



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÖN KOL BÜKME EGZERSİZİ VE HAYAL EDİLMESİ SIRASINDA  
OLUŞAN ELEKTRO FİZYOLOJİK YANITLARIN GÖZETİMLİ  
ÖĞRENME TEKNİKLERİ İLE İNCELENMESİ**

ENES ÜRKMEZ  
YÜKSEKLİSANS

DANIŞMAN  
DOÇ. DR. ADİL DENİZ DURU  
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANA BİLİM DALI  
SPOR SAĞLIK BİLİMLERİ

İSTANBUL-2024



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÖN KOL BÜKME EGZERSİZİ VE HAYAL EDİLMESİ SIRASINDA  
OLUŞAN ELEKTRO FİZYOLOJİK YANITLARIN GÖZETİMLİ  
ÖĞRENME TEKNİKLERİ İLE İNCELENMESİ**

ENES ÜRKMEZ  
YÜKSEKLİSANS

DANIŞMAN  
DOÇ. DR. ADİL DENİZ DURU  
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANA BİLİM DALI  
SPOR SAĞLIK BİLİMLERİ

İSTANBUL-2024

## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmemiş bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

ENES ÜRKMEZ

## TEŞEKKÜR

Üniversite eğitimim süresince her daim benden desteğini esirgemeyen danışman hocam Doç. Dr. Adil Deniz DURU'ya, içerisinde yer aldığım her türlü bilimsel faaliyetlere katkılarından dolayı hocam Prof. Dr. Hasan Birol ÇOTUK'a, proje süresince katkılarından dolayı Doç. Dr. Ezgi Tuna ERDOĞAN'a her koşulda destek olan arkadaşlarım Asuman ÇEVİK ve Mehmet Emre TAŐCI'ya ve eğitim hayatım boyunca her zorlukta yanımda olan annem Nurhan ÜRKMEZ ve ablam Dilek BÜYÜKKURT'a tüm kalbimle teşekkür ederim.

ENES ÜRKMEZ

# İÇİNDEKİLER

<b>BEYAN.....</b>	<b>ii</b>
<b>TEŞEKKÜR.....</b>	<b>iii</b>
<b>İÇİNDEKİLER.....</b>	<b>iv</b>
<b>KISALTMALAR LİSTESİ.....</b>	<b>v</b>
<b>TABLO LİSTESİ.....</b>	<b>vi</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ.....</b>	<b>vii</b>
<b>1. ÖZET.....</b>	<b>1</b>
<b>2. SUMMARY.....</b>	<b>2</b>
<b>3. GİRİŞ ve AMAÇ.....</b>	<b>3</b>
<b>4. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>6</b>
4.1 Beyin.....	6
4.2 Motor İmgeleme.....	8
4.3 Supplementary Motor Area and Premotor Cortex.....	8
4.4 Parietal Cortex.....	9
4.5 Spinal Cord.....	10
4.6 Motor İmgeleme ve Spor.....	10
4.7 Biceps Curl Egzersizi.....	12
4.8 Elektroensafalografi.....	13
<b>5. GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>	<b>14</b>
5.1 Araştırma Grubu.....	14
5.2 Araştırma Yöntemi.....	14
5.3 Araştırmanın Çalışma Alanı.....	17
5.4 Araştırmada Kullanılan Cihaz ve Anketler.....	17
5.4.1 EEG.....	17
5.5 Analiz.....	21
5.5.1 Matlab.....	21

5.5.2 Makine Öğrenim Sınıflandırması.....	22
5.5.3 Destek Vektör Makinesi.....	24
5.5.4 İnce Ağaç sınıflandırması.....	26
5.5.5 Güçlendirilmiş Ağaç Sınıflandırması.....	26
5.5.6 Artırılmış Ağaç Sınıflandırması .....	27
5.5.7 Torbalanmış Ağaç Sınıflandırması .....	28
5.5.8 K-en Yakın Komşu Algoritması.....	28
<b>6. BULGULAR.....</b>	<b>29</b>
<b>7. TARTIŞMA ve SONUÇ.....</b>	<b>62</b>
<b>8. KAYNAKÇA.....</b>	<b>66</b>
<b>9. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>73</b>
<b>10. BİLİMSEL FAALİYETLER.....</b>	<b>74</b>
<b>11. EKLER.....</b>	<b>75</b>
EK 1: Genel Bilgi Formu.....	75
EK 2: Katılımcı Onam Formu.....	77
EK 2: El Tercih Testi .....	78
EK 3: Etik Kurul.....	79

## KISALTMALAR LİSTESİ

<b>AI</b>	:	Artifial İntelligence
<b>DLPFC</b>	:	Dorsolateral Prefrontal Cortex
<b>DT</b>	:	Decision Tree
<b>DVM</b>	:	Destek Vektör Makineleri
<b>EG</b>	:	Eylem Gözlemi
<b>EGMI</b>	:	Eylem Gözlemi Sırasında Motor İmgeleme
<b>EKG</b>	:	Elektrokardiyografi
<b>EEG</b>	:	Elektroensefalografi
<b>EMG</b>	:	Elektromyografi
<b>ERD</b>	:	Event-Related Desynchronization
<b>ERP</b>	:	Event-Related Potentials
<b>ERS</b>	:	Event-Related Synchronization
<b>FDR</b>	:	False Discovery Rates
<b>fMRI</b>	:	Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>FNR</b>	:	True Positive Rates
<b>MEP</b>	:	Motor Eksituar Potansiyel
<b>MI</b>	:	Motor İmage
<b>PET</b>	:	Pozitron Emisyon Tomografisi
<b>PM</b>	:	Premotor Korteks
<b>PPV</b>	:	Positive Predictive Values
<b>SMA</b>	:	Supplementary Motor Area
<b>Tdcs</b>	:	Transkraniyal Doğrudan Akım Stimülasyonu
<b>TMS</b>	:	Transkraniyal Manyetik Stimülasyon
<b>TPR</b>	:	True Positive Rates
<b>SVM</b>	:	Support Vector Mechine

## TABLO LİSTESİ

<b>Tablo 1:</b> Dirsek açısı ölçen sensörün farklı açılarda kolun kat ettiği mesafe ve EEG üzerinde hangi marker' a denk geldiği ifade edilmiştir.....	21
<b>Tablo 2:</b> Çalışmada kullanılan değerlendirme metrikleri .....	61
<b>Tablo 3:</b> Çalışmada kullanılan 2 sınıflı değerlendirme metrikleri.....	61
<b>Tablo 4:</b> Literatürde yapılan benzer çalışmalar.....	61



## ŞEKİL LİSTESİ

<b>Şekil 1:</b> Beyin bölümleri.....	7
<b>Şekil 2:</b> Biceps curl hareketi .....	13
<b>Şekil 3:</b> Zeminle 15 derecelik açı.....	16
<b>Şekil 4:</b> Zeminle 45 derecelik açı.....	16
<b>Şekil 5:</b> 1.Elektriksel sinyal güçlendirici, 2. Başlık, 3. Elektrotlar .....	18
<b>Şekil 6:</b> Mesafe algılayıcı olarak kurgulanan Arduino ve HC-SR04 Ultrason sistemi. Kol altına yerleştirilen sistem ile el bileğinin zemine olan uzaklığı kestirilip, kestirilen uzaklığa göre seri port (USB) üzerinden bağlı olduğu kontrol bilgisayarına veri aktarılır. .....	19
<b>Şekil 7:</b> X1 Arduinp mikrodenetleyecisi içine gömülen kod.....	20
<b>Şekil 8:</b> İki sınıflı doğrusal ayraç .....	22
<b>Şekil 9:</b> Yeni veri noktalarının komşulara göre sınıflandırılması .....	25
<b>Şekil 10:</b> Karar ağacının genel yapısı.....	27
<b>Şekil 11:</b> Yeni veri noktalarının komşulara göre sınıflandırılması .....	29
<b>Şekil 12:</b> X2 Göz kapalı dinlenme durumu. 2 saniyelik 1000Hz örnekleme frekansına sahip örnek epok. Farklı kanallar, farklı renklerle ifade edilmiştir.....	30
<b>Şekil 13:</b> X3 15 derecelik bilek hareketi. 2 saniyelik 1000Hz örnekleme frekansına sahip örnek epok. Farklı kanallar, farklı renklerle ifade edilmiştir .....	30
<b>Şekil 14:</b> X4. 45 derecelik bilek hareketi. 2 saniyelik 1000Hz örnekleme frekansına sahip örnek epok. Farklı kanallar, farklı renklerle ifade edilmiştir.....	31
<b>Şekil 15:</b> X5 Göz kapalıdinlenme durumu Welch spektrumu farklı frekans bantları için P4 kanalı verisi üzerinde gösterilmiştir .....	31
<b>Şekil 16:</b> X6 15 derecelik el bileği hareketi durumu Welch spektrumu farklı frekans bantları için P4 kanalı verisi üzerinde gösterilmiştir .....	32
<b>Şekil 17:</b> X7 45 derecelik el bileği hareketi durumu Welch spektrumu farklı frekans bantları için P4 kanalı verisi üzerinde gösterilmiştir.....	32
<b>Şekil 18:</b> X8 Destek Vektör Makinaları sınıflandırma sonucu .....	33

<b>Şekil 19:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu.....	33
<b>Şekil 20:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	34
<b>Şekil 21:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	34
<b>Şekil 22:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu.....	35
<b>Şekil 23:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	35
<b>Şekil 24:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	36
<b>Şekil 25:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu.....	36
<b>Şekil 26:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	37
<b>Şekil 27:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	37
<b>Şekil 28:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu.....	38
<b>Şekil 29:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	38
<b>Şekil 30:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	39
<b>Şekil 31:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların sınıflandırılma sonucu verilmiştir.....	39
<b>Şekil 32:</b> Yukarıdaki 15 ve 45 derecelik açıların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	40
<b>Şekil 33:</b> Yukarıdaki 15 ve 45 derecelik açıların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	40
<b>Şekil 34:</b> Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların sınıflandırılma sonucu verilmiştir.....	41

<b>Şekil 35:</b> Yukarıdaki 15 ve 45 derecelik açıların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	41
<b>Şekil 36:</b> Yukarıdaki 15 ve 45 derecelik açıların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	42
<b>Şekil 37:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırma sonucu verilmiştir .....	42
<b>Şekil 38:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	43
<b>Şekil 39:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	43
<b>Şekil 40:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırma sonucu verilmiştir .....	44
<b>Şekil 41:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	44
<b>Şekil 42:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	45
<b>Şekil 43:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırma sonucu verilmiştir .....	45
<b>Şekil 44:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	46
<b>Şekil 45:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	46
<b>Şekil 46:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırma sonucu verilmiştir .....	47
<b>Şekil 47:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	47
<b>Şekil 48:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açıların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	48
<b>Şekil 49:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açıların sınıflandırma sonucu verilmiştir .....	48
<b>Şekil 50:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açıların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	49
<b>Şekil 51:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açıların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	49
<b>Şekil 52:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açıların sınıflandırma sonucu verilmiştir .....	50
<b>Şekil 53:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açıların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	50

<b>Şekil 54:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açıların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	51
<b>Şekil 55:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açıların sınıflandırma sonucu verilmiştir .....	51
<b>Şekil 56:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açıların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	52
<b>Şekil 57:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açıların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	52
<b>Şekil 58:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açı sınıflandırma sonucu verilmiştir .....	53
<b>Şekil 59:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açı sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	53
<b>Şekil 60:</b> Yukarıdaki şekilde 45 derece açı sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	54
<b>Şekil 61:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açı sınıflandırma sonucu verilmiştir .....	54
<b>Şekil 62:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açı sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.....	55
<b>Şekil 63:</b> Yukarıdaki şekilde 15 derece açı sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.....	55
<b>Şekil 64:</b> Yukarıdaki şekilde sag kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu verilmiştir	56
<b>Şekil 65:</b> Yukarıdaki şekilde sag kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir .....	56
<b>Şekil 66:</b> Yukarıdaki şekilde sag kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir .....	57
<b>Şekil 67 :</b> Yukarıdaki şekilde sol kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu verilmiştir .....	57
<b>Şekil 68 :</b> Yukarıdaki şekilde sol kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir .....	58
<b>Şekil 69 :</b> Yukarıdaki şekilde sol kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları .....	58
<b>Şekil 70 :</b> Kol ve açı fark etmeksizin yapılan hareketin sınıflandırması.....	59
<b>Şekil 71 :</b> Kol ve açı fark etmeksizin hayal edilen hareketin sınıflandırması .....	59

**Şekil 72** : Sol ve sağ kolun 15 derecelik açı sınıflandırması sonucu..... 60

**Şekil 73** : Sol ve sağ kolun 45 derecelik açı sınıflandırma sonucu ..... 60



## 1.ÖZET

**Başlık:** Ön Kol Bükme Egzersizi ve Hayal Edilmesi Sırasında Oluşan Elektro Fیزیyolojik Yanıtların Gözetimli Öğrenme Teknikleri ile İncelenmesi

**Öğrenci Adı:** Enes ÜRKMEZ

**Danışman Adı:** Doç. Dr. Adil Deniz DURU

**Program Adı:** Spor Sağlık Bilimleri, Yüksek Lisans

**Amaç:** Üst düzey ve elit seviyedeki sporcuların performanslarını bilinen antrenman teknikleriyle geliştirmek zordur. Bu doğrultuda, çalışma kapsamında, ön kol bükme hareketi zeminle 15 ve zeminle 45 derecelerde yapılmış ve bu açılarda yapılan hareketlerin hayal etmesi incelenmiştir. Ön kol bükme egzersizinin hayal edilmesi sırasında sporcu üzerine etkisinin değerlendirilmesi için olası bir değerlendirme yöntemi sunulmuştur.

**Gereç ve Yöntem:** Katılımcılardan önce göz kapalı olarak 5 dakikalık temel bir EEG kaydı alındı, hemen sonrasında zeminle 15 ve zeminle 45 derecelerinde kol bükme hareketi yaptırıldı, sonra bilgisayar karşısında kol bükme hareketini yapan bir figür ile katılımcıya uyarın verildi ve bu esnada EEG kaydı alındı. Farklı açılarda yapılan kol bükme hareketi yapay sinir ağları ve destek vektör makineleri ile otomatik olarak sınıflandırılmıştır. Her yapılan ölçüm ile, EEG sinyali ayırık dalgacık dönüşümü kullanılarak artefaktlardan arındırılmış, normalize edilmiş, otomatik olarak sınıflanan ön kol bükme açıları zeminle 15 ve zeminle 45 açalarına geldiğinde EEG üzerinde işaretlenmiştir. Ölçümlerde güç değerlerinin hesaplanmasında ve analizinde MATLAB (R2022b) kullanılarak değerlendirilmiştir.

**Bulgular:** Katılımcıların üç farklı durumda EEG sinyalleri toplanmıştır. Gerçekleştirilen ölçümler öznitelik hesabına tabii tutulmuştur. Bu öznitelikler arasındaki sınıflandırma başarısı DVM (Destek Vektör Makinesi) sonuçları şu şekildedir; göz kapalı (%97.8), 15 derecelik açı (%82.1), 45 derecelik açı (%83). Yapay sinir ağı sınıflandırma başarısı göz kapalı (%93.3), 15 derecelik açı (%84.3), 45 derecelik açı (%80).

**Sonuç:** Bu çalışmada, biceps curl hareketinin farklı açılarda sınıflandırılması ve hayal edilmesi ilk kez gösterilmiştir. Zeminle 15 ve zeminle 45 derecelik açıları birbirine yakın sinyal yanıtı oluşturmasına rağmen, %80 inin üzerinde tahmin etme başarısı, kullanılan özniteliklerin hareketin kestirilmesine dair önemli bilgiler sunduğunu göstermektedir.

**Anahtar kelimeler:** Ön kol bükme, hayal etme, bilişsel, sınıflandırma, elektroensefalografi

## 2.SUMMARY

**Title of Thesis:** Investigation Of Electrophysiological Responses During Forearm Curl Exercise And Its Imagery Using Supervised Learning Techniques

**Student's Name Student's Name:** Enes ÜRKMEZ

**Name of Supercisor:** Doç. Dr. Adil Deniz DURU

**Program Name:** Sport Health Sciences, MSc Program

**Objective:** Improving the performance of high-level and elite athletes with well-known training techniques is challenging. In this context, within the scope of the study, the forearm flexion exercise was performed at ground levels of 15 and 45 degrees, and the visualization of movements at these angles was examined. A possible evaluation method has been proposed to assess the effect of imagining forearm flexion exercise on athletes.

**Material and Methods:** Before the participants, a 5-minute basic EEG recording was obtained with their eyes closed. Immediately afterwards, they were instructed to perform the forearm flexion exercise at ground levels of 15 and 45 degrees. Subsequently, while participants were in front of a computer, they were presented with a stimulus in the form of a figure performing the forearm flexion movement, and EEG recording was conducted during this period. The forearm flexion movements performed at different angles were automatically classified using artificial neural networks and support vector machines. With each measurement, the EEG signal was preprocessed using discrete wavelet transformation to remove artifacts, normalize, and automatically classify the forearm flexion angles when they reached ground angles of 15 and 45. MATLAB (R2022b) was used for the calculation and analysis of power values in the measurements.

**Results:** EEG signals were collected from participants in three different conditions. The measurements were subjected to feature extraction. The classification accuracy among these features is as follows for DVS results: eyes closed (97.8%), 15-degree angle (82.1%), and 45-degree angle (83%). The artificial neural network classification accuracy is as follows: eyes closed (93.3%), 15-degree angle (84.3%), and 45-degree angle (80%).

**Conclusion:** In this study, the classification and imagination of the biceps curl movement at different angles have been demonstrated for the first time. Despite the similar signal response between ground angles of 15 and 45 degrees, a prediction accuracy of over 80% indicates that the features used provide significant information for predicting the movement.

**Key words:** Forearm flexion, imagination, cognitive, classification, elektroensefalografi

### 3.GİRİŞ ve AMAÇ

İnsan yaşamının önemli bir yönü harekettir. Hareketlerin kontrolü bilişsel süreçler gerektirir, hareket etme muhtemelen bilişi ve onun altında yatan süreçleri de etkiler. Zihinsel imgeleme, herhangi bir açık hareket veya kas aktivasyonu olmaksızın bir hareketin zihinsel olarak gerçekleştirilmesi olarak tanımlanır (Beauchamp MR ve ark., 2002; Callow N. ve ark., 2001; Lotze M., Halsband U., 2006). Çeşitli çalışmalar gösteriyor ki zihinsel imgeleme atletik performansın iyileştirilmesinde önemli bir araç olarak kabul edilmektedir (Salon, 2001). Dünyanın üst düzey sporcularının çoğu, performansını geliştirmek için zihinsel imgelemeyi kullandıklarını bildiriyor ve başarılarının en azından bir kısmını zihinsel antrenmanlar olduğunu söylüyorlar. (Hardy, Jones ve Gould., 1996). Paivio'nun çalışmalarında imgeleme ile ilgili mevcut diğer literatürlerden yararlanılarak yapılan, bir dizi araştırma imgenin beş temel işlevini belirledi: (a) bilişsel özel (BO; örneğin, belirli spor becerileri), (b) bilişsel genel (BG; örneğin, rekabetçi bir etkinlik ile ilgili stratejiler), (c) motivasyonel özel (MO; örneğin, belirli hedefler ve hedefe odaklı davranış), (d) motivasyonel genel-uyarı (MG-U; örneğin, rahatlama, stres, kaygı ve uyarılma hissiyatları), ve (e) motivasyonel genel- ustalık (MG-U; örneğin, özgüven, etkili başa çıkma, zihinsel dayanıklılık, odaklanma ve kontrol). Bu çalışmalardan elde edilen bulgular, rekabet seviyesi, spor türü, sezon zamanı ve cinsiyet gibi birçok faktörün sporcuların imgeleme kullanımını etkilediğini öne sürmektedir.

Araştırmalar, Elit seviyedeki başarılı sporcuların, amatör seviyedeki başarısız olan sporculara kıyasla önemli ölçüde daha fazla imgeleme kullandığını göstermektedir (Callow ve Hardy, 2001; Cumming ve Hall, 2002a, 2002b).

Araştırmalar, sezon dışında yerel ve uluslararası düzeydeki sporcular arasında sporcuların imgeleme kullanımında önemli farklılıklar bulunmadığını ortaya koymuştur. Ancak hem yerel hem de uluslararası düzeydeki sporcuların, bölgesel düzeydeki sporculardan beş farklı imgeleme türünü daha fazla kullandığı görülmüştür. Elit sporcuların belirli bir becerinin nasıl görünmesi gerektiği konusunda daha net ve doğru bir bilgiye sahip olduklarını öne sürmüşlerdir. Diğer araştırmacılar, elit seviyedeki sporcuların imgelemeyi daha fazla kullanmalarının, branşlarına daha bağlı olduğunu öne sürmüşlerdir

(Vealey ve Greenleaf, 1998; Hall., 2001). Kinestetik imgeleme (Kİ), genellikle video veya canlı gösterimler aracılığıyla, kişinin kendi hareketlerini veya diğer insanların hareketlerini izlemeyi içerir (Neuman, B., ve Gray, R., 2013). Motor imgeleme (MI), görsel imgeleme ve kinestetik imgeleme olarak ikiye ayrılır. Hem Kİ'nin hem de MI'nın motor beceri performansını ve öğrenmeyi artırmak için etkili olduğu iyi bilinmektedir, özellikle fiziksel eğitimle birlikte kullanıldığında, performansı artırmak için çalışırken her iki tekniği de kullanabilirler. (Eaves, D. ve ark., 2016; Ashford, D. ark., 2006; Ste-Marie, D. M., ark., 2012; Cumming, J. ark., 2013). Nörobilimdeki çalışmalar, Kİ ve MI'nın performansın geliştirilmesine nasıl katkı sağlayabileceği olanağı tanımıştır. Nöro görüntüleme tekniklerini kullanarak araştırmacılar, Kİ ve MI sırasında beyin aktivitesini karşılaştırmışlardır. Örneğin, (Hardwick, R. M. ve ark., 2018) tarafından yapılan bir meta-analizde, Kİ ve MI sırasında birkaç beyin bölgesinin, bilateral dorsal, ventral premotor korteksler ve pre-supplementary motor alanı dahil, aktive olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle, Kİ veya MI aracılığıyla beyindeki motor bölgelerin tekrarlı aktivasyonu, fiziksel pratiğe benzer bir şekilde nöral plastisiteyi ve adaptasyona teşvik ederek performans ve öğrenmede iyileşmelere katkıda bulunabilir (Holmes ve Calmels., 2008). Uygulamalı spor psikologları, her iki tekniği sırayla kullanabilir veya Kİ'nin istenen hareketin görsel temsili olarak kullanarak ardından MI'ı başlatmak için kullanabilirler.

Ancak, mevcut araştırmalar Kİ ve MI'ın aynı anda kullanılmasının her iki tekniğin bağımsız kullanımına kıyasla daha iyi performans sonuçları üretebileceğini göstermektedir (Eaves, ve ark., 2016; Frank, ve ark., 2020; McNeill, ve ark., 2020).

Yukarıda belirtilen tüm çalışmalarda egzersiz ile ilgili olarak hareketin hayal edilmesi, hayal edilme süresi, hayal edilme çıktıları gibi değişkenler ölçülmüştür. Bu çalışmada ise mevcut çalışmalardan farklı, egzersiz sırasında göz açık olacak şekilde EEG ve Makine öğrenimi sınıflandırma verileri üzerinden sporcular incelenecektir. Mevcut literatürde sporcular biceps curl hareketi yaparken incelenmemiştir ve farklı açılarda motor imgeleme üzerine çalışılmamıştır. Bu çalışmada sporcuların biceps curl hareketini hayal etmesi esnasında beyinde oluşacak değişkenler üzerine çalışılacaktır. Spesifik olarak,

mevcut literatürde ön kol bükme hareketinin 15 ve 45 derecelik açılarda hayal edilmesi sırasında oluşabilecek değişkenler değişkenler incelenmemiştir.

