

**EMG SİNYALLERİ KULLANARAK MODEL BİR
ARABA KONTROLÜ İÇİN PARAMETRE
ANALİZİ**

**2015
YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ**

Ali AKAY

**EMG SİNYALLERİ KULLANARAK MODEL BİR ARABA KONTROLÜ
İÇİN PARAMETRE ANALİZİ**

Ali AKAY

**Karabük Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek Lisans Tezi
Olarak Hazırlanmıştır**

KARABÜK

Haziran 2015

Ali AKAY tarafından hazırlanan “EMG SİNYALLERİ KULLANARAK MODEL BİR ARABA KONTROLÜ İÇİN PARAMETRE ANALİZİ” başlıklı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Yrd. Doç. Dr. Can Bülent FİDAN
Tez Danışmanı, Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir. 26/ 06/ 2015

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan : Yrd. Doç. Dr. Can Bülent FİDAN (KBÜ)

Üye : Yrd. Doç. Dr. Hüseyin DEMİREL (KBÜ)

Üye : Yrd. Doç. Dr. İbrahim ALIŞKAN (BEÜ)

...../...../2015

KBÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Nevin AYTEMİZ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Ali AKAY

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

EMG SİNYALİ KULLANARAK MODEL BİR ARABA KONTROLÜ İÇİN PARAMETRE ANALİZİ

Ali AKAY

Karabük Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Yrd. Doç. Dr. Can Bülent FİDAN

Haziran 2015, 65 sayfa

Bu tez çalışmasında kas aktiviteleri sonucunda oluşan Elektromiyografi (EMG) sinyalleri kullanılarak model bir aracı kontrol edebilecek parametreler üretilmiştir. İnsan vücudundaki hareket, kas aktiviteleri sonucu oluşmaktadır. Her hareket için farklı farklı kaslar görev yapar. Model aracımızın kontrolü için dört farklı hareket belirlenmiş ve bu hareketleri sağlayan üç farklı kas grubuna elektrotlar bağlanmıştır. Bağlanan bu elektrotlar sayesinde kaslardan EMG sinyalleri alınmıştır. İşaretlere ait özellikler çıkarılmadan önce elde edilen EMG sinyalleri dijital filtrelerden geçirilerek hem işareti bozan etkilerden arındırılmış hem de işarete ait olmayan diğer bileşenlerin çoğu filtrelenmiştir. Daha sonra filtrelenen işaretin zaman dönemine ait farklı özellikleri çıkarılmıştır. Sınıflandırma aşamasında Yapay Sinir Ağları (YSA) kullanılmıştır. YSA ile yapılan sınıflandırma işlemlerinde bir elektrottan alınan tek bir özellik, bir elektrottan alınan yedi özellik, üç elektrottan alınan aynı ve tek özellik, üç elektrottan alınan sinyallerin çıkarılan tüm özellikleri YSA girişi olarak uygulanmış

ve sonuçlar gözlemlenmiştir. Bir başka denemede ise YSA yapısında bulunan gizli katman nöron sayısı kademe kademe azaltılarak ağ sonuçları elde edilmiştir. Bu denemeler ile gerçek zamanlı kontrol edilen bir model araba için dizayn edilecek sistemin gereksinimleri minimum seviyeye indirilmeye çalışılmıştır.

Anahtar kelimeler: EMG, YSA, özellik çıkarma, dijital filtre.

Bilim Kodu : 905.1.021

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

PARAMETER ANALYSIS TO CONTROL A MODEL CAR BY USING EMG SIGNALS

Ali AKAY

Karabük University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Electrical Electronical Engineering

Thesis Supervisor:

Assist. Prof. Dr. Can Bülent FİDAN

June 2015, 65 pages

In this study, the parameters that can control a model car are produced by using Electromyography (EMG) signals obtained from the muscle activities. Movements on human body occur as a result of the muscle activities. There is a different responsible muscle for each movement. In order to control our model car, four different movements are identified and electrodes are attached to three different muscle groups that provide these movements. EMG signals are obtained from muscles through these attached electrodes. Before extracting features of signals, these obtained EMG signals are gone through digital filters so that they are cleaned from distorting effects and filter most of the components that are not concerned with the signal. Then, different features of filtered EMG signals with the time domain are extracted. Artificial Neural Network (ANN) is used to classify the data. In the process of ANN, a single feature obtained from one electrode, seven features obtained from one electrode, the same and only feature obtained from three electrodes, all the features of the signal extracted from

three electrodes are all applied as the inputs of ANN and the results are observed. In another trial network results are gained by decreasing the hidden layer neuron number gradually available in ANN structure. With these trials, requirements of a system that will be designed for a real time controlled model car are tried to be minimized.

Key words : EMG, ANN, feature extraction, digital filter.

Science Code: 905.1.021

TEŞEKKÜR

Bu tez alıőmasının planlanmasında, araőtırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalıőmamı bilimsel temeller ışığında őekillendiren sayın hocam Yrd. Doç. Dr. Can Bülent FİDAN'a, manevi desteği ve yardımları için eőim Zeynep AKAY'a, yardımlarından dolayı çalışma arkadaşlarıma sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Sevgili aileme manevi hiçbir yardımı esirgemedен yanımda oldukları için tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2	6
EMG İŞARETLERİNİN ÖLÇÜLMESİ.....	6
2.1. EMG SİNYALİNİN ALINMASI	8
2.2. EMG SİNYALİNİN YÜKSELTİLMESİ	9
2.3. EMG SİNYALİNİN FİLTRELENMESİ	10
2.4. EMG İŞARETİNİ BOZAN ETKİLER	10
2.5. EMG SİNYALİNİN ÖRNEKLENMESİ.....	11
BÖLÜM 3	12
EMG SİNYAL İŞLEME TEKNİKLERİ.....	12
3.1. EMG SİNYAL TANIMLAMASI VE ÖZELLİKLERİ.....	12
3.2. EMG SİNYALİNİN ZAMAN DOMENİ ÖZELLİKLERİ	13
3.3. YAPAY SİNİR AĞLARI (YSA).....	17
3.3.1. Nöron Modeli	17
3.3.2. Transfer Fonksiyonları	18
3.3.3. Çok Girişli Nöron.....	21
3.3.4. Ağ Mimarisi	23
3.3.5. Nöronların Bir Katmanı	23

	<u>Sayfa</u>
3.3.6. Nöronların Çoklu Katmanları.....	25
3.3.7. Çıkış Katmanları- Gizli Katmanlar	26
BÖLÜM 4	29
DENEYSEL EMG SİNYALLERİNİN ALINMASI VE FİLTRELENMESİ	29
4.1. EMG SİNYALLERİNİN ALINMASI.....	29
4.2. EMG SİNYALLERİNİN FİLTRELENMESİ	33
BÖLÜM 5	40
DENEYSEL EMG VERİLERİNİN ÖZELLİK VEKTÖRÜNÜN ÇIKARILMASI VE YSA İLE SINIFLANDIRILMASI	40
5.1. KASILMA VE GEVŞEME ANI VERİLERİNİN ALINMASI	40
5.2. EMG SİNYALLERİNİN ÖZELLİK VEKTÖRLERİNİN ÇIKARILMASI. 41	41
5.3. EMG SİNYALLERİNİN SINIFLANDIRILMASI	42
5.4. YSA SONUÇLARI.....	44
5.4.1. EMG1 (Biceps Kası) Elektrotundan Alınan Sinyallerin YSA Çıktıları..	45
5.4.2. EMG2 (Triceps) Elektrotundan Alınan Sinyallerin YSA Çıktıları.....	48
5.4.3. EMG3 (Flexors) Elektrotundan Alınan Sinyallerin YSA Çıktıları.....	50
5.4.4. EMG1, EMG2 ve EMG3 Elektrotundan Alınan Sinyallerin YSA Çıktıları	53
5.4.5. EMG1, EMG2 ve EMG3 Elektrotlarından Alınan Sinyallerin Maksimum Değerlerinin ve 21 Özelliğin Uygulandığı YSA'da Gizli Katman Nöron Sayısının Değiştirilmesi	55
BÖLÜM 6	59
SONUÇLAR VE ÖNERİLER	59
KAYNAKLAR	62
ÖZGEÇMİŞ	65

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Ham EMG işareti.	6
Şekil 2.2. Motor sinir nöronu.	7
Şekil 2.3. Motor ünitesi.	7
Şekil 2.4. Şekil 2.1'deki Ham EMG sinyaline ait frekans spektrumu.	8
Şekil 2.5. Elektrot Çeşitleri	8
Şekil 2.6. Enstrumantasyon yükselteci	9
Şekil 3.1. Tek girişli nöron.	17
Şekil 3.2. Keskin limit transfer fonksiyonu.	19
Şekil 3.3. Lineer transfer fonksiyonu.	19
Şekil 3.4. Log-Sigmoid transfer fonksiyonu.	20
Şekil 3.5. Çok girişli nöron.	21
Şekil 3.6. R girişli nöron, kısaltılmış notasyon.	22
Şekil 3.7. S Nöronlarının katmanı	23
Şekil 3.8. Kısaltılmış notasyonla S nöronlarının katmanı.	25
Şekil 3.9. Üç katmanlı ağ.	26
Şekil 3.10. Kısaltılmış notasyonla üç katmanlı ağ.	27
Şekil 4.1. Sınıflandırılan hareketler.	29
Şekil 4.2. EMG sinyalinin alındığı kas grupları.	31
Şekil 4.3. EVAL CED1Z ve AD7606 Evaluation board.	31
Şekil 4.4. EMG sinyalinin alınmasında kullanılan aktif yüzey elektrotları.	32
Şekil 4.5. EMG elektrot interface box.	32
Şekil 4.6. Ham EMG sinyallerinin bilgisayar ortamına kaydedilmesi.	33
Şekil 4.7. Üç kas topluluğundan alınan ham EMG sinyalleri.	34
Şekil 4.8. Dirsek açma EMG3 elektrotuna ait ham EMG sinyali.	34
Şekil 4.9. Şekil 4.8'de grafiği verilen ham EMG sinyalinin FFT'si.	35
Şekil 4.10. Yüksek geçiren filtre Frekans-Genlik cevabı.	35
Şekil 4.11. Şekil 4.8'de grafiği verilen ham EMG sinyalinin yüksek geçiren sayısal filtre çıkışı.	36
Şekil 4.12. Yüksek geçiren filtreden geçirilen EMG sinyalinin FFT'si.	36
Şekil 4.13. 50 Hz çentik filtre Frekans-Genlik cevabı.	37

Şekil 4.14. Yüksek geçiren ve çentik filtreden geçirilen EMG sinyali	37
Şekil 4.15. Yüksek geçiren ve çentik filtreden geçirilen EMG sinyalinin FFT'si ...	37
Şekil 4.16. Alçak geçiren filtre Frekans-Genlik cevabı	38
Şekil 4.17. Yüksek geçiren, çentik ve alçak Geçiren filtreden geçirilen EMG sinyali	38
Şekil 4.18. Yüksek geçiren, çentik ve alçak Geçiren filtreden geçirilen EMG sinyalinin FFT'si	39
Şekil 5.1. Dirsek açma hareketi EMG3 elektrotundan alınan sinyalin gevşeme anı örnekleri	41
Şekil 5.2. EMG1 Elektrotundan alınan sinyalin karesel ortalamasının tek girişli YSA'ya uygulanması sonucu elde edilen test sonuçları	44
Şekil 5.3. Tek elektrot tek özellik vektörlü YSA yapısı	46
Şekil 5.4. Tek elektrot tüm özelliklerin kullanıldığı YSA yapısı	46
Şekil 5.5. EMG1 elektrotundan alınan sinyallerin çıkarılan özellik vektörüne göre YSA sonuçları	47
Şekil 5.6. EMG2 elektrotundan alınan sinyallerin çıkarılan özellik vektörüne göre YSA sonuçları	49
Şekil 5.7. EMG3 elektrotundan alınan sinyallerin çıkarılan özellik vektörüne göre YSA sonuçları	51
Şekil 5.8. EMG1, EMG2 ve EMG3 elektrotundan alınan sinyallerin YSA sonuçları	53
Şekil 5.9. Gizli katman nöron sayıları değiştirilen üç elektrotun sadece maksimum değerlerinin uygulandığı YSA'ların sonuçları	56
Şekil 5.10. Gizli katman nöron sayıları değiştirilen üç elektrottan çıkarılan tüm özelliklerin uygulandığı YSA'ların sonuçları	57

ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 3.1. Transfer fonksiyonları	20
Çizelge 4.1. EMG sinyalinin alındığı kaslar ve kaslara bağlanan elektrotlar	30
Çizelge 4.2. Ham EMG sinyalinin örneklerinin alındığı ADC çıkışları	33
Çizelge 5.1. EMG işaretinin belirleyici özellikleri	41
Çizelge 5.2. Kol hareketleri ve hedef çıkışlar	43
Çizelge 5.3. Elektrotlardan alınan sinyallerin özelliklerinin YSA başarı sonuçları ..	55
Çizelge 5.4. Gizli katman nöron sayısının kademe kademe azaltılması ile gözlenen YSA başarı sonuçları	58

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

KISALTMALAR

EMG	: Elektromiyografi (Electromyography)
SEMG	: Yüzey Elektromiyografisi (Surface Electromyography)
YSA	: Yapay Sinir Ağları (Neural Network)
PCA	: Temel Bileşen Analizi (Principle Component Analysis)
SNR	: Sinyal Enerjisinin Gürültü Enerjisine Oranı (Signal-to-Noise Ratio)
RMS	: Kareysel Ortalama Kökü (Root Mean Square)
CMRR	: Ortak İşaret Bastırma Oranı (Common Mode Rejection Ratio)
MUAPT	: Motor Ünitesi Aksiyon Potansiyeli (Motor Unit Action Potential)
IEMG	: Toplam EMG (Integral EMG)
MAV	: Ortalama Mutlak Değer (Mean Absolute Value)
MAVS	: Ortalama Mutlak Değer Eğimi (Mean Absolute Value Slope)
SSI	: Basit Kareler Toplamı (Simple Square Integral)
VAR	: EMG Varyansı (EMG Variance)
WL	: Dalga Formu Uzunluğu (Waveform Length)
SSC	: Sinyal Değişiminin Eğimi (Slope of Signal Change)
WA	: Willison Genliği (Willison Amplitude)
HEMG	: EMG'nin Histogramı (Histogram of EMG)
ZC	: Sıfır Geçiş Sayısı (Zero Crossing)
ADC	: Analog Dijital Çevirici (Analog-Digital Converter)
FFT	: Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform)

BÖLÜM 1

GİRİŞ

SEMG (Surface Electromyography-Yüzey Elektromiyografisi)'nin gelişim teması 1600'lerin ortalarına, Francesco Redi'nin oldukça özel bir kasın elektrik balığının enerji kaynağı olduğunu yazmasına kadar dayanır. 1773'te Walsh açıkça yılanbalığının kas dokusunun bir elektrik kıvılcımı üretebildiğini gösterebiliyordu. 1790'ların sonlarına doğru Galvani kas kasılması ve elektrik arasında bir ilişki olduğuna dair direkt kanıtlar elde etmişti. Kas kasılmalarının statik elektriğin deşarjıyla uyarılabildiğini gösteren bir dizi çalışmalar yürüttü. 1792'de Volta bu çalışmalara başta katılsa da daha sonra Galvani'nin fenomeninin dokunun kendisinden değil, kas dokusuna dokunan farklı yapay metallere kaynaklandığı sonucuna vardı. Galvani Volta'nın eleştirisini reddetti ve metal yerine kopmuş sinirin kasılmasıyla kasın uyarımını göstermeyi başardı. Fakat bu bulgu Volta'nın popülerliğinden dolayı kırk yıl boyunca fark edilmedi. Volta hem elektrik üretmeye yarayan hem de kası uyarıcı güçlü bir araç geliştirdi. Kasın uyarılması için elektrik kullanma tekniği 19. Yüzyıl boyunca büyük ilgi uyandırdı ve bazı insanlar araştırma amaçlı bu yeni teknikten faydalandı. 1860'larda Duchenne kas fonksiyonu çalışmak üzere elektriksel uyarımı kullanarak temas edilmemiş kasın fonksiyonunu ve dinamiğinin ilk çalışmalarını yürütmüştür [1].

1800lerin başlarında elektriksel akımları ve kas aktivitelerini ölçen bir alet olan galvanometre icat edildi. 1838'de Matteucci bir kesilmiş kurbağa ve onun hasarlı kası arasındaki elektriksel potansiyeli göstermek için galvanometreyi kullandı. 1849'da Du Bois-Reymond istemli kasılma sırasında insan kaslarındaki elektriksel aktivitenin ilk kanıtlarını sundu. Klasik deneyinde, Du Bois-Reymond elektrotları galvanometreye bağlayarak her deneğin eline ya da önkoluna birer bez yerleştirdi ve hepsini farklı vatlarda tuzlu su solüsyonuna batırdı. Denek her elini ya da kolunu büktüğünde çok ayrıntılı ama çok tutarlı ve muhtemel sapmaları tek tek not aldı. Akımın büyüklüğünün

cildin empedansıyla azaldığı sonucuna vardı. Deneğin derisinden bir katı çıkardıktan sonra Du Bois-Reymond elektrotları yeniden taktı ve dirsek bükülürken sinyalin büyüklüğündeki inanılmaz artışı not aldı [1].

1900'lerin başında Pratt kas kasılmasıyla ilgili enerji büyüklüğünün sinirsel etkinin büyüklüğünden ziyade bireysel kas fiberlerinin takviyesiyle ilgili olduğunu gösterdi. 1920'lerde Gasser ve Newcomer kaslardan gelen sinyalleri göstermek için yeni icat edilen katot ışını osiloskopu kullandı. Bu ikili 1944'te Nobel Ödülü kazanmıştır [1].

1930'larda başlayan ve 1950'lere kadar devam eden EMG cihazı geliştirilmesindeki sürecin sonucunda araştırmacılar normal ve anormal kas fonksiyonu çalışmalarında yaygın olarak SEMG'yi kullandılar. 1930'larda progresif gevşemenin babası Edmund Jacobson SEMG'yi farklı kaslardaki duygu ve hayal gücünün etkisini araştırmak için yoğun olarak kullandı. Ayrıca SEMG'yi kas aktivitesindeki gevşeme eğitimi protokolünün etkilerini sistematik olarak çalışmak için de kullandı [1].

1940'lerde araştırmacılar dinamik hareketi çalışmak için SEMG'yi kullanmaya başladılar. Örneğin, Inman ve çalışma arkadaşları omuz hareketlerindeki çokça kabul edilen bir çalışmayı yürüttüler. 1940'ların sonlarında Price ve çalışma arkadaşları sırt ağrısı çeken hastaların klinik çokluğu üzerinde çalıştılar ve SEMG aktivasyon örneklerinin orijinal yaranın olduğu bölgeden uzaklaştığını gördüler. Onların bu çalışmaları koruyucu kas örneklerinin ya da ağırlı duruşların ilk belgeleriydi. 1950'lerin başında Floyd ve Silver EMG'nin ve erector spinal kasların sıradışı güçlü bir çalışmasını sundular [1].

1960'larda biyogeribildirim doğdu. Basmajian'ın tek motor ünitesi eğitimi çalışması biyogeribildirim üzerindeki çalışmalara bir miktar hız kazandırdı. Bu tip bir eğitim yüzey elektrotlarından ziyade ince kablo elektrotlarının kullanımını gerektirse de EMG geribildiriminin en temel bileşeninden tek motor ünitesine kadar nöromusküler sistemde kullanılabilceğini açıkça göstermişti. Elmer Green SEMG'yi biyogeribildirim ile birlikte Basmajian'ın tek motor ünitesi eğitim paradigmasını genel gevşeme için modifiye ettiği Menninger Klinik'te kullanmıştır. Birkaç yıl sonra Budzynski ve çalışma arkadaşları SEMG geri bildirimini baş ağrısı kas kasılmalarını

tedavi etmek amacıyla kullanmaya başladılar. Ondan sonra biyo geri bildirim hızla yaygınlaşmaya başladı [1].

Daha spesifik hastalıkların tedavisinde SEMG'nin klinik kullanımı 1960'larda başladı. Hardyck ve arkadaşları SEMG'yi pratikte kullanan ilk bilim adamlarıdır. Onlar SEMG'yi öğrencilerin okuma gelişimini hızlandıran sessiz okumayı yaparken iç seslendirme yapmamayı öğretmek için kullandılar. Booker ve arkadaşları hastaları için çeşitli nöromusküler durumların mesleki eğitim metotlarını gösterdiler; Johnson ve Graton da SEMG'yi hemiplejik hastaların onarım fonksiyonuna yardımcı olması için kullandı. Wolf ise bel ağrısı tedavisinde ve değerlendirilmesinde SEMG biyo geri bildirim tekniklerini ilk kullananlar arasındadır [1].

1980'lerin başında Cram ve Steger el ile kullanılan SEMG duyusal aletini kullanarak çeşitli kasları tarayarak yeni bir klinik metot geliştirdi; birkaç yıl sonra da Cram ve Engstorm klinik çalışmalarına ışık tutacak 104 normal deneğin düzenli verisini sundu. Tarama aracını kullanarak hastaların hem ayakta hem de oturarak 15 kadar kas alanının sağ ve sol kesitlerini hızlıca örneklemediler. Duruş kas bileşenlerinin bu denli bir analizi üç klinik konseptin ortaya çıkmasına sebep oldu: (1) hareket alanı (2) duruşun etkisi (3) simetrimin derecesi [1].

Donaldson ve Donaldson simetri konseptini ele aldı ve onu ilerletti. Simetrik ve asimetric hareketler boyunca örneklerini hem normal deneklerinde hem de hastalarında simetrik takviye derecesini çalıştılar. Bu çalışmadan simetrik hareketler esnasında %20 asimetrinin kabul edilebilir olduğu ve bundan daha yüksek düzeyin patognomonik kabul edildiği sonucuna vardılar. Diğer taraftan asimetric hareketler asimetric takviye örneklerini meydana getirmelidir. Donaldson asimetric hareketlerde birlikte kasılma konseptini anormal bir bulgu olarak tanıttı [1].

1980'ler boyunca Will Taylor abdüksiyon sırasında üst ve alt trapziusta sinerji örneklerini ölçen konsepti geliştirdi. Karol Lewit'in çalışmasını izleyen Taylor üst çeyrekteki myalgiaların fazik muadillerinin duruş kas işiyle genelde ilişkili olduğunu belirtti [1].

SEMG üzerinde akademik araştırmalar da oldukça gelişti. 1960'ların başında Basmajian SEMG bilgisini paylaşmak için uluslararası bir forum düzenledi ve 1965'te Uluslararası Elektrofizyolojik Kinesiyoloji Topluluğu kuruldu. Bu rgt halen günümüzde varlığını sürdürmektedir ve SEMG ile ilgili konulara spesifik olarak hitap eden tek dergiye yayınlamaktadır (Elektromiyografi ve Kinesiyoloji Dergisi). Amerikalı ve Avrupalı cemiyetler (zellikle İskandinav araştırmacılar) genel olarak EMG ve özel olarak SEMG'yi anlamak için güçlü bir temel kaynak sundular. Bu alandaki birçok katkı sağlayan bilim adamını saymak mümkün değildir fakat Boston'daki Nöromusküler Araştırma Enstitüsü'deki Carlo De Luca ve arkadaşlarının etkisini asla azımsayamayız. Onların spektral analiz ve kas yorulması üzerindeki araştırmalarının çoğu kas fizyolojisi ve onu ölçmedeki metotlara ışık tutmuştur. Bu alışma bölgesindeki gergin kas ağrısı zerindeki İskandinav alışmaları çok etkileyicidir ve çalışma bölgesindeki işlev bozukluklarını anlamada çok şey katmışlardır [1, 2].

