T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TARAMALI EMG İLE NÖROMÜSKÜLER PARAMETRELERİN BELİRLENMESİ

N. TUĞRUL ARTUĞ

DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ELEKTRONİK PROGRAMI

DANIŞMAN
YRD. DOÇ. DR. BÜLENT BOLAT

EŞ DANIŞMAN
DOC. DR. ONUR OSMAN

İSTANBUL, 2015

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TARAMALI EMG İLE NÖROMÜSKÜLER PARAMETRELERİN BELİRLENMESİ

N. Tuğrul ARTUĞ tarafından hazırlanan tez çalışması …/.../2015 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Bülent BOLAT

Yıldız Teknik Üniversitesi

Eş Danışman

Doç. Dr. Onur OSMAN

İstanbul Arel Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Yrd. Doç. Dr. Bülent BOLAT

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Doç. Dr. Onur OSMAN

İstanbul Arel Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. Gökhan BİLGİN

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. Soner ÖZGÜNEL

Haliç Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. İmran GÖKER

İstanbul Arel Üniversitesi _____

Doç. Dr. Burcu ERKMEN

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Prof. Dr. Mehmet Barış BASLO

İstanbul Üniversitesi _____

ÖNSÖZ

Kas ve sinir hastalıkları sonucunda yaşamları daha da zorlaşan insanların hastalıklarının, teşhis ve tedavisinde bir nebze de olsa destek sağlayabilecek bu doktora tez çalışmasında bana yol gösterip desteklerini esirgemeyen danışman hocalarım Yrd. Doç. Dr. Bülent BOLAT ve Doç. Dr. Onur OSMAN' a sonsuz teşekkürleri sunarım.

Verdikleri dersler ya da öğütler olsun her zaman ufkumuzu açan ve bize yol gösteren değerli Yıldız Teknik Üniversitesi Öğretim Üyelerine de ayrı ayrı minnettarım.

Ayrıca bu tez çalışması sırasında devamlı yanımda olan, fikirleriyle bana yol gösteren, birçok şey öğreten ve cesaretlendiren sayın hocam Yrd. Doç. Dr. İmran GÖKER' e ve yoğun temposuna rağmen laboratuvarında bize yer ve zaman ayıran, güler güzünü hiç eksik etmeyen, övgüleriyle beni yücelten ve bana pek çok şey öğreten sayın Prof. Dr. Mehmet Barış BASLO hocama defalarca teşekkürler. Yardımlarınız olmasa bu çalışmayı başaramazdım.

Son olarak bu yoğun tempoda yanımda olup hayatımı kolaylaştıran ve stresli anlarımda beni anlayışla karşılayıp üstüme gelmeyen sevgili aileme sonsuz teşekkürler.

Haziran, 2015

N. Tuğrul ARTUĞ

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGE LİSTESİ viii

KISALTMA LİSTESİ ix

ŞEKİL LİSTESİ x

ÇİZELGE LİSTESİ xii

ÖZET xiii

ABSTRACT xv

BÖLÜM 1

GİRİŞ 1

1.1 Literatür Özeti 1
1.2 Tezin Amacı 7
1.3 Hipotez 7
1.4 Orijinal Katkı 9

BÖLÜM 2

ELEKTROMİYOGRAM 12

2.1 Geleneksel EMG 12
2.1.1 EMG Cihazının Genel Yapısı 13
2.1.1.1 Filtreler 14
2.1.1.2 Galvanik İzolasyon 14
2.2 Elektromiyogram İşaretinin Oluşumu 15
2.3 EMG İşaretlerini İnceleme Yöntemleri 17
2.3.1 Yüzey EMG 18
2.3.2 Tek Lif EMG 18
2.3.2.1 Tek Lif EMG Yükselteç ve Filtre Ayarları 18
2.3.2.2 Tek Lif Potansiyeli 18
2.3.3 Makro EMG 19
2.3.4 Taramalı EMG 19

2.4 EMG Ölçümünde Kullanılan Elektrotlar 20
2.4.1 Konsantrik İğne Elektrodu (KİE) 20
2.4.2 Monopolar İğne Elektrodu (MİE) 21
2.4.3 Tek Lif EMG İğne Elektrodu (TLEMG) 22
2.4.4 Makro EMG Elektrodu 23
2.4.5 Yüzey Elektrotları 23
2.5 Nöromüsküler Hastalıklar 24
2.5.1 Nörojenik Hastalıklar 24
2.5.2 Miyopatik Hastalıklar 25
2.6 EMG İşaretinin Ölçülebilir Parametreleri 26
2.7 Motor Ünitenin Fraksiyonlara Ayrılması 28
2.8 Lif Yoğunluğu 29

BÖLÜM 3

MATERYAL VE YÖNTEM 32

3.1 Materyal 32
3.1.1 Çalışma Düzeneği 32
3.1.2 Elektromiyografi Cihazı 34
3.1.3 Veri Alma Sistemi (DAQ) 35
3.1.4 Bilgisayar Sistemi ve Arayüz Yazılımı 36
3.1.5 Eyleyici 36
3.1.6 Elektrotların Bağlantısı 37
3.1.7 EMG Simülatörü v3.6 37
3.2 Yöntem 38
3.2.1 Ön İşlemler Bloğu 39
3.2.2 Öznitelik Çıkarma Bloğu 39
3.2.3 İstatistiksel Yöntemler 39
3.2.4 Akıllı Sistemlerle Sınıflandırma 41

BÖLÜM 4

NÖROMÜSKÜLER PARAMETRELERİN BELİRLENMESİ VE ANALİZİ 43

4.1 Simülasyon Verilerinin Oluşturulması ve Sınıflandırılması 43
4.1.1 Motor Ünitelerin Oluşturulması 43
4.1.2 Özniteliklerin Çıkarılması 46
4.1.3 İstatistiksel Hesaplamalar 48
4.1.4 Verilerin Sınıflandırılması 48
4.1.5 Lif Yoğunluğu Kestirimi 49
4.2 Nöromüsküler Kavşak ve Tendon Yakınından Kayıtlama 51
4.2.1 Yeni Bir Öznitelik “Pik Sayısı x Faz Süresi” 53
4.2.2 Nöromüsküler Kavşak ve Tendon Simülasyon Verisetinin Oluşturulması 53
4.2.3 Nöromüsküler Kavşak ve Tendona Ait Biyolojik Verilerin Kaydı 56
4.2.4 İstatistiksel Sonuçlar ve Yorumlar 56
4.3 EMG Cihazının Kullanılması ve Biyolojik Verilerin Kaydı 63
4.4 Taramalı EMG Kayıtları 66

4.4.1 Fraksiyonlu Motor Ünite Kaydı 66
4.4.2 İğne Elektrodun Kanülünden Kayıt 67
4.4.3 Nörojenik Hasta Kaydı 68
4.4.4 Miyopatik Hasta Kaydı 69
4.5 Verilerin İşlenmek Üzere Hazırlanması 70
4.6 Taramalı EMG Sinyal Koridorunun Belirlenmesi 71
4.6.1 Medyan Filtreleme 73
4.6.2 Dalgacık Dönüşümü 73
4.6.3 Gürültü Temizleme 77
4.6.4 Özilişki Fonksiyonundan Kesme Konumlarının Belirlenmesi 79
4.6.5 Tarama Sinyallerinin Kesilmesi 81
4.7 Özniteliklerin Çıkarılması 81
4.8 Biyolojik Veriler İçin İstatistiksel Sonuçlar 84
4.9 Biyolojik Verilerin Sınıflandırılması 89

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER 91

KAYNAKLAR 95

ÖZGEÇMİŞ 101

SİMGE LİSTESİ

L	Lif sayısı
R	Motor ünite çapı
a	ölçekleme sabiti
τ	öteleme sabitidir
dB	Desibel
fa	Alt kesim frekansı
fü	Üst kesim frekansı
µs	mikrosaniye
ms	milisaniye
m/s	metre/saniye
mm/s	milimetre/saniye
µm	mikrometre
mm	milimetre
mA	miliamper
µV	mikrovolt
mV	milivolt
mH	milihenry
MΩ	Megaohm
Hz	Hertz
KHz	Kilohertz
$s(t)$	Sinyal
$\Psi(t)$	Temel Dalgacık Fonksiyonu
$H(\omega)$	Temel dalgacık fonksiyonunun fourier dönüşümü

KISALTMA LİSTESİ

ADC	Analog Digital Converter
ALS	Amyotrofik Lateral Skleroz
ANOVA	Analysis of variance
APDD	Ayrık parametreli dalgacık dönüşümü
AZDD	Ayrık zaman dalgacık dönüşümü
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
CNE	Concentric Needle Electrode
DAQ	Data Acquisition
DC	Direct Current
DVM	Destek Vektör Makinaları
EMG	Elektromiyogram
GE	Güç Eşiği
I/O	Input/Output
Jit	Jitter
k-NN	k Nearest Neighbour
KİE	Konsantrik İğne Elektrodu
KLİH	Kas Lifi İletim Hızı
MaxAF	Maksimum Ateşleme Frekansı
MFCV	Muscle Fiber Conduction Velocity
MİE	Monopolar İğne Elektrodu
MinAF	Minimum Ateşleme Frekansı
MLP	Multi Layer Perceptron
Mr	Motor ünite yarıçapı
MSP	Motor son plak pozisyonu
MÜ	Motor Ünite
MÜAP	Motor Ünite Aksiyon Potansiyeli
RBF	Radial Basis Function
SDD	Sürekli dalgacık dönüşümü
SFEMG	Single Fiber EMG
SVM	Support Vector Machines
TLAP	Tek Lif Aksiyon Potansiyeli
TLEMG	Tek Lif EMG
USB	Universal Serial Bus
YSA	Yapay Sinir Ağları

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2. 1 EMG cihazı blok diyagramı 14
Şekil 2. 2 İstirahat halindeki kas lifi 15
Şekil 2. 3 Uyarılmış kas lifi 15
Şekil 2. 4 Trifazik kas işareti 16
Şekil 2. 5 Nöromüsküler kavşak yapısı 16
Şekil 2. 6 (A) Kavşak ve (B) tendon yakınından kayıtlama 17
Şekil 2. 7 TLAP'ların toplamından MÜAP oluşumu [32] 17
Şekil 2. 8 Tek lif EMG elektrodu 22
Şekil 2. 9 EMG işaretinin ölçülebilir parametreleri [2] 26
Şekil 2. 10 Simülatörde 3 adet kas lifinin ürettiği MÜAP 30
Şekil 3. 1 Çalışma düzeneği blok diyagramı 33
Şekil 3. 2 EMG sistemi blok diyagramı 34
Şekil 3. 3 EMG simülatörü ana ekranı 38
Şekil 3. 4 Yöntem blok diyagramı 38
Şekil 3. 5 İstatistiksel test seçimi algoritması 40
Şekil 3. 6 Temel YSA bloğu 41
Şekil 4. 1 Normal bir motor ünitenin lif dağılımı 44
Şekil 4. 2 Nörojenik bir motor ünitenin lif dağılımı 45
Şekil 4. 3 Miyopatik bir motor ünitenin lif dağılımı 46
Şekil 4. 4 Tanımlanan özniteliklerin gösterimi 47
Şekil 4. 5 MLP ağı yapısı 48
Şekil 4. 6 Normal bir birey ile nörojenik bir hastanın temsili motor son plak yapısı 52
Şekil 4. 7 Motor ünite bölgesi içindeki MÜAP kayıt noktaları 54
Şekil 4. 8 İğne elektrodun nöromüsküler kavşak ve tendon yakınındaki konumları 54
Şekil 4. 9 (A) Normal, (B) Nörojenik, (C) Miyopatik MÜAP kavşak ve tendondaki kayıtları 58
Şekil 4. 10 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için kavşak ve tendonda hesaplanan MÜAP maksimum genlik değerleri ve kayıt noktasına göre farkları 58
Şekil 4. 11 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için kavşak ve tendonda hesaplanan MÜAP (A) faz süresi ve (B) pik sayısı ile bu değerlerin kayıt noktasına göre farkları 59
Şekil 4. 12 Üç grup için (A) kavşak ve (B) tendonda pik sayısı x faz süresi (adet x ms) histogramları 59

Şekil 4. 13 Taramalı EMG aparatı ve adım motoru 63
Şekil 4. 14 Adım motoru kontrol yazılımı 64
Şekil 4. 15 Zamansal olarak kilitlenmiş MÜAP 65
Şekil 4. 16 Taramalı EMG ile normal motor ünite kaydı 66
Şekil 4. 17 Taramalı EMG ile fraksiyonlu normal motor ünite kaydı 67
Şekil 4. 18 Taramalı EMG ile iğne elektrodun kanülünden kayıt 67
Şekil 4. 19 Taramalı EMG ile nörojenik hasta kaydı (izometrik) 68
Şekil 4. 20 Taramalı EMG ile nörojenik hasta kaydı (tepeden) 69
Şekil 4. 21 Taramalı EMG ile miyopatik hasta kaydı 70
Şekil 4. 22 Biyolojik veriden işaretleri çıkarma algoritması 71
Şekil 4. 23 Taramalı EMG sinyal koridoru 72
Şekil 4. 24 Taramalı EMG sinyal koridorunu belirleme algoritması 73
Şekil 4. 25 Dalgacık fonksiyonu ve Fourier dönüşümü 75
Şekil 4. 26 Dalgacık ile çoklu çözünürlük analizi algoritması [77] 77
Şekil 4. 27 Sert ve yumuşak eşik fonksiyonları 78
Şekil 4. 28 Daubechies dalgacık fonksiyonu 79
Şekil 4. 29 EMG işareti üzerinde dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme 79
Şekil 4. 30 Bir EMG sinyali için özilişki fonksiyonu 80
Şekil 4. 31 Tarama sinyallerinin kesileceği konumları belirleme algoritması 81
Şekil 4. 32 Kırpma filtresi öncesi ve sonrası tarama sinyali 82
Şekil 4. 33 2 KHz filtreleme ve gürültü temizleme öncesi tarama sinyali 83
Şekil 4. 34 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP maksimum genlik değerleri 85
Şekil 4. 35 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP faz süresi değerleri 86
Şekil 4. 36 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP pik sayısı değerleri 86
Şekil 4. 37 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP maksimum genlik x faz süresi değerleri 87
Şekil 4. 38 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP pik sayısı x faz süresi değerleri 88
Şekil 4. 39 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP sinyal koridoru dış gücü / sinyal koridoru iç gücü değerleri 88
Şekil 4. 40 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP sinyal koridoru dışı pik sayısı değerleri 89

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 4. 1 Sınıflara göre istatistiksel değerler [Ort. ± Std. Sap.]..... 48
Çizelge 4. 2 MLP ve RBF için 5 katlamalı çapraz doğrulama sonuçları..... 49
Çizelge 4. 3 SVM ve k-NN için 5 katlamalı çapraz doğrulama sonuçları..... 49
Çizelge 4. 4 Lif sayılarının ortalaması ile bulunan lif yoğunlukları için ortalama karesel hata değerleri..... 50
Çizelge 4. 5 En küçük kareler yöntemi için ortalama karesel hata değerleri..... 51
Çizelge 4. 6 Lif yoğunluğu ortalamaları..... 51
Çizelge 4. 7 Motor üniteler ve kas liflerinin parametreleri..... 55
Çizelge 4. 8 MÜAP öznitelikleri için alınan değerler [Ort. ± Std. Sap. (min-max)]..... 57
Çizelge 4. 9 Çeşitli filtre alt kesim frekansları için pik sayıları [Ort. ± Std. Sap. (min-max)]..... 60
Çizelge 4. 10 Biyolojik veriler için alınan değerler [Ort. ± Std. Sap. (min-max)]..... 60
Çizelge 4. 11 Biyolojik veriler için alınan değerler [Ort. ± Std. Sap. (min-max)]..... 84
Çizelge 4. 12 MLP ve RBF için 4 katlamalı çapraz doğrulama sonuçları..... 90
Çizelge 4. 13 SVM ve k-NN için 4 katlamalı çapraz doğrulama sonuçları..... 90
Çizelge 4. 14 MLP için 4 katlamalı çapraz doğrulama hata matrisleri..... 90

ÖZET

TARAMALI EMG İLE NÖROMÜSKÜLER PARAMETRELERİN BELİRLENMESİ

N. Tuğrul ARTUĞ

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Bülent BOLAT

Eş Danışman: Doç. Dr. Onur OSMAN

Bu tez çalışması ile amaçlanan taramalı EMG yöntemi kullanılarak nöromüsküler hastalıkların ayırıcı tanısına katkıda bulunabilecek yeni öznitelikleri bulabilmektir. Taramalı EMG yöntemi, kas liflerinden ve o lifleri inerve eden motor nörondan oluşan motor ünitenin organizasyonunu anlamak, elektriksel aktivitesinin geçici ve uzamsal özelliklerini görebilmek için geliştirilmiş deneysel bir tekniktir.

Nöromüsküler hastalıklar üzerine hem simülasyon verileriyle hem de biyolojik verilerle çalışmalar yapılmıştır. Nöromüsküler hastalıkların özelliklerine ve EMG işaretlerinin davranışına göre yedi öznitelik çıkarılmıştır. Bunlar sırasıyla maksimum genlik, faz süresi, pik sayısı, maksimum genlik x faz süresi, pik sayısı x faz süresi, sinyal koridoru dışındaki gücün sinyal koridoru içindeki güce oranı ve sinyal koridoru dışındaki pik sayısıdır.

Tarama sinyallerinin toplamının özilişki fonksiyonunun sinyallerin aktivite koridorunun belirlenmesinde etkili olduğu ve aktivite koridorunun faz süresinin belirlenmesinde kolaylık sağladığı gösterilmiştir. Özniteliklerin doğru hesaplanabilmesi için dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme ve pencereleme yöntemi önerilmiştir. Bu sayede faz süresi ve pik sayısı öznitelikleri daha kolay hesaplanmaktadır. Pik sayısının hesaplanması için sinyallerin 2 KHz alt kesim frekansı olan yüksek geçiren filtreden geçirilmesinin hesaplamayı kolaylaştırdığı tespit edilmiştir.

Maksimum genlik ve maksimum genlik x faz süresi özniteliklerinin nörojenik hastalık için anlamlılık derecesinde farklı olduğu bulunmuştur. Diğer öznitelikler ise ANOVA testi sonucunda tüm gruplar için anlamlılık derecesinde farklıdır.

Bu özniteliklerin hangilerinin ayırıcı tanıya daha fazla katkısı olduğu belirlenmiş ve içerisinde normal bireyler ile hastaları içeren bir veriseti kullanılarak çok katmanlı algılayıcı (MLP), radyal temelli fonksiyon ağları (RBF), destek vektör makinaları (SVM) ve k en yakın komşuluk (k-NN) algoritmalarıyla sınıflandırma yapılmıştır. Yapılan sınıflandırma sonucu en yüksek değer MLP ağı ile %85 olarak alınmıştır.

Ayrıca iğne elektrodun kayıt konumunun alınan sinyallere etkisi araştırılmıştır. Özniteliklerin hastalığın türüne göre iğnenin tendon yakınına konumlandırılmasıyla değiştiği gösterilmiştir. Yapılan simülasyon çalışmasında yeni bulunan özniteliklerden biri olan pik sayısı x faz süresi'nin miyopatik hastalıklar için tendon yakını kayıtlarda oldukça belirleyici olduğu sonucuna varılmıştır. Tendona yakın kayıt alınarak faz süresinin uzadığı biyolojik veriler ile de gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Elektromiyografi, taramalı EMG, nöromüsküler hastalıklar, öznitelik çıkarma, motor ünite aksiyon potansiyeli, kas, tendon, konsantrik iğne

ABSTRACT

DETERMINING NEUROMUSCULAR PARAMETERS WITH SCANNING EMG

N. Tuğrul ARTUĞ

Department of Electronics and Communications Engineering

PhD. Thesis

Adviser: Asst. Prof. Dr. Bülent BOLAT

Co-Adviser: Assoc. Prof. Dr. Onur OSMAN

In this thesis study, it is aimed to find new features that support the differential diagnosis of neuromuscular diseases. Scanning EMG is an experimental method developed for understanding motor unit organization and for observing temporal and spatial characteristics of motor unit's electrical activity. Motor unit consists of motor neuron and muscle fibers that are innervated by its motor neuron.

Both simulation and biological data on neuromuscular diseases are considered in this study. Seven features are extracted by specifications of neuromuscular diseases and characteristics of EMG signals. These features are maximum amplitude, phase duration, the number of peaks, maximum amplitude times phase duration, number of peaks times phase duration, the signal corridor outside power to signal corridor inside power ratio and the number of peaks outside the signal corridor.

The autocorrelation function of the sum of scanning EMG signals is effective on determining the activity corridor of these signals and phase duration can be determined easier by using the activity corridor. Wavelet transform based noise reduction and windowing method are proposed for calculating the features correctly. By this method, phase duration and the number of peaks should be able to calculate easier. It is confirmed that if the signals are filtered by a high pass filter with a cut off frequency of 2 KHz, calculation of the number of peaks should be easier.

While maximum amplitude and maximum amplitude times phase duration are found to be significant for diagnosing neurogenic diseases, other features are found to be significant for all groups by ANOVA test.

It is determined that which features are more effective for differential diagnosis and the dataset that contains normal people and patients is classified using multi layer perceptron (MLP), radial basis function network (RBF), support vector machines (SVM) and k nearest neighbor algorithm (k-NN). The best accuracy is obtained as 85% with MLP network.

Moreover the effect of needle electrode's position to the signals is investigated. It is shown that the features change by the type of neuromuscular diseases when the needle is placed near the tendon. In the simulation study, the new feature named as number of peaks times phase duration is found strongly distinctive for myopathic diseases when the signal is recorded near tendon. Also in biological data, It is shown that the phase duration is prolonged near tendon recordings.

Keywords: Electromyography, scanning EMG, neuromuscular diseases, feature extraction, motor unit action potential, muscle, tendon, concentric needle

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Günümüzde dünyanın her yerinde çoğu zaman farkında bile olmadığımız milyonlarca hasta insan yaşamaktadır. Şu an hasta olmamamız ileride hasta olmayacağımız anlamına gelmez. Kas ve sinir hastalıkları, kısaca nöromüsküler hastalıklar yaşamımızı olumsuz yönde etkileyen, yaşam kalitemizi düşüren hastalık gruplarından biridir. Sosyal medyanın da etkisiyle artık oldukça bilinen amyotrofik lateral skleroz (ALS) hastalığı nöromüsküler hastalıklara bir örnek olarak verilebilir. Bir fizik dehası olan Stephen Hawking de bu hastalıktan muzdariptir. Bu çalışma nöroüsküler hastalıkların ayırıcı tanısına bir nebze de olsa destek olacak ve hastalıkların seyrini kolaylaştırabilecektir.

1.1 Literatür Özeti

Nöromüsküler hastalıklar kas sinir sitemini etkileyen hastalıklardır. Bu hastalıklar sinirin veya kasın bir kısmını etkileyebilirler ve iskelet kasların fonksiyonlarını bozabilirler. Bu hastalıklar motor ünitenin dört temel özelliği ile ayırt edilir. Bunlar motor nöronun hücre gövdesi, aksonu, nöromüsküler eklemi veya motor nöron tarafından inerve edilen kas lifleridir [1].

Tek bir motor nöron tarafından inerve edilen kas liflerine ve motor nöronun kendisine motor ünite (MÜ) denir. Motor ünite iskelet kasların temel bir ünitesidir. Her kas lifi sadece tek bir motor ünite tarafından inerve edilir. Motor nöron, motor nöronun miyelin kılıfı, bu nöron tarafından inerve edilen kas lifleri ve motor nöron arasındaki nöromüsküler eklem beraber motor üniteyi oluşturur. Motor ünite aktivitesini belirleyen etkenler motor ünite bölgesinin ara kesiti, kas liflerinin sayısı, lif yoğunluğu,

liflerin türü, ateşleme frekansı, liflerin uzunluğu, liflerin çapları ve motor son plağının konumu gibi değişkenlerdir [2], [3].

İstemli kasılma sırasında, kas lifleri tek tek aksiyon potansiyelleri üretir. Bu potansiyellere tek lif aksiyon potansiyelleri (TLAP) denir. Kasılma olduğunda veya dışarıdan bir uyarı verildiğinde motor ünite kendisine ait olan tüm lifler tarafından üretilen elektriksel aktivitelerin toplamı olan aksiyon potansiyelleri üretir. Bu aksiyon potansiyeline motor ünite aksiyon potansiyeli (MÜAP) denir [4 - 10].

Sağlıklı bir bireyde MÜAP'ların frekans aralığı konsantrik iğne elektrot ile kaydedildiğinde 10 Hz ile 10 KHz arasında değişir. Genlikleri 200 µV ile 3 mV arasında ve faz süresi de 3 ile 15 ms arasında değişir [6], [11], [12].

Nöromüsküler hastalıklarda kas liflerinin yoğunluğu ve lif kümelenmesinin değişim gösterdiği teorik olarak kabul görmektedir. Bunun yanı sıra klinik uygulamalarda nöromüsküler hastalıkların incelenmesi için lif yoğunluğu ölçümleri kullanılmaktadır [13].

Kasları inerve eden sinirleri etkileyen nöromüsküler hastalıklara nörojenik hastalıklar denir. Kasları etkileyen nöromüsküler hastalıklara ise miyopatik hastalıklar denir [14].

Nörojenik bir hastada motor üniteyi inerve eden motor nöron fonksiyonunu yitirir. Komşu motor nöron bu motor üniteyi yeniden fonksiyonel kılmak için motor üniteyi reinerve eder. Nöromüsküler iletimin düzensiz olması sebebiyle motor ünite potansiyelinin salınımı artar. Yeni bileşenler motor ünite potansiyeline eklenir ve dolayısıyla genlik artar, faz süresi daha uzun olur. Kolateral reinervasyonun sonucu olarak motor ünitelerdeki kas lifi sayısı artar ve bazı noktalarda liflerde kümelenme meydana gelmektedir. Motor ünite potansiyelinin genliği normal bir bireyin ortalamasına oranla 10 kat daha fazla olabilir [15].

Miyopatik hastalıkta kas lifleri dejenere olduğundan lif yoğunluğu az olmakla birlikte lif çapları da değişken olmaktadır. Ayrıca motor ünite çapı da küçülmektedir. Miyopatik bir kas, hastalığın türüne bağlı olarak sıkça spontane aktivite çeşitleri göstermektedir. Motor ünite potansiyelleri çok fazlıdır ve süre daha kısadır. Genlik genelde az olmakla birlikte bazen normal bireyinkine yakın da olabilmektedir. Nadiren yüksek genlikli motor ünite potansiyelleri de mevcuttur fakat kısa sürelidir [15].

Bu kas hastalıklarını inceleyebilmek için ilgili kaslardan bir ölçüm yapılması gerekmektedir. Bu ölçüm doğru elektrotlar ve bir ölçüm düzeneği yardımıyla yapılabilmektedir. Kaydedilen bu işaretlere elektromiyogram (EMG) işaretleri denir.

E. Kugelberg 1949 yılında yapmış olduğu çalışmada hastalığın ilerleyen safhalarında nörojenik hastalığa kıyasla miyopatik hastalıkta pik sayısının daha azaldığını kanıtlamıştır. Ayrıca miyopatik hastalıklarda faz süresinin daha kısa olduğunu göstermiştir [16]. Bu çalışma nöromüsküler kavşak yakınından yapılan kayıtları içermektedir. Tendon yakınından alınacak kayıtlarda işaretlerin davranışından bahsedilmemiştir.

E. Kugelberg ve arkadaşlarının yaptığı çalışma deneysel olarak reinerve edilen fare kasları üzerinedir. Reinerve edilmiş kas liflerinin motor ünitedeki dağılımını göstermişlerdir. Ayrıca bu çalışma norojenik hastalıklarda motor ünite aksiyon potansiyelindeki değişimleri açıklamada yardımcı olmuştur. Lif sayısının arttığı, kolateral filizlenmenin ise sadece o motor ünite bölgesinde yer aldığı ve başka bir bölgeye sıçramadığı görülmüştür [17].

Nöromüsküler hastalıkların tespit edilmesi için kliniksel yöntemler uygulanmaktadır. Bu hastalıkların tam anlamıyla kesin ve hızlı bir şekilde tanımlanabilmesi için yapılabilecek çalışmalar ise hala mevcuttur. Hastalık teşhisine katkısı olabilecek bir diğer teknik de taramalı EMG yöntemidir.

Taramalı EMG motor ünitenin topografisini daha iyi anlamak için motor ünitenin elektriksel aktivitesinin geçici ve uzamsal özellikleri üzerinde çalışabilmek için geliştirilen deneysel bir tekniktir. Birçok farklı çalışmada tek başına veya başka tekniklerle birleştirilerek kullanılmıştır [11], [15], [18].

Taramalı EMG Stålberg ve Antoni tarafından 1980'de MÜ organizasyonunu araştırmak için uygulanmıştır. Bu amaç için motor ünitenin elektrofizyolojik bir kesiti alınmıştır [19].

Hilton-Brown ve Stålberg taramalı EMG'yi kas gelişme sorunu olan hastalarda Tek lif EMG (TLEMG) ile birlikte kullanmıştır. Bu çalışmanın amacı EMG değişimlerinin sadece kas lifi kaybından değil ayrıca yenilenme sürecinden dolayı nörojenik bileşenlerden de olduğunu ortaya çıkarmaktır. TLEMG vasıtasıyla lif yoğunluğu ve jitter

parametrelerindeki değişimleri incelediler. Bölgesel lif gruplanmasının motor ünite bölgelerinde sessiz bölgelerle sonuçlanmasını göstermiş oldular [20].

Başka bir çalışmada Hilton-Brown ve Stålberg taramalı EMG'yi kas gelişme sorunu olan hastalarda Makro EMG ile motor ünite bölgesindeki aktivite dağılımını incelemek için kullandılar. Motor ünitenin boyutu ve kas yoğunluğu üzerine çalıştılar. Konsantrik iğne EMG'sinde miyopatik bozukluklarda daha küçük motor ünite bulunduğunu bilgisine ulaşılmıştır. Makro EMG çalışması sonucu elde edilen bulgular, bölgesel lif gruplanmasının sessiz bölgelerle birleşiminin dejenerasyondan veya sonraki yenilenmelerden olduğunu göstermektedir [21].

Bir diğer çalışmada ise Stålberg ve Diószeghy sağlıklı, nörojenik ve miyopatik kişilerin tibialis ön ve biseps brakiyal kaslarından kayıtlar almışlardır. Bu üç grubu karşılaştımaları sonucunda taramalı EMG sayesinde normal hastalık gruplarındaki kişilerin kas liflerinin hastalık türlerine göre olan düzenini doğruladılar [22].

Gootzen, Vingerhoets ve Stegeman taramalı EMG metodunu kuadriseps kaslarının motor ünitelerinin yapısını incelemek için kullandılar. Çalışmayı sağlıklı bir grup, nörojenik hastalığı olan bir grup ve miyopatik hastalığı olan bir grup ile yaptılar. Sonuçta miyopatik hastaların motor ünite bölgesi daha küçük, nörojenik hastalarınki ise daha büyük çıkmıştır [23].

Göker ve diğerleri nörolojik bozukluklarda motor ünitenin elektriksel aktivitesini görüntülemek ve motor ünitelerdeki değişimi gözlemlemek için deneysel bir taramalı EMG sistemi tasarlamışlardır. Sistemde elektrot olarak konsantrik iğne elektrodu kullanılmış ve juvenil miyoklonik epilepsi hastalığında daha büyük motor ünitelerin varlığına dair bulgulara ulaşmışlardır [24].

Göker ve arkadaşlarının bir başka çalışmasında motor ünite bölgelerinin elektrofizyolojik kesitlerini incelemek amacıyla taramalı EMG metodunu kullanarak juvenil miyoklonik epilepsi ve kas zayıflaması olan hastalarla normal hastaları incelemişlerdir. Bu üç grubun motor ünite bölgelerinin kesit uzunlukları ve her motor ünitenin maksimum genlikleri incelenmiştir. İki hastalık grubunda da normal bireylere göre daha büyük motor ünite bölgeleri tespit etmişlerdir [25].

Bir diğer çalışmada ise Göker ve diğerleri makine öğrenme algoritmaları kullanarak taramalı EMG yöntemiyle elde edilen juvenil miyoklonik epilepsi verilerini sınıflandırmışlardır. İleri beslemeli sinir ağları, destek vektör makinaları, karar ağaçları gibi yöntemler kullanılmıştır ve yüksek bir sınıflandırma başarısı elde etmişlerdir [26].

Elektrot iğnesinin konumu kaydedilen sinyallerin formunu oldukça etkilemektedir. Elektrot motor son plak kuşağına yakın kayıt alıyorsa EMG işaretinin başlangıcındaki negatif defleksiyon süresi çok kısadır. Motor son plağından uzaklaştıkça bu süre artacaktır. Tendon yakınına gelindiğinde ise bu süre maksimum olmaktadır [27 - 31]. Nöromüsküler kavşak yakınından yapılan kayıt ile tendon yakınından yapılan arasında MÜAP'ın kat edeceği mesafe farklıdır. Ayrıca TLAP'ların hızları kas liflerinin çaplarıyla orantılı olarak değişmektedir [32]. Kas lifi çapları arasındaki en büyük değişkenlik miyopatik hastalık grubundadır.

Literatürde nöromüsküler kavşağın uzağında yapılan kayıtlamalar konusunda bazı çalışmalar bulunmaktadır. 1988'de Nandedkar ve diğerleri konsantrik iğne elektrodu kullanarak MÜAP'lar kaydetmiş ve normal motor üniteler simüle etmişlerdir. Kayıtlar nöromüsküler kavşak yakınından daha uzak konumlarda alınmış ve çeşitli MÜAP öznitelikleri belirlenmiştir. İki farklı çalışma yapmışlardır. İlkinde motor son plağının 2 cm ilerisinden ölçüm yapılmış daha sonra iğne elektrodun alma bölgesi arttırılarak bir kez daha ölçüm alınmıştır. İkinci çalışmalarında 40, 60, 80 ve 100 kas lifi içeren motor ünitelerden motor son plağın 10, 20 ve 30 mm mesafe uzağından kayıtlar yapmışlardır [32]. Alma bölgesi büyüdükçe MÜAP'a katılan lif sayısı artmıştır ve sürenin de uzadığını bulmuşlardır.

Faz süresinin motor ünitede bulunan lif sayısıyla yüksek bir korelasyonu olduğunu ve iğnenin merkezinin en yakın kas lifine olan uzaklığının süreyi etkilemediğini belirtmişlerdir. Çalışmalarında kullandıkları modelde çok dar bir motor son plak belirlediklerini ve lif çaplarının %90'ının 40-60 mm arasında seçildiğini belirtmişlerdir.

Bir başka çalışmada Nandedkar ve diğerleri motor ünite bölgesinde iğne elektrodun kas liflerine yakın veya uzak olmasına göre MÜAP özniteliklerini incelemişlerdir. MÜAP'lar normal bireylerle, nörojenik ve miyopatik hastaların biseps kasından kaydedilmiştir [33]. Kayıt bölgelerinin birbirine uzaklığı net olarak belirtilmemiş olup sadece yakın ve

uzak olarak nitelendirilmiştir. Bu çalışma tek bir elektrot ile yapılmış olup, faz süresi iki farklı klinisyen tarafından belirlenmiştir. Faz süresinin uzak bölgeye gidildiğinde %8 azaldığını belirtmişlerdir.

Nandedkar ve Sanders 1989'da motor ünite aksiyon potansiyelleri hakkında bir simülasyon çalışması yapmışlardır. Bu çalışmada öncelikle normal bir motor ünite tasarlanmış ardından bu ünitenin özellikleri değiştirilerek dört farklı miyopati modeli oluşturulmuştur. Bu motor ünite modelleri için MÜAP'lar nöromüsküler kavşaktan üç farklı mesafede kaydedilmiştir. Kompleks yapıya sahip MÜAP'ların oluşturulabilmesi için hem lif kaybının hem de lif çapı değişkenliğinin artması gerektiği sonucuna varmışlardır [34]. Fakat oluşturulan bu miyopati modellerine ait MÜAP'ların nöromüsküler kavşağa olan kayıt mesafesine olan etkisi incelenmemiştir.

Falck ve diğerleri sağlıklı bireyleri içeren bir grubun biseps kaslarından kayıt bölgesinin MÜAP'lara etkisini araştırmak için dört farklı bölgeden kayıt almışlardır. Bunlar sırasıyla orta yüzeyel, orta derin, uzak yüzeyel ve uzak derindir. Orta yüzeyel ile uzak derin arasında MÜAP öznitelikleri açısından anlamlı fark bulmuşlardır. Nöromüsküler kavşağın yakınından yapılan kayıtların MÜAP saçaklanmasının ve faz süresinin, nöromüsküler kavşağın 20 mm uzağından yapılan kayıtlanmaya göre daha az olduğunu göstermişlerdir [35]. Bu çalışma biyolojik veri içermesi açısından oldukça önemlidir fakat hiç hasta verisi içermemektedir. Bu çalışmada alınan kayıtların aynı motor üniteden alınmasını garanti edecek bir yöntem kullanılmamıştır. Çalışmanın tartışma kısmında Kaiser ve Petersen'in faz süresi konusunda motor son plak kuşağından uzaklaştıkça arttığı fakat derinlik ile değişmediği bilgisini verdiklerini belirtmişlerdir [36].

Stålberg ve Karlsson 2001 yılında normal bir kas modeli kullanarak bir simülasyon çalışması yapmışlardır. Kayıt bölgesinin öznitelikler üzerine mesafe ile olan etkisini göstermişlerdir. Kayıtlar nöromüsküler kavşaktan itibaren 10 mm'lik adımlarla, toplam 6 adım gidilerek alınmıştır. Elektrot tendona doğru yaklaştıkça MÜAP genliğinin azaldığını, faz süresinin ve faz sayısının arttığını göstermişlerdir [37]. Bu çalışma normal motor ünite modelleri içermekte olup patolojik veri içermemektedir.

Brownell ve Bromberg 2007'de iğne elektrodun kas içindeki konumunun etkilerini araştırmışlardır. Normal bir motor ünite simüle etmek için iki farklı model kullanmışlardır. Elektrodu tendona taşımakla genlik ve alan özniteliklerinde anlamlı bir azalma tespit etmişlerdir. Faz sayısı ise belirgin bir biçimde artmıştır. Faz süresi ise artmış olmasına rağmen anlamlılık kriteri dışındadır. Ayrıca 5 sağlıklı, 5 amyotrofik lateral skleroz hastası ve 1 dermatomiyozit hastasının biseps kasından da MÜAP kaydetmişlerdir. MÜAP kayıtlarındaki değişimin biyolojik veriler için elektrot pozisyonuyla çok fazla belirgin olmadığını belirtmişlerdir [38]. Yapılan çalışmada faz süresi bir yazılım tarafından hesaplanmaktadır. Yazılım sadece 200 µV ve üzeri genliğe sahip MÜAP'ları kabul etmektedir. Ayrıca dönüş ve fazlarda da 25 µV kriteri koyulmuştur ve daha düşük değerler kabul edilmemiştir.

1.2 Tezin Amacı

Taramalı EMG yöntemi rutin klinik incelemelerde standart olarak kullanılmamaktadır. Bu yöntem için halihazırda herhangi bir aparat veya modül de bulunmamaktadır. Daha çok araştırma veya deneysel çalışmalarda kullanılmaktadır. Bu çalışmanın amacı taramalı EMG yöntemi ile nörojenik ve miyopatik hastalıkların tanısında yardımcı olacak ölçüm yöntemlerini belirlemek ve bu hastalıklar için ayırıcı tanıya katkıda bulunabilecek yeni öznitelikleri çıkarmaktır. Bu özniteliklerin ayırıcı tanıya etkisi araştırılarak en iyi özniteliklerin seçilmesi sağlanacak ve bu öznitelikler aracılığıyla hastalık türleri sınıflandırılacaktır. Ayrıca tendon yakınından yapılacak olan kayıtlar ile hastalık türlerinin özniteliklerinin değiştiğini göstermek amaçlanmaktadır.

1.3 Hipotez

Taramalı EMG yöntemi ile kaydedilen tarama sinyallerinin toplamının özilişki fonksiyonunun işaretlerin faz süresinin belirlenmesiyle ilişkili olduğu öngörülmektedir.

Maksimum sinyal süresinin bu şekilde belirlenerek faz süresinin ve pik sayısını bu süre içerisinde hesaplanabileceği beklenmektedir.

Faz süresi özniteliğinin, maksimum sinyal süresi penceresinde kalan sinyalin maksimum genliğinin solundaki ve sağındaki son yerel minimum arasında kalan zaman olarak hesaplanmasıyla, hesap yükü anlamında daha kolay olacağı öngörülmektedir.

Pik sayısı özniteliğinin 2 KHz alt kesim frekansı olan yüksek geçiren filtre ile filtrelenmesiyle uzaktan gelen potansiyelleri süzerek daha kolay sayılabileceği beklenmektedir.

Nöromüsküler kavşak yakınından yapılacak olan kayıtlarda yüksek genlik ve faz süresi veren nörojenik hastalıklar için *Genlik x faz süresi* özniteliğinin bu hastalığın ayırıcılığını daha da arttıracağı beklenmektedir.

Miyopatik hastalıklara ait sinyal kayıtlarında erken katılım sebebiyle inceleme altındaki motor ünite dışında da oldukça fazla sayıda motor ünite aktif olmaktadır. Bu sebepten maksimum sinyal süresinin dışında kalan sinyalin gücünün bu süre içinde kalan sinyalin gücüne oranının miyopatik hastalıklar için ayırıcılığı arttıracağı beklenmektedir.

Benzer biçimde yine miyopatik hastalıkların sinyal kayıtlarında faaliyet fazla olduğundan maksimum sinyal süresinin dışında kalan piklerin sayısının hastalığın tanısında ayırıcılığı arttıracağı düşünülmektedir.

Nöromüsküler hastalıkların özelliklerine ve EMG işaretlerinin davranışına göre öznitelikler çıkarılarak bu özniteliklerden faydalanılarak hastalıkların sınıflandırılabileceği ve hekimler için önemli olan parametrelerin sayısal değerlerinin hesaplanabileceği öngörülmektedir.

Tanımlanmış olan parametreler ve referans değerler nöromüsküler kavşak yakınından kayıtlamalar için geçerlidir. Tendon yakınından yapılacak olan kayıtlarda kas lifi çapları arasındaki değişkenliğin EMG işaretinin ölçülebilir parametrelerine doğrudan etki edeceği ve özellikle miyopatik hastalıklarda faz süresinin uzamasına ve pik sayısının artmasına neden olacağı beklenmektedir. Bu nedenle *Pik sayısı x faz süresi'nin* ayırt edici bir öznitelik olması beklenmektedir.

1.4 Orijinal Katkı

Taramalı EMG yöntemi ile kaydedilen biyolojik sinyaller üzerinde yapılan çalışma sonucu tarama sinyallerinin toplamının özilişki fonksiyonu ile hesaplanan sürenin faz süresi özniteliğini kapsadığı bulunmuştur. Bulunan bu süre ile tarama sinyallerinin arka arkaya dizilip faaliyet gösterdiği koridor bulunmaktadır. Böylece inceleme altındaki motor ünite dışında üretilen elektriksel faaliyetler inceleme dışında bırakılabilmektedir. Ayrıca faz süresi özniteliği ve pik sayıları bu süre içerisinde hesaplanabilmektedir.

Literatürdeki faz süresinin aksiyon potansiyelinin temel çizgiden saptıktan sonra yeniden temel çizgiye dönüşüne göre hesaplanmasında, nöromüsküler kavşakların iğneye olan mesafesi sinyalin temel çizgiye olan dönüşünü uzatabilmektedir. Maksimum sinyal süresi penceresinde (sinyal koridoru), faz süresi özniteliğinin maksimum genliğin solundaki ve sağındaki son yerel minimumlar arasında hesaplanmasının daha kolay olduğu görülmüştür.

Motor ünitenin taranmasıyla kaydedilen sinyaller konsantrik iğnenin alma bölgesinin boyutu sebebiyle uzaktan gelen potansiyelleri de içermektedir. MÜAP'lar bu potansiyellerin toplamından oluştuğundan zaman zaman pikleri ayırt etmek zor olmaktadır. Bu sinyallerin 2 KHz alt kesim frekansı olan yüksek geçiren bir filtre ile filtrelenmesiyle uzaktan gelen potansiyellerin süzülerek piklerin daha kolay bir şekilde sayılabildiği gösterilmiştir.

Nörojenik hastalıklarda nöromüsküler kavşak yakınından kayıt yapıldığında maksimum genlik ve faz süresi özniteliği yüksek çıktığından yeni türetilen *Genlik x faz süresi* özniteliği bu hastalık türü için ayırıcılığı arttırmıştır.

Miyopatik hastalıklarda motor ünitedeki kas liflerinin kaybı nedeniyle normal bir bireye oranla üretilen güç daha azdır. Aynı seviyedeki gücü üretebilmek için daha fazla sayıda motor ünite aynı anda ateşlenir. Bu sebepten sinyal kayıtlarında çok daha fazla sayıda motor ünite aktiftir. Buna erken katılım adı verilmektedir. Nörojenik hastalarda ise motor nöronda sorun olduğundan ilgili motor ünite ölmüştür ve toplam motor ünite sayısı azalmıştır. Sinyal kayıtlarına bakıldığında ilgilenilen motor ünite dışındaki konumlarda pek fazla faaliyet görülmemektedir. Bu sebepten sinyal koridoru içerisinde

kalan sinyalin gücü ile sinyal koridoru dışında kalan sinyalin gücünün birbirine oranı ile çıkan değer tüm gruplar için ayırıcılığı arttırmıştır.

Sinyal koridoru dışında kalan pikler sayıldığında ise yine yukarıda anlatılan sebepler dolayısıyla bu öznitelik de hastalıkların ayırıcı tanısına katkıda bulunmuştur.

Kayıt elektrodunun konumunun öznitelikler üzerindeki etkisi araştırılmış ve bazı sonuçlara ulaşılmıştır. Simülasyon çalışmalarında nöromüsküler kavşaktan tendon yakınına doğru iğnenin konumun değişmesiyle maksimum genlik özniteliği normal, nörojenik ve miyopatik gruplar için hepsinde azalmıştır. Faz süresi özniteliği ise tüm gruplarda uzarken en fazla uzamayı miyopatik hastalık grubu göstermiştir. Kavşak yakını kayıtlamalarda en uzun faz süresi nörojenik hastalıklardayken, tendon yakını kayıtlamalarda en uzun süre ayırıcı bir şekilde miyopatik hastalık grubundadır. Motor son plak kuşağının dağınıklığından çok lif çaplarındaki değişkenlik süreye daha fazla etki etmektedir. Pik sayısı özniteliği ise tendon yakını kayıtlamalarda tüm gruplar için artmıştır. Yine faz süresi özniteliğindeki gibi en fazla pik sayısı kavşak yakını kayıtlamalarda nörojenik hastalıklardayken, tendon yakını kayıtlamalarda en fazla pik sayısı miyopatik hastalık grubunda görülmüştür. Bu sebepten yeni tanımlanan *Pik sayısı x faz süresi* özniteliği tendon yakını kayıtlamalarda miyopatik hastalık grubu için oldukça ayırıcı olmaktadır. Normal bireylerden alınan biyolojik kayıtlarda da bu çalışmayı destekler şekilde tendon kayıtlarında maksimum genlikte azalma, faz süresinde uzama, pik sayısında ise artma belirlenmiştir. Yapılan çalışma ile tendon yakınından yapılan kayıtlamaların özniteliklere olan etkisi gösterilmiştir.

Nandedkar ve diğerlerinin [32] yapmış oldukları çalışmada çok dar bir motor son plak belirlediklerinden, tüm kas liflerinden gelen TLAP'lar iğneye benzer zamanlarda ulaşacağından sürede fark olmaması beklenen bir durumdur. Ayrıca kas liflerinin çaplarının değişkenliğini de çok düşük tutuklarından sürede bir uzama görmemişlerdir.

Nandedkar ve diğerlerinin yapmış olduğu bir diğer çalışmada [33] kayıt bölgeleri yakın ve uzak olarak nitelendirilmiş ve net bir mesafe bilgisi paylaşılmamıştır. Faz süresinin uzak bölgeye gidildiğinde %8 azaldığını söylemişlerdir. Çalışmalarında tek bir elektrot kullanarak elektrotun pozisyonunu çok küçük hareketlerle değiştirmişlerdir. Monitörden takip ettikleri MÜAP dalga şekli ile aynı motor ünitede kaldıklarını

belirtmişlerdir. Bu şekilde aynı motor ünitede kaldığını anlamak pek güvenli değildir. Aynı motor ünitenin farklı konumlarında çalıştığının garanti edilmesinin yegane yolu çift elektrot kullanmaktır. Bu tez çalışmasında yapılan biyolojik kayıtlamalarda iki kanal ile çalışarak tendon yakınından kaydedilen veri kavşak yakınından kaydedilen veriye zamansal olarak kilitlendiği anda görülen sinyaller kaydedilmiştir. Böylece aynı motor ünitede çalışıldığı garanti edilmiştir.

Brownell ve Bromberg yaptıkları çalışamada [38] faz süresini bir yazılım tarafından hesaplatmaktadır. Yazılım 200 µV'lik bir eşiği geçen genliğe sahip MÜAP'ları kabul etmektedir. Çalışmalarında sadece bir miyopatik hasta bulunmaktadır. Miyopatik hastalık genellikle düşük genlik gösteren bir hastalık türüdür. Oluşan MÜAP tendona doğru yaklaştıkça zaten genliğini daha da fazla kaybedecektir. Bu sebepten her iki kayıt bölgesinde de aynı genlik eşiği olan 200 µV'yi kullanmak yanlıştır. Sessiz bölge olarak tanımlanan genlik değeri tepeden tepeye 50 µV iken, görülebilir limit olarak tanımladıkları 200 µV oldukça yüksektir. Bu sebepten faz süresini iki kayıt bölgesinde de benzer bulmuşlardır. Bu tez çalışmasında sıfır kabul edilen işaretler 50 µV altında genlik değeri veren işaretlerdir. Tendona yakın yapılan kayıtlamalarda adaptif bir eşik kullanılmıştır ve kavşak yakınında yapılan kayıtlarda alınan genlik değerinin tendon yakınında alınan genlik değerine oranıyla 50 µV değeri ayarlanmaktadır.

BÖLÜM 2

ELEKTROMİYOGRAM

2.1 Geleneksel EMG

Kasılmış veya istirahat halindeki bir kasın ürettiği işaretlere Elektromiyogram (EMG) denir. Beyinde oluşan aksiyon potansiyelleri sinirler yoluyla kasa taşınmaktadır böylece istemli kas hareketleri meydana gelir. EMG işaretleri cilt yüzeyinden veya kas içinden elektrotlar yardımıyla alınır.

Elektromiyografi tekniğinde nöromüsküler hastalıkların teşhisi amacıyla motor ünitenin aktivitesini takip edebilmek için iğne elektrotlar kullanılır. Standart iğne EMG'sinde kas içine batırılan iğne sayesinde birçok motor üniteden aktivite kaydedilir. Kayıt için kullanılan elektrot tipi konsantrik iğne elektrodudur. Elektrodun alma bölgesi tek lif EMG elektrodundan geniş olduğundan birçok kas liflinden aktivite kaydeder. İğnenin konumunu fazla değiştirmeden işaret kaydetmek mümkündür böylece hastaya verilecek acı da azalmış olur. Tek bir ölçümle birçok motor ünitenin boyutu, ateşleme karakteristiği ve morfolojisi hakkında bilgi edinilebilir. Kayıt elektrodu yakınındaki kas liflerinin tek başına veya grup halinde, spontane yada istemli bir şekilde ateşleme yapması ile oluşan aksiyon potansiyelleri sebebiyle EMG potansiyelleri oluşur. Motor ünite aksiyon potansiyeli (MÜAP) birçok kas lifinin aksiyon potansiyellerinin toplamını tanımlayan bir ifadedir [39].

Alınan işaretlerin genliği düşük olduğundan yükseltilmesi gerekmektedir ve bunun için fark yükseltecinden yararlanılır. EMG işaretlerini ölçen cihaza elektromiyograf denir. EMG işaretleri zaman domeninde veya frekans domeninde incelenebilir [40].

Kasılan bir kas en iyi düşük seviyeli bir kasılma ile incelenebilmektedir. Bunun sebebi düşük kasılma sırasında sadece birkaç motor ünitenin aktive olmasıdır [2].

Motor ünite potansiyellerinin karakteristikleri yüksek bir kasılma seviyesinde incelenmesi zordur. Çünkü potansiyeller süperpoze olarak yoğun bir patern üretirler ve bu yüzden karışık bir işaret ortaya çıkacaktır. Bu paterne girişim paterni denir. Yüksek seviyeli bir kası şiddetinde eğer düşük yoğunluklu bir patern gözlemlenirse bunun sebebi motor ünite kaybı olabilmektedir [2].

İstemli kasılmada kasılma şiddeti arttıkça motor ünite katılımı da artar. Ayrıca ateşleme frekansı da artmaktadır. Sağlıklı kaslarda her 5 Hz'ye ulaşıldı mı yeni bir motor ünite eklenir. 5 Hz – 2 motor ünite, 10 Hz – 3 motor ünite gibi. Buna 5 kuralı da denmektedir [27], [39].

Normal bir birey için motor ünitedeki kas liflerinin %5'i 30 ile 40 µm çapında, %90'ı 40 ile 60 µm çapında, kalan %5'i de 60 ile 70 µm çapındadır [41].

Kas lifinin elektroda uzaklığı arttıkça tepeden tepeye gerilimi düşer. Daha büyük çaplı kas liflerinin genlikleri daha fazladır ve daha uzak mesafelerden algılanabilirler. Benzer şekilde kas liflerinin çapı daha küçükse aksiyon potansiyellerinin genliği de daha küçüktür ve daha kısa mesafelerden algılanabilirler [42], [43].

EMG işaretinin genliği ve toplam alanı elektrot iğnesinin konumuyla değişmeye çok müsaittir fakat faz süresi küçük konum değişikliklerinden etkilenmez [27].

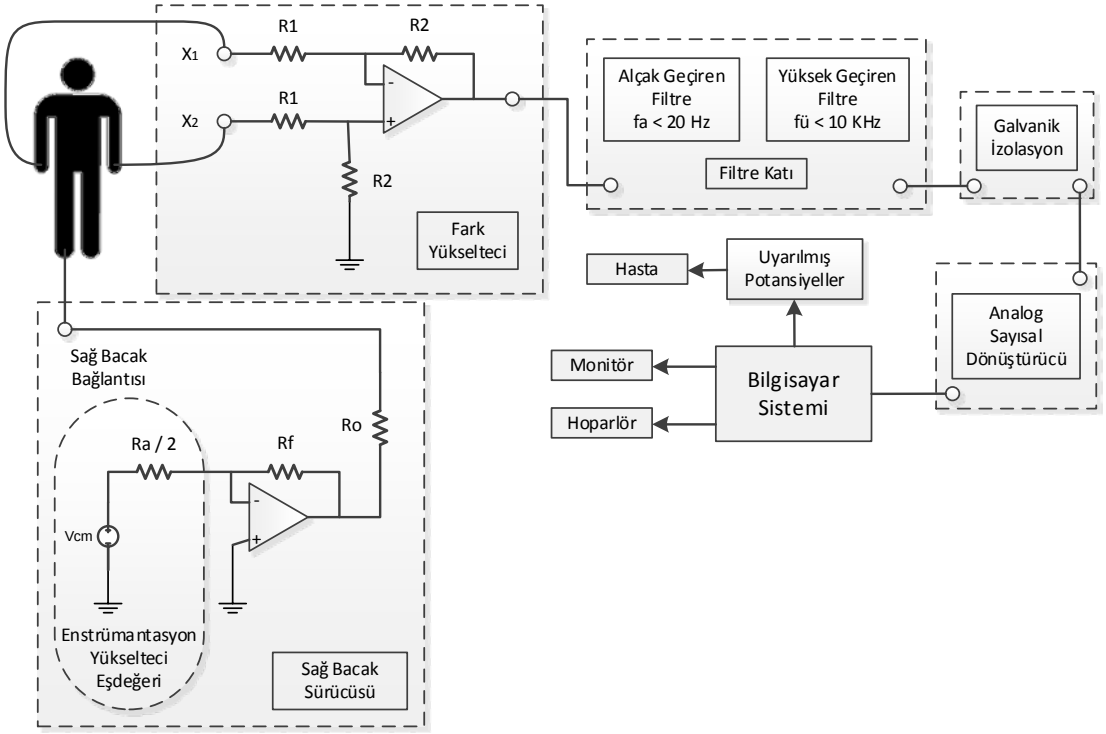
Kol kaslarında motor ünitenin boyutuna da bağlı olmakla birlikte normal bir motor ünite potansiyeli süresi 8-12 ms'dir ve ateşleme frekansı 6-8 Hz arasındadır. Tepeden tepeye gerlimi ise 500µV civarındadır. Kas sıcaklığı daha düşük olduğunda MÜAP'ın genliği artarken, süresi de artmaktadır [2], [27], [44].

2.1.1 EMG Cihazının Genel Yapısı

İğne elektrotlarla kaslardan alınan biyopotansiyeller genelde 100 mikrovoltlar ile birkaç milivoltlar arasındadır. Bu potansiyellerin algılanabilir seviyelere yükseltilmeleri gerekir. Elektrot, hasta ile EMG sistemi arasında pasif bir elektriksel arayüz oluşturur. Elektortlar bir anten gibi davrandığından alınan işaretin üzerine çevreden gürültü de

bindirirler ve güç hattı gibi kaynaklardan gürültü alırlar. İstenmeyen gürültülerden arınmak için bu biyopotansiyeller filtrelenmelidir.

Modern EMG cihazları yükselteç, filtreler, analog sayısal dönüştürücü (ADC) ve bilgisayardan oluşur [45], [46]. EMG cihazının genel yapısını gösteren blok diyagram Şekil 2.1'de görülmektedir.



Şekil 2. 1 EMG cihazı blok diyagramı

2.1.1.1 **Filtreler**

EMG cihazında filtreler tarafından sağlanan frekans bandı 2Hz ile 10KHz arasındadır. Yüksek geçiren bir filtre istenmeyen DC ofset'i kaldırmak için gereklidir. Eğer bu ofset EMG sinyali ile yükseltilirse sinyalin esas bilgiyi taşıyan kısımlarını etkiler ve bozar. Alçak geçiren filtre istenmeyen gürültüleri kaldırmak için gereklidir. Eğer yapılmazsa sinyal gürültü oranında azalmaya sebep olur [45].

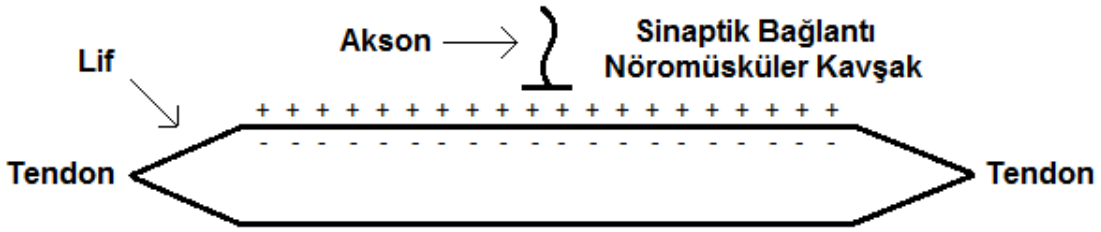
2.1.1.2 **Galvanik İzolasyon**

EMG cihazı hastalar üzerinde kullanılacağı zaman, hastaların güvenliği her zaman en ön planda tutulmalıdır. Hastalar EMG ciharının yükselteç katına bağlanabilen tıbbi olmayan diğer her türlü cihazdan izole edilmelidir. EMG cihazı ile ona bağlanabilen

herhangi bir harici cihaz arasında akım akmasına sebep olabilecek dirençsel iletken bir yol bulunmamalıdır. Bu da galvanik izolasyonla gerçekleştirilebilir. Bu izolasyon hastaya bağlanan optik kuplajlama devreleri ile elde edilebilir [45], [47].

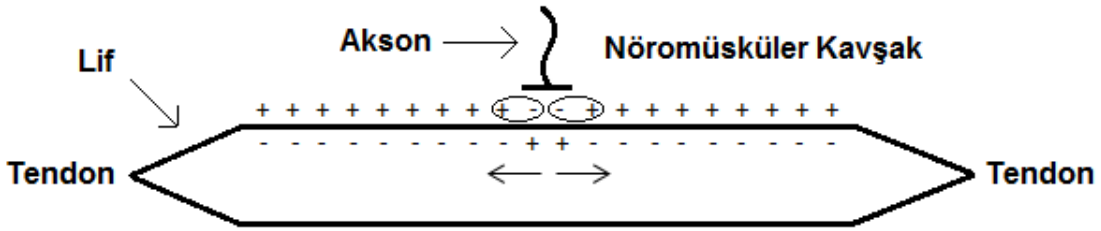
2.2 Elektromiyogram İşaretinin Oluşumu

Tipik bir elektromiyogram işareti trifazik formdadır. Trifazik işaret oluşumunun anlaşılması için motor sinir ile ilgili olan kas lifinin incelenmesi gerekmektedir. Kas lifi istirahat halindeyken içi negatif dışı ise pozitif polaritededir. Bu durum Şekil 2.2'de görülmektedir.



Şekil 2. 2 İstirahat halindeki kas lifi

Motor sinir ile kas lifi arasında sinaptik bağlantı bulunmaktadır. Kas lifine sinirden bir uyarı geldiğinde asetilkolin salgılanır. Gelen uyarı lokal potansiyeller oluşturur. Eğer bu potansiyeller belli bir eşik geriliminin üzerindeyse aksiyon potansiyeli oluşur ve noromüsküler kavşaktan itibaren iyon değişimi gerçekleşir ve tendon boyunca yayılır. Uyrılmış kas lifindeki iyon değişimi Şekil 2.3'te görülmektedir.



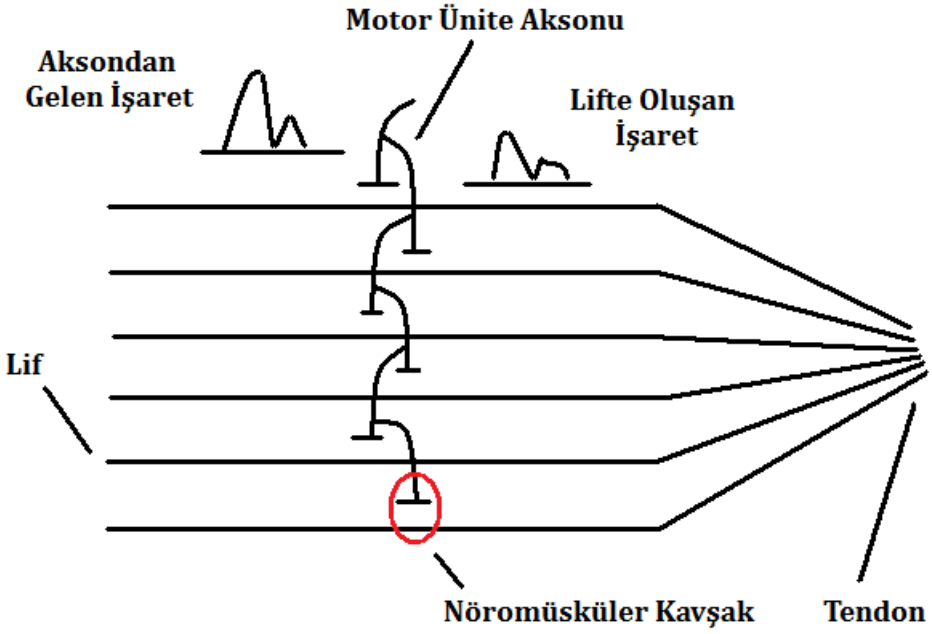
Şekil 2. 3 Uyarılmış kas lifi

Kas işaretinin tipik trifazik görüntüsü bu şekilde oluşmaktadır. Trifazik kas işareti Şekil 2.4'te görülmektedir.



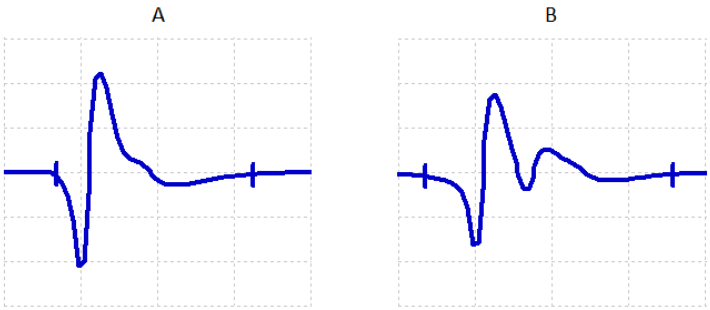
Şekil 2. 4 Trifazik kas işareti

Nöromüsküler kavşaklar motor ünitede elektriksel aktivitenin gerçekleştiği yerlerdir. Eğer eşik değerinden yüksek bir uyarı gelmişse motor ünite aksonundaki elektriksel işaret biraz değişikliğe uğramış olarak life aktarılır. İki işaret birebir aynı değildir. Elektrot iğnesi tendona ne kadar yaklaşırsa elektriksel iletim o kadar gecikir. Elektrot iğnesi ile ölçüm nöromüsküler kavşak yakınından yapılırsa alınan işaret iç içe geçerek bir toplam işaret görülür. Pikler büküm büküm içi içe geçmiştir. Eğer tendona yakın ölçüm yapılırsa iletim hızı farkından bu pikler birbirinden ayrılmış bir şekilde araları açık hale gelir ve pikleri gözlemlemek kolaylaşır. Şekil 2.5'te nöromüsküler kavşak yapısı görülmektedir.



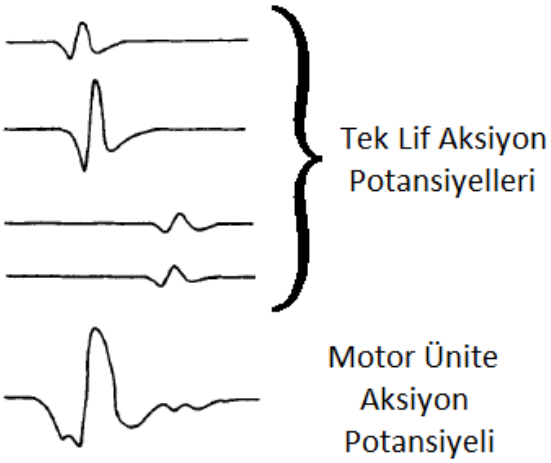
Şekil 2. 5 Nöromüsküler kavşak yapısı

Motor ünite içerisinde nöromüsküler kavşakların nispeten arka arkaya oluşturduğu yapı motor son plak kuşağı olarak adlandırılır. Şekil 2.6 tendona yakın yapılan ölçüm sebebiyle arası açılan pikleri göstermektedir.



Şekil 2. 6 (A) Kavşak ve (B) tendon yakınından kayıtlama

MÜAP kas liflerinden gelen TLAP'ların toplamından oluşmaktadır. Elektrodun alma bölgesine düşen liflerin elektroda uzaklığına göre bu potansiyeller elektroda farklı zamanlarda ulaşır ve üst üste eklenerek toplamsal bir işaret oluştururlar. Örnek bir MÜAP oluşumu Şekil 2.7'de verilmiştir.



Şekil 2. 7 TLAP'ların toplamından MÜAP oluşumu [32]

2.3 EMG İşaretlerini İnceleme Yöntemleri

EMG işareti ölçüleceği zaman elektrotlardan biri referans elektrot olarak elektriksel bakımdan ilgisiz bir dokuya, diğer elektrot ise incelenecek olan kasa batırılır. Tek kutuplu modda ölçüm yapılacaksa bir referans birde algılama için elektrot vardır. İki kutuplu modda ise bir referans, iki de algılama için elektrot vardır. Bu elektrotların diğer uçları fark yükseltecine bağlıdır. İşareti gözlemleyebilmek ve kaydedebilmek için önce uyarıcı elektrot ile incelenecek kasın motor siniri uyarılır, osiloskop ile gözlemlenir ve kaydetme ekipmanları ile işaret kaydedilir. İşaret daha sonra değerlendirilebilmek için işaret işleme yöntemlerine tabi tutulur [40].

Geleneksel EMG'ye ek olarak geliştirilen farklı tipte EMG ölçüm yöntemleri de bulunmaktadır. Bunlar sırasıyla Yüzey EMG, Tek Lif EMG (SFEMG), Makro EMG ve Taramalı EMG'dir.

2.3.1 Yüzey EMG

Kasların elektriksel aktiviteleri alma bölgesi büyük olan yüzey elektrotları ile de kaydedilebilir. Alma bölgesi elektrotlara yapılacak ayarlamalarla sınırlandırılabilir. Yüzey elektrotlarını kullanmak acısız ve enfeksiyon riski taşımadığından iğne elektroda göre daha çok tercih edilmektedir [6], [13], [45].

2.3.2 Tek Lif EMG

Kas lifleri, akson dallarının fizyolojik özellikleri özel incelenmek istendiğinde seçici bir kayıt tekniği gerekmektedir. İstemli kasılma sırasında 300 µm alma çapı ile tek kas liflinden aksiyon potansiyellerini kaydeder. Tek lif EMG (TLEMG) motor ünite mikrofizyolojisi konusunda çalışmak için geliştirilmiştir [13], [15], [18].

2.3.2.1 **Tek Lif EMG Yükselteç ve Filtre Ayarları**

TLEMG elektrodu düşük alma bölgesi sayesinde aynı motor ünitede bir veya iki lifin potansiyelini kaydeder. Seçiciliği arttırmak için yüksek geçiren filtrenin alt kesim frekansı 500 Hz'ye ayarlanır böylece uzak liflerden gelen düşük frekanslı aktiviteler bastırılır. Alçak geçiren filtrenin üst kesim frekansı alınan işaretin orijinal şeklini muhafaza etmek için 10 KHz'de tutulur. Şehir şebekesinden ortak mod girişimini azaltmak için çentik filtreler kullanılır [13], [18], [46], [47], [48].

2.3.2.2 **Tek Lif Potansiyeli**

Tek lif elektrodu tarafından kaydedilen tek lif potansiyeli 75 ile 200 µs arasında yükselme zamanı olan bifazik bir sinyaldir. Toplam süre 1 ms'dir. Tepeden tepeye genlik 200 µV ile 20 mV arasında değişse de 1 ile 7 mV arasında kalır [13], [18], [48].

2.3.3 Makro EMG

500 µm yarıçaplı alma bölgesi olan konsantrik iğne elektrodu (KİE) ve 1 mm'lik yarıçapta elektriksel aktiviteyi kaydedebilen monopolar (tek kutuplu) iğne elektrodu (MİE), 300 µm yarıçaplı TLEMG elektrodu ile karşılaştırıldığında daha geniş bir bölgede kayıt yaparlar. Yine de KİE ve MİE motor ünite bölgesinin bir kısmı hakkında bilgi verir.

Motor ünite tarafından üretilen toplam elektriksel aktiviteyi yakalamak için elektrot kullanarak daha geniş kayıt bölgesine imkân veren bir teknik gerekmektedir. Bu teknik makro EMG'dir.

Makro EMG tekniğinin amacı tüm motor ünitenin kas liflerinin çoğunluğunun elektriksel aktivitesi olarak tanımlanan makro motor ünite aksiyon potansiyelini kaydetmektir. Bu yüzden bu teknik tüm motor ünitenin aktivite toplamını yansıtarak motor ünitenin boyutu hakkında bilgi sağlar. Makro EMG kaydı seçici değildir ve tüm motor ünitelerden pek çok lif sinyalin birleşmiş bir aksiyon potansiyeli olarak kaydedilmesine sebep olur. Kayıtlar iğnenin kanülünün geniş bir segmenti ile uzak yüzeydeki referans elektrodu arasında yapılır [8], [11], [13], [15], [48], [49].

2.3.4 Taramalı EMG

Bu teknikte iki ayrı elektrot kullanılır. Birincisi tetik sinyali olarak incelenecek motor üniteye ait olan kas lifinden tek lif aksiyon potansiyelini kaydetmek için kullanılır. Bu elektrot genellikle TLEMG elektrodudur fakat daha ucuz olduğundan, tek kullanımlık ve daha düşük bir kasılma seviyesi gerektirdiğinden bir KİE yüksek geçiren filtre alt kesim frekansı 2 KHz'ye ayarlanarak TLEMG elektrodu yerine kullanılabilir. Bu tek lif aksiyon potansiyeli (TLAP) kayıt işlemi sırasında gözlem altındaki motor üniteye ait olan potansiyel ile zaman kilitlemeli elektriksel aktiviteyi seçmek için kullanılır. Düşük bir kas kasılması sırasında kasa sokulur ve konumlandırılır böylece düşük eşikli bir potansiyel kaydedilir. İkinci elektrot ise motor ünitenin farklı bölgelerinden MÜAP'ları kaydetmek için kullanılır. Bu bir KİE'dir ve TLEMG elektrodu gibi aynı motor üniteye sokulur. Bu elektrodun doğru konumu KİE tarafından kaydedilen TLEMG ile eşzamanlı aktiviteyi gözlemleyerek belirlenir. Tarama elektrodu motor üniteden 50 µm'lik adımlarla tarama

sırasında çekilir. Bu yol ile motor ünitenin elektrofizyolojik kesiti elde edilir [11], [15], [18], [19], [22], [48], [50].

Geleneksel EMG'deki genlik, süre gibi parametrelere ek olarak taramalı EMG'de yeni parametreler ortaya çıkmıştır. Motor ünite kesitinin uzunluğu, motor ünitelerin fraksiyonları, sessiz kısımlar, maksimum süre ve maksimum genlik vb. [19], [22].

Motor ünite kesitinin uzunluğu, kayıt koridoru boyunca ilk ve son sinyaller arasındaki mesafe olarak tanımlanır.

Sessiz bölgeler 50 µV'den daha az tepeden tepeye elektriksel aktivitelerdir. Tarama elektrodunu yukarı çekme işleminde her bir kaydı bir katmanmış gibi kabul edilebilir ve her katmanda elektriksel aktivite olmayabilir. Buralarda sessiz bölgeler vardır. Sessiz bölgeler motor üniteyi fraksiyonlara ayırır [21].

Taramalı EMG klinik tetkiklerde kullanılmamıştır fakat motor ünite morfolojisini ve motor ünitenin farklı bölgelerindeki EMG sinyallerinin üretimini daha iyi anlamak için bir araştırma aracı olmuştur [15].

Taramalı EMG metodu motor ünitenin geçici ve uzamsal karakteristikleri hakkında bilgi verir. Taramalı EMG motor ünitenin elektrik özelliklerinin yanında anatomik özellikleri hakkında da veri sağlar. Motor ünitenin kesit uzunluğunu ölçmek ve motor ünitenin bölgesi hakkında bilgi almak mümkündür. Taramalı EMG büyük motor ünitelerinin sayıca fazlalığını doğrulamada yardımcı olur [8], [19], [22].

2.4 EMG Ölçümünde Kullanılan Elektrotlar

EMG ölçümü için kullanılabilecek birkaç tane elektrot tipi bulunmaktadır. Bunlardan bazıları konsantrik iğne elektrodu (KİE), monopolar (tek kutuplu) iğne elektrodu (MİE), tek lif EMG iğne elektrodu (TLEMG), makro EMG elektrodu ve yüzey elektrotlarıdır.

2.4.1 Konsantrik İğne Elektrodu (KİE)

İçi boş bir iğnenin ortasına yerleştirilen platin bir telden oluşmaktadır. Platin, içi boş iğneden tamamen izoledir. Platin tek aktif elektrottur ve 150 µm çapındadır. Dış kanül ise referans elektrottur. İğnenin dış çapı yaklaşık 0.3 mm'dir. Kanülün ucu 15 derece eğimlidir. Tel ve kanül arasındaki potansiyel farkı ölçer. Toprak elektrodu olarak bir

yüzey elektrodu kullanılır. Bu elektrot ile kaydedilen MÜAP genliği iğne ucundaki 0.5mm çapındaki çember içinde kalan kas liflerinin boyutu ve sayısı ile doğrudan ilişkilidir. MÜAP süresi ise 2.5 mm çapındaki çember içinde kalan lifler ile ilişkilidir [6], [13], [15], [37], [48], [51], [52], [53], [54], [55].

Konsantrik iğne elektrodu ile kayıt yaparken kayıt bölgesini iki yarım daire gibi düşünmek gerekir. İğnenin önüne düşen ve aktif uç tarafından görülen liflerin ürettiği aksiyon potansiyelleri kaydedilirken, iğnenin kanülünün arkasına düşen liflerin ürettiği aksiyon potansiyellerinin kaydedilmediği varsayılır [32].

Simülasyonlarda konsantrik iğne elektrodunun kayıt bölgesinin yarıküre biçiminde olduğu ve iğnenin kanülünün arkada kalan lifleri bloke ettiği kabul varsayılmaktadır. İğnenin alma bölgesinde bulunan lif sayısının da motor ünite aksiyon potansiyelinin süresine etki ettiği düşünülmektedir. Bu varsayıma göre de iğneyi bulunduğu konumda döndürmek göreceği lif sayısını değiştirecek ve süreye de etki edecektir. Dumitru ve arkadaşlarının 1997'de yapmış olduğu çalışmada gönüllü kişilerden MÜAP'lar kaydetmişlerdir. Bireylerin kasılma şiddetlerini ayarlayarak tek bir motor ünite aksiyon potansiyeli üretmeleri sağlamışlar ve daha sonra bu potansiyelin genliğini maksimuma çıkarıp, yükselme zamanını minimuma indirmişlerdir. Yeterli sayıda kayıt aldıktan sonra iğneyi 90 derece çevirip tekrar kayıt almışlardır. İğnenin döndürülmesinin motor ünite aksiyon potansiyelinin süresine bir etkisi olmamıştır. Bu çalışmayla iğnenin alma bölgesinin yarıküre değil bir tam küre olduğunu ispatlamışlardır. Böylece iğnenin kanülünün de potansiyelleri kaydettiği gösterilmiştir [54], [56].

Konsantrik elektrodunun iğnesinin eğik ucu kas liflerine paralel olduğunda en yüksek genlik kaydedilir [54].

2.4.2 Monopolar İğne Elektrodu (MİE)

Monopolar iğne elektrot konik kayıt yüzeyi olan izole edilmiş bir iğnedir. İnce bir ucu vardır ve paslanmaz çeliktir. MİE'nin yalıtımı teflon ile kaplayarak elde edilir. Teflonlu telin ortalama çapı 0.8mm'dir. MİE'nin uzunluğu 12 ile 75 mm arasında değişir.

İğne EMG ile çalışılırken MİE aktif elektrot olarak kullanılır. Tek kutuplu kayıtlama yapılacaksa bir yüzey elektrodu toprak olarak veya iki kutuplu kayıtlama yapılacaksa da

ikinci bir iğne deri altı dokuda referans elektrot olarak kullanılır ve deriye yerleştirilen ayrı bir yüzey elektrodu da toprak elektrodu olarak kullanılır.

MİE fibrilasyonu ve pozitif keskin dalgaları tespit etmede konsantrik iğne elektroda göre daha az acılı, daha az pahalı ve daha hassastır. Fakat KİE'ye göre daha kararsız ve gürültülüdür. Daha uzaktaki motor ünitelerden aktiviteyi de kaydeder.

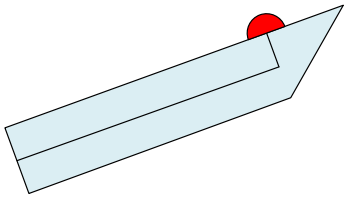
Yönlü bir elektrot olmadığından uzamsal kayıt karakteristiği KİE'den farklıdır. Aktif kayıt bölgesinde daha fazla kas lifi algılar. MÜAP'ların daha polifazik, uzun süreli ve yüksek genlikli olmasına sebep olur. Dalga şekilleri daha karışık, genlikleri ise neredeyse iki katı olan MÜAP'lar kaydeder [6], [13], [15], [48], [52], [54].

2.4.3 Tek Lif EMG İğne Elektrodu (TLEMG)

Tek Lif EMG yöntemi kas liflerini ve kas lifi iletim hızını, lif yoğunluğunu, nöromüsküler iletimi veya aynı motor ünitedeki tek lif aksiyon potansiyelleri arasındaki jitter'i incelemek için geliştirilmiş özel bir tekniktir [18].

Kas lifi çapı 20 µm ile 100 µm arasında olduğundan KİE'nin 150 x 580 µm'lik kayıt yüzeyi geniş gelmektedir.

TLEMG elektrodu kanül içerisinde aktif elektrot olan 25 µm çapında platin bir telden oluşur. Küçük kayıt yüzeyi seçicilik sağlar ve kas liflerinden tek lif aksiyon potansiyeli kaydetmeyi mümkün kılar. Aktif telin ucu eğimli yüzeyin zıttında, kanülün yan tarafındadır. İğnenin yapısı Şekil 2.8'de görülmektedir.



Şekil 2. 8 Tek lif EMG elektrodu

Tel tüm kanül boyunca reçine ile yalıtılmıştır. Kanülün çapı 0.5 ile 0.6 mm arasındadır. Kanül referans elektrot olarak kullanılır, hasta yüzey elektrodu ile topraklanır.

TLEMG elektrodun 300 µm'lik bir algılama çapı vardır. Böylece tek kas lifinin aksiyon potansiyelini 1 ile 6 mV arasında genlikler ile kaydedebilmektedir. Alma bölgesinde bulunan biyoelektrik kaynaklar ortak mod işaretleri olarak algılanır ve fark yükselteci

tarafından söndürülür. Alt kesim frekansı 500 Hz olan bir yüksek geçiren filtre ile hassasiyeti arttırılarak uzak kas liflerinden gelen gürültü azaltılabilmektedir [6], [13], [18], [39], [44], [46], [47], [48], [55].

Tek Lif EMG elektrodu yüksek maliyetlidir. Tekrar kullanabilmek mümkündür fakat sterilize edilmesi gerekmektedir. Uzun ömürlü olabilmesi için bakımının yapılması gerekir. Elektrolitik temizliği için zayıf bir elektrik akımı geçirilmesi gerekir.

Bazı ülkelerde tekrar kullanılabilir materyallerin kullanımı yasaktır. Tek lif EMG elektrodunun da tek kullanımlık bir modeli mevcut olmadığından yerine bir alternatif ihtiyacı doğmuştur. En yakın alternatif konsantrik iğne elektrodudur. Beraberinde kullanılacak filtrelerin kesim frekansları doğru olarak ayarlandığında bu elektrodu tercih etmek mümkündür [57], [58], [59].

2.4.4 Makro EMG Elektrodu

Makro EMG iğne elektrodu TLEMG elektrodunun çelik kanüllü modifiye bir halidir. TLEMG elektrodu yakın kas liflerinden aksiyon potansiyelini kullanarak kaydı tetiklemek için kullanılan 25 µm'lik platin bir teldir. Kanül 0.55 mm'dir. İğnenin 15 mm'lik açık yüzeyi vardı. Tüm motor ünitenin elektriksel aktivitesini kayıt etmekte kullanılır ve motor ünite bölgesinin arakesitinin büyük bir bölgesini gördüğünden motor ünite boyutunun kestirilmesinde tercih edilir [3], [6], [15], [48].

Makro motor ünite potansiyeline etki eden unsurlar motor ünitenin boyutu ve barındırdığı kas lifi sayısıdır. Motor ünitenin reinerve edilmesi durumunda lif yoğunluğu artacağından makro motor ünite potansiyelinin genliği de artacaktır [42]. Makro EMG yöntemi nörojenik hastalıkları tespit etmede özellikle de erken teşhis safhasında kolaylık sağlar.

2.4.5 Yüzey Elektrotları

Yüzey EMG'de iğne elektrot yerine plakalar vardır. Bu elektrotlar saf gümüş, altın, platin, karbon vb. ile üretilir. 1x1cm gibi bir ortalama boyutu vardır. Cilde bir bant ile tutturulurlar. Deri ile olan temasın sağlanması elektrolit bir jel vasıtasıyla gerçekleşir. Yüzey EMG acısız olduğundan hastalar üzerinde çalışması daha kolaydır. Ayrıca daha

fazla kas üzerinde çalışabilmeyi mümkün kılar. Yüzey elektrotlarının geniş bir alma bölgesi vardır. 20 mm çapında elektriksel aktiviteyi kaydeder. Dezavantajı ise motor ünitenin özellikleri görebilmek için düşük çözünürlüklü bir kayıt sunar. Yüzey EMG ile kaydedilen motor ünite ne kadar derindeyse alınacak sinyal de o kadar düşük genlikli olmaktadır. Yüzey EMG sağlıklı bireylerde motor ünite hakkında bilgi sağlarken, aynı zamanda motor son plak kuşağı ve kas liflerinin ortalama yayılma hızı hakkında da bilgi vermektedir. Yüzey elektrodu, konsantrik iğne elektrodu veya monopolar iğne elektrodu ile uyarıcı prob, referans veya toprak olarak kullanılabilirler fakat aktif elektrot olarak kullanılmazlar [3], [6], [13], [15], [45].

2.5 Nöromüsküler Hastalıklar

Nöromüsküler hastalıklar kasları inerve eden sinirleri, kas sinir sistemini, kasları veya kasların belli bir kısmını etkileyen hastalıklarıdır. Kasların ne zaman ve hangi şiddete kasılacağının bilgisi motor sinirlerin aksonu boyunca kasa iletilir. Bu sinirleri etkileyen hastalık türlerine nörojenik hastalıklar denir. Kasların yapısını etkileyen ve çalışmasında değişikliğe sebep olan hastalıklara ise miyopatik hastalıklar denir.

2.5.1 Nörojenik Hastalıklar

Nörojenik hastalıklarda motor nöronda veya o nöronun aksonunda oluşabilecek bir sorunda, o motor üniteye ait kas lifleri denerve olurlar. Fonksiyonunu yitiren motor ünite ile kesişen diğer motor üniteler kendi bölgesine düşen denerve kas liflerinden bazılarını kendi akson filizleriyle reinerve ederler. Kolateral reinervasyon süreci sağlam ve denerve motor ünitelerin sadece kesişen bölgeleriyle sınırlıdır [19]. Reinerve olmuş kas liflerinin motor son plakları olgunlaşmamıştır bu sebepten nöromüsküler iletim düzensizdir. MÜAP'a yeni kas lifi potansiyelleri eklenir. Düzensiz nöromüsküler iletim ve yeni eklenen kas lifi potansiyelleri MÜAP süresini uzatır ve fazların artışı kompleks bir dalga şekline sebep olur. Uzun süreli motor ünite potansiyelleri tipik olarak kronik nörojenik hastalıklarda görülür ve sinir hasarını takiben birkaç hafta veya ayda ortaya çıkar [2], [44]. Orta veya belirgin nöropatide motor ünite bölgesi değişmez fakat lif yoğunluğu artar. Sağlam motor ünitelerin reinerve ettiği kas lifleri o bölgelerde kümelenmeler oluşturur. Böylece aynı motor ünitede iğnenin alma bölgesine düşen kas

lifi sayısı arttığından MÜAP genliği de daha yüksek olmaktadır [8], [15], [22]. Nörojenik hastalıklarda motor ünite kaybı sonucu veya iletimde problemler olduğundan kası şiddeti artmasına rağmen daha az motor ünite katılımı olur. Bu da yeni bir motor ünite katılımı olmadan önce katılma frekansının artmasına ve motor ünite potansiyellerinin daha hızlı ateşlemesine sebep olur [2], [39], [60], [61].

2.5.2 Miyopatik Hastalıklar

Miyopatik hastalıklarda motor ünite bölgesindeki kas liflerinin sayısı dejenere olduğundan azalmıştır ve kalan kas liflerinin de çaplarındaki değişkenlik artmıştır. Miyopatik motor üniteler kısa faz süreli ve düşük genlikli MÜAP'lar üretmektedir. İğne elektrot arada artmış çapta bir kas lifine denk gelirse yüksek genlikli bir MÜAP kaydetse de yine de faz süresi kısa olmaktadır. Polifazik MÜAP'lı bölgeler miyopatik motor ünitelerde yaygındır [8], [15]. Miyopatide motor ünite bölgesi küçülür ve motor ünite bölgesinde kas liflerinin kaybından dolayı elektriksel anlamda sessiz bölgeler ortaya çıkar. Böylece motor ünitenin parçalara ayrılması artar ve daha fazla fraksiyon görülür [23]. Düşük kasılmayla daha çok sayıda motor ünite katılır. Bu işleme erken katılma adı verilir. Miyopatide motor ünitedeki kas liflerinin kaybı sonucunda, harcanan efora rağmen üretilen güç daha azdır [2].

Kas liflerinin çapı potansiyellerin yayılma hızına doğrudan etki etmektedir. Küçük çaplı kas lifleri yüksek direnç gösterir ve iletim hızları yavaştır. Büyük çaplı kas lifleri ise düşük direnç gösterir ve iletim hızları yüksektir. Normal bir motor ünitede kas lifi çaplarında değişkenlik fark edilir değildir, fakat miyopatik motor ünitelerde belirgin bir değişkenlik vardır [32]. Kas lifi potansiyelinin yayılma hızı 2.1'deki formül ile hesaplanmaktadır [32]:

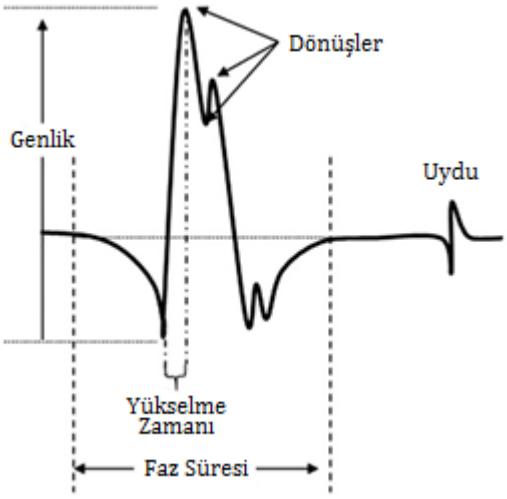
$$\text{Yayılma hızı } (\text{m/s}) = 3.7 + 0.05\ (\text{çap } (\mu m) - 55) \tag{2.1}$$

Miyopatik hastalığa sahip kas hastalarında kaydedilen MÜAP'larda kayıt bölgesine göre ölçülebilir farklar beklenmektedir.

Eğer tendona yakın ölçüm yapılırsa iletim hızı farkından dolayı miyopatide faz süresi uazayacak ve pikler tek bir tepe altında toplanmak yerine birbirinden ayrılmış bir şekilde gözükecektir. Böylece pikleri saymak da kolaylaşır.

2.6 EMG İşaretinin Ölçülebilir Parametreleri

Elektromiyografi işaretlerinin davranışlarından bu işaretin sağlıklı bir insana mı ait yoksa nöromüsküler hastalığa sahip bir insandan mı alındığı anlaşılabilmektedir. Bu işaretleri sınıflandırabilmek için öncelikle ölçülebilir parametrelerini hesaplamak ve buna göre işaretleri tanımlamak gerekir. Bu parametrelerin bazıları Şekil 2.9'da görülmektedir.



Şekil 2. 9 EMG işaretinin ölçülebilir parametreleri [2]

Genlik ana lobun tepeden tepeye gerilimi olarak tanımlanır. Ana lobu iğne elektrodun alma bölgesine düşen en yakın kas liflerinin aksiyon potansiyellerinin toplamı oluşturur [2], [44].

Faz süresi motor ünite potansiyelinin süresi temel çizgiden ilk sapmadan itibaren tekrar temel çizgiye dönünceye kadar geçen zaman olarak tanımlanır. Bu süre motor ünitedeki kas liflerinin alanını yansıtır [2], [44].

Faz, MÜAP'ın temel çizgisi geçme sayısı olarak tanımlanır. Normalde çoğu MÜAP'ın 4'ten fazla fazı olmaz. Potansiyelin temel çizgiyi kesme sayısının bir fazlası faz olarak tanımlanır. Motor ünite potansiyelleri bifazik, trifazik veya çok fazlı olabilir. Motor ünite potansiyellerinin faz sayısı 5'ten fazla olduğunda çok fazlı olarak adlandırılır. Çok fazlı potansiyeller reinervasyon sonucu kolateral filizlenme meydana gelen nörojenik hastalıklarda görülür. Hastalıkta devam eden reinervasyon boyunca ve hastalığın ilk ayından sonra bu potansiyeller gözlemlenebilmektedir [2], [44].

Dönüşler ise bir darbenin temel çizgiyi geçmeden yön değiştirmesine denir [2].

Yükselme zamanı motor ünite potansiyelinin temel çizgiden ilk sapmasının ardından negatif defleksiyonunu tamamlayıp ana lobda maksimum noktaya ulaşmasına kadar geçen süre olarak tanımlanır. Bu süre kas liflerinin elektroda olan mesafesi ile değişmektedir. Elektrot kas lifi yakınında ise 500 µs'den kısa sürer. Elektrot kas liflerine uzaksa yükselme zamanı uzayacaktır bu da genliğin daha düşük çıkmasına ve faz süresinin hatalı olmasına sebep olacaktır [44].

Alan MÜAP'ın faz süresi boyunca doğrultulmuş işaretinin altında kalan kısım olarak tanımlanır [33].

Kalınlık alan değerinin genliğe oranlanması ile hesaplanır. Miyopatik hastalıklarında zaman zaman yüksek genlikler görülse da oldukça kısa sürelidirler bu sebepten miyopati hastalıklarının teşhisinde faydalı bir parametre olarak kullanılır [27].

Uydu potansiyelleri motor ünitedeki uzun sinir terminalli, dar yarıçaplı ve uzak motor son plak bölgesinde bulunan kas liflerinden üretilir [44].

Jitter, motor son plak yapısından kaynaklı oluşan zaman farklılığıdır. Motor ünite birbiri ardına ateşleme yaptığı zaman aksondan gelen sinirsel uyarı nöromüsküler kavşaklar vasıtasıyla kas lifine aktarılır. Uyarı aksondan life aktarılırken belli bir zaman gecikmesi olur. Sağlıklı bir kişide bu zaman gecikmesi aşağı yukarı aynı değerlerdedir. Nöromüsküler kavşaklarda oluşacak bir problem bu zaman gecikmesinin değişkenliğini arttıracaktır. Jitter değeri aynı motor üniteye ait iki kas lifinin ateşlenmeleri sırasındaki ardışık iki zamansal değerinin farksal ortalaması olarak hesaplanır. Yüksek jitter değerleri genelde nörojenik hastalıklarda görülmektedir. Reinervasyonun ilk safhalarında nöromüsküler kavşak bağlantıları daha olgunlaşmadığından yüksek jitter değerleri görülmesine sebep olur [57].

Nörojenik hastalıklarda denervasyon sonrasını takiben reinervasyon gerçekleşir. Reinervasyonda başka bir motor ünite, kendi bölgesine düşen denerve kas liflerinden bir kısmını zimmetine geçirir ve o kas liflerini tekrar aktif hale getirir. Reinervasyon safhasının başlangıcında nöromüsküler kavşaklar olgunlaşmamıştır ve bu sebepten iletimde problemler vardır. Ayrıca motor son plak kuşağı da dağınık bir yapıdadır. Bu sebepten jitter değerinin yüksek çıkması genelde nörojenik hastalıklarda görülür [57].

2.7 Motor Ünitenin Fraksiyonlara Ayrılması

Motor son plağının yapısı sebebiyle motor ünite fraksiyonlara ayrılabilmektedir. Geleneksel tek elektrotlu EMG yönteminde motor ünitenin fraksiyonlara ayrılması görülemez. Bunu gösterebilecek yegane teknik taramalı EMG yöntemidir. Kayıtlar tetik elektroduna eşzamanlı olarak alındığından eğer üzerinde çalışılan motor ünite fraksiyonlara ayrılmışsa kayıtların derinden yüzeye doğru üç boyutlu olarak dizilimde, fraksiyonların tetik elektroduna göre zaman farkları olacaktır.

Taramalı EMG kayıtlarında elektriksel aktivite eğer fraksiyonlara ayrılmışsa ve bu fraksiyonlar sessiz bölgelerle veya zaman gecikmesi ile birbirinden ayrılır. Motor ünite içerisindeki bu bölünme düzgün dağılım göstermez [62].

Motor ünite fraksiyonları arasındaki boşluğun sebeplerinden biri kas lifi iletim hızlarının (KLİH) farklı olmasıdır. Böylece her motor ünitede bulunan kas liflerinin farklı bir KLİH değer ortalaması olacaktır. Bundan dolayı da kas liflerinin çapları arasında fark vardır [62].

Motor ünite fraksiyonları arasındaki boşluğun sebeplerinden bir diğeri ise her motor ünite fraksiyonundaki kas liflerinin depolarizasyon başlangıcının ortalamasındaki farktır. Her motor ünite fraksiyonundaki kas liflerini inerve eden akson dallarının iletim hızı ve uzunlukları arasındaki fark da bu boşluklara sebep olabilir. Sinir dallarının farklı uzunlukları ve çapları her fraksiyonda depolarizasyon başlangıcı için farklı zamanlamalara sebep olacaktır [62].

Miyopatik rahatsızlıklarda motor ünite fraksiyonları arasındaki atlamalar (sessiz bölgeler) artış gösterir [23]. Taramalı EMG kayıtlarında lif çaplarının değişkenliğinin artması sonucunda kompleks fraksiyonların eşzamanlı artışı vardır [20], [21], [22].

Fraksiyonlar arasındaki artan atlamalar, akson dallarının uzunluğu ve akson iletim hızları veya motor son plak konumlarından çok kas lifi iletim hızındaki değişimin atmasıyla ilişkilendirilebilir [23].

Nörojenik durumlarda da fraksiyonlar arası atlamalar gözlemlenebilir. Bu durumda kas lifi iletim hızı değişkenliği mevcuttur fakat bu etki daha çok reinervasyon sebebiyle motor son plak konumunun dağınıklığının artması ile ilişkilidir [22].

2.8 Lif Yoğunluğu

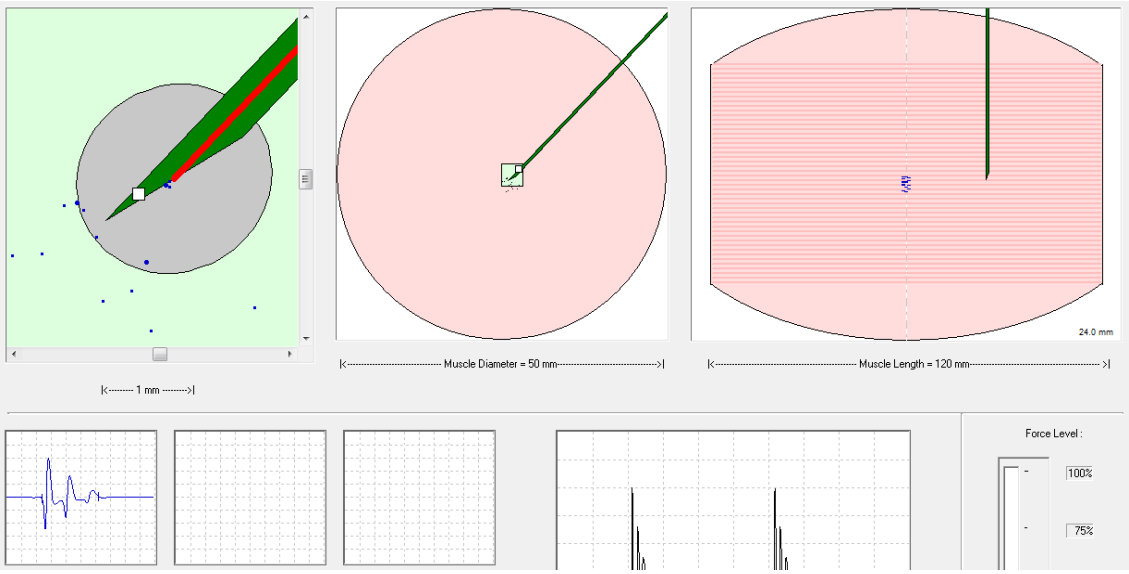
Bir motor ünitenin lif yoğunluğu motor ünite bölgesinin elektrofizyolojik kesitinde Tek Lif EMG iğnesinin alma bölgesine düşen liflerin ortalama değeri ile bulunur [63]. Bunun için istemli kasılma gereklidir. En yüksek genlikli potansiyel elde edilene kadar ayarlama yapılır. Senkron ateşleme yapan potansiyellerin tepeden tepeye genliği 200 μV'yi geçmeli, yükselme zamanı ise 300 μs'den az olmalıdır. Lif yoğunluğu için ortalama hesaplanırken en az 20 farklı noktadan ölçüm almak gereklidir. Sağlıklı yetişkin insanlar için ölçümlerde 1 veya 2 life rastlanmaktadır [42].

Lif yoğunluğu reinervasyon sonucunda, yavaş ilerleyen motor nöron hastalıklarında ve sağlıklı yaşlı insanlarda artmaktadır [43], [63], [64]. EMG ile yapılan araştırmalar ileri yaşlarda motor ünite potansiyellerinin süresinin arttığını göstermiştir [65]. Maksimum kasılma sürecinde ise daha az motor ünite katılımı olmaktadır.

Motor ünite reinerve edildiğinde artık yeni kas lifleri içerir ve bu lifler kendi aralarında kümelenmiş halde bulunurlar ve düzgün bir dağılım göstermezler. Motor ünite boyutu değişmese de yoğunluğu artar. Lif yoğunluğu 3 haftadan sonra artış göstermeye başlar [66].

Miyopatik hastalıklarda kas lifleri dejenere olduğundan lif sayısı azalmakla birlikte lif yoğunluğunun da daha az olması beklenir. Norojenik hastalıklarda ise reinervasyon sonucu motor ünitede bulunan lif sayısı artar ve lif yoğunluğu da normal bir bireye göre daha fazladır. Motor ünitede yerel kümelenmeler bulunur ve bu bölgelerden alınan kesitlerde lif yoğunluğu belirgin bir şekilde fazla olacaktır [2].

Stålberg ve Sanders tek lif EMG elektrodu kullanarak 1996 yılında lif yoğunluğu hesabı konusunda bir çalışma yapmışlardır. Birbirinden ayrı şekilde gözüken piklerinin sayısının lif sayısını verdiğini göstermişlerdir. Nöropatik hastalıklarda sinir hasarının ertesinde 3-4 hafta içerinde lif yoğunluğunun arttığının iğne EMG'si ile tespit edildiğini belirtmişlerdir [67]. Şekil 2.10'da EMG Simülatörü ile hazırlanmış örnek bir senaryoda elektrodun görme alanı içerinde bulunan 3 adet değişik çaplı lifin üretmiş olduğu 3 pikli sinyal görülmektedir. Ölçüm nöromüsküler kavşak ile tendon ortasına yakın bir konumdan alındığından pikler birbirinden ayrık gözükmektedir.



Şekil 2. 10 Simülatörde 3 adet kas lifinin ürettiği MÜAP

Daha güçlü bir kasılma için daha fazla motor ünitenin devreye girmesi gerekmektedir. Lukacs M. ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmanın amacı düşük ve yüksek kasılmanın lif yoğunluğuna olan etkisini araştırmaktır. Daha yüksek kasılmada motor ünite bölgesinin büyüdüğü, motor ünite potansiyellerinin ortalamasının daha yüksek çıktığı fakat lif yoğunluğuna bir etkisi olmadığını göstermişlerdir [68].

Tek lif aksiyon potansiyelinin tepeden tepeye gerilimi kayıt elektrodu uzaklaştıkça azalmaktadır. Daha büyük çaplı kas lifleri daha fazla aksiyon potansiyeli üretir bu sebepten daha uzak mesafeden algılanabilirler. Motor ünitedeki tüm lifler elektrodun algılama mesafesinin dışında olsa bile aksiyon potansiyeli üretmektedir ve lif yoğunluğu ölçümlerine etki edecektir. Hilton-Brown ve arkadaşları tek lif EMG elektroduyla bir simülasyon senaryosu oluşturmuşlar ve lif yoğunluğunu hesaplamaya çalışmışlardır [42].

Thiele B. ve Stålberg'in yaptığı çalışma nöropatisi olan farklı hastalık gruplarında lif yoğunluğunun değişimini gözlemleme amaçlıdır. Üç farklı hastalık grubu vardır. Bunlar sırasıyla üremik, diyabetik ve alkoliklerdir. Nöropatileri olmalarına rağmen üremik ve diyabetiklerin lif yoğunlukları normal bir insanınkine göre farklılık göstermemiştir fakat alkoliklerde reinervasyon sonucu lif yoğunluğunda belirgin bir artış görülmüştür [60].

Neill ve Swash'ın yaptığı çalışmada Tek Lif EMG elektroduyla aynı motor üniteye ait kas liflerinin 20 farklı kayıtta ortalamasını almışlardır. Filtre ayarları alt kesim frekansı

olarak 500 Hz, üst kesim frekansı olarak ise 16 KHz seçilmiştir. Kol ile bacak kasları için kabul gören, 200 µV üzerinde genlik ve 300 ms'den kısa yükselme zamanları olan değerler tetik potansiyelleri olarak kullanılmıştır. Fakat bu çalışmadaki kas grubunda motor ünite aksiyon potansiyelleri daha düşük olduğundan, genlik değeri 150 µV olarak belirlenmiştir. Aynı yaştaki kadın ve erkeklerde lif yoğunluklarında fark görülmemiştir. 60 yaş ve üzeri kişilerde ise lif yoğunluğu artmıştır [64].

BÖLÜM 3

MATERYAL VE YÖNTEM

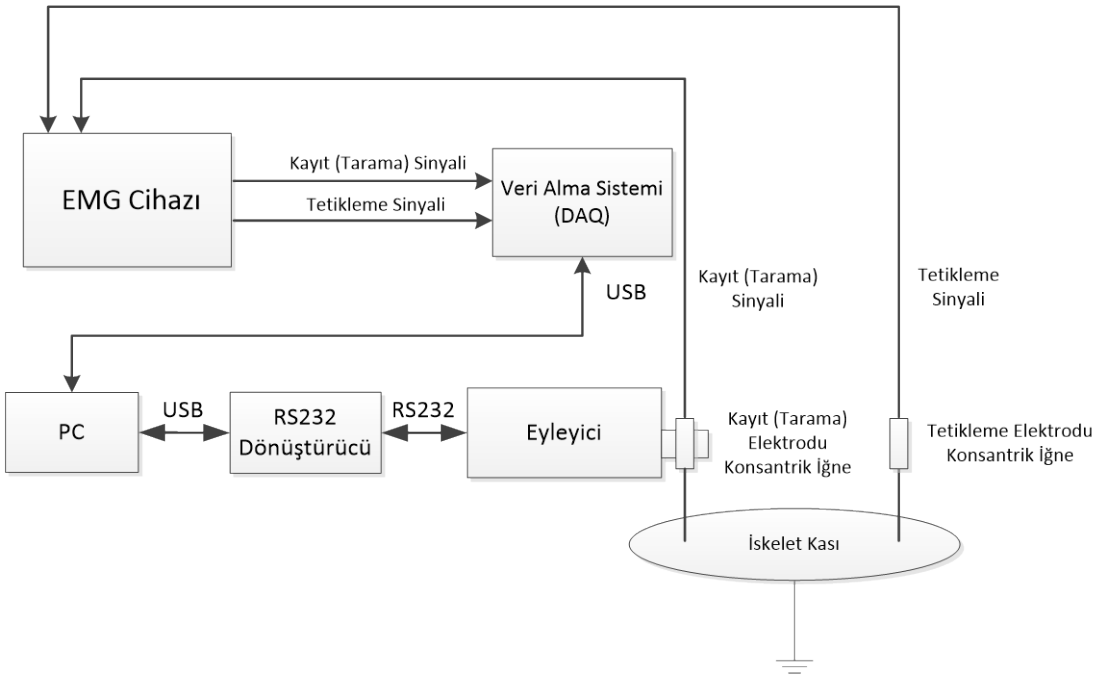
3.1 Materyal

Bu tez çalışmasında kullanılacak verilerden ilki EMG Simulator v3.6 yardımıyla elde edilen hastalık senaryolarını içeren veri setlerinden oluşturulan simülasyonlardır. Bir diğeri ise hastalardan alınacak olan biyolojik verilerdir. Hastalardan alınan verileri etkileyen bozucu birçok etmen vardır. Bunlardan bazıları hastaya bağlanan cihazlardan gelen gürültü, elektrotlardan gelen gürültü ve iğne elektrot kastan adım adım yukarı çekilirken sinyallerde oluşacak hareketten doğan bozulmalardır. Bu sinyallerin işlenebilir hale getirilmesi için çeşitli filtreleme işlemlerinden geçmesi gerekmektedir. Medyan filtre, Wiener filtresi, Kalman filtresi bu filtrelere örnek olarak verilebilir.

Simülasyon verileri dışında gerçek hasta verileri de alınacağından dolayı İstanbul Tıp Fakültesi'nden gerekli etik kurul onayı alınmıştır. Hastalardan alınacak olan gerçek veriler Nöroloji Ana Bilim Dalı Nöromüsküler Hastalıklar EMG Laboratuvarından temin edilecektir.

3.1.1 Çalışma Düzeneği

Düzenekte kullanılacak olan elektrotlar iki adet konsantrik iğne elektrodudur. Bunun dışında konsantrik iğne elektrodunun hareketini sağlayacak bir eyleyici, EMG cihazı, veri alma sistemi (DAQ), cihazların birbiriyle bağlantısını sağlayacak dönüştürücü devreler ile kablolar ve alınan bilgileri işleyebilmek için Matlab yüklü bir bilgisayar kullanılacaktır. Düzeneğin blok diyagramı Şekil 3.1'deki gibidir.



Şekil 3. 1 Çalışma düzeneği blok diyagramı

Taramalı EMG yöntemi ile konsantrik iğne elektrodu kullanılarak adım adım elektriksel aktivite kaydedilecektir. Bu düzenekte iki farklı elektrot kullanılacaktır. İlki kayıt (tarama) işlemi için ikincisi ise tetikleme işlemi için kullanılacaktır.

Kaydeden elektrot yukarıya doğru belli bir adım uzunluğunda çıkarak her adımda motor ünite aksiyon potansiyelini tespit eder. Tetikleme elektrodu ise incelenmekte olan motor üniteye ait olan kas lifinden tek lif aksiyon potansiyelini (TLAP) tespit eder. Bu tek lif aksiyon potansiyeli, motor ünite tarafından üretilen eşzamanlı motor ünite aksiyon potansiyellerini ayırt etmek için kullanılır.

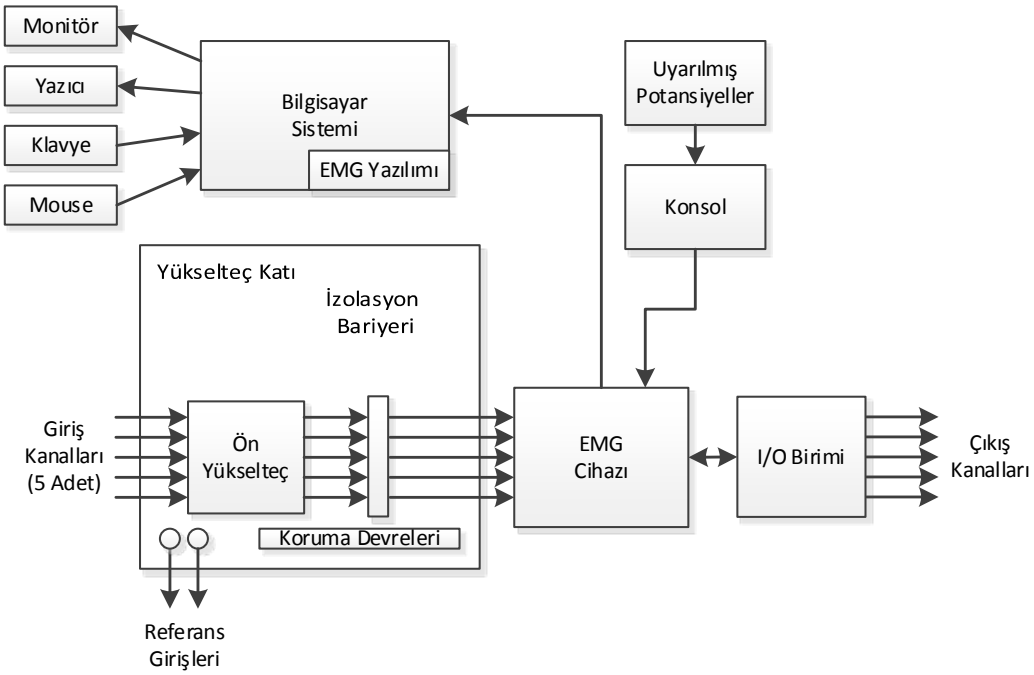
Eskiden yapılmış olan çalışmalarda taramalı EMG yönteminde tetikleyici elektrot olarak tek lif EMG elektrodu kullanılmıştır [8], [19], [22]. Bu elektrot bu amaca özel olarak tasarlanmış ve imal edilmiş olan bir elektrottur. Tek bir kas lifinin ürettiği potansiyele seçici olmakla beraber bazı dezavantajları mevcuttur. Bu elektrot diğer pek çok elektrot tipine kıyasla pahalı olmasının yanı sıra sterilizasyona tabi tutularak defalarca kullanılmaktadır. Sterilizasyon işlemi zamanla elektroda zarar verebilmektedir. Bu yüzden zaman içerisinde işlevselliğini yitirmektedir [13]. Bu sorunun üstesinden gelebilmek için daha düşük maliyetli, tek kullanımlık olan konsantrik iğne elektrodu,

EMG sisteminin yüksek geçiren filtresinin alt kesim frakansını 2 KHz'ye ayarlamak vasıtasıyla bu işlem için kullanılabilmektedir.

Kaydedici ve tetikleyici olan bu iki elektrot elektromiyograf cihazının ön yükseltecinin iki ayrı kanalına takılır.

3.1.2 Elektromiyografi Cihazı

EMG cihazı kayıt ve tetikleme elektrotlarından alınan EMG sinyallerini filtreleme ve yükseltmede görevlidir. Ayrıca bu ölçülen sinyaller kayıt sırasında bir göstergeden gözlemlenebilir. Bu sistemde ortak mod reddetme oranı (CMRR) 100 dB'den daha yüksek olan elektriksel olarak izole edilmiş ön yükselteçler bulunur. Yüksek geçiren filtrenin alt kesim frekansı 0.1 Hz ile 10 KHz arasında değiştirilebilir ve alçak geçiren filtrenin üst kesim frekansı 20 Hz'ye kadar ayarlanabilir. Giriş direnci 200 MΩ'dur. Genlik çözünürlüğü 16 bittir. Örnekleme frekansı her yükselteç için 48 KHz'dir. Sistemin blok diyagramı Şekil 3.2'de görülmektedir.



Şekil 3. 2 EMG sistemi blok diyagramı

Hastadan gelen elektrotlar yükseltecin girişine bağlıdır. Sistem 5 farklı kanaldan girişi desteklemektedir. Bu devre EMG sisteminin diğer bileşenlerinden izoledir. Yükseltme

ve filtreleme işlemlerini yerine getirir. Ayrıca hasta ile cihaz arasında koruma sağlamak için gerekli elektronik devreleri içerir.

EMG cihazı ise diğer tüm donanımın bulunduğu harici bir yapıdır. EMG cihazına bağlı olan konsol veri kaydının başlatılması, alınan sinyallerin istenilen şekilde görülebilmesi için ölçeklenmesi ve uyarılmış potansiyellerin tek seferlik veya periyodik olarak gönderilmesi için gerekli ayar düğmelerini içerir. Çıkış kanallarından her giriş için ses alınabilmektedir.

Bilgisayar sisteminde ise EMG cihazına özel yazılım yüklüdür. Sistemin arayüzü mouse ve klavye kullanmayı mümkün kılmaktadır. İşaretlerin görüntülenmesi bilgisayarın kendi monitöründen yapılmaktadır. Yazıcı vasıtasıyla kaydedilen sinyallerin çıktısı alınabilmektedir.

Kayıt elektrodunun bulunduğu kanal için bant geçiren filtre ayarları alt kesim frekansı 10 Hz, üst kesim frekansı ise 10 KHz'ye ayarlanır. Tetikleme elektrodunun filtre ayarları ise sırasıyla 2 KHz ve 10 KHz'dir. Tetikleme elektrodu olarak TLEMG elektrodu yerine KİE kullanılmasının sebebi bu elektrotların hem daha ucuz olması hem de daha düşük bir kasılma seviyesi gerektirmesiyle beraber tek kullanımlık olmasıdır. Bu yüzden de hastalar tarafından daha çok tercih edilirler [69].

3.1.3 Veri Alma Sistemi (DAQ)

Hastalardan ölçülen sinyallerin kaydedilmesi için EMG cihazından gelen sinyallerin sayısal olması gerekir. Eğer cihazdan gelen sinyaller analog ise sayısala dönüştürülmesi gerekmektedir.

Bu çalışmadan kullanılan EMG cihazı masaüstü bir bilgisayar ile birlikte çalıştığından yapılan kayıtlar da sayısal biçimdedir.

EMG cihazının veri alma sistemi arka arkada 600 sinyal kaydedebilmektedir. Her bir sinyalin uzunluğu 100 ms olmaktadır ve her sinyal 1000 örnekten oluşmaktadır.

Kaydedilen sinyaller evrensel seri veriyolu (USB) aracığıyla üzerinde çalışmak üzere başka bir bilgisayara aktarılabilmektedir.

3.1.4 Bilgisayar Sistemi ve Arayüz Yazılımı

İğne elektrodun aşağı ve yukarı hareketi bilgisayar tarafından kontrol edilen eyleyici vasıtasıyla olmaktadır. Eyleyicinin konumu µm mertebesinde ayarlanabilmektedir. İğnenin adım sayısı, periyodu ve konumu yazılım ile ayarlanabilmektedir. İğne elektrot otomatik olarak belli bir konumdan başlatılıp, belli adım sayısında ve hızda aşağı veya yukarı olarak doğrusal hareket yapabilmektedir.

Bilgisayar sistemi alınan verileri "txt" formatında kaydedebilmektedir. Bu veriler Matlab tarafından okunup işlenebilmekte ve motor ünitenin incelenebilmesi için üç boyutlu bir grafiğinin çıkarılmasında kullanılabilmektedir.

3.1.5 Eyleyici

Tarama elektrodunun yukarı doğru hareketi bir eyleyici vasıtasıyla olmaktadır. Eyleyici içerisinde bulunan adım motoru sayesinde µm mertebesinde hareket elde edilebilmektedir. Konsantrik iğne elektrodunun kas içerisinde toplam hareketi yaklaşık 3 cm olacaktır. Adım aralığı da buna göre ayarlanabilmektedir. Eyleyici seri port üzerinden bilgisayar bağlıdır ve yazılan bir yazılım ile eyleyicinin hareketi denetlenecektir.

Bu çalışmada kullanılan eyleyici Zaber firmasının T-LA serisinin bir ürünüdür. Bilgisayardan yazılım aracılığı ile kontrol edilebilen 0.1 µm adım çözünürlüğü olan ve 60 mm hareket mesafesi bulunan bir cihazdır. Birden fazla cihaz birbirine kaskad bağlanıp kullanılabilmektedir.

Eyleyicinin konumu Rs-232 arayüzünden gelen komut ile değişmektedir. Eyleyici güç bağlantısı kesilse bile konumunu koruyabilmektedir. Motora komut gelmediği durumlarda ise motora gelen güç kesilir ve böylece motor soğuk kalabilmektedir.

Motora bağlı olan hareketli aksam dönmemektedir ve sadece ileri veya geri yönde doğrusal hareket sağlamaktadır. Eyleyicinin detaylı özellikleri aşağıda verilmiştir.