Ayrıca yukarıda açıklanan sebepler doğrultusunda, hayal etme uygulamasının temel motor beceriler ve spor performansı üzerindeki etkilerine dair kanıtlar sağlanmıştır. Elit sporcuların çoğu (%70-90) performansı arttırmak için motor imgeleme kullandıklarını ve amatörlerle karşılaştırıldığında profesyonel oyuncuların imgeleme pratiğinden daha sık yararlandıkları ortaya konulmuştur. Birçok çalışma imgeleme uygulamasının sadece sporda değil, aynı zamanda hasta rehabilitasyon programlarında performansı arttırmak için de yararlı olduğu doğrulanmış (Mizuguchi ve Nobuaki, 2012). Bu düşünce doğrultusunda, motor imgelemenin ölçüm sonrası olumlu yansıyacağı varsayılmıştır.

Bu tez çalışmasında üzerinde durulan hipotezler şu şekildedir:

H1: Her iki kolda yapılan ön kol bükme egzersizinin 15 ve 45 derecelik açılarda değerlendirilmesi.

H2: Her iki kolda yapılan ön kol bükme egzersizinin 15 ve 45 derecelik açılarda hayal edilmesinin değerlendirilmesi.

H3: Her iki kolda yapılan ön kol bükme egzersizinin 15 derecelik açılarda değerlendirilmesi.

H4: Her iki kolda yapılan ön kol bükme egzersizinin 45 derecelik açılarda değerlendirilmesi.

## 4. GENEL BİLGİLER

### 4.1 Beyin

Beyin, merkezi sinir sisteminin en karmaşık ve önemli organdır. Vücudun kontrol merkezi olarak işlev görür ve çeşitli duyuşal, motor, düşünsel ve bilişsel süreçleri düzenler. Beyin, vücuttaki diğer organlarla iletişim kurar ve karmaşık düşünme, öğrenme, hafıza, duyuşal tepkiler gibi bir dizi fonksiyonu yerine getirir.

#### **Beynin Yapısı:**

Beyin, genel olarak iki ana bölümden oluşur: büyük beyin (telensefalon) ve beyincik (serebellum). Büyük beyin, iki yarımküreden oluşur: sağ yarımküre ve sol yarımküre. Bu iki yarımküre, vücudun karşı tarafındaki hareketleri kontrol eden çapraz bağlantılar ile birbirine bağlıdır.

**Beyin Zarları (Meninges):** Beyni koruyan üç zar vardır. Bunlar sırasıyla dura mater, örümcek ağı zarı (araknoid mater) ve yumuşak zar (pia mater) olarak adlandırılır.

**Büyük Beyin (Telensefalon):** Bu bölüm, beyin en büyük kısmını oluşturur ve düşünme, duyuşal tepkiler, dil, algı ve motor kontrol gibi yüksek düzeyli işlevleri düzenler.

**Beyincik (Serebellum):** Bu yapı, koordinasyon ve dengeyi düzenler. Hareketlerin düzgün bir şekilde gerçekleştirilmesine yardımcı olur.

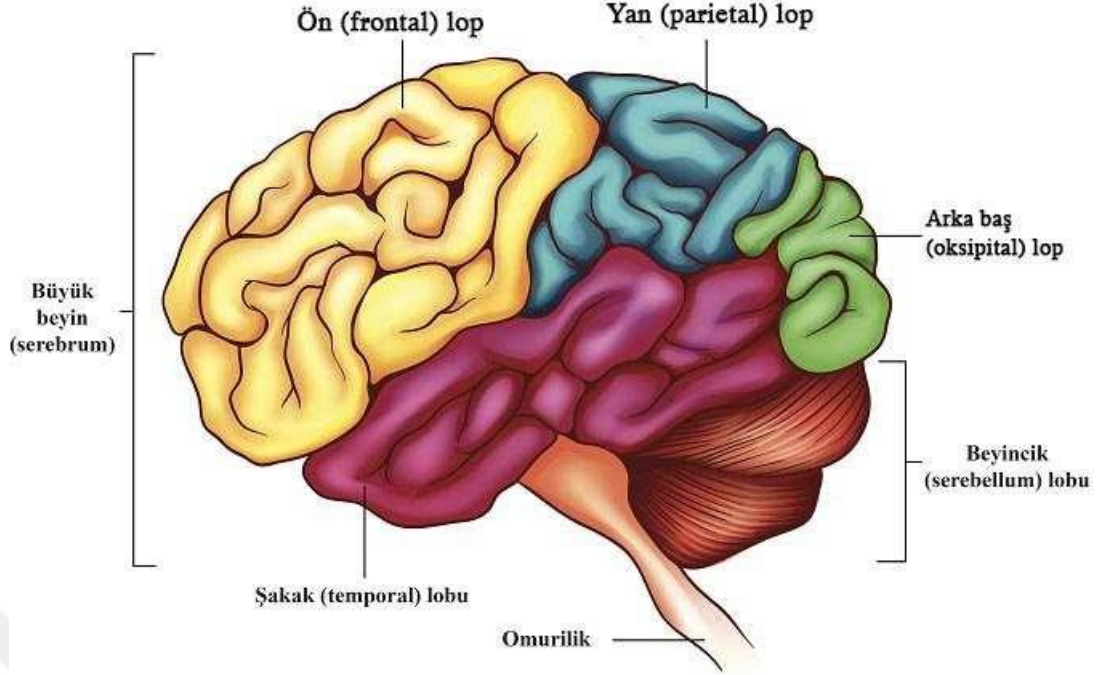
**Beyin Sapı (Brainstem):** Medulla oblongata, pons ve mezensefalondan oluşan beyin sapı, otomatik işlevleri düzenler. Solunum, kalp atışı, sindirim ve bilincin sürdürülmesi gibi temel yaşamsal işlevleri kontrol eder.

**Limbik Sistem:** Duyuşal tepkileri düzenleyen ve hafızayla ilişkili olan bir grup yapıyı içerir. Hipotalamus, hipokampus ve amigdala limbik sistemde bulunan önemli yapılardır.

**Beyin Omurilik Sıvısı (CSF):** Beyni çevreleyen ve koruyan sıvıdır. Ayrıca metabolik atıkları temizler ve beyini destekler.

Beyin, milyarlarca nöron adı verilen sinir hücrelerinden oluşur. Bu nöronlar, elektriksel ve kimyasal sinyaller aracılığıyla birbirleriyle iletişim kurar, bu da karmaşık düşünsel ve motor süreçlere olanak tanır. Beyin, bu yapısı ve işlevselliği ile insan davranışlarını, duygularını, düşüncelerini ve hareketlerini düzenler.

# İNSAN BEYİNİ



**Şekil 1. Beyin bölümleri**

Beyin dalgaları, nörolojik aktivitenin ölçümü için kullanılan elektroensefalogram (EEG) teknolojisi ile keşfedilen önemli göstergelerdir. Bu dalgalar, beyin fonksiyonlarının anlaşılmasında ve bilişsel süreçlerin incelenmesinde kritik bir rol oynar. Delta dalgaları genellikle derin uyku aşamalarında gözlemlenir ve bu dalgaların uykunun yeniden şarj edici etkilerinde önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir. Teta dalgaları, hafif uyku, meditasyon ve öğrenme süreçleriyle ilişkilidir. Alfa dalgaları, rahatlamış bir zihinsel durumu yansıtarak içsel odaklanma ve gevşeme ile bağlantılıdır. Beta dalgaları ise zihinsel uyanıklık, dikkat ve yoğun düşünce süreçleriyle ilişkilidir. Beynin motor korteksine odaklandığımızda, bu dalgaların aktivitesinin, özellikle motor görevler sırasında, bilişsel ve fiziksel performansı etkileyebileceği görülmektedir.

## 4.2 Motor İmgeleme

Motor imgeleme sırasında beyin aktivitesi, belirli nöral ağların aktivitesine dayanmaktadır. Literatürde buna ilişkin çeşitli teknikler kullanılmıştır. Bunlar transkraniyal manyetik stimülasyon (TMS), fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI), pozitron emisyon tomografisi (PET) ve elektroensefalografi (EEG) gibi yöntemleri içermektedir (Nobuaki M. ve ark., 2012). Beyin görüntüleme çalışmaları, motor imgelemenin altında yatan nöral mekanizmaları açıklamak için fMRI PET ve EEG kullanılarak beyin aktivitesinin değerlendirildiğini göstermektedir. Genel olarak, motor imgeleme sırasında beyin aktivitesi ile motor bir becerinin yapılması sırasında meydana gelen aktiviteye benzer (Lotze M., Halsband U., 2006; Hanakawa T. ve ark., 2003; Guillot A. Ve ark., 2009). Supplementary motor area (SMA), premotor korteks (PM), M1, parietal korteks, bazal gangliyon ve serebellum, motor imgeleme sırasında aktive olan bölgeler arasındadır (Lotze M., Halsband U., 2006; Munzert J. Ve ark., 2008; Lorey B. Ve ark., 2010). Bulgular, SMA, PM, parietal korteks ve serebellumun aktivasyonunu içermiştir. Bu bölgeler, sadece motor harekette değil, aynı zamanda motor imgelemede de önemli roller oynarlar. Bununla birlikte, birçok beyin bölgesindeki nöral aktiviteler, gerçek hareket sırasında olduğundan daha düşük bulunmuştur (Michelon P. ve ark., 2006). Motor imgelemenin ayrıca dorsolateral prefrontal korteks (DLPFC), superior parietal lobül ve insula gibi diğer beyin bölgelerini aktive ettiği de bildirilmiştir (Munzert J. Ve ark., 2008; Lacourse MG. Ve ark 2005; Guillot A. Ve ark 2009; Szameitat AJ. Ve ark., 2007). Ancak, bu bölgelerin aktivasyonu çalışmalara göre farklılık göstermektedir.

## 4.3 Supplementary Motor Area ve Premotor Cortex

Çoğu çalışma, SMA ve PM'nin motor imgeleme sırasında aktive olduğunu göstermektedir (Lotze M. ve ark., 2006; Munzert J. ve ark 2008; Hanakawa T. ve ark., 2003). Bu bulguların bir araya getirilmesi, SMA ve PM'nin, motor imgeleme ile ilişkilendirilen nöral ağın muhtemelen temel bileşenleri olabileceğini göstermektedir. Yapılan çalışmalarda parmaklar, ayak parmakları ve dil gibi belirli vücut bölgelerinin imgesi sırasında SMA ve

PM'deki aktivite, her bir vücut bölgesine karşılık gelen alanda meydana gelmiştir. Benzer olarak karşılık gelen alanlar, daha sonra gerçek hareket sırasında da aktive olmuştur (Ehrsson HH. ve ark., 2003). Kasess ve meslektaşları (2008), motor imgeleme sırasında aktiviteyi incelemek için fMRI ve dinamik nedensel modelleme kullanmışlardır. Sonuçları, SMA'nın M1'deki aktiviteyi bastırıldığını öne sürüldü (Kasess CH. ve ark., 2008). Bu sonuç, motor imgeleme sırasında M1'deki aktivasyon eksikliğinin, SMA'dan gelen baskılama nedeniyle olabileceğini ileri sürüldü. Bu nedenle SMA sadece motor hareket oluşturmakla kalmaz, aynı zamanda kas kasılmasını inhibe etmek amacıyla motor imgeleme sırasında M1'i baskılama işlevi görebileceği paylaşılmış.

#### **4.4 Parietal Cortex**

Sirigu ve meslektaşları (1996), hastalarda zihinsel kronometre kullanarak motor imgeleme yeteneğini değerlendirdi. Parietal kortekse belirli lezyonları olan bir hastanın motor imgelemenin süresini düşürdüğü görülmüştür. Bu sonuç, parietal korteksin motor imgelemenin oluşturulmasında önemli bir rol oynadığını göstermektedir (Sirigu A. ve ark., 1996). Sağlıklı bireylerde geçici olarak nöronları devre dışı bırakabilen (sanal lezyon) parietal korteks üzerine tek darbe TMS (manyetik stimülasyon) kullanımı (Pascual-Leone A. ve ark., 2000), motor imgelemenin doğruluğunu azaltmıştır. Bu deneyde motor imgelemenin doğruluğunu değerlendirmek için katılımcılara sözlü talimatla verilen bir dizi el ve kol hareketini hayal etmeleri istenmiş, ardından el ve kolun nihai pozisyonunu araştırmacıya söylemeleri istenmiştir. Katılımcılar talimatlar ilerledikçe hareketleri hayal edebildikleri takdirde doğru cevap vermişlerdir. Bu bulgular, superior parietal korteksin motor imgelemede de önemli bir işlevsel rolü olabileceği ileri sürülmüştür. Son zamanlarda, motor imgeleme sırasında parietal korteks ile çift taraflı primer motor korteks arasındaki kortiko-kortikal bağlantılar, TMS ve transkraniyal doğrudan akım stimülasyonu (tDCS) kombinasyonu kullanılarak incelendi (Feurra M. ve ark., 2011). Motor imgeleme sırasında parietal kortekse anodal tDCS uygulaması, MEP (Motor Eksituar Potansiyel) amplitudünü artırdı. Bu doğrultuda parietal cortex'in motor imgelemedeki etkisinin az olduğunu, özellikle ipsilateral parieto-motor devrelerle sınırlı olduğunu ileri sürülmektedir.

#### **4.5 Spinal Cord**

Motor imgelemenin H refleksi veya F dalgası ile değerlendirilen omurilik uyarılabilirliğini modüle etmediği bildirilmiştir (Abbruzzese G. Ve ark., 1996; Aoyama T. ve ark., 2011). Buna karşılık motor imgeleme sırasında gerilme refleksi artmıştır (Aoyama T. ve ark., 2011). Ancak gerilme refleksi amplitüdünün dorsifleksiyon ve plantar fleksiyonun motor imgesi sırasında arttığını ve H-refleks amplitüdünün değişmediğini göstererek bu potansiyeli açıklığa kavuşturmuştur. Dolayısıyla motor imgeleme bazı omurilik reflekslerinin uyarılabilirliğini artırabilirken diğerlerini etkilememektedir. Şu anda, imgenin omurilik ağlarını nasıl etkilediğine dair bir açıklama hala belirsiz olduğu ileri sürülmüştür.

#### **4.6 Motor İmgeleme Ve Spor**

Birçok çalışma, motor imgeleme pratiği ile spor performansının arttığını göstermiştir (Holmes P. ve ark., 2008; Driskell J. Ve ark., 1994; Isaac AR. Ve ark., 1992). Örneğin, Isaac (1992) gerçek hareket ve trampolinde motor imgeleme içeren 6 haftalık eğitim antrenman uygulanmış kontrol grubuna kıyasla eğitim grubunda (motor imgesiz) beş ulusal yeterlilikli hakem tarafından değerlendirilen gerçek hareket becerisini iyileştirdiğini göstermiştir (Isaac AR. Ve ark., 1992). Motor imgelemenin etkisi gerçek motor hareketin etkisinden daha zayıftı (Allami N. Ve ark., 2008). Ancak, motor imgeleme pratiği, sporcuların genel performansını artırmak için kullanılacak bir ek antrenman yöntemi haline gelebilir. Çoğu elit sporcu (%70- 90%) spor performanslarını artırmak için motor imgeleme kullandıklarını bildirmiştir. Ayrıca, basketbol, futbol, jimnastik, voleybol, dans ve yüzme gibi branşlardaki profesyonel oyuncular, motor imgeleme pratiğini amatörlerden daha sık gerçekleştirmektedirler (Cumming J. Ve ark., 2002). Jimnastikte, elit sporcular genellikle içsel imgeleme (birinci şahıs imgeleme) yaparlar, yani dışsal imgeleme (üçüncü şahıs imgeleme) yerine. Roure ve meslektaşları (1999), voleybol motor imgeleme sırasında otonom yanıtların modülasyonunu izleyerek motor imgelemenin kalitesinin tahmin edilebileceğini belirtmişlerdir (Roure R. Ve ark., 1999). Motor imgeleme sırasında deri potansiyeli, deri kan akışı, kalp hızı ve solunum frekansındaki değişikliklerin büyüklükleri, performans iyileştirmesi ile pozitif bir şekilde ilişkilendirilmiştir.

Motor imgeleme sırasında kortikospinal uyarılabilirliğin modülasyonu, motor imgeleme yeteneğini yansıttığı için, kortikospinal uyarılabilirliğin ölçülmesi, motor imgeleme pratiğinin etkisini tahmin etmek için uygun bir objektif metodoloji olacaktır. Ancak, bazı bireylerin neden motor imgeleme yeteneklerinde oldukça farklı olduğu konusunda pek bir bilgi bulunmamaktadır.

Sporcuların motor beceri sırasında beyin aktivitesi hakkında, performans sırasında veya motor imgeleme sırasında, henüz çok az bilgi bulunmaktadır (Nakata H. ve ark., 2010). Bu alandaki az sayıdaki çalışmalardan birinde, Fourkas ve meslektaşları (2008), yeni başlayan ve uzman tenis oyuncularının forehand vuruşunu imgeleme sırasında TMS ile kortikospinal uyarılabilirliğin modülasyonunu araştırdı. Uzman oyuncularında, hareketi imgeleme sırasında kortikospinal uyarılabilirlik arttı, ancak golf vuruşu, masa tenisi forehand vuruşu imgeleme sırasında artış göstermedi (Fourkas AD. ve ark., 2008). Acemilerde uyarılabilirlik, üç hiçbirinde modülasyona uğramadı. Bu nedenle, karmaşık hareketlerin imgelemesi sırasında kortikospinal uyarılabilirliğin modülasyonu, motor aktivite veya performans düzeyi gelişmiş olduğunda etkilenecek gibi görünmektedir. Başka bir çalışma, sporcuların ve acemilerin beyin aktivitesini karşılaştırdı. Bu çalışmanın bir bulgusu, yüksek atlama imgelemesi sırasında, yüksek atlamacılar da premotor korteks alanı ve beyincik aktivasyonu olurken (örneğin, superior oksipital korteks), acemilerde görsel alanların aktive olduğuydu (Olsson CJ. ve ark., 2010).

#### **4.7 Biceps Curl Egzersizi**

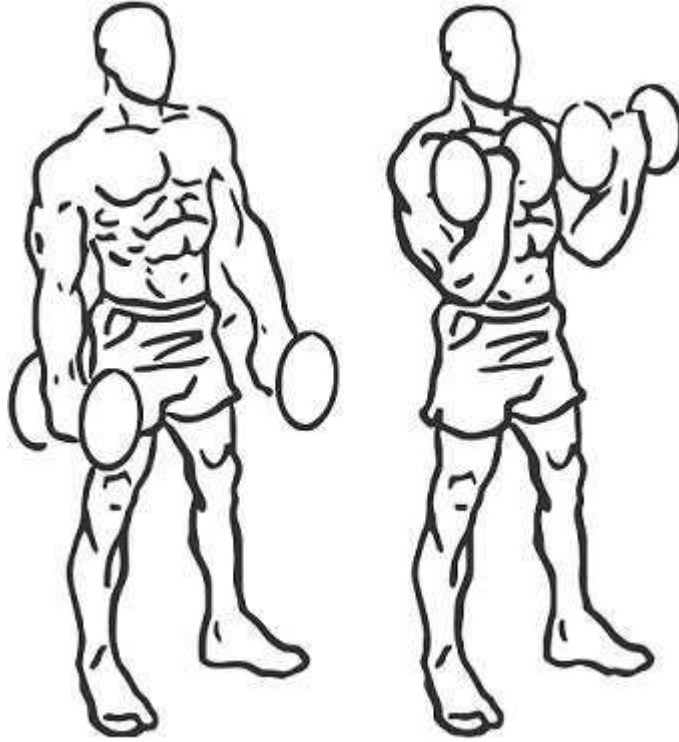
Biceps curl hareketi aktif olarak biceps brachii, brachialis ve brachioradialis kaslarını hedefler. Önkol supinasyonda (avuç içi yukarı dönükken) dirsek fleksiyonunda biceps (pazı) daha güçlüdür ve önkol pronasyonda daha zayıftır. Brachioradialis, avuç içleri içe baktığında daha etkilidir ve brachialis önkol rotasyonundan etkilenmez.

Biceps curl hareketi genellikle kol tamamen uzatılmış bir konumdayken başlar ve supinasyonlu (avuç içi yukarıya dönük) bir kavrama ile bir ağırlık tutulur. Dirseğin tamamen bükülene kadar bükülmesi ve ardından ağırlığın yavaşça başlangıç pozisyonuna indirilmesinden oluşur. Gövde, ileri geri

sallanmak yerine dik kalmalıdır çünkü yükü biceps kasından diğer kaslara aktararak egzersizin etkinliğini azaltır.

Dirsekler de genellikle gövdenin yanında sabit tutulur, çünkü dirseklerin ağırlık merkezinin önünde hareket etmesine izin vermek, tam kasılma elde edilmeden önce biceps üzerindeki gerilimi ortadan kaldırır.

Sporcularda yapılan çalışmalarda biceps tendon yaralanmaları kortizon alımı, anabolik steroidlerin kötüye kullanımı, hiperparatiroidizm ve tip 1 diyabet gibi hastalıklar tendon yaralanmaları için risk faktörü oluşturur (Donaldson O., 2014; Pagonis T., 2011). Literatüre bakıldığında doğrudan egzersize bağlı yaralanmalara rastlanmadı. Egzersiz sırasında yaşanan yaralanmaların yanlış dirsek açısı, yüksek ağırlıkta yapılan egzersiz ya da aşırı yüklenme sonrası meydana geldiği görülmektedir (Lappen, S., 2022). Literatüre bakıldığında çalışmamıza katılacak olan deneklerin yaralanma olasılıkları oldukça düşüktür.



**Şekil 2. Biceps Curl**

## 4.8 Elektroensefalografi

EEG, insan beyinde çeşitli frekans aralıklarında üretilen elektrik sinyallerini, korteksin farklı noktalarına yerleştirilen elektrotlar ile kaydedilmesini sağlayan bir cihazdır (Blinowska ve Durka, 2006). Bu sistemin mucidi, Alman bir psikiyatrist olan Hans Berger kabul edilir ve bu cihazın kullanılması 1924 yılına dayanır. EEG’de temel olarak beş farklı frekans bandında özelleşmiş ritimler bulunmaktadır. Bunlar; delta (0.5-4 Hz), teta (4-8 Hz), alfa (8-13 Hz), beta (13-30 Hz) ve Gama’dır (30 Hz ve üstü). Bilindiği üzere, içsel ve dışsal olaylar devam eden EEG sinyallerinin birçok frekans bandında değişikliklere neden olur. Dalga formundaki değişikliğin doğasına bağlı olarak, bu olayla ilişkilili desenkronizasyon (ERD) veya olayla ilişkilili senkronizasyon (ERS) denir (Pfurtscheller G. Ve ark., 1999). ERD, duyuşsal, bilişsel ve motor fonksiyonlarla ilişkilili kortikal bölgelerin aktivasyonunu yansıtmak gibi görünmektedir. Örneğin, 7-11 Hz (alfa bantları) üzerinden kafatasının sensörimotor korteksinin üstünden gözlemlenen ERD, gönüllünün kol hareketi ile ilişkilendirilmiştir (Arroyo S. Ve ark., 1993). El hareketinin motor imgesi (kinestetik imgeleme) sırasında, karşı taraf hemisferde 8-13 Hz (alfa bantları) ve 14-30 Hz (beta bantları) üzerinde ERD gözlemlenmiştir (Nam CS. Ve ark., 2011). Alfa bantlarındaki ERD, motor imgeleme sırasında kortikospinal uyarılma artışı ile ilişkilendirilmiştir (Matsumoto J. Ve ark., 2010). Olayla ilişkilili potansiyeller (ERPs), motor imgeleme araştırmalarında da kullanılmıştır (Naito E. ve ark., 1994). Genellikle her olaya göre ortalama alınan EEG dalga formlarını içeren ERPs, zamanla kilitleşmiş beyin aktivitesindeki değişiklikleri yansıtmaktadır (Picton TW. Ve ark., 2000). Naito ve Matsumura (1994), motor yürütme, motor imgesi veya No-go yanıtına bir görsel işaretle yanıt olarak FCz’de kaydedilen negatif bir potansiyel ölçmüşlerdir

(73). Negatif bileşenin amplitüdünün, imgeleme koşulunda yürütme koşulundan daha küçük olduğunu göstermişlerdir. Buna karşılık, No-go koşulundaki amplitüd, Go koşulundakinden daha büyüktü. Naito ve Matsumura'nın bulguları, motor imgeleme ile ilişkilili sinir süreçlerinin basit motor bastırmadan farklılık gösterdiğini öne sürmektedir.

