



**GÖZ KIRPMA HAREKETLERİ İLE TARAYICI KONTROLÜ**

**Fatih BOZKURT**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

**ARALIK 2019**

Fatih BOZKURT tarafından hazırlanan “GÖZ KIRPMA HAREKETLERİ İLE TARAYICI KONTROLÜ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Bilgisayar Eğitimi Ana Bilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

**Danışman:** Doç. Dr. Aysun COŞKUN

Bilgisayar Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum. ....

**Başkan:** Doç. Dr. Recep ERYİĞİT

Bilgisayar Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum. ....

**Üye:** Doç. Dr. Hacer KARACAN

Bilgisayar Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum. ....

Tez Savunma Tarihi: 02 / 12 / 2019

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....  
Doç. Dr. Aslıhan TÜFEKÇİ  
Bilişim Enstitüsü Müdürü

## ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

  
Fatih BOZKURT

02/12/2019

# GÖZ KIRPMA HAREKETLERİ İLE TARAYICI KONTROLÜ

(Yüksek Lisans Tezi)

Fatih BOZKURT

GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

Kasım 2019

## ÖZET

İnsan ve bilgisayar arasında tek yönlü veya iki yönlü iletişim imkanı veren her türlü cihaz, sensör veya yapıya insan-bilgisayar arayüzü adı verilebilir. Bilgisayar ile iletişim için günümüzde kullanılan geleneksel giriş cihazları klavye, bilgisayar faresi, dokunmatik ekrandır. Tüm bu arabirimler elle kontrol gerektiren arabirimlerdir ve hareket kapasitesi sınırlı olan kişiler veya engelli kişiler tarafından kullanılamazlar. Engelli insanlar ya da geleneksel giriş yöntemlerine alternatif gerektiren durumlarda insan ile bilgisayar arasındaki iletişim için yeni araçlar geliştirilmesi gerekmektedir. İnsan bilgisayar arayüzü geliştirme konusunda yapılan çalışmalar incelendiğinde genellikle göz bebeği takibi veya yüz hareketlerinden faydalanma üzerine pek çok çalışmanın olduğu görülmektedir. Bu tez çalışmasında göz kasları diğer kaslara oranla hastalık, özellikle felç, epilepsi hallerinde en geç kaybedilen ve engelli insanlar tarafından kontrol edilmesi daha kolay olan kaslar olduğu için bu yönde çalışmanın daha uygun olacağına karar verilmiştir. Tez kapsamında EEG ve IMU sensörlerinden faydalanarak imleç denetimi yapabilen bir sistem prototipinin tasarlanması amaçlanmıştır. Amaç kapsamında insanın kafasını az miktarda hareket ettirmesiyle ve göz kırpma eylemi kullanılarak imleç denetiminin yapılması hedeflenmiştir. Tez çalışmasında, bilgisayarda geleneksel giriş yöntemleri için alternatif veya engelli kişiler için kablosuz bir EEG başlık ile alınan ham sinyal verisi ve başlığa eklenen bir mikrodenetleyici donanımı ile IMU sensör verisinin birlikte kullanımı ile fare imleç denetimi ve onay komutu olarak kullanılması gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda imleç hareket ve tıklama denetimi için IMU ve EEG sensörlerinden meydana gelen bir sensör sistem oluşturulmuş ve sistemin çalışması için ANFIS yardımıyla bir denetim yazılımı oluşturulmuştur. Sistem tasarımında öncelikle veri toplama amaçlı olarak tasarlanan bir deney düzeneği ile deneyler yapılmış sonrasında verilerin öğretileceği ANFIS tabanlı bir model geliştirilip denetim işlemi başarıyla yapılmıştır. ANFIS öğrenme süreci için bir deney düzeneği oluşturulmuş ve toplanan verilerden çeşitli öznitelikler alınıp bunlardan en uygunları bulanık denetleyiciye uygulanmıştır. Elde edilen sistem ile engelli bireylerin hayatının kolaylaştırılması için alternatif bir sistem ortaya konulacaktır. Ayrıca insansız araç operatörlüğü gibi arayüz kullanılan alanlarda uzuvla kontrol edilen giriş aygıtlarına yeni sistemlerin geliştirilmesine katkı sağlanacaktır. Bu sayede havacılık, araç operatörlüğü, bilgisayar oyuncusu seçimi gibi çeşitli alanlarda yeni uygulama ve donanımların geliştirilmesi mümkün olacağı düşünülmektedir.

Bilim Kodu : 92419

Anahtar Kelimeler : İnsan bilgisayar arayüzü, imleç kontrolü, IMU, göz kırpma, ANFIS

Sayfa Adedi : 62

Danışman : Doç. Dr. Aysun COŞKUN

# BROWSER CONTROL VIA EYE BLINK MOVEMENTS

(M. Sc. Thesis)

Fatih BOZKURT

GAZİ UNIVERSITY

INFORMATICS INSTITUTE

November 2019

## ABSTRACT

Any device, sensor or structure that allows one-way or two-way communication between human and computer can be called human-computer interface. The traditional input devices used for communication with the computer are the keyboard, mouse and touch screen. All these interfaces require manual control and cannot be used by people with limited mobility or by people with disabilities. New tools need to be developed for people with disabilities or for people who need an alternative to traditional entry methods. When the studies on human computer interface development are examined, it is seen that there are many studies on pupil tracking or benefiting from facial mimics. The aim of the thesis is to design a system prototype that can perform cursor control by using EEG and IMU sensors. The aim is to make the cursor control by moving a small amount of the human head and using the blink action. In the thesis, the raw signal data received with a wireless EEG header and the use of an IMU sensor attached to the header and mouse cursor control were realized. As a result of the study, an inspection software was created with the help of ANFIS for cursor movement and click control. In the design of the system, firstly, an experiment was designed with the aim of collecting data and then an ANFIS based model was developed and the audit process was performed successfully. An experimental setup was developed for ANFIS learning process and various attributes were taken from the collected data and the most suitable ones were applied to the fuzzy controller. An alternative system has been put forward to facilitate the lives of disabled people with the obtained system. In addition, it will contribute to the development of new systems to the input devices controlled by limb in areas where interface is used such as unmanned vehicle operator. In this way, it is possible to develop new applications and equipment in various fields such as aviation, vehicle operator, computer player selection.

Science Code : 92419

Key Words : Human computer interface, cursor control, IMU, eye blink, ANFIS

Page Number : 62

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Aysun COŞKUN

## TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli katkılarını hiçbir zaman esirgemeyen değerli tez danıőmanım Doç. Dr. Aysun COŞKUN' a, isimlerini tek tek sayamayacağım eğitim hayatım boyunca edindiğim birikimlerimi kazanmama sebep olan tüm eğitmenlerime ve desteklerini hiç kesmeden ve hala sürdüren aile, akraba ve dostlarıma teőekkürü bir borç bilirim.



## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER .....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ .....	x
RESİMLERİN LİSTESİ .....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. MATERYAL VE METOT .....	17
2.1. Donanım.....	17
2.1.1. Neurosky mindwave mobile EEG başlığı.....	19
2.1.2. Mikrodenetleyici.....	22
2.1.3. IMU Sensörü.....	23
2.1.4. Mikrodenetleyi ve IMU bağlantısı.....	24
2.2. Yazılım.....	25
2.2.1. Veri toplama yazılımı .....	26
2.2.2. Sinyal filtreleme.....	26
2.2.3. Öznitelik çıkartımı .....	28
2.2.4. İmleç kontrol yazılımı.....	30
2.2.5. Uyarlamalı sinirsel bulanık çıkarım sistemi (ANFIS) .....	31
2.2.6. Oransal-integral-türev denetim .....	33
3. BULGULAR VE YORUM .....	35
3.1. X ve Y Ekseni Denetim Yazılımı ve Öznitelik Seçimi.....	35
3.2. Göz Kırpma Denetim Yazılımı İçin Öznitelik Seçimi.....	44

	<b>Sayfa</b>
3.3. İmleç Konum Denetimi İçin Regresyon Bulguları .....	48
3.4. Göz Kırpma Sınıflandırması Algılaması Bulguları.....	49
<b>4. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>	<b>51</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>53</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>59</b>
EK-1. Etik kurul izin belgesi .....	60
ÖZGEÇMİŞ .....	62

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 1.1. Başlıca EEG dalga biçimleri.....	11
Çizelge 2.1. Neurosky EEG başlığında alınabilen sinyaller ve frekans bantları .....	20
Çizelge 2.2. Frekans karşılaştırma .....	21
Çizelge 2.3. Arduino nano teknik özellikleri .....	23
Çizelge 2.4. Öznitelikler ve açıklamaları.....	29



## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1.1. Biyolojik algılayıcı sistemi .....	2
Şekil 2.1. Veri toplamak için kullanılan deney sistemi .....	18
Şekil 2.2. Denetim sistemi .....	19
Şekil 2.3. Neurosky MindWave mobile EEG başlığı .....	20
Şekil 2.4. Mikrodenetleyici ve IMU bağlantısı ve EEG başlığına uygulanışı .....	25
Şekil 2.5. Deneysel çalışma için veri toplama algoritması .....	26
Şekil 2.6. İmleç kontrol işlemi algoritması .....	30
Şekil 2.7. 2 giriş 1 çıkış olacak şekilde tasarlanmış ANFIS yapısı .....	32
Şekil 2.8. İmleç tıklama eylemini denetlemek için kullanılacak ANFIS yapısı .....	33
Şekil 2.9. PID blok diyagramı .....	34
Şekil 3.1. X eksenine ait öğrenme süreci sonucu hata miktarı .....	36
Şekil 3.2. X eksenine ait ANFIS modeli .....	36
Şekil 3.3. X eksenine ait ANFIS yapısı .....	37
Şekil 3.4. X eksenine ait eğitim grafiği .....	37
Şekil 3.5. X eksenine ait kontrol grafiği .....	38
Şekil 3.6. X eksenine ait X MEAN özniteliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği .....	38
Şekil 3.7. X eksenine ait X RMS özniteliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği .....	39
Şekil 3.8. X eksenine ait başarımlı yüzey alanı grafiği .....	39
Şekil 3.9. Y eksenine ait öğrenme süreci sonucu hata miktarı .....	40
Şekil 3.10. Y eksenine ait anfis modeli .....	40
Şekil 3.11. Y eksenine ait anfis yapısı .....	41
Şekil 3.12. Y eksenine ait eğitim grafiği .....	42
Şekil 3.13. Y eksenine ait kontrol grafiği .....	42
Şekil 3.14. Y eksenine ait X MEAN özniteliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği .....	43
Şekil 3.15. Y eksenine ait Y MEAN özniteliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği .....	43

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 3.16. Y eksenine ait başarıml yüzey alanı grafiği.....	43
Şekil 3.17. Öznitelik kümesi elemanlarının kullanılması sonucu hata miktarı.....	44
Şekil 3.18. Göz kırpm algılama için kullanılan ANFIS modeli.....	45
Şekil 3.19. Göz kırpm algılama için kullanılan ANFIS yapısı .....	45
Şekil 3.20. Göz kırpm kontrol verisi grafiği .....	46
Şekil 3.21. Blink sinyalinin raw value özniteliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği .....	46
Şekil 3.22. Blink sinyalinin rms value özniteliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği .....	46
Şekil 3.23. Blink sinyalinin standart sapma özniteliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği .	47
Şekil 3.24. Ham veri ve standart sapma verisine göre göre çıkış yüzey grafiği.....	47
Şekil 3.25. Rms value ve raw value sinyalleri başarıml yüzey grafiği .....	48
Şekil 3.26. Standart sapma ve rms value sinyalleri başarıml yüzey grafiği.....	48
Şekil 3.27. X eksenindeki imleç hareket sonucu .....	49
Şekil 3.28. Y eksenindeki imleç hareket denetim sonucu .....	49
Şekil 3.29. Göz kırpm algılaması sonucu ham veri ve algılama sonuçları .....	50

**RESİMLERİN LİSTESİ**

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 1.1. EKG bağlama.....	4
Resim 1.2. EKG sinyali .....	4
Resim 1.3. MYO EMG Kol Bandı.....	6
Resim 1.4. Bileğe takılabilen akıllı cihazlar .....	6
Resim 1.5. Bebekler için giyilebilir bir cihaz (owlet).....	9
Resim 1.6. Geleneksel EEG başlığı ve 10-20 metoduna göre elektrot yerleşimi .....	12
Resim 1.7. EEG başlık çeşitleri .....	12
Resim 1.8. Google akıllı lens ve gözlük .....	13
Resim 1.9. Göz takip cihazı ve ısı haritası oluşturma.....	13
Resim 2.1. Arduino Nano .....	22
Resim 2.2. MPU6050 IMU sensör kartı .....	24
Resim 2.3. Tümleyen filtreleme için kullanılan Arduino kodu .....	28
Resim 3.1. İmleç denetimi uygulaması esnasında alınmış örnek bir görüntü. ....	35

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

### Simgeler

### Açıklamalar

<b>g</b>	Gram
<b>Hz</b>	Hertz
<b>KB</b>	Kilo bayt
<b>MHz</b>	Mega hertz
<b>mA</b>	Miliamper
<b>mm</b>	Milimetre
<b>V</b>	Volt

### Kısaltmalar

### Açıklamalar

<b>ANFIS</b>	Uyarlamalı yapay sinir ağı bulanık mantık çıkarım sistemi
<b>BCI</b>	Beyin-bilgisayar arayüzü (Brain computer interface)
<b>EEG</b>	Elektroensefalografi
<b>EKG</b>	Elektrokardiyogram
<b>EMG</b>	Elektromiyografi
<b>fNIRS</b>	Fonksiyonel Yakın Kızılötesi Spektroskopisi
<b>GPS</b>	Küresel Konumlandırma Sistemi
<b>HCI</b>	İnsan-bilgisayar arayüzü (Human computer interface)
<b>I/O</b>	Giriş/çıkış (Input/output)
<b>I2C</b>	Entegre devreler arası seri haberleşme protokolü
<b>IMU</b>	Eylemsizlik ölçüm birimi (Inertial measurement unit)
<b>İBE</b>	İnsan bilgisayar etkileşimi
<b>PWM</b>	Sinyal genişlik modülasyonu
<b>SPI</b>	Seri çevreirim arayüz seri haberleşme protokolü

**Kısaltmalar**

**Açıklamalar**

**UART**

Evrensel asenkron alıcı-verici seri haberleşme  
protokolü



## 1. GİRİŞ

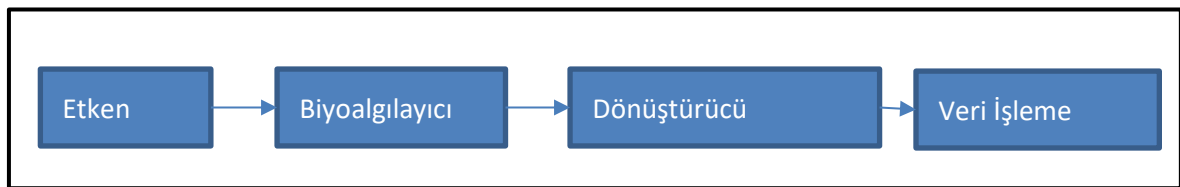
İnsan-bilgisayar arayüzü, insan, kullanıcı ve bilgisayar arasındaki iletişim noktası olarak tanımlanabilir (ten Kate & van der Meer, 1983). Mayda ve İhsan'a (Gürsel & Gürsel, 1991) göre etkileşim, "çoklu ortamı tanımlamada büyük önem taşımaktadır. Bilgisayar Terimleri Sözlüğünde (Gürsel & Gürsel, 1991) "bir girdiye derhal tepki vermek" olarak açıklanan etkileşim, kullanıcı ve bilgisayar sistemi arasındaki karşıt ve karşılıklı etkin iki yönlü iletişim bütünüdür. Uygulamanın tipine bağılı olarak etkileşim çeşitli anlamlara gelebilir". İnsan bilgisayar etkileşimi, insanlar ve bilgisayarlar arasında etkileşim kurma şekillerini ve bu amaçla kullanılacak teknolojilerin geliştirilmesini kapsayan bir araştırma alanıdır. İnsan bilgisayar etkileşimi, insanın ihtiyaçlarına yönelik bilgi ve iletişim teknolojilerinin üretilmesini hedefler. İnsan Bilgisayar Etkileşimi alanı uzmanları, daha kullanılabilir bilgi teknolojileri sistemlerinin nasıl oluşturulabileceğı konusunda çalışmaktadır. İnsan Bilgisayar Etkileşimi içinde hem teknolojiyi hem de insanı içermektedir (Çağıltay, 2019). İnsan-Bilgisayar Etkileşimi (HCI), bilgisayar teknolojisinin insan işlerini ve faaliyetlerini nasıl etkilediğinin incelenmesidir. "Bilgisayar teknolojisi" terimi, masaüstü bilgisayarlardan cep telefonlarına, ev aletlerine, araç içi navigasyon sistemlerine ve hatta otomatik aydınlatma gibi gömülü sensörler ve aktüatörlere kadar birçok teknolojiyi içermektedir (Dix, 2009). İnsan-bilgisayar arayüzü insan algısı, biliş, zeka, karar verme ve etkileşimli görselleştirme teknikleri ile ilgilenmektedir (Holzinger, 2013). İnsan-Bilgisayar Etkileşimi, insan ve bilgisayar arasında bir diyalog olarak tanımlanabilir. Hem bilgisayar hem de kullanıcı iletişimi gerçekleştirmek için ileri ve geri akan sembol akışına erişebilir, iletişimi kesebilir, sorgulayabilir veya düzeltebilir. Bu diyalogda kullanılan tüm mekanizmalar arayüzü oluşturur (Card, 2018). Literatürde bulunan tanımlardan yola çıkarak, İnsan ve bilgisayar arasında tek yönlü veya iki yönlü iletişim imkanı veren her türlü cihaz, sensör veya yapıya insan-bilgisayar arayüzü adı verilebilir.

İnsan-bilgisayar etkileşiminde kullanıcıdan bilgisayara gönderilen komutlardan çoğı imleç kontrolü ve onaylama işlemi için gerçekleştirilmektedir. Bayram'a göre (Bayram, 2013) "İmleç, kullanıcıya ekrandaki pencereler ya da görüntüler üzerindeki geçerli ve hakim konumunu gösterir. İmlecin kullanıcıya sağladığı en büyük özellik; karışık ve zor, aynı zamanda da çok zaman alan komutları kolayca ve çok daha kısa sürede verebilmesidir."

İnsan bilgisayar etkileşimi konusu bilgisayar teknolojisinin kullanıldığı başta bilgisayar bilimleri olmak üzere mühendislik, tıp, psikoloji, sanat, eğitim gibi pek çok disiplinin ortak çalışma alanıdır. İnsan bilgisayar etkileşimi uygulamalarına eğlence, eğitim, savunma ve sağlık gibi pek çok alanda rastlanmaktadır (Sezer, İnel, Seçkin, & Uluçınar, 2017).

İnsan bilgisayar etkileşiminde kullanılan biyogılayıcılar özellikle sağlık alanında biyolojik verilerin incelenmesi veya bilgisayara alternatif giriş yöntemi olması amacıyla hastalarda, atletlerde, yeni doğan bebeklerde, psikiyatrik hastalarda, uzun dönemli kontrol edilmesi gereken hastalarda, yaşlılarda, bakıma muhtaç bireylerde ve medikal servislere uzak insanlara yardım amaçlı kullanılmaktadır.

Biyogılayıcılar yerleştirildikleri canlı üzerindeki fizyolojik, kimyasal ve elektriksel değişikliklerin tespitinde kullanılmaktadır. Biyogılayıcılar temelde bir algılama materyali ve bir transdüser içerir. Biyogılayıcılar, genel olarak analizlenecek madde ile seçimli bir şekilde etkileşime giren biyoaktif bir bileşenin bu etkileşim sonucu ortaya çıkan sinyali ileten bir iletici sistemle birleştirilmesi ve bunların bir ölçüm sistemi ile kombinasyonu ile oluşturulurlar (Akbulut & Akan, 2015; Seçkin & Seçkin, 2016). Şekil 1.1.' de işleyişi gösterilen biyogılayıcı sistemleri etken, biyogılama, dönüştürücü ve veri işleme olmak üzere dört temel bileşenden oluşur. Etken, fizyolojik, biyolojik, elektriksel veya kimyasal maddeler veya etkilerdir. Biyogılama, etkenler hakkında ölçüm almak veya değişimini belirlemek için kullanılan sensör sistemlerdir. Dönüştürücü veya çevirici, biyogılama ile ölçülen büyüklüğün bilgisayarın anlayabileceği değerlere veya sinyallere çevrilmesi veya dönüştürülmesidir. Veri işleme ise çeviricinin elde ettiği bilgiyi işleyerek insanın anlayacağı hale getirme işlemidir.



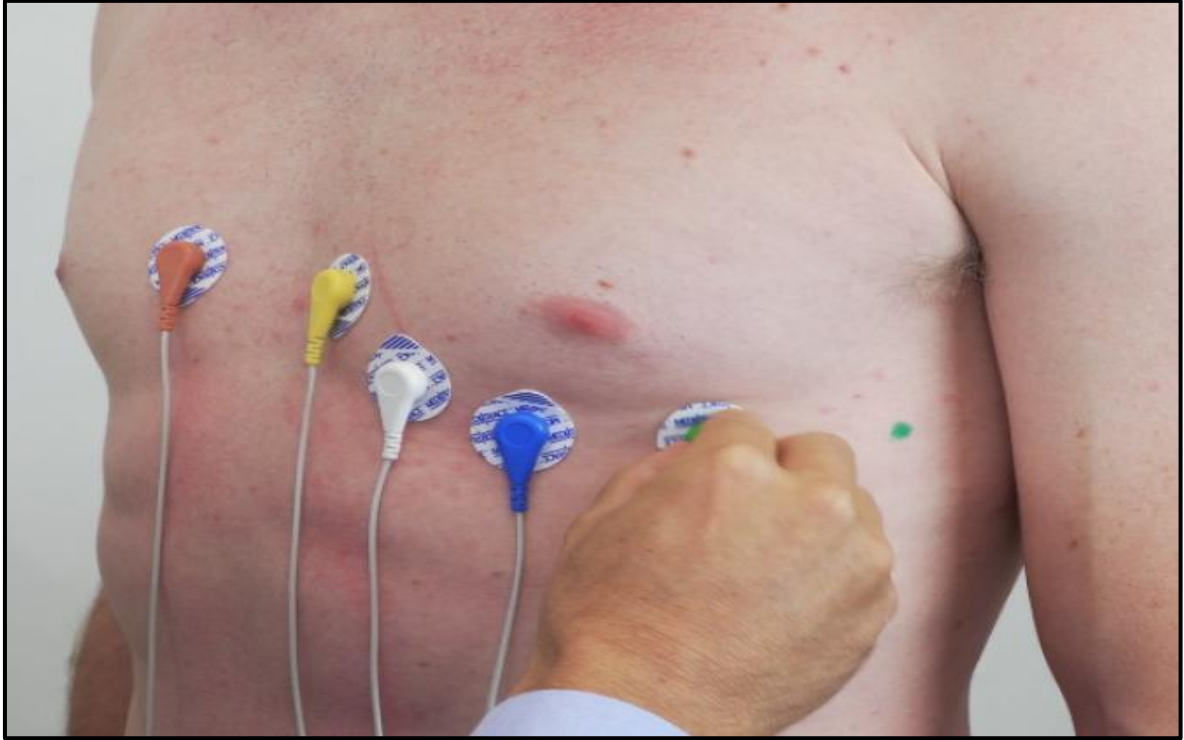
Şekil 1.1. Biyogılayıcı sistemi (Akbulut & Akan, 2015; Seçkin & Seçkin, 2016)

Bu algılayıcıların moleküler biyoloji, mikroakışkanlar ve nanomateryaller gibi yeni teknolojilerle bir araya gelerek, tarımsal üretim, gıda işleme ve çevresel izleme faaliyetlerinde, bitkilerde, hayvanlarda, gıdalarda, toprakta, hava ve suda, pestisitler,

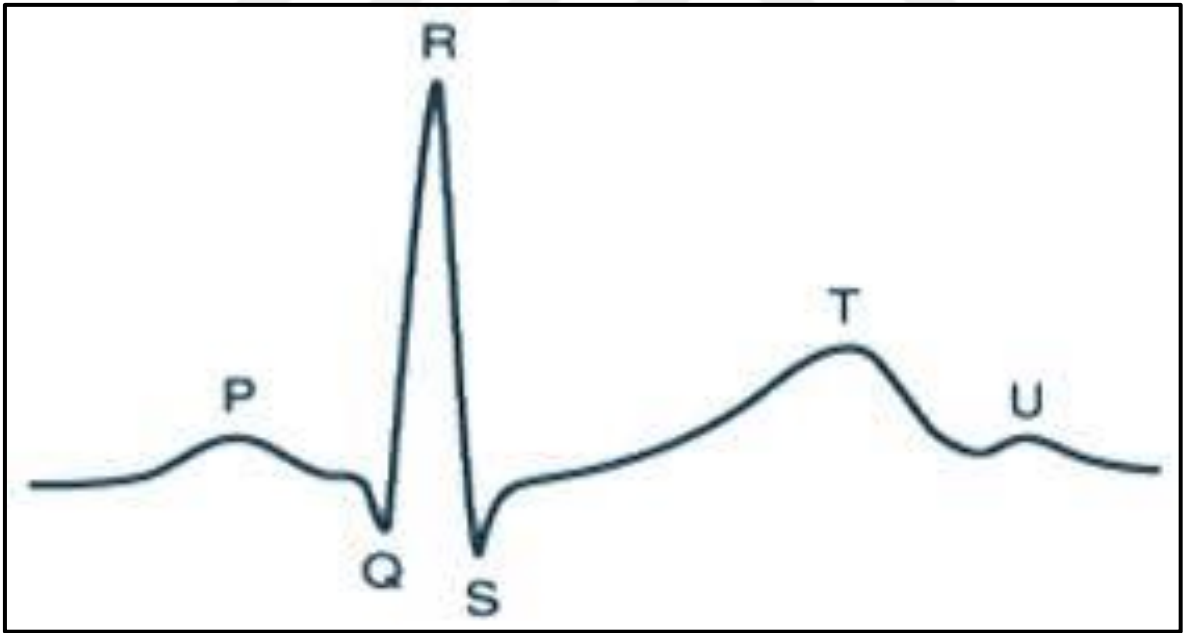
antibiyotikler, patojenler, toksinler, proteinler, nutrilitler, kötü kokular, mikroplar ve daha fazlasını hızlı, spesifik, hassas, düşük maliyetli, çalışma alanında, on-line ve/veya gerçek-zamanlı kullanılabilirlikleri öngörülmektedir (Ying, Wang, Ye, & Li, 2006). Günümüzde kullanılan biyolojik algılayıcılar ile yapılan uygulamalar sağlık, günlük yaşam ve eğitim-eğlence olmak üzere üç ana başlığa ayrılabilir. Sağlık uygulamaları teşhis-tedavi, daha iyi klinik karar alma, verimli tedavi uygulamalarını kapsamaktadır. Günlük yaşam uygulamaları daha ucuz giyilebilir ürünler ile sağlıklı yaşam, spor ve kilo verme gibi uygulamalarda daha anlamlı ve sağlıklı veri toplama uygulamalarını kapsamaktadır. Çeşitli antrenman, eğitim-öğretim ve insan bilgisayar arayüzü faaliyetlerinde kılavuz ve yardımcı veri toplama uygulamaları eğitim-eğlence uygulamaları olarak tanımlanabilir. Biyolojik algılayıcılar, veri toplama amacıyla bağlandıkları yer açısından gövde, uzuvlar ve baş olarak üç temel kısma ayrılmaktadır.