Son yıllarda yapılan çalışmalardan bazıları şunlarıdır. Du ve çalışma arkadaşları, yüzey elektrotlarla 9 erkek ve 2 kadın deneğin EMG sinyallerini kaydetmiştir. Denekler 11 farklı el hareketini yapmıştır. Alınan bu EMG sinyalleri önce DD (Dalgacık Dönüşümü) ile işlemiş, daha sonra YSA (Yapay Sinir Ağları) ile sınıflandırmışlardır [3].

Mahdi ve çalışma arkadaşları yüzey elektrotları ile aldıkları EMG sinyallerini temel bileşen analizi (PCA) yöntemi ile önce sinyalin boyutunu azaltmış daha sonra Bulanık sınıflayıcı ile sınıflandırmışlardır [4].

Zihezeng ve çalışma arkadaşları yüzey elektrotlarla n koldan EMG sinyallerini almışlardır. Aldıkları EMG işaretlerinin güç spektrumu katsayılarını ve Bayes istatistiksel algoritmasını ıkarımlarıdır. Elde ettikleri bu bilgiler ile sınıflandırma işlemi yapmışlar ve % 84 oranında başarı elde etmişlerdir [5].

Khezri ve çalışma arkadaşları 6 el hareketi için toplam 600 adet EMG işaretini yüzey elektrotlarla kaydetmişlerdir. Daha sonra aldıkları bu EMG sinyallerini DD ile

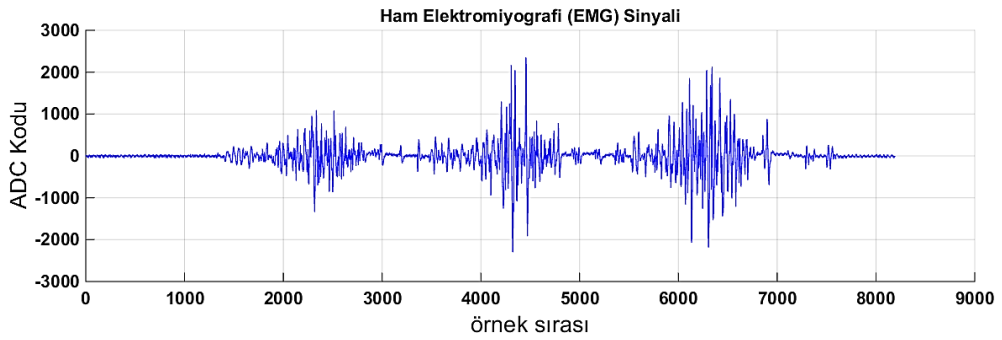
işlemişlerdir. YSA ve Bulanık Mantık algoritmalarından oluşturdukları hibrid bir sınıflandırıcı kullanarak sınıflandırma işlemini gerçekleştirmişlerdir [6].

Zhao ve çalışma arkadaşları 6 el hareketi için farklı 3 kas grubundan yüzey elektrotları kullanarak 3 kanallı EMG cihazı ile aldıkları EMG işaretlerini kullanarak DD ile işleyerek YSA ile sınıflandırmaya çalışmışlardır [7].

BÖLÜM 2

EMG İŞARETLERİNİN ÖLÇÜLMESİ

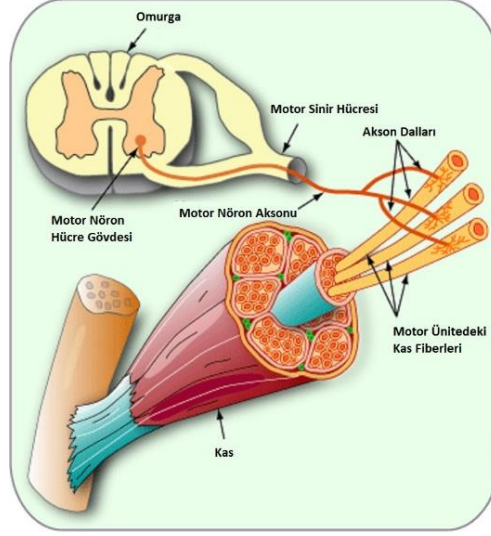
Elektromiyografi (EMG), kasların kasılması esnasında oluşan küçük genlikli biyopotansiyel işaretlerin ölçümüdür (Şekil 2.1). Bu işaretler istemli veya istemsiz kasların kasılması ile meydana gelebilir [1].



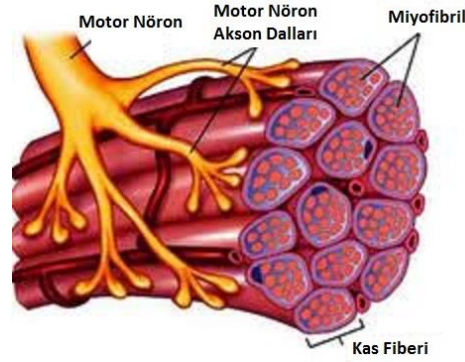
Şekil 2.1. Ham EMG işareti.

İstemli kas kasılmasının EMG aktivitesi gerginlikle doğrudan ilgilidir. Kas kasılmasının işlevsel birimi tek bir alfa motor nöronu ve onu gevşeten bütün fiberlerden oluşan bir motor ünitesidir (Şekil 2.2) [2].

Bir kas fiberi onu uyaran motor sinirinin aksiyon potansiyelleri depolarizasyon eşiğine ulaştığında kasılır. Kas membranı boyunca yayılan depolarizasyon bir kas aksiyon potansiyelidir. Motor ünite (Şekil 2.3) aksiyon potansiyeli tek bir motor ünitesinin tüm fiberleri için bireysel kas aksiyon potansiyellerinin uzamsal ve geçici toplamıdır [3]. Bu yüzden EMG sinyali kullanılan elektrotun toplama alanının içinde motor ünite aksiyon potansiyellerinin cebirsel toplamıdır. Bir elektrotun toplama alanı neredeyse her zaman birden fazla motor ünitesi içerir çünkü farklı motor ünitelerinin kas fiberleri bütün kas boyunca iç içedir. Kasın herhangi bir parçası yaklaşık olarak 20-50 motor ünitesine ait fiber içerebilir [2, 4].



Şekil 2.2. Motor sinir nöronu.

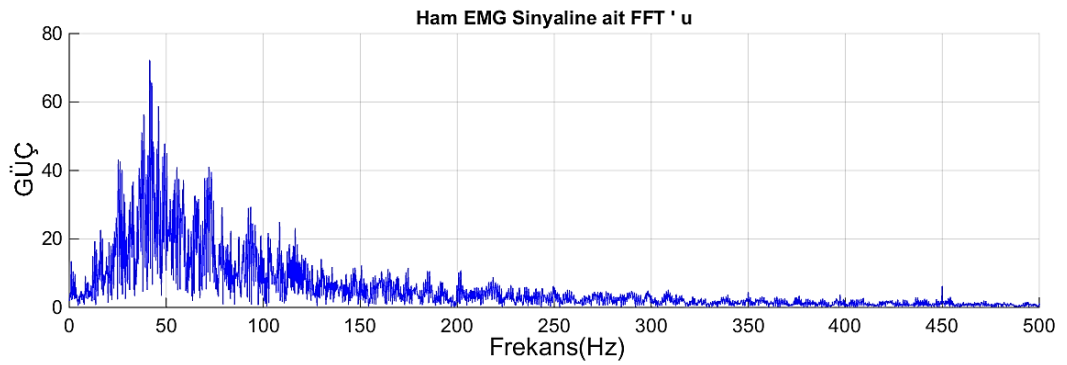


Şekil 2.3. Motor ünitesi.

Tek bir motor ünitesi 3-2000 kas fiberine sahip olabilir. Küçük hareketleri kontrol eden kaslar her bir motor ünitesi için çok daha büyük hareketleri kontrol eden kaslardan daha az sayıda kas fiberine sahiptir (Küçük hareketleri kontrol eden motor üniteleri 10'dan az; büyük hareketleri kontrol eden motor üniteleri 100-1000 fiber içerir.). Kas kasılması sırasında bir hiyerarşi bulunur. Buna göre, bir kas kasılması boyunca öncelikli olarak daha az kas fiberine sahip motor üniteleri daha sonra daha fazla kas fiberine sahip motor üniteleri işleme sokulur. Her bir kas için motor ünitelerin sayısı vücudun diğer bölgeleri için değişiklik gösterebilir [2].

EMG sinyalinin alınması sırasında, sinyalinin yapısını etkileyen iki durum vardır. Birincisi sinyal enerjisinin gürültü enerjisine oranıdır (SNR). Genel olarak gürültü,

EMG sinyalinde istenmeyen elektriksel sinyallerdir. Diğer bir durum ise EMG sinyaline, sinyalin karakteristiğini değiştiren farklı frekans bileşenlerinin katılmasıdır. EMG sinyali stokastik (rastlantısal) bir yapı gösterir ve Gaussian dağılım fonksiyonuyla tanımlanır. EMG sinyalinin genliği 0 ile 10 mV (tepe noktaları arası) ya da 0 ile 1,5 mV (RMS) arasında değişir. Kullanılabilen sinyal enerjisi 0 ile 500 Hz frekans aralığında olup baskın enerji 0 ile 200 Hz arasında değişir [7]. Kullanılabilen sinyaller, elektriksel gürültü seviyesinin üzerinde bir enerji taşırlar. Şekil 2.4 'de EMG sinyaline ait frekans spektrumundan işaretin baskın olduğu frekanslar görülebilmektedir [8, 9].



Şekil 2.4. Şekil 2.1'deki Ham EMG sinyaline ait frekans spektrumu.

2.1. EMG SİNYALİNİN ALINMASI

Biyopotansiyel işaretlerin vücuttan ilk alınmaları sırasında ve vücut dokularına ölçüm amaçlı elektrik akımı verilirken vücut ile ölçme düzeni arasında iletişimi sağlamak amacıyla elektrotlar kullanılır (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Elektrot çeşitleri.

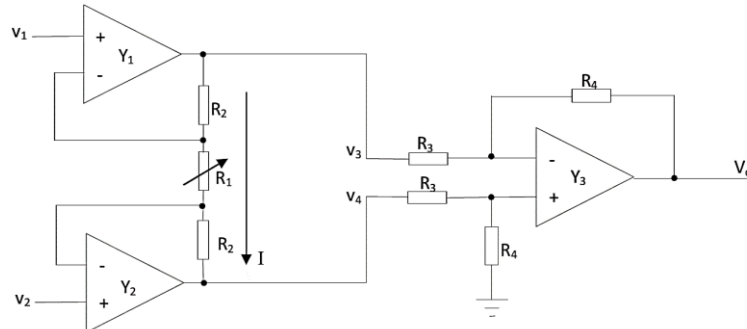
EMG ölçümlerinde temel olarak yüzey elektrotları ve iğne elektrotlar olmak üzere iki tip elektrot kullanılır. Yüzey elektrotları daha çok deri yüzeyine yakın kaslardaki biyopotansiyel işaretler için kullanılırken, iğne elektrotlar daha hassas ölçümler için ve deri yüzeyinden uzakta kalan kaslara ait sinyaller için kullanılırlar [6].

2.2. EMG SİNYALİNİN YÜKSELTİLMESİ

Bir EMG işareti karakteristik olarak, tepeden tepeye 0-10 mV genliğe sahiptir [1]. Bu düşük genlikli biyopotansiyel işaretin yükseltilmesi gerekmektedir. Bunun için enstrumantasyon yükselteçleri kullanılmaktadır.

Bir enstrumantasyon yükselteci:

1. Girişlerine izleyici konmuş bir fark yükseltecidir.
2. Giriş direnci R_g ve ortak işaret bastırma oranı (CMRR) büyüktür.
3. Tek dirençle (R_1) fark kazancı ayarlanabilmektedir.
4. Biyolojik işaretlerin yükseltilmesinde yaygın olarak kullanılır.



Şekil 2.6. Enstrumantasyon yükselteci [7].

Enstrumantasyon yükseltecinin çıkışı denklem 2.1'de görüldüğü gibidir.

$$V_c = \frac{2xR_2+R_1}{R_1} \times \frac{R_4}{R_3} \times (v_2 - v_1) \quad (2.1)$$

2.3. EMG SİNYALİNİN FİLTRELENMESİ

Kasların kasılması sonucu açığa çıkan tepeden tepeye 0-10 mV genliğe sahip olan elektriksel işaret eğrilerinin frekansları, iğne elektrot ile yapılan ölçümlerde 10 kHz' e kadar çıkabilir. Eğer ölçümler yüzey elektrotlarla yapılıyor ise EMG işaretinin frekansı 0-500 Hz arasındadır. Yüzey elektrotu ile ölçülen EMG İşaretinin frekans spektrumu incelendiğinde baskın genliğin 0-200Hz arasında değiştiği görülmektedir [7].

2.4. EMG İŞARETİNİ BOZAN ETKİLER

Bozucu etkiler kas işareti dışında kas kasılma işaretinin frekans bandının içine düşen ve işaretin yapısını etkileyen tüm işaretlerdir. Bu işaretlerin tamamından kurtulmak imkânsızdır.

1. Enerji iletim hatlarından kaynaklanan girişim: Kaçınılmaz olan bu bozucu etkinin gerilimin genliği EMG sinyalinin bir katından birkaç katına kadar çıkabilir ve baskın frekansı 50Hz'dir. Yapılan deneylerde iletim hatlarından uzaklaşıldığında zayıfladığı gözlemlenmiştir. Yine de enerji iletim hattından tamamen yalıtılmış bir ortam oluşturmak oldukça zordur [7].
2. Çevre Gürültüsü: Radyo iletimi, flüorasan aydınlatmaları gibi elektromanyetik ışının kaynaklarının oluşturduğu gürültü biçimidir [7].
3. Elektriksel Aygıtların İçsel Gürültüsü: Tüm elektriksel aygıtlar bu gürültüye sahiptir. Frekans aralığı 0 ile 1000 Hz'ler düzeyinde değişebilen bu gürültü giderilemez. Yüksek kaliteli aygıtlar kullanılarak azaltılabilir [1].
4. Hareket Gürültüsü: Bu gürültünün birinci kaynağı elektrotla cilt arasındaki sürtünme, diğeri elektrotlara bağlı olan kablonun amplifikatöre olan bağlantısındaki harekettir. Jel ile birlikte kullanılan yüzey elektrotlarında, deri ile elektrot arasındaki sıvının yer değiştirmesi ile ya da aktif elektrotlarda deri ile elektrot sürtünmesinden dolayı oluşabilir. Uygun devre ve kurulum ile

azaltılabilir [3]. Bu iki gürültü enerji frekans bandında 0–20 Hz’lik bantta ortaya çıkar [1].

5. Diğer Beden Elektriksel Etkinlikleri: Vücutta birçok olay elektrokimyasal olarak gerçekleşmektedir. Bunun yanında ölçülen kas etkinliği yanında iç organlar ve ölçülmesi istenmeyen kasların işaretleri de girişe gelmektedir. Ölçüm açısından çok etkili olmasa da göz ardı edilmeyecek bir gürültü topluluğu olduğunu söyleyebiliriz [7].

Yukarıdaki bilgiler ışığında yüzey elektrotu ile alınan 0-500 Hz frekans aralığında bulunan ham EMG sinyalinin 20 – 500 Hz bant geçiren filtreden ve şebeke sinyalinin işarete olan etkisini bertaraf etmek için 2 Hz bant durdurucu (49-51Hz) filtreden geçirilerek işaret üzerine binen gürültüler azaltılabilir.

2.5. EMG SİNYALİNİN ÖRNEKLENMESİ

Sinüzoidal bir sinyalin, kısmen de olsa özelliklerini aktarabilecek bir şekilde örneklenebileceği minimum frekans değeri Nyquist frekansı olarak adlandırılmaktadır. Nyquist Teoremi’ne göre örnekleme frekansı, sinyalin orijinal frekansının en az iki katı büyüklüğünde olmalıdır. Yüzey elektrotu ile alınan EMG sinyalleri 0-500Hz arasında bileşenler içerdiği için minimum örnekleme frekansı en yüksek frekansa sahip bileşene göre belirlenir. Buna göre minimum örnekleme frekansı 1000 Hz olmalıdır [11, 12].

BÖLÜM 3

EMG SİNYAL İŞLEME TEKNİKLERİ

3.1. EMG SİNYAL TANIMLAMASI VE ÖZELLİKLERİ

Bu bölümde özellik çıkarım metotları ve sınıflandırma yöntemlerinden bahsedilecektir. EMG sinyali belirli bir sinyal değildir. Yani bir EMG sinyali diferansiyel bir denklemle ifade edilemez. EMG sinyalinin rastgele oluşu tasarımcının özellik çıkarım bloğunda belirli sinyal işleme tekniklerini kullanmasına engel oluşturur. Bu yüzden EMG sinyali istatistiksel sinyal işleme teknikleriyle işlenmelidir. EMG sinyalinin özellikleri üç gruba ayrılabilir: zaman domeni özellikleri, frekans domeni özellikleri, zaman-frekans domeni özellikleri.

Yüzey elektrotlarından alınan ham EMG verisi MUAPT'lerin (Motor Ünitesi Aksiyon Potansiyeli) toplamıdır. Ayrıca kas fiberleri ile deri yüzeyi arasında bu MUAPT sinyallerinin yüksek frekanslı bileşenleri dokularda bastırılır. EMG frekans spektrumu 500 Hz e kadar çıkabilir. Ham EMG sinyali önerilen veri toplama ünitesinde bant sınırlaması için bir ön işlemde geçer. Elde edilen sinyal 20 Hz kesim frekanslı yüksek geçiren, şebeke sinyalinin işarete olan etkisini bertaraf etmek için 2 Hz bant durduran (49-51Hz) ve daha sonra 500 Hz kesim frekanslı alçak geçiren filtreden geçirilir. Son olarak "Nyquist Örnekleme Teoremi" ne göre tavsiye edilen veri toplama sisteminin örnekleme frekansı minimum 1 KHz olarak seçilebilir.

Elde edilen yüzey EMG sinyalinin belirli bir matematiksel modeli yoktur. EMG sinyali stokastik (rastlantısal) bir yapı gösterir ve Gaussian dağılım fonksiyonuyla tanımlanır.

3.2. EMG SİNYALİNİN ZAMAN DOMENİ ÖZELLİKLERİ

Elektrotlar vasıtası ile alınan ham EMG sinyali zaman domeninde yükseltilir ve dijital hale getirilir. EMG sinyallerinin zaman domeni özellikleri, ADC çıkışından alınan örneklenmiş sinyale ait özellikler olduğu için incelenmesi kolaydır. Domen değişikliğine gerek olmadığı için bu özellikler daha az çabayla elde edilebilir. Ayrıca algoritma çıkarımlı zaman domeni özellikleri gerçek (ya da gerçeğe yakın) zamanlı bağımsız sistemlere kolayca gömülür.

Bu bölümde literatürde bulunan zaman domenleri paylaşılmıştır. Ayrıca gerçek bir test verisinden elde edilen matematiksel tanımlar da ilave edilmiştir.

1. Toplam EMG (IEMG): Bu özellik ham EMG sinyalinin her bir bölütünün örneklerinin mutlak değerlerinin toplanmasıyla hesaplanmıştır.

$$IEMG_k = \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (3.1)$$

Denklemden x_i , k bölütünün i ' inci elemanını ifade eder. N de her bölütte bulunan örnek sayısını gösterir. IEMG tam dalga doğrultulmuş ham EMG sinyalinin ayrık zamanda toplamı olarak da tanımlanabilir [9, 10].

2. Ortalama Mutlak Değer (MAV): Bu özellik her veri bölütünü oluşturan örneklerin mutlak değerlerinin ortalama değeridir. Diğer bir deyişle, ham sinyal öncelikle tam dalga doğrultulur, daha sonra bölünme tamamlanır. Her bölütün ortalaması o bölütün MAV'ıdır. Bu değer aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$MAV_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (3.2)$$

Denklemden x_i , k bölütünün i ' inci örneğidir ve N bir bölütün uzunluğudur. Literatürde MAV'ın değişik ifadeleri bulunur. Denklem (3.1) ve (3.2)'de görüldüğü gibi IEMG ve MAV arasındaki ilişki sadece ölçeklendirmedir. Sinyal özelliği olarak ikisinin aynı anda alınmasına gerek yoktur [10].

3. Ortalama Mutlak Değer Eğimi (MAVS): Bu özellik MAV özelliğinin sadece ayırık zaman türevidir. Şu şekilde hesaplanabilir [10]:

$$MAVS_k = MAV_{k+1} - MAV_k \quad (3.3)$$

4. Karesel Ortalama Kökü (RMS): İfadesi Şudur [10]:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (3.4)$$

5. Basit Kareler Toplamı (SSI): Bu özellik basitçe ham EMG sinyalinin enerjisini ifade eder ve bir sinyal özelliği olarak kullanılabilir. Aşağıdaki gibi gösterilebilir [10]:

$$SSI_k = \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad (3.5)$$

6. EMG Varyansı (VAR): Varyans ham EMG sinyalinin gücüyle ilişkilidir ve şu şekilde gösterilir [10, 11, 9]:

$$WAR_k = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad (3.6)$$

7. Dalga Formu Uzunluğu (WL): Bu özellik de ham EMG'nin genliğinin, frekansının ve süresinin ölçümüdür ve ifadesi aşağıdaki gibidir:

$$IEMG_k = \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (3.7)$$

WL ölçümü iki ardışık örnek arasındaki farkın mutlak değerlerinin toplamıdır. Kaslardaki gerginlik arttıkça WL'nin büyüklüğü de artar. Bu yüzden EMG sinyalindeki değişim bu özellik ile kolayca fark edilebilir ve sınıflandırılabilir [10].

8. Sıfır Geçiş (ZC): Bu, EMG sinyalinin bir bölütteki zaman ekseninden geçişinin kaç kez olduğunu bildirir [9, 10, 11].

$$ZC = \sum_{i=1}^N \text{sgn}(-x_i, x_{i+1}) \quad (3.8)$$

Denklemden,

$$\text{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & \text{if } x > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3.9)$$

9. Sinyal Değişiminin Eğimi (SSC): Bu özellik ZC'ye çok benzer ve ham EMG sinyalinin frekans domeninin özellikleri hakkında yaklaşık tahmin imkanı sağlar. Aşağıdaki gibi formüle edilebilir [10]:

$$SSC = \sum_{i=2}^{N-1} [g(x_i - x_{i-1})x(x_i - x_{i+1})] \quad (3.10)$$

Bu denklemden,

$$g(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq \text{threshold} \\ 0, & \text{if } x < \text{threshold} \end{cases} \quad (3.11)$$

10. Willison Genliği (WA): Bu özellik ardışık iki örneğin arasındaki farkın ölçümüdür. Her bölüt için tanımlanan eşikten daha fazla farkı olan durum sayısı sayılmaktadır. WA direkt olarak motor ünitesi aksiyon potansiyellerinin uyarılmasıyla ilgilidir. Bunun formülü aşağıdaki gibidir:

$$WA = \sum_{i=1}^{N-1} f|(x_i - x_{i+1})| \quad (3.12)$$

Bu denklemden,

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq \text{threshold} \\ 0, & \text{if } x < \text{threshold} \end{cases} \quad (3.13)$$

WL ile karşılaştırıldığında WA ile WL'nin birbirine çok benzediği görülebilir. Aralarındaki tek fark WA'nın iki ardışık örnek arasındaki

artış/azalış miktarına odaklanmamasıdır. Bu sadece iki ardışık örneği öntanımlı bir eşikle mutlak farkı karşılaştırır ve limitin üzerindeki farkları sayar. Bu yüzden WA ham EMG sinyalinin genliği hakkında doğrudan bilgi vermezken WL vermektedir.