## 5. GEREÇ ve YÖNTEMLER

### 5.1 Araştırma Grubu

Tez çalışmasına İstanbul'da ikamet eden, herhangi bir sinir sistemi rahatsızlığı olmayan, yakın zamanda doku-bağ yaralanması geçirmemiş, 18-24 yaş arasındaki 12 erkek ve 3 kadın sporcu dahil edilmiştir. Sporcu grup içerisinde, minimum haftada 3 kez aktif olarak spor yapıyor olması ve branş gereği dominant olarak el ve kol uzvu baskın olmayan kişiler tercih edilmiştir. Katılımcıların elit düzeyde (avrupa ve dünya şampiyonu) olmamalarına ayrıca dikkat edildi.

Bu tez çalışmasının etik kurul onayı 05.04.2023 tarihli toplantıda 09.2022.891 no ile Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulundan alınmıştır.

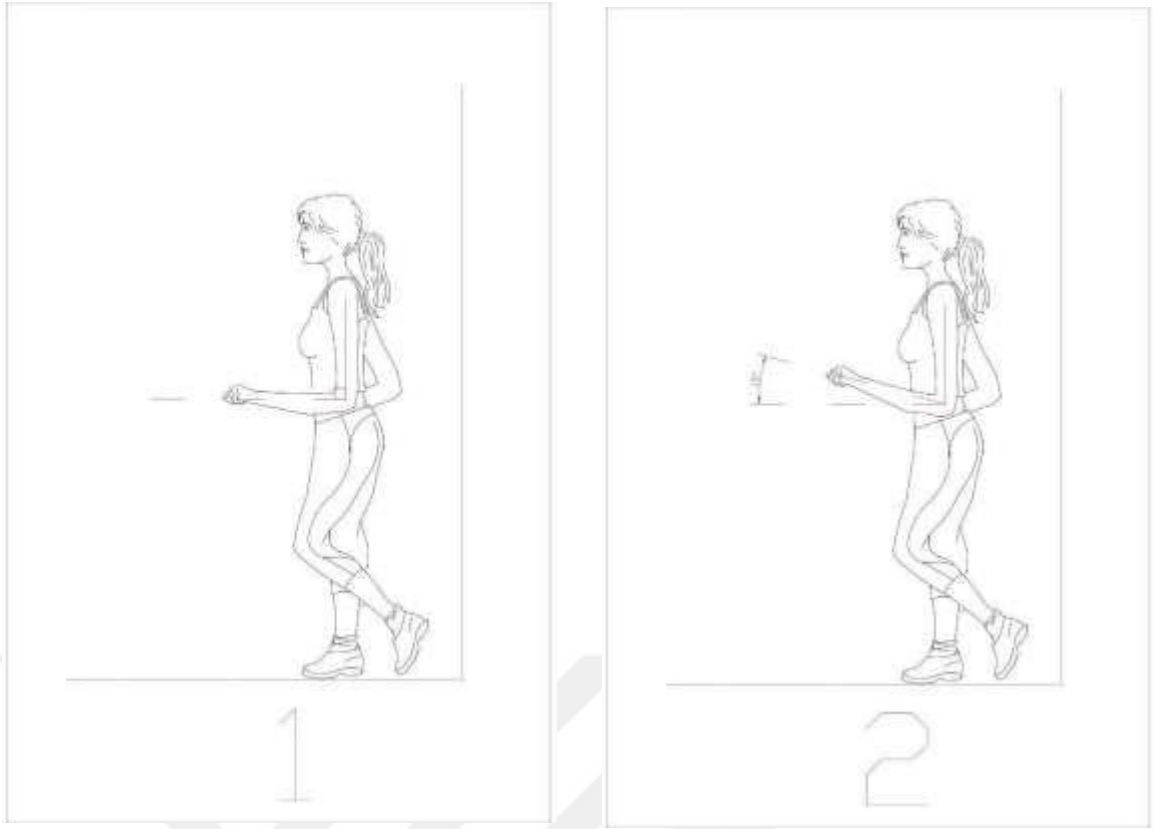
### 5.2 Araştırma Yöntemi

Katılımcıların her birine dominant olarak kullandıkları eli belirlemek için "el tercih testi" uygulanmıştır. Test içerisinde dış fırçalarken, makas kullanırken, yazı yazarken hangi elinizi tercih edersiniz gibi günlük hayatta kullanılan 13 adet soru soruldu. Bunun sonucunda en yüksek skora sahip el dominant olarak kabul edilmiştir.

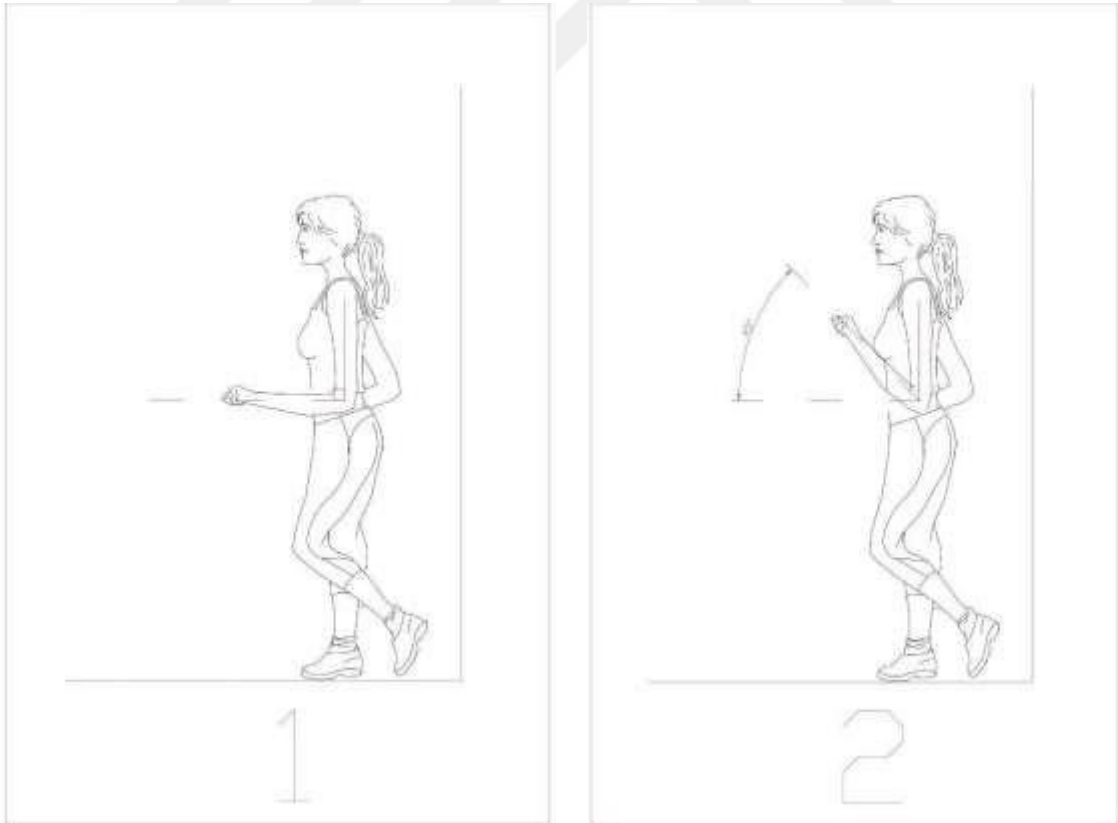
Katılımcılara deney paradigması olarak kol bükme egzersizi zeminle 15 derece ve zeminle 45 derecelik açılarda yapılmıştır. Deney öncesinde katılımcılara her bir kol için zeminle 15 derece ve zeminle 45 derecelik açılarda deneme yaptırıldı. Zeminle 15 derecelik her bir açı ve kol için 1 dakikalık kayıtlar alındı. Zeminle 45 derecelik her bir açı ve kol için 1 dakikalık kayıtlar alındı. Her iki açı içinde katılımlar 10 ve 15 tekrar aralığında değişen kol bükme hareketi yapmıştır. Bu değişimin sebebi katılımcılara herhangi bir tekrar sayısı belirlenmemiştir sadece 1 dakikalık süre boyunca hareketi yapması beklenmiştir. Deney sırasında katılımcı tarafından açılı ezberlemesinden kaçınmak adına hareketler karışık olarak yaptırılmıştır. Katılımcıların kol bükme hareketini hayal etmesi sırasında bilgisayar ekranı aracılığıyla; beyaz ekran üzerine siyah ve kırmızı fontlarda çizilmiş zeminle 15 ve zeminle 45 derecelik açılar

hareketli olarak gösterilmiştir. Her bir bükme ve açma hareketi sonrası 1000ms olarak beklemektedir. Hareketin gerçekleşme süresi 300ms olarak gösterilmiştir. Hayal etme sırasında katılımcı hareketsiz dik bir şekilde sadece ekranda ona gösterilen uyarıyı takip etmiştir.





**Şekil 3: Zeminle 15 derecelik açı**



**Şekil 4: Zeminle 45 derecelik açı**

### **5.3 Araştırmanın Çalışma Alanı**

Katılımcıların ölçümleri Marmara Üniversitesi Sporda Sinirbilim ve Psikofizyoloji araştırma laboratuvarında yapılmıştır. Deney öncesi katılımcını fiziksel özelliklerine uygun şekilde hazırlanmıştır. Deney sırasında katılımcının, nelere dikkat etmesi gerektiği uygulamalı olarak anlatılmıştır. Tüm veriler ilgili araştırma laboratuvarında analiz edilmiştir.

### **5.4 Araştırmada Kullanılan Cihaz ve Anketler**

Bu çalışma sırasında hiçbir katılımcının deneyine müdahale edilmemiştir, herhangi bir yönlendirmen özellikle kaçınılmıştır.

#### **5.4.1 EEG**

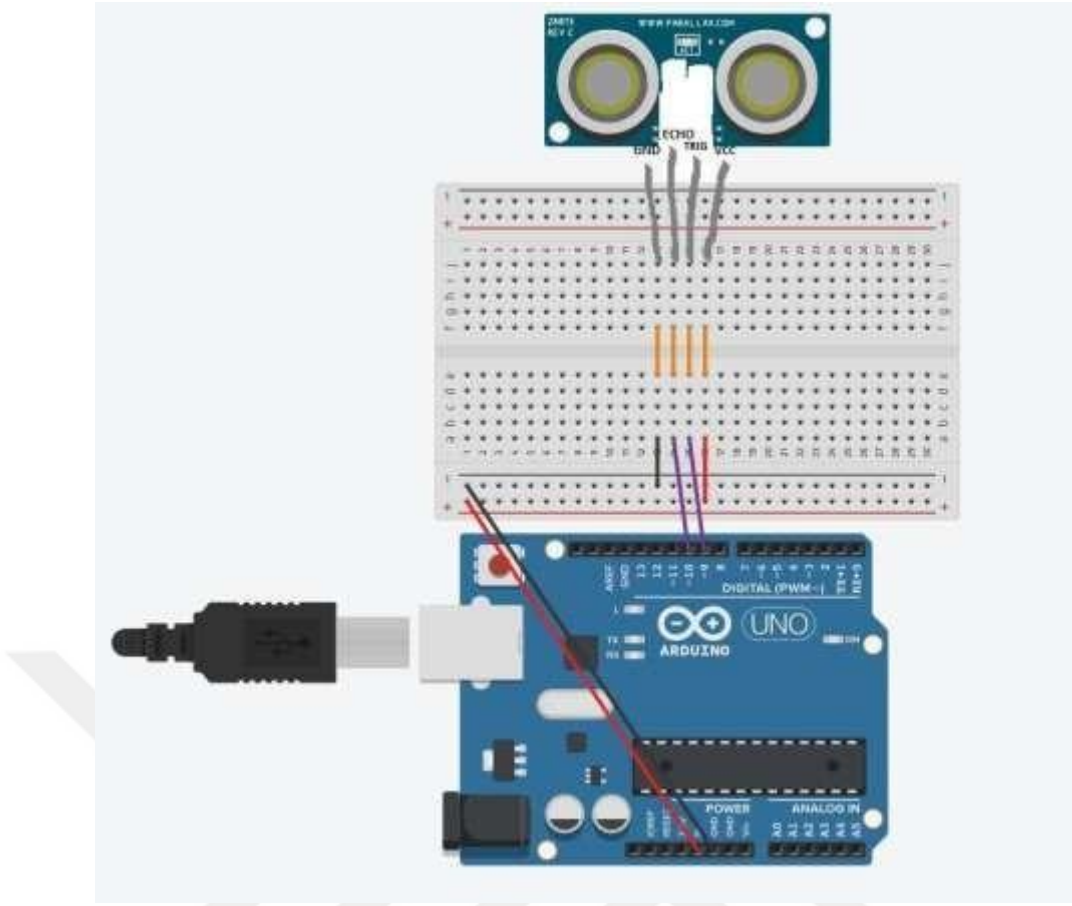
EEG, beyinde var olan sinir hücre gruplarının elektriksel aktivitesidir. Tedavi amaçlı kullanıldığı gibi sinir bilim araştırmalarında da beynin dinamik cevaplarını ölçmek amaçlı kullanılabilir. EEG osilasyonları, farklı frekans aralıklarına sahip olan dalgaların süper-pozisyonu ile (dalgaların üst üste binmesi ile) oluşur (Başar E, 1980). Bu dalgalar; delta (1–4 Hz), teta (4–8Hz), alfa (8–13 Hz), beta (13–30Hz), gama (30 Hz ve üstü). Periyodik olmayan fakat ritmik olan bu dalgalar 0,1 Hz'den başlayan ve 100 Hz'i aşan frekans aralığında, genlikleri ise 10  $\mu$ V ile 200  $\mu$ V arasında kaydedilebilir ve ham EEG kaydına filtreleme uygulanarak bu dalgalar ayrı ayrı tespit edilebilir.



**Şekil 5: 1. Elektriksel sinyal güçlendirici, 2. Başlık, 3. Elektrotlar**

Denemeden önce göz açık ve göz kapalı olarak üçer dakika temel bir EEG kaydı alınacak. İlk adım olan pasif modda denekler kollarını gevşetir ve hareketsiz olarak beklemesi istenir. İkinci mod olan aktif modda, denekler monitördeki talimatları okur (Yap, Yapma ve Hayal et) ve biceps curl egzersizi yaparlar. Burada denekten 60 tekrar istenen hareketi yapması beklenir. Sabit bir hızda yapmasını kolaylaştırmak için 1/3/1 temposunda yapması istenir. 1 saniye bekle 3 saniye hareket 1 saniye bekle şeklinde. Üçüncü mod olan motor imgeleme modunda, denekler kollarını gevşetir ve monitördeki talimatları okur, (Hayal et) hareketi kollarını hareket ettirmeden yalnızca hayal ederek gerçekleştirmesi istenir. Bu esnada deneklerin gözleri kapalı konumdadır. İstenen süre boyunca bu konumda kalması beklenir. Biceps curl hareketini yaptığı süre ile hayal ettiği süre eşit gelecek şekilde düzenlenmiştir.

Tablo 1 de ifade edilen verilerin toplanması amacıyla elektronik bir algılayıcı sistemini kurgulayarak uygulaması gerçekleştirilmiştir. Bu sistem kapsamında Arduino kontrol kartı ve ses dalgası algılayıcısı kullanılmıştır. Kurgulanan sistem Şekil X de gösterilmiştir.



**Şekil 6. Mesafe algılayıcı olarak kurgulanan Arduino ve HC-SR04 Ultrason sistemi. Kol altına yerleştirilen sistem ile el bileğinin zemine olan uzaklığı kestirilip, kestirilen uzaklığa göre seri port (USB) üzerinden bağlı olduğu kontrol bilgisayarına veri aktarılır.**

```

|
const int trigPin = 9;
const int echoPin = 10;
float duration, distance;
int var;
void setup() {
  pinMode(trigPin, OUTPUT);
  pinMode(echoPin, INPUT);
  Serial.begin(115200);
}
void loop() {
  digitalWrite(trigPin, LOW);
  delayMicroseconds(2);
  digitalWrite(trigPin, HIGH);
  delayMicroseconds(10);
  digitalWrite(trigPin, LOW);
  duration = pulseIn(echoPin, HIGH);
  distance = (duration*.0343)/2;
  var=(distance / 3);
  switch (var) {
    case 1:
      Serial.println(1);
      delay(500);break;
    case 2:
      Serial.println(2);
      delay(500);break;
    case 3:
      Serial.println(3);
      delay(500);break;
    case 4:
      Serial.println(4);
      delay(500);break;
    default:
      break;
  }
}
}

```

**Şekil 7. X1 Arduinp mikrodnetleyecisi içine gömülen kod.**

Şekil X1 de ifade edilmiş kod sürekli olarak ultrason sensörü ile haberleşerek mesafenin durumunu kontrol etmekte ve mesafae 0-3 cm arasında ise S1, 3-6 cm arası ise S2, 6-9 cm arası ise S3, 9-12 cm arasında ise S4 işaretini USB portu üzerinden bağlı olduğu bilgisayara göndermektedir. Kontrol bilgisayarı ise sürekli olarak çalıştırmakta olduğu MATLAB ortamında hazıranmış kod ile seri portu dinlemektedir. Kod seri porta bilgi geldiğinde, bu bilgiyi doğrudan kontrol bilgisayarının anakartı üzerinde yer alan paralel porta gönderir.

Paralel port üzerinden EEG yükselteğicinin tetikleyici girişine gelen veri

doğrudan kayıt edilerek, bir-iki milisaniye içerisinde el hareketinin durumu kayıt altına alınmaktadır.

İşaret	Açı	Mesafe
S1	0°	0-3
S2	15°	3-6
S3	30°	6-9
S4	45°	9-12

**Tablo 1: Dirsek açısı ölçen sensörün farklı açılarda kolun kat ettiği mesafe ve EEG üzerinde hangi marker' a denk geldiği ifade edilmiştir.**

### **Testler Aşağıdaki Sırayla Uygulanacaktır**

1. Temel bir göz kapalı EEG kaydı alınır.
2. 15 ve 45 derecelik açılarda ön kol bükme hareketi 1 dakikalık EEG kaydı kişiden alınır.
3. 15 ve 45 derecelik açılarda ön kol bükme hareketi hayaledilmesi sırasında 1 dakikalık EEG kaydı kişiden alınır.

EEG, Beyin Ürünleri actiCAP 16 elektrotları (1000 Hz örnekleme hızı) kullanılarak kaydedilecektir. Solunum, kafa hareketi, kalp atışı gibi fizyolojik, cep telefonları gibi çevresel ve donanıma bağlı birçok gürültü faktörü elde edilen EEG sinyali üzerinde bozucu etki yapmaktadırlar. EEG sınıflandırma sistemlerinde yüksek başarımlar elde edebilmek için sinyaller filtrelenerek ön işlemden geçirilip üzerindeki gürültüden arındırılır. Alfa ve beta güç değerlerinin hesaplanmasında MATLAB (R2013a) kullanılacak.

## **5. 5 ANALİZ**

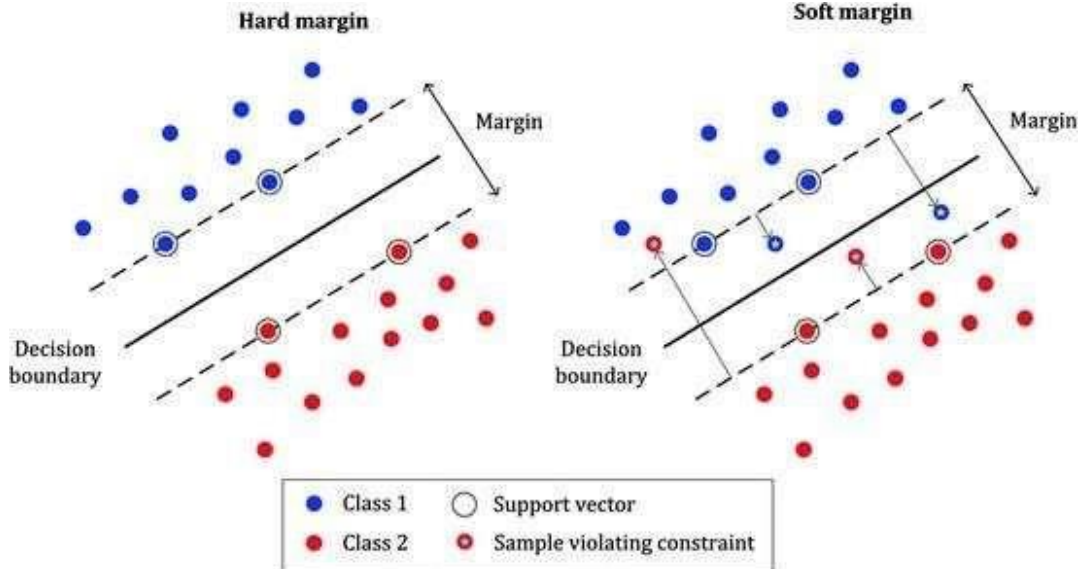
### **5.1 1 Matlab**

EEG sınıflandırma sistemlerinde yüksek başarımlar elde edebilmek için Matlab programı içerisinde yer alan makine öğrenim algoritmaları kullanılmıştır. Alfa ve beta güç değerlerinin hesaplanmasında MATLAB (R2013a) kullanılacak.

## 5.5.2 Makine Öğrenim Sınıflandırması

Hipotezlerin sınanması için çok kanallı EEG ölçümlerinden elde edilecek öznelilikler non-parametrik istatistik testlere konu edilecektir. Ayrıca, hayal etme ve gerçekleştirme fazlarında gerçekleştirilecek ölçümlerden elde edilen öznelilikler arasındaki ilinti, korelasyon katsayısı ile belirlenecektir.

Hipotez sınamalarına ek olarak makine öğrenme tekniklerinden gözetimli öğrenme ile hareket sırasında/öncesinde, hayal etme sırasında/öncesindeki durumların kestirilmesine çalışılacaktır. Çalışma kapsamında ele alınacak ilk yöntem Destek Vektör Makinaları sınıflandırıcısı olacaktır. Şekil 1’ de ifade edilen iki parametre özelinde  $(X,Y)$ , iki sınıf doğrusal bir vektör ile ayrılması prensibini temel alarak, her iki küme elemanlarının birbirine olan mesafesi destek vektörleri olarak hesaplanır.