### Gövde Uygulamaları

İnsan bilgisayar etkileşiminde gövdeye bağlanan sistemler kalp, nabız veya iç organlardaki değişimleri algılamak için tasarlanmıştır. Bu amaçla kullanılan sensörlerin başında Elektrokardiyogram (EKG) ve stetoskop gelmektedir. EKG işaretleri, kalbin kasılma aktivitelerinin neden olduğu derideki akım yoğunluğunun değişimlerini yansıtır. EKG dalgaları kalp ritminin ve kalp kaslarının farklı kısımlarındaki zayıflıkların göstergesidir ve düzensiz kalp atışlarının teşhisi için önemlidir. EKG sinyalleri Resim 1.1' de gösterildiği üzere göğse, kol-bacak gibi uzuvlara takılan invazif olmayan elektrotlar kullanılarak kolayca kaydedilebilir (X. Liu, Zheng, Phyu, Zhao, & Yuan, 2010). Kullanılacak prob tipi kuru veya ıslak olabilmektedir. EKG sinyalleri çeşitli frekanslarda periyodik olarak ortaya çıkmaktadır ve Resim 1.2' de gösterilen P, Q, R, S ve T sinyal anahtar noktaları ile değerlendirilir. EKG dalga biçimleri arasından QRS kompleksi, ventriküler kasılma sırasında kalpteki elektriksel aktiviteyi yansıtır ve kalbin durumu hakkında daha fazla bilgi sağlar (Valchinov & Pallikarakis, 2004).



Resim 1.1. EKG bağlama (X. Liu vd., 2010)



Resim 1.2. EKG sinyali (Valchinov & Pallikarakis, 2004)

Örneğin akıllı t-shirt ile gövdenin tamamından hipertansiyon ve kalp yetmezliği durumları ile ilgili veri toplama ile sağlık amaçlı uygulama yapılmıştır. Bir diğer giysi örneği Cyrcadia Health tarafından geliştirilmiş iTBra cihazıdır (“Core Technology | Cyrcadia Health”, 2019). Bu cihaz meme kanserini teşhis amacıyla kullanılan bir akıllı sütyendir. Sütyen gömülü algılayıcılar kanser olasılığına karşı uyarılmak için meme dokusundaki değişimleri takip

etmektedir. Toplanan veriler kaydedilmekte ve kişiye meme sağlığı konusunda kılavuzluk yapmaktadır. Giysiler haricinde gövdeye yapıştırılabilir sensör uygulamaları da mevcuttur. Gövdeye yapıştırılan sensör ile sağlık uygulamaları için Vital Connect tarafından geliştirilmiş VitalPatch iyi bir örnektir (“VitalPatch”, 2016). Bu cihazlar tek kullanımlıktır. Cihaz ile akciğer ve kalpten veri toplayarak solunum ve enerji harcama, uyku kalitesi, efor, kalp ritmi, sıcaklık gibi ölçümler yapılmaktadır. Ayrıca cihaz adım sayma, stres ve duruş gibi verileri de toplamaktadır.

### Uzuv Uygulamaları

Uzuvlara takılan veya uzuvlarla tutulan insan bilgisayar etkileşimi cihazları kas hareketlerini, nabız sayısını, kinematik değişimleri algılayan sistemlerdir. Bu cihazlar saat, eldiven ve çorap gibi giyilebilir teknolojiler olmasının yanı sıra kumanda, fare, klavye, oyun kolu gibi cihazlarda olabilmektedir.

Akıllı saatler ve bileklikler günümüzde en sık rastlanan biyoalgılayıcı cihazlardır. Bu cihazlar nabız, deri iletkenliği, ter ve el-kol hareketleri algılanmakta ve bu sayede hem bilgisayar kontrolü sağlanmakta hem de sağlık bilgileri ile geri bildirim üretilebilmektedir. Kaslar tarafından üretilen elektriksel aktiviteler Elektromiyografi (EMG) sensörü ile algılanabilmektedir (Reaz, Hussain, & Mohd-Yasin, 2006; Zecca, Micera, Carrozza, & Dario, 2002). EMG sensörü kas hücreleri elektriksel ya da nörolojik olarak aktive edildiğinde ürettikleri elektrik potansiyelini algılar. EMG sensöründen elde edilen işaret medikal anomalilikleri, aktivasyon seviyesini, tedavi sırasını belirlemek amacıyla ya da insan ve hayvan hareketlerinin biyomekaniğini çözümlmek için analiz edilebilir. MYO firmasının geliştirdiği çoklu EMG sensörü Resim 1.3’ de gösterilmiştir (“Myo | The Lab”, 2019). Bu cihaz ile pek çok el hareketi, bilekte bulunan kasların faaliyetlerinin ürettiği sinyallerden çıkartılabilmektedir.



Resim 1.3. MYO EMG Kol Bandı (“Myo | The Lab”, 2019)

Nabız sinyalleri deriye gönderilen infrared ışığın alyuvarlardaki oksijenden yansıması ile ölçülmektedir. Akıllı bileklikler, günlük aktivite takibinde yaygın olarak kullanılan giyilebilir akıllı cihazlardır. Resim 1.4’ de gösterilen (b) Samsung Gear Fit ve (c) Sony Smartband bu cihazlara örnektir (“Gear Fit 2 Pro (SM-R365) başlıca akıllı özellikleri nelerdir?”, 2019; “SmartBand SWR10 desteği – Sony Mobile Destek resmi web sitesi”, 2019).Q-Sensor: MIT tarafından geliştirilen bu cihaz ile duygusal durum ölçümü yapılmaktadır (“From iCalm to Q Sensor to Physiio to Empatica”, 2019). Duyguları deri iletkenliğini (galvanik deri tepkisi), sıcaklığı ve hareketleri ölçme yoluyla belirlemektedir.



Resim 1.4. Bileğe takılabilen akıllı cihazlar (“From iCalm to Q Sensor to Physiio to Empatica”, 2019; “Gear Fit 2 Pro (SM-R365) başlıca akıllı özellikleri nelerdir?”, 2019; “SmartBand SWR10 desteği – Sony Mobile Destek resmi web sitesi”, 2019)

El kol hareketleri ise saatler üzerinde bulunan eylemsizlik sensörü yardımıyla tespit edilmektedir. Üzerinde bulundurduğu elektronik bileşenler sayesinde eylemsizlik ivme ve

açısal dönme değişimlerini ölçmeye yarayan algılayıcılara eylemsizlik ölçüm algılayıcıları (Inertial Measurement Unit - IMU) denir. Piyasada bulunan IMU algılayıcıları genellikle ivme ölçer (accelerometer) ve jiroskop (gyroscope) ikilisinden meydana gelmektedir ancak bazı algılayıcılarda doğruluğu arttırmak için bazen bu algılayıcılara manyetometre ve sıcaklık ölçerlerde eklenmektedir. İvme ölçer 3 boyutlu koordinat sisteminde üzerine bağlı olduğu cisme uygulanan kuvvetle birlikte değişen ivmesini ölçer. Jiroskop, sensörün bağlı olduğu cismin 3 boyutlu koordinat sistemindeki açısal dönmesini veya pozunu açı cinsinden ölçmeye yarar. IMU algılayıcıları ile cismin uzayda ne kadar ivme ile hangi yönde hareket ettiğini bulmada oldukça küçük boyutta, az enerji tüketen, kurulumu kolay ve ucuz bir yöntemdir (Atallah, Lo, King, & Yang, 2010). Ancak bu algılayıcılar elektromekanik olarak çalıştığı için sürtünmelerden etkilenmekte ve hata birikimi ortaya çıkmaktadır. Dolayısıyla uzun süreli çalışma durumlarında ya kalibre edilmelidirler veya başka sistemlerle desteklenmelidirler.

İnsan hareketlerinin otomatik şekilde kaydedilmesi ve analizi sağlık (Zhou & Hu, 2008), spor (Loy, Eriksson, Sullivan, & Carlsson, 2004), medya (J. Lee, Chai, Reitsma, Hodgins, & Pollard, t.y.) ve robotik (Dasgupta & Nakamura, 1999) gibi alanlarda çeşitli uygulamalar olarak ortaya çıkmıştır. İnsan hareketlerinin kaydedilmesi, takibi, tanınması, poz tahmini ve analizi için çeşitli teknikler ve elektronik sistemler kullanılmaktadır. Mühendislikte bir nesnenin hareketlerini izlemek için kullanılan elektronik sistemler mutlak ve göreceli konumlandırma olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (Borenstein, Everett, Feng, & Wehe, 1997; Gu, Lo, & Niemegeers, 2009; H. Liu, Darabi, Banerjee, & Liu, 2007). Hareket analizi için yüksek hassasiyet ve doğruluk gerekmektedir bu sebeple günümüzde daha çok mutlak konumlandırma sistemleri kullanılmaktadır. Mutlak sistemlerde hareketi takip edilecek nesnelerin konumları ve pozları daha önceden yerleştirilmiş referans ölçüm noktalarına göre hesaplanmaktadır. Küresel Konumlandırma Sistemi (Global Positioning System - GPS), GSM sinyal konumlandırma sistemleri ve görsel konumlandırma sistemi olan VICON ("Vicon | Award Winning Motion Capture Systems", 2019), mutlak konumlandırma sistemlerine örnek olarak verilebilir. Bu mutlak sistemler yüksek hassasiyet ve doğrulukta konum verisi üretmesine rağmen bu sistemlerin ilk yatırım maliyetleri yüksektir. Ayrıca, mutlak sistemlerde hareketi algılanacak nesne ile referans noktalar arasında etkileşim olması gerekmektedir. Bu da çalışma ortam bağımlılığı ve etkileşim bozan etmenlerin bastırılması veya izolasyonunu gerektirmektedir. Örneğin GPS sinyalleri kapalı alanda yansıma veya yayılma sebebiyle alınmaz veya yanlış alınırsa konum yanlış hesaplanır veya hesaplama

işlemi gerçekleştirilemez veya VICON sisteminde uygun ışık seviyesi sağlanmazsa veya nesne hareketi perdelenir veya görüş alanı dışına çıkarsa hareket hakkında doğru veri alınamaz. Bu sebeple ortam bağımlı ve veri engelleyici/bozucu durumların olduğu hareket analizi uygulamalarında göreceli konumlandırma sistemlerine başvurulmaktadır. Göreceli sistemler nesne üzerinden çeşitli fiziki değişimleri ölçerek konum hesaplamaya yarayan sistemlerdir. İvme ölçer, jiroskop, basınç ölçer, enkoder, optik akış ölçer vb. algılayıcılar göreceli sistem algılayıcılarına örnek olarak verilebilir. Bu algılayıcılardan alınan veriler filtrelenerek ve gerektiğinde farklı tip sensör verileri ile de birlikte kullanılarak konumlandırma yapılmaktadır. Göreceli sistemler, uygulaması basit ve ucuz sistemlerdir fakat hata birikimlidirler. Hata birikimi, oluşan küçük hataların üst üste birikerek bir kar topunun çığa dönüşmesi gibi zamanla sistemde hatanın toplanmasıdır. Bu sebeple göreceli sistemler uzun süreli konumlandırma çalışmalarda tercih edilmemektedir. Ancak hareket analizinde hareket tanıma ve karakteristik çıkarmada kullanılmışlardır. Hareket tanıma ve karakteristik çıkarma günümüzde sıkça kullandığımız mobil telefonlarda bulunan üç eksenli ivme ölçerler ile bile yapılmaktadır (Anguita, Ghio, Oneto, Parra, & Reyes-Ortiz, 2012; Bin Abdullah, Negara, Sayeed, Choi, & Muthu, 2012; Ortiz, 2015). Bu çalışmalarda genel metot üç eksenli alınan ivme verisinden istatistiksel metotlar ve zaman-frekans analizi ile öznelik çıkarma ve bu özneliklerin yapay sinir ağları ve destek vektör makineleri gibi makine öğrenmesi metotları ile değerlendirilerek yürüme, koşma, oturma, yatma vb. hareketlerin tanımlanması ve tempo-zaman ilişkisiyle karakteristiksel analiz yapılmasıdır.

Hareket Analizinde Mutlak sistemlerin avantajları ve dezavantajları:

- Çok hassas ve çok az hata ile kinematik modelleme ve analiz imkanı sunar.
- Konumlandırma ve karakteristik çıkarmada başarılıdır.
- İlk yatırım maliyeti yüksektir.
- Yazılımsal olarak yüksek hesaplama performansı gerektirebilir.
- Ortam bağımlıdır ve doğal ortamda uygulamada bozucular/engelleyiciler sebebiyle veri kaybı veya hatalı veri alınmasına sebep olur.
- Hareketi analiz edilecek kişi üzerine işaretçi (marker) yerleştirilmesi kişiyi görsel ve fiziksel olarak rahatsız eder.

Göreceli sistemlerin avantajları ve dezavantajları:

- Ucuzdur ve uygulaması basittir.
- Ortama bağlı değildir.

- Hata birikimidir. Uzun süreli çalışmalarda büyük hatalar üretebilir.
- Konumlandırılmadan daha çok sınıflandırma ve karakteristik çıkarmaya uygundur.

Akıllı eldiven ile görme engellilerin el ve parmak hareketlerini, algılayıcılar ve bilgisayar yardımıyla yazıya dökülebilmesi mümkündür (Bernieri, Faramondi, & Pascucci, 2015; Choudhary, Kulkarni, & Reddy, 2015; Kramer, Lindener, & George, 1991). Elektromiyografi (EMG) ile kas hareketlerinin ölçümü gerçekleştirilmektedir ve bu sistemler spor ve antrenman amaçlı sistemlerdir. Oyuncuların performans düzeyi takip ve kontrol edilir. Bir diğer uygulamada Sensoria firmasının ürettiği makinede yıkanabilen, akıllı çoraptır (“Sensoria Home Page”, 2019). Heapsylon tarafından geliştirilen konsept ile bu çorap kullanıcısının ayağının her yere basışını gerçek zamanlı takip etmektedir, koşucuların tekniklerini analiz etmekte fayda sağlamaktadır. En büyük avantajı teknolojiyi, tekstil malzemesinin içine yedirerek son kullanıcıya basitlik sağlaması ve kullanımdan sonra çıkarıp yıkanabilmesidir. Akıllı çorap ile adım sayma, hız, kalori ve mesafe hesabı gibi işlemlerin gerçekleştirilmesi mümkün olmaktadır. Bebekler için geliştirilmiş giyilebilir cihazlar ile bebeğin nefes alıp almadığı, bebeğin konforu ve sağlık durumunu her an kontrol edebilme imkanı sağlanmaktadır. Bebekler için örnek giyilebilir cihaz Resim 1.5’de gösterilmiştir. Owlet adı verilen cihaz ile bebeğin nefes alıp almadığı gibi durumlar kontrol edilebilmektedir (“OwletCare—Baby Monitor | Track Heart Rate and Oxygen”, 2019).



Resim 1.5. Bebekler için giyilebilir bir cihaz (owlet) (“OwletCare—Baby Monitor | Track Heart Rate and Oxygen”, 2019)

Mayın ayakkabısı: Lemur Studio Design firması giyilebilir mayın detektörü tasarlamışlardır. Aynı bir metal detektörü gibi çalışan bu özel ayakkabının tabanı iletken bir malzeme içermektedir. Bu malzeme elektromanyetik bir alan yaratarak, 2 metre çevresindeki metal parçalarını radyo alıcı ve mikro işlemci yardımıyla tespit ederek özel bir saate yollamaktadır.

### Baş Bölgesi Uygulamaları

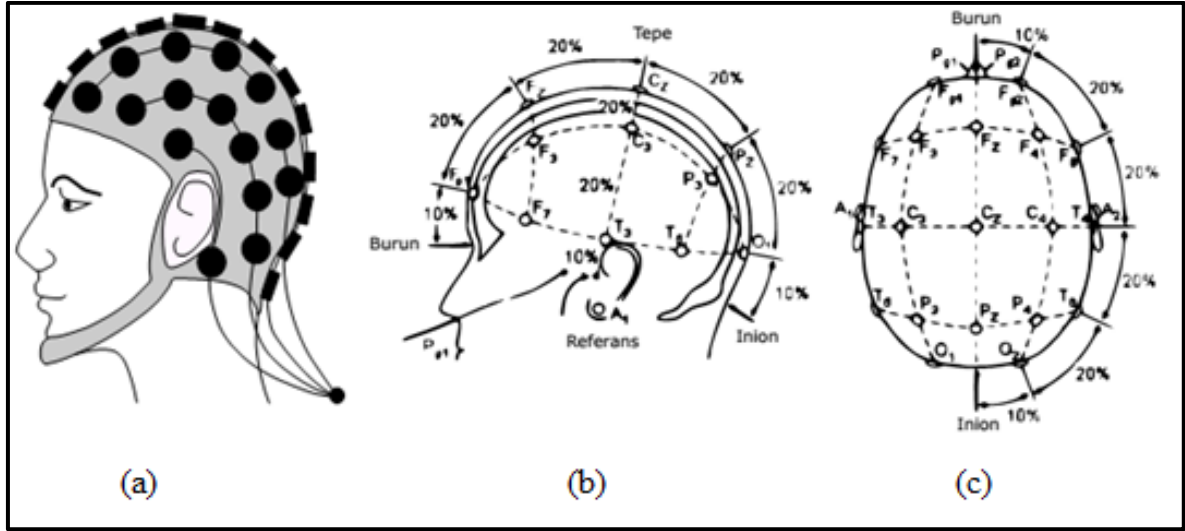
Baş bölgesine bağlanan insan bilgisayar etkileşimi sensörleri giyilebilen cihazlardır. Burada kullanılan cihazlar beyin, göz, cilt vb. yerlerden bilgi toplamaya yarayan sensörlerden meydana gelmektedir. Beyindeki sinirsel aktiviteye dair elektriksel bilgiler kafatasına yerleştirilen algılayıcılarla alınabilmektedir. Günümüzde Elektroansfalografi (EEG), Fonksiyonel Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (fNIRS) gibi sistemler en çok kullanılan sistemlerdir (Baker, Bruno, Gundran, Hosseini, & Reiss, 2018; Hong, Naseer, & Kim, 2015; Naseer & Hong, 2015).

EEG cihazları çoğunlukla sağlık sektöründe kullanılmakta olup epilepsi gibi hastalıkların teşhisinde önemlidir. Fakat günümüzde yapılan çalışmalarda robotik, beyin bilgisayar arayüzü, psikoloji ve eğitim amaçlı da kullanımları bulunmaktadır. Robotik ve insan makine arayüzü olarak kullanımlarda birçok elektrottan alınan sinyaller çeşitli sınıflandırma yöntemleri ile belirli komutlara çevrilmekte ve bu komutlar işletilmektedir (Bi, Fan, & Liu, 2013; Mahmud, Bertoldo, & Vassanelli, 2011). EEG, beyin faaliyetlerini anlayabilmek için kafa bölgesine yerleştirilen elektrotlar ile sinirlerden yayılan elektrik sinyallerinin alınması ve analiz edilmesini kapsayan yöntemdir. EEG uygulanmasında kişiye herhangi bir cerrahi müdahale yapılması veya elektrik uygulanması söz konusu değildir. EEG başlıkları Resim 1.6' da (b), (c)' de gösterilen 10-20 metoduna göre yerleştirilmiş birçok elektrot, yükselteç, filtre ve sinyal işleme biriminden meydana gelmektedir. Geleneksel bir EEG cihazı Resim 1.6' da (a)' da gösterilmiştir. Beyinden alınan elektriksel sinyallerin frekans aralığı 0-100Hz aralığındadır. Elektrot yerleştirilen bölgede sinirsel aktivite artması veya azalmasına göre sinyallerin frekansı da yükselir veya düşer. Bu sayede bölgesel olarak beyin aktivitesi hakkında bilgi edinilmiş olur. Elektroenselelogram (EEG) alıcıları beynin elektriksel faaliyetlerini kafatasından kaydeder. Kaydedilen dalga formu kortikal elektriksel faaliyetini gösterir. EEG faaliyetinin işaret yoğunluğu oldukça düşüktür ve mikrovolt seviyesinde ölçülür. Başlıca EEG dalga biçimleri Çizelge 1.1' de açıklanmıştır (Al-qaysi, Zaidan, Zaidan, & Suzani, 2018; "EEG Pearls—9780323042338 | Elsevier Health Student and

Practitioner Medical Books, ebooks and journals”, 2019; “EEG Sensors—EEG Headsets | NeuroSky”, 2019; Sezer vd., 2017).

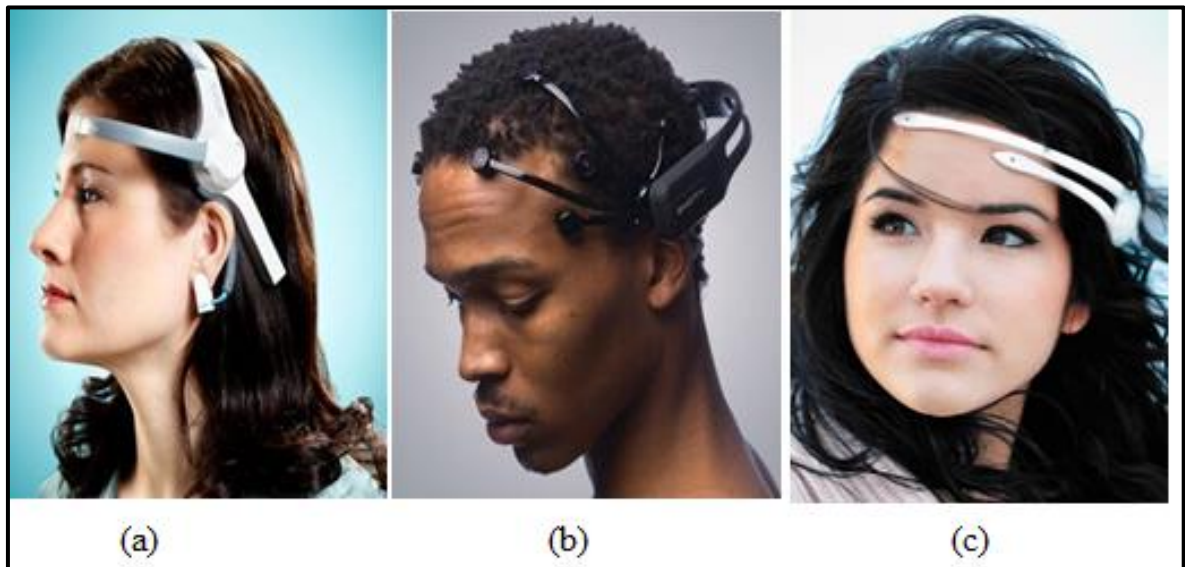
Çizelge 1.1. Başlıca EEG dalga biçimleri (Al-qaysi vd., 2018; “EEG Pearls—9780323042338 | Elsevier Health Student and Practitioner Medical Books, ebooks and journals”, 2019)

Tür	Frekans (Hz)	Açıklama
Delta	0-3.5	En yüksek dalga genliğine ve en düşük frekansa sahip dalgalardır. Bir yaşına kadarki bebeklerde ve uykunun 3. ve 4. evrelerinde baskın ritimdir. Genellikle alt kortikal bölge lezyonlarında, genel yayılmış olan lezyonlarda, metabolik hidresefalüslerde veya derin yumuşak doku lezyonlarında da görülür. Yetişkinlerde daha çok alın bölgesinde, (Örn. FİRDA Frontal Periyodik Ritmik Delta) çocuklarda da arka hipofiz bezi bölgelerinde (Örn. OİRDA Oksipital Periyodik Ritmik Delta) göze çarpar.
Teta	4-7	Düşük aktivite olarak sınıflandırılabilir. 13 yaşına kadarki çocuklarda görülmesi normaldir. Uyku hali dışında yetişkinlerde görülmesi olağandışıdır. Alt kortikal bölge lezyonlarında, genel yayılmış olan lezyonlarda, metabolik ensefalopati gibi difüz hastalıklarında veya hidresefalüslerin bazı örneklerinde görülebilir.
Alfa	8-12	Genellikle kafanın arka kısmındaki bölgelerde görülür, dalga genliği yüksektir. Bir insan gözlerini kapatıp rahatladığı anlarda ortaya çıkar, gözler açılıp düşünme ya da hesaplama gibi bir uyarıcıyla karşılaşıldığında yok olur. Normal rahat bir bireyde en çok görülen ritimdir. Özellikle 13 yaşından sonra hayatın büyük kısmında yer alır.
Beta	Alçak 13-15	Rahat fakat odaklanmış, entegre
	Orta 16-20	Düşünme, kendini ve çevreyi tanıma
	Yüksek 21-30	Uyanıklık, ajitasyon
Gamma	31-100	Hızlı' aktivite olarak sınıflandırılır. İki tarafa da simetrik olarak dağılır ve frontal alandaki en belirgin dalgadır. Benzodiazepin ve uyku hapları gibi ilaçlarla daha belirginleşir. Kortikal hasarlarda hiç görülmeyebilir veya seviyesi düşebilir. Genellikle normal bir ritim olarak görülür. Gözü açık, tetikte ya da kaygılı hastalarda baskın ritimdir.



Resim 1.6. Geleneksel EEG başlığı ve 10-20 metoduna göre elektrot yerleşimi (Seçkin & Seçkin, 2016)

Teknolojik imkanların gelişmesi ile geleneksel sistemlerdeki pahalı, hantal ve kullanımı zorlaştıran geleneksel EEG sensörleri günlük hayatta giyilebilir, mobil ve daha ucuz başlıklar haline gelmiştir. Resim 1.7’ de sırasıyla piyasada 1000 doların altında satılan NeuroSky Mindwave, Emotiv EPOC ve Emotiv Insight başlıkları görülmektedir.



Resim 1.7. EEG başlık çeşitleri (“EEG Sensors—EEG Headsets | NeuroSky”, 2019)

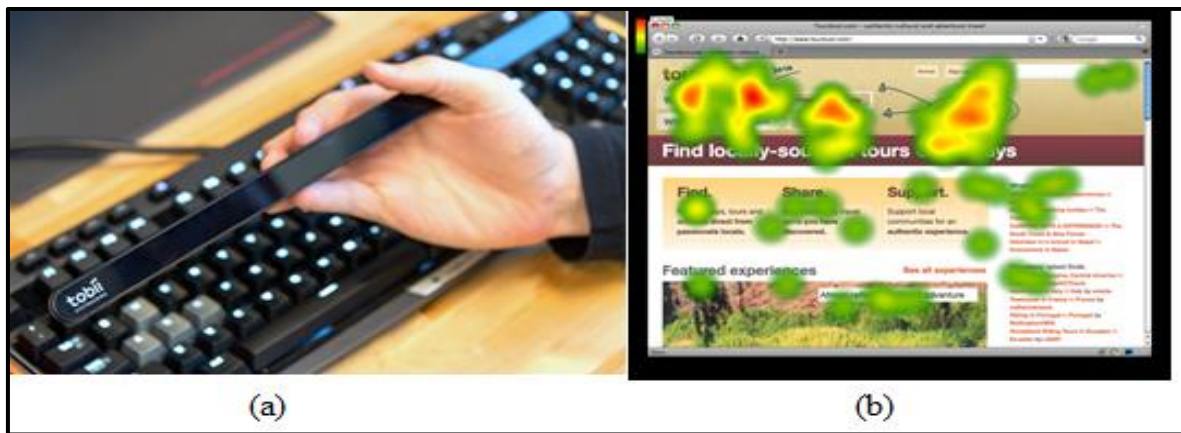
Baş bölgesinde göz için kullanılan sistemler kendi arasında giyilebilir ve harici sistemler olarak ikiye ayrılmaktadır. Giyilebilir sistemlere örnek olarak Resim 1.8’ de gösterilen Google firmasının geliştirdiği akıllı lens (a) ve gözlükler (b) verilebilir. (Kim vd., 2017) Akıllı lens sistemi üzerindeki küçük delikten giren gözyaşından lens içindeki sensör ile

glikoz miktarının ölçümü yapabilmektedir. Diyabet hastalarında kontrolü sağlayabilmek için yapılan bir teknolojidir. Akıllı gözlükler ise fotoğraf ve video çekebilmekte ve bir telefon olarak kullanılabilir (Lv, Feng, Li, & Feng, 2014; Paro, Nazareli, Gurjala, Berger, & Lee, 2015).



