemlere devam edilmiştir.

### 2.3.1. Spektral Analiz

İşaretlerin frekans içeriğinin incelenmesi için klasik ve modern spektral analiz yöntemleri kullanılmıştır. Bu yöntemler için değişik algoritmalar mevcut olup, bu çalışmada analiz edilecek olan EEG verileri klasik yöntemlerden olan Welch metodu ve model tabanlı Yule-Walker AR metodu ile analiz edilmiş, Welch metodu ile hesaplanan güç spektral yoğunluğu daha ayırt edici olduğundan, bu yöntemle işlemlere devam edilmiştir.

- Welch Metodu: Welch Metodu model tabanlı olmayan, güç spektral yoğunluğunun doğrudan sinyalin kendisinden hesaplandığı yöntemlerdendir. Periyodogram yönteminin iyileştirilmiş halidir. Periyodogram yöntemi parametrik olmayan yaklaşıma dayanan, hızlı Fourier dönüşümü temelli bir yöntem olup, klasik spektral kestirim yöntemlerindedir. Bir zaman serisi işaretin periyodogram yöntemi ile güç spektral yoğunluğunun elde edilmesi için, işaret  $2^n$ 'nin üssü olacak şekilde çerçevelere bölünür. Periyodogramın iyileştirilmiş yapısı Welch tarafından önerilmiş olup, bu yöntemde işaret üst üste çakışabilecek bölümlere ayrılır. Daha sonra da her bölümün iyileştirilmiş periyodogramı alınıp, sonrada elde edilen bu bölümlere ait periyodogramların ortalaması alınır. İyileştirilmiş

periyodogramların ortalaması tüm verinin tek bir periyodogram kestirimine göre varyansını azaltır. Bölümler arasında üst üste binme gereksiz bilgiye yol açsa da bu etki üst üste binen, bölümlerin sonlarındaki örneklerin ağırlığını azaltan dikdörtgensel olmayan pencere kullanımı ile azaltılır. Welch yöntemi güç spektral yoğunluğunu iyileştirilmiş periyodogramların ortalamasını alarak kestirir.  $i$ 'inci iyileştirilmiş periyodogram:

$$\hat{S}_{xx}^{(i)}(f) = \frac{T_s}{K.M} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w(n).e^{-j2\pi fn} \right|^2 \quad (2.1)$$

şeklinde verilir. Burada  $f = fs$  normalize edilmiş frekans değişkenidir. Ölçekleme faktörü  $T_s$  ayrık-zaman işaret spektrumunun genliğinin analog işaret spektrumuna eşit olmasını sağlar. Bu son eşitlikte  $w(n)$  ise pencereleme fonksiyonu ve  $K$  normalize sabiti olup aşağıdaki ifadeyle verilir [105-106].

$$K = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (2.2)$$

Sonuçta güç spektral yoğunluğu kestirimi:

$$\hat{P}_{Welch}(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} \hat{S}_{xx}^{(i)}(f) \quad (2.3)$$

ifadesiyle verilir. Burada  $L$  zaman dizisi serisinin uzunluğudur. Diğer taraftan yukarıda da bahsedildiği üzere, kısa veri kayıtlarının birleştirilmiş ve dikdörtgensel olmayan pencere kestirimi, çözünürlüğünü azaltır. Özetle ifade etmek gerekirse, varyans azaltımı ile çözünürlük arasında ters bir ilişki vardır. Özellikle işaret gürültü oranı düşükse periyodograma göre daha iyi bir çözünürlük elde etmek için Welch yöntemi kullanılabilir [107-108].

•Yule-Walker AR Metodu: Klasik yöntemlerin aksine, model tabanlı yöntemler sinyalin spektral kestirimi için daha farklı bir teknik kullanırlar. Öncelikle veri, beyaz gürültünün eşlik ettiği doğrusal bir sistemin çıktısıymış gibi modellenir ve daha sonra bu

doğrusal sistemin parametreleri kestirilir. Tüm model tabanlı yöntemlerde güç yoğunluk spektrumu kestirimi aşağıdaki denklemlerle gerçekleştirilir.

$$\hat{P}_{AR}(f) = \frac{1}{f_s} \frac{\varepsilon_p}{\left| 1 + P \sum_{k=1}^P \hat{a}_P(k) e^{-2\pi jkf / f_s} \right|} \quad (2.4)$$

Yule-Walker metodu, model parametrelerini hesaplarken önce sinyalin otokorelasyon fonksiyonları kestirilir ve sonra ileri kestirimlerin en küçük kareler minimizasyonu yapılır [107].

#### 2.4. Öz Niteliklerin Çıkarılması

Öz nitelik seçmenin temel amacı, çok az veya tahmin edilemeyen özelliklerin elimine edilmesiyle giriş özelliklerinin bir alt kümesini seçmektir [109].

Bu çalışmada öz nitelik çıkarma işlemi iki aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir. İlk aşamada Butterworth filtreden geçirilen sinyallerin, frekans domeni özelliklerinden olan güç spektral yoğunluğu (PSD) hesaplanmıştır. PSD, bazen kısaca spektrum olarak da adlandırılır, bir sinyalin farklı frekanslardaki güç dağılımını göstermektedir. Daha sonra ise güç spektral yoğunluğunda gözlenen alfa ve beta ritimlerinin frekans özelliklerine bakılarak altı farklı öz nitelik belirlenmiştir. Ayrıca bu öz niteliklerle elde edilen sınıflandırma sonucu, literatürde sıklıkla kullanılan [110-111] güç spektrumu alınan verinin minimum, maksimum, aritmetik ortalama ve standart sapma değerlerinin hesaplanmasıyla elde edilen öz nitelikleri kullanarak yapılan sınıflandırma sonuçları ile kıyaslanmıştır.

1. Aşama: Güç spektral yoğunluğu özellikleri, sinyalin Fourier dönüşümünün karesi alınarak hesaplanabildiği gibi, sinyalin otokorelasyon fonksiyonunun Fourier dönüşümü hesaplanmak suretiyle de elde edilebilir. Beyin bilgisayar arayüzü ve EEG analizi araştırmalarının büyük çoğunluğunda öz nitelik olarak güç spektral yoğunluk fonksiyonu kullanılmıştır [79,98,112].

Matematiksel olarak ifade edilirse;

1. Sinyalin Fourier Dönüşümü'nün karesi olması durumunda;

$$S_x(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} E \left\{ \frac{1}{2T} \left| \int_{-T}^T x(t) e^{-j2\pi f t} dt \right|^2 \right\} \quad (2.5)$$

2. Otokorelasyon fonksiyonunun Fourier Dönüşümü olması durumunda;

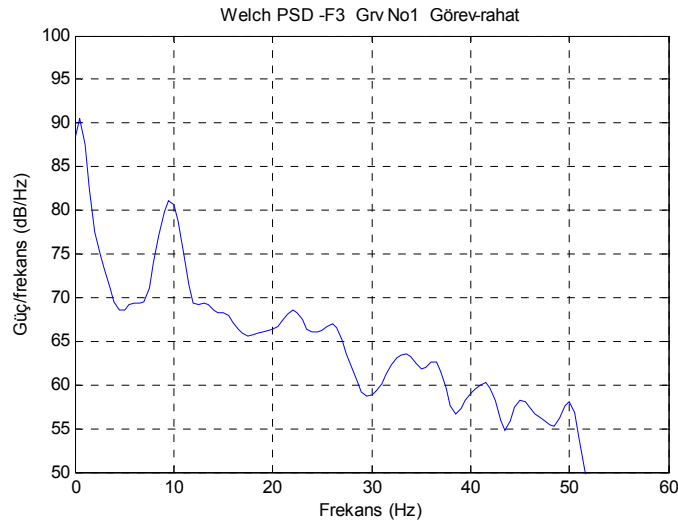
$$S_x(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R_x(\tau) e^{-j2\pi f \tau} d\tau \quad (2.6)$$

$$R_x(\tau) = E\{x(t)x^*(t + \tau)\} \quad (2.7)$$

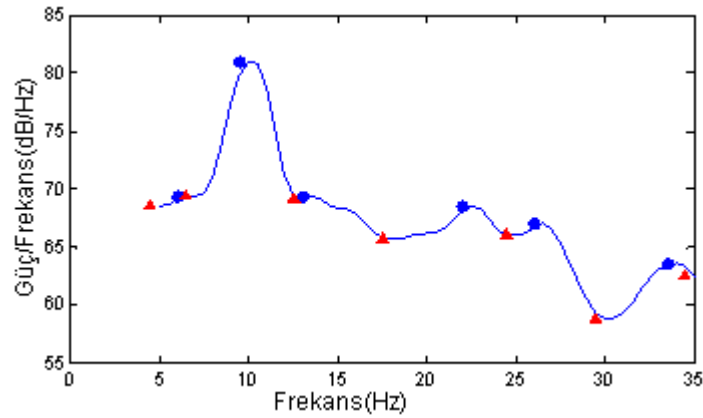
denklemleri ile hesaplanır.

2. Aşama: Bu kısımda güç spektral yoğunlukları hesaplanan sinyallerden öz nitelikler elde edilmektedir. Güç spektral yoğunluk fonksiyonunda ortaya çıkan frekanslara göre bu çalışma için bir algoritma geliştirilmiş ve EEG sinyallerinin alfa ve beta frekans bantlarına göre altı farklı öz nitelik hesaplanmıştır. Güç spektral yoğunluğu üzerinde alfa ve beta bantlarına ait frekanslar bilindiğinden, yeni öz nitelik çıkarma aşaması alfa ve beta bölgelerinde oluşan tepe noktalarının koordinatları hesaplanarak gerçekleştirilmiştir. Alfa bölgesindeki bir tepenin y eksenindeki genlik değeri ile beta bölgesinde oluşan iki tepenin y eksenindeki genlik değerleri ilk üç öz nitelik fonksiyonunu oluşturmaktadır. Her üç tepe noktasının x eksenindeki değerleri arasındaki mutlak fark ise geri kalan üç öz niteliği oluşturmaktadır.

Bu öz niteliklerin çıkarılış aşaması aşağıdaki şekilde gösterilmiştir. Şekil 2.4 ve 2.5 'te herhangi bir göreve ait PSD grafiği ve bu grafiğe ait minimum ve maksimum noktalar görülmektedir.

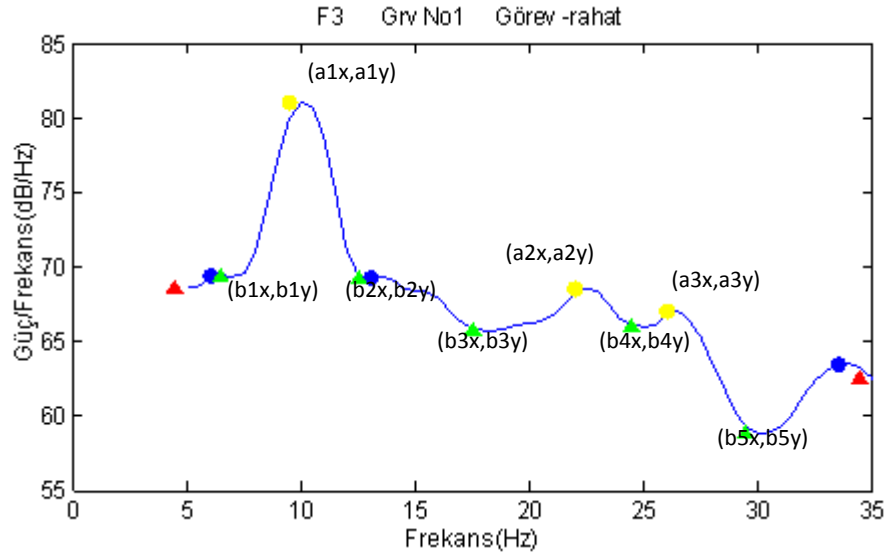


Şekil 2.4. Herhangi bir göreve ait PSD grafiği



Şekil 2.5. Herhangi bir göreve ait PSD grafiğindeki minimum ve maksimum noktalar

Mavi renk maksimum noktaları göstermektedir, kırmızı renk minimum noktaları göstermektedir. Alfa bölgesi için karakteristik noktalar 8 - 12 Hz bölgesinde gözlenir. Bu noktada gözlenen ilk alfa tepesinin genlik değeri birinci öz nitelik olarak alınır. Beta bölgesi için karakteristik noktalar 14 - 30 Hz bölgesinde gözlenir ve bu bölge içinde maksimum yapan 2 adet birincil ve ikincil beta tepelerinin genlik değerleri ise ikinci ve üçüncü öz nitelikler olarak belirlenir. Bu alfa ve beta tepelerinin taban genişlikleri arasındaki farklar ise dördüncü, beşinci ve altıncı öz nitelik olarak belirlenir. Şekil 2.6 'da bu öz nitelikler grafik üzerinde gösterilmiştir. Mavi renk maksimum noktaları, sarı renk seçilen maksimum noktaları, kırmızı renk minimum noktaları ve yeşil renk seçilen minimum noktaları göstermektedir.



Şekil 2.6. Herhangi bir göreve ait PSD grafiğindeki seçilen minimum ve maksimum noktalar

Öz nitelikler Şekil 2.6 ‘daki verilerden faydalanılarak aşağıda verilen program kodu yardımıyla hesaplanır.

```
öz_nitelik_1=a1y;
öz_nitelik_2=a2y;
öz_nitelik_3=a3y;
öz_nitelik_4=abs(b1x-b2x);
öz_nitelik_5=abs(b3x-b4x);
öz_nitelik_6=abs(b4x-b5x);
```

Öz nitelikleri hesaplamada aşağıda izah edilen klasik yöntemler de kullanılmıştır:

Minimum Değer: N adet örnekten oluşan vektörün en küçük değeri belirlenir.

Maksimum Değer: N adet örnekten oluşan bir vektörün en büyük değeri belirlenir.

Ortalama: X, N adet örnekten oluşan bir öz nitelik vektörü ise,

$$X = x_1, x_2, \dots, x_N \quad (2.8)$$

Bu örneklerin ortalaması aşağıdaki şekilde ifade edilir.

$$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n \quad (2.9)$$

Standart Sapma: Standart sapma, vektörü oluşturan örneklerin dağılımının ölçüsü olarak tanımlanır. Aynı zamanda örneklerin ortalamaya göre nasıl bir dağılım gösterdiğini anlatır.  $\sigma$  sembolü ile gösterilir ve aşağıdaki eşitlikle hesaplanır.

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x_n - \mu_x)^2} \quad (2.10)$$

## 2.5. Sınıflandırma

Sınıflandırma işlemi iki veya daha fazla sınıfı, nesneyi veya olayı tanıma ya da birbirinden ayırt etme işlemidir. Daha genel bir ifadeyle, sınıflandırma, verilerin değerlendirilmesini ve gösterimini kolaylaştırmak amacıyla, birbirine yakın seçeneklerin birleştirilerek, seçenek sayısının azaltılmasıdır. Sınıflandırma işlemi, verilerin davranışı hakkında bilgi verdiği gibi, araştırmacılar açısından da, konunun daha açık ve net bir şekilde anlaşılmasına yardımcı olur. Nesnelerin sınıflandırılması veya örüntülerin tanınması özellikle biyolojik kaynaklı veri gruplarında sanıldığı kadar kolay olmamaktadır. Gruplar arasında sınıflandırma yapmaya imkân tanıyan nesne, sınıflandırıcı olarak tanımlanmaktadır. Sınıflandırıcılar için ilk önceleri diskriminant analizi ve lojistik regresyon gibi istatistikî yöntemler kullanıldıysa da, son yıllarda çok farklı teknikler geliştirilmiştir [113].

Sınıflandırma işlemi temel olarak iki aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşamada sınıflandırma sistemi, nesnelere alınan veriler ışığında eğitilir. Eğitim işlemi bittikten sonra, ikinci aşamada herhangi bir nesneden alınan veri, sınıflandırma sistemine giriş olarak verilerek bunun hangi sınıfa ait olduğuna karar verilir.

Literatürde EEG verileri ile yapılan çalışmaların çoğunda ikili sınıflandırma yapılmıştır. Bu çalışmada ise farklı görevler esnasında beyinde oluşan sinyallerin ayırt edilmesi amaçlandığından, sınıflandırma işlemi iki adımda ele alınmıştır.

- İlk adımda görevlerin kendi aralarındaki ikili sınıflandırma performansları değerlendirilmiştir,
- İkinci adımda tüm görevlerin bulunduğu ortamda çoklu sınıflandırma işlemi uygulanmıştır.



Doktora çalışması devamında planlanan beyin bilgisayar arayüzü sistemi gerçek zamanlı olarak planlandığından, herhangi bir anda üretilen düşüncenin hangi göreve ait olduğu tespit edilmeye çalışılmıştır.

### 2.5.1. Doğrusal Ayırıcı Analizi ( DAA)

Doğrusal Ayırıcı Analizi (DAA) veya literatürde bilinen diğer adıyla Lineer Diskriminant Analiz (LDA), istatistik ve makine öğrenmesi alanlarında yaygın kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntem, önceden belirlenmiş iki veya daha fazla grubun ortalama niteliklerinin istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini ve grupların farklılıklarını ayırt etmede en fazla katkıyı hangi değişkenlerin yaptığını test etmekte kullanılan bir gruplama tekniğidir ve bu yöntemin çalışma mantığı, mevcut verilerin bileşkesi olan yeni bir değişken üretmesi şeklindedir. İlk tanımlanan sınıfların yeni değişkene göre aralarındaki farklılıklar maksimumlaştırılır [114].

DAA, bir bağımlı değişkenin diğer özelliklerin veya kistasların doğrusal bileşeni olarak ifade edildiği yöntemler olan ANOVA (varyans analizi) ve regresyon analizi ile de yakından ilgilidir. Fakat bu iki yöntemde bağımlı değişken sayısal bir büyüklük olmasına rağmen, DAA'da bu kategorik bir değişkendir (ör: sınıf etiketi gibi).

DAA'da gruplar arası farkı belirleyen diskriminant fonksiyonu hesaplandıktan sonra bu fonksiyon kullanılarak gözlemlerin grup üyelikleri tahmin edilir. Fonksiyon belirlendikten sonra sınıflandırma aynı veri grubu üzerinde yapılabilmekte fakat bu durumda sınıflandırma fonksiyonunun belirlendiği ve test edildiği veriler aynı olduğu için, sınıflandırma sonuçları olduğundan daha başarılı gözükme riskini taşımaktadır. Örneklem sayısı yeterli olduğunda verileri, eğitim grubu ve test grubu olarak ikiye ayırmak daha sağlıklı sonuç vermektedir. Eğitim ve test kümelerine ayırmada hangi oranın alınması gerektiği konusunda literatürde kesin bir karar olmamakla birlikte uygulama grubundaki sayının yeterince büyük olması gerektiğinden bu çalışmada % 50 uygulama %50 test grubu oranı seçilmiştir. DAA yapılabilmesi için bir takım varsayımlarının geçerli olması gereklidir. Bu varsayımlar: her grup çok değişkenli normal dağılım gösteren bir ana kütlede alınmış olmalı; değişkenler arasında çoklu bağıntı olmamalı ve her grup için kovaryans matrisleri eşit olmalıdır.

EEG sinyallerinden elde edilen öz nitelikler, bir test sinyali gönderildiğinde, eğitim kümesindeki öz nitelikler ile karşılaştırıldıktan sonra, o sinyalin hangi göreve ait olduğu

tespit edilmeye çalışılmıştır. Bu karşılaştırma esnasında ilk olarak Doğrusal Ayırıcı Analizi kullanılmıştır. DAA'nın ilk amacı, farklı sınıflara ait noktaları başka bir düzleme birbirlerinden en ayrı olacak şekilde iz düşürmektir. Bunun için her bir sınıftaki her bir  $x$  noktası  $y_i = V^T x$  olacak şekilde değiştirilmiştir.  $V$  iz düşüm matrisini temsil etmektedir.

Sınıf sayısının ikiden fazla olduğu durumlarda Fisher Doğrusal Ayırıcısının genişletilmiş hali olan çoklu sınıflandırma kullanılır [115]. İkili sınıflandırmada olduğu gibi, burada da projeksiyon matrisi büyük boyutlu uzaydan küçük boyutlu uzaya taşınacak şekilde oluşturulur ve yine sınıflar arası mesafe maksimum ve sınıf içi mesafe minimum olacak şekilde düzenlenir. Yalnız burada her sınıf arasındaki mesafe maksimum yapılıdır.

$n$  sınıftan oluşan bir veri grubu için,

$n_i$  :  $i$ . sınıfa ait sinyallerin sayısı

$n$  : toplam sinyal sayısı

$c$  : sınıf parametresi

$\mu_i$  :  $i$ . sınıfa ait noktaların ortalama değeri

$\mu$  : tüm sınıflara ait noktaların ortalama değerini göstermek üzere:

$$\mu_i = \frac{1}{n_i} \sum_{x \in \text{sinf}_i} x \quad (2.11)$$

ve

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{x \in \text{EğitimKümesi}} x_i \quad (2.12)$$

olarak ifade edilir.

Buradan sınıf içi kovaryans matrisi  $S_W$  ve sınıflararası kovaryans matrisi  $S_B$ , (2.13)

ve (2.14) denklemleri ile hesaplanır.

$$S_W = \sum_{i=1}^c \sum_{x_k \in \text{sinf}_i} (x_k - \mu_i)(x_k - \mu_i)^T \quad (2.13)$$

$$S_B = \sum_{i=1}^c n_i (\mu_i - \mu)(\mu_i - \mu)^T \quad (2.14)$$

Projeksiyon matrisi  $V$  ise, (2.15) eşitliğinden elde edilir.

$$S_B V = \lambda S_W V \quad (2.15)$$

$V$  nin bulunması için  $S_W^{-1} S_B$  'nin öz vektörleri hesaplanır.  $V$  bulunduktan sonra, eğitim setindeki EEG sinyallerini sentezlemek için kullanılan her bir parametre vektörü,  $V$  matrisi kullanılarak DAA uzayına taşınmıştır. Bir test sinyali geldiğinde, sentezlenen sinyalin C parametrelerinin hangi sınıfa ait olduğunun bulunması için öncelikle hesaplanan  $V$  matrisi kullanılarak C parametresi DAA uzayına geçirilir. DAA uzayında bu noktanın her bir sınıfa olan uzaklığı hesaplanır. Uzaklık hesabı için Öklid uzaklık bağıntısı kullanılmıştır. Bu uzaklık, iki boyutlu uzayda Pisagor Teoreminin bir uygulaması olarak karşımıza çıkmaktadır.  $i$  ve  $j$  noktaları için (2.16) eşitliği ile ifade edilir.

$$d(i, j) = \sqrt{\sum_{k=1}^P (x_{ik} - x_{jk})^2} \quad (2.16)$$

Daha sonra bu uzaklığa göre veri uygun gruba sınıflandırılır.

$\arg \min_k d(zV, \mu_k V)$ ,  $\mu_k$ , k. sınıfın ortasıdır.

Bu çalışmada DAA, önce farklı görevlere göre elde edilen EEG sinyallerinin görevler arası ikili sınıflandırması için ve daha sonra da bir görevin diğerlerinden ayırt edilmesi amacıyla çoklu sınıflandırma için kullanılmıştır.

## 2.5.2. Destek Vektör Makinesi (DVM)

### 2.5.2.1. Doğrusal Olarak Ayrılabilir Durumu

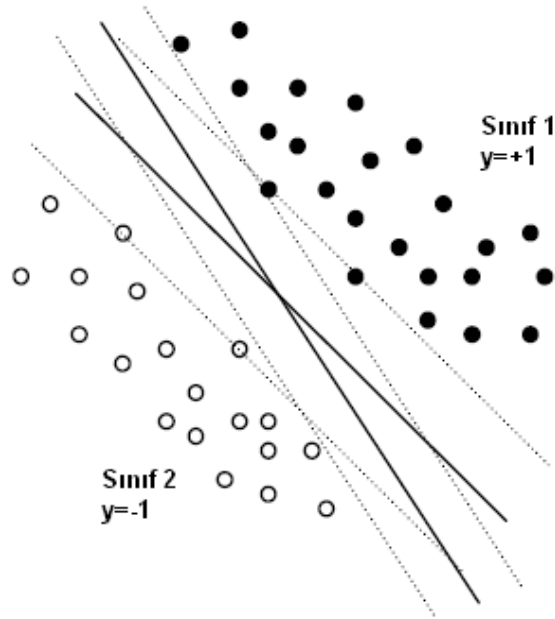
Destek Vektör Makinesi, farklı iki sınıfı temsil eden örnekler arasındaki ayrımlık mesafesini en çoklayarak bir sınıflandırıcıyı eğitmeyi amaçlayan bir çeşit örüntü tanıma yöntemidir [116].

D veri kümesinin  $(x_1, y_1), (x_2, y_2) \dots (x_i, y_i)$  biçiminde olduğunu varsayalım.  $x_i$  eğitim kümesindeki örnekleri ve  $y_i$  de bu örneklerin sınıf etiketlerini göstermek üzere,

$$\begin{aligned} \{x_i, y_i\}, \quad i=1, \dots, l \\ y_i \in \{-1, +1\} \end{aligned} \quad (2.17)$$

yazılır.

İki boyutlu bir alan ele alınır, Şekil 2.7' de görüldüğü gibi veri farklı ve çok sayıda doğru ile ayrılabilir. Çok boyutlu uzayda ise, bu doğruların yerini hiperdüzlemler alır. Sınıflandırma problemlerinde amaç, veriyi birbirinden ayıran doğrulardan veya hiperdüzlemlerden hangisinin seçileceğidir. Genel olarak birbirinden en uzak olan iki hiperdüzlem seçilir.



Şekil 2.7. İki boyutlu uzayda doğrusal olarak ayrılabilen verilerin görünümü

Pozitif (+1) etiketli örnekleri, negatif (-1) etiketli örneklerden ayırabilen bir hiperdüzlemimiz olsun. Bu hiperdüzlemin tam üzerine düşen  $x$  örnekleri (2.18) denklemini sağlayacaklardır:

$$x \cdot w + b = 0 \quad (2.18)$$

Burada,  $w$  hiperdüzleme normal bir vektörü temsil etmektedir. Ayrıca  $|b|/\|w\|$  değeri de hiperdüzlemin merkez noktasına olan dik uzaklığıdır. Burada asıl amaç, bilinmeyen verileri doğru bir şekilde ayıracak bir sınıflandırıcı tasarlamaktır. Şekil 2.7'deki iki boyutlu uzayda verilen örnekte, veriyi ayırabilecek pek çok doğrusal sınıflandırıcı görülmektedir, fakat her iki sınıf arasındaki mesafeyi maksimum yapan hiperdüzlem, diğerlerinden daha üstün olacaktır. En iyi ayırt etme yeteneğine sahip olan bu doğrusal sınıflandırıcı Optimum Ayırma Düzlemi (OAD) olarak adlandırılır. Orjin ile OAD arasındaki mesafe  $-b/\|w\|$  ifadesi ile tanımlanır.

Sınıflandırıcı hiperdüzlemine ait hata, aşağıdaki şartları sağlamalıdır:

$$\begin{aligned} \langle w, x_i \rangle + b &> 1, y_i = 1 \quad \text{ve} \\ \langle w, x_i \rangle + b &< -1, y_i = -1 \end{aligned} \quad (2.19)$$

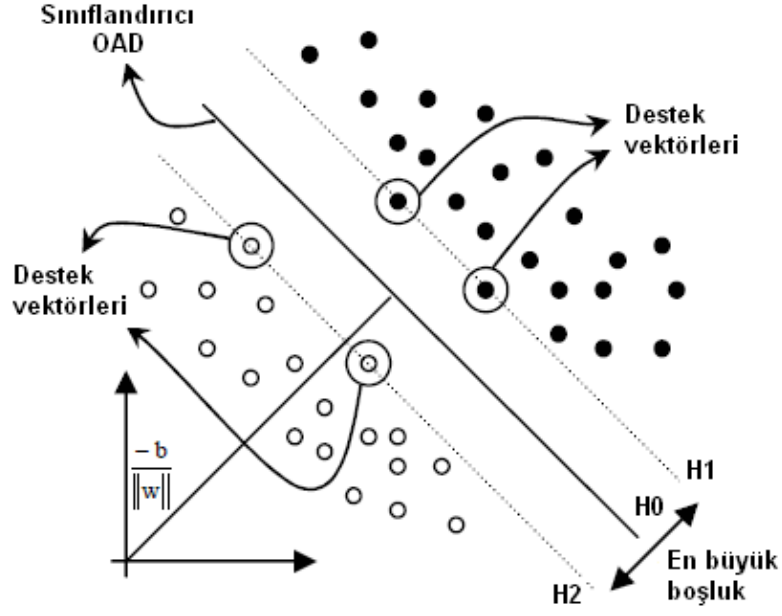
Bu iki eşitlik bir arada aşağıdaki şekilde verilebilir:

$$y_i [\langle w, x_i \rangle + b] \geq 1, i = 1 \dots n \quad (2.20)$$

Şekil 2.8'de optimum ayırma düzlemi ve destek vektörleri verilmiştir.  $H_1$  ve  $H_2$  hiperdüzleme en yakın olan pozitif ve negatif örneklerin hiperdüzleme olan uzaklığını göstermek üzere,  $H_1$  ve  $H_2$  mesafesi en büyük boşluk veya ayrımlık olarak tanımlanır. İşte DVM, bu ayrımlık değerini en yüksek yapacak şekilde bir hiperdüzlem bulmayı amaçlar.

Herhangi bir  $x$  noktasının  $(w, b)$  hiper düzlemine olan  $d(w, b; x)$  mesafesi (2.21) eşitliği ile temsil edilir.

$$d(w, b; x) = \frac{|\langle w, x \rangle + b|}{\|w\|} \quad (2.21)$$



Şekil 2.8. Doğrusal olarak birbirinden ayrılabilen veriler arasındaki OAD ve destek vektörleri

Optimum hiperdüzlem ayırıcılık mesafesinin  $\rho(w, b)$  maksimum olma hali ile açıklanır.

$$\rho(w, b) = \min_{\{x_i: y_i=1\}} d(w, b; x_i) + \min_{\{x_j: y_j=-1\}} d(w, b; x_j) \quad (2.22)$$

$$\rho(w, b) = \min_{\{x_i: y_i=1\}} \frac{|\langle w, x_i \rangle + b|}{\|w\|} + \min_{\{x_j: y_j=-1\}} \frac{|\langle w, x_j \rangle + b|}{\|w\|} \quad (2.23)$$

$$\rho(w, b) = \min_{\{x_i: y_i=1\}} \frac{|1|}{\|w\|} + \min_{\{x_j: y_j=-1\}} \frac{|-1|}{\|w\|} \quad (2.24)$$

$$\rho(w, b) = \frac{|2|}{\|w\|} \quad (2.25)$$

Ayırıcılık mesafesinin maksimum yapılması aslında tersinin alınması işlemidir. Bu yüzden, optimum ayırma düzlemi aynı zamanda (2.26) eşitliğini en küçük yapan düzlemdir.

$$\mathcal{G}(w) = \frac{1}{2} \|w\|^2 \quad (2.26)$$

Bu problem zorlanmış optimizasyon problemi tipinde olduğundan, kritik noktaların çözümü için Lagrange yönteminden faydalanılır:

$$L(w, b; \alpha) = \frac{1}{2} \|w\|^2 - \sum_{i=1}^n \alpha_i \{ [\langle w, x_i \rangle + b] y_i - 1 \} \quad (2.27)$$

$\alpha_i$ 'ler Lagrange çarpanlarını göstermektedir. Kritik noktada L'nin w ve b için bir minimum,  $\alpha$  için de maksimum değerleri mevcuttur. Kritik noktaları hesaplayabilmek için, birinci dereceden kısmi türevi alınarak Lagrange fonksiyonunun optimumu hesaplanır.

$$\partial L(w, b, \alpha) / \partial w = 0 \quad \Rightarrow \quad w = \sum \alpha_i x_i y_i \quad (2.28)$$

$$\partial L(w, b, \alpha) / \partial b = 0 \quad \Rightarrow \quad \sum \alpha_i y_i = 0 \quad (2.29)$$

(2.28) ve (2.29) denklemleri, (2.27) denkleminin sağ tarafına yerleştirilip, gerekli sadeleştirmeler yapıldıktan sonra optimizasyon fonksiyonu ikili formda (2.30) eşitliğindeki gibi elde edilir:

$$L(w, b; \alpha) = \sum_{i=1}^n \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^n y_i y_j \alpha_i \alpha_j \langle x_i, x_j \rangle, \quad \alpha_i \geq 0 \quad (2.30)$$

İkili formun çözümü, yalnızca  $\alpha_i$ 'nin optimizasyonu yapıldığından ve  $1/2 \|w\|^2$ 'nin minimizasyonu dahil edilmediğinden birincil forma göre daha kolaydır. Teoride, w sonsuz boyuta ulaştığında, birincil formda problem çözülemez, çünkü  $\alpha_i$  vektörünün boyutu da w'nin boyutuna bağlıdır. Karush-Kuhn-Tucker (KKT) teoremine göre optimum hiper düzlem için gerekli koşullar, ayırıcı hiperdüzlemin aşağıdaki şartları sağlamasına bağlıdır [116-117]:

$$\alpha_i \{ [\langle w, x_i \rangle + b] y_i - 1 \} = 0, \quad i = 1 \dots n \quad (2.31)$$

Yalnızca hata eşitliğini sağlayan  $x_i$  noktaları sıfırdan farklı Lagrange çarpanları olan  $\alpha_i$ 'lere sahip olabilirler. Bu noktalar Destek Vektörleri olarak adlandırılır. Eğer veriler, doğrusal olarak birbirinden ayrılabilirse, tüm destek vektörleri en büyük boşluk boyunca yer alacaktır ve dolayısıyla destek vektörlerinin sayısı az olacaktır.

(2.30)'da verilen eşitliğin çözümü için kuadratik programlama optimizasyon teknikleri ve ileri sayısal çözüm yöntemleri gerekir. Bunun sonucunda elde edilen  $\alpha = (\alpha_1; \dots; \alpha_n)$  vektörü, optimum ayırma hiper düzlemi aşağıdaki eşitlikteki gibidir:

$$w = \sum_{DV} \alpha_i x_i y_i \quad \text{ve} \quad b = -\frac{1}{2} w[x_r, x_s] \quad (2.32)$$

Burada  $x_r$  ve  $x_s$  her bir sınıfa ait Destek Vektörlerini (DV) temsil etmektedir. Sonuç olarak sınıflandırıcı aşağıdaki genel formda gösterilir.

$$f(x) = \text{sign}(\langle w, x \rangle + b) = \text{sign}\left(\sum_{DV} y_i \alpha_i \langle x_i, x \rangle + b\right) \quad (2.33)$$

(2.30) eşitliği ile verilen Destek Vektör Makinesinden elde edilen çözüm bir dizi özelliğe sahiptir:

- Global ve tekil çözüm: Kuadratik terim  $\alpha$  ile ilgili matris pozitif tanımlı veya yarı pozitif tanımlıdır. Bu matrisin pozitif tanımlı olması durumunda, problemin  $\alpha$  çözümü global ve tekildir. Fakat eğer matris yarı pozitif tanımlı ise, çözüm globaldir fakat tekil olmayabilir.
- Seyreklik: Destek Vektör Makinesi tüm eğitim verisini destek vektörlerinin ( $\alpha_i \neq 0$ ) çözümünde yoğunlaştırır.  $\alpha_i = 0$  olan noktalar çıkarılabileceğinden, bu da eğitim setinin boyutunu küçültür.
- Büyük boyutlu giriş verisi: Birincil çözümde, çözüm vektörü  $\alpha$  nın boyutu giriş uzayının boyutuna bağlıdır bu nedenle büyük boyutlu giriş verisi durumunda ikili çözüm önerilir.



### 2.5.2.2. Doğrusal Olarak Ayrılamama Durumu

Bir önceki kısımda verilen çözüm yalnızca verilerin iki sınıfa doğrusal olarak ayrılabilmesi durumunda geçerlidir. Verilerin doğrusal bir düzlemlerle ayrılamaması durumunda negatif olmayan ve hataları ifade eden  $\xi_i$  gevşek değişkenlerinin optimizasyon modeline eklenmesi sağlanarak soruna çözüm aranır. Gevşek değişkenler kısıtlardaki sapma oranını ölçerler. Marjini yani en büyük boşluk mesafesi maksimize edilerek, kısıtlardaki sapma oranına denk düşen bir ceza parametresi belirlenir. Problem aşağıdaki hale dönüşür;

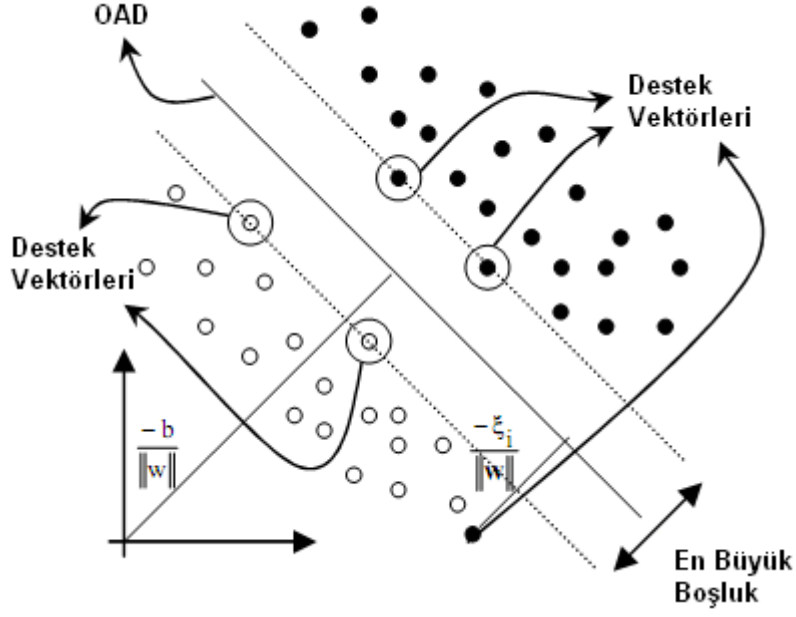
$$y_i [\langle w, x_i \rangle + b] \geq 1 - \xi_i, \quad \xi_i \geq 0 \quad i = 1 \dots n \quad (2.34)$$

olmak şartıyla,

$$\mathcal{G}(w) = \frac{1}{2} \|w\|^2 + C(\sum \xi_i) \quad (2.35)$$

denklemini minimum yapar.

(2.34) denklemi, iki hedef olan, büyük marjlinli bir hiperdüzlem bulma ( $\frac{1}{2} \|w\|^2$  'yi minimum yapma) ve veriyi en iyi şekilde ayıran hiperdüzlemi bulma ( $\xi_i$  'yi minimum yapma) arasında bir değiş tokuşu ifade eder. C ceza parametresi yanlış sınıflandırma hatasını kontrol eder ve kullanıcı tarafından seçilir. Şekil 2.9 'da doğrusal olarak ayrılamayan iki sınıfa ait sınıflandırma örneği görülmektedir. Beyaz ve siyah noktalar ayrı iki sınıfı temsil etmektedir. Doğrusal olarak ayrılan verilerde, her sınıfa ait veri optimum ayırma düzleminin her iki tarafına düşmesine rağmen burada bir tane  $\xi_i$  ile ölçülen yanlış sınıflandırma mevcuttur. Optimum ayırma düzlemi ile doğru sınıflandırılmayan veri arasındaki mesafe  $\xi_i / \|w\|$  eşitliği ile verilir.



Şekil 2.9. Doğrusal olarak ayrılamama durumu

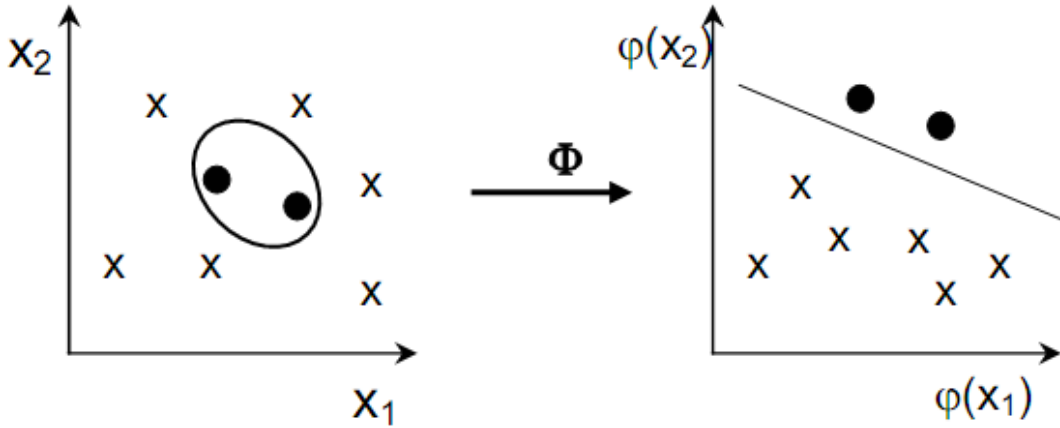
(2.35) denkleminin sağındaki ilk terim sınıflandırıcının seçiciliğini kontrol eder, ikinci terim ise hatalı sınıflandırmalara karşı sınıflandırıcının doğruluğunu kontrol eder. Buradan hareketle, (2.35) denklemindeki optimizasyon probleminin çözümü için Lagrange ifadesinin yeniden oluşturulması gerekir:

$$L(w, b; \alpha) = \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \left( \sum_{i=1}^n \xi_i \right) - \sum_{i=1}^n \alpha_i \left\{ [\langle w, x_i \rangle + b] y_i - 1 + \xi_i \right\} - \sum_{i=1}^n \mu_i \xi_i \quad (2.36)$$

Burada  $\alpha_i$  ve  $\mu_i$  Lagrange çarpanlarıdır ve  $\alpha_i$  değerleri  $0 \leq \alpha_i \leq C$  aralığıyla sınırlıdır. Daha önce olduğu gibi bu problemin çözümü de bu Lagrange fonksiyonunun kritik noktalarının tespiti ile mümkündür.

Doğrusal olmayan özellik uzayı durumunda, Destek Vektör Makinesi gözlem vektörü  $x$ 'i daha büyük boyutlu bir özellik uzayına taşır, bunu yaparken kendisine doğrusal olmayan bir taşıma yöntemi seçer ( $\Phi$ ). Daha sonra Destek Vektör Makinesi bu büyük boyutlu uzayda Şekil 2.10 'daki gibi bir doğrusal optimum ayırma düzlemi oluşturur. Bu durumda (2.30) daki optimizasyon problemine ait denklem aşağıdaki hale dönüşür:

$$L(w, b; \alpha) = \sum_{i=1}^n \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^n y_i y_j \alpha_i \alpha_j \langle \phi(x_i), \phi(x_j) \rangle \quad (2.37)$$



Şekil 2.10. Gözlem uzayındaki verilerin doğrusal ayırma düzlemi oluşturacak şekilde bir özellik uzayına taşınması

Şekil 2.10'da gözlem uzayı verilerinin doğrusal ayırma düzlemi oluşturacak şekilde bir özellik uzayına dönüştürülmesi görülmektedir. Soldaki şekilde doğrusal olarak ayrılamayan iki sınıflı veri görülmektedir. Sağda ise, gözlem uzayının doğrusal sınıflandırıcı ile ayrılabilirdiği dönüştürülmüş özellik uzayı görülmektedir.

### 2.5.2.2.1. Çekirdek Fonksiyonlar

Özellik uzayının çok büyük boyutlu olması durumunda, (2.37) denklemindeki  $(\varphi(x_i), \varphi(x_j))$  nokta çarpımının hesaplanması oldukça zor ve zaman alıcı olacaktır. Bu tür durumlarda, çekirdek fonksiyonları ile çözüm yapma imkanı doğar. O halde çekirdek fonksiyonu aşağıdaki şekilde tanımlanır:

$$K(x_i, x) = \langle \varphi(x_i), \varphi(x) \rangle \quad (2.38)$$

Bu çekirdek fonksiyonları Kernel fonksiyonu olarak da adlandırılır. İşte bu Kernel fonksiyonu kullanılmak suretiyle, optimizasyon problemi aşağıdaki şekle dönüşür:

$$L(w, b, \alpha) = \sum_{i=1}^n \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^n y_i y_j \alpha_i \alpha_j K(x_i, x) \quad (2.39)$$

$\alpha_i \geq 0$  ve  $\sum \alpha_i y_i = 0$  olması koşuluyla.

Burada hata, özellik uzayına doğrusal olmayan taşımayı sağlayan Kernel fonksiyonudur. (2.39) denkleminin çözümü ile Lagrange çarpanları elde edilir ve buradan özellik uzayındaki optimum ayırma düzlemine sahip sınıflandırıcı aşağıdaki eşitlikle ifade edilir:

$$f(x) = \text{sign}\left(\sum_{D^V} y_i \alpha_i K(x_i, x) + b\right) \quad (2.40)$$

Sonuç olarak, doğrusal olarak ayrılabilme durumu nokta çarpım yerine uygun bir çekirdek fonksiyonu seçimi ile doğrusal olarak ayrılamayan durumda da geçerlidir. Çekirdek fonksiyonunun seçimi kullanılan veri yapısına bağlıdır. Bir  $K(x, y)$  fonksiyonun bir çekirdek fonksiyon olabilmesi için sürekli fonksiyon olması, simetrik olması ve herhangi  $x_1, x_2, \dots, x_n$  değerleri için pozitif tanımlı olması gerekir.

Aşağıda sıklıkla kullanılan çekirdek fonksiyonlar verilmiştir.

### 1. Doğrusal

$$K(x, y) = x^T y \quad (2.41)$$

### 2. Radyal Tabanlı

$$K(x, y) = \exp^{-\left(\frac{\|x-y\|^2}{2\sigma^2}\right)} \quad (2.42)$$

burada çekirdek fonksiyonun genişliğini temsil eden  $\sigma$ 'nın seçimi kullanıcı tarafından belirlenir.

### 3. Polinom

$$K(x, y) = (\langle x, y \rangle + 1)^d \quad (2.43)$$

$d$ , polinom derecesini göstermektedir ve kullanıcı tarafından seçilir.

Doğrusal Destek Vektör Makinesinde yer alan global ve tekil çözüm, seyreklik ve büyük boyutlu veri girişi özellikleri doğrusal olmayan durumda da geçerlidir.

Bu çalışmada destek vektör makinesi doğrusal olarak ayıramayan verilerin ikili ve çoklu sınıflandırılmasında kullanılmıştır. DVM temelde ikili sınıflandırma için yapılmış olmasına rağmen, çoklu sınıflandırma yapacak şekilde de düzenlenmektedir. Çoklu sınıflandırmada kullanılan iki yaklaşım vardır; Bire-Çok sınıflandırma ve Bire-Bir sınıflandırma.

- Bire-Çok sınıflandırmada seçilen sınıfa ait veri grubu diğer tüm sınıflarla birlikte kıyaslanarak bir sınıflandırma sonucu elde edilir. Bu yöntem daha karmaşık olduğundan genellikle çalışmalarda Bire-Bir yaklaşımı tercih edilir.
- Bire-Bir yaklaşımında her sınıfa ait veri grubu ikili olarak ele alındıktan sonra genel sınıflandırma yapılır. Bu çalışmada da çoklu sınıflandırma için Bire-Bir yaklaşımı kullanılarak sınıflandırma yapılmıştır.

### 2.5.3. Sınıflandırma Performansı Ölçütleri

Mevcut veriler sınıflandırma işlemine tabi tutulduktan sonra, kullanılan sınıflandırıcıların performansını görmek için sınıflama doğruluğu, duyarlılık ve seçicilik değerlerinden yola çıkarak Alıcı İşlem Karakteristiği Eğrisi (ROC-Receiver Operating Characteristics) adı verilen eğri yardımıyla değerlendirilmiştir. ROC eğrileri, sınıflandırıcıların performanslarına dayanarak, sınıflandırıcıların seçilmesi, organize edilmesi ve görselleştirilmesi amacıyla kullanılan bir tekniktir. Genellikle medikal karar verme aşamalarında kullanılmasına rağmen son yıllarda özellikle makine öğrenmesi ve veri madenciliği araştırmalarında da kullanımı artmıştır [118]. Bir sınıflandırma sistemi tarafından yapılan gerçek ve kestirilmiş sınıflandırmalar hakkındaki bilgi, karışıklık matrisi veya bir diğer adıyla hata matrisi ile verilir (Tablo 2.2).

Tablo 2.2. Hata Matrisi

		Kestirilmiş	
		+1	-1
Gerçek	+1	GP	YN
	-1	YP	GN

GP: gerçek pozitif, bir örneğin pozitif olduğu doğru tahminlerin sayısıdır.

YP: yanlış pozitif, bir örneğin pozitif olduğu yanlış tahminlerin sayısıdır.

GN: gerçek negatif, bir örneğin negatif olduğu doğru tahminlerin sayısıdır.

YN: yanlış negatif, bir örneğin negatif olduğu yanlış tahminlerin sayısıdır.

Sınıflandırma doğruluğunu hesaplamak için (2.44) eşitliğinden faydalanılır:

$$\text{Sınıflandırma Doğruluğu} = (\%) \frac{GP + GN}{GP + GN + YP + YN} \times 100 \quad (2.44)$$

Duyarlılık ve seçicilik, biyolojik veri testlerinin sonuçlarını yorumlamak ve açıklamak için sıklıkla kullanılan yöntemlerdir. Duyarlılık, gerçek pozitif oran olarak yüzde ile ifade edilirse, (2.45) eşitliğindeki gibi gerçek pozitiflerin, gerçek pozitif ve yanlış negatif toplamına oranı olarak gösterilir.

$$\text{Duyarlılık} = (\%) \frac{GP}{GP + YN} \times 100 \quad (2.45)$$

Seçicilik ise, (2.46) eşitliğinde ifade edildiği gibi, gerçek negatiflerin, yanlış pozitif ve gerçek negatif toplamına oranı olarak ifade edilir.

$$\text{Seçicilik} = (\%) \frac{GN}{YP + GN} \times 100 \quad (2.46)$$

ROC eğrisi ikili sınıflandırma sistemlerinde farklı eşik değerleri için gerçek pozitif oranının (GPO) yanlış pozitif oranına (YPO) göre değişimini gösterir. ROC puanı 1 (bir) olduğunda anlamı, pozitifler mükemmel bir şekilde negatiflerden ayrılmıştır, olmaktadır. ROC puanı 0 (sıfır) olduğunda ise herhangi bir pozitif bulunamadı anlamına gelir.

Ayrıca sınıflandırma yöntemlerinin birbirlerine göre üstünlüklerini görmek amacıyla elde edilen sonuçlar MİNİTAB paket programı kullanmak suretiyle, Mann-Whitney U testine tabi tutulmuştur. Bu test niceliksel ölçekli gözlemleri verilen iki örneklemin aynı dağılımdan gelip gelmediğini incelemek için kullanılan parametrik olmayan bir istatistik testidir.