### Şekil 8. İki sınıflı doğrusal ayıraç

Destek vektörleri arasında kalan mesafenin büyümesi, grupların parametreleri arasındaki değişkenliğin az olduğunu, mesafenin küçülmesi ise gruplar arası parametre değişkenliğinin yüksek olması şeklinde ifade edilebilir.

$$c(x, y, f(x)) = \begin{cases} 0, & \text{if } y * f(x) \geq 1 \\ 1 - y * f(x), & \text{else} \end{cases}$$

$$\min_w \lambda \|w\|^2 + \sum_{i=1}^n (1 - y_i \langle x_i, w \rangle) +$$

Veri noktaları ile hiperdüzlem arasında kalan maliyet fonksiyonu üzerinden gradyan alınarak minimize edilip,

$$\frac{\delta}{\delta w_k} \lambda \|w\|^2 = 2 \lambda w_k$$

$$\frac{\delta}{\delta w_k} (1 - y_i \langle x_i, w \rangle) = \begin{cases} 0, & \text{if } y_i \langle x_i, w \rangle \geq 1 \\ -y_i x_{ik}, & \text{else} \end{cases}$$

Hiperdüzlemin denklemini ortaya konmaktadır. Bu hiperdüzlem kullanılarak girdi parametreleri olan anket skorları ve davranışsal çıktılar, fizyoloji parametreler ile kestirimde bulunmak için gözetimli öğrenmede sınıflandırma yaklaşımında kullanılacaktır.

Sınıflandırma başarısı, doğru pozitif (TP), doğru negatif (TN), yanlış pozitif (FP), yanlış negatiflerin (FN) hesaplanması ile türetilen parametreler ile değerlendirilecektir. Formüller aşağıdaki gibidir:

$$\text{TruePositiveRate} = \frac{\text{TruePositive}}{\text{FalseNegative} + \text{TruePositive}}$$

$$\text{TrueNegativeRate} = \frac{\text{TrueNegative}}{\text{TrueNegative} + \text{FalsePositive}}$$

$$\text{FalsePositiveRate} = \frac{\text{FalsePositive}}{\text{TrueNegative} + \text{FalsePositive}}$$

$$\text{Precision} = \frac{\text{TruePositive}}{\text{TruePositive} + \text{FalsePositive}}$$

$$\text{Precision} = \frac{\text{TruePositive}}{\text{TruePositive} + \text{FalseNegative}}$$

$$F1 = 2 * \frac{1}{\frac{1}{\text{Precision}} + \frac{1}{\text{Recal}}}$$

Burada TP gerçek pozitifleri, TN gerçek negatifleri, FP yanlış pozitifleri ve FN yanlış negatifleri temsil eder. ROC (alıcı işletim karakteristiği) eğrisi, TPR ve FPR'yi sınıflandırma kalitesini değerlendirmek için bir ölçüt olarak göstermek için kullanılır.

$$\text{ACC} = (\text{TP} + \text{TN}) / (\text{TP} + \text{FP} + \text{TN} + \text{FN}) \quad (4)$$

ROC eğrisi, üst sol köşeye daha yakın olduğunda daha iyi doğruluk temsil eder. AUC sayısı, ROC eğrisi ve koordinat eksenleri tarafından çevrelenen alan olarak tanımlanır. 1.0'e ne kadar yakınsa, o kadar yüksek doğruluk olur.

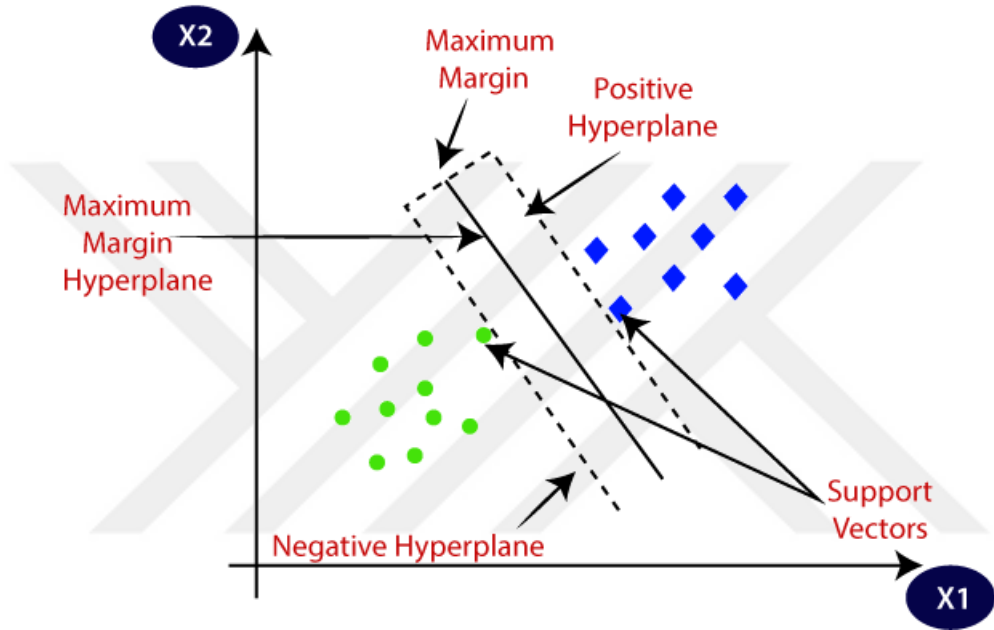
### 5.5.3 Destek Vektör Makinesi (SVM)

Destek Vektör Makinesi veya SVM, Sınıflandırma ve Regresyon problemlerinde kullanılan en popüler Denetimli Öğrenme algoritmalarından biridir. Ancak öncelikle Makine Öğrenimindeki Sınıflandırma problemlerinde kullanılır.

SVM algoritmasının amacı, gelecekte yeni veri noktasını kolayca

doğru kategoriye koyabilmemiz için  $n$  boyutlu uzayı sınıflara ayırabilen en iyi çizgiyi veya karar sınırını oluşturmaktır. Bu en iyi karar sınırına hiperdüzlem adı verilir (34).

SVM, hiperdüzlemin oluşturulmasına yardımcı olan uç noktaları/vektörleri seçer. Bu uç durumlara destek vektörleri adı verilir ve dolayısıyla algoritmaya Destek Vektör Makinesi adı verilir. Bir karar sınırı veya hiperdüzlem kullanılarak sınıflandırılan iki farklı kategorinin bulunduğu aşağıdaki diyagramı düşünün:



Şekil 9. Yeni veri noktalarının komşulara göre sınıflandırılması

**SVM iki tipte olabilir:**

**Doğrusal SVM:** Doğrusal SVM, doğrusal olarak ayrılabilir veriler için kullanılır, yani bir veri kümesi tek bir düz çizgi kullanılarak iki sınıfa sınıflandırılabilir. Bu tür veriler doğrusal olarak ayrılabilir veriler olarak adlandırılır ve sınıflandırıcı, Doğrusal SVM sınıflandırıcı olarak adlandırılır.

**Doğrusal Olmayan SVM:** Doğrusal Olmayan SVM, doğrusal olmayan şekilde ayrılmış veriler için kullanılır, yani bir veri kümesi düz bir çizgi kullanılarak sınıflandırılmıyorsa bu tür veriler doğrusal olmayan veriler olarak adlandırılır ve kullanılan sınıflandırıcıya ise Non-Doğrusal olmayan veriler denir. Doğrusal SVM sınıflandırıcısı (34).

#### 5.5.4 İnce Ağaç Sınıflandırması

Karar Ağacı, hem sınıflandırma hem de Regresyon problemlerinde kullanılabilecek bir Denetimli öğrenme tekniğidir ancak çoğunlukla Sınıflandırma problemlerinin çözümünde tercih edilmektedir. İç düğümlerin bir veri kümesinin özelliklerini, dalların karar kurallarını ve her yaprak düğümün sonucu temsil ettiği ağaç yapılı bir sınıflandırıcıdır .

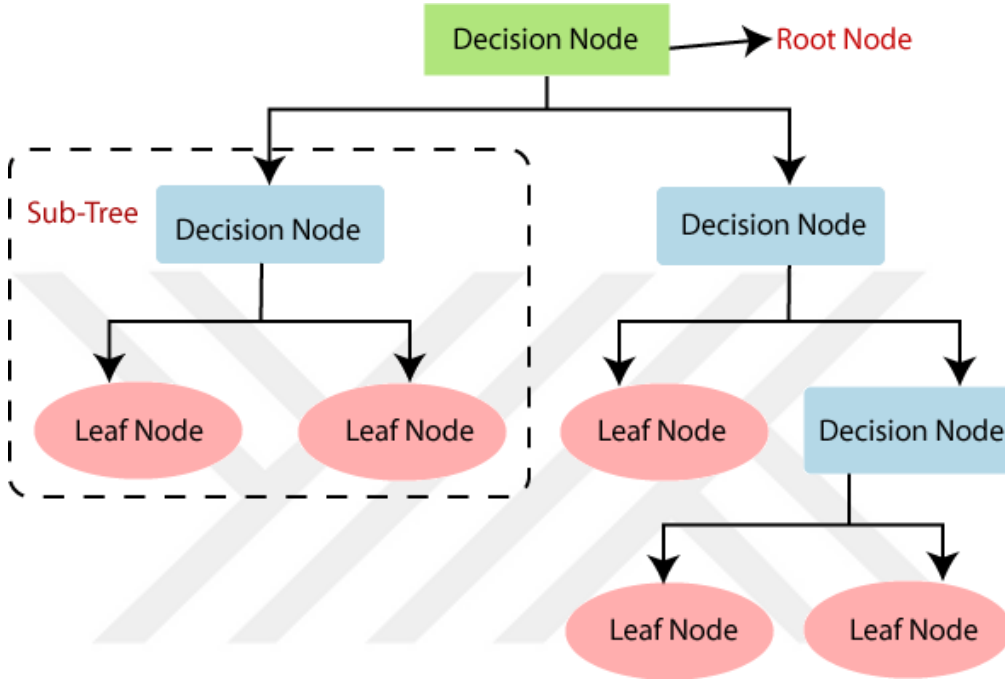
Karar ağacında Karar Düğümü ve Yaprak Düğümü olmak üzere iki düğüm vardır. Karar düğümleri herhangi bir karar vermek için kullanılır ve birden fazla dala sahiptir; oysa Yaprak düğümler bu kararların çıktısıdır ve başka dallar içermez. Kararlar veya test, verilen veri setinin özelliklerine göre gerçekleştirilir. Verilen koşullara bağlı olarak bir problemin/kararın olası tüm çözümlerini elde etmek için kullanılan grafiksel bir gösterimdir. Karar ağacı olarak adlandırılmasının nedeni, ağaca benzer şekilde kök düğümlerle başlaması ve daha sonraki dallara doğru genişleyerek ağaca benzer bir yapı oluşturmasıdır.

Bir ağaç oluşturmak için Sınıflandırma ve Regresyon Ağacı algoritması anlamına gelen CART algoritmasını kullanıyoruz . Karar ağacı basitçe bir soru sorar ve cevaba (Evet/Hayır) göre ağacı alt ağaçlara ayırır. Aşağıdaki şemada bir karar ağacının genel yapısı açıklanmaktadır:

#### 5.5.5 Güçlendirilmiş Ağaç Sınıflandırması

Ensemble sınıflayıcılar, bireysel sınıflayıcıların gücünü birleştirir. Karar ağaçları için ensemble sınıflayıcılar en umut verici olanlardır. Normalde, karar ağaçları kararsızdır ve ensemble bu sorunu ortadan kaldıracaktır. Bireysel sınıflandırıcılara kıyasla üstün performans sağlamak için birden fazla sınıflandırıcı uygulanır, ağırlıklandırılır ve birleştirilir. Farklı türde karar ağacı ensemble'ları vardır: boosting,

bagging ve random tree. Boosting popüler bir karar ağacı ensemble'ıdır. Dağıtılmış eğitim verileri zayıf öğrenenlerde tekrar tekrar çalıştırılır ve bireysel ağaçlara göre yüksek doğrulukla güçlü bir sınıflayıcıya dönüştürülür. RUSBoost (Random Under Sampling) algoritması, eşit olmayan veri gruplarına uygulanabilir.



Şekil 10. Karar ağacının genel yapısı

### 5.5.6 Arttırılmış Ağaç Sınıflandırması

Boosting, belirli bir öğrenme algoritmasının doğruluğunu artırmak için kullanılabilen genel bir yöntemdir. Daha spesifik olarak, bu yöntem, birçok doğru veya "güçlü" sınıflandırıcının, birçok yanlış veya "zayıf" sınıflandırıcının lineer bir kombinasyonu ile üretilebileceği prensibine dayanır. Genel olarak, bir bireysel zayıf sınıflandırıcının performansı yalnızca hafif bir şekilde rastgele bir performansın üzerindedir (Eng-Jon Ong and R. Bowden., 2004).

### 5.5.7 Torbalanmış Ağaç Sınıflandırması

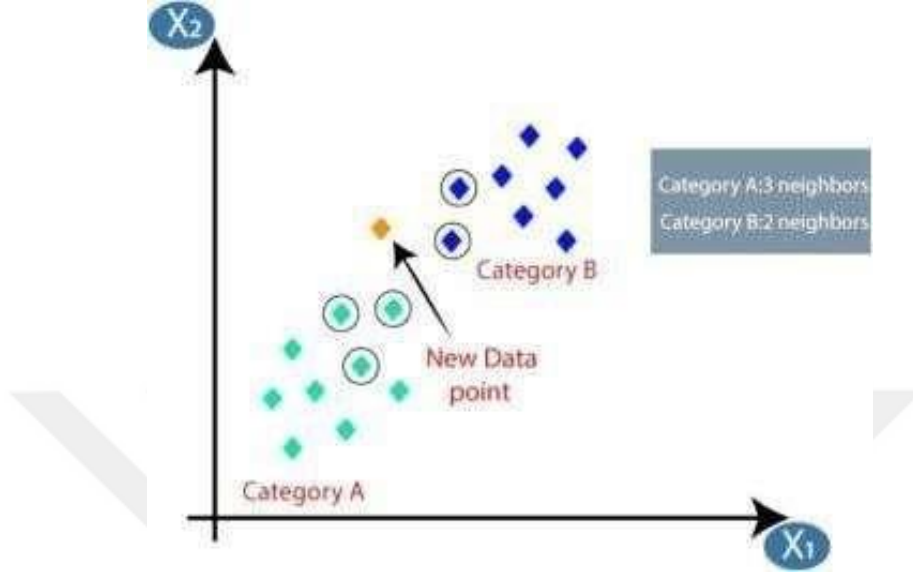
Bagged tree algoritmasında eğitim veri kümeleri değiştirilerek rastgele örnekler alınır. Bagging, yüksek varyansa sahip makine öğrenme teknikleri için varyansı azaltmak için kullanılacak basit bir yöntemdir. Öğrenciler iki kategoriye ayrılabilir; yani 'kararlı' ve 'kararsız'. Kararlı öğrenenlerin varyansı düşük, kararsız öğrenenlerin ise varyansı yüksektir. DT (decision tree), belirli eğitim modeline duyarlı olan kararsız bir öğrenendir. Eğitim modeli değiştirilirse (örneğin bir ağaç, eğitim modellerinin bir alt kümesi üzerinde eğitilirse), ortaya çıkan DT orijinalinden oldukça farklı olabilir. Böyle bir durumda ortaya çıkan DT'nin tahmin doğruluğu da değişecektir. DT'nin bu zorluğunu aşmak için, bir bagged DT iyi bir seçim olabilir. Kararlarının çoğunluk oylamasını alarak birçok DT'nin sonuçlarını birleştirir, bu da aşırı uydurma sorununu azaltmaya ve DT'nin genelleştirmesini iyileştirmeye yardımcı olur. Bu nedenle, bireysel DT'ler derin bir şekilde büyütülür ve ağaçlar budanmaz, bu da daha yüksek varyansa neden olur.

### 5.5.8 K-en Yakın Komşu Algoritması

Burada 'K' ifadesi, yeni veri noktasının komşularının sayısını belirtir. Bu algoritma içinde uygun bir K değeri belirlemek en önemli süreçtir. Daha iyi doğruluk için, doğru K değerini seçmek önemlidir ve bu süreç parametre ayarlama olarak adlandırılır. 1 veya 2 gibi çok düşük bir K değeri gürültülü sonuçlara yol açabilirken, çok yüksek bir değer bazen veri kümesine bağlı olarak karışıklığa neden olabilir. K için sabit bir değer yoktur, ancak K'nın genellikle aldığı standart değerlerden biri '5'tir, yani çoğunluk oylama işlemi için yeni veri noktasına en yakın 5 komşu göz önünde bulundurulur. Veri kümesinin iki sınıfı arasında hata ve karışıklığı önlemek için genellikle tek bir K değeri uygundur (34).

Tüm noktaların yeni veri noktasından olan Öklid mesafelerinin değerlerini hesapladıktan sonra, en yakın komşuların çoğunluğunun hangi kategoriye ait olduğunu (örneğin, K 5'te) gözlemlemek ve bu

nedenle dikkatli bir hesaplama sonrasında sınıflandırma için atanmış olan veri noktasına bu sınıfı atamak önemlidir. Şekil 4'te olduğu gibi, en yakın 3 komşunun bu kategoriden olduğu için, noktanın A sınıfına gittiği sonucuna varılabilir (34).



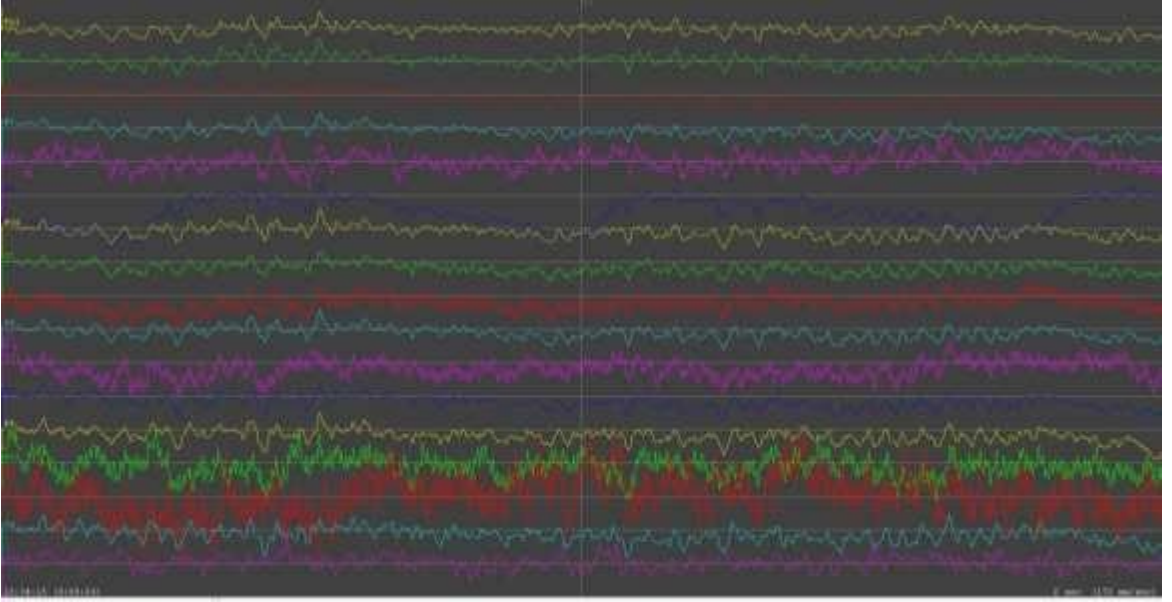
Şekil 11. Yeni veri noktalarının komşulara göre sınıflandırılması

## 6. BULGULAR

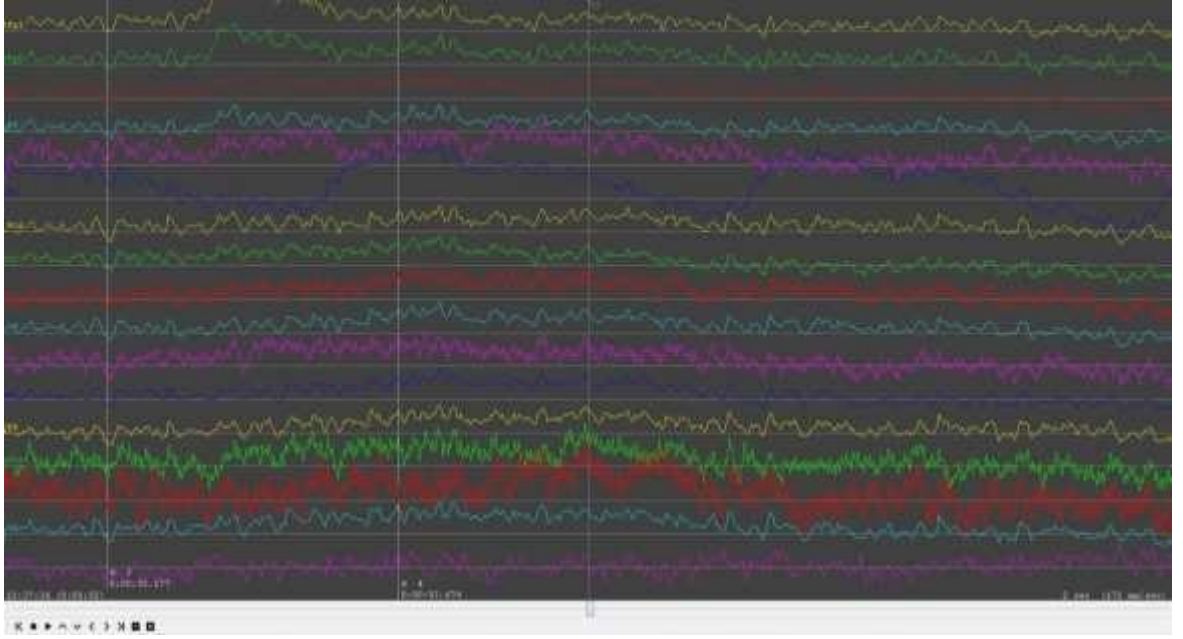
Katılımcılardan üç farklı durumda EEG sinyalleri toplanmıştır. Bu sinyaller el bileğinin zeminle 15 derece açı yapmasında, 45 derece açı yapmasında ve gözler kapalı dinlenme durumu sırasında elde edilmiştir. Gerçekleştirilen ölçümler birer saniyelik pencereye ayrılarak, öznitelik hesabına tabii tutulmuştur. Aşağıdaki Şekil X2, Şekil X3 ve Şekill X4, sırasıyla 15 derece açı, 45 derece el bileği açısı hareketi ve dinlenme durumunun 16 kanallı örnek ölçümlerini göstermektedir.