Resim 1.8. Google akıllı lens ve gözlük (Kim vd., 2017)

Göz için tasarlanan harici sistemler ise daha çok kamera ile göz hareketlerinin izlenmesi amacıyla kullanılan sistemlerdir. Bu sistemlerin en yaygınlarından biri Resim 1.9’ da gösterilen Tobii Firmasının göz bebeği takip sistemidir (a) ve özellikle ekranlarda bakılan noktaların tespiti ve haritalaması (b) için kullanılmaktadır (“This is eye tracking”, 2015). Bu sistemlerde temelde bir yüz kamerası bulunmakta ve kamera göz bebeğinin konum değişimini, göz bebeği açıklığını ekrana göre referans alarak konum tahmini yapmaktadır.



Resim 1.9. Göz takip cihazı ve ısı haritası oluşturma (“This is eye tracking”, 2015)

Bilgisayar ile iletişim için günümüzde kullanılan geleneksel giriş cihazları klavye, bilgisayar faresi, dokunmatik ekrandır. Tüm bu arabirimler elle kontrol gerektiren arabirimlerdir ve

hareket kapasitesi engelli kişiler tarafından kullanılamazlar. Engelli insanlar ya da geleneksel giriş yöntemlerini kullanmak istemeyen kişiler ve bilgisayar arasındaki iletişim için yeni insan-bilgisayar arayüzleri geliştirilmesi gerekmektedir. Bu nedenle yenilikçi insan-bilgisayar arayüzleri geliştirilmesi araştırmacıların ilgisini çekmektedir. İnsan bilgisayar arayüzü geliştirme konusunda yapılan çalışmalar incelendiğinde genellikle göz bebeği takibi veya yüz hareketlerinden faydalanma üzerine pek çok çalışmanın olduğu görülmektedir. Bu tez çalışmasında göz kasları diğer kaslara oranla hastalık, özellikle felç, epilepsi hallerinde en geç kaybedilen ve engelli insanlar tarafından kontrol edilmesi daha kolay olan kaslar olduğu (Stern, Walrath, & Goldstein, 1984) için bu yönde çalışmanın daha uygun olacağına karar verilmiştir. Gözbebeği takibi ile bilgisayar denetimi konusu çok hızlı ve etkin çözüm sağlayan bir yöntem olmasına rağmen bu sistemlerde sensörün sınırlı kapsama alanı olması ve kullanıcının bu kapsama alanı içinde düzgün bir duruş sağlanması kullanım açısından dezavantaj oluşturmaktadır. Ayrıca sistemin her açılışında bir kalibrasyon işleminin uygulanması kullanımı zorlaştıran bir başka etkidir. Göz kas hareketlerinin algılanması konusunda yapılan çalışmalarda ise EEG veya yüz kas hareketlerini algılayan sensörlerden faydalandığı görülmektedir (Belkacem, Shin, Kambara, Yoshimura, & Koike, 2015; Cohen, Daneshmand, & Wijdicks, 2018; Koh vd., 2017; Y.-H. Lee, Tseng, Liao, Lin, & Chen, 2016; Lu, Zheng, Li, & Lu, 2015; Mannan, Kim, Jeong, & Kamran, 2016; Mark vd., 2020; Nikolaev, Meghanathan, & van Leeuwen, 2016). Yüz kas hareketleri sonucunda sensörler üzerinde büyük sinyaller oluşmaktadır fakat yüz kaslarının hareketlerinin büyük olması gerekmektedir. Daha küçük gerilimler oluşturan mimiklerin algılanmasında başarımlar düşüktür. Bu sistemlerde imleç denetimi gibi hassas eylemlerin denetimi mümkün değildir. Bu problemin çözümü için pek çok sensörün birleştirilerek kullanılması gerekmektedir. Bu çalışmada EEG ve IMU sensörlerinden faydalanarak hassas şekilde imleç denetimi yapabilen bir sistem prototipinin tasarlanması amaçlanmıştır. Amaç kapsamında insanın kafasını az miktarda hareket ettirmesiyle ve göz kırpma eylemi kullanılarak imleç denetiminin yapılması hedeflenmektedir. İmleç denetiminde imleç hareketleri ve tıklama eylemlerinin gerçekleştirilebilmesi hedeflenmektedir. Elde edilen sistem ile engelli bireylerin hayatının kolaylaştırılması için alternatif bir sistem ortaya konulacaktır. Ayrıca insansız araç operatörlüğü gibi arayüz kullanılan alanlarda uzuvla kontrol edilen giriş aygıtlarına yeni sistemlerin geliştirilmesine katkı sağlanacaktır. Bu sayede havacılık, araç operatörlüğü, bilgisayar oyuncusu seçimi gibi çeşitli alanlarda yeni uygulama ve donanımların geliştirilmesi mümkün olacağı düşünülmektedir. Bu tez de öncelikle metod kısmında veri toplama düzeneği ve sonrasında

imleç kontrol sistemi sunulmuş sonrasında sistem tasarımı esnasında elde edilen bulgular ve sistemin çalışması esnasında elde edilen bulgular sunulmuş ve yorumlanmıştır.



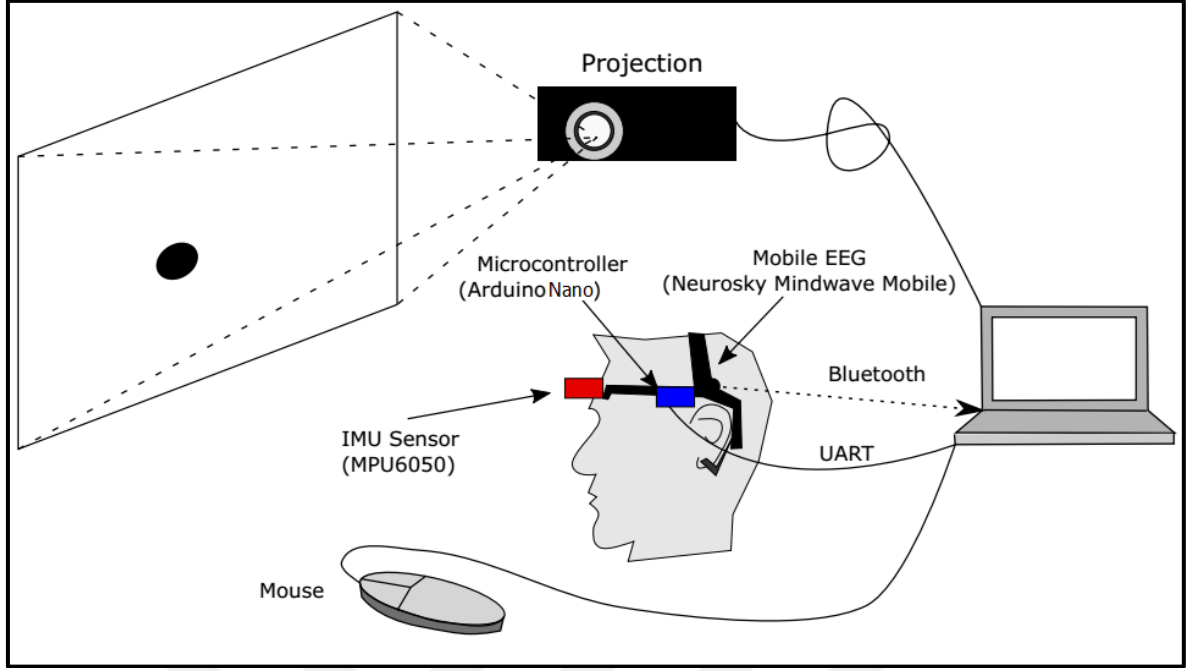


## 2. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışmasında, bilgisayarda geleneksel giriş yöntemleri için alternatif veya engelli kişiler için kablosuz bir EEG başlık ile alınan ham sinyal verisi ve başlığa eklenen bir mikrodenetleyici donanımı ile IMU (Inertial Measurement Unit- Eylemsizlik ölçüm birimi) sensör verisinin birlikte fare imleç denetimi ve onay komutu olarak kullanılması gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır. Bu amaç doğrultusunda öncelikle veri toplama amaçlı olarak tasarlanan bir deney düzeneği ile deneyler yapılmış sonrasında verilerin öğretileceği Uyarlamalı Sinirsel Bulanık Çıkarım Sistemi (Adaptive Neural-Fuzzy Inference Systems- ANFIS) tabanlı bir model geliştirilip denetim işleminin yapılması hedeflenmektedir. Toplanan veriler öncelikli olarak imleç denetimi için toplanmaktadır. İmleç tıklama işlemi için göz kırma eyleminin algılanmasından faydalanılacaktır. Bu sebeple göz kırma desenlerinin etiketlenmesi gerekmektedir. Etiketleme işlemi için toplanan veri seti içerisinde ilgili desenler tek tek el ile işaretlenmiştir. Tasarlanan denetim sistemi IMU ve EEG sensör verilerini kullanan iki ayrı ANFIS modelinden meydana gelmektedir ve sinyalleri yorumlayıp buna göre imleç hareket denetimi ve tıklama denetim işlemlerini birlikte gerçekleştirmelidir.

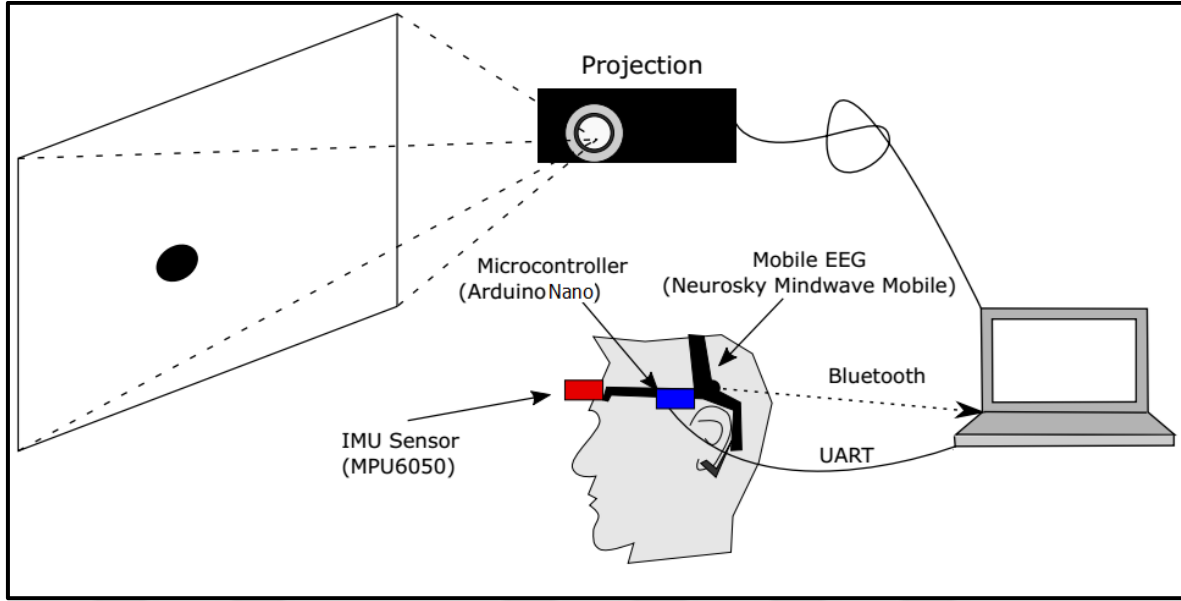
### 2.1. Donanım

Veri toplama için tasarlanan sistem Şekil 2.1' de gösterilmiştir (Bozkurt, Seçkin, & Coşkun, 2017). Bu sistem geleneksel giriş yöntemlerinden biri olan fare ile imleç takibi yapılması esnasında EEG ve IMU sensörlerini barındıran başlık ile ölçüm alınması için tasarlanmıştır. Fare ile imleç takibi esnasında kişinin istemsiz olarak yapacağı hareketler ve fizyolojik değişiklikler sonraki aşamada incelenip elde edilen bulgulara göre ANFIS tabanlı denetim sistemi eğitilmektedir. Deney sistemi bilgisayar, projeksiyon, fare, veri toplama programı, EEG başlık, mikro denetleyici ve IMU sensöründen oluşmaktadır.



Şekil 2.1. Veri toplamak için kullanılan deney sistemi (Bozkurt vd., 2017)

Deney düzeneği üzerinde yapılan deneyler süresince veri toplanmasını kabul eden on adet gönüllüye kullanılan tüm donanım hakkında bilgilendirme yapılmış, sistemin sağlığa bilinen bir zararı olmadığı anlatılmış ve toplanacak verinin kişisel gizliliği koruma amacıyla ilişkilendirilmemek amacıyla maskeleneceği belirtilmiştir. Deney süreci için gerekli etik kurul onayı deneyin yapılacağı kurum olan Uşak Üniversitesinin ilgili birimine bildirilmiştir ve izin belgesi alınmıştır. Uşak Üniversitesinden alınan Etik Kurul Belgesi Ek-1’de sunulmuştur. Deney sistemi ile toplanan veriler ANFIS sistemine öğretildikten sonra Şekil 2.2’deki denetim sistemi üzerinde çalıştırılmaktadır. Gerçekleştirilen denetim sistemi bilgisayar, bilgisayar programı, EEG başlığı, mikrodenetleyici ve IMU sensöründen oluşmaktadır.



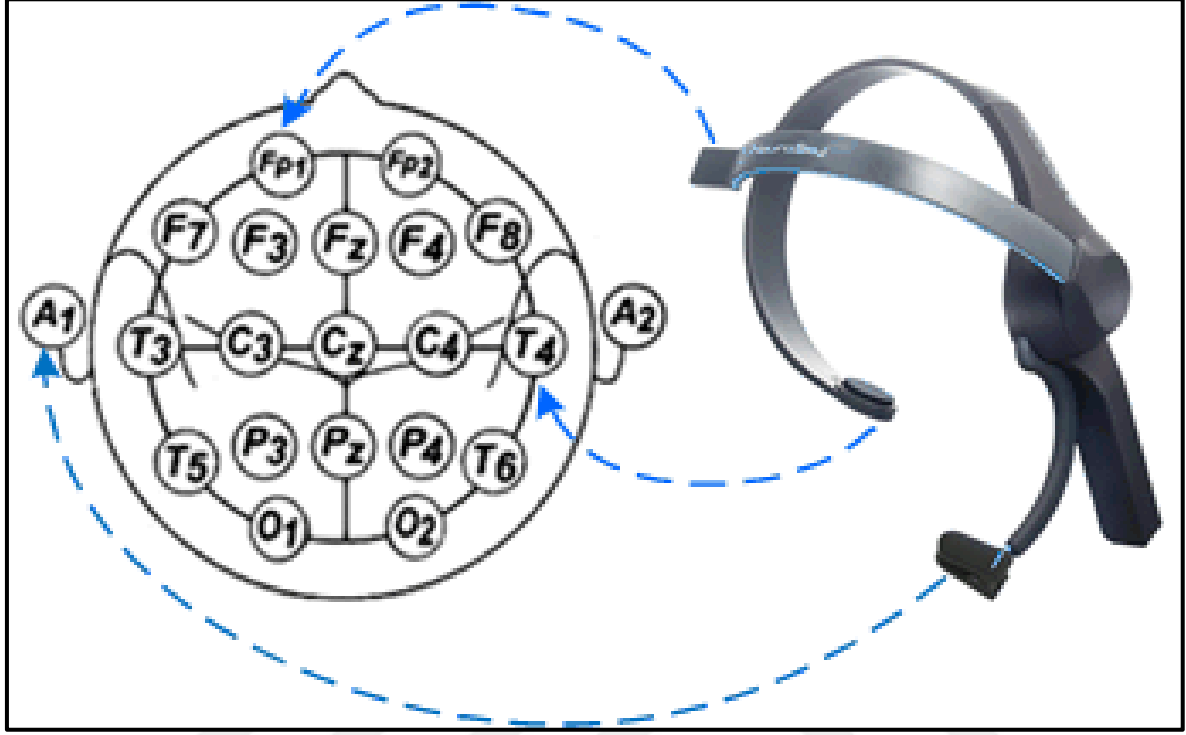
Şekil 2.2. Denetim sistemi (Bozkurt vd., 2017)

### 2.1.1. Neurosky MindWave Mobile EEG başlığı

Beyin dalgaları, beyinde bir nöron etkileşime geçtiğinde açığa çıkan küçük elektrik sinyalleridir. Şekil 2.3’ de görülen Neurosky MindWave Mobile EEG başlığının beyin-bilgisayar arayüzü (BCI) teknolojisi, bu elektriksel sinyalleri alın sensörü ile ölçme esasına göre çalışır. Ölçülen ve yorumlanan elektriksel sinyaller daha sonra bilgisayara, oyuncağa veya mobil cihaza Bluetooth arabirimi üzerinden kablosuz olarak gönderilir, böylece beyin dalgalarının ekranda görünebilmesine veya başka cihazın davranışını etkilemek için beyin dalgalarının kullanılmasına izin verilir (“How Does the Technology Work? / Science / Knowledge Base—NeuroSky—Home Page Support”, 2019).

MindWave EEG başlığı geleneksel EEG başlıklarından farklı olarak tek kanallıdır. Bu başlık Şekil 2.3’ de (“EEG Sensors—EEG Headsets | NeuroSky”, 2019) gösterildiği üzere 10-20 yerleşim metodunun Fp1 ile A1 noktası arasındaki potansiyel farkı ölçmektedir. A1 noktası kulak memesine bağlanmakta olup referans uç olarak kullanılmakta Fp1 noktası ise beynin sol ön lobu üzerinden ölçüm almak için kullanılmaktadır. Bu EEG başlığı ile ham sinyal ölçümü ve firma tarafından sağlanan dikkat (Attention) ve dinlenme (Meditation) duygu metrikleri ölçülebilmektedir. MindWave başlığı ile ölçülebilen temel sinyaller ve frekans bantları Çizelge 2.1’ de (“What are the different EEG Band Frequencies? / Science / Knowledge Base—NeuroSky—Home Page Support”, 2019) verilmiştir. Duygu metrikleri

ham sinyaller işlenerek üretilmektedir ve kullanılan algoritma firma adına patentlidir. Duygu metrikleri bu algoritma ile 0 ile 100 değerleri arasında ölçeklenerek sunulmaktadır.



Şekil 2.3. Neurosky MindWave mobile EEG başlığı (“EEG Sensors—EEG Headsets | NeuroSky”, 2019)

Çizelge 2.1. Neurosky EEG başlığından alınabilen sinyaller ve frekans bandları (“What are the different EEG Band Frequencies? / Science / Knowledge Base—NeuroSky—Home Page Support”, 2019)

Sinyal Adı	Frekans Bandı
Delta:	1-3Hz
Teta:	4-7Hz
Alpha1: (low)	8-9Hz
Alpha2: (high)	10-12Hz
Beta1: (low)	13-17Hz
Beta2: (high)	18-30Hz
Gamma1: (low)	31-40Hz
Gamma2: (mid)	41-50Hz

EEG başlıklarla alınan sinyallerin frekans değerleri yorumlanarak kişilerin ruhsal durumları hakkında bilgi edinilebilmektedir. Bu yorumlara ilişkin bilgi Çizelge 2.2' de verilmiştir ("Elektroensefalografi", 2019).

Çizelge 2.2. Frekans karşılaştırma (Baykan & Altındağ, 2019)

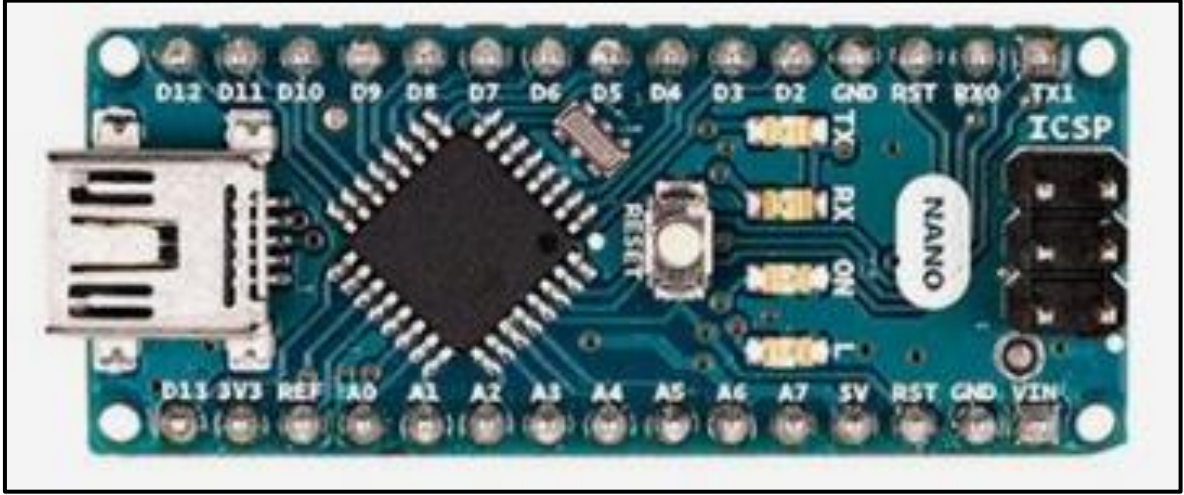
Tür	Frekans (Hz)	Yaptığı iş
Delta	0,5-3,5 Hz	Yetişkinlerde: Uyku Modunda Oluşur
Teta	4-7 Hz	Yetişkinlerde aurosas, Tembellik etme
Alfa	8-12 Hz	Rahat yansı gözleri kapatış
SMR	12-15 Hz	SMR
Beta	12-38 Hz	Uyarı çalışmasında, meşgul aktif ya da endişeli düşünme, etkin konsantrasyonu
Beta (Orta)	15-21 Hz	Uyarı çalışmasında, meşgul aktif ya da endişeli düşünme, etkin konsantrasyonu, normal konsantrasyon
Beta (Yüksek)	21-38 Hz	Stres, anksiyete
Gamma	34-100+ Hz	Belirli motor beyin işlevleri

Neurosky MindWave Mobil EEG başlık, EEG ham değer, EEG ham değer gerilimlerinin yanında Çizelge 2.1' de verilen temel sinyal durumlarının yorumlanmasından çıkarılabilen PoorSignal, Attention Level, Meditation Level değerlerini de bilgisayara iletebilmektedir ("thinkgear\_communications\_protocol [NeuroSky Developer—Docs]", 2019).

Python programlama dilinde Neurosky MindWave Mobil EEG başlıkla iletişime geçen ve istenilen değerleri alıp işleyebilen bir program yazmak ya da geliştirmek için açık kaynak kodlu geliştirilmiş olan neuropy kütüphanesi kullanılabilir. Neuropy kütüphanesi ile "elapsed", "attention", "meditation", "rawValue", "delta", "theta", "lowAlpha", "highAlpha", "lowBeta", "highBeta", "lowGamma", "midGamma", "poorSignal", "blinkStrength" seviyeleri alınabilmektedir. Neuropy kütüphanesine açık erişimden ulaşılabilir ("NeuroPy · PyPI", 2019).

### 2.1.2. Mikrodenetleyici

Mikrodenetleyici giriş, çıkış ve bellek birimlerini tek bir entegre devre içerisinde barındıran elektronik elemandır. Çalışmada mikrodenetleyici olarak Arduino Nano kullanılmıştır. Resim 2.1’ de gösterilen Arduino Nano mikrodenetleyici kartı üzerinde ATMEL firmasının ATmega328 mikrodenetleyicisi ve bu mikrodenetleyici tak çalıştır olarak çalıştırmaya yarayan regülatör, TTL entegresi, kristal, buton, kapasiteler gibi devre elemanları bulunmaktadır. Mikrodenetleyici üzerinde 22 dijital giriş / çıkış pinine (6 tanesi PWM çıkışı olarak kullanılabilir), 8 analog girişe, 5V gerilim çıkışına, yerleşik rezonatöre, sıfırlama düğmesine ve pin başlıklarının montajı için deliklere sahiptir (“Arduino Nano”, 2019). Bu karta ait veri sayfasında yer alan temel bilgiler Çizelge 2.3 ’de sunulmuştur.



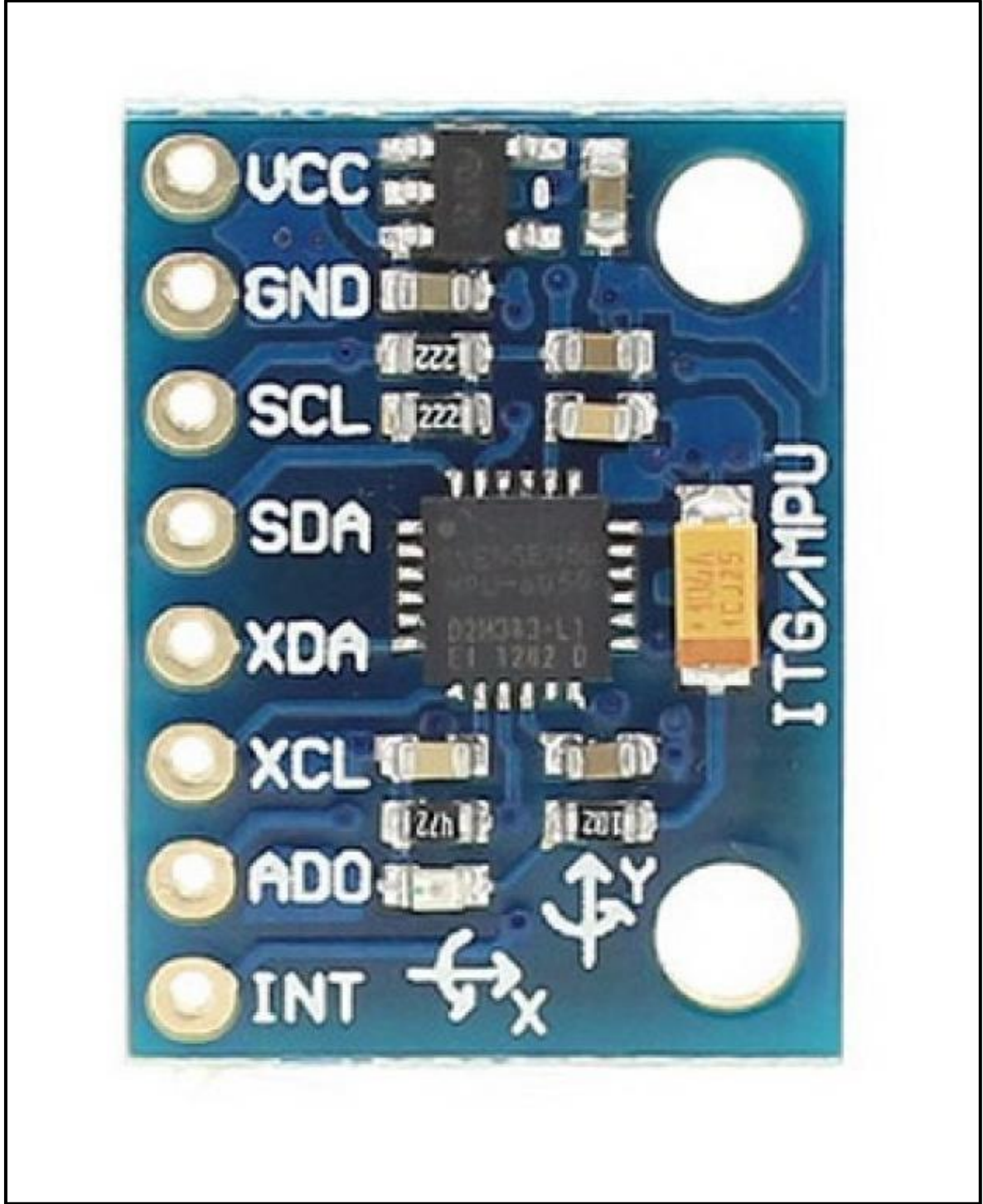
Resim 2.1. Arduino Nano (“Arduino Nano”, 2019)

Çizelge 2.3. Arduino nano teknik özellikleri (“Arduino Nano”, 2019)

Mikrodenetleyici	ATmega328
Mimari	AVR
Çalışma Gerilimi	5 V
Flash Bellek	32 KB (2 KB önyükleyici kullanır.)
Saat Frekansı	16 MHz
Analog giriş sayısı	8
EEPROM	1 KB
Her I/O Pin için DC Akım Miktarı	40 mA (I/O Pinleri)
Dijital pin sayısı	22 (6 tanesi PWM'dir.)
PWM Çıkış Sayısı	6
Güç Tüketimi	19 mA
Boyutları	18 x 45 mm
Ağırlığı	7 g

### 2.1.3. IMU sensörü

Elektronik bileşenleri sayesinde eylemsizlik ivme ve açısal dönme hareketlerini ölçmeye yarayan algılayıcılara eylemsizlik ölçüm algılayıcıları (Inertial Measurement Unit - IMU) denir. IMU Sensör kartları piyasada genellikle ivme ölçer ve jiroskop birleşik olarak satılmaktadır. Bazı IMU sensör kartlarında manyetometre ve sıcaklık algılayıcıları da bulunmaktadır. Bu çalışmada Resim2.2' de görülen MPU6050 IMU sensör kartı kullanılmıştır. MPU-6050 parçaları, akıllı telefonlar, tabletler ve giyilebilir sensörlerin düşük güç, düşük maliyet ve yüksek performans gereksinimleri için tasarlanmış dünyanın ilk hareket takip cihazıdır. MPU-6050 6 eksenli hareketleri işleyen yerleşik dijital hareket işlemcisi ile birlikte aynı silikon kalıptaki 3 eksenli bir jiroskop ve 3 eksenli bir ivmeölçeri birleştirir. Cihaz, harici bir mıknatıs ölçerlere veya diğer sensörlere yardımcı bir ana I2C veri yolu üzerinden erişerek, cihazların sistem işlemcisine müdahale etmeden tam bir sensör verisi toplamasını sağlar (“MPU-6050 | TDK”, 2019).