ZC, SSC ve WA için uygun eşikler veri edinim sisteminin kazanılmasına bağlıdır. Kısa bir egzersizden sonra uygun bir eşik bulunabilir [9, 10].

11. EMG'nin Histogramı (HEMG): Bu özelliğin çıkarımı sırasında her bölüt için örneklemelerin dağıtımını bir ham EMG sinyali için hesaplanmıştır. Sinyalin dağıtımını bir özellik olarak kullanılabilir ve sınıflandırmada kullanılır. Örneklemelerin sayısı daha yüksek genlik kutularında bir ön tanımlı eşığı aştığında bu özelliğin EMG sinyalini belirlenmesi ve sınıflandırması yapılmış olabilir. Fakat bir sinyalin histogramdan çıkarılan bilgisi pek çok durum için yeterli değildir [9].

12. EMG'nin Maksimum Değeri: Sinyalin maksimum değeridir [11].

13. EMG'nin Minimum Değeri: Sinyalin minimum değeridir [11].

14. EMG'nin Standart Sapması:

Bozkurt, M., R., Doktora tezinde şu şekilde tanımlar [11]:

“Standart sapma, veriyi oluşturan değerler dizisindeki değerlerin, o diziye ait ortalama etrafındaki yoğunluklarını gösterir. Her değer için ayrı ayrı aritmetik ortalama ile farkları alınır. Bu farkların kareleri alınarak toplanır ve dizideki eleman sayısına bölünür. Çıkan bu değer varyanstır. Bu değer karekökü ise standart sapmayı verir.”

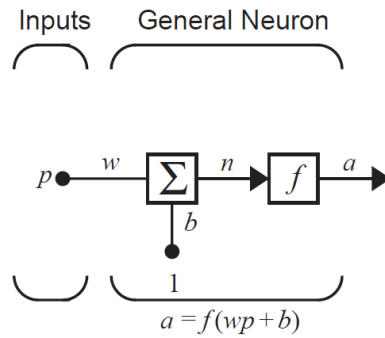
$$SSAP = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (3.14)$$

15. EMG'nin Varyansı: Varyans standart sapma konusundan da anlaşılacağı gibi, standart sapmanın karesidir. Standart sapma ile aynı bilgiyi verirler [11].
16. EMG'nin Modu: Mod bir dizide en çok tekrarlanan elemandır. Ancak bir EMG verisi içinde mod bilgisi bir anlam ifade etmemektedir. Yapılan denemelerde de mod bilgisinin sistemin performansına bir katkısı olmadığı saptanmıştır [11].

3.3. YAPAY SİNİR AĞLARI (YSA)

3.3.1. Nöron Modeli

Sinirsel ağ için temel yapı bloğu tek-girişli nörondur (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Tek girişli nöron [12].

Bu örnek nöronda yer alan üç farklı işlevsel işlem vardır. Birincisi, wp skaler ürününü oluşturmak için skaler giriş p skaler ağırlıkla w çarpılır. İkinci olarak, tartılan giriş wp ile skaler sapma olan b , n ağını oluşturmak için toplanır. (Bu durumda fonksiyon f 'i b miktarıyla yer değiştirerek sapmayı görebilirsiniz. Bu sapma sürekli 1 girişi almadığı sürece daha çok bir ağırlık gibidir.) Son olarak, giriş çıkış olan a ağını elde eden transfer fonksiyonundan (f)geçer. Bu üç işleme verilen isimler; ağırlık fonksiyonu, ağ giriş fonksiyonu ve transfer fonksiyonu.

Pek çok nöral ağ tipi için, ağırlık fonksiyonu, ağırlık çarpı girişin ürünüdür, ama diğer ağırlık fonksiyonları (örneğin ağırlık ve giriş arasındaki uzaklık, $|w - p|$) bazen kullanılır. En sık kullanılan ağ giriş fonksiyonu ağırlık değeri ile çarpılan giriş ile sapmanın toplamıdır fakat diğer işlemler, örneğin çarpma da, kullanılabilir. “Radyal Nöral Ağlara Giriş” uzaklığın nasıl ağırlık fonksiyonu olarak kullanılabileceğini ve çarpmanın ağ giriş fonksiyonu olarak nasıl kullanılabileceği üzerinde durur. Aynı zamanda pek çok farklı transfer fonksiyonu çeşitleri vardır. Bu çeşitlerin örneklerini aşağıda görebilirsiniz.

w ve b her ikisi de nöronun değiştirilebilir skaler parametrelerdir. Sinirsel ağların ana fikri bu tür parametreler, ağ istenen ya da ilginç bir davranış sergilesin diye değiştirilebilirdir. Bu yüzden ağı ağırlığı ya da sapma parametrelerini değiştirerek belirli bir iş yapmak için eğitebilirsiniz [12, 13].

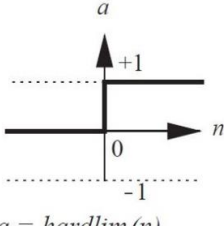

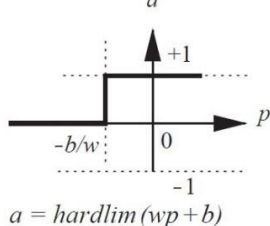
3.3.2. Transfer Fonksiyonları

Yukarıdaki şekilde gösterilen transfer fonksiyonu n 'in lineer ya da lineer olmayan fonksiyonu olabilir. Belirli bir transfer fonksiyonu nöronun çözmeye çalıştığı problemin bazı tanımlamalarını elde etmek için seçilir.

Transfer fonksiyonlarının çeşitlerinden en fazla kullanılan üç adedi bu bölümde açıklanmıştır.

a) Keskin-Limitli Transfer Fonksiyonu

Şekil 3.2'deki grafik bir keskin limit transfer fonksiyonu kullanan tek girişli nöronun giriş/çıkış karakteristiğini göstermektedir. Burada ağırlık ve sapmanın etkilerini görebiliriz. İki şekil arasında gösterilen ikona dikkat edelim. Bu tür ikonlar kullanılan belirli transfer fonksiyonunu göstermek için genel f 'in ağ diyagramlarında yerini değiştirir [12, 13].

 <p>$a = \text{hardlim}(n)$</p>		 <p>$a = \text{hardlim}(wp + b)$</p>
a) Keskin limit transfer fonksiyonu		b) Tek girişli <i>hardlim</i> nöronu

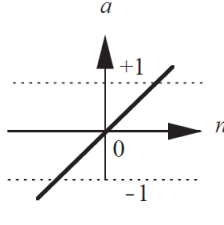

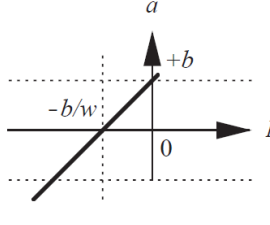
Şekil 3.2. Keskin limit transfer fonksiyonu [12].

b) Lineer Transfer Fonksiyonu

Bir *lineer transfer fonksiyonunun* çıkışı Şekil 3.3'te görüldüğü gibi girişine eşittir:

$$a = n,$$

Bu transfer fonksiyona sahip nöronlar ADALINE ağlarında kullanılırlar.

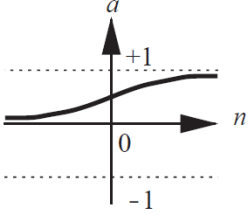

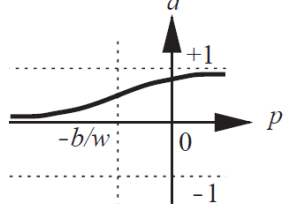
 <p>$a = \text{purelin}(n)$</p>		 <p>$a = \text{purelin}(wp + b)$</p>
a) Lineer Transfer Fonksiyonu		b) Tek Girişli <i>purelin</i> Nöronu

Şekil 3.3. Lineer transfer fonksiyonu [12].

Tek girişli ve sapsmalı bir lineer nöronun çıkışının (a) ve girişinin (p) karakteri Şekil 3.3.b' de gösterilmiştir [12, 13].

c) Log-Sigmoid Transfer Fonksiyonu

Log-Sigmoid fonksiyonunun grafiği Şekil 3.4'te verilmiştir. Bu transfer fonksiyonu girişi (artı ve eksi sonsuz arasında değer alabilen) alır ve çıkışı 0'dan 1'e çeker.








 $a = \text{logsig}(n)$		 $a = \text{logsig}(wp + b)$
a) Log-Sigmoid Transfer Fonksiyonu		b) Tek Girişli <i>logsig</i> Nöronu

Şekil 3.4. Log-Sigmoid transfer fonksiyonu [12].



$$a = \frac{1}{1+e^{-n}} \quad (3.15)$$

Log-Sigmoid transfer fonksiyonu genelde türevlendirilebilir olduğundan geri yayılım algoritmaları kullanan çok katmanlı ağlarda kullanılır [12].

Çizelge 3.1. Transfer fonksiyonları [12].

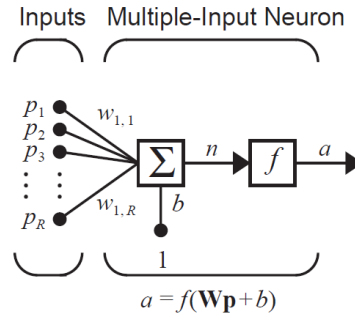
İsim	Giriş / Çıkış İlişkisi	İkon	MATLAB Fonksiyonu
Keskin Limit	$a = 0 \quad n < 0$ $a = 1 \quad n \geq 0$		hardlim
Simetrik Keskin Limit	$a = -1 \quad n < 0$ $a = +1 \quad n \geq 0$		hardlims
Lineer	$a = n$		purelin
Saturasyonlu lineer	$a = 0 \quad n < 0$ $a = n \quad 0 \leq n \leq 1$ $a = 1 \quad n \geq 1$		satlin
Simetrik saturasyonlu lineer	$a = -1 \quad n < -1$ $a = n \quad -1 \leq n \leq +1$ $a = 1 \quad n \geq 1$		satlins
Log-Sigmoid	$a = \frac{1}{1+e^{-n}}$		logsig
Hiperbolik Tanjant Sigmoid	$a = \frac{e^n - e^{-n}}{e^n + e^{-n}}$		tansig

Çizelge 3.1 (devam ediyor.)

Pozitif Lineer	$a = 0 \quad n < 0$ $a = n \quad n \geq 0$		poslin
Yarışmacı	$a = 0$ maksimum n'li nöron $a = 1$ diğer nöronlar		compet

3.3.3. Çok Girişli Nöron

Tipik olarak bir nöronun birden fazla girişi bulunmaktadır. R girişleri olan bir nöron Şekil 3.5’de gösterilmektedir. \mathbf{W} ağırlık matrisinde her bir giriş p_1, p_2, \dots, p_R karşılık gelen bileşenler w_1, w_2, \dots, w_R ile ağırlıklandırılır.



Şekil 3.5. Çok girişli nöron [12].

Nöron ağ girişi n ‘yi elde etmek için ağırlıklandırılan girişler ile toplanan bir saptmaya b sahiptir:

$$n = w_{1,1}p_1 + w_{1,2}p_2 + \dots + w_{1,R}p_R + b \quad (3.16)$$

Bu ifade matris \mathbf{W} ‘nin tek nöron için tek bir sırası olduğunda matris formunda şu şekilde yazılabilir:

$$n = \mathbf{W}_p + b \quad (3.17)$$

Şimdi nöron çıkışını şöyle yazabiliriz:

$$a = f(\mathbf{W}\mathbf{p} + b) \quad (3.18)$$

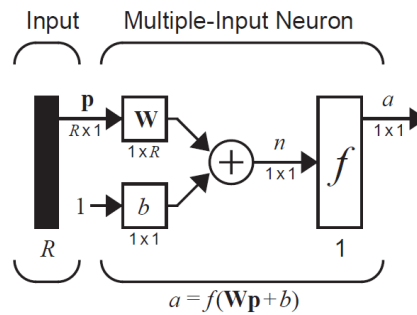
Sinirsel ağlar genelde matrislerle ifade edilebilirler.

3.3.3.1. Ağırlık İndisleri

Ağırlık matrisinde bulunan indislerin anlamları şu şekildedir: ilk indis o ağırlık için belirli nöron hedefini anlatır. İkinci indis nöronu besleyen sinyalin kaynağını gösterir. Nitekim $w_{1,2}$ 'deki indisler der ki; bu ağırlık ikinci kaynaktan ilk ve tek nöronun bağlantısını gösterir. Eğer birden fazla nöron olursa bu düzen daha faydalı olabilir.

3.3.3.2. Kısaltılmış notasyon

Her biri birkaç girişe sahip birkaç nöronlu ağlar çizmek istiyoruz. Daha sonra, birden fazla nöron katmanlarına sahip olmak istiyoruz. Tüm bu çizgiler çizilirse ne kadar karışık bir ağ ortaya çıkabileceğini hayal edebilirsiniz. Bu çok fazla mürekkep harcar, zor okunur ve ana özellikleri görmemizi engelleyen koca bir detay yığınına dönüşür. Bu notasyonu kullanan birçok girişli nöron Şekil 3.6'da görülüyor:



Şekil 3.6. R girişli nöron, kısaltılmış notasyon [12].

Şekil 3.6'da gösterildiği üzere, giriş vektörü \mathbf{P} solda tek parça koyu çubukla ifade edilmiş. \mathbf{P} 'nin boyutları değişebilen $R \times 1$ gibi gösterilmiştir. Bu da girişin R elementli tek vektör olduğuna işaret ediyor. Bu girişler bu tek nöron durumunda R kolonları olan

fakat sadece bir sıra olan ağırlık matrisi \mathbf{W} ' ye gidiyor. Sabit bir 1 nörona giriş olarak giriyor ve skaler sapma b ile çarpılıyor. Transfer fonksiyondaki f fonksiyonunun ağ girişi, b sapma değeri ile \mathbf{Wp} nin toplamı olan n ' dir. Nöronun çıkışı a bu durumda bir skalerdir. Eğer birden fazla nöronumuz olsaydı, ağ çıkışı bir vektör olacaktır.

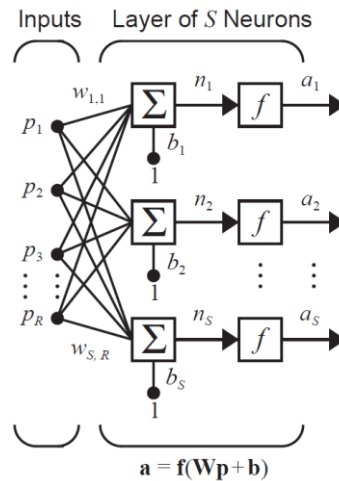
Bir ağın girişlerinin sayısını problemin dışarıdan yapılan tanımı belirler. Örneğin, uçurtma uçuşma şartlarını tahmin eden bir sinirsel ağ tasarlamak istiyorsunuz ve girişler hava sıcaklığı, rüzgâr şiddeti ve nem ise, o zaman ağ üç girişli olacaktır.

3.3.4. Ağ Mimarisi

Bazen çok girişli bile olsa bir nöron yeterli değildir. “katman” diye adlandırdığımız paralel çalışan beş ya da on nörona ihtiyacımız olur.

3.3.5. Nöronların Bir Katmanı

S Nöronlarının tek katmanlı ağı Şekil 3.7’de gösterilmiştir. R girişlerinin her birinin her bir nörona bağlı olduğunu ve ağırlık matrisinin S sıralarına sahip olduğunu unutmayın.



Şekil 3.7. S Nöronlarının katmanı [12].

Katman ağırlık matrisini, toplayanları, sapma vektörü \mathbf{b} 'yi, transfer fonksiyonu kutularını ve çıkış vektörü \mathbf{a} 'yı içerir. Bazı yazarlar girişi başka bir katman olarak alırlar fakat biz burada almayacağız.

Giriş vektörü \mathbf{p} 'nin her bileşeni ağırlık matrisi \mathbf{W} yoluyla her bir nörona bağlanır. Her bir nöron bir sapmaya b , bir toplayana, bir transfer fonksiyonuna f ve bir çıkışa a_i sahiptir. Yani çıkışlar vektör \mathbf{a} çıkışını oluştururlar.

Bir katmanda girişlerin sayısının nöron sayısından farklı olması sık görülen bir olaydır. (örn. $R \neq S$)

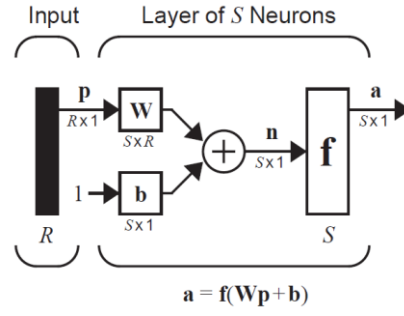
Siz bir katmandaki tüm nöronların aynı transfer fonksiyonun geçmesi gerekip gerekmediğini sorabilirsiniz. Cevap hayırdır; nöronların tek bir katmanını yukarıdaki paralelde gösterildiği gibi iki ağı birleştirerek farklı transfer fonksiyonları kullanabilirsiniz. Her iki ağ da aynı girişlere sahip olacak ve her bir ağ çıktılarını birarada oluşturacaktır.

Giriş vektör bileşenleri ağı ağırlık matrisi \mathbf{W} yoluyla girer:

$$\mathbf{W} = \begin{bmatrix} w_{1,1} & w_{1,2} & \dots & w_{1,R} \\ w_{2,1} & w_{2,2} & \dots & w_{2,R} \\ \cdot & \cdot & & \cdot \\ \cdot & \cdot & & \cdot \\ \cdot & \cdot & & \cdot \\ w_{S,1} & w_{S,2} & \dots & w_{S,R} \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

Daha önce de belirtildiği üzere, matris \mathbf{W} 'nin sıra indis elementleri o ağırlıkla ilgili hedef nöronu ifade ederken kolon indisleri o ağırlık için giriş kaynağını belirtir. Bu yüzden $w_{3,2}$ indisleri der ki; bu ağırlık ikinci kaynaktan üçüncü kaynağa bağlantıyı temsil eder.

Neyse ki, S -nöronu, R -girişi, tek-katman ağı da Şekil 3.8'deki gibi kısaltılmış notasyonla çizilebilir.



Şekil 3.8. Kısaltılmış notasyonla S nöronlarının katmanı [12].

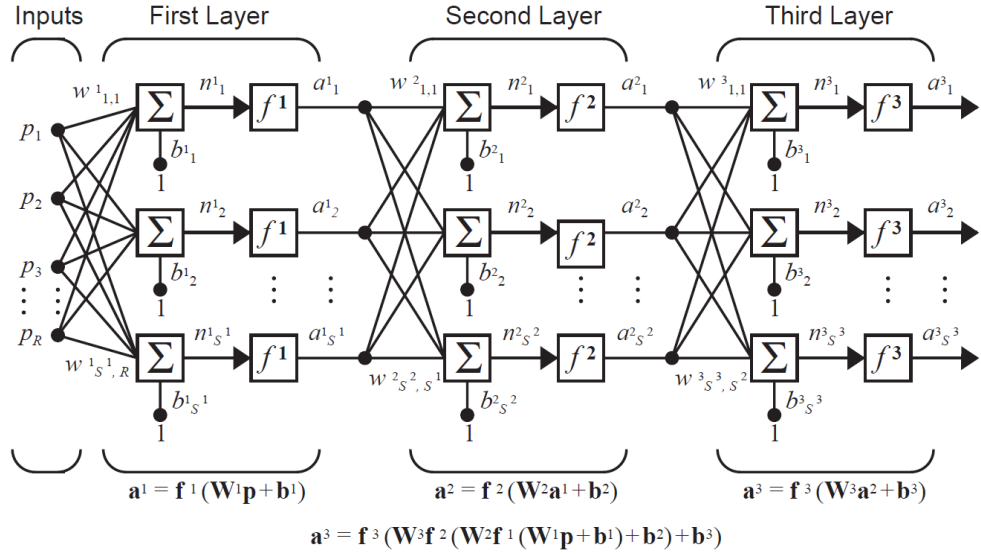
Yine burada değişkenlerin altındaki semboller size diyor ki; bu katman için \mathbf{p} R uzunluğunun bir vektörüdür, \mathbf{W} bir $S \times R$ matrisidir ve \mathbf{b} S uzunluğunun vektörleridir. Daha önce tanımlandığı gibi, katman ağırlık matrisini, toplamı ve çarpma işlemlerini, sapma vektörü \mathbf{b} 'yi, transfer fonksiyonu kutularını ve çıkış vektörünü içerir.

3.3.6. Nöronların Çoklu Katmanları

Şimdi birkaç katmanlı bir ağ düşünün. Her bir katman kendi ağırlık matrisi \mathbf{W} 'ye, kendi sapma vektörü \mathbf{b} 'ye, bir ağ giriş vektörü \mathbf{n} ve bir çıkış vektörü \mathbf{a} 'ya sahiptir. Bu katmanlar arasındaki farkı anlayabilmek için bazı ek notasyonları tanıtmamız gereklidir.

3.3.6.1. Katman Üst İndisleri

Katmanları belirlemek için üst indisler kullanırız. Özellikle bu değişkenlerin her birinin ismine bir üst indis olarak katman sayısı ekleriz. Bu yüzden ilk katman için ağırlık matrisi W^1 olarak ve ikinci katman için ağırlık matrisi W^2 olarak yazılır. Bu notasyon Şekil 3.9'da gösterildiği gibi üç katmanlı ağlarda kullanılır.



Şekil 3.9. Üç katmanlı ağ [12].

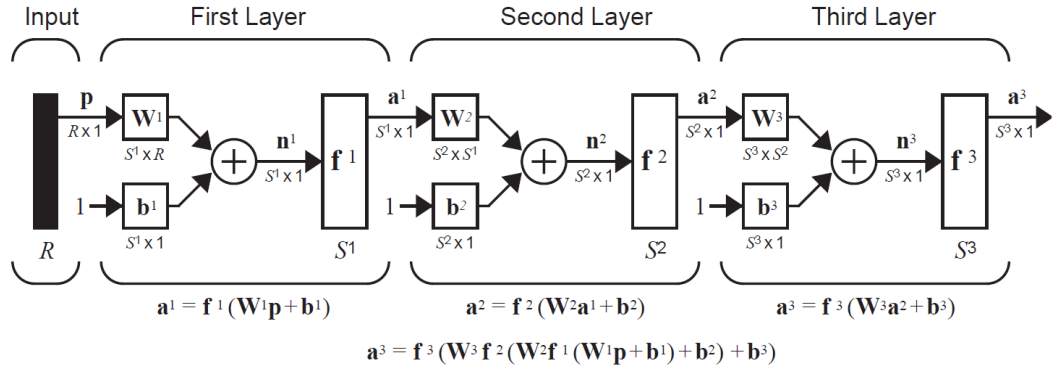
Görüldüğü üzere, R girişleri, birinci katmanda S^1 nöronları, ikinci katmanda S^2 nöronları vs. vardır. Farklı katmanlar da farklı nöron numaraları alabilirler.