- Mikro adım boyutu: 0.09921875 µm
- Mikro adım başına dönüş derecesi: 0.1171875 derece
- Bir tam tur için adım sayısı: 3072

- Bir tam tur için kat edilen mesafe: 0.3048 mm
- Hareket mesafesi: 60 mm
- Maksimum hız: 4 mm/s
- Dahili mikrodenetleyici
- Haberleşme arayüzü: Rs-232
- Maksimum çekilen akım: 300 mA
- Besleme gücü: 12-16 VDC
- Motorun çalışma sırasında çıkacağı maksimum sıcaklık: 75^{o}C
- Endüktans: 55 mH
- Veri kablosu bağlantısı: Minidin 6
- Çalışma sıcaklığı aralığı: 0-50^{o}C
- Ağırlığı: 140 gram

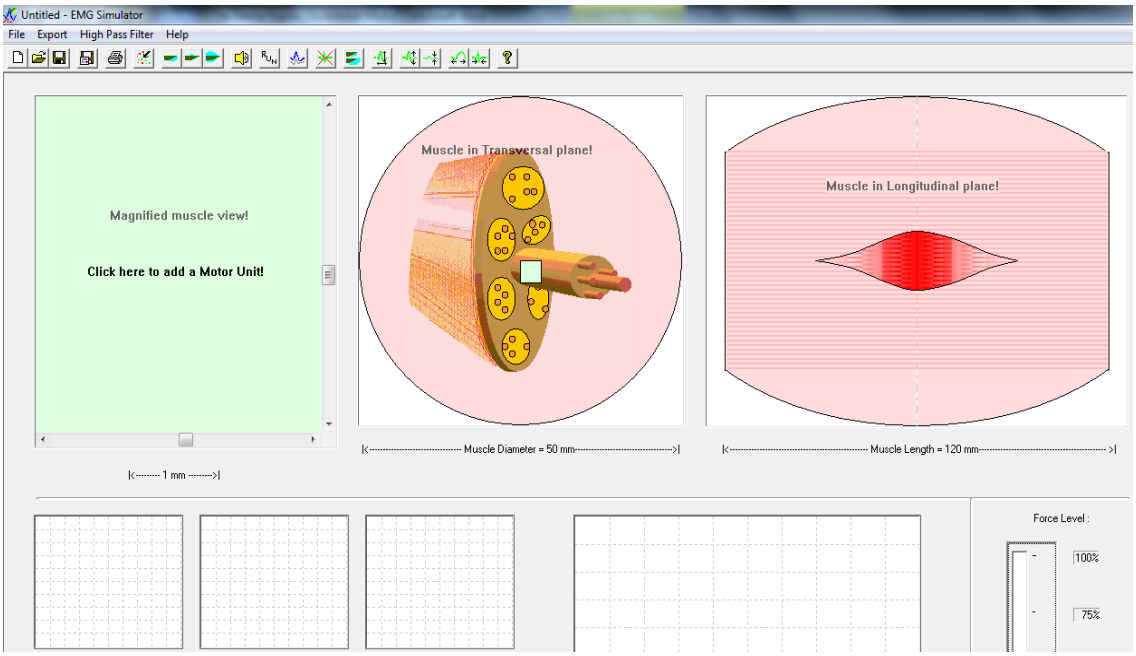
3.1.6 Elektrotların Bağlantısı

EMG cihazının toprak elektrodu hastanın bileğine bağlanmaktadır. Tetikleme elektrodu konsantik iğne elektrodudur ve herhangi bir motor üniteye ait kas lifinden tek lif aksiyon potansiyeli algılanana kadar hastanın iskelet kasına batırılır. Sinyal algılanınca elektrot sabitlenir. Tarama elektrodu da konsantik iğne elektrodudur ve her iki elektrot da EMG cihazının iki kanalına bağlanır. Bu iki kanaldan sinyaller gerçek zamanlı olarak takip edilebilmektedir. Tetikleme elektroduyla eşzamanlı olan bir elektriksel aktivite tespit edildiğinde tarama elektrodu ani darbelerden (spike) arınana kadar motor ünite içerisine itilir. Alınacak olan veri bu iğnenin her yukarı doğru hareketinde elde edilmektedir.

3.1.7 EMG Simülatörü v3.6

Bu program EMG işaretleriyle çalışabilmek için Eric Stålberg ve Lars Karlsson tarafından 2000 yılında geliştirilmiştir. Bu program ile birden fazla motor ünite eklenebilmektedir ve aynı anda 6 farklı motor ünitenin aksiyon potansiyelleri gözlemlenebilmektedir.

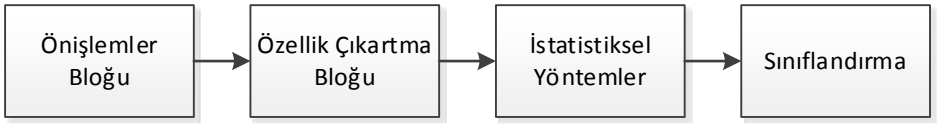
Eklenecek motor ünitenin çapı ve lif sayısı gibi değişkenler belirlenebilmektedir. Ayrıca eklenen liflerin çapları, son plak konumları ve jitter değerleri gibi bilgiler de belirlenebilmektedir. Program üç tip iğne EMG'si ile çalışmayı mümkün kılmaktadır. Bunlar konsantrik iğne, tek lif EMG ve makro EMG iğne elektrotlarıdır. İğnenin nöromüsküler kavşağa mı yoksa tendona mı daha yakın batırılacağı belirlenebilmektedir. Program kasılma şiddetini belirlemeye de izin vermektedir. Sinyaller alt kesim frekansı 2 KHz'ye kadar filtreden geçirilebilmektedir ve üzerinde çalışabilmek üzere "txt" formatında çıktı verebilmektedir. Programın ana ekranı Şekil 3.3'te görülmektedir.



Şekil 3. 3 EMG simülatörü ana ekranı

3.2 Yöntem

Bu çalışmada izlenecek olan yolu gösteren blok diyagram Şekil 3.4'te görülmektedir.



Şekil 3. 4 Yöntem blok diyagramı

3.2.1 Ön İşlemler Bloğu

Taramalı EMG yöntemi ile hastalardan elde edilen işaretler zaman zaman bozulmuş ya da gürültülü olarak elde edilmektedir. Hastaya bağlanan cihazlardan gelen gürültü, elektrotların anten gibi davranıp gürültü yaratması gibi problemlerle karşılaşılmaktadır. Ayrıca iğne elektrodun eyleyici ile her adımda yukarı çekilmesi sırasında işaret bozulmaları meydana gelmektedir. Bu bozulmanın sebebi işareti kaydetme anının iğnenin hareket ettiği ana denk gelebilmesidir. Bu problemleri çözebilmek için alınan işaret dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme ve kırpma filtresi gibi çeşitli filtreleme işlemleri ile pencereleme işlemlerinden geçirilmelidir. Ayrıca her adımda alınan işaretlerde, bu işaret dizisinin arasından en uygun işareti seçmek gibi işlemler de bu blokta yapılacak olan işlemlerdendir.

3.2.2 Öznitelik Çıkarma Bloğu

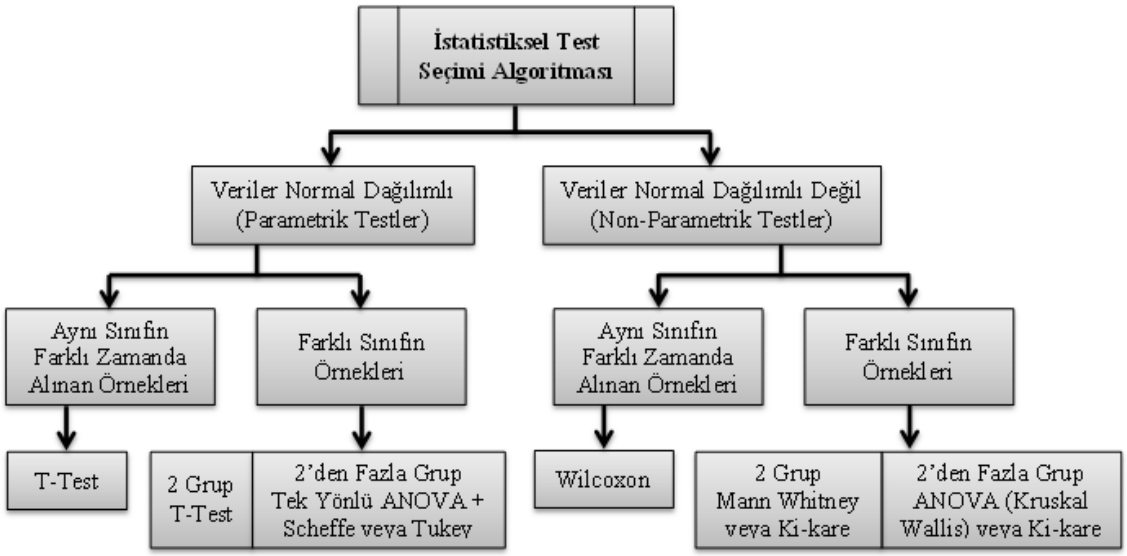
Önişlemler bloğunda yapılan işlemler sonucu elde edilen temizlenmiş işaret üzerinde hastalıkların ayırıcı tanısına destek olabilecek yeni öznitelikler çıkarılacaktır. Hastalıkların tanımlayıcı özellikleri incelendiğinde bu özniteliklerden bazıları pik sayısı, maksimum genlik, maksimum genliğin olduğu fazın süresi, motor ünitenin kesit uzunluğu, motor ünitenin fraksiyonları, sessiz (boş) periyotlar ve lif sayısı gibi özniteliklerdir.

3.2.3 İstatistiksel Yöntemler

Çıkarılan yeni öznitelikler doğrudan kullanılmak yerine istatistiksel yöntemler kullanılarak ayırıcı tanıya olan etkileri araştırılacaktır. Bu blokta taramalı EMG yöntemiyle her adımda elde edilen verilerin özniteliklerinin ortalaması, varyansı, korelasyonu gibi istatistiksel özellikleri incelenecektir.

Ortalama, standart sapma, medyan gibi değerler tanımlayıcı istatistikler olarak adlandırılır. Kullanılacak olan istatistiksel testler elde olan verinin normal dağılım gösterip göstermemesine göre değişmektedir. Normal dağılım gösteren verilerde parametrik testler uygulanırken, normal dağılım göstermeyen verilerde non-parametrik testler uygulanır. Kullanılacak olan testin seçimi yapılırken, verilerin aynı

sınıfın farklı zamanlardaki ölçümleri mi yoksa farklı sınıflara ait veriler mi olduğuna dikkat edilmelidir. Aynı zamanda veri grubunun sayısı da yine kullanılacak olan testi değiştirmektedir. Örneğin normal dağılım gösteren verilerde veri grubu sayısı 2 ise t-testi uygulanır, grup sayısı ikiden fazla ise tek yönlü ANOVA tercih edilmektedir. Şekil 3.5 istatistiksel test seçiminde kullanılacak algoritmayı göstermektedir [70].



Şekil 3. 5 İstatistiksel test seçimi algoritması

Bu çalışmada kullanılacak olan yöntemler arasında ANOVA, Tukey, Scheffe ve ki-kare testi sayılabilir. ANOVA ikiden fazla veri grubu olduğunda kullanılır. Varyans analizi temelli bir karşılaştırmadır. Çoklu gruplar arasında farkın olup olmadığını belirler. Grup sayısı ne kadar fazla olursa olsun herhangi birinin farklı sınıfta olması yeterlidir ve bu grupta fark olduğu sonucunu verir. ANOVA hangi grubun fark yarattığını göstermez bu sebepten ANOVA sonrası Post Hoc analizi yapmak gerekir. Normal dağılım gösteren sınıfların ikili olarak farklılıklarına bakmak adına kullanılabilecek olan analiz yöntemlerinden ikisi Scheffe ve Tukey'dir. Örnekler arasındaki değişimin anlamlı olup olmadığına karar vermekte kullanılırlar. Scheffe veri gruplarında örnek sayıları farklı olduğunda kullanılır. Tukey ise veri gruplarında örnek sayıları aynı ve grup sayısı fazla ise tercih edilmektedir [71].

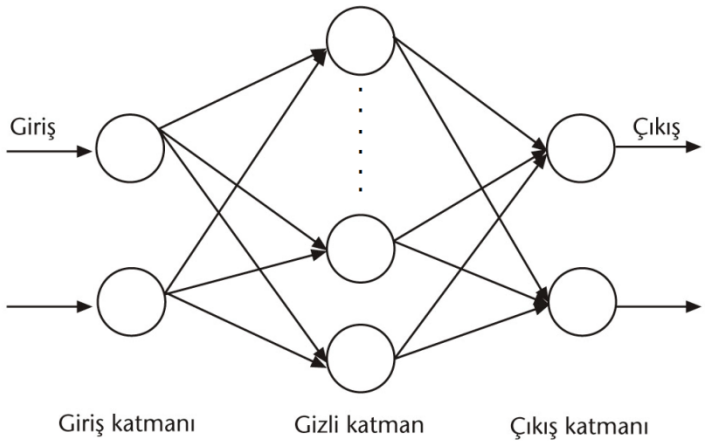
Ki-kare aynı sınıfın iki veya daha fazla örnekleri için kullanılır. Ki-kare testi özellikle örnekler arasındaki ilişkiyi incelemek için kullanılsa da veriler arasındaki farkın incelemesinde de kullanılabilmektedir [72]. Örnekler arasındaki değişimin anlamlı olup olmadığına karar vermekte kullanılır.

İstatistiksel testlerden elde edilen sonuçlara göre bir sonraki sınıflandırma bloğunda kullanılmak üzere yeni bir veri seti elde edilecektir.

3.2.4 Akıllı Sistemlerle Sınıflandırma

İstatistiksel yöntemler sonucu etki değeri yüksek olan özniteliklerle akıllı sistemler kullanılarak hastalıklar sınıflandırılacaktır. Akıllı sistemler olarak kullanabilecek yapılara örnek olarak yapay sinir ağları (YSA), radyal temelli fonksiyon (RBF) ağları, destek vektör makinaları (SVM) verilebilir.

Yapay sinir ağları eğitilebilen, adaptif ve kendi kendine organize olabilen yapılardır. Biyolojik nöronu baz alan yapay nöronları kullanır. Katmanlı bir yapısı vardır. Her katmanda doğrusal veya doğrusal olmayan aktivasyon fonksiyonları bulunur. Tek yönlü yollarla birbirine bağlanan işlemsel elemanlardan oluşur. Bağlantı yolları ağırlıklıdır. Daha önce öğrendiği bilgiyi eksik veya bozuk giriş verildiği zaman bile yeniden üretebilir. Eğiticili veya eğiticisiz olarak yapı kurulabilmektedir. Örnek bir YSA bloğu Şekil 3.6'da görülmektedir.



Şekil 3. 6 Temel YSA bloğu

RBF ağının bir gizli katmanı vardır. Radyal tabanlı ağlar belirlenmiş ortalama karesel hata hedefine ulaşıncaya kadar gizli katmanına nöron eklerler. Girişten gizli katmana olan bağlantılar ağırlıksızdır. Yayılma parametresi büyük seçilirse fonksiyonun yaklaşımı daha yumuşak olur. Çok büyük yayılma demek hızlı değişen fonksiyon için daha fazla nöron gerektiği anlamına gelir. Çok küçük yayılma ise iyi genelleme performansı vermez.

Destek vektör makineleri öğrenme, sınıflandırma, kümeleme, yoğunluk tahmini ve verilerden regresyon kuralları üretmek için kullanılan bir makine öğrenme algoritmasıdır. SVM'de amaç, sınıfları birbirinden ayıran optimum hiper düzlemi tespit etmektir.

BÖLÜM 4

NÖROMÜSKÜLER PARAMETRELERİN BELİRLENMESİ VE ANALİZİ

Tez çalışmasında hastalık türlerinin tanımlanabilmesi ve sınıflandırabilmesi için öncelikle simülatör üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Bazı öznitelikler tanımlanmış ve bu özniteliklerin sınıflar üzerinde ayırıcı tanıya etkisi araştırılmıştır. Bu özniteliklere yönelik istatistiksel değerler hesaplanıp bir veri seti oluşturulmuş ve çeşitli sınıflandırıcılarla sınıflandırma başarısına bakılmıştır. Çalışmada kullanılan biyolojik veriler İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Nöroloji Ana Bilim Dalı Nöromüsküler Hastalıklar EMG Laboratuvarı'ndan alınmıştır. Çalışma süresi dahilinde etik kurul onayı alınmış olup, biyolojik veriler normal bireyler ile hasta bireylerden gönüllü olarak alınmıştır.

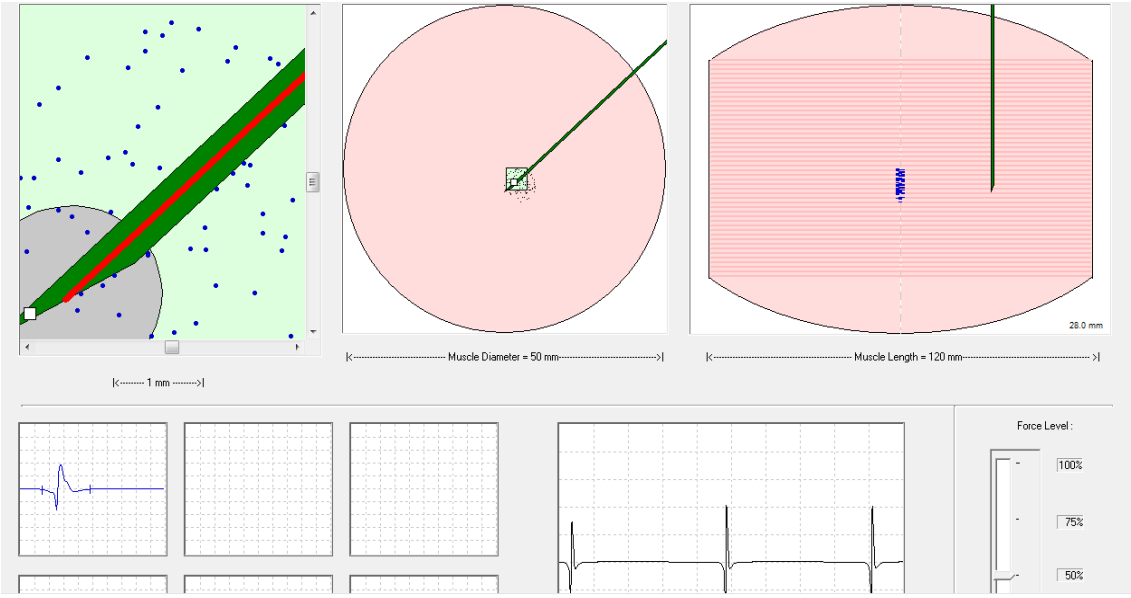
4.1 Simülasyon Verilerinin Oluşturulması ve Sınıflandırılması

Nöromüsküler hastalıkların tanımlayıcı özelliklerinden faydalanarak üç farklı simülasyon senaryosu oluşturulmuştur. Bu senaryolar sırasıyla norojenik, miyopatik ve normal bireyleri içermektedir. Her senaryo için 50 'şer adet motor ünite hazırlanmıştır ve toplamda veri setinde 150 örnek bulunmaktadır.

4.1.1 Motor Ünitelerin Oluşturulması

Normal bireylerin özelliklerini içeren hastalık senaryosunda motor ünite çapı 2.5mm, lif sayısı ise 100 olarak belirlenmiştir. Lif çapları 50±5 µm, motor son plak konumu ±1 mm, jitter değeri ±20 µs olarak belirlenmiştir [79]. İğne olarak konsantik iğne kullanılmıştır. İğne noromüsküler kavşak ile tendonun tam ortasına konumlandırılmıştır. İğnenin bulunduğu her konumda önce filtresiz daha sonra ise alt kesim frekansı 2 KHz'lik filtreden geçirilmiş işaretlerin kaydı alınmıştır. İğne motor ünitenin dışında başlayıp

adım adım çekilerek tüm motor üniteyi tarayarak diğer bir ucundan çıkartılmıştır. Bu işlem sırasında yaklaşık 28 adet ile 32 adet arasında tarama işareti kaydedilmiştir. Normal bireye ait örnek bir senaryoya ilişkin lif dağılımı Şekil 4.1'de görülmektedir.



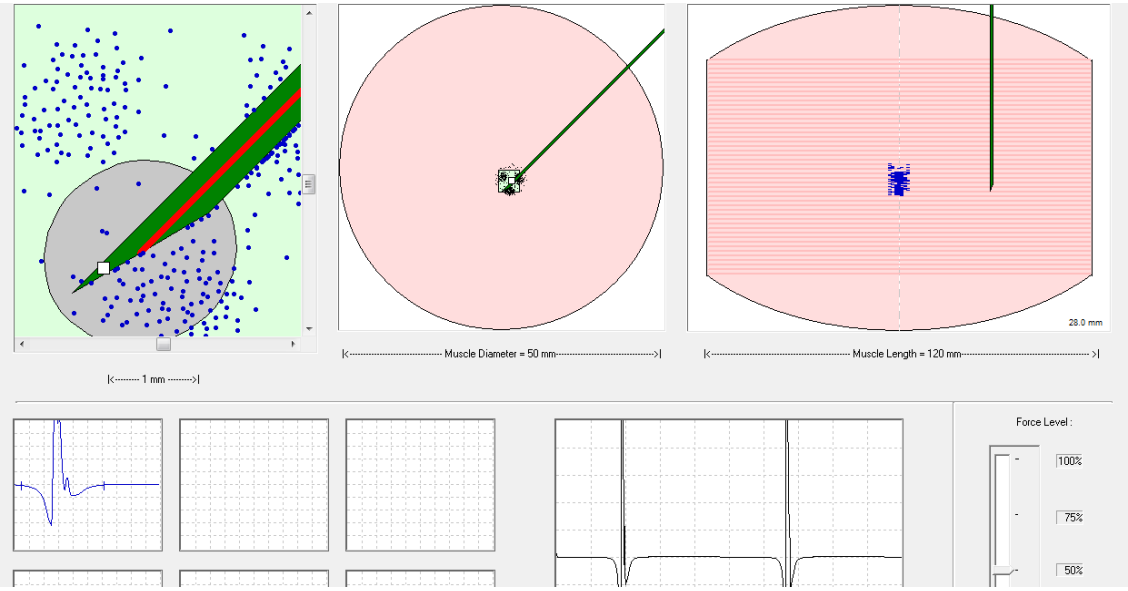
Şekil 4. 1 Normal bir motor ünitenin lif dağılımı

Nörojenik hastalıklarda motor üniteyi reinerve eden motor nöronlar sebebiyle nöromüsküler iletim anormallik gösterir. Bu sebepten motor ünite potansiyelinin salınımı artar ve yeni bileşenler motor ünite potansiyeline eklenir ve dolayısıyla genlik artar. Motor ünite aksiyon potansiyelinin süresi daha uzun olur. Motor ünite boyutu ise sabit kalmaktadır. Kas lifleri sayısında da artış vardır ve jitter değerleri değişkendir. Lifler motor ünitede yer yer kümelenme gösterirler. Normal bireye oranla 10 kat büyük genlikler gözlemlenebilir.

Bu özellikler göz önüne alınarak motor ünite çapı 2.5mm ve lif çapları 50±5 µm olarak seçilmiştir. Lif sayısı ise 250 ile 550 arasında değişkenlik göstermektedir. Motor son plak konumu ±2 ile ±5 mm arasında seçilmiştir. Jitter değerleri ±20 ile ±90 µs arasında değişim göstermektedir .

Nörojenik hastalık senaryosu normal senaryo üzerine çeşitli jitter değerlerine sahip çok sayıda lif eklenmesiyle elde edilmiştir [79]. Lifler motor üniteye eklenirken belli bölgelerde kümelenme yapacak şekilde yerleştirilmişlerdir.

İğne olarak konsantik iğne kullanılmıştır. İğne noromüsküler kavşak ile tendonun tam ortasına konumlandırılmıştır. İğnenin bulunduğu her konumda önce filtresiz daha sonra ise alt kesim frekansı 2 KHz'lik filtreden geçirilmiş işaretlerin kaydı alınmıştır. İğne motor ünitenin dışında başlayıp adım adım çekilerek tüm motor üniteyi tarayarak diğer bir ucundan çıkartılmıştır. Bu işlem sırasında yaklaşık 28 adet ile 32 adet arasında tarama işareti kaydedilmiştir. Nörojenik hastalığa ait örnek bir senaryoya ilişkin lif dağılımı Şekil 4.2'de görülmektedir.

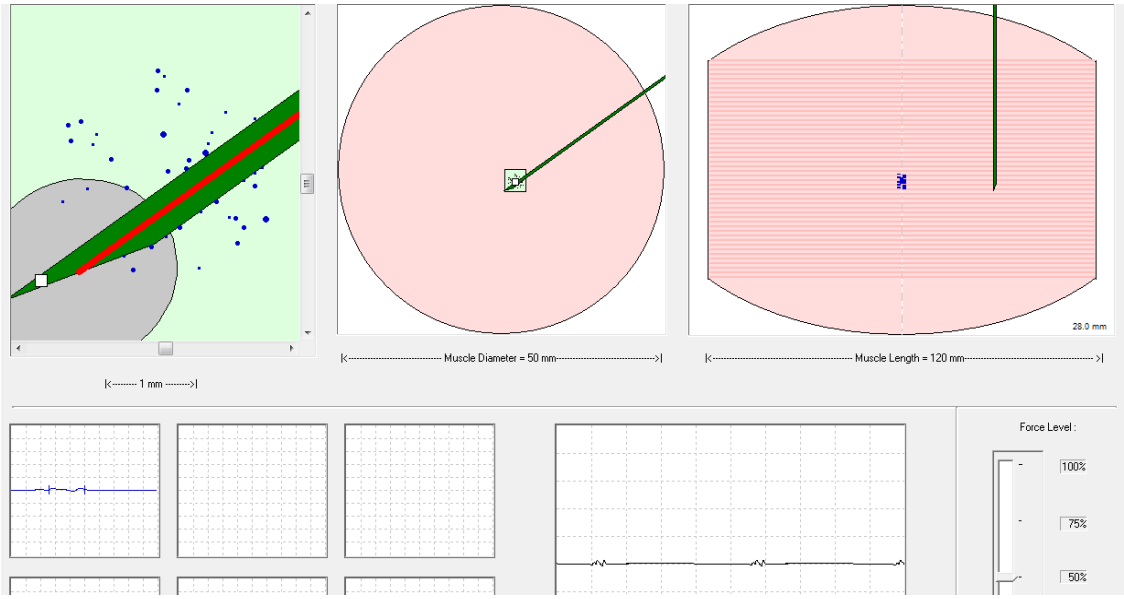


Şekil 4. 2 Nörojenik bir motor ünitenin lif dağılımı

Miyopatik hastalıklarda ise kas lifleri dejenere olur bu sebepten sayısı azalmakla birlikte lif çapları da değişkendir. Motor ünitenin de boyutu küçülmektedir. Motor ünite potansiyellerinin genlikleri genelde azdır fakat nadiren de olsa yüksek genlik gösterdikleri de olur fakat faz süreleri kısadır. Miyopatik hastalıklarda motor ünite fraksiyonlara ayrılır ve sessiz bölgeler bulunmaktadır.

Bu özelliklere göre motor motor ünite çapı 1 ile 1.5mm arasında seçilmiştir. Lif sayısı 20 ile 50 arasında değişkenlik göstermektedir. Lif çapları ise 20 ± 15 - 50 ± 30 µm arasında seçilmiştir. Böylece çeşitli boyutlarda lifler elde edilmiştir. Motor son plak konumu ±1 mm ve jitter değeri ±20 µs olarak belirlenmiştir [79]. İğne olarak konsantik iğne kullanılmıştır. İğne noromüsküler kavşak ile tendonun tam ortasına konumlandırılmıştır. İğnenin bulunduğu her konumda önce filtresiz daha sonra ise alt kesim frekansı 2 KHz'lik filtreden geçirilmiş işaretlerin kaydı alınmıştır. İğne motor

ünitenin dışında başlayıp adım adım çekilerek tüm motor üniteyi tarayarak diğer bir ucundan çıkartılmıştır. Bu işlem sırasında yaklaşık 16 adet ile 19 adet arasında tarama işareti kaydedilmiştir. Miyopatik hastalığa ait örnek bir senaryoya ilişkin lif dağılımı Şekil 4.3'te görülmektedir.



Şekil 4. 3 Miyopatik bir motor ünitenin lif dağılımı

4.1.2 Özniteliklerin Çıkarılması

Hazırlanan veri seti kullanılarak 4 öznitelik belirlenmiştir. Bunlar pik sayısı, maksimum genliğin alındığı fazın süresi, bu fazın genliği ve genlik x faz süresidir [80].

- Maksimum genlik: Temel çizgiden itibaren pozitif tarafta alınan en yüksek genliktir.
- Faz süresi: Kaydedilmiş MÜAP'ların sol tarafından ilk ve sağ tarafından son yerel minimumları arasında kalan süredir.
- Pik sayısı: Kaydedilmiş sinyallerin ikinci türevinin pozitif piklerinin toplamı olarak hesaplanır. Daha kolay hesaplanabilmesi adına 2 KHz filtreli sinyaller kullanılır. Böylece uzak liflerden gelen düşük frekanslı aktiviteler bastırılır ve pikleri saymak kolaylaşır.
- Genlik x faz süresi: Maksimum genlik ve faz süresi özniteliğinin çarpımı ile bulunur.

Bu özniteliklerin çıkarılabilmesi için bir algoritma tasarlanıp, yazılımı geliştirilmiştir. Algoritmanın adımları aşağıda verilmiştir.

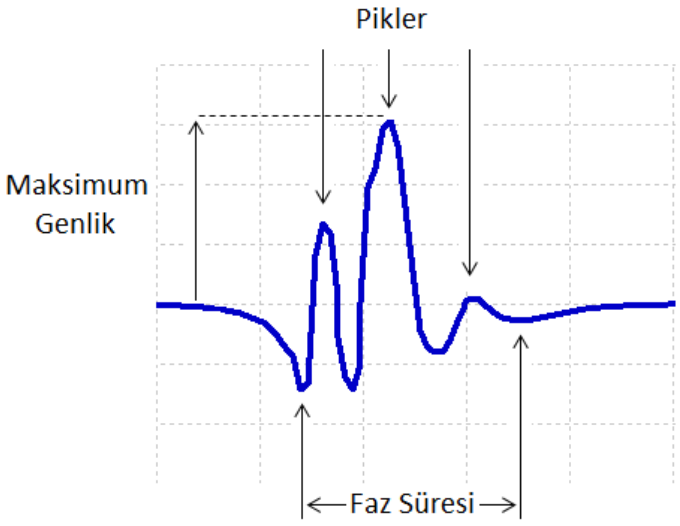
Filtresiz sinyallerden;

- Kaydedilmiş her sinyalden ilk ateşlenen sinyal seçilir
- Öznitelik 1: Maksimum genlik = Her sinyal için maksimum genlik bulunur
- Her sinyalde maksimum genliğin 40 solundan ve 40 sağından işaret kesilir
- Her sinyal için maksimum genliğin en solundaki ilk minimum ve en sağındaki son minimumlar bulunur
- Öznitelik 2: Faz Süresi = Sağ minimum – sol minimum

2 KHz filtreli sinyallerden;

- Kaydedilmiş her sinyalden ilk ateşlenen sinyal seçilir
- Her sinyal için maksimum genlik bulunur
- Her sinyalde maksimum genliğin 40 solundan ve 40 sağından işaret kesilir
- Her işaret için ikinci dereceden türev hesaplanır.
- Her sinyal için pozitif değerdeki dürtü işaretleri sayılır.
- Öznitelik 3: Pik Sayısı = Pozitif dürtü işaretlerin sayılarının toplamı

Tanımlanan özniteliklerin örnek bir EMG sinyali üzerinde grafiksel olarak gösterimi Şekil 4.4'te görülmektedir.



Şekil 4. 4 Tanımlanan özniteliklerin gösterimi

4.1.3 İstatistiksel Hesaplamalar

Her bir motor ünite için maksimum genliğin, faz süresinin, pik sayısının ve maksimum genlik x faz süresi özniteliklerinin ortalama ve varyans gibi istatistiksel değerleri hesaplanmıştır. Böylece sınıflandırma için kullanılabilecek bu değerler ile 8 öznitelikli, 3 sınıflı ve 150 örnekli bir veri seti oluşturulmuştur [81]. Sınıflara göre öznitelikler için istatistiksel değerler Çizelge 4.1'de sunulmuştur.

Çizelge 4. 1 Sınıflara göre istatistiksel değerler [Ort. ± Std. Sap.]

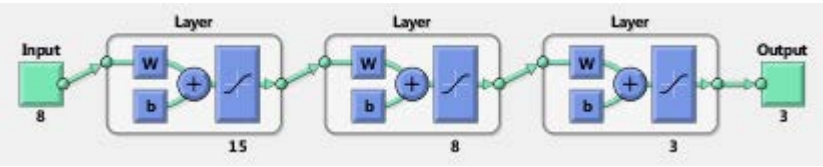
	Pik Sayısı	**Faz Süresi (ms)**	**Maksimum Genlik (µV)**	**Genlik x Süre**
Nörojenik	3,55 ± 1,38	49,07 ± 10,09	1148,69 ± 683,46	55374,16 ± 31750,29
Normal	2,16 ± 1,06	38,10 ± 10,25	411,68 ± 192,13	14766,10 ± 6255,15
Miyopatik	2,02 ± 1,60	32,59 ± 12,21	225,00 ± 147,39	6560,84 ± 4019,34

İstatistiksel veriler incelendiğinde nörojenik hastalıklar için pik sayısının, faz süresinin, maksimum genliğin ve genlik x süre özniteliğinin ortalama olarak en yüksek değerleri verdiği görülmektedir. Miyopatik hastalık için ise faz süresi, maksimum genlik ve genlik x süre özniteliği en düşük değerleri vermektedir.

4.1.4 Verilerin Sınıflandırılması

Alınan sonuçlar incelendiğinde bu üç sınıfın birbirinden ayrılabileceği anlaşılmaktadır. Bunun doğrulanması adına akıllı sistemler ile sınıflandırma çalışması yapılmıştır. Bunun için kullanılan sistemler sırasıyla YSA, RBF, SVM ve k-NN'dir. Veriseti %80 eğitim, %20 test verisine ayrılarak 5 katlamalı çapraz doğrulama yapılmıştır.

YSA olarak çok katmanlı algılayıcı (MLP) kullanılmıştır. MLP'nin iki adet gizli katmanı bulunmaktadır. Bu katmanlar sırasıyla 15 ve 8 nöron içermektedir. Levenberg-Marquardt metodu eğitme algoritması olarak kullanılmıştır. Öğrenme oranı ve momentum katsayısı sırasıyla 0.3 ve 0.5'tir. Kurulan YSA yapısı Şekil 4.5'te görülmektedir.



Şekil 4. 5 MLP ağı yapısı

RBF ağında ise yayılma parametresi 0.3 olarak belirlenmiştir. RBF algoritması sınıflandırma performansı kriterini sağlamak adına gizli katmanına 61 ile 70 arasında nöron eklemiştir. MLP ve RBF ağları ile alınan sınıflandırma sonuçları Çizelge 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4. 2 MLP ve RBF için 5 katlamalı çapraz doğrulama sonuçları

	Eğitim Başarısı	**Test Başarısı**
MLP	100	96.67
RBF	97.33	78.67

SVM yapısı aynı anda sadece iki sınıfı ayırabildiğinden veriseti öncelikle sağlıklılar ve hastalar olarak iki sınıfı ayrılmıştır. İkinci aşamada ise hastalıklar kendi içinde nörojenik ve miyopatik olarak iki sınıfa ayrılmıştır.

k-NN metodu incelenen verinin k adet en yakın komşularına göre sınıflandırma yapmaktadır. Bir veri komşularının çoğunluğuna göre sınıflandırılır. Komşusu olan sınıflardan hangisi daha fazlaysa incelenen veri de o sınıfa dahil edilir. Komşuluk değeri olan k bu çalışma için 1, 3 ve 5 olarak seçilmiştir. Çalışmanın en yüksek sınıflandırma sonucu k = 1 değeri ile alınmıştır. SVM ve k-NN algoritmaları için sınıflandırma performansları Çizelge 4.3'te verilmiştir.

Çizelge 4. 3 SVM ve k-NN için 5 katlamalı çapraz doğrulama sonuçları

	Eğitim Başarısı	**Test Başarısı**
SVM	98.67	95.33
1-NN	100	98
3-NN	98.33	96.67
5-NN	97.33	96.67

Yapılan çalışmada en yüksek sınıflandırma başarısı 1-NN algoritması ile %98 olarak alınmıştır. İkinci en iyi sonuç %96.67 ile MLP ağı ve 3-NN ile 5-NN algoritmalarına aittir. Yeni veriler eklendiğinde MLP ağı parametreleri değiştirilerek daha farklı sonuçlar alabilmek de mümkündür.

4.1.5 Lif Yoğunluğu Kestirimi

Bu veriseti ile yapılan bir diğer çalışma ise lif yoğunluğu kestirimidir. Bunun için hazırlan 150 motor ünitenin de çapları ve motor ünitede bulunan lif sayıları kaydedilmiştir. Lif

yoğunluğunun kestirimi için iki yöntem kullanılmıştır. İlkinde ortalama lif yoğunluğu aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır.

R motor ünite çapı ve L lif sayısı olmak üzere, 0.3 değeri mm cinsinden konsantrik iğnenin dış çapıdır;

$$Ortalama\ lif\ Yoğunluğu = \frac{0.3(mm)^2.L}{R(mm)^2} \quad (4.1)$$

Geliştirilen yazılım ile pik sayıları hesaplandıktan sonra, her motor ünite için lif yoğunlukları pik sayılarının ortalaması alınarak bulunmuştur. Bulunan bu değerlerin ortalama lif yoğunluğuna göre hatası hesaplandıktan sonra ortalama karesel hata değeri tüm sınıflar için Çizelge 4.4'teki gibi bulunmuştur.

Çizelge 4. 4 Lif sayılarının ortalaması ile bulunan lif yoğunlukları için ortalama karesel hata değerleri

	Nörojenik	**Normal**	**Miyopatik**
Ortalama Karesel Hata	5,26	0,93	0,79

İkinci yöntem olarak en küçük kareler yöntemi ile en ideal katsayıların kestirimi yapılmıştır. Bu katsayıların belirlenmesi için daha önce tanımlanan özniteliklerden faydalanarak lineer bir denklem oluşturulmuştur. Katsayıların kestirimi için kullanılan bu denklem aşağıda verilmiştir.

$$y = ax_1 + bx_2 + cx_3 + dx_4 \quad (4.2)$$

Sırasıyla;

- x_1 = pik sayısı,
- x_2 = maksimum genlik,
- x_3 = faz süresi
- x_4 = genlik x faz süresi
- y = ortalama lif yoğunluğu

Bu yöntem için elde edilen ortalama karesel hata değerleri Çizelge 4.5'te verilmiştir.

Çizelge 4. 5 En küçük kareler yöntemi için ortalama karesel hata değerleri

	Nörojenik	Normal	Miyopatik
Ortalama Karesel Hata	0,33	0,16	0,12

Sınıflar için tüm örneklerin lif yoğunluğu ortalamaları (4.1) ile verilen ortalama lif yoğunluğu formülüne, en küçük kareler yöntemine ve hesaplanan pik sayılarına göre Çizelge 4.6'da verilmiştir.

Çizelge 4. 6 Lif yoğunluğu ortalamaları

	Nörojenik	Normal	Miyopatik
Ortalama Lif Yoğunluklarının Ortalaması	5,75	1,50	2,02
En Küçük Kareler Yöntemine Göre Bulunan Lif Yoğunluklarının Ortalaması	5,50	2,11	1,62
Pik Sayılarına Göre Bulunan Lif Yoğunluklarının Ortalaması	3,65	2.41	2,78

4.2 Nöromüsküler Kavşak ve Tendon Yakınından Kayıtlama

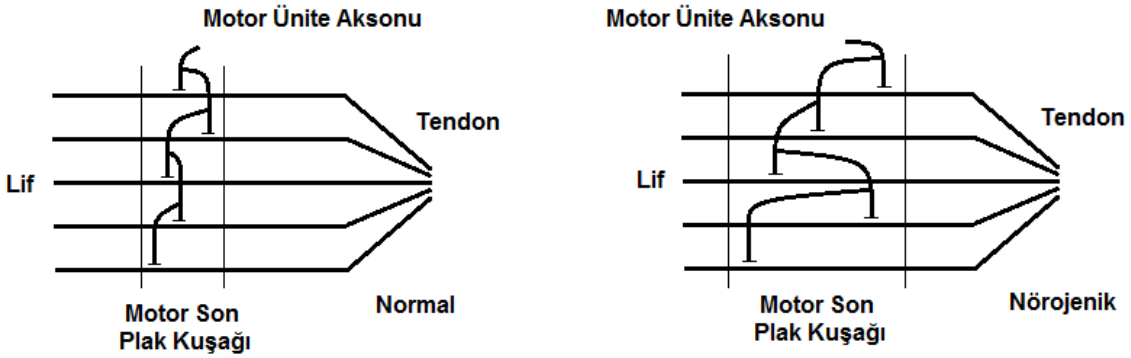
EMG cihazı ile kayıt sırasında iğne elektrotun batırılacağı yer kaydedilen MÜAP'ın şeklini oldukça etkilemektedir. Kas lifleri biseps kasında tendon boyunca paralel olarak konumlanmıştır. Formül 2.1'de verildiği gibi kas liflerinin çaplarıyla orantılı bir hızları vardır. MÜAP, her kas lifinin ürettiği aksiyon potansiyellerinin toplamından oluştuğundan kaydedilen MÜAP'ın şekli iki kayıt noktasında farklı olacaktır.

İşaretin oluşumu nöromüsküler kavşakta gerçekleştiğinden, liflerin çaplarında bir farklılık veya kavşaklarda sorun bile olsa kavşak yakınından yapılan ölçümlerde pikler birbirinden fazla ayrılmayacaktır ve bir toplam işareti görülecektir. Tendon yakınından yapılacak ölçümlerde ise işaretin kat edeceği mesafe uzadığından lif çaplarındaki değişkenlik işaretin formunu değiştirip faz süresinin uzamasına sebep olacaktır.

Miyopatik hastalıklarda kas lifleri ölmüştür veya hasar görmüşlerdir ve çapları da değişkendir ama motor üniteler sağlamdır. Sağlıklı bir bireyle aynı seviyede bir kasılmayı sağlamak için normal bir bireye göre daha fazla motor üniteye ihtiyaç duyarlar. Bu sebepten düşük frekansta birden çok motor ünite katılımı olur ve bu motor üniteler aynı anda katılım gösterirler. Kavşak yakınından ölçüm yapıldığında genellikle düşük genlikli toplamsal bir işaret beklenir. Tendona gidildikçe ise lif çapları

farkından dolayı toplamı oluşturan işaretler arasında zaman farkı olacak ve işaretler birbirinden ayrılarak daha fazla pik gözükecektir. Motor ünite potansiyeli elektrot iğnesinin gördüğü liflerin ürettiği potansiyellerin toplamından oluştuğundan tendona doğru gelindiğinde birbirlerini nötrleyerek faz iptali gerçekleşir ve genlik daha düşük olur.

Nörojenik hastalıklarda motor üniteler ölmüştür ama kas lifleri sağlamdır. Sağlıklı bir bireyde yüksek bir kasılma şiddeti için 5 Hz'de bir yeni motor ünite eklenirken bu durumda yeni bir motor ünitenin eklenmesi daha yüksek frekanslarda gerçekleşecektir. İlk motor ünite yeni destek motor ünitesi gelmediğinden frekansını arttırarak bu durumu kompanze etmeye çalışır ve daha fazla ateşleme yapar. İkinci motor ünite ancak yüksek bir frekanstan (ve kasılma şiddetinden) sonra ateşlemeye başlar. Nörojenik hastalığı olan bir bireye ait motor ünite incelendiğinde farklı motor sinirler bu motor üniteyi reinerve etmek istediğinden kuracakları nöromüsküler kavşak bağlantısı da oldukça dağınık olacaktır. Bu da motor son plak kuşağının daha geniş olmasına ve nöromüsküler kavşak yakınından bile ölçüm yapılsa başlangıçta işaretin daha uzun süreli ve daha fazla sayıda pik içermesine sebep olabilmektedir. Normal bir birey ile nörojenik bir hastanın temsili olarak motor son plak kuşağı Şekil 4.6'da verilmiştir.



Şekil 4. 6 Normal bir birey ile nörojenik bir hastanın temsili motor son plak yapısı

Nörojenik hastalıklarda tendona doğru gidildikçe miyopatik hastalık kadar olmasa da sürenin uzaması ve genliğin azalması beklenir. Bu hastalık türünde kavşaklar olgunlaşmamıştır ve nöromüsküler iletimde sıkıntılar vardır. Nöromüsküler kavşakta kaydedildiğinde ayrık gözüken işaret tendona doğru gidildikçe faz iptali yerine üstü

üste gelerek daha yüksek genlik ve daha kısa faz süresi görülmesine de sebep olabilir ama bu nadir bir durumdur.

4.2.1 Yeni Bir Öznitelik "Pik Sayısı x Faz Süresi"

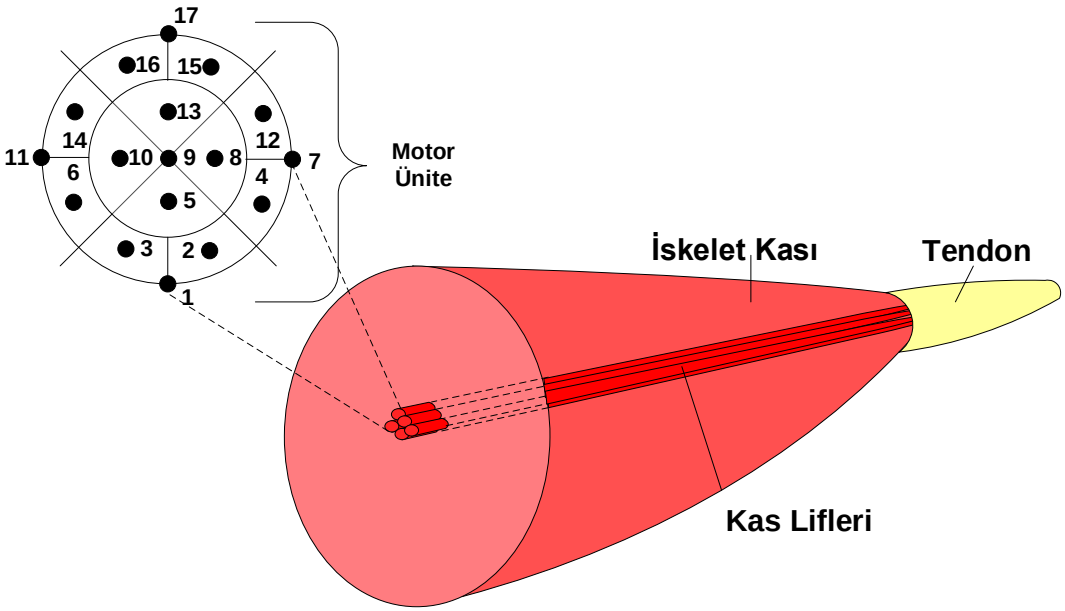
Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde ilk başta üç adet öznitelik ayırıcı tanı anlamında öne çıkmaktadır. Bunlar sırasıyla maksimum genlik, maksimum genliğin oluğu fazın süresi ve pik sayısıdır. Yapılan çalışmalar sonucunda maksimum genliğinin zaman zaman miyopatik hastalıklarda yanlış tanıya sebep olduğu görülmüştür.

Miyopatide nöromüsküler kavşaklarda sorun yoktur. Lif boyutları değişkendir bu da iletim hızına etki eder. Farklı çaplardaki liflerden gelen MÜAP tendona farklı zamanlarda ulaşacağından faz süresinde en fazla uzama miyopatik hastalıklarda olacaktır. TLAP'lar tendona doğru gidildikçe toplamsal bir işaret oluşturmak yerine ayrı ayrı gözükecektir ve bu da pik sayısını arttıracaktır. Miyopatinin ayırıcılığını daha da güçlendirmek adına yeni bir öznitelik belirlenmiştir. Bu özniteliğin adı *Pik sayısı x faz süresi*'dir. Bu yeni öznitelik miyopatik hastalık için tendon yakınından yapılan kayıtlamada daha büyük çıkacağından ayırıcılığa yardımcı olacağı öngörülmektedir. Bu yüzden *Pik sayısı x faz süresi* önemli bir parametre olarak öne çıkmaktadır.

4.2.2 Nöromüsküler Kavşak ve Tendon Simülasyon Verisetinin Oluşturulması

Kaydedilen MÜAP'ların ölçüm noktasına göre olan değişiminin araştırılması, hastalığın ayırıcı tanısına yönelik parametrelere olan etkisinin belirlenmesi amacıyla yeni bir veri seti hazırlanmıştır. Aynı zamanda filtrelemenin kaydedilen işaretlere olan etkisinin de ortaya koyulması hedeflenmiştir.

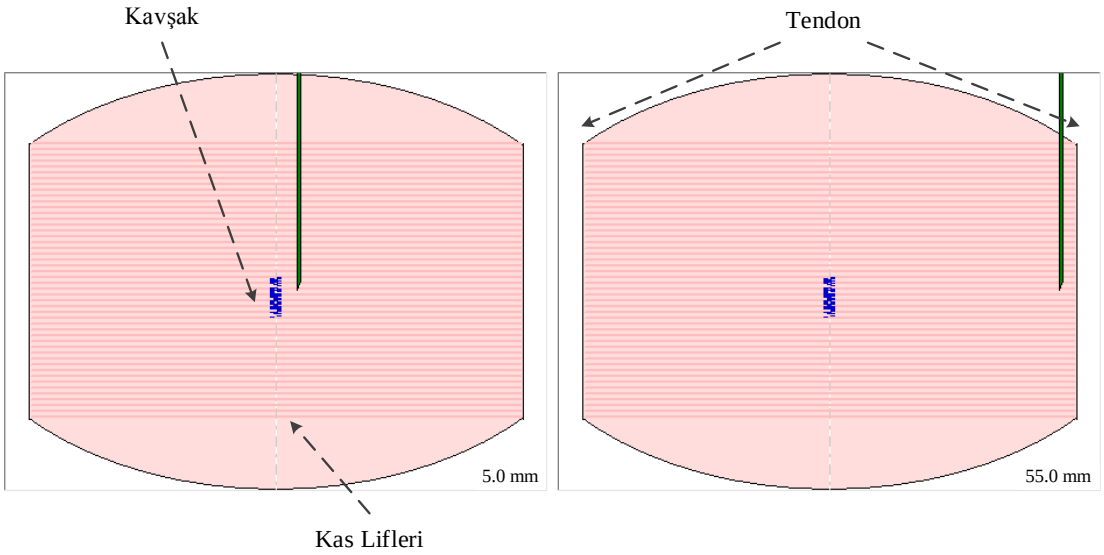
Nöromüsküler hastalıkların tanımlayıcı özellikleri göze alınarak üç farklı senaryo oluşturulmuştur. Bu senaryolar sırasıyla norojenik, miyopatik ve normal bireyleri içermektedir. Her senaryo için 5'er adet motor ünite oluşturulmuştur. Her motor üniteden 17 farklı noktadan veri kaydı yapılmıştır. Yapılan çalışmanın bir standardı olması açısından kayıt noktalarının yeri tüm motor üniteler için aynı tutulmuştur. Bu noktaların konumu Şekil 4.7'de gösterilmiştir.



Şekil 4. 7 Motor ünite bölgesi içindeki MÜAP kayıt noktaları

Her motor ünitede aynı noktadan kayıt yaparken önce filtresiz bir kayıt alınmış olup daha sonra alt kesim frekansı 1 KHz olan yüksek geçiren filtreden geçirilerek bir kayıt daha alınmış, son olarak da alt kesim frekansı 2 KHz'e çıkarılarak bir kayıt daha yapılmıştır. Aynı nokta üzerinde yapılan üç kayıt önce kayıt iğnesi nöromüsküler kavşağa yakınken daha sonra da tendona yakınken yapılmıştır. Toplamda aynı noktadan altı kayıt alınmıştır.

İğnenin kayıt konumları noromüsküler kavşağın merkezinden ve tendondan 5'er mm içeride olacak şekilde belirlenmiştir. İğnenin kayıt konumları Şekil 4.8'de görülmektedir.

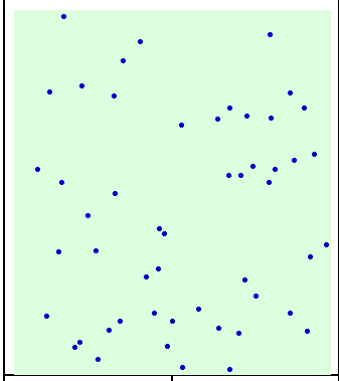
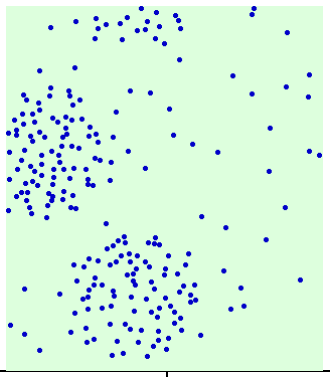
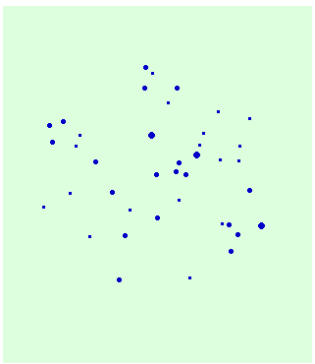


Şekil 4. 8 İğne elektrodun nöromüsküler kavşak ve tendon yakınındaki konumları

Nöromüsküler kavşağın üzeri işaretin tam oluştuğu nokta olduğundan oradan yapılan kayıtlamalarda MÜAP elektronegatif başlar ve kısa süreli, keskin yükselme zamanlı olur. Tendon hizasından yapılacak kayıt da işaretin tam sönümlendiği nokta olacağından işaretin elektronegatif fazı çizilmez, sadece yaklaşma potansiyeli olarak elektropozitif defleksiyon izlenebilir [73]. Bu sebepten kayıtlar 5'er mm içeriden alınmıştır.

Hazırlanan senaryoların motor ünite özellikleri, lif özellikleri ve liflerin motor ünite içerisindeki dağılımı Çizelge 4.7'de özet olarak verilmiştir.

Çizelge 4. 7 Motor üniteler ve kas liflerinin parametreleri

Normal Motor Ünite				Nörojenik Motor Ünite				Miyopatik Motor Ünite			
											
Motor Unite Özellikleri		Lif Özellikleri		Motor Unite Özellikleri		Lif Özellikleri		Motor Unite Özellikleri		Lif Özellikleri	
#L[1]	100	R	50 ± 5 µm	#L	350 - 450	R	50 ± 5 µm	#L	30 - 40	R	35 ± 15 - 50 ± 25 µm
Mr	2.5 mm	MSP	0 ± 1 mm	Mr	2.5 mm	MSP	0 ± 5 mm	Mr	1 - 1.5 mm	MSP	0 ± 1 mm
MinAF	5 Hz	Gec	500 µs	MinAF	5 Hz	Gec	500 µs	MinAF	5 Hz	Gec	500 µs
MaxAF	30 Hz	Jit	20 µs	MaxAF	30 Hz	Jit	20 - 100 µs	MaxAF	30 Hz	Jit	20 µs
GE	30%			GE	30%			GE	30%		

Daha önce önerilen Pik sayısı x faz süresi özniteliğinin de eklenmesiyle toplam 5 öznitelik belirlenmiştir. Bunlar sırasıyla maksimum genlik, maksimum genliğin olduğu fazın süresi, pik sayısı, maksimum genlik x faz süresi ve pik sayısı x faz süresi'dir. Faz süresi hariç diğer 3 özniteliğin tanımı bölüm 4.1.2'de verildiği gibidir. Faz süresinde ise tendona doğru gidildikçe MÜAP uzayacağından, işaret maksimum genliğin bulunduğu konumdan ileri 500 geriye ise 299 örnek olacak şekilde toplam 800 örnek olarak kesilmektedir. Pik sayısı x faz süresi özniteliği de adından anlaşıldığı gibi iki özniteliğin çarpımıyla hesaplanmaktadır. Maksimum genlik x faz süresi özniteliği özellikle

[1] #L = Lif sayısı; Mr = Motor ünite yarıçapı; MinAF = Minimum Ateşleme Frekansı; MaxAF = Maksimum Ateşleme Frekansı; GE = Güç Eşiği; R = Çap; MSP = Motor son plak pozisyonu; Gec = Gecikme; Jit = Jitter.

nörojenik hastalık türleri için nöromüsküler kavşak yakınından kayıt yapılırken belirleyicidir. Pik sayısı x faz süresi ise tendon yakınından kayıtlama yaparken özellikle miyopatik hastalıklar için belirleyicidir. Miyopatik hastalıklarda lif çaplarındaki farklılıktan tendona doğru gidildikçe hem faz süresi uzayacak hem de MÜAP'larda daha fazla saçaklanma olacak ve dolayısıyla pik sayısı artacaktır. Faz süresi ve pik sayısı artışı en fazla miyopatik hastalıklarda beklendiğinden Pik sayısı x faz süresi özniteliği ayırıcılık anlamında daha önemli olacaktır.

4.2.3 Nöromüsküler Kavşak ve Tendona Ait Biyolojik Verilerin Kaydı

Yapılan simülasyon çalışmasının doğrulanması için 12 adet sağlıklı birey kaydı alınmıştır. Kayıtlanmanın yapılabilmesi için öncelikle bireylerin motor son plak kuşağının tespit edilmesi gerekmektedir. Bunun için dışardan bir uyarıcı vasıtasıyla sinire düşük akımlı bir sinyal verilir. Bir yüzey elektrot vasıtasıyla biseps kası üzerinden alınan cevap kaydedilir. Ne zaman ki işaret doğrudan elektronegatif faz çizmeye başlarsa o zaman elektrodun konumunun motor son plak üzerinde olduğu anlaşılır. Bu konum işaretlenir ve 5mm altından bir konsantrik iğne kasa batırılır. Daha sonra tendona doğru 3cm daha gidilerek buraya ikinci bir konsantrik iğne batırılır. Yüksek geçiren filtrenin alt kesim frekansı her iki kanal için de 2 Hz olarak ayarlanır. Tendon yakınından gözlemlenen sinyal ile kavşak yakınından gözlemlenen sinyalin zamansal olarak kilitlendiği konum aranır. Ne zaman ki böyle bir sinyal çifti yakalanırsa o sinyaller kaydedilir. İki kanal ile çalışarak aynı motor ünitede çalışıldığı garanti edilmiş olur.

4.2.4 İstatistiksel Sonuçlar ve Yorumlar

Hazırlanan veri seti için yapılan istatiksel çalışma sonucu fitresiz kayıtlar için alınan değerler Çizelge 4.8'de verilmiştir.

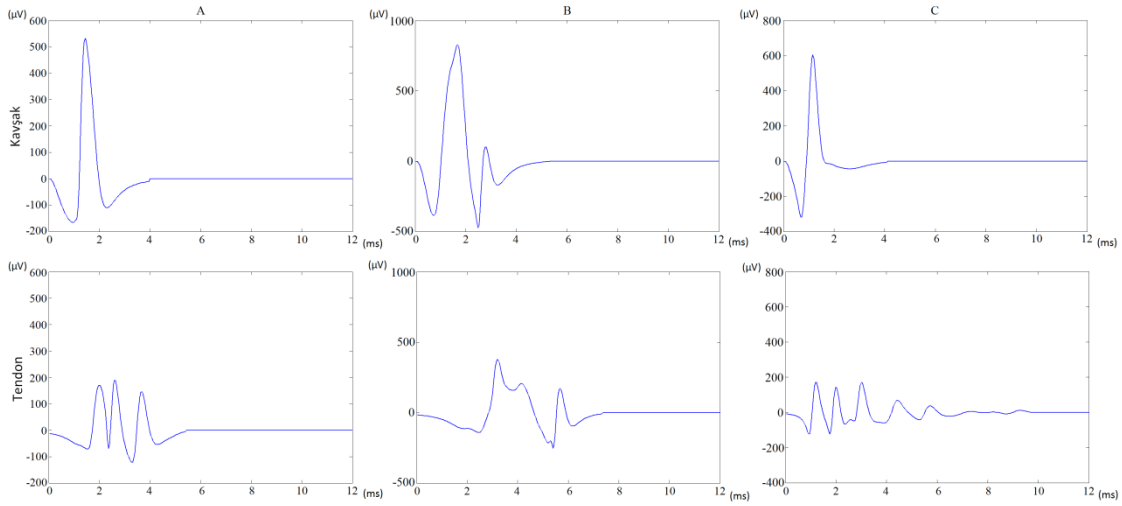
Çizelge 4. 8 MÜAP öznitelikleri için alınan değerler [Ort. ± Std. Sap. (min-max)]

Filtresiz		Maksimum Genlik (µV)	Faz Süresi (ms)	Pik Sayısı	Maksimum Genlik x Faz Süresi	Pik Sayısı x Faz Süresi
Normal	Kavşak	438,96 ± 176,76 (126 - 836)	1,36 ± 0,16 (0,95 - 1,7)	1,39 ± 0,49 (1 - 2)	579,84 ± 201,18 (214,77 - 1076,67)	1,89 ± 0,71 (0,95 - 3,26)
	Tendon	264,68 ± 126,28 (71 - 725)	2,58 ± 0,44 (0,8 - 3,41)	3,13 ± 0,81 (1 - 5)	673,02 ± 325,45 (181,7 - 1757,58)	8,27 ± 2,91 (0,8 - 13,64)
Nörojenik	Kavşak	1183,61 ± 911,04 (56 - 3609)	2,08 ± 0,59 (1,21 - 3,33)	2,32 ± 0,92 (1 - 5)	2134,01 ± 1439,54 (169,7 - 7049,66)	5,18 ± 3,14 (1,25 - 15,72)
	Tendon	576,73 ± 387,32 (47 - 2144)	3,41 ± 0,61 (2,16 - 5,15)	4,47 ± 1,24 (2 - 8)	1892,79 ± 1199,49 (188,71 - 7065,45)	15,47 ± 5,77 (5,76 - 31,55)
Miyopatik	Kavşak	393,27 ± 238,95 (0 - 1334)	1,78 ± 0,44 (0 - 2,77)	1,86 ± 0,74 (0 - 3)	667,84 ± 372,11 (0 - 1743,18)	3,48 ± 1,89 (0 - 8,3)
	Tendon	228,4 ± 142,84 (0 - 589)	8,19 ± 1,77 (0 - 12,65)	7,21 ± 1,86 (0 - 12)	1895,31 ± 1292,36 (0 - 5689,2)	61,36 ± 24,72 (0 - 151,82)

Normal, nörojenik ve miyopatik gruplar ANOVA + Tukey istatistik testleri ile karşılaştırılmışlardır. Sınıfları belirleyen öznitelikler arasında anlamlı fark olup olmadığını sorgulamak adına ANOVA testi yapılmıştır. Aynı zamanda sınıflara kendi içinde filtrelemenin etkisinin anlaşılması için de ki-kare testi uygulanmıştır.

Sonuçlar incelendiğinde nöromüsküler kavşak yakınından kayıtlamalar için ortalama anlamında en yüksek genlik 1183.61 µV ile nörojenik hastalık grubunda görülmektedir. Tendondan alınan kayıtlarda her grup için genlik azalmaktadır ama yine de en yüksek genliği hala nörojenik hastalık grubu vermektedir.

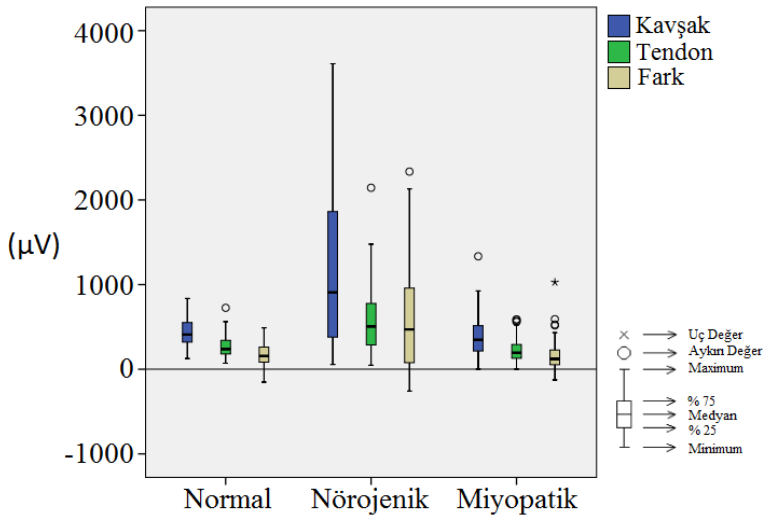
Kavşak yakını kayıtlamalarda en yüksek faz süresi ise yine nörojenik hastalık grubundadır ve ortalaması 2.08 ms olarak kaydedilmiştir. Tendonda ise her grup için faz süresi artmasına rağmen en yüksek artış miyopatik hastalık grubunda olmaktadır. Normal ve nörojenik gruplarda artış oranı 1.5 ile 2 kat arasında iken, miyopatik hastalarda bu artış 4.6 kattır. Kaydedilen faz süresi ortalaması 8.19ms'dir. Bu artış ile belirgin bir şekilde tendonda en yüksek faz süresinin miyopatik hastalık grubunda alındığı görülmektedir. Bunun sebebi daha önce de bahsedildiği gibi lif çapları arasındaki değişkenliğin yüksek olmasıdır. Normal, nörojenik ve miyopatik bir motor ünite için nöromüsküler kavşak ve tendon yakınından kaydedilen MÜAP'lar Şekil 4.9'da görülmektedir.



Şekil 4. 9 (A) Normal, (B) Nörojenik, (C) Miyopatik MÜAP kavşak ve tendondaki kayıtları

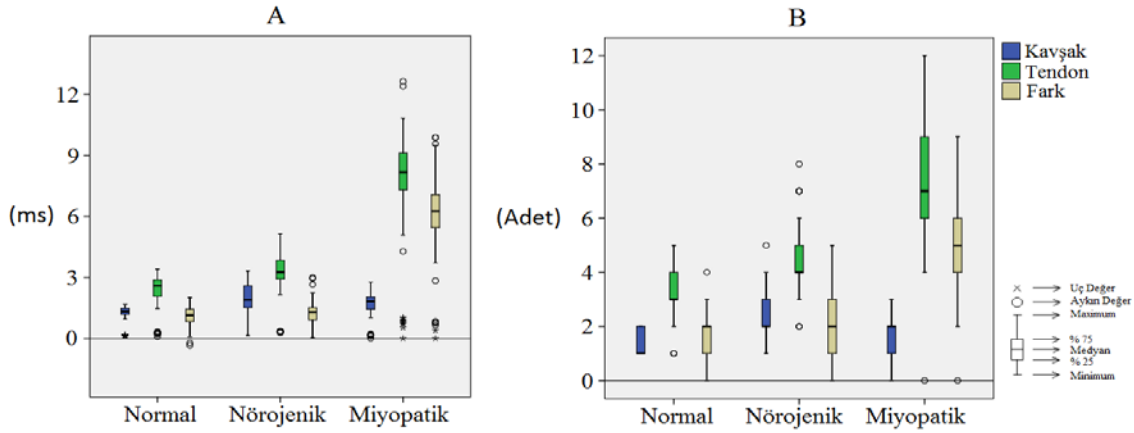
Pik sayısının ortalaması ise normal, nörojenik ve miyopatik için sırasıyla 1.39, 2.32 ve 1.86 olarak hesaplanmıştır. Elektrot tendon yakınına getirildiğinde tüm gruplar için pik sayısı artsa da en fazla artış yine miyopatik motor ünitelerde görülmektedir. Miyopatik motor ünitelerde kaydedilen ortalama en yüksek pik sayısı 7.21'dir.

Nörojenik grup diğer iki gruptan da hem nöromüsküler kavşak hem de tendon kayıtlamalarında maksimum genlik anlamında anlamlı derecede farklı bulunmuştur ($p<0.0001$). Grupların maksimum genlik için grafiksel ifadesi Şekil 4.10'da görülmektedir.



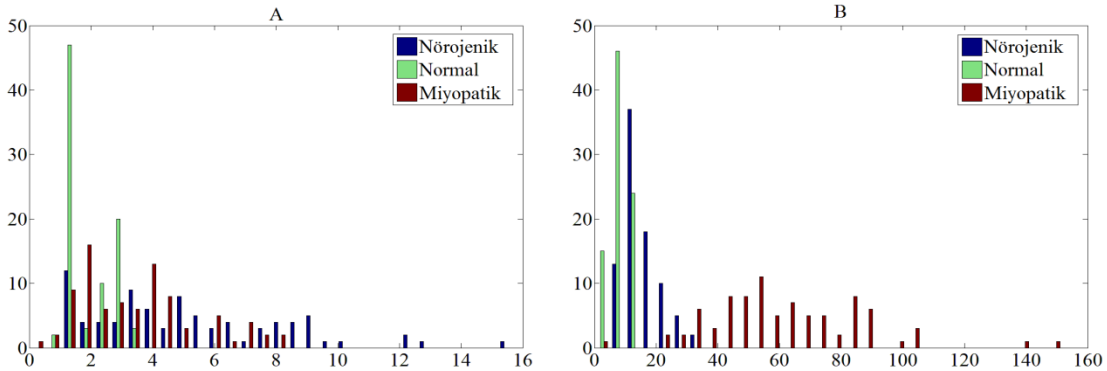
Şekil 4. 10 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için kavşak ve tendonda hesaplanan MÜAP maksimum genlik değerleri ve kayıt noktasına göre farkları

Miyopatik grup ise tendon kayıtlamalarında hem pik sayısı hem de faz süresi için her iki gruptan da anlamlı derecede farklıdır ($p<0.0001$). Pik sayısı ve faz süresinin kayıt noktasına göre değişimi tüm gruplar için Şekil 4.11'de ifade edilmiştir.



Şekil 4. 11 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için kavşak ve tendonda hesaplanan MÜAP (A) faz süresi ve (B) pik sayısı ile bu değerlerin kayıt noktasına göre farkları

Maksimum genlik x faz süresi kavşak yapılan kayıtlar için nörojenik grupta en yüksek değeri vermiştir. Normal ve miyopatik gruplarda ise birbirine benzer değerler görülmüştür. Elektrot tendon yakınına getirildiğinde ise miyopatik gruplarda faz süresinin belirgin artışı sebebiyle bu öznitelik için nörojenik grupla benzer sonuçlara ulaşmıştır. En düşük değer ise normal gruptadır. Pik sayısı x faz süresi özniteliği ise tendon yakınından yapılan kayıtlarda miyopatik gruplar için her iki değerde de artış gösterdiğinden en yüksek değeri vermektedir. Bu değer diğer gruplardan anlamlılık derecesinde farklıdır ($p<0.0001$). Şekil 4.12'de pik sayısı x faz süresi özniteliği için kavşak ve tendon yakınından yapılan kayıtlamaların histogram grafiği verilmiştir.



Şekil 4. 12 Üç grup için (A) kavşak ve (B) tendonda pik sayısı x faz süresi (adet x ms) histogramları

Son olarak sinyaller üzerinde filtrelemenin etkisi de araştırılmıştır. Yüksek geçiren filtrenin alt kesim frekansını arttırmak maksimum genlik x faz süresini tüm gruplar için her iki kayıt noktasında da azaltmıştır. Sinyalleri 1 ve 2 KHz ile filtrelemek pik sayılarını tüm gruplar için her iki kayıt bölgesinde de arttırmıştır. Çizelge 4.9 pik sayıların filtrelemeye göre değişimini göstermektedir. Miyopatik motor üniteler filtre ayarına bakılmaksızın tendon yakınında kayıtlamada hep en yüksek pik sayısını vermiştir ve filtreleme anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Filtrenin alt kesim frekansını 2 KHz'e yükseltmek motor ünitenin bazı bölgelerinde sessiz bölgeler oluşmasına sebep olmuştur. Sinyal alınamayan bölgeler 2 KHz'lik filtreleme ile artmıştır.

Çizelge 4. 9 Çeşitli filtre alt kesim frekansları için pik sayıları [Ort. ± Std. Sap. (min-max)]

		Normal		**Nörojenik**		**Miyopatik**	
		Kavşak	**Tendon**	**Kavşak**	**Tendon**	**Kavşak**	**Tendon**
Pik Sayısı	**Filtresiz**	1,39 ± 0,49 (1 - 2)	3,13 ± 0,81 (1 - 5)	2,32 ± 0,92 (1 - 5)	4,47 ± 1,24 (2 - 8)	1,86 ± 0,74 (0 - 3)	7,21 ± 1,86 (0 - 12)
	1 KHz	1,6 ± 0,54 (1 - 3)	3,52 ± 0,97 (1 - 6)	2,8 ± 1,08 (0 - 6)	5,28 ± 1,29 (3 - 10)	2,05 ± 0,9 (0 - 4)	7,76 ± 2,35 (0 - 13)
	2 KHz	1,58 ± 0,71 (0 - 3)	3,31 ± 1,26 (0 - 5)	3,02 ± 1,16 (0 - 6)	5,61 ± 1,47 (0 - 9)	1,86 ± 1,03 (0 - 4)	6,86 ± 3,29 (0 - 13)

Biyolojik veriler için alınan sonuçlar ise Çizelge 4.10'da verilmiştir.

Çizelge 4. 10 Biyolojik veriler için alınan değerler [Ort. ± Std. Sap. (min-max)]

Normal	**Maksimum Genlik (mV)**	**Faz Süresi (ms)**	**Pik Sayısı**	**Maksimum Genlik x Faz Süresi**	**Pik Sayısı x Faz Süresi**
Kavşak	0,15 ± 0,06 (0,08 – 0,3)	3,74 ± 0,68 (2,7 – 5,2)	2,58 ± 1,31 (1 – 5)	0,57 ± 0,18 (0,24 – 0,81)	9,35 ± 4,49 (3,9 – 15,6)
Tendon	0,08 ± 0,03 (0,04 – 0,16)	5,76 ± 1,26 (4,1 – 7,8)	3 ± 1,35 (2 – 6)	0,48 ± 0,24 (0,19 – 1,17)	17,83 ± 10,43 (9 - 39)

Normal bireylerden oluşan test grubu için kavşak ve tendon yakınlarından alınan veriler T-testi ile karşılaştırılmışlardır.

Maksimum genlik kavşak yakınında yapılan kayıtlamalarda tendon yakınında yapılan kayıtlamalara göre ortalama 2 kat daha fazladır. Sadece alınan bir kayıtta genlikte zayıflama olmamıştır. Görülen en fazla genlik farkı ise 3 kattır. Alınan değerler anlamlılık derecesinde farklı bulunmuştur ($p<0.001$).

Faz süresi tendon yakınında yapılan kayıtlamalarda nadiren aynı kalmakla birlikte ortalama 1,5 kat artmaktadır. Faz süresindeki maksimum uzama ise 2 kat olarak kaydedilmiştir. T-testi sonucunda faz süresi özniteliği anlamlı fark oluşturmaktadır ($p<0.0001$).

Pik sayısı bakımından tendon yakını kayıtlamalarda görülen artış 1,2'dir. Zaman zaman eşit sayıda pik kaydedilse de 4 kata kadar artış görüldüğü de olmuştur. Pik sayısı açısından anlamlı fark bulunmamıştır.

Maksimum genlik x faz süresi özniteliği 2 durum haricinde hep kavşak yakını alınan kayıtlamalarda daha büyük değerler vermektedir. Ortalama 1,2 kat daha fazladır. Maksimum 2 kat fark kaydedilmiştir. Bu öznitelik için de anlamlı fark bulunamamıştır.

Pik sayısı x faz süresi özniteliği tendon yakını yapılan kayıtlamalarda kavşak yakını kayıtlamalara göre ortalama 1,9 kat artmıştır. 3 kayıtta ise azalma görülmüştür. En fazla kaydedilen artış 5,7 kattır. Bulunan bu değerler ile pik sayısı x faz süresi özniteliği anlamlılık derecesinde farklıdır ($p<0.029$). Faz süresi özniteliği yüksek derecede anlamlı fark oluşturduğundan pik sayısı özniteliği anlamlı fark oluşturmasa da pik sayısı x faz süresi özniteliğin anlamlı fark oluşturmasına sebep olmuştur.

Bu çalışmayla, simüle edilmiş normal, nörojenik ve miyopatik motor ünitelerin MÜAP'ının elektrodun kayıt konumuna göre değişimi araştırılmıştır. Nöromüsküler kavşaktan tendona doğru gidildikçe faz süresinin ve pik sayısının artacağı varsayılmıştır. TLAP'ların iletim hızları arasındaki fark bu varsayımın dayandığı noktadır. MÜAP'larda saçaklanma ancak nöromüsküler kavşaktan uzaklaştıkça görülebilir [74]. Hazırlanan simülasyon verisetinde beklendiği gibi tendonda yapılan kayıtlarda pik sayısı ve faz süresi artmıştır. En fazla artış miyopatik motor ünitelerin ürettiği MÜAP'lardadır. Bunun sebebi de en fazla lif çapı değişkenliğine sahip olmasıdır. Ayrıca çalışmanın desteklenebilmesi için normal bireylere ait biyolojik veriler alınmıştır. Bu kayıt bölgeleri arasında maksimum genlik, faz süresi ve pik sayısı x faz süresi öznitelikleri bakımından anlamlı biçimde farklılık bulunmuştur.

Brownell ve Bromberg'in yaptığı çalışmada [38] sadece bir miyopatik hasta içermektedir, sadece tek bir miyopatik hastalık faz süresinin en fazla uzamasının beklendiği miyopatik hastalar için yeterli değildir. Bu çalışmada kullanılan faz süresi

hesaplama yönteminde 200 µV genlik eşiği koyulmuştur ve bu değerin altındaki MÜAP'lar yok sayılmıştır. 200 µV genlik değerini görülebilir limit olarak kabul etmişlerdir. Bu sebepten alınan faz süresi sonuçları her iki kayıt bölgesinde de benzer olarak bulunmuştur. Miyopatik hastalıklarda genlik normalde zaten düşük olduğundan tendona doğru gidildikçe daha da azalacaktır. Her iki kayıt konumunda da aynı genlik eşiği kullanılırsa sürenin daha kısa çıkması normaldir. Ayrıca 200 µV, sessiz bölge olarak tanımlanan 50 µV'nin yanında göz ardı edilmesi için oldukça fazla bir değerdir.

Geleneksel EMG kaydı ile bilinen tüm bilgiler ve verilmiş olan standart değerler hep nöromüsküler kavşak yakınından alınan kayıtlar için geçerli olan bilgilerdir. Bu çalışma sonucunda elde edilen sonuçlar tendon yakınından yapılan kaydın özellikle miyopatik hastalık türü için farklı davranışlar gösterdiğini ortaya koymaktadır. Yeni bulunan pik sayısı x faz süresi özniteliği, lif çapları arasında değişkenliğin en fazla olduğu miyopatik hastalık için tendon yakınından yapılan kayıtlamalarda ayırıcı tanı anlamında oldukça belirleyici bir özniteliktir.

Uzaktaki kas liflerinden gelen sinyalleri bastırmak için yüksek geçiren filtrenin alt kesim frekansı yükseltilir. Kesim frekansının fazla yükseltilmesi ise sinyallerde bozulmaya yol açar ve hatta yapay piklerin üretilmesine sebep olabilir [59]. Nöromüsküler kavşaktan alınan kayıtlarda uzaklarda görülen bir pikin gerçek mi yoksa yapay bir pik mi olduğunu görmenin en uygun yolu aynı motor ünitenin tendondan kaydını alıp o pikin orda varlığını sürdürüp sürdürmediğini kontrol etmektir. Eğer o pik hala varsa gerçek bir piktir. Kullanılan filtrenin alt kesim frekansının 1 KHz veya 2 KHz olarak seçilmesinin yapay pik eklenmesine neden olmadığı görülmüştür.

Çalışmada elde edilen sonuçların gösterdiği bir diğer önemli nokta ise, motor ünite bölgesinden ne kadar küçük aralıklarla kayıtlama yapılmış da olsa miyopatik hastalıkta sessiz bölgeye rastlanabildiğidir. Bu çalışmada, miyopatik hastalık davranışı gösteren motor ünitelerde filtreli veya filtresiz kayıtlarda sessiz bölgeler görülmüştür. Taramalı EMG yönteminde doğrusal bir düzlemde kayıtlanma yapıldığından sessiz bölgeye rastlamak daha olasıdır fakat böyle standart 17 noktadan yapılan kayıtlamada da sessiz bölgeye rastlamak miyopatik hastalığın tipik davranışını ortaya koymaktadır.

4.3 EMG Cihazının Kullanılması ve Biyolojik Verilerin Kaydı

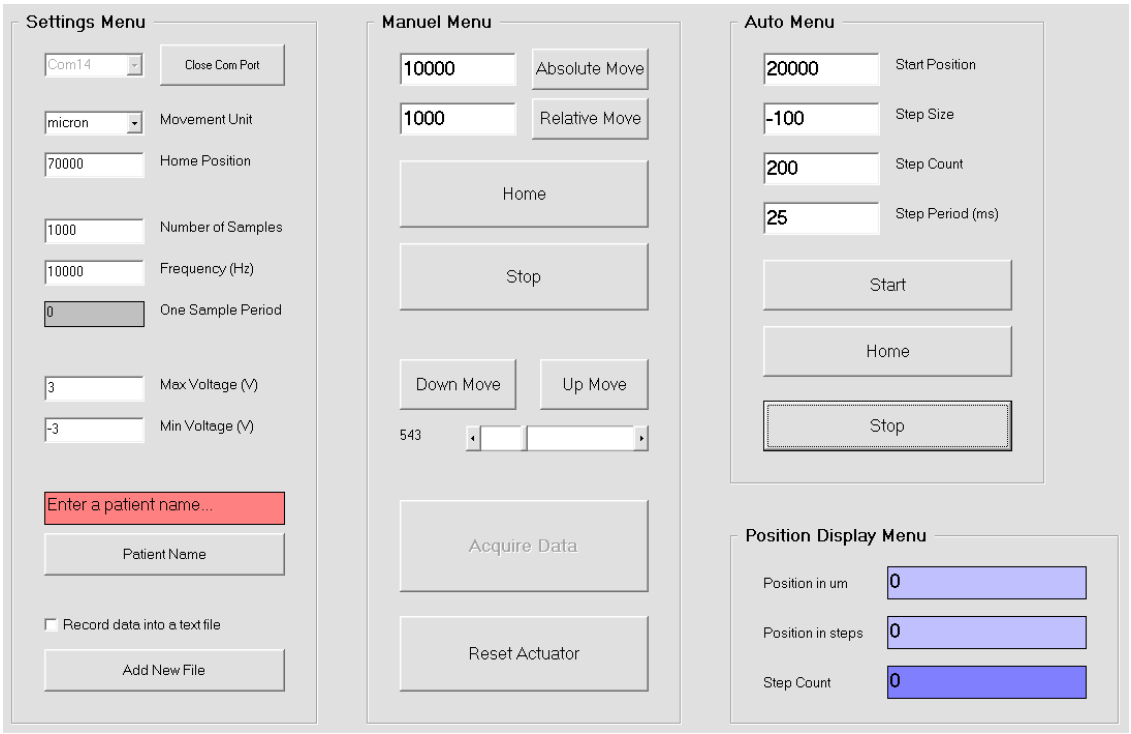
Taramalı EMG yöntemi ile veri alabilmek için EMG cihazı öncelikle iki kanala ayarlanmaktır. Birinci kanal tetik elektrodu için, ikinci kanal ise tarama elektrodu içindir. Tetik elektrodu için alt kesim frekansı 2 KHz, üst kesim frekansı ise 10 KHz seçilmektedir. Tetik elektrodunun alt kesim frekansının 2 KHz seçilmesinin sebebi seçici olup tek lifi uyarması içindir. Böylece TLEMG elektrodu yerine kullanılabilmektedir. Tarama elektrodu için alt kesim frekansı 2 Hz, üst kesim frekansı ise 10 KHz seçilmektedir.