**Şekil 12. X2 Göz kapalı dinlenme durumu. 2 saniyelik 1000Hz örnekleme frekansına sahip örnek epok. Farklı kanallar, farklı renklerle ifade edilmiştir.**

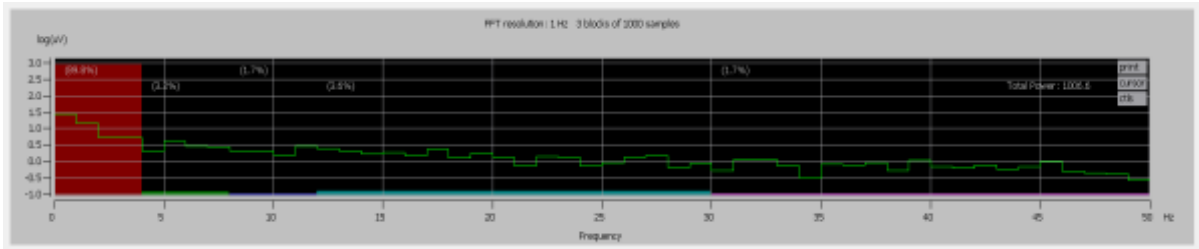


**Şekil 13. X3 15 derecelik bilek hareketi. 2 saniyelik 1000Hz örnekleme frekansına sahip örnek epok. Farklı kanallar, farklı renklerle ifade edilmiştir.**

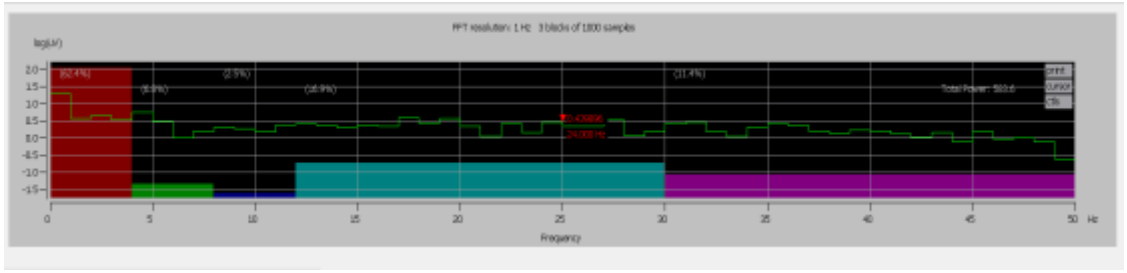


**Şekil 14. X4. 45 derecelik bilek hareketi. 2 saniyelik 1000Hz örnekleme frekansına sahip örnek epok. Farklı kanallar, farklı renklerle ifade edilmiştir.**

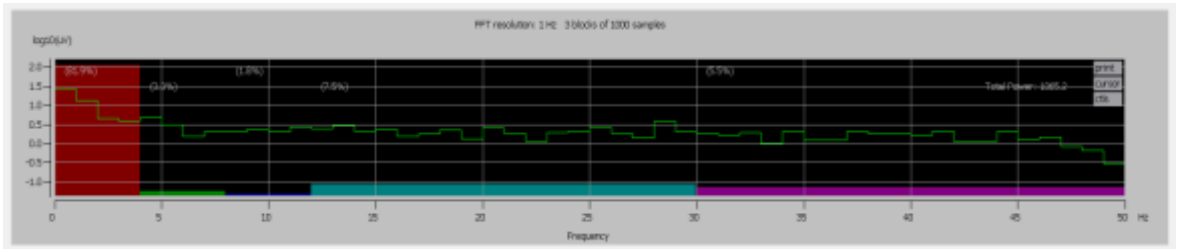
Elde edilen ölçümlerden birer saniyelik pencereler halinde frekans spektrumu hesaplanarak, özniteliklere ulaşılmıştır. Bu özniteliklere ait örnekler Şekil X5, Şekil X6 ve Şekil X7 de gösterilmiştir. Bu öznitelikler delta bandı, teta bandı, alfa, beta ve gama bandı olarak farklı renklerle izlenmektedir.



**Şekil 15. X5 Göz kapalı dinlenme durumu Welch spektrumu farklı frekans bantları için P4 kanalı verisi üzerinde gösterilmiştir.**

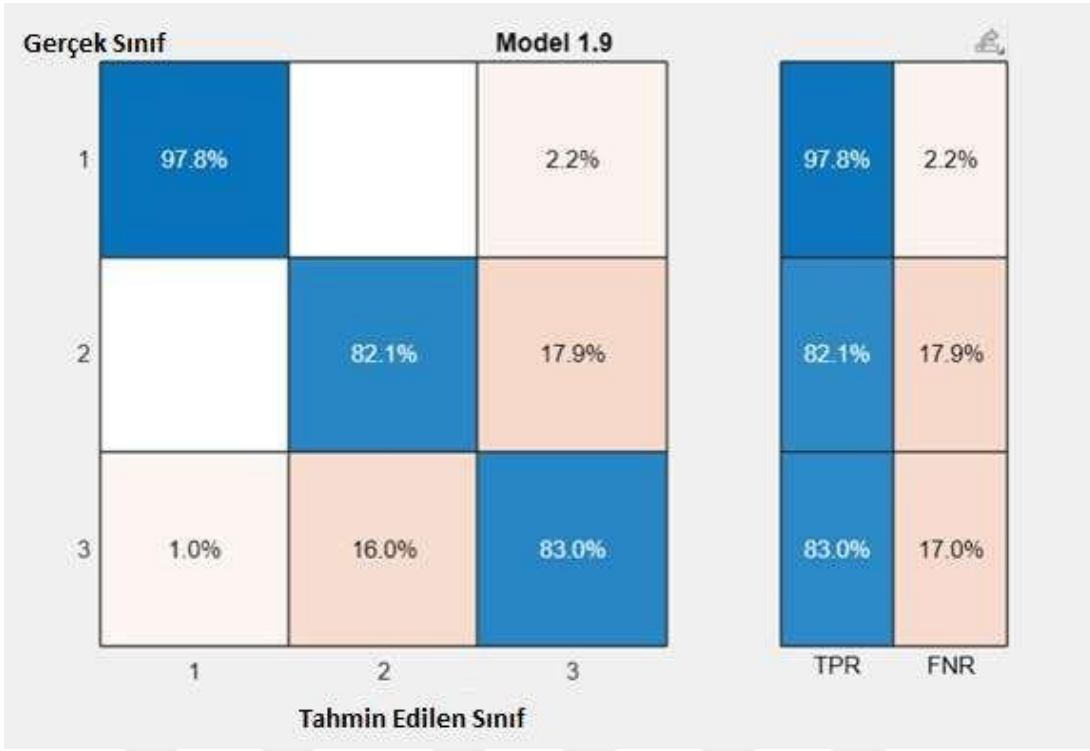


**Şekil 16. X6 15 derecelik el bileği hareketi durumu Welch spektrumu farklı frekans bantları için P4 kanalı verisi üzerinde gösterilmiştir.**



**Şekil 17. X7 45 derecelik el bileği hareketi durumu Welch spektrumu farklı frekans bantları için P4 kanalı verisi üzerinde gösterilmiştir.**

Öznitelikler kullanılarak üç durum arasındaki sınıflandırma başarısı Destek Vektör Makinalarının sonuçları Şekil X8 de gösterilmektedir. Durum etiketleri 1, 2, 3 sırasıyla, göz kapalı, 15 derecelik açı, 45 derecelik açıyı temsil etmektedir. Makine öğrenmesinde 5 katlamalı çapraz doğrulama yöntemi ile %84.9 luk doğruluk oranına ulaşılmıştır. DVM için 1.4 saniye eğitim süresi, quadratik bir çekirdek fonksiyonu kullanılmıştır.



**Şekil 18. X8 Destek Vektör Makinaları Sınıflandırma Sonucu**



**Şekil 19. Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açların hayal edilme sınıflandırılma sonucu (%83.2)**

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

Gerecek Sınıf	Tahmin Edilen Sınıf				TPR	FNR
	15 derece sag kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sag kol hayal	45 derece sol kol hayal		
15 derece sag kol hayal	90.1%	2.9%	5.7%	1.3%	90.1%	9.9%
15 derece sol kol hayal	6.0%	79.3%	4.0%	10.7%	79.3%	20.7%
45 derece sag kol hayal	11.6%	4.2%	81.5%	2.7%	81.5%	18.5%
45 derece sol kol hayal	2.1%	11.0%	5.8%	81.1%	81.1%	18.9%

**Şekil 20.** Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açların hayal edilme sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

Gerecek Sınıf	Tahmin Edilen Sınıf			
	15 derece sag kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sag kol hayal	45 derece sol kol hayal
15 derece sag kol hayal	83.5%	3.3%	6.4%	1.6%
15 derece sol kol hayal	5.0%	81.3%	4.0%	11.4%
45 derece sag kol hayal	9.8%	4.4%	83.8%	3.0%
45 derece sol kol hayal	1.7%	11.0%	5.7%	84.1%

	15 derece sag kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sag kol hayal	45 derece sol kol hayal
PPV	83.5%	81.3%	83.8%	84.1%
FDR	16.5%	18.7%	16.2%	15.9%

**Şekil 21.** Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açların hayal edilme sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

**Model 2.1 (Fine Tree)**

	15 derece sağ kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal
15 derece sağ kol hayal	641	105	163	89
15 derece sol kol hayal	72	614	116	156
<b>Gereçek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol hayal	122	121	568	146
45 derece sol kol hayal	59	203	168	541
	15 derece sağ kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			

**Şekil 22.** Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açların hayal edilme sınıflandırılma sonucu (%60.9).

**Model 2.1 (Fine Tree)**

	15 derece sağ kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal		
15 derece sağ kol hayal	64.2%	10.5%	16.3%	8.9%	64.2%	35.8%
15 derece sol kol hayal	7.5%	64.1%	12.1%	16.3%	64.1%	35.9%
<b>Gereçek Sınıf</b>						
45 derece sağ kol hayal	12.7%	12.6%	59.4%	15.3%	59.4%	40.6%
45 derece sol kol hayal	6.1%	20.9%	17.3%	55.7%	55.7%	44.3%
	15 derece sağ kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal	TPR	FNR
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>					

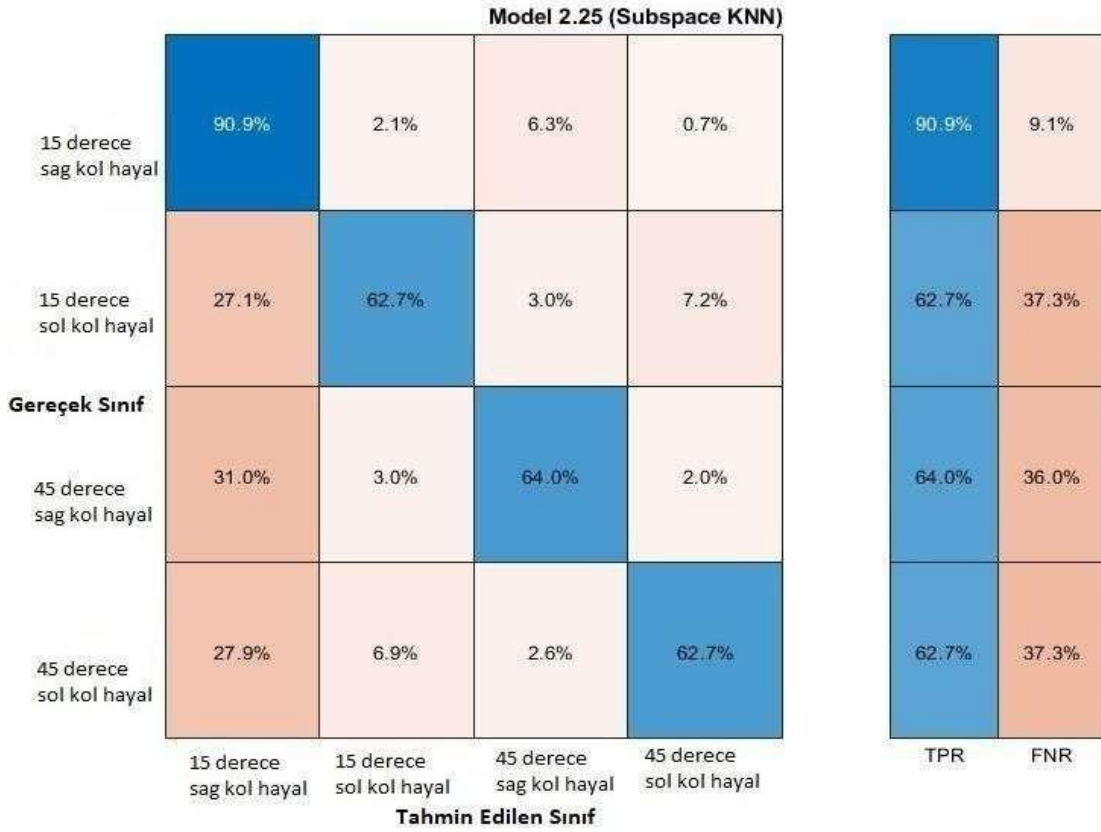
**Şekil 23.** Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açların hayal edilme sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

Model 2.1 (Fine Tree)				
15 derece sağ kol hayal	71.7%	10.1%	16.1%	9.5%
15 derece sol kol hayal	8.1%	58.9%	11.4%	16.7%
<b>Gerecek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol hayal	13.6%	11.6%	56.0%	15.7%
45 derece sol kol hayal	6.6%	19.5%	16.6%	58.0%
	15 derece sağ kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal
Tahmin Edilen Sınıf				
PPV	71.7%	58.9%	56.0%	58.0%
FDR	28.3%	41.1%	44.0%	42.0%

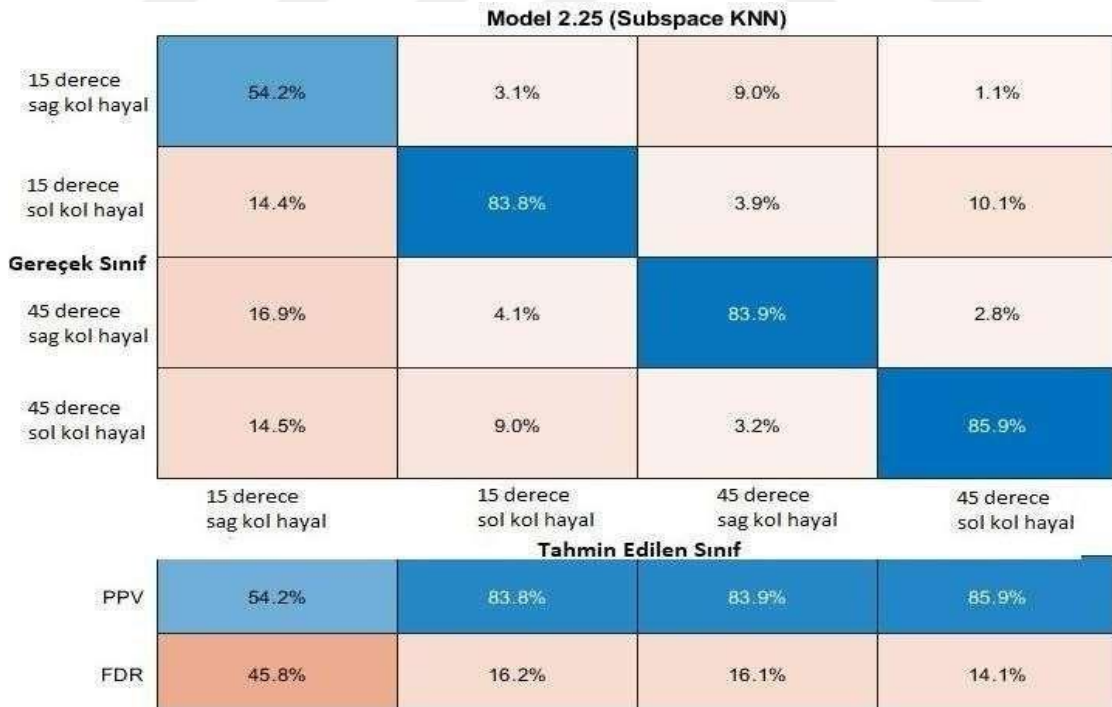
Şekil 24. Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

Model 2.25 (Subspace KNN)				
15 derece sağ kol hayal	1015	23	70	8
15 derece sol kol hayal	270	626	30	72
<b>Gerecek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol hayal	317	31	653	20
45 derece sol kol hayal	272	67	25	611
	15 derece sağ kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal
Tahmin Edilen Sınıf				

Şekil 25. Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açların hayal edilme sınıflandırılma sonucu. (%70.7)



Şekil 26. Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilme sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.



Şekil 27. Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

<b>Gereçek Sınıf</b>	15 derece sağ kol hayal	881	45	55	17
	15 derece sol kol hayal	48	801	42	67
	45 derece sağ kol hayal	69	30	809	49
	45 derece sol kol hayal	32	78	60	801
		15 derece sağ kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal
		<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			

**Şekil 28.** Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açların hayal edilme sınıflandırılma sonucu (%84.8).

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

<b>Gereçek Sınıf</b>	15 derece sağ kol hayal	88.3%	4.5%	5.5%	1.7%	<b>TPR</b>	
	15 derece sol kol hayal	5.0%	83.6%	4.4%	7.0%		<b>FNR</b>
	45 derece sağ kol hayal	7.2%	3.1%	84.5%	5.1%		
	45 derece sol kol hayal	3.3%	8.0%	6.2%	82.5%		
		15 derece sağ kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal		
		<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>					

**Şekil 29.** Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açların hayal edilme sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

15 derece sağ kol hayal	85.5%	4.7%	5.7%	1.8%
15 derece sol kol hayal	4.7%	84.0%	4.3%	7.2%
<b>Gerecek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol hayal	6.7%	3.1%	83.7%	5.2%
45 derece sol kol hayal	3.1%	8.2%	6.2%	85.8%
	15 derece sağ kol hayal	15 derece sol kol hayal	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			
PPV	85.5%	84.0%	83.7%	85.8%
FDR	14.5%	16.0%	16.3%	14.2%

Şekil 30. Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açılarının hayal edilmesi sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

**Model 1 (Fine Tree)**

15 derece sağ kol	780	87	181	68
15 derece sol kol	107	552	163	176
<b>Gerecek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol	181	118	629	93
45 derece sol kol	68	185	163	559
	15 derece sağ kol	15 derece sol kol	45 derece sağ kol	45 derece sol kol
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			

Şekil 31. Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açılarının sınıflandırılma sonucu verilmiştir (%61.3).

Model 1 (Fine Tree)				
15 derece sag kol	66.9%	10.9%	18.5%	6.3%
15 derece sol kol	8.9%	58.7%	14.8%	21.5%
<b>Gerecek Sınıf</b>				
45 derece sag kol	15.7%	11.8%	53.3%	14.2%
45 derece sol kol	8.5%	18.7%	13.4%	58.1%
	15 derece sag kol	15 derece sol kol	45 derece sag kol	45 derece sol kol

Tahmin Edilen Sınıf				
PPV	66.9%	58.7%	53.3%	58.1%
FDR	33.1%	41.3%	46.7%	41.9%
	1	2	3	4

Şekil 32. Yukarıdaki 15 ve 45 derecelik açların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

Model 1 (Fine Tree)				
15 derece sag kol	67.1%	8.7%	18.7%	5.5%
15 derece sol kol	10.0%	52.3%	16.8%	20.8%
<b>Gerecek Sınıf</b>				
45 derece sag kol	17.2%	10.3%	59.1%	13.4%
45 derece sol kol	9.7%	17.0%	15.6%	57.6%
	15 derece sag kol	15 derece sol kol	45 derece sag kol	45 derece sol kol

TPR	67.1%	52.3%	59.1%	57.6%
FNR	32.9%	47.7%	40.9%	42.4%

Şekil 33. Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

**Model 2.25 (Subspace KNN)**

	15 derece sag kol	15 derece sol kol	45 derece sag kol	45 derece sol kol
<b>Gerecek Sınıf</b>	15 derece sag kol	15 derece sol kol	45 derece sag kol	45 derece sol kol
15 derece sag kol	930	19	41	8
15 derece sol kol	269	603	20	66
45 derece sag kol	326	36	558	37
45 derece sol kol	260	57	30	624
	15 derece sag kol	15 derece sol kol	45 derece sag kol	45 derece sol kol
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			

Şekil 34. Yukarıdaki şekilde 15 ve 45 derecelik açların sınıflandırılma sonucu verilmiştir (%69.9).

**Model 1 (Fine Tree)**

	15 derece sag kol	15 derece sol kol	45 derece sag kol	45 derece sol kol		
<b>Gerecek Sınıf</b>	15 derece sag kol	15 derece sol kol	45 derece sag kol	45 derece sol kol	TPR	FNR
15 derece sag kol	67.1%	8.7%	18.7%	5.5%	67.1%	32.9%
15 derece sol kol	10.0%	52.3%	16.8%	20.8%	52.3%	47.7%
45 derece sag kol	17.2%	10.3%	59.1%	13.4%	59.1%	40.9%
45 derece sol kol	9.7%	17.0%	15.6%	57.6%	57.6%	42.4%
	15 derece sag kol	15 derece sol kol	45 derece sag kol	45 derece sol kol		
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>					

Şekil 35. Yukarıdaki 15 ve 45 derecelik açların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

**Model 2.25 (Subspace KNN)**

15 derece sağ kol	52.1%	2.7%	6.3%	1.1%
15 derece sol kol	15.1%	84.3%	3.1%	9.0%
<b>Gerecek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol	18.3%	5.0%	86.0%	5.0%
45 derece sol kol	14.6%	8.0%	4.6%	84.9%
	15 derece sağ kol	15 derece sol kol	45 derece sağ kol	45 derece sol kol
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			
PPV	52.1%	84.3%	86.0%	84.9%
FDR	47.9%	15.7%	14.0%	15.1%
	1	2	3	4

Şekil 36. Yukarıdaki 15 ve 45 derecelik açların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

15 derece sağ kol	881	45	55	17
15 derece sol kol	48	801	42	67
<b>Gerecek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol	69	30	809	49
45 derece sol kol	32	78	60	801
	15 derece sağ kol	15 derece sol kol	45 derece sağ kol	45 derece sol kol
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			

Şekil 37. Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırma sonucu verilmiştir (%85.5).

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

Gerecek Sınıf	Tahmin Edilen Sınıf				TPR	FNR
	15 derece sag kol	15 derece sol kol	45 derece sag kol	45 derece sol kol		
15 derece sag kol	88.3%	4.5%	5.5%	1.7%	88.3%	11.7%
15 derece sol kol	5.0%	83.6%	4.4%	7.0%	83.6%	16.4%
45 derece sag kol	7.2%	3.1%	84.5%	5.1%	84.5%	15.5%
45 derece sol kol	3.3%	8.0%	6.2%	82.5%	82.5%	17.5%

**Şekil 38.** Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

Gerecek Sınıf	Tahmin Edilen Sınıf				PPV	FDR
	15 derece sag kol	15 derece sol kol	45 derece sag kol	45 derece sol kol		
15 derece sag kol	85.5%	4.7%	5.7%	1.8%	85.5%	14.5%
15 derece sol kol	4.7%	84.0%	4.3%	7.2%	84.0%	16.0%
45 derece sag kol	6.7%	3.1%	83.7%	5.2%	83.7%	16.3%
45 derece sol kol	3.1%	8.2%	6.2%	85.8%	85.8%	14.2%

1                      2                      3                      4

**Şekil 39.** Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

**Model 2.22 (Boosted Trees)**

15 derece sag kol	919	68	99	30
15 derece sol kol	193	418	198	189
<b>Gerecek Sınıf</b>				
15 derece sag kol hayal	181	88	620	109
15 derece sag kol hayal	90	162	94	612
	15 derece sag kol	15 derece sol kol	15 derece sag kol hayal	15 derece sag kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			

Şekil 40. Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırma sonucu verilmiştir (%63.1).