Bir ve ikinci katmanların çıkışları ikinci ve üçüncü katmanlar için girişleri oluşturur. Böylece katman 2 $R = S$ girişli, $S = S^2$ nöronları ve bir $S^2 \times S^1$ ağırlık matrisi \mathbf{W}^2 ile tek katmanlı bir ağ olarak görülebilir. Katman ikiye giriş ait \mathbf{a}^1 ve çıkış \mathbf{a}^2 'dir [12, 13].

3.3.7. Çıkış Katmanları- Gizli Katmanlar

Çıkışı ağ çıkışı olan bir ağa *çıkış katmanı* denir. Diğer katmanlara da *gizli katmanlar* denir. Yukarıda gösterilen ağ bir çıkış katmanına (katman 3) ve iki gizli katmana (katman 1 ve 2) sahiptir.

Aynı üç katmanlı ağ aynı zamanda Şekil 3.10'daki gibi bizim kısaltma notasyonumuzla da çizilebilir:



Şekil 3.10. Kısaltılmış notasyonla üç katmanlı ağ [12].

Çok katmanlı ağlar tek katmanlı ağlardan daha güçlüdür. Örneğin bir sigmoid ilk katmanı ve doğrusal ikinci katmanı olan iki katmanlı bir ağ rastlantısal olarak yaklaşık çoğu fonksiyonla eğitilebilir. Tek katmanlı ağlar bunu yapamazlar.

Bu noktada bir ağı özelleştirmede yapılan seçimlerin sayısı çok zorlayıcı gözükabilir, bu yüzden bu başlığı biraz açalım. Problem görüldüğü kadar zor değil. İlk olarak, ağa girişlerin sayısının ve ağdan çıkışların sayısının dış problem belirtimleri tarafından tanımlandığını hatırlatalım. Bu yüzden eğer giriş olarak kullanılacak dört adet dış değişken varsa, ağa girecek dört giriş var demektir. Benzer şekilde, ağdan yedi çıkış varsa, çıkış katmanında yedi nöron olmalıdır. Son olarak, çıkış sinyalinin istenen özelliği çıkış katmanı için transfer fonksiyonu seçmede yardımcı olur. Her bir çıkış -1 ya da 1 ise, o zaman bir simetrik keskin limit transfer fonksiyonu kullanılmalıdır. Böylece, bir tek katmanlı ağın mimarisi nerdeyse tamamen problem belirleyicileri tarafından belirlenir. Bu da demek oluyor ki giriş ve çıkışların kesin sayısı ve belirli çıkış sinyali özellikleri de böylece belirlenir.

Şimdi, ikiden fazla katmanımız olduğunda ne olacak? Burada dış problem gizli katmanlardaki gerekli nöron sayısını direkt olarak söylemez. Aslında bir gizli katmandaki ideal nöron sayısını tahmin edebileceğiniz birkaç problem vardır.

Katmanların sayısına gelince, pratikte çoğu sinirsel ağın sadece iki veya üç katmanı vardır. Dört ya da daha fazla katman çok nadir olarak kullanılır.

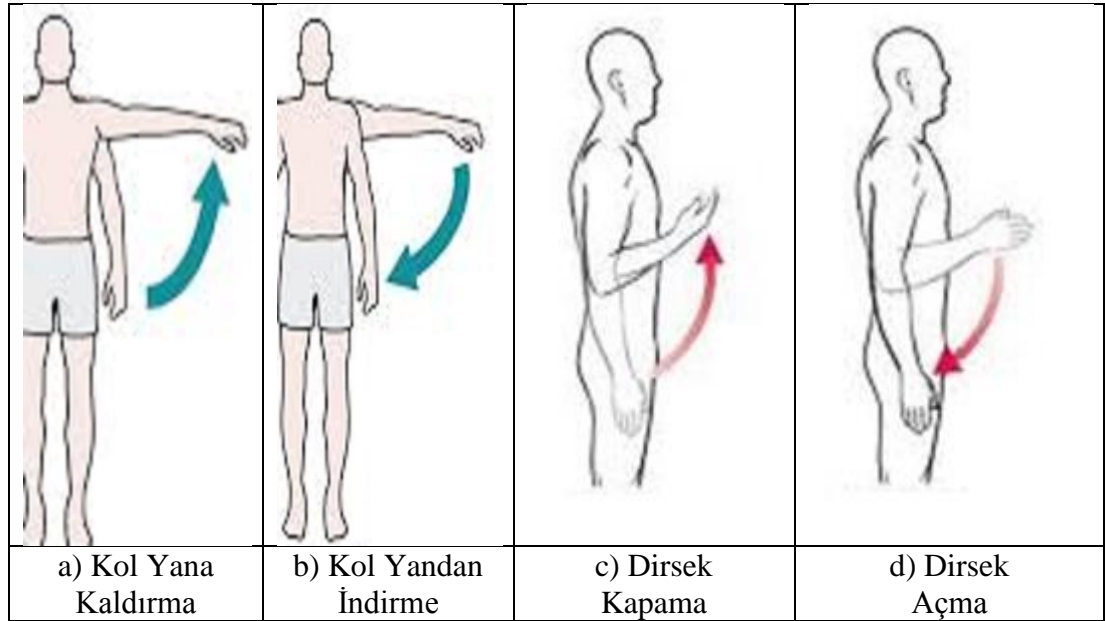
Sapmaların kullanımıyla ilgili söylememiz gerekenler de vardır. Kişi nöronları sapmalı ya da sapmasız seçebilir. Sapma ağa ekstra bir değişken katar ve siz sapmalı ağların sapmasız olandan daha güçlü olduklarını tahmin edebilirsiniz ve bu doğrudur. Mesela sapmasız bir nöron ağ girişleri p sıfır iken her zaman bir sıfır ağ girişine sahip olacaktır. Bu istenmedik bir durum olabilir ve bir sapma kullanılarak bu durumdan kaçınılabilir [12, 13].

BÖLÜM 4

DENEYSEL EMG SİNYALLERİNİN ALINMASI VE FİLTRELENMESİ

4.1. EMG SİNYALLERİNİN ALINMASI

Bu tez çalışmasında dört farklı kol hareketi sınıflandırılarak model bir araç için kontrol mekanizması oluşturulmaya çalışılmıştır. Aşağıda Şekil 4.1’de görülen kol yana kaldırma, kol yanda iken indirme, dirsek kapama ve dirsek açma hareketleri Yapay Sinir Ağları (YSA) ile sınıflandırılmıştır.



Şekil 4.1. Sınıflandırılan hareketler.

Yukarıda belirtilen hareketlere ait EMG sinyalleri gönüllü bir deneğin sol kolunda bulunan üç farklı kas topluluğundan eş zamanlı olarak alınmıştır. Bunun için her bir kas topluluğuna bir elektrot, toplamda üç elektrot bağlanmıştır. Sinyallerin alındığı kaslar ve bağlanan elektrotların isimleri ile ilgili bilgi Çizelge 3.1’de belirtilmiştir. Ayrıca Şekil 4.2’de elektrotların bağlı olduğu kaslar gösterilmiştir. Referans noktası

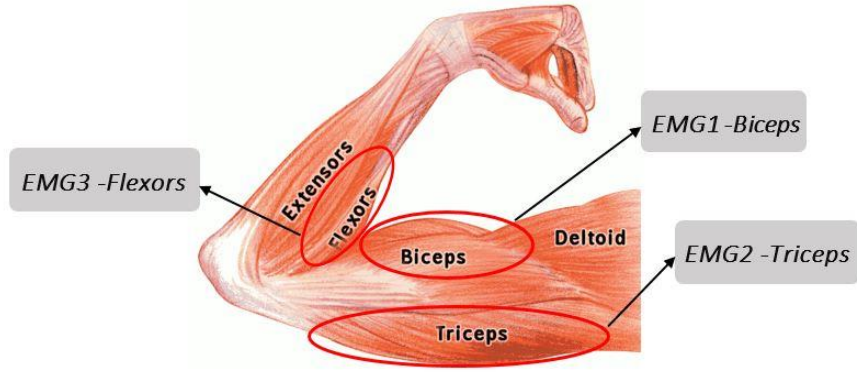
olarak çene altında, boyun ile göğüs kafesinin birleştiği noktada kas bulunmayan bölge seçilmiştir. Her bir hareketten 125 olmak üzere, toplamda 500 kayıt alınmıştır.

Her bir harekete ait EMG sinyali kas topluluklarına bağlı olan üç aktif yüzey elektrottan eş zamanlı olarak bilgisayar ortamına kaydedilmiştir. Bunun için Analog Devices firmasına ait CED1Z Evaluation & Development Board ve 8 kanaldan eş zamanlı örnek alabilen AD7606 Evaluation Board EMG sinyallerinin örneklerinin alınmasında birlikte kullanılmıştır (Şekil 4.3). 16 bitlik Analog-Dijital Çeviriciye (ADC) sahip AD7606 Evaluation Board kartının maksimum örnekleme hızı 200 kSPs'dır. Bu iki kart ile birlikte kullanılabilen ve kartlar ve bilgisayar arasında iletişim kuran AD7606 Evaluation Software programı mevcuttur. AD7606 Evaluation Software ile istenilen örnekleme hızı, istenilen örnek sayısı, hangi kanallardan örnek alınacağı belirlenebilmektedir. Ayrıca bu program ile işarete ait Histogram, FFT ve Genlik bilgileri grafiksel olarak incelenebilmekte ve işarete ait bu bilgiler EXCELL ortamına kaydedilebilmektedir.

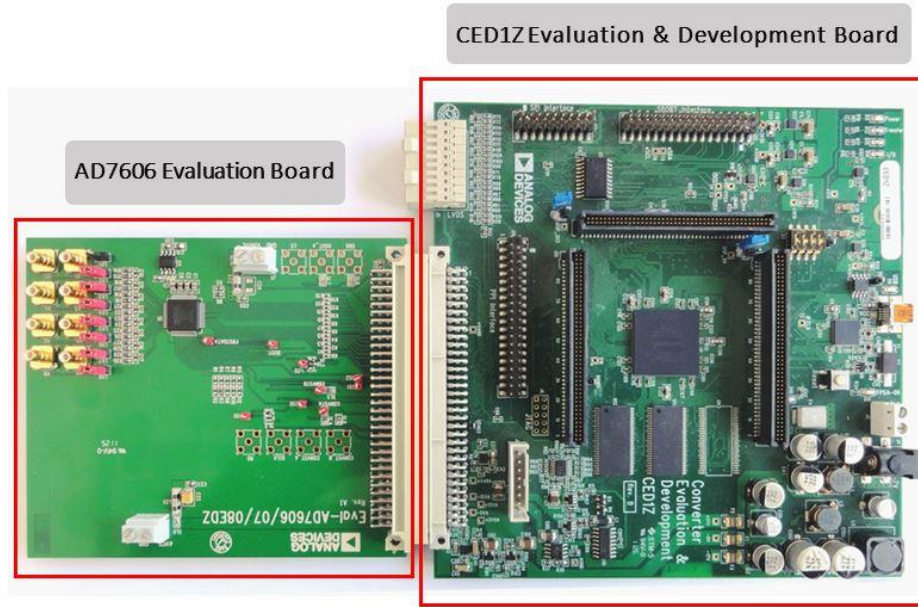
Nyquist Teoremine göre sinyal örnekleme frekansı, yüzey elektrotları için, minimum 1000 Hz olması gerekmektedir. EMG kayıtları alınırken ADC örnekleme frekansı 2000 Hz olarak belirlenmiş ve 4.0955 sn süren her bir kayıt süresinde toplam 8192 örnek alınmıştır.

Çizelge 4.1. EMG sinyalinin alındığı kaslar ve kaslara bağlanan elektrotlar.

Sinyalin Alındığı Kas Grubu	Kas Grubuna Bağlanan EMG Elektrotu
Biceps	EMG1
Triceps	EMG2
Flexors	EMG3



Şekil 4.2. EMG sinyalinin alındığı kas grupları.



Şekil 4.3. EVAL CED1Z ve AD7606 Evaluation board.

Kas sinyallerinin alınmasında Şekil 4.4'te gösterilen aktif yüzey elektrotlar kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan yüzey elektrotları 10-3000 Hz bant geçiren analog bir filtreye sahiptir.



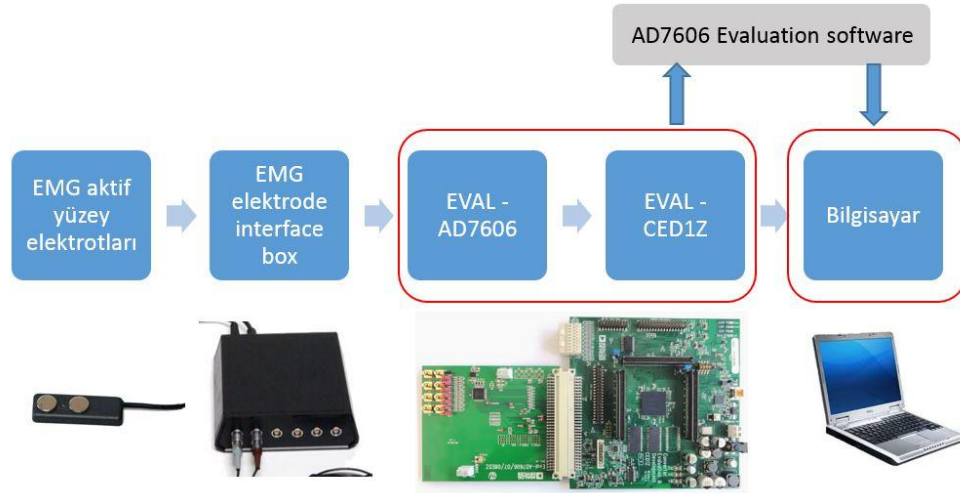
Şekil 4.4. EMG sinyalinin alınmasında kullanılan aktif yüzey elektrotları.

EMG sinyallerinin tepeden tepeye genliği 0 ile 10 mV arasında değerler almaktadır[5]. Bu sebepten EMG işaretlerin bir yükseltici ile yükseltilmesi gerekmektedir. Bunun için çalışmada kullanılan yüzey EMG elektrotları için tasarlanan B&L Engineering firmasına ait 6 kanallı EMG İnterface Box kullanılmıştır (Şekil 4.5).EMG Electrode Interface Box girişine gelen düşük genlikli EMG sinyallerini 900 mV'a kadar yükseltebilmektedir.



Şekil 4.5. EMG elektrot interface box.

EMG yüzey elektrotları ile üç farklı kas topluluğundan alınan ham EMG sinyalleri EMG Elektrot İnterface Box'ta yükseltildikten sonra AD7606 Evaluation Board üzerinde bulunan 8 kanallı AD7606 entegresi vasıtasıyla 2000 Hz örnekleme frekansında örneklenmiştir. Örneklenen bu yükseltilmiş ham EMG sinyalleri entegrenin ADC1, ADC2 ve ADC3 çıkışlarına gönderilmiş ve entegre çıkışındaki bu sinyaller CED1Z Evaluation Board ile bilgisayar ortamına aktarılmıştır.



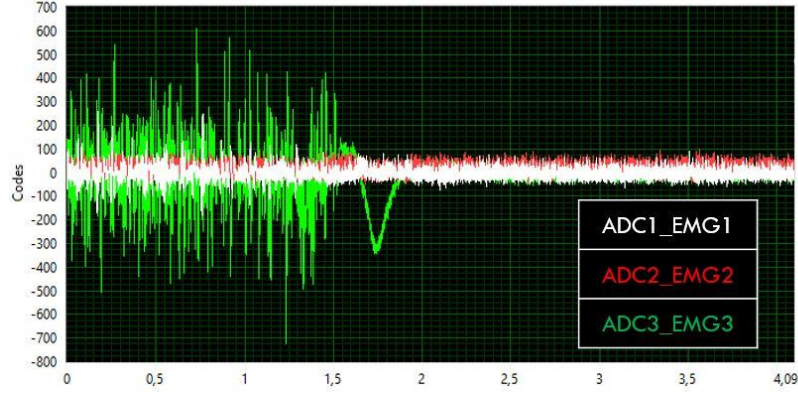
Şekil 4.6. Ham EMG sinyallerinin bilgisayar ortamına kaydedilmesi.

Çizelge 4.2. Ham EMG sinyalinin örneklerinin alındığı ADC çıkışları.

Sinyalin Alındığı Kas Grubu	Kas Grubuna Bağlanan EMG Elektrotu	EVAL-AD7606 ADC Çıkışı
Biceps	EMG1	ADC1
Triceps	EMG2	ADC2
Flexors	EMG3	ADC3

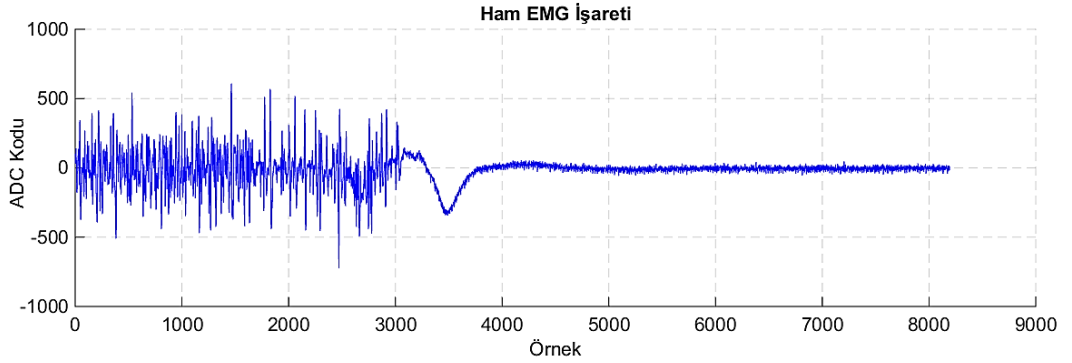
4.2. EMG SİNYALLERİNİN FİLTRELENMESİ

Üç ayrı kas topluluğundan eş zamanlı olarak 2000 Hz örnekleme frekansı ile EMG sinyalleri kaydedilmiştir. Dört farklı hareketin her birinden 125, toplamda 500 kayıt alınmıştır. Her bir kayıt için kolun üç farklı kas topluluğuna bağlı EMG elektrotlarının her birinden 8192 örnek alınmış ve bilgisayar ortamına kaydedilmiştir. Bir kaydın toplam süresi 4,0955 saniyedir. Şekil 4.7 dirsek açma hareketine ait üç kasta eş zamanlı olarak alınan EMG sinyalinin genlik (ADC Kodu)-zaman grafiğini göstermektedir.



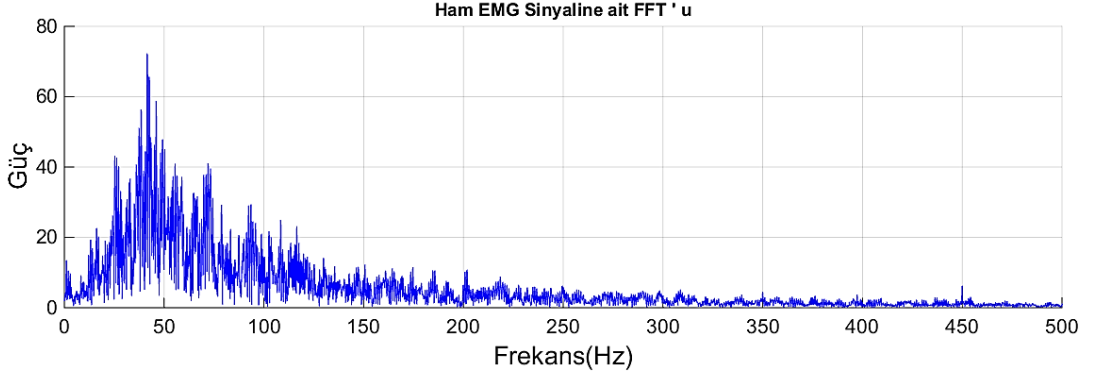
Şekil 4.7. Üç kas topluluğundan alınan ham EMG sinyalleri.

Kas topluluklarından alınan bu sinyaller ‘.xlsx’ formatında bilgisayar ortamına kaydedilmiştir. Kaydedilen bu sinyaller daha sonra Matlab programına aktarılmıştır. Şekil 4.7’de grafiği verilen EMG3 sinyali Matlab programına aktarılmış ve tekrar grafiği çizdirilerek Şekil 4.8’deki grafik elde edilmiştir.



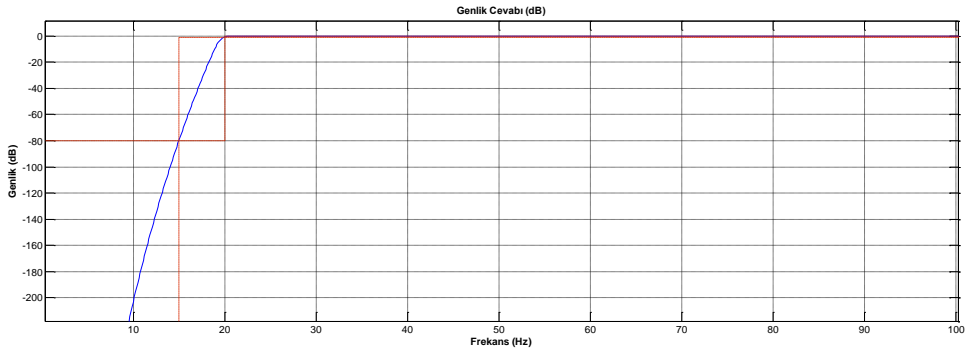
Şekil 4.8. Dirsek açma EMG3 elektrotuna ait ham EMG sinyali.

Yüzey elektrotları ile alınan EMG sinyallerinin frekansları 0-500 Hz arasında olduğu daha önceki bölümlerde değinilmiştir. Bu sinyallerin Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT-Fast Fourier Transform) alındığında baskın genliğin 0-200 Hz arasında olduğu görülmektedir. Şekil 4.8’de bulunan ham EMG sinyalinin FFT’si alındığında, sinyalin frekans-güç grafiği Şekil 4.9’daki gibi olur. Grafik incelendiğinde ham EMG sinyalinin baskın genliğinin 0-200 Hz arasında olduğu rahatlıkla görülebilmektedir.



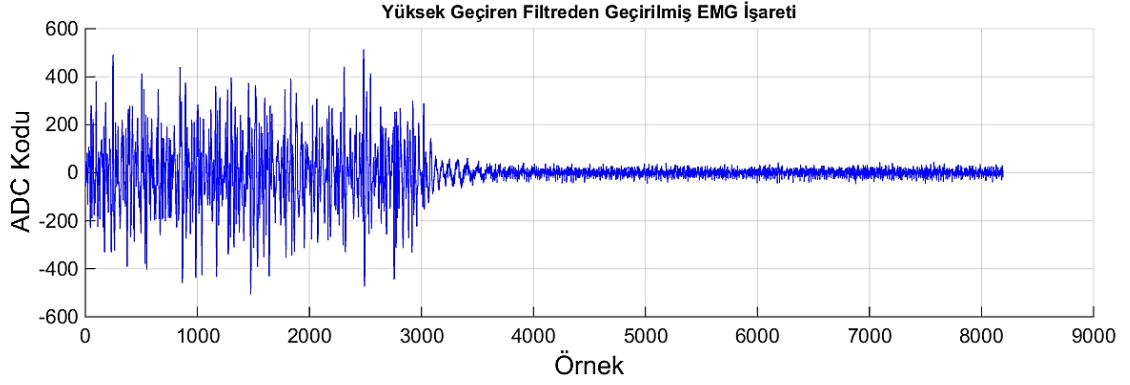
Şekil 4.9. Şekil 4.8’de grafiği verilen ham EMG sinyalinin FFT’si.