Tarama iğnesinin konumlandırılabilmesi için özel olarak üretilmiş bir aparattan yararlanılmaktadır. Bu aparata µm mertebesinde adımlarla hareket edebilen çok hassas bir adım motoru bağlıdır. Aparat ve adım motoru birbirine monte edilmiş halde Şekil 4.13'te görülmektedir.



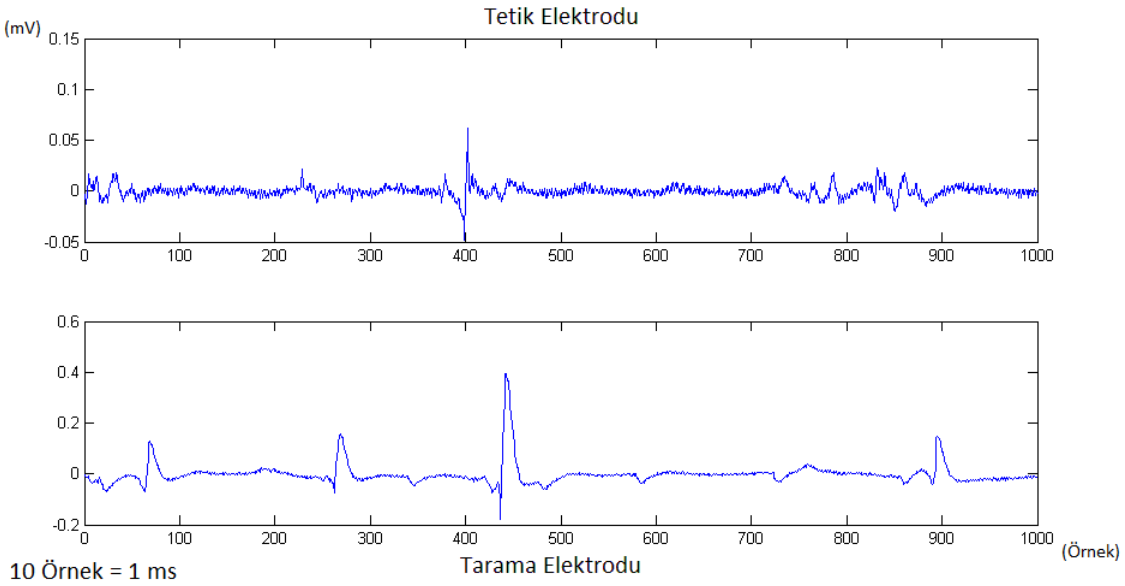
Şekil 4. 13 Taramalı EMG aparatı ve adım motoru

Adım motorunun ucuna tarama elektrodu olarak konsantrik iğne takılmaktadır. Adım motoru seri port üzerinden bir dönüştürücü devre vasıtasıyla bilgisayara bağlıdır ve bir yazılım ile hareketi ayarlanabilmektedir. Yazılım ile yapılabilecekler sırasıyla motoru önceden belirlenmiş olan başlangıç konumuna döndürebilmek, adım adım mikron mertebesinde aşağı veya yukarı hareket ettirebilmek, başlangıç konumu, adım uzunluğu ve adım sayısı belirlenerek motorun otomatik olarak hareketini sağlamak (tarama işlemi) yapılabilecek işlemler arasında sayılabilir. Adım motoru için kullanılan yazılımın ayar penceresi Şekli 4.14'te görülmektedir.



Şekil 4. 14 Adım motoru kontrol yazılımı

Tetik elektrodunun konumu ise tamamen el ile ayarlanmaktadır. Gözlem altındaki motor üniteye ait olan potansiyel ile zaman kilitlemeli elektriksel aktivite tespit edilene kadar konumu değiştirilerek doğru konumu aranmaktadır. Eşzamanlı işaret elde edildiğinde tetik elektrodunun konumu sabitlenir. Tetik elektrodu olarak da konsantrik iğne kullanılmaktadır. Tetik elektroduna zamansal olarak kilitlenmiş tarama elektrodundan alınan bir MÜAP Şekil 4.15'te görülmektedir. Tetik elektrodunun referans gerilimi 400'üncü örnek civarına konumlandırıldığından zamansal kilitlenen işaret de o civarlarda çıkmaktadır.



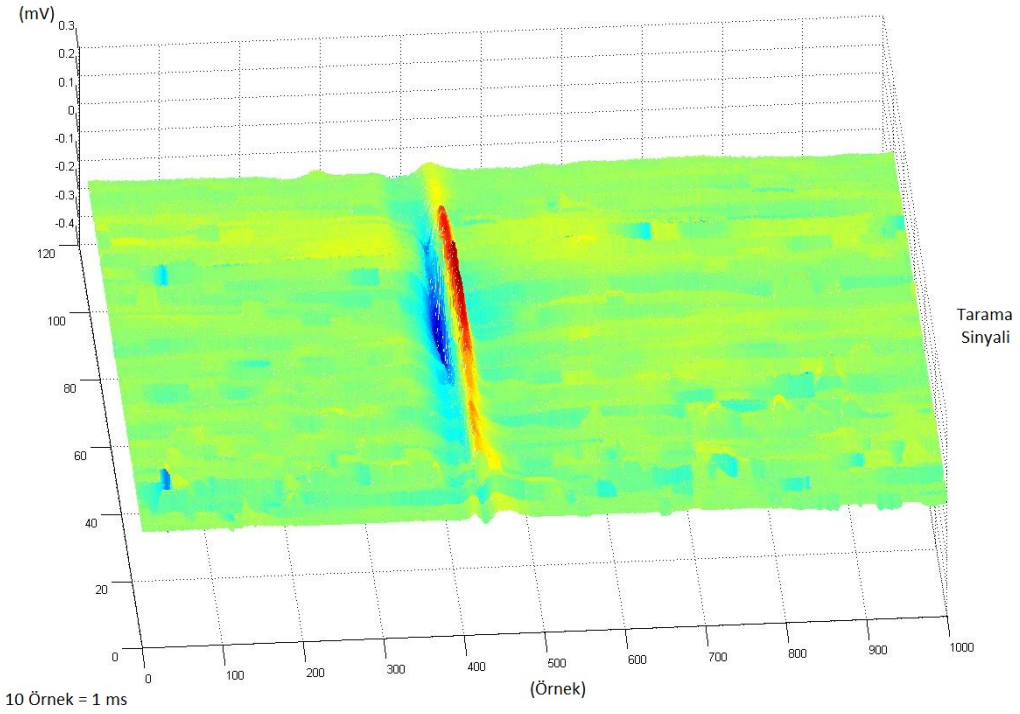
Şekil 4. 15 Zamansal olarak kilitlenmiş MÜAP

Daha önce yapılmış olan veri alma denemelerinde gürültüye rastlanmıştır. Taramalı EMG sırasında EMG cihazı dışında elektriğe bağlı olan cihazlar bir dizüstü bilgisayar ve de adım motorudur. Normal bir bireyden alınan kas işareti 1 mV ve altında olmaktadır fakat dizüstü bilgisayarın adaptörünün ürettiği işaretin sisteme yansıması 2 mV civarındadır ve alınan işaretleri açıkça etkilemektedir. Bu yüzden veri alma sırasında dizüstü bilgisayar, bataryası ile kullanılmaktadır. Adım motorunun adaptörü de ölçümlere periyodik bir işaret yansıtmaktadır. Bunun için de uygun bir bağlantı kablosu yapılarak bir DC akü vasıtasıyla adaptöre olan ihtiyaç ortadan kaldırılmıştır. Böylece elektriğe bağlı tek cihaz EMG cihazıdır. EMG cihazının da iç ayarlarında 50-60 Hz çentik filtresi açılarak şebekeden gelecek olan gürültü de bastırılmaktadır. Bu ayarlar sonunda olabilecek en gürültüsüz işaret elde edilmektedir.

Ayarlamalar tamamlandıktan sonra EMG cihazından veri kaydı (acquire on) butonuna basılıp eşzamanlı olarak adım motoru otomatik bir şekilde adım adım yukarı çekilmeye başlanır. İğne zaman kilitlemeli elektriksel aktivitenin tespit edildiği noktadan 0.5 - 0.7 cm daha aşağısına batırılır böylece motor ünitenin mümkün olduğunca büyük bir kısmı taranmış olur. Eğer böyle yapılmazsa, örneğin eşzamanlı işaret motor ünitenin tam ortasında tespit edildiyse motor ünitenin yarısı taranmayacak ve motor ünite olması gerekenden daha küçük olarak hesaplanacaktır.

4.4 Taramalı EMG Kayıtları

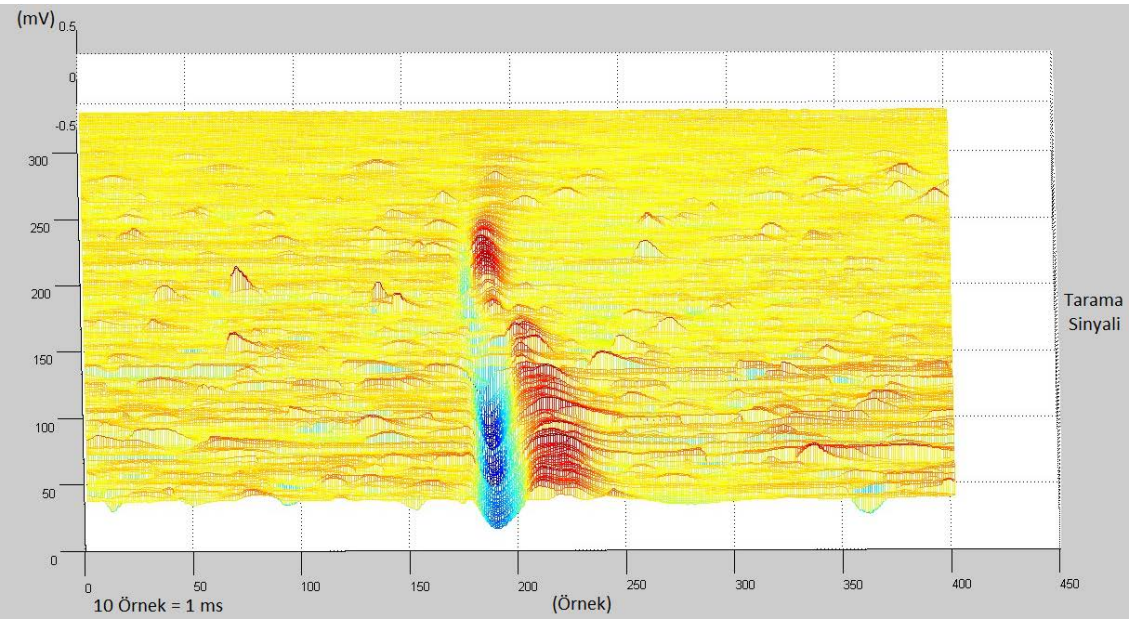
Taramalı EMG ile kaydedilen sinyaller arka arkaya dizildiği zaman motor ünitenin üç boyutlu elektrofizyolojik bir görüntüsü ortaya çıkmaktadır. Normal bireylerden kaydedilen verilerde motor ünitenin yapısına göre kaydedilen koridor boyunca tek bir sinyal olabildiği gibi motor ünite fraksiyonlara ayrılarak birden fazla koridor da görülebilmektedir. Normal bir motor üniteden alınmış taramalı EMG kaydı Şekil 4.16'da görülmektedir.



Şekil 4. 16 Taramalı EMG ile normal motor ünite kaydı

4.4.1 Fraksiyonlu Motor Ünite Kaydı

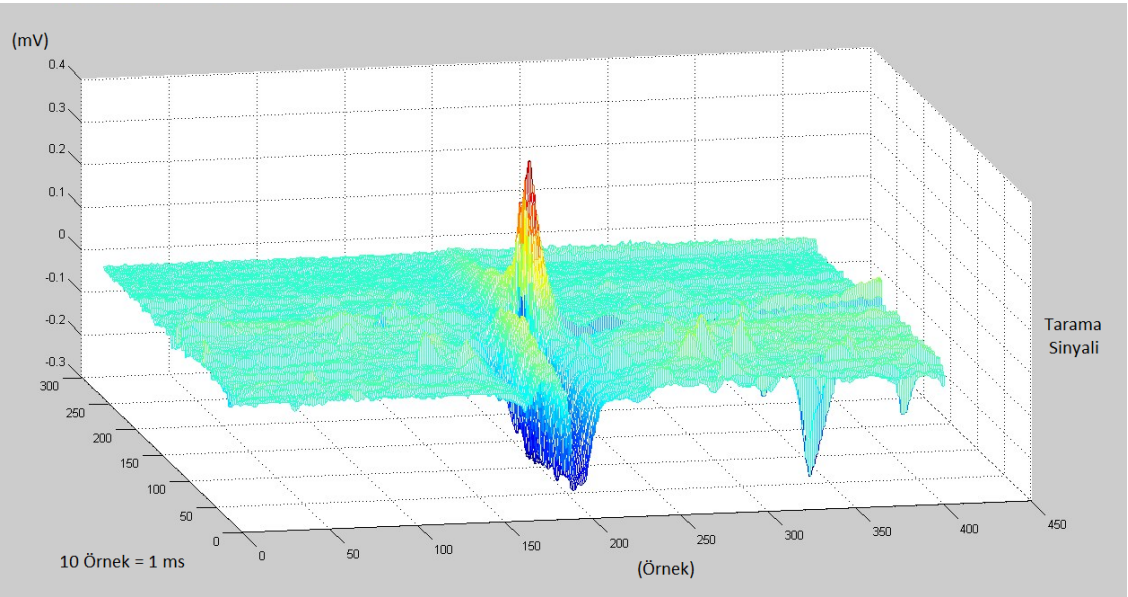
Motor nöron kas liflerini inerve etmek istediğinde zaman zaman parçalara dallanarak aynı motor ünite içerisinde farklı lif gruplarını uyarabilir. Bunun sonucunda istemli kasılma sırasında motor ünite aksiyon potansiyelinin kaydı yapıldığında özellikle taramalı EMG yöntemi ile fraksiyonlara ayrılma durumu rahatça gözlemlenebilmektedir. Fraksiyonlu motor ünitelerde kas içerisinde derinden yüzeye doğru ilerlerken ilk koridorun bittiği yerin biraz uzağından diğer koridor devam edip elektriksel faaliyetini sürdürmektedir. Bu durum Şekil 4.17'de görülmektedir.



Şekil 4. 17 Taramalı EMG ile fraksiyonlu normal motor ünite kaydı

4.4.2 İğne Elektrodun Kanülünden Kayıt

Konsantrik iğne elektrodu sadece iğnenin aktif kısmının farazi olarak oluşturduğu yarı küre ile kayıt yapmayıp aktif kısmın arka tarafıyla yani iğnenin kanülüyle de kayıt yapar. EMG işaretinin kaydı sırasında iğne elektrodun alma bölgesine düşen lifler iğnenin aktif kısmının arkasında kalmışsa, alışılmış EMG işaretinin aksine negatif bir alternans ile yaklaşma potansiyeli gözükecektir. Şekil 4.18'de buna örnek bir motor ünite aksiyon potansiyeli kaydı görülmektedir.

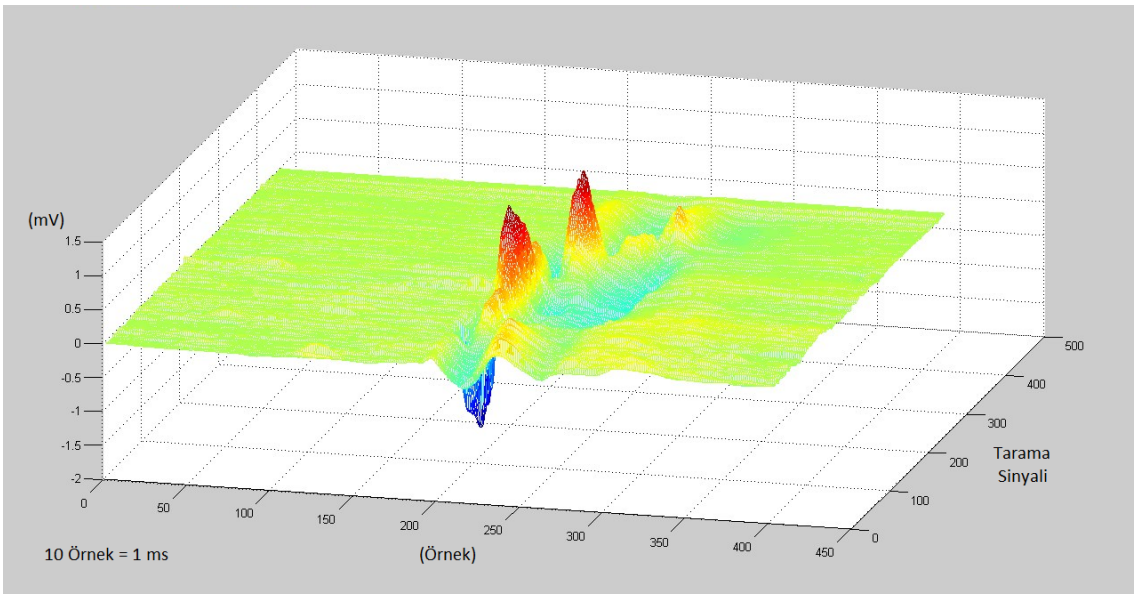


Şekil 4. 18 Taramalı EMG ile iğne elektrodun kanülünden kayıt

Şekle bakıldığında öncelikle işaretin negatif olarak kaydedildiği görülmektedir. Bu kayıt başladığında motor ünitenin dışından kanül ile kayıt alındığı anlamına gelir. Derinden yüzeye iğnenin seyahati sırasında işaretin pozitife döndüğü görülmektedir. Bu da tarama işlemi sırasında iğne elektrodun motor ünite içerisinden geçtiği anlamına gelir. İşaretin kısa sürmesinin sebebi iğnenin motor ünitenin yan kısımlarından geçtiğini gösterir.

4.4.3 Nörojenik Hasta Kaydı

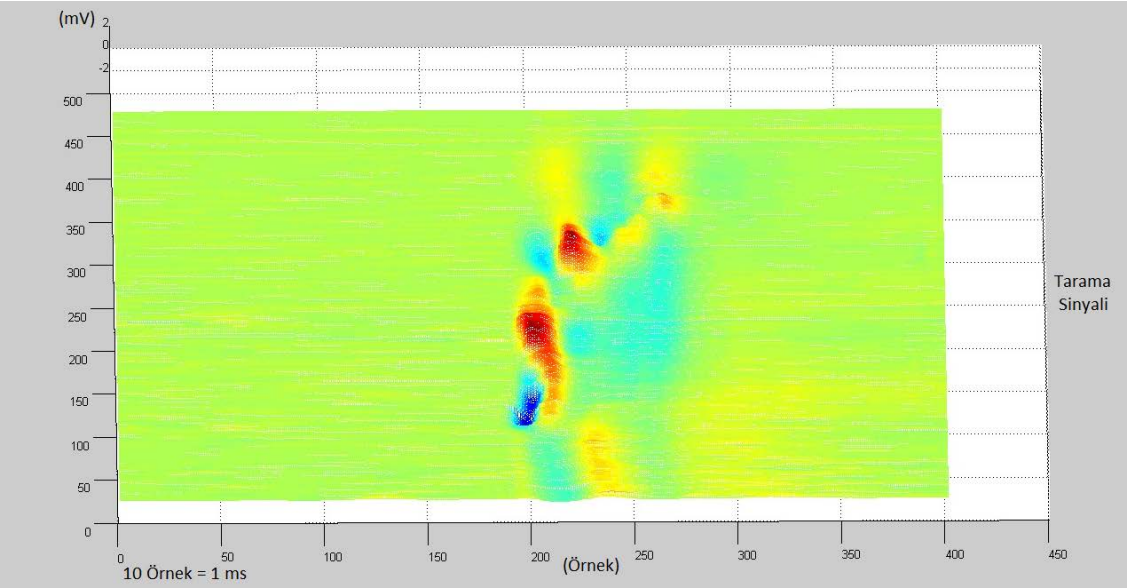
Nörojenik hastalarda görülen en belirgin fark yüksek genliktir. Hastalığın safhasına göre ise kaydedilen işaret değişmektedir. İlk safhalarda çok fazlı bir işaret görülürken ileri safhalarda ise büyük genlikli az fazlı işaretler görülmektedir. Motor nöron öldüğünden veya hasar gördüğünden kas liflerini başka motor nöronlar inerve edecektir. Lifler motor ünite içerisinde gruplaşmış halde bulunmaktadır. Lif sayısı fazla motor ünite sayısı az olduğundan bir motor ünite içerisinde çok sayıda fraksiyon görülebilmektedir. Şekil 4.19'da taramalı EMG ile nörojenik bir hasta üzerinden alınan motor ünite aksiyon potansiyeli kaydı görülmektedir.



Şekil 4. 19 Taramalı EMG ile nörojenik hasta kaydı (izometrik)

Şekle bakıldığında ilk göze çarpan özellik 1.5 mV mertebesine ulaşmış olan genliktir. Hastalık ileri safhalarda olduğundan kronikleşmiştir ve çok fazlı olmak yerine tek bir

ana lob altında toplanan potansiyeller ile daha yüksek bir genlik ortaya çıkmıştır. Şekil 4.20'de ise kaydedilen sinyallere üstten bakılmaktadır.

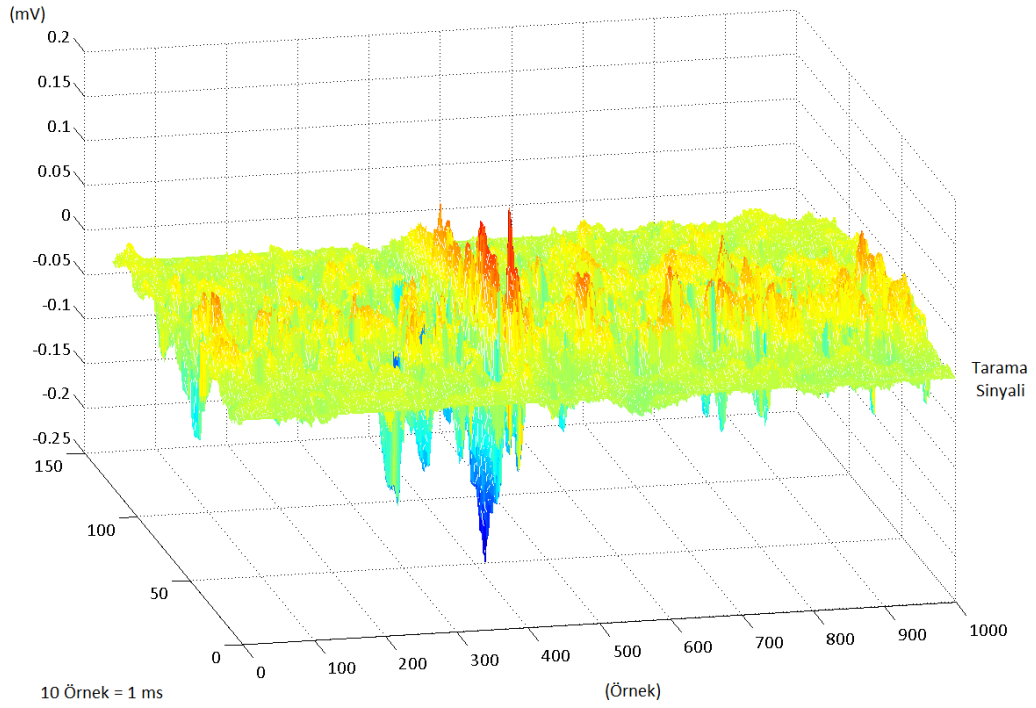


Şekil 4. 20 Taramalı EMG ile nörojenik hasta kaydı (tepeden)

Şekilde motor ünitenin 5 adet fraksiyona ayrıldığı görülmektedir. Bu da hastanın motor ünite sayısının normal bir bireye göre azaldığını gösterir. Ayrıca motor ünite sayısı azaldığından kayıt bölgesi çevresinde başka motor ünitelerden kaydedilen sinyaller pek fazla görülmemektedir.

4.4.4 Miyopatik Hasta Kaydı

Miyopatik hastalarda ise en göze çarpan özellik düşük kasılma seviyesine karşın ateşleme yapan çok fazla sayıda motor ünite olmasıdır. Ayrıca düşük genlikli MÜAP'lar da yine miyopatik hastalığın özelliklerindendir. Şekil 4.21'de taramalı EMG yöntemiyle kaydedilen ve miyopatik bir hastaya ait MÜAP görülmektedir.



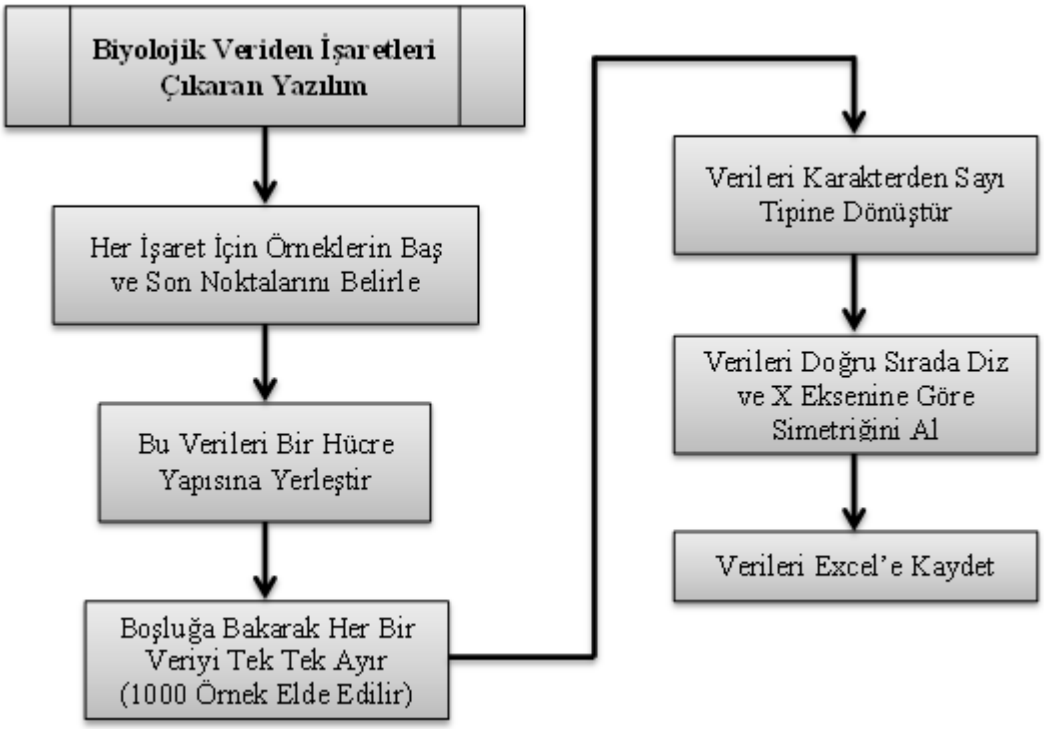
Şekil 4. 21 Taramalı EMG ile miyopatik hasta kaydı

Şekle bakıldığında normal ve nörojenik kayıtların aksine sinyal koridorunun çevresinde çok sayıda aktivite olduğu görülmektedir. Sinyalin maksimum genlik seviyesi de oldukça düşük olduğundan ilgilenilen motor ünite aksiyon potansiyelini doğru bir şekilde seçmek güçleşmektedir.

4.5 Verilerin İşlenmek Üzere Hazırlanması

Tarama işlemi sona erdiğinde EMG cihazından veriler işlenmek üzere alınabilmektedir. Veriler "txt" formatında alınabilmekte olup işlenebilmesi için öncelikle bir dizi işlemden geçmesi gerekmektedir. Yapılacak işlemleri azaltmak için EMG cihazının çıkış ayarlarından da bazılarını değiştirmek gerekmektedir. Ayarlama sonunda hem tetik, hem de tarama elektrodu için eşit sayıda işaretten oluşan veri elde edilmektedir. Bu veriler EMG cihazının yazılımı sebebiyle hem x eksenine göre simetrik kaydedilmiştir hem de işaretler ters sırada dizilmişlerdir. Ayrıca metin dosyasında bulunan yazılar verinin işlenmesine engel olduğundan dolayı önce matlab ile yazılmış olan bir yazılım ile kullanılacak olan verilerin metin dosyasından çıkarılıp ayrı bir excel dosyasına

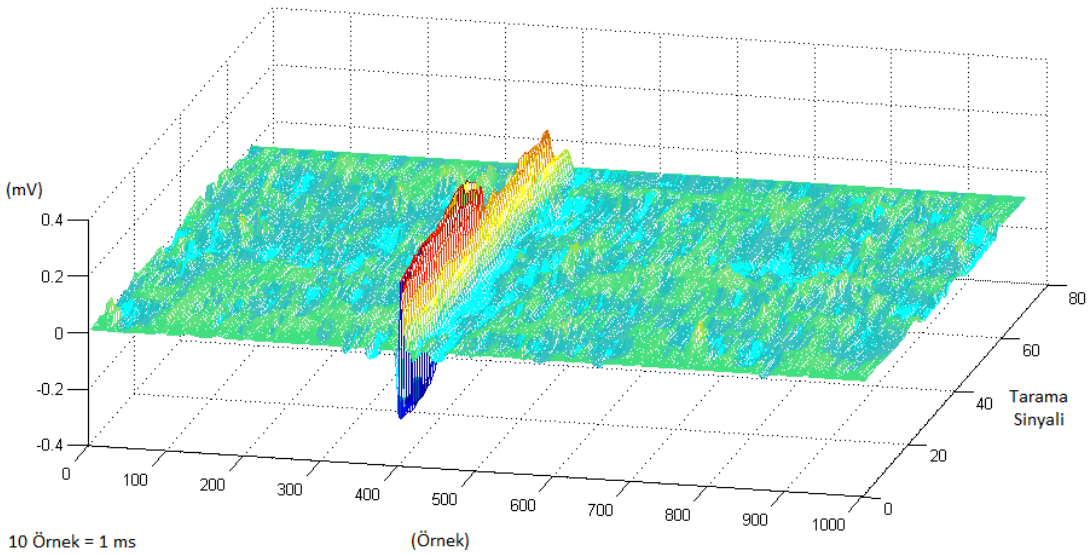
kaydedilmesi gerekmektedir. Bu işlemi yapacak olan yazılımın algoritması Şekil 4.22'de verilmiştir.



Şekil 4. 22 Biyolojik veriden işaretleri çıkarma algoritması

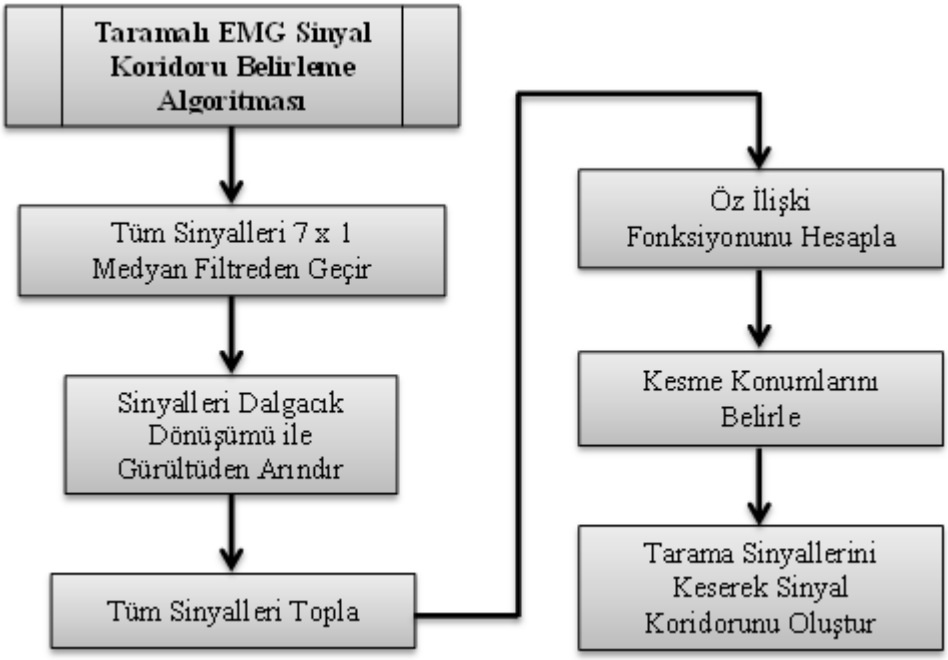
4.6 Taramalı EMG Sinyal Koridorunun Belirlenmesi

EMG cihazı ile kaydedilen sinyaller geliştirilen yazılım ile işlenmek üzere hazırlandıktan sonra her tarama sinyali 1000 örnekten oluşmaktadır. Her ne kadar kayıt sırasında tek bir motor üniteye zamansal olarak kilitlenilse de kasılma şiddetinden dolayı birden fazla motor ünite aynı anda ateşleme yapmaktadır. İlgi alanı dışındaki diğer motor üniteler farklı frekansta ateşleme yaptıklarından kaydedilen her tarama sinyalinde farklı bir konumda gözükmektedir. Bu sebepten tek bir sinyale bakarak işareti nereden kesip, öznitelik çıkarma işlemine başlanacağını kestirmek mümkün değildir. Bu sorunun üstesinden gelmek için işaretlerin arka arkaya derinden yüzeye doğru dizilmesiyle oluşacak koridoru belirlemek gerekir. Örnek bir koridor Şekil 4.23'te görülmektedir.



Şekil 4. 23 Taramalı EMG sinyal koridoru

Sinyal koridorunun belirlenmesi için arka arkaya dizilen tarama sinyallerinin dikey bir medyan filtreden geçirilmesi gerekir. Bu sayede başka motor ünitelerden farklı frekanslarda ateşlenen ve farklı konumlarda ortaya çıkan potansiyeller ortadan kaldırılmış olur. Daha sonra sinyallere dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme işlemi uygulanır. Gürültüden arındırılmış sinyaller toplanır ve oluşan toplam işaretin özilişki fonksiyonu bulunur. Özilişki fonksiyonundan faydalanarak sinyallerin kesileceği konumlar bulunur. Bu değerlerden faydalanarak tarama sinyalleri kesilir ve sinyal koridoru belirlenir. Öznitelikler bu sinyal koridoru içerisinde hesaplanmaktadır. Yapılan işlemleri gösteren algoritma Şekil 4.24'te verilmiştir. Yapılan işlemlerin detayları 4.6.1 ile 4.6.5 başlıkları arasında anlatılmaktadır.



Şekil 4. 24 Taramalı EMG sinyal koridorunu belirleme algoritması

4.6.1 Medyan Filtreleme

Taramalı EMG sinyalleri kaydedilirken incelenen kasın kasılma seviyesine göre ateşlenen motor ünite sayısı değişmektedir. Kayıtlar sırasında verinin kaydedildiği kişinin kasılma seviyesini sabit tutamaması veya iğnenin hareketi ile canı yanması ya da irkilmesi sonucunda tarama sinyallerinde birden fazla MÜAP görülmektedir. Kaydedilen sinyallerde belli bir konumda olan potansiyelin ilgilenilen motor üniteye ait olup olmadığını anlamak için ardışık kayıtlara bakılması gerekir. Eğer o potansiyel ardışık kayıtlarda da bulunuyorsa ilgilenen motor üniteye ait bir potansiyeldir. Tarama sinyallerinin koridorunun belirlenmesi için başka motor ünitelere ait olan sinyallerin filtrelenmesi gerekir. Bunun için de dikey bir medyan filtreden yararlanılmaktadır. Medyan filtrenin boyutu 7 x 1 olarak seçilmiştir böylece ileriden ve geriden 3 komşulukta bulunmayan sinyaller elimine edilecek ve kayıtlarda sadece ilgilenilen MÜAP kalacaktır [82]. Medyan filtrenin boyutu sadece kesme işlemi için bu şekilde seçilmiştir, tarama sinyalleri orijinal sinyaller üzerinden kesilecektir.

4.6.2 Dalgacık Dönüşümü

Fourier dönüşümü frekans bilgisi içerirken dalgacık dönüşümü hem zaman hem de frekans bilgisini beraber içermektedir. Fourier dönüşümünün aksine dalgacık

dönüşümü durağan olmayan sinyallere uygulanır. Bu sebepten frekansı zamanla değişebilen sinyalleri incelemek için idealdir. Dalgacık dönüşümü hızlı değişen yüksek frekans bileşenleri ile yavaş değişen düşük frekans bileşenlerinin birleşimini içeren müzik gibi sinyallerde tercih edilebilmektedir. Sinyaller farklı boyutlarda pencereler kullanılarak farklı çözünürlükte ayrıştırılarak incelenebilmektedir. Aynı Fourier dönüşümde olduğu gibi dalgacık dönüşümü de sürekli ve ayrık olarak uygulanabilmektedir. Sürekli dalgacık dönüşümü sinyal hakkında daha fazla bilgi verirken hesap süresi de buna orantılı olarak fazladır. Ayrık dalgacık dönüşümü ise seçilecek örnekleme miktarına göre daha az hesap yükü gerektirmektedir.

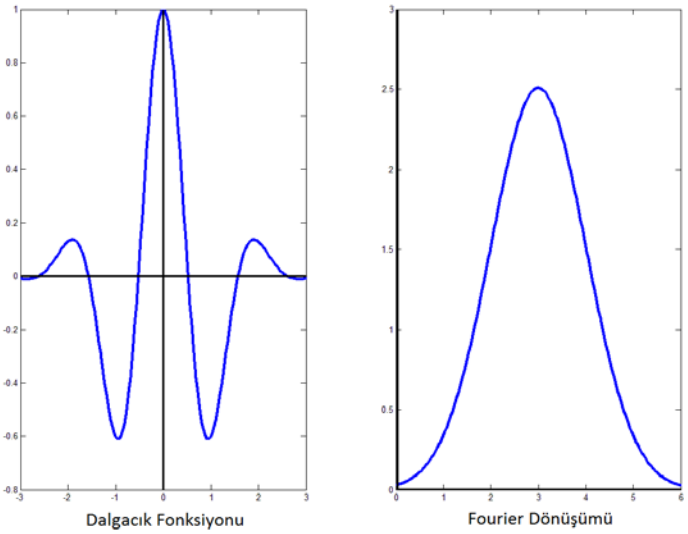
Dalgacıkların türetildiği temel bir dalgacık vardır. Tüm dalgacıların taşıması gereken temel bileşenler şunlardır: salınımlı olmalı, DC bileşen içermemeli, bant geçiren olmalı, sıfıra doğru çabuk sönümlenmeli, tersi alınabilir olmalıdır. Böylece dalgacık dönüşümü yapılan her sinyal eşsiz olmaktadır [75]. Temel dalgacık fonksiyonu Ψ(t) aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\Psi(t) = e^{j\omega_0 t}.e^{-t^2/2} \tag{4.3}$$

Dalgacık fonksiyonunun integrali 0 çıkmaktadır. Bu da dalgasal bir görünüme sahip olması ve bu sebepten de dalgacık ismini almasına sebep olmuştur. Temel dalgacık fonksiyonunun fourier dönüşümü ise,

$$H(\omega) = \sqrt{2\pi}.e^{-(\omega-\omega_0)^2/2} \tag{4.4}$$

olarak bulunmaktadır. Şekil 4.25'ta temel dalgacık fonksiyonu ve bu fonksiyonun fourier dönüşümü görülmektedir. Şekle bakıldığında taşıması gereken özellikleri barındırdığı görülmektedir.