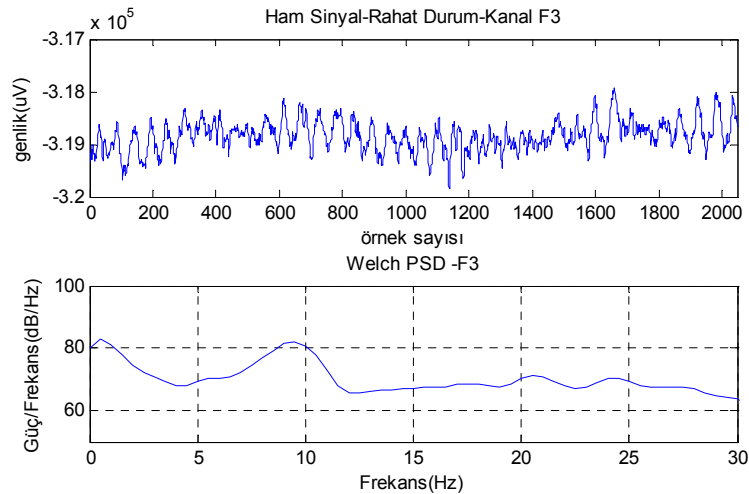
### 3. BULGULAR

#### 3.1. Öz Niteliklere Ait Bulgular

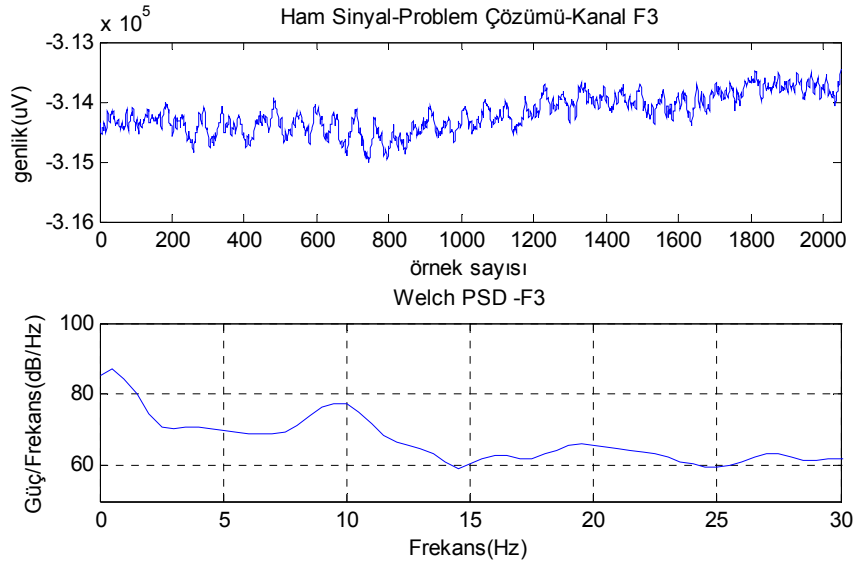
##### 3.1.1. PSD Verilerine Dayanan Öz Nitelikler

Bu bölümde gözler kapalı durumda kaydedilen beş farklı göreve ait ham sinyaller ve bu sinyallerin Welch yöntemi ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafikler incelenen her bir kanal için ayrı ayrı elde edilmiştir ve Şekil 3.1-3.45'te gösterilmiştir. Literatüre dayanılarak seçilen bu EEG kanalları, F3, F4, C3, C4, P3, P4, Pz, O1 ve O2 dir. [94]. Burada amaç, farklı zihinsel ve motor görevler esnasında kişinin beyinde hangi bölgelerde değişim olduğunu tespit edebilmek ve bunun için gerekli en uygun elektrot kanalını seçebilmektir. Böylece hangi hareketin hangi bölgede yoğunlaştığı tespit edildiğinde, analiz için bakılacak olan kanal sayısı azalacağından, gerçek zamanlı kontrol sistemlerinin analizi hızlanacaktır. Her bir öz niteliğin elektrotlara göre değişimi şu şekilde olmaktadır;

F3 elektrotu: Şekil 3.1'de temel görev olarak kabul edilen rahat durum esnasında F3 elektrotunda oluşan ham sinyal ve ona ait güç spektral yoğunluğu birlikte verilmiştir. Frontal lobda sol yarı kürede 0-2 Hz aralığında delta dalgaları, 8-10 Hz'de 82 dB/Hz lik belirgin alfa dalgaları ve 21 Hz ve 24 Hz'de daha düşük genlikli, 72 dB/Hz'lik iki beta tepesi mevcuttur.

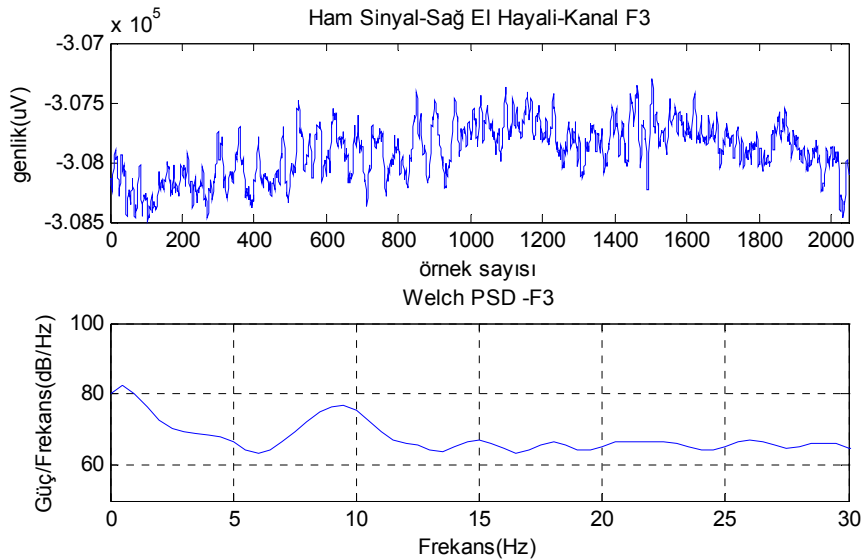


Şekil 3.1. Rahat durum, F3 elektrotu



Şekil 3.2. Problem çözümü, F3 elektrotu

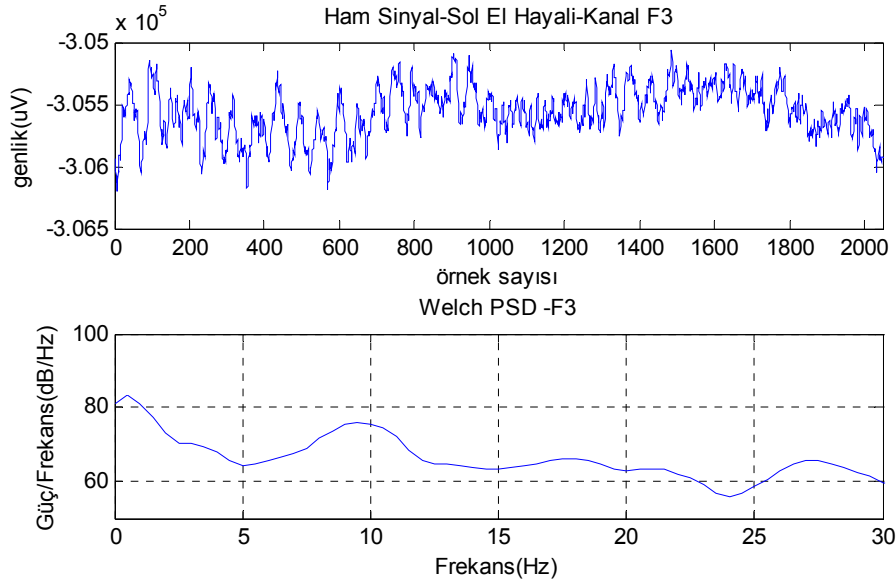
Şekil 3.2’de zihinden gerçekleştirilen problem çözümü esnasında sol yarı küre frontal lobdaki frekans değişimleri görülmektedir. 0-3 Hz civarındaki deltaların genliği rahat duruma göre artmış, 88 dB/Hz civarındadır. 8-10 Hz aralığındaki alfaların genliği düşmüş ve 78 dB/Hz olmuştur, kompleks düşümsel durumlarda ve dikkat ve yoğunlaşma gerektiren durumlarda alfaların şiddeti azalmaktadır. Ayrıca 19 Hz ve 27 Hz ‘de sırasıyla düşük genlikli 67 dB/Hz ve 66 dB/Hz lik iki beta tepesi mevcuttur.



Şekil 3.3. Sağ el hayali, F3 elektrotu

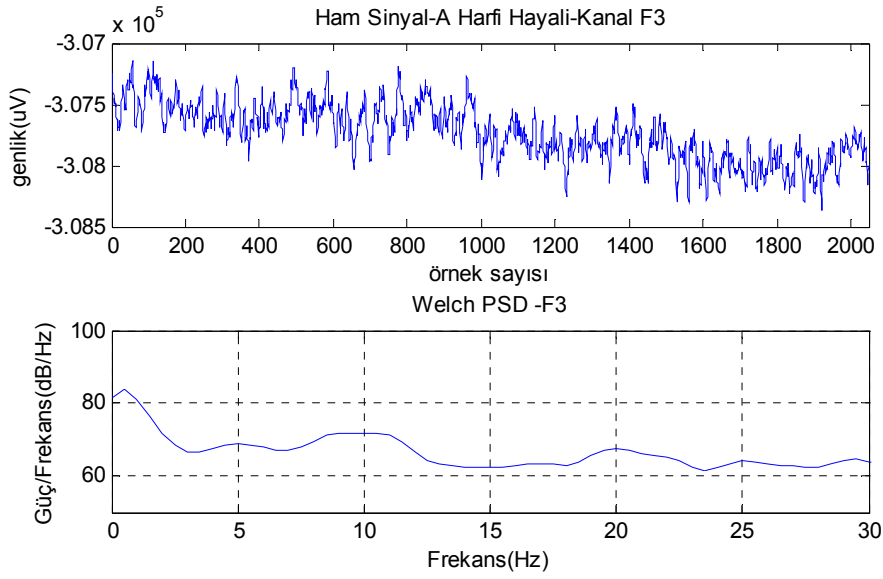


Şekil 3.3'te sağ elin hareketinin hayal edilmesi durumunda sol yarı kürede F3 elektrotundaki ham sinyal ve buna ait güç spektral yoğunluk değişimi görülmektedir. Burada da 0-2 Hz civarındaki delta dalgaları 82 dB/Hz lik genlik değerine sahiptirler. Alfa dalgalarının genlikleri hareket hayaliyle birlikte 78 dB/Hz e düşmüştür. Beta genlikleri ise 67 dB/Hz olarak gözlenmiştir.



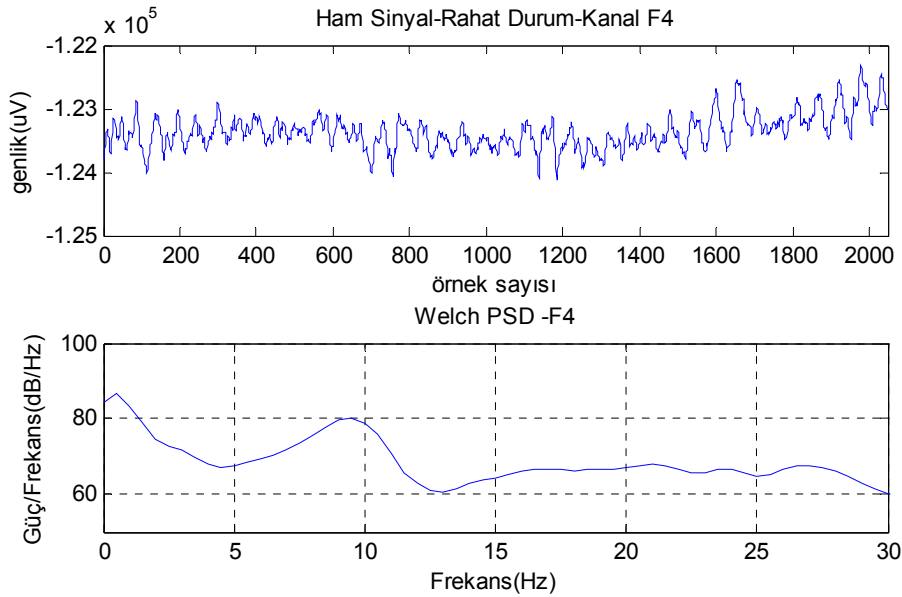
Şekil 3.4. Sol el hayali, F3 elektrotu

Sağ ve sol yarı kürelerde motor görevler esnasında farklılık olup olmadığını anlayabilmek ve buradan çıkacak farklılığı bir kontrol sistemine iletmek amacıyla belirlenen sağ ve sol el hareket hayaline ait görevlerden sol el hayaline ait ham sinyali ve güç spektral yoğunluğu Şekil 3.4'te verilmiştir. 0-2 Hz civarındaki delta dalgaları 82 dB/Hz lik genlik değerine sahiptirler. Alfa dalgalarının genlikleri 78 dB/Hz değerinde ve beta dalgaları ise sağ elde olduğu gibi 67 dB/Hz civarındadır. F3 elektrodu için sağ ve sol el hareket hayalinde ayırt edici bir farklılık yoktur.



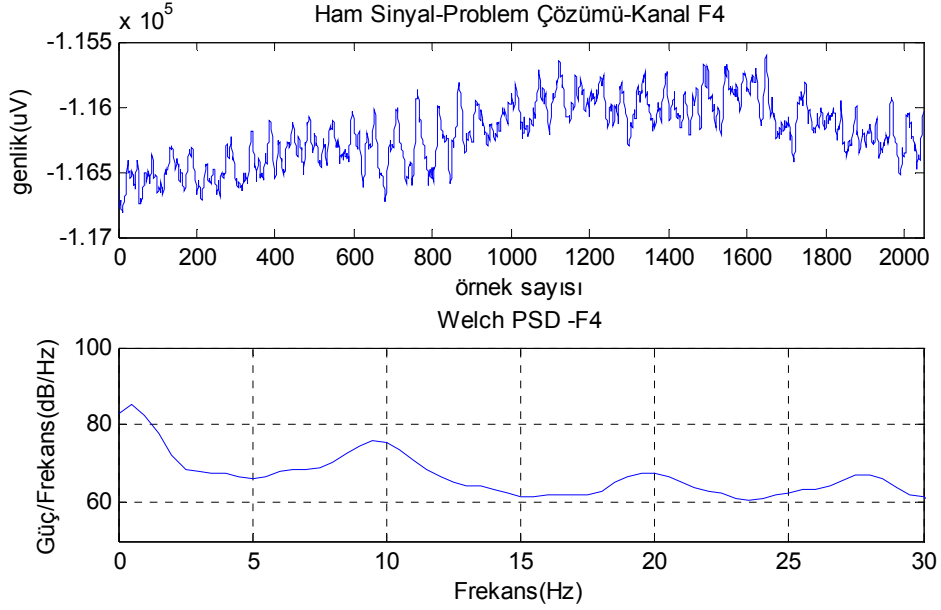
Şekil 3.5. A harfi hayali, F3 elektrotu

Beşinci görev olan A harfi hayali, zihinde geometrik bir cisim canlandırılmasını hedefleyen aynı zamanda da odaklanmayı gerektiren bir durumdur. Bu nedenle frontal lob ve oksipital lobda bir değişim olması beklenir. Şekil 3.5'te görülen grafikte, 82 dB/Hz'lik delta dalgaları, ve 8-12 Hz gibi bir alanda 72 dB/Hz 'lik alfa dalgaları vardır. 20 Hz, 25 Hz ve 29 Hz 'de 70 dB/Hz civarındaki betalar gözlenmektedir.



Şekil 3.6. Rahat durum, F4 elektrotu

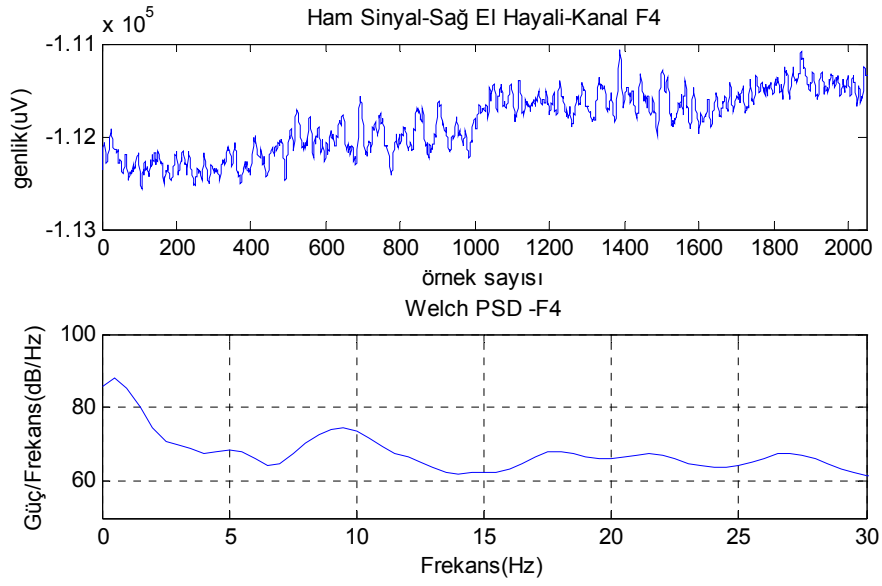
F4 elektrotu: Sağ yarı küre F4 elektrotuna bakıldığında, Şekil 3.6, rahat durumda 0-2 Hz civarında 83 dB/Hz lik delta dalgaları, 8-9 Hz’te 80 dB/Hz lik belirgin alfalar gözlenmektedir. Betalar pek belirgin olmamakla birlikte, 27 Hz’te 65 dB/Hz lik bir tepe mevcuttur.



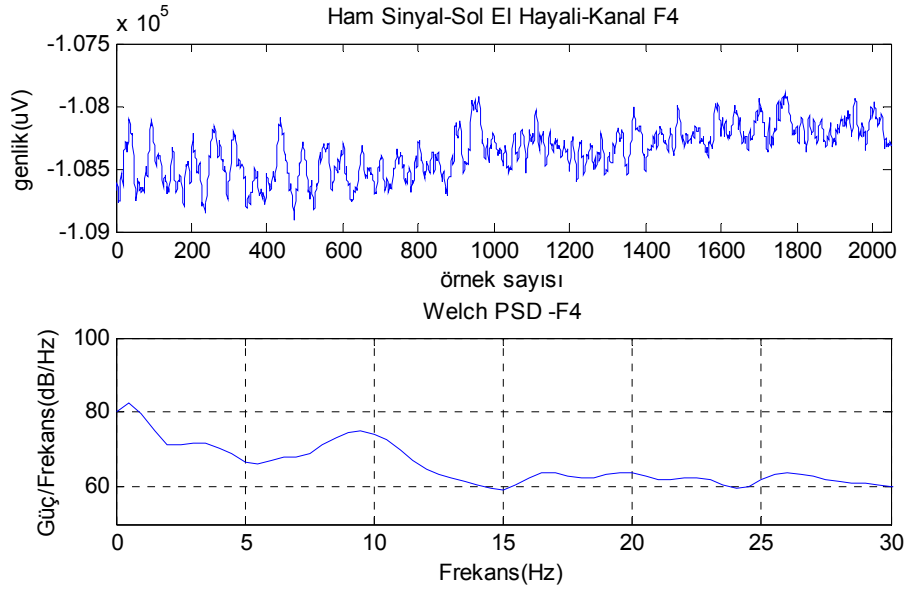
Şekil 3.7. Problem çözümü, F4 elektrotu

Sağ yarı küre F4 elektrotunda problem çözümünde oluşan ve Şekil 3.7’de verilen güç spektral yoğunluğu grafiğine bakıldığında, yine 0-3 Hz aralığında 83 dB/Hz’te delta dalgaları, 10 Hz’te 77 dB/Hz’lik alfalar gözlenmektedir. Alfaların tepe noktası rahat durum ve problem çözümü arasında 1-2 Hz lik bir değişim göstermektedir. Sırasıyla 20 Hz ve 28 Hz’te 69 dB/Hz genlikli iki beta tepesi vardır. Problem çözümü için frontal loblara ait hemisferik farklılık ortaya çıkmamıştır.

Şekil 3.8’de sağ yarı küre F4 elektrotu için sağ el hayali durumuna ait grafikler görülmektedir. Burada 0-2 Hz ‘te 85 dB/Hz’lik delta dalgaları vardır. Alfa dalgalarının genliği 75 dB/Hz civarındadır. Betalar ise 67 dB/Hz genliğe sahiptirler ve 18-22-28 Hz’te gözlenmiştir. Sağ ve sol yarı küre için sağ el hayalinde frontal lobda bir ayırım yapmak bu verilerle mümkün olmamaktadır.

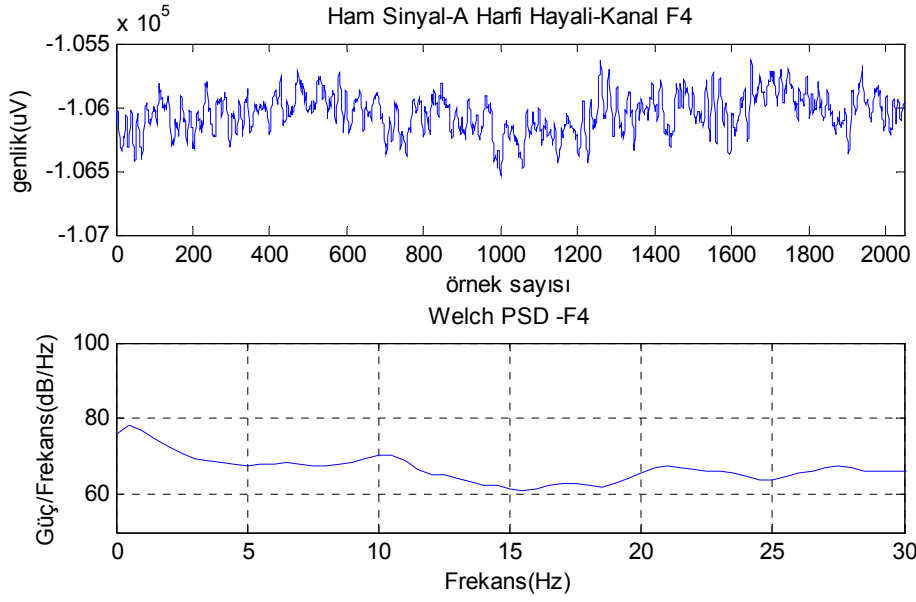


Şekil 3.8. Sağ el hayali, F4 elektrotu



Şekil 3.9. Sol el hayali, F4 elektrotu

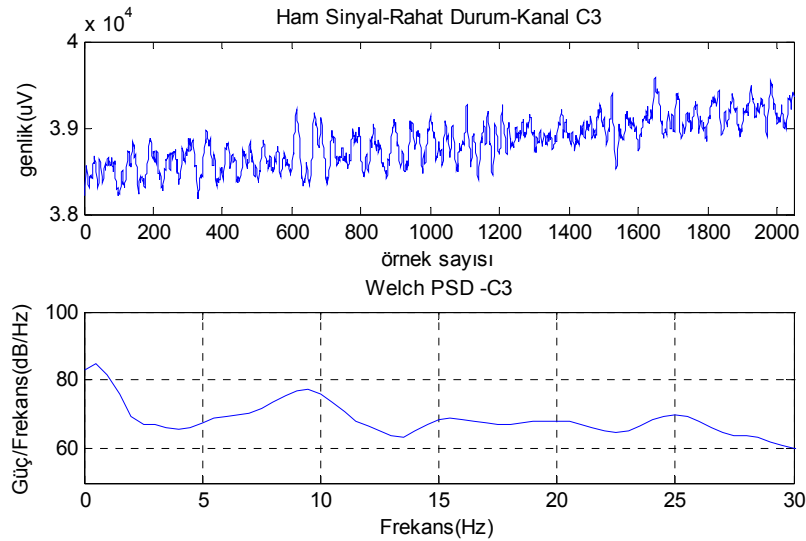
Sağ el hayalinde olduğu gibi sol el hayali için de, hemisferik farklılıktan söz etmek mümkün değildir. Şekil 3.9'da verilen sol el hayaline ilişkin grafikte 0-2 Hz'te 82 dB/Hz'lik deltalar, 75 dB/Hz 'lik alfalar ve hareket hayaliyle genlikleri düşen 18-20-27 Hz'te 65 dB/Hz'lik betalar görülmektedir.



Şekil 3.10. A harfi hayali, F4 elektrotu

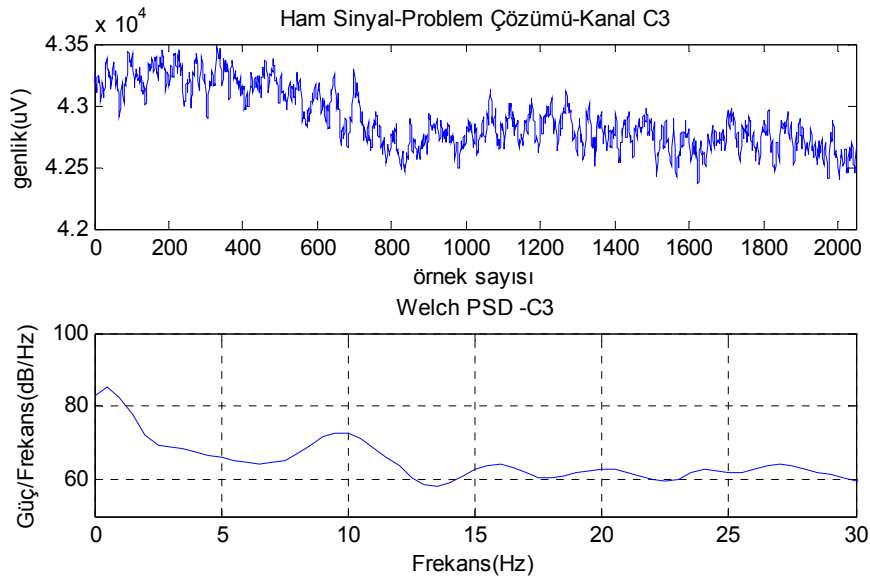
Şekil 3.10’da görülen A harfi hayaline ilişkin grafikte de, sağ yarı kürede F4 elektrotundaki davranış F3 elektrotu ile benzerlik göstermektedir. Burada deltaların genliği biraz daha düşük olup 78 dB/Hz civarındadır. 10 Hz’te 70 dB/Hz’lik alfa dalgaları, 22 Hz ve 27 Hz ‘te 69 dB/Hz’lik iki beta tepesi mevcuttur.

C3 elektrotu: Sentral elektrotlar açısından bu beş görev incelendiğinde, görevler arasındaki ayırım için alfa beta dalgalarının genliklerinin bilinmesi ve yine bir göreve ait hemisferik farklılıkların ortaya konulması amaçlanmıştır.

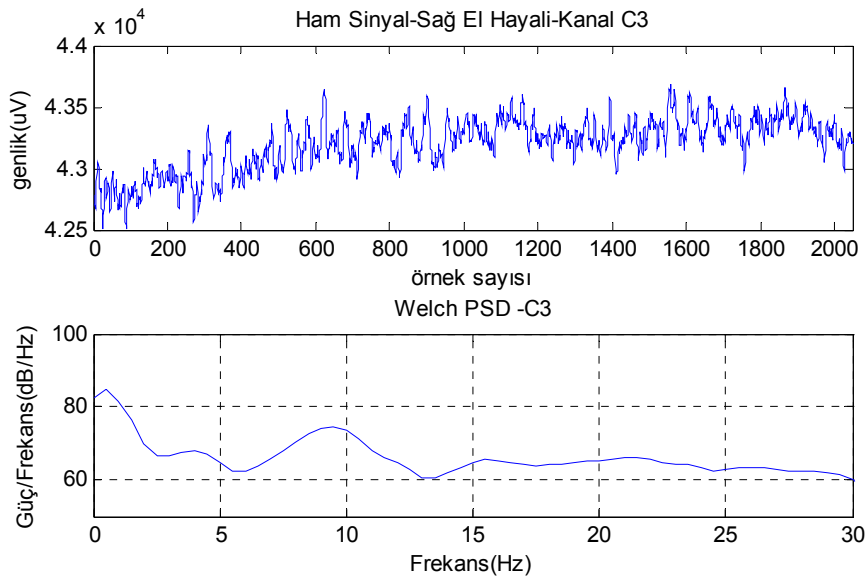


Şekil 3.11. Rahat durum, C3 elektrotu

Rahat durum için C3 elektrotuna bakıldığında, Şekil 3.11, F3 elektrotunda alfa genliği 80 dB/Hz'in üzerindeyken, burada 78 dB/Hz gibi daha düşük seviyededir. 25 Hz'te 70 dB/Hz lik bir beta tepesi görülmektedir. Şekil 3.12'de ise problem çözümü için C3 elektrotuna ait grafikler görülmektedir. 10 Hz'de alfaların genliği 72 dB/Hz seviyesindedir, sentral bölgede betaların daha belirgin olması beklenir, burada 17-20 ve 27 Hz frekanslarında 62 dB/Hz genlikli beta tepelerine rastlanmaktadır.

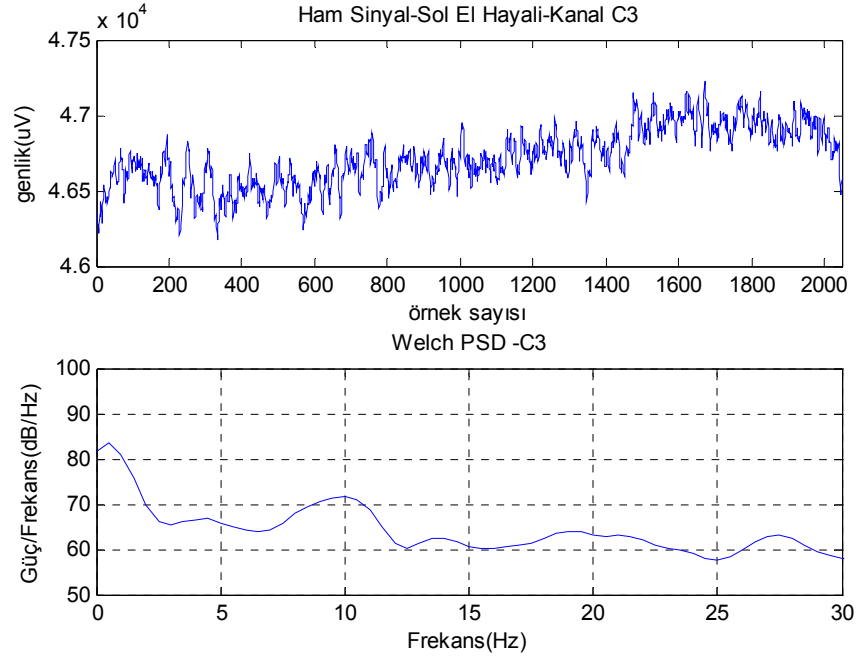


Şekil 3.12. Problem çözümü, C3 elektrotu



Şekil 3.13. Sağ el hayali, C3 elektrotu

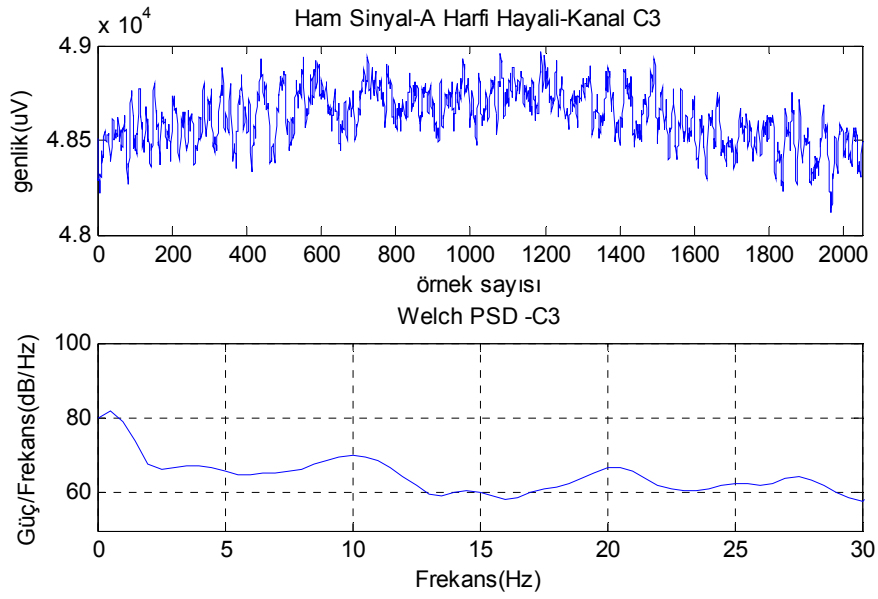
Şekil 3.13'te sentral bölgede motor hareket hayalinden biri olan sağ el hayaline ait grafikler verilmiştir. 8-10 Hz aralığındaki alfa ritminin genlik değeri 75 dB/Hz'tir. 16 Hz ve 21 Hz civarında 65 dB/Hz'lik düşük genlikli beta ritmi gözlenmektedir.



Şekil 3.14. Sol el hayali, C3 elektrotu

Sol yarı küre C3 elektrotuna ait sol el hayali grafikleri Şekil 3.14'te verilmektedir. Burada 10 Hz'te 72 dB/Hz'lik alfa ritmi ve 19 Hz ve 27 Hz civarında 65 dB/Hz'lik beta ritmi görülmektedir. Sağ ve sol el hayaline ilişkin sentral lobda olması gereken farklılık, burada gözlenememiştir.

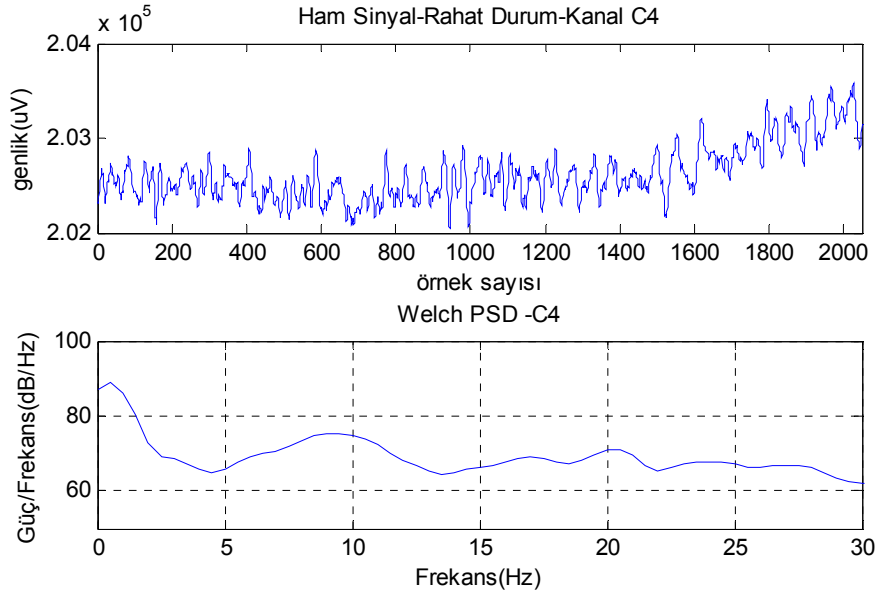
A Harfi hayali için oluşturulan Şekil 3.15'te 10 Hz'te 70 dB/Hz'lik alfa ritmi görülmektedir. 20 Hz ve 27 Hz frekanslarında 66 dB/Hz'lik beta ritmi görülmektedir.



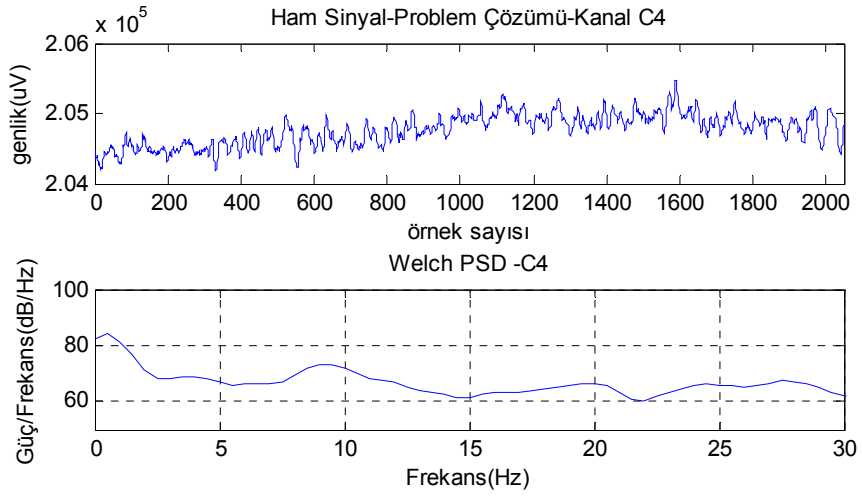
Şekil 3.15. A harfi hayali, C3 elektrotu

C4 elektrotu: Şekil 3.16-3.17-3.18-3.19 ve 3.20'de sağ yarı küre C4 elektrotunda beş farklı görevin grafikleri verilmiştir. Rahat durumda 75 dB/Hz değerindeki alfa genliği, diğer dört görevde 67-70 Hz civarında değerler almıştır. Frontal ve sentral loblara ait şimdiye kadar elde edilen grafiklerden görüldüğü üzere, rahat durum ile diğer görevleri birbirinden ayırt etmeye yarayan en belirgin fark alfa ritminin genliğidir. Rahat durumda 17-21 Hz larda oluşan beta ritminin genliği 70 dB/Hz değerindedir, bu değer problem çözümünde 20-28 Hz larda 65 dB/Hz, sağ el hayalinde 69 dB/Hz, sol el hayalinde 62 dB/Hz değerinde, A harfi hayalinde ise biraz yükselerek tekrar 70 dB/Hz düzeyindedir. Beta ritimleri oluştukları frekans açısından değişiklik göstermekle birlikte, her bir denemede aynı form elde edilemediğinden, görevlerin ayırt edilmesinde genel bir yargıya varılmamaktadır.

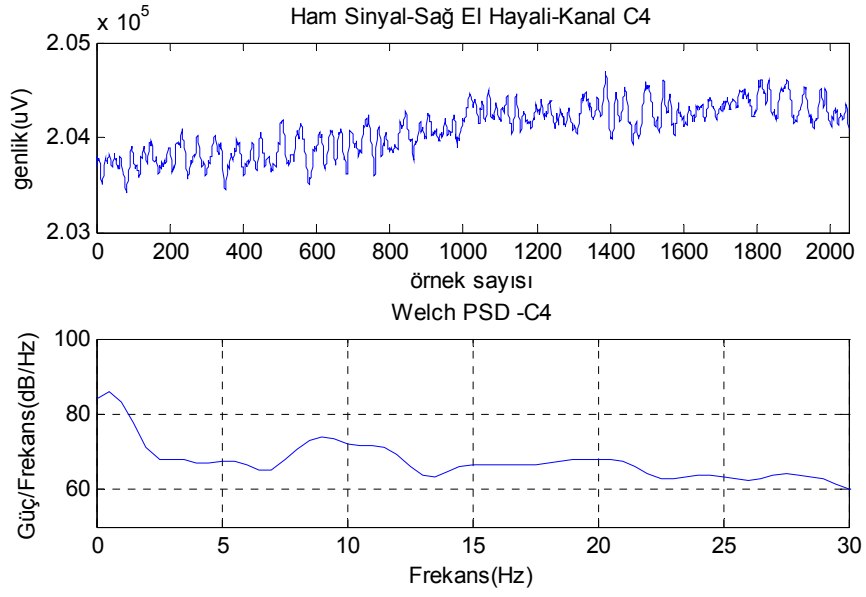




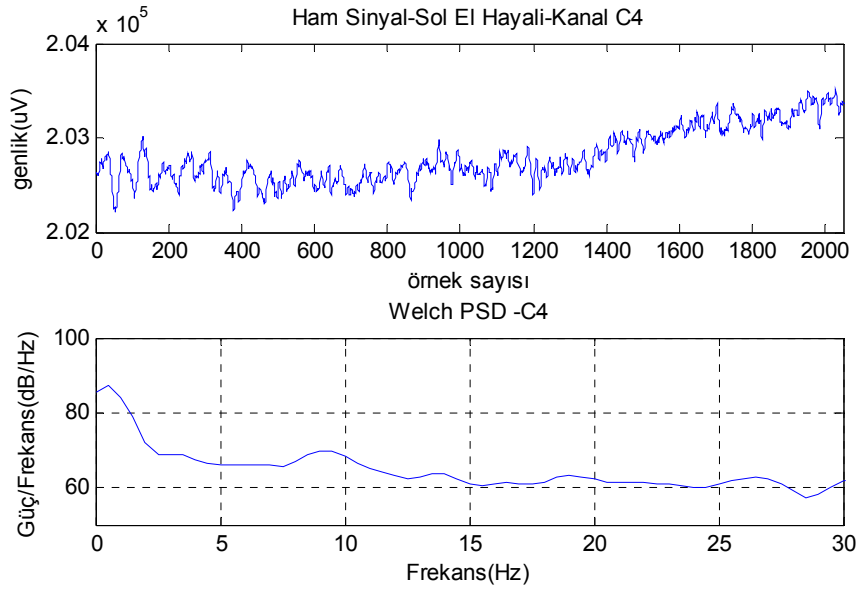
Şekil 3.16. Rahat durum, C4 elektrotu



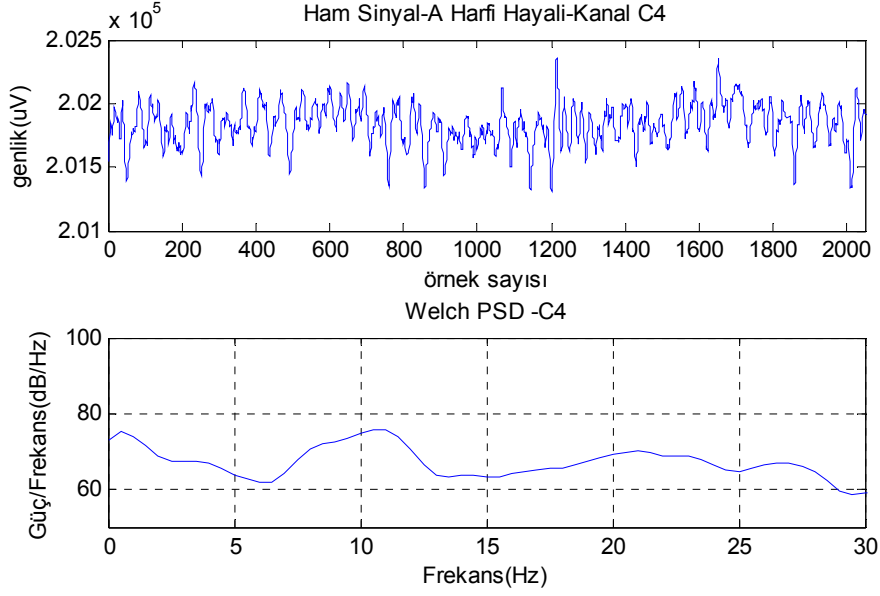
Şekil 3.17. Problem çözümü, C4 elektrotu



Şekil 3.18. Sağ el hayali, C4 elektrotu

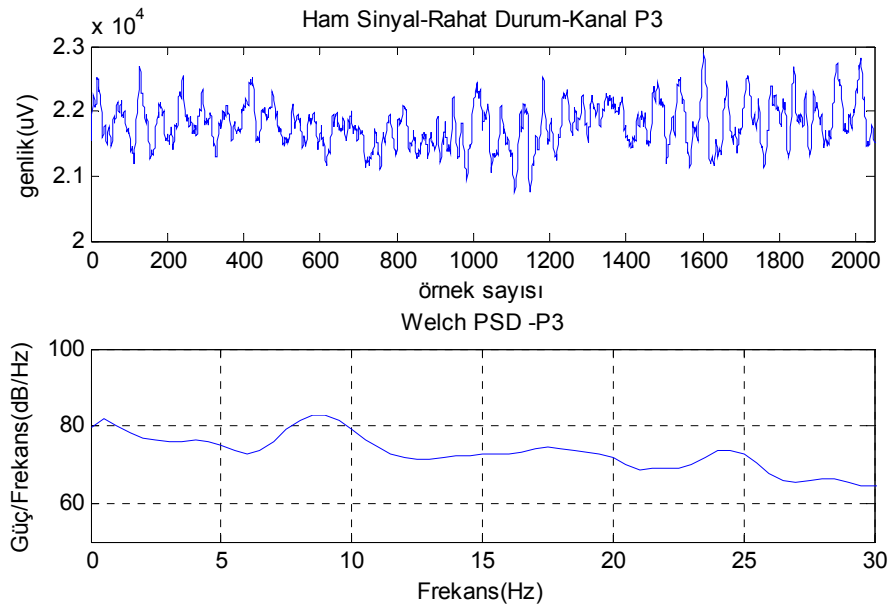


Şekil 3.19. Sol el hayali, C4 elektrotu

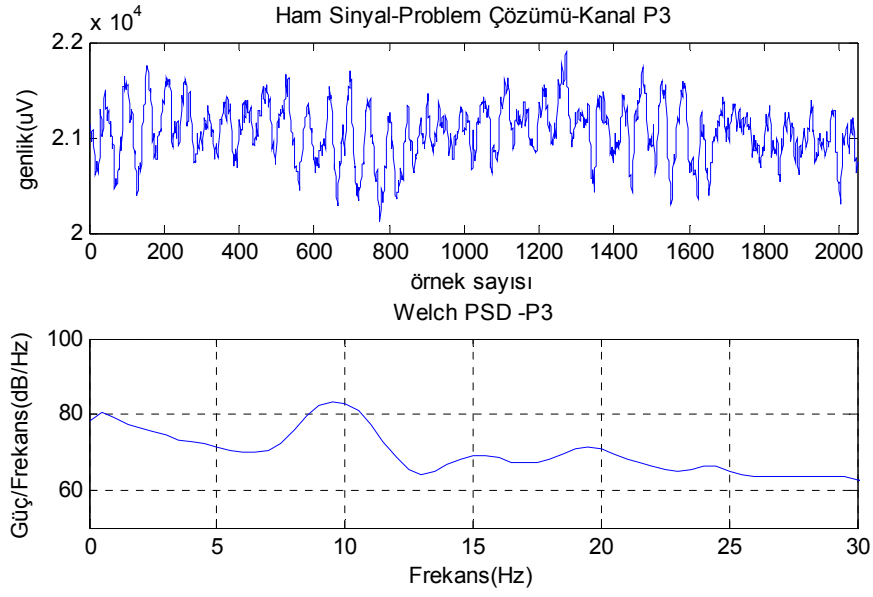


Şekil 3.20. A harfi hayali, C4 elektrotu

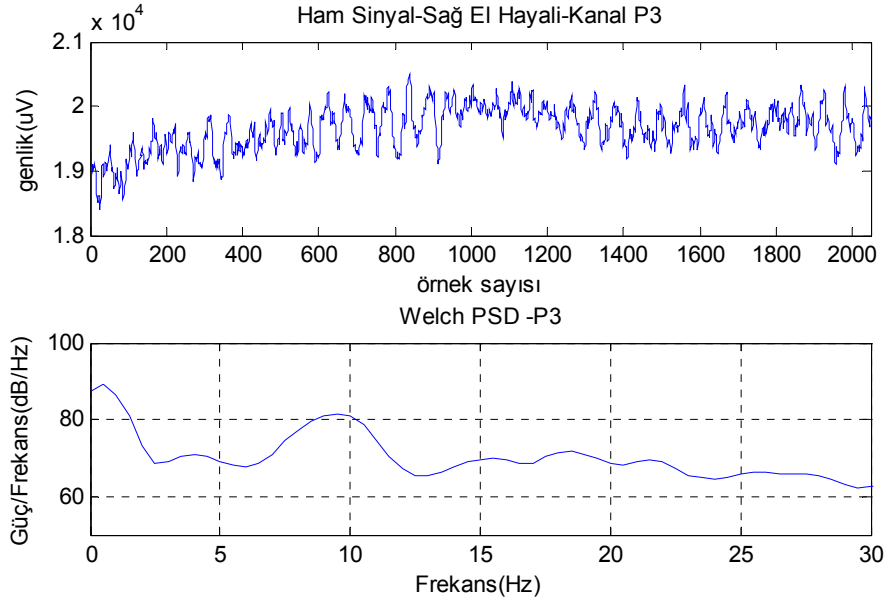
P3, P4 ve Pz elektrotları: Beş farklı görev için parietal loba ait grafikler de hem sağ hem de sol yarı küre için oluşturulmuş, ayrıca merkezde bulunan Pz elektrodundaki değişimler de incelenmiştir. Bu durumlara ait grafikler Şekil 3.21-3.35'te verilmiştir. Bu bölümde alfa dalgalarının belirgin bir şekilde oluşması beklenmektedir. Grafiklere bakıldığında tüm görevler için 8-10 Hz aralığındaki alfa ritminin genliği 85 dB/Hz değerlerindedir. Beta ritmi değerleri de 70 dB/Hz civarındadır.