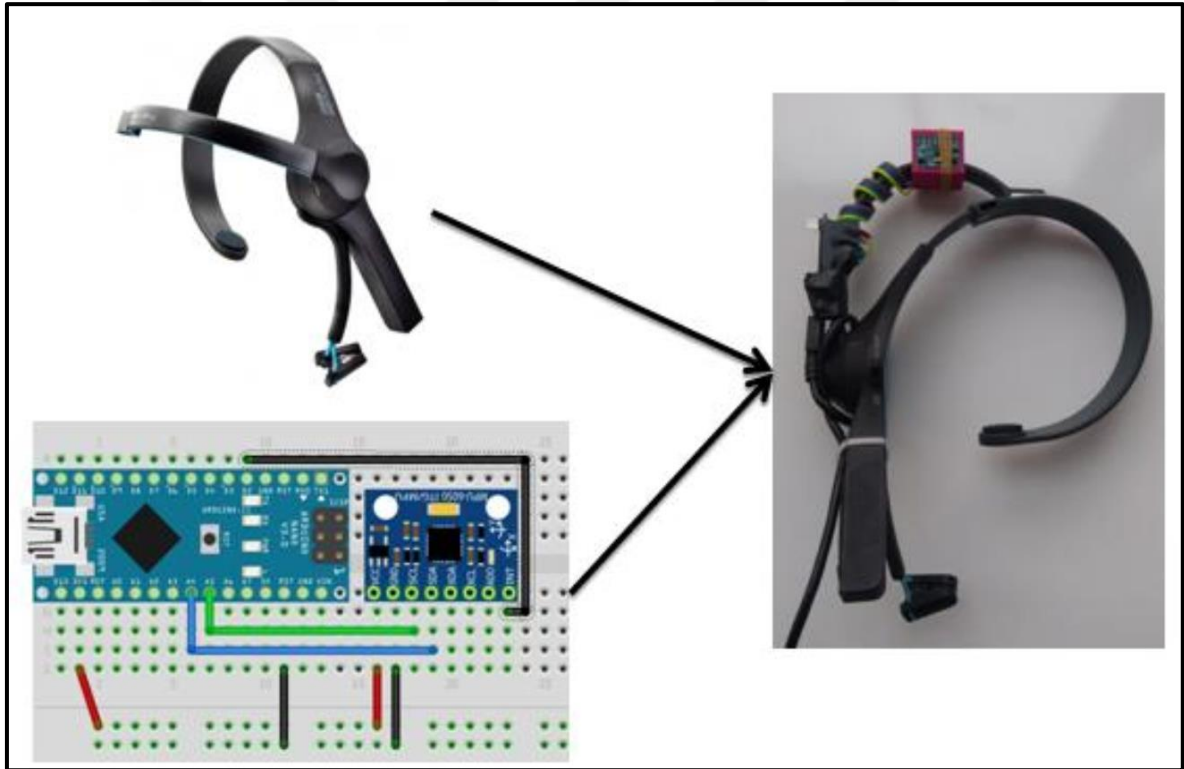


Resim 2.2. MPU6050 IMU sensör kartı (“MPU-6050 | TDK”, 2019)

#### 2.1.4. Mikrodenetleyi ve IMU bağlantısı

Mikrodenetleyici ve IMU sensörünün bağlantısı ve EEG başlığına uygulanmış hali Şekil 2.4’ de gösterilmiştir. MPU6050 sensörü I2C (Inter-Integrated Circuit) haberleşme protokolü kullanmaktadır. I2C haberleşmesi sayesinde birçok farklı elektronik birim Ana-Uydu (Master-Slave) yapılandırması ile haberleşebilmektedir. I2C ile senkron haberleşme

yapılmaktadır. Haberleşme için besleme ve toprak hattı dışında SDA ve SCL olarak isimlendirilen iki hatta daha ihtiyaç duyulmaktadır. Arduino Nano kartında SDA ve SCL pinleri sırasıyla Analog 4. ve 5. pinlerdedir. Hat sayısının fazla olması nedeniyle, uzun mesafeli haberleşmelerde tercih edilmez. I2C haberleşmesini yöneten bir adet ana cihaz bulunmak zorundadır. Bu çalışmada mikrodenetleyici ana cihaz olarak kullanılmaktadır. I2C haberleşme ağın kurulması için en az bir adet uydu cihaz bağlanmalıdır (Danis & Badi, 2016; Khan vd., 2016; Semiconductors, 2019). Projede uydu cihaz olarak MPU6050 kullanılmıştır. I2C haberleşmesini kullanan her uydu cihazın bir adresi vardır. Bu adres bazı cihazlarda programlama ile değiştirilebilmektedir. MPU6050 cihazında AD0 pinine gerilim uygulanmadığında adresi 0x68, AD0 pinine 5V uygulandığında adresi 0x69 olarak atanmaktadır. Bu projede varsayılan adres olan 0x68 kullanılmıştır.



Şekil 2.4. Mikrodenetleyici ve IMU bağlantısı ve EEG başlığına uygulanışı (Bozkurt vd., 2017)

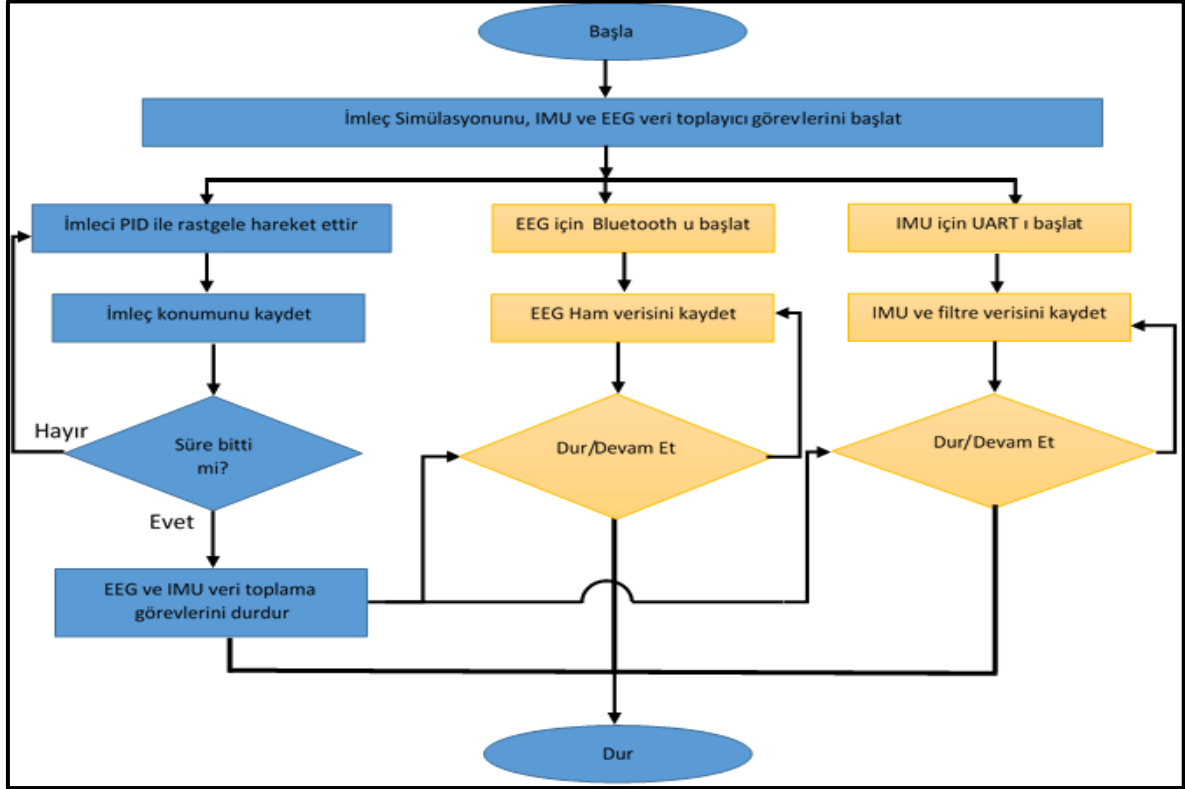
## 2.2. Yazılım

Çalışmada kullanılan donanımların programlanması, verilerin toplanması ve işlenmesi aşamalarında kullanılmak üzere açık kaynak olarak paylaşılmış yazılım kütüphanelerinin

yanında Python ve Arduino ide açık kaynak geliştirme ortamlarında geliştirilmiş yazılımlar kullanılmıştır. Bu yazılımlar alt başlıklar halinde sonraki sayfalarda açıklanmıştır.

### 2.2.1. Veri toplama yazılımı

Tasarlanan sistemde imleç hareket benzetimi için yansıtılmış ekranda rastgele hedeflere hareket eden bir nesne olması ve nesnenin şeklinin de rastgele olarak değişmesi amacıyla bir imleç denetim programı Python programlama dilinde Pygame kütüphanesi yardımıyla tasarlanmıştır (“Pygame”, 2019). Tasarlanan yazılımda nesnenin hedefe hareketi için PID denetim kullanılmış ve doğal bir hareket elde edilmiştir. Bu yazılım sadece imleç nesne hareketini yönetmekle kalmamakta aynı zamanda EEG ve IMU ölçümü için hazırlanmış alt görevleri de çoklu görev (multi-thread) olarak çalıştırmaktadır. Programın algoritması ve alt görevler Şekil 2.5’ de farklı renkler halinde gösterilmiştir. Buna göre benzetim programı çalışmaya başladığında EEG ve IMU kayıt programlarını tetiklemekte simülasyon süresi boyunca imleç hareketlerini rastgele şekilde uygulamakta ve simülasyon süresi sonunda kayıt görevlerini sonlandırarak tüm programı durdurmaktadır.



Şekil 2.5. Deneysel çalışma için veri toplama algoritması (Bozkurt vd., 2017)

### 2.2.2. Sinyal filtreleme

Sinyal işleminin ana konularından biri olan filtreleme gürültü ayıklama ve sinyal üzerinde düzenleme yapma amacıyla kullanılmaktadır. Filtreler yazılımsal veya donanımsal olarak uygulanabilmektedir fakat günümüzde yazılımsal filtreler tekrarlanabilirliklerinin ve uygulamasının kolay olması sebebiyle daha çok tercih edilmektedir. Gürültü süzmede ve haberleşme uygulamalarında kullanılacak filtre tasarımlarında FIR ve IIR olmak üzere iki temel filtre çeşidi kullanılmaktadır. IIR filtreler analog filtrelerden türetildiğinden frekansa bağlı faz gecikmesi vardır ve geçirme bandında dalgalanma vardır (ayarlanamaz). FIR filtrelerde ise faz gecikmesi ayarlanabilir ve sabitlenebilir ve durdurma ve geçirme bantlarındaki dalgalanma ayarlanabilir. Ancak IIR filtrelerde kullanılan hesaplamalar daha az adım içermekte ve daha az bellek kullanmaktadır bu sebeple daha hızlı çalışmaktadırlar. Bu filtreler haricinde özellikle robotik gibi anlık sensör okuma, çoklu sensör kullanımı ve durum tahmini ihtiyacı duyulan uygulamalarda Kalman, Tümlen ve Parçacık Süretiler Filtreleri kullanılmaktadır. Bu filtrelerin temel görevi başlangıç değeri, geçmiş ölçümler ve şimdiki ölçüm değerlerine dayanarak ve bazı durumlarda benzer/ilişkili sensör verilerini birleştirerek sensörden alınan veriyi gürültülerden arındırmaktır.

Bu çalışmada IMU sinyallerinin ham hali tümlen filtre ile süzölmüştür. MPU6050’de üç adet ivme ölçer ve üç adet jiroskop verisi olmak üzere toplam 6 adet serbestlik derecesi (Degree of Freedom - DOF) bulunmaktadır. Tümlen filtreleme ile ivme ölçer ve jiroskop sinyalleri birleştirilecek ve açısal hareket değeri üretilecektir. Bu amaçla öncelikle yer çekimi ivmesinin sensör üzerinde tespiti gerekmektedir. İvme ölçer ile bu değer kolaylıkla tespit edilebilmektedir. Ancak ivme ölçere etki eden her kuvvet sensör üzerinde doğrudan ölçümlerin sapmasına neden olmaktadır. Jiroskopta ise dünyanın dönüşü, sensörün yapısı gibi sebeplerden zamanla sürüklenme adı verilen bir hata meydana gelmektedir. İki sensörde tek başlarına kullanıldığında yeterince doğru sonuçlar elde edilememektedir. Bu sebeple ivme ölçerde ani darbelerin oluşturduğu yüksek frekanslı titreşimleri izole etmek amacıyla ivme ölçer değerleri önce alçak geçiren filtreden geçirilir. Elde edilen değer jiroskop verisinin integrali ile toplanır. Projede uygulanan tümlen filtreleme için yunuslama (X ekseninde dönme- Pitch) ve yuvarlanma (Y ekseninde dönme- Roll) açıları için kullanılan kod Resim 2.3’ de sunulmuştur. Bu denklem sayesinde ivme ölçerin ölçtüğü yerçekimi değeri referans alınarak jiroskop verisi üzerinde uzun süreli çalışma için tümlen bir düzeltme yapılmış olur.

```

// İvme ölçer hassasiyet değeri
#define ACCELEROMETER_SENSITIVITY 8192.0
// Jiroskop hassasiyet değeri
#define GYROSCOPE_SENSITIVITY 65.536
// Pi sayısı
#define M_PI 3.14159265359
// Örnekeme süresi 10 ms
#define dt 0.01
void TumlleyenFiltre(short accData[3], short gyrData[3], float *pitch, float *roll){
    float pitchAcc, rollAcc;
    // Jiroskop verisinin integrali
    // Yunuslama, X-ekseninde dönme
    *pitch += ((float)gyrData[0] / GYROSCOPE_SENSITIVITY) * dt;
    // Yuvarlanma, Y-ekseninde dönme
    *roll -= ((float)gyrData[1] / GYROSCOPE_SENSITIVITY) * dt;
    //bileşke kuvvet değerinin sınırlandırılması ile alçak geçiren filtre
    int bileşkekuvvet = abs(accData[0]) + abs(accData[1]) + abs(accData[2]);
    if (bileşkekuvvet > 8192 && forceMagnitudeApprox < 32768){
        // Y ekseninde uygulanan kuvvet X eksenindeki dönme için referans oluşturmaktadır
        pitchAcc = atan2f((float)accData[1], (float)accData[2]) * 180 / M_PI;
        // Yunuslama için tümleyen filtre
        *pitch = *pitch * 0.98 + pitchAcc * 0.02;
        // X ekseninde uygulanan kuvvet Y eksenindeki dönme için referans oluşturmaktadır
        rollAcc = atan2f((float)accData[0], (float)accData[2]) * 180 / M_PI;
        // Yuvarlanma için tümleyen filtre
        *roll = *roll * 0.98 + rollAcc * 0.02;
    }
}

```

Resim 2.3. Tümleyen filtreleme için kullanılan Arduino kodu

### 2.2.3. Öznitelik çıkartımı

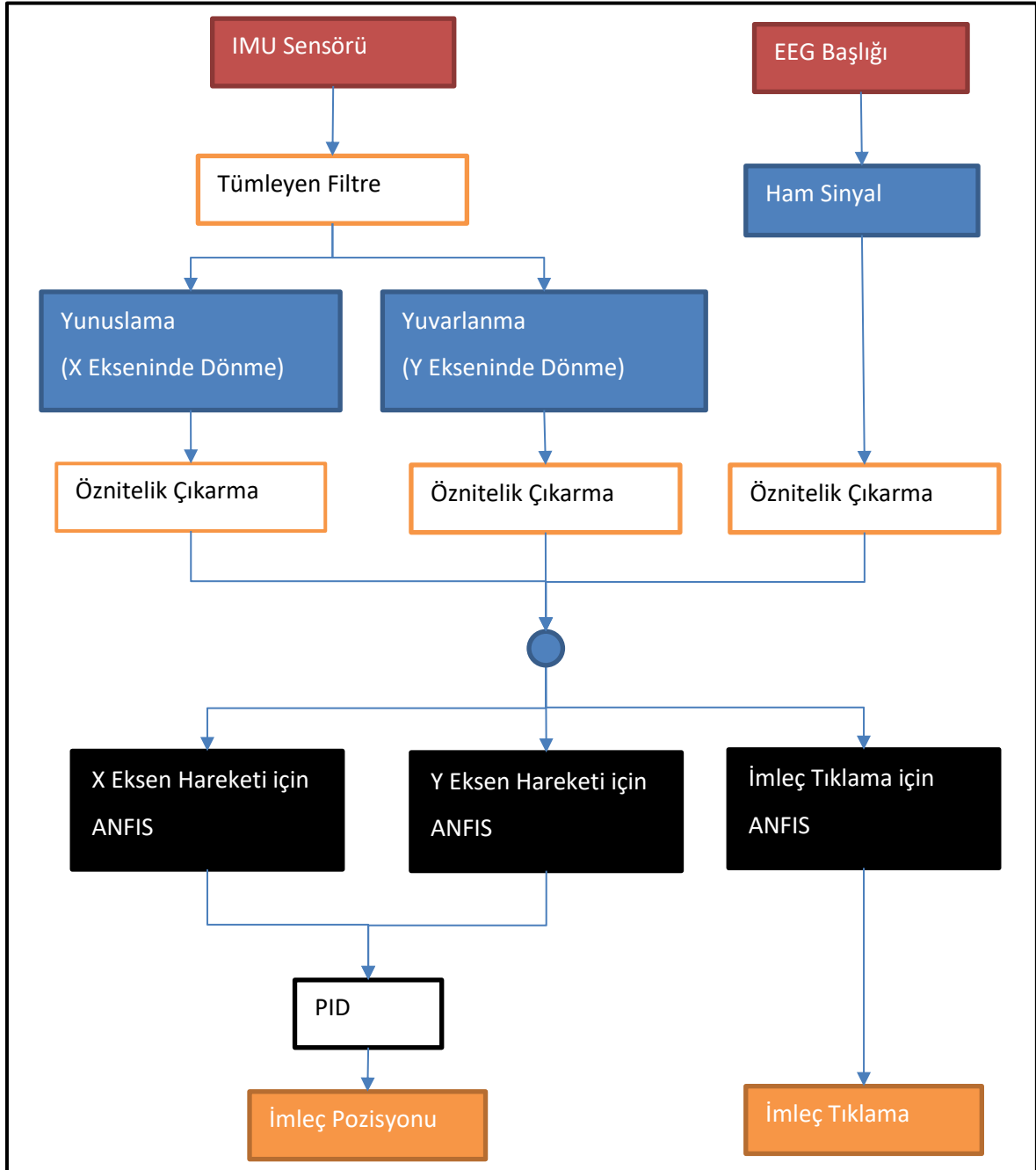
Makine öğrenmesinde yüksek boyutlu veri ile çalışılması durumunda boyut küçültme, kolay anlaşılabilir/seçilebilir hale getirme için yapılan işlemlere öznitelik çıkarma (Feature Extraction) denir. Bu kapsamda yüksek boyutlu veriden istatistik ve zaman-frekans analizi ile sinyalin tamamını temsil edebilecek değerler hesaplanarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada kullanılan öznitelikler Çizelge 2.4' de özetlenmiştir.

Çizelge 2.4. Öznitelikler ve açıklamaları

Öznitelik	Açıklama
Ortalama	Ayrık sinyalin incelenen penceresini oluşturan değerlerin toplamının, pencere uzunluğuna bölümüdür.
Standart Sapma	Ayrık sinyalin incelenen penceresini oluşturan değerlerinin ortalamadan ayrılış miktarını gösterir.
Kareler ortalamasının kökü (RMS)	Ayrık sinyalin pencere değerlerinin karelerinin ortalaması alındıktan sonra bu değer kare kökünün alınmasıyla bulunur.
Crest Katsayısı	RMS değer in tepe değeri oranıdır. Crest katsayısının hesaplanmasında aşağıdaki formül kullanılır.  $CF = 20 * \text{Log} \left( \frac{V_p}{V_{rms}} \right) \text{ dB}$ <p>Formülde CF Crest Katsayısı, V<sub>p</sub> tepe gerilimi, V<sub>rms</sub> ise RMS gerilimidir.</p>
Kurtosis	Pencere içinde yer alan değerlerin dağılımının oluşturduğu şeklin basıklığını göstermektedir. Örnek bir Y <sub>i</sub> zaman serisinin Kurtosis değerini hesaplamak için aşağıdaki formül kullanılmaktadır.  $\text{Kurtosis} = \frac{\sum_{i=1}^n [Y_i - \mu]^4}{n\sigma^4}$ <p>Formülde <math>\mu</math> ortalama (anlamli) değeri, <math>\sigma</math> standart sapma, n ise örnek sayısıdır.</p>
Spektral Güç Yoğunluğu Dağılımı, Tepelerin genliği ve frekansı	Pencerenin değeriinin STFT (Short Time Fourier Transform) ile frekans alanına çevrilmesi sonucu elde edilen spektral yoğunluk değeriinden en yüksek olanının frekans değeri

### 2.2.4. İmleç kontrol yazılımı

İmleç kontrol işlemi için kullanılan sistemin akış biçimi Şekil 2.2' da bloklar halinde gösterilmiştir. IMU sensöründen gelen veriler tümleyen filtre ile süzöldükten sonra öznitelik çıkarma işlemi yapılmaktadır. EEG başlıktan gelen veriler ham olarak olduğu gibi kullanılarak öznitelik çıkarma işlemi gerçekleştirilir.



Şekil 2.6. İmleç kontrol işlemi algoritması

### 2.2.5. Uyarlamalı sinirsel bulanık çıkarım sistemi (ANFIS)

Yapay zekanın bir alt dalı olan yapay öğrenmenin önemli alt konularından biri olan Yapay Sinir Ağları, canlılardaki sinir ağlarının çalışma prensibini taklit eden aktivasyon fonksiyonu modifikasyonu ile öğrenme işlemi gerçekleştirebilen bir sistemdir. Yapay sinir ağları desen tanıma, regresyon ve sınıflandırma gibi problemleri çözmede sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak yapay sinir ağlarında başarımların sağlanabilmesi için yeteri kadar gözlem verisine ihtiyaç duyulmaktadır ve her uygulamanın kendine has özellikleri olabildiği için en yüksek başarımların sağlanacak yapay sinir ağının yapısını belirlemek önemli bir optimizasyon problemi.

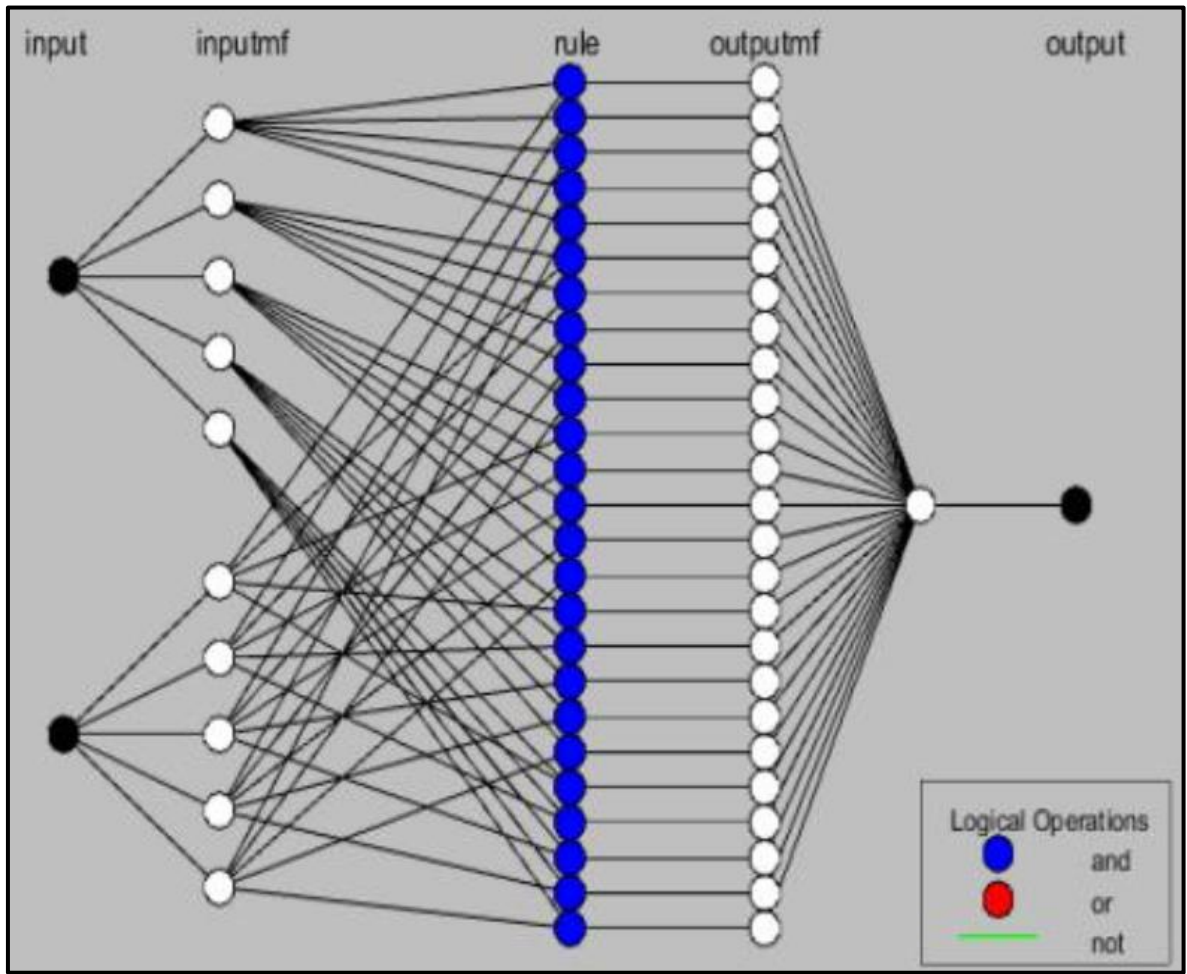
Yapay zeka alanını oluşturan önemli alanlardan bir başkası da bulanık mantıktır. Bulanık mantık bilgisayarların kullandığı ikili mantık yerine insan mantığına daha yakın olan bir gri alan tanımlama ve bu alanlara özgü kurallar tanımlama işlemlerine dayanan bir yöntemdir. Bulanık mantıkta ise ön bilgi gereksinimi bulunmakta ve bu bilginin dilbilimsel olarak tanımlanması gerekmektedir.

Bilim insanları yapay sinir ağları ve bulanık mantığı birleştirerek insan zekasına daha yakın bir sistem elde etmek için bulanık sinir ağları tasarlamaya başlamıştır. Bu sistemler arasında Uyarlamalı Sinirsel Bulanık Çıkarım Sistemi (ANFIS) ileri-geri beslemeli çalışabilmesi ve karmaşık ve doğrusal olmayan fonksiyonların modellenmesinde kullanılabilir. Anfis kullanıldığında hedef olmasa bile ideal sonuca ulaşılabilir.

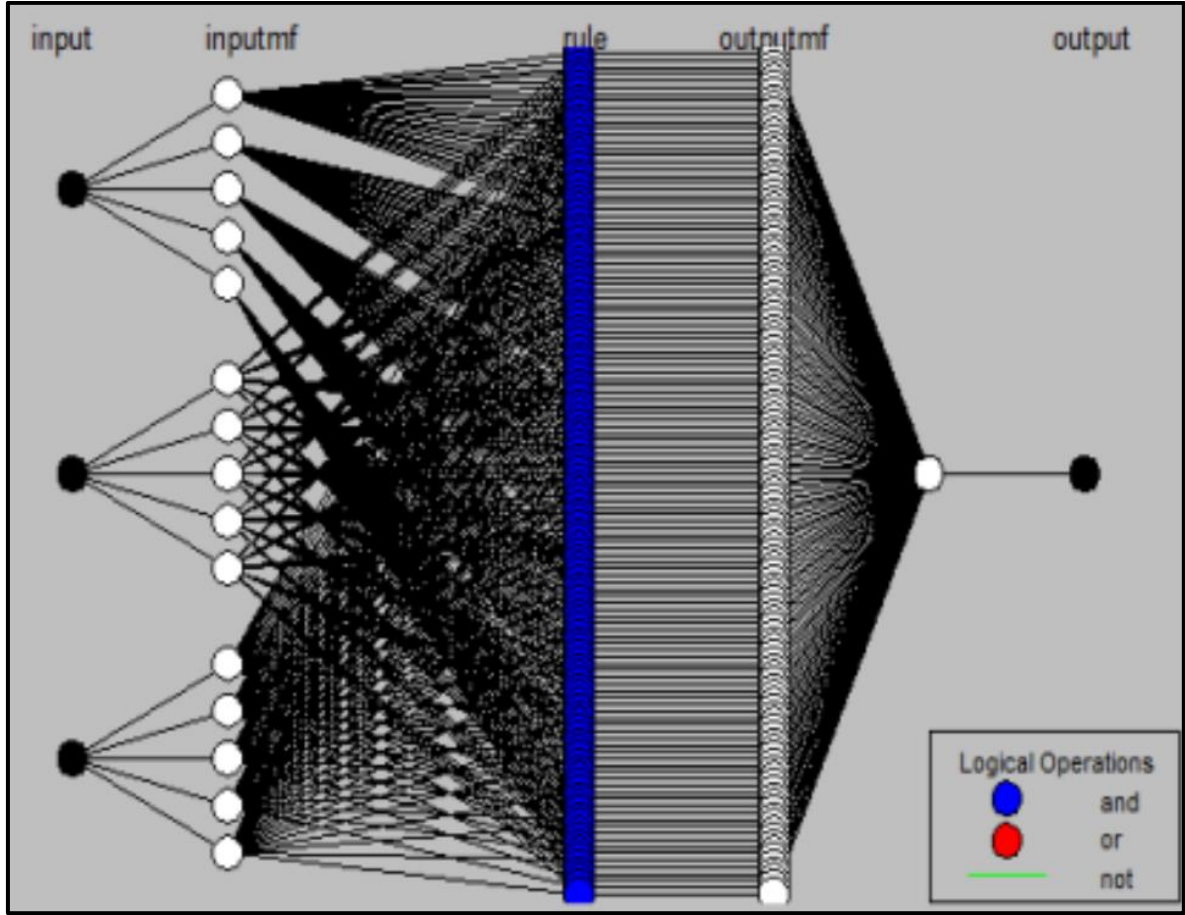
Modelleme yapmak için giriş, çıkış verisine sahip olunan bir sistemde, değişkenlerin özelliklerine dayalı önceden belirlenmiş bir model yapısının olmadığı durumlarda, verilere bakarak üyelik işlevlerinin parametrelerinin ayırt edilmesi ve bulanık çıkarım yapmak zor veya imkansız olabilir. Bu durumlarda belirli bir üyelik fonksiyonuyla ilgili parametreleri keyfi seçmek yerine, üyelik fonksiyon parametreleri giriş / çıkış verilerine göre düzenlenebilir. Matlab programında Bulanık Mantık Araç Kutusu yazılımını kullanarak, sinir ağlarını eğitmek için kullanılanlara benzer ANFIS sistemi kullanılabilir (Doğan, 2016; Jang, 1993; Jang & Sun, 1995; Kruse, 2008; Wang & Ying, 1995).

Tezde imlecin X ve Y eksenlerindeki hareketini denetlemek için kullanılacak ANFIS yapısı Şekil 2.7' de gösterildiği gibi 2 giriş 1 çıkış olacak şekilde tasarlanmıştır. X ve Y hareket tahmini için kullanılan ANFIS'lerde ilk katmanda her giriş için 5 adet giriş nöronu, ikinci katmanda ise her nöron için 5 adet kural nöronu atanmıştır. Öznitelik havuzundan

öğrenmede en yüksek başarıyı sağlayan iki öznelik giriş olarak kullanılmıştır. X ve Y denetimi için yapı olarak aynı fakat giriş özneliği farklı ANFIS modeli kullanılmıştır. Öznelik seçimi bulgular kısmında sunulmuştur. İmleç tıklama eylemini denetlemek için kullanılacak ANFIS yapısı Şekil 2.8' de gösterildiği gibi 3 giriş 1 çıkış olacak şekilde tasarlanmıştır. Göz kırma eyleminin algılanması için kullanılan ANFIS'de ilk katmanda her giriş için 5 adet giriş nöronu, ikinci katmanda ise her nöron için 5 adet kural nöronu atanmıştır. Öznelik havuzundan öğrenmede en yüksek başarıyı sağlayan üç öznelik giriş olarak kullanılmıştır.



Şekil 2.7. 2 giriş 1 çıkış olacak şekilde tasarlanmış ANFIS yapısı

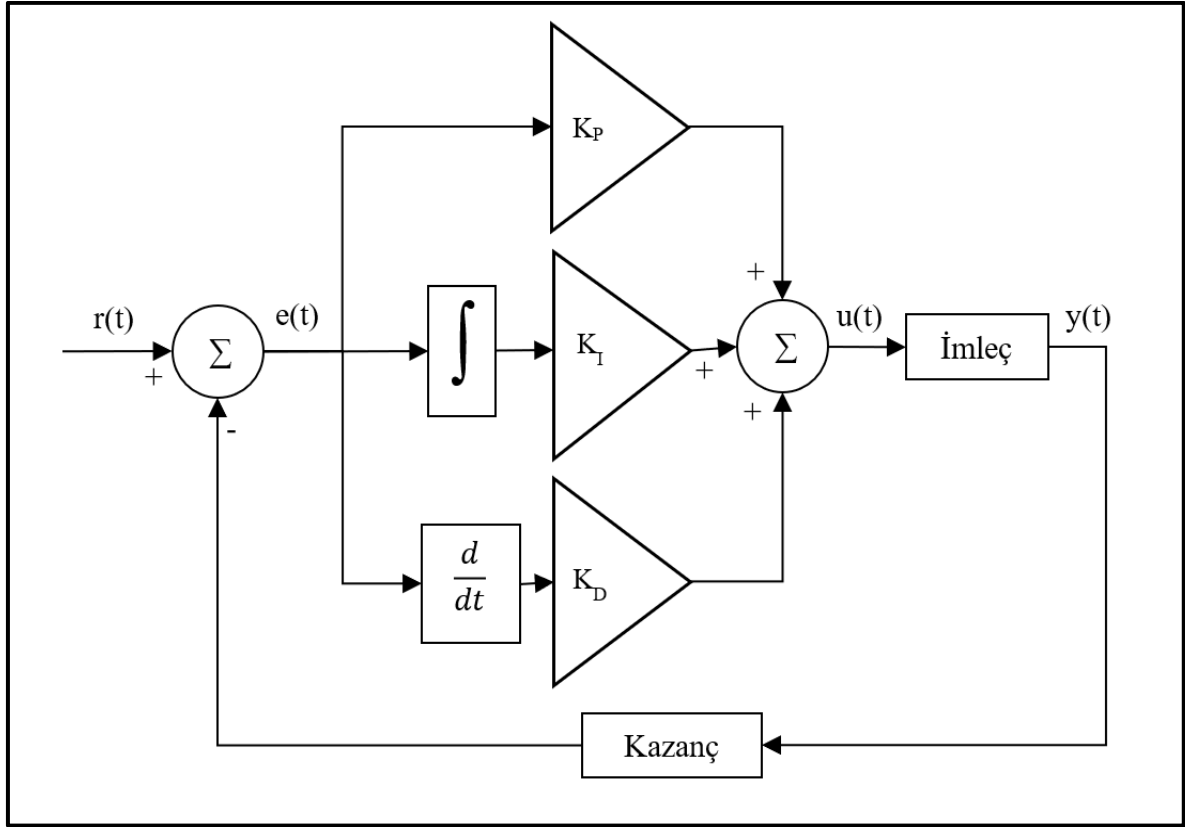


Şekil 2.8. İmleç tıklama eylemini denetlemek için kullanılacak ANFIS yapısı

### 2.2.6. Oransal-integral-türev denetim

Oransal İntegral Türev (PID) denetim bu çalışmada imlecin hız ve yön denetimi için kullanılmaktadır (Knospe, 2006; Li, Ang, & Chong, 2006; Visioli, 2006). Bu çalışmada kullanılan denetim, Şekil 2.9 ' da gösterildiği gibi basit bir PID ile yapılmıştır. Blok şemasında  $r(t)$ , istenen açı ve hız değeridir. Çıkış açısı ve hızı  $y(t)$  simülasyonda anlık olarak üretilen değer olup hesaplama sonucu 0.1sn bekleme sonrası ölçülür. PID denetimi,  $u(t)$  kontrol değerini uygulayarak  $e(t)$  hata oranını minimuma indirmeye çalışır.  $u(t)$ 'nin denetim değeri Oransal (KP), İntegral (KI) ve Türev (KD) katsayılarıyla işlem yapıldıktan sonra belirlenir.  $u(t)$  'nin düzeltme değeri Eş. 2.1' de gösterilebilmiştir.

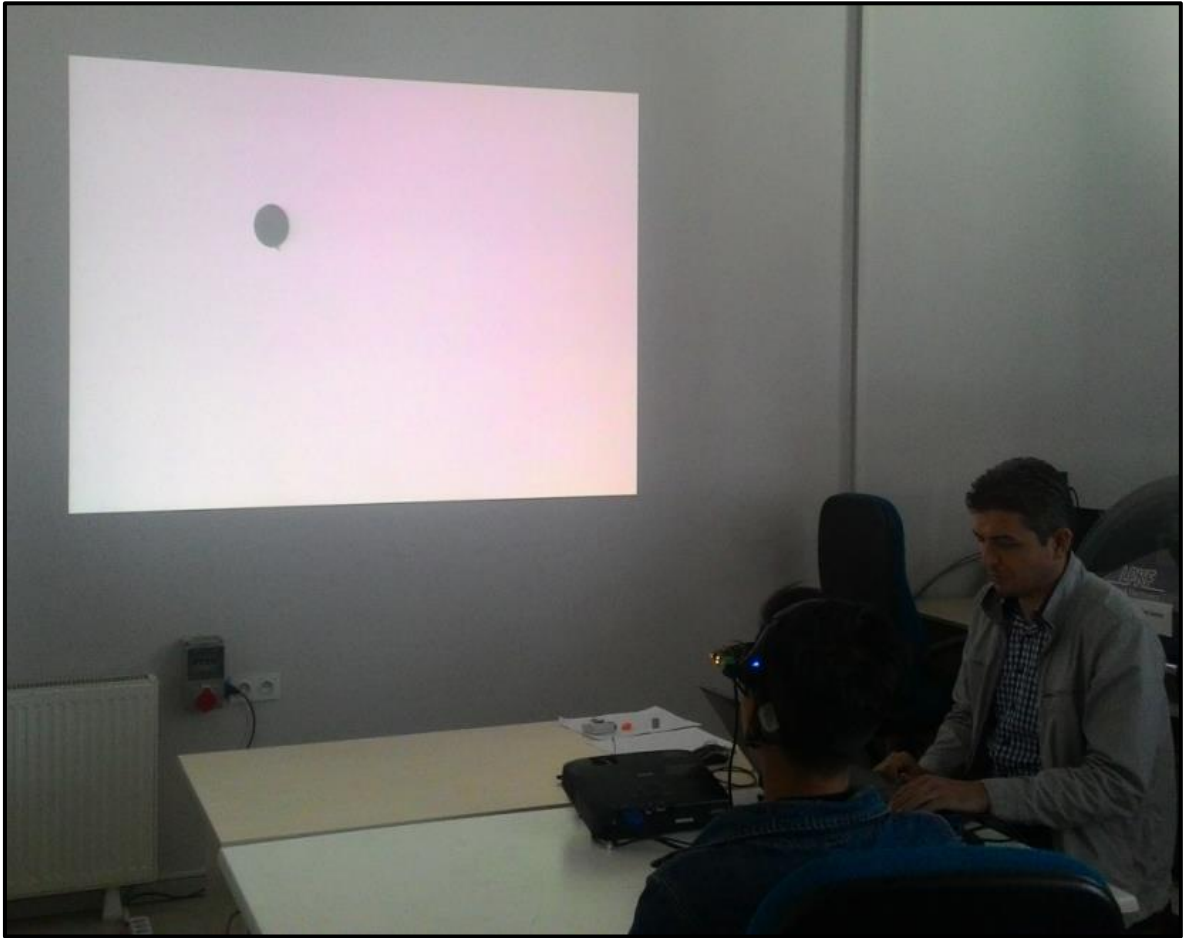
$$u(t) = K_P e(t) + K_I \int_0^t e(\tau) d\tau + K_D \frac{d e(t)}{dt} \quad (2.1.)$$



Şekil 2.9. PID blok diyagramı (Visioli, 2006)

### 3. BULGULAR VE YORUM

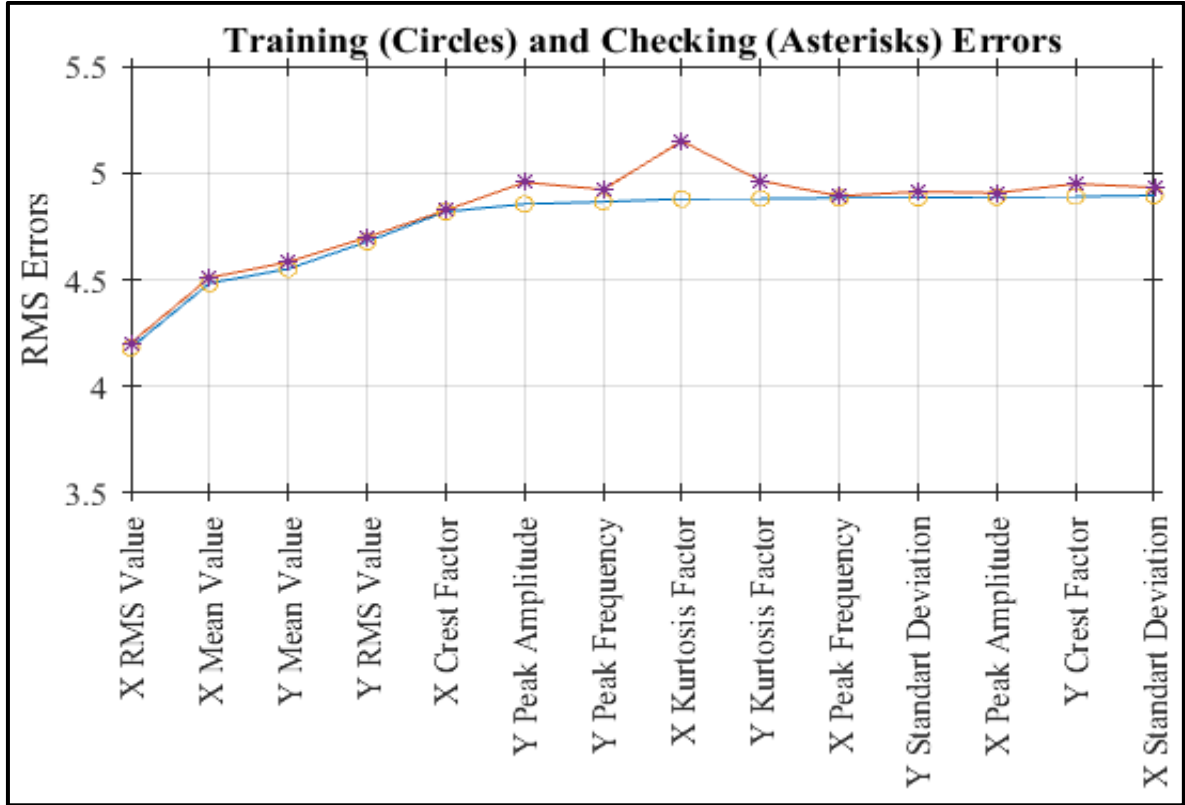
Tez çalışmasında öncelikle imleç takibi ile veri toplama işlemi gerçekleştirilmiştir. Sonraki kısımda ise tasarlanan denetim sistemi ile imleç denetimi gerçekleştirilmiştir. Resim 3.1’ de imleç denetimi uygulaması esnasında alınmış örnek bir görüntü sunulmuştur. Bu tez çalışması gerçekleştirilme aşamasında elde edilen deney ve uygulama sistemine ait bulgular ve yorumları alt başlıklar halinde verilmiştir.



Resim 3.1. İmleç denetimi uygulaması esnasında alınmış örnek bir görüntü.

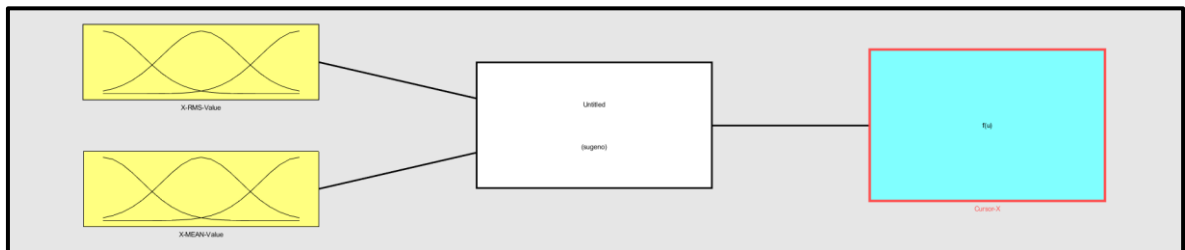
#### 3.1. X ve Y Ekseni Denetim Yazılımı ve Öznitelik Seçimi

X eksenini için öznitelik kümesindeki tüm elemanların öğrenme sürecinde kullanılması sonucu elde edilen hata miktarı Şekil 3.1’ de paylaşılmıştır. Hata hesaplamasında tüm ikili kombinasyonlar kapsamlı arama (Exhaustive Search) ile tek tek sınanmıştır. Bu değerlere göre en düşük hataya sebep olan iki öznitelik olarak X ekseninden alınan filtrelenmiş pencere değerlerinin RMS değeri ve ortalama değeri en iyi öznitelikler olarak seçilmiştir.

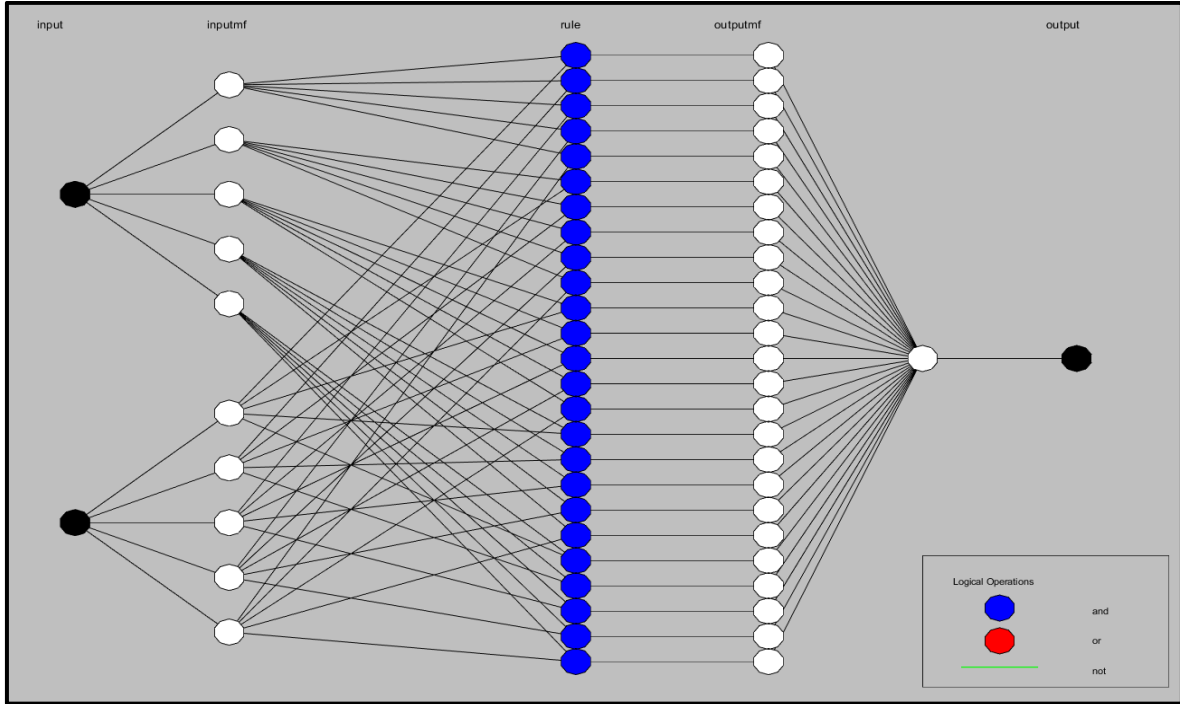


Şekil 3.1. X eksenini için öğrenme süreci sonucu hata miktarı

X eksenini verileri için gerçekleştirilen ANFIS yapılandırmasında FIS üretim özellikleri grid partition, sugeno tipi FIS ve 5 üçgen üyelik fonksiyonlu girişler sabit çıkış olarak belirlenmiştir. FIS öğrenme yapılandırmasında optimizasyon metodu hibrit, hata toleransı 0 ve epoch miktarı 500 seçilmiştir. Bu özelliklerin giriş olarak kullanıldığı imlecin X eksenine ait ANFIS modeli şekil 3.2’ de, bu modelin yapısı da şekil 3.3’ de verilmiştir.

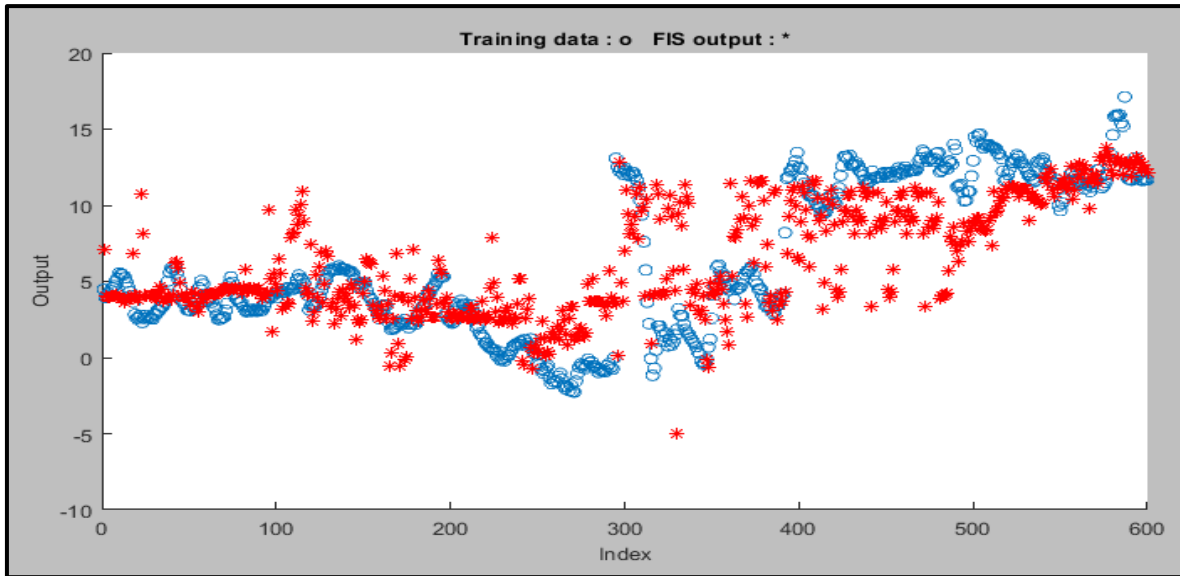


Şekil 3.2. X eksenine ait ANFIS modeli

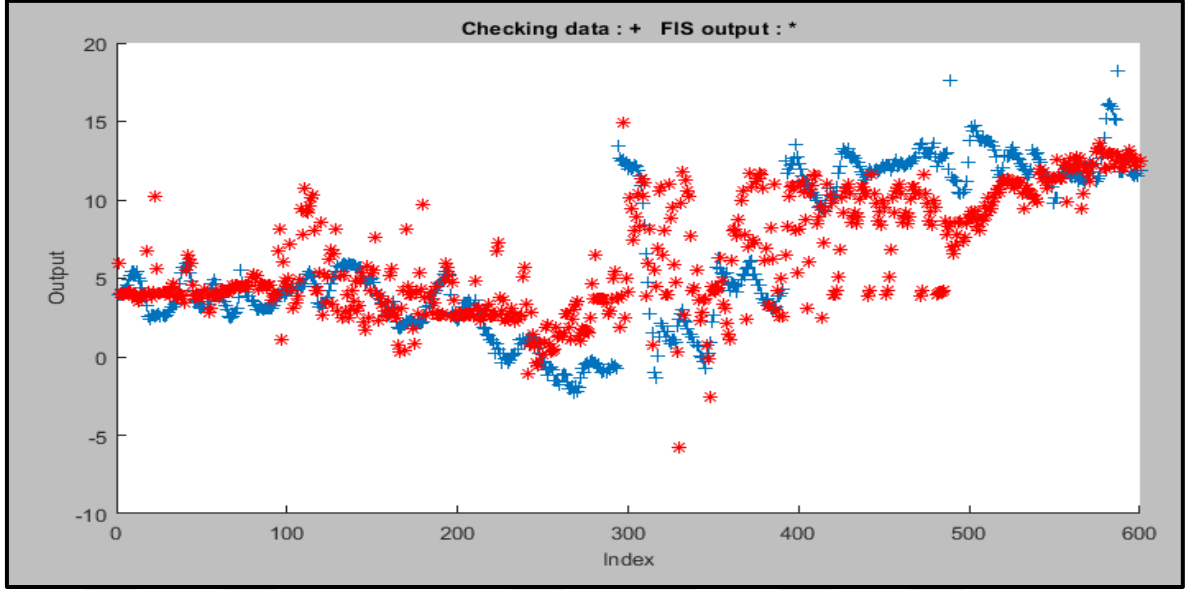


Şekil 3.3. X eksenine ait ANFIS yapısı

X eksenindeki hareketlere ait eğitim ve test verileri ile sınanması sonuçları sırasıyla Şekil 3.4 ve Şekil 3.5’ de sunulmuştur. Eğitim ve test verilerinde tahmin sonuçlarının çok yakın sonuçlar ürettiği görülmektedir. X eksen hareket denetimi için öğrenme işlemi sonucunda 3.2849 hata toleransı elde edilmiştir.

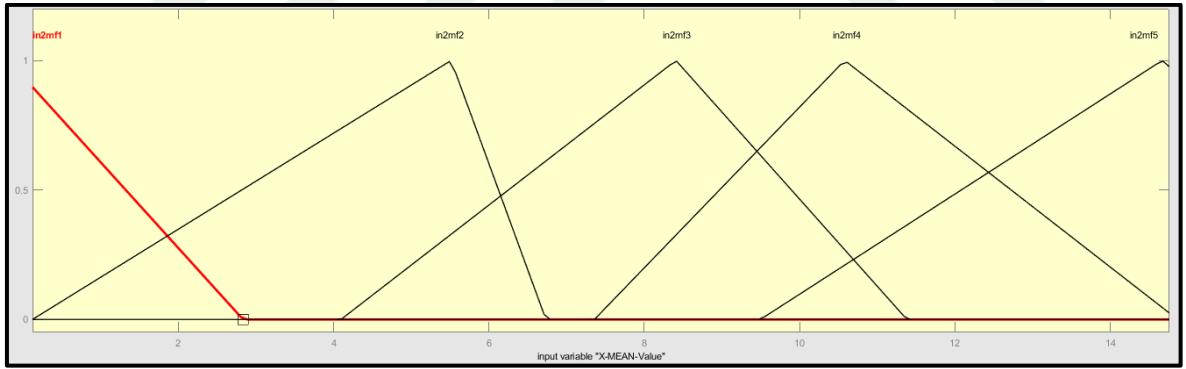


Şekil 3.4. X eksenine ait eğitim grafiği

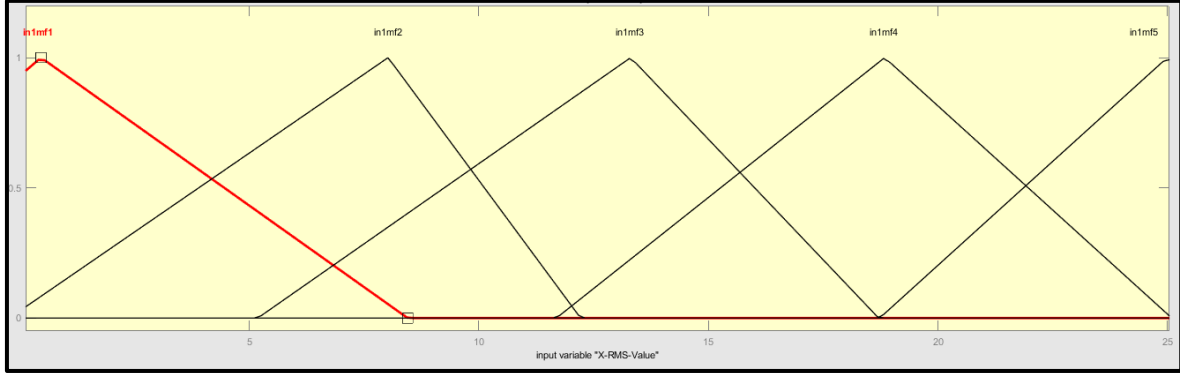


Şekil 3.5. X eksenine ait kontrol grafiği

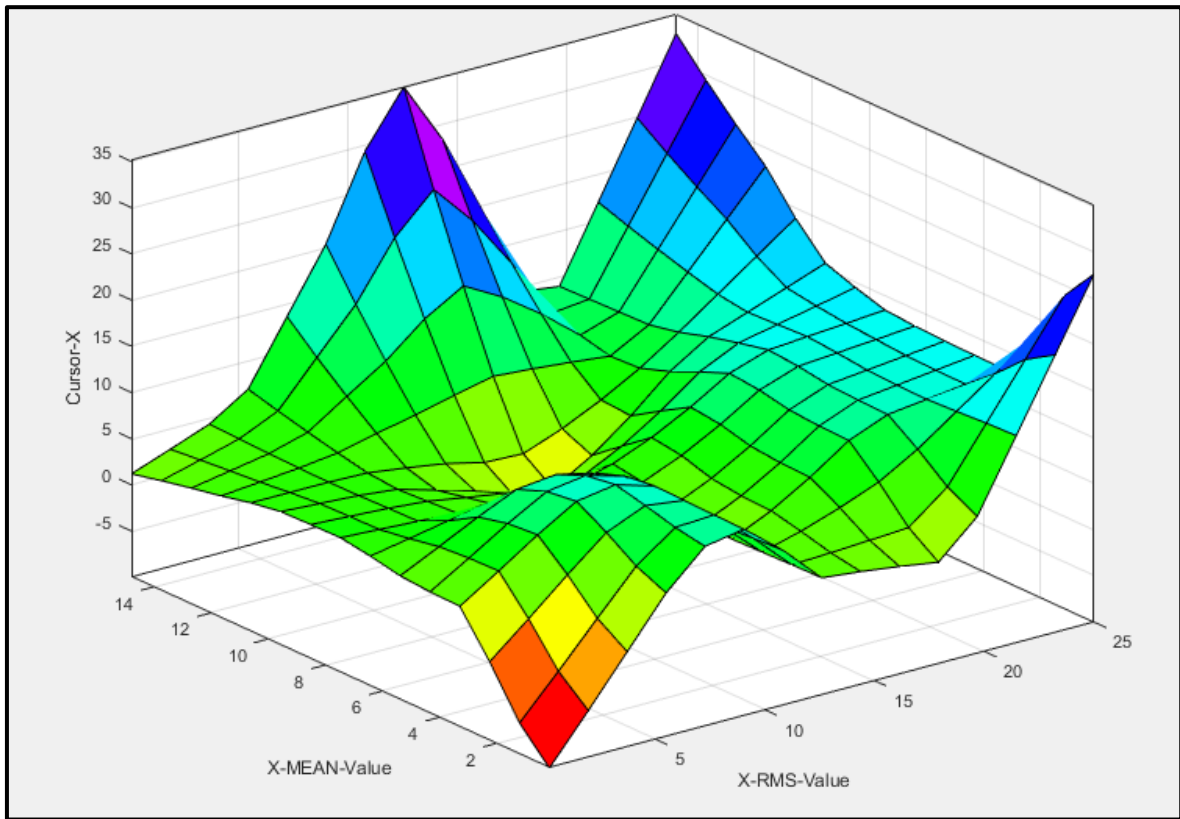
Sinir ağı tarafından ayarlanan üyelik fonksiyonları X eksenine için X ortalama özneliği için Şekil 3.6' da X RMS özneliği için Şekil 3.7' de sunulmuştur. Üyelik fonksiyonlarına karşılık çıkış değişkeninin değişimine ait yüzey çizimi Şekil 3.8' de sunulmuştur.



Şekil 3.6. X eksenine ait X MEAN özneliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği

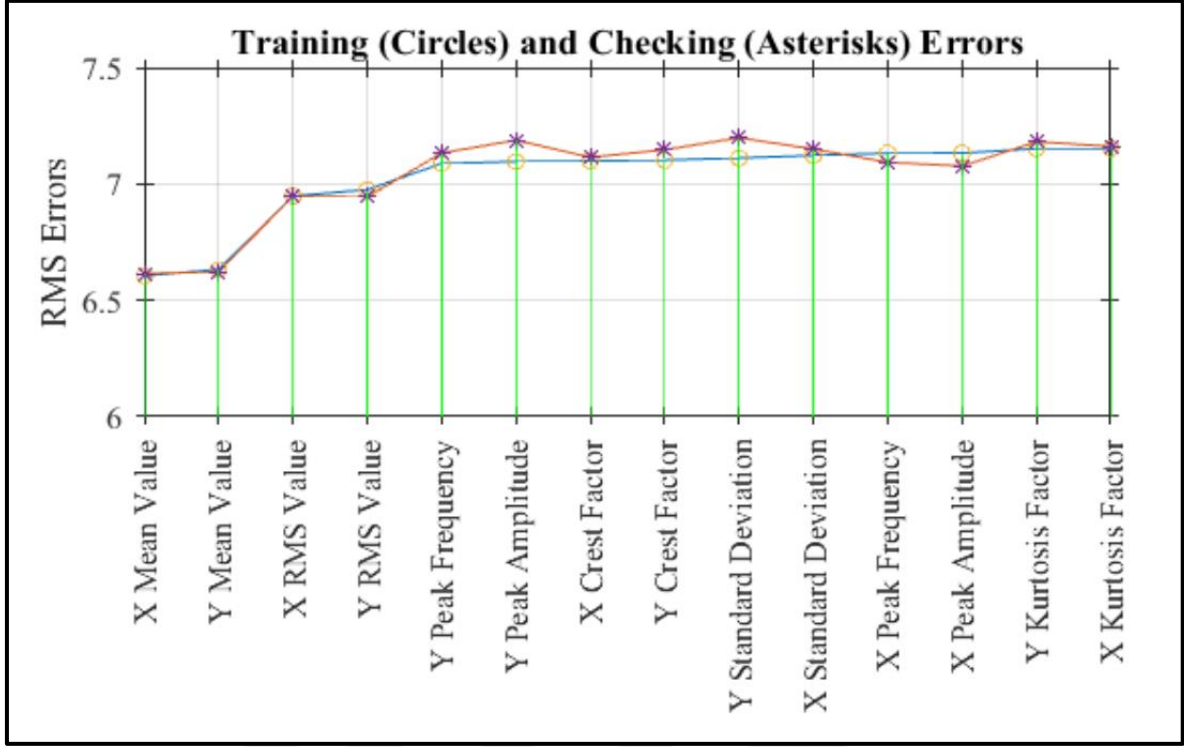


Şekil 3.7. X eksenine ait X RMS özniteliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği



Şekil 3.8. X eksenine ait başarıım yüzey alanı grafiği

Y eksenini için öznitelik kümesindeki tüm elemanların öğrenme sürecinde kullanılması sonucu elde edilen hata miktarı şekil 3.9' da paylaşılmıştır. Hata hesaplamasında tüm ikili kombinasyonlar kapsamlı arama ile tek tek sınanmıştır. Bu değerlere göre en düşük hataya sebep olan iki öznitelik olarak Y ekseninden alınan filtrelenmiş pencere değerlerinin ortalama değeri ve X ekseninden alınan filtrelenmiş pencere değerlerinin ortalama değeri iyi öznitelikler olarak seçilmiştir.

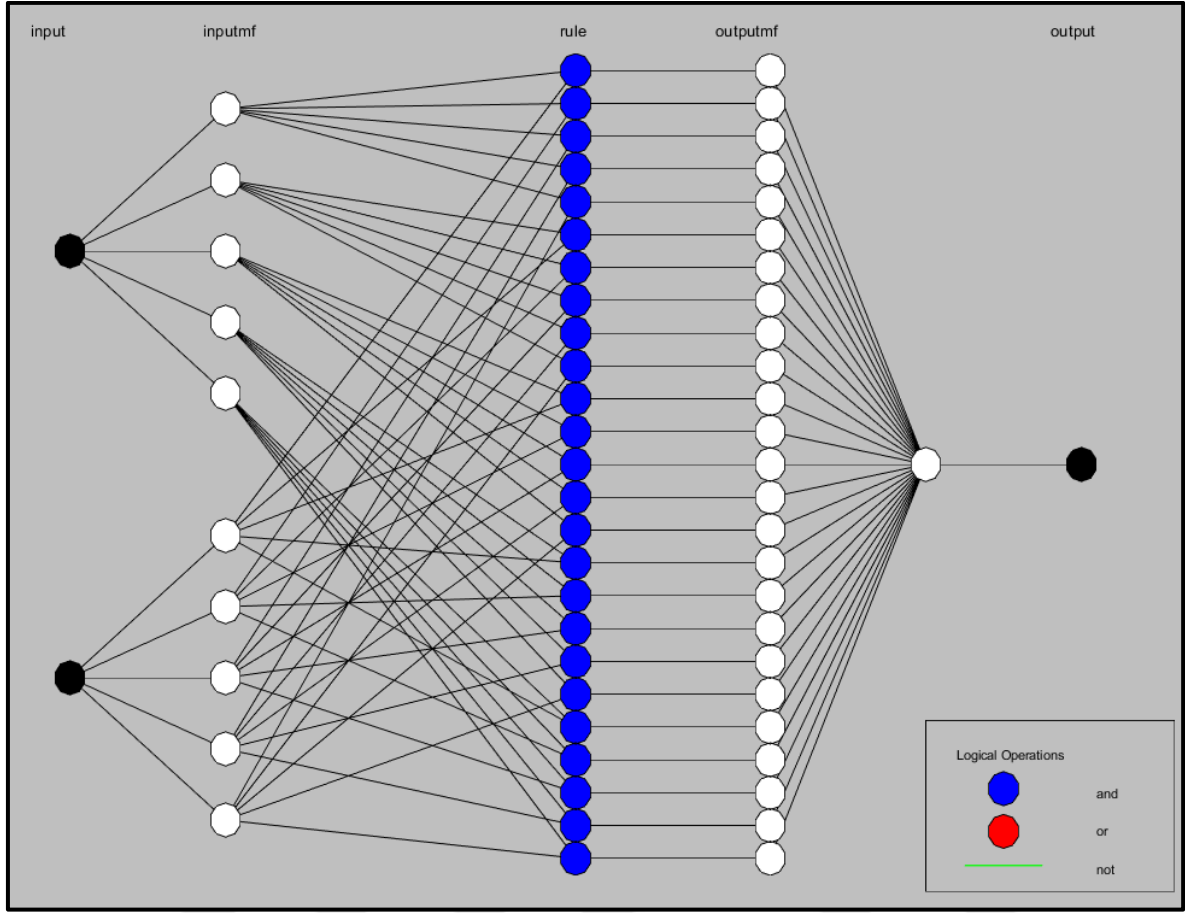


Şekil 3.9. Y eksenini için öğrenme süreci sonucu hata miktarı

Y eksenini verileri için gerçekleştirilen ANFIS yapılandırmasında FIS üretim özellikleri grid partition, sugeno tipi FIS ve 5 üçgen üyelik fonksiyonlu girişler sabit çıkış olarak belirlenmiştir. FIS öğrenme yapılandırmasında optimizasyon metodu hibrit, hata toleransı 0 ve epoch miktarı 500 seçilmiştir. Bu özelliklerin giriş olarak kullanıldığı imlecin Y eksenine ait ANFIS modeli şekil 3.10' da, bu modelin yapısı da şekil 3.11' de verilmiştir.

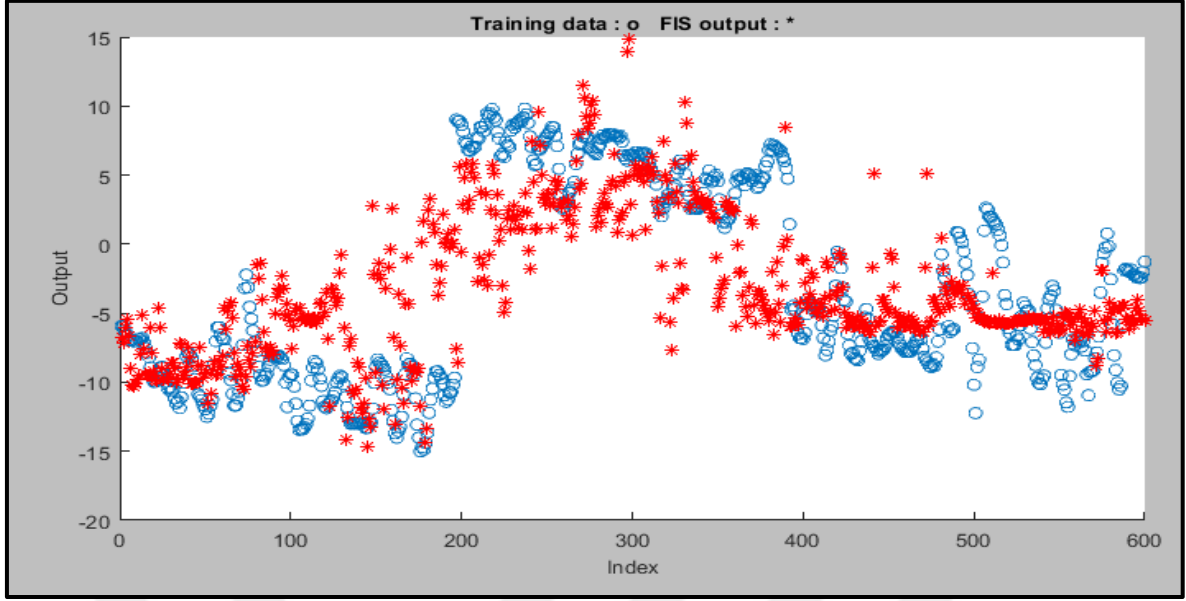


Şekil 3.10. Y eksenine ait anfis modeli

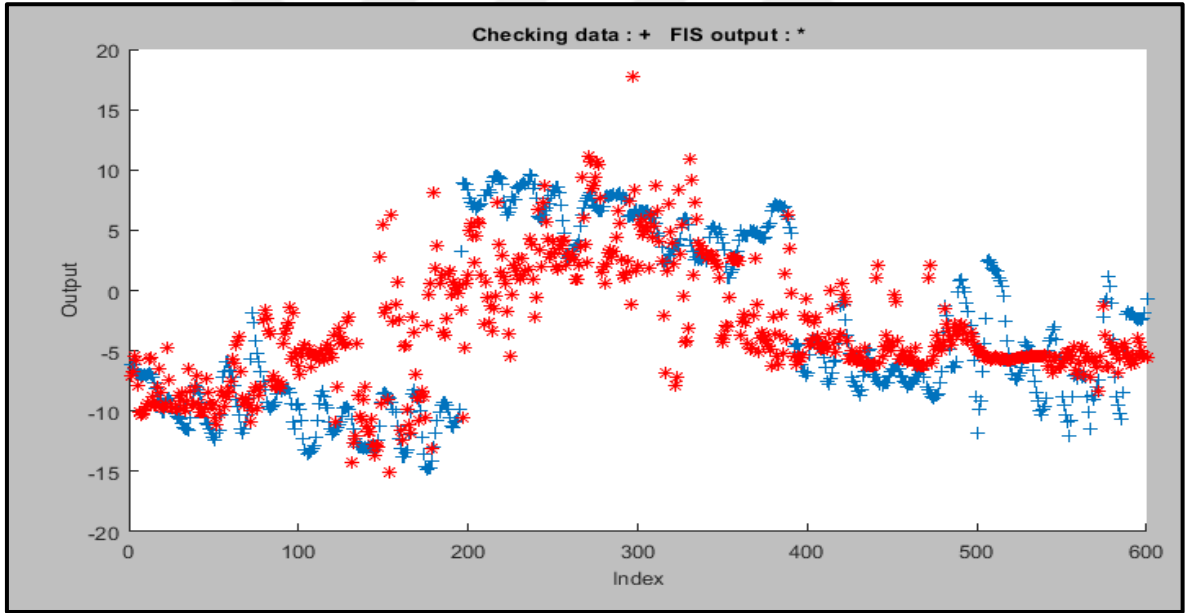


Şekil 3.11. Y eksenine ait anfis yapısı

Y eksenindeki hareketlere ait eğitim ve test verileri ile sınanması sonuçları sırasıyla şekil 3.12 ve şekil 3.13' de sunulmuştur. Eğitim ve test verilerinde tahmin sonuçlarının çok yakın sonuçlar ürettiği görülmektedir. Y eksen hareket denetimi için öğrenme işlemi sonucunda 5.1251 hata toleransı elde edilmiştir.

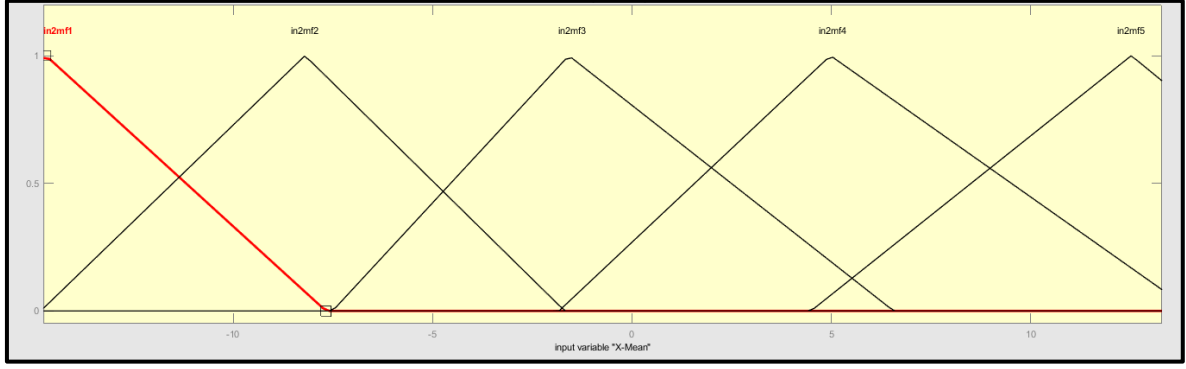


Şekil 3.12. Y eksenine ait eğitim grafiği

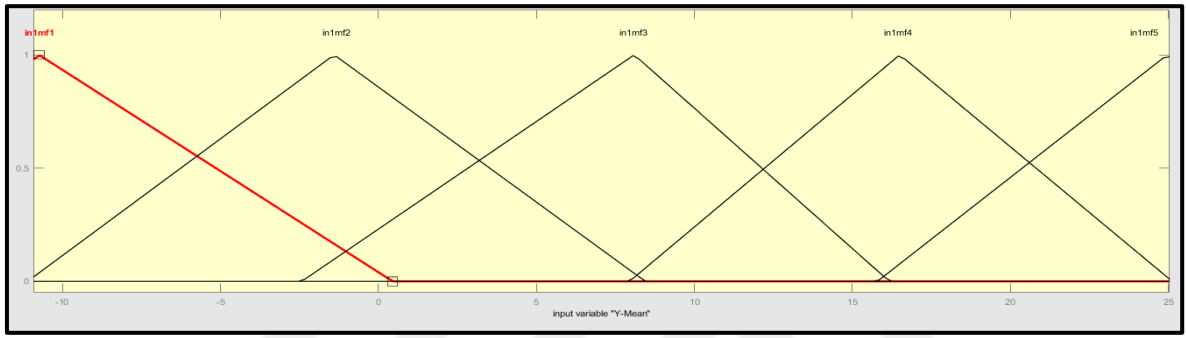


Şekil 3.13. Y eksenine ait kontrol grafiği

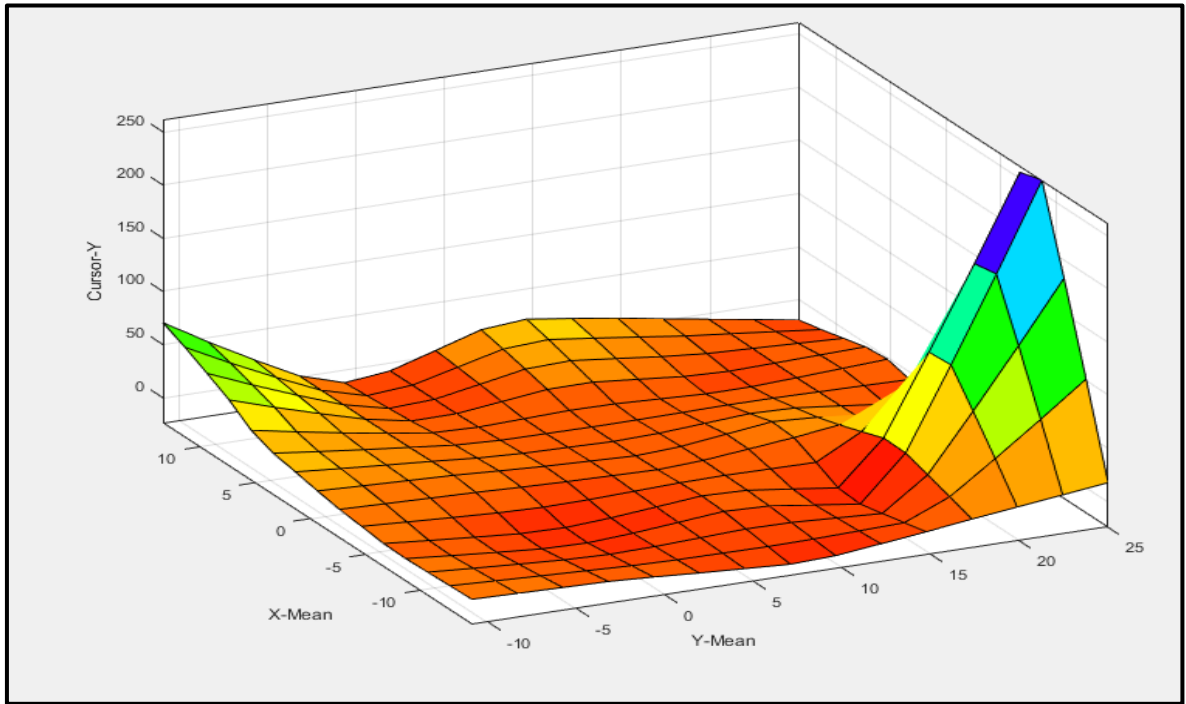
Sinir ağı tarafından ayarlanan üyelik fonksiyonları Y eksenini için X ortalama özniteliği için şekil 3.14' de Y ortalama özniteliği için şekil 3.15' de sunulmuştur. Üyelik fonksiyonlarına karşılık çıkış değişkenininin değişimine ait yüzey çizimi Şekil 3.16' da sunulmuştur.



Şekil 3.14. Y eksenine ait X MEAN özneliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği



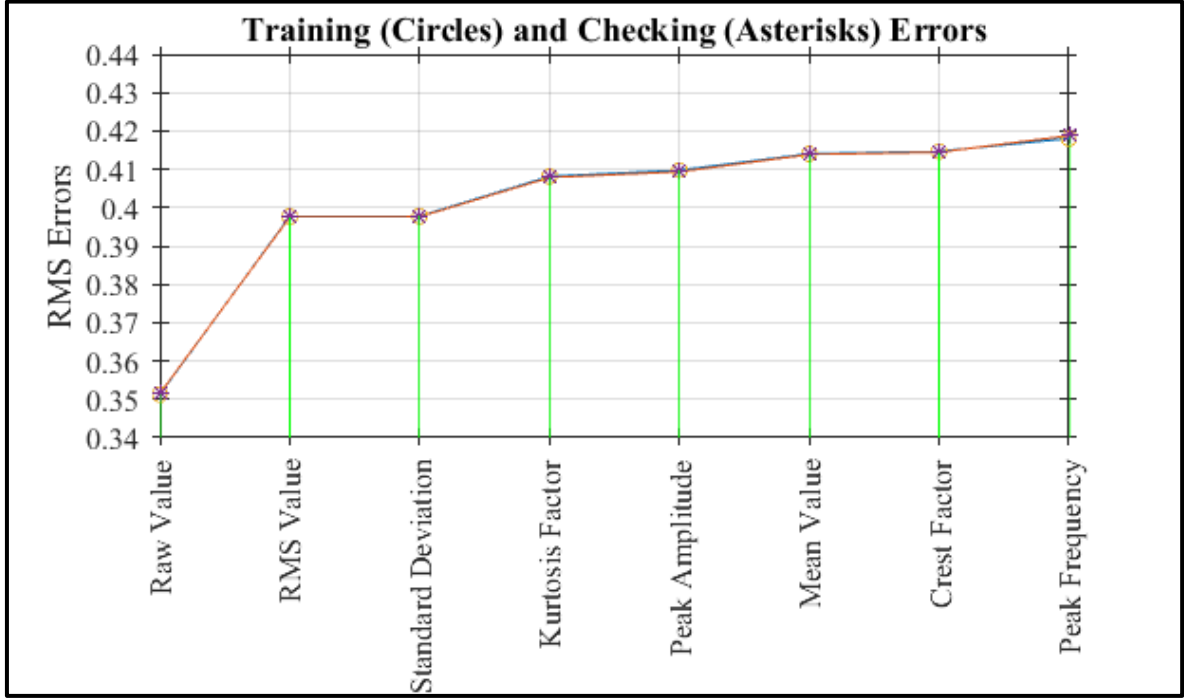
Şekil 3.15. Y eksenine ait Y MEAN özneliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği



Şekil 3.16. Y eksenine ait başarıım yüzey alanı grafiği

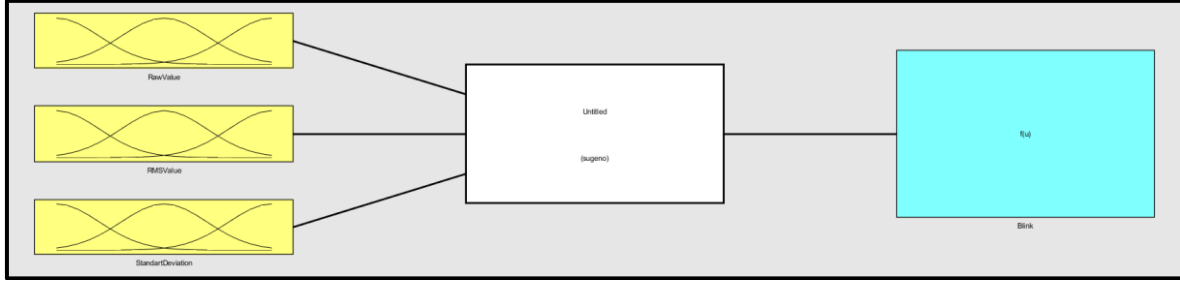
### 3.2. Göz Kırpma Denetim Yazılımı İçin Öznitelik Seçimi

Göz kırpma denetimi için öznitelik kümesindeki tüm elemanların öğrenme sürecinde kullanılması sonucu elde edilen hata miktarı Şekil 3.17’ de paylaşılmıştır. Bu değerlere göre en düşük hataya sebep olan iki öznitelik olarak EEG sinyallerinin incelenen penceresindeki ham değerlerin maksimum değeri, RMS değeri ve standart sapması seçilmiştir.

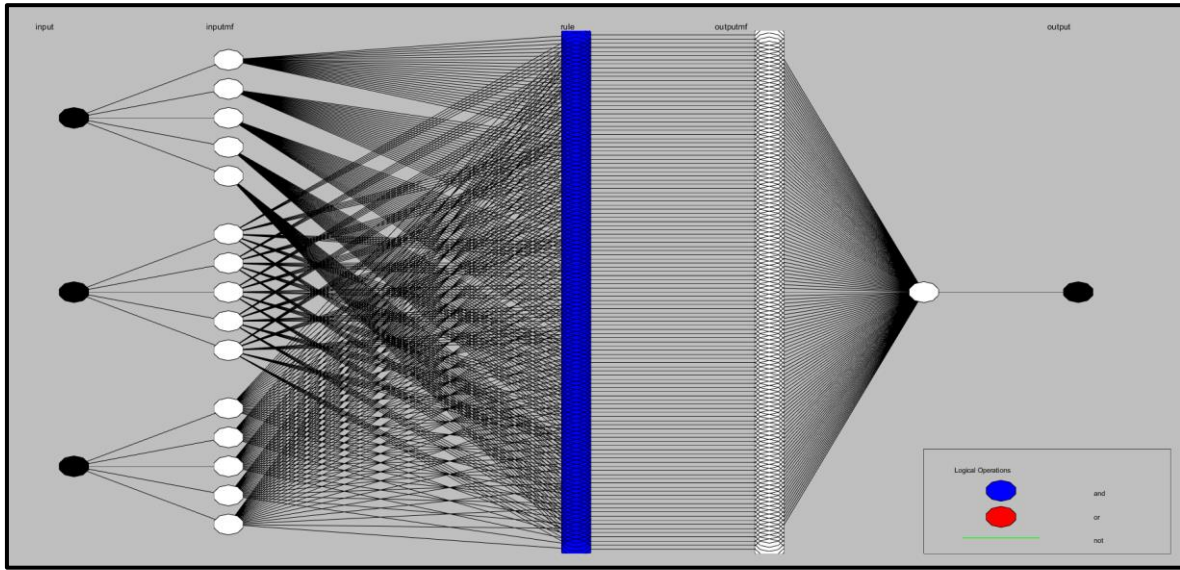


Şekil 3.17. Öznitelik kümesi elemanlarının kullanılması sonucu hata miktarı

Göz kırpma algılama için kullanılan ANFIS modeli şekil 3.18’ de, bu modelin yapısı da şekil 3.19’ da gösterilmiştir. ANFIS yapılandırmasında FIS özellikleri grid partition, sugeno FIS, üç giriş için 5 adet üçgen üyelik fonksiyonu olarak belirlenmiştir. FIS train özellikleri 200 epoch, backpropagation ve error toleransı 0 olarak seçilmiştir.



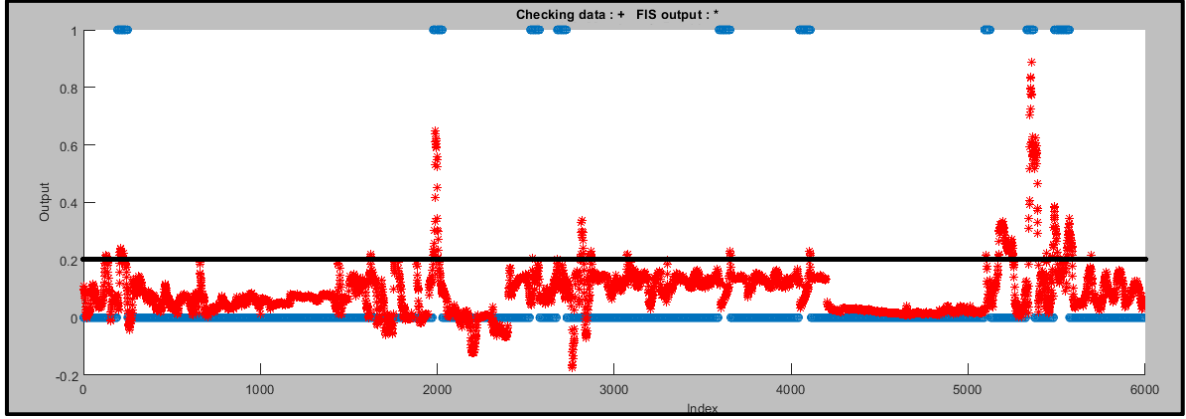
Şekil 3.18. Göz kırpmaya algılama için kullanılan ANFIS modeli



Şekil 3.19. Göz kırpmaya algılama için kullanılan ANFIS yapısı

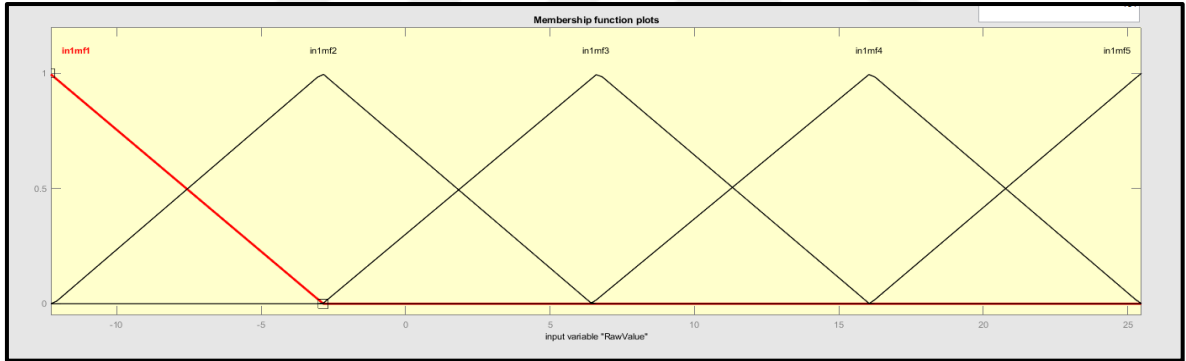
Bu ANFIS modeline göre verilerin işlenmesi ile elde edilen öğrenme süreci 0.3012 hata oranıyla tamamlanmıştır. Test kısmında train datası 0.3011, check datası ile 0.3032 hata elde edilmiştir.

Anfis ile göz kırpmaya algılamasında çıkış değeri için eşik değeri uygulaması yapılmıştır. Eşik değeri uygulaması belirlenen değerin altında kalan tahminler için sıfır, üstünde kalan değerler için bir olarak atama işlemidir. Göz kırpmaya ile imleç tıklama onay işlemi için eşik değeri 0.2 olarak ayarlanmıştır. Bu eşik değerine göre elde edilen tahmin ve denetim sonuçları şekil 3.20' de belirtilmiştir. Şekilde görüldüğü üzere mavi ile gösterilen gerçek değerlere karşılık eşik değerin üzerinde kalan kırmızı değerler yüksek oranda eşleşmektedir. Buradaki hata oranı yüzde 0.3032 olarak hesaplanmıştır.

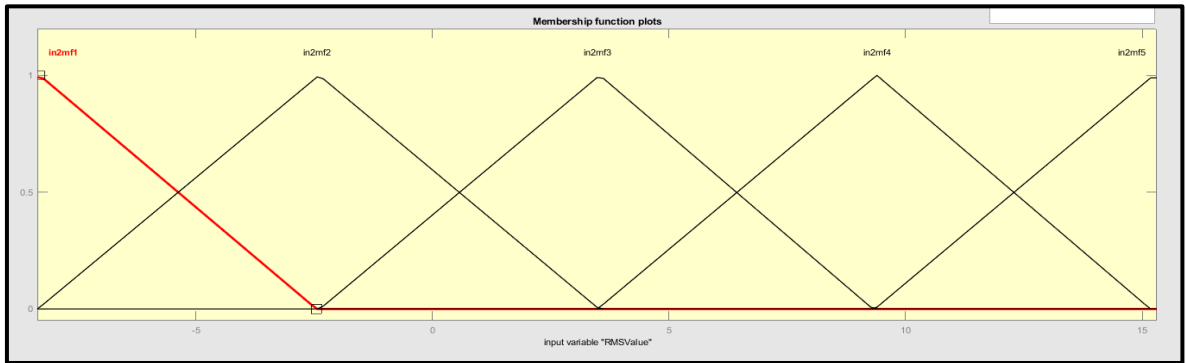


Şekil 3.20. Göz kırpma kontrol verisi grafiği

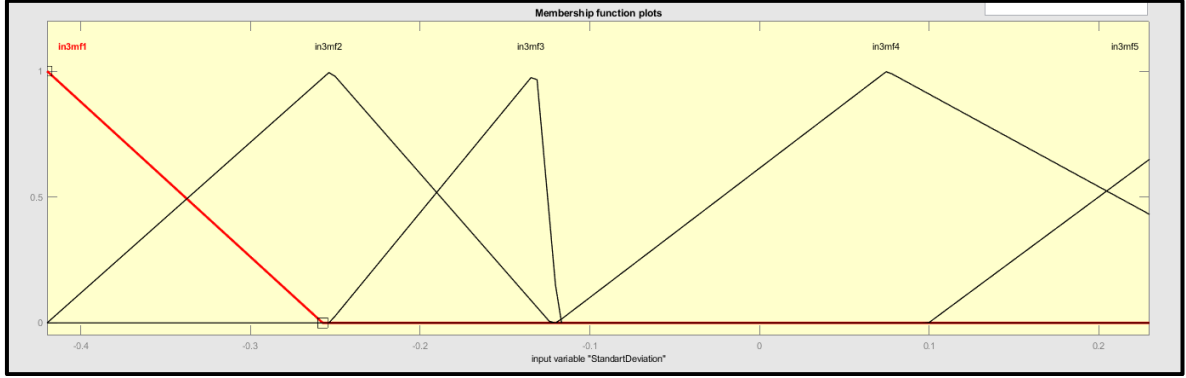
Sinir ağı tarafından ayarlanan üyelik fonksiyonları blink sinyali için raw value(ham değer) için şekil 3.21’de, RMS değeri için şekil 3.22’ de ve standart sapma değeri için şekil 3.23’ de sunulmuştur. Üyelik fonksiyonlarına karşılık çıkış değişkeninin değişimine ait yüzey çizimleri sırasıyla şekil 3.24, şekil 3.25 ve şekil 3.26’ da sunulmuştur.



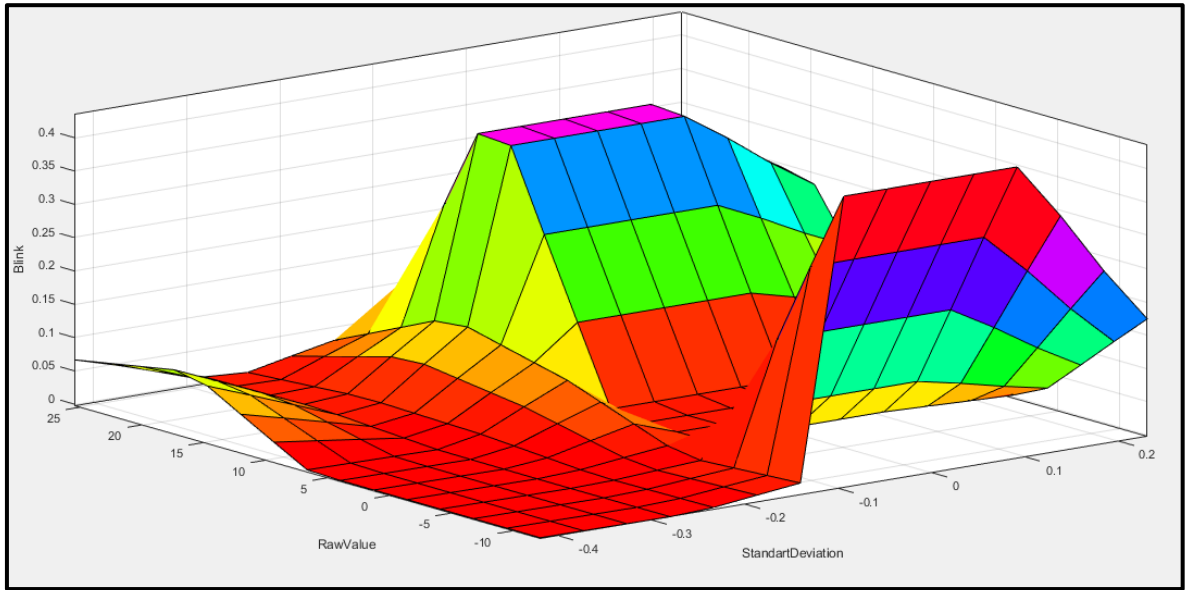
Şekil 3.21. Blink sinyalinin raw value özniteliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği



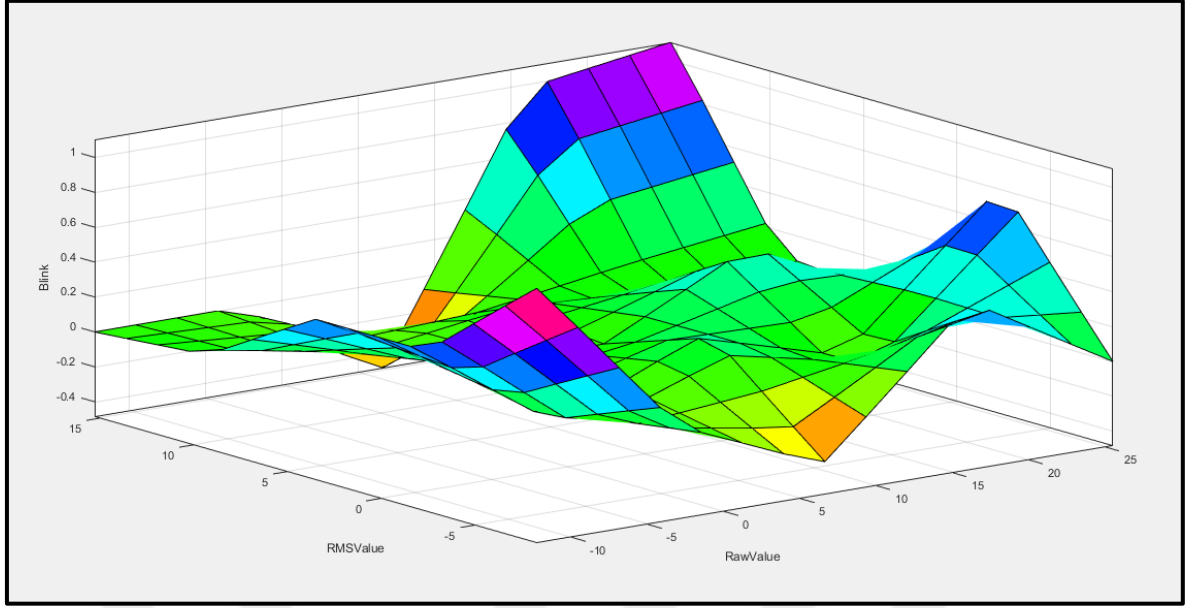
Şekil 3.22. Blink sinyalinin rms value özniteliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği



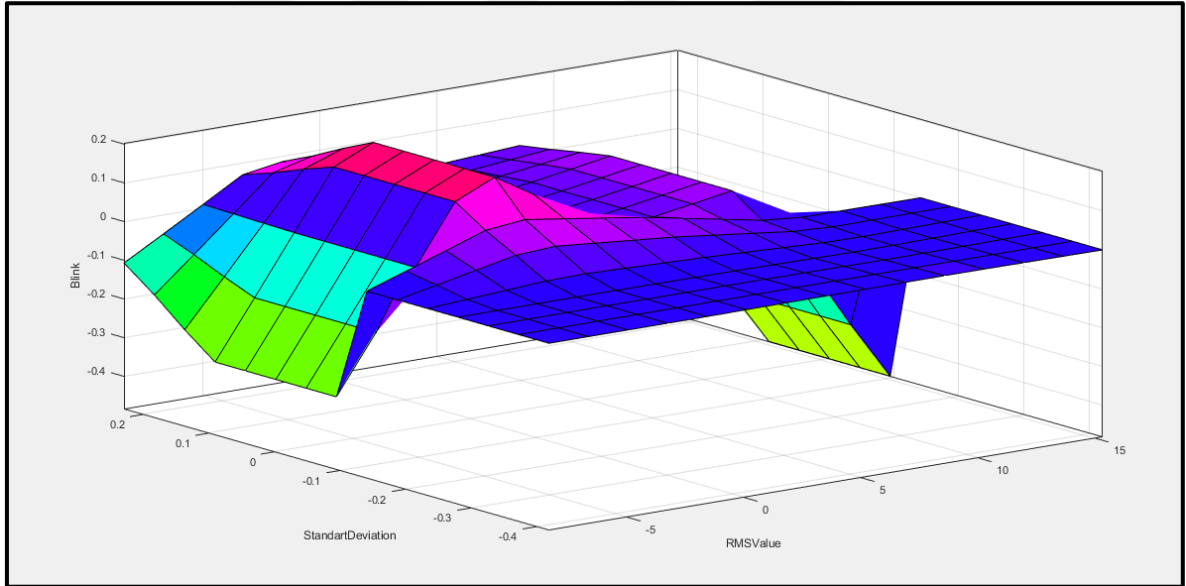
Şekil 3.23. Blink sinyalinin standart sapma özneliğine ait üyelik fonksiyonu grafiği



Şekil 3.24. EEG ham verisi ve standart sapma verisinin üyelik fonksiyonlarına göre çıkış değerleri yüzey grafiği



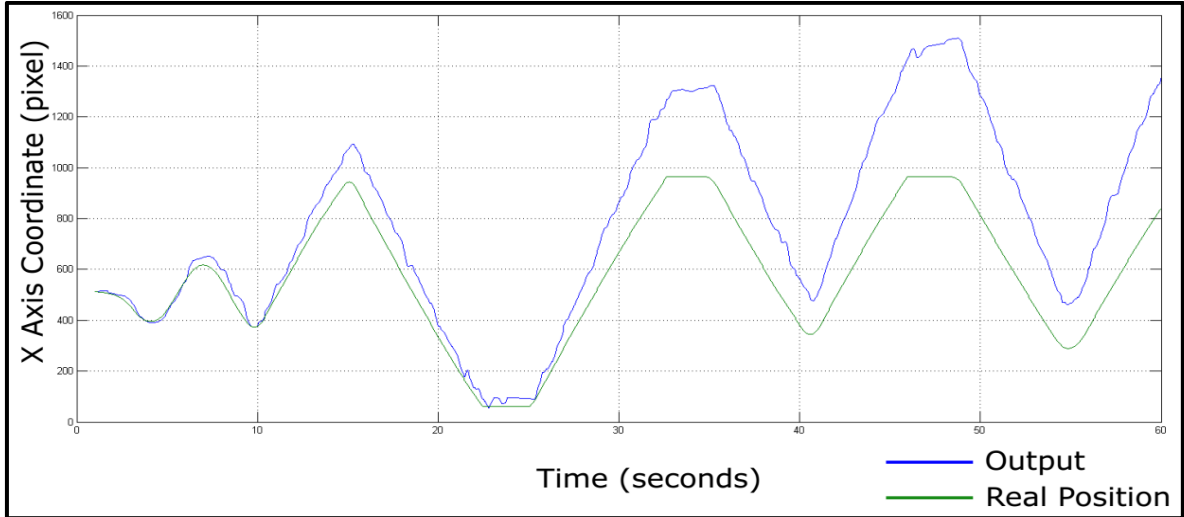
Şekil 3.25. Göz kırpması rms value ve raw value sinyalleri başarımlı yüzey alanı grafiği



Şekil 3.26. Göz kırpması standart sapma ve rms value sinyalleri başarımlı yüzey alanı grafiği

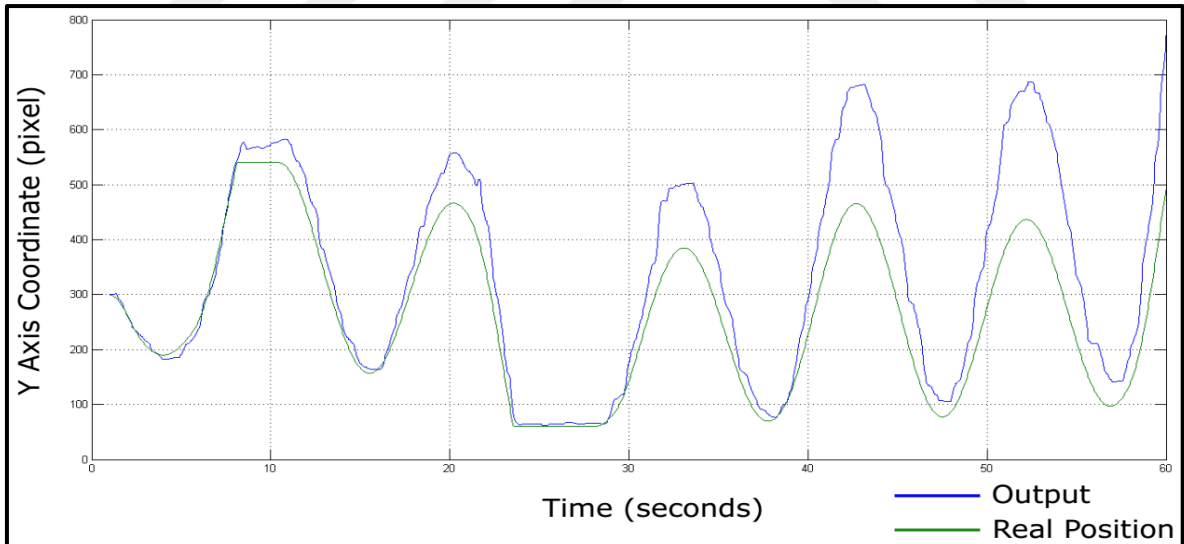
### 3.3. İmleç Konum Denetimi İçin Regresyon Bulguları

Sistemin denenmesi sonucu elde edilen X eksenindeki imleç hareket sonucu Şekil 3.27' de gösterilmiştir. X eksenindeki hareketler %3 hata ile denetlenmiştir. Elde edilen hata sürekli önceki hatalara eklendiği için Şekil 3.27' de görüldüğü üzere hata birikimi oluşmuştur.



Şekil 3.27. X eksenindeki imleç hareket sonucu

Sistemin denenmesi sonucu elde edilen Y eksenindeki imleç hareket denetim sonucu Şekil 3.28’ de gösterilmiştir. Y eksenindeki hareketler %5 hata ile denetlenmiştir. Elde edilen hata sürekli önceki hatalara eklendiği için Şekil 3.28’ de görüldüğü üzere hata birikimi oluşmuştur.

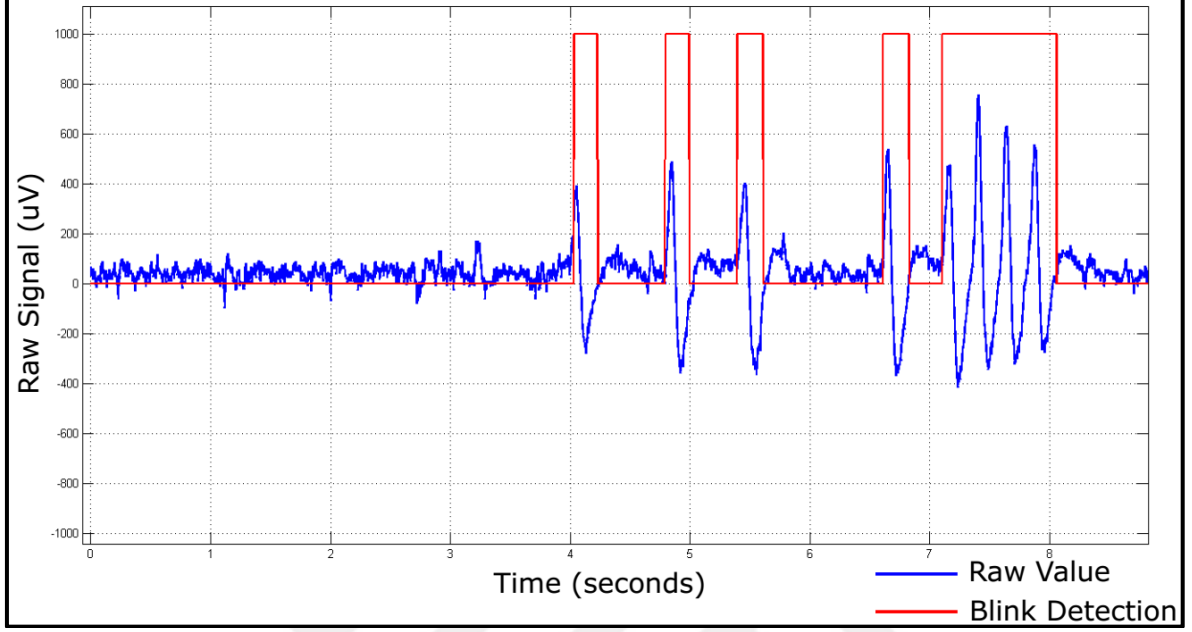


Şekil 3.28. Y eksenindeki imleç hareket denetim sonucu

### 3.4. Göz Kırpma Sınıflandırması Algılaması Bulguları

Göz kırpma algılaması sonucu ham veri ve algılama sonuçları şekil 3.29’ da gösterilmiştir. Buna göre göz kırpmaları %0.3 hata ile algılanmıştır. El ile etiketleme yapılan tüm bölgelerde göz kırpma yüksek oranda algılanmaktadır. Sadece ufak birkaç sinyalde yaklaşık

1ms gecikme olduğu görülmüştür. Bu süre de insanın algılayamayacağı kadar küçük bir zaman aralığı olduğu için sorun teşkil etmemektedir.



Şekil 3.29. Göz kırpma algılaması sonucu ham veri ve algılama sonuçları

#### 4. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tez kapsamında EEG ve IMU sensörlerinden faydalanarak imleç denetimi yapabilen ve bu sayede göz hareketleri ile tarayıcı kontrolü yapabilecek bir sistem prototipinin tasarlanması amaçlanmıştır. Amaç kapsamında insanın kafasını az miktarda hareket ettirmesiyle ve göz kırpmaya eylemi kullanılarak imleç denetiminin yapılması hedeflenmiştir.