Şekil 4. 25 Dalgacık fonksiyonu ve Fourier dönüşümü

Temel dalgacık fonksiyonu ölçeklenerek farklı türde dalgacıklar ortaya çıkabilmektedir. Diğer dalgacıklar aşağıdaki formülle ifade edilebilir [75].

$$\frac{1}{\sqrt{a}}\Psi\{(t-\tau)/a\} \tag{4.5}$$

a ölçekleme sabiti, τ ise öteleme sabitidir. a'nın artması frekansta kısalmaya, zamanda ise uzamaya neden olacaktır. τ öteleme sabiti sayesinde dalgacık fonksiyonu penceresi istenen konuma kaydırılarak sinyal üzerinde istenen aralıkta işlem yapılabilmektedir. Dalgacık dönüşümü bant geçiren bir filtre gibidir pencere boyutu değiştirilerek istenen frekans bileşenleri filtrelenebilir.

Dalgacık dönüşümü yapılacak sinyal olan s(t)'nin karesel integrali alınabilir olmalıdır [75];

$$\int s^2(t).dt < \infty \tag{4.6}$$

DC sinyaller ile sinüzoidal sinyaller bu koşulu sağlayamazlar bu sebepten de dalgacık dönüşümleri yapılamaz.

Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD) aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır,

$$SDD(a,\tau) = \left(1/\sqrt{a}\right)\int_{-\infty}^{\infty} s(t)\,\Psi\{(t-\tau)/a\}dt \tag{4.7}$$

Ayrık parametreli dalgacık dönüşümü (APDD) için bu denklem ayrıklaştırılırsa APDD(m,n) şöyle yazılır,

$$APDD(m,n) = {a_0}^{-m/2} \int_{-\infty}^{\infty} s(t)\, \Psi\{(t - n\tau_0 {a_0}^m)/{a_0}^m\} dt \quad (4.8)$$

Ayrıklaştırmak için $a = {a_0}^m$ ve $\tau = n\tau_0 {a_0}^m$ olarak alınmıştır [76]. a_0 ve τ_0, a ve τ için örnekleme aralıklarıdır, m ve n değerleri ise tamsayıdır. Genellikle $a_0 = 2$ ve $\tau_0 = 1$ seçilir [75].

$$APDD(m,n) = 2^{-\frac{m}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} s(t)\, \Psi\left\{\frac{t - n2^m}{2^m}\right\} dt$$

$$= 2^{-m/2} \int_{-\infty}^{\infty} s(t)\, \Psi\{(2^{-m}t - n)\} dt \quad (4.9)$$

Şekline dönüşür. Zaman ekseni 2^{-m} ile genişlerken, dalgacık fonksiyonu da $2^m n$ ile ötelenmiştir. Zamanı ayrıklaştırmak ise ayrık zaman dalgacık dönüşümünü (AZDD) ortaya çıkarır [75].

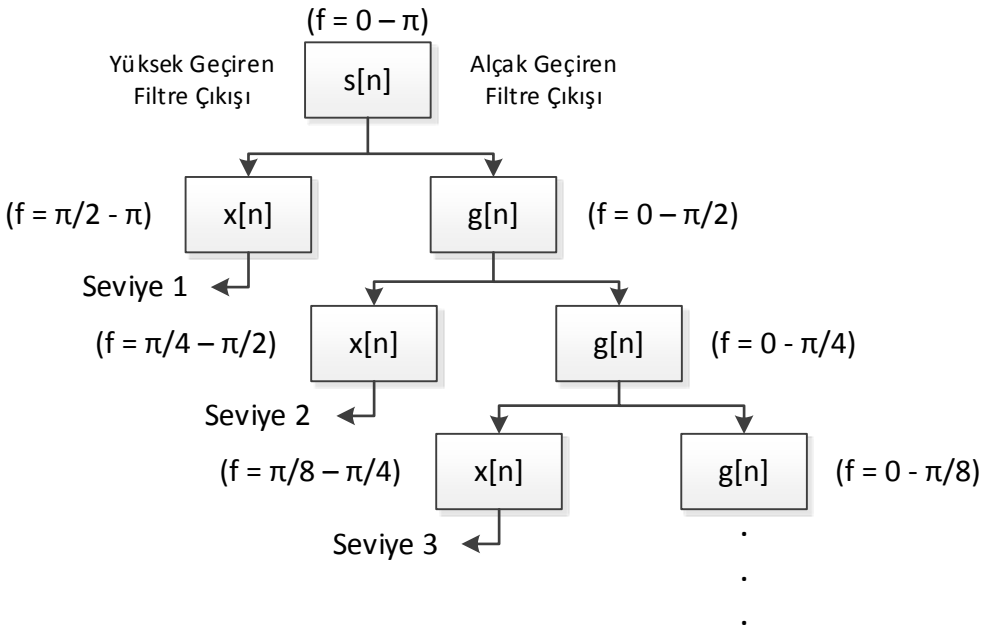
$$AZDD(m,n) = {a_0}^{-m/2} \sum_k s(k) \Psi({a_0}^{-m}k - n\tau_0) \quad (4.10)$$

$a_0 = 2$ ve $\tau_0 = 1$ seçilirse denklem aşağıdaki hale gelecektir.

$$AZDD(m,n) = 2^{-m/2} \sum_k s(k) \Psi(2^{-m}k - n) \quad (4.11)$$

Dalgacık dönüşümü ile sinyallerin zaman frekans bilgileri üzerine çalışılabileceği gibi sinyal bileşenlerine ayrılarak gürültü tespit edilebilir ve temizlenebilir. Daha sonra sinyal bileşenlerinden yeniden elde edilebilmektedir.

Dalgacık dönüşümüyle çoklu çözünürlük analizi yapılabilmektedir. Bu yöntemde sinyal yüksek ve alçak geçiren filtreler kullanılarak alt seviyelere ayrılmaktadır. Seviye her arttığında sinyale biraz daha dar bir pencereden bakılabilmektedir. Yüksek geçiren filtreden çıkan işarete detay işareti denir. Alçak geçiren filtreden çıkan işaret ise tekrar filtreden geçirilerek bir sonraki seviyeye ulaşılır. Böylece istenilen frekans bileşeni elde edilene kadar bu işleme devam edilebilir. Gelinen seviyedeki işaret istenirse kullanılabilir ya da ana sinyalden çıkartılabilir. Şekil 4.26 çoklu çözünürlük analizi algoritmasını göstermektedir.



Şekil 4. 26 Dalgacık ile çoklu çözünürlük analizi algoritması [77]

Bu işlem sonunda seviyelerden elde edilen katsayılar kullanılarak ters dalgacık dönüşümü ile ana sinyal yeniden elde edilebilmektedir.

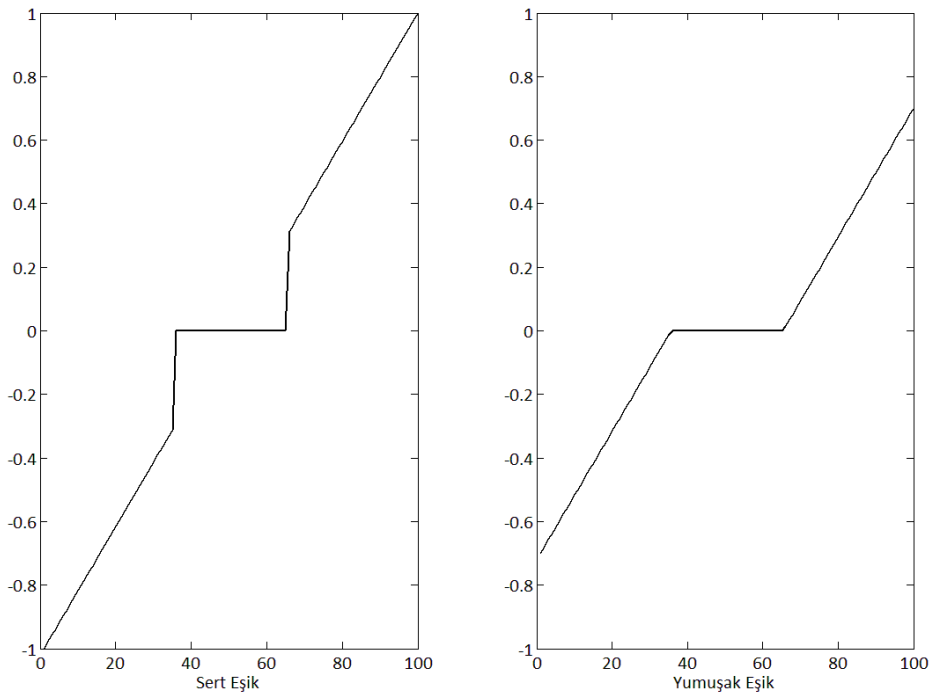
4.6.3 Gürültü Temizleme

Gürültü temizlemek için kullanılabilecek yöntemlerden biri işaretin fourier dönüşümünü aldıktan sonra gürültülü bölgeyi 0 değerleri ile değiştirmektir. Bunun için bir eşik değeri kullanılır ve eşik değerinin üstünde kalan değerler korunurken altında kalanlar 0 değerine çekilir. Fourier dönüşümüne dayanan bu yöntem aslında bir alçak geçiren filtrelemedir. Bu işlemden sonra ters fourier dönüşümü alınarak işaret yeniden elde edilir. Bu yöntem gürültüyü belli bir oranda yok etse de işarette bozulmaya sebep olmaktadır [78].

Değişen frekans bileşenleri içeren sinyaller için gürültü temizlemede dalgacık dönüşümü temelli bir filtreme daha iyi bir sonuç verecektir. Çoklu çözünürlük analizi temelli bir frekans ayrıştırmasıyla gürültü bileşeni içeren frekans bilgisi ana işaretten atılarak gürültüsüz işaret yeniden elde edilebilmektedir. Doğru eşik fonksiyonunun seçilmesi ile işarette oluşabilecek süreksizlikler engellenebilmektedir.

Dalgacık dönüşümü ile gürültü temizleme işlemi yapılacağı zaman dalgacık dönüşümü sonucunda çıkan katsayıların bir eşik fonksiyonundan geçirilmesi gerekir. Belli bir

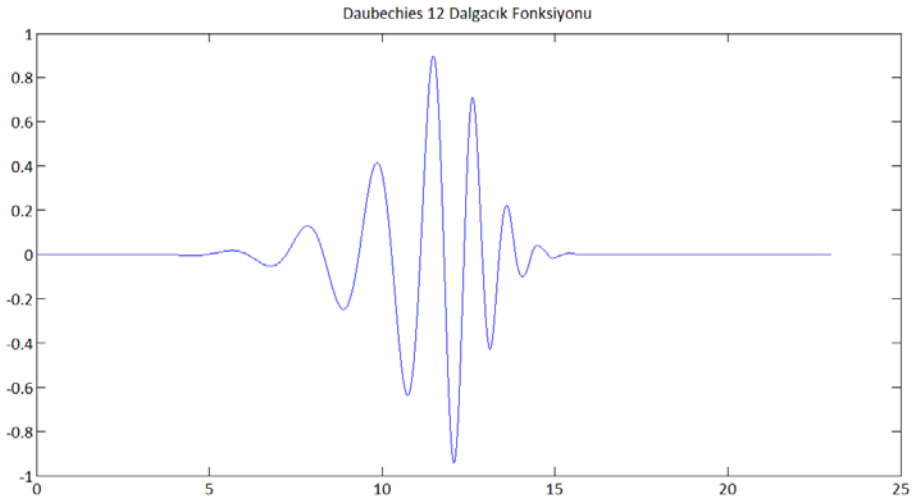
zaman penceresinde AZDD katsayıları eşikten geçirmek istendiğinde yumuşak veya sert eşik fonksiyonları kullanılır. Şekil 4.27 değeri -1 ile +1 arasında değişen bir fonksiyon için 0.3 eşik değerine göre çizilen sert ve yumuşak eşik fonksiyonlarının farkını göstermektedir. Katsayılar eşikten geçirildikten sonra ters dalgacık dönüşümü alınırsa gürültüsüz işaret sinyal elde edilir [78].



Şekil 4. 27 Sert ve yumuşak eşik fonksiyonları

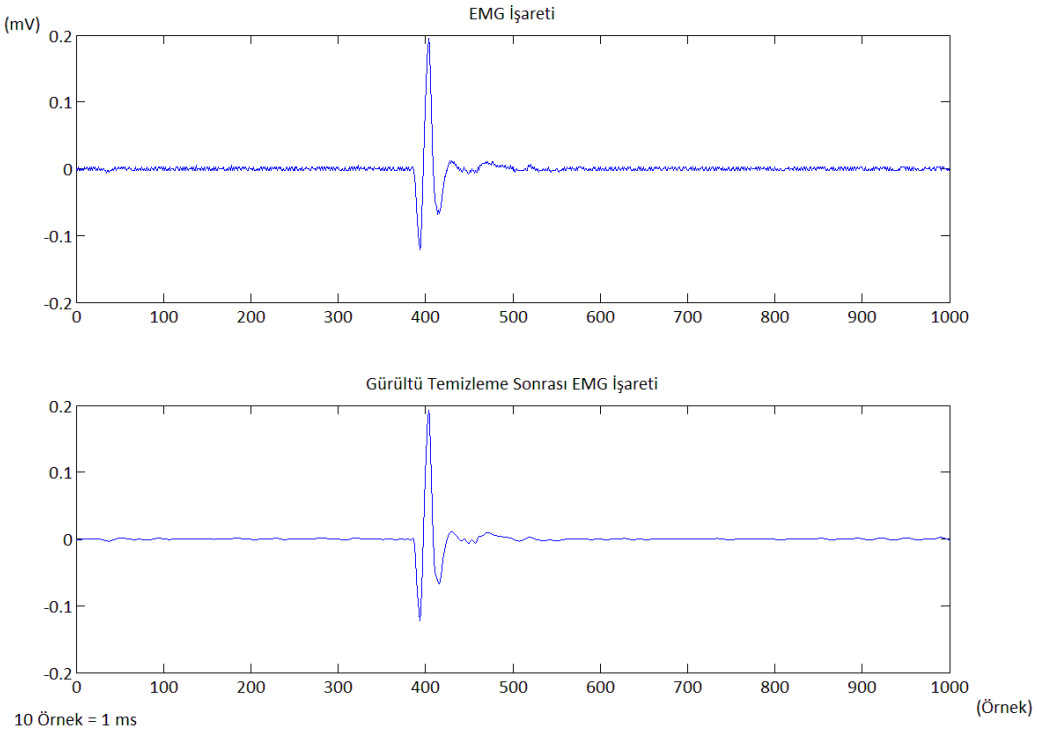
Yumuşak eşik fonksiyonu, eşikten geçirilmiş yüksek geçiren filtre çıkışındaki gürültünün genliğini azaltarak, gürültünün işarete katkısını azaltır. Sert eşik fonksiyonuna karşın yumuşak eşik fonksiyonu sinyalde daha az bozulmaya neden olur [78]. Dalgacık fonksiyonu ne kadar yumuşaksa işaret yeniden elde edilirken o kadar yumuşak olur.

Bu çalışmada gürültü temizlemek için Daubechies dalgacığı kullanılmıştır. Çoklu çözünürlük analizinde 3. seviyeye kadar inilmiş olup, eşik fonksiyonu olarak sert eşik fonksiyonu kullanılmıştır [82]. Kullanılan dalgacık fonksiyonu Şekil 4.28'de verilmiştir.



Şekil 4. 28 Daubechies dalgacık fonksiyonu

Şekil 4.29 bir taramalı EMG kayıtları sırasında alınan bir sinyale uygulanmış dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme sonucunu göstermektedir.

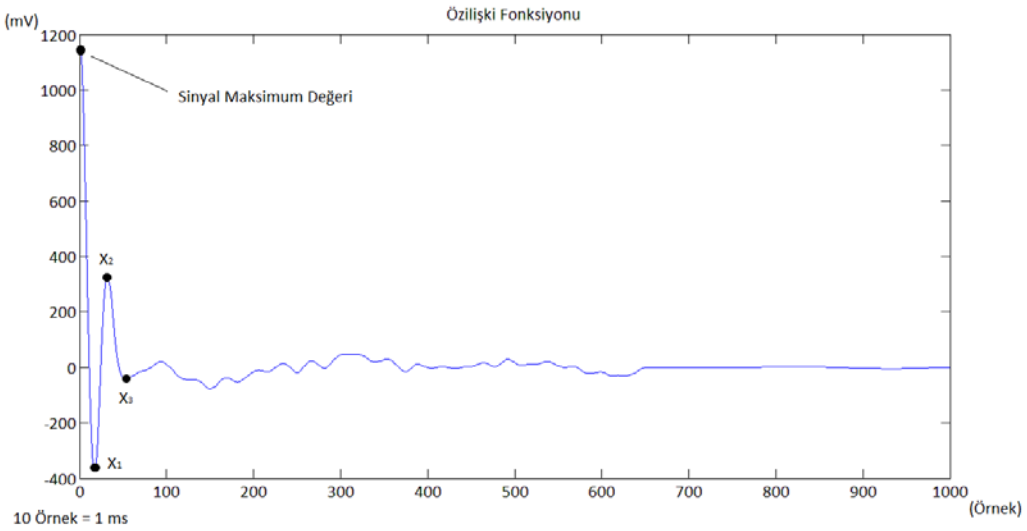


Şekil 4. 29 EMG işareti üzerinde dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme

4.6.4 Özilişki Fonksiyonundan Kesme Konumlarının Belirlenmesi

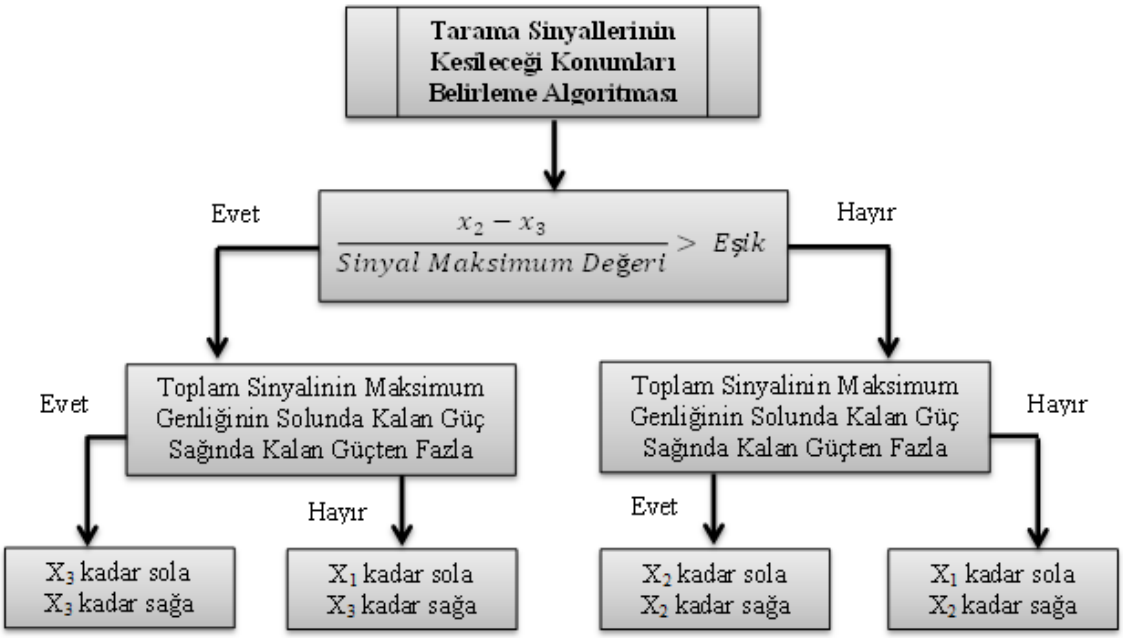
Sinyaller üzerinde gürültü temizleme işlemi yapıldıktan sonra tüm tarama sinyalleri üst üste toplanır. Derinden yüzeye doğru yapılan tarama boyunca eğer aynı potansiyel peşi

sıra kayıtlarda devam devam ediyorsa oluşan toplam sinyallinde pozitif ve negatif tepeler olarak ortaya çıkacaktır. Daha sonra bu toplam sinyalinin özilişki fonksiyonu bulunur [82]. Şekil 4.30 kaydedilen bir EMG sinyali için özilişki fonksiyonunu göstermektedir.



Şekil 4. 30 Bir EMG sinyali için özilişki fonksiyonu

Özilişki fonksiyonunda ortaya çıkan çukurlar ve tepeler sinyalin soldan ve sağdan kesileceği konumlar hakkında bilgi vermektedir. Şekil 4.23'te görülen X_1, X_2 ve X_3 değerleri sinyalin kesileceği konumu bulmak için kullanılmaktadır. Ayrıca kurulan algoritmada kullanılacak olan bir eşik değeri bulunmaktadır. Kaydedilen sinyallerde yapılan çalışma sonucu eşik değeri 0.14 olarak belirlenmiştir [82]. Sinyallerin kesileceği konumları belirlemek için oluşturulan algoritmanın aşamaları Şekil 4.31'de verilmiştir.



Şekil 4. 31 Tarama sinyallerinin kesileceği konumları belirleme algoritması

Geliştirilen yazılım ile Şekil 4.31'deki algoritma gerçeklenerek tarama sinyallerinin kesileceği konumlar belirlenmiş olur.

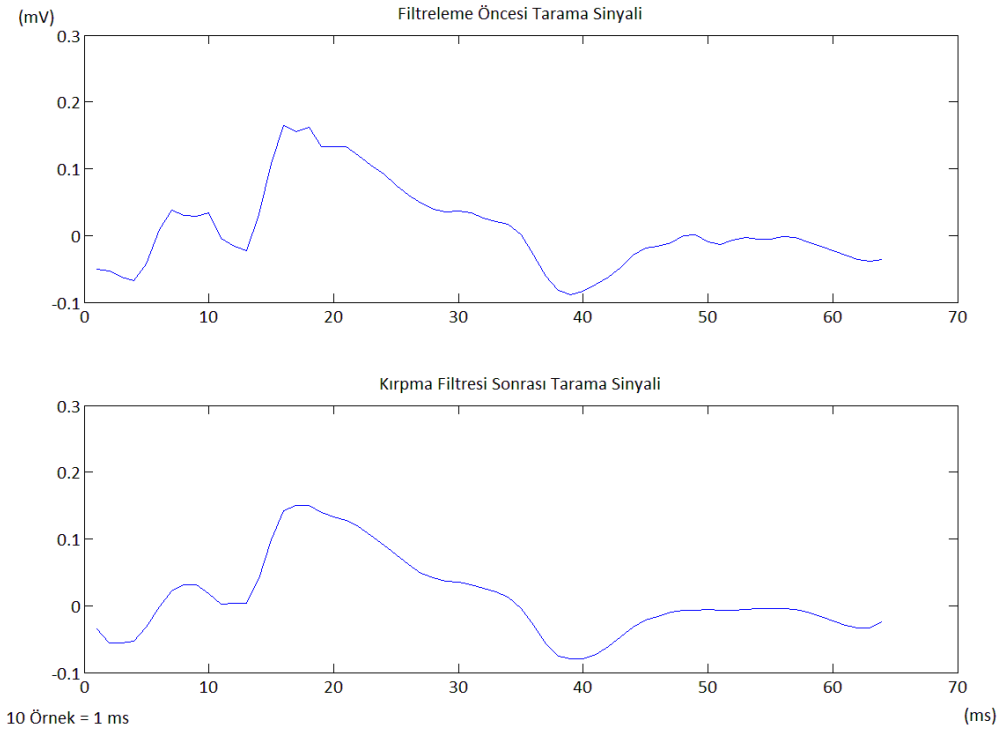
4.6.5 Tarama Sinyallerinin Kesilmesi

Tarama sinyallerinin kesme konumları belirlendikten sonra üzerinde işlem yapılmamış olan ham sinyaller, 5 x 1 medyan filtreden geçirilir. Tarama işlemi sırasında farklı konumlarda beliren, ilgi alanı dışındaki motor üniteler bu şekilde elemine edilmiş olur. Daha sonra bölüm 4.5.3'te anlatılan dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme işlemi uygulanır. Daha uygun bir forma gelen sinyaller, daha önce belirlenmiş olan konumlardan kesilir. Hesaplanacak olan öznitelikler bu konumlar arasında kalan sinyallerden elde edilir.

4.7 Özniteliklerin Çıkarılması

İlgili konumlardan kesilmiş olan her tarama sinyalinin maksimum genlik değerleri hesaplanır. Daha sonra sessiz bölgelerin olduğu sinyaller belirlenir. Bu sinyallerin sayısı hesaplandıktan sonra o tarama sinyali sıfırlanır. Gürültü temizliği yapılmış olan sinyaller üzerinde yumuşatma yapmak amacıyla kırpma filtresi uygulanır. Bu filtrenin pencere boyutu 1x5 olarak belirlenmiştir. Pencere içerine giren örneklerden maksimum ve minimum olanları atarak geride kalan örneklerin ortalamasını alır ve o konuma

yerleştirir. Pencere bir örnek kaydırılarak aynı işlem devam ettirilir. Bu filtreleme işlemi sonunda işaretin formu daha düzgün bir duruma getirilmektedir. Filtreleme öncesi ve filtreleme sonrası sinyaller Şekil 4.32'de gösterilmiştir.



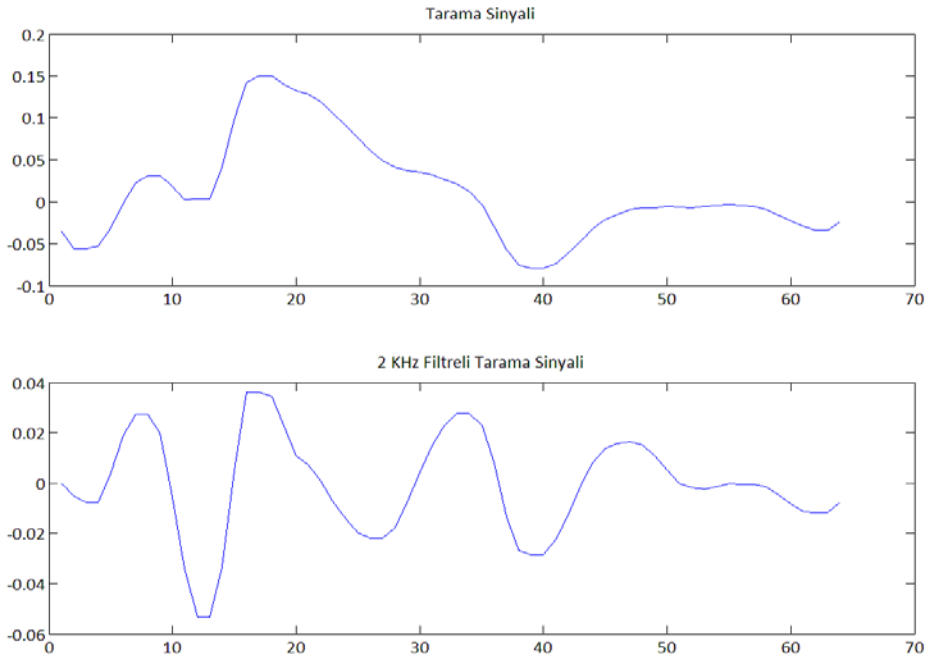
Şekil 4. 32 Kırpma filtresi öncesi ve sonrası tarama sinyali

Temel çizginin formu hiçbir zaman simülatörde elde edilen sinyaller gibi düz ve sıfır seviyesinde değildir. Faz süresinin doğru bir şekilde belirlenmesi için bu düşük genlikli salınımlara sahip temel çizgi gürültülerinin es geçilerek faz süresinin hesaplanacağı yerel minimumlara ulaşmak gereklidir. Bunun için bir pencereleme yapmak gerekmektedir. Kaydedilen sinyallerde 10 örnek 1 ms'ye karşılık gelmektedir. En hızlı yükselme zamanına sahip işaretler, kas lifleri iğne elektroda en yakın olduğu zamanlarda alınır ve 300 µs gibi bir sürede maksimum noktaya ulaşmaktadır [67]. Bu sebepten pencere boyutu 5 örnek yani 500 µs olarak seçilmiştir. Böylece en hızlı değişimleri yakalayabilecek boyutta olan minimum uzunlukta bir pencere belirlenmiş olur. Pencere öncelikle en sol taraftan sinyali taramaya başlar. Pencere içerisine giren 5 örnekten maksimum ve minimum değerleri arasındaki fark bir eşik değerinden büyük ise sinyal pencerenin bulunduğu konumdan itibaren işlenmeye başlanır. Eğer bu değer eşik değerinden küçük ise pencere 1 örnek kaydırılarak aynı işlem tekrarlanır. Daha

sonra pencere en sağ konumdan itibaren aynı sinyali taramaya devam eder. Benzer şekilde kaydedilen tarama sinyalinde eşik değerinden daha büyük bir değişimin olduğu konumu arar. Sinyalin solunda ve sağındaki sapma konumları bulunduktan sonra pencereleme işlemi son bulur. Pencereme işlemindeki eşik değeri 10 µV olarak seçilmiştir. İstirahat halindeki kas liflerinde motor son plağında olan aktiviteler sebebiyle çok fazlı ve 10 µV'den düşük genlikli sinyaller üretilir [2]. Temel çizgi üzerindeki gürültülerin sebeplerinden biri de budur. Bu sebepten eşik değeri 10 µV olarak belirlenmiştir.

Pencereleme işlemi sonunda belirlenen konumlar arasında sinyalin ikinci türevi hesaplanır. İkinci türev sayesinde aranan en sol ve en sağ yerel minimumlar belirlenir. Faz süresi bu iki minimum arasında kalan süredir.

Pik sayısının hesaplanması için medyan filtre çıkışında elde edilen sinyaller alt kesim frekansı 2KHz olan yüksek geçiren filtreden geçirilir. Daha sonra kırpma filtresi ile tüm sinyaller daha uygun bir forma getirilir. Bu sinyaller üzerine dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme yapılır. Özilişki fonksiyonu ile belirlenen konumlardan işaretler kesilir. Şekil 4.33'te bu işlemler sonucunda elde bir tarama sinyali görülmektedir. 2 KHz filtrelemenin sinyal üzerindeki omuzları tepeler olarak ortaya çıkardığı görülmektedir.



Şekil 4. 33 2 KHz filtreleme ve gürültü temizleme öncesi tarama sinyali

Son olarak sinyallerin ikinci türevi alınır. Pikler daha önce bulunan faz süresi aralığında sayılır. Böylece üçüncü öznitelik hesaplanmış olur.

Genlik x faz süresi özniteliği ve *Pik sayısı x faz süresi* özniteliği de daha önce hesaplanmış öznitelikler kullanılarak kolayca hesaplanır.

Sinyal koridoru kesme konumları dışında kalan sinyalin gücünün sinyal koridoru kesme konumları arasında kalan sinyalin gücüne oranı ise altıncı öznitelik olarak hesaplanır.

Son öznitelik ise sinyallerin ikinci türevi alındıktan sonra sinyal koridoru dışında kalan piklerin sayılması ile bulunur.

4.8 Biyolojik Veriler İçin İstatistiksel Sonuçlar

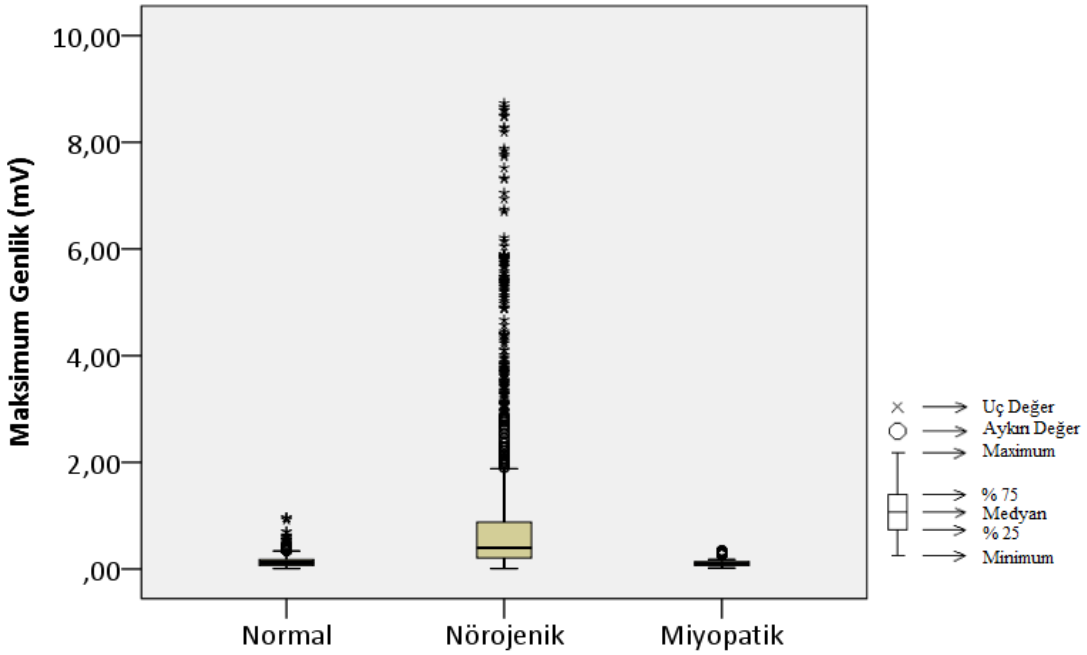
Sağlıklı gönüllülerden, nörojenik ve miyopatik hastalardan alınan veriler ile oluşturulan veriseti toplam 25 normal, 12 nörojenik ve 4 miyopatik hasta verisi içermektedir. Bu veriseti için yapılan istatistiksel çalışma sonucu hesaplanan değerler Çizelge 4.11'de verilmiştir.

Çizelge 4. 11 Biyolojik veriler için alınan değerler [Ort. ± Std. Sap. (min-max)]

Gerçek	Normal	Nörojenik	Miyopatik
Genlik (mV)	0,13 ± 0,09 (0 - 0,96)	0,8 ± 1,22 (0 - 8,73)	0,11 ± 0,08 (0 - 0,35)
Faz Süresi (ms)	4,91 ± 2,34 (0 - 15,4)	7,08 ± 2,92 (0 - 16,2)	5,85 ± 2,26 (0 - 11,6)
Pik Sayısı	3,11 ± 1,94 (0 - 25)	5,06 ± 3,26 (0 - 26)	3,92 ± 1,88 (0 - 12)
Genlik x Süre	0,64 ± 0,51 (0 - 5,74)	5,1 ± 8,14 (0 - 102,74)	0,71 ± 0,58 (0 - 2,54)
Pik x Süre	18,84 ± 20,9 (0 - 232,5)	41,57 ± 39,09 (0 - 345,6)	26,28 ± 18,72 (0 - 93)
Sinyal Koridoru Dışının Gücü / Sinyal Koridoru İçi Gücü	0,54 ± 0,55 (0,13 - 1,71)	0,10 ± 0,11 (0,01 - 0,29)	1,13 ± 0,43 (0,76 - 1,60)
Sinyal Koridoru Dışının Pik Sayısı	34,95 ± 12,91 (0 - 141)	30,67 ± 9,92 (0 - 151)	32,81 ± 13,94 (0 - 121)

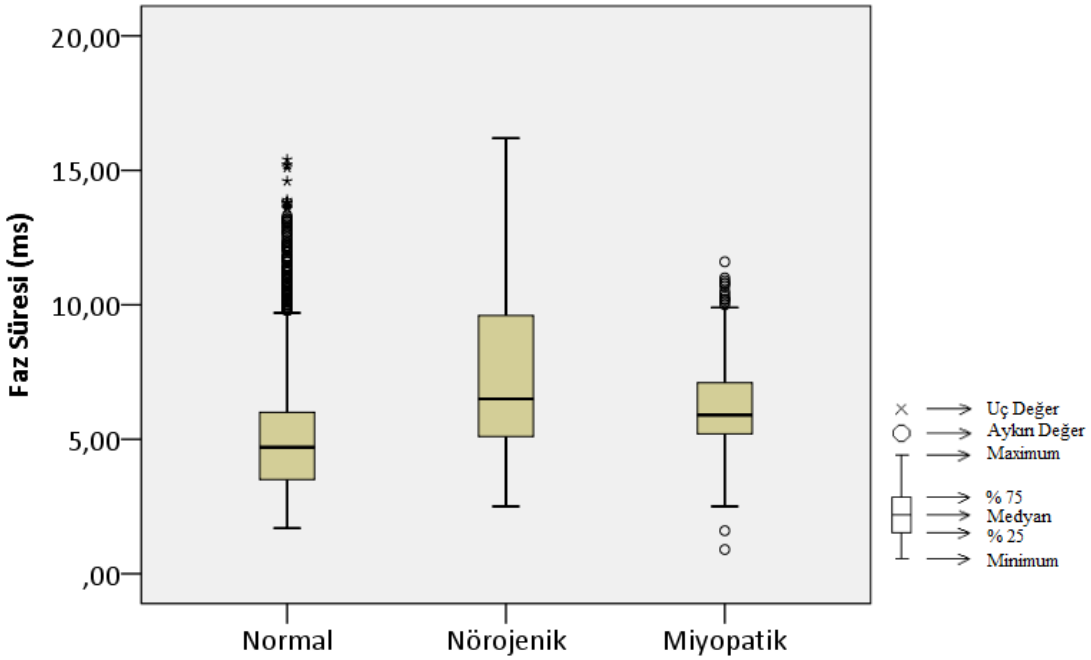
Normal, nörojenik ve miyopatik grupların öznitelikleri arasında anlamlı fark olup olmadığını öğrenmek için ANOVA + Scheffe testi uygulanmıştır.

Sonuçlara bakıldığında en yüksek maksimum genlik ortalaması 0.8 mV ile nörojenik hastalık grubundadır. Normal bireylerde ve miyopatik hastalarda alınan maksimum genlik ortalaması ise sırasıyla 0.13 ve 0.11 mV'dir. Yapılan istatistiksel test sonucunda Nörojenik hastalık grubu diğer gruplardan anlamlılık derecesinde farklıdır ($p<0.0001$). Grupların maksimum genlik için grafiksel ifadesi Şekil 4.34'te görülmektedir.



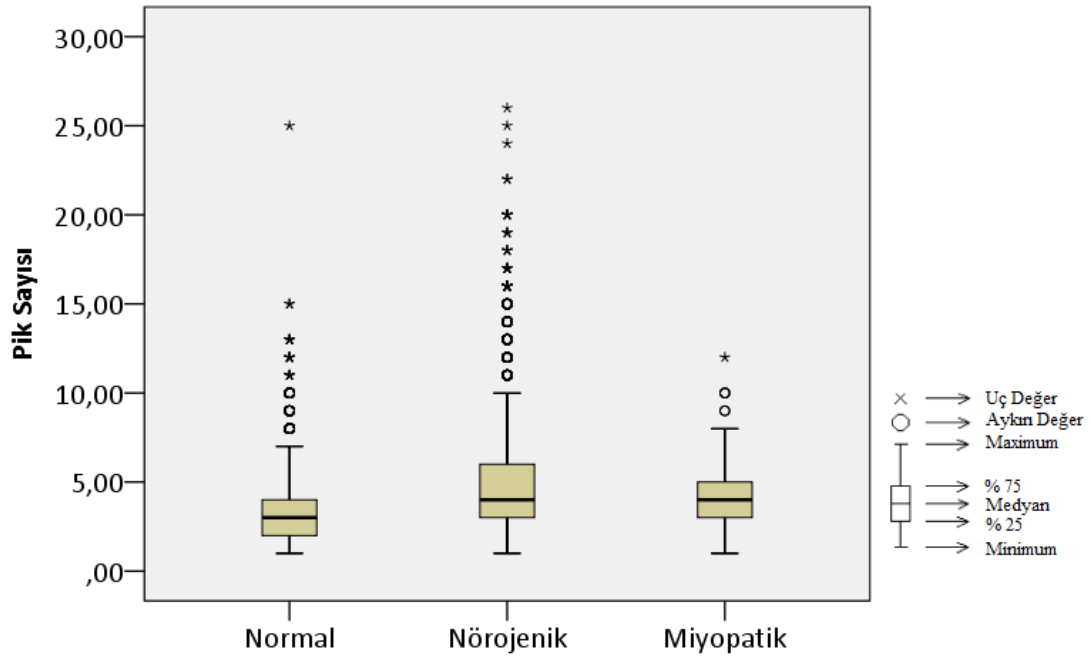
Şekil 4. 34 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP maksimum genlik değerleri

Faz süresi incelendiğinde 7.08 ms ortalama ile en yüksek süreyi nörojenik hasta grubu vermiştir. Normal grupta faz süresi ortalama 4.91 ms miyopatik hastalarda ise 5.85 olarak bulunmuştur. Faz süresi için tüm gruplar birbirinden anlamlılık derecesinde farklıdır ($p<0.0001$). Faz süresi tüm gruplar için Şekil 4.35'te ifade edilmiştir.



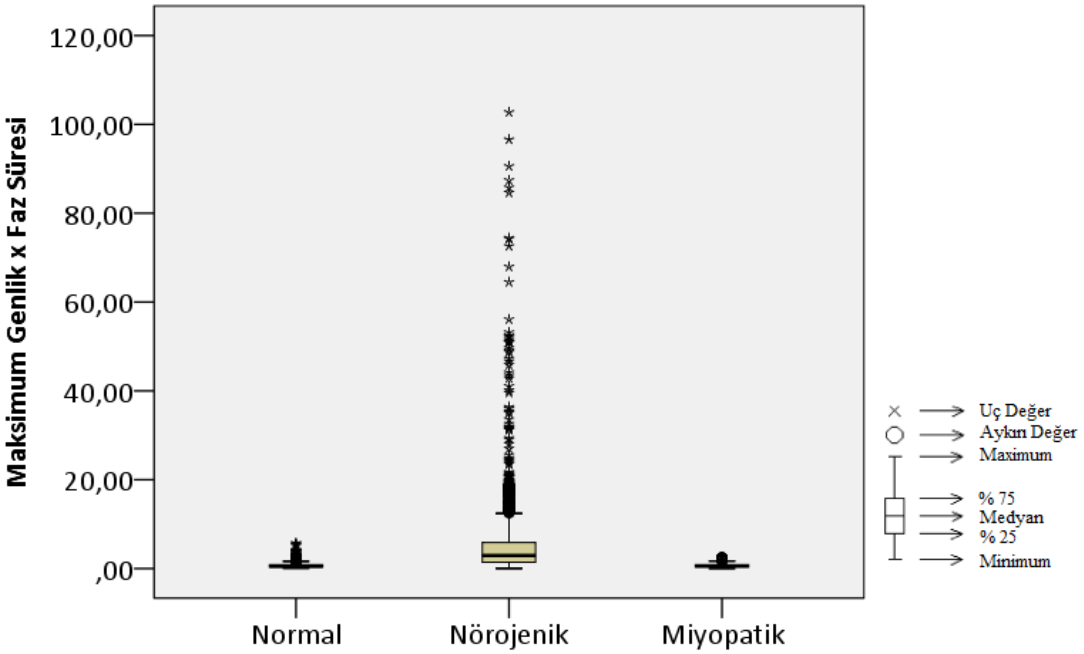
Şekil 4. 35 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP faz süresi değerleri

Pik sayılarının ortalaması ise nörojenik, miyopatik ve normal grup için sırasıyla 5.06, 3.92 ve 3.11 olarak hesaplanmıştır. Yapılan ANOVA testi sonucunda her grubun birbirinden farklı olduğu tespit edilmiştir ($p<0.0001$). Tüm gruplar için pik sayılarını gösteren grafik Şekil 4.36'da sunulmuştur.



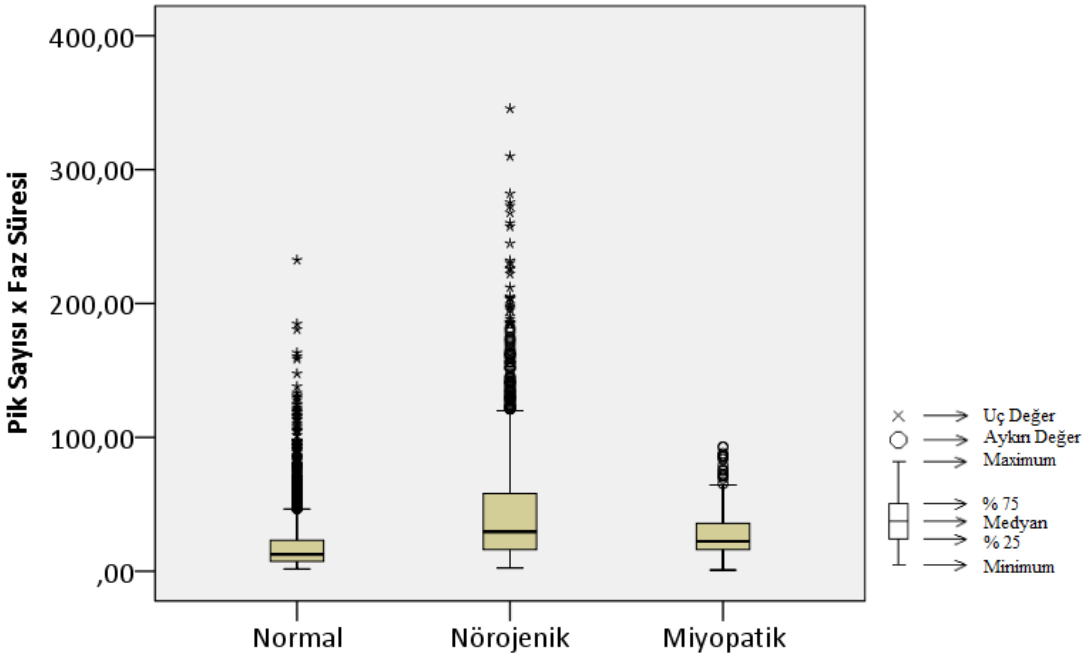
Şekil 4. 36 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP pik sayısı değerleri

Maksimum genlik x faz süresi beklendiği gibi nörojenik hasta grubu için çok daha yüksek çıkmıştır ve hastalığın ayırıcılığını arttırmıştır. Hesaplanan değer ortalama olarak 5.1 bulunmuştur. Bu değer için nörojenik hasta grubu diğer gruplardan anlamlı biçimde farklıdır ($p<0.0001$). Şekil 4.37 maksimum genlik x faz süresi özniteliğinin grafiksel ifadesini göstermektedir.



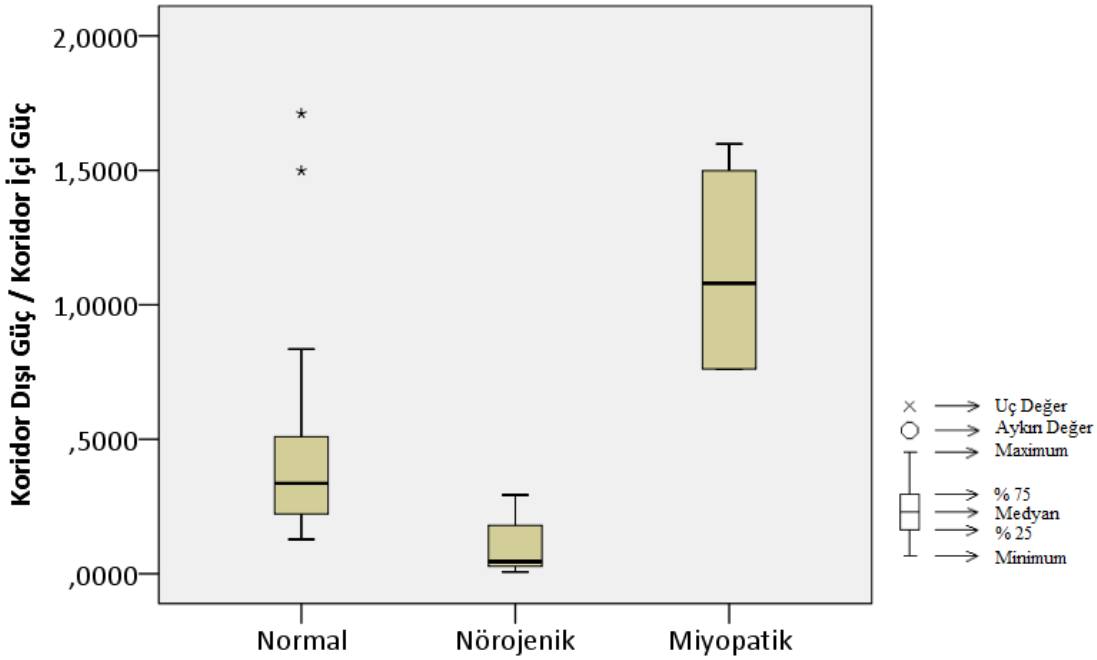
Şekil 4. 37 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP maksimum genlik x faz süresi değerleri

Pik sayısı x faz süresi ise yine nörojenik grupta daha yüksek çıkmıştır. Bu öznitelik için ortalama değerler nörojenik, miyopatik ve normal grup içi sırasıyla 41.57, 26.28 ve 18.84 olarak hesaplanmıştır. Bulunan sonuçlar için ANOVA testi uygulandığında tüm gruplar birbirinden anlamlılık derecesinde farklı bulunmuştur ($p<0.0001$). Grupların pik sayısı x faz süresi için grafiksel ifadesi Şekil 4.38'de görülmektedir.



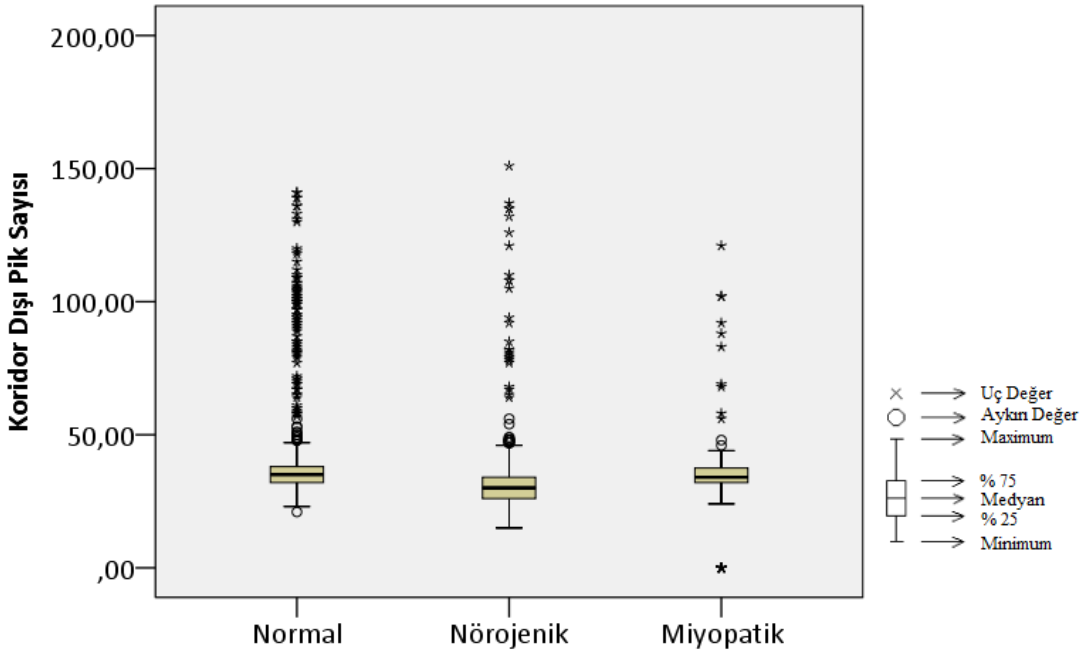
Şekil 4. 38 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP pik sayısı x faz süresi değerleri

Sinyal koridoru dışının gücünün sinyal koridoru içine oranlanmasıyla tanımlanan öznitelik için istatistiksel test sonucunda her üç sınıf içinde anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.018$). Bu özniteliğin tüm gruplar için grafiksel ifadesi Şekil 4.39'da verilmiştir.



Şekil 4. 39 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP sinyal koridoru dış gücü / sinyal koridoru iç gücü değerleri

Sinyal koridoru dışındaki piklerin sayısı için alınan değerler nörojenik hastalık için ortalama 30.67, miyopatik hastalık için ortalama 32.81 ve normal bireyler için 34.95 olarak bulunmuştur. Bu değerler için ANOVA testi sonucunda üç grup arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.008$). Sinyal koridoru dışındaki piklerin sayısının grafiksel gösterimi tüm sınıflar için Şekil 4.40'ta görülmektedir.



Şekil 4. 40 Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP sinyal koridoru dışı pik sayısı değerleri

4.9 Biyolojik Verilerin Sınıflandırılması

Tanımlanan 7 özniteliğin ortalaması ve varyansı kullanılarak 13 öznitelikli, 3 sınıflı ve 40 örnekli bir veriseti oluşturulmuştur. Veriseti %75 eğitim, %25 test verisine ayrılarak 4 katlamalı çapraz doğrulama yapılmıştır.

Kullanılan ilk sınıflayıcı çok katmanlı algılayıcıdır. MLP'nin iki adet gizli katmanı vardır ve sırasıyla 13 ile 8 adet nöron içermektedir. Levenberg-Marquardt metodu eğitme algoritması olarak kullanılmıştır. Öğrenme oranı ve momentum katsayısı sırasıyla 0.2 ve 0.7 olarak seçilmiştir.

İkinci olarak RBF ağı ile sınıflandırma yapılmıştır. RBF ağının yayılma parametresi 0.9 olarak belirlenmiştir. Kurulan ağ performans kriterini sağlamak adına dört denemede

de gizli katmanına sırasıyla 25, 25, 25 ve 26 adet nöron eklemiştir. Her iki ağ için de alınan sınıflandırma sonuçları Çizelge 4.12'de sunulmuştur.

Çizelge 4. 12 MLP ve RBF için 4 katlamalı çapraz doğrulama sonuçları

	Eğitim Başarısı	**Test Başarısı**
MLP	100	85
RBF	100	77.5

SVM ile yapılan sınıflamada çoklu sınıflama imkanı olmadığından veriler önce sağlıklılar ve hastalar olarak ikiye ayrılmıştır. Daha sonra ise hastalıklar kendi içinde sınıflandırılmıştır.

k-NN ile yapılan sınıflandırmada komşuluk değerleri 1, 3 ve 5 olarak seçilmiştir. SVM ve k-NN algoritmaları için sınıflandırma başarıları Çizelge 4.13'te verilmiştir.

Çizelge 4. 13 SVM ve k-NN için 4 katlamalı çapraz doğrulama sonuçları

	Eğitim Başarısı	**Test Başarısı**
SVM	100	75
1-NN	100	77.5
3-NN	85.83	72.5
5-NN	83.33	70

Bu çalışmada MLP için her bir katlamalı çapraz doğrulamada bulunan hata matrisi Çizelge 4.14'te verilmiştir.

Çizelge 4. 14 MLP için 4 katlamalı çapraz doğrulama hata matrisleri

1. Katlama			
	Normal	**Nörojenik**	**Miyopatik**
Normal	**6**	0	0
Nörojenik	1	**2**	0
Miyopatik	1	0	**0**

2. Katlama			
	Normal	**Nörojenik**	**Miyopatik**
Normal	**6**	0	0
Nörojenik	0	**3**	0
Miyopatik	1	0	**0**

3. Katlama			
	Normal	**Nörojenik**	**Miyopatik**
Normal	**6**	0	0
Nörojenik	0	**3**	0
Miyopatik	1	0	**0**

4. Katlama			
	Normal	**Nörojenik**	**Miyopatik**
Normal	**5**	0	1
Nörojenik	0	**3**	0
Miyopatik	0	0	**1**

Yapılan çalışmada en yüksek sınıflandırma başarısı MLP ağı ile %85 olarak alınmıştır. İkinci en iyi sonuç %77.5 ile RBF ağına ve 1-NN algoritmasına aittir. Verisetinin genişlemesiyle MLP ağının parametreleri değiştirilerek daha farklı sonuçlar alabilmek mümkündür.

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında taramalı EMG yöntemi kullanılarak nöromüsküler hastalıkların ayırıcı tanısına katkıda bulunabilecek yeni öznitelikler belirlenmiştir. Nöromüsküler hastalıklar üzerine hem simülasyon verileriyle hem de biyolojik verilerle çalışılarak nöromüsküler hastalıkların özelliklerine ve EMG işaretlerinin davranışına göre ayırıcı tanıya katkıda bulunduğu istatistiksel olarak belirlenen yedi öznitelik çıkarılmıştır. Bunlar sırasıyla maksimum genlik, faz süresi, pik sayısı, maksimum genlik x faz süresi, pik sayısı x faz süresi, sinyal koridoru dışındaki gücün sinyal koridoru içindeki güce oranı ve sinyal koridoru dışındaki pik sayısıdır.

Kaydedilen tarama sinyallerinin toplamının özilişki fonksiyonu doğrudan faz süresi ile ilişkilidir. Motor ünite tek parça halinde de olsa fraksiyonlara da ayrılsa özilişki fonksiyonunda bu parçalanma görülmektedir. Kaydedilen sinyaller üzerinde yapılan çalışmada her taramalı EMG kaydının uygun konumlardan kesilerek hiçbir fraksiyonun atlanmadığı görülmüştür. Böylece inceleme altındaki motor ünite dışındaki diğer aktiviteler de sinyalden atılmaktadır. Sadece zaman zaman aktivite koridoru klinisyenin göz ile belirlediği koridordan daha büyük olmaktadır fakat özniteliklerin belirlenmesine olumsuz bir etkisi olmamaktadır. Biyolojik sinyallerde belirlenmesi güç olan faz süresi özniteliği aktivite koridorunun belirlenmesiyle daha kolay hesaplanmaktadır.

Faz süresinin doğru belirlenmesi için uygulanan dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme işlemi elektrodun çevreden aldığı gürültüleri ve motorun hareketi ile sinyal kaydına yansıttığı gürültüleri büyük oranda temizlemektedir. Kırpma filtresi ile sinyal kayıtlarında bulunan ani darbeler giderilmekte ve sinyallerin geçişi daha yumuşak olmaktadır. Böylece sinyallere fazladan pik eklenmemiş olmaktadır. Son olarak önerilen

pencereleme yöntemi ile özellikle düşük genlikli sinyallerde görülen temel çizgi gürültüsü aşılarak sinyalin faz süresi doğru bir şekilde hesaplanabilmektedir. Faz süresi, belirlenen aktivite koridoru içerisinde maksimum genliğin solunda ve sağında kalan son yerel minimumlar arasında kalan süre olarak belirlenmesiyle temel çizgiye göre hesaplanan süreye kıyasla daha kolay hesaplanabilmektedir.

Pik sayısı hesaplanırken sinyaller 2 KHz'lik alt kesim frekansı olan üst geçiren bir filtreden geçirilmektedir. MÜAP kas liflerinin ürettiği potansiyellerin toplamından oluştuğundan zaman zaman aynı pik altında birikerek omuzlar içeren bir işaret oluşturmaktadır. Bu omuzlarda bir pik oluşamadığından pik sayısı eksik sayılmaktadır. 2 KHz'lik filtreleme ile bu omuzlar belirgin hale getirilmekte ve konsantrik iğne elektrodunun alma bölgesi sebebiyle uzaktan gelen potansiyeller süzülerek pikler daha kolay sayılabilmektedir.

Maksimum genlik özniteliği ayıcılığı arttırmak adına sinyalin genliğinin tepeden tepeye hesaplanmasından daha faydalıdır. İğne elektrot kanülüyle de kayıt yaptığından iğnenin arkasına düşen ve iğneye yakın olan lifler MÜAP'ın negatif fazını büyütebilmektedir, bu da esas değerli bilgi olan pozitif fazın etkisini düşürmektedir.

Maksimum genlik x faz süresi özniteliği nöromüsküler kavşak yakınından yapılan kayıtlarda nörojenik hastalık türü için ayırıcı tanı anlamında oldukça belirleyici bir öznitelik olarak öne çıkmıştır. Nörojenik hastalıklarda yüksek genlik ve faz süresi görülmesi bu özniteliğin etkisini açıkça arttırmıştır.

Pik sayısı x faz süresi'nin özellikle tendon yakınından yapılan kayıtlarda miyopatik hastalıklar için ayırıcı olduğu görülmüştür. Yapılan simülasyon çalışması ile kas lifleri çapı arasında değişkenliğin en fazla olduğu hastalık türü olan miyopatik hastalık için lif üzerinde sinyalin kat edeceği mesafe arttıkça faz süresinin artacağı ve TLAP'ların birbirinden ayrılarak pik sayısının artacağı gösterilmiştir. Bu sayede yeni tanımlanan bu öznitelik tendon yakınından da kayıtların alınmasıyla miyopatik hastalıkların teşhisine katkıda bulunacaktır.

Sinyal koridoru dışında kalan sinyalin gücünün sinyal koridoru içinde kalan güce oranı, sinyal kayıtlarında çok fazla sayıda motor ünite aktivitesi görülen miyopatik hastalıklar ile aktif motor ünite sayısı az olan nörojenik hastalıklarda ayırıcılığı arttırmaktadır.

Benzer şekilde sinyal kayıtları daha karmaşık olan miyopatik hastalıklarda *sinyal koridoru dışında kalan piklerin sayısı* bu hastalık türünü için ayırıcı tanıda yardımcı bir öznitelik olmaktadır.

Geleneksel EMG yönteminde sinyal kayıtları hep nöromüsküler kavşak yakınından alınmaktadır ve referans değerler bu konuma göre belirlenmiştir. Bu çalışma ile tendon yakınından yapılan kayıtların özniteliklerinin hastalık türlerine göre değişimi gösterilmiştir. İğnenin kavşak yakınından tendon yakınına taşınmasıyla normal, nörojenik ve miyopatik gruplar için maksimum genliğin hep azaldığı, faz süresinin ve pik sayısının ise arttığı gösterilmiştir. Faz süresinin her grup için artmasına rağmen miyopatik hastalık için oldukça fazla miktarda arttığı görülmüştür. Biyolojik veriler ile yapılan çalışmada da normal bireyler için bu değişimlerin doğruluğu gösterilmiştir.

Taramalı EMG yönteminde nörojenik hastalıkların teşhisinde maksimum genlik ve maksimum genlik x faz süresi öznitelikleri ayırıcı tanıyı arttırmaktadır. Önerilen diğer öznitelikler ise her grup için ayırıcıdır.

Geleneksel EMG için kavşak yakınından ölçüm yaparken maksimum genlik, faz süresi ve maksimum genlik x faz süresi öznitelikleri nörojenik hastalığı ayırmak için kolaylık sağlarken, tendon yakını kayıtlamalarda faz süresi, pik sayısı ve pik sayısı x faz süresi öznitelikleri miyopatik hastalık için ayırıcı tanıyı arttırmaktadır.

Taramalı EMG kayıtlarıyla alınan en yüksek sınıflandırma başarısı %85 olarak kaydedilmiştir. Alınan bu sonuçların simülatör verileriyle alınan sonuçlardan farklı olmasının en büyük nedeni, veri kaydı sırasında deneğin veya hastanın kası şiddetini sabit tutamamasıdır. Birbirine zamansal olarak kilitlenmiş sinyal çiftlerinin bulunabilmesi için deneğin aynı kası şiddetini istenen sinyal yakalanana kadar koruması beklenmektedir. Kası şiddetinin kayıt sırasında değişmesi ateşlenen motor ünite sayısını değiştireceğinden kaydedilen sinyallerin farklı sınıfa ait olmasına rağmen birbirine benzemesine sebep olmaktadır. Arka arkaya alınan kayıtlar zamanla hastanın yorulmasına ve bu sebepten kasta titreme sorununa sebep olabilmektedir. Sonuçları etkileyen bir diğer faktör de sınıfların veri sayılarının eşit olmamasıdır. Miyopatik hastalar kas erime sorunundan genelde yürüme güçlüğü oldukça fazla olan hastalardır. Bu sebepten hastaneye erişebilmeleri de zordur, ayrıca uygulamanın yapılacağı kas

bölgesi daha da inceldiğinden hastanın hissettiği acı da normal bir bireye göre daha fazladır. Verisetinde miyopatik hasta sayısının az olma sebebi bunlardan kaynaklanmaktadır. Bu da sınıflayıcının oluşturduğu modelin her duruma eşit oranda adapte olamamasına sebep olmaktadır.

Sınıflandırma başarısını arttırabilmek için veri kaydına başlamadan önce bireyin maksimum kası şiddetini ölçerek buna göre belli bir kası şiddetinde tutmasını sağlayacak bir düzenek geliştirilebilir. Bu sınıfların birbirinden daha kolay ayırt edilebilmesini sağlayacağı gibi, sinyal kalitesini de arttıracaktır. Ayrıca veri sayısının arttırılması da sınıflandırma başarısını arttıracaktır.

KAYNAKLAR

[1] Rowland, L.P., (2000). “Diseases of the motor unit,” in E. R. Kandel, J. H. Schwartz and T. M. Jessell (Eds), Principles of Neural Science, McGraw-Hill, New York

[2] Rubin, D.I., (2012). “Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities”, Neurologic Clinics, 30(2):429-456

[3] Roeleveld, K., Stegeman, D.F., Falck, B., Stålberg, E., (1997). “Motor unit size estimation: confrontation of surface EMG with macro EMG”, Electroenceph, clin. Neurophysiol., 105:181-188

[4] Moritani, T., Stegeman, D., Merletti, R., (2004). “Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation,” in R. Merletti and P. A. Parker (Eds), Electromyography, Physiology, engineering and Noninvasive Applications, John Wiley and Sons, Piscataway

[5] Guyton, A.C., Hall, J.E., (2000). Textbook of Medical Physiology, W. B. Saunders Company, Philadelphia,

[6] Oh, S.J., (2003). Clinical Electromyography: Nerve Conduction Studies, Lippincot Williams and Wilkins, Philadelphia

[7] Plonsey, R., Barr, R.C., (1988). Bioelectricity, A Quantitative Approach, Plenum Press, New York

[8] Diószeghy, P., (2002). “Scanning electromyography”, Muscle Nerve, Supplement 11:66-71

[9] Disselhorst-Klug, C., Rau, G., Schmeer, A., Silny, J., (1999). “Non-invasive Detection of the Single Motor Unit Action Potential by Averaging the Spatial Potential Distribution Trigerred on a Spatially Filtered Motor Unit Action Potential”, Journal of Electromyography and Kinesiology, 9:67-72

[10] Loeb, G.E., Ghez, C., (2000). “The Motor Unit and Muscle Action,” in E. R. Kandel, J. H. Schwartz and T. M. Jessell (Eds), Principles of Neural Science, McGraw-Hill, New York

[11] Aminoff, M.J., (1992). “Clinical Electromyography,” Electromyography in Clinical Neurology, 249-283, Churchill Livingstone Inc., New York

[12] Bryan, A., (1998). “Electromyography: recording methods and signal processing techniques”, Current Anaesthesia and Critical Care, 9:110-116

[13] Kimura, J., (2001). Electrodiagnosis in the Disease of Nerve and Muscle, Oxford University Press, New York

[14] Ligouri, R., Dahl, K., Fuglsang-Frederiksen, A., (1992). "Turns-Amplitude analysis of the Electromyographic Recruitment Pattern disregarding force measurement. I. Method and Reference Values in healthy subjects", Muscle Nerve, 15:1314-1318

[15] Stålberg, E., Falck B., (1997). “The role of EMG in neurology” Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 103:579-598

[16] Kugelberg, E., (1949). “Electromyography in muscular dystrophy”, J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, 12:129-136

[17] Kugelberg, E., Edström, L., Abbruzzese, M., (1970). “Mapping of motor units in experimentally reinnervated rat muscle”, J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, 33:319-329

[18] Stålberg, E., Trontelji, J.V., (1994). Single Fiber Electromyography Studies in Healthy and Diseased Muscle, Second Edition, Raven Press, New York

[19] Stålberg, E., Antoni, L., (1980). “Electrophysiological Cross Section of the Motor Unit”, Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, 43(6):469-474

[20] Hilton-Brown, P., Stålberg, E., (1983). "The motor unit in muscular dystrophy, a single fibre EMG and scanning EMG study" Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 46:981-995

[21] Hilton-Brown, P., Stålberg, E., (1983). "Motor unit size in muscular dystrophy, a macro EMG and scanning EMG study", Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 46:996-1005

[22] Stålberg, E., Diószeghy, P., (1991). “Scanning EMG in normal muscle and in neuromuscular disorders”, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 81(6):403-416

[23] Gootzen, T.H.J.M., Vingerhoest, D.J.M., Stegeman, D.F., (1992). “A study of motor unit structure by means of scanning EMG” Muscle Nerve, 15:349-357

[24] Göker, İ., Baslo, B., Ulgen, Y., Ertas, M., (2009). “Design of an Experimental System for Scanning Electromyography Method to Investigate Alterations of Motor Units in Neurological Disorders”, Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures, 4(1):133-139

[25] Göker, İ., Baslo, B., Ertas, M., Ulgen, Y., (2010). “Large Motor Unit Territories by Scanning Electromyography in Patients with Juvenile Myoclonic Epilepsy”, Journal of Clinical Neurophysiology, 27(3):212-215

[26] Göker, İ., Osman, O., Ozekes, S., Baslo, B., Ertas, M., Ulgen, Y., (2012). “Classification of Juvenile Myoclonic Epilepsy Data Acquired Through Scanning

Electromyography with Machine Learning Algorithms", Journal of Medical Systems, Springer, 36:2705-2711

[27] Rodríguez, I., Gila, L., Malanda, A., (2012). Advances in Clinical Neurophysiology, Motor Unit Action Potential Duration: Measurement and Significance, DOI: 10.5772/50265, InTech, Rijeka, Croatia

[28] Stålberg, E., Nandedkar, S., Sanders, D.B., Falck, B., (1996). "Quantitative motor unit potential analysis", J Clin Neurophysiol., 13:401-422

[29] Stålberg, E., Andreassen, S., Falck, B., Lang, H., Rosenfalck, A., Trojaborg, W., (1986). "Quantitative analysis of individual motor unit potentials - a proposition for standardized terminology and criteria for measurement", J Clin Neurophysiol, 3:313-348

[30] Lang, A., Tuomola, H., (1974). "The time parameter of motor unit potentials recorded with multi-electrode and the summation technique", Electromyogr Clin Neurophysiol, 14:513-525

[31] Buchthal, F., Guld, C., Rosenfalck, P., (1954). "Action potential parameters in normal muscle and their dependence on physical variables", Acta Physiol Scand, 32(2-3):200-218

[32] Nandedkar, S., Sanders, D.B., Stålberg, E., Andreassen, S., (1988). "Simulation of concentric needle EMG motor unit action potentials", Muscle Nerve, 11:151-159

[33] Nandedkar, S., Barkhaus, P.E., Sanders, D.B., Stålberg, E., (1988). "Analysis of amplitude and area of concentric needle EMG motor unit action potentials", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 69:561-567

[34] Nandedkar, S., Sanders, D.B., (1989). "Simulation of myopathic motor unit action potentials", Muscle Nerve, 12:197-202

[35] Falck, B., Stålberg, E., Bischoff, C., (1995). "Influence of recording site within the muscle on motor unit potentials", Muscle Nerve, 18:1385-1389

[36] Kaiser, E., Petersen, I., (1965). "Muscle action potential parameters studied by frequency analysis and duration measurements", Acta Neurol Scand, 41(Supplement 13):213-236

[37] Stålberg, E., Karlsson, L. (2001). "Simulation of the normal concentric needle electromyogram by using a muscle model", Clinical Neurophysiology, 112:464-471

[38] Brownell, A., Bromberg, M.B., (2007). "Effects of Intramuscular Needle Position on Motor Unit Action Potential Metrics", Muscle Nerve, 35:465-470

[39] Thornton, R.C., Michell, A.W., (2012). "Techniques and applications of EMG: measuring motor units from structure to function", Journal of Neurology, 259(3):585-594

[40] Korürek, M., Yazgan, E., (1996). Tıp Elektroniği, İTÜ Rektörlüğü Yayın No: 1574, İstanbul

[41] Dubowitz, V., Brooke, M., (1973). Muscle Biopsy: A Modern Approach, W.B. Saunders, Philadelphia

[42] Hilton-Brown, P., Nandedkar, S.D., Stålberg, E., (1985). “Simulation of fibre density in single-fibre EMG and its relationship to macro-EMG”, Medical & Biological Engineering & Computing, 23(6):541-546

[43] Stålberg, E., Thiele, B., (1975). “Motor unit fibre density in the extensor digitorum communis muscle”, Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 38:874-880

[44] Daube, J.R., Rubin, D.I., (2009). “Needle electromyography”, Muscle Nerve, 39:244–270

[45] Pozzo, M., Farina, D., Merletti, R., (2004). “Electromyography: Detection, Processing, and Applications,” in J. Moore and G. Zouridakis (Eds.), Biomedical Technology and Devices Handbook, CRC Press LLC, Florida

[46] Henneberg, K.A., (2006). “Principles of Electromyography,” in J. D. Bronzino (Eds.), The Biomedical Engineering Handbook, Taylor and Francis Group, Florida

[47] Metting van Rijn, A.C., Peper, A., Grimbergen, C.A., (1991). “The Isolation Mode Rejection Ratio in Bioelectric Amplifiers”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 38(11):1154-1157

[48] Trontelji, J.V., Jabre, J., Mihelin, M., (2004). “Needle and Wire Detection Techniques,” in R. Merletti and P. A. Parker (Eds.), Electromyography, Physiology, engineering and Noninvasive Applications, John Wiley and Sons, Piscataway

[49] Stålberg, E., (1980). “Macro EMG, a new recording technique”, Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 43:475-482

[50] Ertas, M., Baslo, M.B., Yıldız, N., Yazıcı, J., Öge, E., (2000). “Concentric needle electrode for neuromuscular jitter analysis” Muscle Nerve, 23:715-719

[51] Mills, K.R., (2005). “The basics of Electromyography” Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, 76(Supplement II):32-35

[52] Chan, R.C., Hsu, T. C., (1991). “Quantitative comparison of motor unit potential parameters between monopolar and concentric needles”, Muscle Nerve, 14:1028-1032

[53] Dumitru, D., King, J.C., (1998). "Concentric needle recording characteristics related to depth of tissue penetration", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 109:124–134

[54] Dumitru, D., King, J.C., Nandedkar, S.D., (1997). “Motor unit action potentials recorded with concentric electrodes: physiologic implications”, Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 105:333-339

[55] Dumitru, D., King, J.C., Nandedkar, S.D., (1997). "Concentric/monopolar needle electrode modeling: spatial recording territory and physiologic

implications", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 105:370-378

[56] Nandedkar, S.D., Dumitru, D., King, J.C., (1997). “Concentric Needle Electrode Duration Measurement and Uptake Area”, Muscle Nerve, 20(10):1225-1228

[57] Stålberg, E., (2012). “Jitter analysis with concentric needle electrodes”, Ann N. Y. Acad. of Sci., 1274:77-85

[58] Stålberg, E., Sanders, D.B., (2009). “Jitter recordings with concentric needle electrodes”, Muscle Nerve, 40:331-339

[59] Kouyoumdjian, J.A., Stålberg, E., (2008). “Concentric needle single fiber electromyography: comparative jitter on voluntary-activated and stimulated Extensor Digitorum Communis”, Clin. Neurophysiol, 119:1614-1618

[60] Thiele, B., Stålberg, E., (1975). “Single fibre EMG findings in polyneuropathies of different aetiology”, Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 38:881-887

[61] Kraft, G.H., (1990). “Fibrillation potential amplitude and muscle atrophy following peripheral nerve injury”, Muscle Nerve, 13:814-821

[62] Navallas, J., Stålberg, E., (2009). “Studying motor end-plate topography by means of scanning-electromyography”, Clinical Neurophysiology 120:1335–1341

[63] Stålberg, E., Trontelj, J.V., (1979). Single fibre electromyography, Mirvalle Press, Woking, England

[64] Neill, M.E., Swash, M., (1980). “Increased motor unit fibre density in the external anal sphincter muscle in ano-rectal incontinence: a single fibre EMG study”, Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 43:343-347

[65] Sacco, G., Buchthal, F., Rosenfalck, P., (1962). “Motor unit potentials at different ages”, Archives of Neutrology, 6:366-373

[66] Hakelius, L., Stålberg, E., (1974). “Electromyographic studies of free autogenous muscle transplants in man”, Scan J Plastic Reconstr Surg, 54:211-219

[67] Sanders, D.B., Stålberg, E., (1996). “AAEM minimograph #25: single-fiber electromyography”, Muscle Nerve, 19:1069-1083

[68] Lukacs, M., Vécsei, L., Beniczky, S., (2009). “Fiber Density of The Motor Units Recruited at High and Low Force Output”, Muscle Nerve, 40:112-114

[69] Ertas, M., Erdinç, O., Aydın, N., Uludag, B., Ertekin, C., (1998). “Surface stimulation single-fiber electromyography” Muscle Nerve, 21(1):118-120

[70] Saruhan, Ş.C., Özdemirci, A., (2011). Bilim, Felsefe ve Metodoloji, 2. Baskı, Beta Yayıncılık, İstanbul

[71] Durmuş, B., Yurtkoru, E.S., Çinko M., (2013). Sosyal Bilimlerde SPSS’le Veri Analizi, 5. Basım, Beta Yayıncılık, İstanbul

[72] Yazıcıoğlu, Y., Erdoğan, S., (2011). SPSS Uygulamalı Bilimsel Araştırma Yöntemleri, 3. Baskı, Detay Yayıncılık, Ankara

[73] Dumitru, D., (2000). "Physiologic Basis Of Potentials Recorded In Electromyography", Muscle Nerve, 23:1667–1685

[74] Nandedkar, S., Stålberg, E., (1983). "Simulation of Macro EMG motor unit action potentials", Clin Neurophysiol, 56:52-62

[75] Ifeachor, E.C., Jervis, B.W., (2002). Digital Signal Processing A Practical Approach, 2nd Edition, Prentice Hall, USA

[76] Daubechies, I., (1992). Ten Lectures on Wavelets, SIAM: Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia, Pennsylvania

[77] Tawade, L., Warpe, H., (2011). "Detection of Epilepsy Disorder Using Discrete Wavelet Transforms Using MATLABs", International Journal of Advanced Science and Technology, 28:17-20.

[78] Rao, R.M., Bopardikar, A.S., (1998). Wavelet Transforms Introduction to Theory and Applications, Addison Wesley Longman Inc, USA

[79] Artuğ, T., Osman, O., Göker, İ., Baslo, B., Bolat, B., (2013). "Nöromüsküler Hastalıkların Tanısına Yönelik Yeni Özniteliklerin Belirlenmesi", TıpTekno 2013, Antalya

[80] Artuğ, T., Osman, O., Göker, İ., Baslo, B., Bolat, B., (2014). "Determining New Features For Diagnosis of Neuromuscular Diseases", 30th International Congress of Clinical Neurophysiology (ICCN) of the IFCN, Berlin, Germany

[81] Artuğ, T., Bolat, B., Osman, O., Göker, İ., Tulum, G., Baslo, B., (2014). "Feature Extraction and Classification of Neuromuscular Diseases Using Scanning EMG", IEEE International Symposium on INnovations in Intelligent SysTems and Applications (INISTA), Università degli Studi di Milano, Alberobello, Italy

[82] Artuğ, T., Bolat, B., Osman, O., Göker, İ., Baslo, B., (2015). "Determining MUAP Activity Corridor In Scanning EMG Recordings", IEEE International Symposium on INnovations in Intelligent SysTems and Applications (INISTA), Autonomous University of Madrid, Madrid, Spain

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : N. Tuğrul ARTUĞ

Doğum Tarihi ve Yeri : 07.09.1985 İstanbul

Yabancı Dili : İnglizce

E-posta : tugrulartug@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	Elektronik	Yıldız Teknik Üniversitesi	2010
Lisans	Elektronik ve Hab. Mühendliği	Kocaeli Üniversitesi	2007
Lise		Özel Dragos Okulları	2003

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2013	İstanbul Arel Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2012	Yeni Yüzyıl Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2009	İstanbul Arel Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

2008	Haliç Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2006	Türk Hava Yolları Teknik A.Ş.	Stajyer
2005	Arçelik Artesis Ar-Ge Bölümü	Stajyer

YAYINLARI

Makale

1. Artuğ, T., Göker, İ., Bolat, B., Osman, O., Orhan, E., Baslo, B., (2015). "The Effect of Recording Site on Extracted Features of Motor Unit Action Potential", Computer Methods and Programs in Biomedicine, (İncelemede)

Bildiri

1. Artuğ, T., Uzun, T., (2011). "LabVIEW ile Mikrodenetleyicili Bir Endüstriyel Otomatik Sıcaklık Kontrol Sistemi", Elektrik-Elektronik Bilgisayar Sempozyumu Bildiriler Kitabı, Cilt I, 254:258, Fırat Üniversitesi, Elazığ

2. Tulum, G., Artuğ, T., Bolat, B., (2012). "Ortopedik Rahatsızlıkların Hiyerarşik Sınıflandırıcılar İle Tanısı", Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Sempozyumu (ASYU)**,** Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon

3. Artuğ, T., Tulum, G., Bolat, B., (2013). "Performance Evaluation of Feature Selection Algorithms on Human Activity Classification", International Symposium on INnovations in Intelligent SysTems and Applications (INISTA), Institute of Information and Communication Technologies, Albena Bulgaria

ÖDÜLLERİ

1. Kocaeli Üniversitesi Onur Belgesi (2006)

2. Yıldız Teknik Üniversitesi IEEE Öğrenci Kolu Lisansüstü Seminer 1. Liği (2008)