**Model 2.22 (Boosted Trees)**

15 derece sag kol	82.3%	6.1%	8.9%	2.7%	82.3%	17.7%
15 derece sol kol	19.3%	41.9%	19.8%	18.9%	41.9%	58.1%
<b>Gerecek Sınıf</b>						
15 derece sag kol hayal	18.1%	8.8%	62.1%	10.9%	62.1%	37.9%
15 derece sag kol hayal	9.4%	16.9%	9.8%	63.9%	63.9%	36.1%
	15 derece sag kol	15 derece sol kol	15 derece sag kol hayal	15 derece sag kol hayal	TPR	FNR
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>					

Şekil 41. Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

**Model 2.22 (Boosted Trees)**

<b>Gereçek Sınıf</b>	15 derece sag kol	66.4%	9.2%	9.8%	3.2%
	15 derece sol kol	14.0%	56.8%	19.6%	20.1%
	15 derece sag kol hayal	13.1%	12.0%	61.3%	11.6%
	15 derece sag kol hayal	6.5%	22.0%	9.3%	65.1%
		15 derece sag kol	15 derece sol kol	15 derece sag kol hayal	15 derece sag kol hayal
<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>					
PPV		66.4%	56.8%	61.3%	65.1%
FDR		33.6%	43.2%	38.7%	34.9%

**Şekil 42.** Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

**Model 1 (Fine Tree)**

<b>Gereçek Sınıf</b>	15 derece sag kol	860	133	88	35
	15 derece sol kol	151	606	127	114
	15 derece sag kol hayal	124	153	662	59
	15 derece sag kol hayal	95	203	71	589
		15 derece sag kol	15 derece sol kol	15 derece sag kol hayal	15 derece sag kol hayal
<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>					

**Şekil 43.** Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırma sonucu verilmiştir (%66.8).

		Model 1 (Fine Tree)					
Gerecek Sınıf	15 derece sag kol	77.1%	11.9%	7.9%	3.1%	77.1%	22.9%
	15 derece sol kol	15.1%	60.7%	12.7%	11.4%	60.7%	39.3%
	15 derece sag kol hayal	12.4%	15.3%	66.3%	5.9%	66.3%	33.7%
	15 derece sag kol hayal	9.9%	21.2%	7.4%	61.5%	61.5%	38.5%
		15 derece sag kol	15 derece sol kol	15 derece sag kol hayal	15 derece sag kol hayal	TPR	FNR
		Tahmin Edilen Sınıf					

Şekil 44. Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

		Model 1 (Fine Tree)			
Gerecek Sınıf	15 derece sag kol	69.9%	12.1%	9.3%	4.4%
	15 derece sol kol	12.3%	55.3%	13.4%	14.3%
	15 derece sag kol hayal	10.1%	14.0%	69.8%	7.4%
	15 derece sag kol hayal	7.7%	18.5%	7.5%	73.9%
		15 derece sag kol	15 derece sol kol	15 derece sag kol hayal	15 derece sag kol hayal
		Tahmin Edilen Sınıf			
PPV		69.9%	55.3%	69.8%	73.9%
FDR		30.1%	44.7%	30.2%	26.1%

Şekil 45. Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

**Model 2.25 (Subspace KNN)**

15 derece sag kol	1065	20	23	8
15 derece sol kol	271	658	20	49
<b>Gerecek Sınıf</b>				
15 derece sag kol hayal	258	32	686	22
15 derece sag kol hayal	252	39	25	642
	15 derece sag kol	15 derece sol kol	15 derece sag kol hayal	15 derece sag kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			

**Şekil 46.** Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırma sonucu verilmiştir (%75).

**Model 2.25 (Subspace KNN)**

15 derece sag kol	95.4%	1.8%	2.1%	0.7%	95.4%	4.6%
15 derece sol kol	27.2%	65.9%	2.0%	4.9%	65.9%	34.1%
<b>Gerecek Sınıf</b>						
15 derece sag kol hayal	25.9%	3.2%	68.7%	2.2%	68.7%	31.3%
15 derece sag kol hayal	26.3%	4.1%	2.6%	67.0%	67.0%	33.0%
	15 derece sag kol	15 derece sol kol	15 derece sag kol hayal	15 derece sag kol hayal	TPR	FNR
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>					

**Şekil 47.** Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

Model 2.25 (Subspace KNN)				
15 derece sağ kol	57.7%	2.7%	3.1%	1.1%
15 derece sol kol	14.7%	87.9%	2.7%	6.8%
<b>Gereçek Sınıf</b>				
15 derece sağ kol hayal	14.0%	4.3%	91.0%	3.1%
15 derece sağ kol hayal	13.7%	5.2%	3.3%	89.0%
	15 derece sağ kol	15 derece sol kol	15 derece sağ kol hayal	15 derece sağ kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			
PPV	57.7%	87.9%	91.0%	89.0%
FDR	42.3%	12.1%	9.0%	11.0%

Şekil 48. Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

Model 2.23 (Bagged Trees)				
45 derece sağ kol	870	40	90	21
45 derece sol kol	83	782	32	78
<b>Gereçek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol hayal	115	56	743	43
45 derece sol kol hayal	45	106	52	768
	45 derece sağ kol	45 derece sol kol	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			

Şekil 49. Yukarıdaki şekilde 45 derece açların sınıflandırma sonucu verilmiştir. (%80.6).

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

45 derece sağ kol	85.2%	3.9%	8.8%	2.1%	85.2%	14.8%
45 derece sol kol	8.5%	80.2%	3.3%	8.0%	80.2%	19.8%
<b>Gereçek Sınıf</b>						
45 derece sağ kol hayal	12.0%	5.9%	77.6%	4.5%	77.6%	22.4%
45 derece sol kol hayal	4.6%	10.9%	5.4%	79.1%	79.1%	20.9%
	45 derece sağ kol	45 derece sol kol	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal	TPR	FNR
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>					

Şekil 50. Yukarıdaki şekilde 45 derece açların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

45 derece sağ kol	78.2%	4.1%	9.8%	2.3%
45 derece sol kol	7.5%	79.5%	3.5%	8.6%
<b>Gereçek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol hayal	10.3%	5.7%	81.0%	4.7%
45 derece sol kol hayal	4.0%	10.8%	5.7%	84.4%
	45 derece sağ kol	45 derece sol kol	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			
PPV	78.2%	79.5%	81.0%	84.4%
FDR	21.8%	20.5%	19.0%	15.6%

Şekil 51. Yukarıdaki şekilde 15 derece açların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

**Model 1 (Fine Tree)**

45 derece sağ kol	712	116	119	74
45 derece sol kol	206	538	83	148
<b>Gereçek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol hayal	219	125	523	90
45 derece sol kol hayal	122	193	108	548
	45 derece sağ kol	45 derece sol kol	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			

Şekil 52. Yukarıdaki şekilde 45 derece açların sınıflandırma sonucu verilmiştir (%59.1).

**Model 1 (Fine Tree)**

45 derece sağ kol	69.7%	11.4%	11.7%	7.2%	69.7%	30.3%
45 derece sol kol	21.1%	55.2%	8.5%	15.2%	55.2%	44.8%
<b>Gereçek Sınıf</b>						
45 derece sağ kol hayal	22.9%	13.1%	54.6%	9.4%	54.6%	45.4%
45 derece sol kol hayal	12.6%	19.9%	11.1%	56.4%	56.4%	43.6%
	45 derece sağ kol	45 derece sol kol	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal	TPR	FNR
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>					

Şekil 53. Yukarıdaki şekilde 45 derece açların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

**Model 1 (Fine Tree)**

45 derece sağ kol	56.6%	11.9%	14.3%	8.6%
45 derece sol kol	16.4%	55.3%	10.0%	17.2%
<b>Gereçek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol hayal	17.4%	12.9%	62.8%	10.5%
45 derece sol kol hayal	9.7%	19.9%	13.0%	63.7%
	45 derece sağ kol	45 derece sol kol	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			
PPV	56.6%	55.3%	62.8%	63.7%
FDR	43.4%	44.7%	37.2%	36.3%

**Şekil 54.** Yukarıdaki şekilde 45 derece açılarının sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

**Model 2.25 (Subspace KNN)**

45 derece sağ kol	928	19	57	17
45 derece sol kol	284	623	26	42
<b>Gereçek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol hayal	347	34	549	27
45 derece sol kol hayal	263	50	32	626
	45 derece sağ kol	45 derece sol kol	45 derece sağ kol hayal	45 derece sol kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			

**Şekil 55.** Yukarıdaki şekilde 45 derece açılarının sınıflandırma sonucu verilmiştir (%69.5).

**Model 2.25 (Subspace KNN)**

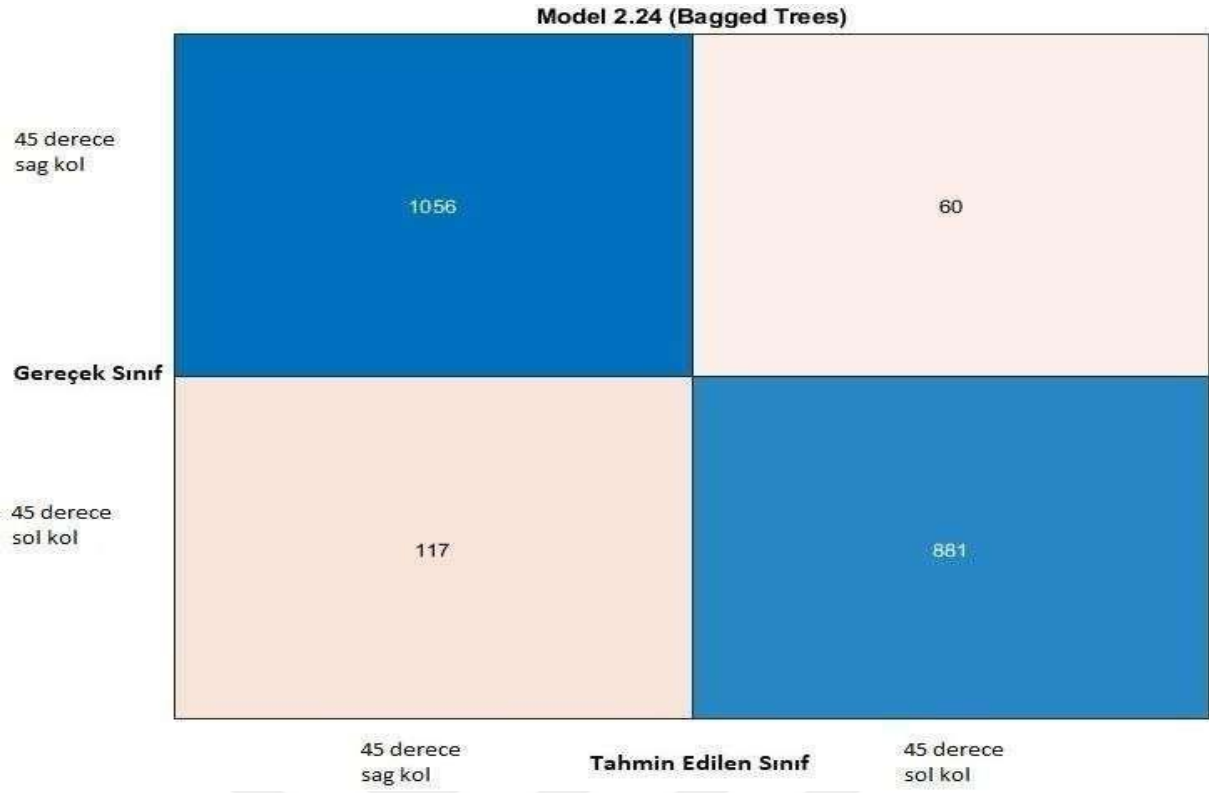
45 derece sag kol	90.9%	1.9%	5.6%	1.7%	90.9%
45 derece sol kol	29.1%	63.9%	2.7%	4.3%	63.9%
<b>Gerecek Sınıf</b>					
45 derece sag kol hayal	36.3%	3.6%	57.4%	2.8%	57.4%
45 derece sol kol hayal	27.1%	5.1%	3.3%	64.5%	64.5%
	45 derece sag kol	45 derece sol kol	45 derece sag kol hayal	45 derece sol kol hayal	TPR
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>				FNR

Şekil 56. Yukarıdaki şekilde 45 derece açların sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

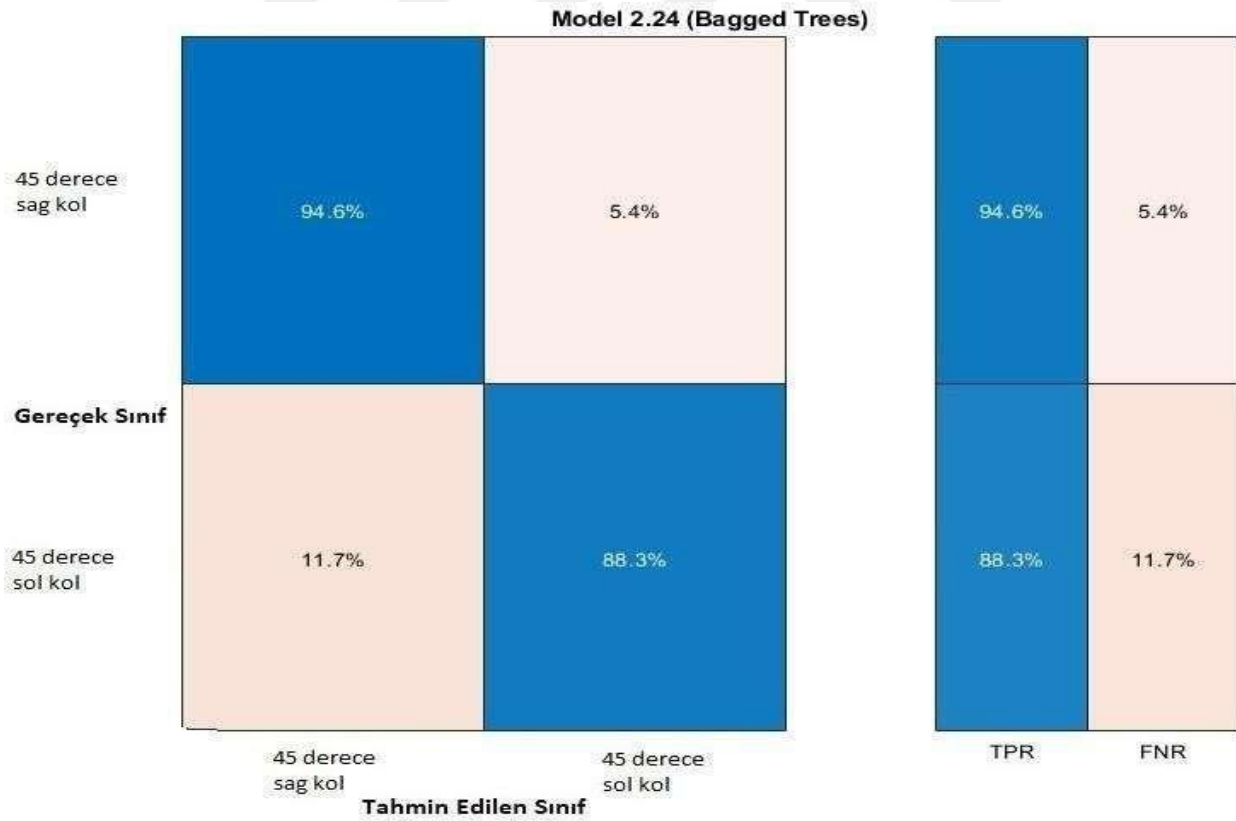
**Model 2.25 (Subspace KNN)**

45 derece sag kol	50.9%	2.6%	8.6%	2.4%
45 derece sol kol	15.6%	85.8%	3.9%	5.9%
<b>Gerecek Sınıf</b>				
45 derece sag kol hayal	19.0%	4.7%	82.7%	3.8%
45 derece sol kol hayal	14.4%	6.9%	4.8%	87.9%
	45 derece sag kol	45 derece sol kol	45 derece sag kol hayal	45 derece sol kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			
PPV	50.9%	85.8%	82.7%	87.9%
FDR	49.1%	14.2%	17.3%	12.1%

Şekil 57. Yukarıdaki şekilde 45 derece açların sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.



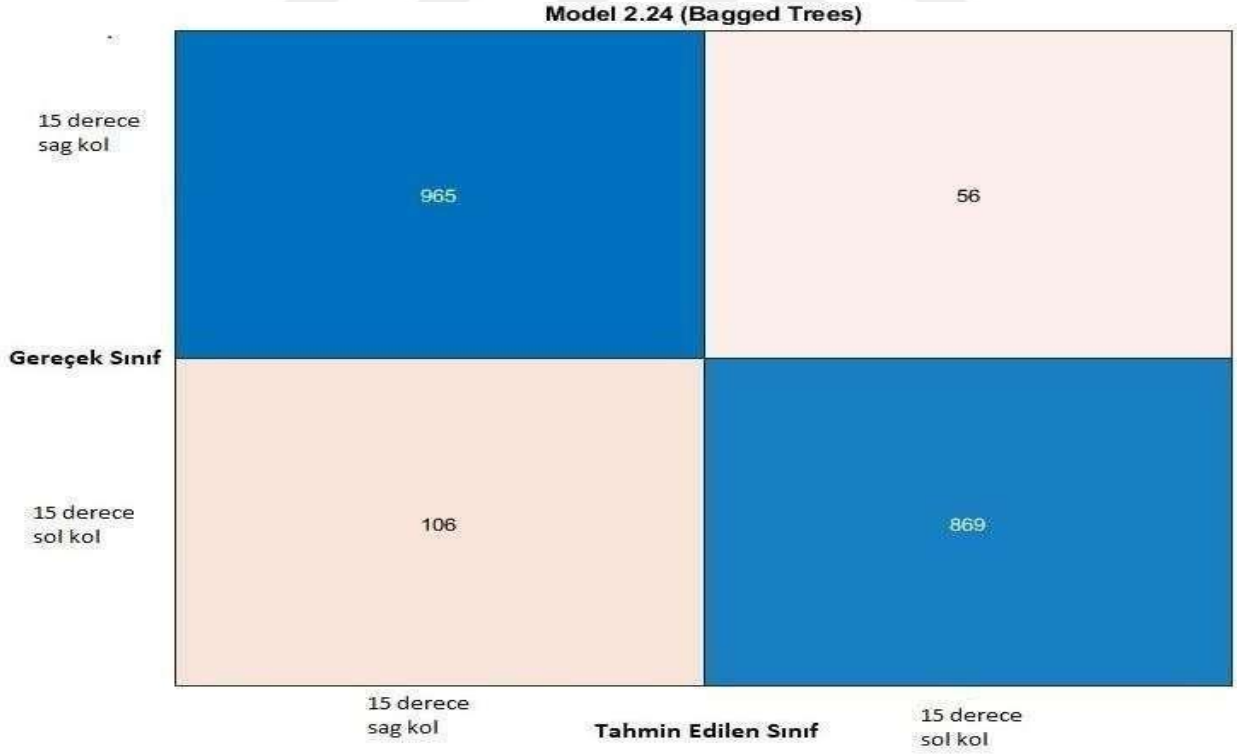
Şekil 58. Yukarıdaki şekilde 45 derece aç sınıflandırma sonucu verilmiştir (%91.6).



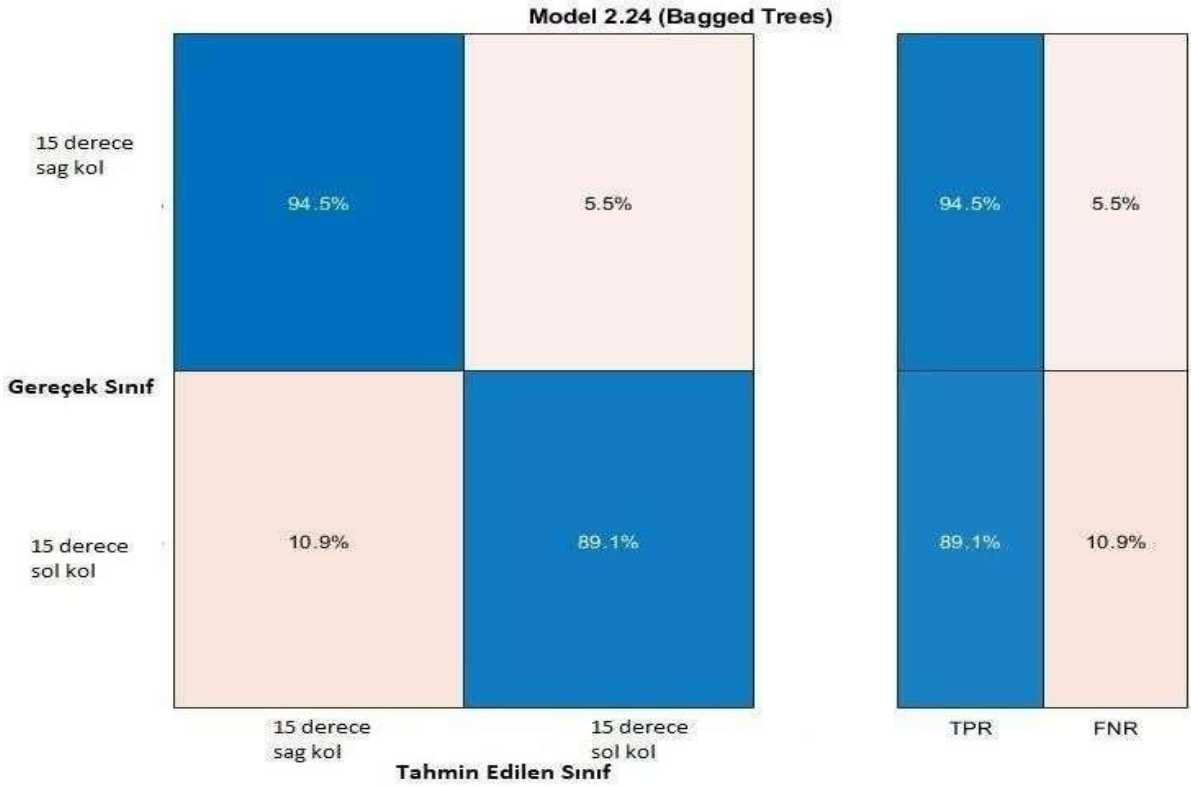
Şekil 59. Yukarıdaki şekilde 45 derece aç sınıflandırma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.



**Şekil 60.** Yukarıdaki şekilde 45 derece aç sınıflandırma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.



**Şekil 61.** Yukarıdaki şekilde 15 derece aç sınıflandırma sonucu verilmiştir (%91.9).



**Şekil 62.** Yukarıdaki şekilde 15 derece aç sınıflandırma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.



**Şekil 63.** Yukarıdaki şekilde 15 derece aç sınıflandırma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

15 derece sag kol hayal	1007	26	69	14
15 derece sag kol	71	819	59	49
<b>Gereçek Sınıf</b>				
45 derece sag kol	117	54	779	71
45 derece sag kol hayal	30	67	86	774
	15 derece sag kol hayal	15 derece sag kol	45 derece sag kol	45 derece sag kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıt</b>			

Şekil 64. Yukarıdaki şekilde sag kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu verilmiştir (%82,6).

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

15 derece sag kol hayal	90.2%	2.3%	6.2%	1.3%	90.2%	9.8%
15 derece sag kol	7.1%	82.1%	5.9%	4.9%	82.1%	17.9%
<b>Gereçek Sınıf</b>						
45 derece sag kol	11.5%	5.3%	76.3%	7.0%	76.3%	23.7%
45 derece sag kol hayal	3.1%	7.0%	9.0%	80.9%	80.9%	19.1%
	15 derece sag kol hayal	15 derece sag kol	45 derece sag kol	45 derece sag kol hayal	TPR	FNR
	<b>Tahmin Edilen Sınıt</b>					

Şekil 65. Yukarıdaki şekilde sag kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

15 derece sağ kol hayal	82.2%	2.7%	6.9%	1.5%
15 derece sağ kol	5.8%	84.8%	5.9%	5.4%
<b>Gereçek Sınıf</b>				
45 derece sağ kol	9.6%	5.6%	78.4%	7.8%
45 derece sağ kol hayal	2.4%	6.9%	8.7%	85.2%
	15 derece sağ kol hayal	15 derece sağ kol	45 derece sağ kol	45 derece sağ kol hayal
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			
PPV	82.2%	84.8%	78.4%	85.2%
FDR	17.8%	15.2%	21.6%	14.8%

**Şekil 66.** Yukarıdaki şekilde sağ kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu PPV ve FDR oranları verilmiştir.

