

**P300 TABANLI BİR BEYİN-BİLGİSAYAR  
ARAYÜZÜ İÇİN SANAL KLAVYE TASARIMI**

**Süleyman ÖRKEN**  
**Yüksek Lisans Tezi**  
**Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim  
Dalı**

**Tekirdağ, 2012**

**T.C.**  
**NAMIK KEMAL ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**P300 TABANLI BİR BEYİN-BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İÇİN SANAL  
KLAVYE TASARIMI**

**Süleyman ÖRKEN**

**DANIŞMAN: YRD. DOÇ. DR. R. KORAY ÇİFTÇİ**

**ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**TEKİRDAĞ-2012**

© Her Hakkı Saklıdır

Yrd. Doç. Dr. R. Koray ÇİFTÇİ danışmanlığında, Süleyman ÖRKEN tarafından hazırlanan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından. Elektronik ve Haberleşme Anabilim Dalı'nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Yrd. Doç. Dr. R. Koray ÇİFTÇİ

*İmza :*

Üye : Yrd. Doç. Dr. Hasan DEMİR

*İmza :*

Üye : Yrd. Doç. Dr. Ercan BULUŞ

*İmza :*

Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu adına

Prof. Dr. Fatih KONUKCU  
**Enstitü Müdürü**

## ÖZET

### YÜKSEK LİSANS TEZİ

#### P300 TABANLI BİR BEYİN-BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İÇİN SANAL KLAVYE TASARIMI Süleyman ÖRKEN

Namık Kemal Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç Dr. R. Koray ÇİFTÇİ

Beyin Bilgisayar Arayüzü, kişinin beyinde gerçekleşen sinirsel aktivitelerin herhangi bir sinir veya kas yapısını kullanmadan taşınmasını ve kullanılmasını sağlayan bir iletişim sistemidir. Bu tezde bir beyin bilgisayar arayüzü olan Türkçe karakterler kullanan bir P300 heceleticisi tasarlanmıştır. Tasarlanan P300 heceletici, elektroensefalografi (EEG) aracılığı ile beyin bilgisayar arayüzü olarak kullanılmıştır. Bu heceletici için, sanal klavye olarak iki farklı harf yerleşimi hazırlanmıştır. Harf yerleşimlerinden birincisi literatürde sıklıkla rastlanan kare şeklindeki harf yerleşimidir. İkinci harf yerleşimi ise kare yerleşimdeki satırların, harflerin bir üst ve bir alt satırında boşluk oluşacak şekilde kaydırılmasıyla oluşturulan paralelkenar şeklindeki harf yerleşimidir. İkinci yerleşim ile hatalı sınıflandırmaya sebebiyet veren dikkatsel tepkilerin azaltılması amaçlanmaktadır. Deneklerden, iki farklı yerleşim için veriler toplanmıştır.

Bu tezin amacı Türkçe karakterlerle çalışan bir P300 heceleticisi oluşturmak ve deneylerden elde edilen veriler kullanılarak, sanal klavye üzerinde yapılan yerleşim değişikliğinin tasarlanan P300 heceleticisine etkilerini değerlendirmektir.

**Anahtar kelimeler:** Beyin Bilgisayar Arayüzü, Elektroensefalografi, P300, Görsellikle Uyandırılmış Potansiyeller

**2012, 63 sayfa**

## **ABSTRACT**

### **MASTER OF SCIENCE THESIS**

#### **VIRTUAL KEYBOARD DESIGN FOR A P300 BASED BRAIN COMPUTER INTERFACE Süleyman ÖRKEN**

Namık Kemal University  
Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Department of Electronics and Communication Engineering

Advisor: Asist. Prof. Dr. R. Koray ÇİFTÇİ

Brain Computer Interface is a communication system that can transfer human neural activities and process them for usage of other purposes. In this thesis, a P300 speller is designed, that is implemented with Turkish characters. The designed P300 speller is used as a brain computer interface via electroencephalogram (EEG). For this speller, virtual keyboard has been prepared for two different letter placements. The first of letter placements, which is very common in the literature, is the square formed letter sequence. The second placement of letters is designed to consist of a gap on top and at the bottom rows of letters by shifting rows in the form of parallelogram. Aim of designing the second placement is preventing attentional responses that causes wrong classification. For the two different letter placements, data are collected from the subjects.

The aim of this thesis is creating a Turkish P300 Speller and evaluate experimental data for the effects of placement changes, which are made on virtual keyboard, on the designed P300 speller.

**Keywords:** Brain Computer Interface, Electroencephalography, P300, Visually Evoked Potentials

**2012, 63 pages**

## ÖNSÖZ

P300 tabanlı heceletici uygulamaları için en önemli hususlar, heceleticinin doğruluğu ve hızıdır. Basit sınıflandırıcıların başarısı, belirli oranlardan yukarı çıkamamaktadır. Karmaşık sınıflandırıcılar ise daha uzun işlem süreleriyle, hız konusunda ödün vermeye sebep olmaktadır. Bu nedenlerden dolayı doğruluk konusunda, işlem tarafında yapılabilecek iyileştirmeler sınırlara yaklaşmış durumdadır. İşlem yükünü arttırmadan, başarı oranını artırmanın yollarından birisi insan kaynaklı hataları azaltmaktır. İnsan kaynaklı hataları azaltabilmek amacıyla yeni bir sanal klavye tasarlanmıştır.

Bu çalışmanın bir kısmı 18-20 Nisan 2012 tarihlerinde Ölüdeniz’ de gerçekleştirilen 20. IEEE Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı kapsamında yayınlanmış ve sunulmuştur.

Bu yüksek lisans tezinin hazırlanmasında değerli katkılarından dolayı, tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. R. Koray ÇİFTÇİ’ ye, desteklerinden dolayı anneme ve babama, yüksek lisans eğitimim süresince gereken kolaylığı sağlayan TPAO Doğal Gaz Depolama Müdürü Süleyman ABRAVCI’ ya, deneylerim esnasında yardımını esirgemeyen TPAO Doğal Gaz Depolama Müdürlüğü çalışanlarına, Çağatay AYDIN’ a, Umut GÜNEBAKAN’ a, Barış BULUTLU’ ya ve yüksek lisans eğitimim boyunca yardımcı olan Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği öğretim üyeleri ile araştırma görevlilerine teşekkürü bir borç bilirim.

Süleyman ÖRKEN

## KISALTMALAR DİZİNİ

<b>ADAÇ</b>	: Adımsal Doğrusal Ayrıştırma Çözümlemesi
<b>ALS</b>	: Amitropik Lateral Sklerozi
<b>BBA</b>	: Beyin Bilgisayar Arayüzü
<b>DAÇ</b>	: Doğrusal Ayrıştırma Çözümlemesi
<b>DKD</b>	: Duchenne Kas Distrofisi
<b>EEG</b>	: Elektroensefalografi
<b>iMRG</b>	: İşlevsel Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>MEG</b>	: Magnetoensefalografi
<b>MRG</b>	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>YKAS</b>	: Yakın kızılaltı spektroskopisi
<b>SDY</b>	: Sonlu Darbe Yanıtı
<b>SS</b>	: Satır/Sütun
<b>SKY</b>	: Spinal Kord Yaralanması
<b>SP</b>	: Serebral Palsi
<b>YTK</b>	: Yanal Tek Karakterlik

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
KISALTMALAR DİZİNİ.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	viii
<b>1.GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
1.1. BBA Tarihi.....	2
1.2. BBA uygulama tipleri .....	3
1.3. BBA sinyal algılama teknikleri.....	4
1.4. BBA Yapısı.....	5
1.5. P300.....	6
<b>2.KAYNAK ÖZETLERİ.....</b>	<b>7</b>
<b>3.MATERYAL VE YÖNTEM.....</b>	<b>12</b>
3.1. Donanım.....	12
3.2. Yazılım.....	13
3.3. Kullanılan Sinyal İşleme Teknikleri.....	13
3.3.1. Örnekleme.....	13
3.3.1.1. Alt Örnekleme.....	14
3.3.2. Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi.....	15
3.3.3. Adımsal Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi.....	16
3.3.4. SDY Filtreleme.....	17
3.3.4.1. Kaiser Pencere Fonksiyonu.....	18
3.3.4.2. Alçak Geçiren Filtre ve Yüksek Geçiren Filtre.....	20
3.3.5. Ağırlıklı Hareketli Ortalama.....	21
3.3.6. Göz Hareketiyle Oluşan Artifakların Ayıklanması.....	22
<b>4.ARAŞTIRMA.....</b>	<b>26</b>
4.1. Görsel Uyarın Sistemi.....	26
4.2. Veri Toplama ve Ön İşleme.....	28
4.3. Sınıflandırma.....	30
<b>5.SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....</b>	<b>43</b>
5.1 Vargılar.....	49
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>51</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>55</b>



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1: Hazırlanan Beyin Bilgisayar Arayüzü.....	1
Şekil 1.2: BBA Genel Şeması.....	2
Şekil 1.3: Girişimsel Yöntem Örneği.....	4
Şekil 1.4: Elektroensefalografi .....	5
Şekil 1.5: P300.....	6
Şekil 3.1: Verteks Konumu .....	12
Şekil 3.2: Empedans Değeri Yüksek Elektrotlara Yapılan Müdahale .....	13
Şekil 3.3: Örnekleme.....	14
Şekil 3.4: Asıl Sinyal Ve 3 Katsayısıyla Alt Örneklenmiş Sinyal .....	14
Şekil 3.5: SDY Filtre Tepkileri.....	18
Şekil 3.6: Kaiser Penceresi.....	19
Şekil 3.7: Alçak Geçiren Filtre.....	20
Şekil 3.8: Yüksek Geçiren Filtre.....	21
Şekil 3.9: Ham Veri Ve Ağırlıklı Kayar Ortalama Uygulanmış Çıktısı.....	22
Şekil 3.10: Eog İle Düzeltme Yapılmamış Sinyaller .....	23
Şekil 3.11: Eog İle Düzeltme Yapılmış Sinyaller .....	23
Şekil 3.12: Artifakt Ayıklama Genel Şeması .....	24
Şekil 4.1: Kare Yerleşimli Görsel Uyarın Matrisi .....	26
Şekil 4.2: Paralelkenar Şeklindeki Görsel Uyarın Matrisi .....	27
Şekil 4.3: Sekanslar Arası Hedef Kelime Ekranları.....	27
Şekil 4.4: Elektrot Başlığı Yerleşimi Ve Kullanılan Elektrotlar.....	29
Şekil 4.5: Deney Akış Şeması.....	30
Şekil 4.6: Kare Yerleşim İçin Denek 1'den Alınan Eğitim Verisi Sinyal Ortalamaları.....	31
Şekil 4.7: Paralelkenar Yerleşim İçin Denek 1'den Alınan Eğitim Verisi Sinyal.....	31
Ortalamaları	
Şekil 4.8: Kare Yerleşim İçin Denek 2'den Alınan Eğitim Verisi Sinyal Ortalamaları.....	32
Şekil 4.9: Paralelkenar Yerleşim İçin Denek 2'den Alınan Eğitim Verisi Sinyal.....	32
Ortalamaları	
Şekil 4.10: Kare Yerleşim İçin Denek 3'ten Alınan Eğitim Verisi Sinyal Ortalamaları.....	33
Şekil 4.11: Paralelkenar Yerleşim İçin Denek 3'ten Alınan Eğitim Verisi Sinyal.....	33
Ortalamaları	
Şekil 4.12: Kare Yerleşim İçin Denek 4'ten Alınan Eğitim Verisi Sinyal Ortalamaları.....	34
Şekil 4.13: Paralelkenar Yerleşim İçin Denek 4'den Alınan Eğitim Verisi Sinyal.....	34
Ortalamaları	
Şekil 4.14: Kare Yerleşim İçin Denek 5'ten Alınan Eğitim Verisi Sinyal Ortalamaları .....	35
Şekil 4.15: Paralelkenar Yerleşim İçin Denek 5'ten Alınan Eğitim Verisi Sinyal.....	35
Ortalamaları	
Şekil 4.16: Kare Yerleşim İçin Denek 6'dan Alınan Eğitim Verisi Sinyal Ortalamaları.....	36
Şekil 4.17: Paralelkenar Yerleşim İçin Denek 6'dan Alınan Eğitim Verisi Sinyal.....	36
Ortalamaları	
Şekil 4.18: Kare Yerleşim İçin Denek 7'den Alınan Eğitim Verisi Sinyal Ortalamaları.....	37
Şekil 4.19: Paralelkenar Yerleşim İçin Denek 7'den Alınan Eğitim Verisi Sinyal.....	37
Ortalamaları	
Şekil 4.20: Kare Yerleşim İçin Denek 8'den Alınan Eğitim Verisi Sinyal Ortalamaları.....	38
Şekil 4.21: Paralelkenar Yerleşim İçin Denek 8'den Alınan Eğitim Verisi Sinyal.....	38
Ortalamaları	
Şekil 4.22: Kare Yerleşim İçin Denek 9'dan Alınan Eğitim Verisi Sinyal Ortalamaları.....	39

Şekil 4.23: Paralelkenar Yerleşim İçin Denek 9'dan Alınan Eğitim Verisi Sinyal.....	39
Ortalamaları	
Şekil 4.24: Kare Yerleşim İçin Denek 10'dan Alınan Eğitim Verisi Sinyal Ortalamaları....	40
Şekil 4.25: Paralelkenar Yerleşim İçin Denek 10'dan Alınan Eğitim Verisi Sinyal.....	40
Ortalamaları	
Şekil 4.26: Hedef Harfi Belirleme Örneği.....	42
Şekil 5.1: DAÇ Sonuç Haritası.....	44

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1 – Sekans Kayıt Matrisi.....	43
Çizelge 5.2 – Denek 1 için Verimlik Matrisi sonuçları.....	45
Çizelge 5.3 – Denek 2,3,4 ve 5 için Verimlilik Matrisi Sonuçları.....	46
Çizelge 5.4 – Denek 6,7,8 ve 9 için Verimlilik Matrisi Sonuçları.....	47
Çizelge 5.5 – Denek 10 için Verimlilik Matrisi Sonuçları.....	48
Çizelge 5.6 – Verimlilik Matrisi Alt ve Üst satır hatalarının Tüm Hatalara Oranları.....	48

## 1. GİRİŞ

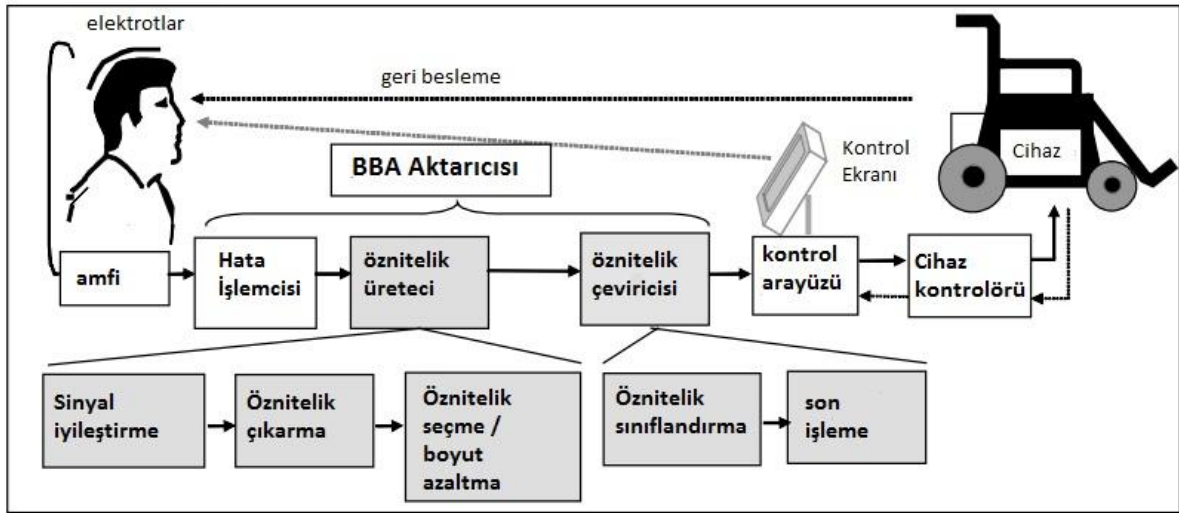
Bu tez çalışmasında bir beyin bilgisayar arayüzü (BBA) olan P300 heceleticisi oluşturulmuştur. Oluşturulan P300 heceleticisi Türkçe karakterler ile çalışmaktadır. Heceleticinin bir parçası olan sanal klavye (görsel uyarın ekranı) için, dikkatsel tepkileri azaltabilmek amacıyla yeni bir karakter yerleşimi tasarlanmıştır. Yapılan deneyler sonucunda; tasarlanan yeni görsel uyarın yerleşiminin, literatürde sıkça karşılaşılan klasik yerleşime göre sağladığı avantajlar ve dezavantajlar değerlendirilmiştir. Ayrıca P300 heceleticisinde sınıflandırıcı olarak 2 farklı yöntem kullanılmış, bu yöntemlerin sonuçları karşılaştırılmıştır.

BBA (Beyin Bilgisayar Arayüzü, ing. BCI - Brain computer interface), kişinin beyninde gerçekleşen sinirsel aktiviteler aracılığıyla edinilen sinyallerin herhangi bir sinir sistemini ya da kas yapısını kullanmadan taşındıktan sonra bilgisayar tarafından işlenerek komut olarak kullanılmasını sağlayan bir iletişim sistemidir. Böyle bir sistem kullanma düşüncesi ilk olarak hastaların kaybettikleri fiziksel yeteneklerini başka bir yolla kullanabilmelerini sağlayabilmek amacıyla oluşmuştur. Örnek olarak felçli bir hasta kolunu hareket ettirememesine rağmen beyninde bu hareketi yapmaya engel bir durum yoktur. Eğer beyinde oluşturulan hareket komutu bir şekilde kullanılabilirse gerçek veya yapay bir kol hareket ettirilebilecektir. Zamanla, BBA sistemlerinin sağlıklı insanlar tarafından da kullanılabilmesi düşüncesi oluşmuştur. Böylece farklı iletişim yöntemleri kurulabilecek, istemsiz yapılan davranışlar kontrol edilebilecek ve insanlara sahip oldukları fiziksel özelliklerin dışında kalan şeyleri başarabilecek imkânlar sağlanabilecektir.



Şekil 1.1 - Hazırlanan Beyin Bilgisayar Arayüzü

BBA sistemi bir kullanıcı, bilgisayar ve çevre birimlerinden oluşmaktadır. Çevre birimleri kullanıcının beyinde gerçekleşen olayları algılayabilecek bir algılayıcı, algılayıcının topladığı sinyalleri dönüştürecek bir çevirici ve sinyalleri bilgisayara taşıyacak iletişim kanalları gibi elemanlardan oluşmaktadır (Mason 2003). Sistemi kullanabilmek için kullanıcı, uygulanan yöntemle göre değişen sürelerde eğitime gereksinim duymaktadır. Aynı şekilde kullanıcının verilerinden faydalanılarak, bilgisayar tarafında da bir düzenlemeye ihtiyaç duyulmaktadır. Kullanıcı bir hareketi düşünerek, bir noktaya odaklanarak veya duygusal durumunu değiştirerek, tasarlanan sistemi kumanda edebilmektedir. BBA çok geniş bir kavramdır ve beyin ile bilgisayar arasındaki çift yönlü iletişimi kapsamaktadır. Beyin aracılığıyla dış ortama bilgi akışı sağlanabildiği gibi, dış ortamdan beyine direk olarak bilgi akışı da sağlanabilmektedir. Fakat beyne yapılan müdahalelerin yaratacağı etkilerin sonuçları şu anki bilgi seviyesiyle tam olarak bilinmemektedir. Bu sebeple günümüzde daha çok beyinden bilgisayara doğru olan iletişim üzerine yoğunlaşmıştır. (Behm 2006).



Şekil 1.2 - BBA genel şeması (Bashashati 2007)

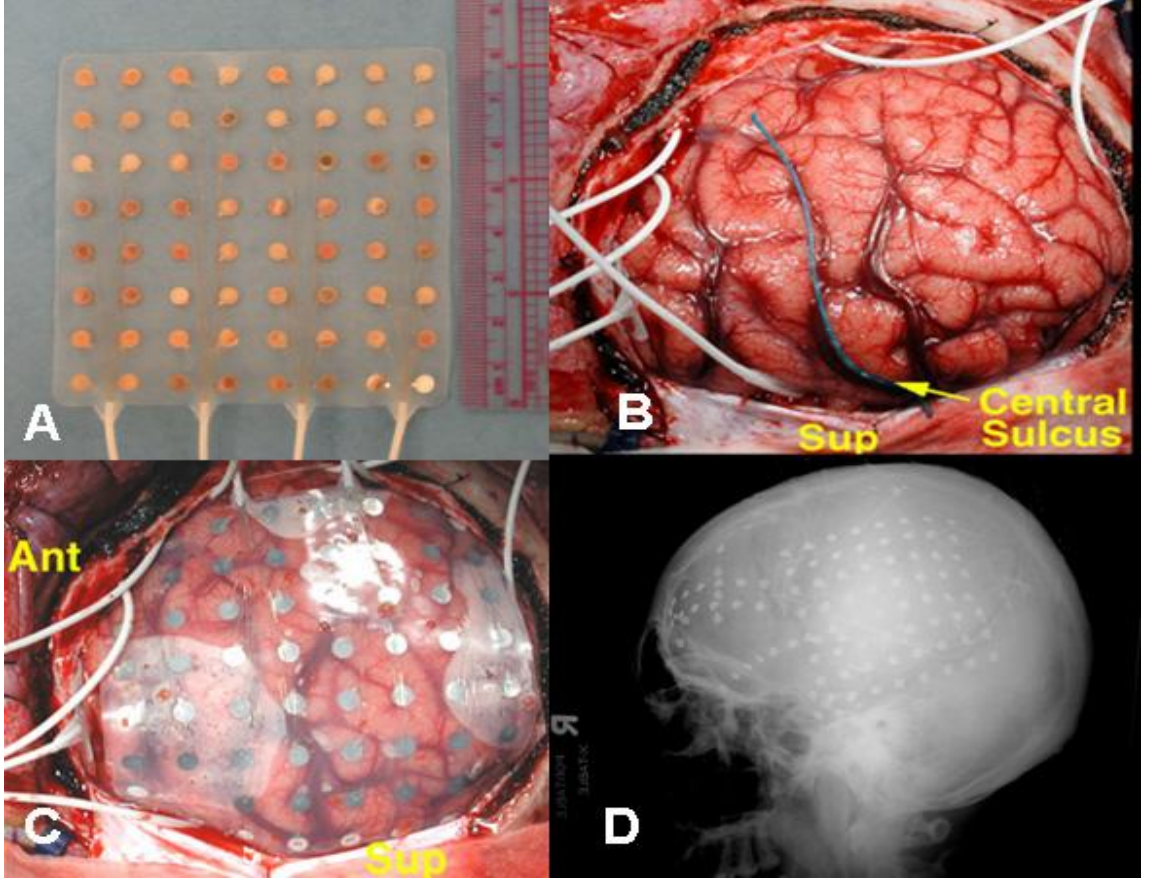
### 1.1. BBA tarihi

BBA tarihi Hans Berger'in 1924 yılında ilk EEG (Elektroensefalografi) cihazı kullanımı ile başlamıştır. Hans Berger, bir insanın beyin dalgalarını algılayabilen bir cihaz icat etmiştir. İlk EEG kafa derisinin altına yerleştirilen gümüş plakalar ve bunlara bağlı 0,0001V hassasiyetli bir galvanometreden oluşmaktadır. Berger, ilk kez EEG sinyallerini kayıt etmiştir. Bu kayıtları analiz eden Berger, farklı dalgalar ve ritimler olduğunu keşfetmiştir. Bunun üzerine beyin hastalıkları ile beyin dalgaları arasındaki ilişki üzerine çalışmıştır. Fakat 70'li

yılların başına kadar beyin aktivitelerinin iletişim amacıyla kullanılması planlanmamıştır. 1970 yılında ARPA (Advanced Research Project Agency), beyin aktivitelerinden ve bilgisayardan yararlanarak insan yeteneklerini geliştirmeyi planlayan bir proje üretmiştir. (Wessel 2006). Denemeler ilk olarak hayvanlar üzerinde başlamıştır. Daha sonra ise insanlar üzerinde denemeler yapılmıştır. Son yıllarda BBA, elektronik sistemlerin gelişmesi ve güçlü bilgisayarların yaygınlaşması ile araştırmacıların ilgisini daha çok çekmeye başlamış ve daha fazla araştırmaya konu olmuştur. Bu sayede geçmişten beri kullanılan yöntemlerin geliştirilmesinin yanında, yeni yöntemler de geliştirilmektedir.

## 1.2. BBA uygulama tipleri

BBA uygulamaları, hastaya yapılan müdahaleye göre girişimsel (invasive) ve girişimsel olmayan (non-invasive) yöntemler olarak ikiye ayrılmaktadır. Girişimsel teknikler, hastaya operasyon yapılmasını gerektiren tekniklerdir. Bu müdahaleler hastanın beynine direkt olarak elektrot yerleştirmek, kafa derisinin altına elektrot yerleştirmek gibi çeşitli şekillerde yapılmaktadır (Leuthardt 2004). Fakat girişimsel yöntemlerle ilgili bazı sorular, uygulama konusunda araştırmacılara tereddütler yaşatmaktadır. Bu sorulardan bir tanesi elektrotların hangi bölgeye yerleştirileceği hakkındadır (Wolpaw 2000). Motor korteks, motor aktivitelerin bu bölgede gerçekleşmesi sebebiyle ilk tercih edilen bölgedir. Fakat hangi bölgelerin kullanılması gerektiği, diğer bölgelerin etkisi, diğer bölgelerden hangilerine elektrot yerleştirmesi gerektiği gibi net olmayan hususlar vardır. Ayrıca bu elektrotların ne kadar süre güvenilir bir şekilde kullanılabileceği konusunda bilinmezlikler vardır. Elektrotların, yapılan deneylere göre yıllarca doğru çalışabileceğine inanılmaktadır. Fakat uzun dönemli veriler elde olmaması sebebiyle, hastanın yeniden elektrot yerleştirilmesi için operasyona ihtiyaç duyup duymayacağına dair net bir cevap verilememektedir. Bunların yanında girişimsel olmayan tekniklere göre avantajı ise beyne direk teması sebebiyle çok daha iyi ölçüm yapılabilmesidir. Daha iyi ölçümler, daha kolay ve daha başarılı sinyal işlenmesini sağlamaktadır. Lakin bu zamana kadar yapılan çalışmalarda görüldüğü üzere hastaların büyük çoğunluğu bu avantaja rağmen girişimsel teknikleri kullanmayı kabul etmemişlerdir (Birmabumer 2006).



Şekil 1.3 - Girişimsel yöntem örneği (Leuthardt 2004)

Girişimsel olmayan teknikler ise hastaya herhangi bir operasyon uygulamayı gerektirmeyen tekniklerdir. Ölçüm yapabilmek için üzerinde elektrotlar olan başlıklar, manyetik görüntüleme cihazları gibi araçlar kullanılır. Girişimsel olmayan tekniklerdeki tek fiziksel etki, EEG başlıklarında kullanılan teknolojiye dolayı ihtiyaç duyulan durumlarda kullanıcının kafası ile başlık arasına iletken sürme işlemidir. Kafatasının sinyalleri zayıflatması sebebiyle, sinyal çözünürlüğü girişimsel tekniklere göre daha düşüktür. Hangi sınırdan sinyal alındığını bilebilmek mümkün olmadığı için bölgesel analizler yapılır. Girişimsel olmayan yöntemler cerrahi bir müdahale gerektirmediği için hastalar arasında kolaylıkla kabul görmüştür. BBA sistemlerinin geleceğinin, uygulamadaki kolaylık sebebiyle bu yönde ilerleyeceği düşünülmektedir (Birmabumer 2006).

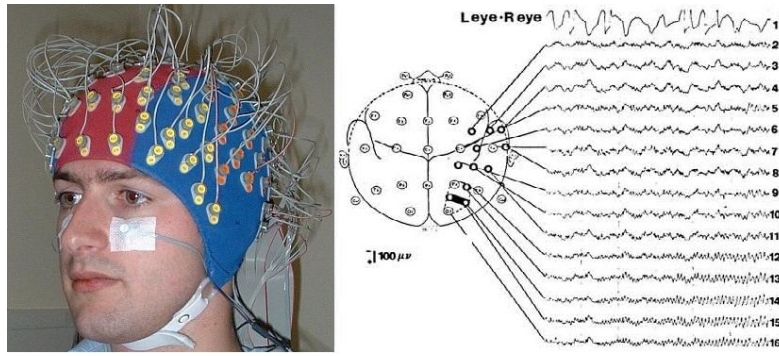
### 1.3. BBA sinyal algılama teknikleri

Sinyal algılama teknikleri arasında en yaygın olarak kullanılanları Elektroensefalografi (EEG), Magnetoensefalografi (MEG), İşlevsel Manyetik Rezonans Görüntüleme (iMRG) ve



Yakın kızılaltı spektroskopisi(YKAS) yöntemleridir.

Bu tez çalışmasında beyinde gerçekleşen sinirsel aktiviteleri algılama işleri Elektroensefalografi tekniği kullanılarak yapılmıştır. Elektroensefalografi, ilk kullanılan girişimsel olmayan sinirsel görüntüleme tekniğidir. Beyindeki elektriksel aktivitenin, gerilim olarak görüntülenmesini sağlar. EEG sinyali, bir zaman serisi sinyalidir. Algılama esnasında sinyalin zaman çözünürlüğünün milisaniyeler bazında olması önemli bir avantajdır. Önemli dezavantajlarından bir tanesi, uzaysal çözünürlüğünün santimetrelerle ifade edilecek kadar yüksek olması sebebiyle sinirsel aktivitenin tam olarak beynin hangi noktasında gerçekleştiğini belirtememesidir. Kullanım kolaylığı ve düşük maliyeti sebebiyle en fazla kullanılan görüntüleme tekniğidir. EEG'nin en önemli dezavantajı ise gürültüye son derece duyarlı olmasıdır. Bu sebeple hasta BBA kullanımı için uzun süreli bir eğitimden geçmeye ihtiyaç duymaktadır.



Şekil 1.4 – Elektroensefalografi (Hain)

#### 1.4. BBA Yapısı

BBA sistemleri genel olarak 4 ana yapıdan oluşmaktadır. Bu yapılar sinyal toplama aşaması, ön sinyal işleme aşaması, sinyal işleme ve sınıflandırma aşaması ile etkileşim aşamasıdır.

Sinyal toplama safhası BBA sisteminin ilk adımıdır. Kullanıcı arayüzü kullanırken; beyinden, girişimsel veya girişimsel olmayan sinyal algılama teknikleri kullanılarak sinyaller toplanır. Bu safha boyunca toplanan sinyaller kayıt edilir.

Ön sinyal işleme safhasında kaydedilen sinyaller ilk işlemlere tabi tutulur. Bu safhada sinyaller filtreleme işlemi uygulanarak gürültüden arındırılır. Daha sonra göz, dil, kas hareketi gibi nedenlerin oluşturdukları yapay tepkiler yok edilir. Sinyallerdeki özellikler ortaya çıkartılır. İhtiyaca göre sinyallerde yükseltme işlemi yapılır.

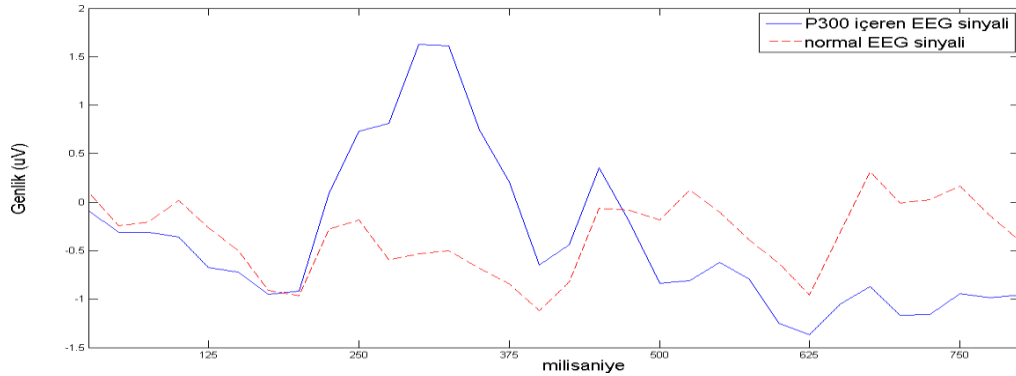


Sinyal sınıflandırma safhasında, gürültülerden arındırılmış sinyaller sayısallaştırılır. Sayısallaştırılan sinyallerden örüntüler algılanmaya çalışılır. Algılanan örüntülerden anlamlar çıkartılır. Anlamların çıkartılabilmesi için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin iki ana kolu doğrusal denklem tabanlı çözümler ve doğrusal tabanlı olmayan yapay sinir ağları gibi çözümlerlerdir. Bu çözümlerlerin gürültüye, hatalara ve zayıflamaya karşı dirençli olması gerekmektedir. Kullanıcı aynı şeyi düşünmesine rağmen, içinde bulunduğu ruh hali veya sağlık şartları gibi sebeplerle aynı standartta veri sağlayamayabilir. Uygulamanın esnekliği bu gibi durumlarda çalışmaya imkan sağlayacak şekilde olmalıdır.

Son safha ise etkileşim aşamasıdır. Bu aşamada kullanıcının düşüncesinin ne olduğu anlaşılmalı ve yerine getirilmesi gerekmektedir. İşlenmiş sinyaller, amaca yönelik hazırlanmış algoritmaları tetikler. Bu algoritmalar ise karar verme ya da kontrol etme gibi işlemleri gerçekleştirir. Gerekli iletişim yöntemi kullanılarak komutlar uç birime ulaştırılır. Kullanıcının düşüncesi hayata geçirilmiş olur.

## 1.5 P300

P300 genel olarak, bir uyarımdan yaklaşık 300ms-600ms sonra kişinin beyinde oluşan pozitif yönlü potansiyel değişimi olarak tanımlanır. Bu değişim sinyalinin gözlemlenebilmesi için, diğer uygulamalardaki kullanımın aksine görsel bir uyarın olması gerekmemektedir. P300 potansiyeli fiziksel bir uyarım tepkisi değil, içsel (endojen) bir tepkidir. P300'ün bir tepkiyi değerlendirme ya da sınıflandırma işleminin yapıldığına işaret ettiği düşünülmektedir. P300 potansiyeli, en güçlü şekilde beyin üst kısmından ölçülmektedir. Sinyal, herhangi bir eğitime ihtiyaç duymadan istemsiz olarak oluşturulmaktadır. P300 potansiyelinin sigara içenlerde, ilaç kullananlarda ve alkol alanlarda daha düşük seviyede olduğu belirtilmiştir (**Behm 2006**). P300 ile yapılmış BBA uygulamalarına örnek olarak P300 hecelelicisi verilebilir.



Şekil 1.5 - P300

## 2. KAYNAK ÖZETLERİ

Bu bölümde tez ile ilgili yapılan kaynak araştırmaları sonucunda bulunan, tez konusu ile doğrudan ilgisi olan kaynakların özetleri yer almaktadır.

**Farwell ve Donchin (1988)** , ilk P300 heceleticisini oluşturmuşlardır. 36 karakterli bir görsel uyaran ekranı kullanmışlardır. Kullanıcı iletmek istediği harfe odaklanmakta, bilgisayar odaklanılan karakteri gerçek zamanlı olarak algılamaktadır. Görsel uyaran ekranında satır ve sütunlar rassal olarak yakıp söndürölmektedir. Bilgisayar, odaklanılan harfin bulunduğu satır veya sütunun her yanışında kullanıcıda oluşan P300 tepkisinden faydalanarak algılama işini yapmaktadır. İki aşamadan oluşan deneylerinde, ilk aşamada kullanıcı kopya heceletilmiş ve oluşturduğu P300 tepkileri kullanılarak sistem eğitilmiştir. İkinci aşamada ise eğitilen sistem kullanıcının hecelediği kelimeleri eğitim aşamasında kaydedilen bilgileri kullanarak çözümlenmiştir. Analizleri sonucunda, oluşturdukları sistemin dakikada 2.3 karakter hızında haberleşme sağlayabildiğini iletmişlerdir.

**Allison ve Pineda (2003)** , görsel uyaran ekranında kullanılan harf matrisi boyutunun P300 heceleticisine olan etkileri üzerine çalışmışlardır. Çalışmalarında matris boyutunun EEG ölçülerine etkisi, hedef algılama başarısı ve kullanıcı tercihleri üzerinde durmuşlardır. Yaptıkları deneylerin sonucunda daha büyük boyutlu matrislerin daha yüksek potansiyelde P300 tepkisi oluşturduğunu rapor etmişlerdir. Matris boyutu küçöldükçe P300 gecikme süresi de kısalmıştır. Daha küçük matrislerde P300, büyük matrislerdekilere göre daha önce oluşmuştur. Hedef algılama başarısında, matris boyutu kayda değer bir fark oluşturmamıştır. Kullanıcılar küçük veya büyük matris boyutu hakkında bir tercihte bulunmamış, çoğunluğu kenarlarda ve köşelerde yer alan karakterlerin daha kolay sayılabildiğini iletmişlerdir.

**Birbaumer (2005)**, beyin bilgisayar arayüzlerinin güncel durumları üzerine bir çalışma yapmıştır. Genellikle hayvanların beyinlerine yerleştirilerek kullanılan girişimsel BBA'ları ve insanlardan elektro fizyolojik kayıtlar yapan girişimsel olmayan BBA'ları tanımlamıştır. Tamamen paralize olmuş veya kendine hapsolmuş hastalar için girişimsel olmayan BBA'ların klinik uygulamalarında; yavaş kabuksal potansiyeller, sensorimotor ritmi ve P300 ile iletişim sağlayabildiği bildirilmiştir. Fakat girişimsel olmayan BBA'ların tamamen kendine hapsolmuş hastalarda başarılı olamadığı ifade edilmiştir. Elde olan bilgilere göre girişimsel olmayan BBA ile gönüllü hareket edilmesi mümkün değildir. Diğer tarafta girişimsel BBA'lar ile sağlıklı hayvanlar üzerinde yapılan çalışmalarda uzanma, kavrama ve zorlama işlerinin yapılabildiği gözlenmiştir. Yeni geliştirilen fMRI ve NIRS tabanlı BBA'ların

çocukların sinirsel bozukluklarının ve duygusal bozuklukların düzenlenmesi konusunda umut vaat ettiği ifade edilmiştir.

**Sellers ve ark. (2006)** , P300 heceleticisinin özelliklerini belirlemek için bir çalışma yapmışlardır. Heceleticileri, harfler ve sayılardan oluşan bir görsel uyaran matrisi kullanmaktadır. Kullanıcı iletmek istediği karaktere odaklanarak, karakterin bulunduğu satır ve sütunun yanmasını takip etmektedir. Çalışmada görsel uyaran ekranı için, 3x3 ve 6x6 olmak üzere iki farklı matris boyutu kullanılmıştır. Ayrıca yakma ve söndürme işlemleri için 175 ms ve 350 ms olarak iki farklı periyot kullanılmıştır. 175 milisaniyelik periyot için bir satır veya sütunu yakma süresi 100 ms, matrisin sönük kalma süresi için 75 ms yapılmıştır. 350 milisaniyelik periyot için ise 200 ms yanık kalma, 150 ms sönük kalma süresi belirlenmiştir. Çevrimiçi başarı oranı, 3x3 matris boyutu ve 175 ms periyot için en yüksek olmuştur. Bilgi iletim hızı ise en yüksek 6x6 matris boyutu ve 175 ms periyot ile gerçekleşmiştir. En iyi durum için, tüm deneklerin ortalama heceletici kullanım başarı oranı %88 olmuştur. P300 tepkisi genliği, 6x6 matris için 3x3 matristen belirgin şekilde daha yüksek olmuştur. Çalışma sonucunda, matris boyutunun ve periyotun P300 heceletici optimizasyonu için göz önünde bulundurulması gereken önemli değişkenler olduğu belirtilmiştir.

**Krusiensi ve ark. (2007)**, klasik P300 öznitelik uzayında yapılacak genişletmenin, P300 heceleticisinden toplanan verilerin sınıflandırılmasına yapacağı etkiler üzerine çalışmışlardır. Adımsal Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi (ADAÇ) kullanılarak oluşturulan sınıflandırıcının, uzaysal kanal seçimin etkilerinin, kanal ilişkisinin, veri alt örneklemesinin ve maksimum model öznitelik sayısının sadece ADAÇ için değil, P300 sınıflandırıcıların geneli için bir referans olması amacıyla karşılaştırıldığı belirtilmiştir. Klasik P300 kayıt bölgelerine ilave kayıt bölgeleri eklenerek ve sınıflandırıcı olarak ADAÇ kullanılarak P300 heceleticinin çevrimiçi performansında artış gözlemlendiği ve faydalı çevrimdışı parametrelerin elde edildiği raporlanmıştır.

**Nijboer ve ark. (2008)**, yaptıkları çalışmada P300 heceleticinin Amitropik Lateral Sklerozi hastaları için verimliliğini değerlendirmişlerdir. Hazırladıkları P300 heceleticisinde sınıflandırıcı olarak Adımsal Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi (ADAÇ) kullanılmıştır. Sınıflandırma sonucunda seçilen her karakter kullanıcıya geribildirim olarak gösterilmiştir. Çalışmanın ilk fazında 6 kullanıcı, 6x6 boyutunda görsel uyaran matrisi ile 1.2 seçim/dakika hızında çalışan bir heceleticiyi 12 ayrı gün kullanmışlardır. %62 çevrimiçi, %82 çevrimdışı ortalama doğruluğa ulaşılmıştır. İkinci fazda 4 kullanıcı, 6x6 veya 7x7 boyutunda görsel uyaran matrisi kullanarak yeni ve anlık ifadeler kullanarak çevrimiçi ortalama 2.1

seçim/dakika hızına ve ortalama %79 doğruluk oranına ulaşmışlardır. P300 genliğinin ve gecikmesinin 40 hafta sonra dahi kararlı kaldığı gözlemlenmiştir. Hastaların, P300 heceletici ile iletişim kurabileceği ve başarımın haftalarda kararlı olarak süreceği sonucuna varılmıştır.

**Fazel-Rezai ve Abhari (2009)** , bölgesel bazlı görsel uyaran ekranı kullanan bir P300 heceleticisi oluşturmuşlardır. Çalışmalarında, Farwell ve Donchin tarafından geliştirilen P300 heceletici kullanımında insani algısal hataların oluştuğu gösterilmiştir. 500 milisaniyeden daha kısa periyotlar kullanıldığında insanların ilk yanmayı algıladığını fakat sonraki yanmayı algılayamadığını iletmişlerdir. Diğer insani algısal hata ise insanın odaklandığı harfin bulunduğu satır ve sütun haricinde, yanan komşu satır ve sütunlara da P300 tepkisi verebilmesi olarak gösterilmiştir. Bu hataları yok edebilmek adına, satır sütun yakmak yerine bölge yakma prensibine dayanan bir görsel uyaran geliştirmişlerdir. Uyaran 2 aşamalı olarak çalışmaktadır. İlk aşamada, 7 karakterden oluşan 7 adet bölge içeren görsel uyaran matrisi kullanıcıya gösterilmektedir. Kullanıcı, iletmek istediği karakterin bulunduğu bölgeye odaklanmaktadır. Heceletici, sınıflandırma yaparak odaklanılan bölgeyi belirlemektedir. Sonra, ekrana sadece odaklanılan bölgedeki 7 karakter gelmektedir. Bu ekranda, kullanıcı iletmek istediği harfe odaklanmakta ve sistem karakteri algılamaktadır. Farwell-Donchin tarafından geliştirilen sistemde oluşan %36.7 değerindeki hata oranının, yeni geliştirilen sistemde % 18.3 seviyesine düştüğünü rapor etmişlerdir.

**Sugiarto (2009)**, dayanıklı bir P300 görsel uyaran tasarımı sunmuştur. P300 uygulamaları için görsel uyarının tekrar sayısının az olması hız açısından önemlidir. Görsel uyarının kuvvetini etkileyen 3 ana etken olduğu aktarılmıştır. Bu etkenler; yüksek doğruluklu sistem zamanlaması, video grafik görüntü teknolojisi ve işlem öncelik yönetimi olarak ifade edilmiştir. Yaptıkları ölçümlerde; adanmış bir süreç içinde kullanılan sistem zamanlayıcısı, 300 mikro saniyeden daha düşük bir gecikmeyle yüksek doğruluklu bir başarımla sergilemiştir. Görsel uyaran olarak sabit yerleşim ve rassal yerleşim olmak üzere 2 farklı karakter yerleşimi kullanmışlardır. Rassal yerleşim sonucu belirsizlik artmış ve bu nedenle P300 genliğinin yükseldiği belirtilmiştir.

**Guger ve ark. (2009)**, P300 heceleticinin insanların kullanımına ne kadar uygun olduğuna dair bir çalışma yürütmüşlerdir. Çalışmalarında 100 kişiye, 5'er dakikalık bir eğitimin ardından 5 harflik bir kelime yazdırarak P300 heceleticisi kullandırmışlardır. Eğitim aşamasında, denekler 36 karakterlik görsel uyaran ekranına bakarak "WATER" kelimesini yazdırmışlardır. 2 farklı görsel uyaran ekranı kullanılmıştır. Bunlardan birincisi klasik tüm satırın ya da sütunun yakıldığı uyaran ekranı, ikincisi ise tek karakterin yakıldığı uyaran ekranı olmuştur. Hangi ekranın kullanılacağı, denegin tercihinine bırakılmıştır. 19 denek, iki

ekranı da kullanmıştır. Test aşamasında denekler “LUCAS” kelimesini yazdırmışlardır. 5 harf tamamlandıktan sonra, sınıflandırıcı sonuçları vermiştir. Satır/sütun uyararı seçen deneklerin %72,8’i, tek karakter uyararı seçen deneklerin %55,3’ü başarılı bir şekilde heceleticiyi kullanmışlardır. Kullanıcıların %3’ü hiçbir harfi doğru heceletememiştir. Kullanıcıların yanıp sönen karakterin rahatsızlık ediciliğini 1 ile 5 arası puanlaması sonucu, ortalama rahatsızlık edicilik puanı 1 olmuştur (1: rahatsızlık vermiyor, 5:çok rahatsız edici). Çalışma sonuçlarına göre, 100 sağlıklı kişinin çoğu (%69) 5 dakikalık bir eğitim sonrası P300 heceleticiyi kullanabilmışlerdir. Satır/sütun uyararı seçen kullanıcıların %89’u %80-100 arası bir başarıyla heceleticiyi kullanabilmiştir.

**Blankertz ve ark. (2011)**, olay ilintili potansiyellerin tek denemede analizi ve sınıflandırılması ile ilgili bir eğitim hazırlamışlardır. Olay ilintili potansiyellerin (OİP) tek denemede analizinin; denemeler arasındaki yüksek değişkenlik ve yüksek orandaki sinyal gürültü oranları nedeniyle oldukça zor olduğunu ifade etmişlerdir. Eğitimde; OİP’lerin çözümlenmesi, doğrusal yöntemlerin detaylarına inilmesi ve doğrusal OİP sınıflandırma için uzay-zaman örüntüleri ve filtreler hakkında kapsamlı bir çalışma yer almaktadır. Fakat bu tekniklerin, yüksek boyutlu algılama uzayında doğru bir kovaryans matrisi tahminine ihtiyaç duyması bir dar boğaz oluşturduğu belirtilmiştir. Bir çözüm olarak küçülme kestirimcilerini kullanmayı önermiş ve küçülme kullanarak doğrusal ayrıştırma analizinin düzenlenmesinin, klasik doğrusal ayrıştırma analizine oranla tek denemede OİP sınıflandırması için çok daha iyi sonuç verdiğini göstermişlerdir. Ayrıca, hangi sınıflandırıcıların veriden öğrenildiği konusunda pratik ipuçları vermiş ve düzenlenmiş DAÇ için yerleşim doğruluğu ile model karmaşıklığı arasındaki ödünleşmeyi göstermişlerdir.

**Taha ve ark. (2011)**, uyararı tekrar sayısını azaltmak ve veri transfer hızını yükseltmek amacıyla geliştirdikleri sistemde, P300 heceleticisinin arayüz ve sınıflandırma sisteminde değişiklikler yapmışlardır. Sınıflandırıcı sistemlerine kendi düzenledikleri bir sözlük dahil etmişler ve 14 sağlıklı denekten 15’er kelimelik kopya heceleme verisi toplamışlardır. Sözlüğün sisteme eklenmesinin ardından, 5. deneme sonrası çözümlenme başarı yüzdesinde %72,86’den %95,7’ye yükseliş elde etmişlerdir. Sistem başarısını yükseltebilmek için, hataların hedef harfin bir komşuluğunda olduğu hipotezinin doğrulamasını yapmışlardır. Doğruladıkları hipotezden yola çıkarak, klasik görsel uyararı ekranında sadece harflerin matristeki yerlerinde değişiklik yapmışlardır. Aynı deneklere, aynı kelimeleri heceletmişler ve 2. denemede veri aktarım hızınının 55,32 bit/dakikaya ulaştığını gözlemlemişlerdir.

**Pires ve ark. (2012)**, Yanal Tek Karakterlik (YTK) adını verdikleri yeni bir harf yerleşimi ile P300 tabanlı bir BBA geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri bu yeni yerleşimi klasik

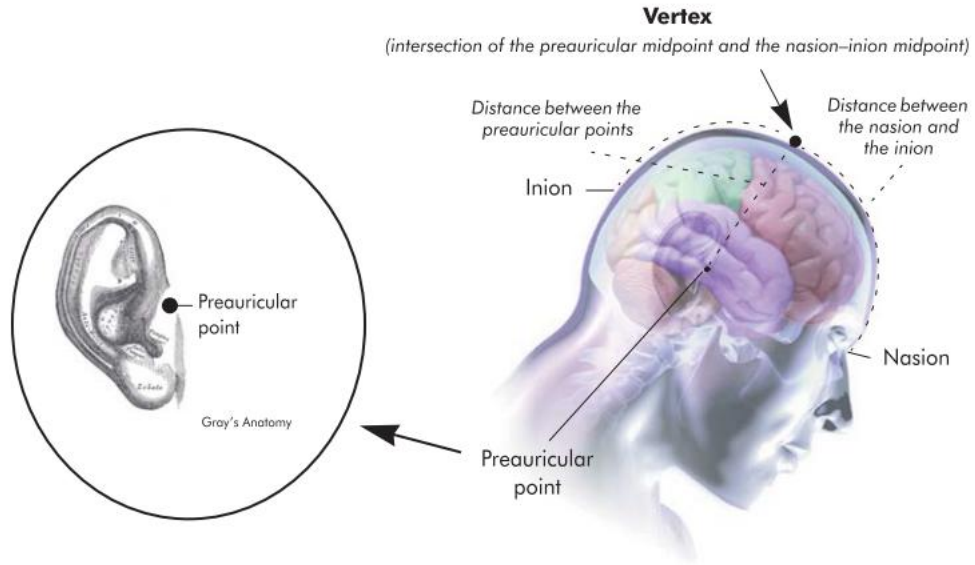
Satır/Sütun (SS) yerleşimi ile karşılaştırmışlardır. Hazırladıkları YTK' nın, tek karakter kipi ile alfabedeki tüm karakterleri kapsayacak şekilde bir olay stratejisi kullanarak karakter seçim süresini kısalttığını iddia etmişlerdir. Ayrıca, BBA başarımını arttırmak için görsel perspektifteki gerçek yarımküresel asimetrisini kavramayı amaçlamışlardır. SS ve YTK yerleşimlerini, 10 denek üzerinde test etmişlerdir. Deneklerin 7 tanesi ALS, 5 tanesi SP, 1 tanesi DKD ve 1 tanesi de SKY hastasıdır. Tüm kullanıcıların ortalamaları değerlendirildiğinde, YTK 26.11 bit/dak ve %89,9 başarımla SS yerleşimiyle elde edilen 21.91 bit/dak ve %88.36 başarıma göre daha iyi sonuç vermiştir. YTK ile elde edilen işaret/gürültü oranı, SS yerleşimine oranla daha yüksek gerçekleşmiştir. Ek olarak, YTK' nın iletim hızı ve başarımla hala limitlere ulaşmamış, gelişmeye açık durumda olduğu iletilmiştir.

**Quitadamo ve ark. (2012)** , “Verimlilik Ölçücü” isimli BBA değerlendirme ölçüsünün, BBA için nasıl kullanıldığını ve performans değerlendirmesinin nasıl yapıldığını açıklayan bir çalışma yapmışlardır. Verimlilik ölçücünün diğer BBA ölçücülerden farklı olarak, cezalar ve hata düzeltici stratejileri de içerdiğini belirtmişlerdir. Bu sebeple, bu ölçücünün BBA sistemlerinin davranışlarını daha iyi tanımladığını ifade etmişlerdir. Verimlilik ölçücüyü, doğruluk ve bilgi iletim hızı açısından Wolpaw' ın ve Nykopp' un tanımladıkları ölçücülerle kıyaslamışlardır. Çalışmalarının sonuçlarının, verimlilik ölçücünün BBA sistemi ile haberleşmenin mümkün olup olmadığını kestirebildiğini iletilmiştir. Verimlilik ölçücünün; farklı özellikleri değerlendirebilecek şekilde ölçücü üzerinde kolayca değişiklikler yapılabileceği için, BBA sistemlerini değerlendirmede daha genel ve çok yönlü bir ölçücü olduğu iddia edilmiştir.

### 3. MATERYAL VE YÖNTEM

#### 3.1 Donanım

EEG sistemi olarak, EGI firmasının Geodesic EEG System 300 donanımı kullanılmıştır. Kullanılan EEG Sistemi elemanları elektrot başlığı, amfi ve bilgisayardan oluşmaktadır. Elektrot başlığı olarak, kafa derisi ile elektrotlar arasında iletken sıvı ihtiyacı duyan 64 elektrotlu Hydrocel GSN 64 kullanılmıştır. EGI tarafından elektrot başlığı için referans elektrot, vertekste yer alan (10-20 uluslararası sistemde Cz) elektrot olarak belirlenmiştir. Elektrotlardan toplanan EEG sinyallerini güçlendirmek amacıyla Net Amps 300 amfisi kullanılmıştır. Amfi ile güçlendirilmiş sinyaller, bir iş istasyonu bilgisayarda işlenmiş ve kayıt edilmiştir. Sinyaller 200 Hz frekansında örneklenmiştir. Elektrotlarda herhangi bir iletişim problemi yaşanmaması amacıyla, empedans değerinin 50 K ohmu geçmemesine dikkat edilmiştir.



Şekil 3.1- Verteks konumu

Görsel uyaran programı, EEG sisteminde kullanılan bilgisayardan farklı, bağımsız bir bilgisayarda koşturulmuştur. Ön sinyal işleme süreci tamamlandıktan sonra MATLAB™ ile uyumlu halde dışa aktarılan EEG sinyallerini; bölütleme, sinyal işleme ve sınıflandırma işlemleri için de farklı bir bağımsız bilgisayar kullanılmıştır.



**Şekil 3.2** – Empedans değeri yüksek elektrotlara yapılan müdahale

### **3.2 Yazılım**

Amfi üzerinden bilgisayara gelen EEG Sinyalleri, Net Station yazılımı ile kayıt edilmiş, ön sinyal işleme aşamasına tabi tutulmuş ve dışa aktarılmıştır. Görsel uyaran programı Psychtoolbox eklentisi kullanılarak yazılmış ve MATLAB™ 2009b yazılımı üzerinde koşturulmuştur. Sinyal işleme ve sınıflandırma programı, MATLAB™ 2009b kullanılarak yazılmış ve üzerinde koşturulmuştur.

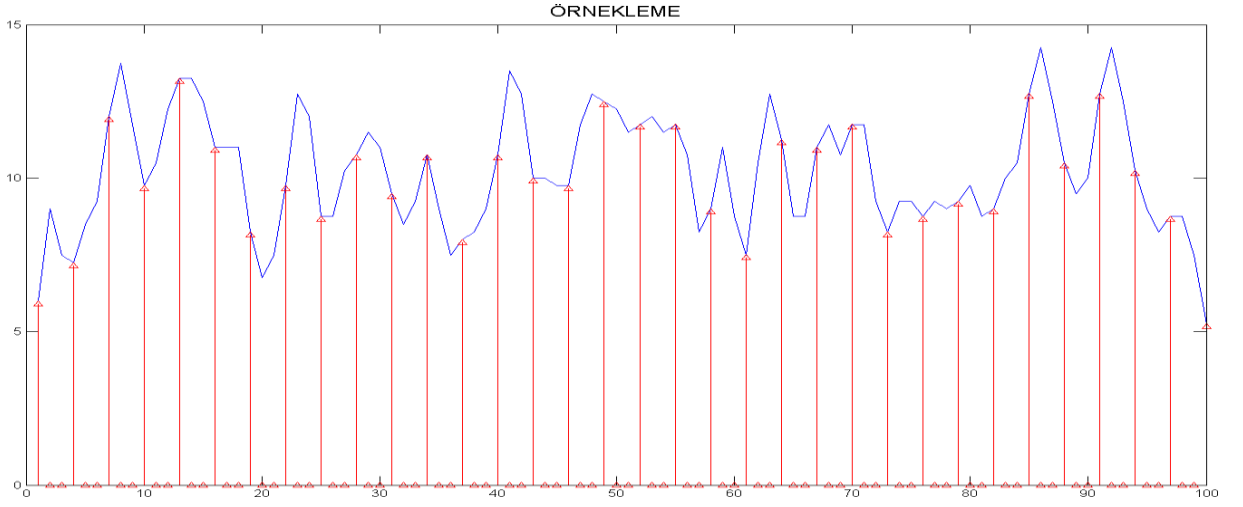
### **3.3 Kullanılan Sinyal İşleme Teknikleri**

#### **3.3.1 Örneklemeye**

Analog sinyallerin, sayısal sinyallere dönüştürülmesi işlemine “örneklemeye” denir. Sonsuz sayıda eleman içeren analog sinyalden belirli aralıklarla sinyal örnekleri alınarak yapılmaktadır. 1 saniyelik periyot içinde gerçekleşen örnek alma sıklığına “örneklemeye frekansı” denilir. Örneklemeye sonucunun, asıl sinyalle uyumlu olabilmesi için; örneklemeye



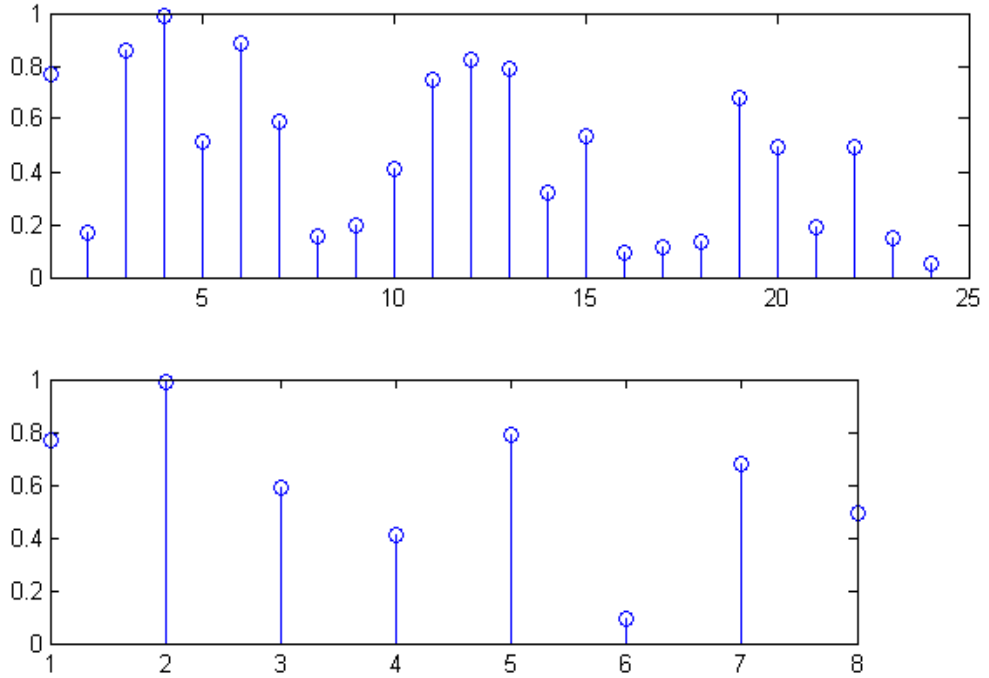
frekansının, asıl sinyalde yer alan en yüksek frekanslı elemanın frekansının en az 2 katı olması gerekmektedir. Aksi durumda sinyal üzerinde örtüşme meydana gelebilir.



Şekil 3.3- Örneklem

### 3.3.1.1 Alt Örneklem

Alt örneklem, örneklemeden farklı olarak sayısal sinyallere uygulanmaktadır. Sayısal sinyallerin örneklem frekansının, bir katsayı ( $n$ ) oranında düşürülmesine alt örneklem denir. Asıl sinyalden her  $n$ 'inci elemanın alınmasıyla yeni sinyal oluşturulur.



Şekil 3.4- Asıl sinyal (üstte) ve 3 katsayısıyla alt örnekleme yapılmış sinyal (altta)

### 3.3.2 Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi

**Fisher (1936)**, Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi (DAÇ) olarak adlandırılan sınıflandırma metodunu oluşturmuştur. Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi (DAÇ) iki farklı veri kümesini, sınıflar arası ayırıştırıcı bilgiyi olabildiğince muhafaza ederek ayırıştırarak doğrusal denklemi bulmayı hedefler. N boyutlu  $\{x^{(1)}, x^{(2)}, \dots, x^{(N)}\}$  örnek kümelerimiz olduğunu varsayalım. Bunlar  $w_1$  sınıfına ait  $A_1$  ve  $w_2$  sınıfına ait olan  $A_2$  kümeleri olsun. Biz örneklerin (x), iz düşümünü bir çizgiye düşürecek y katsayısını bulmak istiyoruz.

$$y = w^T x \quad (3.1)$$

İyi bir iz düşüm vektörü bulabilmek için, iz düşümler arasındaki ayrımı ölçebilecek bir ölçüt tanımlamamız gerekmektedir. x içindeki tüm sınıfların ve y öznitelik uzayının ortalama vektörleri aşağıdaki gibidir:

$$\bar{x} \quad \bar{y} \quad (3.2)$$

$$\bar{x} \quad \bar{y} \quad (3.3)$$

**Fisher (1936)**, ortalamalar arasındaki farkı maksimize edecek, sınıf içi saçılım ile normalize edilmiş bir fonksiyon önermiştir. Tüm sınıflar için saçılım şu şekilde tanımlanmıştır:

$$(3.4)$$

( ) büyüklüğü Sınıf İçi Saçılım olarak adlandırılmıştır. DAÇ, Fisher tarafından aşağıdaki ölçüt fonksiyonunu maksimum yapan  $w^T x$  doğrusal denklemi olarak tanımlanmıştır.

$$(3.5)$$

Böylece aynı sınıfların birbirine oldukça yakın izdüşümünün olduğu, aynı anda da izdüşüm ortalamalarının olabildiği kadar birbirinden uzak olduğu bir izdüşüm bulunabilir. Optimum izdüşümü ( $w^*$ ) bulabilmek için, J(w) denklemini w'nin fonksiyonlarını kullanarak ifade etmemiz gerekir.

Saçılım matrisi ( $S_w$ ), çoklu değişken özellik uzayı  $x$ 'de saçılım ölçütü olarak tanımlanmıştır.

$$S_1 = \quad (3.6)$$

$$S_w = S_1 + S_2 \quad (3.7)$$

$y$  izdüşümünün saçılımı,  $x$  öznitelik uzayındaki saçılım matrisinin fonksiyonu olarak ifade edilebilir.

$$(3.8)$$

$$(3.9)$$

$$( \quad ) = w^T S_w w \quad (3.10)$$

Benzer şekilde izdüşüm ortalamaları arasındaki fark da orijinal öznitelik uzayındaki ortalamalar cinsinden ifade edilebilir.

$$(3.11)$$

$S_B$  matrisi, sınıflar arası saçılım matrisi olarak tanımlanmıştır. Fisher kriterini  $S_B$  ve  $S_w$  ile ifade edebiliriz

$$\text{—————} \quad (3.12)$$

Maksimum değeri bulabilmek için türevi alınıp sıfıra eşitlenir.

$$\text{—} \quad \text{—} \quad \text{—————} \quad (3.13)$$

$$\text{—————} \quad \text{—————} \quad (3.14)$$

$$(3.15)$$

$$\text{—————} \quad \text{—————} \quad (3.16)$$

$$(3.17)$$

$$(3.18)$$

Genelleştirilmiş özdeğer problemi çözüldüğünde Fisher'in Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi ortaya çıkar:

$$\text{—————} \quad (3.19)$$

### 3.3.3 Adımsal Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi

**Draper ve Smith (1998)**, istatistiksel bir yöntem olan Adımsal Regresyon Analizi işlemini tanımlamışlardır. Adımsal Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi (ADAÇ), Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi işlemi öncesi Adımsal Regresyon Analizi yapılması ile oluşmuştur.

Adımsal Regresyon Analizi, sistematik olarak doğrusal bir modele regresyon işlemindeki önemine göre terim ekleme ve çıkartma işlemidir. Yöntem bir ilk model ile başlar ve daha büyük veya küçük modellerin açıklayıcı gücüyle ilk model kıyaslanır. Her adımda kestirimci değeri diye adlandırılan bir p değeri hesaplanır. Kestirimci değeri, kendisinden farklı diğer bir değeri kestirim yapabildiğine inanılan değerdir. Modelde yer alması istenilen terimler için şart olarak bir p değer aralığı belirlenir. Eğer modele dahil olmayan bir terimin p değeri şart koşulan değer aralığı içinde olursa terim modele dahil edilir. Eğer modelde yer alan bir terimin hesaplanan p değeri şart koşulan değer aralığı dışında çıkarsa bu terim modelden çıkartılır. İşlemler modelde iyileştirme yapacak bir adım kalmayınca tamamlanır. Kullanıcı modelin en iyi haline gelmesini beklemeden kendi belirlediği kadar terim modele eklendiği zaman da işlemi sonlandırabilir. Adımsal regresyon analizi sonucunda modele dahil olan terimler belirlenir. DAÇ yapılırken tüm terimler yerine sadece analiz sonucunda belirlenen terimler kullanılır.

### 3.3.4 SDY Filtreleme

Darbe girişine karşılık çıkışın sonlu olduğu filtrelere SDY (Sonlu darbe yanıtı) filtreler denilir. SDY filtreler her zaman kararlıdır. Ayrıca, sonlu gecikme yardımı ile daima nedensel olması sağlanabilir. Özyineli (recursive) filtrelerin aksine, SDY filtreler kolayca doğrusal fazlı olarak tasarlanabilirler. SDY filtreler özyineli ve özyinesiz olarak iki farklı şekilde tasarlanabilirler. SDY filtrelerin gerçekleştirilmesinde kuvantalama ve yuvarlama hataları oluşur. Fakat, SDY filtrelerin özyinesiz gerçekleştirilmesinde bu hatalar önemsizdir.

a) Özyineli Gerçekleştirme: Bu terim filtrenin gerçekleştirme tipini ifade eder. Filtrenin çıkışı  $y(n)$ , özyineli gerçekleştirilmede

$$y(n)=f(y(n-1), y(n-2), \dots, x(n), x(n-1), \dots) \quad (3.20)$$

şeklinde yazılabilir.  $n$ , anındaki filtre çıkışı  $y(n)$ , geçmişteki filtre çıkışları ( $y(n-1)$ ,  $y(n-2)$ , ...) ve şimdiki ile geçmişteki filtre girişleri ( $x(n)$ ,  $x(n-1)$ , ...) cinsinden ifade edilebilir.

b) Özyinesiz Gerçekleştirme: Bu terim  $y(n)$  filtre çıkışının sadece o andaki ve geçmişteki filtre girişleri cinsinden elde edileceğini ifade etmektedir. Özyinesiz gerçekleştirme

$$y(n)=f(x(n), x(n-1), x(n-2), \dots) \quad (3.21)$$

şeklinde yazılabilir.

Özyinesiz nedensel bir filtrenin transfer fonksiyonu karmaşık değişkenli ( $z^{-1}$ ) bir polinom olarak gösterilebilir. Transfer fonksiyonunun tüm kutupları merkezde bulunur. Bu nedenle SDY filtreler her zaman kararlıdır.

(3.23)

(3.24)

(3.25)

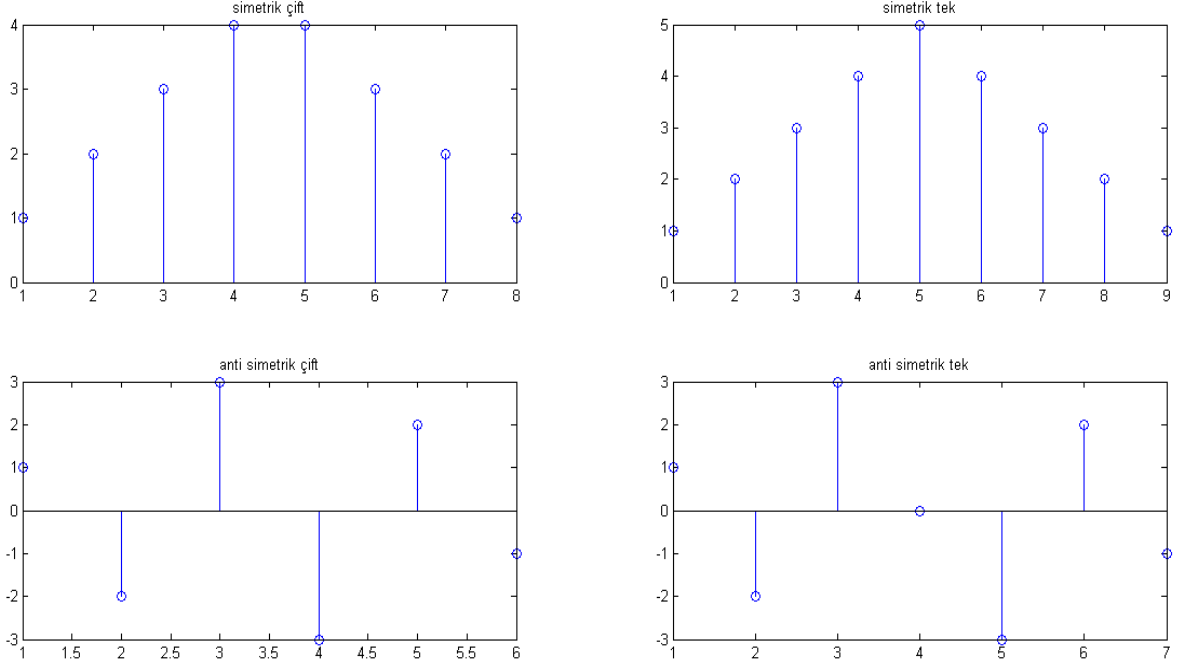
(3.26)

SDY filtreler farklı yöntemler kullanılarak tasarlanabilir, fakat bu yöntemlerin çoğu ideal filtre yaklaşımlarına dayanır. Amaç ideal karakteristiklere değil, olabildiğince iyi filtre karakteristiklerine ulaşmaktır. SDY filtrelerin transfer fonksiyonu derecesi yükseldikçe ideal filtreye yaklaşır. Fakat, bu durum giriş sinyalinin filtreleme işleminin karmaşıklaşmasını ve gereken işlem süresinin uzamasına sebebiyet verir. Sonuçta ortaya çıkan frekans tepkisi monoton bir fonksiyon veya belirli bir frekans aralığında salınan bir fonksiyon olur. Frekans tepkisinin dalga şekli filtre tasarım yöntemine ve kullanılan parametrelere bağlıdır.

SDY filtrelerin faz karakteristiğinin doğrusal olabilmesi için, darbe tepkisi simetrik veya antisimetrik olmalıdır.

$h[n]=h[N-n-1]$  ; simetrik darbe tepkisi (ortanca elemana göre)

$h[n]=-h[N-n-1]$ ; antisimetrik darbe tepkisi (ortanca elemana göre)



**Şekil 3.5 - SDY filtre tepkileri**

SDY filtrelerin en önemli dezavantajı yüksek dereceli tasarlanma ihtiyacıdır. Bu sebeple doğrusal faz karakterinin önemli olduğu durumlarda tercih edilir.

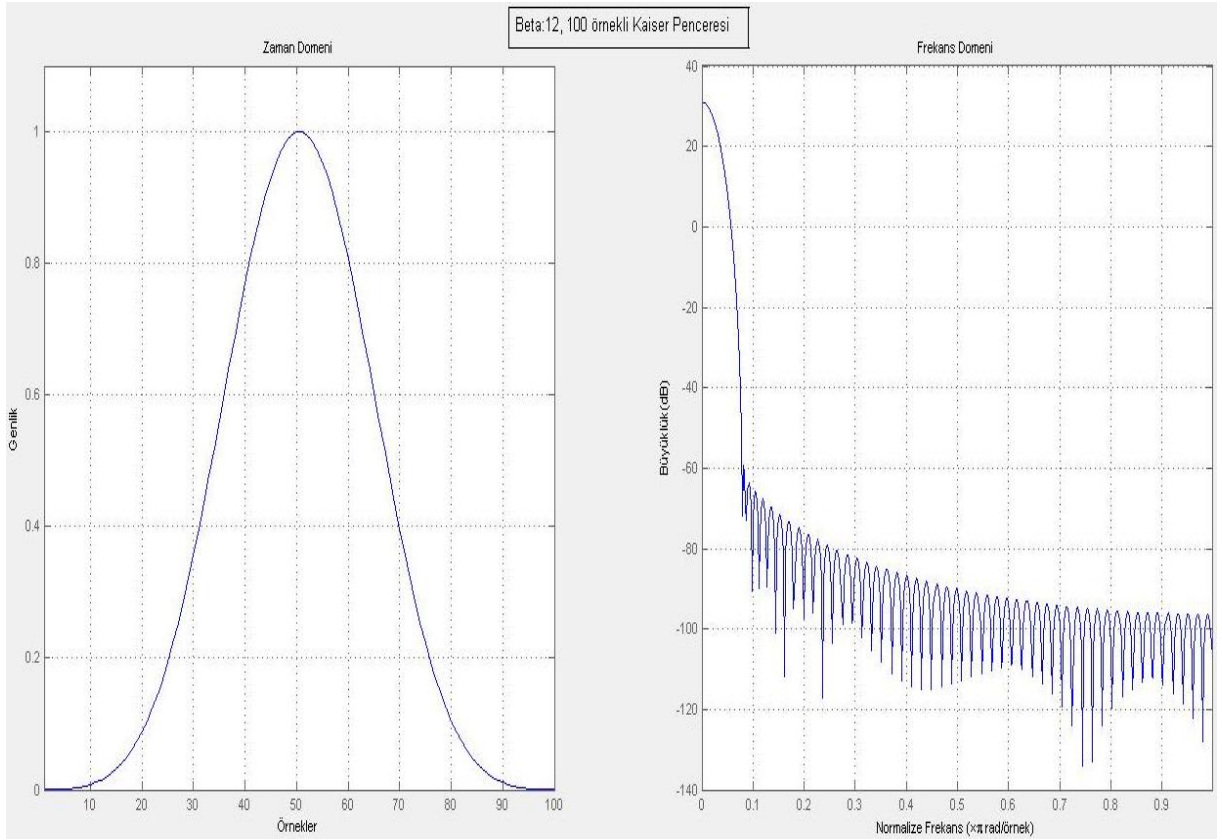
Çıkışı hesaplamak için kaydedilmesi gerekli olan girişlere gecikme hattı denir. Gecikme hattı sayısı, filtrenin derecesini belirler. Örnek vermek gerekirse 10. dereceden bir filtre için, şu anki girişin hesaplanabilmesi için ondan önceki 10 girişin kayıt edilmiş olması gerekmektedir.

### 3.3.4.1 Kaiser Pencere Fonksiyonu

Bu çalışmada yer alan SDY filtrelerin tasarımında Kaiser pencere fonksiyonu kullanılmıştır. **Kaya ve İnce (2011)**, çalışmalarında Kaiser Penceresinin sahip olduğu ayarlanabilir parametre özelliği sayesinde pek çok alanda tercih edildiğini belirtmişlerdir. Kaiser penceresi denklemi:

$$w(n) = \frac{I_0(\beta \sqrt{1 - (n/N)^2})}{I_0(\beta)}, \quad 0 \leq n < N \quad (3.27)$$

şeklinde ifade edilmektedir.  $\beta$  sabiti, pencerenin frekans tepkisinin yan lobunun tepe yüksekliği, dalgacık ve ana lob genişliği arasındaki mübadeleyi tayin eder.  $I_0$ , birinci tür sıfırıncı dereceden düzenlenmiş Bessel fonksiyonudur.



Şekil 3.6 - Kaiser Penceresi

### 3.3.4.2 Alçak Geçiren Filtre ve Yüksek Geçiren Filtre

İdeal durumda; belirlenen kesme frekansından düşük frekanslı sinyal bileşenlerini koruyarak, kesme frekansından yüksek frekanslı sinyal bileşenlerini bastıran filtrelere alçak geçiren filtreler denilir. Alçak geçiren FIR filtre tasarımında kullanılan parametreler şunlardır.

$\omega_p$  : Geçirme bandındaki standartlaştırılmış kesme frekansı

$\omega_s$  : Durdurma bandındaki standartlaştırılmış kesme frekansı

$\delta_1$  : Geçirme bandında izin verilen maksimum dalgacık boyu

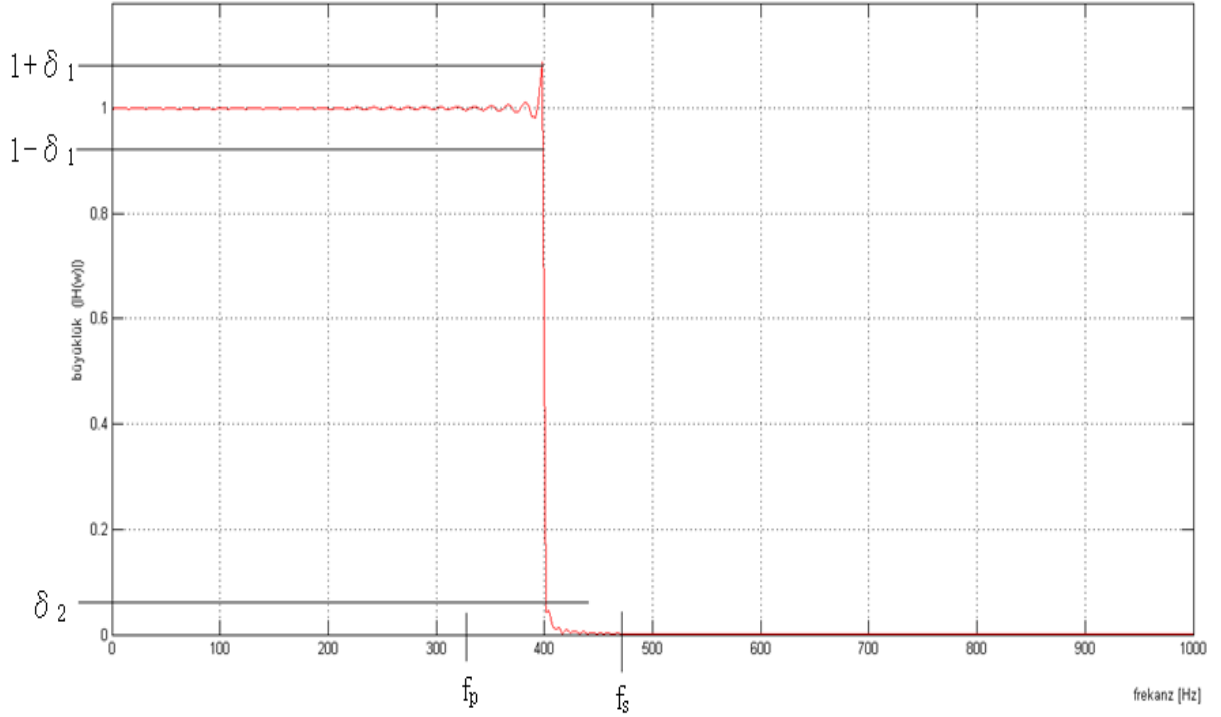
$\delta_2$  : Durdurma bandında izin verilen minimum sönümlenme (dB)

$a_p$  : Geçirme bandında izin verilen maksimum dalgacık boyu

$a_s$  : Durdurma bandında izin verilen minimum sönümlenme (dB)

(3.29)

(3.30)



**Şekil 3.7** – Alçak geçiren filtre

$$\text{Frekans standartlaştırması: } \quad \text{---} \quad (3.31)$$

$$f_s : \text{örnekleme frekansı} \quad (3.32)$$

$$\text{Kaiser penceresi için } \quad \text{---} \quad (3.33)$$

Alçak geçiren filtre tasarlanırken önce kesme frekansı, derecesi ve örnekleme frekansı belirlenir. Sonra pencere parametreleri belirlenir ve hesaplanır. Daha sonra filtrenin katsayıları hesaplanır.

$$\text{---} \quad (\text{ideal durum}) \quad (3.34)$$

$\omega_c$  kesme frekansı,  $\omega_p$  ve  $\omega_s$  ortalaması olarak seçilir.

$$\text{---} \quad (3.35)$$

$$\text{---} \quad (3.36)$$

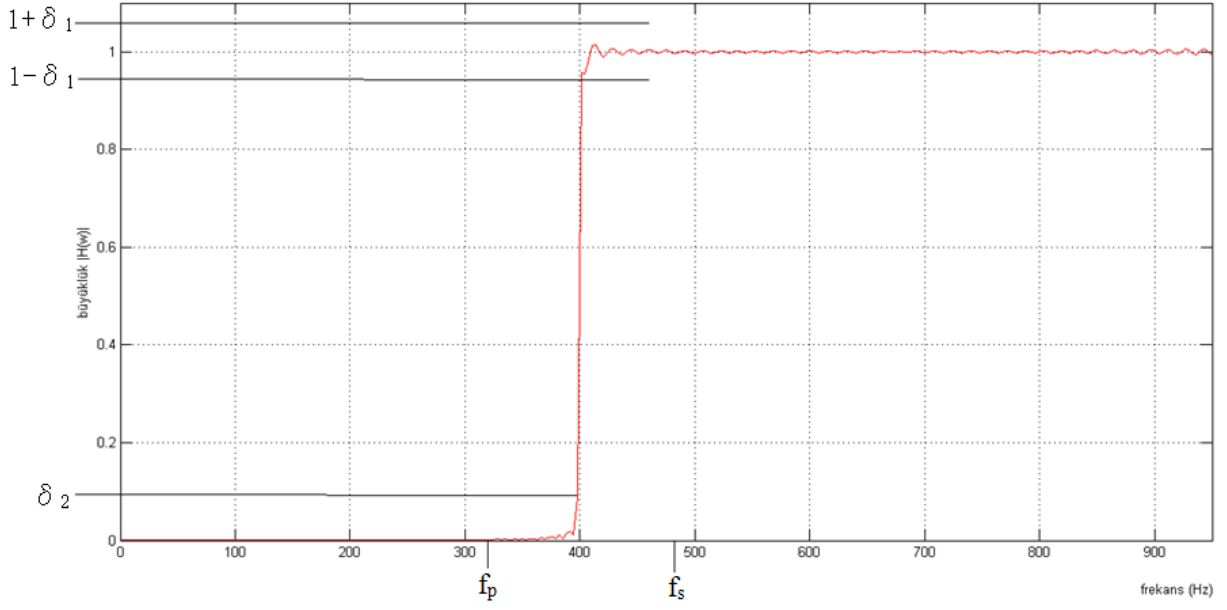
Filtrenin son halini elde edebilmek için hesaplanan Kaiser penceresi ile çarpma işlemi yapılır

$$\text{---} \quad \text{---} \quad \text{---}, \quad -N \leq n \leq N \quad (3.37)$$

Yüksek geçiren filtre için katsayı denklemi aşağıdaki şekilde değiştirilerek, alçak geçiren filtre için uygulanan işlemler uygulanacaktır.

$$\text{---} \quad (3.38)$$





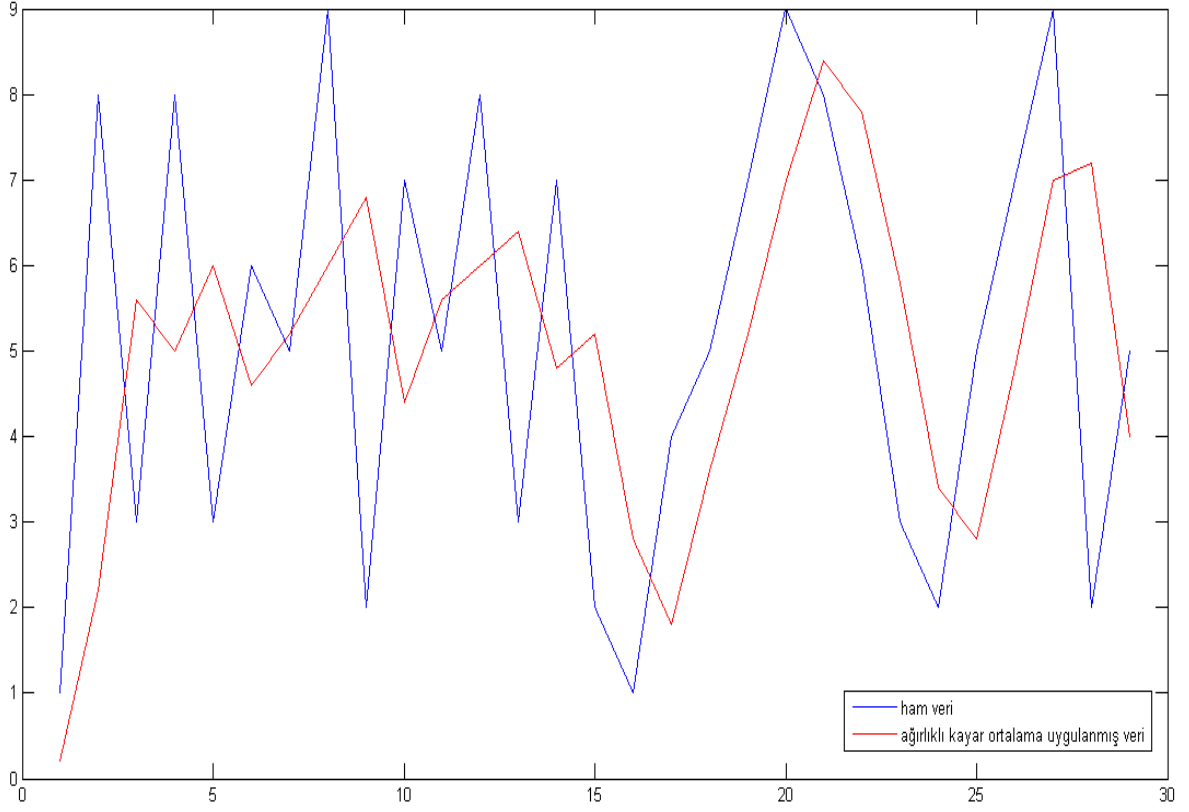
Şekil 3.8 – Yüksek Geçiren Filtre

### 3.3.5. Ağırlıklı Hareketli Ortalama

Ağırlıklı hareketli ortalama (AHO), ortalamaya girecek olan elemanların ortalamada sahip olması istenen ağırlıklarına göre farklı katsayılarla çarpılarak elde edilen verilerle oluşturulan ortalama çeşididir. Matematiksel olarak, ağırlıklı hareketli ortalama veri noktalarının sabit bir ağırlık fonksiyonu ile evrişimidir. Ağırlık fonksiyonu değerlendirilecek verilere göre belirlenir.

---

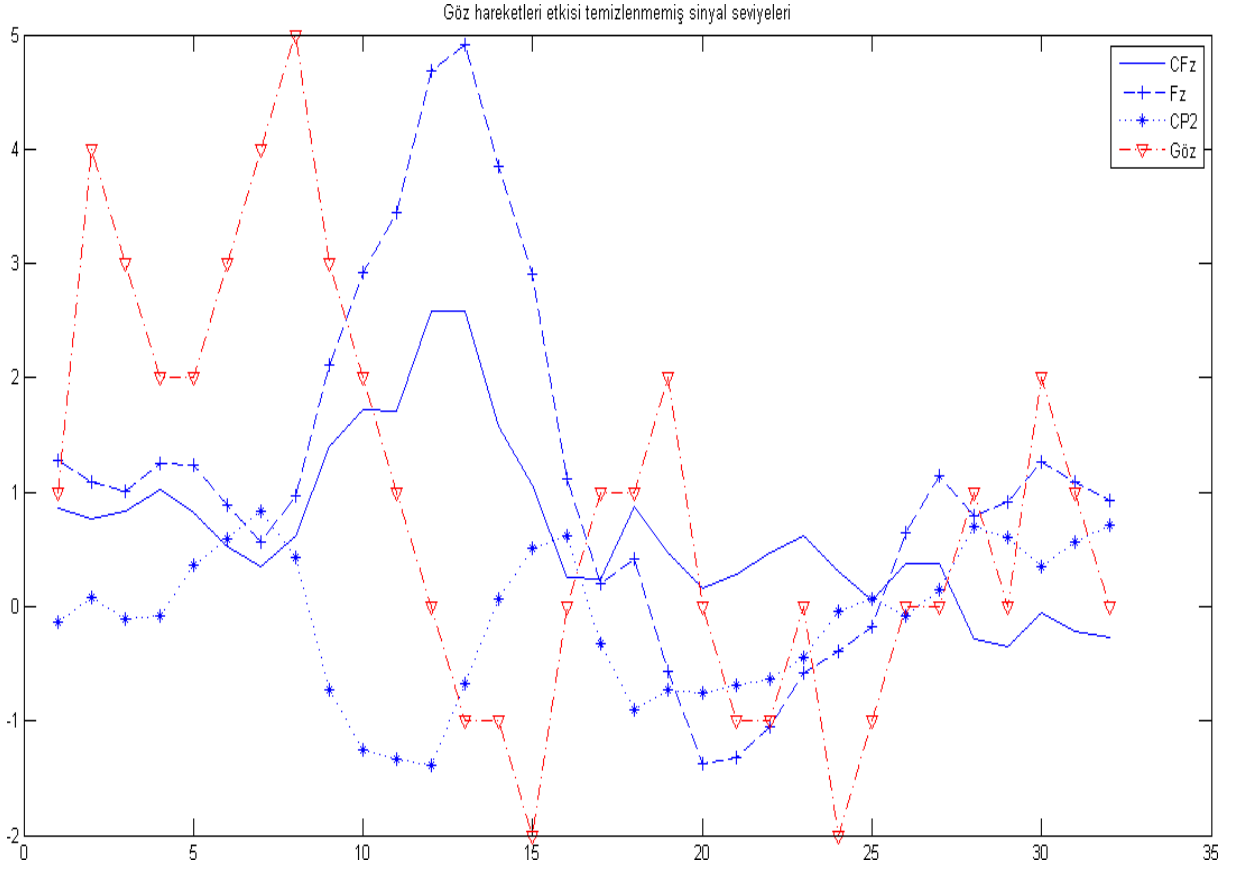
(3.39)



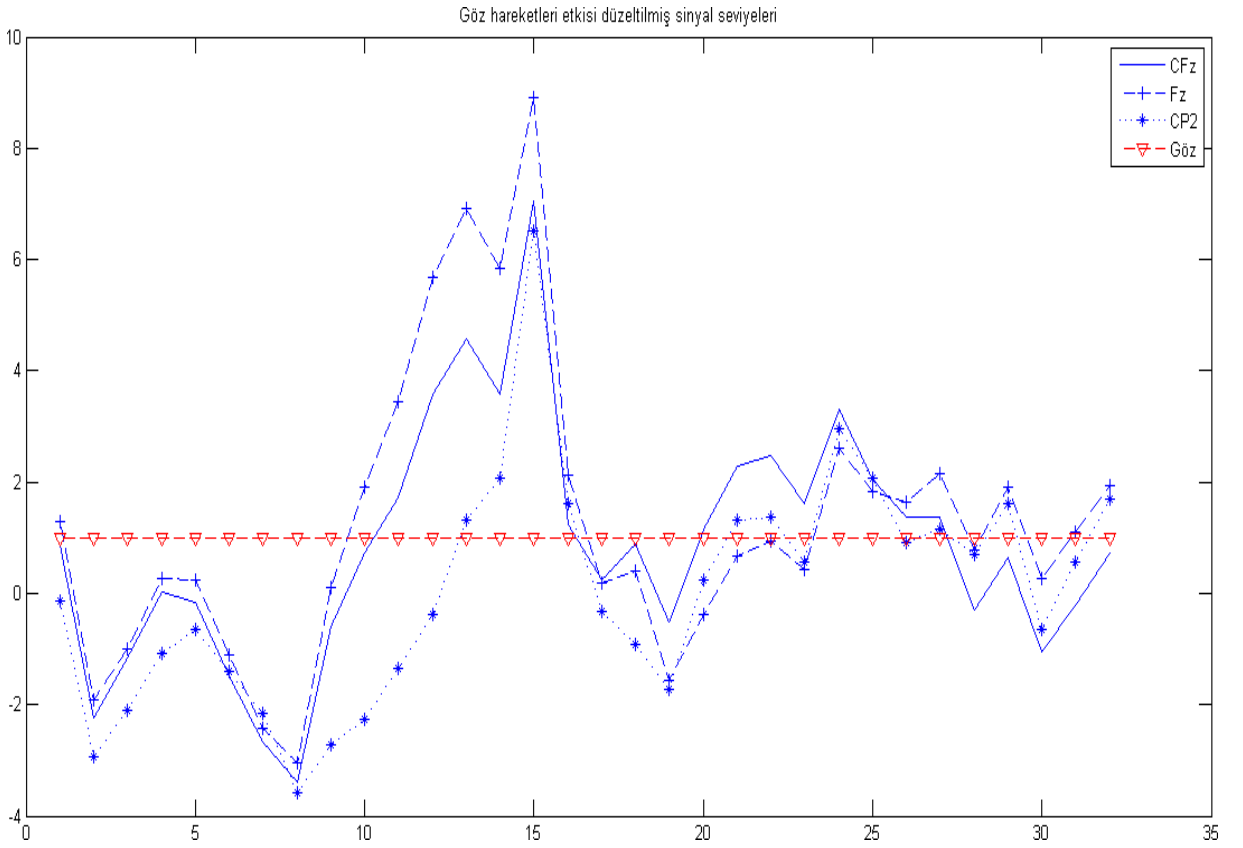
**Şekil 3.9-** Ham veri (mavi) ve ağırlıklı Kayar Ortalama Uygulanmış çıktısı (kırmızı)

### 3.3.6 Göz Hareketiyle Oluşan Artifakların Ayıklanması

Göz hareketleri ve göz kırpmaları EEG sinyalinde potansiyel değişimi oluştururlar. Göz kırpmalar, olay ilintili potansiyellerle ilişkili sistematik gürültü oluştururlar. Tahmin edilebilir gecikme süreleri vardır. Fakat sinyal ortalamaları almak bu gürültüyü yok etmeyi başaramamaktadır. Göz kırpmalar genellikle bir işlemin kesildiği anlarda oluşur. Bu kesilmeye örnek olarak P300 oluşumu verilebilir. Bunun sonucu olarak P300 tepkisinin son bölümünün bir parçasıymış gibi belirir.



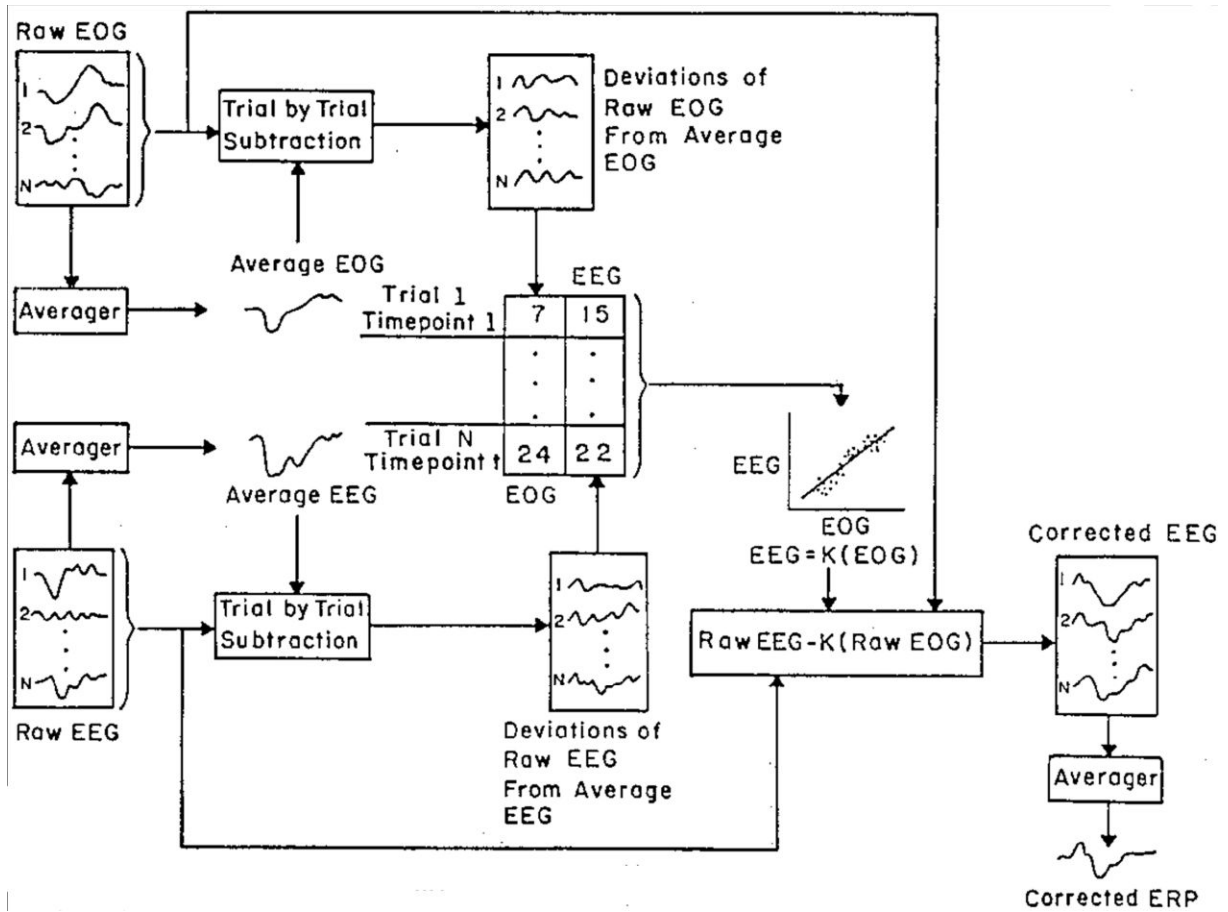
**Şekil 3.10 - EOG ile düzeltme yapılmamış sinyaller**



**Şekil 3.11 - EOG ile düzeltme yapılmış sinyaller**

Gözün ön kutbu ile arkası arasında sürekli var olan bir potansiyel elektrik farkı vardır. Retina pigment epitel tabakasından doğan bu potansiyel, göz hareketleri ile değişir. Gözün iç ve dış köşelerine yerleştirilen elektrotlar vasıtasıyla ölçüm yapılır. Bu ölçüme Elektrookülografi (EOG) denilir.

**Gratton ve ark. (1983)**, göz hareketleri nedeniyle EEG sinyallerinde oluşan artifakların ayıklanması amacıyla bir yöntem geliştirmişlerdir. Artifakt kaynağından kaydedilecek aktivitenin (EOG), kayıt edilen EEG sinyalinden çıkartılmasıyla; göz hareketi veya kırpmaya ile oluşan etkinin azaltılabileceğini varsaymışlardır.



**Şekil 3.12 – Artifakt Ayıklama Genel Şeması (Gratton,1983)**

- Ham EOG verilerinin ortalaması belirlenir. Her denemden kaydedilen EOG sinyalleri ortalama EOG sinyalinden çıkartılarak tüm denemeler için sapma sinyalleri belirlenir.
- Aynı işlemler EEG sinyalleri için yapılır.
- EEG ve EOG sinyallerinin korelasyonu ve göreceli büyüklüklerine göre her deney için ölçeklendirme faktörleri hesaplanır.

- EOG sinyalinde, önceden belirlenen kriteri aşan bölgeler kırpma olarak algılanır. Bu noktalar ölçeklendirme faktörlerinin düzenlenmesinde kullanılır.
- Her deney için düzeltilmiş EEG aşağıdaki denklem ile peyderpey hesaplanır.

$$\text{Düzeltilmiş EEG} = \text{Ham EEG} - K^* (\text{Ham EOG})$$

En son olarak düzeltilmiş EEG bölümlerinin ortalaması alınarak göz kırpma düzeltmesi yapılmış olay ilintili potansiyel hesaplanır.

## 4. ARAŞTIRMA

### 4.1 Görsel Uyarın Sistemi

Görsel uyarın sistemi, bir bilgisayar ve deneğin önünde yer alan bir monitörden oluşmaktadır. Bilgisayarda koşturulan görsel uyarın sistemi programının oluşturduğu ekran deneğe gösterilmektedir. Görsel uyarın sistemi ekranı, MATLAB içinde çalışan Psychtoolbox eklentisi kullanılarak hazırlanmıştır. Hazırlanan programın birden fazla görevi vardır. Bu görevler:

- a- Net Station programıyla haberleşmeyi ve senkronizasyonu sağlamak,
- b- Görsel uyarın ekranını oluşturmak ve çalıştırmak,
- c- Yanma/sönme sıralarını ve zamanlarını kayıt altına almak, Net Station programına işaretleyiciler göndermek,

şeklinde sıralanabilir.

İki farklı görsel uyarın ekranı hazırlanmıştır. Birinci ekran, Şekil 4.1’de gösterilen 5 satır ve 6 sütundan oluşan, kare şeklinde bir uyarın matrisidir. Birinci ekran, literatürde en çok kullanılan dizilim şeklinde hazırlanmıştır.