Tez çalışmasında, bilgisayarda geleneksel giriş yöntemleri için alternatif veya engelli kişiler için kablosuz bir EEG başlık ile alınan ham sinyal verisi ve başlığa eklenen bir mikrodenetleyici donanımı ile IMU sensör verisinin birlikte kullanımı ile fare imleç denetimi ve onay komutu olarak kullanılması gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda imleç hareket ve tıklama denetimi için IMU ve EEG sensörlerinden meydana gelen bir sensör sistem oluşturulmuş ve sistemin çalışması için ANFIS yardımıyla bir denetim yazılımı oluşturulmuştur. Sistem tasarımında öncelikle veri toplama amaçlı olarak tasarlanan bir deney düzeneği ile deneyler yapılmış sonrasında verilerin öğretileceği ANFIS tabanlı bir model geliştirilip denetim işlemi başarıyla yapılmıştır. ANFIS öğrenme süreci için bir deney düzeneği oluşturulmuş ve toplanan verilerden çeşitli öznitelikler alınıp bunlardan en uygunları bulanık denetleyiciye uygulanmıştır. Elde edilen sistem için elde edilen sonuçlar şunlardır:

- Sistem imleç hareket ve tıklama eylemlerini sırasıyla baş hareketleri ve göz kırpmaya eylemleri ile başarıyla ilişkilendirmiş denetimi sağlamıştır.
- Çalışmada uzun süreli kullanım durumunda sistemde hata miktarının arttığı gözlemlenmiştir. Hata miktarının artması durumu EEG üzerine yerleştirilmiş IMU'nun sürtünmelerden etkilenmesinden kaynaklanmaktadır. Bu durumun üstesinden gelmek amacıyla imleç referansının kısa aralıklarla sıfırlanması yoluna gidilmesi hata birikiminin önüne geçilmesini sağlayacaktır.
- Oluşturulan prototip sistem, literatürde tek problu bir EEG cihazının aktif imleç denetimi için kullanılması ve bir IMU sensörü ile birleştirme yapılması açısından yeni bir alternatif sunmaktadır.
- EEG hazır sistemine IMU sensörünün birleştirilmesi için özgün yazılım tasarımı oluşturulmuştur.

Oluşturulan sistem düşük maliyetli ve yüksek performanslı beyin-bilgisayar arayüzlerinin oluşturulması açısından önerilen yöntem açısından önem arz etmektedir. Sonraki çalışmalarda:

- Hazır sistemlerin birleştirilmesi ve özgün yazılım tasarımı oluşturulması
- Mevcut sistemin geliştirilmesi adına EEG ölçüm noktası (probe) sayısı arttırılması
- Yazılımsal kısma imleç-EEG ilişki analizi ve akıcılık analizi için göz/bakış takibi sistemlerindeki benzer bir ısı haritası eklenmesi hedeflenmektedir.
- Bilgisayar kullanıcılarının güncel problemlerinden birisi de göz kuruluğu ve göz yorulmasıdır. Hazırlanan sistem ile bilgisayar kullanıcılarının göz kırpma alışkanlıklarının algılanması ve rehabilitasyonu için bir geri bildirim sisteminin gelecek çalışmalarda oluşturulması hedeflenmektedir.

Elde edilen sistem ile engelli bireylerin hayatının kolaylaştırılması için alternatif bir sistem ortaya konulacaktır. Ayrıca insansız araç operatörlüğü gibi arayüz kullanılan alanlarda uzuvla kontrol edilen giriş aygıtlarına yeni sistemlerin geliştirilmesine katkı sağlanacaktır. Bu sayede havacılık, araç operatörlüğü, bilgisayar oyuncusu seçimi gibi çeşitli alanlarda yeni uygulama ve donanımların geliştirilmesi mümkün olacağı düşünülmektedir.

## KAYNAKLAR

- Akbulut, F. P., & Akan, A. (2015). Akıllı Giyilebilir Hasta Takip Sistemleri Smart Wearable Patient Tracking Systems. *Vogue*, 15(18).
- Al-qaysi, Z. T., Zaidan, B. B., Zaidan, A. A., & Suzani, M. S. (2018). A review of disability EEG based wheelchair control system: Coherent taxonomy, open challenges and recommendations. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 164, 221-237. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2018.06.012>.
- Anguita, D., Ghio, A., Oneto, L., Parra, X., & Reyes-Ortiz, J. L. (2012). Human Activity Recognition on Smartphones Using a Multiclass Hardware-Friendly Support Vector Machine. İçinde J. Bravo, R. Hervás, & M. Rodríguez (Ed.), *Ambient Assisted Living and Home Care* (ss. 216-223). [https://doi.org/10.1007/978-3-642-35395-6\\_30](https://doi.org/10.1007/978-3-642-35395-6_30).
- Atallah, L., Lo, B., King, R., & Yang, G.-Z. (2010). Sensor Placement for Activity Detection Using Wearable Accelerometers. *2010 International Conference on Body Sensor Networks*, 24-29. <https://doi.org/10.1109/BSN.2010.23>.
- Baker, J. M., Bruno, J. L., Gundran, A., Hosseini, S. H., & Reiss, A. L. (2018). Correction: FNIRS measurement of cortical activation and functional connectivity during a visuospatial working memory task. *PloS one*, 13(8), e0203233.
- Bayram, S. (2013). Öğretim Teknolojisi Olarak Pencereleme (Windowing) Sistemlerinin Kullanılışı. *Marmara Üniversitesi Atatürk Eğitim Fakültesi Eğitim Bilimleri Dergisi*, 16(16), 13-28.
- Belkacem, A. N., Shin, D., Kambara, H., Yoshimura, N., & Koike, Y. (2015). Online classification algorithm for eye-movement-based communication systems using two temporal EEG sensors. *Biomedical Signal Processing and Control*, 16, 40-47. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2014.10.005>.
- Bernieri, G., Faramondi, L., & Pascucci, F. (2015). A low cost smart glove for visually impaired people mobility. *2015 23rd Mediterranean Conference on Control and Automation (MED)*, 130-135. IEEE.
- Bi, L., Fan, X.-A., & Liu, Y. (2013). EEG-Based Brain-Controlled Mobile Robots: A Survey. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 43(2), 161-176. <https://doi.org/10.1109/TSMCC.2012.2219046>.
- Bin Abdullah, M. F. A., Negara, A. F. P., Sayeed, M. S., Choi, D.-J., & Muthu, K. S. (2012). Classification algorithms in human activity recognition using smartphones. *International Journal of Computer and Information Engineering*, 6(77-84), 106.
- Borenstein, J., Everett, H. R., Feng, L., & Wehe, D. K. (1997). Mobile robot positioning: Sensors and techniques. *J. Field Robotics*, 14, 231-249. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4563\(199704\)14:4%3C231::AID-ROB2%3E3.0.CO;2-R](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4563(199704)14:4%3C231::AID-ROB2%3E3.0.CO;2-R).

- Bozkurt, F., Seçkin, A. Ç., & Coşkun, A. (2017). Integration of IMU Sensor on Low-Cost EEG and Design of Cursor Control System with ANFIS. *International Journal of Engineering Trends and Technology*, 54(3), 162-169. <https://doi.org/10.14445/22315381/IJETT-V54P223>.
- Card, S. K. (2018). *The Psychology of Human-Computer Interaction*. <https://doi.org/10.1201/9780203736166>.
- Choudhary, T., Kulkarni, S., & Reddy, P. (2015). A Braille-based mobile communication and translation glove for deaf-blind people. *2015 International Conference on Pervasive Computing (ICPC)*, 1–4. IEEE.
- Cohen, D. A., Daneshmand, A., & Wijdicks, E. F. M. (2018). Insight into Ping-Pong Gaze in the Neurosciences Intensive Care Unit. *Neurocritical Care*, 29(2), 315-316. <https://doi.org/10.1007/s12028-018-0550-8>.
- Çağiltay, D. K. (2019). *İnsan Bilgisayar Etkileşimi ve Eğitim Teknolojileri*. 18.
- Danis, F., & Badi, E. L. P. (2016). *I2C controller register, control, command and R/W buffer queue logic*.
- Dasgupta, A., & Nakamura, Y. (1999). Making feasible walking motion of humanoid robots from human motion capture data. *Proceedings 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.99CH36288C)*, 2, 1044-1049 c.2. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.1999.772454>
- Dix, A. (2009). Human-Computer Interaction. İçinde L. LIU & M. T. ÖZSU (Ed.), *Encyclopedia of Database Systems* (ss. 1327-1331). [https://doi.org/10.1007/978-0-387-39940-9\\_192](https://doi.org/10.1007/978-0-387-39940-9_192)
- Doğan, O. (2016). Uyarlamalı Sinirsel Bulanık Çıkarım Sisteminin (ANFIS) Talep Tahmini İçin Kullanımı ve Bir Uygulama. *Dokuz Eylül Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Dergisi*, 31(1), 257-288. <https://doi.org/10.24988/deuiibf.2016311513>.
- Gu, Y., Lo, A., & Niemegeers, I. (2009). A survey of indoor positioning systems for wireless personal networks. *IEEE Communications Surveys Tutorials*, 11(1), 13-32. <https://doi.org/10.1109/SURV.2009.090103>.
- Gürsel, M., & Gürsel, İ. (1991). *Büyük Bilgisayar Terimleri Sözlüğü—Mayda Gürsel—İhsan Gürsel | Nadir Kitap*. Ankara: Doruk.
- Holzinger, A. (2013). Human-Computer Interaction and Knowledge Discovery (HCI-KDD): What Is the Benefit of Bringing Those Two Fields to Work Together? İçinde A. Cuzzocrea, C. Kittl, D. E. Simos, E. Weippl, & L. Xu (Ed.), *Availability, Reliability, and Security in Information Systems and HCI* (ss. 319–328). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Hong, K.-S., Naseer, N., & Kim, Y.-H. (2015). Classification of prefrontal and motor cortex signals for three-class fNIRS–BCI. *Neuroscience letters*, 587, 87–92.
- İnternet: Arduino Nano. (2019)., URL: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>, Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.

- İnternet: Core Technology | Cyrcadia Health. (2019). URL: <http://cyrcadiahealth.com/core-technology/>, Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.
- İnternet: EEG Sensors—EEG Headsets | NeuroSky. (2019)., URL: <http://neurosky.com/biosensors/eeg-sensor/biosensors/>, Son Erişim Tarihi: 03 Mayıs 2019.
- İnternet: Elektroensefalografi. (2019). URL: <https://www.wikizero.com/tr/Elektroensefalografi>, Son Erişim Tarihi: 04.11.2019.
- İnternet: From iCalm to Q Sensor to Physiio to Empatica. (2019). URL: <https://affect.media.mit.edu/projectpages/iCalm/iCalm-2-Q.html>, Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.
- İnternet: Gear Fit 2 Pro (SM-R365) başlıca akıllı özellikleri nelerdir? | Samsung Destek TR. (2019). URL: Samsung tr website: [//www.samsung.com/tr/support/mobile-devices/what-are-the-main-smart-features-of-the-gear-fit2-pro/](http://www.samsung.com/tr/support/mobile-devices/what-are-the-main-smart-features-of-the-gear-fit2-pro/), Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.
- İnternet: How Does the Technology Work? / Science / Knowledge Base—NeuroSky—Home Page Support. (2019). URL: <http://support.neurosky.com/kb/science/how-does-the-technology-work>, Son Erişim Tarihi: 03 Mayıs 2019.
- İnternet: MPU-6050 | TDK. (2019). URL: <https://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>, Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.
- İnternet: Myo | The Lab. (2019). URL: <https://developerblog.myo.com/>, Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.
- İnternet: NeuroPy · PyPI. (2019). URL: <https://pypi.org/project/NeuroPy/>, Son Erişim Tarihi: 04.11.2019.
- İnternet: OwletCare—Baby Monitor | Track Heart Rate and Oxygen. (2019). URL: Owlet Baby Care US website: <https://owletcare.com/>, Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.
- İnternet: Pygame. (2019). URL: <https://www.pygame.org/news>, Son Erişim Tarihi: 06.11.2019.
- İnternet: Semiconductors, N. X. P. (2019). I2C-bus specification and user manual, 2014. URL <https://www.nxp.com/docs/en/user-guide/UM10204.pdf>. *Hämtad*, 02–10, Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.
- İnternet: Sensoria Home Page. (2019). URL: <https://www.sensoriafitness.com/>, Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.
- İnternet: SmartBand SWR10 desteği – Sony Mobile Destek resmi web sitesi. (2019). URL: <https://support.sonymobile.com/tr/swr10/#gref>, Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.
- İnternet: Thinkgear\_communications\_protocol [NeuroSky Developer—Docs]. (2019). URL: [http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=thinkgear\\_communications\\_protocol#thinkgear\\_data\\_values](http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=thinkgear_communications_protocol#thinkgear_data_values), Son Erişim Tarihi: 04.11.2019.

- Internet: This is eye tracking [Information]. (2015, Temmuz 24). URL: <https://www.tobii.com/group/about/this-is-eye-tracking/>, Son Erişim Tarihi: 06.11.2019.
- Internet: Vicon | Award Winning Motion Capture Systems. (2019). URL: <https://www.vicon.com/>, Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.
- Internet: VitalPatch. (2016). URL: VitalConnect website: <https://vitalconnect.com/solutions/vitalpatch/>, Son Erişim Tarihi: 05.11.2019.
- Jang, J.-S. (1993). ANFIS: Adaptive-network-based fuzzy inference system. *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, 23(3), 665–685.
- Jang, J.-S., & Sun, C.-T. (1995). Neuro-fuzzy modeling and control. *Proceedings of the IEEE*, 83(3), 378–406.
- Khan, S. A., Paul, R., Nayak, T. K., Costa, F., Chakrabarti, A., David, E., ... Mitra, J. (2016). Implementation of I2C bus master controller for CRU Slow Control in ALICE at LHC. *DAE Symp. Nucl. Phys.*, 61, 1070–1071.
- Kim, J., Kim, M., Lee, M.-S., Kim, K., Ji, S., Kim, Y.-T., ... Kim, H. K. (2017). Wearable smart sensor systems integrated on soft contact lenses for wireless ocular diagnostics. *Nature communications*, 8, 14997.
- Knospe, C. (2006). PID control. *IEEE Control Systems Magazine*, 26(1), 30–31.
- Koh, S., Cho, B. R., Lee, J., Kwon, S.-O., Lee, S., Beom Lim, J., ... Kweon, H.-D. (2017). Driver drowsiness detection via PPG biosignals by using multimodal head support. *2017 4th International Conference on Control, Decision and Information Technologies (CoDIT)*, 0383-0388. <https://doi.org/10.1109/CoDIT.2017.8102622>.
- Kramer, J. P., Lindener, P., & George, W. R. (1991). *Communication system for deaf, deaf-blind, or non-vocal individuals using instrumented glove*.
- Kruse, R. (2008). Fuzzy neural network. *Scholarpedia*, 3(11), 6043. <https://doi.org/10.4249/scholarpedia.6043>.
- Lee, J., Chai, J., Reitsma, P. S. A., Hodgins, J. K., & Pollard, N. S. (t.y.). *Interactive Control of Avatars Animated with Human Motion Data*. 10.
- Lee, Y.-H., Tseng, H.-W., Liao, Y.-D., Lin, T.-W., & Chen, Y.-L. (2016). Sleeping detect using wearable device by PPG. *2016 International Conference on Advanced Materials for Science and Engineering (ICAMSE)*, 259-262. <https://doi.org/10.1109/ICAMSE.2016.7840303>.
- Li, Y., Ang, K. H., & Chong, G. C. (2006). PID control system analysis and design. *IEEE Control Systems Magazine*, 26(1), 32–41.
- Liu, H., Darabi, H., Banerjee, P., & Liu, J. (2007). Survey of Wireless Indoor Positioning Techniques and Systems. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)*, 37(6), 1067-1080. <https://doi.org/10.1109/TSMCC.2007.905750>.

- Liu, X., Zheng, Y., Phyu, M. W., Zhao, B., & Yuan, X. (2010). Power and Area Efficient Wavelet-Based On-chip ECG Processor for WBAN. *2010 International Conference on Body Sensor Networks*, 124-130. <https://doi.org/10.1109/BSN.2010.37>.
- Loy, G., Eriksson, M., Sullivan, J., & Carlsson, S. (2004). Monocular 3D Reconstruction of Human Motion in Long Action Sequences. İçinde T. Pajdla & J. Matas (Ed.), *Computer Vision—ECCV 2004* (ss. 442-455). [https://doi.org/10.1007/978-3-540-24673-2\\_36](https://doi.org/10.1007/978-3-540-24673-2_36).
- Lu, Y., Zheng, W.-L., Li, B., & Lu, B.-L. (2015). Combining Eye Movements and EEG to Enhance Emotion Recognition. *Twenty-Fourth International Joint Conference on Artificial Intelligence*. Program adı: Twenty-Fourth International Joint Conference on Artificial Intelligence (IJCAI 2015), 1170-1176
- Lv, Z., Feng, L., Li, H., & Feng, S. (2014). Hand-free motion interaction on google glass. *SIGGRAPH Asia 2014 Mobile Graphics and Interactive Applications*, 21. ACM.
- Mahmud, M., Bertoldo, A., & Vassanelli, S. (2011). EEG Based Brain-Machine Interfacing: Navigation of Mobile Robotic Device. *Mobile Robots - Control Architectures, Bio-Interfacing, Navigation, Multi Robot Motion Planning and Operator Training*. <https://doi.org/10.5772/25725>.
- Mannan, M. M. N., Kim, S., Jeong, M. Y., & Kamran, M. A. (2016). Hybrid EEG—Eye Tracker: Automatic Identification and Removal of Eye Movement and Blink Artifacts from Electroencephalographic Signal. *Sensors*, *16*(2), 241. <https://doi.org/10.3390/s16020241>.
- Mark, J., Curtin, A., Kraft, A., Sands, T., Casebeer, W. D., Ziegler, M., & Ayaz, H. (2020). Eye Tracking-Based Workload and Performance Assessment for Skill Acquisition. İçinde H. Ayaz (Ed.), *Advances in Neuroergonomics and Cognitive Engineering* (ss. 129-141). [https://doi.org/10.1007/978-3-030-20473-0\\_14](https://doi.org/10.1007/978-3-030-20473-0_14).
- Naseer, N., & Hong, K.-S. (2015). fNIRS-based brain-computer interfaces: A review. *Frontiers in human neuroscience*, *9*, 3.
- Nikolaev, A. R., Meghanathan, R. N., & van Leeuwen, C. (2016). Combining EEG and eye movement recording in free viewing: Pitfalls and possibilities. *Brain and Cognition*, *107*, 55-83. <https://doi.org/10.1016/j.bandc.2016.06.004>
- Ortiz, J. L. R. (2015). *Smartphone-Based Human Activity Recognition*. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-14274-6>
- Paro, J. A., Nazareli, R., Gurjala, A., Berger, A., & Lee, G. K. (2015). Video-based self-review: Comparing Google Glass and GoPro technologies. *Annals of plastic surgery*, *74*, S71–S74.
- Quigg, M. (2007). EEG Pearls. Elsevier Health Student and Practitioner Medical Books, ebooks and journals,304.
- Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: Detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, *8*(1), 11.

- Seçkin, A. Ç., & Seçkin, M. (2016). Giyilebilir Teknolojiler: Biyosensörler. *International Conference on Computer Science and Engineering*, 855-858. International Conference on Computer Science and Engineering: UBMK.
- Sezer, A., İnel, Y., Seçkin, A. Ç., & Uluçınar, U. (2017). The Relationship between Attention Levels and Class Participation of First-Year Students in Classroom Teaching Departments. *International Journal of Instruction*, 10(2), 55–68.
- Stern, J. A., Walrath, L. C., & Goldstein, R. (1984). The Endogenous Eyeblink. *Psychophysiology*, 21(1), 22-33. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1984.tb02312.x>.
- Ten Kate, J. H., & van der Meer, P. M. (1983). An electro-ocular switch for communication of the speechless. *Medical Progress Through Technology*, 10(3), 135-141.
- Valchinov, E. S., & Pallikarakis, N. E. (2004). An active electrode for biopotential recording from small localized bio-sources. *BioMedical Engineering OnLine*, 3(1), 25. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-3-25>.
- Visioli, A. (2006). *Practical PID control*. Springer Science & Business Media.
- Wang, L. X., & Ying, H. (1995). Adaptive fuzzy systems and control: Design and stability analysis. *Journal of Intelligent and Fuzzy Systems-Applications in Engineering and Technology*, 3(2), 187.
- What are the different EEG Band Frequencies? / Science / Knowledge Base—NeuroSky—Home Page Support. (2019). URL: <http://support.neurosky.com/kb/science/eeb-band-frequencies>, Son Erişim Tarihi: 03 Mayıs 2019.
- Ying, Y., Wang, J., Ye, Z., & Li, Y. (2006). Applications of antibody-based biosensors to pesticide residues monitoring. *2006 ASAE Annual Meeting*, 1. American Society of Agricultural and Biological Engineers.
- Zecca, M., Micera, S., Carrozza, M. C., & Dario, P. (2002). Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal. *Critical Reviews<sup>TM</sup> in Biomedical Engineering*, 30(4-6).
- Zhou, H., & Hu, H. (2008). Human motion tracking for rehabilitation—A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, 3(1), 1-18. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2007.09.001>.



**EKLER**

## EK-1. Etik kurul izin belgesi

Evrak Tarih ve Sayısı: 23/11/2017-E.39043



T.C.  
UŞAK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ  
Fen ve Mühendislik Bilimleri Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu

Sayı : 54749836-050.99-  
Konu : Karar

Sayın Öğr.Gör. Fatih BOZKURT  
Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu Müdürlüğü - Öğretim Görevlisi

İlgi : 08.11.2017 tarihli Etik Kurul görüş talebiniz.

Fen ve Mühendislik Bilimleri Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulunun  
14.11.2017 tarih ve 2017-05 sayılı kararı yazımız ekindedir.  
Bilgilerinizi rica ederim.

**e-İmzalıdır**  
Prof.Dr. Mevlüt TERCAN  
Başkan

EK :  
23-11-2017\_9-49-49 (1 sayfa)

## Mevcut Elektronik İmzalar

MEVLÜT TERCAN (Fen ve Mühendislik Bilimleri Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu - Başkan) 23/11/2017 15:12

1 Eylül Kampüsü İzmir Yolu 8.Km 64100/Uşak  
Tel: 0.276.221 21 21  
E-Posta:

Ayrıntılı bilgi için irtibat: Merve ÜNAL  
Faks: 0.276.221 22 02  
Elektronik ağ: <http://usak.edu.tr/>

Sayfa 1 / 1

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-1. (devam) Etik kurul izin belgesi

Evrak Tarih ve Sayısı: 23/11/2017-E.39043

**T.C.**  
**UŞAK ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN VE MÜHENDİSLİK BİLİMLERİ**  
**BİLİMSEL ARAŞTIRMA VE YAYIN ETİĞİ KURULU KARARLARI**

**TOPLANTI SAYISI: 04**

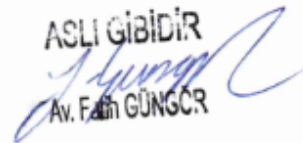
**KARAR TARİHİ: 14.11.2017**

Üniversitemiz Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi gereğince, Fen ve Mühendislik Bilimleri Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu, Kurul Başkanı Prof. Dr. Mevlüt TERCAN başkanlığında toplanarak gündem maddesinin görüşülmesine geçilmiştir.

**KARAR 2017-05**

Araştırmacıları Fatih BOZKURT, Ahmet Çağdaş SEÇKİN ve Aysun COŞKUN olan "ANFIS ile EEG ve IMU Sensör Füzyonunu Kullanan İmleç Kontrolü Tasarımı (Design of Cursor Control Using EEG and IMU Sensor Fusion with ANFIS)" başlıklı araştırmasının ve bu araştırma kapsamında uygulanacak yöntemlerin uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiştir.

No	Üyenin Adı Soyadı	İmza	No	Üyenin Adı Soyadı	İmza
1	Prof. Dr. Mevlüt TERCAN Başkan	İMZA	4	Prof. Dr. Abdülrezzak MEMON Üye	İMZA
2	Prof. Dr. Osman ASİ Başkan Yardımcısı	İMZA	5	Prof. Dr. İsa YEŞİLYURT Üye	İMZA
3	Prof. Dr. Ali BERKTAY Üye	İMZA	6	Prof. Dr. Menderes LEVENT Üye	İMZA
7	Prof. Dr. Elçin YUSUFOĞLU Üye	İMZA		Av. Fatih GÜNGÖR Raportör	İMZA

ASLI GİBİDİR  
  
Av. Fatih GÜNGÖR

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : BOZKURT, Fatih  
 Uyuğu : T.C.  
 Doğum tarihi ve yeri : 1983, Ankara  
 Medeni hali : Evli  
 Telefon : 0 (506) 543 19 86  
 e-mail : fbozkurt777@gmail.com



### Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi / Bilgisayar Eğitimi	Devam ediyor
Lisans	Dumlupınar Üniversitesi / Bilgisayar Mühendisliği	2016
Lisans	Muğla Üniversitesi / Elektronik ve Bilgisayar	2006
Lise	Çubuk Endüstri Meslek Lisesi	2000

### İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2012-Halen	Uşak Üniversitesi	Öğretim Görevlisi
2007-2012	Milli Eğitim Bakanlığı	Öğretmen

### Yabancı Dil

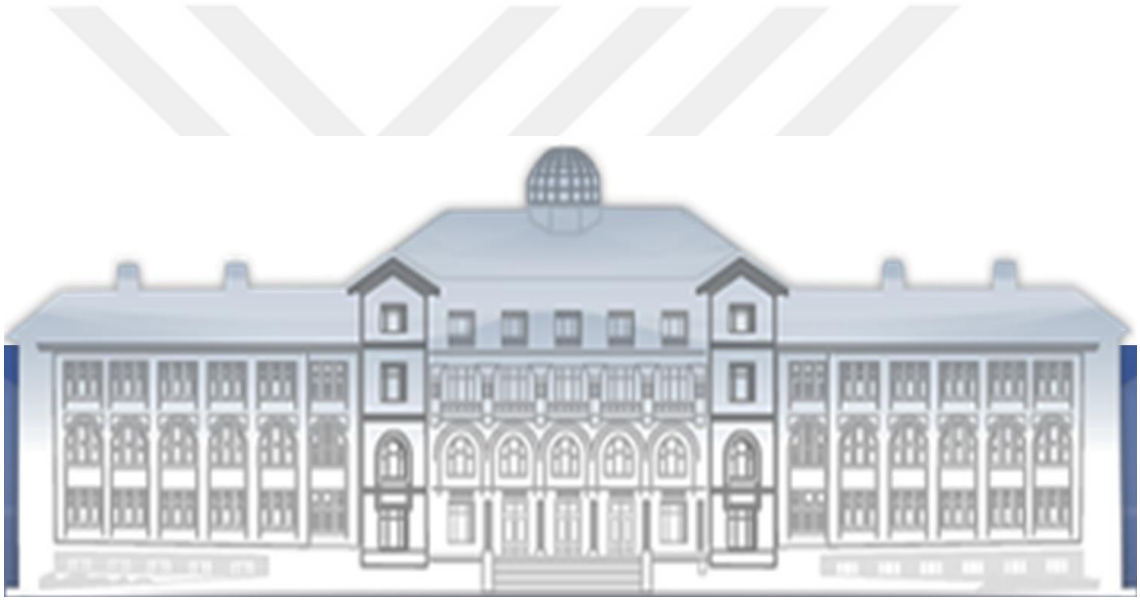
İngilizce, 68,75

### Yayınlar

Bozkurt, F., Seçkin, A. Ç., & Coşkun, A. (2017). Integration of IMU Sensor on Low-Cost EEG and Design of Cursor Control System with ANFIS. *International Journal of Engineering Trends and Technology*, 54(3), 162-169. <https://doi.org/10.14445/22315381/IJETT-V54P223>

### Hobiler

Kitap Okuma, Karate, Voleybol,



*GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..*