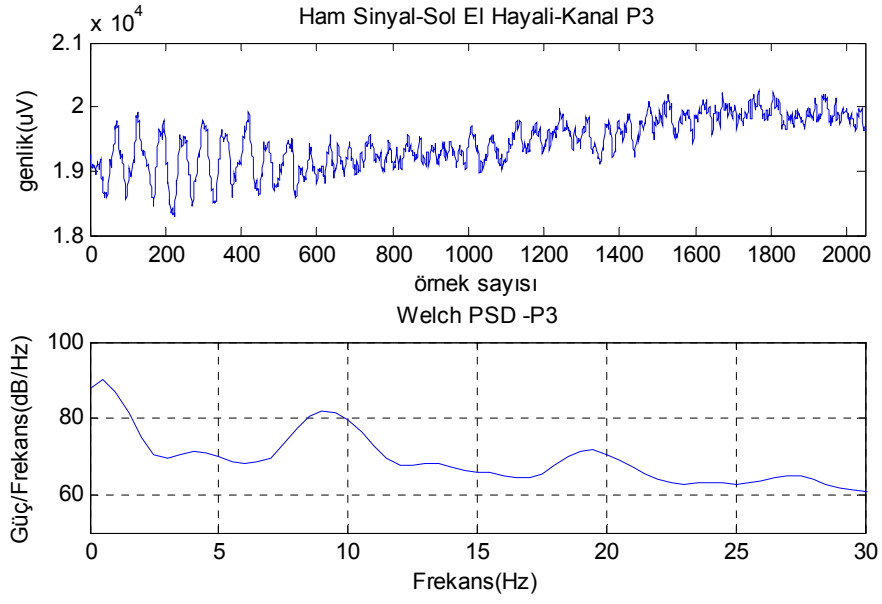
Şekil 3.21. Rahat durum, P3 elektrotu



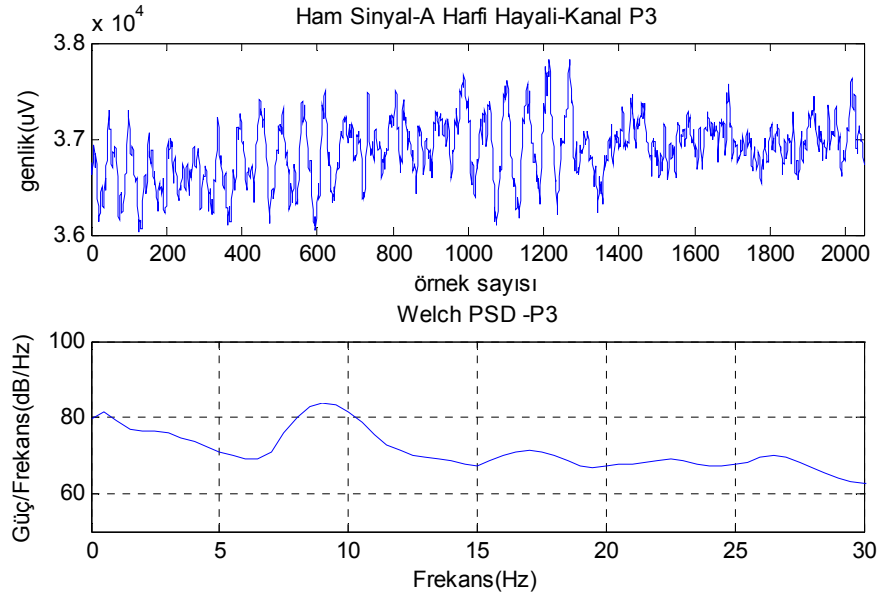
Şekil 3.22. Problem çözümü, P3 elektrotu



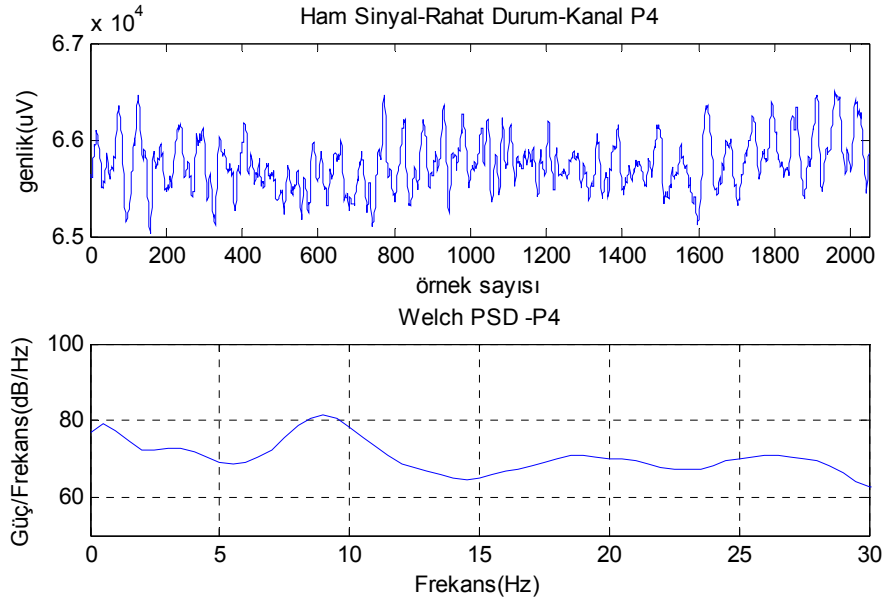
Şekil 3.23. Sağ el hayali, P3 elektrotu



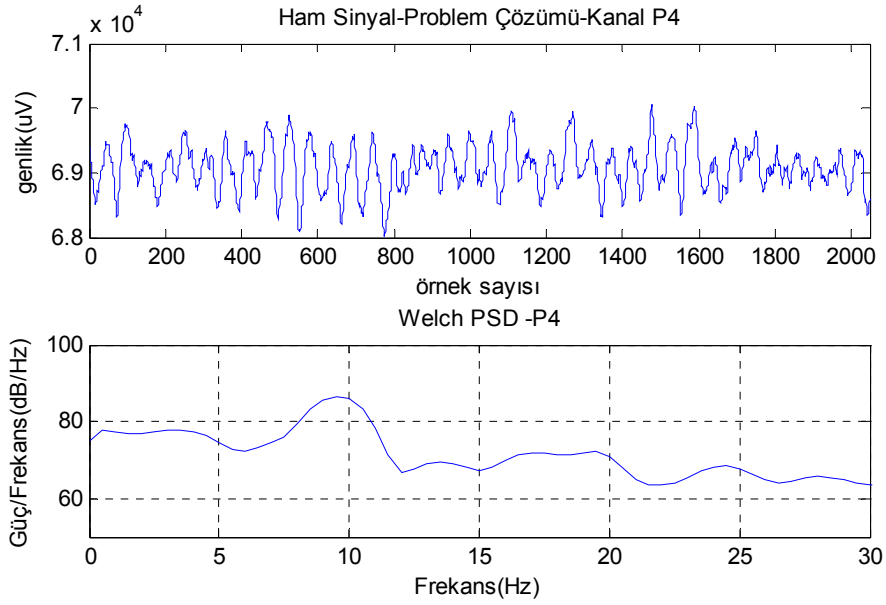
Şekil 3.24. Sol el hayali, P3 elektrotu



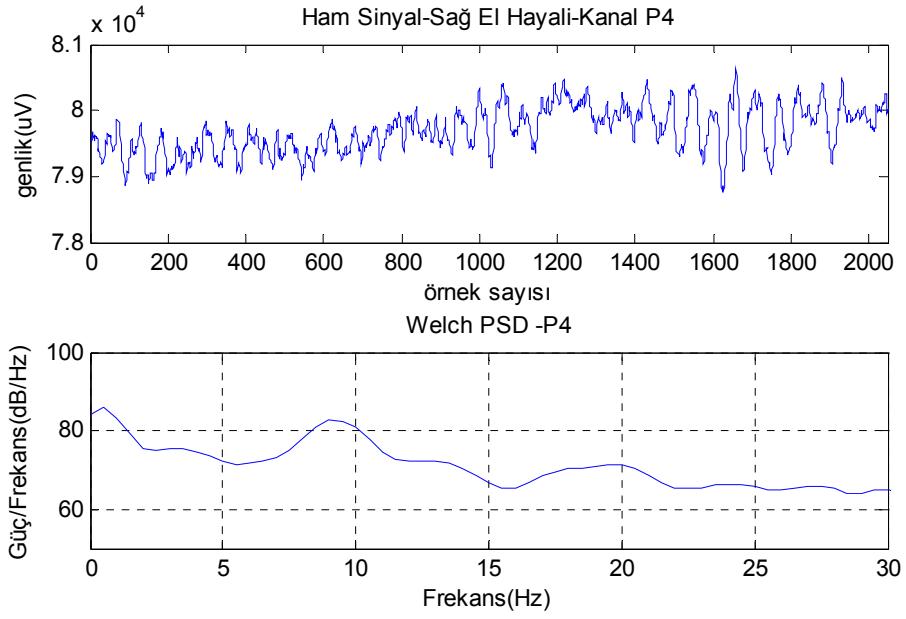
Şekil 3.25. A harfi hayali, P3 elektrotu



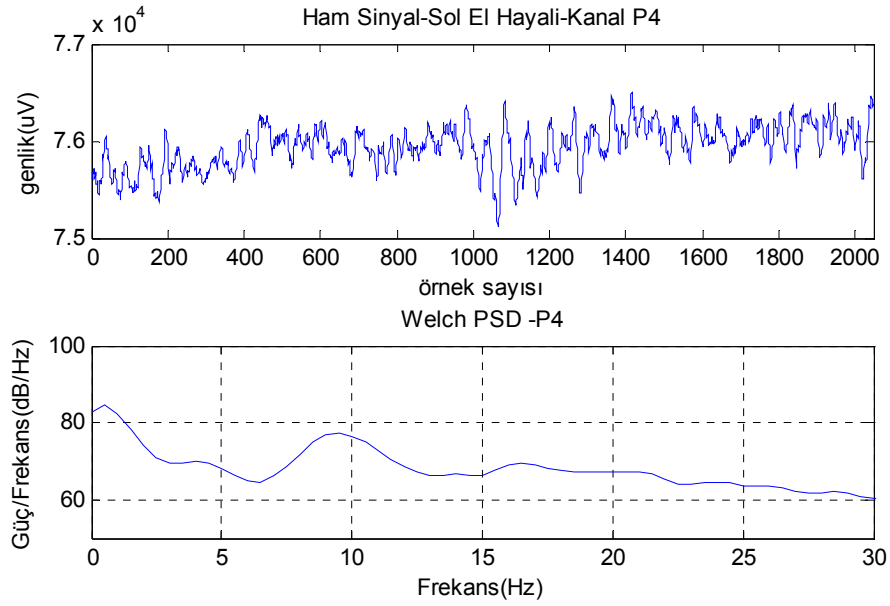
Şekil 3.26. Rahat durum, P4 elektrotu



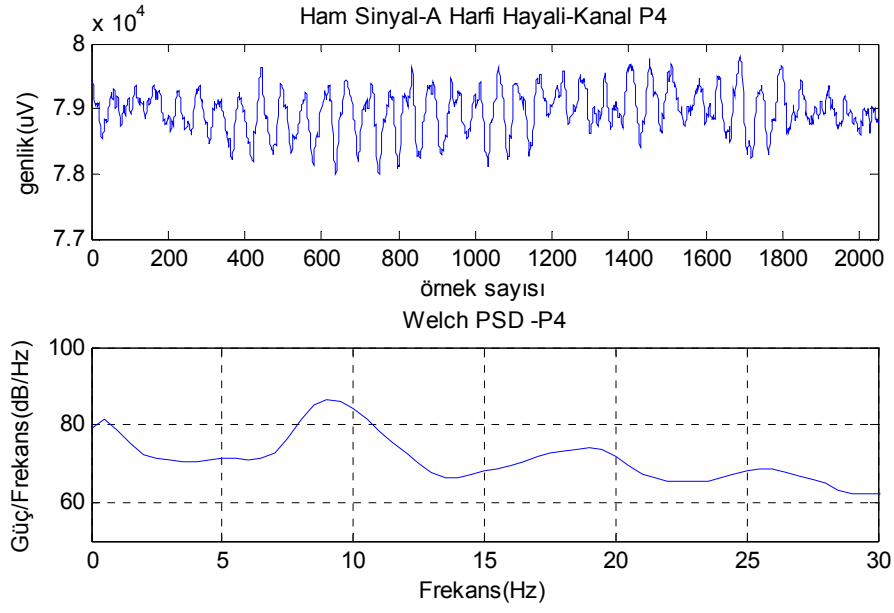
Şekil 3.27. Problem çözümü, P4 elektrotu



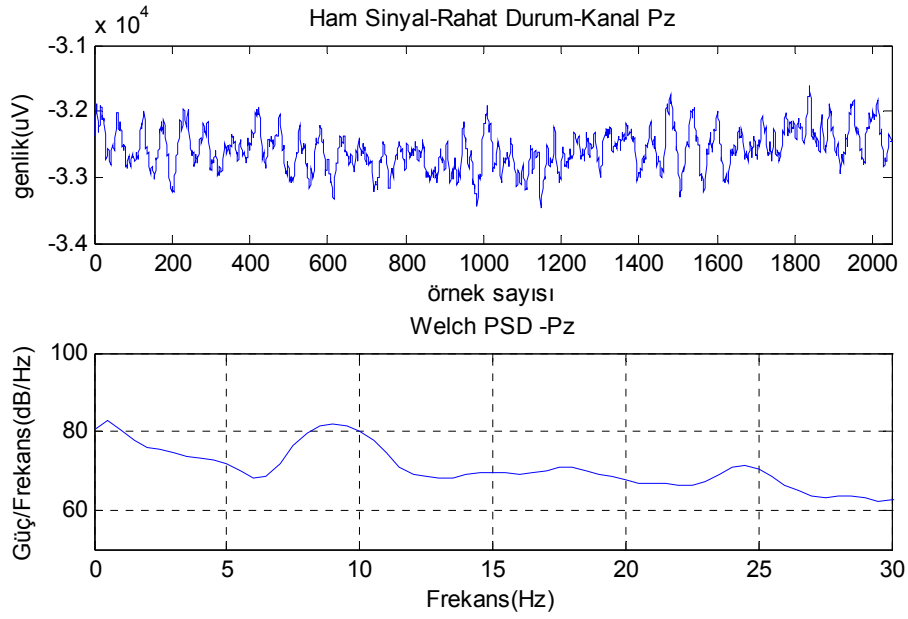
Şekil 3.28. Sağ el hayali, P4 elektrotu



Şekil 3.29. Sol el hayali, P4 elektrotu

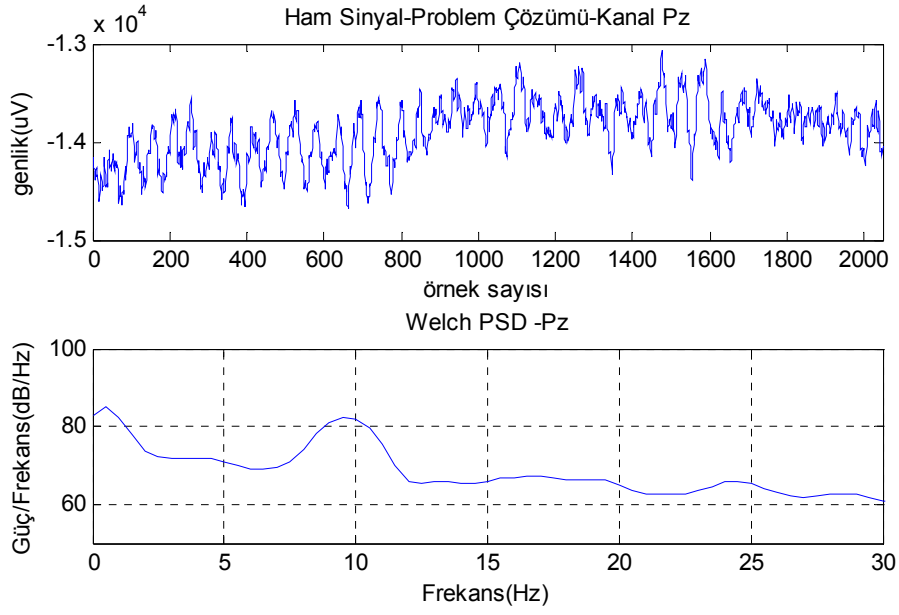


Şekil 3.30. A harfi hayali, P4 elektrotu

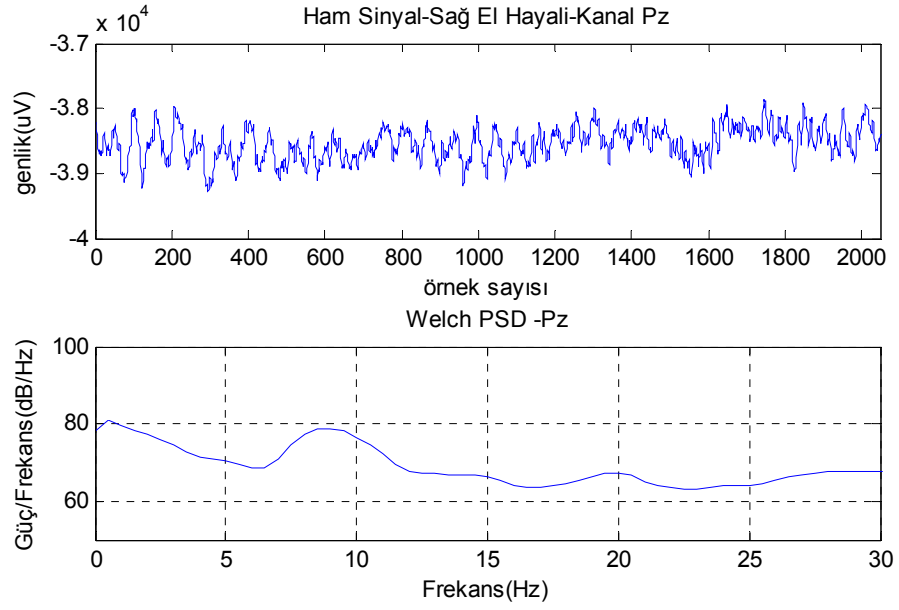


Şekil 3.31. Rahat durum, Pz elektrotu

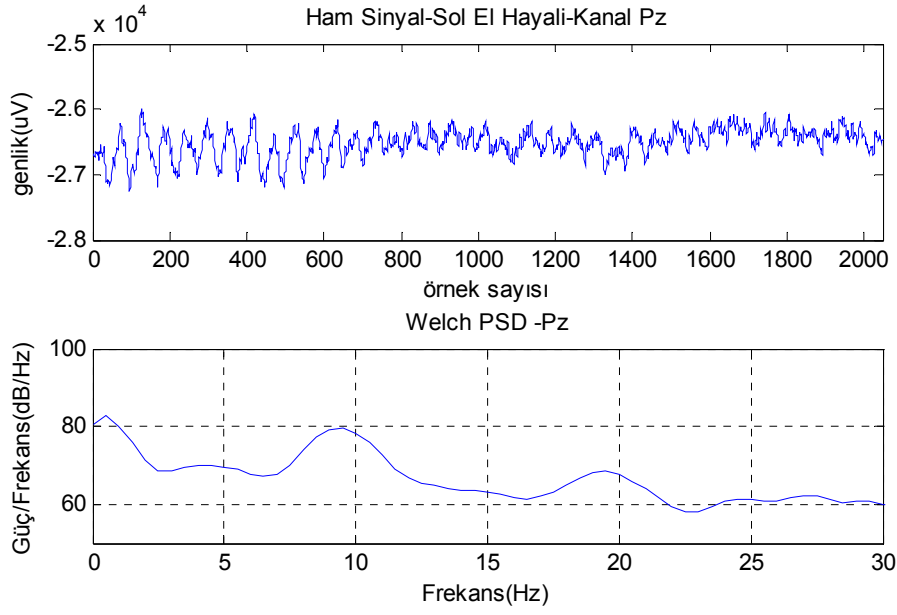




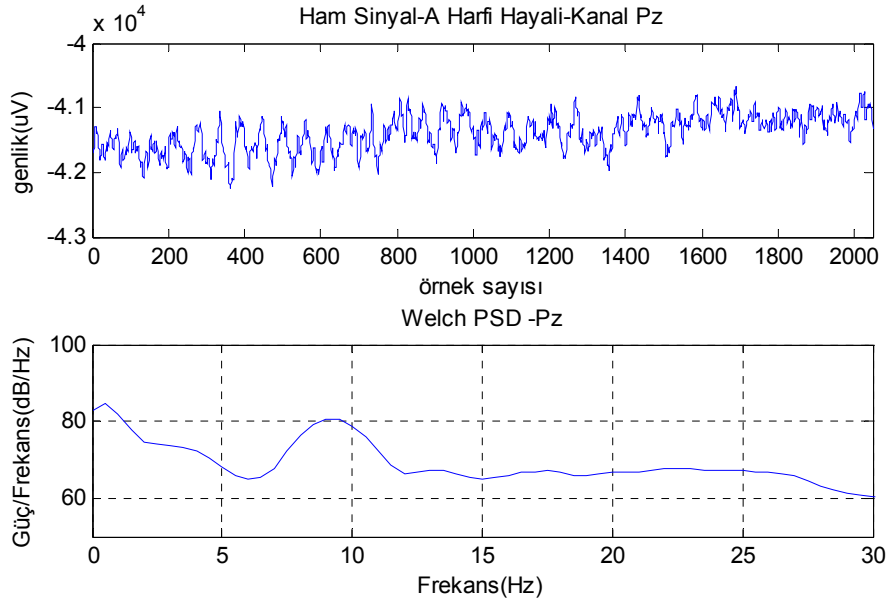
Şekil 3.32. Problem çözümü, Pz elektrotu



Şekil 3.33. Sağ el hayali, Pz elektrotu

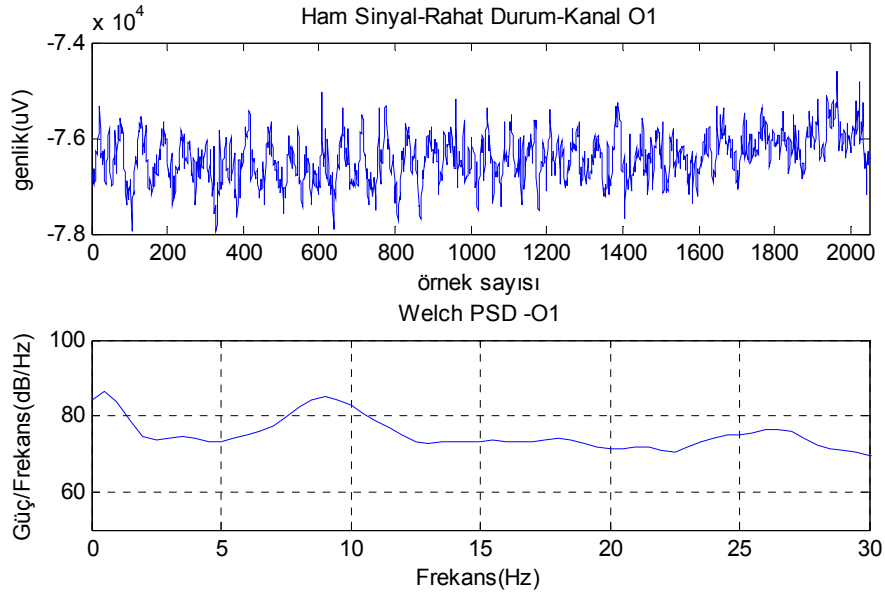


Şekil 3.34. Sol el hayali, Pz elektrotu



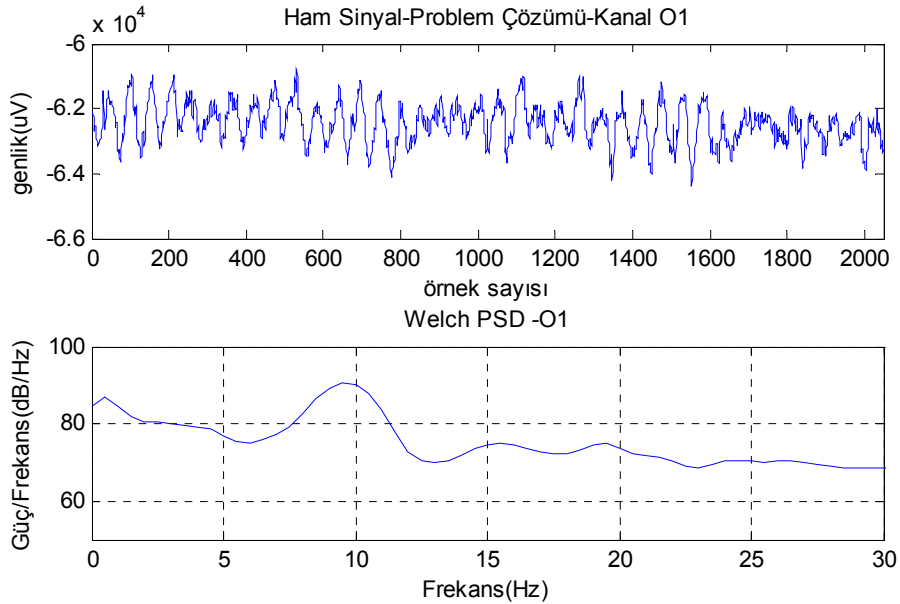
Şekil 3.35. A harfi hayali, Pz elektrotu

O1 ve O2 elektrotları: Oksipital lob yani beynin arka kısmında O1 ve O2 elektrotlarında oluşan beş farklı göreve ait güç spektral yoğunluk grafikleri Şekil 3.36-3.45'te verilmiştir.

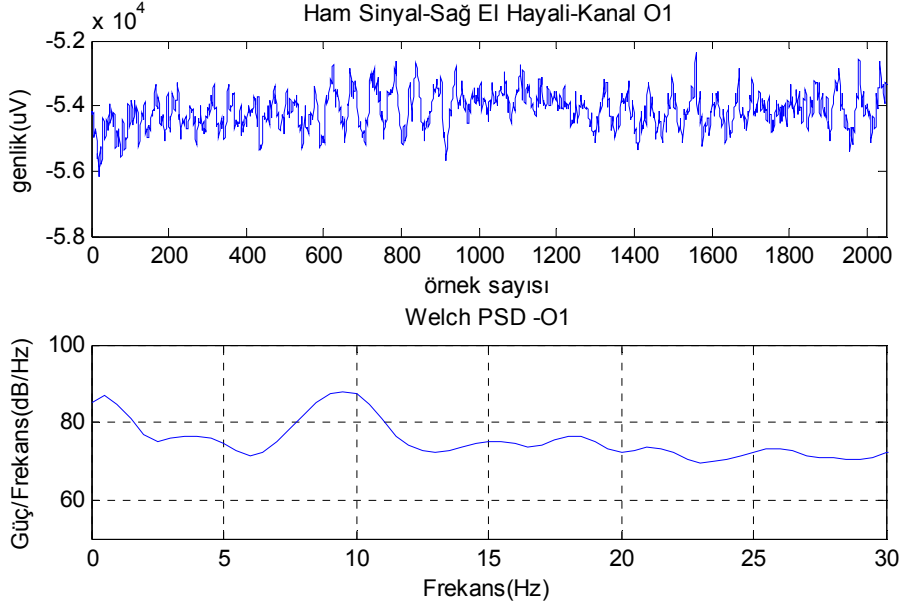


Şekil 3.36. Rahat durum, O1 elektrotu

Rahat durumda oksipital lobda alfaların belirgin şekilde gözlenmesi beklenir, burada da 8-9 Hz'de alfa ritminin genliği 85 dB/Hz düzeyindedir. Beta ritmi O1 kanalında düşük genliklidir, 27 Hz'de 75dB/Hz değerindedir, Şekil 3.36.

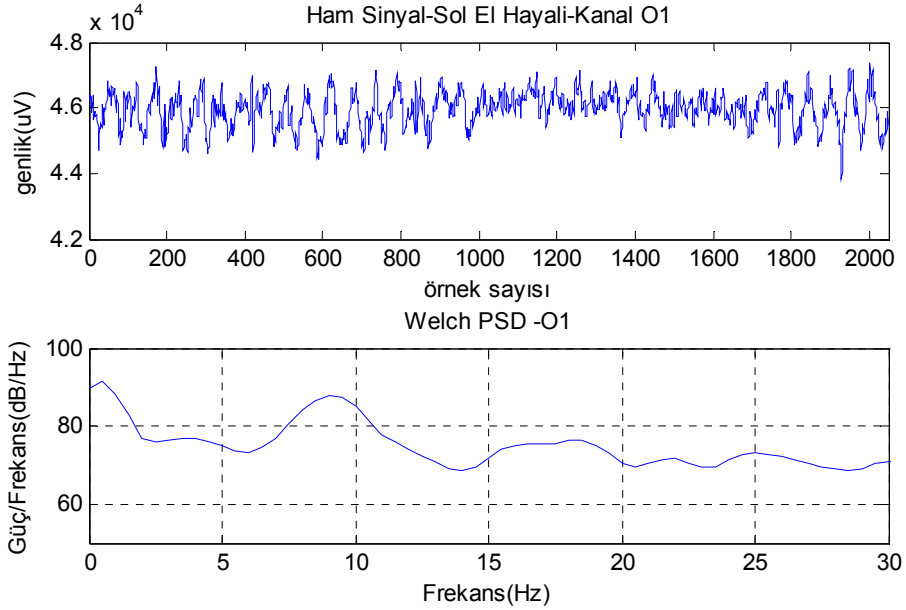


Şekil 3.37. Problem çözümü, O1 elektrotu

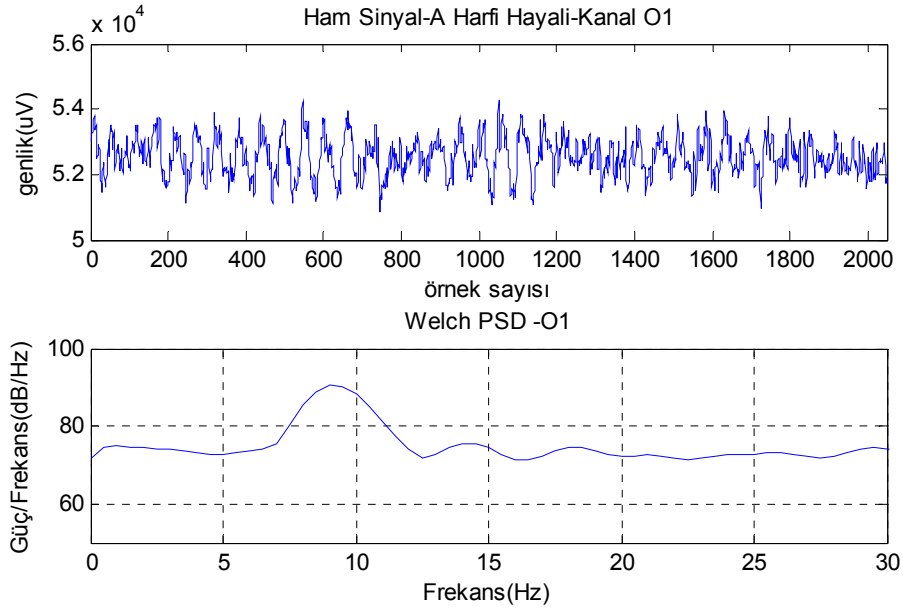


Şekil 3.38. Sağ el hayali, O1 elektrotu

Problem çözümü, sağ el hayali, sol el hayali ve A harfi hayali için alfa ritminin genliği 90 dB/Hz seviyesindedir. Ayrıca problem çözümünde 15 Hz ve 20 Hz’de beta ritmi tepeleri, sağ ve sol el hayalinde 18 Hz ve 21 Hz de beta ritmi tepeleri görülmektedir, Şekil 3.41-45. Sağ ve sol el hayali için hemisferik farklılık gözlenmemiştir.

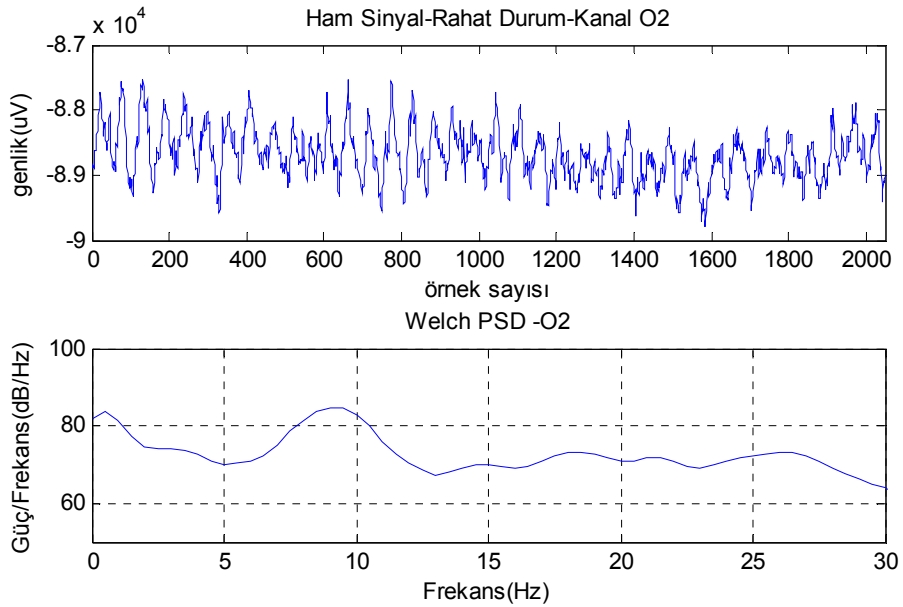


Şekil 3.39. Sol el hayali, O1 elektrotu

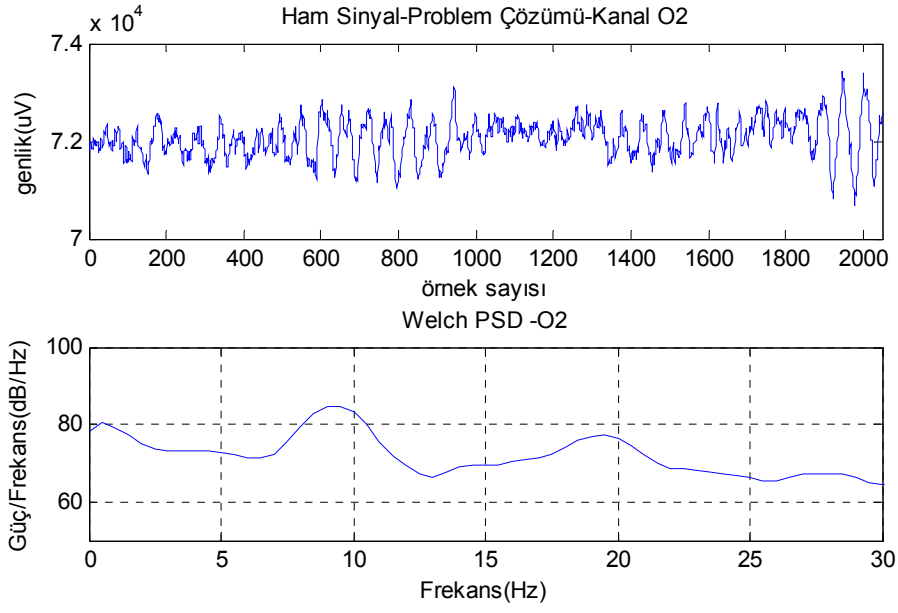


Şekil 3.40. A harfi hayali, O1 elektrotu

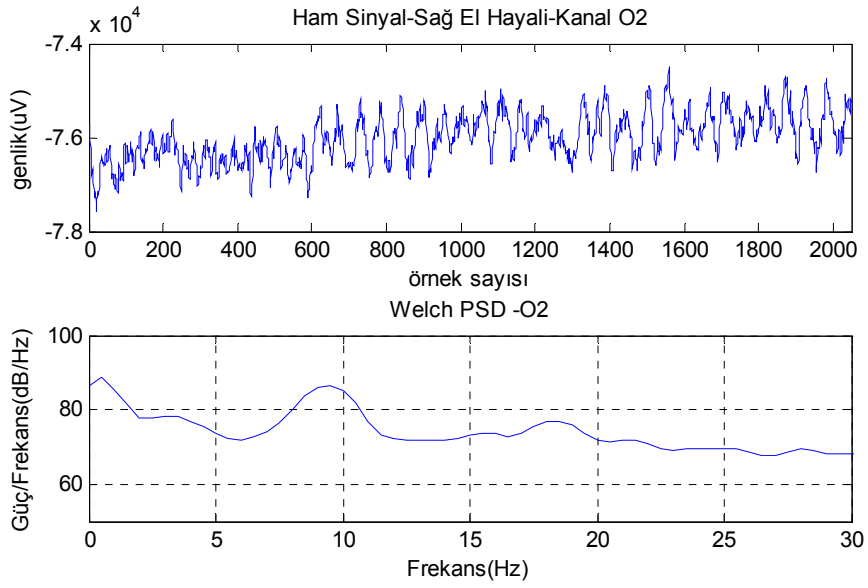
Sağ yarı kürede O2 kanalında tüm görevler için belirgin alfa ritmi oluşurken, beta ritmine ait dikkate değer bulgular ortaya çıkmamıştır.



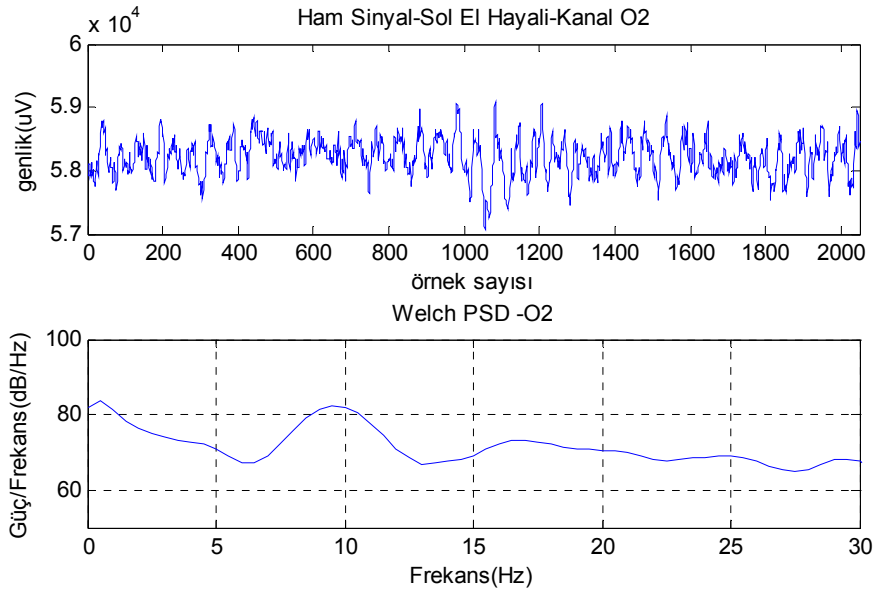
Şekil 3.41. Rahat durum, O2 elektrotu



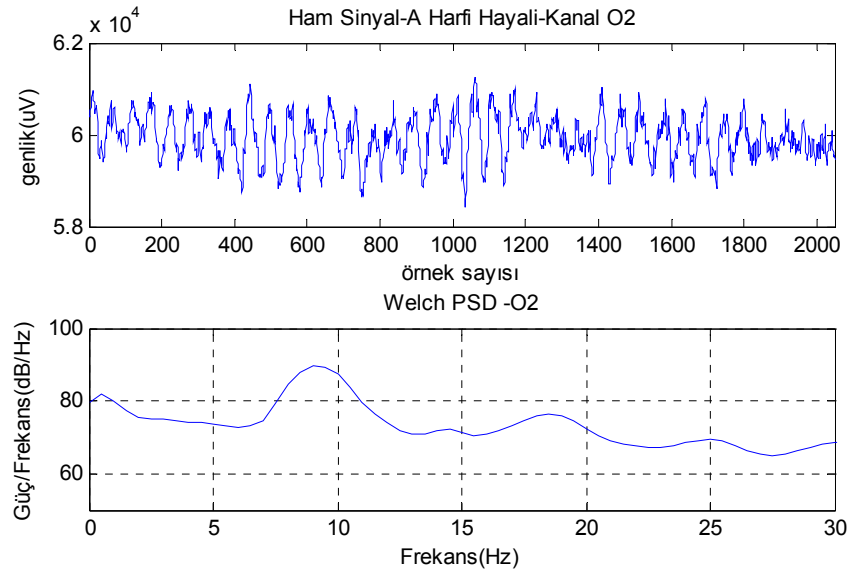
Şekil 3.42. Problem çözümü, O2 elektrotu



Şekil 3.43. Sağ el hayali, O2 elektrotu

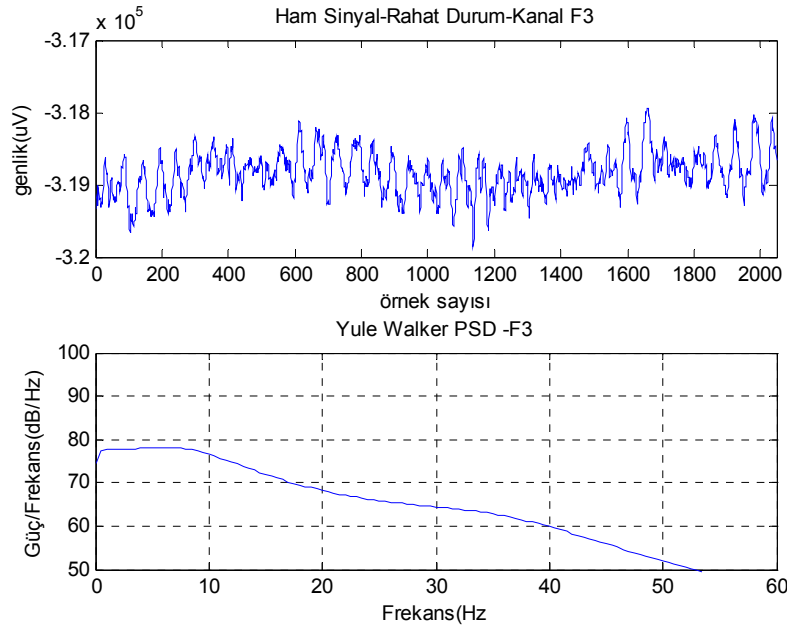


Şekil 3.44. Sol el hayali, O2 elektrotu



Şekil 3.45. A harfi hayali, O2 elektrotu

Şekil 3.46'da Yule-Walker AR spektral kestirim yöntemi ile elde edilen rahat durum F3 kanalına ait ham sinyal ve güç spektral yoğunluğuna ait grafikler verilmiştir. Burada AR katsayıları denenerak 10 olarak seçilmiştir. Mevcut veriler için frekans bölgesinde bir değişiklik gözlenemediğinden, işlemlere Welch yöntemi ile devam edilmiştir.



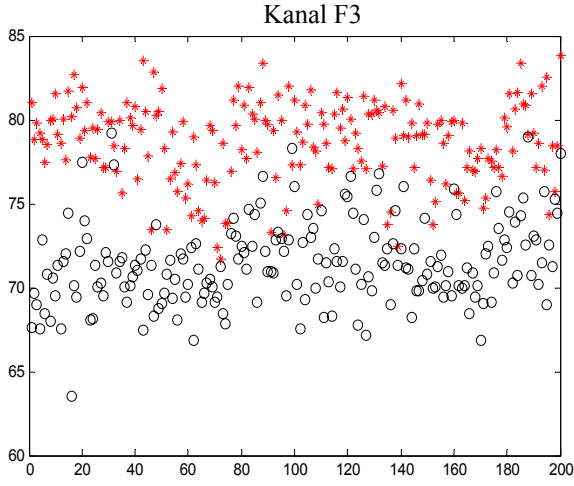
Şekil 3.46. Rahat durum, F3 elektrotu - Yule Walker AR metodu

### 3.1.2. Alfa ve Beta Karakteristiklerine Dayanan Öz Nitelikler

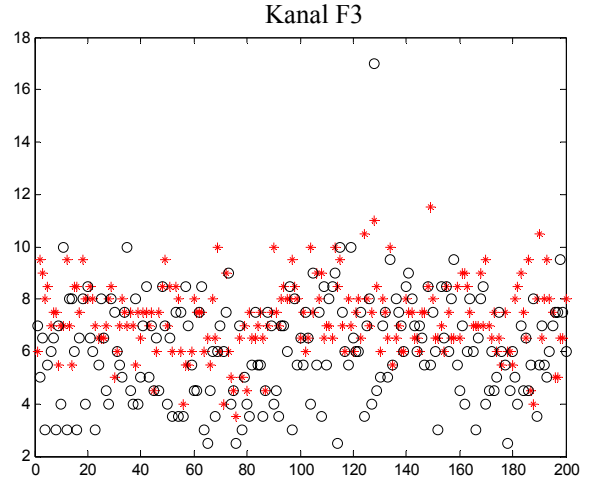
Ayrt edici öz niteliklerin saptanmasında ilk aşamada spektral kestirim yöntemlerinden faydalanılarak güç spektral yoğunluğu (PSD) elde edilmiştir. Tüm görevlere ait EEG verilerinin 9 kanal için güç spektral yoğunluğu kullanılarak incelenmesinde, güç spektral yoğunluğunun tek başına ayrt edici özelliğinin zayıf kaldığı ve rahat durum haricinde diğer görevlerin ayrt edilmesi için bir fark ortaya koyamadığı gözlenmiştir. Bu nedenle PSD'si alınan verilerden ikinci bir öz nitelik çıkarma yoluna gidilmiştir. Bu yöntem bu doktora tez çalışması kapsamında yapılmış bir yenilik olup, EEG sinyallerindeki alfa ve beta ritimlerinin frekans ve genlik değerlerine bağlı kalınarak öz nitelik hesaplamaları yapılmıştır. Buradan altı farklı öz nitelik çıkarılarak, sınıflandırıcıya gönderilmiştir.

Seçilen altı öz niteliğin birbirlerine yakın değerler taşıyıp taşımadığını görebilmek için, bu altı öz niteliğin kendi aralarında ikişerli dağılımı Rahat/Problem ve Sağ El/Sol El görevleri için F3, C3, P3, O1 ve O2 kanallarından elde edilmiş ve Şekil 3.47 – 3.112 'de verilmiştir. Bu grafikler incelendiğinde, alfa ve beta tepelerinin düşey eksendeki değişimini ifade eden ilk üç öz nitelik ayrt edici özelliğe sahip iken, geri kalan üç öz nitelik görevler arasında fark yaratmak için yeterli olmamıştır. '\*' simgesi Rahat verisini, 'o' ise Problem verisini göstermektedir. '^' simgesi Sağ el verisini, '!' ise Sol el verisini göstermektedir.

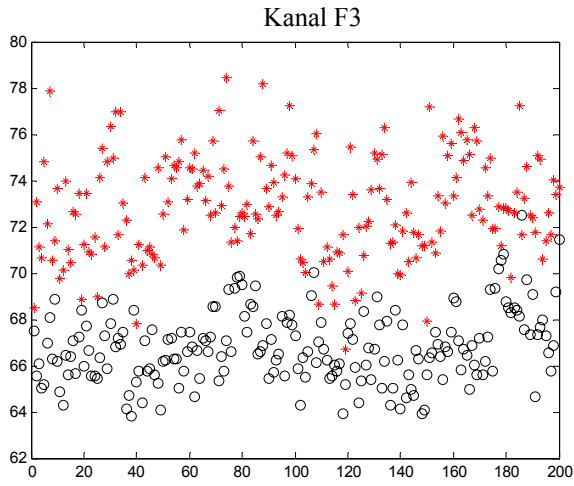




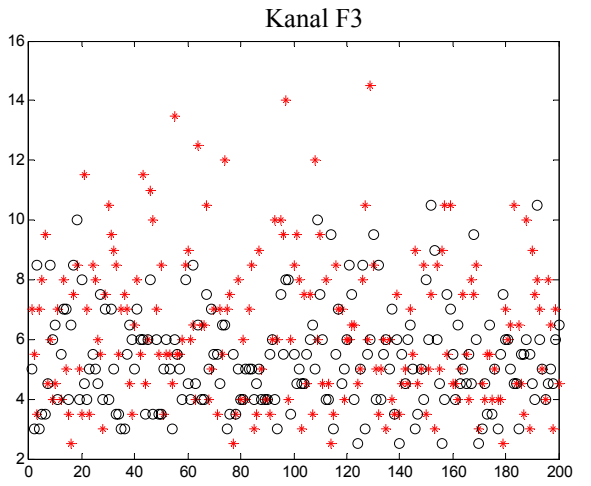
Şekil 3.47. Rahat/Problem, I. öz nitelik



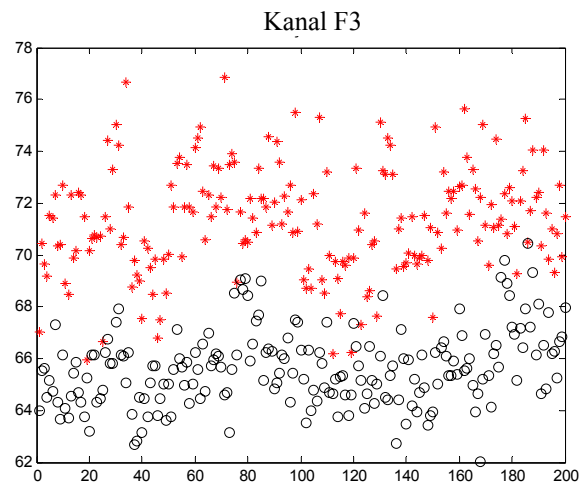
Şekil 3.50. Rahat/Problem, IV. öz nitelik



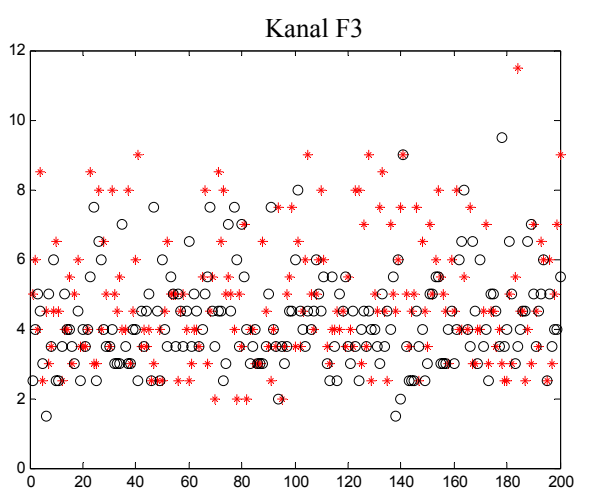
Şekil 3.48. Rahat/Problem, II. öz nitelik



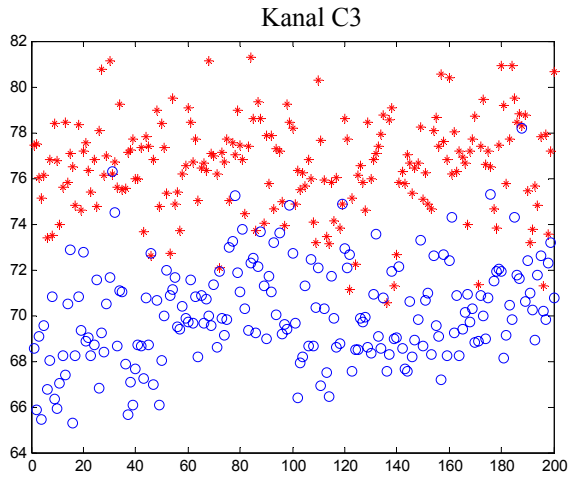
Şekil 3.51. Rahat/Problem, V. öz nitelik



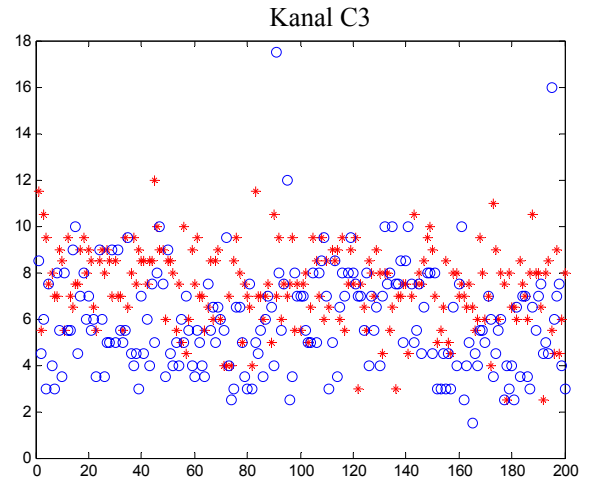
Şekil 3.49. Rahat/Problem, III. öz nitelik



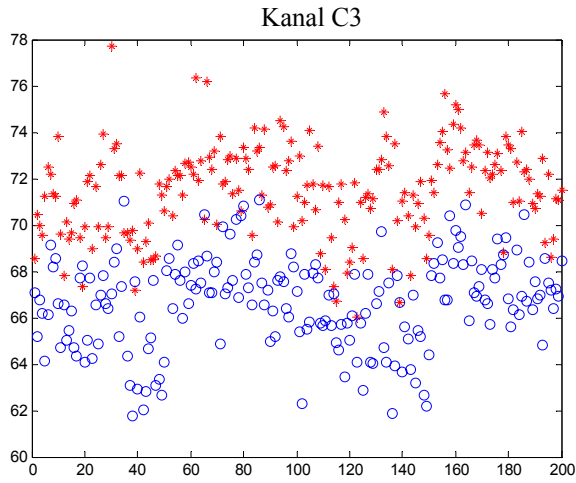
Şekil 3.52. Rahat/Problem, VI. öz nitelik



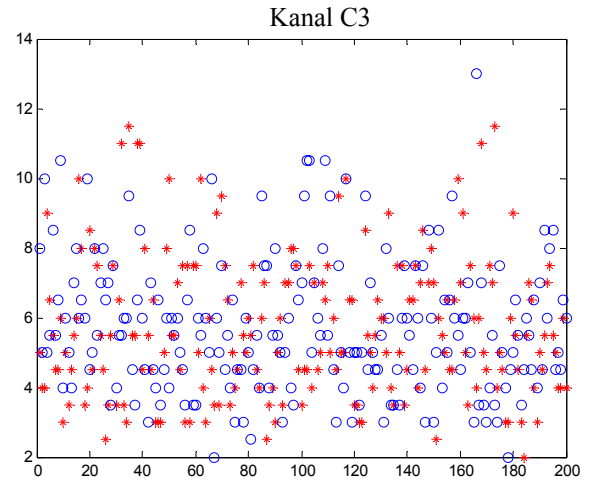
Şekil 3.53. Rahat/Problem, I. öz nitelik



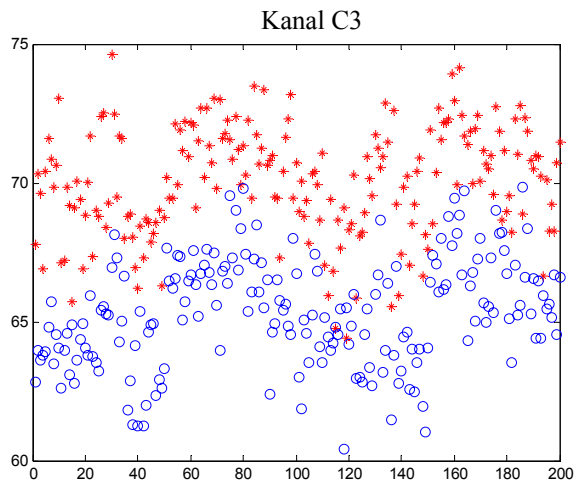
Şekil 3.56. Rahat/Problem, IV. öz nitelik



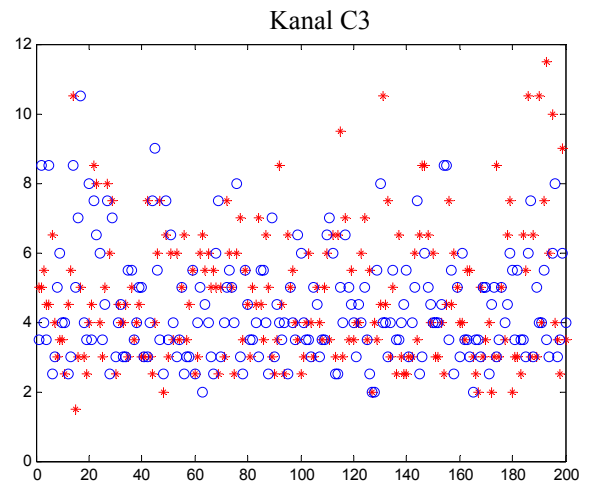
Şekil 3.54. Rahat/Problem, II. öz nitelik



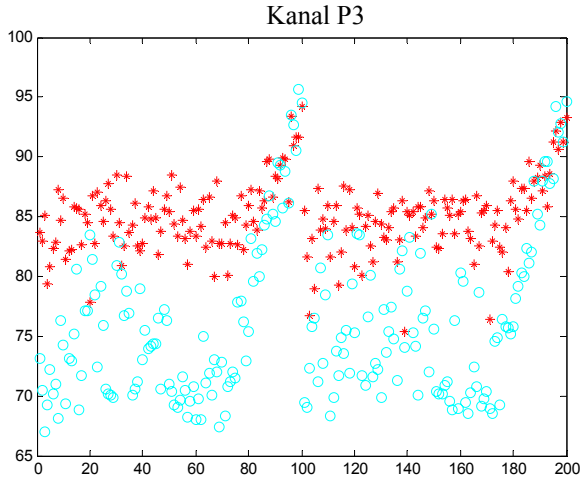
Şekil 3.57. Rahat/Problem, V. öz nitelik



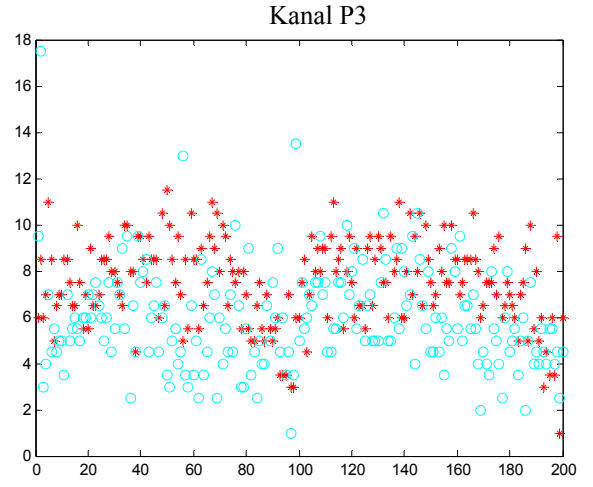
Şekil 3.55. Rahat/Problem, III. öz nitelik



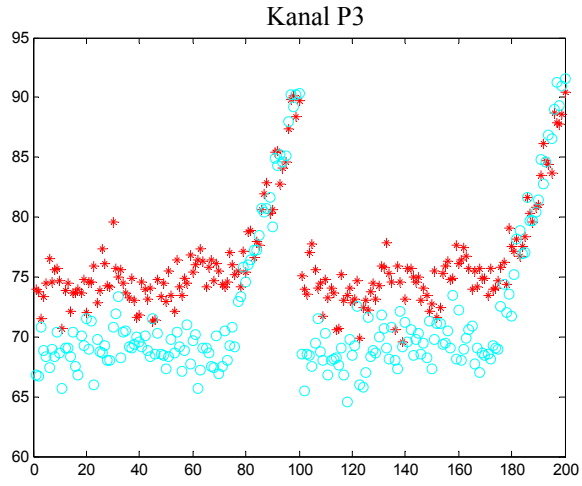
Şekil 3.58. Rahat/Problem, VI. öz nitelik



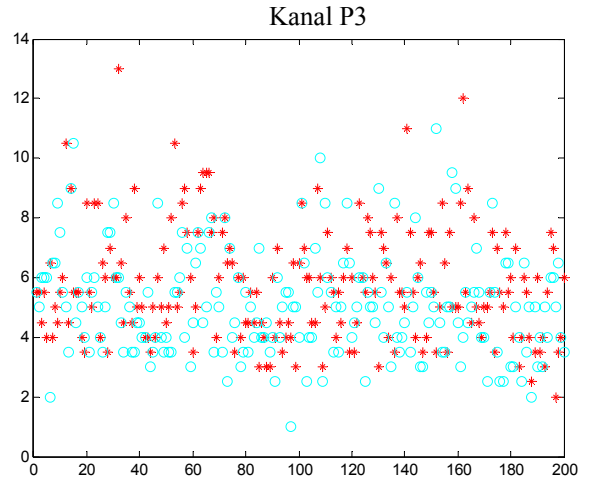
Şekil 3.59. Rahat/Problem, I. öz nitelik



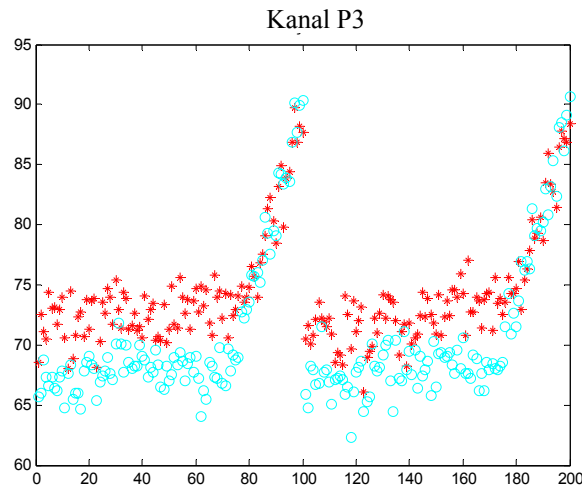
Şekil 3.62. Rahat/Problem, IV. öz nitelik



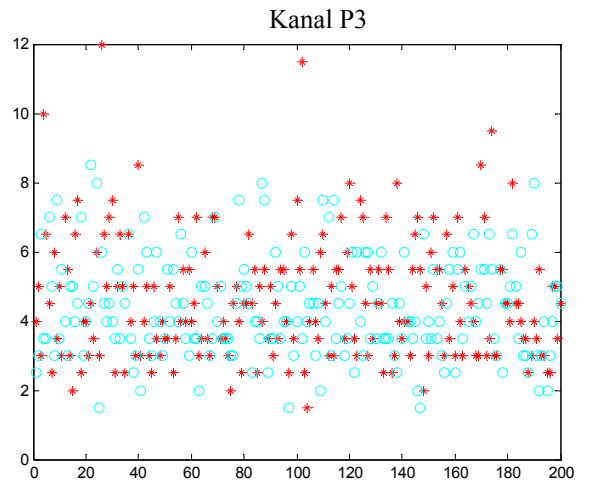
Şekil 3.60. Rahat/Problem, II. öz nitelik



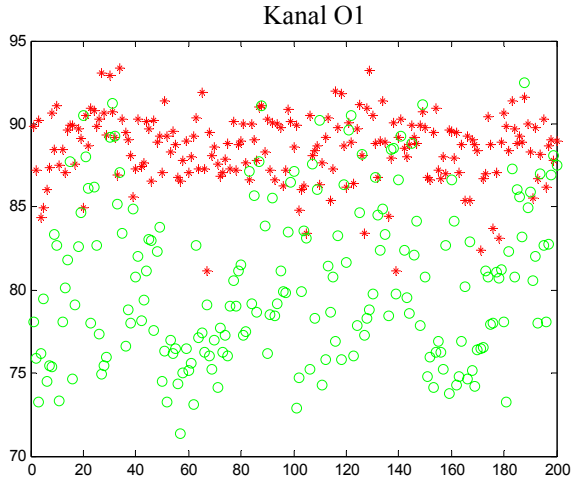
Şekil 3.63. Rahat/Problem, V. öz nitelik



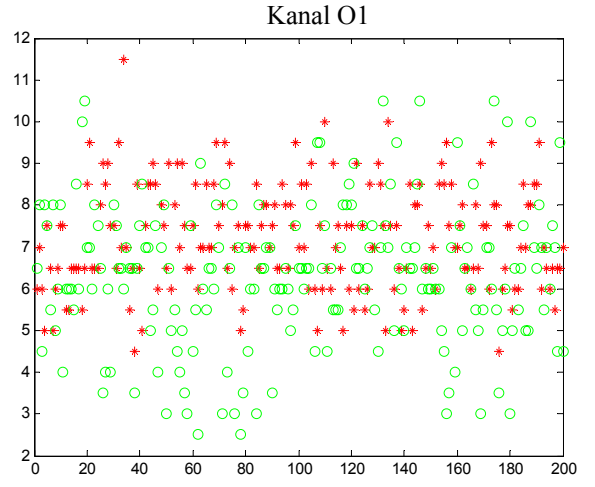
Şekil 3.61. Rahat/Problem, III. öz nitelik



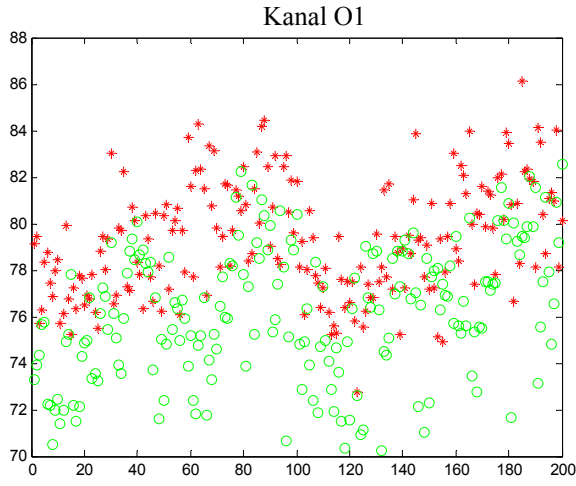
Şekil 3.64. Rahat/Problem, VI. öz nitelik



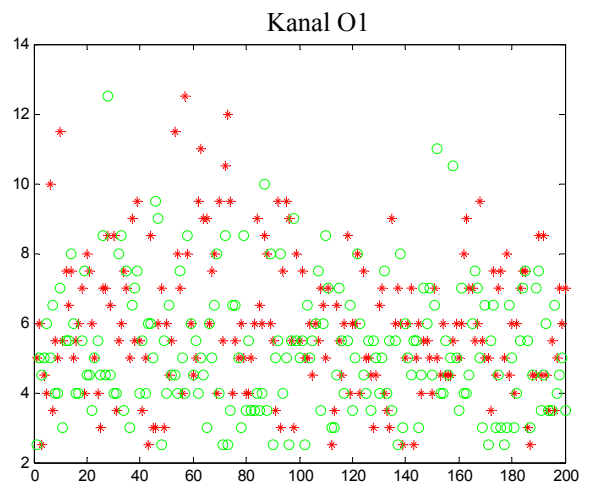
Şekil 3.65. Rahat/Problem, I. öz nitelik



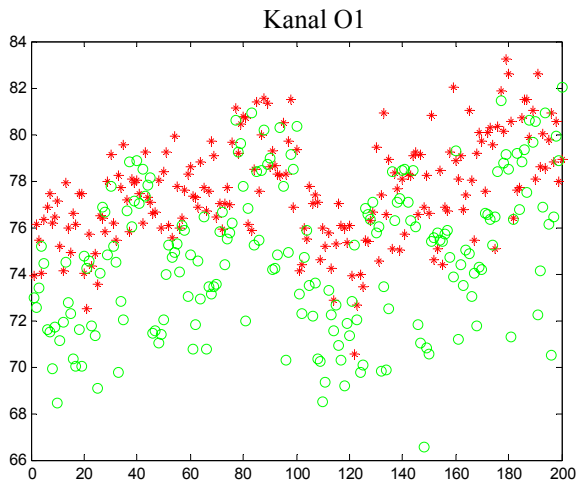
Şekil 3.68. Rahat/Problem, IV. öz nitelik



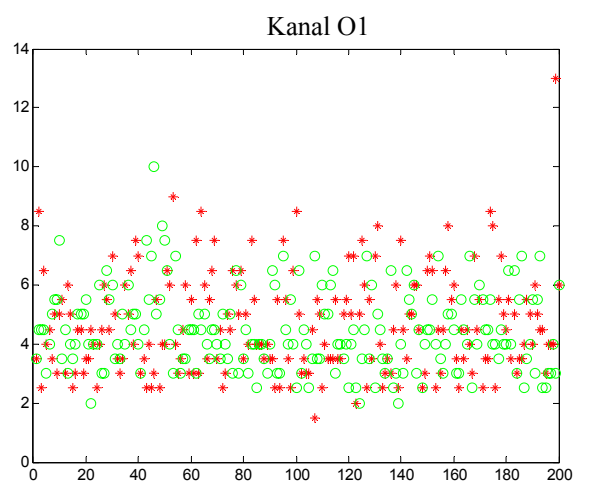
Şekil 3.66. Rahat/Problem, II. öz nitelik



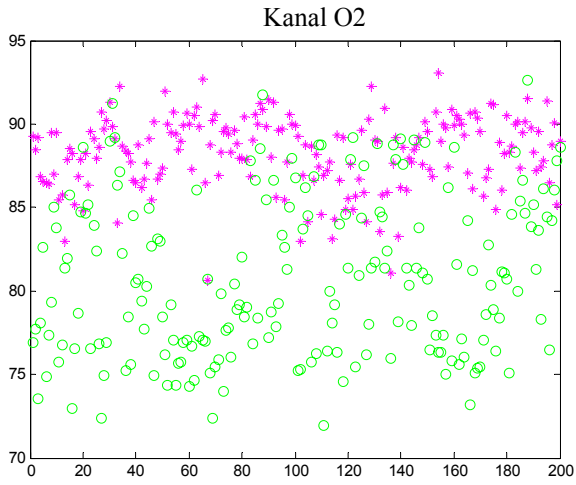
Şekil 3.69. Rahat/Problem, V. öz nitelik



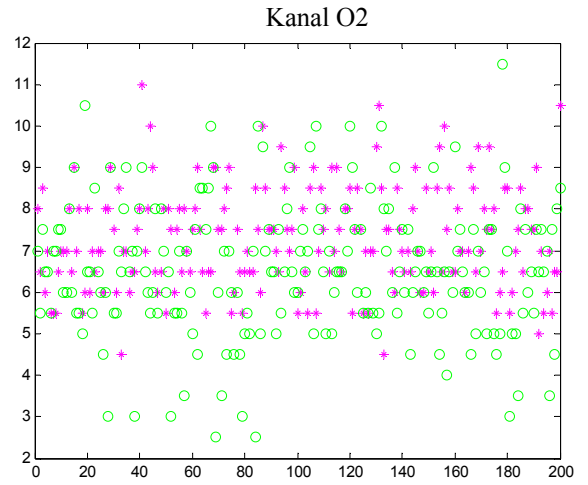
Şekil 3.67. Rahat/Problem, III. öz nitelik



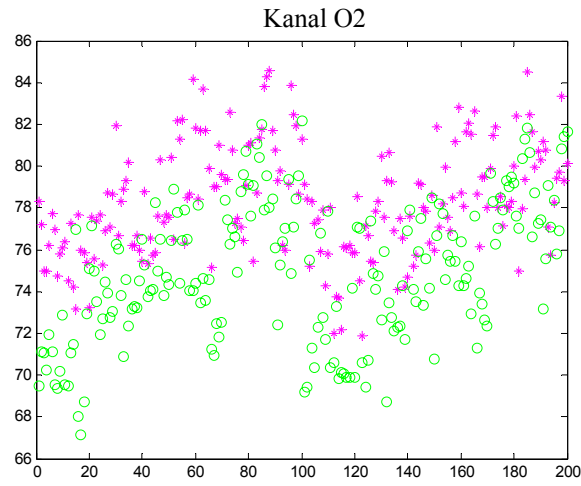
Şekil 3.70. Rahat/Problem, VI. öz nitelik



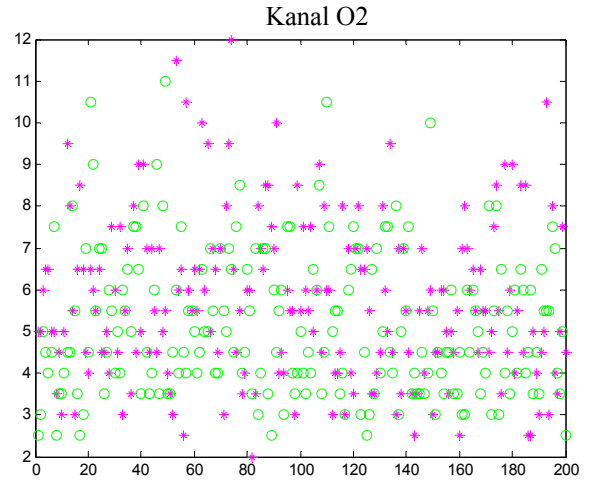
Şekil 3.71. Rahat/Problem, I. öz nitelik



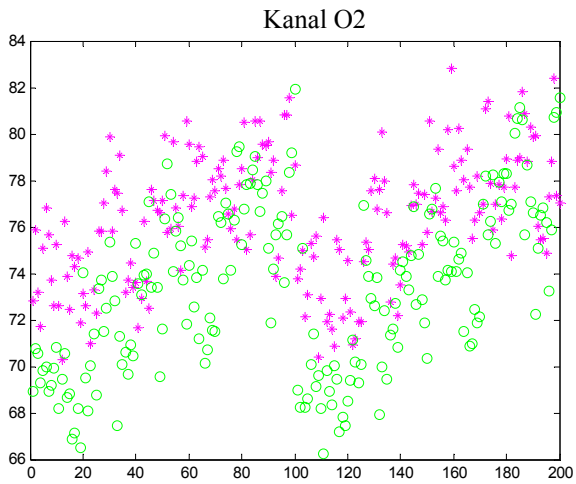
Şekil 3.74. Rahat/Problem, IV. öz nitelik



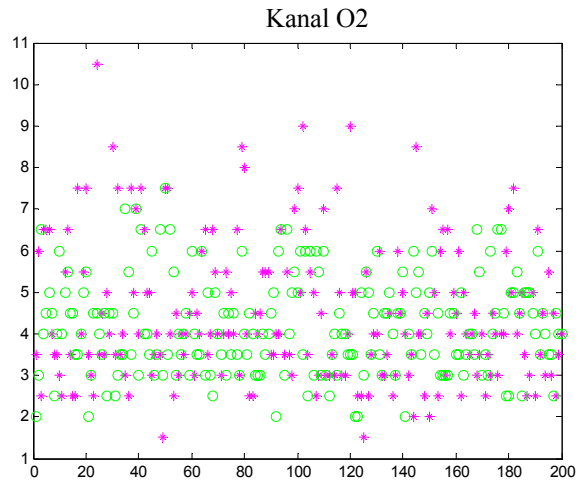
Şekil 3.72. Rahat/Problem, II. öz nitelik



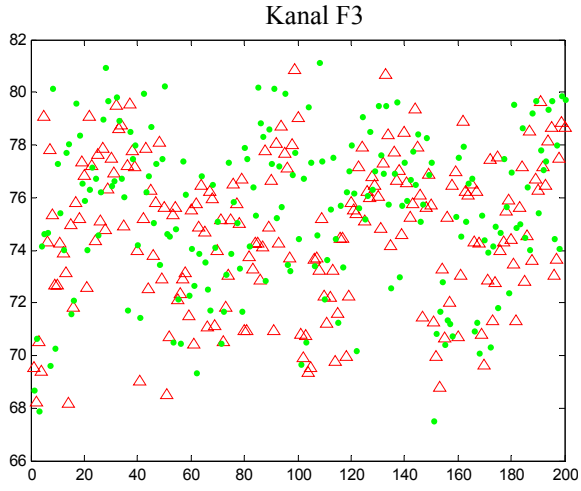
Şekil 3.75. Rahat/Problem, V. öz nitelik



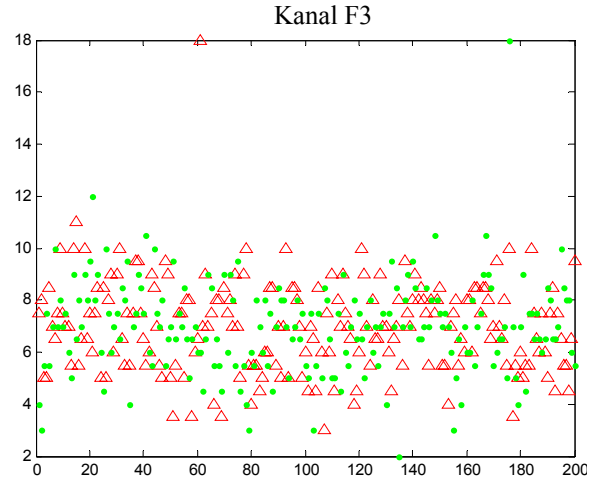
Şekil 3.73. Rahat/Problem, III. öz nitelik



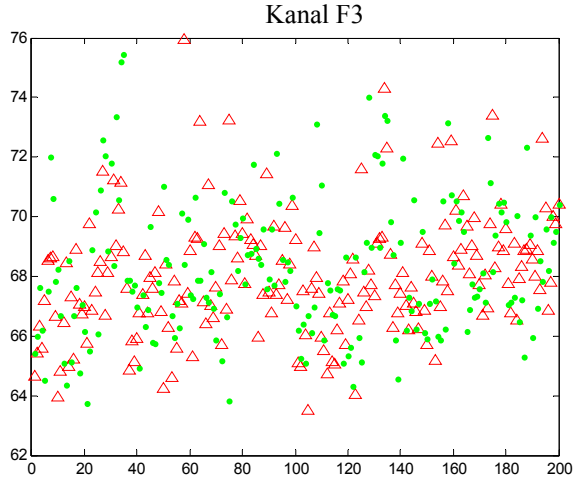
Şekil 3.76. Rahat/Problem, VI. öz nitelik



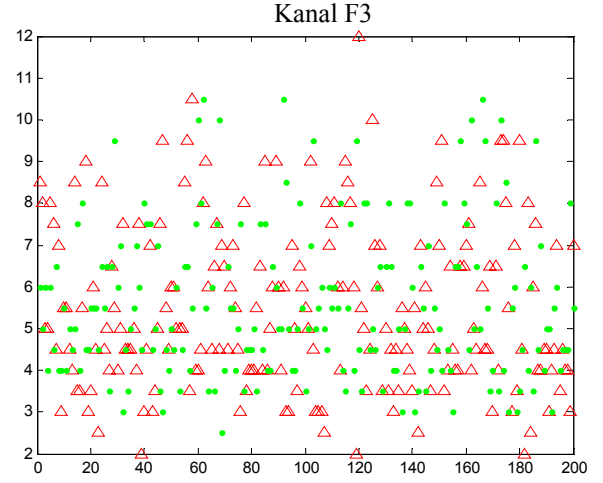
Şekil 3.77. Sağ el/Sol el, I. öz nitelik



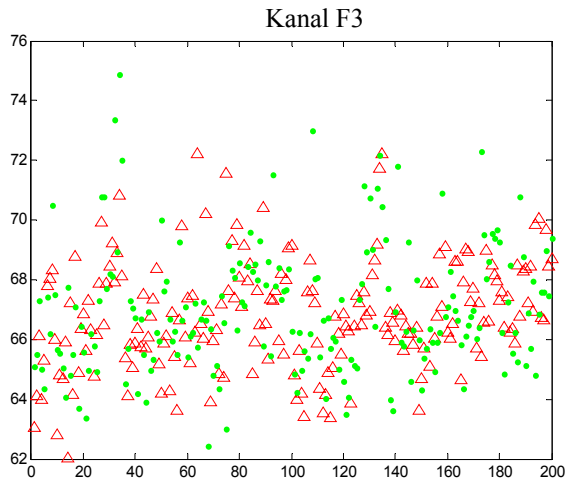
Şekil 3.80. Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik



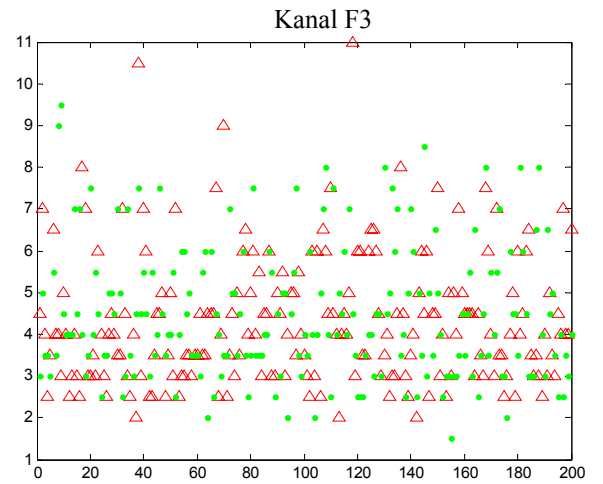
Şekil 3.78. Sağ el/Sol el, II. öz nitelik



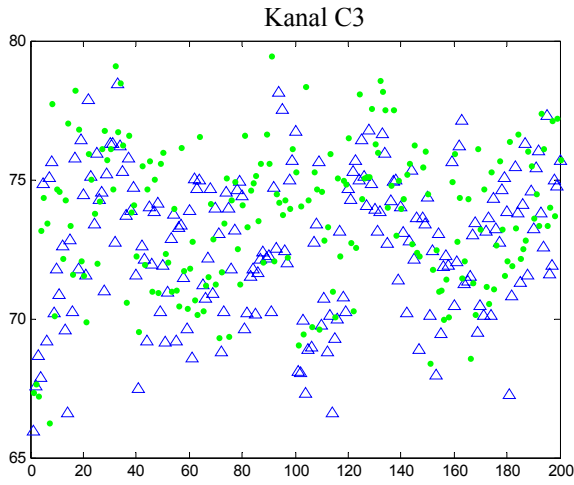
Şekil 3.81. Sağ el/Sol el, V. öz nitelik



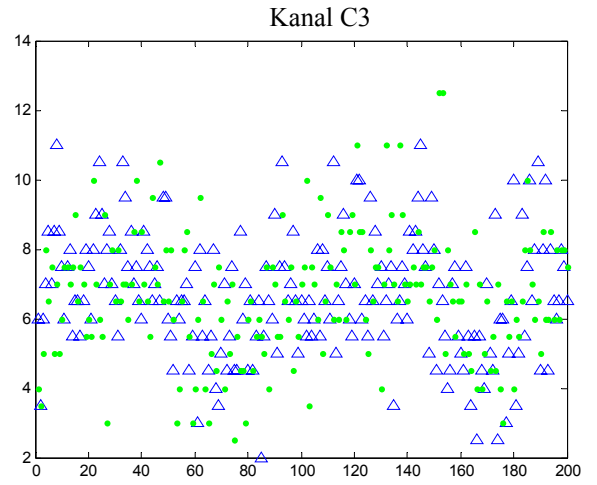
Şekil 3.79. Sağ el/Sol el, III. öz nitelik



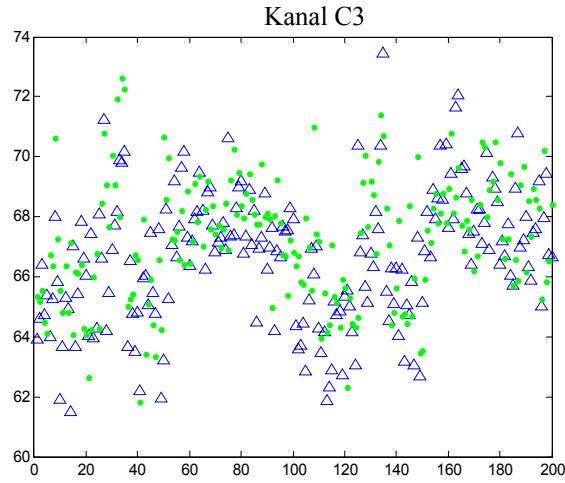
Şekil 3.82. Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik



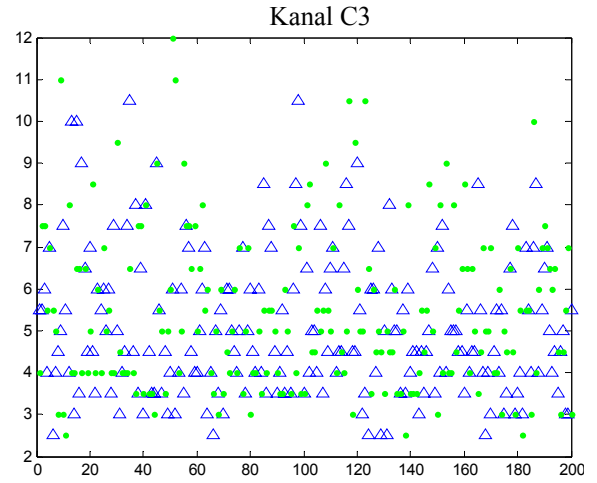
Şekil 3.83. Sağ el/Sol el, I. öz nitelik



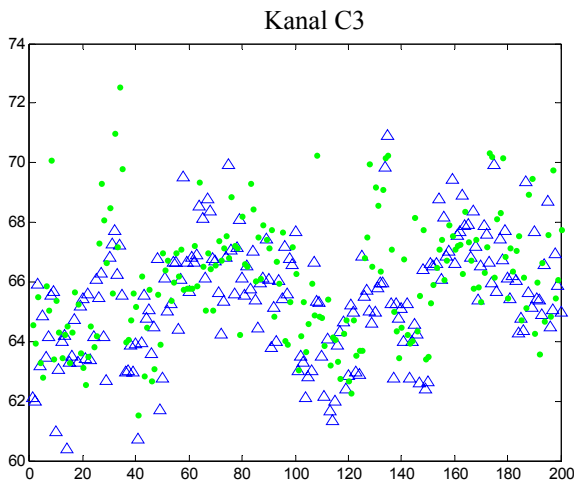
Şekil 3.86. Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik



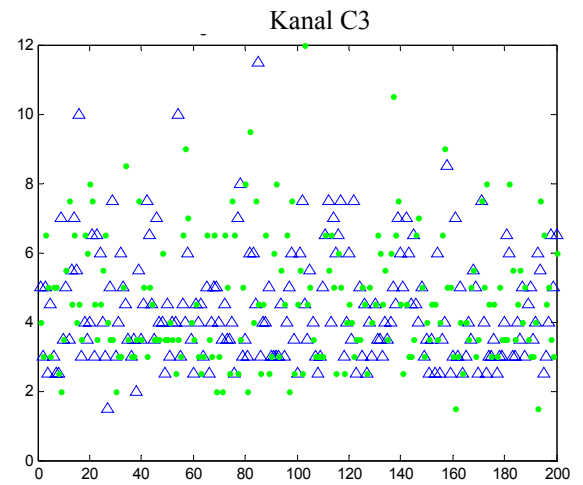
Şekil 3.84. Sağ el/Sol el, II. öz nitelik



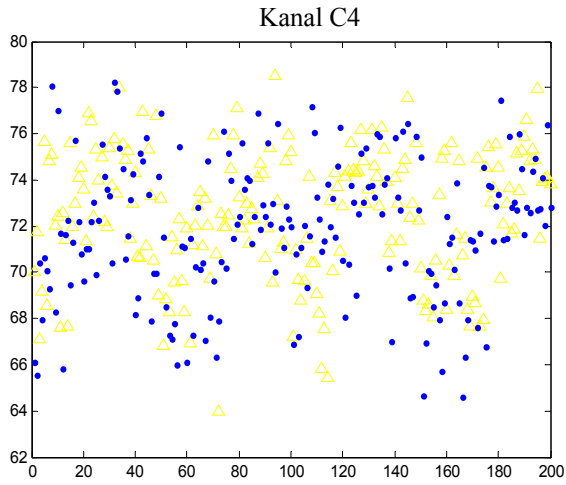
Şekil 3.87. Sağ el/Sol el, V. öz nitelik



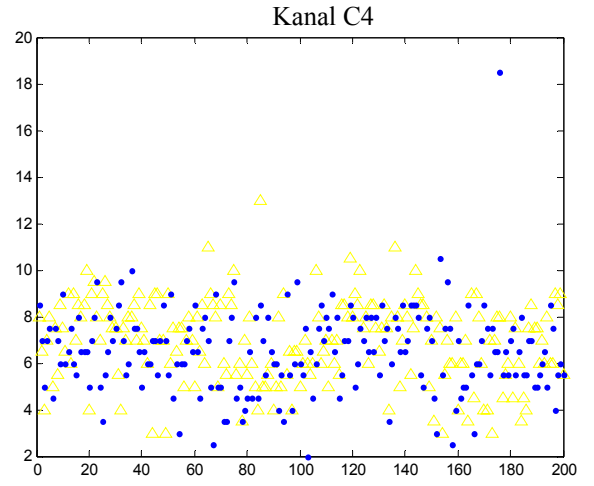
Şekil 3.85. Sağ el/Sol el, III. öz nitelik



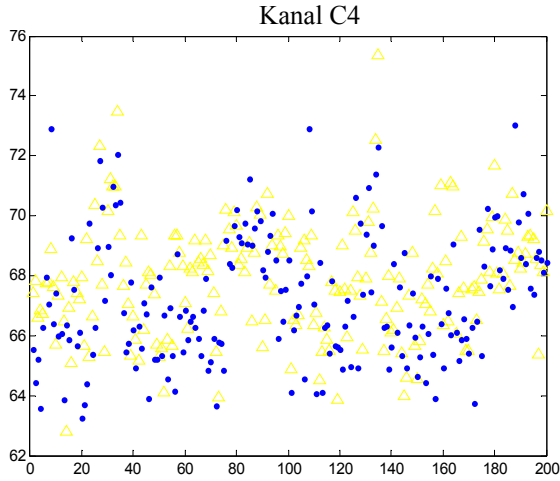
Şekil 3.88. Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik



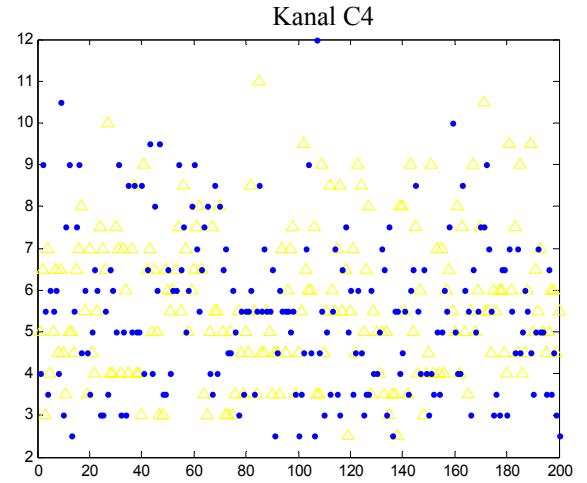
Şekil 3.89. Sağ el/Sol el, I. öz nitelik



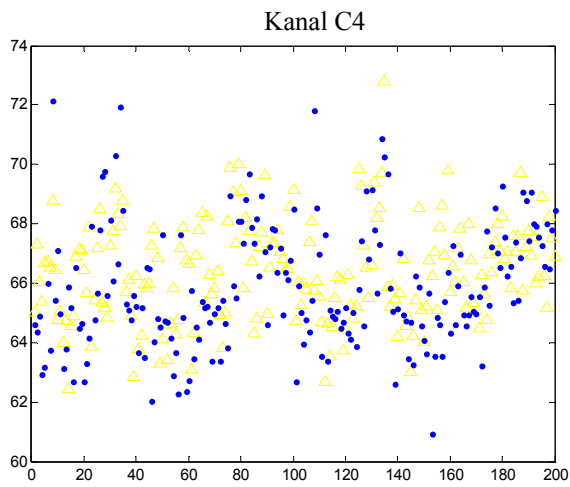
Şekil 3.92. Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik



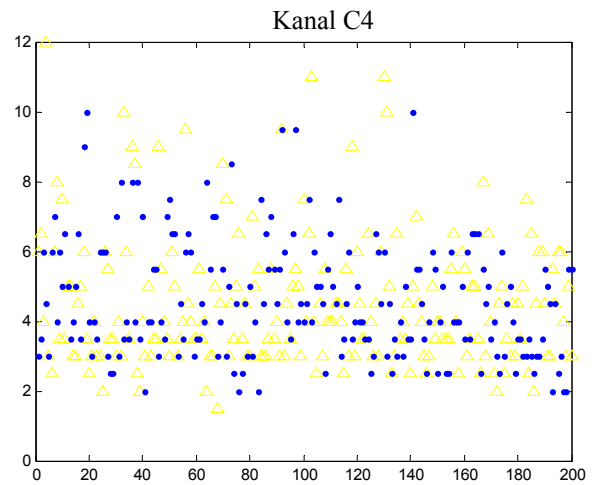
Şekil 3.90. Sağ el/Sol el, II. öz nitelik



Şekil 3.93. Sağ el/Sol el, V. öz nitelik

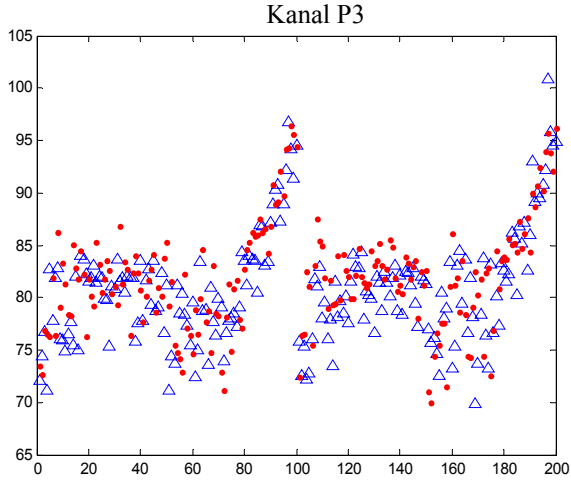


Şekil 3.91. Sağ el/Sol el, III. öz nitelik

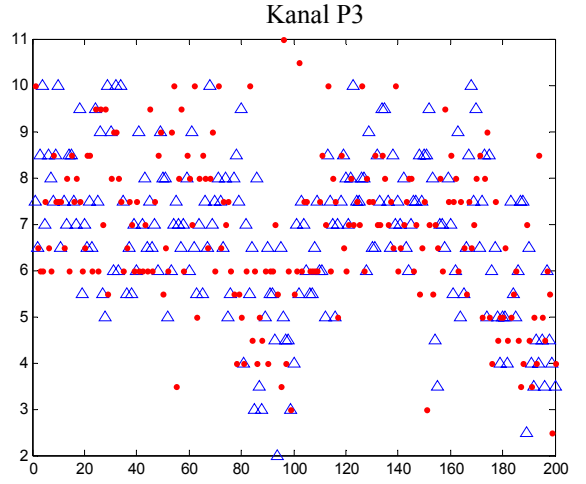


Şekil 3.94. Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik

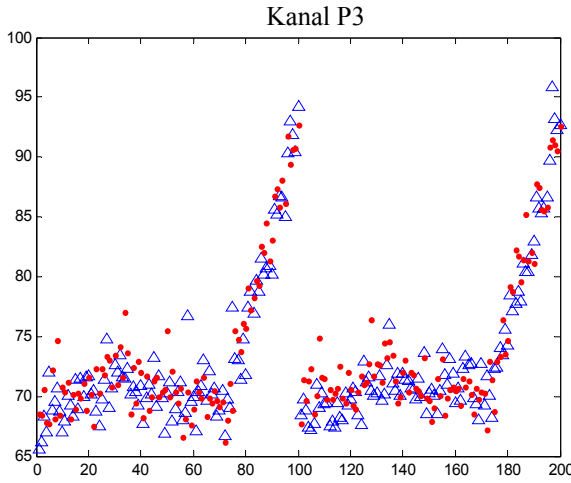




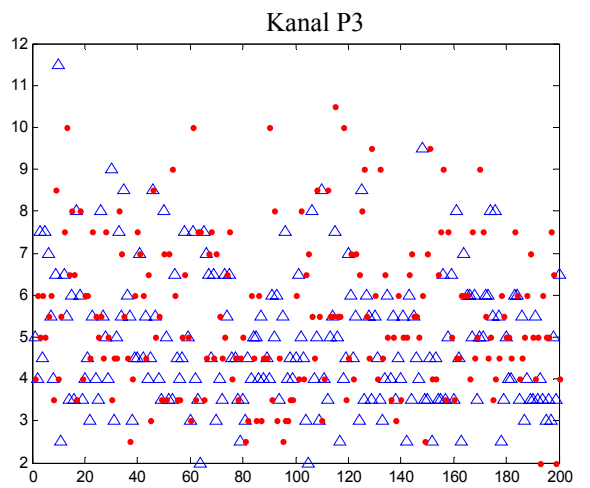
Şekil 3.95. Sağ el/Sol el, I. Öz nitelik



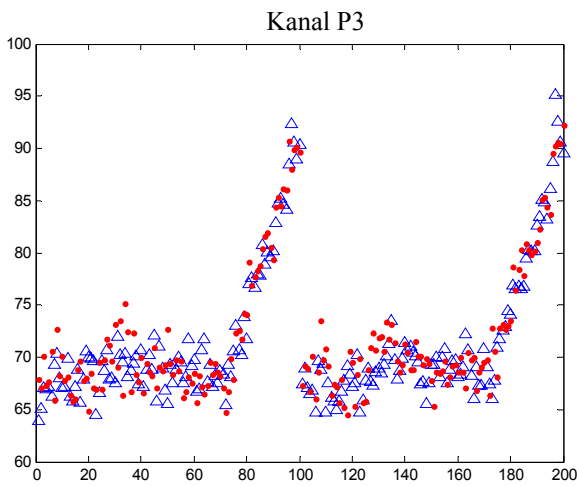
Şekil 3.98. Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik



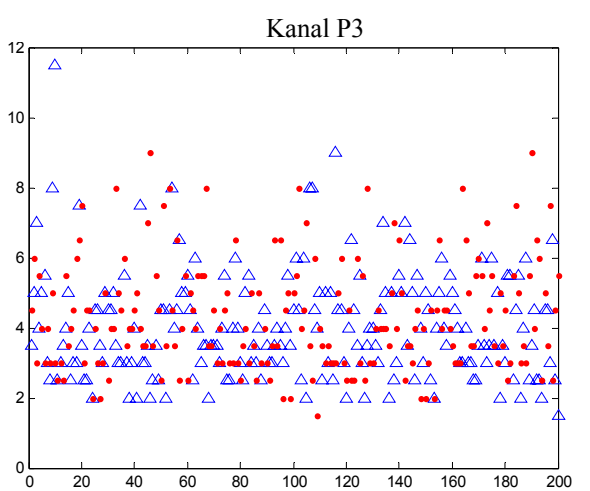
Şekil 3.96. Sağ el/Sol el, II. öz nitelik



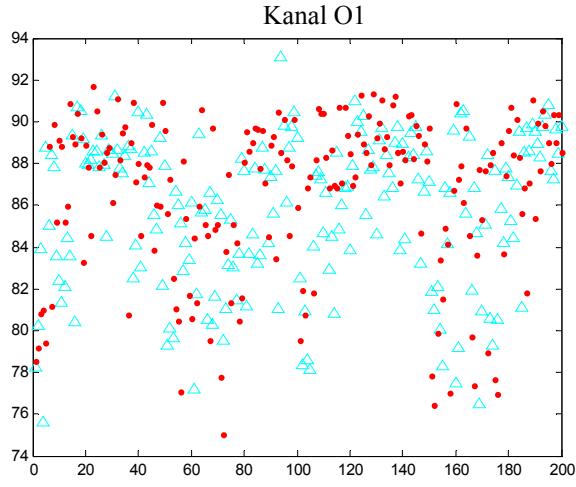
Şekil 3.99. Sağ el/Sol el, V. öz nitelik



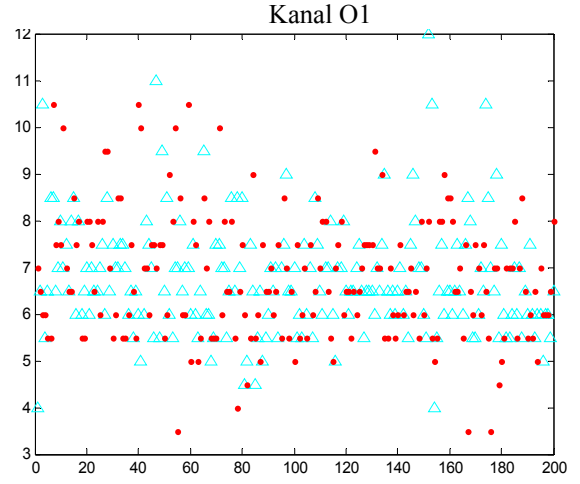
Şekil 3.97. Sağ el/Sol el, III. öz nitelik



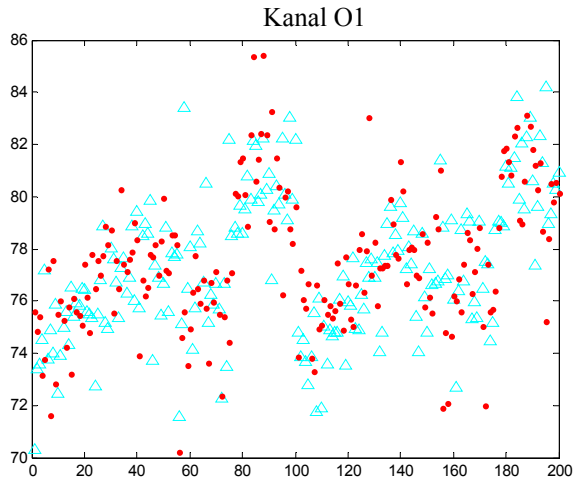
Şekil 3.100. Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik



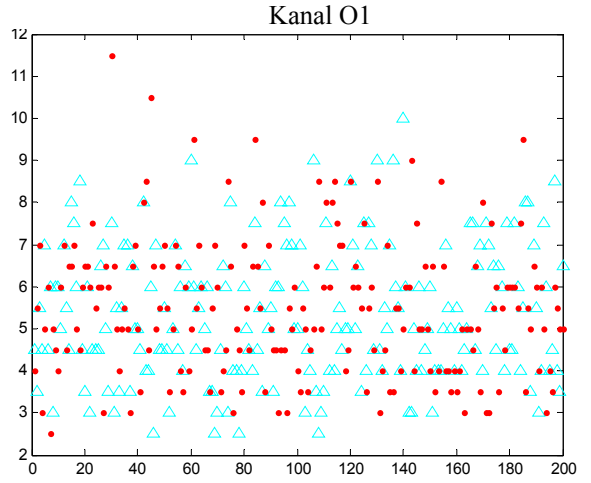
Şekil 3.101. Sağ el/Sol el, I. öz nitelik



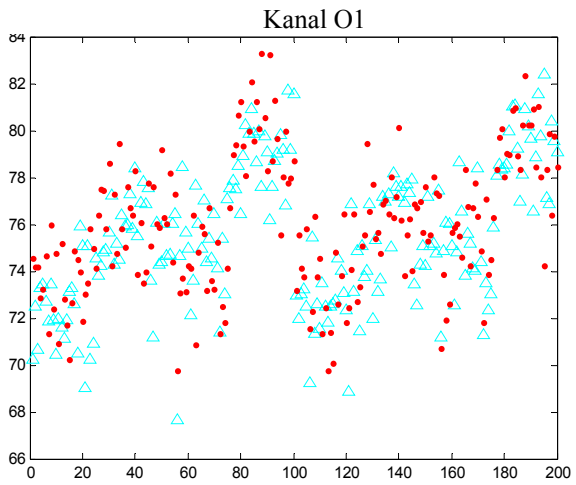
Şekil 3.104. Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik



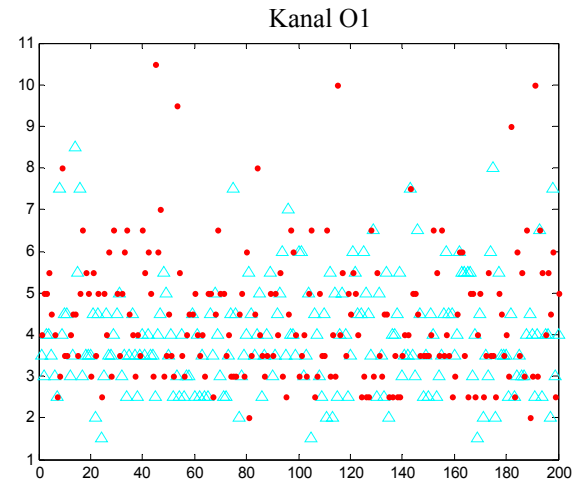
Şekil 3.102. Sağ el/Sol el, II. öz nitelik



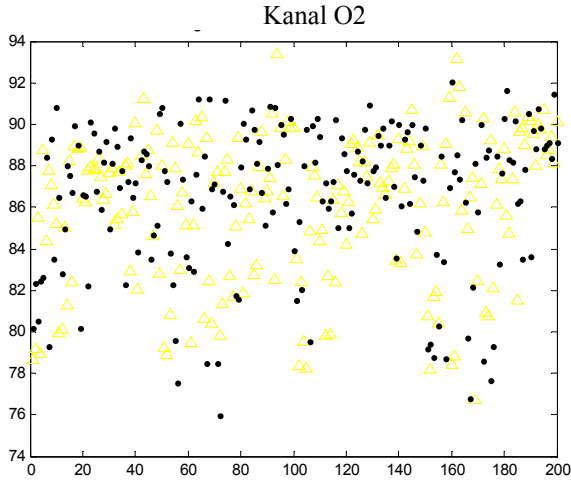
Şekil 3.105. Sağ el/Sol el, V. öz nitelik



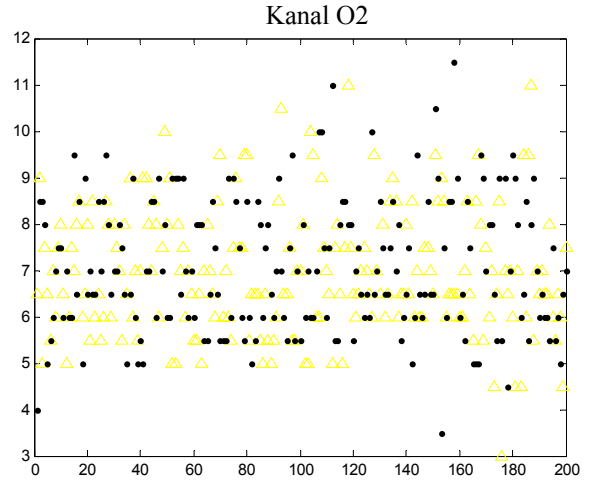
Şekil 3.103. Sağ el/Sol el, III. öz nitelik



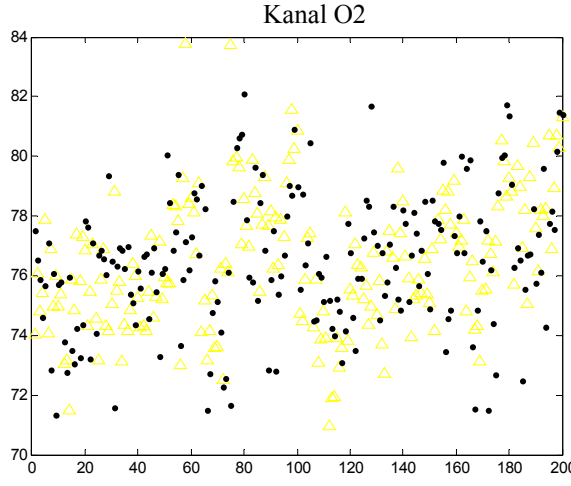
Şekil 3.106. Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik



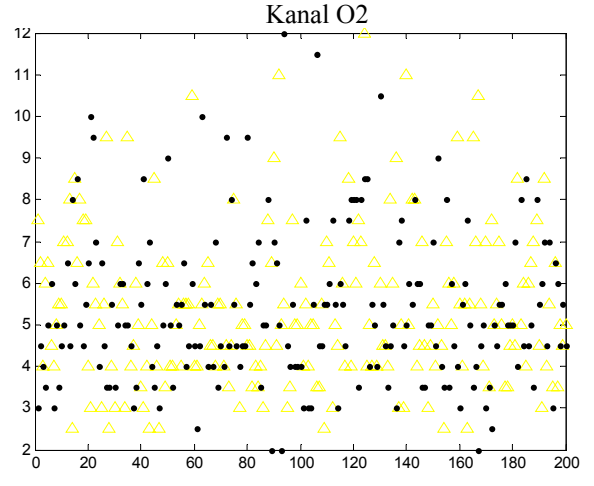
Şekil 3.107. Sağ el/Sol el, I. öz nitelik



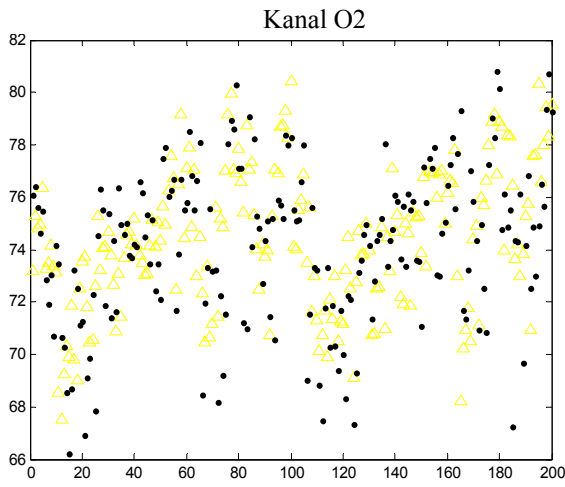
Şekil 3.110. Sağ el/Sol el, IV. öz nitelik



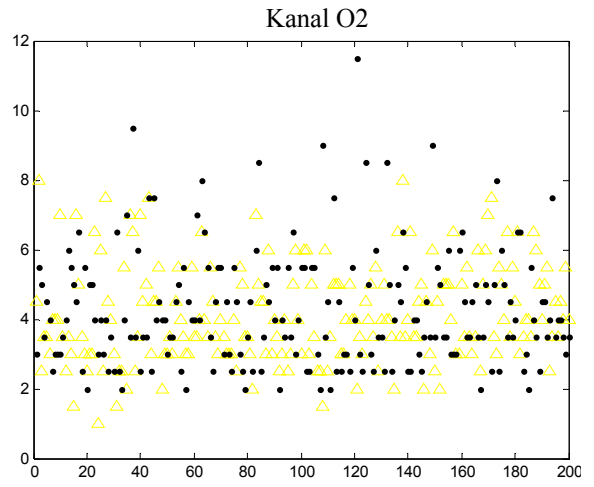
Şekil 3.108. Sağ el/Sol el, II. öz nitelik



Şekil 3.111. Sağ el/Sol el, V. öz nitelik



Şekil 3.109. Sağ el/Sol el, III. öz nitelik



Şekil 3.112. Sağ el/Sol el, VI. öz nitelik

### 3.2. Sınıflandırma Sonuçlarına Ait Bulgular

Beyin bilgisayar ara yüzü tasarımının temel amacı, beyin aktivitesinin bir bilgisayar komutuna dönüşümünü gerçekleştirebilmektir. Bu amaçla genellikle sınıflandırma algoritmaları kullanılır. Bu algoritmalar sayesinde beyindeki aktivitelere ait örüntüler birbirinden ayırt edilirler [96]. Bu çalışmada ele alınan EEG sinyalleri beş farklı sınıfı ve o sınıfa ait dokuz farklı kanalı temsil etmektedirler. Sınıflandırma için lineer (doğrusal) yöntemlerden olan iki sınıflandırma metodu tercih edilmiştir; Doğrusal Ayrıcı Analizi (DAA) ve Destek Vektör Makinesi (DVM). Bu iki yöntem, beyin bilgisayar ara yüzü uygulamalarında en çok tercih edilen yöntemler arasındadır. DAA özellikle gerçek zamanlı BBA uygulamalarında hesaplama kolaylığı sağlaması, basit oluşu ve genellikle iyi sonuçlar vermesi gibi üstünlüklere sahiptir. DVM de doğrusal ve doğrusal olmayan diye iki uygulama şekli vardır ve her iki yöntemin de uygulama başarıları oldukça yüksektir.

Bu tez çalışmasında kullanılan her iki sınıflandırma yöntemi ile hem ikili sınıflandırma hem de çoklu sınıflandırma denenerek, sınıflandırma performansları karşılaştırılmıştır. Çoklu sınıflandırma denenirken DAA ve DVM’de “bire-bir (one versus one)” yöntemi esas alınmıştır. İkili sınıflandırma işlemi altı öz nitelikli veri grubu, üç öz nitelikli veri grubu ve dört öz nitelikli veri grubu için hem DAA hem de DVM yöntemleri ile oluşturulan tablolarda sunulmuştur.

#### 3.2.1. İkili Sınıflandırma

Tablo 3.1 ve Tablo 3.2, alfa ve beta ritimlerinin karakteristik değerlerinden elde edilen sırasıyla 6 ve 3 öz nitelik veri grubu için DAA ile gerçekleştirilen ikili sınıflandırma sonuçlarını vermektedir. İkili sınıflandırma yapılırken, farklı iki görevi temsil eden veri grubuna ait 50’şer eğitim seti rastgele seçilmiştir. Daha sonra bu iki veri grubundan sınıflandırma başarısı ölçülecek göreve ait veri grubundan rastgele seçilen ve eğitim verilerinden farklı olan 50 test verisi ile sistem test edilmiştir. Veriler rastgele seçildiğinden her yeni sınıflandırma denemesi sonucu birbirine yakın olmakla beraber farklı sonuç vermektedir. Bu nedenle sınıflandırma işlemi yüz kez tekrarlanarak sonuçların ortalamaları standart sapmalarıyla birlikte tabloya yazılmıştır. Tablodaki yerleşim düzeninde, en soldaki sütundaki her iki satır birbiriyle karşılaştırılan görevlerin isimlerini

göstermekte, ikinci sütun test setinin hangi göreve ait olduğunu göstermekte ve geri kalan dokuz sütun da her bir elektrot kanalındaki sınıflandırma yüzdesini göstermektedir.

DAA altı öz nitelik ile yapılan sınıflandırma sonuçlarına bakıldığında, görevlere göre en yüksek sınıflandırma başarısına %93-%91 seviyelerinde Rahat/Problem görevlerinin ayırt edilmesinde ve yine sırasıyla Rahat/Sağ el, Rahat/Sol el ve Rahat/A harfi görevlerinin ayırt edilmesinde sırasıyla %86, %87, %72 seviyelerinde ulaşılmıştır. Rahat durum dışındaki diğer dört görevin kendi aralarındaki ikili sınıflandırmalarına bakıldığında, Problem/A harfi başarısı %72-%71 seviyesinde iken, motor hareketlerle olan sınıflandırma başarısı Problem/Sağ el ve Problem/Sol el başarısı %60-%63 seviyelerindedir. Beynin frontal lobunda dikkat ve yoğunlaşma gerektiren hareketler ve motor örüntüler yerine getirildiğinden, frekans domeninde bu görevlerin örüntülerinin birbirine karıştığı düşünülmektedir. Sağ el ve sol elin kendi aralarındaki sınıflandırma sonuçları %52 civarında kalmıştır. Sağ ve sol elin, A Harfi ile sınıflandırıldığındaki sonuçları %69-%73 civarında gözlenmiştir.

Elektrot kanallarının görevlere göre aktif olanlarına bakılırsa, rahat durumun problem çözümü ve A harfi ile kıyaslanması durumunda frontal lob F3 ve F4 elektrotları en yüksek sınıflandırma yüzdesine sahiptirler. Rahat/Sağ el ve Rahat/Sol el durumlarında ise sentral lobda C4 elektrotu %86-%87 ile en yüksek sınıflandırma oranına sahiptir. Sağ ve sol elin A harfi ile kıyaslanması durumunda C4 elektrotundaki sınıflandırma başarı yüzdesi sırasıyla %69 ve %73'tür.

Alfa ve beta tepelerinin genliklerinin alındığı üç öz nitelik kullanılarak yapılan DAA sınıflandırma sonuçlarına bakıldığında, Rahat/Problem ayırt edilme başarısı %95-%93 seviyelerinde, Rahat/Sağ el, Rahat/Sol el ve Rahat/A harfi görevlerinin ayırt edilmesinde sırasıyla %86, %88 ve %72 seviyelerinde gözlenmiştir. En yüksek sınıflandırma yüzdeleri Rahat/Problem ve Rahat/A harfi için F3, F4 kanallarında, Rahat/Sağ el ve Rahat/Sol el için C4 kanalında, Problem/Sağ el ve Problem/Sol el için P3 kanalında, Problem/A harfi için F3, F4 kanallarında, Sağ el/Sol el için F3, F4, C3, C4 kanallarında, Sağ el/A harfi ve Sol el/A harfi için C4 kanalında gözlenmiştir.

EEG verilerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerlerinin hesaplanması sonucu elde edilen dört öz nitelik vektörü kullanılarak oluşturulan DAA ikili sınıflandırma sonuçları Tablo 3.3'de verilmiştir. Bu sonuçlara göre rahat durumun diğer görevlerle %70-%60 düzeyinde ayırt edildiğini, bunların haricinde başarı %50 seviyelerinde olduğundan bu öz niteliklerin sınıflandırma için yeterli olamayacağı görülmüştür.

Tablo 3.1. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 6 öz nitelik için DAA ikili sınıflandırma sonuçları

<b>Görevler</b>		<b>Elektrotlar</b>									
<b>Eğitim seti</b>	<b>Test seti</b>	<b>F3</b>	<b>F4</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>P3</b>	<b>P4</b>	<b>Pz</b>	<b>O1</b>	<b>O2</b>	
Rahat Durum	Rahat Durum	%93.78 ±3.79	%91.88 ±5.33	%88.92 ±5.19	%85.84 ±6.32	%78.94 ±6.57	%83.24 ±5.94	%83.82 ±6.22	%76.54 ±7.41	%76.42 ±7.63	
Problem Çözümü	Problem Çözümü	%91.90 ±4.30	%90.26 ±4.90	%87.04 ±5.57	%82.94 ±6.38	%77.06 ±6.52	%80.50 ±6.67	%82.12 ±6.23	%73.10 ±6.83	%71.72 ±6.79	
Rahat Durum	Rahat Durum	%84.52 ±6.67	%84.34 ±6.27	%84.42 ±4.96	%86.72 ±5.47	%69.60 ±8.48	%81.08 ±6.54	%80.50 ±6.57	%61.60 ±8.22	%58.44 ±8.67	
Sağ El Hayali	Sağ El Hayali	%84.58 ±6.59	%83.56 ±5.66	%83.46 ±6.10	%84.80 ±5.49	%70.42 ±7.41	%78.54 ±7.39	%78.28 ±7.20	%62.48 ±8.01	%58.96 ±7.99	
Rahat Durum	Rahat Durum	%78.70 ±6.37	%82.62 ±7.04	%76.68 ±7.66	%87.98 ±5.86	%64.18 ±8.75	%77.78 ±7.06	%74.74 ±7.41	%56.80 ±7.96	%57.90 ±7.66	
Sol El Hayali	Sol El Hayali	%80.04 ±6.49	%80.20 ±6.16	%76.50 ±8.04	%86.04 ±5.62	%64.58 ±8.02	%77.84 ±6.33	%74.06 ±7.03	%58.12 ±7.53	%57.86 ±6.76	
Rahat Durum	Rahat Durum	%72.38 ±7.76	%70.74 ±7.12	%66.16 ±8.05	%63.06 ±8.53	%63.60 ±7.63	%64.32 ±8.73	%65.84 ±8.79	%64.36 ±6.98	%60.34 ±8.16	
A Harfi Hayali	A Harfi Hayali	%71.24 ±7.68	%68.62 ±8.65	%66.42 ±7.99	%61.10 ±8.50	%63.96 ±7.63	%62.56 ±8.00	%64.14 ±8.36	%61.14 ±9.48	%57.98 ±8.50	
Rahat Durum	Rahat Durum	%60.12 ±8.47	%58.44 ±7.92	%55.94 ±7.77	%51.94 ±8.41	%60.34 ±7.30	%57.86 ±7.62	%55.82 ±8.27	%56.96 ±8.00	%61.22 ±7.65	
Problem Çözümü	Problem Çözümü	%59.94 ±7.50	%59.58 ±7.48	%55.18 ±7.99	%49.20 ±6.88	%60.86 ±8.39	%56.46 ±7.71	%58.46 ±9.06	%58.84 ±8.42	%63.88 ±7.16	
Sağ El Hayali	Sağ El Hayali	%62.68 ±9.20	%58.30 ±7.51	%60.84 ±7.84	%50.86 ±9.42	%62.48 ±7.04	%57.20 ±8.04	%58.98 ±7.68	%59.40 ±7.77	%60.92 ±7.24	

Tablo 3.1'in devamı

Problem Çözümü	Sol El	%61.56	%58.24	%60.52	%51.80	%64.52	%52.92	%58.56	%60.74	%64.04
Sol El Hayali	Hayali	±7.52	±8.98	±8.19	±8.53	±8.86	±7.40	±9.12	±8.60	±8.79
Problem Çözümü	Problem	%72.56	%71.28	%67.98	%70.92	%57.30	%66.86	%62.62	%55.46	%59.24
A Harfi Hayali	Çözümü	±7.20	±7.72	±7.63	±7.76	±8.47	±7.14	±8.60	±7.35	±8.02
Problem Çözümü	A Harfi	%71.00	%71.82	%68.82	%70.98	%59.28	%66.18	%63.36	%57.56	%58.80
A Harfi Hayali	Hayali	±7.89	±7.71	±7.80	±7.39	±8.34	±8.26	±7.44	±7.82	±9.10
Sağ El Hayali	Sağ El	%51.38	%51.26	%51.50	%51.24	%51.70	%49.84	%50.94	%48.58	%50.06
Sol El Hayali	Hayali	±7.59	±8.65	±8.00	±7.86	±7.27	±7.00	±8.02	±8.44	±7.88
Sağ El Hayali	Sol El	%52.40	%50.94	%51.98	%53.02	%51.68	%50.34	%50.02	%50.56	%49.44
Sol El Hayali	Hayali	±8.70	±7.94	±7.77	±7.38	±8.51	±7.83	±7.66	±7.80	±7.70
Sağ El Hayali	Sağ El	%57.12	%57.50	%62.26	%69.42	%54.04	%59.10	%56.86	%50.84	%52.74
A Harfi Hayali	Hayali	±7.11	±7.11	±7.61	±7.26	±8.90	±7.85	±7.82	±7.57	±7.40
Sağ El Hayali	A Harfi	%57.08	%57.44	%62.32	%69.50	%54.24	%58.88	%55.92	%49.58	%50.20
A Harfi Hayali	Hayali	±7.89	±8.42	±8.31	±7.89	±8.28	±7.83	±8.20	±7.36	±8.25
Sol El Hayali	Sol El	%54.76	%57.16	%57.98	%73.30	%54.30	%60.76	%55.50	%53.42	%50.66
A Harfi Hayali	Hayali	±7.73	±7.72	±7.36	±7.17	±7.45	±8.77	±8.54	±7.85	±8.82
Sol El Hayali	A Harfi	%55.46	%56.80	%57.96	%73.46	%55.28	%58.74	%54.42	%52.62	%51.80
A Harfi Hayali	Hayali	±7.24	±7.33	±8.36	±7.64	±7.41	±7.03	±6.79	±8.27	±7.63





Tablo 3.2'nin devamı

Problem Çözümü	Sol El	%61.94	%56.12	%59.18	%52.20	%68.64	%54.88	%58.32	%65.32	%63.34
Sol El Hayali	Hayali	±7.95	±8.32	±8.46	±7.71	±8.06	±8.85	±7.79	±7.25	±8.48
Problem Çözümü	Problem	%71.78	%72.28	%67.04	%68.96	%62.54	%64.92	%61.40	%57.16	%57.42
A Harfi Hayali	Çözümü	±7.11	±7.31	±7.24	±7.08	±7.70	±8.14	±6.83	±8.06	±7.39
Problem Çözümü	A Harfi	%73.20	%73.42	%69.00	%71.62	%64.92	%66.64	%66.42	%57.56	%59.70
A Harfi Hayali	Hayali	±6.46	±6.65	±7.16	±7.37	±7.54	±8.16	±7.45	±7.27	±7.98
Sağ El Hayali	Sağ El	%52.76	%52.50	%50.22	%52.36	%49.14	%49.58	%50.42	%49.86	%51.54
Sol El Hayali	Hayali	±7.64	±8.09	±7.79	±8.20	±7.68	±8.27	±8.76	±8.53	±6.78
Sağ El Hayali	Sol El	%52.40	%51.44	%53.12	%52.90	%49.80	%50.98	%49.48	%49.80	%50.92
Sol El Hayali	Hayali	±7.93	±7.48	±7.56	±8.18	±7.63	±8.28	±7.63	±7.79	±7.79
Sağ El Hayali	Sağ El	%58.96	%57.62	%57.76	%68.24	%53.52	%58.62	%56.16	%49.72	%51.98
A Harfi Hayali	Hayali	±8.25	±8.96	±7.81	±8.32	±7.89	±8.09	±8.27	±7.76	±7.91
Sağ El Hayali	A Harfi	%56.38	%58.10	%60.60	%68.24	%52.52	%59.38	%55.78	%50.36	%51.50
A Harfi Hayali	Hayali	±7.77	±8.74	±7.04	±7.01	±7.49	±8.11	±7.34	±8.01	±7.88
Sol El Hayali	Sol El	%55.40	%54.32	%55.76	%71.30	%57.80	%59.00	%53.66	%54.14	%50.38
A Harfi Hayali	Hayali	±7.98	±7.95	±7.34	±7.79	±8.12	±7.53	±8.57	±8.04	±7.87
Sol El Hayali	A Harfi	%52.92	%56.34	%56.74	%72.92	%53.52	%58.84	%53.00	%53.28	%51.84
A Harfi Hayali	Hayali	±8.21	±8.01	±7.72	±7.70	±7.26	±8.80	±7.36	±8.09	±8.69



Tablo 3.3 'ün devamı

Problem Çözümü	Sol El	%52.06	%52.30	%52.48	%49.66	%54.76	%57.20	%56.72	%55.78	%54.14
Sol El Hayali	Hayali	±7.79	±7.15	±7.99	±6.81	±7.91	±8.42	±7.56	±8.09	±8.40
Problem Çözümü	Problem	%53.66	%53.20	%51.08	%55.96	%56.88	%54.90	%53.20	%52.62	%54.72
A Harfi Hayali	Çözümü	±8.61	±7.70	±8.47	±8.54	±9.04	±7.70	±7.11	±7.06	±8.24
Problem Çözümü	A Harfi	%55.56	%54.32	%53.60	%59.90	%55.52	%60.18	%57.18	%53.46	%53.98
A Harfi Hayali	Hayali	±8.05	±7.41	±8.05	±8.17	±7.86	±8.50	±7.95	±7.62	±7.64
Sağ El Hayali	Sağ El	%49.82	%49.28	%49.50	%49.66	%50.96	%49.76	%49.02	%50.84	%51.72
Sol El Hayali	Hayali	±7.59	±8.26	±8.66	±8.12	±7.87	±6.92	±6.69	±6.91	±8.39
Sağ El Hayali	Sol El	%50.06	%50.12	%50.26	%50.40	%49.94	%49.92	%50.32	%51.72	%50.48
Sol El Hayali	Hayali	±8.38	±8.14	±6.80	±7.15	±7.49	±6.73	±7.34	±7.03	±8.09
Sağ El Hayali	Sağ El	%51.12	%51.58	%50.04	%54.28	%51.26	%49.92	%49.04	%50.72	%52.68
A Harfi Hayali	Hayali	±7.72	±7.69	±7.30	±7.88	±8.43	±7.69	±6.91	±8.28	±7.55
Sağ El Hayali	A Harfi	%51.84	%52.08	%51.68	%54.98	%49.70	%49.16	%51.46	%48.12	%49.72
A Harfi Hayali	Hayali	±7.73	±8.95	±8.63	±8.31	±7.02	±6.38	±7.95	±7.42	±7.90
Sol El Hayali	Sol El	%50.90	%51.36	%48.44	%57.90	%51.14	%49.00	%48.88	%53.72	%52.92
A Harfi Hayali	Hayali	±7.65	±6.70	±7.85	±7.45	±7.80	±8.28	±7.71	±8.63	±7.79
Sol El Hayali	A Harfi	%52.90	%50.80	%51.72	%59.50	%48.76	%49.26	%49.56	%49.14	%50.38
A Harfi Hayali	Hayali	±8.26	±8.14	±9.43	±8.10	±7.24	±7.87	±7.66	±7.95	±7.18

Tablo 3.4 ve Tablo 3.5’de Destek Vektör Makinesinin doğrusal yöntemi (Lineer Kernel) ile altı öz nitelik ve üç öz nitelik veri grupları kullanılarak yapılan sınıflandırma sonuçları verilmiştir. Tablo 3.4’te Rahat/Problem karşılaştırmasında frontal lob F3, F4 kanallarındaki başarı yüzdesi oldukça yüksek olup %97 seviyelerinde, diğer kanallar C3, C4, P3, P4, Pz, O1 ve O2 için de başarı %90-%93 aralığındadır. Rahat/Sağ el durumuna ait en yüksek yüzde DDA da olduğu gibi %92 ile C4 kanalında olmuştur ve Rahat/Sol el başarı yüzdesi de %92 ile yine C4 kanalında gözlenmiştir. Diğer kanalların sınıflandırma yüzdeleri frontal lobdaki F3 ve F4’lerde %90 civarında, parietal lob P3, P4, Pz de %76, %87, %87 seviyelerinde, oksipital bölgede ise bu oranlar biraz azalarak %75-%63 civarındadır. Rahat durumun motor hareketlerle karşılaştırılması durumunda oksipital bölgedeki elektrotlar O1 ve O2 tercih edilmemelidir. Rahat/A harfi durumunda ön kısımdaki elektrotlar F3, F4 %81-%82’lik bir sınıflandırma yüzdesine sahiptir, bu oran diğer elektrotlarda %76-%80 civarındadır.

Problem/Sağ el yüzdesi %74 ve Problem/Sol el yüzdesi %78 civarındadır. Problem/A harfi yüzdesi ise %81 civarındadır. Bu üç oran DAA’ya göre daha yüksektir. Fakat Sağ el/Sol el sınıflandırma oranı da, DVM ile C3 ve C4 elektrotlarında en yüksek %55-%56 oranında gözlenmiştir. Sağ el/A harfi sınıflandırma yüzdesi en yüksek %77 ile C4 elektrotunda, Sol el/A harfi sınıflandırma yüzdesi de %80 oranında yine C4 elektrotunda gözlenmiştir.

Tablo 3.5’deki üç öz nitelik veri grubuna ait DVM sınıflandırma sonuçlarına bakıldığında, Rahat/Problem için en yüksek sınıflandırma oranı %97 civarında F3 ve F4 kanallarında gözlenmiştir. Rahat/Sağ el başarı yüzdesi F4 kanalında %92, Rahat/Sol el başarı yüzdesi C4 kanalında %93 olarak gözlenmiştir. Rahat/A harfi sınıflandırma oranları da genel olarak %83 civarındadır.

Problem/Sağ el yüzdesi C3 kanalında %76 ve Problem/Sol el yüzdesi de F3 ve C3 kanallarında %78 civarındadır. Problem/A harfi yüzdesi ise F3, F4 kanallarında %82 olarak gözlenmiştir. Sağ el/Sol el sınıflandırma oranı 6 öz nitelikte olduğu gibi en yüksek %56 oranında C4 kanalında gözlenmiştir. Sağ el/A harfi sınıflandırma yüzdesi en yüksek %78 ile F3 kanalında, Sol el/A harfi sınıflandırma yüzdesi de %75 oranında yine C4 kanalında gözlenmiştir.



Tablo 3.4'ün devamı

Problem Çözümü	Sol El	%75.86	%71.02	%75.08	%57.70	%79.80	%76.46	%77.52	%79.82	%79.56
Sol El Hayali	Hayali	±6.13	±6.85	±6.43	±7.49	±6.38	±6.39	±6.91	±5.87	±6.54
Problem Çözümü	Problem	%81.20	%80.00	%77.10	%76.20	%65.06	%76.48	%72.24	%63.08	%62.66
A Harfi Hayali	Çözümü	±6.13	±6.25	±6.49	±7.14	±6.56	±6.44	±6.38	±7.42	±6.79
Problem Çözümü	A Harfi	%78.80	%79.36	%76.04	%81.02	%66.94	%76.56	%70.64	%68.36	%68.64
A Harfi Hayali	Hayali	±7.35	±5.53	±6.40	±5.68	±7.36	±6.60	±6.64	±6.63	±7.04
Sağ El Hayali	Sağ El	%52.08	%50.24	%55.18	%53.78	%56.06	%46.64	%52.22	%53.46	%49.64
Sol El Hayali	Hayali	±8.94	±7.59	±7.75	±8.93	±8.01	±8.31	±8.91	±9.10	±8.68
Sağ El Hayali	Sol El	%52.60	%49.16	%58.32	%55.68	%53.72	%49.88	%49.98	%54.74	%51.28
Sol El Hayali	Hayali	±7.70	±8.25	±7.84	±7.32	±8.26	±7.51	±8.61	±8.33	±8.96
Sağ El Hayali	Sağ El	%75.16	%72.70	%76.20	%74.50	%64.64	%73.44	%72.68	%62.34	%64.50
A Harfi Hayali	Hayali	±7.64	±6.30	±6.55	±6.65	±8.65	±7.48	±6.75	±7.89	±6.68
Sağ El Hayali	A Harfi	%64.08	%65.28	%73.64	%77.70	%61.94	%67.62	%69.16	%55.70	%53.38
A Harfi Hayali	Hayali	±7.03	±6.17	±6.02	±5.94	±8.76	±6.56	±7.08	±8.85	±8.34
Sol El Hayali	Sol El	%71.00	%72.16	%74.18	%76.42	%67.52	%75.56	%72.40	%66.38	%64.42
A Harfi Hayali	Hayali	±6.82	±7.51	±7.35	±6.21	±7.66	±6.77	±6.51	±7.30	±6.78
Sol El Hayali	A Harfi	%65.46	%67.80	%72.44	%80.40	%64.58	%71.12	%68.40	%54.84	%58.60
A Harfi Hayali	Hayali	±7.76	±7.51	±7.75	±5.79	±8.22	±7.29	±7.56	±7.33	±9.00

Tablo 3.5. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 3 öz nitelik için DVM ikili sınıflandırma sonuçları (Linear Kernel)

<b>Görevler</b>		<b>Elektrotlar</b>									
<b>Eğitim seti</b>	<b>Test seti</b>	<b>F3</b>	<b>F4</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>P3</b>	<b>P4</b>	<b>Pz</b>	<b>O1</b>	<b>O2</b>	
Rahat Durum	Rahat Durum	%97.22 ±2.30	%96.94 ±2.41	%94.86 ±3.42	%93.86 ±3.34	%90.68 ±4.69	%94.56 ±3.59	%93.22 ±3.65	%92.44 ±3.55	%90.04 ±4.63	
Problem Çözümü	Problem Çözümü	%97.08 ±2.48	%95.42 ±2.56	%94.60 ±2.76	%90.26 ±4.23	%77.22 ±5.58	%90.30 ±3.92	%89.42 ±3.79	%81.54 ±4.96	%78.94 ±5.67	
Rahat Durum	Rahat Durum	%91.80 ±3.78	%92.06 ±4.13	%89.04 ±5.09	%91.82 ±4.79	%77.32 ±7.12	%86.92 ±5.52	%87.26 ±5.33	%76.88 ±7.51	%65.94 ±8.48	
Sağ El Hayali	Sağ El Hayali	%88.18 ±4.78	%89.98 ±4.50	%91.18 ±4.13	%89.88 ±4.09	%64.30 ±8.40	%86.12 ±4.88	%85.98 ±4.58	%64.66 ±7.79	%65.10 ±7.11	
Rahat Durum	Rahat Durum	%90.12 ±4.31	%90.22 ±4.24	%87.24 ±4.67	%93.26 ±3.55	%71.72 ±7.83	%86.68 ±4.62	%85.0 ±4.98	%69.04 ±7.80	%64.88 ±7.56	
Sol El Hayali	Sol El Hayali	%86.90 ±4.53	%85.44 ±4.67	%86.04 ±4.44	%90.14 ±4.34	%61.26 ±8.32	%84.06 ±4.75	%81.96 ±5.06	%59.20 ±8.36	%64.36 ±8.54	
Rahat Durum	Rahat Durum	%83.82 ±5.48	%83.72 ±5.87	%79.06 ±6.43	%71.72 ±7.65	%78.34 ±6.62	%81.88 ±6.29	%83.92 ±6.22	%82.68 ±6.40	%77.70 ±6.82	
A Harfi Hayali	A Harfi Hayali	%78.52 ±6.08	%76.72 ±6.47	%76.22 ±7.07	%73.52 ±6.69	%69.14 ±6.63	%68.08 ±7.43	%75.24 ±7.79	%68.86 ±6.79	%63.70 ±7.59	
Rahat Durum	Problem Çözümü	%75.28 ±6.83	%74.36 ±6.33	%76.22 ±6.70	%55.30 ±8.02	%67.18 ±6.96	%69.42 ±6.71	%72.66 ±5.42	%68.26 ±7.07	%67.92 ±6.20	
Sağ El Hayali	Problem Çözümü	%72.40 ±5.86	%70.92 ±7.02	%69.48 ±5.93	%59.60 ±6.95	%74.40 ±6.53	%75.00 ±6.16	%75.80 ±5.80	%75.36 ±6.45	%77.08 ±6.50	
Sağ El Hayali	Problem Çözümü	%78.70 ±6.45	%76.52 ±5.78	%78.98 ±6.61	%51.86 ±8.51	%70.28 ±8.19	%71.50 ±7.24	%75.60 ±6.82	%72.96 ±7.19	%70.78 ±6.83	

Tablo 3.5'in devamı

Problem Çözümü	Sol El	%77.44	%73.66	%76.30	%56.46	%80.08	%77.60	%78.96	%79.96	%80.52
Sol El Hayali	Hayali	±5.63	±6.06	±5.15	±8.30	±5.56	±5.93	±5.48	±5.34	±5.71
Problem Çözümü	Problem	%82.94	%82.44	%76.84	%77.54	%63.62	%75.92	%74.84	%65.46	%66.18
A Harfî Hayali	Çözümü	±6.11	±6.11	±7.69	±7.12	±6.26	±6.04	±6.91	±6.82	±6.78
Problem Çözümü	A Harfî	%78.96	%79.06	%77.52	%80.88	%65.42	%74.22	%71.24	%68.30	%70.88
A Harfî Hayali	Hayali	±5.60	±6.27	±5.95	±6.08	±7.46	±6.63	±6.63	±6.03	±6.35
Sağ El Hayali	Sağ El	%50.88	%55.04	%51.12	%56.70	%49.54	%49.14	%48.08	%48.68	%48.86
Sol El Hayali	Hayali	±9.42	±10.06	±7.41	±8.88	±8.47	±8.81	±9.24	±8.62	±10.53
Sağ El Hayali	Sol El	%53.06	%49.84	%56.64	%54.98	%59.38	%47.36	%53.54	%60.28	%50.22
Sol El Hayali	Hayali	±10.09	±9.69	±7.50	±6.57	±9.03	±9.85	±8.97	±7.76	±11.58
Sağ El Hayali	Sağ El	%78.28	%72.86	%72.40	%75.54	%61.40	%73.90	%71.60	%62.78	%65.38
A Harfî Hayali	Hayali	±6.51	±7.38	±7.64	±6.59	±7.05	±7.08	±7.28	±8.28	±7.37
Sağ El Hayali	A Harfî	%65.44	%66.76	%73.82	%78.42	%59.88	%69.58	%70.26	%52.68	%54.52
A Harfî Hayali	Hayali	±7.24	±6.12	±6.72	±6.38	±8.87	±7.41	±7.35	±8.34	±8.82
Sol El Hayali	Sol El	%73.38	%72.82	%67.70	%75.50	%63.46	%77.06	%72.66	%68.68	%66.08
A Harfî Hayali	Hayali	±7.03	±7.60	±7.73	±6.68	±7.37	±7.46	±7.85	±7.54	±8.42
Sol El Hayali	A Harfî	%66.24	%68.20	%71.40	%83.02	%62.54	%70.32	%68.84	%54.90	%58.10
A Harfî Hayali	Hayali	±7.70	±8.35	±6.47	±6.33	±8.36	±7.09	±8.01	±8.10	±10.23



Destek Vektör Makinesi yöntemi ayrıca Radyal Tabanlı Çekirdek Fonksiyonu (RBF) kullanılarak sınıflandırma performansı değerlendirilmiştir. Burada ölçek faktörü olan  $\sigma$ 'nın birkaç farklı değeri denendikten sonra yakınsama  $\sigma = 5$  için sağlandığından, RBF hesaplamalarında ölçek faktörü 5 olarak seçilmiştir. Tablo 3.6, Tablo 3.7 ve Tablo 3.8 'de RBF DVM için altı öz nitelik, üç öz nitelik ve dört öz niteliğe ait veri grupları için sınıflandırma sonuçları verilmiştir. Tablo 3.6'ya bakıldığında doğrusal DVM'ye göre sınıflandırma başarısının yükseldiği görülmektedir. Rahat/Problem oranları frontal lobda F3, F4 kanallarında %98 seviyelerinde, Rahat/Sağ el ve Rahat/Sol el oranları sırasıyla %93 ve %95 ile yine C4 elektrotunda gözlenmiştir. Rahat/A harfi %84 ile F3 ve F4 kanallarındadır. Problem/Sağ el sınıflandırma oranı yüzdesi F3, F4 ve C3 kanallarında %74 civarında, Problem/Sol el oranı F3, F4 ve C3 kanallarında %77 seviyelerindedir. Problem/A harfi oranı frontal lobda F3, F4 kanallarında ve C4 kanalında en yüksektir, %82-%83. Sağ ve sol elin ayırt edilmesi ve hemisferik farklılıkların ortaya çıkarılması için sağ el ve sol elin değişimlerine bakılırsa; her ne kadar sınıflandırma oranları %55-%60 seviyelerinde olsa da, sağ ele ait veri grubunun ayırt edilme yüzdesinin C4 elektrotunda %59 ve C3 elektrotunda %53 olduğu, buna karşılık sol ele ait veri grubunun ayırt edilme yüzdesinin C3 elektrotunda %56, C4 elektrotunda ise %53 olduğu görülmüştür. Sağ el/A harfi sınıflandırma yüzdesi en yüksek %79 ile C4 elektrotunda, Sol el/A harfi sınıflandırma yüzdesi de %84 ile yine C4 elektrotunda gözlenmiştir. Tablo 3.7'deki üç öz nitelikli sınıflandırmada kanal yüzdeleri arasında altı öz nitelikli sınıflandırmaya göre büyük ölçüde artma ya da azalma görülmemiştir, sınıflandırma yüzdeleri çok yakın değerler olarak bulunmuştur. Bu nedenle ilk başta seçilen altı özellik kullanımı yerine, bunlardan son üçünün çıkarılarak, üç öz niteliğin sınıflandırma için yeterli olacağı görülmüştür.

Tablo 3.8'de verilen Radyal Tabanlı DVM ile klasik dört öz niteliğe ait veri grubunun sınıflandırma sonuçları Tablo 3.3'de verilen DAA'da olduğu gibi %50-%60 aralığında değiştiğinden, bu öz niteliklerin sınıflandırma için yeterli olmadığı görülmektedir.

Tablo 3.6. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 6 öz nitelik için DVM ikili sınıflandırma sonuçları (RBF Kernel)

<b>Görevler</b>		<b>Elektrotlar</b>									
<b>Eğitim seti</b>	<b>Test seti</b>	<b>F3</b>	<b>F4</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>P3</b>	<b>P4</b>	<b>Pz</b>	<b>O1</b>	<b>O2</b>	
Rahat Durum	Rahat Durum	%97.98 ±1.99	%98.22 ±2.00	%94.84 ±3.15	%95.34 ±3.16	%94.32 ±3.31	%97.82 ±2.14	%94.80 ±3.26	%94.74 ±3.44	%92.00 ±4.53	
Problem Çözümü	Problem Çözümü	%97.28 ±2.45	%94.64 ±3.32	%93.44 ±3.80	%89.86 ±4.06	%78.70 ±6.23	%91.06 ±4.21	%89.70 ±4.34	%80.46 ±5.68	%78.88 ±6.42	
Rahat Durum	Rahat Durum	%92.02 ±3.74	%92.22 ±3.83	%90.86 ±4.34	%93.70 ±3.04	%88.16 ±5.15	%88.14 ±5.04	%87.96 ±5.19	%75.90 ±8.65	%64.40 ±8.06	
Sağ El Hayali	Sağ El Hayali	%89.30 ±4.21	%89.72 ±4.30	%92.76 ±3.62	%88.84 ±4.74	%77.48 ±6.33	%86.66 ±4.66	%87.22 ±5.54	%68.14 ±8.05	%65.58 ±8.64	
Rahat Durum	Rahat Durum	%89.92 ±4.45	%91.5 ±4.50	%88.34 ±3.91	%95.30 ±2.79	%83.76 ±5.77	%89.00 ±4.32	%85.58 ±5.33	%67.88 ±8.44	%62.56 ±8.38	
Sol El Hayali	Sol El Hayali	%85.02 ±5.21	%85.38 ±5.42	%87.10 ±5.48	%88.40 ±4.99	%70.34 ±6.83	%82.60 ±5.09	%81.22 ±5.48	%62.18 ±8.56	%65.16 ±8.75	
Rahat Durum	Rahat Durum	%84.16 ±5.73	%84.16 ±5.92	%78.22 ±6.32	%71.14 ±7.24	%85.16 ±6.75	%82.90 ±5.99	%85.98 ±5.29	%82.64 ±6.93	%72.96 ±7.71	
A Harfi Hayali	A Harfi Hayali	%76.14 ±5.83	%74.62 ±6.11	%73.94 ±6.72	%70.86 ±6.52	66.74% ±7.64	%66.62 ±6.71	%71.32 ±7.76	%66.70 ±6.99	%61.72 ±7.34	
Rahat Durum	Rahat Durum	%74.80 ±6.57	%72.98 ±6.77	%73.24 ±7.30	%55.88 ±8.57	%63.60 ±7.51	%68.78 ±7.94	%71.42 ±6.12	%68.94 ±6.11	%68.12 ±6.43	
Problem Çözümü	Problem Çözümü	%71.92 ±7.35	%71.96 ±7.16	%70.50 ±7.07	%59.98 ±7.51	%75.84 ±7.44	%75.88 ±6.45	%77.50 ±6.90	%75.70 ±6.78	%78.60 ±6.78	
Sağ El Hayali	Sağ El Hayali	%77.48 ±5.91	%73.66 ±6.76	%77.22 ±6.45	%56.30 ±7.22	%67.78 ±7.32	%68.06 ±6.72	%73.92 ±6.76	%71.48 ±6.83	%70.12 ±6.82	

Tablo 3.6'nin devamı

Problem Çözümü	Sol El	%74.24	%70.62	%73.04	%56.02	%79.46	%76.84	%78.40	%79.68	%81.22
Sol El Hayali	Hayali	±7.04	±8.58	±6.42	±8.74	±6.09	±6.19	±6.18	±6.44	±6.56
Problem Çözümü	Problem	%82.88	%82.42	%78.38	%75.88	%65.32	%78.02	%72.56	%62.72	%63.50
A Harfi Hayali	Çözümü	±5.60	±5.41	±6.56	±7.46	±5.97	±6.23	±6.69	±7.03	±7.69
Problem Çözümü	A Harfi	%78.94	%78.98	%77.52	%83.92	%72.50	%76.42	%71.78	%71.18	%70.58
A Harfi Hayali	Hayali	±6.51	±6.72	±6.64	±5.69	±6.65	±6.54	±8.17	±6.74	±7.47
Sağ El Hayali	Sağ El	%50.96	%52.00	%53.62	%59.26	%53.62	%50.82	%52.06	%53.14	%50.08
Sol El Hayali	Hayali	±8.54	±8.51	±8.25	±9.13	±8.16	±10.23	±9.63	±8.48	±8.30
Sağ El Hayali	Sol El	%50.36	%48.74	%56.98	%53.72	%55.62	%49.60	%48.74	%54.92	%48.90
Sol El Hayali	Hayali	±9.02	±8.29	±9.19	±8.78	±8.29	±10.09	±8.87	±9.33	±9.99
Sağ El Hayali	Sağ El	%75.30	%72.72	%76.74	%74.34	%63.96	%75.64	%70.90	%62.64	%62.92
A Harfi Hayali	Hayali	±7.10	±6.97	±6.96	±7.03	±8.10	±6.67	±6.58	±7.55	±7.69
Sağ El Hayali	A Harfi	%65.78	%66.84	%75.64	%79.72	%60.10	%69.92	%69.72	%56.00	%54.08
A Harfi Hayali	Hayali	±7.57	±7.06	±7.01	±6.64	±7.95	±8.17	±7.10	±7.93	±8.99
Sol El Hayali	Sol El	%71.56	%70.94	%72.66	%75.08	%65.72	%77.50	%69.98	%66.40	%64.40
A Harfi Hayali	Hayali	±6.80	±7.64	±8.15	±6.29	±7.69	±6.50	±7.52	±7.66	±6.91
Sol El Hayali	A Harfi	%67.28	%68.94	%73.30	%84.94	%64.46	%71.22	%68.24	%55.40	%57.98
A Harfi Hayali	Hayali	±6.60	±6.74	±7.14	±5.90	±7.89	±7.54	±7.24	±7.28	±7.51



Tablo 3.7'nin devamı

Problem Çözümü	Sol El	%77.70	%73.12	%76.10	%55.60	%82.26	%77.28	%79.50	%81.28	%82.34
Sol El Hayali	Hayali	±5.85	±5.75	±5.72	±8.29	±5.09	±5.66	±5.46	±5.23	±5.57
Problem Çözümü	Problem	%84.08	%84.16	%79.02	%76.66	%65.44	%76.46	%75.60	%65.94	%65.40
A Harfî Hayali	Çözümü	±4.29	±4.66	±6.65	±7.30	±6.83	±6.33	±5.94	±6.57	±7.09
Problem Çözümü	A Harfî	%80.82	%81.02	%79.26	%83.84	%69.82	%76.36	%73.80	%71.34	%74.40
A Harfî Hayali	Hayali	±5.98	±6.39	±5.79	±5.86	±7.16	±7.22	±7.46	±7.20	±6.14
Sağ El Hayali	Sağ El	%55.86	%60.34	%50.94	%64.18	%48.54	%53.96	%51.14	%48.30	%50.04
Sol El Hayali	Hayali	±9.51	±9.72	±9.78	±7.90	±9.39	±12.29	±11.49	±9.73	±10.79
Sağ El Hayali	Sol El	%50.08	%47.80	%56.06	%51.10	%61.36	%46.68	%51.20	%59.18	%50.54
Sol El Hayali	Hayali	±9.18	±9.50	±8.88	±7.55	±10.60	±9.86	±8.92	±9.22	±10.96
Sağ El Hayali	Sağ El	%76.48	%74.48	%73.50	%75.12	%66.22	%74.68	%70.14	%62.94	%64.04
A Harfî Hayali	Hayali	±6.87	±6.35	±7.77	±7.42	±8.66	±6.66	±6.96	±8.86	±7.31
Sağ El Hayali	A Harfî	%64.68	%66.14	%72.82	%80.74	%61.66	%70.14	%70.34	%51.96	%53.98
A Harfî Hayali	Hayali	±6.91	±6.51	±5.84	±6.70	±7.82	±6.24	±7.25	±8.06	±8.91
Sol El Hayali	Sol El	%72.10	%69.66	%69.68	%74.00	%64.94	%76.80	%72.24	%70.76	%65.44
A Harfî Hayali	Hayali	±5.87	±7.07	±7.66	±6.03	±7.55	±6.00	±7.60	±7.51	±8.08
Sol El Hayali	A Harfî	%67.54	%68.56	%71.42	%85.38	%63.60	%71.20	%68.98	%54.82	%57.48
A Harfî Hayali	Hayali	±7.11	±6.62	±6.29	±5.03	±8.55	±6.88	±6.76	±7.10	±8.23

Tablo 3.8. Klasik 4 öz nitelik için DVM ikili sınıflandırma sonuçları (RBF Kernel)

<b>Görevler</b>		<b>Elektrotlar</b>									
<b>Eğitim seti</b>	<b>Test seti</b>	<b>F3</b>	<b>F4</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>P3</b>	<b>P4</b>	<b>Pz</b>	<b>O1</b>	<b>O2</b>	
Rahat Durum	Rahat Durum	%46.66 ±8.98	%49.20 ±8.72	%42.12 ±10.07	%44.98 ±11.32	%64.08 ±16.61	%58.42 ±7.58	%52.90 ±10.83	%69.04 ±7.18	%68.52 ±8.12	
Problem Çözümü	Problem Durum	%60.22 ±9.39	%62.66 ±7.62	%58.64 ±11.22	%57.06 ±11.58	%47.62 ±23.46	%60.84 ±6.48	%53.98 ±9.64	%69.94 ±6.51	%65.48 ±7.73	
Rahat Durum	Rahat Durum	%48.40 ±7.72	%50.38 ±8.66	%45.22 ±9.14	%43.36 ±8.77	%66.56 ±16.97	%51.04 ±8.50	%48.12 ±9.70	%61.96 ±8.75	%60.06 ±9.28	
Sağ El Hayali	Durum	%66.46 ±7.41	%64.36 ±7.90	%62.40 ±11.30	%67.96 ±9.95	%41.34 ±22.97	%62.10 ±7.72	%64.26 ±7.79	%64.74 ±7.09	%62.60 ±6.90	
Rahat Durum	Sağ El Hayali	%49.20 ±8.49	%52.70 ±8.94	%45.72 ±8.34	%42.04 ±9.14	%67.40 ±15.32	%55.56 ±7.31	%51.06 ±8.55	%57.46 ±8.08	%60.32 ±9.43	
Rahat Durum	Sol El Hayali	%67.98 ±7.17	%68.26 ±7.01	%67.16 ±8.54	%66.58 ±8.66	%48.40 ±20.79	%67.00 ±8.23	%66.06 ±7.32	%58.24 ±7.71	%62.78 ±7.67	
Rahat Durum	Rahat Durum	%47.62 ±8.12	%51.08 ±8.68	%42.76 ±9.42	%41.48 ±9.27	%76.82 ±12.31	%58.18 ±8.50	%52.62 ±8.73	%62.00 ±7.45	%65.56 ±7.81	
A Harfi Hayali	Durum	%64.10 ±9.80	%64.22 ±8.15	%63.92 ±8.97	%69.74 ±8.80	%33.58 ±21.40	%67.18 ±7.60	%70.92 ±7.95	%65.00 ±7.52	%66.32 ±7.63	
Rahat Durum	A Harfi Hayali	%43.48 ±8.88	%41.24 ±8.01	%46.90 ±13.48	%42.34 ±11.98	%68.82 ±18.85	%51.02 ±11.31	%36.70 ±8.31	%49.14 ±9.25	%53.22 ±8.45	
Problem Çözümü	Problem Durum	%56.66 ±14.94	%56.56 ±12.58	%53.98 ±12.61	%59.66 ±12.67	%34.08 ±20.17	%60.02 ±10.15	%64.84 ±11.58	%59.72 ±11.10	%61.16 ±11.41	
Sağ El Hayali	Sağ El Hayali	%48.04 ±10.90	%46.90 ±9.47	%45.80 ±9.62	%37.22 ±9.58	%75.02 ±13.82	%42.02 ±10.42	%41.12 ±9.73	%64.86 ±7.15	%53.84 ±9.13	

Tablo 3.8'in devamı

Problem Çözümü	Sol El	%56.12	%57.88	%57.52	%65.90	%26.32	%66.98	%68.84	%58.00	%64.08
Sol El Hayali	Hayali	±14.44	±13.22	±9.88	±10.90	±13.06	±9.90	±9.74	±7.79	±9.69
Problem Çözümü	Problem	%45.10	%45.54	%47.58	%36.68	%79.04	%41.98	%44.02	%55.04	%45.92
A Harfi Hayali	Çözümü	±12.01	±11.79	±10.48	±11.14	±8.02	±11.54	±10.48	±9.09	±10.59
Problem Çözümü	A Harfi	%54.38	%55.10	%54.60	%64.74	%22.16	%64.78	%64.46	%54.68	%61.98
A Harfi Hayali	Hayali	±14.45	±14.44	±11.59	±12.42	±9.16	±11.50	±10.34	±10.71	±10.25
Sağ El Hayali	Sağ El	%52.28	%51.94	%45.78	%37.22	%69.56	%46.20	%47.06	%58.86	%49.14
Sol El Hayali	Hayali	±14.60	±10.70	±9.50	±10.69	±17.43	±9.66	±10.83	±9.24	±12.03
Sağ El Hayali	Sol El	%44.18	%46.04	%53.44	%60.58	%30.04	%56.90	%53.24	%49.82	%51.60
Sol El Hayali	Hayali	±14.79	±12.01	±11.48	±11.01	±14.02	±9.13	±11.40	±8.58	±11.12
Sağ El Hayali	Sağ El	%54.54	%54.40	%50.02	%40.10	%78.72	%51.82	%47.84	%53.84	%51.28
A Harfi Hayali	Hayali	±13.65	±13.59	±10.82	±14.38	±12.63	±9.39	±9.74	±10.39	±10.42
Sağ El Hayali	A Harfi	%43.48	%45.56	%51.04	%60.38	%19.48	%59.56	%58.50	%48.44	%55.06
A Harfi Hayali	Hayali	±11.73	±12.99	±13.06	±14.16	±7.30	±8.10	±11.30	±11.75	±9.33
Sol El Hayali	Sol El	%52.00	%54.16	%55.06	%49.54	%74.32	%52.32	%45.12	%50.38	%51.90
A Harfi Hayali	Hayali	±16.30	±13.24	±13.53	±12.88	±15.33	±13.80	±13.79	±8.90	±10.95
Sol El Hayali	A Harfi	%49.78	%50.04	%43.20	%48.78	%29.46	%48.22	%54.44	%56.40	%54.94
A Harfi Hayali	Hayali	±13.32	±13.45	±11.27	±14.28	±17.37	±15.97	±17.07	±12.66	±10.85

### 3.2.2. Çoklu Sınıflandırma

Çoklu sınıflandırma algoritması hem DAA hem de DVM yöntemi için “bire-bir” sınıflandırma metoduna göre gerçekleştirilmiştir. Çoklu sınıflandırma için alfa ve beta karakteristiklerini barındıran üç öz nitelikli veri grubu kullanılmıştır.