Şekil 4.1 - Kare yerleşimli görsel uyarın matrisi

Daha önce yapılmış çalışmalarda; hedef harfin komşularında gerçekleşen yanma anlarında, “dikkatsel tepki” adı verilen hatalı P300 tepkileri oluştuğu tespit edilmiştir. Yeni bir görsel uyarın matrisi tasarlanarak; komşu satırlardaki yanma anlarında, deneğin yanılarak



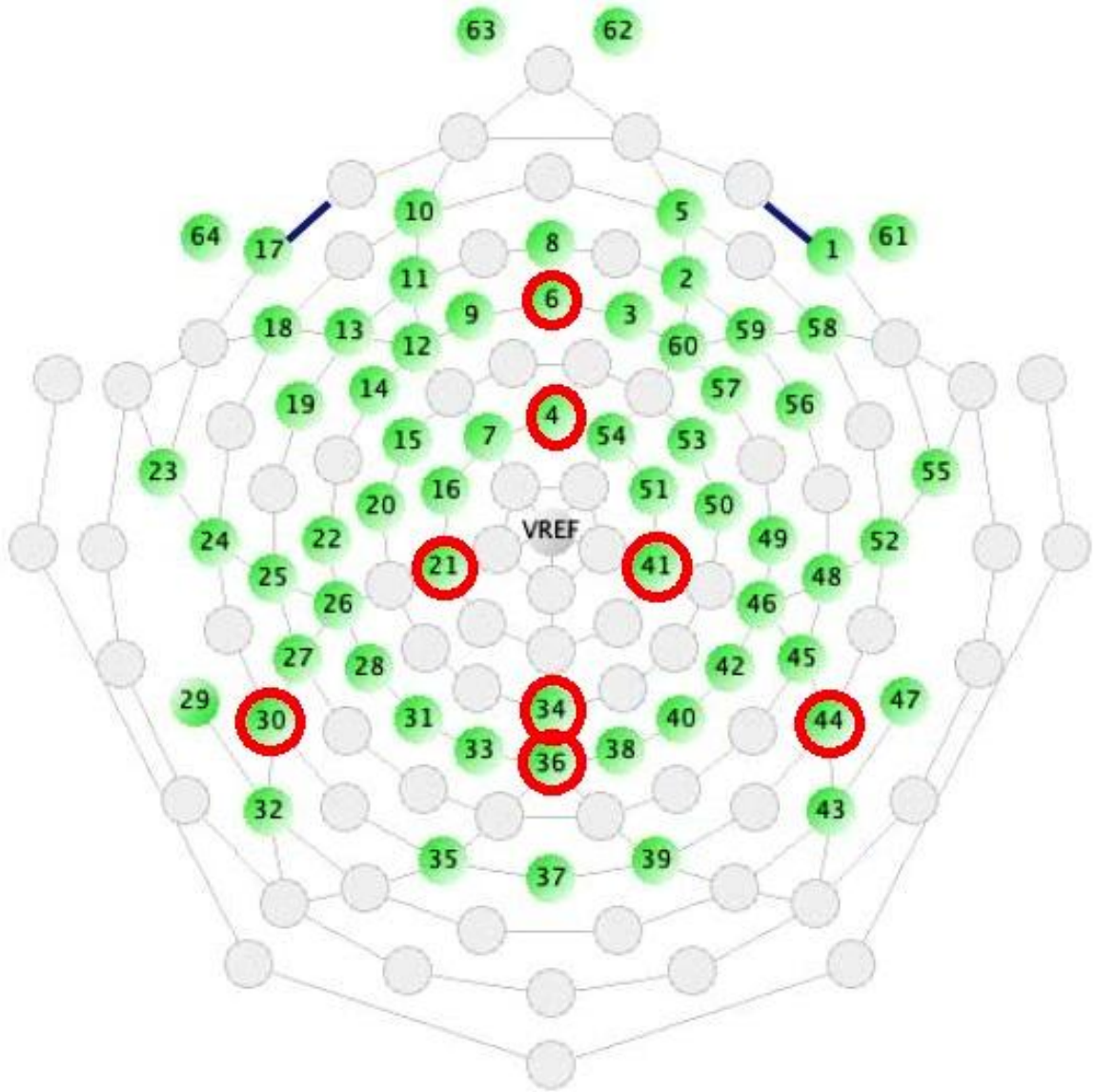
işleme ve değerlendirme süreci için kullanılacak olmasıdır. 3 saniyenin sonunda matrisin sağında gösterilen kelime ekrandan kaldırılmakta ve satır/sütun yakmaları başlamaktadır. Uyarı matrisinde yakılan satır/sütun 100ms boyunca beyaz renge dönüşmektedir. Diğer harfler gri olarak (sönük) kalmaktadır. 100 milisaniyenin sonunda yakılan satır/sütun söndürülerek tüm satır ve sütunlar 86.6 ms süresince gri renkte gösterilmektedir. Rastgele olarak tüm satır ve sütunlar bir kez yakılacak şekilde 11 kez yakma söndürme işlemi yapılır. Bu işlemi bir tur olarak adlandırırsak, her bir harf için 10 kez tur tekrarlanır. Bu 10 turluk süreç sekans olarak adlandırılmıştır. 10 kez tekrarlama yapılarak; hatalı P300 tepkilerinin, doğru P300 tepkilerine oranının düşürülmesi amaçlanmaktadır. Sekans (10 tur) tamamlandıktan sonra sıradaki diğer harf sekansına geçilir. Eğitim ve Test oturumlarında; önce paralelkenar şeklindeki görsel uyaran matrisi, sonra kare şeklindeki görsel uyaran matrisi deneklere gösterilmiştir.

Eğitim oturumunda deneklerden, her iki matris içinde “şık, jant, çiğ, mod, güz, huy, sörf, celp, vb.” kelimelerinin yazdırılması istenmiştir. Yazdırılan kelimeler, görsel uyaran matrisinde yer alan tüm karakterleri içermektedirler. Bu kelimeler tamamlandığında, bir kez daha aynı kelimelerin yazdırılması istenmiştir. İki kez tekrarlanan 30 karakter ile tüm deneklerden toplamda 60 karakterlik eğitim verisi alınmıştır. Test oturumunda ise denekler “jilet, seyfi, dağcı, topal, harun, gür, boz, dr.” kelimelerini yazdırmışlardır. Test oturumu sonunda her denek için 34 harfli bir test verisi kayıt edilmiştir.

## 4.2 Veri Toplama ve Ön İşleme

Sınıflandırma işleminde kullanılacak veriler için, uluslar arası 10-20'lik sistemde tanımlanan CFz, CP1, CP2, Fz, Pz, POz, P7 ve P8 elektrotlarından alınan sinyaller kullanılmıştır. Kullanılan elektrotlar, Şekil 4.4' te yer alan elektrot haritasında sırasıyla 4, 21, 41, 6, 34, 36, 30 ve 44 numaraları ile gösterilmiştir. Tüm denekler için aynı elektrotların kullanılacak olması nedeniyle; elektrot seçimi, literatürde beynin en sık kullanılan 3 bölgesi olan frontal, vertex ve pariyetal bölgelerini kapsayacak şekilde yapılmıştır. Denekte oluşan P300 tepkisi bu 3 bölgeden en az birinde gerçekleşmektedir. Böylece deneklerin fiziksel özelliklerinden dolayı oluşacak farklılıkların önüne geçilmesi amaçlanmıştır.

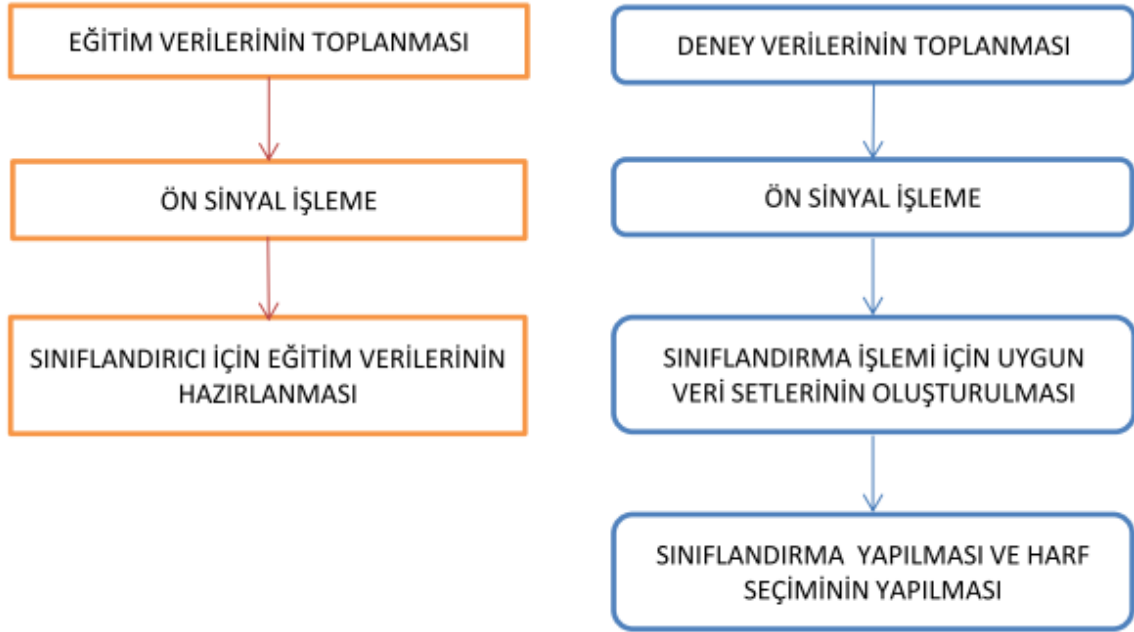




**Şekil 4.4** - Elektrot başlığı yerleşimi ve kullanılan elektrotlar (çember içine alınmış)

İnsanlarda beyin aktiviteleri, 6-20 Hz frekans aralığında gerçekleşmektedir. Net Station programıyla yapılan ön işleme prosedüründe toplanan sinyaller sırasıyla, 0.1Hz yüksek geçiren ve 40Hz alçak geçiren filtre ile filtrelenmişlerdir. Böylece şebeke gürültüsü gibi, EEG sinyallerini bozacak yüksek frekanslı bileşenler bastırılmıştır. Filtreleme işleminden sonra, göz hareketi ve göz kırpması sebebiyle oluşan artefaktların azaltılması işlemi yapılmıştır. Göz kırpması algılaması için, 640 milisaniye genişliğinde pencere ile 140uV eşikleme değeri kullanılmıştır. Düzeltme işlemi için, 80 milisaniyelik pencereyle kayar ortalama filtre uygulanmıştır. Göz hareketi algılaması, eşik değerinin 55uV olması dışında kırpmaya algılamasının aynısıdır. Göz hareketinin etkisi, **Gratton ve ark. (1983)**, geliştirdiği

yöntemle 14uV/ms' lik kriter kullanılarak azaltılmıştır. Son olarak sinyaller, sınıflandırma işlemi yapılacak programla uyumlu biçime getirilerek dışa aktarılmıştır.

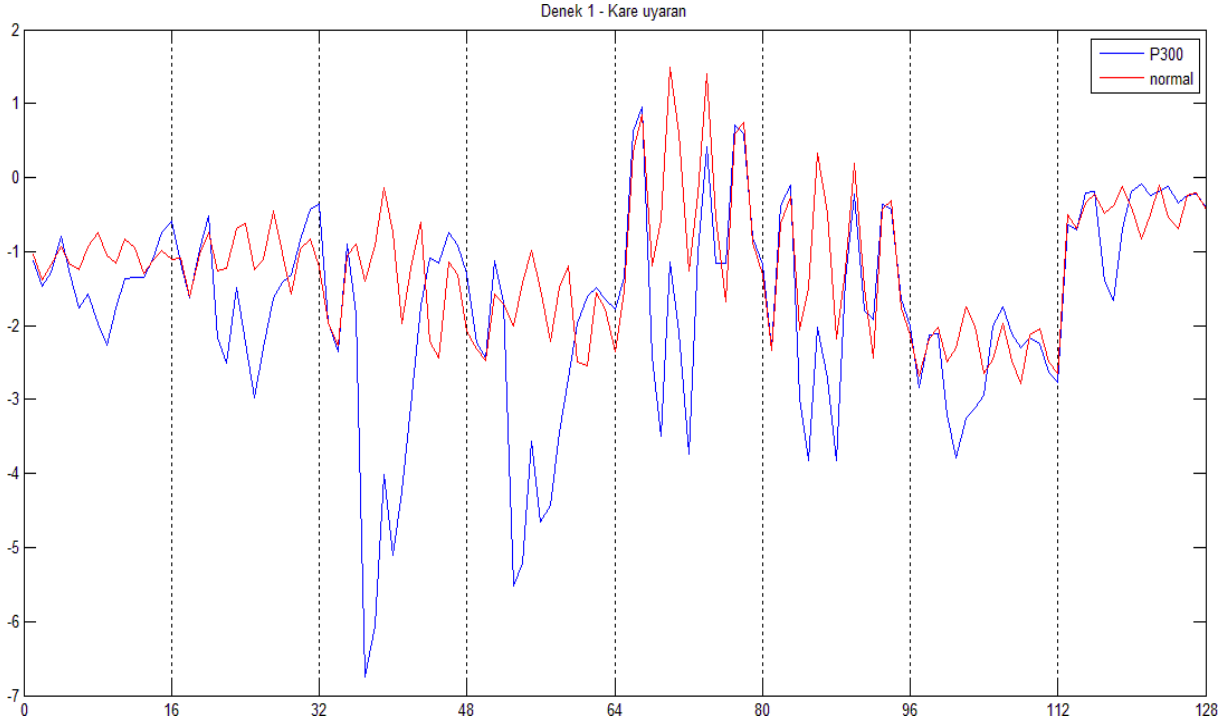


Şekil 4.5 – Deney akış şeması

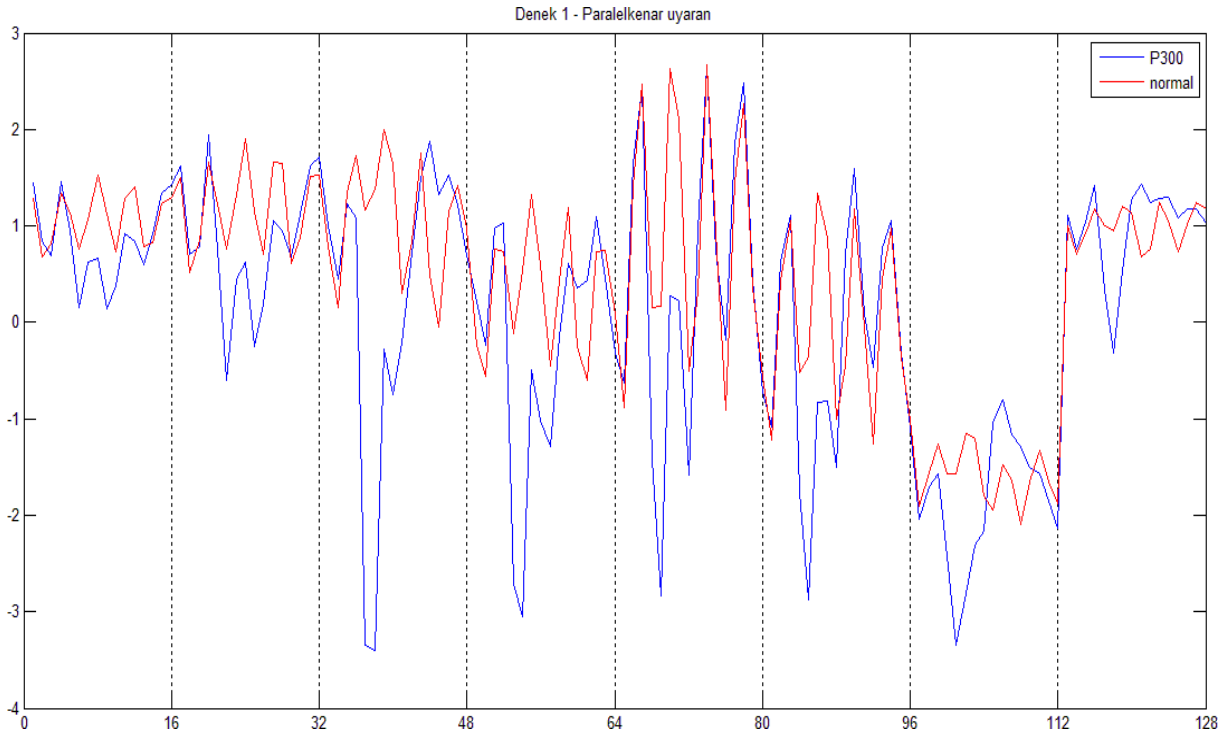
### 4.3 Sınıflandırma

Sınıflandırma işlemi için kullanılacak program, MATLAB programı ile yazılmış ve koşturulmuştur. Öncelikle, Net Station tarafından ön işlenen verilere, her harf sekansı için bölütleme işlemi uygulanmıştır. Harf sekanslarını bölütleme işlemi için, görsel uyarın programı üzerinden Netstationa gönderilmiş olan başlangıç işaretçileri kayıtlarından faydalanılmıştır. Bölütlenen eğitim verisi her elektrot için ayrı olmak üzere, her yakma/söndürme işlemi için 800 milisaniyelik parçalara ayrılmıştır. Her parçanın deney zamanlamasıyla uyumlu olması, görsel uyarın programında tutulan zaman kayıtlarının kullanılmasıyla sağlanmıştır. 200 Hz ile örneklenmiş EEG verisiyle oluşturulmuş her bir 800 milisaniyelik parça, 160 noktadan oluşmaktadır. İşlem yükünün azaltılması amacıyla her bir parçaya 50 milisaniyelik alt örnekleme işlemi uygulanarak, 16 noktalı veri kümeleri haline getirilmişlerdir. Aynı zaman dilimine ait olan 8 elektrotun verileri, uç uca eklenerek 128 (16x8) noktalı veriler oluşturulmuştur. Bu verilerden, sınıflandırma işlemi için kullanılacak Doğrusal Ayrıştırma Çözümlemesi yöntemine yönelik eğitim verileri hazırlanmıştır. Daha sonra da eğitim verileriyle tutarlı, P300 tepkisi olup olmadığını gösteren grüplama vektörü

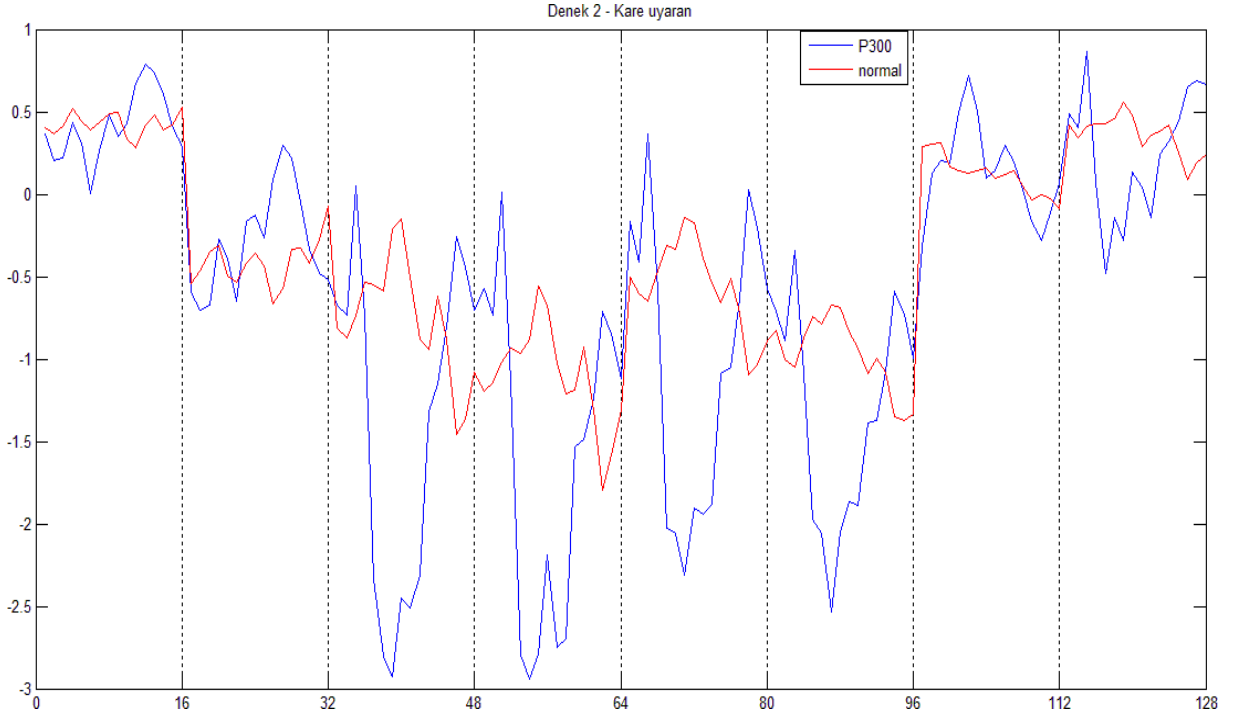
hazırlanmıştır. P300 içeren ve içermeyen eğitim verileri, görsel uyarı programında tutulan kayıtlardan faydalanılarak belirlenmiştir.



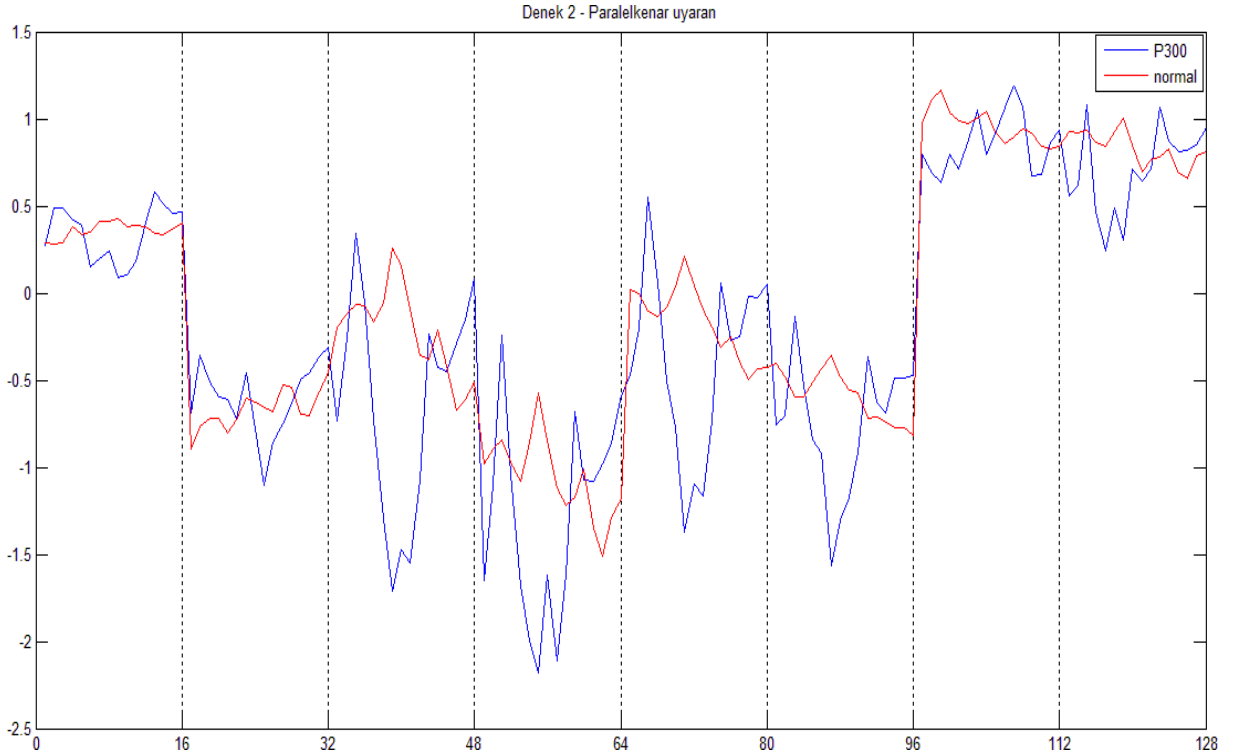
**Şekil 4.6** - Kare yerleşim için Denek 1'den alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



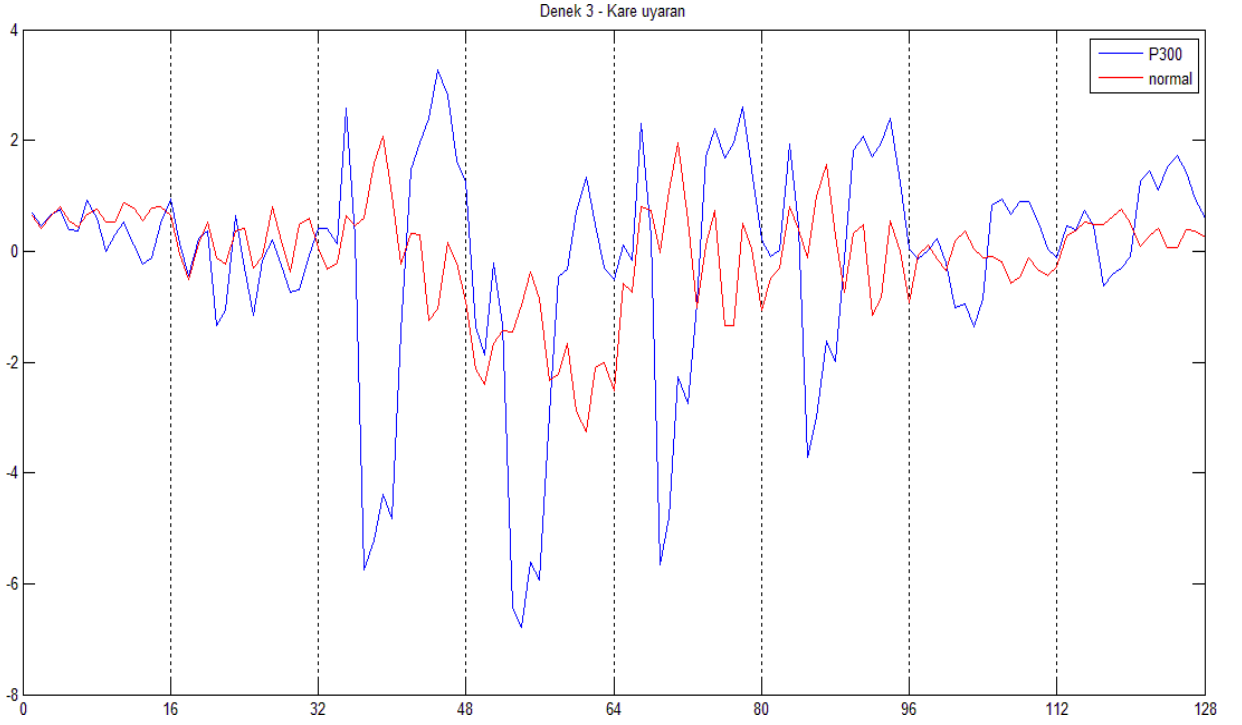
**Şekil 4.7** - Paralelkenar yerleşim için Denek 1'den alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



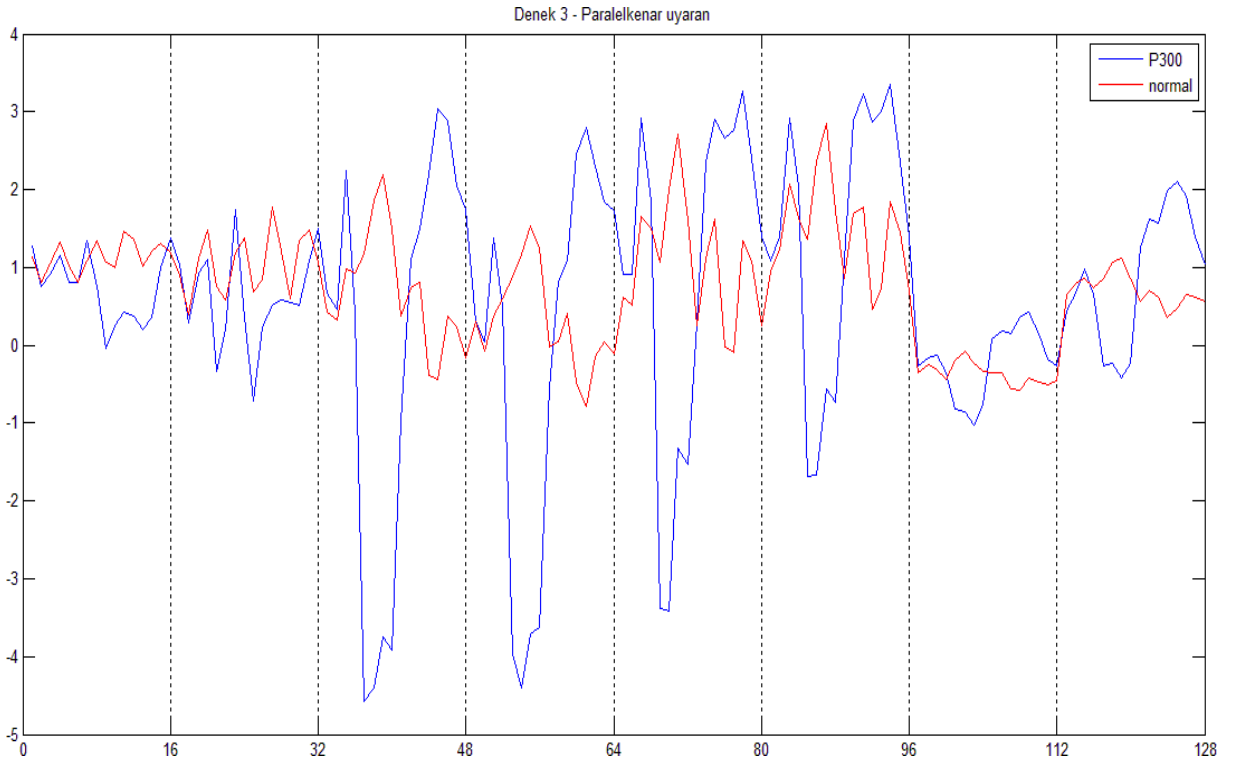
**Şekil 4.8** - Kare yerleşim için Denek 2'den alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



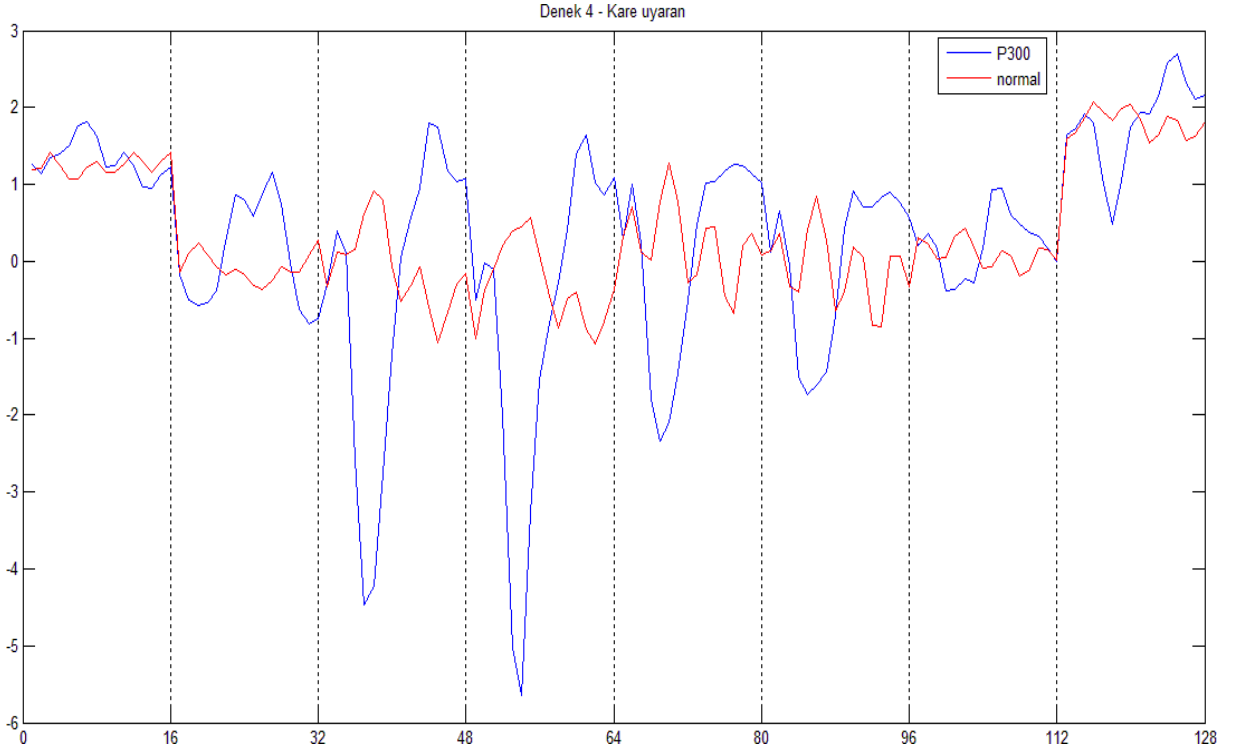
**Şekil 4.9** - Paralelkenar yerleşim için Denek 2'den alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



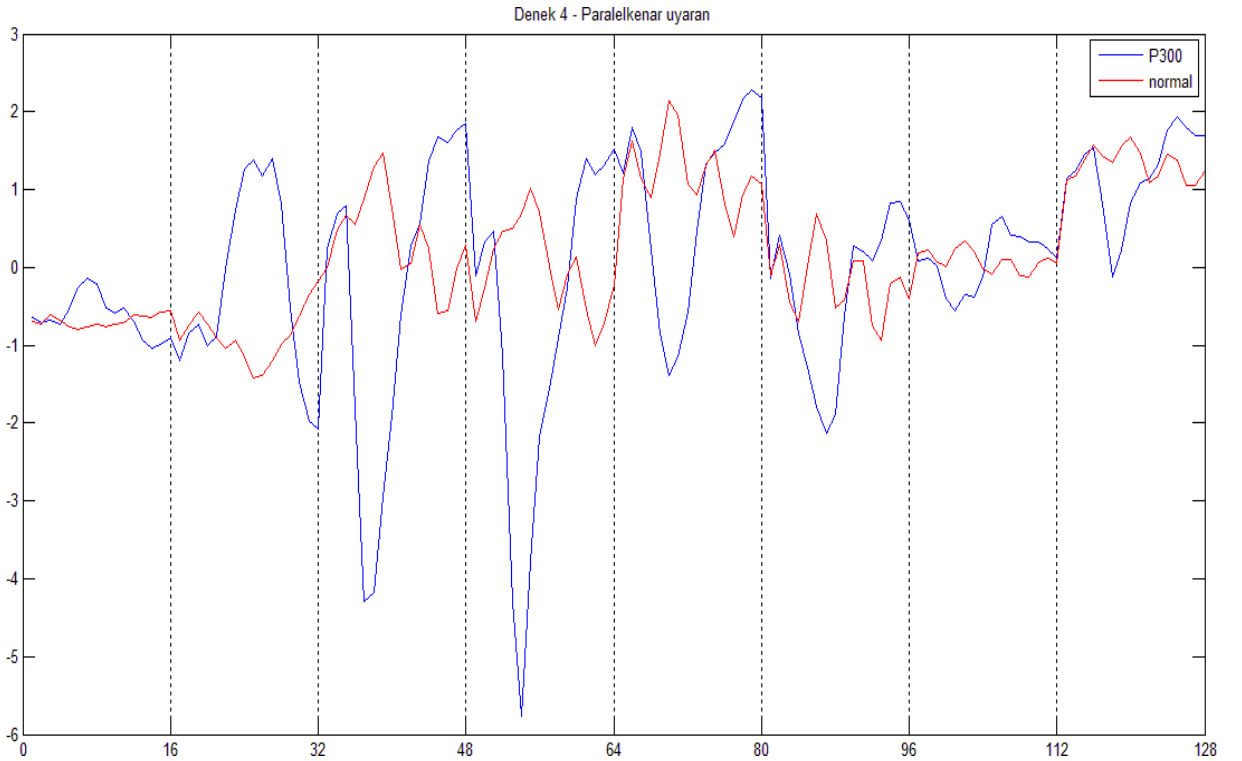
**Şekil 4.10** - Kare yerleşim için Denek 3'ten alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



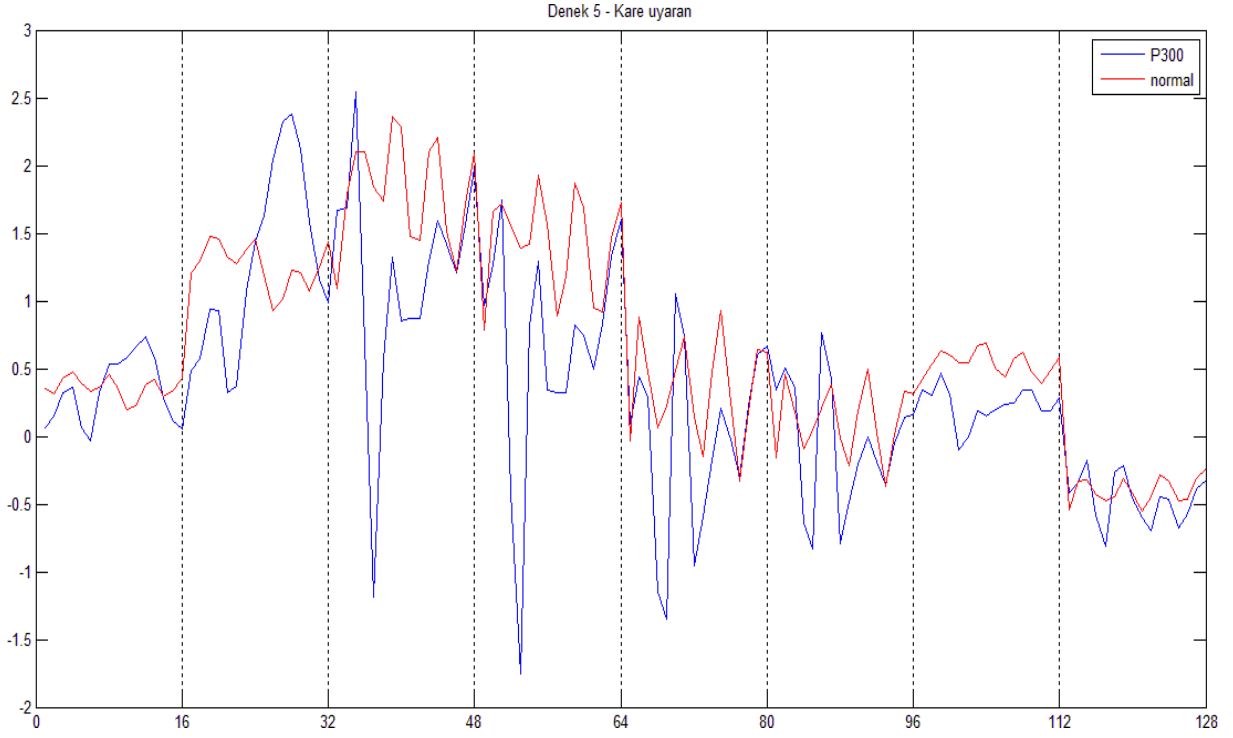
**Şekil 4.11** - Paralelkenar yerleşim için Denek 3'ten alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



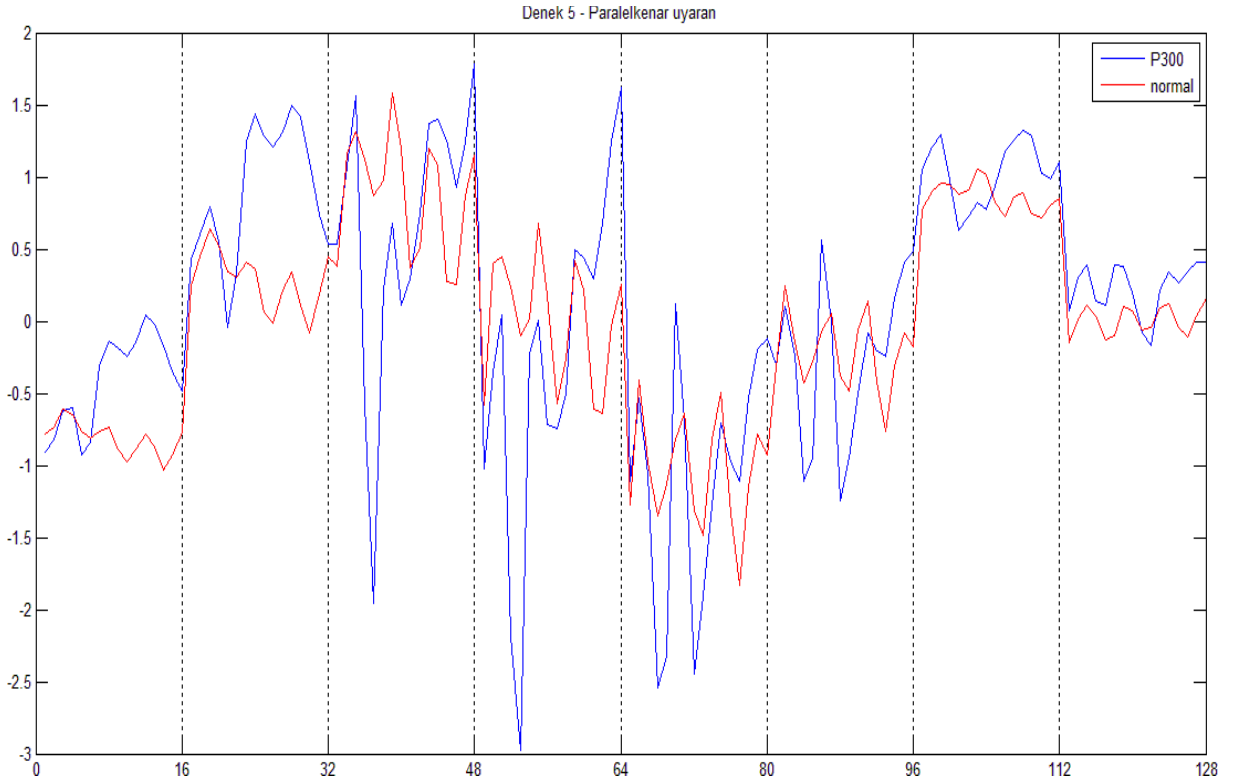
**Şekil 4.12** - Kare yerleşim için Denek 4'ten alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



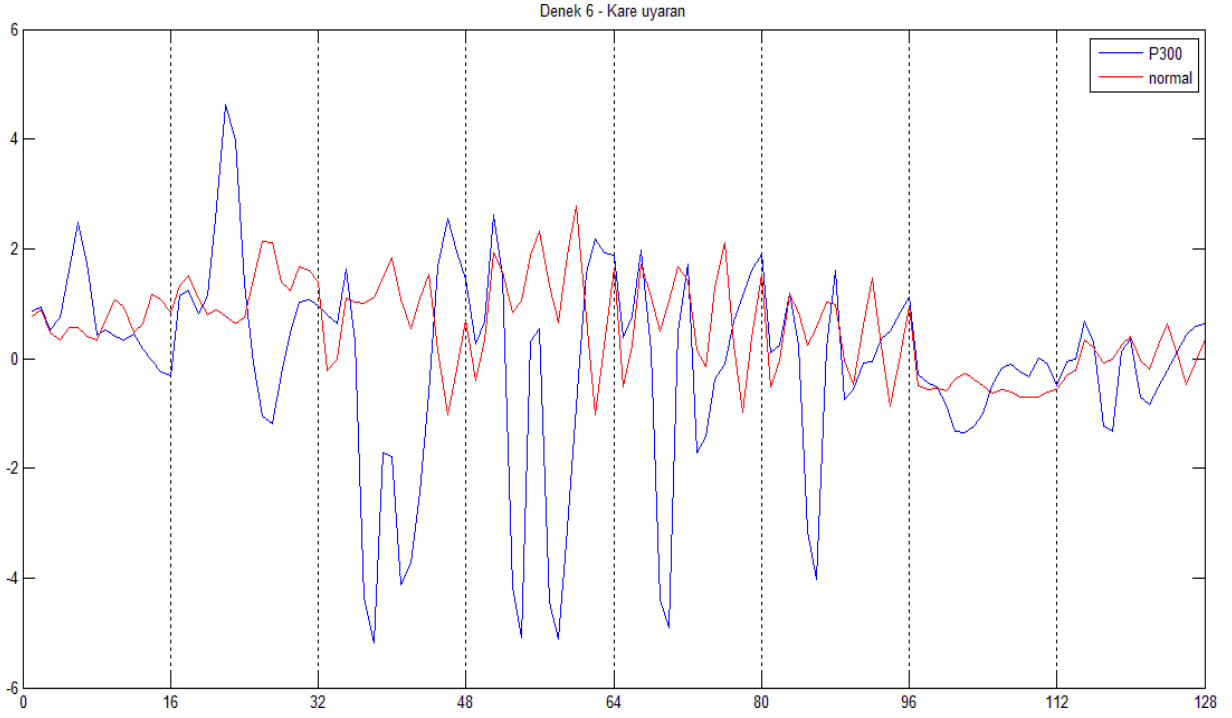
**Şekil 4.13** - Paralelkenar yerleşim için Denek 4'ten alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



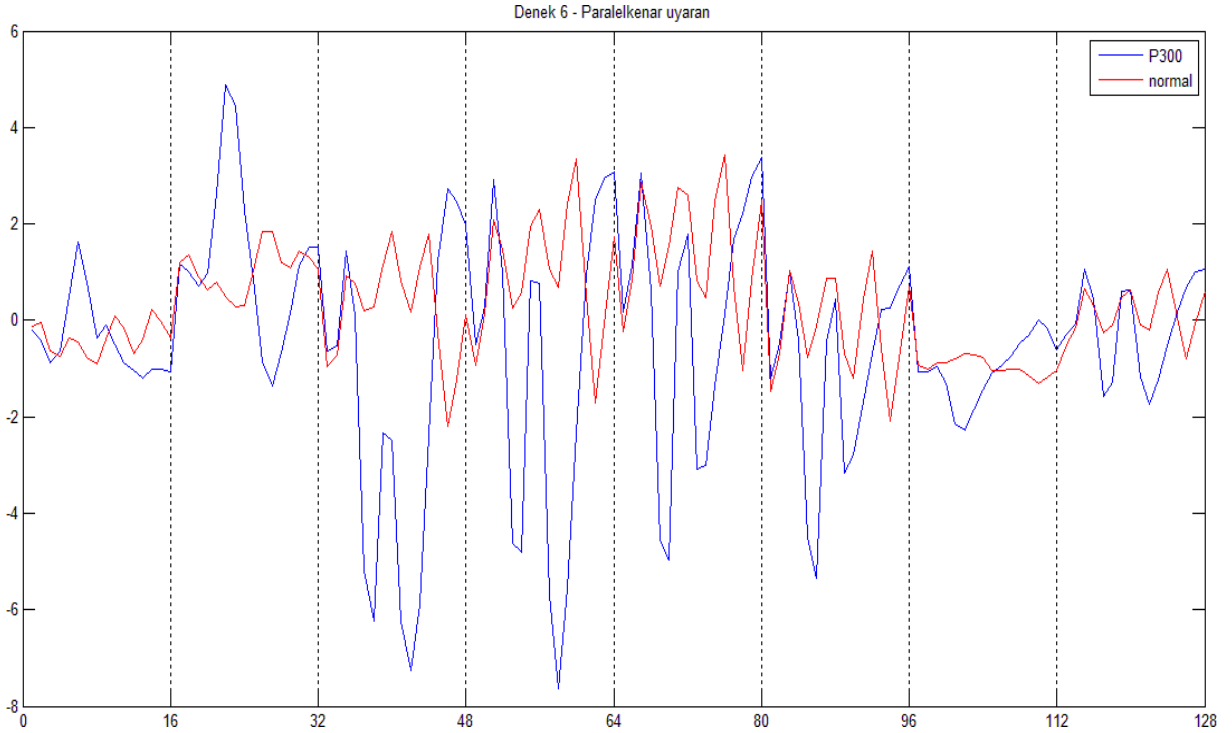
**Şekil 4.14** - Kare yerleşim için Denek 5'ten alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



**Şekil 4.15** - Paralelkenar yerleşim için Denek 5'ten alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir

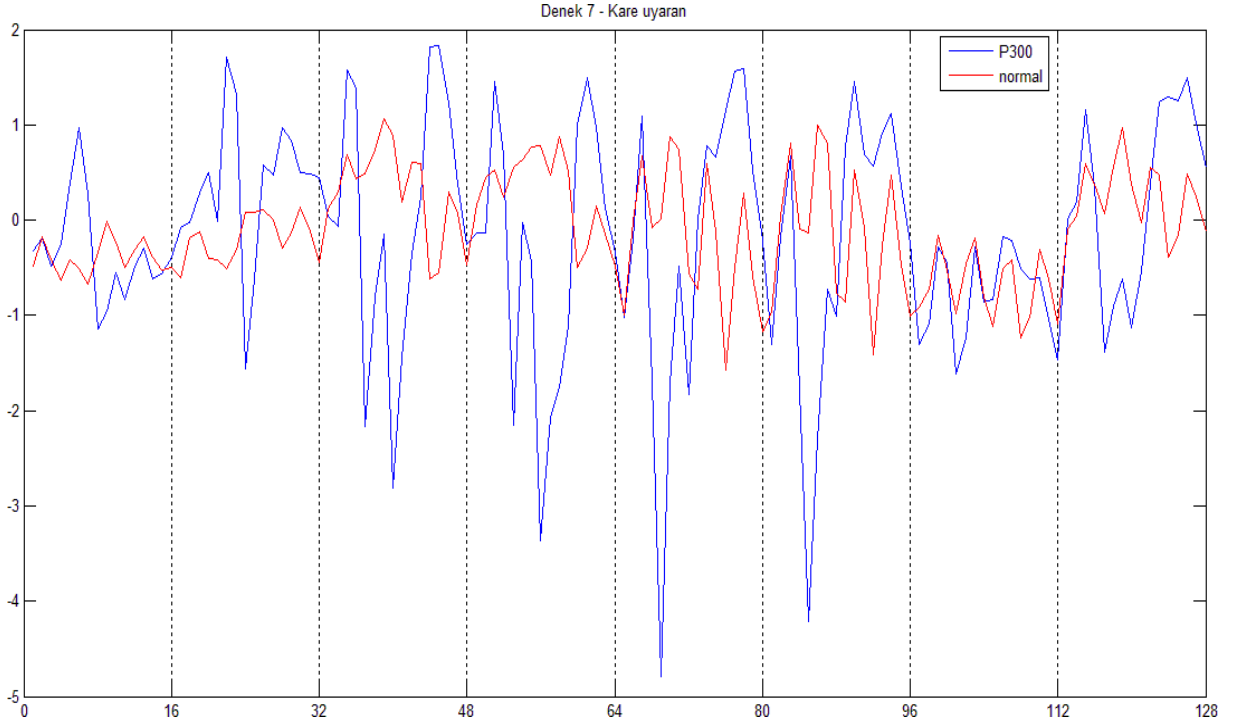


**Şekil 4.16** - Kare yerleşim için Denek 6'dan alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir

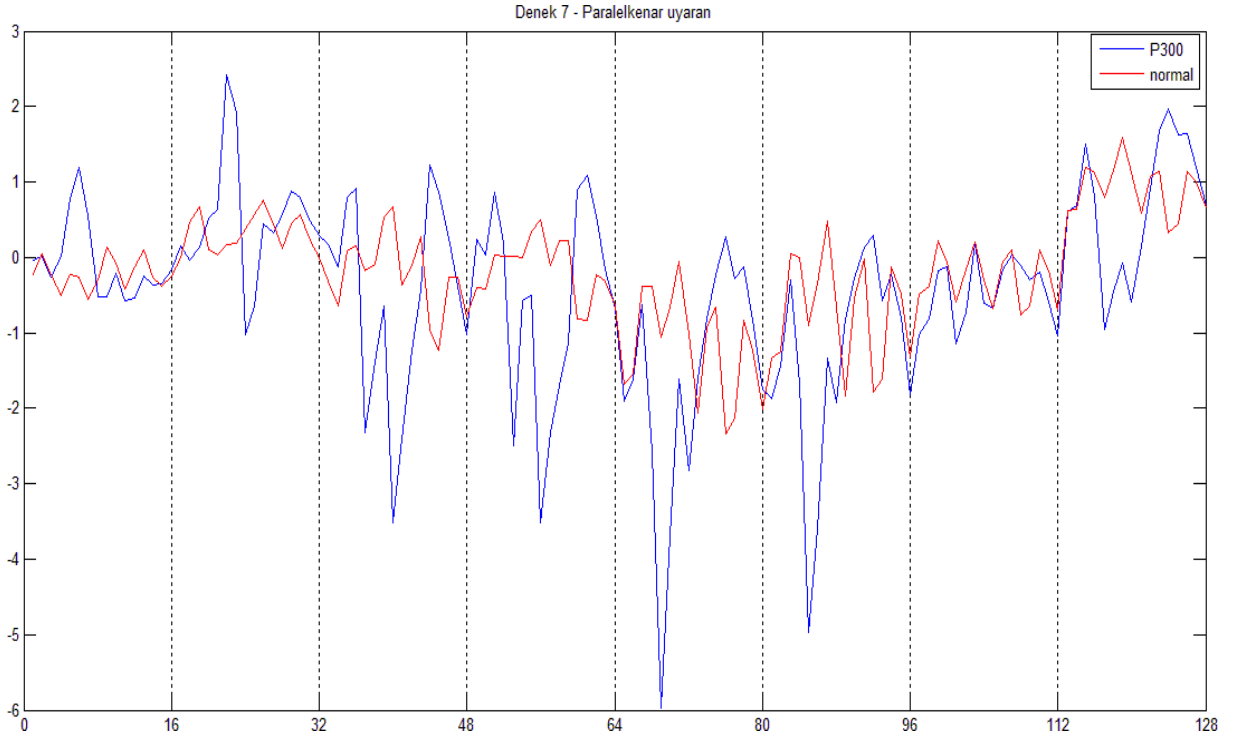


**Şekil 4.17** - Paralelkenar yerleşim için Denek 6'dan alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir

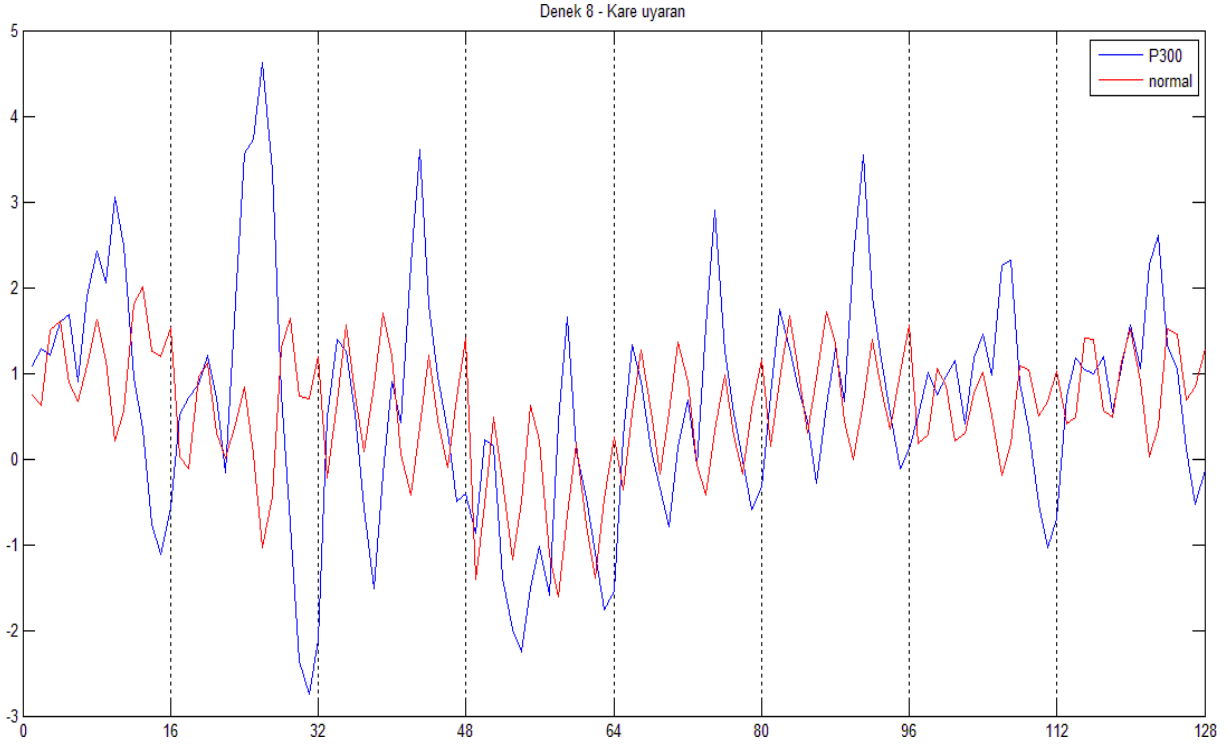




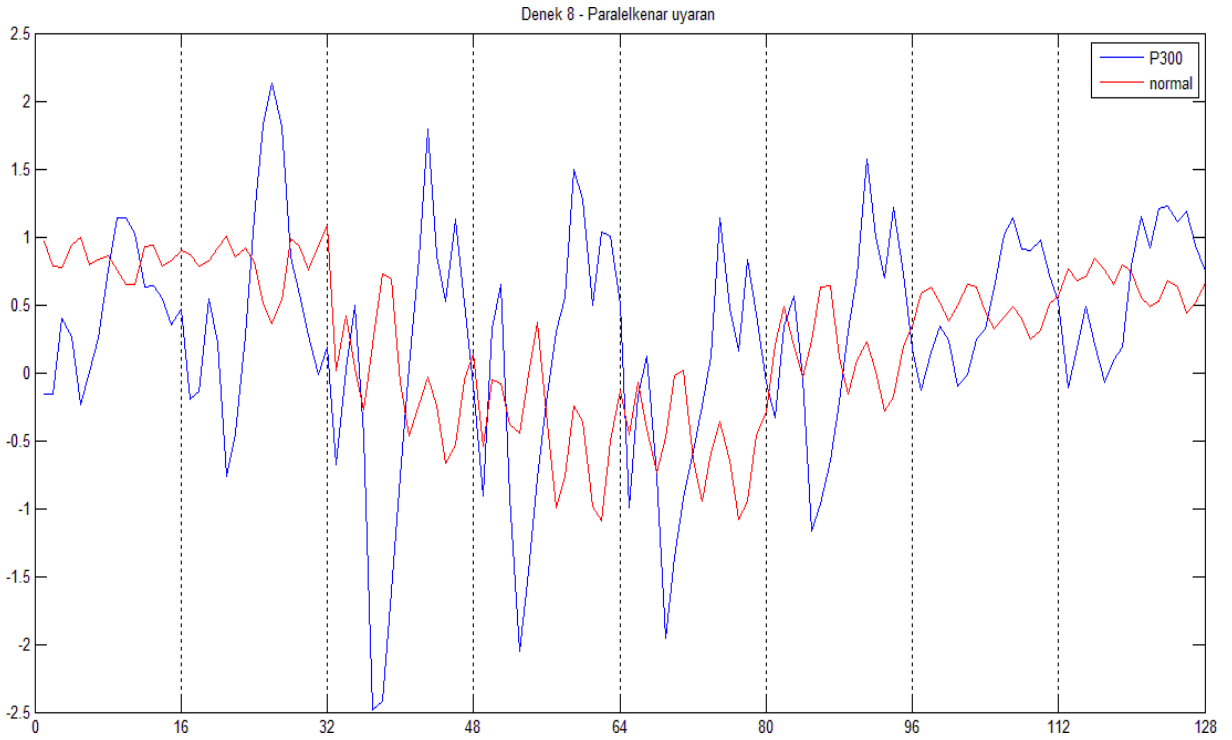
**Şekil 4.18** - Kare yerleşim için Denek 7'den alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



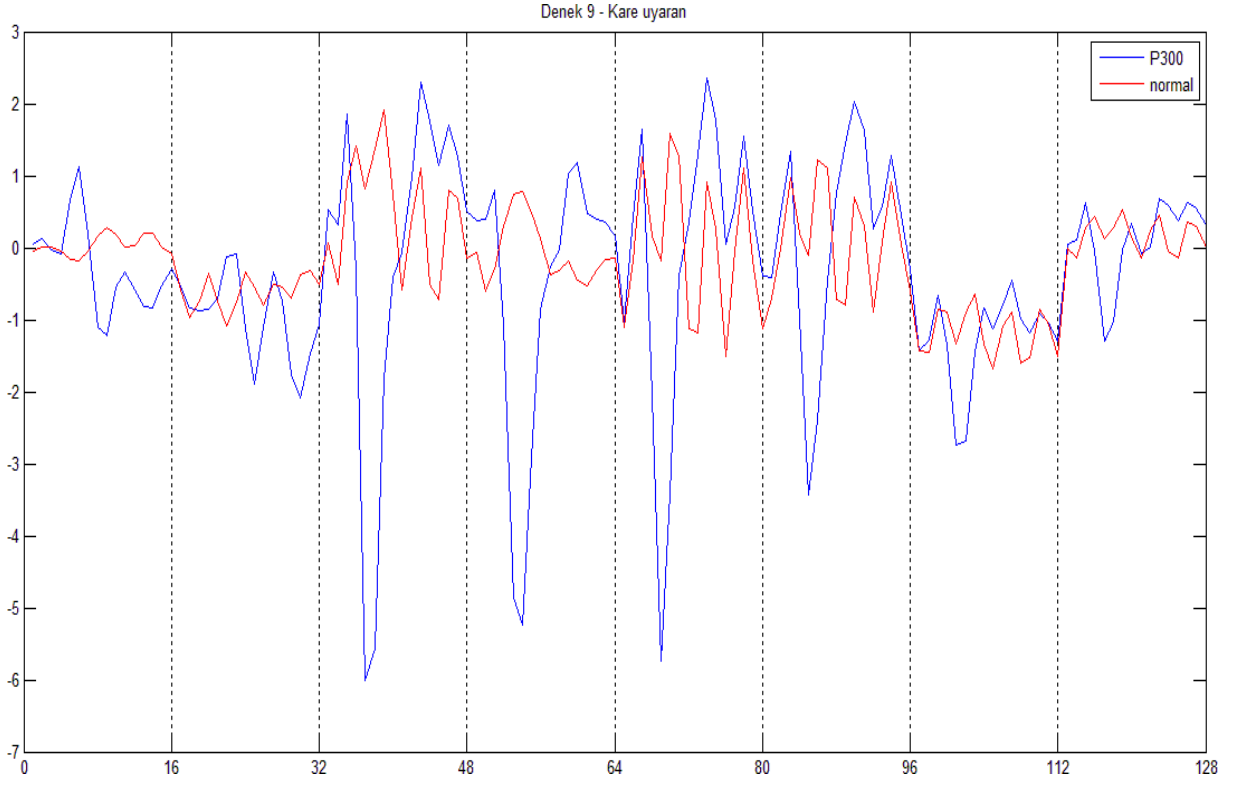
**Şekil 4.19** - Paralelkenar yerleşim için Denek 7'den alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



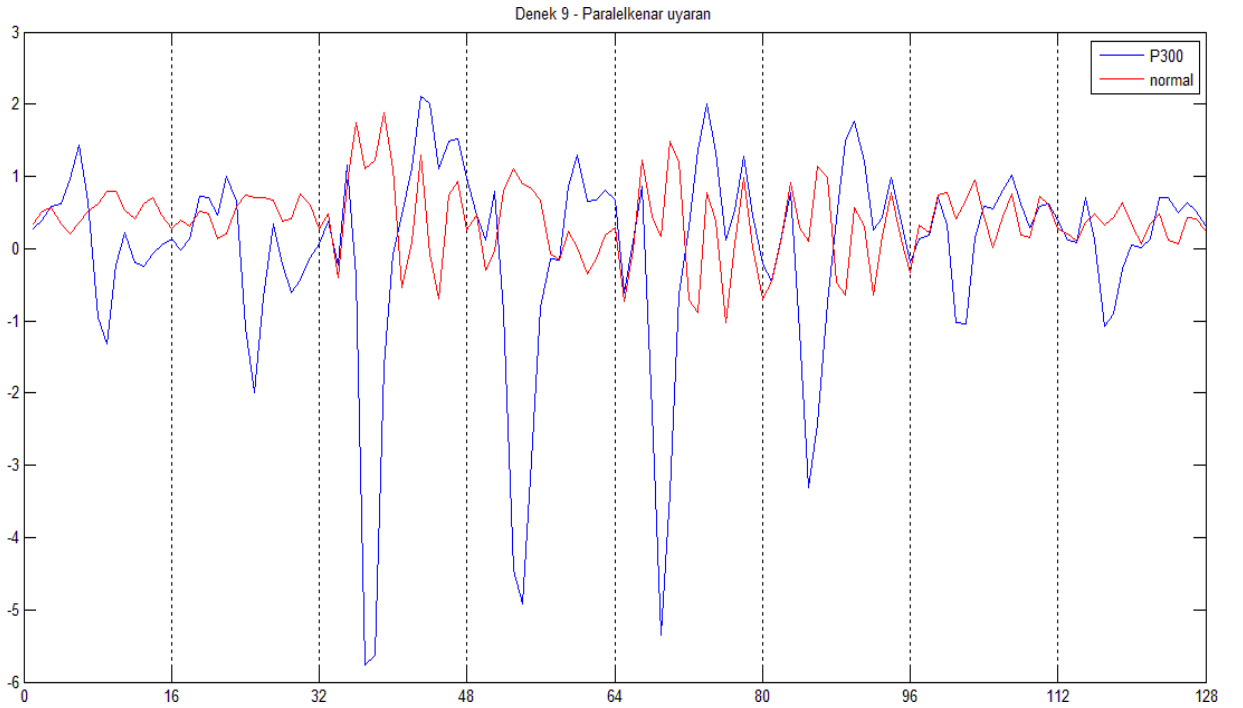
**Şekil 4.20** - Kare yerleşim için Denek 8'den alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



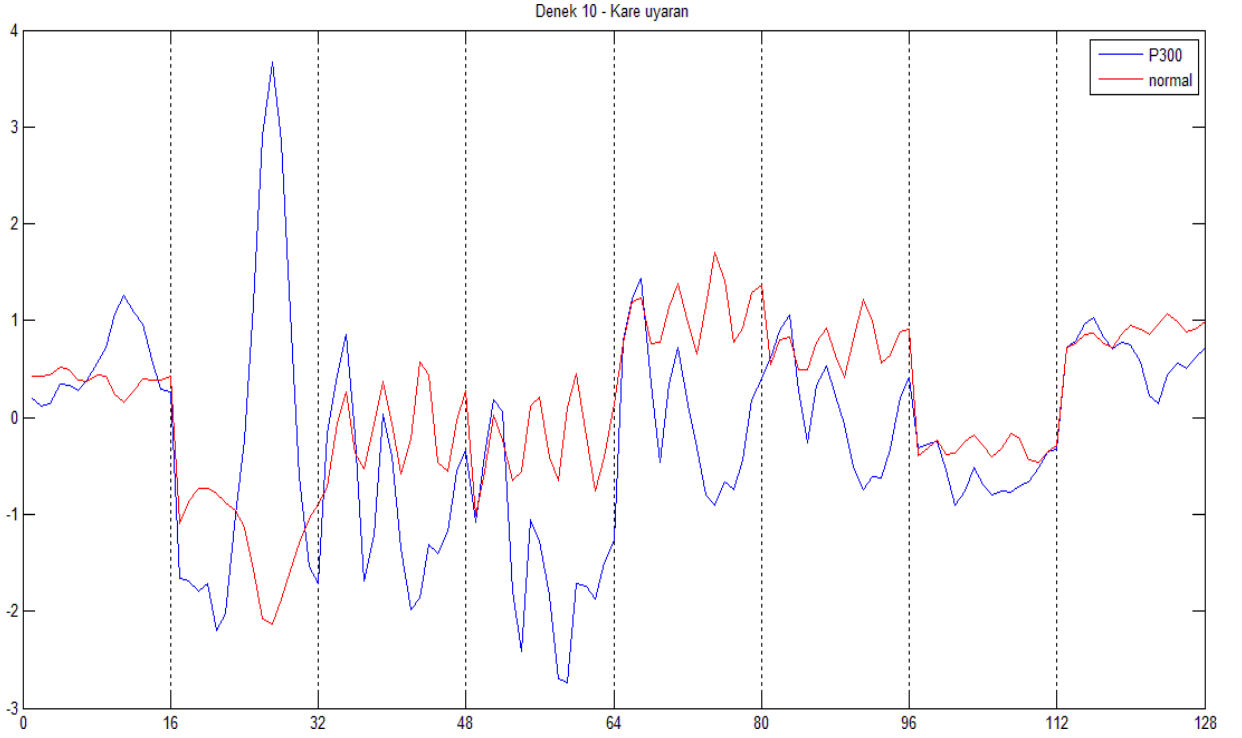
**Şekil 4.21** - Paralelkenar yerleşim için Denek 8'den alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



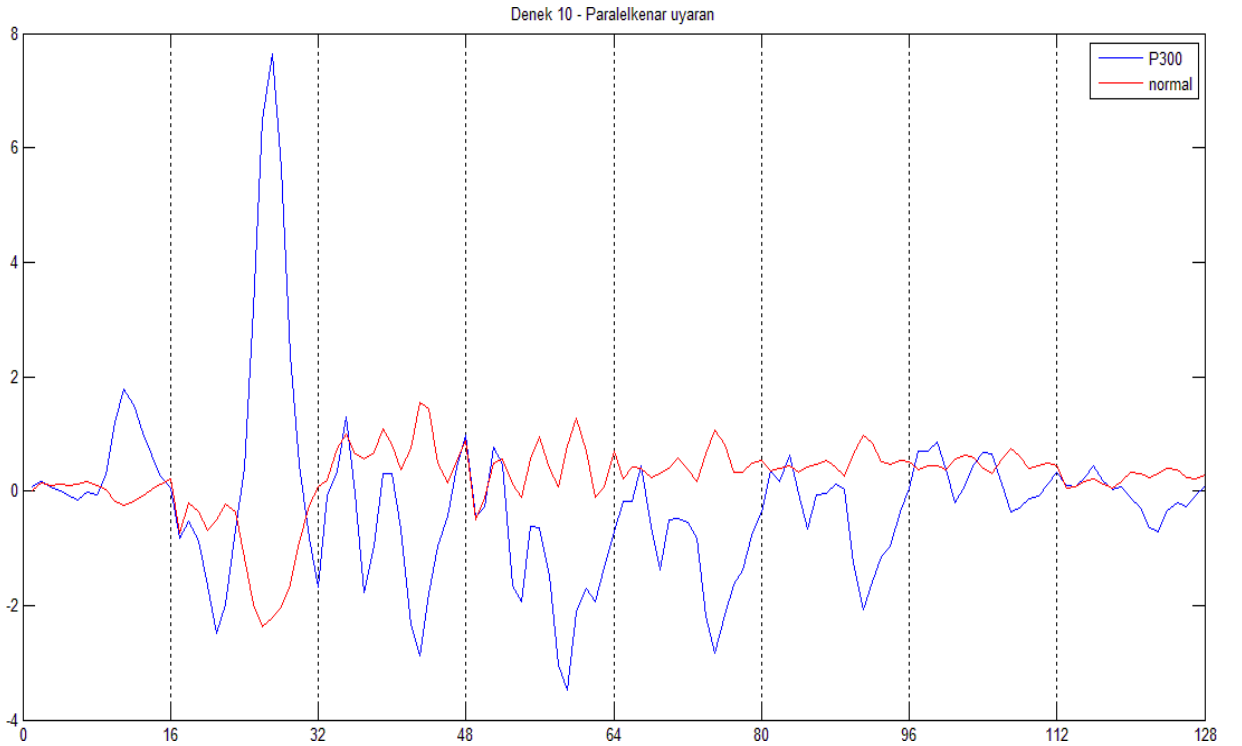
**Şekil 4.22** - Kare yerleşim için Denek 9'dan alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



**Şekil 4.23** - Paralelkenar yerleşim için Denek 9'dan alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



**Şekil 4.24** - Kare yerleşim için Denek 10'dan alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir



**Şekil 4.25** - Paralelkenar yerleşim için denek 10'dan alınan eğitim verisi sinyal ortalamaları. 16 noktalık bölümler sırasıyla CFz, Fz, P7, P8, POz, Pz, CP1, CP2 elektrotlarına aittir

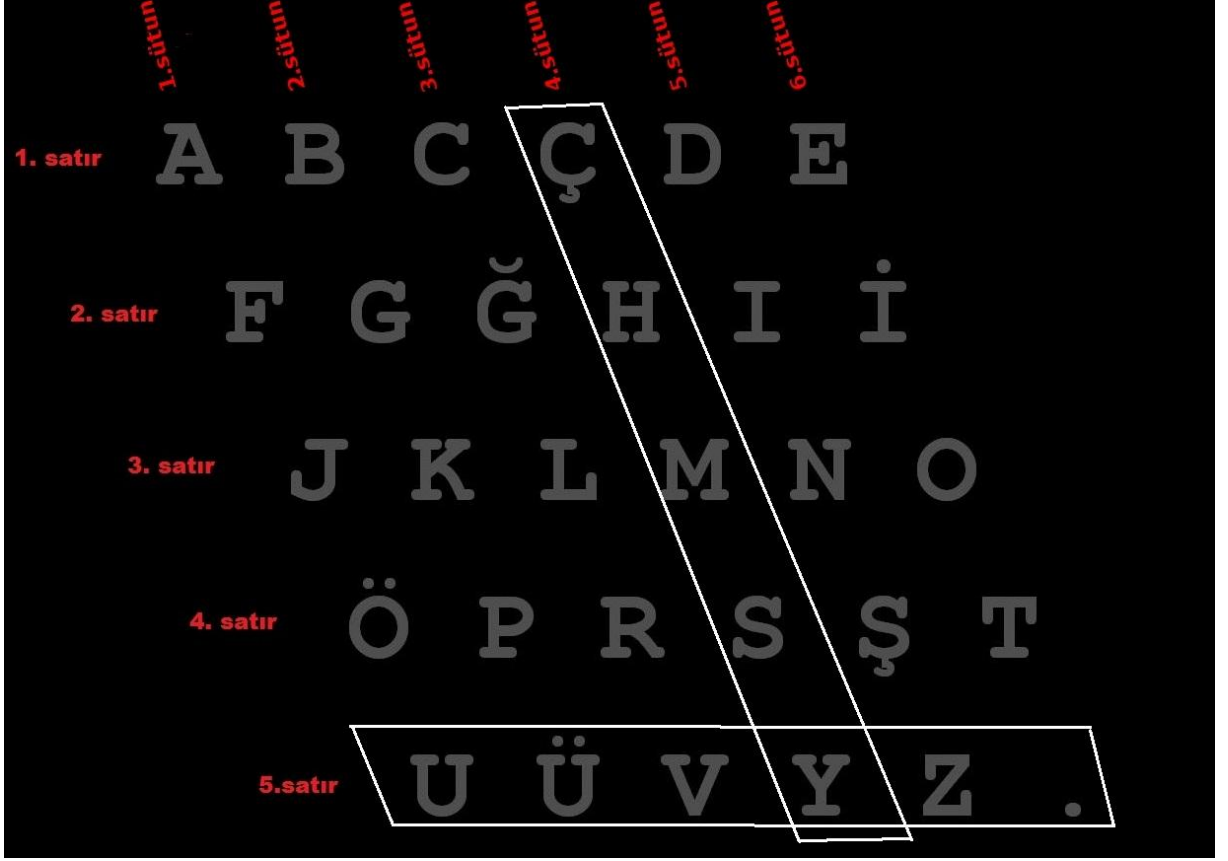
Sınıflandırma işlemi için yazılan program, öncelikle test oturumundan alınan verileri aynen eğitim verilerinde yapıldığı gibi bölütleme ve alt örnekleme işlemine sokmaktadır. Bu aşamadan sonra verileri uç uca ekleyerek 128 noktalı sinyali oluşturmaktadır. 128 noktalı sinyal, daha önceden hazırladığımız sınıflandırıcı eğitim verisi kullanılarak Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi (DAÇ) yöntemiyle sinyalin P300 tepkisi içerip içermediğine dair sınıflandırılmaktadır.

Farklı sınıflandırma işlemi kullanılması ile sonuçların da farklı olabileceği düşünülerek yapılan diğer sınıflandırma işlemi için, adımsal (stepwise) regresyon analizi sınıflandırma prosedürüne dahil edilmiştir. İstatistiki regresyon işlemlerinde kullanılan bağımsız değişkenlerden, bir ya da birkaç tanesi bağımlı değişken hakkında tahminde bulunmak için kullanılır. Tahmin etme işinde kullanılan değişkene kestirimci değişken (p) denir. Eğitim verisi olarak 128 noktanın hepsi kullanılmak yerine; p değeri 0,05 ile 0,1 arasında olan, sınıflandırma işlemi için en uygun noktalar seçilmiştir. Sınıflandırıcı eğitim verisinde ve test verisinde sadece seçilen bu noktalar kullanılmıştır. Adımsal regresyondan geçirilen veriler, Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi yöntemi ile sınıflandırılmıştır.

Sınıflandırma sonucunda sinyal, P300 içeren veya içermeyen sinyal olarak ayrılmaktadır. Bir sekanstaki her satıra ve sütuna ait sinyallerin sınıflandırıcı sonuçları Çizelge 4.1'teki gibi bir matrise kayıt edilmektedir. Her satır ve sütun için, kendisine ait olan 10 adet sınıflandırma değerinin toplamı hesaplanmaktadır. Toplama işleminin sonunda, en yüksek toplam değerine sahip sütun ve en yüksek toplam değerine sahip satırın kesiştiği noktada bulunan harf, denek tarafından yazdırılması hedeflenen harf olarak seçilmektedir. (Şekil 4.26)

**Çizelge 4.2 – Sekans Kayıt Matrisi**

	1. tur	2. tur	3. tur	4. tur	5. tur	6. tur	7. tur	8. tur	9. tur	10.tur	$\Sigma$
1. satır	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	2
2. satır	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	2
3. satır	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
4. satır	0	1	0	1	0	0	0	1	0	1	4
5. satır	1	1	0	1	1	1	1	1	0	1	8
1. sütun	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0	3
2. sütun	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	2
3. sütun	0	0	1	1	0	1	0	1	0	1	5
4. sütun	1	0	1	1	1	0	1	1	1	1	8
5. sütun	0	0	0	1	1	0	1	0	1	0	4
6. sütun	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	2



Şekil 4.26 - Hedef harfi belirleme örneği

## 5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

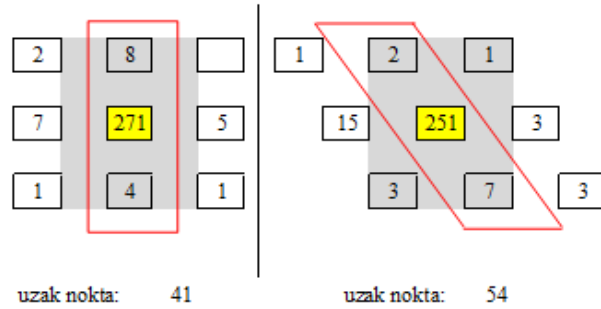
Deneylerde, yaşları 20 ile 41 arasında değişen sağlıklı 10 erkek denek yer almıştır. Denekler, gönüllülük esasına göre seçilmiştir. Deneklerden hiç kimsenin daha önce BBA kullanım tecrübesi olmamıştır. 1. ve 7. Deneklerin P300 Heceleticiler hakkında genel bilgileri vardır. 2 farklı görsel uyaran matrisi için, tüm deneklerin test sonuçları Çizelge 5.1’de görülmektedir. “Uyaran Tipi” adlı sütunda, kullanılan görsel uyaran matrisinin şekli yer almaktadır. Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi sonuçları “% Başarı DAÇ”, Adımsal Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi için “% Başarı ADAÇ” adlı sütunlarda verilmiştir.

Çizelge 5.1 - Deney Sonuçları

DENEK	UYARAN TİPİ	% BAŞARI DAÇ	% BAŞARI ADAÇ
<i>Denek 1</i>	paralelkenar	88,24	82,35
	kare	79,41	76,47
<i>Denek 2</i>	paralelkenar	41,18	23,53
	kare	70,59	50,00
<i>Denek 3</i>	paralelkenar	94,12	97,06
	kare	97,06	100,00
<i>Denek 4</i>	paralelkenar	94,12	88,24
	kare	94,12	97,06
<i>Denek 5</i>	paralelkenar	67,64	79,41
	kare	79,41	76,47
<i>Denek 6</i>	paralelkenar	97,06	100,00
	kare	100	100,00
<i>Denek 7</i>	paralelkenar	88,24	91,18
	kare	100	94,12
<i>Denek 8</i>	paralelkenar	55,88	55,88
	kare	41,18	44,12
<i>Denek 9</i>	paralelkenar	85,29	88,24
	kare	94,12	97,06
<i>Denek 10</i>	paralelkenar	26,47	26,47
	kare	41,18	35,29
<i>Ortalama Başarı</i>	paralelkenar	73,82	73,24
	kare	79,71	77,06

Deney sonuçlarına göre deneklerin iki sınıflandırıcı için de kare yerleşim ile başarı ortalaması, paralelkenar yerleşim ile başarı ortalamasından daha yüksek olmuştur. Sadece birinci ve sekizinci denekler için paralelkenar yerleşimde daha başarılı sonuçlar alınmıştır. Birinci deneğin paralelkenar şeklindeki dizilimin olağan dışı olduğunu bilmesi sonucu farklı başarıyı sergilemiş olabileceği düşünülmektedir. Fakat 8. denek için böyle bir durum söz konusu değildir. Beşinci denekten alınan verilerde ise; Adımsal DAÇ yapılan sınıflandırmada, paralelkenar yerleşim ile daha başarılı sonuç alınmıştır.

Hedef harfin bir üst ve bir alt satırında bırakılan boşlukların heceleticiye etkisinin gözlemlenebilmesi için, hedef harfin bulunduğu bölgede değerlendirmeler yapılmıştır. Şekil 5.1’de hedef harf ve komşularının, matris yerleşimi üzerindeki konumları görülmektedir. Her konumlarını ifade eden kutucukların içindeki sayılar, Doğrusal Ayırıştırma Çözümlemesi sonrası elde edilen sonuçları göstermektedir. Doğrusal ayırıştırma çözümü kullanılarak, en iyi sınıflandırma başarı oranına ulaşıldığı için bu tercih yapılmıştır. Merkezde yer alan sarı renkli kare, hedeflenen harfin konumunu göstermektedir. 10 denek için toplam 340 (10x34) adet olan test harflerinin; kare yerleşim için 271 tanesi, paralelkenar yerleşim için ise 251 tanesi doğru olarak çözümlenmiştir. Hedef harfin, tüm yönlerdeki ilk komşusu haritada gösterilmiştir. Hedeften, komşuluk mesafesinden daha uzakta çözümlenen harflerin tümü “uzak nokta” olarak gösterilmiştir.



**Şekil 5.1** - DAÇ sonuç haritası. Sarı renkli, merkezde yer alan kare odaklanılan harfin yerini göstermektedir. Karelerin içerisinde, o bölgedeki harfin kaç kez çözümlendiği görülmektedir. Sarı karenin dışındaki çözümlenmeler hatalıdır.

Paralelkenar şeklindeki yerleşimin, sütunda oluşan dikey çözümlenme hatalarını giderme yönündeki olumlu etkisi sınanmıştır. Her iki yerleşim için hedef harfi içeren sütunun çevresi, dikdörtgen ve paralelkenar şeklindeki kırmızı çizgilerle işaretlenmiştir (Şekil 5.1). Sonuçlar sütun bazında değerlendirildiğinde, yüksek hata oranına rağmen paralelkenar yerleşimde toplam 9 dikey hata, kare yerleşimde ise toplam 12 dikey hata vardır. Her iki matris için sütunda oluşan hataların tüm hatalara oranları, paralelkenar yerleşim için %10.11,



kare yerleşim için %17.39 olmuştur. Bu bağlamda paralelkenar yerleşim, dikey hata oranını düşürerek sisteme olumlu yönde etki etmiştir.

Dikey hatayı sütun bazında değil de, bölgesel bazda incelemek için iki yerleşimde de aynı büyüklükte dikey bir dikdörtgen alan gri ile işaretlenmiştir (Şekil 5.1). Bölgesel olarak bakıldığında kare yerleşimde 12 dikey hata, paralelkenar yerleşimde ise 13 dikey hata gözükmektedir. Bölgesel hataların, tüm hatalara oranı paralelkenar yerleşim için %14.6, kare yerleşim için %17.39 olmuştur. Paralelkenar şeklindeki yerleşim, bölgesel bazda hata adedi olarak sonuca olumsuz etki etmiş gözükmektedir; fakat oransal (%) olarak bakıldığında sistem başarısına olumlu yönde etki etmiştir.

**Quitadamo ve ark. (2012)**, tarafından P300 temelli beyin bilgisayar arayüzleri için yeni bir değerlendirme yöntemi önerilmiştir. Bu yöntemde, sistemin değerlendirmesi yapılacak kritere yönelik veriler bir matrise yazılmakta ve matris elemanları kullanılarak değerlendirme yapılmaktadır. Çalışmamızda matris yerleşiminin dikey hatalara etkisi incelendiği için sistemin satır sonuçları değerlendirilmiştir (Çizelge 5.2, 5.3, 5.4, 5.5). Değerlendirme matrislerinde satırlar, görsel uyaran matrisindeki hedeflenen satırları göstermektedir. Değerlendirme matrisindeki sütunlar ise, sınıflandırıcı sonucunda belirlenen matrislerdir. Satır ve sütunun kesiştiği noktadaki diagonal elemanlar, sistemin doğru olarak çözümlendiği satırlardır. Diğer elemanlar ise hedeflenen satırdan farklı olarak çözümlenmiş satırları göstermektedir. “alt/üst” şeklinde adlandırılan değerler; sistem tarafından çözümlenen satırların, hedeflenen satırın bir alt ve bir üstündeki satırda yer aldığı durumların toplamını ifade eder. “hata” ibaresi ile tüm hatalı çözümlenen satırların toplamı verilmiştir. “aü/hata” kısmında, hatalı olarak bir alt ve bir üst satırda çözümlenen satırların, hatalı olarak çözümlenen tüm satırlara oranı verilmiştir. 1. Denek için iki yerleşimin aü/hata oranı aynı, 5. Denek için kare yerleşimin aü/hata oranı daha iyi (düşük), diğer tüm denekler için ise paralelkenar yerleşimin aü/hata oranı daha iyi (düşük) çıkmıştır (Çizelge 5.6).

**Çizelge 5.2 – Denek 1 için Verimlik Matrisi Sonuçları**

DENEK 1											
Paralelkenar						Kare					
64	16	9	11	7		76	22	13	20	10	
15	51	14	15	7	hata 258	24	54	11	14	14	hata 305
10	16	45	15	4	diagonal 251	12	17	41	26	8	alt/üst 150
11	16	23	54	7	alt/üst 127	12	18	22	51	13	
11	16	14	21	37	aü/hata 0,492	11	12	11	15	25	aü/hata 0,492

**Çizelge 5.3 – Denek 2,3,4 ve 5 için Verimlilik Matrisi Sonuçları**

DENEK 2													
Paralelkenar							Kare						
61	25	32	23	17	hata	525	59	23	18	26	9	hata	451
37	46	27	33	22	diagonal	202	42	45	14	20	19	diagonal	206
32	27	35	24	22	alt/üst	204	23	22	37	19	18	alt/üst	183
36	25	20	41	15			32	24	22	39	19		
36	22	21	29	19	ai/hata	0,389	28	26	25	22	26	ai/hata	0,406
DENEK 3													
Paralelkenar							Kare						
73	16	9	8	13	hata	262	83	11	10	9	7	hata	224
16	54	4	15	17	diagonal	259	21	61	12	11	3	diagonal	287
14	14	36	13	17	alt/üst	101	14	11	46	10	6	alt/üst	110
16	11	13	58	11			11	8	11	57	10		
16	15	10	14	38	ai/hata	0,385	13	9	13	24	40	ai/hata	0,491
DENEK 4													
Paralelkenar							Kare						
62	11	12	7	6	hata	172	68	11	5	10	5	hata	199
13	51	8	6	4	diagonal	249	25	58	6	11	4	diagonal	259
10	18	43	9	10	alt/üst	82	16	12	43	11	7	alt/üst	96
6	10	6	54	7			12	8	8	56	9		
2	13	4	10	39	ai/hata	0,477	10	10	5	14	34	ai/hata	0,482
DENEK 5													
Paralelkenar							Kare						
68	20	18	22	15	hata	465	75	29	18	19	16	hata	450
51	56	15	25	18	diagonal	232	41	54	19	22	15	diagonal	251
24	34	34	22	10	alt/üst	227	28	33	45	19	23	alt/üst	216
27	19	27	43	21			23	15	28	47	16		
25	15	20	37	31	ai/hata	0,488	25	16	14	31	30	ai/hata	0,48

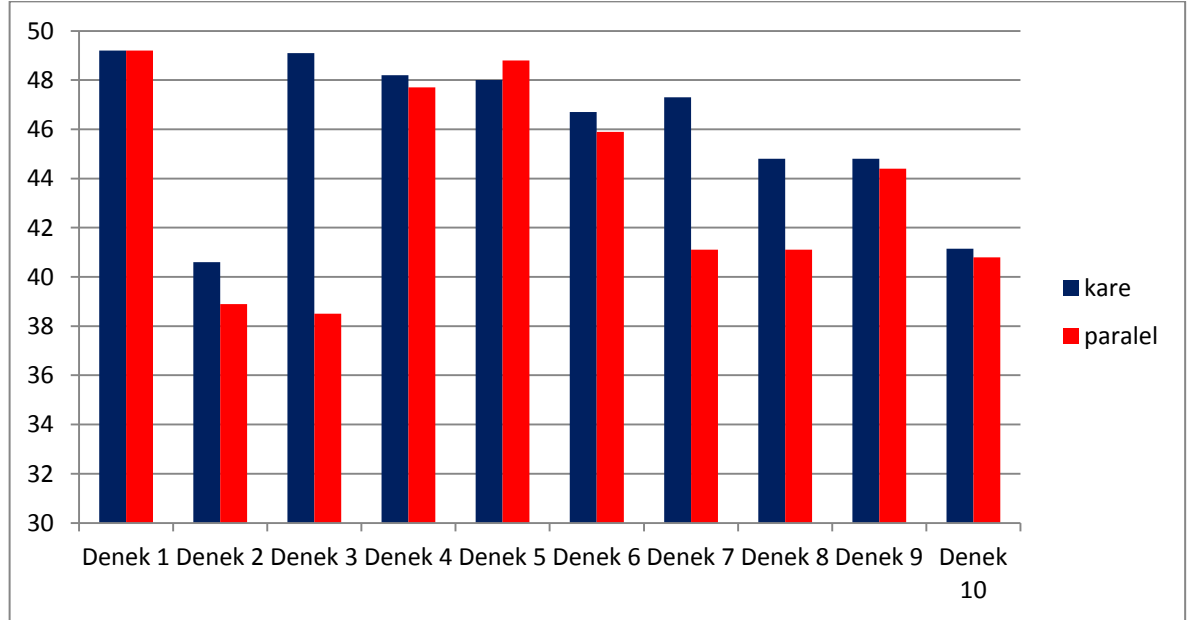
**Çizelge 5.4 – Denek 6,7,8 ve 9 için Verimlilik Matrisi Sonuçları**

DENEK 6													
Paralelkenar						Kare							
80	17	8	7	4	hata	181	79	21	8	13	6	hata	227
13	64	4	4	6	diagonal	294	18	62	7	10	4	diagonal	295
7	10	49	9	8	alt/üst	83	13	14	54	12	8	alt/üst	106
12	14	13	62	3			12	8	15	57	6		
8	13	7	14	39	ai/hata	0,459	14	12	13	13	43	ai/hata	0,467
DENEK 7													
Paralelkenar						Kare							
73	7	2	7	10	hata	185	76	4	2	7	6	hata	169
15	49	3	6	6	diagonal	267	23	56	5	1	6	diagonal	285
4	15	48	4	4	alt/üst	76	8	10	48	2	1	alt/üst	80
16	7	11	57	6			16	2	9	62	9		
18	16	13	15	40	ai/hata	0,411	15	14	11	18	43	ai/hata	0,473
DENEK 8													
Paralelkenar						Kare							
58	26	27	21	16	hata	483	60	30	14	25	12	hata	460
30	39	24	28	16	diagonal	220	36	45	29	24	15	diagonal	220
26	37	45	22	23	alt/üst	199	28	21	41	23	21	alt/üst	206
36	24	17	46	14			24	17	21	46	25		
27	21	19	29	32	ai/hata	0,412	33	20	21	21	28	ai/hata	0,448
DENEK 9													
Paralelkenar						Kare							
65	22	10	11	16	hata	286	71	12	10	19	10	hata	286
18	47	8	6	15	diagonal	237	23	54	11	11	12	diagonal	268
17	19	44	16	8	alt/üst	127	22	11	46	18	14	alt/üst	128
14	8	14	49	12			13	9	12	57	13		
18	12	24	18	32	ai/hata	0,444	11	14	13	28	40	ai/hata	0,448

**Çizelge 5.5 – Denek 10 için Verimlilik Matrisi Sonuçları**

DENEK 10													
Paralelkenar						Kare							
38	23	20	21	15	hata	414	66	29	16	28	17	hata	518
28	32	11	19	16	diagonal	154	40	46	17	21	21	diagonal	216
36	22	24	24	14	alt/üst	169	33	28	31	18	15	alt/üst	215
29	19	23	38	16			33	30	34	41	15		
26	19	11	22	22	ai/hata	0,408	32	27	30	34	32	ai/hata	0,415

**Çizelge 5.6 – Verimlilik Matrisi Alt ve Üst satır hatalarının Tüm Hatalara Oranları. Hata oranları değerlendirilmesi sebebiyle düşük değer, yüksek başarıyı ifade etmektedir**



Deney sonrasında deneklere, yerleşimler hakkındaki düşünceleri sorulmuştur. Birinci, üçüncü, dördüncü ve dokuzuncu denekler, iki yerleşim arasında kullanım açısından bir fark olmadığını söylemişlerdir. Birinci denek için, verimlilik matrisi sonucu her iki yerleşim için aynı; diğer denekler için verimlilik matrisi sonucu paralelkenar yerleşim için daha başarılıdır. Yedinci denek, paralelkenar şeklindeki yerleşimin kullanımının daha rahat olduğunu söylemiştir. Yedinci denek, verimlilik sonucu matrisine göre paralelkenar yerleşim ile daha başarılıdır. Diğer 5 denek ise kare yerleşimli sistemin kullanımının daha kolay olduğunu, paralelkenar yerleşimli sistemde harfin yerini bulamama ve hata yapma endişesi duyduklarını ifade etmişlerdir. Verimlilik matrisi sonuçlarına bakıldığında ise paralelkenar kullanımında

endişe duyduğunu ifade eden deneklerden beşinci denek hariç diğer dördünün paralelkenar yerleşim ile sonuçları kare yerleşim sonuçlarına göre daha başarılıdır.

**Nijboer ve ark. (2008)**, hazırladıkları çevrimiçi P300 heceletici için 2 farklı elektrot grubu kullanmışlardır. 1. Grupta Fz, Cz ve Pz elektrotlarını, 2. Grupta ise Fz, Cz, P3, Pz, P4, PO7, PO8 ve Oz elektrotlarını kullanmışlardır. Sınıflandırma işlemi için ADAÇ kullanılmıştır. 4 denek için ortalama sınıflandırma başarısı birinci elektrot grubu için %65, ikinci elektrot grubu için %78.8 olmuştur. **Sellers ve ark. (2006)**, farklı matris boyutları (3x3 ve 6x6) ve farklı yakma/söndürme süreleri (100ms/75ms ve 200ms/100ms) kombinasyonları kullanılarak oluşturulan sistemlerin karşılaştırmasını yapmışlardır. Deneyle 29 elektrottan alınmış veriler ADAÇ ile sınıflandırılmıştır. 5 denekten toplanan verilerle yapılan çevrimdışı analizde, tüm durumlar için sırasıyla %61.25, %69.38, %53.75 ve %48.13 ortalama başarı oranı kaydedilmiştir. Bu çalışmada kullanılan heceletici, ADAÇ ile yapılan sınıflandırma işlemlerinde paralelkenar yerleşim için %73.24, kare yerleşim için ise %77.04 başarı ortalamasına ulaşmıştır.

## 5.1 Vargılar

Bu çalışmada sanal klavye elemanlarının yerleşiminde dikkatsel tepkileri azaltmak amacıyla yapılacak değişimlerin, P300 heceletici başarısına yapacağı etki incelenmiştir. Sanal klavye için paralelkenar şeklinde yeni bir tasarım yapılmıştır. Etkilerin doğru değerlendirilebilmesi amacıyla yeni bir deney veritabanı oluşturulmuştur. Deneğin yanlış satıra oluşturduğu tepki sonucu oluşan dikey hataların; paralelkenar yerleşimiyle, kare yerleşime göre azaldığı görülmüştür.

İleride yapılacak çalışmalarda, bu çalışmada edinilen sonuçların çevrimiçi heceletici için geçerliliği ve yatay yerleşimde yapılacak değişikliklerin etkisi sınanacaktır. Sistem çevrimiçi hale getirildiğinde; harf sekansı sonunda yapılacak geribildirim sonrasında, deneklerin başarılı olduklarını görebilmeleri sayesinde paralelkenar yerleşimdeki kullanıcı endişelerinin ve endişeden kaynaklanabilecek etkilerin giderilmesi planlanmaktadır. Böylece paralelkenar yerleşim ile, genel heceletici başarımının da yükselebileceğine inanılmaktadır. Sanal klavyenin eleman dizilimine yapılan yatay eksenindeki müdahalenin yarattığı olumlu sonuçlar, dikey ekseninde de değişiklik yapılması konusunda cesaret vermektedir. Dikey ekseninde değişikliklere gidilerek, yatay ekseninde gerçekleşen dikkatsel hataların önüne geçilmesi hedeflenmektedir.

BBA sistemlerinin gelişimi beyin işleyişi hakkında bilgilerimizin artması, daha başarılı programların geliştirilmesi, sinirsel algılama sistemlerinin ve sinyal işleme

algoritmalarının gelişmesi gibi faktörlere bağlıdır. Bu sebeple mühendislik, sinirbilimi, bilgisayar programlama ve psikoloji gibi farklı disiplinlerin işbirliği yapması gerekmektedir. Ancak bu şekilde bireysel kullanıcıların ihtiyaçları anlaşılabilir, uygun kullanıcı grupları belirlenebilecek ve ihtiyaçlara cevap verilebilecek sistemler geliştirilebilecektir **(David, 2009)**.

## KAYNAKLAR

- Ahi S T, Kambara H, Koike Y (2011). A Dictionary-Driven P300 Speller With a Modified Interface. *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, Vol. 19, No. 1.
- Allison B Z, Pineda J A (2003). ERPs Evoked by Different Matrix Sizes: Implications for a Brain Computer Interface (BCI) System. *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, Vol. 11, No. 2.
- Allison B, Lüth T, Valbuena D, Teymourian A, Volosyak I, Gräser A (2010). BCI Demographics: How Many (and What Kinds of) People Can Use an SSVEP BCI. *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, Vol. 18, NO. 2, 107-116
- Argunşah A Ö, Çetin M (2010). AR-PCA-HMM Approach for Sensorimotor Task Classification in EEG-based Brain-Computer Interfaces. *International Conference on Pattern Recognition*, 113-116
- Bashashati A, Fatourehchi M, Ward R K, Birch G E (2007). A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals. *Journal Of Neural Engineering* 4, 32–57.
- Behm A, Kollotzek M A, Hüske F (2006). Brain Computer Interfaces – Controlling computers by thoughts. [http://www.ics.uci.edu/%7Eabehtm/class\\_reports/stuttgart/bci/Behm-Kollotzek-Hueske\\_BCIIs.pdf](http://www.ics.uci.edu/%7Eabehtm/class_reports/stuttgart/bci/Behm-Kollotzek-Hueske_BCIIs.pdf)
- Birmabumer N (2006). Breaking the silence: Brain-computer interfaces (BCI) for communication and motor control. *Psychophysiology*, 43, 517–532.
- Bos D P-O, Reuderink B, van de Laar B, Gürkök H, Mühl C, Poel M, Heylen D, Nijholt A (2010). Human-computer Interaction for BCI Games. *2010 International Conference on Cyberworlds*, 277-281.
- Brain Computer Interface. <http://www.scribd.com/doc/14649377/Brain-Computer-Interface>
- Draper N R, Smith H (1998). *Applied Regression Analysis*. Hoboken, NJ: Wiley-Interscience, 335–339.
- Erdoğan B, Gençer N G (2010). P300 Tabanlı Bir Beyin-Bilgisayar Arayüzü Sisteminin Oluşturulması. *Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), 15th National*, 1-4.
- Fabiani M, Gratton G, Karis D, Donchin E (1987). Definition, identification and reliability of measurement of the P300 component of the event-related brain potential. *Advances in psychophysiology*, Greenwich, 1–79.

- Farwell L A, Donchin E (1988). Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 512–23.
- Fazel-Rezai R, Abhari K (2009). A region-based P300 speller for brain-computer interface. *Can. J. Elect. Comput. Eng.*, Vol. 34, No. 3, 81-85.
- Fisher R A (1936). The use of multiple measurements in taxonomic problems. *Ann. Eugenics* 7, 466-475.
- Friman O, Volosyak I, Gräser A (2007). Multiple channel detection of steady-state visual evoked potentials for brain-computer interfaces. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 4, 742–750.
- Gratton G, Coles M G H, Donchin E (1983). A new method for off-line removal of ocular artifacts. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55, 468–484.
- Guger C, Daban S, Sellers E, Holzner C, Krausz G, Carabona R, Gramatica F, Edlinger G (2009). How many people are able to control a P300-based brain–computer interface (BCI)?. *Neuroscience Letters* 462, 94–98.
- Hain T C (2012). Epileptic Vertigo and related conditions. <http://www.dizziness-and-balance.com/disorders/central/epileptic.html>
- Hinterberger T, Houtkooper J M, Kotchoubey B (2004). Effects Of Feedback Control On low Cortical Potentials And Random Events. *The Parapsychological Association Convention*, 39-51.
- Kaya T, İnce M C (2011). Genetik Algoritma Yardımıyla Elde Edilen Yüksek Performanslı Pencere Fonksiyonlarının Yinelemesiz Sayısal Filtre Tasarımında Kullanımı. 6 Th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11), Elazığ, Turkey.
- Krusienski D J, Sellers E W, McFarland D J, Vaughan T M, Wolpaw J R (2008). Toward enhanced P300 speller performance. *Journal of Neuroscience Methods* 167, 15–21.
- Leuthardt E C, Schalk G, Wolpaw J W, Ojemann J G, Moran D W (2004). A brain computer interface using electrocorticographic signals in humans. *Journal of Neural Engineering*, 63-62.
- Li Y, Long J, Yu T, Yu Z, Wang C, Zhang H, Guan C (2010). A Hybrid BCI System for 2-D Asynchronous Cursor Control. 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina. 4205-4208.
- Lin C T, Wu R C, Liang S F, Chao W H, Chen Y J, Jung T P (2005). EEG-Based Drowsiness Estimation for Safety Driving Using Independent Component Analysis. *IEEE Trans. on Circuits and Systems I: Regular Papers*, vol. 52, no. 12, 1044-1048.



- Mason S G, Birch G E (2003). A general framework for brain–computer interface design, IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 11, 70–85.
- Mason S, Bashashati A, Fatourechhi M, Navarro K, Birch G (2007). A comprehensive survey of brain interface technology designs. Ann. Biomed. Eng. vol. 35, no. 2, 137–169.
- Mikroelektronika (2011). Finite Impulse Response (FIR) Filter. <http://www.mikroe.com/eng/chapters/view/72/chapter-2-fir-filters/>
- Nijboer F, Sellers E W, Mellinger J, Jordan M A, Matuz T, Furdea A, Halder S, Mochty U, Krusienski D J, Vaughan T M, Wolpaw J R, Birbaumer N, Kübler A (2008). A P300-based brain–computer interface for people with amyotrophic lateral sclerosis. Clinical Neurophysiology 119, 1909–1916
- Pfurtscheller G, Lopes da Silva F H (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. Clinical Neurophysiology 110, 1842-1857.
- Quitadamo L R, Abbafati M, Cardarilli G C, Mattia D, Cincotti F, Babiloni F, Marciani M G, Bianchi L (2012). Evaluation of the performances of different P300 based brain–computer interfaces by means of the efficiency metric. Journal of Neuroscience Methods 203, 361–368
- Reddy B S, Basir O A, Leat S J (2007). Estimation of driver attention using Visually Evoked Potentials. Proceedings of the IEEE Intelligent Vehicles Symposium Istanbul, Turkey, 588-593.
- Sellers E W, Krusienski D J, McFarland D J, Vaughan T M, Wolpaw J R (2006). A P300 event-related potential brain–computer interface (BCI): The effects of matrix size and inter stimulus interval on performance. Biological Psychology 73, 242–252.
- Sugiarto I (2009). Robust Visual Stimulator for P300-BCI. International Conference on Instrumentation Communication Information Technology and Biomedical Engineering, 1-6.
- User Tutorial:Introduction to the P300 Response. [http://www.bci2000.org/wiki/index.php/User\\_Tutorial:Introduction\\_to\\_the\\_P300\\_Response](http://www.bci2000.org/wiki/index.php/User_Tutorial:Introduction_to_the_P300_Response)
- Wessel M (2006). Pioneering research into Brain Computer Interfaces. Delft University of Technology, Faculty of Electrical Engineering, Mathematics and Computer Science.
- Wolpaw J R, Birbaumer N, Heetderks W J, McFarland D J, Peckham P H, Schalk G, Donchin G, Quatrano L A, Robinson C J, Vaughan T M (2000). Brain–Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting. Ieee Transactions On Rehabilitation Engineering, Vol. 8, No. 2, 164-173.

Zhao H B, Wang H, Li C S, Li Y G (2009). Brain-Computer Interface Design Based on Slow Cortical Potentials using Matlab/Simulink. 2009 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, Changchun, China, 1044-1048.

<http://www.electropsychology.com/electrical-brain-potentials.php>

## ÖZGEÇMİŞ

Süleyman ÖRKEN, 01.06.1984 tarihinde Eskişehir’de doğmuştur. İlkokulu Eskişehir Dumlupınar İlkokulu’nda, Ortaokul ve Lise eğitimini Eskişehir Anadolu Lisesi’nde tamamlamıştır. Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümünden 2007 yılında mezun olmuştur. 2009 Güz döneminde Namık Kemal Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Bölümünde Yüksek Lisans Eğitimine başlamıştır. Ocak 2009’dan beri Türkiye Petrolleri A. O. Doğal Gaz Depolama Müdürlüğü’nde çalışmaktadır.