Şekil 4.8’de dirsek açma sinyaline ait ham EMG sinyalinin grafiği incelendiğinde dirsek açma hareketinin bittiği yerde (kas gevşemesinin tamamlandığı bölge), sinyalin genliğinin düşük bir frekansta bir anlık yükseldiği görülmektedir. Yüze EMG elektrotu ve derinin sürtmesi sonucu oluşan bu gürültülerden [3] arındırmak için ham EMG sinyali 20 Hz’ ik kesim frekansına sahip bir yüksek geçiren filtreden geçirilmelidir. Bunun için Matlab’ da 20 Hz geçirme frekansına sahip yüksek geçiren sayısal bir filtre tasarlanmıştır. Tasarlanan filtrenin genlik frekans cevabı Şekil 4.10’ da gösterilmiştir.



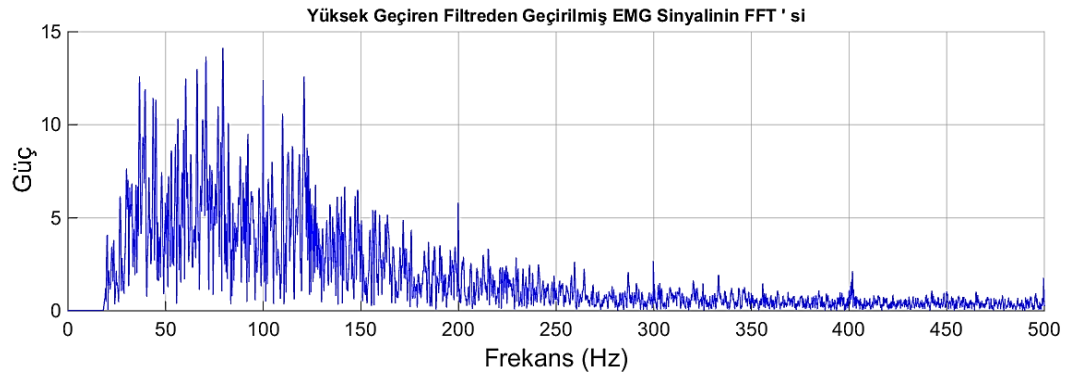
Şekil 4.10. Yüksek geçiren filtre Frekans-Genlik cevabı.

Şekil 4.8’de verilen ham EMG sinyali yüksek geçiren sayısal filtreden geçirilmiş ve Şekil 4.11’deki grafik elde edilmiştir. Filtreden geçirilen ham EMG sinyali incelendiğinde elektrot ve deri yüzeyinin sürtünmesi sonucu oluşan gürültülerin filtrelendiği görülmektedir.



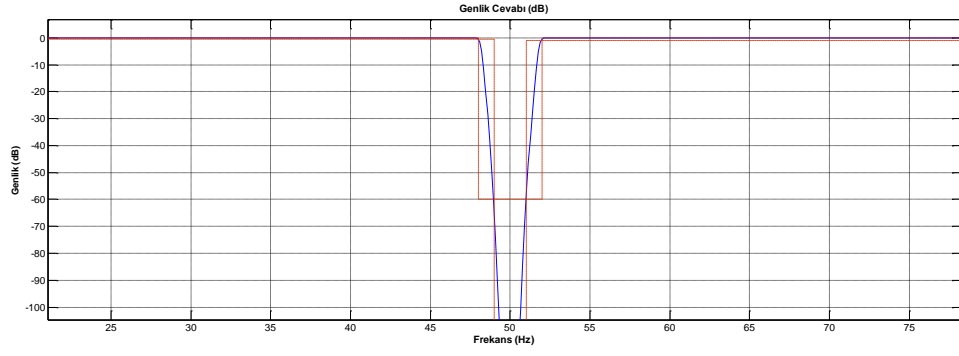
Şekil 4.11. Şekil 4.8’de grafiği verilen ham EMG sinyalinin yüksek geçiren sayısal filtre çıkışı.

Yüksek Geçiren filtreden geçirilmiş EMG sinyalinin FFT’si alındığında Şekil 12’deki grafik elde edilir. Grafik incelendiğinde sinyalin 20 Hz’e kadar olan bileşenlerinin gücünün sıfır olduğu görülür.

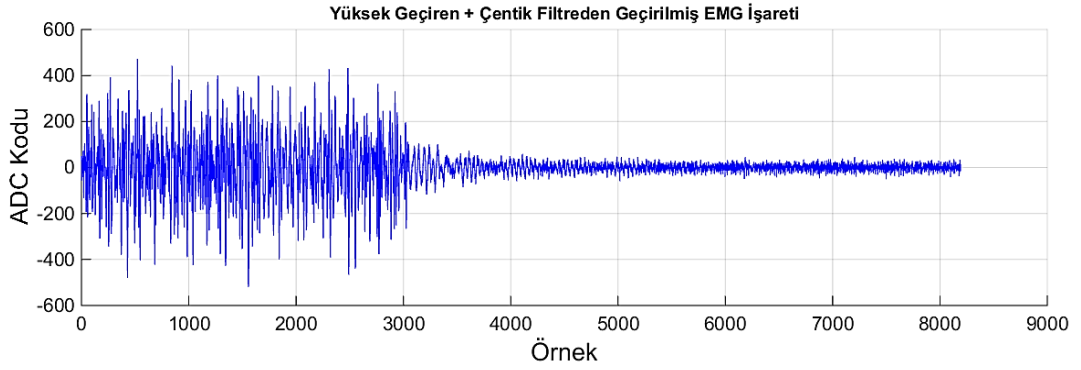


Şekil 4.12. Yüksek geçiren filtreden geçirilen EMG sinyalinin FFT’si.

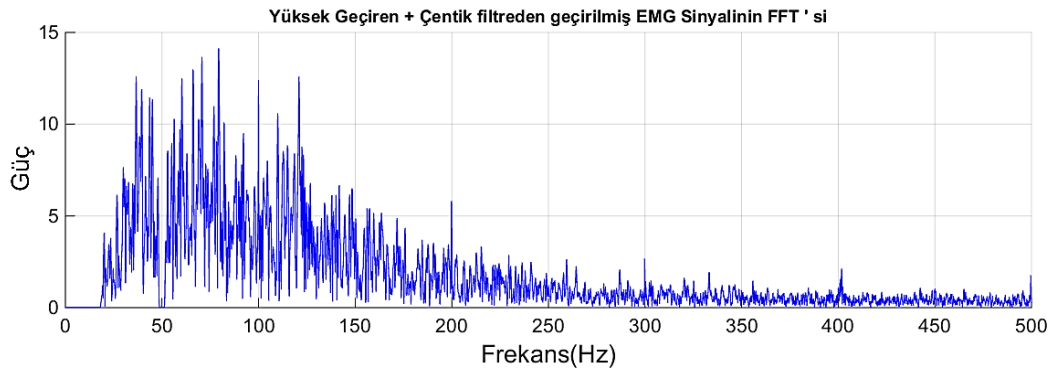
Daha sonra yüksek geçiren filtreden geçirilmiş EMG sinyali 50 Hz’lik şebeke frekansından kaynaklanan gürültüden arındırmak için Matlab’da tasarlanmış 2 Hz band durdurma aralığına sahip sayısal bir çentik filtreden geçirilmiştir. Tasarlanan sayısal çentik filtrenin frekans-genlik cevabını Şekil 4.13’de görebilirsiniz. Şekil 4.14’te sayısal çentik filtreden geçirilmiş EMG sinyaline ait grafiği ve Şekil 4.15’te ise filtrenin çıkışından elde edilen sinyalin FFT’si verilmiştir. Yine Şekil 4.15’teki grafik incelendiğinde 50 Hz frekansında bulunan bileşenlerin gücünün olmadığı görülür.



Şekil 4.13. 50 Hz çentik filtre Frekans-Genlik cevabı.



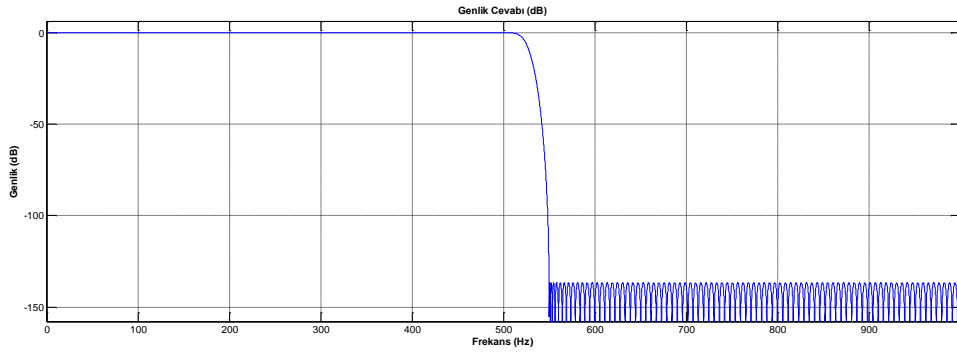
Şekil 4.14. Yüksek geçiren ve çentik filtreden geçirilen EMG sinyali.



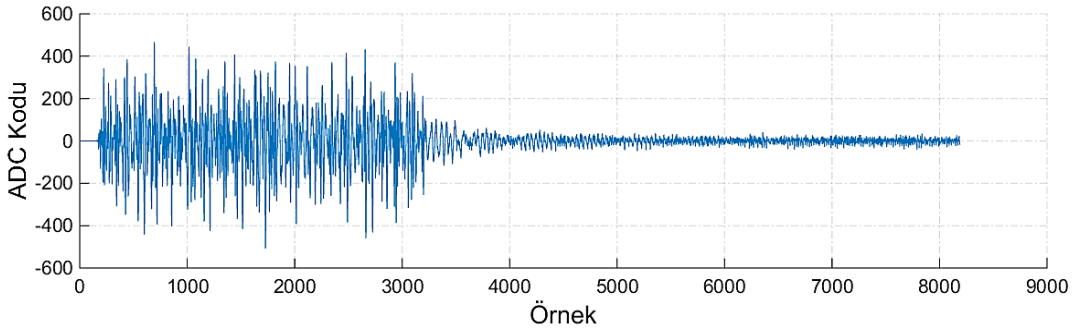
Şekil 4.15. Yüksek geçiren ve çentik filtreden geçirilen EMG sinyalinin FFT'si.

Sinyalleri toplamak için kullandığımız aktif yüzey elektrotlar 10-3000 Hz bant geçirme frekanslarına sahip analog bir filtreye sahipti. Fakat EMG sinyallerinin frekans aralığı 0-500 Hz olduğundan işaretin 500 Hz yukarısında bulunan bileşenlerinin filtrelenmesi gerekmektedir. Bunun için yine Matlab' da 500 Hz

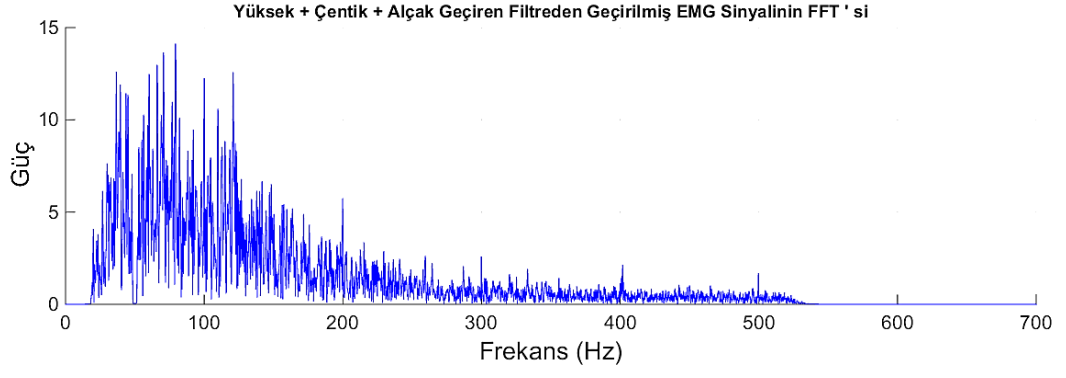
durdurma frekansına sahip sayısal bir alçak geçiren filtre tasarlanmıştır. Tasarlanan filtrenin frekans-genlik cevabı Şekil 4.16’da verilmiştir. Yüksek geçiren ve çentik filtreden geçirilen EMG sinyali son olarak sayısal alçak geçiren filtre ile filtrelenmiş ve sinyalin son haline ait grafik Şekil 4.17’de verilmiştir. Şekil 4.17’de elde edilen sinyalin FFT’si alındığında Şekil 4.18’deki grafik elde edilmiştir. FFT’si alınan bu sinyal incelendiğinde sinyalin 500 Hz yukarısında bulunan bileşenlerinin gücünün sıfır olduğu gözükmemektedir.



Şekil 4.16. Alçak geçiren filtre Frekans-Genlik cevabı.



Şekil 4.17. Yüksek geçiren, çentik ve alçak geçiren filtreden geçirilen EMG sinyali.



Şekil 4.18. Yüksek geçiren, çentik ve alçak geçiren filtreden geçirilen EMG sinyalinin FFT'si.

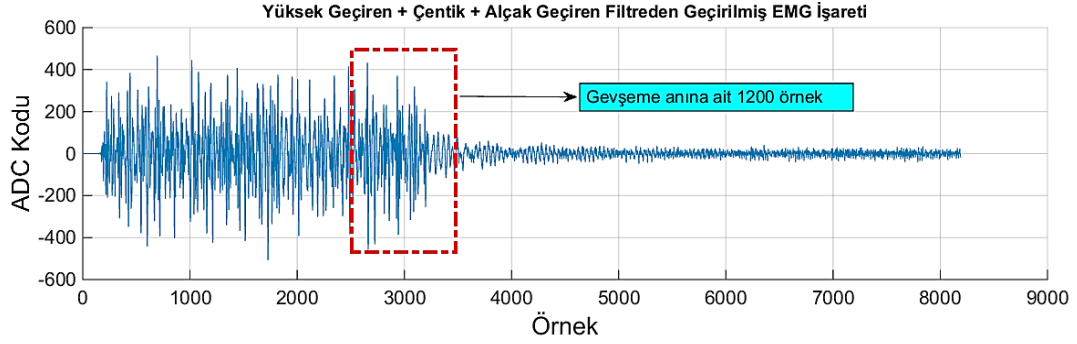
BÖLÜM 5

DENEYSEL EMG VERİLERİNİN ÖZELLİK VEKTÖRÜNÜN ÇIKARILMASI VE YSA İLE SINIFLANDIRILMASI

5.1. KASILMA VE GEVŞEME ANI VERİLERİNİN ALINMASI

Üç farklı kas topluluğundan alınan EMG sinyalleri bilgisayar ortamına kaydedilirken kol yanda serbest pozisyonda ilgili kol kasları kasılarak ya dirsek kapatma ya da kolu yana omuz hizasına kaldırma hareketi yapılmıştır. Aynı şekilde dirsek kapalı konumda veya kol yanda omuz hizasında iken ilgili kas demetleri gevşetilerek kol yanda serbest konuma getirilmiştir. EMG ölçümleri ya kas kasılı iken gevşetilerek ya da kas dinlenme konumunda iken kasılarak kayıtlar alınmıştır. Bu kayıtlardan EMG sinyallerinin kasılma ve gevşeme anındaki verilerinin ayırt edilmesi gerekir. Kayıtları alınan hareketlerin kasılma ve gevşeme sürelerinin tüm hareketler için aynı olmasına dikkat edilmiştir. Ortalama olarak bir harekete ait kasılma ve gevşeme süresi 0.6 sn sürmüştür. EMG verilerini topladığımız sistemde örnekleme frekansımız 2000 Hz olarak belirlenmişti. Buna göre 0.6 sn süren kasılma ve gevşeme anlarındaki veriler 1200 örnek olmalıdır. Matlab programı ile kol hareketlerine ait kas sinyallerinin kayıtlarından kasılma ve gevşeme sürelerinde kaydedilen 1200 örnek çekilmiş ve kaydedilmiştir. Şekil 5.1'de dirsek açma hareketinin EMG3 elektrotundan alınan sinyalleri görülmektedir. Yine Şekil 5.1 üzerinde kaydedilen bu 8192 örneklilik sinyalin gevşeme anındaki 1200 veri kare içinde gösterilmiştir.

Bir hareket esnasında üç farklı kas demetinden sinyal alınmıştır. En aktif kas demetinde belirlenen örnek aralığı diğer iki kas demetinden alınan sinyal için kullanılmıştır.



Şekil 5.1. Dirsek açma hareketi EMG3 elektrotundan alınan sinyalin gevşeme anı örnekleri.

5.2. EMG SİNYALLERİNİN ÖZELLİK VEKTÖRLERİNİN ÇIKARILMASI

Hareketlerin kayıtlarından kasılma ve gevşeme anı verileri çekildikten sonra sınıflandırma aşamasına geçilebilir. Sınıflandırma aşamasında Yapay Sinir Ağları (YSA) kullanılmıştır. Bu aşamada YSA'ya giriş olarak verilecek verilerin belirlenmesi yani her bir verinin özellik vektörünün çıkarılması gerekir. Bunun için çeşitli yöntemler vardır. Bu tez çalışmasında işaret özelliği olarak sinyalin maksimum değeri, minimum değeri, ortalama değeri, standart sapması, medyan değeri, karesel ortalaması ve sıfır geçiş sayısından oluşan özellik vektörleri kullanılmıştır. Özellik vektöründeki veriler ile ilgili bilgilere Çizelge 5.1'de ulaşabilirsiniz.

Çizelge 5.1. EMG işaretinin belirleyici özellikleri [21].

Özellik	İfade
Ortalama	$\frac{x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n}{n}$
Karesel Ortalama	$\sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + x_3^2 + \dots + x_n^2}{n}}$
Sıfır Geçiş Sayısı	Veriyi oluşturan değerlerin işaret değiştirme sayısıdır
Maksimum Değer	Verilerin içinde bulunan en yüksek değer
Minimum Değer	Verilerin içinde bulunan en düşük değer
Standart Sapma	$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}}$
Medyan Değeri	Değerler büyüklük sırasına göre sıralandığında, ortada kalan verinin değeri

5.3. EMG SİNYALLERİNİN SINIFLANDIRILMASI

Verilerin sınıflandırılmasında YSA kullanılmıştır. Yukarıda çıkarılan sinyal özellikleri YSA' ya giriş olarak verilmiştir. Dört hareketin tamamı için her bir elektrottan alınan sinyalin, daha sonra elektrotların tümünden alınan sinyallerin özellikleri bir vektör olarak YSA girişine verilmiş ve sınıflandırma başarısı gözlemlenmiştir. YSA girişine önce sinyalin tek özelliği, daha sonra özelliklerinin tamamı verilerek YSA çıkış sonuçları gözlemlenmiştir. Başka bir YSA denememizde ise, üç elektrottan alınan sinyallerin özelliklerinin tamamı ve her bir elektrottan alınan sinyalin sadece ortalama değerleri için gizli katman nöron sayısı azaltılarak yeni YSA yapıları oluşturulmuş ve çıkış sonuçları gözlemlenmiştir. Daha açık olması açısından hazırlanan özellik vektörlerini aşağıdaki gibi ifade edebiliriz.

Tek elektrot için örnek özellik vektörü:

EMG1 Özellik Vektörü=[maksimum değer, minimum değer, ortalama değer, standart sapma, medyan değeri, karesel ortalama, sıfır geçiş sayısı]

Üç elektrot için örnek özellik vektörü:

EMG1_2_3 Özellik Vektörü = [EMG1_maksimum değer, EMG1_minimum değer, EMG1_ortalama değer, EMG1_standart sapma, EMG1_medyan değeri, EMG1_karesel ortalama, EMG1_sıfır geçiş sayısı, EMG2_maksimum değer, EMG2_minimum değer, EMG2_ortalama değer, EMG2_standart sapma, EMG2_medyan değeri, EMG2_karesel ortalama, EMG2_sıfır geçiş sayısı, EMG3_maksimum değer, EMG3_minimum değer, EMG3_ortalama değer, EMG3_standart sapma, EMG3_medyan değeri, EMG3_karesel ortalama, EMG3_sıfır geçiş sayısı]

Tek elektrot tek değer için örnek özellik vektörü:

EMG1 Özellik Vektörü=[maksimum değer]

Üç elektrot tek özellikleri için örnek özellik vektörü:

EMG1_2_3 Özellik Vektörü=[EMG1_maksimum değer, EMG2_maksimum değer, EMG3_maksimum değer]

Sınıflandırmak istediğimiz hareketler tablo olarak Çizelge 5.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 5.2. Kol hareketleri ve hedef çıkışlar.

Sınıflandırılan Hareket	YSA Çıkış Numarası	Hedeflenen İş			
		1 numaralı çıkışı aktif leştir	2 numaralı çıkışı aktif leştir	3 numaralı çıkışı aktif leştir	4 numaralı çıkışı aktif leştir
1. Dirsek açma	1	1	0	0	0
2. Dirsek kapama	2	0	1	0	0
3. Kol yana omuz hizasına kaldırma	3	0	0	1	0
4. Kol yanda omuz hizasında iken indirme	4	0	0	0	1

Tüm hareketler için toplam 500 kayıt alınmıştı. 500 kayıttan oluşan bu veriden her YSA denemesi için 500 özellik vektörü oluşturulmuştur. Örneğin sadece EMG1 elektrotundan alınan sinyallerin maksimum değerlerin kullanıldığı özellik vektöründe tüm hareketlere ait 500 tane EMG1 sinyal kaydının maksimum değerlerinden oluşan 500 verilik bir özellik vektörü oluşturulmuştur. Bu özellik vektörlerinin 350 tanesi eğitim, 50 tanesi doğrulama ve 100 tanesi de test için kullanılmıştır. Eğitim, doğrulama ve test için kullanılan veriler içinden rastgele olarak seçilmektedir.

5.4. YSA SONUÇLARI

Test Matrisi

1	14 14.0%	0 0.0%	13 13.0%	0 0.0%	51.9% 48.1%
2	1 1.0%	15 15.0%	0 0.0%	8 8.0%	62.5% 37.5%
3	8 8.0%	0 0.0%	16 16.0%	2 2.0%	61.5% 38.5%
4	1 1.0%	9 9.0%	3 3.0%	10 10.0%	43.5% 56.5%
	58.3% 41.7%	62.5% 37.5%	50.0% 50.0%	50.0% 50.0%	55.0% 45.0%
	1	2	3	4	

Hedef Sınıf

Şekil 5.2. EMG1 Elektrotundan alınan sinyalin karesel ortalamasının tek girişli YSA'ya uygulanması sonucu elde edilen test sonuçları.

Şekil 5.2'de bulunan ekran alıntısı sonuç çizelgesi bu tez çalışmasında çok sık kullanılmıştır. Bu yüzden yukarıda EMG1 elektrotundan alınan sinyalin karesel ortalamasının giriş olarak uygulandığı YSA test sonuçları bundan sonra geçecek olan tabloların rahat bir şekilde anlaşılması için örnek olarak detaylı bir şekilde aşağıdaki paragraflarda anlatılmıştır.

Tabloda çıkış sınıfı olarak adlandırılan kısım gerçek zamanlı bir sistemde belirlenen çıkışları göstermektedir. 1 numaralı çıkışın aktif olabilmesi için denek belirlenen hareketlerden dirsek açma hareketini yapması gerekmektedir. Aynı şekilde 2 numaralı çıkışın aktif hale gelebilmesi için deneğin dirsek kapaması, 3 numaralı çıkışın aktif hale gelebilmesi için deneğin kolunu yana omuz hizasına kaldırması, 4 numaralı çıkışın aktif hale gelebilmesi için ise deneğin kolunu yanda omuz hizasında iken yana serbest konuma indirmesi gerekmektedir.

Tabloda hedef sınıf olarak kastedilen kısım ise yapılan hareketin atanması gereken çıkış bilgisini bize göstermektedir. Hedef sınıfın 1. sütunu dirsek açma hareketinin 1 numaralı çıkışa atanması gerektiği bilgisini bize verir. Hedef sınıfın 1. sütununu tekrar incelersek dirsek açma hareketine ait 24 hareketin 14 tanesi doğru çıkış olan 1

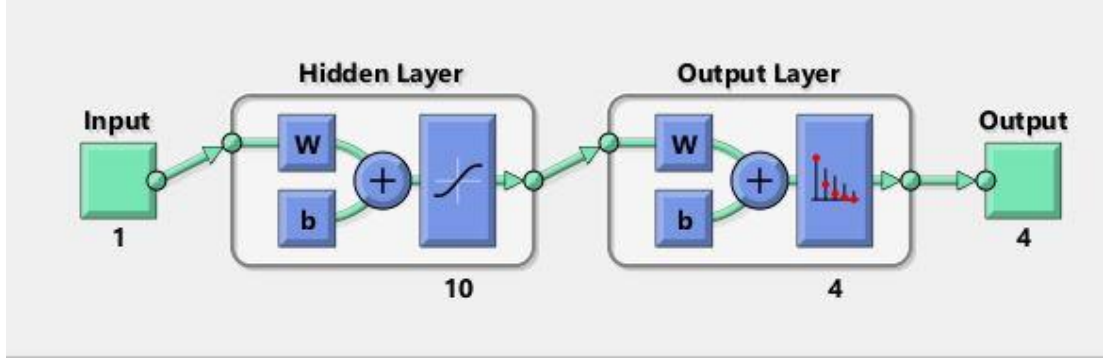
numaralı çıkışa atandığı, 1 tanesinin 2 numaralı çıkışa 8 tanesinin 3 numaralı çıkışa ve geriye kalan 1 tanesinin ise 4 numaralı çıkışa atanarak hatalı bir işlem yapıldığı bilgisini bize verir. Aynı şekilde 2. sütun incelendiğinde dirsek kapama hareketinin atanması gereken çıkışının 2 numaralı çıkış olduğu ve dirsek açma hareketine ait toplam 24 hareketten 15 tanesinin doğru çıkışa 9 tanesinin yanlış çıkışa atandığı görülmektedir. Hedef sınıfa ait 3. sütun ise kolu yana omuz hizasına kaldırarak aktif hale gelmesi gereken 3 numaralı çıkış bilgisini verir ve bu harekete ait toplam 32 hareketten 16 tanesinin doğru çıkışı aktif ettiğini diğer geriye kalanların ise yanlış çıkışları aktif ettiğini bize gösterir. Ve son olarak hedef sınıfta 4. sütun kol yanda omuz hizasından indirme hareketi ile aktif hale gelmesi gereken 4 numaralı çıkışın bilgisini bize verir. Bu harekete ait toplam 20 hareketten 10 tanesinin 4 numaralı çıkışı aktif hale getirerek doğru yaptığı ve geriye kalan diğer 10 tanesi ile diğer çıkışları aktif hale getirerek yanlış yaptığı bilgisini bize vermektedir.

Çıkış sınıflarına ait satırları incelersek, 1. satır toplam 27 hareket ile 1 numaralı çıkış aktif hale gelmiştir. Bu 27 hareket ile aktif hale gelen 1 numaralı çıkış 14 kez doğru hareket ile 13 kez ise yanlış hareket ile aktif hale gelmiştir. Çıkış sınıfının 2. satırı ise toplam 24 hareket ile 2 numaralı çıkışın aktif hale geldiği bilgisini bize verir. Yine bu toplam 24 hareket ile aktif hale gelen 2 numaralı çıkış 15 kez doğru hareket ile 9 kez ise yanlış hareket ile aktif hale geldiği bilgisini bize verir. Çıkış sınıfına ait 3. satır ise 3 numaralı çıkışın toplam 26 kez aktif hale geldiğini, bunların 16 tanesi doğru hareket sonucunda ve 10 tanesinin ise yanlış hareket sonucunda olduğu bilgisini bize verir. Ve son olarak çıkış sınıfının 4. satırı ise 4 numaralı çıkışın toplamda 23 kez aktif hale geldiğini ve bunların 10 tanesi doğru hareket sonucunda 13 tanesinin ise yanlış hareket sonucunda olduğu bilgisini bize verir.

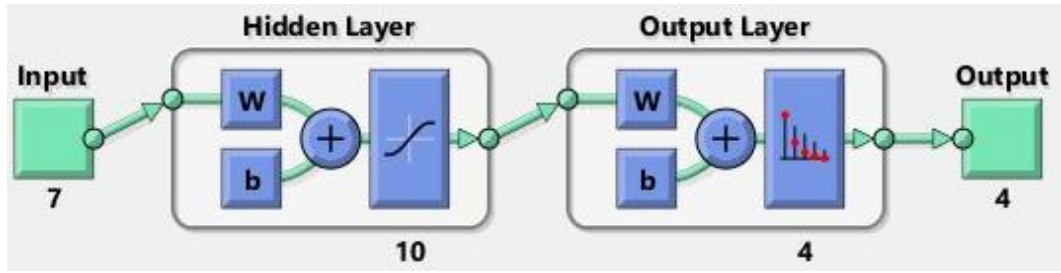
5.4.1. EMG1 (Biceps Kası) Elektrotundan Alınan Sinyallerin YSA Çıktıları

Şekil 5.3'de sinyalin tek özelliğinin giriş olarak kullanıldığı YSA yapısı görülmektedir. Elde edilen 7 özelliğin giriş olarak kullanıldığı YSA yapısı ise Şekil 5.4'tedir. EMG1 elektrotundan alınan sinyalin özelliklerinin tek tek ve çıkarılan tüm özelliklerinin aynı anda denendiği YSA sonuçlarına Şekil 5.5'te ulaşabilirsiniz. Şekilde toplam 8 adet YSA sonucu bulunmaktadır. Bunlardan ilk 7 tanesi çıkarılan

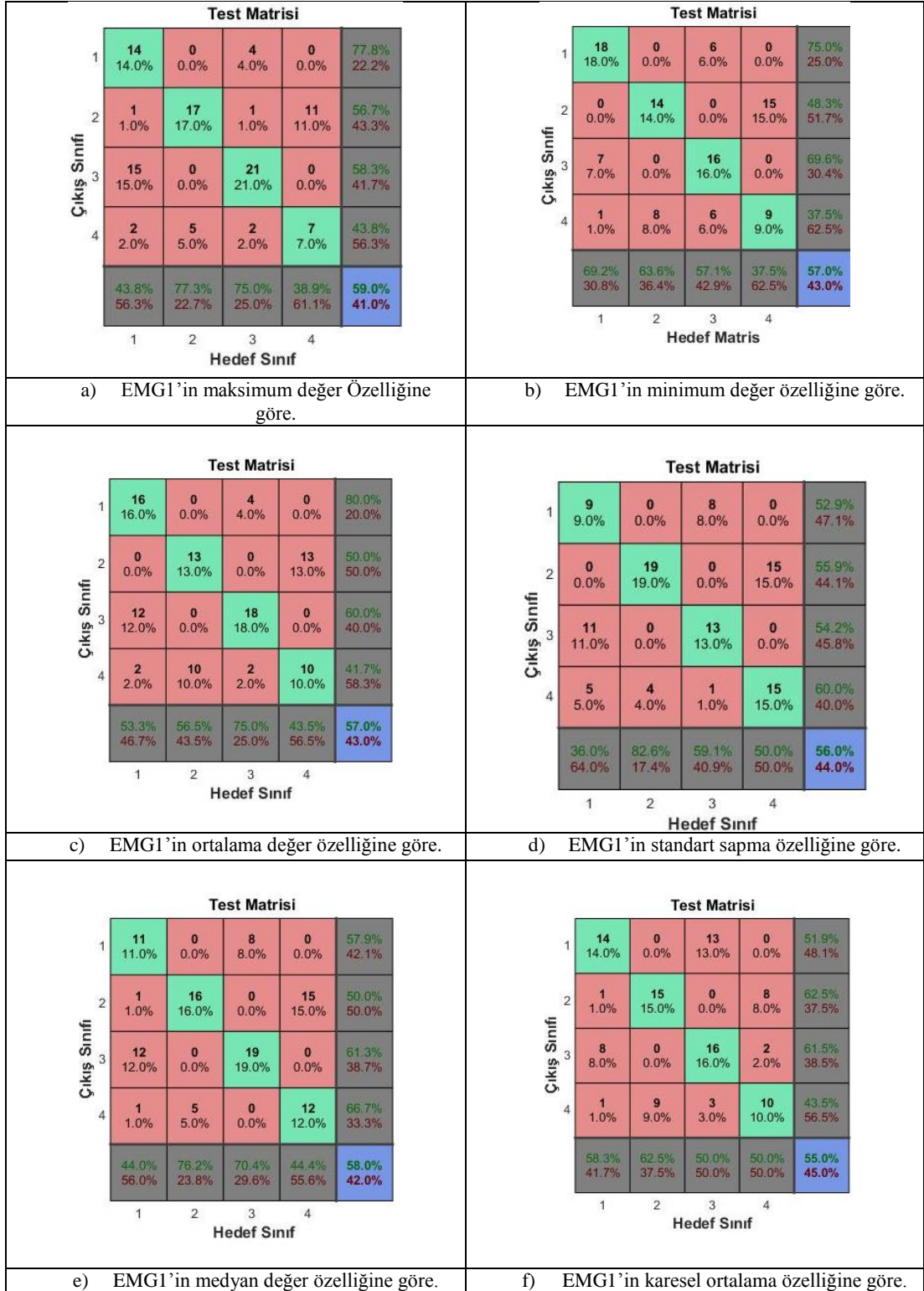
özelliklerin tek tek ve sonuncusu ise tüm özelliklerinin denendiği YSA sonucu yer almaktadır.



Şekil 5.3. Tek elektrot tek özellik vektörlü YSA yapısı.



Şekil 5.4. Tek elektrot tüm özelliklerin kullanıldığı YSA yapısı.



Şekil 5.5. EMG1 elektrotundan alınan sinyallerin çıkarılan özellik vektörüne göre YSA sonuçları.

		Test Matrisi				
Çıkış Sınıfı	1	21 21.0%	0 0.0%	3 3.0%	0 0.0%	87.5% 12.5%
	2	1 1.0%	19 19.0%	0 0.0%	0 0.0%	95.0% 5.0%
	3	4 4.0%	0 0.0%	13 13.0%	3 3.0%	65.0% 35.0%
	4	3 3.0%	0 0.0%	12 12.0%	21 21.0%	58.3% 41.7%
		72.4% 27.6%	100% 0.0%	46.4% 53.6%	87.5% 12.5%	74.0% 26.0%
		1	2	3	4	
		Hedef Sınıf				
g) EMG1'in sıfır geçiş sayısı özelliğine göre.						

		Test Matrisi				
Çıkış Sınıfı	1	15 15.0%	0 0.0%	3 3.0%	0 0.0%	83.3% 16.7%
	2	0 0.0%	27 27.0%	0 0.0%	1 1.0%	96.4% 3.6%
	3	8 8.0%	0 0.0%	22 22.0%	0 0.0%	73.3% 26.7%
	4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	23 23.0%	95.8% 4.2%
		65.2% 34.8%	100% 0.0%	84.6% 15.4%	95.8% 4.2%	87.0% 13.0%
		1	2	3	4	
		Hedef Sınıf				
h) EMG1'in çıkarılan 7 özelliğine göre.						

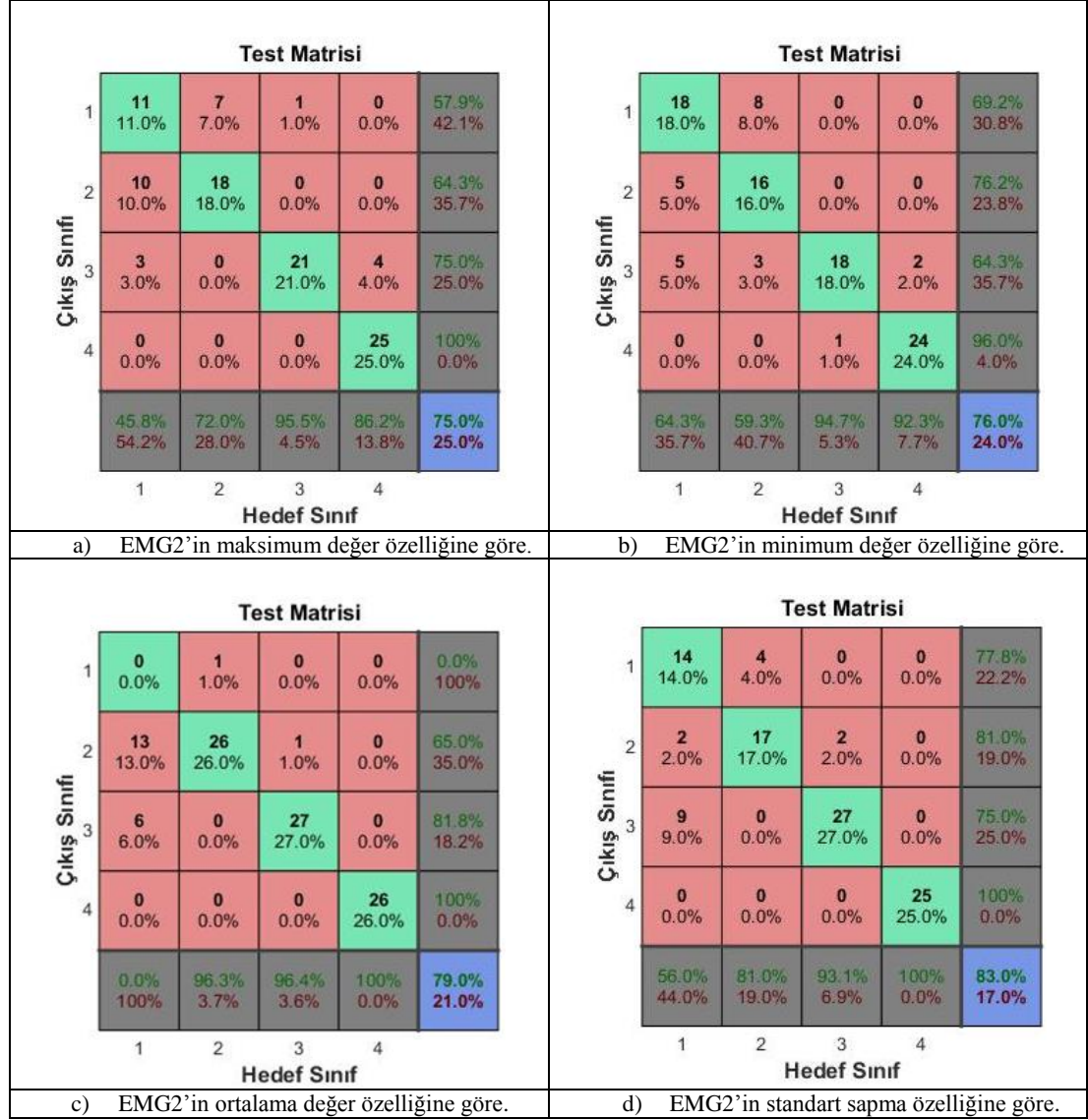
Şekil 5.5 (devam ediyor.)

Şekil 5.5'te EMG1 elektrotundan alınan sinyallerin özelliklerinin YSA sonuçları incelendiğinde her bir özellik için eğitilen YSA başarı oranlarının maksimum, minimum, ortalama değer, standart sapma, medyan değeri ve karesel ortalama değerleri için %55 ile %59 arasında değiştiği görülmektedir. Sıfır geçiş sayısının başarı oranının diğer özelliklere göre daha fazla olduğu görülmektedir. Tüm özelliklere ait YSA sonucunun başarısı tek özellik vektörlerinin başarısına göre çok daha yüksektir.

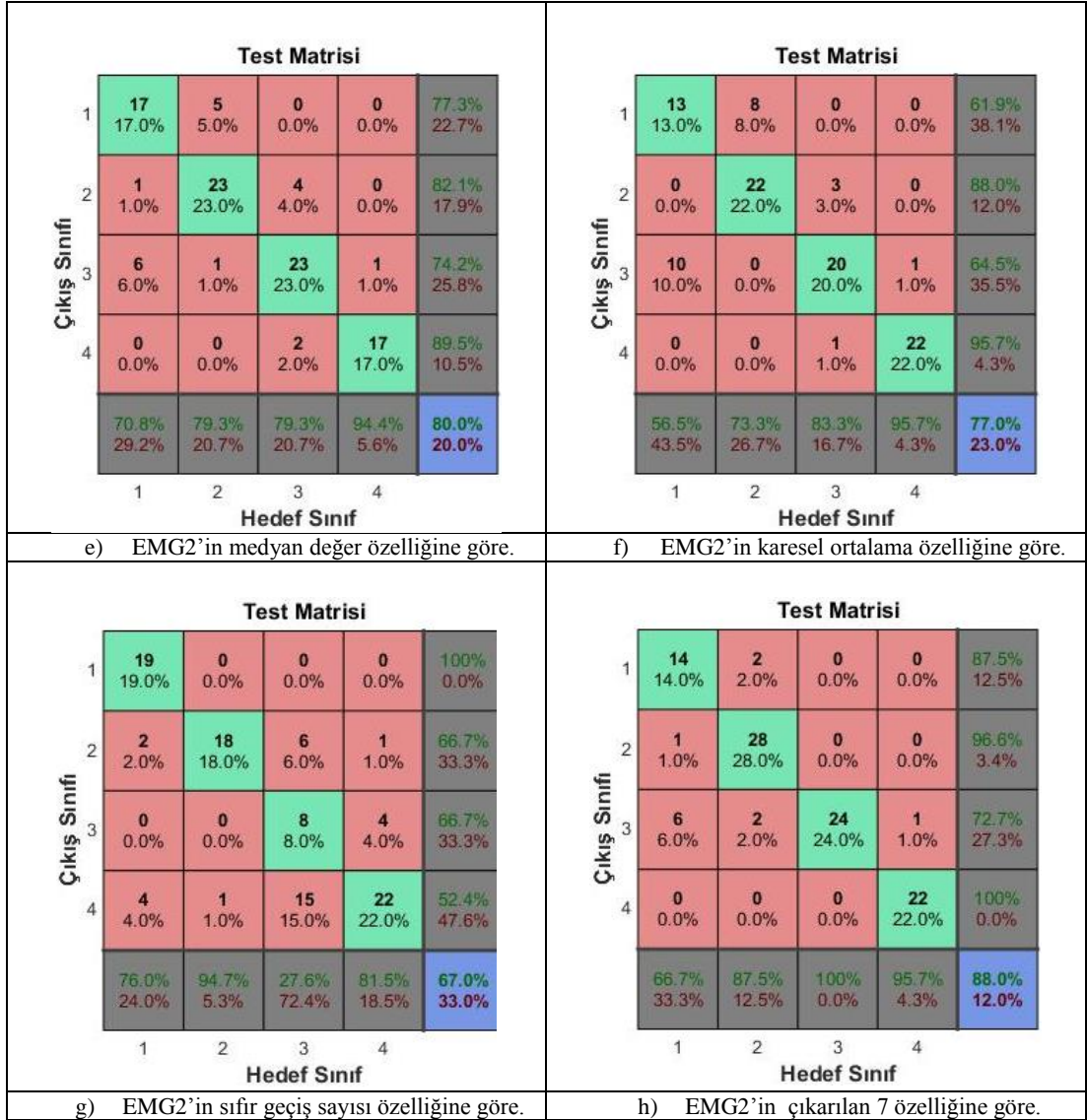
5.4.2. EMG2 (Triceps) Elektrotundan Alınan Sinyallerin YSA Çıktıları

Şekil 5.6'te ise EMG2 elektrotundan alınan sinyallerin özelliklerinin YSA sonuçları vardır. Bu sonuçlar incelendiğinde her bir özellik için eğitilen YSA başarı oranlarının maksimum, minimum, ortalama değer, standart sapma, medyan değeri, karesel ortalama ve sıfır geçiş sayısı için %67 ile %83 arasında değiştiği görülmektedir. Bu elektrottan alınan sinyallerin özellikleri ile eğitilen YSA' larda en yüksek başarıyı %83 başarı oranı ile standart sapma değerinin yaptığı, en düşük başarıyı ise %33 hata oranı ile sıfır geçiş sayısının yaptığı görülmektedir. Tüm özellikler ile eğitilen YSA sonucu ise %87'dir. EMG1 ve EMG2 sinyallerden çıkarılan tek özelliklerin başarı oranları karşılaştırıldığında EMG2' nin sınıflandırmak istediğimiz hareketleri sınıflandırmada EMG1'den daha başarılı olduğu sonuçlardan açıkça gözükmektedir. Aynı karşılaştırmayı tüm özellikleri ile eğitilen YSA'lar için yaparsak, sınıflandırma başarı

oranlarının birbirine yakın değerler olduğu görülmekte ve bu durumda bu iki kas demetinden alınan sinyallerin tüm özellikleri için birbirine üstünlük sağlayan yoktur.



Şekil 5.6. EMG2 elektrotundan alınan sinyallerin çıkarılan özellik vektörüne göre YSA sonuçları.

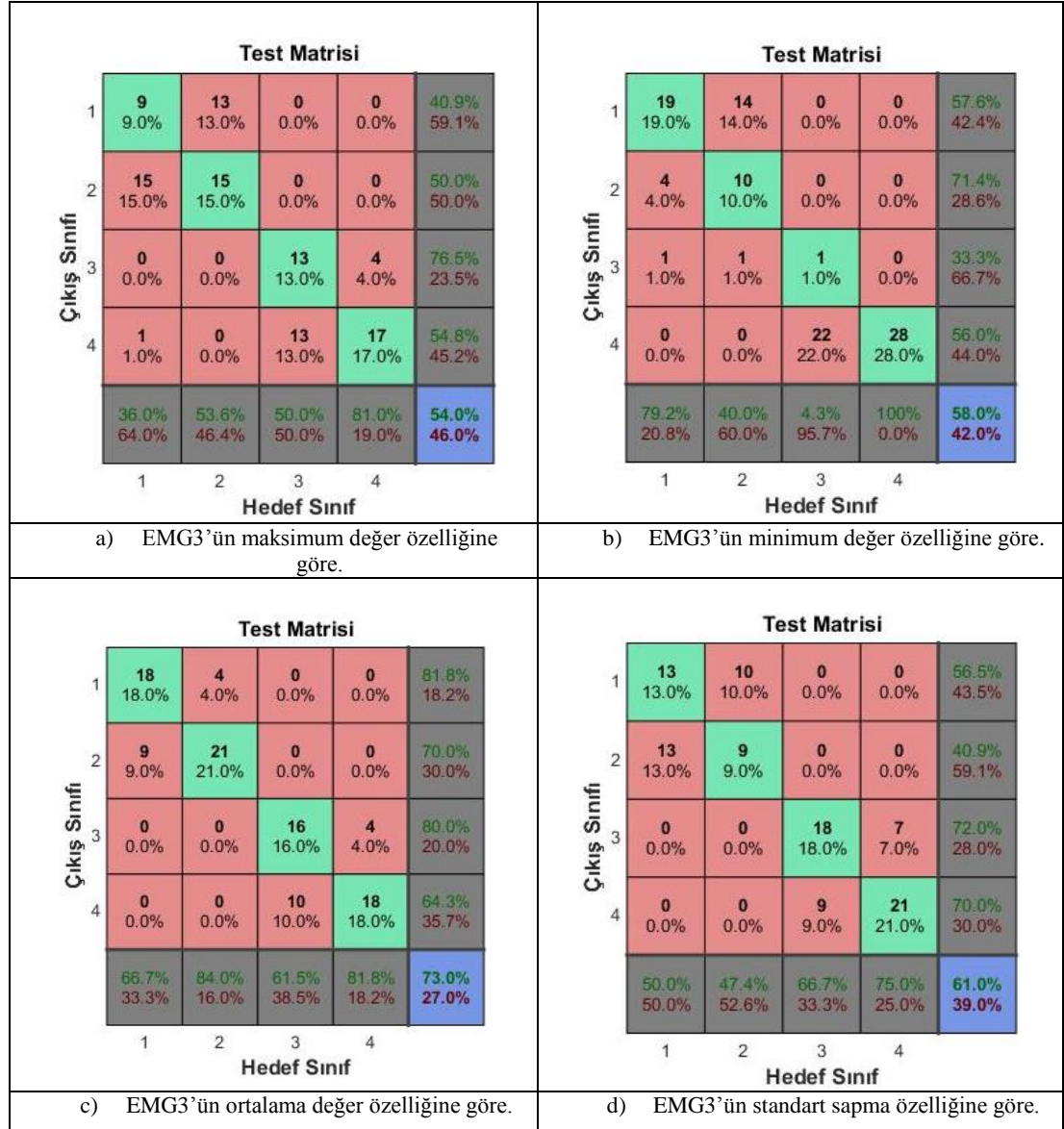


Şekil 5.6 (devam ediyor.)

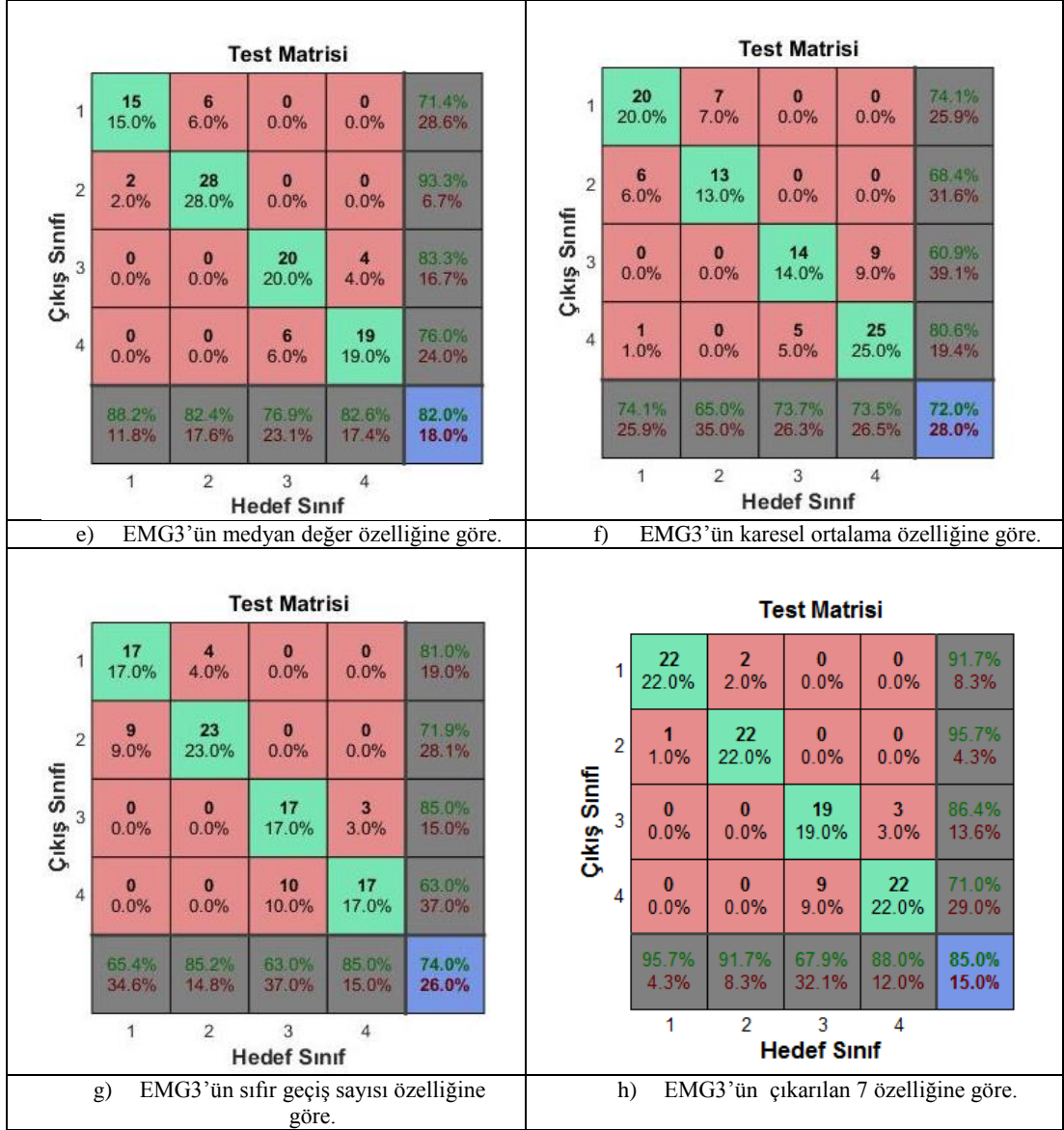
5.4.3. EMG3 (Flexors) Elektrotundan Alınan Sinyallerin YSA Çıktıları

Şekil 5.7'da EMG3 elektrotundan alınan sinyallerin özelliklerinin YSA sonuçlarını incelersek yine en yüksek başarıyı % 85 oranla tüm özellikler ile eğitilen YSA' ya ait olduğu görülmektedir. Tek özellik ile eğitilen YSA' larda ise en yüksek başarıyı %82 ile medyan değeri, %46'lık hata oranı ile en düşük başarıyı maksimum değer yapmıştır. Diğer iki elektrotun sinyallerinin özellikleri ile eğitilen YSA ile EMG3 elektrotundan alınan sinyallerin özellikleri ile eğitilen YSA karşılaştırıldığında EMG3'ten alınan sinyallerin özellikleri ile eğitilen YSA' nın nispeten EMG1'den alınan sinyallerin özellikleri ile eğitilen YSA' dan daha başarılı olduğu, EMG2'den

alınan sinyallerin özellikleri ile eğitilen YSA'ya göre ise başarı oranının daha düşük olduğu görülür. Bu duruma göre sınıflandırmak istenilen hareketleri en iyi sınıflandırma başarısını EMG2'den alınan sinyallerin özellikleri ile eğitilen YSA göstermiş olur.



Şekil 5.7. EMG3 elektrotundan alınan sinyallerin çıkarılan özellik vektörüne göre YSA sonuçları.



Şekil 5.7 (devam ediyor.)

5.4.4. EMG1, EMG2 ve EMG3 Elektrotundan Alınan Sinyallerin YSA Çıktıları

<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>21 21.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>95.5% 4.5%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>3 3.0%</td> <td>21 21.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>87.5% 12.5%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>28 28.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>26 26.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>87.5% 12.5%</td> <td>95.5% 4.5%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>96.0% 4.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> </table> <p style="text-align: center;">Çıkış Sınıfı</p> <p style="text-align: center;">Hedef Sınıf</p>	1	21 21.0%	1 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	95.5% 4.5%	2	3 3.0%	21 21.0%	0 0.0%	0 0.0%	87.5% 12.5%	3	0 0.0%	0 0.0%	28 28.0%	0 0.0%	100% 0.0%	4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	26 26.0%	100% 0.0%		87.5% 12.5%	95.5% 4.5%	100% 0.0%	100% 0.0%	96.0% 4.0%		1	2	3	4		<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>29 29.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>96.7% 3.3%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>0 0.0%</td> <td>22 22.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>2 2.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>27 27.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>93.1% 6.9%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>19 19.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>93.5% 6.5%</td> <td>95.7% 4.3%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>97.0% 3.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> </table> <p style="text-align: center;">Çıkış Sınıfı</p> <p style="text-align: center;">Hedef Sınıf</p>	1	29 29.0%	1 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	96.7% 3.3%	2	0 0.0%	22 22.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	3	2 2.0%	0 0.0%	27 27.0%	0 0.0%	93.1% 6.9%	4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	19 19.0%	100% 0.0%		93.5% 6.5%	95.7% 4.3%	100% 0.0%	100% 0.0%	97.0% 3.0%		1	2	3	4	
1	21 21.0%	1 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	95.5% 4.5%																																																																				
2	3 3.0%	21 21.0%	0 0.0%	0 0.0%	87.5% 12.5%																																																																				
3	0 0.0%	0 0.0%	28 28.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																				
4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	26 26.0%	100% 0.0%																																																																				
	87.5% 12.5%	95.5% 4.5%	100% 0.0%	100% 0.0%	96.0% 4.0%																																																																				
	1	2	3	4																																																																					
1	29 29.0%	1 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	96.7% 3.3%																																																																				
2	0 0.0%	22 22.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																				
3	2 2.0%	0 0.0%	27 27.0%	0 0.0%	93.1% 6.9%																																																																				
4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	19 19.0%	100% 0.0%																																																																				
	93.5% 6.5%	95.7% 4.3%	100% 0.0%	100% 0.0%	97.0% 3.0%																																																																				
	1	2	3	4																																																																					
<p>a) EMG1, EMG2 ve EMG3'ün maksimum değer özelliklerine göre.</p>	<p>b) EMG1, EMG2 ve EMG3'ün minimum değer özelliklerine göre</p>																																																																								
<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>25 25.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>0 0.0%</td> <td>19 19.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>31 31.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>96.9% 3.1%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>2 2.0%</td> <td>22 22.0%</td> <td>91.7% 8.3%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>100% 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>93.9% 6.1%</td> <td>95.7% 4.3%</td> <td>97.0% 3.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> </table> <p style="text-align: center;">Çıkış Sınıfı</p> <p style="text-align: center;">Hedef Sınıf</p>	1	25 25.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	2	0 0.0%	19 19.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	3	0 0.0%	0 0.0%	31 31.0%	1 1.0%	96.9% 3.1%	4	0 0.0%	0 0.0%	2 2.0%	22 22.0%	91.7% 8.3%		100% 0.0%	100% 0.0%	93.9% 6.1%	95.7% 4.3%	97.0% 3.0%		1	2	3	4		<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>24 24.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>0 0.0%</td> <td>27 27.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>1 1.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>25 25.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>92.6% 7.4%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>22 22.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>96.0% 4.0%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>95.7% 4.3%</td> <td>98.0% 2.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> </table> <p style="text-align: center;">Çıkış Sınıfı</p> <p style="text-align: center;">Hedef Sınıf</p>	1	24 24.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	2	0 0.0%	27 27.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	3	1 1.0%	0 0.0%	25 25.0%	1 1.0%	92.6% 7.4%	4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	22 22.0%	100% 0.0%		96.0% 4.0%	100% 0.0%	100% 0.0%	95.7% 4.3%	98.0% 2.0%		1	2	3	4	
1	25 25.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																				
2	0 0.0%	19 19.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																				
3	0 0.0%	0 0.0%	31 31.0%	1 1.0%	96.9% 3.1%																																																																				
4	0 0.0%	0 0.0%	2 2.0%	22 22.0%	91.7% 8.3%																																																																				
	100% 0.0%	100% 0.0%	93.9% 6.1%	95.7% 4.3%	97.0% 3.0%																																																																				
	1	2	3	4																																																																					
1	24 24.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																				
2	0 0.0%	27 27.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																				
3	1 1.0%	0 0.0%	25 25.0%	1 1.0%	92.6% 7.4%																																																																				
4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	22 22.0%	100% 0.0%																																																																				
	96.0% 4.0%	100% 0.0%	100% 0.0%	95.7% 4.3%	98.0% 2.0%																																																																				
	1	2	3	4																																																																					
<p>c) EMG1, EMG2 ve EMG3'ün ortalama değer özelliklerine göre.</p>	<p>d) EMG1, EMG2 ve EMG3'ün standart sapma özelliklerine göre.</p>																																																																								

Şekil 5.8. EMG1, EMG2 ve EMG3 elektrotundan alınan sinyallerin YSA sonuçları.

<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>29 29.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>96.7% 3.3%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>2 2.0%</td> <td>24 24.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>92.3% 7.7%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>25 25.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>18 18.0%</td> <td>94.7% 5.3%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>93.5% 6.5%</td> <td>96.0% 4.0%</td> <td>96.2% 3.8%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>96.0% 4.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="4" style="text-align: center;">Hedef Sınıf</td> <td></td> </tr> </table>	1	29 29.0%	1 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	96.7% 3.3%	2	2 2.0%	24 24.0%	0 0.0%	0 0.0%	92.3% 7.7%	3	0 0.0%	0 0.0%	25 25.0%	0 0.0%	100% 0.0%	4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	18 18.0%	94.7% 5.3%		93.5% 6.5%	96.0% 4.0%	96.2% 3.8%	100% 0.0%	96.0% 4.0%		1	2	3	4			Hedef Sınıf					<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>27 27.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>1 1.0%</td> <td>20 20.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>95.2% 4.8%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>30 30.0%</td> <td>2 2.0%</td> <td>93.8% 6.3%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>19 19.0%</td> <td>95.0% 5.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>96.4% 3.6%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>96.8% 3.2%</td> <td>90.5% 9.5%</td> <td>96.0% 4.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="4" style="text-align: center;">Hedef Sınıf</td> <td></td> </tr> </table>	1	27 27.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	2	1 1.0%	20 20.0%	0 0.0%	0 0.0%	95.2% 4.8%	3	0 0.0%	0 0.0%	30 30.0%	2 2.0%	93.8% 6.3%	4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	19 19.0%	95.0% 5.0%		96.4% 3.6%	100% 0.0%	96.8% 3.2%	90.5% 9.5%	96.0% 4.0%		1	2	3	4			Hedef Sınıf				
1	29 29.0%	1 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	96.7% 3.3%																																																																																
2	2 2.0%	24 24.0%	0 0.0%	0 0.0%	92.3% 7.7%																																																																																
3	0 0.0%	0 0.0%	25 25.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	18 18.0%	94.7% 5.3%																																																																																
	93.5% 6.5%	96.0% 4.0%	96.2% 3.8%	100% 0.0%	96.0% 4.0%																																																																																
	1	2	3	4																																																																																	
	Hedef Sınıf																																																																																				
1	27 27.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
2	1 1.0%	20 20.0%	0 0.0%	0 0.0%	95.2% 4.8%																																																																																
3	0 0.0%	0 0.0%	30 30.0%	2 2.0%	93.8% 6.3%																																																																																
4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	19 19.0%	95.0% 5.0%																																																																																
	96.4% 3.6%	100% 0.0%	96.8% 3.2%	90.5% 9.5%	96.0% 4.0%																																																																																
	1	2	3	4																																																																																	
	Hedef Sınıf																																																																																				
e) EMG1, EMG2 ve EMG3'ün medyan değeri özelliklerine göre.	f) EMG1, EMG2 ve EMG3'ün karesel ortalama özelliklerine göre.																																																																																				
<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>27 27.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>96.4% 3.6%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>0 0.0%</td> <td>29 29.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>96.7% 3.3%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>13 13.0%</td> <td>2 2.0%</td> <td>86.7% 13.3%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>7 7.0%</td> <td>20 20.0%</td> <td>74.1% 25.9%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>100% 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>59.1% 40.9%</td> <td>90.9% 9.1%</td> <td>89.0% 11.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="4" style="text-align: center;">Hedef Sınıf</td> <td></td> </tr> </table>	1	27 27.0%	0 0.0%	1 1.0%	0 0.0%	96.4% 3.6%	2	0 0.0%	29 29.0%	1 1.0%	0 0.0%	96.7% 3.3%	3	0 0.0%	0 0.0%	13 13.0%	2 2.0%	86.7% 13.3%	4	0 0.0%	0 0.0%	7 7.0%	20 20.0%	74.1% 25.9%		100% 0.0%	100% 0.0%	59.1% 40.9%	90.9% 9.1%	89.0% 11.0%		1	2	3	4			Hedef Sınıf					<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>28 28.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>0 0.0%</td> <td>23 23.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>28 28.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>96.6% 3.4%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>19 19.0%</td> <td>95.0% 5.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>100% 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>96.6% 3.4%</td> <td>95.0% 5.0%</td> <td>98.0% 2.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="4" style="text-align: center;">Hedef Sınıf</td> <td></td> </tr> </table>	1	28 28.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	2	0 0.0%	23 23.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	3	0 0.0%	0 0.0%	28 28.0%	1 1.0%	96.6% 3.4%	4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	19 19.0%	95.0% 5.0%		100% 0.0%	100% 0.0%	96.6% 3.4%	95.0% 5.0%	98.0% 2.0%		1	2	3	4			Hedef Sınıf				
1	27 27.0%	0 0.0%	1 1.0%	0 0.0%	96.4% 3.6%																																																																																
2	0 0.0%	29 29.0%	1 1.0%	0 0.0%	96.7% 3.3%																																																																																
3	0 0.0%	0 0.0%	13 13.0%	2 2.0%	86.7% 13.3%																																																																																
4	0 0.0%	0 0.0%	7 7.0%	20 20.0%	74.1% 25.9%																																																																																
	100% 0.0%	100% 0.0%	59.1% 40.9%	90.9% 9.1%	89.0% 11.0%																																																																																
	1	2	3	4																																																																																	
	Hedef Sınıf																																																																																				
1	28 28.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
2	0 0.0%	23 23.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
3	0 0.0%	0 0.0%	28 28.0%	1 1.0%	96.6% 3.4%																																																																																
4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	19 19.0%	95.0% 5.0%																																																																																
	100% 0.0%	100% 0.0%	96.6% 3.4%	95.0% 5.0%	98.0% 2.0%																																																																																
	1	2	3	4																																																																																	
	Hedef Sınıf																																																																																				
g) EMG1, EMG2 ve EMG3'ün sıfır geçiş sayısı özelliklerine göre.	h) EMG1, EMG2 ve EMG3'ün çıkarılan yedişer özellikliğine göre																																																																																				

Şekil 5.8 (devam ediyor.)

Şekil 5.8'de üç elektrottan alınan sinyallerin özelliklerinin aynı anda kullanılması ile eğitilen YSA'ların sonuçları görülmektedir. Üç elektrottan alınan sinyallerin özelliklerinin sonuçları incelendiğinde, elektrotların tamamından alınan sinyallerin tek özelliklerinin kullanılması ile tüm özelliklerinin aynı anda kullanılması ile eğitilen YSA'ların sonuçları arasında fark olmadığı görülür. Sonuçlara göre her ikisinin de başarı oranı çok yüksektir.

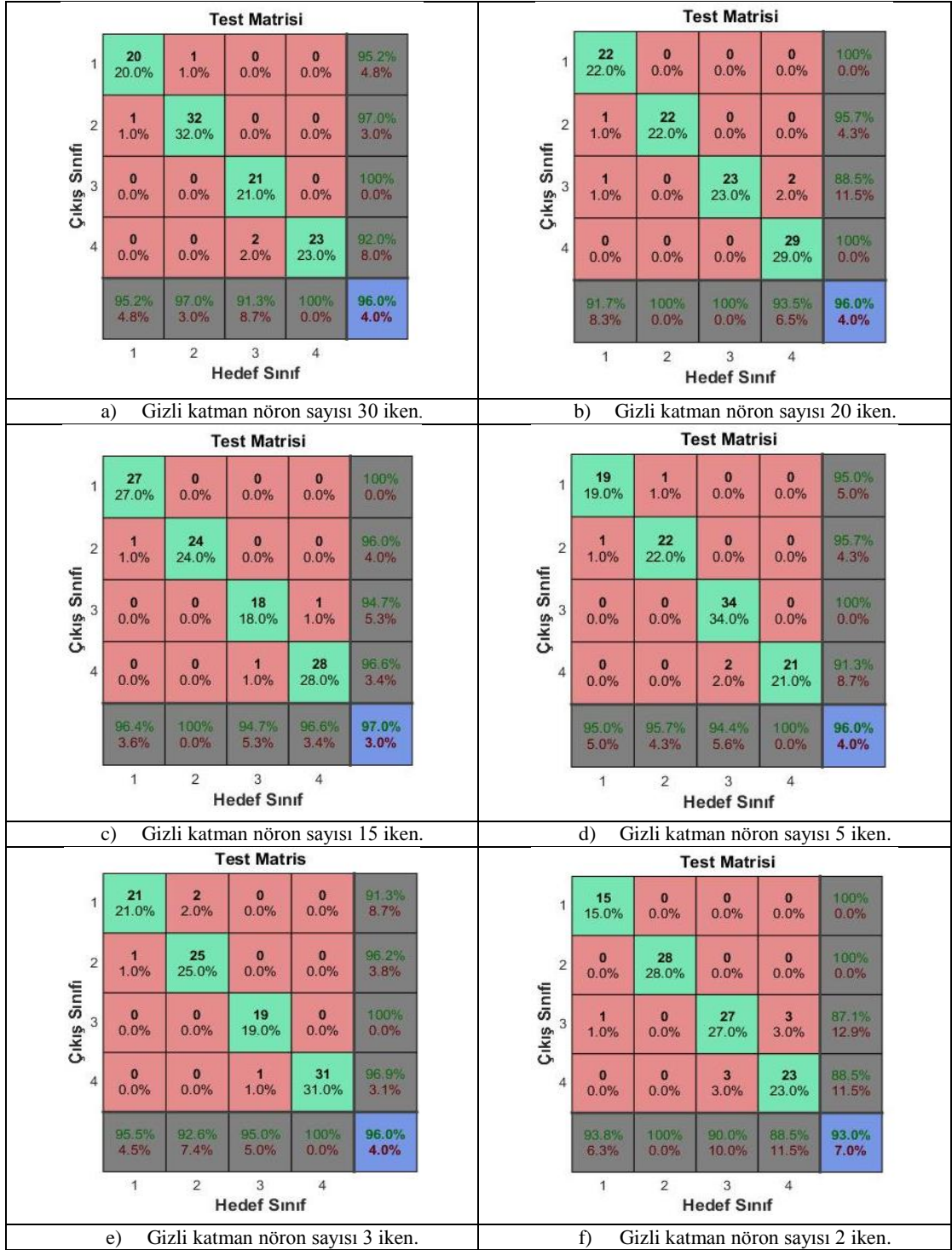
Çizelge 5.3'te YSA girişine uygulanan tüm özellik vektörlerine ait YSA sonuçlarına ulaşabilirsiniz.

Çizelge 5.3. Elektrotlardan alınan sinyallerin özelliklerinin YSA başarı sonuçları.

YSA girişi olarak uygulanan özellik	YSA BAŞARI ORANLARI			
	EMG1 Elektrotu	EMG2 Elektrotu	EMG3 Elektrotu	EMG1, EMG2 ve EMG3 Elektrotları
Maksimum değere göre	%59	%75	%54	%96
Minimum değere göre	%57	%76	%58	%97
Ortalama değere göre	%57	%79	%73	%97
Standart sapmaya göre	%56	%83	%61	%98
Medyan değere göre	%58	%80	%82	%96
Karesel ortalamaya göre	%55	%77	%72	%96
Sıfır geçiş sayısına göre	%74	%67	%74	%89
21 özelliğe göre	%87	%88	%85	%98

5.4.5. EMG1, EMG2 ve EMG3 Elektrotlarından Alınan Sinyallerin Maksimum Değerlerinin ve 21 Özelliğin Uygulandığı YSA'da Gizli Katman Nöron Sayısının Değiştirilmesi

Şekil 5.9'de üç elektrottan alınan sinyallerin maksimum değerlerinin giriş olarak kullanıldığı ve gizli katman nöron sayısının değiştirildiği YSA sonuçları görülmektedir. Üç elektrottan alınan sinyallerin sadece maksimum değerlerinin kullanıldığı YSA' da gizli katman nöron sayısı kademe kademe azaltılmış ve YSA başarı oranları gözlemlenmiştir. Gizli katman nöron sayıları azaltılan YSA sonuçları incelendiğinde, YSA başarı oranının gizli katman nöron sayısı 3 olana kadar aynı olduğunun ve gizli katman nöron sayısı 2 olduğunda ise bu başarı oranında çok az bir azalma olduğu görülmektedir. Bu deney sonuçları gösteriyor ki YSA giriş sayısının ve gizli katman nöron sayısının minimuma yakın değerlerde seçilmesi ile de başarı oranı yüksek bir sistem tasarlamak mümkündür.



Şekil 5.9. Gizli katman nöron sayıları değiştirilen üç elektrotun sadece maksimum değerlerinin uygulandığı YSA'ların sonuçları.

<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>28 28.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>0 0.0%</td> <td>17 17.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>1 1.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>28 28.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>96.6% 3.4%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>25 25.0%</td> <td>96.2% 3.8%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>96.6% 3.4%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>96.6% 3.4%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>98.0% 2.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="4" style="text-align: center;">Hedef Sınıf</td> <td></td> </tr> </table> <p style="text-align: center;">a) Gizli katman nöron sayısı 30 iken.</p>	1	28 28.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	2	0 0.0%	17 17.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	3	1 1.0%	0 0.0%	28 28.0%	0 0.0%	96.6% 3.4%	4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	25 25.0%	96.2% 3.8%		96.6% 3.4%	100% 0.0%	96.6% 3.4%	100% 0.0%	98.0% 2.0%		1	2	3	4			Hedef Sınıf					<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>20 20.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>1 1.0%</td> <td>26 26.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>96.3% 3.7%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>23 23.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>29 29.0%</td> <td>96.7% 3.3%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>95.2% 4.8%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>95.8% 4.2%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>98.0% 2.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="4" style="text-align: center;">Hedef Sınıf</td> <td></td> </tr> </table> <p style="text-align: center;">b) Gizli katman nöron sayısı 20 iken.</p>	1	20 20.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	2	1 1.0%	26 26.0%	0 0.0%	0 0.0%	96.3% 3.7%	3	0 0.0%	0 0.0%	23 23.0%	0 0.0%	100% 0.0%	4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	29 29.0%	96.7% 3.3%		95.2% 4.8%	100% 0.0%	95.8% 4.2%	100% 0.0%	98.0% 2.0%		1	2	3	4			Hedef Sınıf				
1	28 28.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
2	0 0.0%	17 17.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
3	1 1.0%	0 0.0%	28 28.0%	0 0.0%	96.6% 3.4%																																																																																
4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	25 25.0%	96.2% 3.8%																																																																																
	96.6% 3.4%	100% 0.0%	96.6% 3.4%	100% 0.0%	98.0% 2.0%																																																																																
	1	2	3	4																																																																																	
	Hedef Sınıf																																																																																				
1	20 20.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
2	1 1.0%	26 26.0%	0 0.0%	0 0.0%	96.3% 3.7%																																																																																
3	0 0.0%	0 0.0%	23 23.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	29 29.0%	96.7% 3.3%																																																																																
	95.2% 4.8%	100% 0.0%	95.8% 4.2%	100% 0.0%	98.0% 2.0%																																																																																
	1	2	3	4																																																																																	
	Hedef Sınıf																																																																																				
<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>26 26.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>0 0.0%</td> <td>23 23.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>26 26.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>2 2.0%</td> <td>23 23.0%</td> <td>92.0% 8.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>100% 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>92.9% 7.1%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>98.0% 2.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="4" style="text-align: center;">Target Class</td> <td></td> </tr> </table> <p style="text-align: center;">c) Gizli katman nöron sayısı 15 iken.</p>	1	26 26.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	2	0 0.0%	23 23.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	3	0 0.0%	0 0.0%	26 26.0%	0 0.0%	100% 0.0%	4	0 0.0%	0 0.0%	2 2.0%	23 23.0%	92.0% 8.0%		100% 0.0%	100% 0.0%	92.9% 7.1%	100% 0.0%	98.0% 2.0%		1	2	3	4			Target Class					<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>20 20.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>95.2% 4.8%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>0 0.0%</td> <td>29 29.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>24 24.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>26 26.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>100% 0.0%</td> <td>96.7% 3.3%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>99.0% 1.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="4" style="text-align: center;">Hedef Sınıf</td> <td></td> </tr> </table> <p style="text-align: center;">d) Gizli katman nöron sayısı 5 iken.</p>	1	20 20.0%	1 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	95.2% 4.8%	2	0 0.0%	29 29.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	3	0 0.0%	0 0.0%	24 24.0%	0 0.0%	100% 0.0%	4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	26 26.0%	100% 0.0%		100% 0.0%	96.7% 3.3%	100% 0.0%	100% 0.0%	99.0% 1.0%		1	2	3	4			Hedef Sınıf				
1	26 26.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
2	0 0.0%	23 23.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
3	0 0.0%	0 0.0%	26 26.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
4	0 0.0%	0 0.0%	2 2.0%	23 23.0%	92.0% 8.0%																																																																																
	100% 0.0%	100% 0.0%	92.9% 7.1%	100% 0.0%	98.0% 2.0%																																																																																
	1	2	3	4																																																																																	
	Target Class																																																																																				
1	20 20.0%	1 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	95.2% 4.8%																																																																																
2	0 0.0%	29 29.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
3	0 0.0%	0 0.0%	24 24.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	26 26.0%	100% 0.0%																																																																																
	100% 0.0%	96.7% 3.3%	100% 0.0%	100% 0.0%	99.0% 1.0%																																																																																
	1	2	3	4																																																																																	
	Hedef Sınıf																																																																																				
<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>22 22.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>0 0.0%</td> <td>27 27.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>31 31.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>96.9% 3.1%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>18 18.0%</td> <td>94.7% 5.3%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>100% 0.0%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>96.9% 3.1%</td> <td>94.7% 5.3%</td> <td>98.0% 2.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="4" style="text-align: center;">Hedef Çıkış</td> <td></td> </tr> </table> <p style="text-align: center;">e) Gizli katman nöron sayısı 3 iken.</p>	1	22 22.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	2	0 0.0%	27 27.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%	3	0 0.0%	0 0.0%	31 31.0%	1 1.0%	96.9% 3.1%	4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	18 18.0%	94.7% 5.3%		100% 0.0%	100% 0.0%	96.9% 3.1%	94.7% 5.3%	98.0% 2.0%		1	2	3	4			Hedef Çıkış					<p style="text-align: center;">Test Matrisi</p> <table border="1"> <tr> <td>1</td> <td>21 21.0%</td> <td>4 4.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>84.0% 16.0%</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>2 2.0%</td> <td>28 28.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>93.3% 6.7%</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>21 21.0%</td> <td>1 1.0%</td> <td>95.5% 4.5%</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>0 0.0%</td> <td>23 23.0%</td> <td>100% 0.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>91.3% 8.7%</td> <td>87.5% 12.5%</td> <td>100% 0.0%</td> <td>95.8% 4.2%</td> <td>93.0% 7.0%</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1</td> <td>2</td> <td>3</td> <td>4</td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="4" style="text-align: center;">Target Class</td> <td></td> </tr> </table> <p style="text-align: center;">f) Gizli katman nöron sayısı 2 iken.</p>	1	21 21.0%	4 4.0%	0 0.0%	0 0.0%	84.0% 16.0%	2	2 2.0%	28 28.0%	0 0.0%	0 0.0%	93.3% 6.7%	3	0 0.0%	0 0.0%	21 21.0%	1 1.0%	95.5% 4.5%	4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	23 23.0%	100% 0.0%		91.3% 8.7%	87.5% 12.5%	100% 0.0%	95.8% 4.2%	93.0% 7.0%		1	2	3	4			Target Class				
1	22 22.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
2	0 0.0%	27 27.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%																																																																																
3	0 0.0%	0 0.0%	31 31.0%	1 1.0%	96.9% 3.1%																																																																																
4	0 0.0%	0 0.0%	1 1.0%	18 18.0%	94.7% 5.3%																																																																																
	100% 0.0%	100% 0.0%	96.9% 3.1%	94.7% 5.3%	98.0% 2.0%																																																																																
	1	2	3	4																																																																																	
	Hedef Çıkış																																																																																				
1	21 21.0%	4 4.0%	0 0.0%	0 0.0%	84.0% 16.0%																																																																																
2	2 2.0%	28 28.0%	0 0.0%	0 0.0%	93.3% 6.7%																																																																																
3	0 0.0%	0 0.0%	21 21.0%	1 1.0%	95.5% 4.5%																																																																																
4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	23 23.0%	100% 0.0%																																																																																
	91.3% 8.7%	87.5% 12.5%	100% 0.0%	95.8% 4.2%	93.0% 7.0%																																																																																
	1	2	3	4																																																																																	
	Target Class																																																																																				

Şekil 5.10. Gizli katman nöron sayıları değiştirilen üç elektrottan çıkarılan tüm özelliklerin uygulandığı YSA'ların sonuçları.

Şekil 5.10’da üç elektrottan alınan sinyallerden elde edilen tüm özelliklerin giriş olarak kullanıldığı ve gizli katman nöron sayısının değiştirildiği YSA sonuçları görülmektedir. Yine kademe kademe azaltılan YSA sonuçları incelendiğinde gizli katman nöron sayısının 3’e kadar düşürülmesi ile YSA başarı oranında bir değişiklik olmadığı, gizli katman nöron sayısının 2’ye düşürülmesi ile YSA başarı oranında çok az bir değişme olduğu görülmektedir. Gizli katman nöron sayısı değiştirilerek gözlemlenen YSA sonuçlarının toplu halini Çizelge 5.4’te bulabilirsiniz.

Çizelge 5.4. Gizli katman nöron sayısının kademe kademe azaltılması ile gözlenen YSA başarı sonuçları.

YSA gizli katman nöron sayısı	YSA BAŞARI ORANLARI	
	3 elektrottan alınan her bir sinyalin maksimum değerlerine göre	3 elektrottan alınan sinyallerden çıkarılan 21 özelliğe göre
30 Nöron	%96	%98
20 Nöron	%96	%98
15 Nöron	%97	%98
5 Nöron	%96	%99
3 Nöron	%96	%98
2 Nöron	%93	%93

BÖLÜM 6

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

EMG işaretlerini hiçbir işlemde geçirilmeden ham olarak sınıflandırmaya çalışmak çok zordur. Ayrıca bu şekildeki sınıflandırma başarılı sonuçlar vermemektedir. Bunlara ek olarak her bir örüntüdeki örnek sayısının fazla olması sınıflandırma yöntemlerinin iş yükünü arttırmakta bu da sınıflandırmaya ayrılan sürenin uzamasına neden olmaktadır. Sınıflandırmaya ayrılan bu süreler gerçek zamanlı bir sistem için istenmeyen bir durumdur. Bu nedenlerle işarete ait veriden işareti en az örnekle en doğru şekilde tanımlayabilen özellik vektörlerinin çıkarılması önemlidir. Bu çalışmada EMG işaretinin özelliği olarak kasılma ve gevşeme anları belirlenen sinyallerin maksimum, minimum, ortalama, medyan, standart sapma, karesel ortalama değerleri ile işaretin sıfır geçiş sayıları kullanılmıştır. Bu özellikler sinyali alınan her bir kas grubu için ayrı ayrı çıkarılmıştır. Her bir kas grubundan çıkarılan bu özelliklerin her biri önce tek tek daha sonra hepsi aynı anda YSA' ya uygulanarak sonuçlar gözlemlenmiştir. Bir başka denemede ise sinyali alınan üç kas grubuna ait yukarıda belirtilen özellikler önce her bir kas grubundan tek ve aynı özellik alınarak üç değerden oluşan vektörler daha sonra bütün özellikleri kullanarak 21 değerden oluşan vektörler elde edilmiştir. Elde edilen bu vektörler YSA' ya giriş olarak uygulanmış ve sonuçları gözlemlenmiştir. Yukarıda belirtilen deneylerin sonuçlarını Çizelge 5.3' de bulabilirsiniz.

Çizelge 5.3'deki sonuçlara bakıldığında tek kas gruplarında nispeten EMG2 elektrotundan alınan sinyalin özellikleri YSA' ya uygulandığında daha başarılı sonuçlar verdiği görülmektedir. Yukarıdaki bu sonuç bize, sınıflandırılmak istenen hareketlere yardımcı olan kas gruplarının belirlenip, belirlenen bu kas gruplarından EMG kaydının alınması sınıflandırma başarısını arttıracaklarını gösterir. Birbirinden çok farklı hareketlerin sınıflandırılması isteniyor ise çok sayıda kas grubundan sinyal almak sınıflandırmadaki başarı oranını arttıracaktır. Bunu Çizelge 5.3'de tek ve üç kas grubundan alınan sinyallerin sınıflandırılma başarıları incelendiğinde görebilirsiniz.

Çizelge 5.3’i İşaret özelliklerinin sayısı açısından incelediğimizde, tek kas grubundan alınan sinyalin tek özelliğinin YSA sonuçları, çıkarılan bütün özelliklerin YSA sonucuna göre düşük olduğu görülmektedir. Bu da bize işareti belirleyici özellik sayısı arttıkça başarı oranında da artış olacağını gösterir. Fakat üç kas grubundan alınan tek ve aynı özellik ile oluşturulan özellik vektörünün YSA başarı oranları ile bu üç kas grubunun bütün özellikleri ile oluşturulan özellik vektörünün YSA başarı oranı arasında göz ardı edilebilecek bir fark bulunmaktadır.

Sonuçlara göre gerçek zamanlı bir sistemin başarı oranının yüksek olması isteniyorsa EMG kaydı alınan kas grubu sayısının artırılması gerekmektedir. Yine sonuçlara göre üç kas grubundan alınan EMG işaretlerinin her birinden alınan tek özellik ile de iyi sonuçlar elde edilmektedir. Bu da gerçek zamanlı olarak çalışacak bir sistem için iyi bir sonuçtur. Yukarıda elde edilen sonuçlar tek denekten alınan verilerin sonuçlarıdır. Gerçek zamanlı bir sistem tasarlamak ve bu sistemin genel kullanıcıya hitap etmesi isteniyor ise çok sayıda denekten veri alınmalıdır. Tasarladığımız bu sistem tek kullanıcı için iyi sonuçlar verecektir. Farklı bir kullanıcının sistemi kullanması sistem başarısını düşürecektir.

Gerçek zamanlı bir sistemde işlemcinin yapacağı işler azaltılarak işlem süreleri kısaltılabilir. Bu sayede sistemin değişikliklere karşı cevabı da hızlandırılmış olur. Bu sebeple YSA yapısındaki gizli katman nöron sayısı kademe kademe azaltılmış ve YSA başarı sonuçları gözlemlenmiştir. Çizelge 5.4’ deki sonuçlar incelendiğinde gizli katman nöron sayısının 30, 20, 15, 10, 5, 3 olarak seçilmesi YSA başarı oranını değiştirmemektedir. Fakat gizli katmanın nöron sayısı 2 olarak seçildiğinde YSA başarı oranında biraz azalma olduğu Çizelge 5.4’de görülebilir. Bu azalma göz ardı edilebilecek bir azalmadır fakat sistemin daha kararlı olması açısından gizli katman nöron sayısı minimum 3 olarak seçilmesi uygun olacaktır.

İşlem yükünün ve giriş sayısının azaltılması ile sistem gereksinimleri minimum seviyeye indirilmiş olur. Çizelge 5.3 ve Çizelge 5.4’deki sonuçlar beraber incelendiğinde başarı oranı yüksek bir YSA’ yı gömmek istediğimiz bir sistemin sahip olması gereken minimum özellikleri hakkında bilgi edinebiliriz.

Buraya kadar EMG sinyalleri ile başarılı bir şekilde kontrol edilmek istenen bir sistem için gerekli olan parametreler incelenmiştir. Bundan sonraki aşamada, elde edilen bu

sonuçlar ışığında EMG sinyalleri ile gerçek zamanlı kontrol edilebilen bir sistem kolaylıkla uygulanabilir.

KAYNAKLAR

1. İnternet: Cram, J. R. ve Kasman G. S., "The Basics of Surface EMG", http://samples.jbpub.com/9780763732745/32745_CH01_Final.pdf (2015).
2. İnternet: Clarys, J. P., "Electromyography in Sports and Occupational Settings: an Update of Its Limits and possibilities", http://www.castonline.ilstu.edu/mccaw/hpr482/EMGREAD_files/5268%20Clarys%20EMG%20history.pdf (2015).
3. Du, Y. C., Hu, W. C. ve Shyu, L. Y., "The effect of data reduction by independent component analysis and principal component analysis in hand motion identification", *Engineering in Medicine and Biology Society, 26th Annual International Conference of the IEEE*, San Francisco, 84- 86 (2004).
4. Khezri, M. ve Jahed, M., "A Novel Approach to Recognize Hand Movements Via sEMG Patterns" *Engineering in Medicine and Biology Society, 29th Annual International Conference of the IEEE*, Lyon, 4907-4910 (2007).
5. Luo, Z., Ren, X. ve Jia, Y., "Multi-pattern Recognition of the forearm movement based on SEMG", *International Conference on Information Acquisition*, 369-371 (2004).
6. Khezri, M., Jahed, M. ve Sadati, N., "Neuro-Fuzzy Surface EMG Pattern Recognition For Multifunctional Hand Prosthesis Control", *IEEE International Symposium on Industrial Electronics*, Vigo, 269-274 (2007).
7. Zhao, J., Xie, Jiang, Z., L., Cai, H., Liu, H. ve Hirzinger, G., "EMG Control for a Five-fingered Prosthetic Hand Based on Wavelet Transform and Autoregressive Model", *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, Luoyang, 1097-1102 (2006).
8. Yazgan, E. ve Korurek, M., 'Tıp Elektroniği, 1. Baskı ', *İstanbul Teknik Üniversitesi Yayınları*, İstanbul, 4.1- 4.19 (1996)
9. İnternet: Gregory, S. R., "Electromiyography Fundamentals", <http://myweb.wvu.edu/~chalmers/EMGfundamentals.pdf> (2015).
10. İnternet: Peltier, A., "Fundamentals of Electromiyography", <http://www.mc.vanderbilt.edu/documents/neurology/files/Fundamentals%20of%20EMG%202013.pdf> (2015).

11. İnternet: Mills, K. R., "The Basics of Electromiyografi", <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1765694/pdf/v076p0ii32.pdf> (2015).
12. İnternet: T. Technology, "Basics of Surface Electromyography", <http://www.thoughttechnology.com/pdf/manuals/MAR908-03%20SEMG%20applied%20to%20physical%20rehabilitation%20and%20biomechanics.pdf> (2015).
13. Şenli, K., "EMG (Electromiyografi) Kontrollü Protez Kol Tasarımı", *Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İzmir, 1-16 (2011).
14. Erol C., "Yapay Zeka Denetimi ile EMG Sinyallerinin İşlenmesi ve Sınıflandırılması", *Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, 5-19 (2012).
15. Altınbaş, A., "EMG Sinyallerinin Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü ve Dalgacık Dönüşümü Kullanarak Analiz Edilmesi", *Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü*, Ankara, 15-25 (2007).
16. Karaca, S., "EMG Yükseltici Tasarımı", *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Samsun, 10-11, 22 (2010).
17. İnternet: B. A. Olshausen, "Aliasing", <http://redwood.berkeley.edu/bruno/npb261/aliasing.pdf> (2015).
18. İnternet: Delsys.com, "Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition", https://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Sampling1-4.pdf (2015)
19. Zardoshti-Kermani, M., Wheeler, B. C., Badie, K. ve Hashemi, R. M., "EMG Feature Evaluation for Movement Control of Upper Extremity Prostheses", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol.3, No.4, 324-333, (1995).
20. Kandemir, G., "Design and Implementation of A Device to Control A Robotic Arm by EMG Signal", *The Graduate School of Natural and Applied Sciences of Middle East Technical University*, Ankara, 11-35 (2013).
21. Bozkurt, M. R., "EMG İşaretlerinin Modern Yöntemlerle Örneklenmesi ve Sınıflandırılması", *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Sakarya, 39-46 (2007).
22. İnternet: Hagan, T. M., Demuth, H. B. ve Beale, M. H., "Neural Network Design 2nd Ed.", <http://hagan.okstate.edu/NNDesign.pdf>, (2-1)-(2-23) (2015).

23. Internet: www.mathworks.com, "Neural Network Toolbox User's Guide", http://www.mathworks.com/help/pdf_doc/nnet/nnet_ug.pdf (2015).

ÖZGEÇMİŞ

Ali AKAY 1985 yılında Balıkesir'in Sındırgı ilçesinde dünyaya geldi. İlköğrenimini Sındırgı'nın Düğüncüler Köyü'nde tamamladı. Orta öğrenimini Kütahya'nın Emet ilçesinde Emet Anadolu İmam Hatip Lisesi orta kısmında tamamladı. Lise öğrenimini ise Balıkesir Merkez Ticaret Odası Lisesinde tamamladı. 2005 yılında yerleştiği Erciyes Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümünü 2010 yılında tamamladı. Aralık 2010'dan beri ÖYP araştırma görevlisi olarak Karabük Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünde araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır.

ADRES BİLGİLERİ

Adres :Karabük Üniversitesi Mühendislik Fakültesi
Balıklar kayası mevki / KARABÜK

E-posta :aliakay@karabuk.edu.tr