Tablo 3.9’da DAA ile gerçekleştirilen çoklu sınıflandırma sonuçları sunulmuştur. Burada her bir görev grubuna ait rastgele seçilen 50 şer adet eğitim verisi ile sistem eğitilmiş, daha sonra yine rastgele gönderilen 50 adetlik aynı göreve ait test veri grubunu tanınması istenmiştir. Program her bir grubu “bire-bir” adı verilen yöntemle ele alarak, verinin o iki gruptan birine ait olup olmadığına karar vermiştir, tüm ikili kombinasyonlar denendikten sonra en çok hangi gruba atama yapıldıysa, test verisinin o gruptan olduğuna karar verilmiştir. Test verisinin grubu bilinmediğinden bire-bir sınıflandırma yapılırken, doğal olarak kendi grubu ile de kıyaslama yapmak zorunda kalmıştır. Bu durumda verilerin yarısı ilk sınıfa yarısı da ikinci sınıfa atandığından, aynı gruptaki verilerin sınıflandırma başarımı %50 civarında olmuştur. Bu sonuçtan çıkarsama yapılarak, test verisinin grubu tespit edilmektedir. Örneğin Tablo 3.9’da test verisi olarak gönderilen Rahat durum verisi, sınıflandırma algoritmasına göre bilinmeyen veri olarak algılandığından, içerideki tüm gruplarla bire bir karşılaştırılmış, Rahat durumla karşılaştırılması sonucu %50 civarında verinin Rahat olduğuna karar verilmiş, Problem ile karşılaştırma sonucu %10 düzeyinde Problem verisi olduğu, %15 lerde Sağ el verisi olduğu, %20 lerde Sol el verisi olduğu, %30 civarında da A harfi verisi olduğu sonucu çıkmıştır. Buna göre yapılan çıkarsama ile bu veri grubunun %50 yi yakaladığı durum olan Rahat duruma atama yapılacağı şeklinde bir kural tablosu oluşturulmuştur. Diğer durumlarda da aynı şekilde atama yapılarak, sınıflandırma yüzdeleri hesaplanmıştır.

DAA ile yapılan çoklu sınıflandırmada da ikili sınıflandırmada olduğu gibi sağ el ve sol elin birbirinden ayırt edilmesinde başarı yüzdesi düşük kalmıştır, çünkü kanal bazında yapılan değerlendirmelerde her iki görevin birbirine göre farklılığı tam olarak ayırt edilemediğinden, başarı oranı her ikisinin birden %50’lerde kalmıştır.

Tablo 3.10’da DVM ile yapılan çoklu sınıflandırma sonuçları yer almaktadır. Burada da program test verisinin hangi gruba ait olduğunu bilmediğinden, DAA’da olduğu gibi ikili kıyaslama yaparak verinin hangi gruba benzediğini bulmaya çalışmıştır. İkili sınıflandırma sonucunda en çok hangi grubun sınıflandırma yüzdesi fazla çıkarsa, o gruba atama yapılmaktadır. Tablo 3.10’da test verisinin Rahat, Problem, Sağ el, Sol el ve A harfi



olmasına göre sınıflandırma başarımları görülmektedir. Eğer test verisi Rahat ise, verilerin diğer dört görev olarak sınıflandırılmasının oranı yani yanlış sınıflandırma oranı DAA ile kıyaslandığında düşük çıkmaktadır. Problem çözümü ve A harfi hayali görevlerinde de yine aynı özellik söz konusudur. Fakat Sağ el ve Sol el hayali görevlerinde sınıflandırma başarımları %50 düzeyinde kalmaktadır.

Tablo 3.9. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 3 öz nitelik için DAA çoklu sınıflandırma sonuçları

Görevler		Elektroflar									
Eğitim seti	Test seti	F3	F4	C3	C4	P3	P4	Pz	O1	O2	
Rahat Durum		%48.40 ±7.78	%49.50 ±7.01	%50.24 ±7.51	%50.78 ±6.69	%51.42 ±7.44	%49.20 ±7.94	%50.44 ±8.08	%50.22 ±7.82	%48.88 ±7.77	
Problem Çözümü		%7.28 ±4.80	%9.72 ±4.98	%11.40 ±4.88	%14.28 ±5.36	%15.58 ±5.82	%18.60 ±7.57	%16.82 ±6.52	%23.10 ±7.76	%24.52 ±7.48	
Sağ El Hayali	Rahat Durum	%16.36 ±5.35	%15.68 ±5.82	%17.00 ±6.94	%13.46 ±5.35	%31.60 ±7.57	%21.12 ±7.11	%20.48 ±6.31	%37.64 ±9.02	%39.56 ±8.21	
Sol El Hayali		%21.54 ±7.64	%19.78 ±6.75	%24.34 ±6.80	%13.12 ±5.22	%40.08 ±8.64	%23.16 ±7.06	%26.34 ±7.67	%44.54 ±7.89	%42.44 ±8.41	
A Harfi Hayali		%29.50 ±8.00	%30.44 ±7.72	%34.46 ±8.54	%38.48 ±7.92	%29.00 ±7.76	%36.50 ±7.69	%35.30 ±7.08	%36.06 ±7.54	%41.84 ±8.16	
Rahat Durum		%6.22 ±4.20	%7.18 ±3.87	%10.68 ±5.63	%12.90 ±5.22	%18.94 ±6.15	%18.78 ±6.12	%16.58 ±6.57	%26.18 ±6.14	%28.16 ±7.30	
Problem Çözümü		%51.96 ±7.11	%50.00 ±6.69	%50.92 ±8.28	%50.70 ±8.68	%50.72 ±7.46	%49.98 ±7.87	%49.58 ±7.44	%49.68 ±8.28	%50.26 ±7.90	
Sağ El Hayali	Problem Çözümü	%39.86 ±6.95	%40.08 ±8.44	%41.24 ±8.53	%48.00 ±8.10	%35.82 ±7.03	%42.00 ±8.04	%40.36 ±7.67	%40.74 ±7.82	%37.76 ±7.15	
Sol El Hayali		%36.42 ±7.75	%39.32 ±8.35	%38.28 ±6.87	%48.18 ±7.74	%34.82 ±7.17	%43.24 ±7.22	%39.60 ±7.66	%38.60 ±7.78	%37.96 ±7.82	
A Harfi Hayali		%25.52 ±7.54	%25.86 ±7.28	%30.34 ±7.48	%29.24 ±7.63	%35.14 ±7.44	%33.14 ±7.42	%34.26 ±8.14	%42.08 ±7.70	%42.08 ±7.54	
Rahat Durum		%14.22 ±5.42	%13.28 ±5.12	%16.78 ±6.06	%12.12 ±5.56	%32.18 ±7.70	%19.78 ±6.67	%18.54 ±6.73	%36.52 ±6.79	%40.52 ±7.30	
Problem Çözümü		%41.32 ±6.82	%39.96 ±7.72	%45.68 ±8.07	%49.30 ±7.70	%35.30 ±8.89	%43.96 ±7.74	%41.76 ±8.40	%40.64 ±7.63	%34.18 ±8.00	
Sağ El Hayali	Sağ El Hayali	%50.94 ±8.48	%49.74 ±7.37	%49.94 ±7.82	%50.80 ±8.00	%49.86 ±7.14	%49.48 ±8.52	%49.54 ±7.84	%50.32 ±6.95	%49.58 ±7.86	
Sol El Hayali		%46.68 ±7.45	%48.32 ±8.40	%46.24 ±7.34	%48.60 ±7.63	%48.94 ±7.41	%50.00 ±8.12	%49.86 ±7.78	%49.32 ±7.74	%47.68 ±6.56	
A Harfi Hayali		%40.18 ±7.78	%39.54 ±8.23	%40.70 ±8.25	%29.62 ±8.23	%46.52 ±8.36	%41.12 ±7.88	%44.02 ±8.63	%50.56 ±7.62	%47.06 ±7.62	

Tablo 3.9'un devamı

Rahat Durum	%19.36 ±6.44	%17.68 ±5.94	%23.14 ±6.81	%11.74 ±4.75	%39.50 ±8.42	%21.44 ±6.70	%24.10 ±6.66	%41.98 ±7.01	%43.10 ±7.84
Problem Çözümü	%40.82 ±8.52	%44.86 ±8.18	%40.24 ±7.84	%46.98 ±7.66	%33.68 ±7.84	%45.86 ±7.49	%40.72 ±7.16	%35.44 ±7.40	%36.70 ±6.67
Sağ El Hayali	%47.50 ±7.43	%49.28 ±7.58	%48.30 ±7.95	%46.44 ±7.76	%49.00 ±8.21	%49.56 ±8.53	%50.92 ±7.97	%49.64 ±7.27	%49.40 ±8.39
Sol El Hayali	%50.30 ±8.41	%48.70 ±7.94	%49.90 ±8.35	%50.80 ±7.45	%50.30 ±8.45	%49.64 ±7.61	%49.78 ±7.72	%49.36 ±7.69	%49.84 ±7.71
A Harfi Hayali	%43.70 ±7.72	%43.86 ±8.95	%45.14 ±8.60	%26.06 ±6.44	%43.84 ±7.02	%39.92 ±7.96	%45.26 ±8.61	%46.00 ±8.52	%50.50 ±8.19
Rahat Durum	%26.50 ±6.69	%28.30 ±6.04	%34.18 ±8.72	%36.56 ±8.30	%31.20 ±7.82	%35.38 ±6.56	%33.22 ±6.31	%36.46 ±6.12	%43.38 ±8.00
Problem Çözümü	%30.88 ±7.64	%28.44 ±7.96	%33.06 ±7.18	%28.70 ±6.69	%37.66 ±8.89	%34.42 ±8.05	%37.28 ±7.92	%42.28 ±7.85	%40.58 ±7.62
Sağ El Hayali	%45.08 ±8.24	%43.46 ±7.76	%39.48 ±7.76	%30.86 ±7.11	%44.82 ±7.64	%42.80 ±7.84	%43.82 ±7.07	%50.12 ±8.26	%47.48 ±8.23
Sol El Hayali	%46.96 ±8.61	%46.26 ±6.95	%44.52 ±7.73	%27.84 ±7.76	%44.40 ±8.47	%39.60 ±6.86	%46.60 ±7.38	%47.72 ±8.18	%47.96 ±8.80
A Harfi Hayali	%51.06 ±8.21	%50.78 ±7.91	%49.94 ±7.82	%49.12 ±7.89	%51.56 ±7.13	%48.62 ±7.57	%49.82 ±7.85	%49.92 ±7.64	%50.22 ±7.77

Tablo 3.10. Alfa ve beta karakteristiklerinden oluşan 3 öz nitelik için DVM çoklu sınıflandırma sonuçları (RBF Kernel)

Görevler		Elektroflar									
Eğitim seti	Test seti	F3	F4	C3	C4	P3	P4	Pz	O1	O2	
Rahat Durum		%50.28 ±9.62	%49.90 ±9.51	%50.98 ±10.11	%50.98 ±8.81	%50.80 ±14.63	%50.18 ±9.94	%51.00 ±10.10	%49.50 ±9.29	%49.96 ±10.13	
Problem Çözümü		%2.64 ±1.86	%1.84 ±2.23	%4.76 ±2.89	%7.78 ±2.82	%4.48 ±2.99	%4.74 ±3.03	%6.32 ±3.47	%5.64 ±3.28	%7.70 ±4.33	
Sağ El Hayali	Rahat Durum	%9.62 ±4.14	%9.98 ±3.79	%9.84 ±4.73	%8.60 ±3.28	%11.66 ±4.79	%14.40 ±4.64	%14.14 ±4.46	%20.40 ±6.72	%33.44 ±7.20	
Sol El Hayali		%10.96 ±4.41	%10.38 ±4.19	%13.74 ±4.95	%7.54 ±3.13	%14.72 ±5.31	%14.54 ±4.87	%17.14 ±5.49	%26.56 ±6.96	%34.98 ±8.14	
A Harfi Hayali		%14.70 ±6.22	%15.88 ±6.18	%20.04 ±6.23	%28.76 ±7.16	%13.26 ±5.59	%16.22 ±5.21	%16.62 ±4.43	%15.36 ±5.64	%21.44 ±6.50	
Rahat Durum		%3.82 ±2.77	%5.38 ±2.97	%6.44 ±3.44	%9.42 ±4.06	%24.90 ±6.25	%10.32 ±3.72	%10.72 ±4.11	%20.16 ±4.84	%22.34 ±5.18	
Problem Çözümü		%49.74 ±9.17	%49.32 ±9.86	%49.52 ±9.54	%50.70 ±10.11	%48.08 ±15.84	%51.52 ±9.47	%51.92 ±9.90	%50.26 ±9.77	%51.90 ±9.48	
Sağ El Hayali	Problem Çözümü	%23.50 ±5.70	%23.24 ±5.68	%24.20 ±5.64	%48.20 ±8.29	%33.60 ±7.72	%28.34 ±6.32	%26.52 ±5.95	%29.38 ±6.48	%28.44 ±6.08	
Sol El Hayali		%21.82 ±5.15	%21.98 ±5.88	%22.18 ±6.04	%43.96 ±8.28	%31.06 ±7.53	%26.66 ±5.96	%24.32 ±5.38	%25.20 ±6.50	%27.76 ±6.04	
A Harfi Hayali		%16.86 ±5.68	%16.04 ±5.17	%20.98 ±7.36	%23.28 ±6.66	%33.32 ±6.22	%24.30 ±6.48	%25.16 ±6.05	%33.54 ±7.37	%33.24 ±6.65	
Rahat Durum		%10.44 ±3.97	%9.66 ±4.24	%8.50 ±3.48	%9.60 ±3.89	%26.98 ±7.21	%13.74 ±5.54	%12.70 ±4.39	%35.14 ±7.44	%31.08 ±7.72	
Problem Çözümü		%29.78 ±6.30	%30.24 ±6.59	%32.84 ±6.23	%41.56 ±8.16	%27.36 ±6.44	%27.96 ±6.36	%26.00 ±5.99	%26.66 ±6.06	%21.76 ±6.85	
Sağ El Hayali	Sağ El Hayali	%49.76 ±10.57	%50.32 ±10.49	%47.86 ±10.28	%51.50 ±9.41	%49.86 ±14.44	%51.70 ±9.67	%51.78 ±9.02	%51.00 ±9.70	%50.40 ±8.98	
Sol El Hayali		%42.74 ±10.04	%40.68 ±9.16	%46.20 ±9.29	%38.72 ±8.65	%47.38 ±13.53	%46.04 ±10.12	%47.16 ±9.67	%47.86 ±8.53	%47.98 ±9.22	
A Harfi Hayali		%22.60 ±7.28	%24.78 ±7.16	%25.94 ±6.88	%23.14 ±5.63	%34.12 ±8.43	%26.12 ±8.35	%29.08 ±8.35	%39.38 ±8.76	%36.86 ±7.37	

Tablo 3.10'un devamı

Rahat Durum	% 13.86 ±4.79	%14.10 ±5.35	% 13.98 ±4.67	%11.08 ±4.56	% 32.64 ±7.46	%16.50 ±5.01	% 18.56 ±5.61	%42.34 ±8.72	%33.44 ±9.84
Problem Çözümü	% 25.04 ±6.33	%28.80 ±6.61	% 27.14 ±6.65	%46.30 ±8.04	% 22.54 ±6.85	%25.48 ±5.48	% 22.88 ±5.79	%21.16 ±5.67	%19.94 ±5.68
Sağ El Hayali	% 50.28 ±8.67	%53.34 ±9.00	% 45.16 ±8.51	%47.88 ±7.28	%46.86 ±12.34	%51.70 ±9.84	% 51.38 ±10.15	%44.34 ±9.16	%48.98 ±11.67
Sol El Hayali	% 49.94 ±9.61	%51.24 ±10.49	%50.70 ±9.05	%49.94 ±9.89	% 52.26 ±16.25	%51.26 ±9.38	% 50.74 ±10.69	%50.30 ±10.43	%48.72 ±12.10
A Harfi Hayali	% 29.04 ±7.12	%29.70 ±7.15	% 31.62 ±7.84	%25.64 ±6.51	% 34.72 ±7.66	%25.88 ±6.15	% 30.26 ±6.89	%33.42 ±7.23	%36.94 ±8.34
Rahat Durum	% 22.12 ±5.39	%23.88 ±5.85	% 23.48 ±6.54	%25.12 ±6.81	%31.96 ±6.84	%31.78 ±6.70	% 25.32 ±6.16	%31.20 ±6.57	%36.92 ±7.49
Problem Çözümü	% 22.72 ±6.25	%23.06 ±5.70	% 24.76 ±6.20	%19.42 ±6.05	% 33.02 ±6.57	%27.02 ±6.05	% 29.12 ±6.21	%31.52 ±6.50	%29.04 ±6.10
Sağ El Hayali	%38.32 ±7.40	%36.56 ±6.81	% 27.98 ±6.68	%22.86 ±5.75	% 41.78 ±9.80	%30.44 ±5.98	% 30.26 ±7.17	%46.78 ±7.17	%44.16 ±8.06
Sol El Hayali	% 36.46 ±8.27	%33.70 ±6.93	% 28.62 ±6.41	%16.92 ±5.28	% 38.28 ±8.87	%27.56 ±6.41	% 29.14 ±6.99	%42.54 ±6.48	%39.46 ±8.64
A Harfi Hayali	%50.54 ±9.17	%50.00 ±10.50	% 49.36 ±8.96	%49.10 ±8.97	%47.86 ±14.07	%50.80 ±8.36	% 48.48 ±9.15	%51.32 ±9.53	%51.08 ±10.24

Analiz için kullanılacak olan EEG veri seti üzerinde bozuk olarak nitelenebilecek verileri ayıklama işlemi yapılmamıştır. Bunun nedeni bu çalışmanın devamının gerçek zamanlı bir uygulamaya alt yapı olmasının amaçlanmasıdır. Gerçek zamanlı çalışmada deneğin verilen görevi sürekli bir şekilde başarabilmesi mümkün değildir. Belli zaman aralıklarında konsantrasyon kaybı veya dış etkiler nedeniyle verilen göreve uygun olmayan EEG sinyalleri üretilebilir. Literatürde çevrim dışı uygulamalarda kullanılan bozuk verilerin gözle ayıklanması sıkça başvurulan yöntemler arasındadır. Bu çalışmada deney aşamasında dış etkilerin minimuma indirildiği bir ortamda deneğin konsantrasyonunu kaybetmediği varsayılsa da az da olsa bozuk verinin oluşması kaçınılmazdır. Çalışma her ne kadar çevrim dışı yapılmış olsa da, gerçek zamanlı bir çalışma yapılıyor kabulü ile bu bozuk verilerin gözle ayıklanması yapılmamıştır. Bunun yerine hangi göreve ait olduğu bilinmeyen ve rastgele seçilen 50 adet test verisinin yine rastgele seçilen farklı 50 şer adet eğitim verileriyle kıyaslanması yapılmıştır. Bu kıyaslamadaki başarımın rastgele seçilen eğitim verisindeki bozuk verinin miktarına bağlı olarak değiştiği gözlenmiştir. Bu nedenle aynı test verisinin, rastgele seçilen farklı eğitim gruplarıyla kıyaslanması yapılmıştır. Test verisi aynı kalmak koşuluyla eğitim veri grubunun bir, iki, üç, dört ve beş farklı kere seçilmesiyle farklı görevler esnasında, farklı sayıda elektrotlarla denenen duruma ait sınıflandırma başarım sonuçlarının eğitim sayısının artışıyla iyileştiği gözlenmiştir. Eğitim sayılarının artışı başarımı yükseltmekle birlikte işlem süresini artırmaktadır. Gerçek zamanlı uygulamalar için harcanan süre önemli olduğundan eğitim sayısı üç olarak alınmıştır. Eğitim sayısının başarım süresine etkisi Tablo 3.11 'de verilmektedir. Tablodan görüldüğü gibi DAA yöntemi DVM yönteminden daha hızlı cevap vermektedir. DAA yönteminde elektrot sayısının azaltılması her bir eğitim sayısı için işlem zamanında yaklaşık 0.25 s'lik azalmaya neden olmaktadır. DVM yönteminde ise her bir eğitim sayısı artışı için sürenin 0.56 s arttığı gözlenmiştir. Bu nedenle optimum değer olarak eğitim sayısı üç alınmıştır.

Tablo 3.11. Eğitim sayısının işlem zamanına etkisi

		Eğitim Sayısı				
		1	2	3	4	5
DAA	9 elektrot	0.90 s	1.33 s	1.78 s	2.24 s	2.64 s
	4 elektrot	0.65 s	0.85 s	1.03 s	1.23 s	1.43 s
DVM	9 elektrot	2.42 s	4.18 s	5.54 s	7.21 s	8.85 s
	4 elektrot	1.82 s	2.94 s	3.70 s	4.76 s	6.00 s

Tablo 3.12-3.15'te çoklu sınıflandırma sonucu yapılan çıkarsamaların her iki sınıflandırıcı için 100 deneme sonrasındaki başarı yüzdeleri standart sapmaları ile birlikte verilmiştir. Başlangıçta karar verilen 9 elektrot sayısının azaltılmasının sınıflandırma performansına etkisinin görülebilmesi amacıyla dört elektrot ve beş elektrot kullanılması durumları incelenmiştir. Dört elektrotu frontal ve sentral lobdaki F3, F4, C3, C4 elektrotları oluşturmaktadır. Beş elektrot kullanımı ise, beynin her iki yarı küresindeki elektrotlar alınarak denenmiştir, sağ yarı küre için F3, C3, P3, Pz ve O1, sol yarı küre için de bu elektrotların çift rakamlıları olan F4, C4, P4, Pz ve O2 seçilmiştir. Pz kanalı parietal lobun merkezinde bulunması nedeniyle her iki grupta ortak elektrottur.

Tablo 3.12'de yer alan dokuz elektrot kullanılması durumunda, Rahat durumun sınıflandırma başarımının DAA ile %99.96, DVM ile %100, Problem çözümünün DAA ile sınıflandırma başarımının %97.88 ve DVM ile %100, Sağ elin sınıflandırma başarımının DAA ile %48.9 ve DVM ile %75.44, Sol elin sınıflandırma başarımının DAA ile %61.18 ve DVM ile %75.20, son olarak A harfi hayalinin sınıflandırma başarımının DAA ile %90.66 ve DVM ile %99.28 olduğu görülmektedir.

Tablo 3.13'de frontal lob elektrotları F3, F4 ve sentral lob elektrotları C3, C4 kullanılması durumunda elde edilen çoklu sınıflandırma başarımları görülmektedir. Burada da Rahat durumun sınıflandırma başarımlarının DAA ile %99.96 ve DVM ile %100, Problem çözümünün sınıflandırma başarımlarının DAA ile %89.58 ve DVM ile %100, Sağ el sınıflandırma başarımlarının DAA ile %46.48 ve DVM ile %87.04, Sol el sınıflandırma başarımlarının DAA ile %54.80 ve DVM ile %72.66 olduğu görülmektedir. Son görev olan A harfi hayalinin sınıflandırma başarımları ise DAA ile %89.36 ve DVM ile %99.56 seviyesinde olmaktadır.

Tablo 3.14 ve Tablo 3.15'te sağ ve sol yarı küre elektrotlarının kullanılmasına ait sonuçlar sunulmuştur. Sağ yarı küre elektrotları olan F3, C3, P3, O1 ve orta kısım elektrotu olan Pz'nin kullanılması durumunda elde edilen sınıflandırma başarımları, Rahat durum için DAA ile %100 ve DVM ile %100 olarak bulunmuştur. Problem çözümü için DAA ile %95.10 ve DVM ile %100, Sağ el hayali için DAA ile %47.54 ve DVM ile %81.44, Sol el hayali için DAA ile %57.66 ve DVM ile %69.06, son olarak A harfi hayali için DAA ile %90.64 ve DVM ile %99.00 değerleri elde edilmiştir.

Tablo 3.15'te verilen sol yarı küre elektrotlarının kullanılması durumunda, Rahat durumun sınıflandırma başarımlarının DAA ile %100, DVM ile %100, Problem çözümünün DAA ile %94.72, DVM ile %99.96 olduğu görülmektedir. Sağ el sınıflandırma

başarılarının DAA ile %47.88, DVM ile %79.70 olduğu, Sol el sınıflandırma başarılarının, DAA ile %57.16, DVM ile %69.74 olduğu ve son görev olan A harfi hayalinin sınıflandırma başarılarının DAA ile %89.58 ve DVM ile %98.92 olduğu görülmektedir.

Tablo 3.12. Çoklu sınıflandırma sonuçları, 9 elektrot kullanılması durumu

Sınıflandırıcı	Test Seti				
	Rahat Durum	Problem Çözümü	Sağ El Hayali	Sol El Hayali	A Harfi Hayali
DAA	%99.96 ±0.1979	%97.88 ±1.2879	%48.90 ±4.1466	%61.18 ±4.6891	%90.66 ±3.1662
DVM	%100 ±0.00	%100 ±0.00	%75.44 ±5.0352	%75.20 ±4.2330	%99.28 ±0.7570

Tablo 3.13. Çoklu sınıflandırma sonuçları, 4 elektrot kullanılması durumu, (F3 F4 C3 C4)

Sınıflandırıcı	Test Seti				
	Rahat Durum	Problem Çözümü	Sağ El Hayali	Sol El Hayali	A Harfi Hayali
DAA	%99.96 ±0.1979	%89.58 ±2.7928	%46.48 ±5.5115	%54.80 ±4.8697	%89.36 ±2.5932
DVM	%100 ±0.00	%100 ±0.00	%87.04 ±3.5511	%72.66 ±4.3171	%99.56 ±0.6115

Tablo 3.14. Çoklu sınıflandırma sonuçları, 4 sağ yarı küre elektrotları ve Pz'nin kullanılması durumu, (F3 C3 P3 O1 Pz)

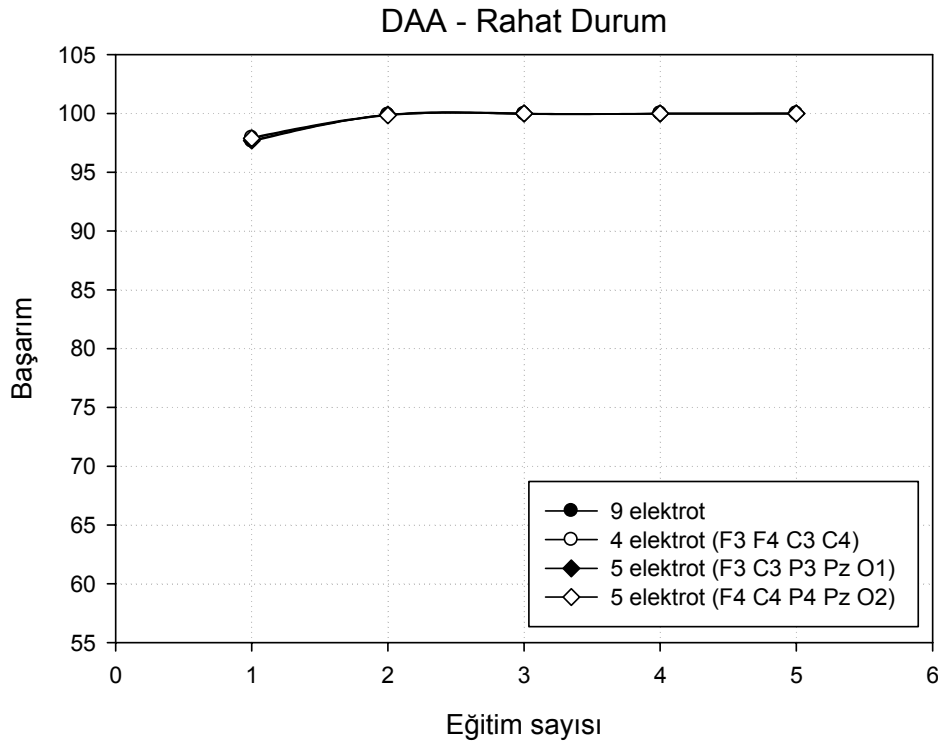
Sınıflandırıcı	Test Seti				
	Rahat Durum	Problem Çözümü	Sağ El Hayali	Sol El Hayali	A Harfi Hayali
DAA	%100 ±0.00	%95.10 ±1.7642	%47.54 ±4.9537	%57.66 ±4.1581	%90.64 ±2.7237
DVM	%100 ±0.00	%100 ±0.00	%81.44 ±3.5350	%69.06 ±4.5911	%99.00 ±0.9035



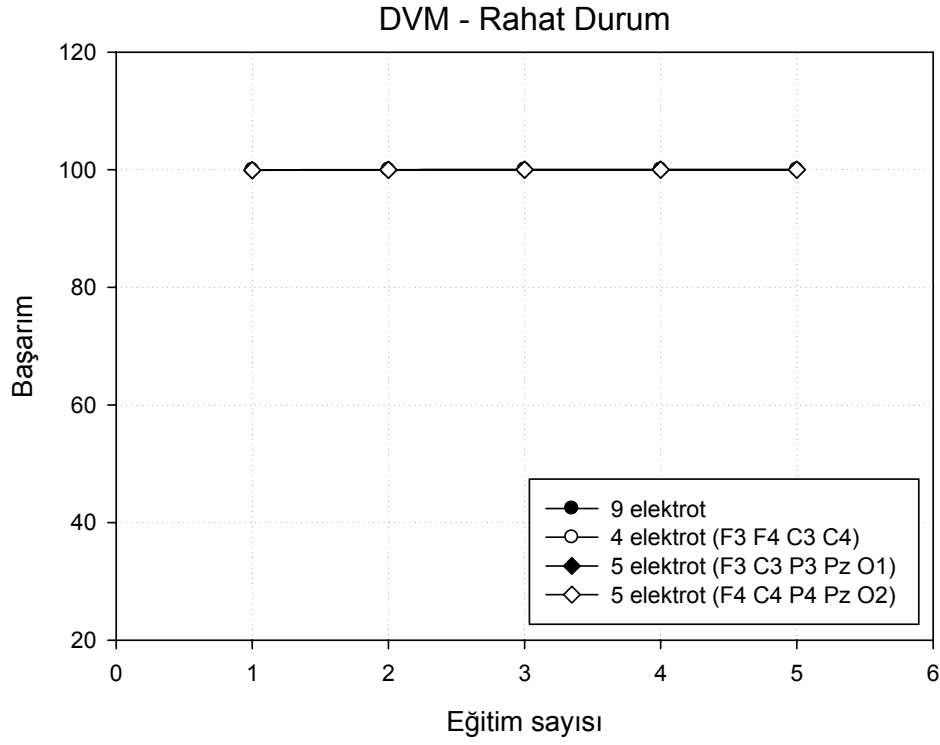
Tablo 3.15. Çoklu sınıflandırma sonuçları, 4 sol yarı elektrotları ve Pz'nin kullanılması durumu, (F4 C4 P4 O2 Pz)

Sınıflandırıcı	Test Seti				
	Rahat Durum	Problem Çözümü	Sağ El Hayali	Sol El Hayali	A Harfi Hayali
DAA	%100 ±0.00	%94.72 ±2.6345	%47.88 ±4.7322	%57.16 ±5.2620	%89.58 ±2.1954
DVM	%100 ±0.00	%99.96 ±0.1979	%79.70 ±4.0267	%69.74 ±3.5040	%98.92 ±0.8999

Her iki sınıflandırıcı için 100 deneme sonrasındaki başarı yüzdeleri hesaplanırken, eğitim sayısı da incelenmiştir. Eğitim verisi aynı kalmak koşuluyla test edilecek veri grubunun bir, iki, üç, dört ve beş farklı kere seçilmesiyle farklı görevler esnasında, farklı sayıda elektrotlarla denenen duruma ait sınıflandırma başarımları Şekil 3.113-3.121'de verilmektedir. Rahat durum için dokuz elektrot kullanılması durumunda da başarımlar çok yüksek olduğundan, elektrot sayısının azaltılması hem DAA ile hem de DVM ile önemli bir değişiklik getirmemiştir. Şekil 3.113-3.114.

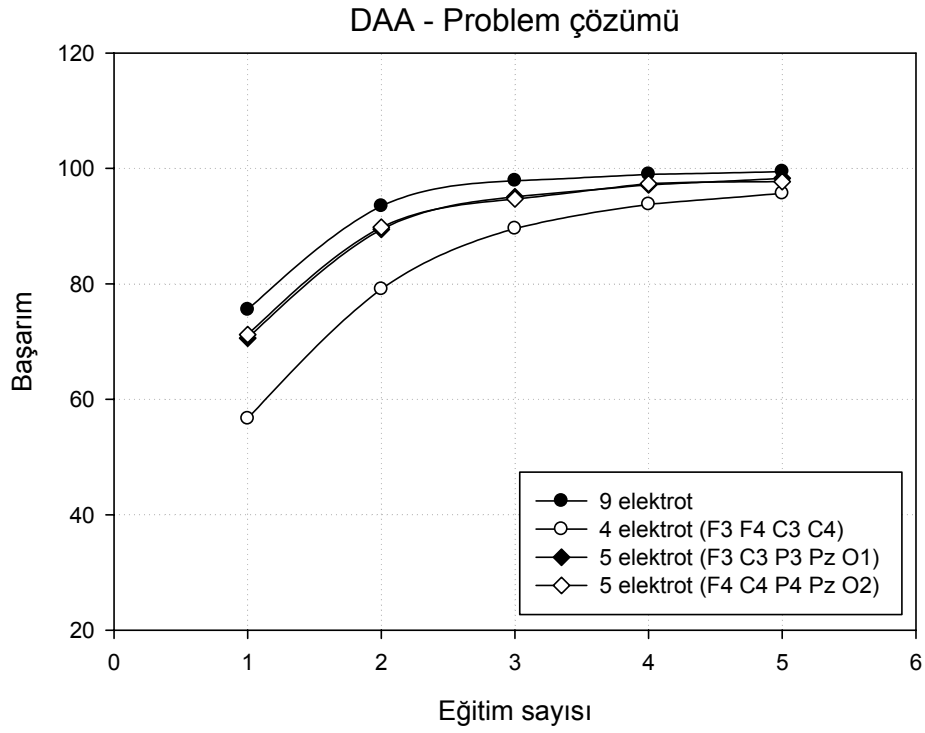


Şekil 3.113. Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Rahat durum için DAA sınıflandırma performansı

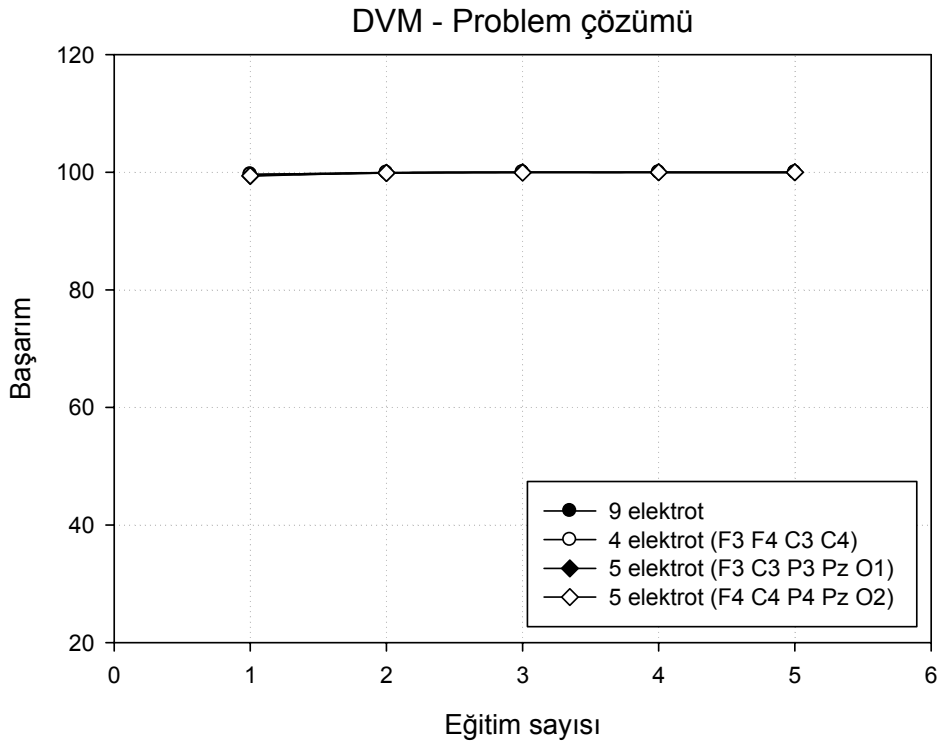


Şekil 3.114. Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Rahat durum için DVM sınıflandırma performansı

Şekil 3.115'te görülen Problem çözümüne ait grafikte, eğitim sayısının 1'den 5'e artmasıyla DAA ile yapılan sınıflandırma başarımlarının da arttığı ve en yüksek başarımın dokuz elektrot kullanılması durumunda elde edildiği gözlenmiştir. Öte yandan DVM ile sınıflandırma başarımları tüm elektrot ve eğitim sayısı durumları için %100 civarındadır, Şekil 3.116.

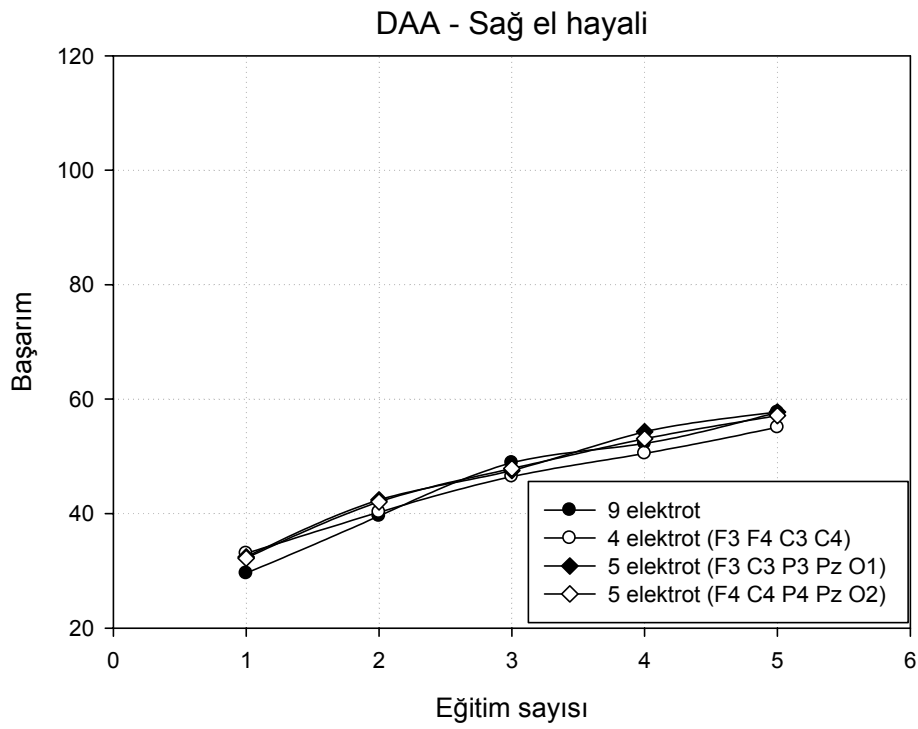


Şekil 3.115. Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Problem çözümü için DAA sınıflandırma performansı

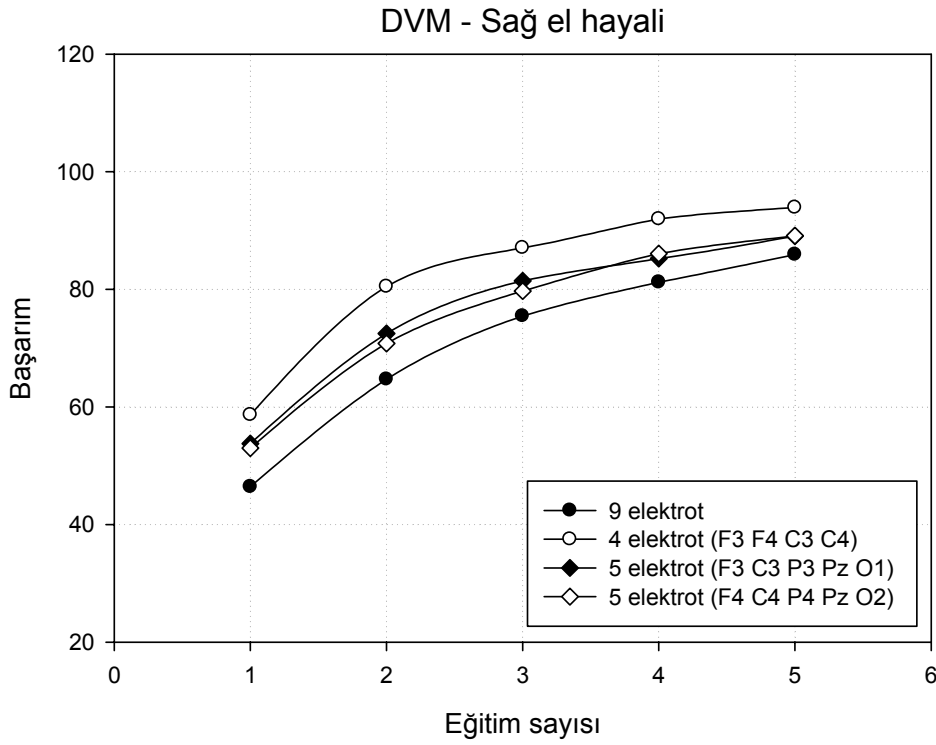


Şekil 3.116. Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Problem çözümü için DVM sınıflandırma performansı

Şekil 3.117 ve Şekil 3.118’de Sağ el hayaline ilişkin DAA ve DVM sınıflandırma başarımlarının eğitim sayısı ve farklı sayıda elektrot kullanılmasıyla değişimi görülmektedir. DAA yöntemi sonuçlarına göre eğitim sayısı arttıkça sınıflandırma başarımları yükselmektedir, ayrıca beş elektrot kullanılması durumunda başarımlar %60 seviyelerine yaklaşmıştır. DVM yöntemi ile de eğitim sayısının artışı, sınıflandırma başarımlarını artırmıştır. Ayrıca burada dört elektrot kullanılması durumunda sınıflandırma başarımlarının %93’e kadar çıktığı görülmektedir.

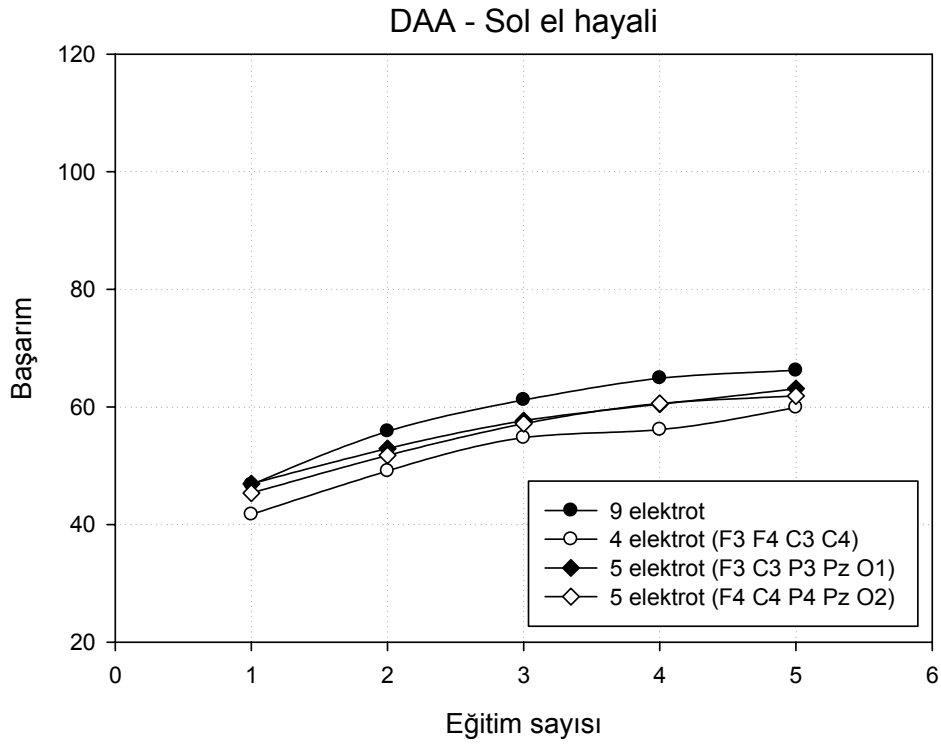


Şekil 3.117. Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Sağ el hayali için DAA sınıflandırma performansı

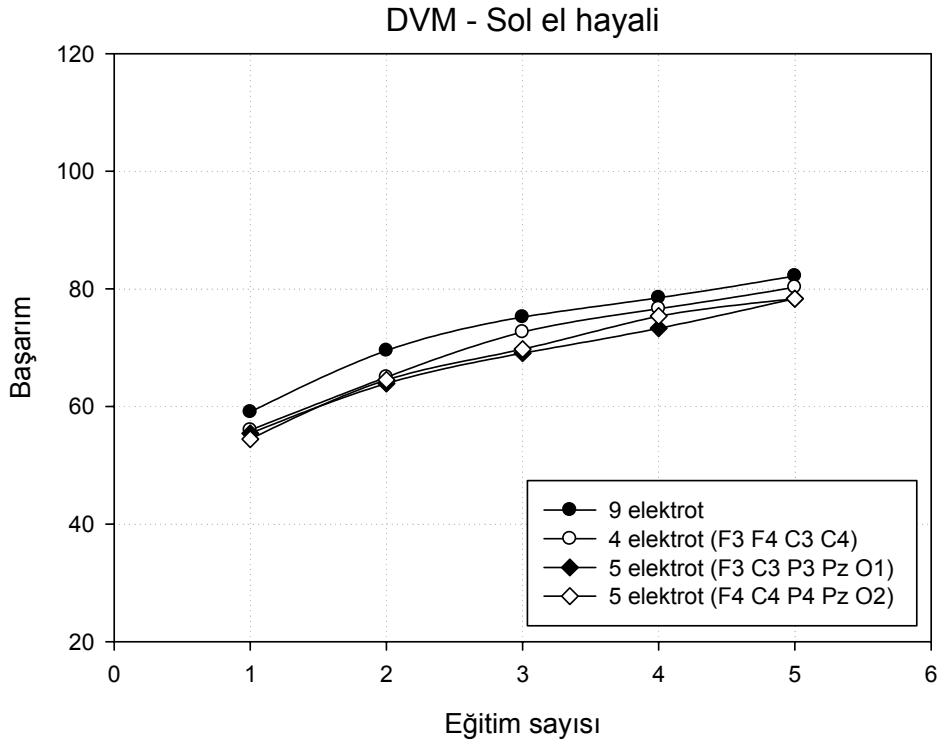


Şekil 3.118. Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Sağ el hayali için DVM sınıflandırma performansı

Sol el hayalinin eğitim sayısı artışı ve farklı sayıda elektrot kullanımıyla sınıflandırma başarımlarındaki değişim DAA ve DVM yöntemleri için Şekil 3.119 ve Şekil 3.120’de verilmiştir. Bu grafiklerden de açıkça görüldüğü üzere eğitim sayısının artışı sınıflandırma başarımını artırmaktadır. DAA yönteminde dokuz elektrot kullanılması durumunda en yüksek başarımlar elde edilmiştir ve bu değer %66 civarındadır; dört elektrot kullanımında ise bu değer %60 civarında olmaktadır. DVM yöntemi ile de dokuz elektrot kullanılması durumunda en yüksek başarımlar elde edilmiştir, burada % 82’yi aşan daha üstün başarımlar söz konusudur. Dört elektrot kullanılması durumunda ise bu değer %80’i biraz aşmaktadır.

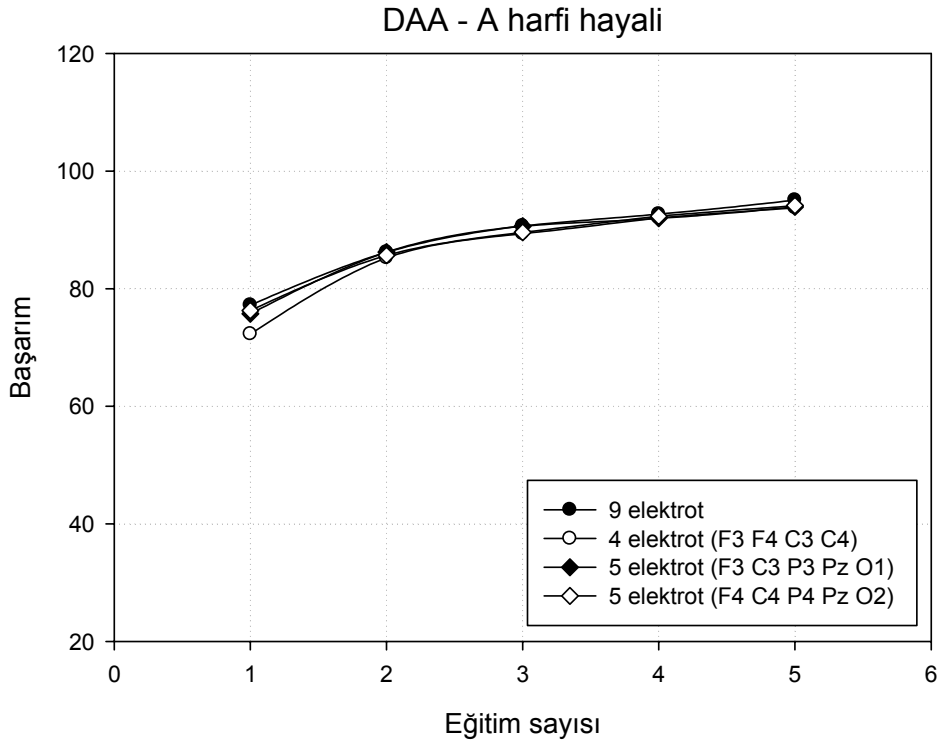


Şekil 3.119. Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Sol el hayali için DAA sınıflandırma performansı

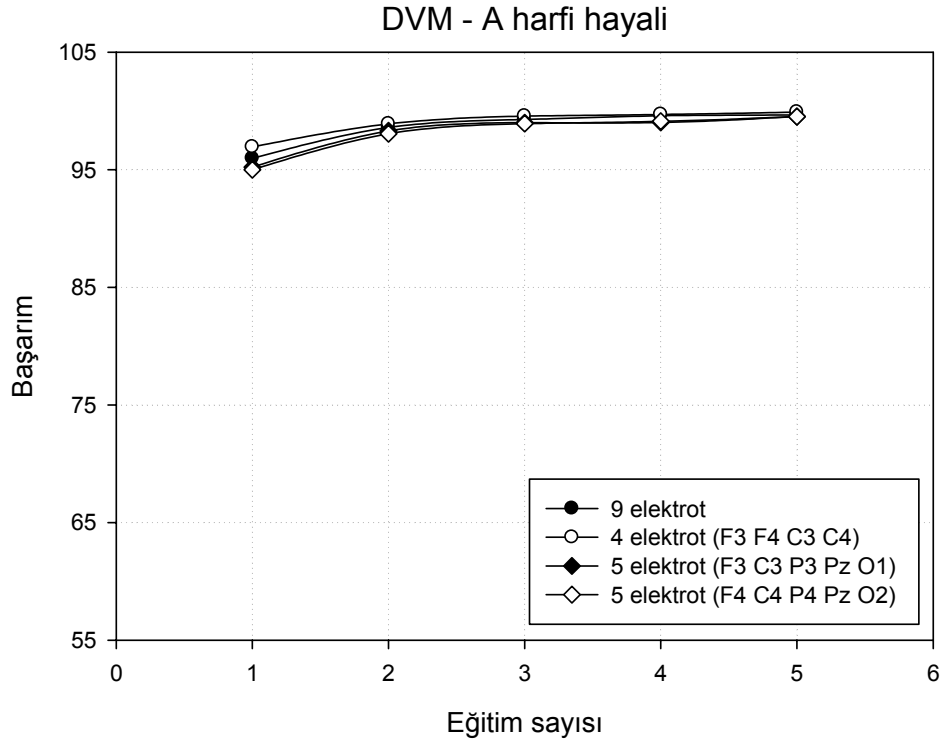


Şekil 3.120. Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda Sol el hayali için DVM sınıflandırma performansı

A harfi hayali için farklı sayıda elektrot kullanımı ve eğitim sayısının sınıflandırma başarımlarına etkisinin incelendiği durum Şekil 3.121 ve 3.122’de görülmektedir. Bu grafiklerde sınıflandırma başarımının yine eğitim sayısının artmasıyla arttığı fakat elektrot sayısının azaltmanın pek fazla değişikliğe yol açmadığı görülmektedir. En yüksek sınıflandırma başarımları DAA ile dokuz elektrot kullanılması durumunda %95’e ulaşırken, DVM ile bu oran %100 olmaktadır.



Şekil 3.121. Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda A harfi hayali için DAA sınıflandırma performansı



Şekil 3.121. Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda A harfi hayali için DAA sınıflandırma performansı

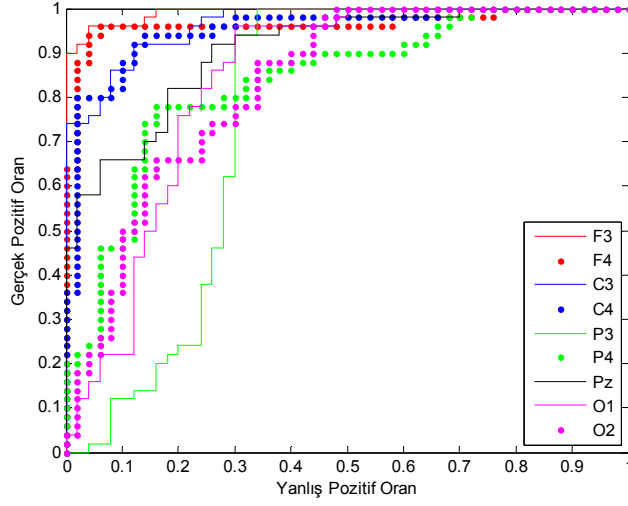
### 3.3. Sınıflandırma Performansına Ait Bulgular

#### 3.3.1. İkili Sınıflandırma

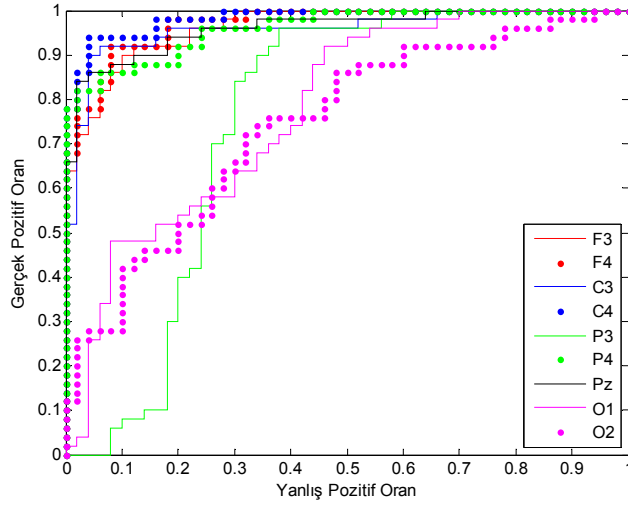
Bu bölümde iki farklı sınıflandırıcının performanslarını değerlendirmek için kullanılan ROC eğrilerine ve doğruluk, duyarlılık ve seçicilik değerlerinin hesaplandığı tablolara yer verilmiştir. ROC eğrileri DAA ve DVM ile sınıflandırılan tüm görevler ve tüm elektrot kanalları için elde edilmiştir. Doğruluk, duyarlılık ve seçicilik değerleri ise yalnızca Rahat durumun diğer görevlerle kıyaslandığı durumlar için hesaplanmıştır.

##### a. DAA yöntemi ile sınıflandırma

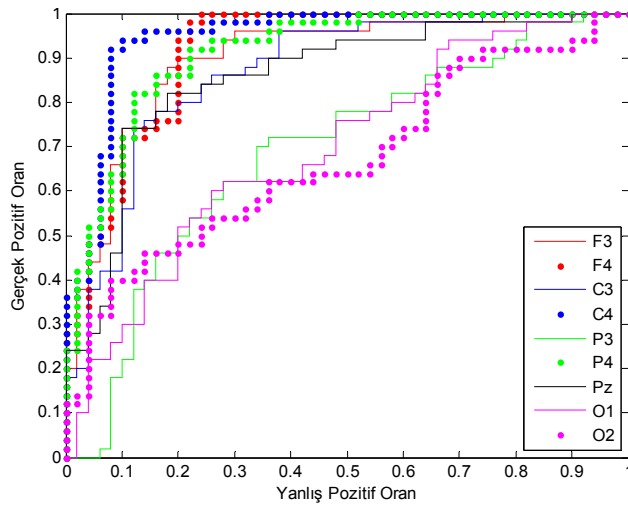




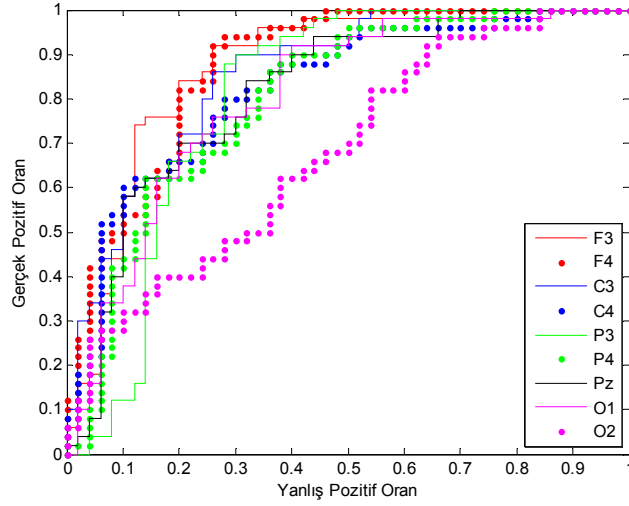
Şekil 3.123. Rahat/Problem, 9 elektrot için ROC eğrisi



Şekil 3.124. Rahat/Sağ el, 9 elektrot için ROC eğrisi



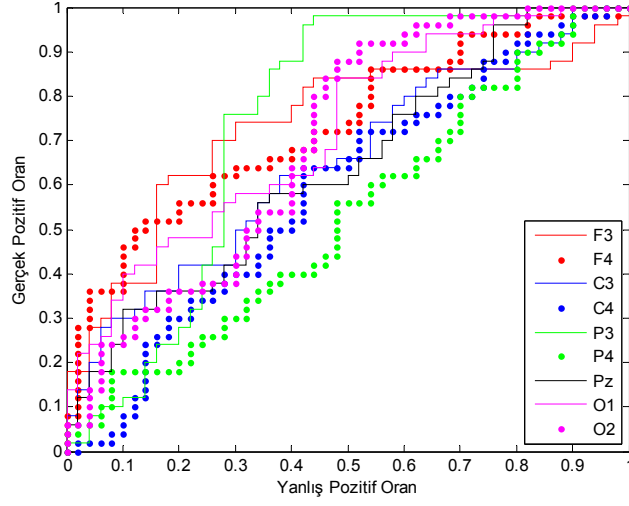
Şekil 3.125. Rahat/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi



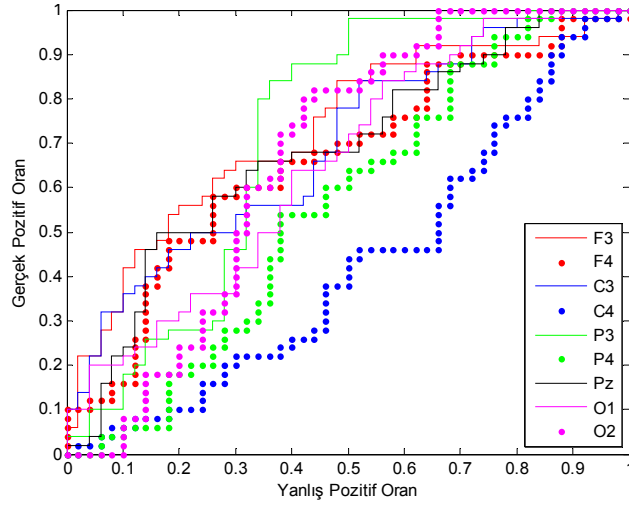
Şekil 3.126. Rahat/A harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi

ROC eğrilerinde  $[0,1]$  noktası diğer bir deyişle Yanlış Pozitif Oranın 0 değerini ve Gerçek Pozitif Oranın 1 değerini aldığı koordinat noktası mükemmel sınıflandırma başarısını temsil ettiğinden, bu değere ne kadar yaklaşırsa, sınıflandırma o kadar başarılı sayılır. DAA ile yapılan ikili sınıflandırmada, sınıflandırma başarımlarını kanallara göre değerlendirecek olursak, Rahat/Problem durumunda en başarılı kanalın F3, F4 kanalları olduğu görülür. Rahat durumun Sağ el ve Sol el hayali ile kıyaslanması durumunda C4 ve C3 kanalları ve A harfi ile karşılaştırılması durumunda F3, F4 kanalları sınıflandırma performansı açısından başarılıdır, Şekil 3.123-3.126.

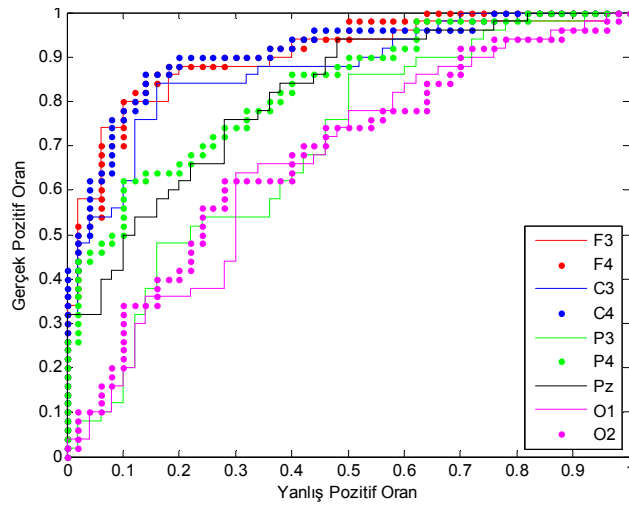
Problem çözümünün Sağ el ve Sol el ile ikili sınıflandırması sonucunda, sınıflandırma başarımları F3, F4 ve P3 kanallarında yüksektir. A harfi durumunda ise C4, F3, F4 ve C3 kanalları başarılıdır, Şekil 3.127-3.129.



Şekil 3.127. Problem/Sağ el, 9 elektrot için ROC eğrisi

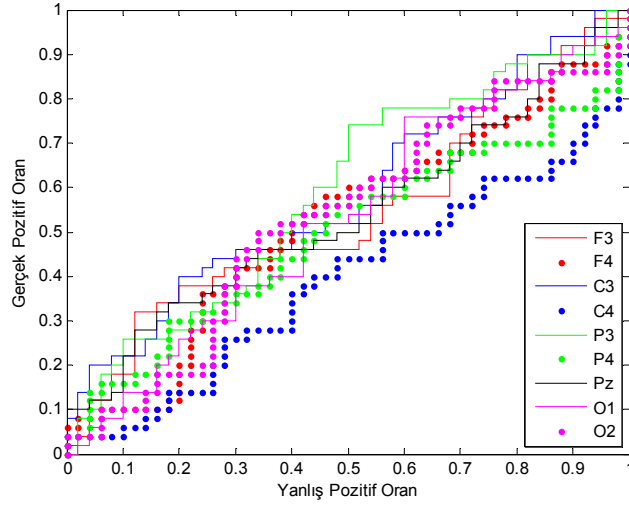


Şekil 3.128. Problem/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi

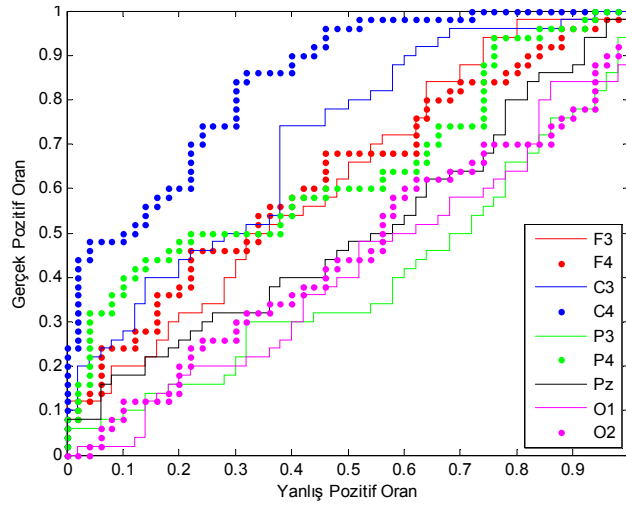


Şekil 3.129. Problem/A Harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi

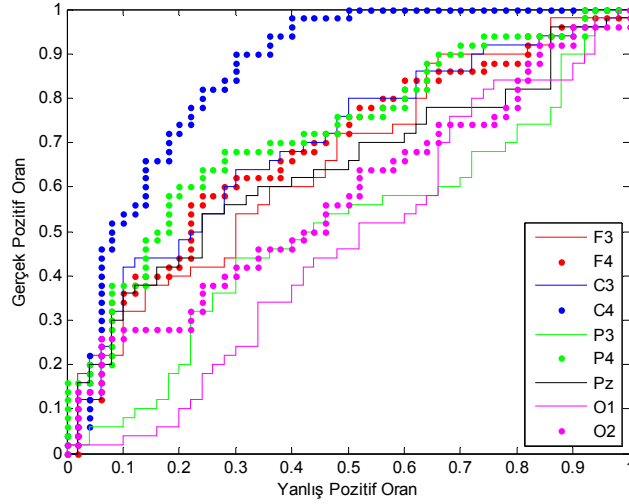
Sağ ve sol elin kendi aralarındaki sınıflandırma başarımları ortalama düzeydedir ve P3, O2 kanallarının aktif olduğu görülür, Şekil 3.130. Sağ elin ve Sol elin A harfi ile sınıflandırılmasında C4, C3 ve P4 kanalları etkilidir, Şekil 3.131-3.132.



Şekil 3.130. Sağ el/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi



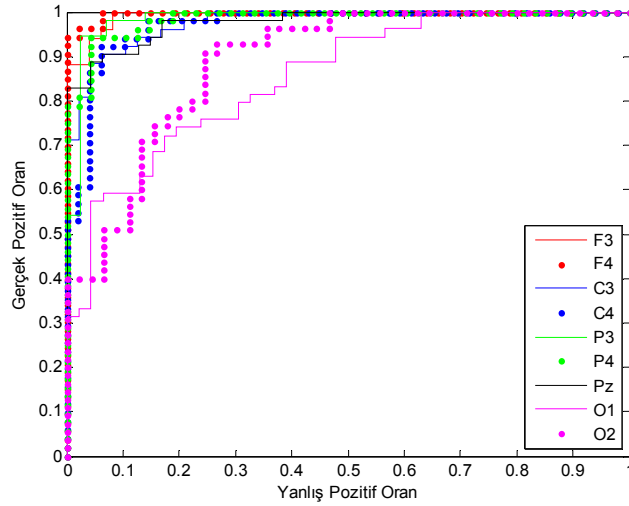
Şekil 3.131. Sağ el/A Harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi



Şekil 3.132. Sol el/A Harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi

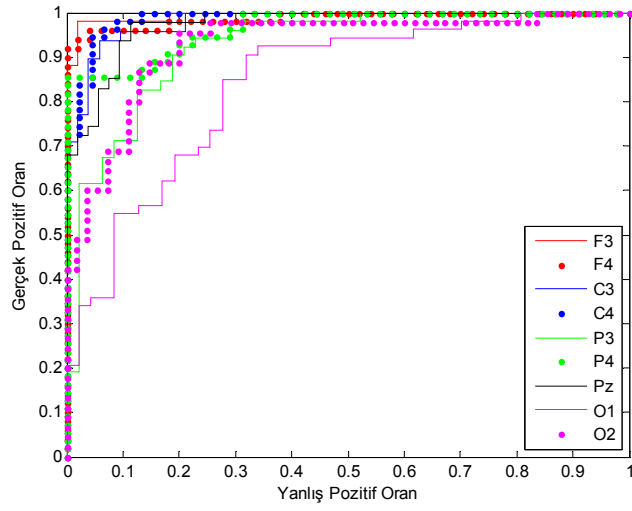
b. DVM yöntemi ile sınıflandırma

Destek Vektör Makinesi ile yapılan ikili sınıflandırma sonucunda Rahat/Problem başarı oranı daha yüksek çıkmıştır. F3 ve F4 kanallarının sınıflandırma performansı en yüksek değerdedir. P3, P4 ve C3, C4 kanallarındaki başarımda onlara yakındır, Şekil 3.133.

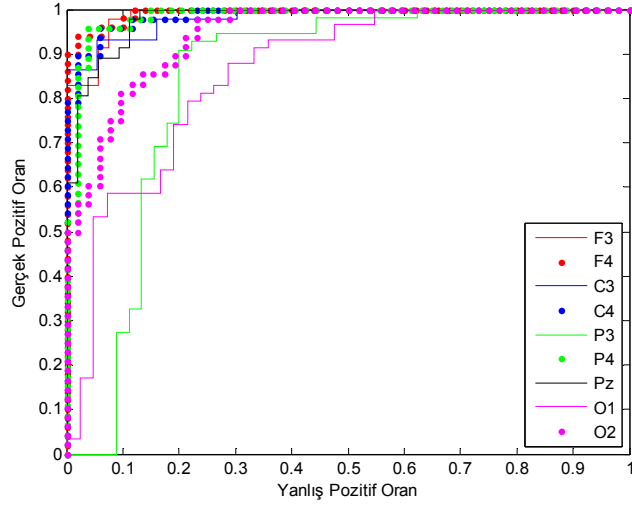


Şekil 3.133. Rahat/Problem, 9 elektrot için ROC eğrisi

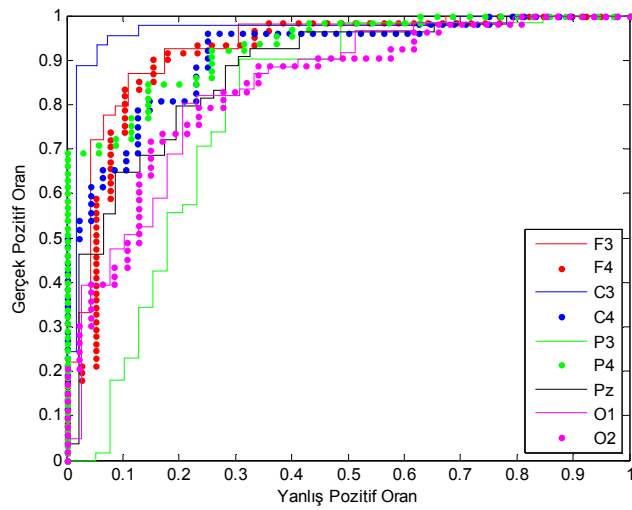
Rahat/Sağ el için en yüksek sınıflandırma performansları F3, F4, C3, C4 elektrotlarında, Rahat/Sol el en yüksek sınıflandırma performansları F3, F4, C3, C4 ve P4 elektrotlarında ve Rahat/A harfi için ise sırasıyla C3, F3, F4 ve P3 elektrotlarında gözlenmiştir, Şekil 3.134-3.136.



Şekil 3.134. Rahat/Sağ el, 9 elektrot için ROC eğrisi

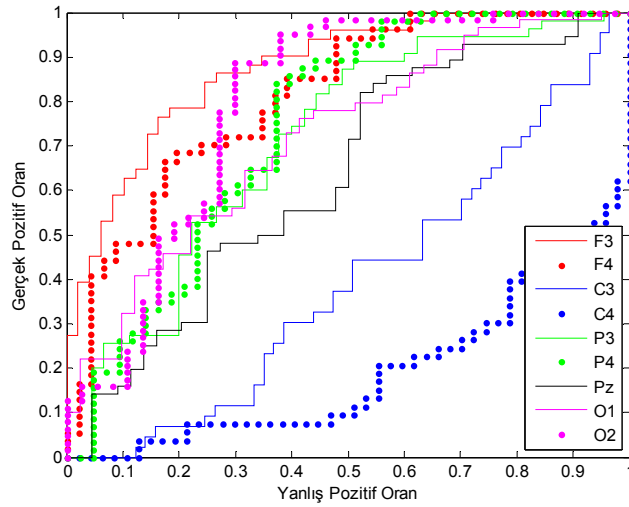


Şekil 3.135. Rahat/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi

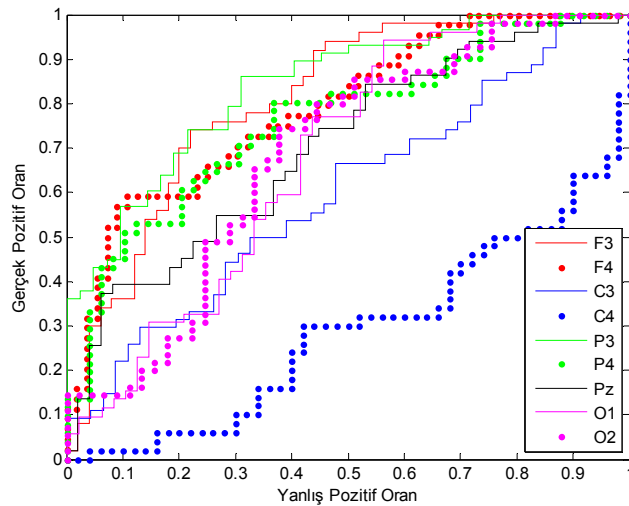


Şekil 3.136. Rahat/A Harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi

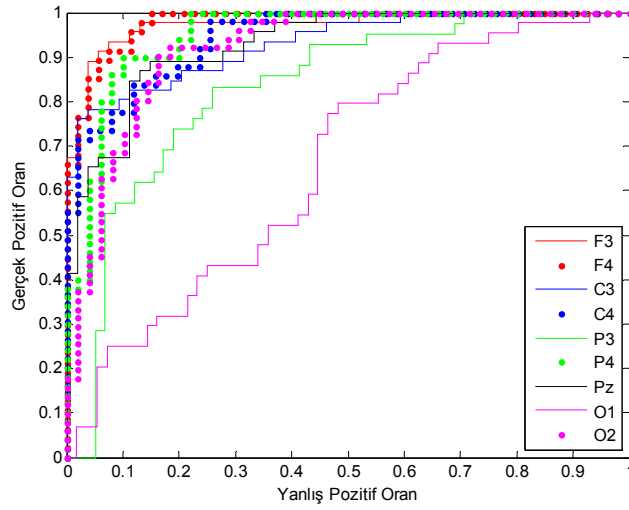
Problem çözümünün Sağ el ile karşılaştırıldığında ortaya çıkan en yüksek sınıflandırma performansı F3, F4, P3, P4, O2 elektrotlarında, Problem çözümünün Sol el ile karşılaştırıldığında ortaya çıkan en yüksek sınıflandırma performansı F3, F4, P3, P4 elektrotlarında ve Problem çözümünün A harfi ile karşılaştırıldığında ortaya çıkan en yüksek sınıflandırma performansları yine F3, F4 ve P4 elektrotlarında gözlenmiştir, Şekil 3.137-3.139.



Şekil 3.137. Problem/Sağ el, 9 elektrot için ROC eğrisi

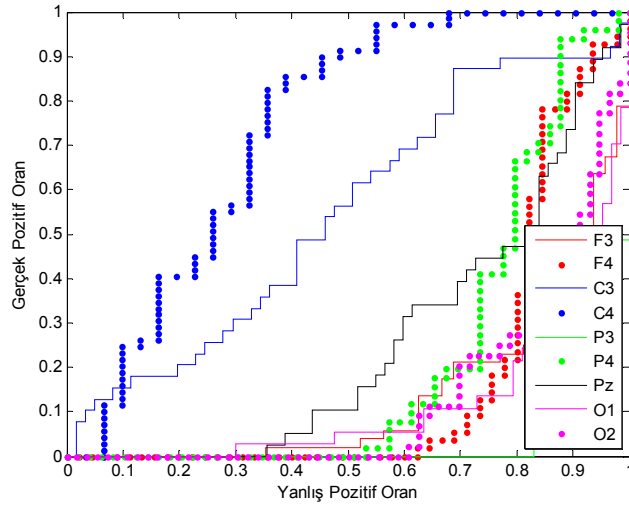


Şekil 3.138. Problem/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi



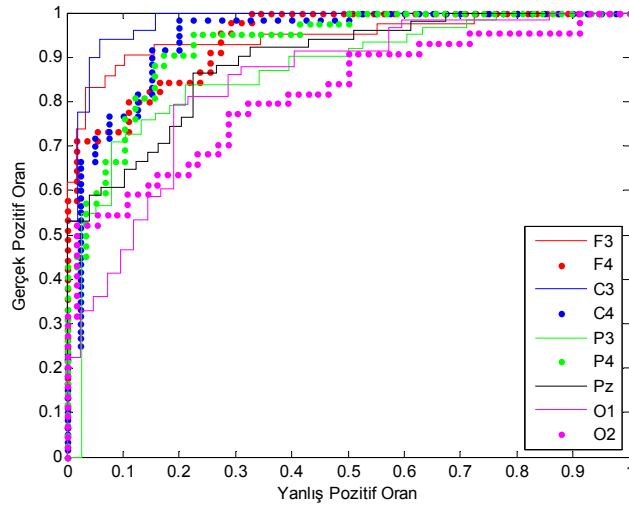
Şekil 3.139. Problem/A harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi

Sağ el ve sol elin sınıflandırma performansları en yüksek C4 ve C3 kanalındadır. Diğer kanalların sınıflandırma performansları düşüktür, Şekil 3.140. Ayrıca sağ ve sol elin A harfi ile sınıflandırılması sonucu en yüksek performans C3, F3 ve C4, F4 kanallarındadır, Şekil 3.141-3.142.

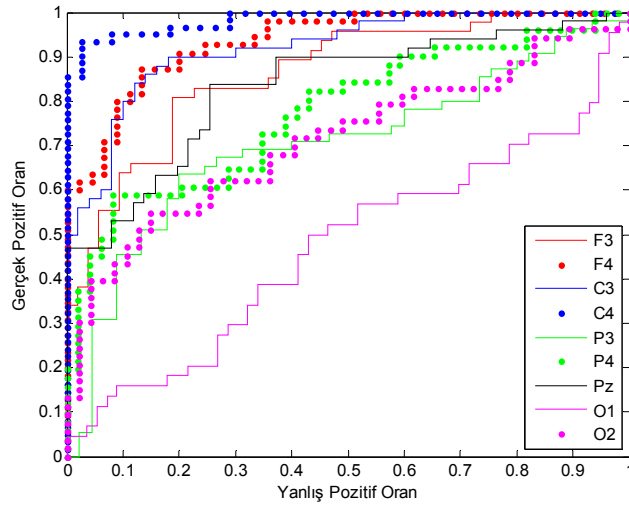


Şekil 3.140. Sağ el/Sol el, 9 elektrot için ROC eğrisi





Şekil 3.141. Sağ el/A harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi



Şekil 3.142. Sol el/A harfi, 9 elektrot için ROC eğrisi

Tablo 3.16’da DAA yöntemi ile ikili sınıflandırma için elde edilen doğruluk, duyarlılık ve seçicilik değerleri yer almaktadır. Doğruluk, duyarlılık ve seçicilik değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmektedir. Bu sonuçlara göre Rahat durumun Problem çözümü ile sınıflandırılması durumunda F3, F4 kanallarındaki doğruluk, duyarlılık, seçicilik değerleri %94 civarında, C3, C4 kanallarında %89 civarında, parietal lob kanalları olan P3, P4 ve Pz’de %83 seviyelerinde, O1 ve O2 kanallarında ise %76 civarındadır. Rahat/Sağ el durumunda ilk dört elektrot kanalı olan F3, F4, C3 ve C4’te %85 civarında, P4 ve Pz kanallarında %80 civarında, P3 kanalında %69 civarında, O1 ve O2 kanallarında ise %63 seviyelerinde değerler aldığı görülmektedir. Rahat/Sol el durumunda F3, F4, C3 kanallarında %79 seviyelerinde, C4 kanalında biraz artışla %86

civarında, P4 ve Pz kanalında %77 civarında, P3, O1 ve O2 kanallarında ise %60 civarında değerler aldığı görülmektedir. Rahat/A harfi durumunda F3 ve F4 kanallarında doğruluk, duyarlılık ve seçicilik değerleri %71 seviyelerinde, diğer yedi kanalda %65 civarındadır.

DVM yöntemi kullanılarak elde edilen Tablo 3.17'deki doğruluk, duyarlılık ve seçicilik değerlerine göre, Rahat/Problem durumunda F3, F4 kanallarında % 96, C3 ve C4 kanallarında %94, P3 kanalında %84 doğruluk, %78 duyarlılık ve %95 seçicilik, P4 ve Pz kanallarında %91, O1 ve O2 kanallarında %86 doğruluk, %82 duyarlılık ve %93 seçicilik olduğu görülmektedir. Rahat/Sağ el durumunda doğruluk, duyarlılık ve seçicilik değerlerinin F3, F4, C3, C4 kanallarında % 90 civarında, P3 kanalında %81 civarında, P4 ve Pz kanallarında %87 civarında, O1 ve O2 kanallarında da %71 civarında olduğu görülmektedir. Rahat/Sol el durumunda F3, F4, C3 kanallarında doğruluk, duyarlılık değerlerinin %89 civarında, seçicilik değerinin ise %91 civarında, C4 kanalında doğruluk, duyarlılık değerlerinin %91, seçicilik değerinin ise %65 olduğu görülmektedir. P3 kanalında doğruluk, duyarlılık değerleri %77, seçicilik değeri %84 düzeyindedir. P4 ve Pz kanallarında bu üç değer %85 civarında, O1 ve O2 kanallarında ise %65 civarındadır. Son olarak Rahat/A harfi durumunda, F3, F4 kanallarında doğruluk %81 civarında, duyarlılık %78 civarında, seçicilik ise %85 civarında değerler almaktadır. Geri kalan diğer yedi kanalın doğruluk, duyarlılık ve seçicilik değerleri %76 civarındadır.

Tablo 3.16. DAA ikili sınıflandırma performansı, Doğruluk, Duyarlılık, Seçicilik değerleri

<b>Görevler</b>		<b>Elektrotlar</b>									
<b>Eğitim seti</b>	<b>Test seti</b>	<b>F3</b>	<b>F4</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>P3</b>	<b>P4</b>	<b>Pz</b>	<b>O1</b>	<b>O2</b>	
Rahat Durum Problem Çözümü	Doğruluk	%94.01 ±2.38	%91.93 ±3.02	%89.27 ±3.35	%86.24 ±3.33	%83.28 ±3.90	%81.18 ±3.80	%82.93 ±3.60	%76.02 ±4.59	%72.90 ±5.07	
	Duyarlılık	%93.99 ±3.51	%92.34 ±4.01	%89.46 ±4.63	%86.11 ±4.52	%82.41 ±4.48	%80.97 ±4.66	%82.74 ±4.71	%74.61 ±4.49	%71.91 ±5.62	
	Seçicilik	%94.31 ±3.32	%91.84 ±3.94	%89.49 ±4.00	%87.00 ±5.03	%84.73 ±5.40	%82.19 ±5.44	%83.95 ±5.65	%78.21 ±6.45	%74.72 ±6.25	
Rahat Durum Sağ El Hayali	Doğruluk	%85.16 ±4.03	%85.51 ±3.75	%83.80 ±3.57	%86.96 ±3.46	%69.22 ±5.51	%79.42 ±3.79	%80.24 ±3.90	%63.55 ±4.81	%59.72 ±5.63	
	Duyarlılık	%86.59 ±4.81	%86.36 ±4.50	%83.95 ±5.07	%87.04 ±4.92	%69.00 ±5.24	%79.45 ±4.96	%80.55 ±5.54	%63.88 ±4.97	%59.68 ±5.85	
	Seçicilik	%85.27 ±5.30	%85.30 ±5.36	%84.31 ±4.65	%87.43 ±4.53	%70.00 ±6.62	%79.99 ±4.90	%80.62 ±4.67	%63.54 ±5.02	%60.15 ±6.06	
Rahat Durum Sol El Hayali	Doğruluk	%79.16 ±4.53	%81.42 ±3.93	%77.38 ±4.19	%86.73 ±3.45	%60.41 ±6.28	%77.20 ±3.64	%74.55 ±4.71	%57.28 ±4.70	%57.72 ±4.19	
	Duyarlılık	%79.42 ±5.39	%81.04 ±4.22	%77.64 ±5.45	%86.18 ±4.55	%60.42 ±6.49	%76.90 ±4.49	%74.26 ±5.47	%57.08 ±4.68	%57.69 ±4.31	
	Seçicilik	%79.41 ±5.35	%82.48 ±6.06	%77.79 ±4.94	%87.90 ±4.89	%60.79 ±6.77	%78.29 ±5.33	%75.36 ±5.22	%57.75 ±5.22	%57.96 ±4.37	
Rahat Durum A Harfi Hayali	Doğruluk	%71.89 ±4.49	%70.64 ±4.49	%65.53 ±4.32	%62.55 ±5.00	%70.94 ±5.12	%62.70 ±4.71	%66.22 ±4.48	%62.49 ±4.81	%58.36 ±5.08	
	Duyarlılık	%71.81 ±5.37	%70.73 ±5.04	%65.81 ±4.89	%62.42 ±5.16	%70.22 ±5.41	%62.69 ±4.92	%65.97 ±4.72	%62.59 ±4.87	%58.32 ±5.24	
	Seçicilik	%72.67 ±5.36	%71.13 ±5.23	%65.74 ±4.77	%62.99 ±5.32	%72.19 ±5.83	%63.07 ±5.14	%67.05 ±5.52	%62.69 ±5.26	%58.66 ±5.30	

Tablo 3.17. DVM ikili sınıflandırma performansı, Doğruluk, Duyarlılık, Seçicilik değerleri

<b>Görevler</b>		<b>Elektrotlar</b>									
<b>Eğitim seti</b>	<b>Test seti</b>	<b>F3</b>	<b>F4</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>P3</b>	<b>P4</b>	<b>Pz</b>	<b>O1</b>	<b>O2</b>	
Rahat Durum Problem Çözümü	Rahat Durum	Doğruluk	%96.80 ±1.66	%96.76 ±1.54	%94.17 ±1.95	%92.69 ±2.42	%84.93 ±3.14	%92.44 ±2.08	%91.71 ±2.17	%86.82 ±2.51	%84.31 ±2.96
		Duyarlılık	%96.27 ±2.65	%95.11 ±2.73	%93.80 ±2.74	%91.39 ±3.84	%78.60 ±3.98	%90.38 ±3.15	%89.75 ±2.95	%82.00 ±3.41	%80.21 ±3.90
		Seçicilik	%97.47 ±1.94	%98.66 ±1.55	%94.71 ±2.78	%94.39 ±3.08	%95.46 ±3.08	%94.95 ±2.68	%94.09 ±3.04	%93.77 ±3.32	%90.31 ±4.28
Rahat Durum Sağ El Hayali	Rahat Durum	Doğruluk	%90.40 ±2.42	%90.80 ±2.57	%90.28 ±2.56	%91.55 ±2.24	%81.57 ±2.94	%86.37 ±2.66	%87.33 ±3.03	%71.80 ±3.32	%67.54 ±3.63
		Duyarlılık	%88.96 ±3.79	%89.83 ±3.73	%90.66 ±4.02	%90.02 ±3.53	%77.89 ±3.96	%86.16 ±4.25	%86.99 ±4.24	%69.24 ±4.09	%68.52 ±4.86
		Seçicilik	%92.32 ±3.30	%92.09 ±3.05	%90.42 ±4.23	%93.54 ±3.20	%87.14 ±4.50	%87.06 ±3.59	%88.13 ±4.16	%76.25 ±5.11	%67.26 ±4.02
Rahat Durum Sol El Hayali	Rahat Durum	Doğruluk	%89.21 ±2.76	%89.20 ±2.71	%86.92 ±3.16	%91.83 ±2.65	%77.52 ±3.73	%85.61 ±3.16	%83.84 ±2.83	%65.93 ±3.87	%66.38 ±3.51
		Duyarlılık	%87.37 ±3.84	%86.77 ±3.89	%86.64 ±4.07	%89.21 ±4.00	%73.51 ±4.29	%84.25 ±4.12	%82.90 ±4.05	%63.81 ±3.90	%67.48 ±4.53
		Seçicilik	%91.71 ±4.14	%92.36 ±3.60	%87.60 ±4.22	%65.16 ±2.95	%84.07 ±5.14	%87.53 ±4.21	%85.37 ±4.00	%69.91 ±6.03	%65.91 ±3.80
Rahat Durum A Harfi Hayali	Rahat Durum	Doğruluk	%81.43 ±3.33	%80.65 ±3.09	%77.74 ±3.24	%73.46 ±3.84	%76.67 ±3.65	%76.02 ±3.15	%79.58 ±3.69	%75.82 ±3.46	%69.55 ±3.76
		Duyarlılık	%78.87 ±4.43	%77.91 ±4.35	%77.13 ±4.84	%73.84 ±4.88	%72.23 ±4.37	%71.92 ±3.74	%76.20 ±4.47	%72.32 ±3.78	%67.41 ±4.10
		Seçicilik	%85.24 ±4.62	%84.70 ±4.22	%79.23 ±4.53	%73.76 ±4.76	%84.47 ±4.86	%83.08 ±5.13	%84.78 ±5.07	%81.55 ±5.40	%73.28 ±5.40

## 4. İRDELEME

### 4.1. Öz Niteliklere Ait İrdeleme

Beyin bilgisayar ara yüzü tasarımı için gerekli sinyaller sınıflandırılırken, önemli aşamalardan biri öz niteliklerin seçimidir. EEG sinyallerinde öz nitelik çıkarma aşamasında en çok kullanılan yöntemler arasında özbağlanımlı (AR) yöntemler ve güç spektral yoğunluğu gelmektedir [118-121]. Bu çalışmada güç spektral yoğunluğu yönteminin kullanıldığı iki aşamalı öz nitelik çıkarımı gerçekleştirilmiştir.

#### 4.1.1. Öz Nitelik Çıkarımındaki İlk Aşamaya Ait İrdeleme

Öz nitelik çıkarımının ilk aşamasında frekans domeni özellikleri esas alınarak Welch metodu ile güç spektral yoğunluğu hesabına dayanan spektral analiz metodu gerçekleştirilmiştir. Rahat durum, Problem çözümü, Sağ el hayali, Sol el hayali ve A harfi hayali için F3 ve F4 elektrotunda oluşan değişimler Şekil 3.1-3.10'da verilmiştir. Rahat durumda frontal lobda gözler kapalı durumdayken alfa dalgalarının genliği yüksektir, 82 dB/Hz, dikkat gerektiren, beynin yoğunlaştığı ve stres altında olduğu durumlardan biri olarak kabul edilen Problem çözümü aşamasında alfa ritminin genliğinde düşüş olmuştur. Güç spektral yoğunluğu grafikleri incelendiğinde rahat durum ve problem çözümü arasında alfaların tepe noktasının 1-2 Hz lik bir değişim gösterdiği gözlenmektedir, Şekil 3.6-3.7. Ayrıca motor hareketlerin hayali ile de alfa ritminde düşüş görülmüştür. A Harfi hayali frontal lobda rahat durum ile benzer özellik taşımaktadır. Farklı görevlerin sınıflandırılması ile ilgili çalışmalarda da bu durum desteklenmektedir [94-98]. Beta dalgaları rahat durumda çok belirgin olmadığı halde, problem çözümü, sağ el, sol el ve A harfi hayalinde 15-30 Hz aralığında değişik frekanslarda gözlenmektedir. Rahat durum esnasında 72 dB/Hz olan beta genlikleri sağ ve sol el hayalinde azalarak 67 dB/Hz civarına inmiştir. Sağ ve sol el hareket hayaline ait Şekil 3.3-3.4 incelendiğinde, F3 elektrodu için sağ ve sol el hareket hayalinde ayırt edici bir farklılık gözlenmemektedir. Grafiklerden tüm görevler için frontal loblara ait hemisferik farklılık olmadığı gözlenmektedir.

Sentral bölgedeki elektrotlar için tüm görevler analiz edildiğinde, frontal loba oranla, burada alfa ritminin genliği daha düşüktür, Şekil 3.11-3.20. Betaların genliğinde bir değişiklik olmamış, frontal lobdakine benzer karakter sergilemişlerdir. [122-123]' te ortaya koyulan C3, C4 elektrotlarında sağ ve sol el hareketinin ayırt edilmesi ve hemisferik farklılıkların ortaya çıkarılması konusunda bu çalışmadaki öz nitelik çıkarma yöntemi ile bir farklılık elde edilememiştir. Ayrıca beta ritimleri oluştukları frekans açısından değişiklik göstermekle birlikte, her bir denemede aynı form elde edilemediğinden, beta ritimlerinin oluştukları frekanslar görevlerin ayırt edilmesinde etkili değildirler.

Parietal bölgedeki elektrotlar incelendiğinde, Şekil 3.21-3.35, bu bölümde alfa dalgalarının belirgin bir şekilde oluşması beklenmektedir, grafiklere bakıldığında tüm görevler için 8-10 Hz aralığındaki alfa ritminin genliği 85 dB/Hz değerlerindedir. Beta ritmi değerleri de 70 dB/Hz civarındadır. Sağ ve sol elin birbirinden ayıt edilmesinde parietal lobun aktif olması beklenirken, güç spektral yoğunluk değerlerinden bunu çıkarmak mümkün olmamaktadır. O nedenle zaman domeninde olay bağlantılı potansiyellerin (ERD) incelenmesi gerekir. P4 ve Pz kanallarında da görevlerin alfa ve beta ritimleri yakın değerler aldığından, parietal lob için de hemisferik farklılıklar belirgin olmamaktadır ve ayrıca görevlerin sınıflandırılması esnasında güç spektral yoğunluk değerlerinin yalnız başına öz nitelik olarak yeterli olmadığı görülmektedir.

Rahat durumda gözler kapalı iken alfa ritminin en fazla beyin arka kısmında olduğu bilinmektedir. Oksipital bölgedeki elektrotlarda alfa ritmi genliği 85 dB/Hz olarak gözlenmiştir. Beta ritmi ise beklenildiği gibi daha düşük genliklidir, Şekil 3.36. Problem çözümü, sağ el, sol el ve A harfi hayalinde de alfa ritminin genliğinin 90 dB/Hz seviyelerindeyken, beta ritmi genliği belirsiz sayılabilecek büyüklüktedir. Bu hareketlere ait beta ritminin oksipital bölgede oluşmadığı düşünülmektedir, Şekil 3.41-3.45.

Welch yöntemi kullanılarak gerçekleştirilen spektral analiz uygulaması ile elde edilen öz nitelikler, görevlerin ayırt edilmesi için yeterli görülmemektedir. Bu nedenle bir başka spektral analiz yöntemi olan model tabanlı öz bağımlı Yule- Walker metodu ile EEG sinyalleri beş farklı görev ve dokuz farklı elektrot kanalı için analiz edilmiştir. Bu yöntemde model parametreleri doğrusal denklemlerin çözümüyle elde edildiğinden çok yaygın kullanıma sahiptir [124-127]. Yule-Walker AR parametreleri 10. dereceden seçilerek yapılan analizlerde, Şekil 3.46, EEG sinyallerindeki frekans bantlarına ilişkin bir

değişim gözlenememiştir. Bu nedenle çalışmanın devamında Welch metodunun kullanılmasına karar verilmiştir.

#### 4.1.2. Öz Nitelik Çıkarımındaki İkinci Aşamaya Ait İrdeleme

Her ne kadar Welch spektral analizi ile EEG frekansları ortaya konmuş olsa da, çalışmanın asıl amacı olan beş farklı görevin ayırt edilmesi için ikinci bir öz nitelik çıkarma aşamasına ihtiyaç duyulmuştur. Güç spektral yoğunluğu hesaplanan EEG verisinin alfa ve beta ritimlerinin karakteristik özellikleri kullanılarak, öz nitelik çıkarma aşaması iki adımlı hale dönüştürülmüştür, Şekil 2.4-2.6. İkinci adımda alfa ritminin maksimum genliği ve beta ritminin iki tepesine ait maksimum genlik değerleri ile bu tepe noktalarının frekans eksenine karşı gelen başlangıç ve bitiş değerleri arasındaki fark alınarak 6 adet öz nitelik oluşturulmuştur. Bu yöntem basit, anlaşılması ve uygulaması kolay olan, diğer karmaşık öz nitelik çıkarma algoritmaları oranında iyi sonuç veren bir yaklaşım olduğu sınıflandırma başarımları elde edildiği zaman görülmüştür. Bu öz niteliklerin görevlere göre ayırt edicilik kabiliyetini görebilmek amacıyla Rahat/Problem ve Sağ el/Sol el görevlerinin dağılımları Şekil 3.47-3.112'de verilmiştir. Diğer görevler içinde benzer dağılımlar elde edildiğinden bulgular bölümünde sadece Rahat/Problem ve Sağ el/Sol el görevlerine ait dağılımlar verilmiştir. Bu grafikler incelendiğinde, alfa ve beta tepelerinin düşey eksendeki değişimini ifade eden ilk üç öz nitelik ayırt edici özelliğe sahip iken, geri kalan üç öz niteliğin görevler arasında fark yaratmak için yeterli katkı sağlamadığı görülmektedir. Sınıflandırma başarımlarının eldesinde 6 ve 3 öz nitelik kullanılarak öz nitelik sayısının azaltılmasının sınıflandırma performansına etkisi irdelenmiştir.

Öz nitelikler sınıflandırılırken ayrıca klasik yöntemler olarak bazı çalışmalarda kullanılan güç spektral yoğunluğu alınan verilerin minimum, maksimum, aritmetik ortalama ve standart sapma gibi dört öz nitelik grubu da oluşturulmuş, her iki grup arasında kıyaslama yapmak amacıyla kullanılmıştır.

## 4.2. Sınıflandırma Sonuçlarına Ait İrdeleme

### 4.2.1. İkili Sınıflandırma Sonuçlarına Ait İrdeleme

Seçilen öz niteliklerin BBA uygulamalarında kullanılabilirliğini göstermek amacıyla, Doğrusal Ayırıcı Analizi ve Destek Vektör Makinesi ile sınıflandırma yapılmış ve birbiri arasında kıyaslanmıştır. Bu tez çalışmasında kullanılan her iki sınıflandırma yöntemi ile hem ikili sınıflandırma hem de çoklu sınıflandırma denenerek, sınıflandırma performansları karşılaştırılmıştır. Çoklu sınıflandırma denenirken DAA ve DVM 'de bire-bir sınıflandırma metodu esas alınmıştır.

DAA ile yapılan ikili sınıflandırma sonuçlarına göre en yüksek sınıflandırma başarısı altı öz nitelik kullanıldığında Rahat/Problem, Rahat/Sağ El, Rahat/Sol el, Rahat/A harfi görevleri için sınıflandırma başarıları %93, %86, %87, %72 olarak elde edilmiştir, Tablo 3.1. Üç öz nitelikli durum için en yüksek sınıflandırma başarısı Rahat/Problem görevlerinin ayırt edilmesinde %95 seviyelerinde ve yine sırasıyla Rahat/Sağ El, Rahat/Sol el, Rahat/A harfi görevlerinin ayırt edilmesinde %86, %88, %72 civarında değerler almıştır, Tablo 3.2. Rahat durum dışındaki diğer dört görevin kendi aralarındaki ikili sınıflandırmalarına bakıldığında, Problem/A harfi başarısı %72 seviyesinde iken, motor hareketlerle olan sınıflandırma başarısı Problem/Sağ el ve Problem/Sol el başarısı %60-64 seviyelerindedir, Tablo 3.2. Altı ve üç öz nitelik kullanılması durumunda, sınıflandırma başarımlarında fazla bir değişiklik olmadığı, hatta üç öz nitelik durumunda az da olsa sınıflandırma başarısında artış olduğu görülmüştür, bu nedenle işlem zamanının artmasına neden olan altı öz nitelik yerine üç öz nitelik kullanılması yeterli ve etkili olacaktır. Beynin frontal lobunda dikkat ve yoğunlaşma gerektiren hareketler ve motor örüntüler yerine getirildiğinden, frekans domeninden benzer görevlerin örüntülerinin birbirine karışma olasılığı yüksektir. Bu nedenle sağ el ve sol elin kendi aralarındaki sınıflandırma sonuçları %50 civarında kalmıştır ve sistem bu verileri ayırt etmekte başarısız olmuştur. Sağ ve sol elin A harfi ile sınıflandırılmasındaki en yüksek başarımlar %68-%71 seviyelerinde C4 elektrotunda gözlenmiştir.

Elektrot kanallarının görevlere göre aktif olanlarına bakılırsa, rahat durumun problem çözümü ve A harfi ile kıyaslanması durumunda frontal lob F3 ve F4 elektrotları en yüksek sınıflandırma başarımlarına sahiptirler. Rahat/Sağ el ve Rahat/Sol el



durumlarında ise sentral lobda C4 elektrotu %88 ile en yüksek sınıflandırma oranına sahiptir. Sağ ve sol elin A harfi ile kıyaslanması durumunda C4 elektrotundaki sınıflandırma başarı yüzdesi sırasıyla %68 ve %72'dir. Bu sonuçlara göre C4 elektrotunun sağ ve sol el hareket hayalinin sınıflandırılmasında önemli rol oynadığı görülmektedir. Rahat durumun sağ el ve sol el ile, A harfi hayalinin sağ ve sol el ile sınıflandırılmasında ve sağ ve sol elin kendi aralarındaki sınıflandırılmasında başarı yüzdesi en yüksek C4 kanalında çıkmıştır. Bu nedenle motor hareketler esnasında merkezi lobun aktivitesinin öne çıktığı görülmektedir.

Tablo 3.3'de verilen DAA'nın klasik dört öz niteliğe göre sınıflandırma sonuçları rahat durumun diğer görevlerle %70-%60 düzeyinde ayırt edildiğini, bunların haricinde sınıflandırma başarımlarının %50 seviyelerinde olmasından ötürü, bu öz niteliklerin sınıflandırma için yeterli olmayacağı görülmüştür.