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

15 derece sol kol hayal	744	82	57	75
15 derece sol kol	70	778	33	117
<b>Gereçek Sınıf</b>				
45 derece sol kol hayal	78	62	758	73
45 derece sol kol	42	131	74	728
	15 derece sol kol hayal	15 derece sol kol	45 derece sol kol hayal	45 derece sol kol
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			

**Şekil 67.** Yukarıdaki şekilde sol kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu verilmiştir (%77,1).

**Model 2.23 (Bagged Trees)**

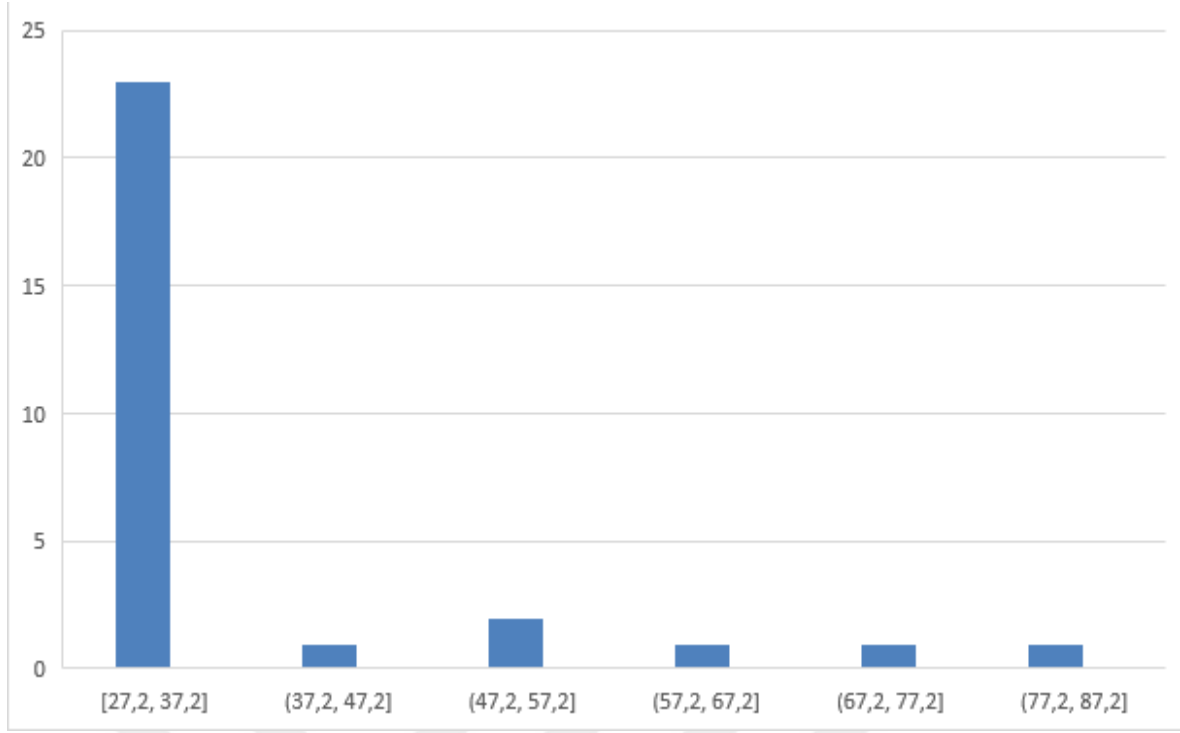
15 derece sol kol hayal	79.7%	7.8%	6.2%	7.6%
15 derece sol kol	7.5%	73.9%	3.6%	11.8%
<b>Gerecek Sınıf</b>				
45 derece sol kol hayal	8.4%	5.9%	82.2%	7.4%
45 derece sol kol	4.5%	12.4%	8.0%	73.3%
	15 derece sol kol hayal	15 derece sol kol	45 derece sol kol hayal	45 derece sol kol
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>			
PPV	79.7%	73.9%	82.2%	73.3%
FDR	20.3%	26.1%	17.8%	26.7%
	1	2	3	4

**Şekil 68.** Yukarıdaki şekilde sol kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.

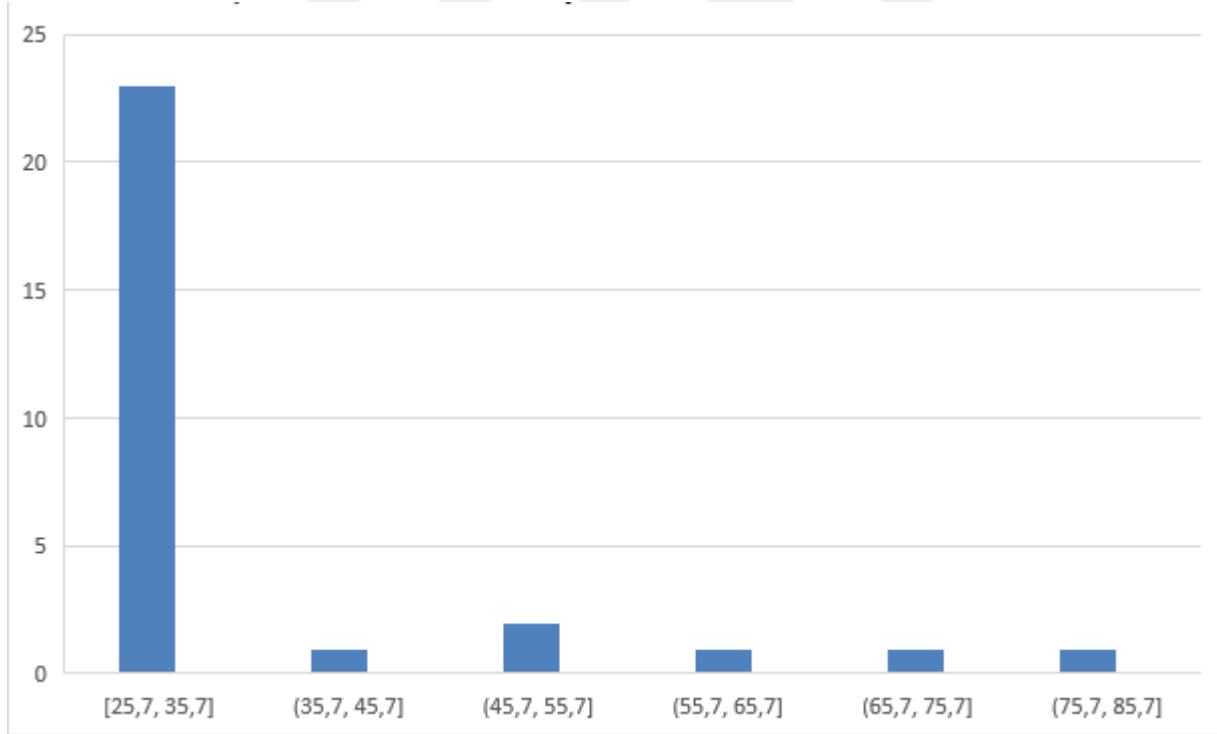
**Model 2.23 (Bagged Trees)**

15 derece sol kol hayal	77.7%	8.6%	5.9%	7.8%	77.7%	22.3%
15 derece sol kol	7.0%	78.0%	3.3%	11.7%	78.0%	22.0%
<b>Gerecek Sınıf</b>						
45 derece sol kol hayal	8.0%	6.4%	78.1%	7.5%	78.1%	21.9%
45 derece sol kol	4.3%	13.4%	7.6%	74.7%	74.7%	25.3%
	15 derece sol kol hayal	15 derece sol kol	45 derece sol kol hayal	45 derece sol kol	TPR	FNR
	<b>Tahmin Edilen Sınıf</b>					

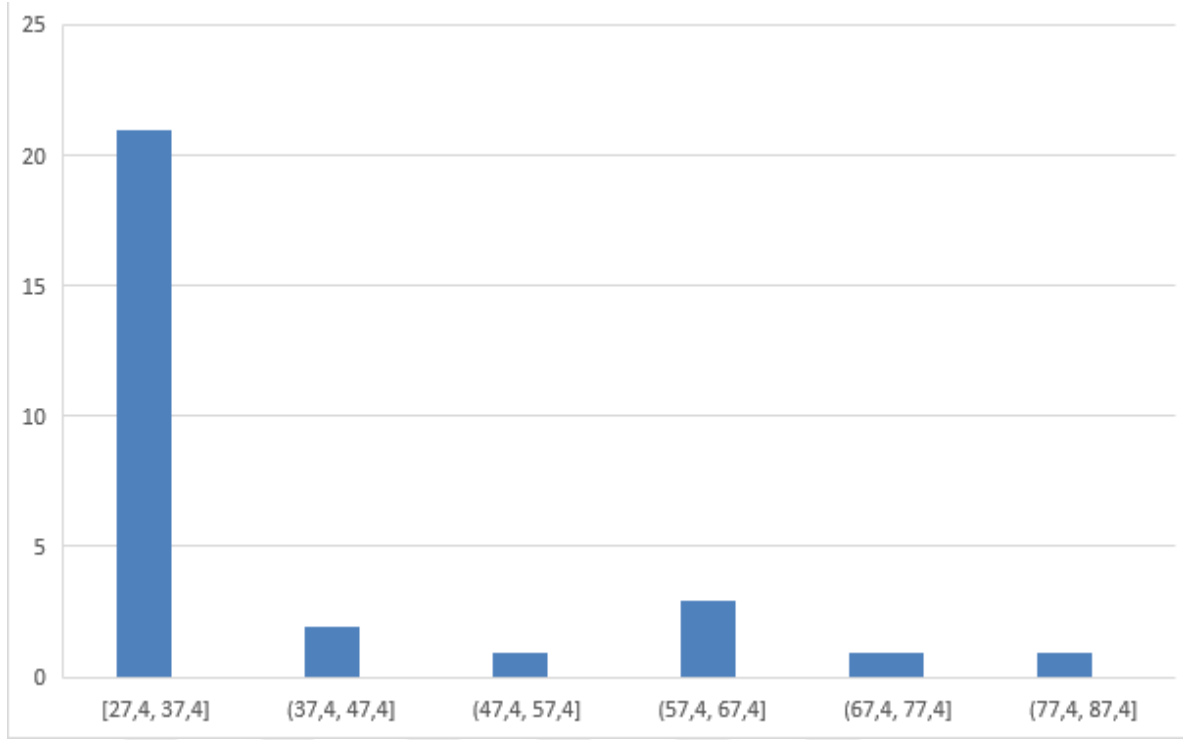
**Şekil 69.** Yukarıdaki şekilde sol kol 15 ve 45 derece sınıflandırılma sonucu TPR ve FNR oranları verilmiştir.



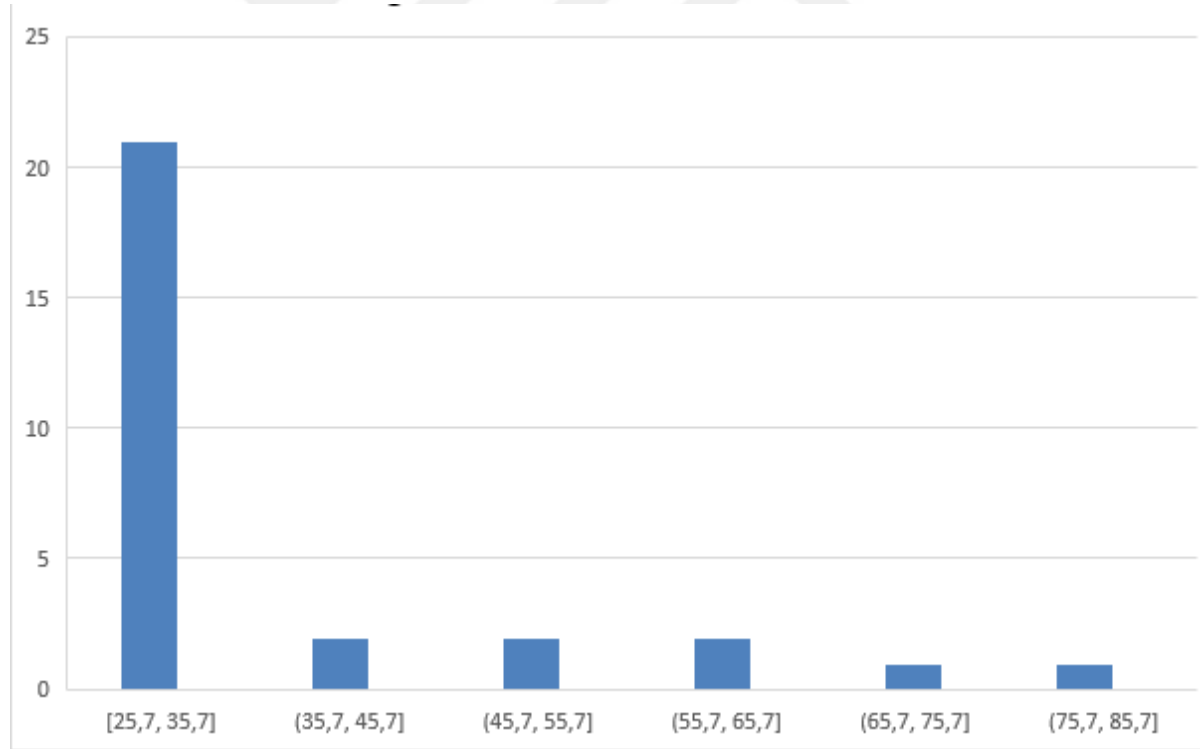
**Şekil 70. Kol ve açı fark etmeksizin yapılan hareketin sınıflandırma sonucu.**



**Şekil 71. Hayal edilen hareketin sınıflandırma sonucu.**



**Şekil 72. Sol ve sağ kolun 15 derecelik açı sınıflandırma sonucu.**



**Şekil 73. Sol ve sağ kolun 45 derecelik açı sınıflandırma sonucu.**

	H1	H2	H3	H4
İnce Ağaç	59,7	59,3	63,3	59,1
Orta Ağaç	45,8	44,4	53,8	46,6
Arttırılmış Ağaç	55,7	55,1	63,5	55,8
Torbalanmış Ağaç	83,4	83,7	85,4	80,5
K-en Yakın Komşu	71	69,4	74,9	69,9
Güçlendirilmiş Ağaç	56,7	48,1	59,5	51,4
Ortalama	62,05	60	66,7333	60,55

**Tablo 4. Çalışmada kullanılan değerlendirme metrikleri**

	SOL-SAĞ45	SOL-SAĞ15	SAĞ15/45	SOL15/45
Torbalanmış Ağaç	91,6	91,9	82,6	77,1

**Tablo 5. Çalışmada kullanılan değerlendirme metrikleri**

Tablo 4' te, çalışmada kullanılan değerlendirme metrikleri verilmiştir. Tablodan, çalışmada kullanılan Fine Tree, Medium Tree, Boosted Tree, Bagged Trees, K-Nearest Neighbor ve Rusboosted Tree sınıflandırıcının doğruluklarının ortalaması sırasıyla kol ve açı fark etmeksizin %62.05, kol ve açı fark etmeksizin hayal %60, sol ve sağ 15 derece doğru yaptı %66,73 ve sol ve sağ 45 derece doğru yaptı %60,55 eşit olduğu görülmektedir.

Çalışma	Kanallar	Sınıflar	Sınıflandırıcı	Yüzde (%)
<a href="#">Degirmenci et al. (2022b)</a>	22	4	Linear Discriminant Analysis	44.00
<a href="#">ato ve ark. (2020)</a>	21	5	Vektör makineleri desteklemek	40.60
<a href="#">Lu et al. (2020)</a>	2	2	Random Forests	68.32
<a href="#">Ma et al. (2018)</a>	64	5	Recurrent Neural Networks	68.20
<a href="#">Lee et al. (2019)</a>	64	4	Linear Discriminant Analysis	58.20

**Tablo 5: Literatürde yapılan benzer çalışmalar.**

## 7. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu tez çalışması kapsamında baskın olarak el ve kol uzuvlarını kullanmayan aktif olarak spor yapan sporculardan 10 erkek ve 10 kadın sporcu ile ön kol bükme çalışması yürütülmüştür. EEG verilerinin yanı sıra katılımcılara dominant elini belirlemek için el tercih testi ile belirlenmiştir.

Örneğin; Gupta ve ark. (2015) bir kişinin sol elini, sağ elini, ayağını ve dilini hareket ettirmeyi hayal etmeye çalıştığında, hayal edilen hareket türlerini birbirinden ayırt etme konusundaki doğruluklarını belirlemek amacıyla lineer Destek Vektör Makinesi (SVM) sınıflayıcıya tabi tutuldu. Hem ikili (birbirine karşı) hem de çoklu (herkese karşı) sınıf sınıflandırmaları incelendi ve sonuçlar; sol el ve sağ el (%98.89), sol el ve dil (%94.44) sol el ve ayak (%98.89), sağ el ve dil (%97.78), sağ el ve ayak (%97.78), dil ve ayak (%91.11) (Gupta ve Agarwal, 2015). Üç durumun sınıflandırılmasını esas alan çalışma kapsamında, göz kapalı durumda elde edilen sinyalin, diğer durumlardan farklılaştığı açık bir şekilde görülmektedir. Göz kapalı dinlenme durumu elektrofizyolojik yanıtın pariyetal ve oksipital bölgede artan alfa band gücü olarak net bir şekilde ölçülmesi, diğer durumların fizyolojik yanıtından anlamlı bir kontrast mekanizmasıyla farklılaşması şeklinde görülmektedir. Bu kontrast, bir numara ile etiketlediğimiz dinlenme durumu sınıflandırma başarısının DVM sınıflandırmasında %95 lik başarıya ulaşmasını sağlamıştır. Bunun yanında 15 derece ve 45 derece açısı ile el hareketinde, iki durumun birbirine çok benzeşmesi sınıflandırma başarısında görece düşüş olmasına neden olmuştur. İki durumun birbirine yakın sinyal yanıtı oluşturmasına rağmen, %80 inin üzerinde tahmin etme başarısı, kullanılan özneliklerin hareketin kestirilmesine dair önemli bilgiler sunduğunu göstermektedir.

Makine öğrenimi ile Fine Tree, Medium Tree, Boosted Tree, Bagged Trees, K-Nearest Neighbor ve Rusboosted Tree sınıflandırıcıları kullanıldığında, her iki kolda yapılan 15 ve 45 derecelik açıların değerlendirilmesi, her iki kolda yapılan 15 ve 45 derecelik açıların hayal edilmesinin değerlendirilmesi, her iki kolda yapılan 15 derecelik açıların değerlendirilmesi, her iki kolda yapılan 45 derecelik açıların değerlendirilmesi bu matrisler belirtilen hipotezlerin sınıflandırma başarısını temsil eder. Tablo 3'te sınıflandırma başarıları ve ortalamaları gösterilir. Şekil 19' da sınıflandırma sistemi tarafından yapılan sayıların

görselleştirilmesi ve yanlış yanlış negatiflerin (FNR) ve doğru pozitiflerin (TPR) sayısını rapor eder. Yanlış negatifler, pozitif örneklerin yanlışlıkla negatif olarak sınıflandırılan sayısını temsil ederken, doğru pozitifler, pozitif örneklerin doğru bir şekilde pozitif olarak sınıflandırılan sayısını tanımlar. Bu, model tarafından öngörülen memnuniyet seviyeleri (Tahmin edilen sınıf) ile gerçek değerleri (Gerçek sınıf) arasındaki yakınlığı gösterir.

Tablo 3'te gözlemlendiği gibi, 6 model içerisinde en yüksek sınıflandırma başarısı Bagged Tree modelinde en yüksek yüzdeyi gösterir. Bu modelin bu sınıfta doğru pozitif (TP) ile yanlış negatif (FN) arasında ayırt etme yeteneğine sahip olduğu anlamına gelir ve şekil 20, şekil 29, şekil 38 ve şekil 50 de belirtildiği üzere sırasıyla %83,4, %86,7, % 85,4 ve % 80,5'dur.

Tablo 4' te farklı kolda yapılan aynı açıların sınıflandırması modellenip şekil 59 ve şekil 62' de gösterilmiş olup en yüksek sınıflandırma başarısı Bagged Tree modelinde %91,6 (45) derecelik ve %91,6 (15) derecelik sınıflandırma başarısı bulunmuştur. Tablo 4' te aynı kolda farklı açıların sınıflandırılması şekil 65 ve şekil 68' de gösterilmiş olup en yüksek sınıflandırma başarısı Bagged Tree modelinde %82,6 sağ 15/45 derece ve %77,1 sol 15/45 derecelik açıların sınıflandırma başarısı bulunmuştur.

Tablo 5'da, önceki ikili ve çoklu MI görevi sınıflandırma çalışmalarının bazılarının özetleri verilmekte ve bu çalışmaların sınıflandırma başarısı, çalışmanın sınıflandırma başarısı ile karşılaştırılmaktadır. Çalışmaların detayları, veri seti, kanal seçimi, öznitelik çıkarma yaklaşımları, öznitelik seçme yöntemi, sınıflar (ikili veya çoklu), sınıflandırıcı algoritmalara dayalı sınıflandırma performansları, bu çalışmaların etkili bir şekilde karşılaştırılabilmesi için Tablo 5'da verilmiştir. Değirmenci ve ark. (2022b) çalışmasında, 24 farklı zaman alanı özelliğinden elde edilen 22 kanal EEG sinyalleri ile çoklu (sol el, sağ el, ayaklar ve dil) görevlerin ayrılması dendi. Diğer taraftan, ANOVA tabanlı öznitelik seçiminin etkinliği araştırıldı ve yalnızca istatistiksel olarak anlamlı özellikler kullanılarak en yüksek ortalama doğruluk %44,30 olarak bildirdi. EEG sinyallerinin her bir tanıtılan öznitelik çıkarma yöntemi, çalışmanın sınıflandırma başarısında önemli bir rol oynayan bir faktördür. Bizim çalışmamız bu bağlamda daha yüksek başarı oranları sağlar.

Başka bir çalışmada, Kato ve ark., (2020) çalışmasında, MISCIP veri kümesinin 21 EEG kanalı kullanılarak beş parmak hareketi tahmin edilmiştir. Çoklu sınıf ortak mekansal desen tabanlı özellikler, destek vektör makinesi kullanılarak ayrılmış ve %40,60 doğruluk değeri elde edilmiştir. Daha fazla EEG kanalı değerlendirilmiş olmasına rağmen, bildirilen doğruluk değeri daha düşüktü. Ayrıca, sınıflandırılacak sınıf sayısı arttıkça, çoklu görev sınıflandırmalarının başarısı, düşük seviyelerde kalmaya devam eder. Başka bir çalışmada, Lu ve ark., (2020), BCI Yarışması IV Veri Kümesi-IIa'yı kullanarak Wavelet Paketi Ayrışımı tabanlı ikili sınıflandırmayı kullandı. Random Forest Classification algoritması ile %68,32'lik bir doğruluk değeri bildirildi ve bildirilen değer, bizim ikili sınıflandırma sonuçlarımızdan daha yüksek değildir. Bu çalışmayla (C3 ve C4) kanal seçimlerimiz benzer olsa da daha yüksek bir değer elde ettik.