Tablo 3.4 ve Tablo 3.5'te Destek Vektör Makinesinin doğrusal yöntemi (Linear Kernel) ile altı öz nitelik ve üç öz nitelik veri grupları kullanılarak yapılan sınıflandırma sonuçları verilmiştir. Tablo 3.4'te Rahat/Problem karşılaştırmasında frontal lob F3, F4 kanallarındaki başarı yüzdesi oldukça yüksek olup %97 seviyelerinde, diğer kanallar C3, C4, P3, P4, Pz, O1 ve O2 için de başarımlar %90-%94 aralığındadır. Rahat/Sağ el durumuna ait en yüksek sınıflandırma başarımları %92 ile DAA'da olduğu gibi C4 kanalında olmuştur ve Rahat/Sol el başarımların yüzdesi de %92 ile yine C4 kanalındadır. Diğer kanalların sınıflandırma yüzdeleri frontal lobdakiler %90 civarında, parietal lob P3, P4, Pz de %76, %87, %87 seviyelerinde, oksipital bölgede ise bu oranlar biraz azalarak %75-%63 civarındadır. Rahat/A harfi durumunda ön kısımdaki elektrotlar F3, F4 %82'lik bir sınıflandırma yüzdesine sahiptir, bu oran diğer elektrotlarda %76-%80 civarındadır. Problem/Sağ el yüzdesi en yüksek %74 ile F3 kanalında, ve Problem/Sol el yüzdesi %78 ile C3 kanalındadır civarındadır. Problem/A harfi yüzdesi ise F3 kanalında %81 civarındadır. Bu üç oran DAA'ya göre daha yüksektir. Fakat Sağ El/Sol El sınıflandırma oranı ne yazık ki, DVM ile de C3, C4 ve P3 elektrotlarında %55, %53 ve %56 oranında gözlenmiştir. Sağ El/A harfi sınıflandırma yüzdesi en yüksek %77 ile C4 elektrotunda, Sol El/A harfi sınıflandırma yüzdesi de %80 oranında yine C4 elektrotunda gözlenmiştir. Bu oranlar da DAA ile elde edilen sonuçlardan daha yüksek olduğundan DVM ile ilgili buraya kadar elde edilen bulgulara göre Destek Vektör Makinesinin sınıflandırma kabiliyetinin DAA'dan daha üstün olduğu söylenebilir. Bu sonuçlardan sentral lob elektrotları olan C3

ve C4 'ün sağ el ve sol elin hareketinde rol oynadığı çıkarılmaktadır. Bu sonuçlar Tablo 2.1'de verilen bilgiler ile örtüşmektedir.

Tablo 3.5'te verilen üç öz nitelik kullanılması durumuna ait başarı yüzdeleri Rahat/Problem için F3 kanalında %97, Rahat/Sağ el için F4 kanalında %92, Rahat/Sol el için C4 kanalında %93 ve Rahat/A harfi için F3, F4 kanallarında %83 seviyelerindedir. Problem/Sağ el başarı yüzdesi en yüksek %76 ile C3 kanalında, Problem/Sol el başarı yüzdesi %78 ile en yüksek F3 ve C3 kanallarında, Problem/A harfi başarı yüzdesi ise %82 ile F3 ve F4 kanallarındadır. Sağ el ve Sol elin kendi aralarındaki sınıflandırma başarımları düşük olup, en yüksek başarı seviyesi %56 ile test verisinin Sağ el hayaline ait olması durumunda C4 kanalında, test verisinin sol el hayaline ait olması durumunda ise C3 kanalında gözlenmiştir. Sağ elin A harfi ile karşılaştırması sonucu, sınıflandırma başarımları %78 ile F3 kanalında ve Sol elin A harfi ile karşılaştırması sonucu sınıflandırma başarımları %83 ile C4 kanalındadır. Elde edilen ikili sınıflandırma sonuçlarına göre Rahat durum, Problem çözümü ve A harfi hayali görevlerinin aktif olduğu elektrotların F3 ve F4 olduğu görülmektedir. Fakat motor hareketleri kapsayan Sağ el ve sol el hayali hareketlerinde C3 ve C4 elektrotlarındaki sınıflandırma başarımlarının yüksek olduğu görülmektedir. Ayrıca Rahat durumun motor hareketlerle karşılaştırılması durumunda oksipital bölgedeki elektrotlar olan O1 ve O2 tercih edilmemelidir. Son olarak, altı öz niteliğin azaltılarak, üç öz nitelikle işlem yapılması sınıflandırma başarımlarında bir düşüşe neden olmamış, aksine bazı durumlarda artış olmuştur. Öz niteliklerin azaltılması, aktif olduğu düşünülen elektrotların başarımlarında da bir değişiklik yaratmamıştır.

DVM ile sınıflandırmada verilerin doğrusal olarak ayrılamadığı durumlarda, verileri daha büyük boyutlu uzaylara taşıyarak çözümlenmek için çekirdek fonksiyonları kullanılır. Bir önceki adımda denenen doğrusal çekirdek fonksiyonunun yanı sıra, bir de radyal tabanlı çekirdek fonksiyon kullanılarak sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Radyal tabanlı fonksiyon, DVM uygulamalarında en çok tercih edilen yöntemler arasındadır [127-128]. Her bir görevin kendi aralarında radyal tabanlı çekirdek fonksiyonu kullanılarak DVM ile ikili sınıflandırma sonuçları altı, üç ve dört öz nitelikli veri grubu için Tablo 3.6-3.8'de yer almaktadır. Tablo 3.6 ve Tablo 3.7'deki sonuçlara göre, RBF DVM hem doğrusal DVM'den, hem de DAA'dan daha yüksek başarımlarına sahiptir. Tablo 3.7'deki başarı yüzdelerine göre, Rahat/Problem oranları frontal lobda %98 seviyelerinde, Rahat/Sağ El ve Rahat/Sol El oranları sırasıyla %93 ve %95 ile C4 elektrotunda

gözlenmiştir. Rahat/A harfi başarı yüzdesi %87 ile P3 elektrotunda en yüksek değer almıştır. Problem/Sağ el sınıflandırma yüzdesi test verisinin Problem çözümüne ait olması durumunda %76 ile en yüksek C3 kanalında, test verisinin Sağ el hayaline ait olması durumunda ise %81 ile en yüksek O2 kanalında ortaya çıkmıştır. Problem/Sol el sınıflandırma yüzdesi de aynı şekilde test verisinin Problem çözümüne ait olması durumunda %78 civarında F3 ve C3 kanallarında en yüksek değerlerini, test verisinin Sol el hayaline ait olması durumunda % 82 ile O2 kanalında en yüksek değerini almıştır. Başarı oranlarının yüksek olarak gözlemlendiği elektrot kanallarının test verinin tipine göre değişmesi, zihinde oluşan her bir görevin farklı yerlerde oluştuğunun işaretidir. Problem/A harfi sınıflandırma yüzdesi ise %84 ile frontal lobda en yüksek değer almaktadır. Tablo 3.6’da verilen altı öz nitelik için sağ ve sol elin sınıflandırılması sonuçlarına göre, sınıflandırma yüzdeleri %55-%60 gibi düşük seviyededir fakat bir ufak farklılık olarak, sağ ele ait veri grubunun ayırt edilme yüzdesinin C4 elektrotunda %59 ve C3 elektrotunda %53 olduğu, buna karşılık sol ele ait veri grubunun ayırt edilme yüzdesinin C3 elektrotunda %57, C4 elektrotunda ise %53 olduğu görülmüştür. Buradan motor hareketlerin hayali esnasında hemisferik farklılığın tespit edildiği söylenebilir. Sağ El/A harfi sınıflandırma yüzdesi ise en yüksek %78 ile C4 elektrotunda, Sol el/A harfi sınıflandırma yüzdesi de %84 ile yine C4 elektrotunda gözlenmiştir. Tablo 3.7’deki üç öz nitelikli durumda ise, sağ ve sol el için C3 ve C4 kanallarında görülen bu değişimin yanı sıra, Sol el için en yüksek değer %61 ile P3 kanalında gözlenmiştir. Sağ ve sol elin A harfi ile sınıflandırılma yüzdeleri de yine test verisi tipine göre değişmekle birlikte, test verisinin A harfi hayali olduğu durumda %80 ve %85 ile C4 kanalında en yüksek değerlerini almaktadır.

Tablo 3.8’deki klasik dört öz nitelikli veri grubu sınıflandırma sonuçlarına bakıldığında, sınıflandırma yüzdelerinin %50-%60 aralığında değerler aldığı görülmektedir. Bu nedenle başarılı bir sınıflandırmadan söz etmek mümkün değildir. Dolayısıyla, hem DAA’da hem de DVM’de elde edilen bu düşük sınıflandırma yüzdeleri, bu dört öz niteliğin (minimum, maksimum, aritmetik ortalama ve standart sapma) EEG verilerini ayırt etmede tek başlarına yeterli olmadığını göstermektedir.

En yüksek başarıyı Rahat/Problem durumu için elde edilmiştir. Bu nedenle Tablo 4.1’de ikili sınıflandırma için elde edilen en yüksek sınıflandırma başarımları, her üç öz

nitelik grubu ve kullanılan sınıflandırma yöntemleri açısından daha açık bir şekilde değerlendirilmesi için sunulmuştur.

Tablo 4.1. İkili sınıflandırmada kullanılan yöntemlerle elde edilen en yüksek sınıflandırma başarımları

Sınıflandırıcı	Yüzde Başarım								
	F3	F4	C3	C4	P3	P4	Pz	O1	O2
<b>DAA 6 öz nitelik</b>	93.78	91.88	88.92	85.84	78.94	83.24	83.82	76.54	76.42
<b>DVM Lineer 6 öz nitelik</b>	96.74	96.42	93.66	93.48	90.68	94.96	93.88	91.28	89.10
<b>DVM RBF 6 öz nitelik</b>	97.98	98.22	94.84	95.34	94.32	97.82	94.80	94.74	92.00
<b>DAA 3 öz nitelik</b>	95.10	92.10	89.28	87.36	84.16	82.90	84.18	78.02	75.46
<b>DVM Lineer 3 öz nitelik</b>	97.22	96.94	94.86	93.86	90.68	94.56	93.22	92.44	90.04
<b>DVM RBF 3 öz nitelik</b>	97.60	98.36	95.06	94.84	96.42	95.40	94.56	94.72	91.38
<b>DAA 4 öz nitelik</b>	72.06	68.44	64.28	66.52	66.10	71.78	68.70	62.56	60.70
<b>DVM RBF 4 öz nitelik</b>	46.66	49.20	42.12	44.98	64.08	58.42	52.90	69.04	68.52

#### 4.2.2. Çoklu Sınıflandırma Sonuçlarına Ait İrdeleme

Üç öz nitelik sonuçlarının ikili sınıflandırma sonrasında altı öz nitelik sonuçlarına oranla daha üstün olması ve klasik dört öz niteliğin sınıflandırma başarımlarının çok düşük çıkması nedeniyle, çoklu sınıflandırma işlemi yalnızca üç öz nitelikli veri grubu için yapılmıştır. Burada amaç, beş farklı veri grubu içerisinde, test verisinin hangi gruba dahil olduğunun tespit edilebilmesidir. DAA ve DVM ile yapılan çoklu sınıflandırma sonuçları Tablo 3.9 ve Tablo 3.10'da verilmiştir. Çoklu sınıflandırma için bire bir yöntemi kullanılmış, test verisi, sınıflandırılacak olan beş görevin eğitim verileriyle bire-bir kıyaslanmış, bunun sonucunda sınıflandırma oranı en yüksek çıkan grup belirlenmiştir. Çoklu sınıflandırmada belli bir görevin hangi gruba dahil olduğunun bilinmesi ve sınıflandırma yüzdesinin hesaplanabilmesi için, sınıflandırma tablolarından toplu bir

çıkartım yapılması gerekir. Böylece beş farklı görev içerisinde, bilinmeyen test verisinin hangi göreve ait olduğuna karar verilmiştir. Genel bir sonuca ulaşmak için, bu çıkarımlar 100 kere denenerek, sonuçlar elde edilmiştir. Test verisi aynı kalmak koşuluyla eğitim veri grubunun bir, iki, üç, dört ve beş farklı kere seçilmesiyle farklı görevler esnasında, farklı sayıda elektrotlarla denenen duruma ait sınıflandırma başarımlarının eğitim sayısının artışıyla iyileştiği gözlenmiştir. Eğitim sayılarının artışı başarımları yükseltmekle birlikte işlem süresini artırmaktadır. Gerçek zamanlı uygulamalar için harcanan süre önemli olduğundan eğitim sayısı üç olarak alınmıştır. Tablo 3.11’de verilen kullanılan iki sınıflandırma yönteminin işlem sürelerine göre kıyaslanması durumunda, DAA yöntemi DVM yönteminden daha hızlı cevap verdiği görülmektedir. Ayrıca DAA yönteminde elektrot sayısının azaltılması her bir eğitim sayısı için koşturma zamanında yaklaşık 0.25 s’lik azalmaya neden olmaktadır. DVM yönteminde ise her bir eğitim sayısı artışı için işlem süresinin 0.56 s arttığı gözlenmiştir. Optimum bir değer olması açısından, çıkarımlarda eğitim sayısı üç olarak alınmıştır. Bu çıkarımlara ait sonuçlar 100 deneme için elde edilmiş ve farklı durumlar için Tablo 3.12-3.15’te sunulmuştur. Burada amaç, elektrot sayısının azaltılmasının sınıflandırma performansına etkilerinin belirlenmesi ve aynı zamanda beyin farklı yarı kürelerinden seçilen elektrot kanallarının sınıflandırma performansındaki rollerinin görülmesidir. Tablo 3.12’deki dokuz elektrot kullanımı sonucu ulaşılan sınıflandırma performansları değerlendirildiğinde, Rahat durum ve Problem çözümü sınıflandırma oranlarının DAA yöntemi ile %100’e çok yakın, DVM yöntemi ile de %100 olduğu görülmektedir. A harfi hayali sınıflandırma sonuçlarının da DAA ile %90, DVM ile %99 oranında olduğu gözlenmiştir. DAA yöntemi ile motor hareketlerin sınıflandırma başarımları, ikili sınıflandırmada olduğu gibi çoklu sınıflandırmada da düşük kalmıştır. Sağ el için %48, Sol el için %61 seviyelerinde sınıflandırma başarımları elde edilmiştir. Öte yandan motor hareketler için DVM ile çoklu sınıflandırma sonuçları Sağ el ve Sol el için %75 düzeyinde bir başarımlar elde edilmiştir ki, bu değer başarılı kabul edilebilir düzeydedir.

F3, F4, C3, C4 elektrotları seçilerek yapılan çoklu sınıflandırma sonucunda Tablo 3.13’den de görüldüğü gibi Sağ el hayali başarımları DVM yöntemi ile %75’ten %87’ye yükselmiştir. Sol el hayali başarımlarında ise az bir düşüş ile %75.20’den %72.66’ya indiği gözlenmiştir. Diğer görevler için bir değişim olmamıştır. Bu nedenle 4 elektrot kullanımı uygun bir tercih olacaktır.

Tablo 2.1’de vurgulandığı gibi beynin sağ yarı küresi vücudun sol kısmından sorumlu, sol yarı küresi de sağ kısmından sorumludur. Bu ayrıcalığı görmek amacıyla önce 4 sağ yarı küre elektrotları olan F3, C3, P3, O1 ve Pz’nin kullanılması durumu, daha sonrada 4 sol yarı küre elektrotları olan F4, C4, P4, O2 ve Pz’nin kullanılması durumu ele alınmıştır. Fakat Tablo 3.14 ve 3.15’den görüldüğü gibi motor hareketlerin ayırt edilmesinde hemisferik farklılık sonuçlara yansımamıştır. Bunun nedeni deneğin beyninin davranış yapısından kaynaklanabileceği gibi bu konunun farklı denekler kullanılarak incelenmesinde de fayda vardır.

Farklı sayıda elektrot kullanılması durumunda her bir görev için sınıflandırma performansının eğitim sayısı ile değişimini veren Şekil 3.113-121 incelendiğinde eğitim sayısının 3 olduğu yere kadar başarıdaki artışın hızlı olduğu görülmektedir. Eğitim sayısının 4 ve 5 değerleri için başarıdaki artışın daha yavaş olduğu gözlenmiştir. Tablo 3.11’de verilen programın koşma süresi de dikkate alınır, optimum bir değer olarak eğitim sayısının 3 seçilmesi yerinde bir karardır.

### 4.3. Sınıflandırma Performansına Ait İrdeleme

Bu kısımda ikili ve çoklu sınıflandırma için değerlendirme kriterlerine yer verilmiştir. İkili sınıflandırma performanslarının değerlendirilmesi için Alıcı İşlem Karakteristiği Eğrisi (ROC, Receiver Operating Characteristics) adı verilen eğriler elde edilmiştir [129-130]. Ayrıca bu sınıflandırmanın doğruluk, duyarlılık ve seçicilik değerleri çıkarılmıştır. DAA ve DVM için elde edilen ROC eğrileri Şekil 3.123-3.142’de görülmektedir. Karışıklık matrisine göre Gerçek Pozitif Oranın 1’e yakın olması, sınıflandırma başarımı açısından önemlidir. Buna göre kanal bazında sunulan sonuçlardan genel olarak F3, F4 kanallarının ve C3 ile C4 kanallarının sınıflandırma performanslarının yüksek olduğu görülmektedir. Bu durum da çoklu sınıflandırmada F3, F4, C3 ve C4 elektrotlarının kullanımının uygun olduğunu destekler niteliktedir.

Tablo 3.16 ve Tablo 3.17’de sunulan doğruluk, duyarlılık ve seçicilik değerlerini içeren ikili sınıflandırma performansı sonuçlarına göre, DVM yöntemi ile elde edilen sonuçların DAA yöntemine göre üstünlük sağladığı görülmektedir. Bu tablolardaki sonuçlar, Tablo 3.2 ve Tablo 3.7’deki Rahat durumun diğer görevlerle ikili sınıflandırması sonuçları ile uygunluk göstermektedir.

DAA ve DVM yöntemlerinin başarı yüzdesi ortalamalarının birbirlerinden farklı olup olmadığı Mann-Whitney U testi ile test edilmiştir. Kurulan hipotez testi eşitlik 4.1’de verildiği gibidir.

$$\begin{aligned} H_0 &= \mu_1 = \mu_2 \\ H_1 &= \mu_1 \neq \mu_2 \end{aligned} \quad (4.1)$$

Burada  $\mu_1$  DAA’ya ait başarı yüzdesi ortalamalarını ve  $\mu_2$  de DVM’ye ait başarı yüzdesi ortalamalarını göstermektedir. Kurulan hipotez  $\alpha = 0.05$  anlamlılık düzeyinde test edilmiştir ve elde edilen sonuçlar elektrot bazında 6 öz nitelik için Tablo 4.2’de ve 3 öz nitelik için de Tablo 4.3’de verilmiştir.

Tablo 4.2. 6 öz nitelik için Mann-Whitney U testi sonuçları

Elektrotlar	F3	F4	C3	C4	P3	P4	Pz	O1	O2
<b>H<sub>0</sub> Hipotezi</b>	Red	Red	Red	Kabul	Red	Red	Red	Red	Red

Tablo 4.3. 3 öz nitelik için Mann-Whitney U testi sonuçları

Elektrotlar	F3	F4	C3	C4	P3	P4	Pz	O1	O2
<b>H<sub>0</sub> Hipotezi</b>	Red	Red	Red	Kabul	Red	Red	Red	Red	Red

Yapılan testler sonucunda C4 kanalı dışındaki tüm kanallarda DAA’nın başarı yüzdeslerinin DVM’ye göre daha düşük olduğu görülmüştür. C4 kanalı için ise her iki yöntemin birbirlerine göre bir üstünlük sağlamadığı sonucu gözlenmiştir.

## 5. SONUÇLAR

1. Farklı görevler esnasında kaydedilen EEG sinyallerinin öz niteliklerinin çıkarılması için spektral analiz tekniklerinden Welch metodu kullanılmış ve bu metod model tabanlı yöntem olan Yule-Walker metoduna göre üstünlük sağlamıştır.
2. Öz niteliklerin çıkarılması aşamasında yalnız başına güç spektral yoğunluğunun hesaplanması yeterli olmadığından sinyalin alfa ve beta ritimlerinin karakteristik özelliklerinden oluşan ikinci bir öz nitelik çıkarma yaklaşımı önerilmiştir.
3. DAA ile yapılan Rahat durumun Problem çözümü ile kıyaslanması durumunda ikili sınıflandırma performansı altı öz nitelik için en yüksek %93, üç öz nitelik için de en yüksek %95 oranında beynin ön kısmı olan frontal lobda F3 ve F4 kanallarında gözlenmiştir.
4. Rahat/Sağ el ve Rahat/Sol el mukayesesi durumunda, DAA ikili sınıflandırma sonuçlarına göre en yüksek başarımlar üç öz nitelik ile F4 ve C4 elektrotlarında % 86 olarak gözlenmiştir.
5. Beynin frontal lobunda dikkat ve yoğunlaşma gerektiren hareketler ve motor örüntüler yerine getirildiğinden, frekans domeninde bu görevlerin örüntülerinin birbirine karıştığı düşünülmektedir. Sağ el ve sol elin kendi aralarındaki sınıflandırma sonuçları %50 civarında kalmıştır ve sistem DAA ile bu verileri ayırt etmekte başarısız olmuştur.
6. DAA ile yapılan klasik dört öz nitelikli sınıflandırmada, bu dört öz nitelik verileri olan minimum, maksimum, aritmetik ortalama ve standart sapma, farklı görevler esnasında oluşan EEG sinyallerinde bir ayırt edicilik ortaya koyamamıştır. Bu nedenle sınıflandırma başarımları rahat durumda %70'lerde, diğer görevlerde ise %50'lerde kalmıştır.
7. Doğrusal ve Radyal Tabanlı çekirdek fonksiyonu (Kernel) kullanılarak denenen Destek Vektör Makinesi ile yapılan ikili sınıflandırmanın DAA'ya oranla üstünlük gösterdiği sonucuna Mann-Whitney U testi ile ulaşılmıştır.
8. Destek Vektör Makinesi'nde Radyal Tabanlı Kernel kullanıldığında Rahat/Problem çözümü karşılaştırılmasında F4 kanalında %98 başarımlar elde edilmiştir. Çekirdek fonksiyon genişliğini ifade eden  $\sigma = 5$  değeri en uygun değer olarak bulunmuştur.



9. Rahat/Problem çözümü için en uygun elektrot kanalları frontal lobdaki F3, F4 kanallarıdır.
10. Rahat/Sağ el ve Rahat/Sol el ayırt edilmesinde en uygun kanal sağ yarı küredeki C4 kanalıdır. Oksipital lobdaki alfa dalgalarının genliği rahat durum esnasında arttığından Rahat/A harfi hayali için en uygun kanallar F3 ve F4 kanallarıdır.
11. Çoklu sınıflandırmada DVM yöntemi ile elde edilen sınıflandırma başarımları 9, 5 ve 4 elektrot kullanılması durumlarının hepsinde DAA'ya oranla daha yüksektir.
12. Analiz için kullanılacak olan EEG veri seti üzerinde bozuk olarak nitelenebilecek verileri veri grubundan atma işlemi yapılmamıştır. Bunun yerine aynı test verisinin, rastgele seçilen farklı eğitim gruplarıyla kıyaslaması yapılmıştır. Bu rastgele seçme işlemi en fazla 5 kez yapılmıştır. Bu işlem eğitim sayısının değişimi olarak adlandırılmıştır.
13. Çoklu sınıflandırmada eğitim sayısının artırılması başarımları artırmaktadır. Programın işlem süresi de arttığından eğitim sayısının 3 olarak seçilmesi uygundur.
14. DAA yöntemi DVM yönteminden daha hızlı cevap vermektedir. DVM'nin işlem zamanı DAA'nın işlem zamanından yaklaşık 3 kat fazladır.
15. Sağ el hayali başarımları DVM yönteminde 9 elektrot kullanımında %75 seviyesindeyken, F3, F4, C3, C4 elektrotları seçilerek yapılan çoklu sınıflandırma sonucunda %87'ye yükselmiştir.
16. Sol el hayali başarımları DVM yönteminde 9 elektrot kullanımında %75 seviyesindeyken, F3, F4, C3, C4 elektrotları seçilerek yapılan çoklu sınıflandırma sonucunda %72'ye düşmüştür.
17. DVM yönteminde elektrot sayısındaki azalma Rahat durum, Problem çözümü ve A harfi hayalinin sınıflandırma sonuçlarında olumsuz bir değişikliğe yol açmamıştır.
18. Sağ ve sol yarı küre elektrotları ve Pz seçilerek yapılan sınıflandırma sonucunda motor hareketler olan sağ el hayali ve sol el hayaline ilişkin hemisferik farklılık gözlenmemiştir.
19. İkili sınıflandırma için elde edilen ROC eğrileri ve sınıflandırma doğruluğu, duyarlılık ve seçicilik değerleri, sınıflandırma başarımının tespiti için sadece F3, F4, C3 ve C4 elektrotlarının kullanımının yeterli olduğunu destekler niteliktedir.

## 6. ÖNERİLER

1. Tek bir denekten elde edilen EEG verileri kullanılarak gerçekleştirilen bu çalışma, birden çok sayıdaki denekle denenerek, farklı zihinsel ve motor aktiviteler esnasında kaydedilen EEG verilerinin kişiden kişiye değişiklik gösterip göstermediği araştırılabilir.
2. EEG sinyallerinden öz niteliklerin çıkarılması aşamasında, bu çalışmada yalnızca frekans domeni özellikleri kullanılmıştır. Zaman domeni ve uzaysal domene ait öz nitelikler çıkarılarak, sinyaller çok yönlü araştırılabilir.
3. Doğrusal sınıflandırma yöntemlerinin yanı sıra, Yapay Sinir Ağları veya Gömülü Markov Modeli gibi literatürde yer alan farklı türden sınıflandırıcılar kullanılarak geliştirilen sistemin performansı test edilebilir.
4. Bu çalışma sonucunda kazanılan deneyim sayesinde, gerçek zamanlı bir Beyin Bilgisayar Arayüzü uygulaması başlatılabilir.
5. Nörofizyolojik bozukluğu olan kişilerle çalışılarak, onların dış dünyayla iletişim kurmalarını veya hareketlerine imkan tanıyacak protez cihazların kontrolünü gerçekleştirmek üzerinde araştırmalar yapılabilir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Wolpaw R. J., Birbaumer N., McFarland, D.J., Pfurtscheller, G. ve Vaughan, T.M., Brain- computer interfaces for communication and control, Clinical Neurophysiology, 113 (2002) 767-791.
2. Wessel, M., Pioneering Research into Brain Computer Interfaces, Master of Science Thesis, Man-machine Interaction Group, Delft University of Technology, Delft, 2006.
3. Gazzaniga, M. S., Ivry, R. B., and Mangun, G. R., Cognitive Neuroscience. W.W.Norton & Company, 2002.
4. Wong, D. K., Multichannel Representations of Language by Perceptron-Based Models and Independent Component Analysis, PhD Thesis, Dept. of Electrical Engineering, Stanford University, USA, 2004.
5. Crossman, A.R. ve Neary, D., Neuroanatomy: An Illustrated Colour Text, Churchill Livingstone, Edinburgh, 2000.
6. Amyotrophic Lateral Sclerosis Fact Sheet, [http://www.ninds.nih.gov/disorders/amyotrophiclateralsclerosis/detail\\_amyotrophiclateralsclerosis.htm](http://www.ninds.nih.gov/disorders/amyotrophiclateralsclerosis/detail_amyotrophiclateralsclerosis.htm), 8/2/2007.
7. Mason, S.G. ve Birch, G.E., A General Framework For Brain-Computer Interface Design, IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, 11, 1 ( 2003) 72-87.
8. Middendorf, M., McMillan, G., Calhoun, G. ve Jones, K.S., Brain computer interfaces based on steady-state visual evoked response, IEEE Trans. Rehabil. Eng. 8 (2000) 211-213.
9. BCI-Info Portal for Brain-Computer Interfaces, <http://www.bci-info.tugraz.at/Members/graimann/definitions/scp>, 8/2/2007.
10. Birbaumer, N., Kübler, A., Ghanayim N., Hinterberger, T., Perelmouter, J., Kaiser, J., Iverseni, I., Kotchoubey, B., Neumann, N. ve Flor, H. , The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients, IEEE Trans. Rehabil. Eng. 8 (2000) 190-192.
11. BCI-Info Portal for Brain-Computer Interfaces, <http://www.bci-info.tugraz.at/Members/graimann/definitions/P300i>, 8/2/2007.
12. Donchin, E., Spencer, K.M. ve Wijesinghe, R., The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain computer interface, IEEE Trans. Rehabil. Eng. 8 (2000) 174-179.

13. McFarland, D.J., Miner, L.A., Vaughan T.M. ve Wolpaw J.R., Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movement, Brain Topogr. 12,3 (2000) 177-186.
14. Kennedy, P.R., The cone electrode: a long-term electrode that record from neurites grown onto its recording surface, J. Neurosci. Methods 29,3 (1989) 181-193.
15. Kennedy, P.R., Kirby, M.T., Moore, M.M., King, B. ve Mallory A., Computer control using human intracortical local field potentials, IEEE Trans Neural Syst. Rehabil. Eng., 12,3 (2004) 339-344.
16. Sutter, E.E. The brain response interface: communication through visually-induced electrical brain responses, Journal of Microcomputer Applications, 15 (1992) 31-45.
17. Farwell, L.A. ve Donchin, E. Talking off the top of the head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials, Electroenceph. Clin. Neurophysiol., (1988) 510—523.
18. Pfurtscheller, G., Flotzinger, D. ve J. Kalcher, Brain-computer Interface – a new communication device for handicapped persons, J. of Microcomputer Applications, 16 (1993) 293-299.
19. Pfurtscheller, G., Flotzinger, D., Pregenzer, Wolpaw, M. J. ve McFarland, D., EEG- based Brain Computer Interface (BCI). Medical Progress through Technology, 21 (1996) 111-121.
20. Kalcher, J., Flotzinger, D., Neuper, C., Golly, S. ve Pfurtscheller, G., Graz brain computer interface II: towards communication between humans and computers based on online classification of three different EEG patterns, Medical and Biological Engineering and Computing, 34 ( 1996) 382—388.
21. Taylor, D.M., Tillery, S. I. H. ve Schwartz, A. B., Information Conveyed Through Brain-Control: Cursor Versus Robot, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 11, 2, (2003) 195-199.
22. Wolpaw, J. R., McFarland, D. J., Vaughan, T. M. ve Schalk, G., The Wadsworth Center Brain-Computer Interface (BCI) Research and Development Program , IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 11, 2 (2003) 204-207.
23. Fabiani, G. E., McFarland, D.J., Wolpaw, J. R. ve Pfurtscheller, G., Conversion of EEG Activity Into Cursor Movement by a Brain-Computer Interface (BCI), IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 12, 3( 2004) 331-338.
24. McFarland, D. J. ve Wolpaw, J. R., EEG-based communication and control: Speed-accuracy relationships, Appl. Psychophysiol. Biofeedback,. 28 (2003) 217–231.

25. Wolpaw, J. R. ve McFarland, D. J., Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans, PNAS 2004,101 (2004) 17849-17854.
26. Millán, J. R., Renkens, F., Mouriño, J. ve Gerstner, W., Noninvasive Brain-Actuated Control of a Mobile Robot by Human EEG, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51, 6 (2004)
27. Trejo, L. J., Wheeler, K. R., Jorgensen, C. C., Calnton, S.T., Mathews, B., Hibbs, A. D., Matthews, R. ve Krupka, M., Multimodal Neuroelectric Interface Development, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 11, 2 ( 2003) 199-204.
28. Kim,K.H., Strategies for Control of neuroprostheses through brain-machine interfaces, PhD.Thesis, MIT,2005.
29. Sun, S. ve Zhang, C., Adaptive feature extraction for EEG signal classification, Med Bio Eng Comput , 44 (2006) 931–935.
30. Echauz, J. R.,Wawelet Neural Networks for EEG Modelling and Classification,PhD Thesis, Georgia Insitute of Technology,1995.
31. Huan, N.J. ve Palaniappan, R., Classification of Mental Tasks Using Fixed and Adaptive Autoregressive Models of EEG Signals, Proceedings of the 2 Int IEEE -EMBS Conf on Neural Engineering (2005) V-VIII.
32. Kostov, A. ve Polak, M., Parallel man-machine training in development of EEG-based cursor control, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 8,2 (2000) 203–205.
33. Armstrong, W.W., Thomas, M., Handbook of Neuronal Computation, chapter Adaptive logic networks. Oxford University Press,1996.
34. Roberts, S. ve Penny, W., Real-time brain computer interfacing: a preliminary study using bayesian learning, Medical and Biological Engineering and Computing, 38 ,1 (2000) 56–61.
35. Penny, W. ve Roberts, S., Experiments with an EEG-based computer interface.Technical report, Imperial College, London,1999.
36. Sykacek, P., Robertson S. ve Stokes, M., Adaptive BCI based on variational Bayes: an empirical evaluation, BCI Workshop, ( 2002).
37. Milleretal, L.,Answering questions with an electroencephalogram-based brain-Computer interface. Arch.Phys.Med.Rehab.,79 ( 1998) 1029–1033.
38. McFarland, D.,et al. Spatial filter selection for eeg-based communication. Elect-roencephalography, Clinical Neurophysiology,103 (1997) 386–394.

39. Vaughan, T. M., McFarland, D.J., et al, The Wadsworth Center BCI Research and Development Program: At Home with BCI, IEEE Neural Systems Research Eng. (2006).
40. Wolpaw, J. R. ve McFarland, D. J., Control of a two-dimensional movement signal by a non-invasive brain-computer interface in humans, Proc. Natl.Acad. Sci. 101 (2004) 17849–17854.
41. McFarland, D.J., McCane, L.M., David, S.V. ve Wolpaw J.R., Spatial filter selection for EEG based communication, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 103, 3 ( 1997) 386-394.
42. Kotchoubey, B. et al. Stability of cortical self-regulation in epilepsy patients. NeuroReport, 8, (1997),1867–1870,
43. Kübler, A. et al. Brain-computer communication: Unlocking the locked in. Psychological Bulletin, 127,3 (2001 ) 358–373.
44. T. Hinterberger et al. The thought translation device and its applications to the completely paralyzed , Sciences of the Interface, (2001) 232–240.
45. URL-1, [www.bciresearch.org](http://www.bciresearch.org) 21 Şubat 2007
46. Guger, C. et al., Rapid prototyping of an eeg-based brain-computer interface (bci). IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 9, 1 (2001) 49–58.
47. Pfurtscheller, G. et al., Current trends in graz brain-computer interface (BCI) research, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 8, 2 (2000) 216–219.
48. Obermaier, B. et al., Information transfer rate in a five-classes brain-computer interface, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 9, 3 (2001) 282–288.
49. Pfurtscheller, G. et al., Graz BCI-State of the Art and Clinical Applications, IEEE Trans. On Neural Syst and Rehabil. Eng. 11,2 ( 2003).
50. Obermaier, B., et al. Virtual Keyboard Controlled by Spontaneous EEG Activity, IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, 11,4, 2003.
51. Fink, T. A., Grabner, R.H., Neuper, C. ve Neubauer A.C., EEG alpha band dissociation with increasing task demands,Cognitive Brain Research, 24 (2005) 252–259.
52. Lehtonen, J., EEG-based brain computer interfaces, Helsinki University of Technology Department of Electrical and Communications Engineering , Master of Science, Helsinki, 2002.

53. Karmali, F. et al., Environmental control by a brain-computer interface. Proceedings of the 22nd Annual Int Conf of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 4, (2000) 2990–2992.
54. Millán, J. R. et al., A local neural classifier for the recognition of EEG patterns associated to mental tasks, IEEE Transactions on Neural Networks, 13,3 (2002), 678- 686.
55. Millán, J.R., Adaptive brain interfaces(abi). <http://sta.jrc.it/abi/>,2001. 21 Şubat 2007.
56. Blankertz B. et al., The non-invasive Berlin Brain–Computer Interface: Fast acquisition of effective performance in untrained subjects, NeuroImage 37 (2007) 539–550.
57. Blankertz, B., Curio, G. ve Müller, K.-R., Classifying single trial EEG: towards brain–computer interfacing. Advances in Neural Information Processing Systems 14 (2002a) 157–164.
58. Blankertz, B., Schafer, C., Dornhege, G. ve Curio, G., Single trial detection of EEG error potentials: a tool for increasing transmission rates, Proceedings of the International Conference on Artificial Neural Networks—ICANN’02 (2002b) 1137–1143.
59. Blankertz,B., Dornhege, G., Lemm,S., Krauledat, M.,Curio,G. ve Müller, K.-R., The Berlin Brain-Computer Interface: machine learning based detection of user specific brain states. Journal of Universal Computer Science 12,6 (2006) 581–607.
60. Bashashati, A. ve Fatourech M., A Survey of Signal Processing Algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals, Journal of Neural Engineering, 4 (2007) R32-R57.
61. Lotte, F., Study of Electroencephalographic Signal Processing and Classification Techniques towards the use of Brain-Computer Interfaces in Virtual Reality Applications, Docteur De L’Institut National Des Sciences Appliquées De Rennes Mention Informatique, Rennes, 2008.
62. Fatourech, M., Bashashati, A., Ward, R., ve Birch, G., EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey. Clinical Neurophysiology, 118,3 (2007) 480–494.
63. McFarland, D.J., McCane, L.M., David, S.V., ve Wolpaw, J. R., Spatial filter selection for EEG-based communication, Electroencephalographic Clinical Neurophysiology, 103, 3 (1997) 386–394.
64. Ramoser, H., Muller-Gerking, J., ve Pfurtscheller, G., Optimal spatial filtering of single trial EEG during imagined hand movement. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 8,4 (2000) 441–446.

65. Besserve, M., Garnero, L. ve Martinerie, J., Cross-spectral discriminant analysis (CSDA) for the classification of brain computer interfaces. 3rd International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (2007) 375–378,.
66. Krepki, R., Blankertz, B., Curio, G. ve Müller, K. R., The berlin brain computer interface (BBCI): towards a new communication channel for online control in gaming applications, Journal of Multimedia Tools and Applications, 33, 1 (2007) 73–90.
67. Dornhege, G., Blankertz, B., Krauledat, M., Losch, F., Curio, G. ve Müller, K.R., Combined optimization of spatial and temporal filters for improving brain-computer interfacing. IEEE Trans. Biomed. Eng., 53, 11 (2006) 2274–2281.
68. Gouy-Pailler, C., Achard, S., Rivet, B., Jutten, C., Maby, E., Souloumiac, A. ve Congedo, M., Topographical dynamics of brain connections for the design of asynchronous brain-computer interfaces. Proc. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE EMBC), (2007) 2520–2523.
69. Smith, L., 2002. A tutorial on principal components analysis. [www.cs.otago.ac.nz/cosc453/...tutorials/principal\\_components.pdf](http://www.cs.otago.ac.nz/cosc453/...tutorials/principal_components.pdf) 12 Haziran 2008.
70. Martinez, P., Bakardjian, H. ve Cichocki, A., Fully online multicommand brain-computer interface with visual neurofeedback using SSVEP paradigm. Comput. Intell. Neuroscience, 1 (2007).
71. Dornhege, G., Blankertz, B., Curio, G. ve Müller, K.R., Boosting bit rates in non-invasive EEG single-trial classifications by feature combination and multi-class paradigms. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51,6 (2004) 993–1002.
72. Wang, T. ve He, B., An efficient rhythmic component expression and weighting synthesis strategy for classifying motor imagery EEG in a brain-computer interface, Journal Neural Engineering, 1 (2004) 1–7.
73. Cheng, M., Jia, W., Gao, X., Gao, S. ve Yang, F. , Mu rhythm-based cursor control: an offline analysis, Clinical Neurophysiology, 115 (2004) 745–751.
74. Qin, L., Ding, L. ve He, B., Motor imagery classification by means of source analysis for brain-computer interface applications, Journal Neural Engineering, 1 (2004) 35–141.
75. Teplan, M., Fundamentals of EEG measurement, Measurement Science Review, 2 (2002) 2.
76. Hyvärinen, A., Oja, E., Independent Component Analysis: Algorithms and Applications , Neural Networks, 13,4-5 (2000) 411-430.
77. Hoffman, U., Bayesian Machine Learning Applied In A Brain-Computer Interface



For Disabled Users, Pour l'obtention du grade de docteur ès sciences, Ecole polytechnique fédérale de Lausanne, France, 2007.

78. Donchin, E., Spencer, K. ve Wijesinghe, R., The mental prosthesis: Assessing the speed of a P300-based brain-computer interface. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 8,2 (2000) 74–179.
79. Lalor, E. et al., Steady-state VEP-based brain-computer interface control in an immersive 3D gaming environment, EURASIP Journal on Applied Signal Processing 19 (2005) 3156–3164.
80. Schlögl, A., Lee, F., Bischof, H. ve Pfurtscheller G., Characterization of four-class motor imagery EEG data for the BCI-competition 2005, Journal of Neural Engineering 2, 4 (2005) L14–L22.
81. Lemm, S., Schäfer, C. ve Curio, G., Probabilistic modeling of sensorimotor mu-rhythms for classification of imaginary hand movements, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 51, 6 (2004) 1077–80.
82. Gysels, E. ve Celka P., Phase synchronization for the recognition of mental tasks in a brain-computer interface, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 12, 4 (2004) 406–415.
83. Brunner, C. et al., Online control of a brain-computer interface using phase synchronization, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 53, 12 (2006) 2501–2506.
84. Lal, T., et al., A brain-computer interface with online feedback based on magnetoencephalography, Proceedings of the International Conference on Machine Learning, (2005) 465–472.
85. Rakotomamonjy A., Ensemble of SVMs for BCI III P300 speller competition. <http://asi.insa-rouen.fr/~arakotom/code/bciindex.html>. 2007. 8 Haziran 2008.
86. Ng, A. ve Jordan, M., On generative versus discriminative classifiers: a comparison of logistic regression and Naive Bayes, Proc. Advances in Neural Information Processing (2002)
87. Rubinstein Y. D. ve Hastie, T., Discriminative versus informative learning, Proc. 3rd Int. Conf. on Knowledge Discovery and Data Mining (1997)
88. Rabiner L. R., A tutorial on hidden Markov models and selected applications, Proc. IEEE Speech recognition 77 ( 1989) 257–86.
89. Breiman, L., Arcing classifiers, Ann. Stat. 26 (1998 ) 801–49.
90. Jain A. K., Duin R. P. W. ve Mao, J., Statistical pattern recognition: A Review, IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 22 (2000) 4–37.

91. Pfurtscheller, G., EEG event-related desynchronization (ERD) and event-related synchronization (ERS), Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields 4th edn, Niedermeyer, E. ve Lopes da Silva F. H., (Baltimore, MD: Williams and Wilkins) (1999) 958–67.
92. Bostanov, V., 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 Trans. Biomed. Eng. ,51 (2004) 1057–61.
93. Garrett, D., Peterson, D. A., Anderson, C. W., ve Thaut M. H., Comparison of linear, nonlinear, and feature selection methods for EEG signal classification, IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 11 ( 2003) 141–4.
94. Anderson, C. W. ve Sijercic, Z., Classification of EEG signals from four subjects during five mental tasks, Proc. Int.Conf. on Engineering Applications of Neural Networks(EANN'96) ( 1996).
95. Palaniappan, R., Brain computer interface design using band powers extracted during mental tasks, Proc. 2nd Int. IEEE EMBS Conf. on Neural Engineering, (2005).
96. Lotte, F., Congedo, M., Lecuyer, A., Lamarche, F. ve Arnaldi, B., A Review of Classification Algorithms for EEG-based BCIs, Journal of Neural Engineering, 4 (2007) R1-R13.
97. Lemm, S., Schafer, C. ve Curio G., BCI competition 2003–data set III: probabilistic modeling of sensorimotor mu rhythms for classification of imaginary hand movements, IEEE Trans. Biomed. Eng. 51 ( 2004) 1077–80.
98. Keirn, Z.A. ve Aunon, J.I., A New Mode of Communication Between Man and His Surroundings, IEEE Transactions on biomedical engineering, 37, 12 (1990)
99. Osaka, M., Peak alpha frequency of EEG during a mental task: task difficulty and hemispheric differences, Psychophysiology, 21 (1984) 101-105.
100. Fulbright, R., Molfese, D., Stevens, A., et al, Cerebral Activation during Multiplication: A Functional MR Imaging Study of Number Processing, AJNR Am J Neuroradiology 21 (2000) 1048–1054.
101. Cohen, M., Kosslyn, S., Breiter, H., DiGirolamo, G., Thompson, W. et al, Changes in Cortical Activity During Mental Rotation: A mapping study using functional magnetic resonance imaging, Brain 119 (1996) 89-100.
102. Harris, I., Egan, G., Sonkkila, C., Tochon, H. et al, Selective right parietal lobe activation during mental rotation, Brain 123 (2000) 65-73.
103. Hayes, M. H., Schaum's Outline of Digital Signal Processing (Schaum's), 1996.

104. Semmlow, J.L., Biosignal and Biomedical Image Processing, Marcel Decker Inc.,USA,2004.
105. Alkan, A. ve Kıymık, M. K., Comparison of AR and Welch Methods in Epileptic Seizure Detection, J Med Syst, 30,6 (2006) 413-419.
106. Bronzino, J. D., The Biomedical Engineering handbook, IEEE Pres,3erd edition.
107. Proakis, J.G., ve Manolakis, D.G., Digital Signal Processing Principles, Algorithms, and Applications, Prentice-Hall, New Jersey,1996.
108. Übeyli, E. D., ve Güler, I., Selection of optimal AR spectral estimation method for internal carotid arterial Doppler signals using Cramer-Rao bound, Comput. Electr. Eng. 30 (2004) 491–508.
109. Wang, J., Data mining: opportunities and challenges, IGI Publishing Hershey, PA, USA,2003.
110. Güler, İ. ve Übeyli, E.D., Multiclass Support Vector Machines for EEG-Signals Classification, IEEE Trans on Information Technology in Biomedicine, 11, 2 (2007)
111. Siuly, L.Y. ve Wen,P.,Classification of EEG Signals Using Sampling Techniques and Least Square Support Vector Machines, RSKT 2009,LNCS 5589 (2009) 375-382.
112. Barreto, G. A., Frota, R. A. ve. deMedeiros, F. N. S., On the classification of mental tasks: a performance comparison of neural and statistical approaches. Proceedings of the IEEE Workshop on Machine Learning for Signal Processing, (2004)
113. Özkan,Y., Veri madenciliği Yöntemleri, Papatya Yayıncılık Eğitim, İstanbul, 2008.
114. Fielding A., Cluster and Classification Techniques for the Biosciences, Cambridge University Press,2000.
115. Johnson, R.A. ve Wichern, D.W., Applied multivariate statistical analysis, Prentice Hall, 1988.
116. Cristianini,N. ve Taylor, S., An Introduction to Support Vector Machines and Other Kernel-based Learning Methods, Cambridge University Press, 2000.
117. Burges, C.J.C., A Tutorial on support vector machines for pattern recognition, 1998.
118. Anderson, C.W.,Stolz, E.A. ve Shamsunder, S., Multivariate autoregressive models for classification of spontaneous electroencephalographic signals during mental tasks, IEEE Trans. Biomed. Eng. 45, 3 (1998) 277-286.

119. Basseville, M. ve Benveniste, A., Sequential segmentation of nonstationary digital signals using spectral analysis, Inform. Sci. 29 ,1 (1983) 57-73.
120. Babiloni, F., Cincotti, F., Lazzarini, L., Millan, J., Mourino, J., Varsta M, Heikkonen, J., Bianchi, L. ve Marciani, Mg., Linear classification of low-resolution EEG patterns produced by imagined hand movements, IEEE Trans. Rehabil. Eng. 8, 2 (2000) 186-188.
121. Yom-Tov, E. ve Inbar, G.F., Feature Selection for the classification of movements from single movement-related potentials, IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 10 ,3 (2002) 170-177.
122. Cabeza, I. R., Nyberg, L. ve Park, D. C., Age-Related Changes in Hemispheric Organization Cognitive Neuroscience of Aging: Linking Cognitive and Cerebral Aging. New York, Oxford University Press, 325-353, 2000.
123. İnce, N.F., Doktora Tezi, Analysis And Classification Of EEG With Adapted Wavelets And Local Discriminant Bases, Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Ens, Adana, 2005.
124. Subaşı, A., Alkan, A., Köklükaya, E. ve Kıymık, M.K., Wavelet neural network classification of EEG signals by using AR model with MLE preprocessing, Neural Networks, 18, 7 (2005) 985-997.
125. Bozkurt, M.R., Subasi, A. ve Köklükaya, E., Classification of EMG Signals by Using AR Spectral Estimation Methods. IC-AI (2007) 369-372.
126. Übeyli, E.D., Analysis of EEG signals by combining eigenvector methods and multiclass support vector machines, Computers in Biology and Medicine, 38 (2008) 14-22.
127. Akin, M. ve Kıymık, M.K., Application of periodogram and AR spectral analysis to EEG signals, J.Med.Syst., 24 ,4 (2000) 247-256.
128. Liang, N., Saratchandran, P., Huang, G., et al., Classification of Mental Tasks from EEG Signals Using Extreme Learning Machine, Int Journal of Neural Syst, 16, 1 (2006) 29-38.
129. Fawcett, T., An Introduction to ROC Analysis, Pattern Recognition Letters, 27 (2006) 861-874.
130. Öğüdücü, Ş.G., Veri Madenciliği Ders Notları, <http://www3.itu.edu.tr/~sgunduz/courses/verimaden/> 23 Şubat 2010.

## ÖZGEÇMİŞ

Nurhan GÜRSEL ÖZMEN 1978 yılında Ardanuç, Artvin’de doğdu. 1996 yılında Trabzon Kanuni Anadolu Lisesi’nden mezun oldu. 2001 yılında Balıkesir Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Makina Mühendisliği Bölümü’nden Makina Mühendisi unvanı ile mezun oldu. Aynı yıl Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim Dalı’nda yüksek lisans öğrenimine başladı. Kasım 2002’de K.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından Makina Mühendisliği Anabilim Dalı’na araştırma görevlisi olarak atandı. Yüksek lisans öğrenimini 2004 yılında aynı üniversitenin Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim Dalı’nda tamamladı. Bu dönem içerisinde bir bilimsel araştırma projesinde araştırmacı olarak görev yaptı. 2004-2005 Bahar yarıyılında doktora öğrenimine başlayan Nurhan GÜRSEL ÖZMEN, aynı dönem ERASMUS Öğrenci Değişim Programı çerçevesinde Belçika Gent Üniversitesi Elektronik ve Kontrol Mühendisliği Bölümünden ders aldı. Daha sonra KTÜ Makine Mühendisliği Bölümündeki görevine dönerek, doktorasını tamamladı.

Nurhan GÜRSEL ÖZMEN’in yüksek lisans tezinden başka uluslararası hakemli dergilerde yayımlanmış 1 adet bilimsel makale, 3 adet uluslararası bildiri, 1 adet ulusal makale ve 2 adet ulusal bildiri olmak üzere toplam yedi yayını vardır. Nurhan GÜRSEL ÖZMEN çok iyi derecede İngilizce bilmektedir.

### **Doktora tezi kapsamında uluslararası bildiriler:**

1. Gürsel Özmen, N., Gümüşel, L., Comparison of Parametric and Nonparametric Methods in Detection of EEG-based mental tasks, Int Symp on Innovations in Intelligent SysTems and Application, June 29-July 1 (2009) Trabzon, Turkey.
2. Gürsel Özmen, N., Gümüşel, L., Mental and Motor Task Classification by LDA, MEDICON 2010, IFMBE Proceedings 29 (2010) 172-175.