Başka bir çalışmada, Ma ve ark., (2018), 64 kanallı EEG sinyallerini temsil etmek için kayan pencere yöntemi ve transpoze matris kullanıldı. Deneyde, gözlerin kapatılması ve hem iki ayağın, hem de iki yumruğun, sol yumruğun ve sağ yumruğun hareket ettiğini hayal etme görevlerini içeren beş sınıfı kapsamaktadır. Tekrarlayan sinir ağları ile %68,20 doğruluk değeri bildirildi. Sınıflandırma doğruluğu, bizim çoklu görev sınıflandırma görevimizde elde edilen doğruluktan daha yüksektir. Öte yandan, bu tür derin öğrenme yaklaşımları, özellik seçimi ve sınıflandırma süreçlerini birleştirdikleri için çalışmamızdan daha fazla hesaplama karmaşıklığına sahiptir. Bir diğer çalışma, Lee ve ark., (2019) çalışmasında, 64 EEG kanalından zaman alanı parametreleri çıkarılmış ve özel bir veri kümesi kullanılmıştır. Kavrama, Yayılma, Pronasyon ve Supinasyon olmak üzere dört farklı görev, shrinkage-regularized doğrusal diskriminant analiz algoritması kullanılarak %58,20 doğrulukla bildirilmiş. Daha fazla EEG kanalı ve farklı çoklu görev kategorileri kullanılmış olmasına rağmen, sadece zamansal özellikler EEG özellikleri olarak çıkarılmış.

Bu ikili ve çok görevli sınıflandırma çalışmalarının katkıları, yararları ve dezavantajları göz önüne alındığında, bazı parametrelerin MI görev sınıflandırma sürecinde önemli rol oynadığı görülmektedir. Bunlar; veri seti, kanal sayısı, kanal seçimi, özellik çıkarma yöntemleri, özellik seçme yöntemleri, sınıflandırıcı algoritmalar ve sınıf sayısıdır. Dezavantaj, özellik çıkarma yöntemleri ve EEG

sinyallerinin sınıflandırılma sürecinden kaynaklanan hesaplama karmaşıklığıdır. EEG sinyal işlemede temel amaç, EEG sinyalinin tüm kanallarını kullanarak yüksek performanslı değerler elde etmektir. Bir diğer önemli husus, MI EEG özelliklerini gösteren ve sınıflandırıcıların performansını artıran etkili bir özellik seçme yönteminin seçilmesidir. Çalışmada kullandığımız istatistiksel açıdan anlamlı, hesaplama avantajlarına sahip özellik tabanlı yaklaşım, ikili sınıflandırma ve dört görevli sınıflandırma için sırasıyla %91,9 ve %85,4 doğrulukla sonuçlandı. Sınıflandırma sonuçları, istatistiksel olarak anlamlı özellik tabanlı seçim sürecinin genellikle sınıflandırıcı performansını artıran etkili bir özellik seçimi yöntemi olduğunu göstermektedir. Dolayısıyla bu çalışmanın sonuçları EEG tabanlı sonuçlara uygulanabileceğini göstermektedir.



## 8. KAYNAKÇA

- Abbruzzese, G., Trompetto, C., & Schieppati, M. (1996). The excitability of the human motor cortex increases during execution and mental imagination of sequential but not repetitive finger movements. *Experimental Brain Research*, *111*(3), 465-472.
- Allami, N., Paulignan, Y., Brovelli, A., & Boussaoud, D. (2008). Visuo-motor learning with combination of different rates of motor imagery and physical practice. *Experimental Brain Research*, *184*(1), 105-113.
- Aoyama, T., & Kaneko, F. (2011). The effect of motor imagery on gain modulation of the spinal reflex. *Brain Research*, *1372*, 41-48.
- Arroyo, S., Lesser, R. P., Gordon, B., Uematsu, S., Jackson, D., & Webber, R. (1993). Functional significance of the mu rhythm of human cortex: An electrophysiologic study with subdural electrodes. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *87*(2), 76-87.
- Ashford, D., Bennett, S. J., & Davids, K. (2006). Observational modelling effects for movement dynamics and movement outcome measures across differing task constraints: A meta-analysis. *Journal of Motor Behavior*, *38*(3), 185-205.
- Atasoy, M. B., et al. (2019). Classification of Brain Electrical Dynamics Measured with Response to Opposite Season Video Stimuli. In 2019 Scientific Meeting on Electrical-Electronics & Biomedical Engineering and Computer Science (EBBT) (pp. 1-4). doi: 10.1109/EBBT.2019.8742056
- Başar, E. (1980). EEG-Brain Dynamics. Relation between EEG and evoked potentials. Elsevier.
- Beauchamp, M. R., Bray, S. R., & Albinson, J. G. (2002). Pre-competition imagery, self-efficacy and performance in collegiate golfers. *Journal of Sports Sciences*, *20*(8), 697-705.
- C.J. De Luca. (1979). Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *26*(6), 313-325.
- Callow, N., Hardy, L., & Hall, C. (2001). The effects of a motivational general-mastery imagery intervention on the sport confidence of high-level badminton players. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *72*(4), 389-400.
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics (pp. 327-340).
- Cumming, J., & Hall, C. (2002). Deliberate imagery practice: The development of imagery skills in competitive athletes. *Journal of Sports Sciences*, *20*(2), 137-145.
- Cumming, J., & Williams, S. E. (2013). Introducing the revised applied model of deliberate imagery use for sport, dance, exercise, and rehabilitation. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, *82*(82), 69-81.

- Degirmenci, M., Yuce, Y. K., & Isler, Y. (2022). Motor imaginary task classification using statistically significant time domain and frequency domain EEG features. *Journal of Intelligent Systems and Applications*, 5, 49–54.
- Donaldson, O., Vannet, N., Gosens, T., & Kulkarni, R. (2014). Tendinopathies around the elbow: Medial, Distal Biceps, and Triceps Tendinopathies. *Elb.*, 6(1), 47–56.
- Driskell, J., Copper, C., & Moran, A. (1994). Does mental practice enhance performance? *Journal of Applied Psychology*, 79(4), 481-492.
- Eaves, D. L., Riach, M., Holmes, P. S., & Wright, D. J. (2016). Motor imagery during action observation: A brief review of evidence, theory and future research opportunities. *Frontiers in Neuroscience*, 10(514), 514.
- Ehrsson, H. H., Geyer, S., & Naito, E. (2003). Imagery of voluntary movement of fingers, toes, and tongue activates corresponding body-part-specific motor representations. *Journal of Neurophysiology*, 90(5), 3304-3316.
- Eng-Jon Ong & R. Bowden. (2004). A boosted classifier tree for hand shape detection. In *Proceedings of the Sixth IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition*, 889-894.
- Feurra, M., Bianco, G., Polizzotto, N. R., Innocenti, I., Rossi, A., & Rossi, S. (2011). Cortico-cortical connectivity between right parietal and bilateral primary motor cortices during imagined and observed actions: a combined TMS/tDCT study. *Frontiers in Neural Circuits*, 5(10).
- Fourkas, A. D., Bonavolonta, V., Avenanti, A., & Aglioti, S. M. (2008). Kinesthetic imagery and tool-specific modulation of corticospinal representations in expert tennis players. *Cerebral Cortex*, 18(10), 2382-2390.
- Frank, C., Wright, D. J., & Holmes, P. S. (2020). Mental simulation and neurocognition: Advances for motor imagery and action observation training in sport. In D. Hackfort & R. J. Schinke (Eds.), *Routledge International Encyclopedia of Sport and Exercise Psychology. Volume 2: Applied and Practical Measures*, 411–428.
- Furui, A., Hayashi, H., Nakamura, G., Chin, T., & Tsuji, T. (2017). An artificial EMG generation model based on signal-dependent noise and related application to motion classification. *PLoS One*, 12(6), e0180112.
- Guillot, A., Collet, C., Nguyen, V. A., Malouin, F., Richards, C., & Doyon, J. (2009). Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: An fMRI study. *Human Brain Mapping*, 30(7), 2157-2172.
- Gupta, S. S., & Agarwal, S. (2015). Classification and analysis of EEG signals for imagined motor movements. In *Computational Intelligence: Theories, Applications and Future Directions (WCI)*, 1–7.
- Hall, C., Mack, D., Paivio, A., & Hausenblas, H. (1998). Imagery use by athletes: Development of the Sport Imagery Questionnaire. *International Journal of Sport Psychology*, 29, 73–89.

- Hamed, M., Salleh, S. H., & Noor, A. M. (2016). Electroencephalographic motor imagery brain connectivity analysis for BCI: A review. *Neural Computation*, 28(6), 999-1041.
- Hanakawa, T., Immisch, I., Toma, K., Dimyan, M. A., Van Gelderen, P., & Hallett, M. (2003). Functional properties of brain areas associated with motor execution and imagery. *Journal of Neurophysiology*, 89(2), 989-1002.
- Hardwick, R. M., Caspers, S., Eickhoff, S. B., & Swinnen, S. P. (2018). Neural correlates of action: Comparing meta-analyses of imagery, observation, and execution. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 94, 31–44.
- Hatzigeorgiadis, A., Zourbanos, N., Galanis, E., & Theodorakis, Y. (2011). Self-Talk and Sports Performance: A Meta-Analysis. *Perspectives on Psychological Science*, 6(4), 348–356.
- Holmes, P., & Calmels, C. (2008). A neuroscientific review of imagery and observation use in sport. *Journal of Motor Behavior*, 40(5), 433-445.
- Isaac, A. R. (1992). Mental practice-Does it work in the field? *Sport Psychologist*, 6(2), 192-198.
- Jaideva C. Goswami & Andrew K. Chan. (2010). *Fundamentals of Wavelets: Theory, Algorithms, and Applications, Second Edition*.
- Kasess, C. H., Windischberger, C., Cunnington, R., Lanzenberger, R., Pezawas, L., & Moser, E. (2008). The suppressive influence of SMA on M1 in motor imagery revealed by fMRI and dynamic causal modeling. *NeuroImage*, 40(2), 828-837.
- Kaya, Y., & Tekin, R. (2012). Epileptik Nöbetlerin Tespiti için Aşırı Öğrenme Makinesi Tabanlı Uzman Bir Sistem. *Bilişim Teknolojileri Dergisi*, 5(2), 33-39.
- Lacourse, M. G., Orr, E. L., Cramer, S. C., & Cohen, M. J. (2005). Brain activation during execution and motor imagery of novel and skilled sequential hand movements. *NeuroImage*, 27(3), 505-519.
- Lappen, S., Siebenlist, S., Kadantsev, P., et al. (2022). Distal biceps tendon ruptures occur with the almost extended elbow and supinated forearm – an online video analytic study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23, 599.
- Lorey, B., Pilgramm, S., Bischoff, M., Stark, R., Vaitl, D., Kindermann, S., Zentgraf, K. (2011). Activation of the parieto-premotor networks is associated with vivid motor imagery – a parametric fMRI study. *PLoS ONE*, 6, e20368.
- Lorey, B., Pilgramm, S., Walter, B., Stark, R., Munzert, J., & Zentgraf, K. (2010). Your mind's hand: motor imagery of pointing movements with different accuracy. *Neuroimage*, 49, 3239-3247.
- Lotze, M., & Halsband, U. (2006). Motor imagery. *Journal of Physiology Paris*, 99, 386-395.
- Luo, J., Gao, X., Zhu, X., Wang, B., Lu, N., & Wang, J. (2020). Community support vector machine based motor imagery EEG classification. *Computer Methods*

and Programs in Biomedicine, 193, 105464.  
<https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2020.105464>

- Ma, X., Qiu, S., Du, C., Xing, J., & He, H. (2018). Improving EEG-based motor imagery classification using spatial-temporal recurrent neural networks. In 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 1903–1906). doi: 10.1109/EMBC.2018.8512590
- Mamassis, G., & Doganis, G. (2004). The effects of a mental toughness program on juniors pre-competitive anxiety, self-confidence, and tennis performance. *Journal of Applied Sport Psychology*, 16, 118–137.
- Matsumoto, J., Fujiwara, T., Takahashi, O., Liu, M., Kimura, A., & Ushiba, J. (2010). Modulation of mu rhythm desynchronization during motor imagery by transcranial direct current stimulation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 7, 27.
- McCormick, A., Meijen, C., & Marcora, S. (2015). Psychological determinants of whole-body endurance performance. *Sports Medicine*, 45, 997–1015.
- McNeill, E., Toth, A. J., Harrison, A. J., & Campbell, M. J. (2020). Cognitive to physical performance: A conceptual model for the role of motor simulation in performance. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 13(1), 205–230. <https://doi.org/10.1080/1750984X.2019.1689573>
- Michelon, P., Vettel, J. M., & Zacks, J. M. (2006). Lateral somatotopic organization during imagined and prepared movements. *Journal of Neurophysiology*, 95, 811-822.
- Mizuguchi, N., Nakata, H., Uchida, Y., & Kanosue, K. (2012). Motor imagery and sport performance. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 1(1), 103-111. <https://doi.org/10.7600/jpfs.1.103>
- Munroe, K., Hall, C., Simms, S., & Weinberg, R. (1998). The influence of type of sport and time of season on athletes' use of imagery. *The Sport Psychologist*, 12, 440–449.
- Munzert, J., Zentgraf, K., Stark, R., & Vaitl, D. (2008). Neural activation in cognitive motor processes: comparing motor imagery and observation of gymnastic movements. *Experimental Brain Research*, 188, 437-444.
- Naito, E., & Matsumura, M. (1994). Movement-related slow potentials during motor imagery and motor suppression in humans. *Brain Research. Cognitive Brain Research*, 2, 131-137.
- Nakata, H., Yoshie, M., Miura, A., & Kudo, K. (2010). Characteristics of the athletes' brain: evidence from neurophysiology and neuroimaging. *Brain Research Reviews*, 62, 197-211.
- Nam, C. S., Jeon, Y., Kim, Y. J., Lee, I., & Park, K. (2011). Movement imagery-related lateralization of event-related (de)synchronization (ERD/ERS): motor-imagery duration effects. *Clinical Neurophysiology*, 122, 567-577.

- Neuman, B., & Gray, R. (2013). A direct comparison of the effects of imagery and action observation on hitting performance. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, 79(79), 11–21. <https://doi.org/10.1051/sm/2012034>
- Niu, X., Wu, X., Xie, P., & Pan, L. (2014). A time-frequency analysis of event-related desynchronization/synchronization based on Gabor filter. In *Intelligent Control and Automation* (pp. 5179–5184).
- Olsson, C. J., & Nyberg, L. (2010). Motor imagery: if you can't do it, you won't think it. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20, 711-715.
- Pagonis, T., Givissis, P., Ditsios, K., Pagonis, A., Petsatodis, G., & Christodoulou, A. (2011). The effect of steroid-abuse on anatomic reinsertion of ruptured distal biceps brachii tendon, 42(11), 1307–12.
- Paivio, A. (1985). Cognitive and motivational functions of imagery in human performance. In *Canadian Journal of Sport Sciences* (pp. 22–28). Canadian Journal of Sport Sciences.
- Paivio, A. (1985). Cognitive and motivational functions of imagery in human performance. *Canadian Journal of Sport Sciences*, 10, 22–28.
- Pascual-Leone, A., Walsh, V., & Rothwell, J. C. (2000). Transcranial magnetic stimulation in cognitive neuroscience - virtual lesion, chronometry, and functional connectivity. *Current Opinion in Neurobiology*, 10, 232-237.
- Pereira, F., Mitchell, T., & Botvinick, M. (2009). Machine learning classifiers and fMRI: a tutorial overview. *NeuroImage*, 45(1), S199-S209.
- Pfurtscheller, G., & Lopes da Silva, F. H. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 110, 1842-1857.
- Picton, T. W., Bentin, S., Berg, P., Donchin, E., Hillyard, S. A., Johnson Jr, R., ... Taylor, M. J. (2000). Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37, 127-152.
- Roure, R., Collet, C., Deschaumes-Molinario, C., Delhomme, G., Dittmar, A., & Vernet-Maury, E. (1999). Imagery quality estimated by autonomic response is correlated to sporting performance enhancement. *Physiology & Behavior*, 66, 63-72.
- Saha, S., Ahmed, K. I., & Mostafa, R. (2016). Unifying sensorimotor dynamics in multiclass brain computer interface. In *International Conference on Informatics, Electronics and Vision* (pp. 530–535).
- Sheard, M., & Golby, J. (2006). Effect of a psychological skills training program on swimming performance and positive psychological development. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 4(2), 149–169.
- Sirigu, A., Duhamel, J. R., Cohen, L., Pillon, B., Dubois, B., & Agid, Y. (1996). The mental representation of hand movements after parietal cortex damage. In *Science* (pp. 1564-1568). Science.

- Sirigu, A., Duhamel, J. R., Cohen, L., Pillon, B., Dubois, B., & Agid, Y. (1996). The mental representation of hand movements after parietal cortex damage. *Science*, 273, 1564-1568.
- Slimani, M., & Chéour, F. (2016). Effects of cognitive training strategies on muscular force and psychological skills in healthy striking combat sports practitioners. *Sport Sciences for Health*, 12, 141–149. <https://doi.org/10.1007/s11332-016-0267-z>
- Szameitat, A. J., Shen, S., & Sterr, A. (2007). Effector-dependent activity in the left dorsal premotor cortex in motor imagery. *European Journal of Neuroscience*, 26, 3303-3308.
- Tod, D., Edwards, C., McGuigan, M., & Lovell, G. (2015). A systematic review of the effect of cognitive strategies on strength performance. *Sports Medicine*, 45(11), 1589–1602.
- Tod, D., Iredale, F., & Gill, N. (2003). ‘Psyching-up’ and muscular force production. *Sports Medicine*, 33, 47–58.
- Yger, F., Lotte, F., & Sugiyama, M. (2015). Averaging covariance matrices for EEG signal classification based on the CSP: An empirical study. In *European Signal Processing Conference (EUSIPCO)* (pp. 2721–2725).

## 9. ÖZGEÇMİŞ

## **10. BİLİMSEL FAALİYETLER**

### **PROJE**

E. ÜRKMEZ, I. OLTAY, K. AKAR, S. ERDEN, G. ESKİKURT, A. D. DURU, S. B. YÜCEL & E. T. ERDOĞAN, Amatör Sporcularda Uzun Süreli Motor Korteks Anodal Transkraniyal Doğru Akım Stimülasyonu İle Eş Zamanlı Denge Antrenmanının Denge Ve Duygudurum Üzerine Etkisi Bildiri, 21. ULUSLARARASI SPOR BİLİMLERİ KONGRESİ 11-14 KASIM 2023.



## 11. EKLER

### EK:1 Bilgilendirme Formu

Ön Kol Bükme Egzersizi ve Hayal Edilmesi Sırasında Oluşan Elektro Fizyolojik Yanıtların Gözetimli Öğrenme Teknikleri İle İncelenmesi, konulu araştırma, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sporda Bilişim Teknolojileri Anabilimdalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Adil Deniz DURU sorumluluğunda, Enes ÜRKMEZ tarafından gerçekleştirilecektir.

Bu form; mevcut bilimsel bilgilere katkı yapması amacıyla planlanmış olan bu çalışmada yer almak için, özgür iradeleriyle, gönüllü olmuş siz değerli katılımcıların, çalışma hakkında detaylı bilgi sahibi olması için hazırlanmıştır. Bu araştırmanın amacı, Biceps curl egzersizi sırasında kastaki hareket vasıtasıyla motor bölgede oluşan bilişsel aktivasyon ile hayal etme sırasında meydana gelen bilişsel aktivasyon arasında benzerliklerin incelenmesidir.

Bir araştırma projesine davet edilmektesiniz. Karar vermeden önce araştırmanın neden ve nasıl yapılacağını anlamanız çok önemlidir. Araştırmamıza, katılımcılarda aranan araştırmaya dahil edilmekriterlerini taşıdığınızdan dolayı davet edilmektesiniz. Araştırmaya katılmanız gönüllülük esasına dayalıdır.

Katılımcıların araştırmaya dahil edilme kriterleri; 18-30 yaş olması, en az 5 yıllık lisanslı sporcu olması, sağlıklı olması, Herhangi bir sinir sistemi rahatsızlığı ya da geçmişine sahip olmamak, fiziksel aktiviteyi engelleyen fiziksel probleme (görme, işitme) sahip olmamasıdır. Katılımcıların araştırmadan çıkarılma kriterleri ise; araştırma periyodu içerisinde umulmadık tıbbi müdahale gerekliliği ve katılımcının kendi isteği ile programdan ayrılmasıdır.

Bu form aracılığı ile elde edilecek bilgiler gizli kalacaktır ve sadece araştırma amacıyla (bilimsel amaçlar için) kullanılacaktır. Katılımcılara çalışmanın amaçları, araştırma planlaması, ölçüm süreçleri ile ilgili bilgilendirme toplantısı yapılacaktır.

**Araştırmacılar:** Doç. Dr. Adil Deniz DURU, Enes ÜRKMEZ, Ezgi Tuna ERDOĞAN



## **EK 2: ONAM FORMU**

Danışmanlığının Doç. Dr. Adil Deniz DURU tarafından yapıldığı, ‘ÖN KOL BÜKME EGZERSİZİ VE HAYAL EDİLMESİ SIRASINDA OLUŞAN ELEKTRO FİZYOLOJİK YANITLARIN GÖZETİMLİ ÖĞRENME TEKNİKLERİ İLE İNCELENMESİ’ adlı çalışmayla ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Araştırmanın deneysel bir araştırma olduğu ve yapılacak testler hakkında bilgilendirildim. Çıkabilecek sorunlarla ilgili bilgilendirildim. Bu çalışmanın biceps curl egzersizi sırasında kastaki hareket vasıtasıyla motor bölgede oluşan bilişsel aktivasyon ile hayal etme sırasında meydana gelen bilişsel aktivasyon arasında ilişki olup olmadığını incelemek olduğu tarafıma anlatıldı. Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilme hakkımın olduğu tarafıma bildirildi. Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemin uygun olacağını biliyorum.

Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin özenle korunacağı tarafıma taahhüt edildi. Araştırmaya katıldığım takdirde araştırmacı ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen gösterileceğine inanıyorum.

Araştırma için tarafıma herhangi bir ödeme yapılmayacağını ve araştırma için tarafımdan herhangi bir ücret talep edilmeyeceği bilgisi verildi.

Bu çalışmaya, istediğim zaman ayrılmak üzere ve özgür iradem ile katılmak istiyorum. Çalışma sonucunda elde edilecek verilerin derlenip, sadece bilimsel amaçlara hizmet etmek amacıyla yayınlanmasına izin veriyorum.

**Ek başkaca bir açıklamaya gerek duymadan, hiçbir baskı altında kalmadan ve bilinçli olarak bu araştırmaya katılmayı**

**onaylıyorum.**

Gönüllü; Ad: ....., Soyad: ....., Tarih: ....., İmza:  
.....

Araştırmacılar; Ad: Enes Soyad: ÜRKMEZ Tarih: ....., İmza:

**EK 3 :Etik Kurul**



# EL TERCİHİ ANKETİ

Tarih:

Lütfen, aşağıdaki aktivitelerde sağ veya sol hangi elinizi kullanıyorsanız onun bulunduğu kutuyu işaretleyiniz.  
Eğer iki elinizi de kullanarak o aktiviteyi yapıyorsanız hem sağ hem sol kolona işaret koyunuz.  
Aşağıdaki bazı aktiviteleri iki elinizle yapılan aktivitelerdir. Bu durumda, işlemin gerçekleştirilen kısmı parantez içinde belirtilmiştir. Bu aktiviteyi hangi elinizi kullanarak yapıyorsanız onu işaretleyiniz.  
Lütfen bütün soruları cevaplayınız ve sadece o işlevi daha önce hiç denemediyse boş bırakınız.

	Sol El	Sağ El
1. Yazı yazarken		
2. Çizerken		
3. Bir şey fırlatırken		
4. Çekiç kullanırken (çekici tutan el)		
5. Diş fırçalarken		
6. Silgi ile silerken		
7. Makas kullanırken		
8. Kibrit çakarırken		
9. Bir teneke boya karıştırırken		
10. Kaşık kullanırken		
11. Tornavida kullanırken		
12. Kavanoz kapağı açarken (kapağı açan el)		
13. Bıçak kullanırken (çatalsız)		
<b>Toplam</b>		

Skor:

