T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

BİYONİK EL PROTEZLERİNDE KULLANILAN EMG TABANLI DENETİM YÖNTEMLERİNİN DENEYSEL KARŞILAŞTIRILMASI VE YÜZEY EMG İŞARETLERİNDEN EL AÇISININ KESTİRİMİ

Doktora Tezi

Mehmet Serdar ÇELİK

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi İlyas EMİNOĞLU

SAMSUN
2023

TEZ KABUL VE ONAYI

Mehmet Serdar ÇELİK tarafından, **Dr. Öğr. Üyesi İlyas EMİNOĞLU** danışmanlığında hazırlanan **"BİYONİK EL PROTEZLERİNDE KULLANILAN EMG TABANLI DENETİM YÖNTEMLERİNİN DENEYSEL KARŞILAŞTIRILMASI VE YÜZEY EMG İŞARETLERİNDEN EL AÇISININ KESTİRİMİ"** başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 29.8.2023 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği ile başarılı bulunarak Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı Adı Soyadı **Üniversitesi** **Ana Bilim/Ana Sanat Dalı**	**Sonuç**
Başkan	Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği	☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Doç. Dr. Hülya GÖKALP CLARKE Ondokuz Mayıs Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği	☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Erhan ERGÜN Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği	☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Engin Ufuk ERGÜL Amasya Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği	☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Dr. Öğr. Üyesi İlyas EMİNOĞLU Ondokuz Mayıs Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği	☒ Kabul ☐ Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Ahmet TABAK
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım Doktora tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

Etik Kurul Gerekli mi?

Evet ☐

Hayır ☒

20/06/2023
Mehmet Serdar ÇELİK

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı : BİYONİK EL PROTEZLERİNDE KULLANILAN EMG TABANLI DENETİM YÖNTEMLERİNİN DENEYSEL KARŞILAŞTIRILMASI VE YÜZEY EMG İŞARETLERİNDEN EL AÇISININ KESTİRİMİ

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 06.07.2023 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 6

Tek kaynak oranı : % 3 çıkmıştır.

06/07/2023
Dr. Öğr. Üyesi İlyas EMİNOĞLU

ÖZET

BİYONİK EL PROTEZLERİNDE KULLANILAN EMG TABANLI DENETİM YÖNTEMLERİNİN DENEYSEL KARŞILAŞTIRILMASI VE YÜZEY EMG İŞARETLERİNDEN EL AÇISININ KESTİRİMİ

Mehmet Serdar ÇELİK
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI
Doktora, Ağustos/2023
Danışman: Dr. Öğr. Üyesi İlyas EMİNOĞLU

Dünyamızda artan ve yaşlanan nüfus ile birlikte fiziksel engelli bireylerin sayısı da hızla artmaktadır. Ne yazık ki proteze erişebilen ampute birey sayısında bu sayıya paralel bir artış gerçekleşmemiştir. Ekonomik nedenler ampute bireylerin proteze erişimine engel olurken, erişebilen kullanıcıların büyük bir oranı da protez kullanımını terk etmektedir. Her ne kadar protez geliştiricileri protez denetimini güvenilir biçimde gerçekleştirmek için pek çok duyusal ve biyolojik işaretler kullansa da elde edilen çıktı doğal uzuv yetilerinin çok gerisinde kalmaktadır. Bu tez en genel biçimde üst ekstremite ampute bireyler için myoelektrik denetimli protezlerde kullanılan mevcut denetim yöntemlerini inceler ve yeni denetim yöntemi geliştirme çabalarına yol göstermeyi hedefler. Tez üç farklı uygulamayı içerir. İlk uygulamada günümüz akademik ve ticari çalışmalarında kullanılmakta olan myoelektrik protez denetim yöntemleri karşılaştırmalı olarak incelenmiş ve elde edilen sonuçlar ışığında kullanıcı için daha konforlu ve daha insansı protez denetim yöntemlerinin geliştirilebilmesi için özgün öneriler sunulmuştur. İkinci uygulama kapsamında protez el açılma açısının bireyin ilgili kaslarından elde edilen yEMG işaretlerinden kestirimini içeren gerçek zamanlı biçimde uygulanabilir regresyon tabanlı bir uygulama gerçekleştirilmiştir. Bu uygulama iki farklı kestirimci (MLP ve MLP-NARX), iki farklı el/bilek hareketi (el açma ve bilek ekstensiyon) ve üç farklı ön kol yEMG veri alım noktası kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Uygulama sonucunda, MLP-NARX modelinin yEMG girişine bağlı olarak el/bilek hareket açılarını çok yüksek doğrulukla (>%99) tahmin edebildiği görülmüştür Üçüncü uygulamada ise amputelerin protezlere adaptasyon sürecini kolaylaştırmak ve ampute eğitimini daha etkin kılmak amacıyla bir simülatör tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Tez uygulamalarından elde edilen sonuçlar kişiye özel tasarlanan farklılaştırılabilir (hibrit denetim yöntemleri kullanan) ve kişinin sağlam uzvunu taklit edebilme yetilerine sahip (regresyon-tabanlı) protez denetim yöntemleri geliştirme yaklaşımlarının önemini ortaya koymaktadır. Önerilen yöntemler, gelecek çalışmalarda birden çok kastan toplanan yEMG verisi ile birden fazla eklem hareketinin eş zamanlı olarak gerçekleştirilebilen myoelektrik protez denetleyicilerinin tasarımı için kullanılacaktır.

Anahtar Sözcükler: Myoelektrik, Biyonik el, Biyonik kol, Oransal denetim, Yapay zekâ

ABSTRACT

EXPERIMENTAL COMPARISON OF EMG-BASED CONTROL METHODS USED IN BIONIC PROSTHETIC HANDS AND HAND ANGLE ESTIMATION FROM SURFACE EMG SIGNALS

Mehmet Serdar ÇELİK
Ondokuz Mayıs University
Institute of Graduate Studies
Department of Electrical and Electronic Engineering
Ph.D., August/2023
Supervisor: Assist. Prof. Dr. İlyas EMİNOĞLU

The number of physically disabled individuals is increasing rapidly with the increasing and ageing population in the world. Unfortunately, the number of amputees who can access prosthesis does not increase in parallel with this number. While economic reasons prevent amputees from accessing prostheses, a large proportion of users who can access prostheses abandon the use of prostheses. Although prosthesis developers use many sensory and biological cues to reliably control the prosthesis, the output falls far short of natural limb capabilities. In the most general form, this thesis analyses the current control methods used in myoelectrically controlled prostheses for upper limb amputees and aims to guide efforts to develop new control methods. The thesis includes three different applications. In the first application, the myoelectric prosthesis control methods used in today's academic and commercial studies are comparatively analysed and in the light of the results obtained, original suggestions are presented for the development of more comfortable and more humane prosthesis control methods for the user. Within the scope of the second application, a regression-based application that can be applied in real time, which includes the estimation of the prosthesis hand opening angle from the surface EMG signals obtained from the relevant muscles of the individual, has been realised. This application was performed using two different estimators (MLP and MLP-NARX), two different hand/wrist movements (hand opening and wrist extension) and three different forearm sEMG data acquisition points. As a result of the application, it was observed that the MLP-NARX model was able to predict the hand/wrist movement angles with very high accuracy (>99%) depending on the EMG input. In the third application, a simulator was designed to facilitate the adaptation process of amputees to prostheses and to make amputee training more effective.

The results obtained from the thesis applications reveal the importance of approaches to develop prosthesis inspection methods that are customised, differentiable (using hybrid inspection methods) and capable of mimicking the intact limb (regression-based). The proposed methods will be used in future studies to design myoelectric prosthesis controllers that can simultaneously perform multiple joint movements with surface EMG data collected from multiple muscles.

Keywords: Myoelectric, Bionic hand, Bionic arm, Proportional control, Artificial intelligence

ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR

Çalışmalarımda bana destek olan Arş. Gör. Burak Kürşat GÜL, Arş. Gör. Fatih AYVENLİ, Arş. Gör. Burcu KESKİN'e ve tüm lisans ve lisansüstü eğitimim boyunca bana yaptığı katkılar ve verdiği destekler için danışmanım Dr. Öğr. Üyesi İlyas EMİNOĞLU'na teşekkürü borç bilirim.

Mehmet Serdar ÇELİK

İÇİNDEKİLER

TEZ KABUL VE ONAYI ..... **i**
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI ..... **ii**
TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI ..... **ii**
ÖZET ..... **iii**
ABSTRACT ..... **iv**
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR ..... **v**
İÇİNDEKİLER ..... **vi**
SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **vii**
ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **viii**
TABLOLAR DİZİNİ ..... **ix**
1. GİRİŞ **1**
1.1. EMG İşareti Özellikleri ve Eldesi 2
1.1.1. EMG İşaretinin Oluşumu 2
1.1.2. EMG İşaretinin Eldesi 5
1.1.3. EMG İşaretinin İşlenmesi 9
1.2. Protezlere Genel Bakış ve Tarihçesi 14
1.3. Protezlerin Kullanıcılar Tarafından Kabulü 17
2. MATERYAL VE METOT **26**
2.1. Protez Denetim Yöntemleri 26
2.1.1. Sabit Hızlı Denetim Yöntemleri 27
2.1.2. Değişken Hızlı Denetim Yöntemleri 31
2.2. Yapay Zekâ Yöntemlerinin Protez Denetiminde Kullanımı 34
2.2.1. Sınıflandırma Tabanlı Uygulamalar 36
2.2.2. Regresyon Tabanlı Uygulamalar 37
2.3. Protez Kullanıcısının Eğitiminde Simülatör Kullanımı 40
3. UYGULAMALAR **43**
3.1. Protez Denetim Yöntemlerinin Karşılaştırması Uygulaması 43
3.1.1. Veri Eldesi ve Deneysel Düzenek Tasarımı 43
3.2. Regresyon-Tabanlı El/Bilek Konum Kestirimi Uygulaması 45
3.2.1. Deneysel Düzenek ve Veri Alımı 45
3.2.2. Veri Bölütlemesi 47
3.2.3. Öznitelik Çıkartımı 48
3.2.4. Çok Katmanlı Algılayıcı (Multilayer Perceptron) 49
3.2.5. Çok Katmanlı Algılayıcı Tabanlı NARX Modeli 50
3.2.6. Başarım Ölçümü 52
3.3. Simülatör Uygulaması 53
4. BULGULAR VE TARTIŞMALAR **61**
4.1. Protez Denetim Yöntemlerinin Karşılaştırması Uygulaması 61
4.2. Regresyon-Tabanlı El ve Bilek Konum Kestirimi Uygulaması 67
5. SONUÇLAR **75**
5.1. Protez Denetim Yöntemlerinin Karşılaştırması Uygulaması Sonuçları 75
5.2. Regresyon Tabanlı El/Bilek Konum Kestirimi Uygulaması Sonuçları 76
KAYNAKLAR **78**
ÖZ GEÇMİŞ **89**

SİMGELER VE KISALTMALAR

ÇKA	: Çok Katmanlı Algılayıcı
ÇKASA	: Çok Katmanlı Algılayıcı Sinir Ağı
ÇKATNA	: Çok Katmanlı Algılayıcı Tabanlı NARX Ağı
ECoG	: Elektrokortikografi
EEG	: Elektroensefalografi
EKG	: Elektrokardiyografi
EMG	: Elektromyografi
EOG	: Elektrookülografi
iEMG	: İşlenmiş ve Doğrultulmuş yEMG İşaretinin Zarf İşareti
rEMG	: İşlenmiş ve Doğrultulmuş yEMG İşareti
ÜEA	: Üst Ekstremite Ampute
yEMG	: Yüzey EMG

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Tipik bir MUAP işareti örneği 3
Şekil 1.2. Deneysel olarak kaydedilmiş myoelektrik işaret örneği (Küçük, 2015) 4
Şekil 1.3. Elektrot yerleşimine göre aksiyon potansiyeli oluşumu (De Luca, 2006) 5
Şekil 1.4. Ticari aktif elektrot örnekleri a) RSL Steeper, b) Otto bock, c) Liberating Technology 7
Şekil 1.5. a) Ticari Ag/AgCl elektrot, b) Ag/AgCl elektrotun iç yapısı (McAdams, 2011) 7
Şekil 1.6. Farklı elektrot yerleşimine göre elde edilen yEMG işaretleri (De Luca, 1997) 8
Şekil 1.7. Myoelektrik denetimli protez uygulamalarında kullanılan önkol kasları (Marieb ve Hoehn, 2019) 8
Şekil 1.8. Enstrumantasyon yükselteci temsili yapısı (Webster, 2010) 10
Şekil 1.9. Temsili ortak mod işareti ve geri besleme devresi çıkışı (Tepe, 2014) 12
Şekil 1.10. Tepe tarafından gerçekleştirilen çalışmada kullanılan geri besleme devresi (Tepe, 2014) 12
Şekil 1.11. Çalışmada kullanılan işaret işleme prosedürüne ait öbek çizgesi 13
Şekil 2.1. Tek kanal-bir seviyeli denetim yöntemi (Çelik vd., 2023) 29
Şekil 2.2. Tek kanal ardışıl denetim (Çelik, 2017) 30
Şekil 2.3. İki kanal-üç bölge duyarlıklı denetim (Çelik, 2017) 30
Şekil 2.4. (a) Bir kanal myo-darbe denetleyicisi blok diyagramı (b) rEMG işareti girişi ve ona karşılık denetleyici tarafından üretilen çıkış işareti 32
Şekil 2.5. Ticari protez simülatörlerine ait görseller (a) Otto Bock-MyoBock®, (b) Touch Bionics-VirtuLimb® 40
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan bilek ekstensiyon hareketi ve yEMG kaydı yapılan bölge .. 43
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan protez el ve ölçüm aparatı (a) ticari protez el, (b) 3D baskı teknolojisi ile üretilmiş ölçüm aparatı, (c) ölçüm aparatının protez ele yerleştirilmiş görseli 44
Şekil 3.3. Deney düzeneğine ait görsel 45
Şekil 3.4. Deneyde gerçekleştirilen el/bilek hareketleri (a) el doğal pozisyonda iken (b) el açılma, (c) bilek doğal pozisyonda iken, (d) bilek ekstensiyon 46
Şekil 3.5. Üç kanal elektrot yerleşim bölgeleri 47
Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan bölütleme ve örtüşmeli pencereleme yöntemlerini açıklayan bir görsel 48
Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan ÇKASA yapısına ait genelleştirilmiş bir görüntü 49
Şekil 3.8. Bir ağın gizli katman düğüm sayısı ile verilere aşırı uyumun belirlenmesi 50
Şekil 3.9. Genelleştirilmiş ÇKATNA modelleri (a) açık çevrimli (seri-paralel), (b) kapalı çevrimli (paralel) 52
Şekil 3.10. Sistem tanıma için kullanılan temsili bir sistemin giriş-çıkış gösterimi 54
Şekil 3.11. Saç kurutma makinesi sistem modelinin temsili giriş çıkış blok şema gösterimi 54
Şekil 3.12. Saç kurutma makinesi sistemi için örnek giriş-çıkış işaretleri 55
Şekil 3.13. Model çıkartımı için ticari protez ele uygulanan işaret ve sistem hız çıkışı 56

Şekil 3.14. Gerçek ve tahmin edilen ticari protez el sistem modeli çıktıları 56
Şekil 3.15. Unity programı simülatör geliştirme arayüzüne ait bir görsel 57
Şekil 3.16. Simülasyonda veri akışı sağlandıktan sonra elde edilen arayüze ait görsel 58
Şekil 3.17. Veri kaydı sırasında elde edilen arayüz görseli 58
Şekil 3.18. STOP tuşuna basıldıktan sonra elde edilen arayüz görseli 59
Şekil 3.19. Kaydedilen yEMG verilerinin çizdirildiği ekran 59
Şekil 3.20. Bir dosyaya kaydedilen yEMG ve hız verilerine ait görsel 60
Şekil 4.1. Gerçekleştirilen çalışmanın akış şeması. Şemada yEMG, rEMG, iEMG, pdenetleyici ve denetleyici sırasıyla; bireyden elde edilen ham yüzey EMG işaretini, işlenmiş ve doğrultulmuş yEMG işaretini, doğrultulmuş ve zarfi alınmış yEMG işaretini, üretilmiş denetim işaretini ve protez el hızlarını ifade eder (Çelik vd., 2023) 62
Şekil 4.2. yEMG işaretinden üç farklı denetim işaretinin üretilmesi örneği (Çelik vd., 2023) 63
Şekil 4.3. Uygulama sonunda elde edilen sonuçlara ait görseller (a) yEMG ve p değişimi, (b) p ve v değişimi, (c) yEMG ve v değişimi 66
Şekil 4.4. Farklı kestirim modelleri için çalışmada kullanılan iş akışı (a) ÇKASA için, (b) ÇKATNA için 68
Şekil 4.5. iEMG işaretine karşılık elde edilen el açısı değişimine ait bir örnek 68
Şekil 4.6. En yüksek başarım veren ÇKASA için (düğüm sayısı:22, pencere-uzunluğu:100, kayma:1) gerçek ve tahmini açı değerleri arasındaki karşılaştırma ile hata değerleri 71
Şekil 4.7. En yüksek başarım veren ÇKATNA için (düğüm sayısı:3, gecikme:2) gerçek ve tahmini açı değerleri arasındaki karşılaştırma ile hata değerleri 73
Şekil 4.8. Farklı elektrot yerleşimleri (I, II ve III numaralı elektrot konumları) ve farklı hareketler için kestirimci modellerinde elde edilen ortalama NRMSE değerleri (a) ÇKASA için (b) ÇKATNA için 74

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Kasılma şiddetine göre işlevler 31

Tablo 2.2. Kaynaklarda insan önkolu ile yEMG işareti arasındaki ilişkileri inceleyen bazı çalışmalara ait bilgiler 39

Tablo 4.1. Her bir denetim yöntemi için normalize denetim işareti enerjisi (P), normalize ortalama hızlar (V) ve ortalama hata (E) değerleri (Çelik vd., 2023) 64

Tablo 4.2. ÇKASA'larından elde edilen her bir elektrot yerleşimi ve hareket için başarımlar (a) Bir giriş-bir çıkışlı ağ, (b) en yüksek başarımlı ağ (düğüm sayısı:22, pencere-uzunluğu:100, kayma:1), (c) en düşük başarımlı ağ (düğüm sayısı:16, pencere-uzunluğu:50, kayma:10), (d) tüm veri ve ağlar için ortalama başarım değerleri ve standart sapmalar 70

Tablo 4.3. ÇKATNA'lardan elde edilen her bir elektrot yerleşimi ve hareket için başarımlar (a) en yüksek başarımlı ağ (düğüm sayısı:3, gecikme değişkeni:2), (b) tüm veri ve ağlar için ortalama başarım değerleri ve standart sapmalar 72

1. GİRİŞ

Doğuştan gelen ya da sonradan gerçekleşen kaza ve savaşlar nedeniyle el veya kolunu kaybeden ampute bireylerin daha kaliteli bir hayat yaşayabilmeleri için 1950'lerden günümüze pek çok çalışma yapılmıştır. Dünya genelinde acil servislerde tedavi edilen yaralanmaların önemli bir kısmı üst ekstremiteleri kapsamaktadır. Bunların çoğu evde, iş sırasında veya spor yaparken meydana gelmektedir. Günlük faaliyetlerimizin çoğunun eller tarafından gerçekleştirilen manipülasyona bağlı olduğu düşünüldüğünde, ciddi el yaralanmalarının bireyde bırakacağı etkilerin çok yıkıcı olacağı açıktır. Üst uzuv kaybının yarattığı ciddi sonuçlar yüzyıllar önce fark edilmiş ve yapay ikame fikirleri o zamandan beri çok çekici olmuştur. Başlangıçta yalnızca kozmetik amaçla kullanılan üst ekstremite protezlerden daha işlevsel bir çözüme geçiş çabaları, kullanıcı vücut gücüyle çalışan ve kabloyla tahrik edilen ilk sistemlerin geliştirilmesiyle sonuçlanmıştır. Günümüzde mevcut üst uzuv protez pazarının yaklaşık yarısı kablo tahrikli sistemlere dayanmaktadır (Merrill vd., 2011). Hareketi vücut gücüne dayanmayan ve dış bir tahrik sistemi kullanan ilk üst ekstremite protezi 20. yüzyılın başında pnömatik olarak geliştirilmiştir. Pnömatik protez eli kısa süre sonra elektriksel tahrikle çalışan protez el takip etmiştir.

Uzuv hareket ettirme isteğinin cerrahi müdahale gerekmeden elde edilebilmesi nedeniyle yüzey elektromyografi (yEMG) işareti protez denetiminde sıklıkla tercih edilmektedir. İnsan doğasına uygun, kullanımı kolay, çok işlevli ve uzun eğitim süresi gerektirmeyen protezlerin üretilebilmesi amacıyla kasların kas üzerindeki deri yüzeyinde oluşturduğu yEMG işaretleri (myoelektrik işaretler) ile protezleri denetleyen pek çok ticari ve akademik çalışma bulunmaktadır. Protez kullanıcıları doğal olarak uzuv eksikliği olan bireylerdir. Uzuv eksikliği arttıkça ihtiyaç duyulan protez işlev sayısı artmakta ancak bireyden elde edilebilecek kas verisi sayısı azalmaktadır. Bu paradoks, günümüzde yEMG denetimli protezlerin gelişimi önündeki en büyük engellerden biridir ve tüm çalışmalar bu paradoksu çözmeye yönelmiştir. Hazırlanan bu tezde sunulan öneriler ile bu paradoksun çözümüne katkı sağlamak amaçlanmıştır.

Tez en gelen biçimde üst ekstremite ampute bireyler için myoelektrik denetimli protezlerde kullanılan mevcut denetim yöntemlerini karşılaştırır ve yeni denetim yöntemi geliştirme çabalarına yol göstermeyi hedefler. Tez, tez dönemi içerisinde

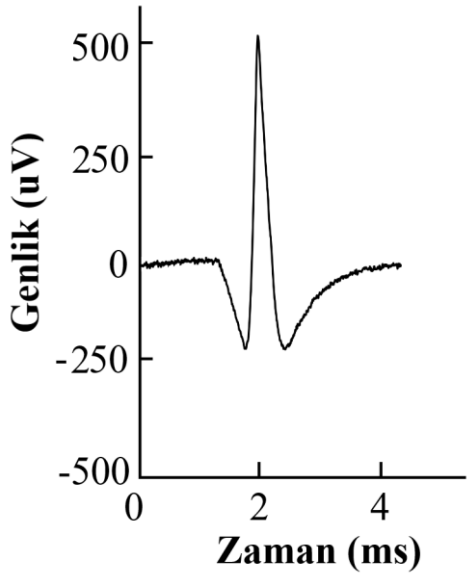
gerçekleştirilen üç farklı uygulamadan oluşmuştur. İlk uygulama olan protez denetim yöntemlerinin karşılaştırılması uygulamasında günümüz akademik ve ticari çalışmalarında kullanılmakta olan myoelektrik denetim yöntemleri karşılaştırmalı olarak incelenmiş ve elde edilen sonuçlar ışığında kullanıcı için daha konforlu ve daha insansı protez denetim yöntemlerinin geliştirilebilmesi için özgün öneriler sunulmuştur. Tezdeki ikinci uygulama protez denetiminin sağlıklı uzuvdakine benzer biçimde gerçekleştirilebilme olanaklarını inceleyen regresyon tabanlı hareket açısı kestirim çalışmasıdır. Bu amaçla öncelikle protezlerde yapay zekâ uygulamaları başlığı altında örüntü tanıma tabanlı protez denetleyici tasarımları ve regresyon tabanlı uygulamalar incelenmiştir. Bireyin kaslarından elde edilen yEMG verileriyle, o verilerle ilişkili uzvun kinematik parametreleri (hız, konum, kuvvet vb.) çeşitli regresyon teknikleri ile elde edilebilmektedir. Bu yaklaşım mevcut bilgiler ile tezin ilgili bölümünde de üstünde durulduğu üzere, çok işlevli ve eklemlerini eş-zamanlı hareket ettirebilen protez geliştirilmesi yolunda en çok umut vadeden yöntemlerden biridir. Bu uygulama kapsamında protez el açılma açısının yEMG işaretlerinden kestirimini içeren gerçek zamanlı uygulanabilir, regresyon tabanlı bir uygulama gerçekleştirilmiştir. Tezdeki üçüncü uygulamada ise amputelerin myoelektrik denetimli protezlere adaptasyon sürecini kolaylaştırmak ve ampute eğitimini daha etkin kılmak amacıyla bir simülatör tasarımı gerçekleştirilmiştir. Tüm uygulamalar öncelikle materyal ve metot başlığı altında ayrıntılarıyla incelenmiş ve uygulamalara ait bulgular ve sonuçlar ilgili başlıklarda sunulmuştur.

1.1. EMG İşareti Özellikleri ve Eldesi

1.1.1. EMG İşaretinin Oluşumu

Bir motor birimine bağlı olan kas lifleri kasın farklı bölgelerine yayılır. Sonuç olarak, tek bir motorun uyarılmasıyla kas üzerinde güçlü bir kasılma oluşturulamaz. Her bir motor birimine bağlı olan kas lifleri aynı anda uyarıldığından görülmesi beklenen işaret, aktif olan her motor birimi tarafından üretilen bütün işaretlerin toplamıdır. Bu genel işaret, motor birim aksiyon potansiyeli veya MUAP olarak ifade edilir. Her motor birimi bağlantı noktasının uzaysal yerleşiminin kaslara rastgele dağılması nedeniyle elde edilen elektriksel etkinlik bu yerleşime göre değişkenlik gösterir (McLean ve Scott, 2004). Şekil 1.1'de tipik bir MUAP işareti gösterilmektedir. Seğirme olarak bilinen kas hareketi, motor birimine bağlı tüm lifler aynı anda uyarıldığında meydana gelir. Ancak tüm motor birimlerinin aynı anda

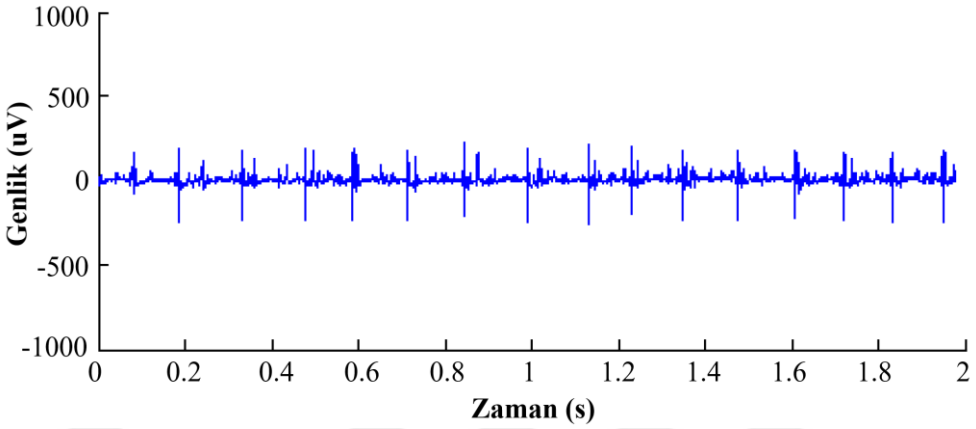
uyarılması nedeniyle yumuşak ve hassas bir denetimin gerçekleştirilmesi mümkün değildir. Bu amaçla merkezi sinir sistemi tarafından motor birimlerinin eş zamansız veya asenkron olarak uyarılmasıyla denetimin gerçekleştirilmesi sağlanır. Bir kasın ürettiği kuvvet merkezi sinir sistemi tarafından iki şekilde denetlenmektedir. Merkezi sinir sisteminin bu amaçla kullandığı ilk yöntem daha fazla motor birimini sürece dahil etmektir. İkinci yöntem ise uyarılan motor nöronların uyarılma sıklığını artırmaktır (McLean ve Scott, 2004). Hareketli kas boyunca deri üzerine yerleştirilmiş yüzey elektrotları kullanarak kasta değişen elektriksel aktivite ölçülebilir ancak bir myoelektrik işaret içerisinden belirli bir motor birimine ait aktivitenin çıkarılması son oldukça zordur. Kas ile deri arasındaki dokular, elektriksel işareti zayıflatır ve bu da işaretin kaynağı hakkında içerdiği bilginin çözünürlüğünü düşürür.



Şekil 1.1. Tipik bir MUAP işareti örneği

Kas lifinin çapı, kayıt noktası ile kas lifi arasındaki mesafe ve elektrotların süzgeçleme özellikleri, elde edilen aksiyon potansiyeli işaretini etkileyen faktörlerdir. Elektrotun süzgeç karakteristiği, metal-elektrolit yüzeyinin kimyasal yapısına, ölçüm noktaları arası mesafeye ve temas yüzeyi büyüklüğüne bağlıdır. Aksiyon potansiyeli, kas lifi üzerinde 2–6 m/s hızlarda iletilir. Aksiyon potansiyeli ile kas lifi iletim hızı arasında ters orantı vardır (C. J. De Luca, 1979). Düşük genlikli bir kasılmada elde edilen myoelektrik işaret örneği Şekil 1.2'de gösterilmektedir. Her bir motorun elektriksel etkinliği çok önemli olsa da elektrotların yerleşim doğrultusu ve motor birimlerine olan uzaklığı da elde edilen işarette önemli bir rol oynar. Uyarılan kas lifi

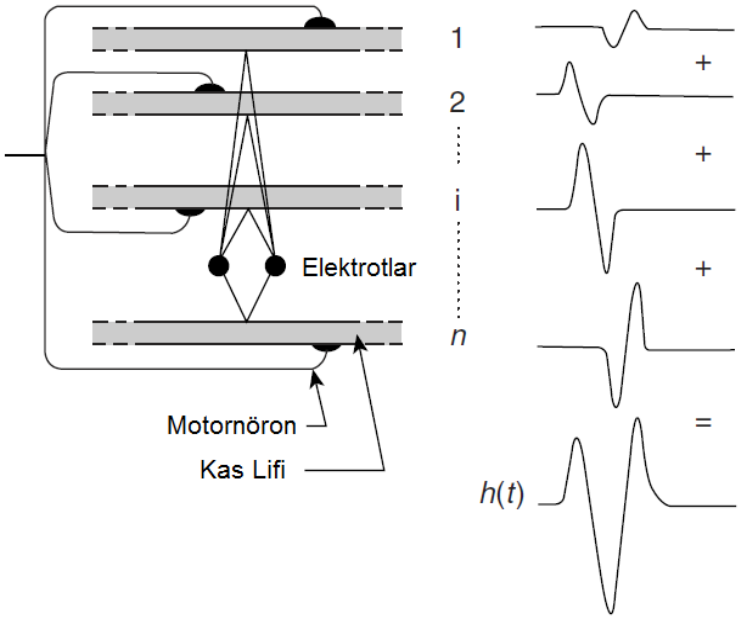
miktarı ve aktif kas lifi miktarı, kasların ürettiği gücü etkiler. Bir kasın kasılması sürecinde o kasa bağlı tüm kas liflerinin kasılma sürecine dahil olması gerekmez, her lif yalnızca aktif olması gerektiği zaman kasılmaya katılır.



Şekil 1.2. Deneysel olarak kaydedilmiş myoelektrik işaret örneği (Küçük, 2015)

Kasılma sırasında, öncelikle hassas denetim gerektiren küçük motor birimleri uyarılır. Eğer kasılma gücünün arttırılması talep ediliyorsa, daha büyük motor birimleri uyarılmaya başlanır ve kasılmaya katılan motor birim sayısı artar. Büyük kasılmalar, geniş yüzey kaslarının kasılmasını tetikler. Bu olaya spasyal sumasyon denir. Böyle bir kasılma durumunda deri yüzeyinden nispeten yüksek genlikli yEMG işaretleri elde edilebilir. Elde edilecek yEMG işareti, kasılmaya katılan ve eş zamansız olarak çalışan motor birimlerinin oluşturduğu aksiyon potansiyellerinin toplamıdır (McLean ve Scott, 2004).

Kasılma sıklığı, kas liflerinin fiziksel yapısı ve kayıt yeri, hareket potansiyellerinin şeklini etkileyecektir. İğne elektrotlar ile veri alımı gerçekleştirildiğinde iğne elektrot etkin kas lifine çok yakın olduğundan, dokuda ortaya çıkan süzgeç etkisi yüzey elektrotlarına nazaran oldukça azdır. Veri alım noktasıyla kas lifi arasındaki doku, uzaklığın artmasıyla süzgeçleme etkisini arttıracağından myoelektrik işaretin bant genişliğinin azalmasına neden olacaktır (C. J. De Luca, 1979). Kayıt noktasında görülen işaret, her bir motor birimine ait ayrı aksiyon potansiyeli işaretlerinin toplamıdır ve tek bir motor birimine bağlı kas liflerinin depolarizasyonu zaman ekseninde üst üste çakışmaktadır. Sonuç olarak, elde edilen işaret motor birimi aksiyon potansiyeli (MUAP) olarak ifade edilir ve h(t) ile gösterilir. Şekil 1.3'te, aksiyon potansiyellerinin toplamının oluşturduğu bir myoelektrik işaret gösterilmiştir.



Şekil 1.3. Elektrot yerleşimine göre aksiyon potansiyeli oluşumu (C. De Luca, 2006)

Şekil 1.3'te görüldüğü gibi, etkin kas lifleri konumu ve elektrot yerleşimi, elde edilen MUAP'ların şeklini ve genliğini etkiler. Diğer motor birimlerinin uyardığı kas lifleri kayıt elektrotlarına yakın olduğunda, bu lifler tarafından üretilen MUAP'lar da sürece dahil olur. Bu nedenle, her motor birimine ait MUAP işareti, elektrotların konumuna bağlı olarak benzersiz bir geometrik yapıya sahip olacaktır. Tek bir elektrot tarafından elde edilen MUAP işaretlerinin faz sayıları, şekilleri ve genlikleri tartışılan tüm faktörler nedeniyle benzersiz olmaktadır. Birden fazla elektrot kullanıldığında ise elde edilecek MUAP'ların çeşitliliğinin daha da artacağı açıktır. Bir kastan iğne elektrotuyla kaydedilen MUAP işaretinin tepeden tepeye genliği yaklaşık 10 mV'tur. Yüzey elektrotları kullanılarak elde edilen MUAP işaretlerinin tepeden tepeye genliği tipik olarak 2 mV'a ulaşabilir ve MUAP işaretinin süresi 1-13 milisaniye aralığında değişkenlik gösterebilir (C. J. De Luca, 1979). Kasılmanın artmasıyla etkin olan motor birim sayısı artar, bu da ortaya çıkan işaretin artı ve eksi yöndeki genliğinin artmasına neden olur.

1.1.2. EMG İşaretinin Eldesi

EMG işaretlerinin eldesinde iğne ve yüzey elektrotları sıklıkla tercih edilmektedir. Elektrot yerleşimi tek kutuplu (monopolar) veya çift kutuplu (bipolar) olabilir. İğne ve yüzey elektrotları kullanılarak elde edilen EMG işaretlerinin sınıflandırılması ve özelliklerinin çıkarılması, çok sayıda akademik çalışmanın

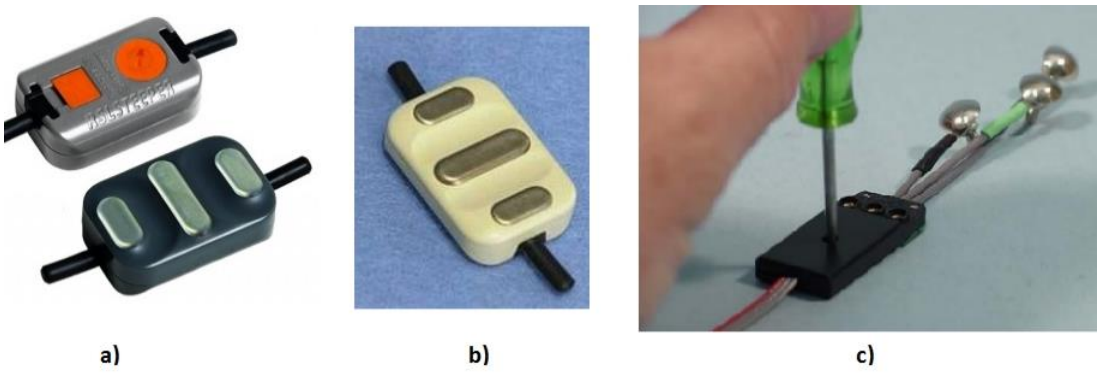
konusunu oluşturmaktadır. Farrell ve Weir (Farrell ve Weir, 2008) gerçekleştirdikleri çalışmada, bu iki farklı EMG elde yönteminin sınıflandırma ve özellik çıkarımı performansını değiştirmediğini ortaya çıkartmıştır. Yani yEMG verileriyle gerçekleştirilen sınıflandırmada elde edilecek başarım değeri, iğne elektrot verileriyle gerçekleştirilecek sınıflandırmada elde edilecek başarım değerine oldukça yakındır.

Yüzey elektrotları aktif ve pasif olmak üzere iki farklı biçimde sınıflandırılabilir. Pasif elektrotlar deri yüzeyi ile elektrot yüzeyi arasındaki yük alışverişini sağlamak için metal almaç yüzeye sahiptir. Aktif elektrotlar ise üzerlerinde büyük giriş empedans değerli yükselteç devresi taşırlar.

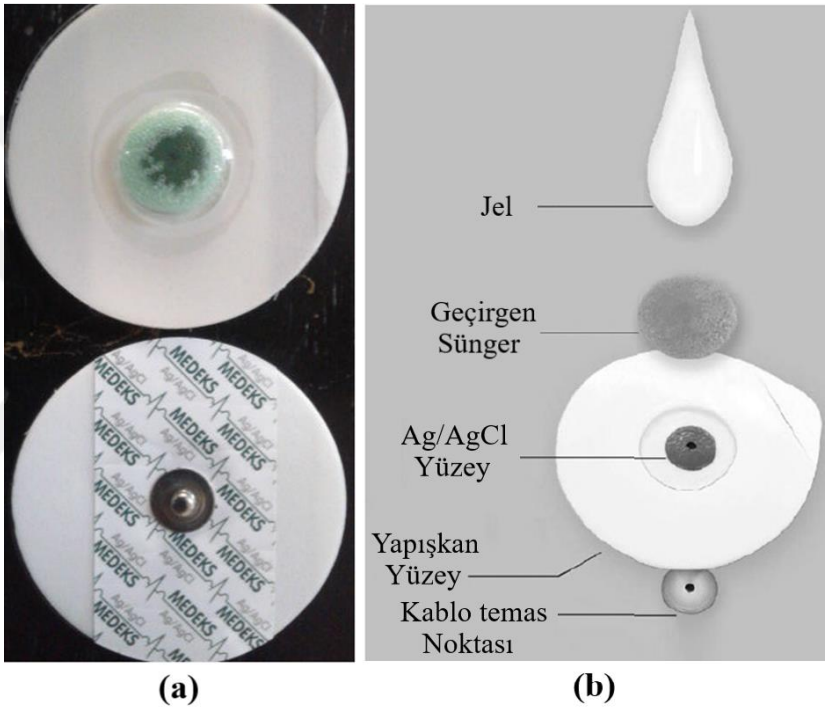
Deri yüzeyine yapışarak veri alımı sağlayan gümüş almaca sahip pasif disk elektrotlar EMG, EKG gibi biyolojik işaret alım uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır. Elektrot ile deri yüzeyi arasındaki iletkenlik, bağlantı bölgesine iletken jel sürülmesiyle artırılır. Isı, ter ve jel konsantrasyonu değişiklikleri, deri yüzeyi ile metal elektrot arasındaki kimyasal dengeyi etkiler ve bu da elektrot yüzeyinden akan akımı değiştirir (McAdams, 2011). Ag/AgCl elektrotlar, 0,25 gramlık düşük ağırlıkları, küçük boyutları ve yüksek etkinliği nedeniyle EMG uygulamalarında oldukça popülerdir. Ag/AgCl elektrotların özellikleri şu şekilde sıralanabilir (McAdams, 2011):

- Düşük ve kararlı elektrot potansiyeline sahiptirler,
- Düşük genlikli gürültü üretirler,
- Düşük yük akış direncine sahiptirler,
- Düşük yüzey empedansına sahiptirler.

Ag/AgCl elektrotlar genellikle gümüş elektrot üzerine gümüş klorür kaplamasıyla elde edilir. Doymuş gümüş klorür tuzu, insan deri yüzeyi ve gümüş metali arasında yük transferini kolaylaştırır. Algılama, klorür iyonlarının birbirleri arasında yer değiştirmesiyle gerçekleşir. Şekil 1.4'te ticari aktif elektrot örnekleri, Şekil 1.5'te ticari bir pasif elektrota ait görüntü ve pasif elektrotu oluşturan katmanlar gösterilmektedir.



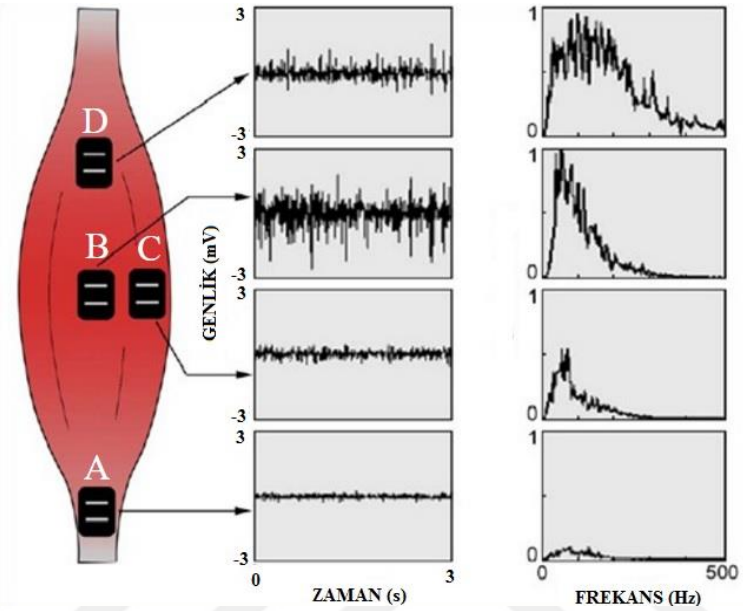
Şekil 1.4. Ticari aktif elektrot örnekleri a) RSL Steeper, b) Otto bock, c) Liberating Technology



Şekil 1.5. a) Ticari Ag/AgCl elektrot, b) Ag/AgCl elektrotun iç yapısı (McAdams, 2011)

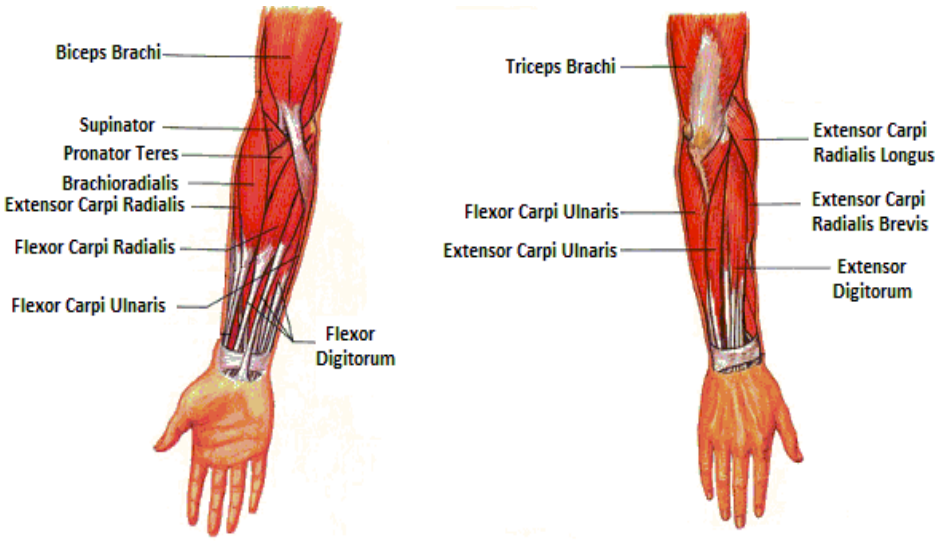
EMG veri alımında iğne elektrot kullanıldığında doğrudan etkin kasa ulaşıldığından, bitişik kaslardan gelen girişim etkisi neredeyse yoktur. Bununla birlikte, yüzey elektrot kullanıldığında, bu girişimlerin uygulanma alanı oldukça geniştir. Bu nedenle, elektrotların doğru yerleştirilmesi, işaretin kalitesi ve bilginin doğruluğu açısından son derece önemlidir. Şekil 1.6'da yüzey elektrotların yerleşimine göre elde edilen işaretin genliği ve sıklığının nasıl değiştiği gösterilmektedir. Elektrotlar, bilgi toplamak istenen kasın hemen üstüne doğrusal olarak yerleştirilmeli ve mümkün olan en az mesafeye sahip olmalıdır. Şekil 1.6'da gösterildiği gibi dikdörtgensel geometrik yapıya sahip elektrotlar tercih edildiğinde, elektrotlar arası

mesafe ve elektrotların uzunluğu yaklaşık 10 mm olmalıdır. Eklem bölgelerinde kas lifleri tendonlara bağlıdır. Tendonlar kasların ürettiği gücü kemik ve eklemlere ileten kolajen yapıdaki bağlardır. Bu bağlara doğru ilerledikçe (eklem bölgelerine doğru) kas lifi sayısında azalma olduğu için, bu bölgelerde üretilen EMG işaretinin genliği daha düşüktür. Bu nedenle elektrotları tendon bölgelerine koymaktan kaçınılmalıdır.



Şekil 1.6. Farklı elektrot yerleşimine göre elde edilen yEMG işaretleri (C. J. De Luca, 1997)

Protez el ve kol uygulamalarında sıklıkla kullanılan kol kasları Şekil 1.7'de verilmiştir.



Şekil 1.7. Myoelektrik denetimli protez uygulamalarında kullanılan önkol kasları (Marieb ve Hoehn, 2019)

1.1.3. EMG İşaretinin İşlenmesi

yEMG işaretinin genliği tepeden tepeye 0-10 mV arasında değişmektedir. İşaretin sıklık aralığı 0 ile 500 Hz arasında bulunmakla birlikte, işaretin baskın enerjisi 20 Hz ile 450 Hz arasında yoğunlaşır (Carlo J. De Luca, 2002). yEMG işaret eldesinde dört temel gürültü biçimi sürece dahil olur. Bunlar ortamdaki elektromanyetik yayılımdan kaynaklanan 50 Hz ve harmoniklerindeki ortam gürültüsü, işaret eldesi ve işlenmesi sürecinde kullanılan elektronik aygıtların yapısından kaynaklanan gürültüler, elektrot-deri arayüz noktalarındaki kaymalardan ve veri alım kablolarının hareketlerinden kaynaklanan 0-20 Hz aralığındaki gürültüler ve 0-20 Hz aralığında rastgele motor birimi uyarılarının neden olduğu kararsız EMG işaretlerinin neden olduğu gürültülerdir (Carlo J. De Luca, 2002). Dolayısıyla işaret işleme sürecinin iki temel amacı bulunmaktadır. İlk amaç, genliği oldukça küçük olan yEMG işaretinin genliğinin büyütülmesi, ikinci amaç ise anlamlı veride kayba neden olmadan işaret içerisindeki gürültüleri ve girişimleri ortadan kaldırmaktır.

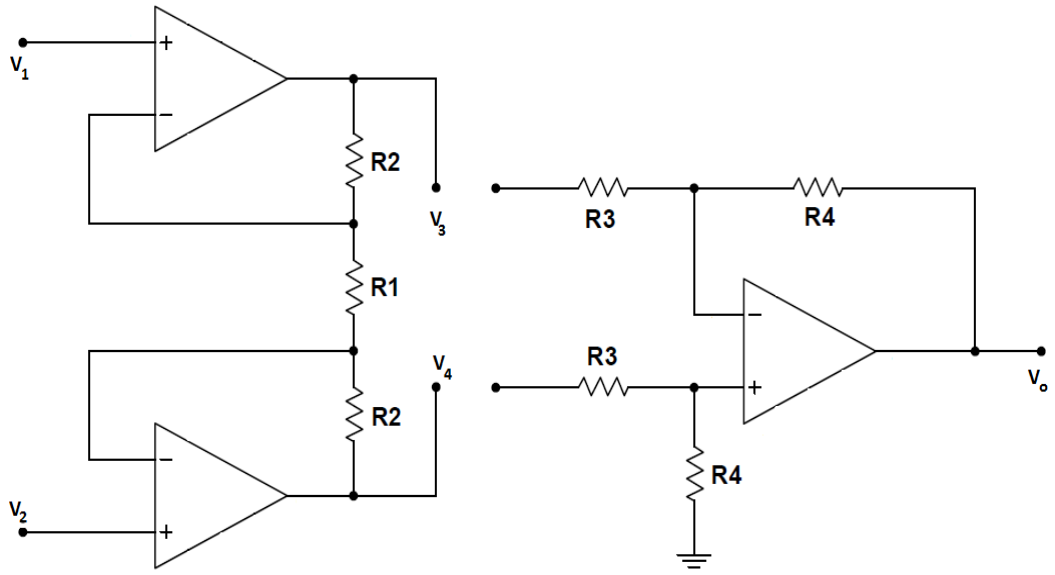
Yüzey elektrotlarıyla elde edilen işaretin genliği çok küçük olduğundan, her EMG denetim sisteminin giriş katını yükselteçler oluşturur. Kullanıcıyla etkileşime giren tüm biyomedikal sistemler, kullanıcı ile çevre arasındaki etkileşimin neden olduğu girişimlere maruz kalır. Bu biyomedikal sistemlerin örneklerinden olan yEMG denetimli protezlerde de kullanıcı ile ortam (elektromanyetik ortam) kapasitif olarak birbirine bağlıdır ve bu bağlantı genellikle güç kablolarına ya da aydınlatma sistemlerine yakınlıkla oluşur. Kapasitif bağlantı bir elektrik alan olgusu olduğundan, çevrelenen ortamdan akım akması gerekmez. Alternatif iç hat besleme geriliminin kullanıcı vücut geriliminden farklı olması alan oluşumu için yeterlidir.

Tüm vücut yüzeyinde görülen ve her yüzey elektrotu tarafından eş zamanlı olarak algılanan bu gerilim, ortak mod gerilimi (common mode voltage) (E_{CM}) olarak adlandırılır. Şehir şebekesi sıklığı 50-60 Hz (ülkelere göre değişmektedir) olduğundan, oluşan ortak mod geriliminin sıklığı da şebeke sıklığına eştir. 50-60 Hz 'lik şebeke gerilim sıklığı yEMG işaretinin baskın sıklığının aralığında bulunduğundan, basit süzme yöntemleri ile bu gerilimin ortadan kaldırılması, bir miktar yEMG verisinin kaybına neden olacaktır.

Bir yEMG işleme ve yükseltme devresinden beklenen işlev, ortak mod gerilimi işaretini (genliği, sıklığı ve fazı eş olan işaretler) ortadan kaldırırken, ondan çok daha

küçük genlikteki yEMG işaretini yükseltmesidir. Bu işlev teorik olarak bir fark yükselteci ile de basitçe gerçekleştirilebilir. Fark yükselteci girişine eş işaretler (ortak mod) uygulandığında eş iki işaret arasındaki gerilim farkı sıfır olacağından, ortak mod işaretleri yükselteç tarafından ortadan kaldırılır. İdeal olarak fark yükselteçlerinin ortak mod bastırma oranları (OMBO) sonsuz olarak kabul edilir, ancak pratikte sonsuz OMBO mümkün değildir. Bu amaçla biyomedikal uygulamalarda enstrumantasyon yükselteci adı verilen yüksek OMBO değerine sahip özelleşmiş devreler, fark yükselteçlerinin izolasyonlarını artırmak ve ortak mod işaretlerini daha fazla engellemek için kullanılmaktadır.

Şekil 1.8'de temsili olarak verilen enstrumantasyon yükselteci, ortak mod bastırma oranı ve sistem kazancı tek bir direnç (R_1) üzerinden değiştirilebilen, ortak mod bastırma oranı ve giriş empedansı yüksek (dolayısıyla kaynak empedansının değerinden ve değişimlerinden bağımsız) bir tasarımdır (Webster, 2010).



Şekil 1.8. Enstrumantasyon yükselteci temsili yapısı (Webster, 2010)

İlk olarak, Şekil 1.8'de verilen tasarımın nasıl çalıştığını anlamak için v_1 ve v_2 girişlerine ortak mod işareti uygulandığı varsayılsın. Bu koşullarda $v_1 = v_2$'dir. İşlemsel yükselteçler ideal olarak kabul edilirse, evirmeyen girişlere uygulanan bu gerilim değeri eviren girişlerde de görülecektir. Bu durumda, uçları eş gerilimler olduğundan R_1 direnci üzerinden akım geçmez. Kirchoff'un akımlar yasası, R_1 direncinin her iki ucundaki düğümlerde uygulandığında, düğümden eviren girişe giden akımlar ideal yükselteçte sıfır olduğundan R_2 dirençleri üzerinden de akım geçmediği

görülür. Giriş katındaki işlemsel yükselteçlerin çıkışları olan v_3 ve v_4 gerilimleri v_1'e eşittir. Evirmeyen uçlara uygulanan gerilimler giriş katındaki işlemsel yükselteçlerin çıkışında da aynen görüldüğünden, ortak mod işaretlerindeki kazanç $G_c = 1$'dir.

Enstrumantasyon yükselteci girişine eş olmayan işaretler uygulandığında ($v_1 \neq v_2$), $v_1 - v_2$ gerilimi R_1 direnci üzerinde görülecektir ve bu gerilim nedeniyle R_1 direnci (R_2 direnci boyunca) üzerinden bir i akımı geçecektir. Denklem **(1.1)** bu akım değerini hesaplamak için kullanılabilir.

$$v_3 - v_4 = i \times (R_2 + R_1 + R_2) \qquad \textbf{(1.1)}$$

Ayrıca R_1 direnci üzerinde oluşan gerilim hesabından denklem **(1.2)** elde edilir.

$$v_1 - v_2 = i \times R_1 \qquad \textbf{(1.2)}$$

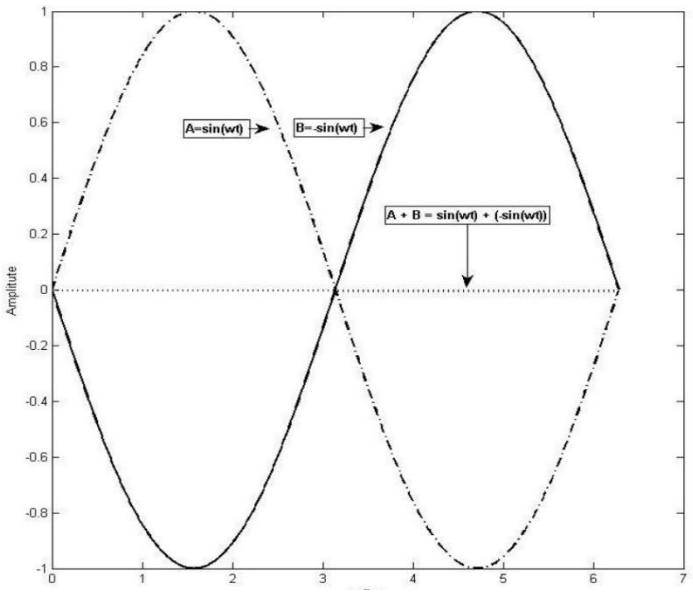
Bu durumda sistemin fark kazancı denklem **(1.3)** ile ifade edilebilir.

$$G_d = \frac{v_3 - v_4}{v_1 - v_2} = \frac{i \times (R_2 + R_1 + R_2)}{i \times R_1} = \frac{2R_2 + R_1}{R_1} \qquad \textbf{(1.3)}$$

Her iki girişe de ortak mod işareti uygulandığı kabul edilerek gerçekleştirilen devre çözümlemesinde, sistemin ortak mod bastırma oranı doğrudan fark kazancı olan G_d'ye eşittir.

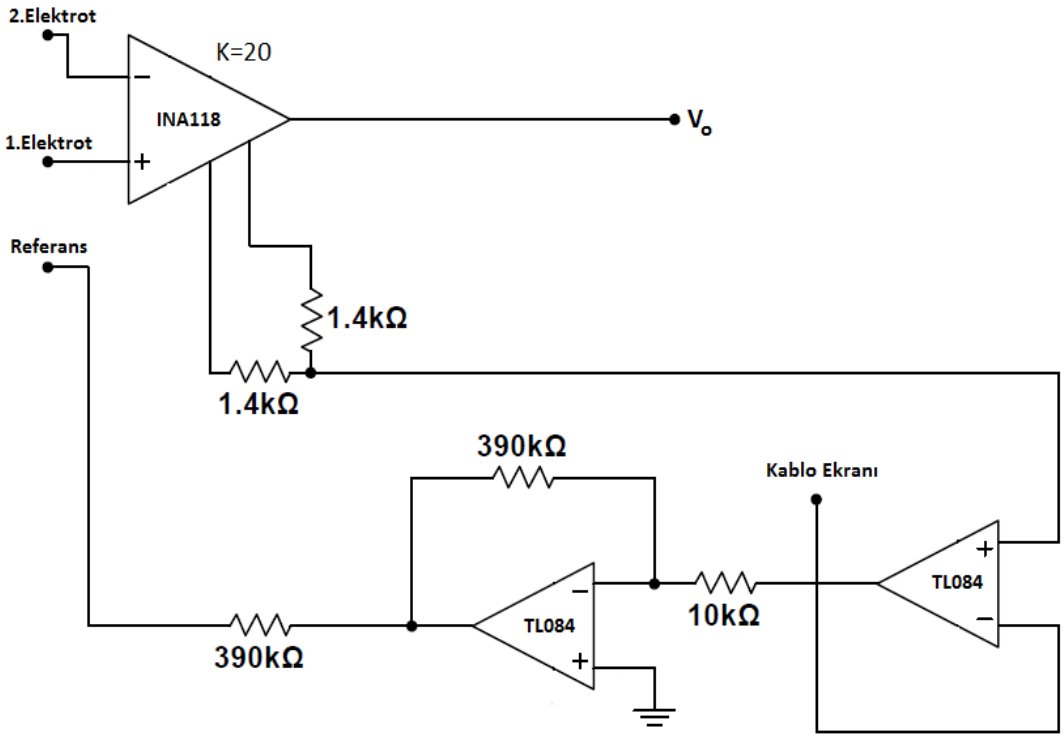
Elektrostatik kaplama yöntemi kullanılarak alan kaynağı ile ölçüm sistemi arasındaki yalıtımı artırmak şebeke girişimlerini azaltabilir ancak, yüksek OMBO değerlerine sahip modern enstrumantasyon yükselteçleri kaplama kullanımına olan ihtiyacı önemli miktarda azaltmıştır (Webster, 2010)

Giriş katı çıkışına bağlanan eş iki direncin orta noktasında, enstrumantasyon yükseltecinin giriş katındaki evirmeyen girişlere ulaşan ortak mod gerilimleri görülür. Bu noktada referans elektrot üzerinden kullanıcıya uygulanan gerilim, 180° faz değiştirerek evrilir. Dolayısıyla, aralarında 180° faz farkı olan ortak mod gerilimi toplamı sıfır olur ve ortadan kaldırılır. Şekil 1.9'da simgesel ortak mod gerilimi işareti ile geri besleme devresi çıkış işareti gösterilmektedir.



Şekil 1.9. Temsili ortak mod işareti ve geri besleme devresi çıkışı (Tepe, 2014)

Tepe tarafından gerçekleştirilen doktora tezinde (Tepe, 2014) Analog Devices® fimasında ait INA118 enstrumantasyon yükselteci kullanılarak gerçekleştirilen yEMG yükselteci geri besleme devresi tasarımı Şekil 1.10'da verilmiştir.



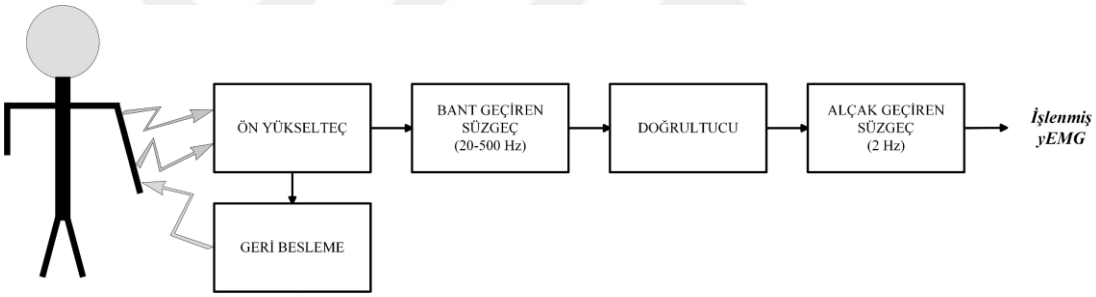
Şekil 1.10. Tepe tarafından gerçekleştirilen çalışmada kullanılan geri besleme devresi (Tepe, 2014)

Şekil 1.10'da gösterilen geri besleme devresi tarafından aynı zamanda

kullanıcının güvenliği de sağlanmaktadır. Geri besleme devresindeki işlemsel yükselteç, kullanıcı ile referans arasında normal olmayan büyük bir gerilim ortaya çıktığında doyuma gidecektir. Dolayısıyla geri besleme uygulaması yüksek gerilimden korunmak ve referans bağlantısı kesmek için de oldukça kullanışlıdır.

Elde edilen yEMG verilerinin kalitesi, büyük ölçüde yükselteç devresinin özelliklerine bağlıdır. yEMG işaretinin genliği oldukça küçük olduğundan, kazancı 1000 ila 10.000 arasında değişen yükselteç devreleriyle yükseltilmelidir. Ayrıca işaret genliğinin çok küçük olması, işaretin çevresel ve sistemsel gürültülere önemli ölçüde açık olmasına neden olmaktadır. Sonuç olarak, elektrotlar aracılığıyla elde edilen yEMG işaretlerinden anlamlı bilgi elde edebilmek için bu işaret belirli işaret işleme prosedürleri uygulanarak işlenmelidir.

Şekil 1.11'de, bu çalışmanın uygulamalarında kullanılan işaret işleme prosedürü gösterilmektedir.



Şekil 1.11. Çalışmada kullanılan işaret işleme prosedürüne ait öbek çizgesi

Ön yükselteç katı elektrotlardan toplanan verileri enstrumantasyon yükselteçleri vasıtasıyla alır. Yine bu katta, ortak mod işaretlerinin yükünü azaltmak için geri besleme devresi kullanılmaktadır. Ön yükselteç katının kazancı, gürültü işaretlerinin genliklerinin aşırı yükselmesini önlemek için yaklaşık 20 değerine ayarlanmıştır. Ön yükselteç katının ardından 20-500 Hz kesim sıklığına sahip bir bant geçiren süzgeç kullanılmıştır. Bu katta elektrot ve kablo hareketlerinin neden olduğu alçak sıklık aralığındaki gürültüler ve yüksek sıklıktaki çevre gürültüleri işaretten uzaklaştırılmıştır. Ayrıca bant geçiren süzgeçlerin tasarlandığı işlemsel yükselteçler vasıtasıyla işaret 150 kazanç değeriyle yükseltilmiştir. Böylece, ön yükselteç katında 20 kazanç ile güçlendirilen işaret, bant geçiren süzgeç katı çıkışında üç bin kat daha güçlendirilmiştir.

Doğrultucu katında pozitif ve negatif bileşenler içeren yEMG işaretinin eksi

bileşenleri ortadan kaldırılır. yEMG işaretinden kas kasılma bilgisini daha iyi çıkartabilmek için çıkış katına bir zarf alma devresi eklenmiştir. Bu devre, bir sığa ve dirençten oluşan 2 Hz'lik bir pasif alçak geçiren süzgeçtir.

1.2. Protezlere Genel Bakış ve Tarihçesi

Dünyamızda artan ve yaşlanan nüfus ile birlikte fiziksel engelli bireylerin sayısı da artmaktadır. Engelli bireyler için dünya geneli elde edilmiş istatistiksel bir veri bulunmamaktadır. Ancak nüfus yoğunluğu fazla olan ülkelerde gerçekleştirilmiş akademik çalışmalar bizlere dünya geneli bir istatistiksel projeksiyon sunar. Örneğin Amerika Birleşik Devletleri'nde gerçekleştirilen bir çalışmada (Ziegler-Graham vd., 2008) 2005 yılında ABD'de iki milyona yakın organ kaybı yaşayan birey olduğu ve bu bireylerin yaklaşık %35'inin üst ekstremite organ kaybı yaşadığı belirtilmektedir. Aynı çalışmada 2050 yılında bu sayıda iki katından da fazla artış olacağı öngörülmektedir. Bir diğer çalışmada da benzer şekilde ABD'de 1,7M'u aşan ampute birey olduğu tahmin edilmektedir (S. L. Carey vd., 2015). Başka bir çalışmada ABD'de %57'si transradiyal ampute olmak üzere, üst ekstremitelerinde önemli sayıda kayıp yaşayan ampute bulunduğu bildirilmektedir (Merrill vd., 2011). Bu sayıdan yaklaşık %80'i protez kullanmakta (Elaine A. Biddiss ve Tom T. Chau, 2007b) ve protez kullananların da %30-%50'si myoelektrik denetimli protezler kullanmaktadır (Kyberd ve Hill, 2011).

Ülkemizde elde edilebilen tek veri 2007–2012 yılları arasında Sosyal Güvenlik Kurumu tarafından ücreti ödenen üst ekstremite protezlerinin sayısıdır. Altınkaynak vd. tarafından gerçekleştirilen çalışmada bu sayının 693 olduğu paylaşılmıştır (Altinkaynak vd., 2013). Ülkemizdeki üst ekstremite ampute bireylerin sayısı hakkında bu çalışma dışında yapılmış bir araştırma bulunamamıştır.

Ampute birey sayısı (dolayısıyla üst ekstremite ampute birey sayısı) artış hızı ile proteze erişebilen ampute birey sayısının artış hızının en azından paralel olması beklenir. Ekonomik nedenler ampute bireylerin proteze erişimine engel olurken, erişebilen kullanıcıların büyük bir oranı da protez kullanımını terk etmektedir (Kannenberg, 2017).

Son on yılda üst uzuv protezleri araştırmalarında kayda değer bir artış görülmüştür; basit bir çevrimiçi arama, 2010 yılına kadar yaklaşık 4000 akademik çalışmanın el protezi veya protez el terimlerinden birini içerdiği ve bunların %70'inin

2001-2010 yılları arasında yayımlandığı görülmektedir (Fougner vd., 2012). Literatüre katılan yayın sayısındaki artışla birlikte bağımsız yazarlar tarafından çok sayıda yeni yöntem ve cihaz tanımlanmış, bu da okunabilirliği azaltan ve farklı katkıların karşılaştırılmasını zorlaştıran bir uygulama ve terminoloji farklılığına neden olmuştur. Bu sorun daha önceki çalışmalarda belirtilmiş ve sorunu hafifletmek için çaba sarf edilmiştir (Hill vd., 2009).

İkinci Dünya Savaşı'nın sonunda, myoelektrik protezlerin ilk konseptleri tanıtılmıştır. Amputenin kalan uzvundaki sağlıklı kas grubundan elde edilen ve hareket hızı elektriksel aktivitenin büyüklüğüyle orantılı olarak değişen hızlarda eli açan ya da kapatan bu cihazlar 1950'nin sonlarına doğru ticari olarak satılmaya başlanmıştır. Bu denetim konsepti oransal denetim olarak adlandırılır ve basitliği ve gürbüzlüğü nedeniyle ticari olarak o yıllardan bu yana kullanılmaktadır. 1960'ların sonlarına gelindiğinde, pnömatik protezler birden fazla eklemi ve kavrama türlerini çalıştırıp denetlenebilmekteydi ancak denetim verimsizdi ve yeterince gürbüz değildi. Denetimin başarısı hastanın belirli anatomik özelliklerde olmasına, el becerisine ve bilişsel çabasını bağlı olarak değişmekteydi.

Almanya'da myoelektrik araştırmalarından elde edilen sonuçların da katkılarıyla Rus bilim adamları 1958 yılında ilk myoelektrik kolu geliştirmiştir. Bu dönüm noktası, talidomid kaynaklı (doğan çocukların kolsuz ve bacaksız doğumuna neden olan bulantı önleyici bir ilaçtır, 1957'de piyasaya sürülmüştür) konjenital uzuv eksikliği olan hastaların sayısının artışıyla birleştiğinde, modern myoelektrik protez araştırmalarına yönelik uluslararası ilgiyi tetiklemiştir (Silcox vd., 1993). Klinik olarak test edilmiş ilk protezin 1960'larda Rus uzmanlar tarafından sunulmasından bu yana myoelektrik denetimde devrim niteliğinde bir değişim görülmemiş, daha ziyade aşamalı evrim gerçekleşmiştir. Son 40 yıldaki önemli gelişmeler Japon ve İtalyan üniversitelerinin yanında ağırlıklı olarak Kuzey Amerika'da bulunan North-Western, Temple, Chalmers, California, New-Brunswick Üniversitesi ve Massachusetts Institute of Technology üniversitelerinde gerçekleşmiştir (Shelton vd., 2011). Myoelektrik denetimdeki evrim 3 aşamada açıklanabilir. Bunlardan ilki sabit hız sunan aç-kapa denetim yöntemidir. İkinci aşamada durum makineleri kullanılmıştır ve geniş aralıkta eşik ayarı ile kas kasılma şiddetiyle oransal biçimde protez denetimi değişken hızda gerçekleştirilmiştir. Günümüzdeki gelişmeleri de içeren son aşamada ise programlanabilir denetleyicilerin (mikroişlemciler) protezlerde kullanımıyla birlikte

nerdeyse sonsuz ayar özelliğine sahip denetim sistemleri üretilmeye başlamıştır. Mikroişlemcilerin myoelektrik denetimde kullanımının yaygınlaşması protez işlevselliğin artmasını ve üretim maliyetlerinin azalmasını sağlamıştır. Ayrıca mikroişlemci kullanımı giriş işaretine göre daha uyarlanabilir denetim için gelişmiş işaret işleme ve yapay zekâ yöntemlerinin kullanılmasını mümkün kılmaktadır.

En genel biçimde protezler iki şekilde sınıflandırılabilir. Bu sınıflandırmalardan ilki, el, transradyal, dirsek, dezartikülasyon protezleri gibi amputasyon seviyesine göre sınıflandırmadır. İkincisi ise kozmetik, vücut gücüyle çalışan ve batarya gibi dış kaynaklardan güç alan protezler biçimindeki sınıflandırmadır. Kozmetik protezler yalnızca görünüm için takılırken, vücut gücüyle çalışan protezler kullanıcının vücut gücünü kullanmasıyla çalışır. Vücut gücüyle çalışan protezlere örnek olarak kablolar ve mekanik kilitler kullanarak dirsek, el ve bilek eklem hareketleri gerçekleştiren ve ampute kişinin sağlıklı omuz uzvundan güç alan üst uzuv protezleri verilebilir (Schultz ve Kuiken, 2011). Batarya gibi dış kaynaklarla beslenen protezler farklı türde giriş işaretleriyle denetlenebilir. Dış kaynak beslemeli protezler denetim için farklı türde giriş işaretleri kullanabilmektedir. Kaynaklarda EMG, EEG (elektroensefalografi) ve ECoG (elektrokortikografi) gibi farklı biyolojik işaretlerin yanında anahtarlar, ayak basınç sensörleri, kameralar, ataletsel ölçüm birimleri gibi harici duyusal girdileri de protezleri denetleyebilmek için kullanan çalışmalar bulunmaktadır. Kimi durumlarda amputasyon seviyesinin büyüklüğü EMG işaretlerinin eldesini imkânsız hale getirebilir. EEG ve ECoG gibi kafa yüzeyinden ve kafatasının içinden elde edilen işaretler bu gibi durumlarda EMG işaretinin yerine hastanın hareket isteği elde etmede kullanılabilir (Bell vd., 2008; Kubánek vd., 2009). Her ne kadar protez geliştiricileri protez denetimini güvenilir biçimde gerçekleştirmek için pek çok duyusal ve biyolojik işaretler kullansa da elde edilen çıktı doğal uzuv yetilerinin çok gerisinde kalmaktadır.

Mikro işleme ve malzeme tasarımındaki ilerlemeler, çok yönlü hafif protez el ve bileklerin yapımını mümkün kılmıştır. Ayrıca üst düzey pil yönetimine sahip yüksek hızlı işlem birimlerinin ve küçük gövdeli büyük belleklerin geliştirilmesi, araştırmayı daha gelişmiş ve sezgisel denetim sistemlerine dönüştürmüştür. İnsan nöromüsküler sisteminin daha iyi anlaşılması ile yüksek seviyeli amputasyonlarda bile daha kaliteli ve sezgisel EMG kaynaklarına erişim sağlayan yeni cerrahi ve rekonstrüktif teknikler ortaya çıkarmıştır. Soket tasarımı da teknolojideki bu hızlı gelişmeden faydalanmıştır ve artık birden fazla yüzey sensörüne ev sahipliği yapabilen, vücut içine doğrudan kas

yüzeyine implant edilen elektrotların kullanımını kolaylaştıran ve cerrahi gelişmelerle birlikte osseointegrasyon şeklinde iskelet sistemiyle doğrudan bağlantı sağlayan çözümler sunabilmektedir. Son olarak üç boyutlu baskı teknolojisi, hafif, ucuz ve son derece özelleştirilebilir ürünlerin üretimi için hızla önemli bir alternatif haline gelmektedir. İnternet ortamında kişisel baskı için çeşitli açık kaynaklı el protezi projeleri mevcuttur ve giderek artan sayıda şirket kendi ürünlerinin belirli bileşenlerini oluşturmak için bu yöntemi kullanmaktadır.

Protez cihazların pahalılığı nedeniyle bu teknolojiden yararlanamayan amputelerin taleplerini karşılayabilmek amacıyla araştırmacılar, STK'lar ve kâr amacı gütmeyen işletmeler pek çok girişimde bulunmuştur (Bell vd., 2008). Dünya geneli protez ihtiyacını ölçme girişimleri büyük ölçüde farklılık göstermektedir, ancak muhafazakâr biçimde gerçekleştirilen küresel tahminler, uzuv kaybı yaşayan birey sayısının 5 milyondan daha fazla olduğunu ortaya çıkarmaktadır (Kubánek vd., 2009). Ulusal veri toplama sistemlerinin eksik ve düzensiz olması nedeniyle kesin rakamlara ulaşmak neredeyse imkânsız olsa da tüm göstergeler bunun önemli bir küresel ihtiyaç olduğu ve olmaya devam edeceği yönündedir. Tasarımcılar, geliştiriciler, yapımcılar ve bilgisayar uzmanlarından oluşan küresel bir kolektif olan eNABLE topluluğunda yaşam standartları düşük toplumlarda yaşayan amputeler için düşük maliyetli protez cihazlar tasarlanmaktadır. eNABLE topluluğu, yaptıkları çalışmalar sonucunda dünya çapında 3.000'den fazla cihaz ürettiklerini ve bu cihazları amputelerle buluşturduklarını bildirmektedir (Vujaklija vd., 2016).

Bir çözümün herhangi bir kültürel ortamda kabul görebilmesi için, maliyetini aşan faydalar sunması gerekir. Ancak maliyet, rahatsızlık ve/veya yük, sosyal veya toplumsal etki ve olumsuz psiko-sosyal sonuçlar gibi başka şekillerde de ortaya çıkabilir (Vujaklija vd., 2016). Amputasyonun kendisi birçok toplumda hem doğrudan finansal maliyetler (hem algılanan hem de gerçek istihdam fırsatı ve/veya iş çıktısı kaybı nedeniyle) hem de finansal olmayan maliyetler ortaya çıkarmaktadır. Herhangi bir protez cihaz amputeye gelişmiş işlevsel kapasite ya da birçok psiko-sosyal veya toplumsal pek çok olumlu etki sağlamalıdır (Grob vd., 2008; Putti, 2005).

1.3. Protezlerin Kullanıcılar Tarafından Kabulü

Son yirmi yılda, çeşitli ampute grupları arasında gerçekleştirilen ve üst ekstremite protez cihazının yüksek oranda reddedildiğini gösteren çok sayıda çalışma yapılmıştır. Çalışma popülasyonuna bağlı olarak, reddedilme oranları myolelektrik

için %25 ila %50 arasında, vücut gücüyle çalışan cihazlar için ise %35'e kadar değişmektedir. Verilen bu oranların günümüzde modern teknoloji sayesinde, önceki dönemlere nispeten daha dengeli olması beklenmektedir.

Kollar ve eller günlük yaşam aktivitelerimizin pek çoğunda yer almakta ve aynı zamanda diğer canlılarla iletişimimiz ve duygu alışverişimiz için de çok büyük önem taşımaktadır (Roeschlein ve Domholdt, 1989; Saradjian vd., 2008). El bileğinden veya el bileğinin proksimalinden etkilenen amputasyon derecelerinde el ve el bileği fonksiyonları tamamen kaybedilir (Freeland ve Psonak, 2007) ve bu da önemli ölçüde engellilikle sonuçlanır (Roeschlein ve Domholdt, 1989). Bu hastalarda optimal bir rehabilitasyon uygulanabilmesi üst ekstremite amputelerinin (ÜEA) sağlıklı ve uzun yıllar üretken bir şekilde çalışabilecek ve topluma aktif olarak katkıda bulunabilecek kişiler haline gelebilmeleri için oldukça önemli ve kritiktir (Durance ve O'Shea, 1988). ABD'de gerçekleştirilen bir çalışmada rapor edilen uzun süreli kullanıcı yüzdesi önemli ölçüde değişiklik göstermektedir (E. A. Biddiss ve T. T. Chau, 2007). Bir başka çalışmada protez kullanım oranları Kuzey yarımküre çalışmalarında %39 ila %81 arasında değişmektedir (Jones ve Davidson, 1995). Bu geniş varyans aralığı, heterojen örneklemlerden ve çalışmalar arasındaki metodolojik farklılıklardan ve/veya klinik programların veya ilgili protezlerin özelliklerinden kaynaklanıyor olabilir (Elaine A. Biddiss ve Tom T. Chau, 2007b). ÜEA bireylerde protez kullanımına ilişkin standartlaştırılmış sonuç ölçüm araçları eksiktir (Burger vd., 2008) ve yayınlanan raporlardaki kullanım süresi kategorileri farklı şekillerde veya zayıf tanımlanmış olduğundan çalışmalar arasında kullanım derecesinin karşılaştırılmasının gerçekleştirilmesi oldukça zordur (Durance ve O'Shea, 1988).

Üst ekstremite organları tarafından gerçekleştirilen aktivitelerin çeşitliliği, çalışma karmaşıklığı ve duyusal kapasitesi, fonksiyonel restorasyon için büyük zorluklar teşkil etmektedir (Durance ve O'Shea, 1988). Protez reddinde bulunan ÜEA'ler için protezin amputasyonu gidererek getirdiği avantaj, protezin neden olduğu konforsuzluk (ağırlık, terleme, kozmetik kaygılar, kullanmak için gerekli efor vb.) ve rahatsızlığı tolere edebilecek seviyede değildir (Berger, 1958; Lake ve Dodson, 2006). Protez kullanımı ve terki ile ilişkili faktörleri ele alacak biçimde kaynaklara genel bir bakış 2007 yılında Biddiss ve Chau tarafından yapılan çalışmada gerçekleştirilmiştir (E. Biddiss ve T. Chau, 2007a). Bu çalışmada bazı faktörlerin etkisi (örn. yaşam tarzı, uzuv kaybı seviyesi) kaynaklarda güçlü bir şekilde kendine yer bulurken, takılma yaşı,

eğitim protokollerinin etkinliği vb. konuların etkisi tartışmalı olmaya devam etmektedir ve bu faktörler arasındaki etkileşimin protez reddindeki göreceli önemleri iyi anlaşılamamıştır. Ayrıca, birincil ret nedenlerinin (daha önce hiç protez kullanmamış amputeler için) ikincil ret nedenlerinden (kullanıldıktan sonra kullanımın bırakılması) farklı olması muhtemeldir. Ostlie vd. (Østlie vd., 2012) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada mevcut tasarım çabalarını yönlendirmek için protez kullanımını ve terkini etkileyen faktörlerin daha iyi anlaşılması gerektiği ve mevcut dururumda kaynaklarda protez kullanımı ve reddine ilişkin toplum temelli çalışmaların eksikliğinin söz konusu olduğu bildirilmiştir. Ayrıca daha önceki çalışmaların çoğu, tek bir rehabilitasyon merkezi aracılığıyla iletişime geçilen izole bir popülasyona odaklanmış ve sonuçların genelliğini sınırlandırmıştır (Elaine A. Biddiss ve Tom T. Chau, 2007b). Alandaki bu eksikliği kapatmak için Ostlie vd. tarafından gerçekleştirilen çalışmaya 209 ÜEA birey katılmıştır. Çalışma sonucunda ÜEA'lerin %4,5'inde birincil protez reddi saptanırken, ikincil protez reddi nedenleriyle ÜEA'lerin %13,4'ü protez kullanımını bırakmıştır. Tek taraflı ve iki taraflı amputeler arasında protez reddi oranlarında bir fark olduğuna dair net bir kanıt bulunamamıştır. Birincil protez reddi için bildirilen ana nedenler algılanan ihtiyaç eksikliği ve algılanan ihtiyaç ile mevcut protez işlevleri arasındaki uyumsuzluktur. İkincil protez reddi için bildirilen ana nedenler ise protez konforsuzluğu, işlev eksikliği ve denetim memnuniyetsizlikleridir. Birincil protez reddi yüksek yaşta ampute edilenlerde ve transhumeral amputasyonu olanlarda daha fazla görülürken, ikincil protez reddi transhumeral ÜEA'lerde ve kadınlarda daha fazla görülmüştür. Davidson vd., gerçekleştirdikleri çalışmada uzun vadede protez kullanıcısı olarak kalmasalar bile neredeyse tüm amputelerin protez takılmasını istediğini belirtmektedir (Davidson vd., 2002). Çalışmada ampütasyondan sonra protez takmış olan 206 amputeden yalnızca %69'u protez eğitimi aldığını ve eğitim alanların yalnızca %63'ü ihtiyaçlarını karşılamak için yeterli protez eğitimi aldığını belirtmiştir.

Klinisyenler ve sağlık sigortası firmaları, üst ekstremite amputasyonu olan birçok hastanın orta ve uzun vadede protezlerini reddettiğini bilmektedir (S. L. Carey vd., 2015). Bir ÜEA'nin protezinin kabulünü ve reddini etkileyen faktörler yeterince anlaşılmamaktadır. Bu faktörlerin ve etkilerin yeterince bilinmesi, ÜEA bireylerin protez kabulünü arttıracak ve yaşam kalitesini yükseltecek yeni çalışmaların gerçekleştirilebilmesine yol açacaktır. Otto Bock firması çalışanlarından Andreas

Kannenberg tarafından kaleme alınan makalede (Kannenberg, 2017), ideal olarak ÜEA bireylerin amputasyon gerçekleştikten sonraki 30 gün içerisinde işlevsel rehabilitasyon terapisine başlaması ve 6 ay içerisinde protezini kullanmaya başlaması gerektiği bildirilmektedir. "Altın süre aralığı" olarak adlandırılan bu süreler içerisinde protez kullanmaya başlayan amputelerin protez kabul oranlarının 8 kat arttığı vurgulanmıştır.

Bir uzvun kesilmesi, insanların yaşamları üzerinde kapsamlı bir etkiye sahiptir ve insanlar bir zamanlar çok kolay biçimde gerçekleştirebildiği birçok fiziksel işlevi ve yeteneği kaybederler (Gallagher ve Maclachlan, 2001). Amputasyonun insanların mesleki durumlarını, boş zaman değerlendirmelerini, sosyal ilişkilerini ve günlük yaşam aktivitelerini etkilediği pek çok çalışmada tespit edilmiştir (Demet vd., 2003; Jones ve Davidson, 1995). Buna ek olarak, amputeler amputasyonun ardından yaygın olarak amputasyon bölgesinde ve eksik uzuv bölgesinde (sanki eksik uzuv yerindeymiş gibi) fantom ağrıları yaşarlar (Jensen vd., 1985; Kooijman vd., 2000). Bir uzvun kaybına verilen duygusal tepki, bir eşi kaybetmenin yas sürecine benzetilmiştir ve bir uzvunu kaybeden kişinin başlangıçta şok, inkâr ve hissizlik yaşadığını, ardından da uyum öncesi anksiyete ve depresyon yaşadığı bildirilmektedir (C. M. Parkes, 1975). Gerçekten de amputasyon geçiren kişiler arasında klinik düzeyde depresyon, anksiyete ve öfke tespit edilmiştir (Frierson ve Lippmann, 1987). Bir uzvu kaybetmenin kişinin beden imajı duygusunu ve dolayısıyla benlik imajını önemli ölçüde değiştirdiği ve bunun da kişinin hayattan memnuniyetiyle ilişkili olduğu bulunmuştur (Holzer vd., 2014). Şüphesiz bir uzvun kesilmesi ve protez kullanımı kişinin sosyal hayatını ve sosyal etkileşimlerinin doğasını değiştirecektir (Gallagher ve Maclachlan, 2001). Örneğin alt ekstremite ampütasyonundan sonra erkeklerin işlevin geri kazanılmasıyla, kadınların ise 'kadınsı' beden imajının yeniden kazanılmasıyla daha fazla ilgilendiğine dair kanıtlar vardır (Murray ve Fox, 2002; M. C. Parkes ve Napier, 1975).

Yaş, cinsiyet, eğitim düzeyi, hasta demografik özellikleri, ampütasyon düzeyi, ampütasyondan sonra geçen süre gibi bir kişinin uzuv kaybında psikososyal uyumunu etkileyen birçok faktör araştırılmış ancak çok az tutarlı bulgu elde edilmiştir (Desmond, 2007; Rybarczyk vd., 1997). Amputasyonun kişi üzerindeki etkisi ve uyum süreci, bireyler arasında farklılık gösteren oldukça karmaşık ve değişken bir süreçtir (Gallagher ve Maclachlan, 2001).

Başarılı rehabilitasyon, amputelerin aktif istihdama dönüşünü kolaylaştırma

açısından oldukça önemlidir. Bir üst uzvun kaybı hastalar üzerinde alt ekstremite uzuv kaybından daha büyük bir etkiye sahiptir (Baumgartner, 2001). Bunun nedeni, insanların ellerini ve kollarını yalnızca günlük yaşam aktivitelerinin çoğunu gerçekleştirdikleri işlevler için değil aynı zamanda sosyal iletişimlerinde de aktif olarak kullanmalarıdır.

Bir protezin amacı, vücut imajını düzeltmek ve kozmetik açıdan kabul edilebilir bir şekilde işlevselliği iyileştirmektir. El ve kolun işlevsel ve sosyal önemi düşünüldüğünde, amputelerin bir protezden bekledikleri ile protezin sunabilecekleri arasında büyük bir uyumsuzluk ortaya çıkmaktadır (Baumgartner, 2001). Narang ve Jape (Alison ve Mackinnon, 1992; Narang ve Jape, 1982; Pinzur vd., 1994)) üst ekstremite protezlerinin alt ekstremite protezlerine göre işlevsel ve psikolojik açıdan daha az tatmin edici olduğunu bulmuştur. Üst ekstremite protezlerinin kullanım oranları farklı örneklem gruplarıyla gerçekleştirilen çalışmalarda %37 ile %83 arasında değişmektedir (Alison ve Mackinnon, 1992; Pinzur vd., 1994).

2005 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde 1,6 milyon amputenin yaşadığı ve bu sayının 2020 yılına kadar 2,3 milyonun üzerine çıkması beklenmektedir (güncel veri bulunmamaktadır) (Ziegler-Graham vd., 2008). Ocak 2001'den Temmuz 2011'e kadar ABD askerlerinde yaşanan amputasyonları inceleyen bir çalışmada, amputasyonların yüzde 14'ünün üst ekstremiteyi içerdiğini ve bunların yüzde 10'unun birden fazla amputasyon içerdiği bildirilmiştir (Kruger ve Fishman, 1993). 2004 yılında Amerika Ampute Koalisyonu üyeleriyle yapılan görüşmelerde, amputasyon geçiren kişilerin üçte birinin cihazlarının konforundan memnun olmadıklarını ve katılımcıların yüzde 18'inin yılda en az bir kez memnuniyetsizlik nedeniyle yeni bir protez taktığı bildirilmiştir (Pezzin vd., 2004).

Kaynaklardaki bazı çalışmalar, üst ekstremite amputasyonu olan kişilerin neredeyse yüzde 50'sinin protez takmamayı tercih ettiğini (Cupo ve Sheredos, 1998; Doeringer ve Hogan, 1995) ve cihaz kullanımının getirdiği rahatsızlığın fonksiyonel ya da kozmetik avantajının yanında daha ağız bastığını bildirmektedir. Bir çalışmaya göre, protez reddinin öncelikli nedenleri arasında işlevsel kazanımların eksikliği, protezin ağırlığı ve soket rahatsızlığı yer almaktadır (Wright vd., 1995). Ayrıca kullanıcının cihaz seçimine dahil olması ve teslimatın zamanında yapılması da protezin kabulünde önemli faktörlerdir (E. A. Biddiss ve T. T. Chau, 2007).

Protezlerin sınırlı işlevi, normalde amputasyonu olmayan kişiler tarafından

deneyimlenmeyen ve telafi edici hareket olarak adlandırılan hareketlere neden olabilir (Highsmith vd., 2009). Bu telafi edici hareketler protez kullanımının bırakılmasına neden olan faktörlerden biri olarak gösterilmiştir (Silcox vd., 1993).

Myoelektrik üst ektremite protezler vücut tahrikli protezlere nazaran oldukça maliyetlidir. Dolayısıyla protez kullanımı amputenin sağlık sigortasının kapsamına ve ekonomik kısıtlarına oldukça bağımlıdır. Myoelektrik protez kullanıcıları ilk satın alma dışında eğitim ve bakım için de oldukça yüksek bir maliyete maruz kalır (Silcox vd., 1993). Olası ekonomik problemler bir kenara bırakıldığında, bir üst ekstremite amputesi için vücut tahrikli ve myoelektrik denetimli olmak üzere iki baskın seçenek bulunmaktadır (E. Biddiss ve T. Chau, 2007a; E. A. Biddiss ve Chau, 2008).

Mevcut akademik kaynaklara bütünsel bir bakış atıldığında vücut tahrikli protezlerin mi yoksa myoelektrik denetimli protezlerin mi işlevsel olarak daha üstün olduğu konusu açık değildir. Örneğin vücut tahrikli protez kullanıcıları protezlerinin hafif otur/kalk biçimli işlerin yanında oldukça ağır işler için de oldukça uygun olduğunu belirtmiştir (M. E. Huang vd., 2001; Uellendahl, 2000). Buna karşılık myoelektrik denetimli protezler yalnızca hafif işlerde kullanılma eğilimindedir (Kejlaa, 1993). Spesifik bazı görevleri içeren akademik yayınlarda myoelektrik denetimli el protezlerinin büyük çaplı nesneleri tutma ve küçük nesneleri kavrama konusunda daha becerikli olduğu bildirilmiştir (M. E. Huang vd., 2001). Kejlaa tarafından yapılan çalışmada, vücut tahrikli protezlerinin myoelektrik denetimli ve pasif alternatiflerine göre daha geniş bir aralıkta ve daha zorlu iş seviyelerinde kullanılabileceği bildirilmiştir (Kejlaa, 1993). Çalışmalar vücut tahrikli protezlerinin daha dayanıklı olduğunu ve harici güçle çalışan alternatiflere göre daha az eğitim ve daha az ayarlama gerektirdiğini göstermiştir.

Blough vd., gerçekleştirdikleri çalışmada Irak ve Vietnam savaşlarında yer alan ve üst uzuvlarını kaybeden ABD ordusu gazilerinin yaşam süresi boyunca maliyetlerini ortaya çıkartmıştır (Blough vd., 2010). Yalnızca tek bir cihaz kullanan unilateral üst ekstremite ampute Vietnam gazileri için yaşam süresi boyunca üst ekstremite protez maliyetlerinin 131.900 $ olduğu, buna karşılık, unilateral üst uzuv ampute Irak gazileri için yaşam boyu öngörülen protez maliyetinin 823.239 $ olduğu bildirilmiştir. Daha yakın bir zamanda, Resnik vd.,(Resnik vd., 2012) myoelektrik denetimli üst ekstremite protezlerinin maliyetinin 25.000 ila 75.000 $ arasında değiştiğini bildirmiştir. Bu değerler 4.000 ila 10.000 $ arasında değişen vücut tahrikli

protez maliyetlerinden önemli ölçüde daha yüksektir.

Birçok uzman vücut tahrikli protezlerin devam eden popülaritesini cihazın nesnelerle etkileşiminde kullanıcıya sağladığı gelişmiş geri bildirimine bağlamaktadır. Vücut tahrikli protez kullanıcılarının loş veya ışıksız koşullarda bile bazı konumsal bilgileri algılayabildikleri bildirilmektedir (Williams, 2011). Günümüz ticari myoelektrik denetimli protezleri kullanıcıya herhangi bir geri bildirim sunmamaktadır.

Başka araştırmacılar kanca protez takılı bir vücut tahrikli protezin tutulacak/kavranacak nesneleri daha engelsiz biçimde görülebilmesini sağladığı (Williams, 2011) ve kablo sisteminin kullanıcının kancanın açılma miktarını algılamasına olanak tanıyarak geri bildirim sağladığını belirtmiştir (Uellendahl, 2000). Yine de farklı çalışmalarda bahsedilen duyusal geri bildirim önermesinin geniş klinik çalışmalarla doğrulanması gerekmektedir (S. L. Carey vd., 2015).

Literatürde özel olarak rapor edilmemiş olsa da vücut tahrikli protezi harekete geçirmek için harcanan efor sonucu ortaya çıkan vücut hareketleri, görevden bağımsız olarak zamanla bedensel yaralanmalara yol açabilir. Bu nedenle, vücut tahrikli protez sistemleri şu anda duyusal geri bildirim alanında üstün olsa da kullanıcılar burada daha fazla iyileştirmeye ilgi duyduklarını ifade etmektedir.

Kozmetik öncelikli kullanıcıların myoelektrik denetimli protezlerini diğer tür protezlere nazaran daha çok tercih ettiğini gösteren bazı çalışmalar mevcuttur (Meredith, 1994). Silcox vd., myoelektrik denetimli sistemlere sahip kişilerin büyük bir kısmının protezlerini sosyal ortamlarda vücut tahrikli ve pasif kozmetik protez kullanıcılarından daha fazla kullandığını bildirmiştir (Silcox vd., 1993). Myoelektrik denetimli protez kullanıcılarının, vücut tahrikli protez kullanıcılarına kıyasla daha iyi psikososyal ve sosyal adaptasyona sahip oldukları da bildirilmiştir (Hafshejani vd., 2012). Ayrıca kozmetik açıdan bakıldığında, vücut tahrikli protezler, koltuk altı bölgesinin tahriş olmasına yol açan ve kıyafetlerine zarar verebilen kablolu kayış süspansiyon sistemlerini içerir (M. E. Huang vd., 2001). Kozmetik avantajının yanı sıra bazı çalışmalarda yEMG bölgesi seçimi, denetleyici eğitimi ve konfor gibi kritik faktörleri ele alan bir protez rehabilitasyon planının, myoelektrik denetimli protez kullanıcılarının uzun vadeli başarısını artıracağını öne sürmektedir (Gaine vd., 1997; Miguelez, 2002). Yine başka çalışmalar da rehabilitasyonun üst uzuv protezlerinin işlevsel entegrasyonu için hayati önem taşıdığını ve kullanıcının işlevsel ve psikolojik ihtiyaçlarını yönetmek için önemli olduğunu öne sürmektedir (Behrend vd., 2011).

Tüm bu kanıtlar, işlevselliği, psikososyal sorunları ve reddedilmeyi etkileyenin yalnızca protez cihazının kendisi olmadığını, aynı zamanda optimum performans için klinik uzman bir ekibin kullanıcılarla birlikte çalışması gerektiğini göstermektedir. Fantom uzuv ağrısı, ampute edilen kısmında sanki ampute edilmiş organ yerindeymiş gibi hissedilen bir duyudur (Bouffard vd., 2012; Kooijman vd., 2000). Fantom uzuv ağrısı amputasyondan hemen sonra başlayabilir ve üst uzuv amputasyonu olan kişilerde oldukça yüksek bir oranda (yaklaşık %50) görülmektedir (E. Biddiss ve T. Chau, 2007b). Fantom uzuv ağrısı, çok boyutlu ağrı yoğunluğu ölçeği ile ölçüldüğünde, ampute bireylere ampütasyon sonrası 6 üzerinden 3,8 ± 2,3 gibi yüksek bir ortalama yoğunlukta ağrı yaşatabilir (Kerns vd., 1985; Lotze vd., 1999). Lotze vd., transradyal amputasyonu olan 14 kişiden oluşan bir örneklemde, kas eğitimi, sürekli stimülasyon ve görsel geri bildirim içeren sık ve kapsamlı myoelektrik denetimli protez kullanımının fantom uzuv ağrısını azaltmada faydalı olabileceğini bildirmiştir (Lotze vd., 1999). Bouffard vd., anket yöntemlerini kullanarak üst uzuv amputasyonu olan (%85 transradial, %15 transhumeral) 12 kişiden oluşan bir örneklemi değerlendirmiştir (Bouffard vd., 2012). Bulguları, myoelektrik denetimli protez kullanımının fantom uzuv ağrısını azalttığına dair elde edilen diğer bulgularla uyumlu değildir. Bulgulardaki bu anlaşmazlık kısmen kullanılan protezlerin farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir. Lotze vd. çalışması daha güvenilir değerlendirme ölçekleri (fMRI ve West Haven-Yale Çok Boyutlu Ağrı Envanteri) kullanmış ve sonuçlarını desteklemek için istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde etmiştir. Her iki çalışma da orta düzeyde kaliteye sahip olmakla birlikte, sonuçlarında fikir ayrılığına düşmüşlerdir. Nihayetinde, her iki sonuç da myoelektrik denetimli protez kullanımının fantom ağrısı üzerinde bir miktar etkisi olduğunu göstermektedir (S. L. Carey vd., 2015)

Kullanıcılar bir üst uzuv protezini çok sayıda nedenden dolayı reddedebilir (McFarland vd., 2010). Myoelektrik protez kullanımıyla ilişkili 22 çalışmanın genel ortalama reddetme oranı yüzde 23'tür (aralık: %0-%75) (Elaine A. Biddiss ve Tom T. Chau, 2007a). Halihazırda ABD'de diğer ülkelere kıyasla daha popüler olan vücut tahrikli üst ekstremite protezleri, ilk bağlantılar ve uzun süreli kullanım için popüler bir seçim olmaya devam etmektedir. Vücut tahrikli protezler için 11 çalışmadan bildirilen genel ret ortalaması %26'dır (aralık: %16-%66) (Elaine A. Biddiss ve Tom T. Chau, 2007a). Bazı kanıtlar, protez el içeren vücut tahrikli protezlerin ret oranlarının

%80’lere kadar çıkabildiğini buna karşın kanca protezi içeren vücut tahrikli protezlerin popülerliğinin çok daha yüksek olduğunu göstermektedir. Protez el içeren vücut tahrikli protezlerin daha yüksek oranda reddedilmesinin nedenleri arasında daha yavaş hareket, zayıf kavrama kuvveti, artan ağırlık ve çalışma için daha çok efor gerekmesi yer almaktadır (M. E. Huang vd., 2001; Kejlaa, 1993; Uellendahl, 2000).

Biddiss ve Chau, 25 yıllık literatür incelemeleri sonucunda, yetişkinler arasında vücut tahrikli ve myoelektrik denetimli protezler arasında reddedilme oranları açısından anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varmıştır (E. A. Biddiss ve T. T. Chau, 2007). Ancak bu sonuca karşıt olarak, çeşitli etiyoloji, demografi ve protez kullanım deneyimlerine sahip 242 üst ekstremite protezi kullanıcısı üzerinde yapılan bir başka çalışmada, farklı reddedilme oranları elde edilmiştir. Bu çalışmada, reddedilme oranı vücut tahrikli protez kullanıcıları arasında yüzde 50 iken, myoelektrik denetimli protez kullanıcıları arasında yüzde 39'dur (E. Biddiss vd., 2007). Tüm bu çalışmalar düşünüldüğünde birbiriyle çelişen çalışma sonuçları nedeniyle çok daha geniş örneklem boyutuna sahip birbirinden bağımsız çok sayıda klinik çalışmanın yapılması gerektiği görülmektedir.

2. MATERYAL VE METOT

2.1. Protez Denetim Yöntemleri

Özelleşmiş elektrotlar aracılığıyla elde edilen myoelektrik işaretler, kullanıcının hareket niyetinin tespit edebilmek için zengin bilgiler içerir. Bu işaretler yardımcı robotik sistemleri ve rehabilitasyon cihazlarını denetleyebilmek için myoelektrik denetim sistemi olarak adlandırılan denetim sistemlerinde kullanılır.

Myoelektrik işaretler deri yüzeyinden invaziv olmayan bir şekilde algılanır ve bir denetim sistemi ile birlikte kuvvet veya hız orantılı denetim için uyarlanabilir. Bir denetim işareti üretmek için gerekli olan kas aktivitesi nispeten küçüktür ve çoğu zaman sağlam bir uzvun hareketi için gereken efora benzer efor gerektirebilir. Günümüzde ticari fonksiyonel protez tasarımlarında myoelektrik denetim mekanik vücut gücüyle çalışan sistemlere yetkin bir alternatiftir. Myoelektrik işaretler protezler dışında kaynaklarda tekerlekli sandalyeler (Felzer ve Freisleben, 2002; Jeong-Su vd., 2003; Moon vd., 2005), dış iskeletler (Kiguchi vd., 2003), sanal klavyeler ve jest tabanlı arayüzler (Nilas vd., 2004), fonksiyonel nöromüsküler stimülasyon (FNS) (Au ve Kirsch, 2000; Christodoulou ve Pattichis, 1999) ve uterus myoelektrik işaretlerine dayalı erken doğumların (Khalil ve Duchêne, 2000) tespiti gibi teşhis ve klinik uygulamalar dahil olmak üzere geniş çaplı pek çok uygulamada kullanılmıştır.

yEMG denetimli bir protez elektrikli uç birime giden gücün yEMG işaretine bağlı şekilde değiştirilmesiyle denetlenmektedir. Bir bataryadan güç alan anahtar, ampute bireyin sağlıklı kaslarından alınan yEMG verileriyle açılıp kapanarak üzerinden geçen gücü denetler (Lovely, 2004a)

Protezin istenilen hareketi kullanıcıdan elde edilen yEMG verisine uygun biçimde yerine getirmesi için bir denetim stratejisi belirlenmelidir. Bu strateji kullanıcının bilişsel becerisi, kullanıcı kasları tarafından üretilen işaretin öznitelikleri, kullanıcının bağımsız olarak denetim yapabileceği kas bölgeleri varlığı, amputenin denetlemek istediği protez parçaları ve geri besleme amaçlı algılayıcı kullanımı gibi pek çok etkene bağlı olarak değerlendirilir (Çelik, 2017).

yEMG işareti sayesinde kullanıcının kaybettiği uzvunu hareket ettirme bilgisi cerrahi müdahaleye gerek kalmadan elde edilebildiği için bu işaretler protez denetiminde sıklıkla tercih edilmektedir. Günümüz yEMG denetimli üst ekstremite protezleri örüntü tanıma tabanlı ve örüntü tanıma tabanlı olmayan geleneksel

denetleyiciler olmak üzere iki sınıfa ayrılabilir (Fougner vd., 2012). Geleneksel denetleyicilerin işlevsellikleri ve güvenilirlikleri, üretilmesinden bu yana yarım asırdan fazla süre geçmesine rağmen, protez satışlarının neredeyse yarısını oluşturmasıyla kanıtlanmıştır (Bouwsema vd., 2010).

Amputenin kalan uzvundaki sağlıklı kas grubundan alınan elektriksel aktivitenin büyüklüğüyle doğrusal biçimde değişen hızlarda eli açan ya da kapatan ilk nesil protezler 1950'nin sonlarına doğru ticari olarak satılmaya başlanmıştır. Bu denetim konsepti oransal denetim olarak adlandırılır ve basitliği ve gürbüzlüğü nedeniyle ticari olarak o yıllardan bu yana kullanılmaktadır. 1960'ların sonlarına gelindiğinde, pnömatik protezler birden fazla eklemi ve kavrama türlerini çalıştırıp denetleyebilmekteydi. Bununla birlikte, denetim verimsizdi ve yeterince gürbüz değildi. Denetimin başarısı hastanın belirli anatomik özelliklerde olmasına, el becerisine ve bilişsel çabasını bağlıydı. Myoelektrik sistemler bu sorunlarla durum tabanlı denetimi öne sürerek yüzleşmeye çalışmıştır. Bu yöntemde de hasta protezi tek serbestlik derecesi (DoF) durumunda olduğu gibi iki EMG kanalı kullanarak denetliyordu ancak, farklı bir eklemi ya da işlevi aktif etmek istediğinde iki EMG kanalının bağlı olduğu kasları eş-kasarak denetlenecek eklemi ya da işlevi değiştirmekteydi. Bilişsel açıdan oldukça zorlayıcı olan bu sistem, gürbüzlüğü nedeniyle çok işlevli protez pazarında hala oldukça yaygın biçimde kullanılmaktadır (Vujaklija vd., 2016).

2.1.1. Sabit Hızlı Denetim Yöntemleri

Örüntü tabanlı olmayan geleneksel denetim yöntemlerinde denetim işareti, elde edilen ve çeşitli adımlarla işlenen (kuvvetlendirme, süzgeçleme, doğrultma vb.) yEMG işaretinin ortalama karekök ya da ortalama mutlak değerine bağlı olarak oluşturulur. Denetim sabit ya da değişken hızlı olarak uygulanabilir. Aç-kapa denetim olarak da ifade edilen sabit hızlı denetim yönteminde basitçe bir eşikle karşılaştırılan işlenmiş yEMG genliği değeri eşikten büyük olduğunda bir işlev etkin hale getirilir. İlk denenişinden yetmiş yıl sonra bile, bu basit denetim yönteminin gürbüzlüğü ve sezgiselliği, devam eden popülaritesi ile kanıtlanmıştır (Fougner vd., 2012). Önceleri bu yöntem, denetim devresi çoğunlukla analog yapıda olsa bile, çalışma doğası nedeniyle dijital denetim olarak adlandırılmaktaydı ancak, protezlerdeki aç-kapa denetimin modern sayısal denetim sistemleriyle karıştırılmaması için bu denetim yönteminin"dijital denetim" terimiyle adlandırılması tavsiye edilmemektedir (Fougner

vd., 2012).

Aç-kapa denetimi, elde edilen yEMG işaretinin kanal sayısı ve genliğine göre farklı stratejilerde uygulanabilir. Ticari olarak da sıklıkla kullanılan bu stratejilere örnek olarak tek kanal - bir seviyeli, tek kanal ardışıl ve iki kanal – üç bölge duyarlıklı denetimler verilebilir (Hubbard vd., 2004). Çalışmanın uygulama bölümlerinde aç-kapa denetleyici olarak tek kanal-bir seviyeli denetim kullanılmıştır.

2.3.1.1 Tek Kanal-Bir Seviyeli Denetim

Tek kanal-bir seviyeli denetim yönteminde tek kanallı yEMG işareti değeri önceden belirlenen bir eşik değer ile karşılaştırılır. Protez, yEMG işareti genliği eşik değerinden büyük olduğunda aktif hale geçer (örneğin protez el açılır). yEMG işareti genliği eşik değeri altında kaldığında protez ilk konumuna geri döner (örneğin protez el kapanır). Protez el örneği üzerinden düşünüldüğünde, ilk başta kapalı olarak varsayılan protez el durumu isteğe bağlı olarak açık olarak da değiştirilebilir. Özellikle çocukların açma ve kapama denetimlerini birbirinden bağımsız bir şekilde yapabilecek derecede bilişsel yetenekleri olmadığından, tek kanallı bir seviyeli denetim yöntemi çocuklarda kullanıma oldukça uygundur (Hubbard vd., 2004).

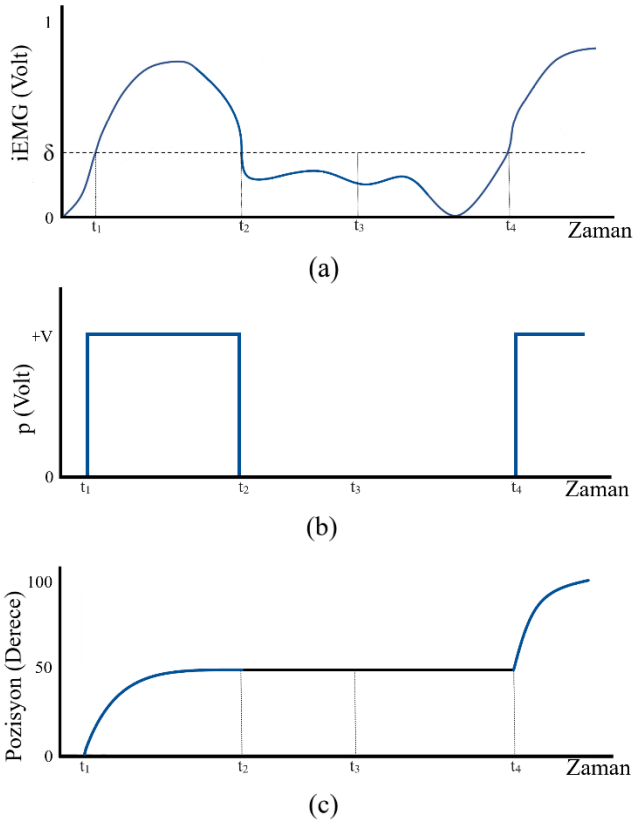
Kişinin herhangi bir kas yüzeyinden elde edilen yEMG işareti işlem adımları Şekil 1.11'deki blok şemasında verildiği şekilde işlenir. İşleme sürecinden sonra elde edilen zarfı alınmış yEMG işareti (iEMG) mikroişlemci tarafından okunur. iEMG işaretine karşılık denetleyicinin ürettiği denetim işareti p(t), δ eşik değeri ve +V denetleyicinin üretebildiği maksimum gerilim değeri iken denklem **(2.1)** ile ifade edilebilir.

$$p(t) = \begin{cases} 0 & \text{iEMG}(t) < \delta \\ +V & \text{iEMG}(t) \geq \delta \end{cases} \qquad \textbf{(2.1)}$$

Eşikleme işlemi ile iEMG içerisindeki düşük ve kararsız veriler elenir. Ancak yEMG işaretinin genliği yaş, cinsiyet ve kas grubuna bağlı olarak değişkenlik göstereceğinden, kaynaklarda eşik değer belirlemek için üretilmiş optimal bir algoritma bulunmamaktadır. Bu nedenle genellikle kullanıcıdan gelen işaretlerin bir dizi tekrarı üzerinde çalışarak gürültüyü ve istemsiz kasılmayı istemli kasılmadan ayıran bir eşik değer belirlenmektedir. Büyük genlikli bir eşik seçmek kullanıcının çok fazla efor sarf etmesini gerektirecek ve yorgunluğa neden olacaktır, düşük genlikli eşik seçmek ise protezin istemsiz küçük kasılmalar nedeniyle düzensiz davranmasına

neden olacaktır.

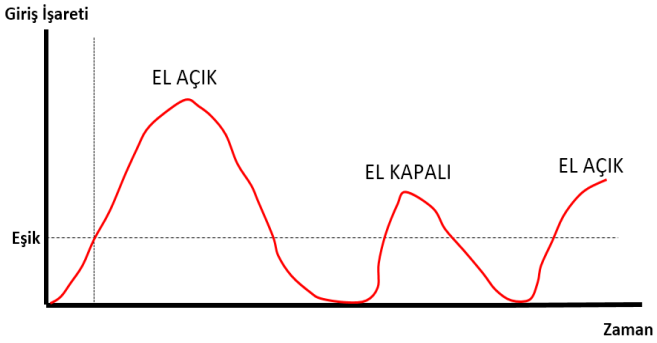
Tek kanallı bir seviyeli denetimin protez elde uygulanışını gösteren bir görsel Şekil 2.1'de paylaşılmıştır. Şekil 2.1(a)'da denetleyiciye uygulanan iEMG işareti, Şekil 2.1(b)'de denetleyici çıkış işareti ve Şekil 2.1(c)'de protez el konum değişimi gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Tek kanal-bir seviyeli denetim yöntemi (Çelik vd., 2023)

2.3.1.2 Tek Kanal Ardışıl Denetim

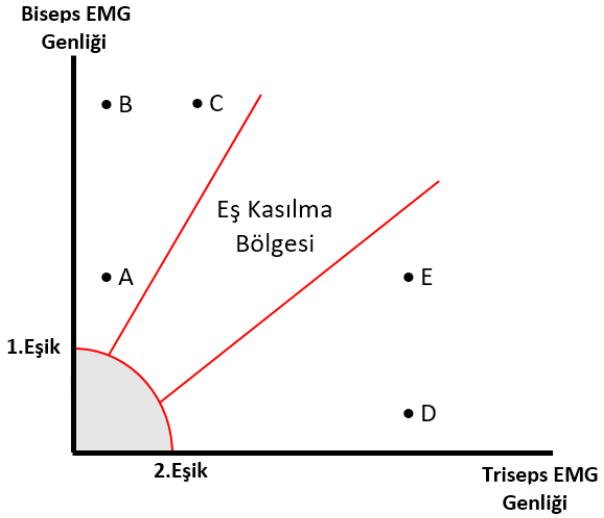
Tıpkı tek kanal-bir seviyeli denetimde olduğu gibi tek kanal ardışıl denetimde de bir eşik değer ve protezin başlangıç işlevi (örneğin protez el kapalı) belirlenir. Stratejinin çalışma biçimini anlatmak için protez el örneği üzerinden devam edilirse, kullanıcıdan elde edilen işlenmiş yEMG işareti genliği eşik değerini ilk kez aştığında protez el açılır. İşlenmiş yEMG işareti genliği eşik altına inip yeniden eşik üzerine çıkana kadar protez el konumunu korur. Eşik altına inen işaret yeniden eşik üzerine çıktığında bu sefer diğer işlev aktif olur ve protez el kapanır. Bu durum, eşik değerini aşan her başarılı kasılma sonucu tekrarlanır (Hubbard vd., 2004). Bu denetim yönteminin çalışma biçimi Şekil 2.2'de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Tek kanal ardışıl denetim (Çelik, 2017)

2.3.1.3 İki Kanal-Üç Bölge Duyarlıklı Denetim

İki kanal-üç bölge duyarlıklı denetim yöntemi ticari protezlerde sıklıkla kullanılan denetim stratejilerinden birisidir. Kullanıcıdan alınan iki kanal yEMG işareti işlenir ve işaretlerin zarfları alınır. Her iki farklı kas bölgesinden alınan iEMG veri genlikleri az, orta ve yüksek şiddette olarak bölümlendirilir. İki kanal-üç bölge denetim stratejisini gösteren örnek bir grafik Şekil 2.3'te verilmiştir. Şekilde de görüldüğü gibi, A noktası biseps kasında orta şiddette, triseps kasında ise düşük şiddette kasılmayı temsil etmektedir. Daha sonra iEMG işaretleri genliklerine göre bir tablo hazırlanır ve her bir özel durum için hareket hızı tanımlanır (Tablo 2.1) (Lovely, 2004a). Her ne kadar farklı kasılma genlikleri için farklı hız çıkışları üretilse de hız çıkışının sürekli biçimde değiştirilememesi ve ayrılan bölge sayısına bağlı olması nedeniyle strateji sabit hızlı yöntemler başlığı altında sunulmuştur.



Şekil 2.3. İki kanal-üç bölge duyarlıklı denetim (Çelik, 2017)

Tablo 2.1. Kasılma şiddetine göre işlevler

Bölgeler	Biseps Genliği	Triseps Genliği	İşlev
A	Orta	Düşük	Yavaş yukarı
B	Yüksek	Düşük	Hızlı yukarı
C	Yüksek	Orta	Yavaş yukarı
D	Düşük	Yüksek	Hızlı aşağı
E	Orta	Yüksek	Yavaş aşağı

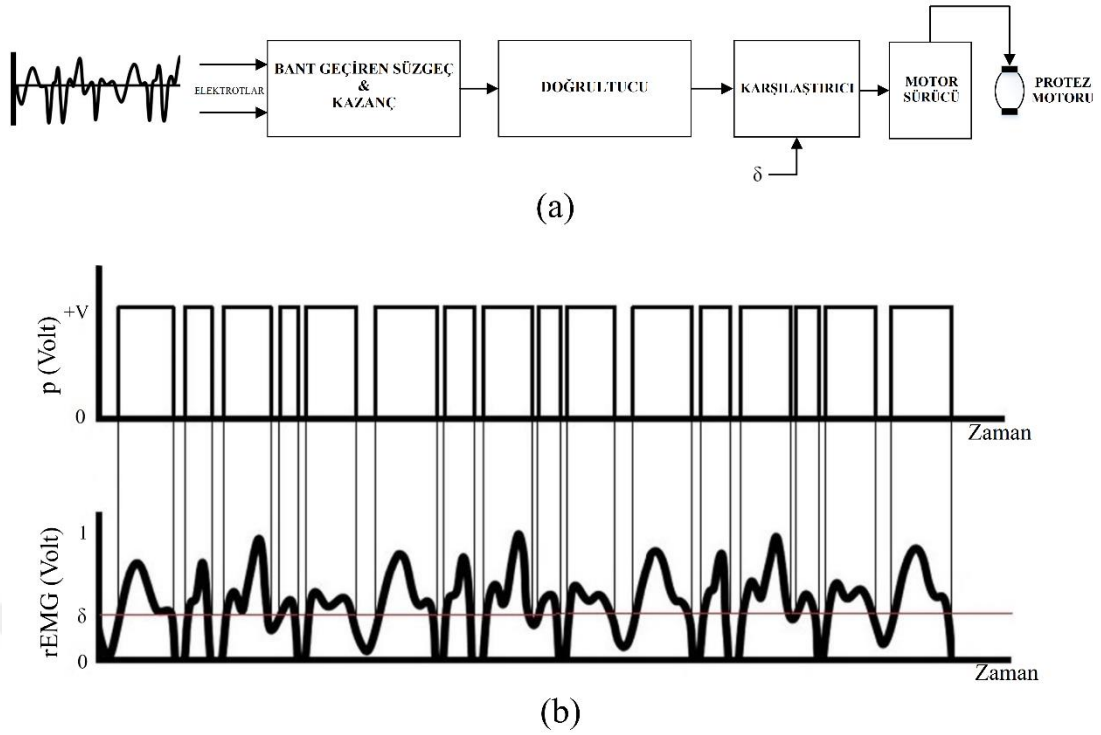
2.1.2. Değişken Hızlı Denetim Yöntemleri

2.1.2.1. Myo-Darbe Denetim Yöntemi

Myo-darbe denetim yöntemi, ticari bir protezde ilk uygulanışından bu yana denetleyici zaman gecikmesi olmayan denetim yöntemi olarak ifade edilmiştir (Farrell ve Weir, 2007). Bu yöntemde protezin hareketini sağlayan motorun hızı, denetim işaretinin darbe genişliği ve pozisyonundaki değişimle orantılı olarak değişir. Myo-darbe denetleyicisi, yEMG işaretinin mutlak genliğini önceden tanımlanmış bir eşikle karşılaştırır. Eğer yEMG işaretinin genliği belirlenen eşikten büyükse motor çalışır ve eşikten küçükse motor durur. Bu denetim yöntemi hem yazılımsal hem de donanımsal biçimde uygulanabilir. Bu çalışmada denetim işareti donanımsal olarak elde edilmiştir.

Myo-darbe denetleyici uygulanmasına ilişkin kaynaklara yansıyan bilgilerde doğrultucu katı bulunmamaktadır (Farrell ve Weir, 2008), bu nedenle tek kanal myo-darbe işaretini üretmek için iki karşılaştırıcı kullanılmalıdır. Ancak bu çalışmada bir doğrultucu katı kullanıldığından myo-darbe denetleyici çıkışını oluşturmak üzere her bir kanal çıkışında yalnızca tek bir karşılaştırıcı gerekmektedir. Bu yöntemde de eşik değer (δ) belirlenirken tek kanal-bir seviyeli denetim yönteminde anlatılan eşik belirleme kriterlerine dikkat edilmelidir. Myo-darbe denetim işaretini üreten sistemin blok diyagramı Şekil 2.4(a)'da gösterilmektedir. Şekil 2.4(b) tipik bir tek kanallı myo-darbe denetim işaretini göstermektedir. p(t), doğrultulmuş yEMG (rEMG) işaretine bağlı olarak denetleyici anahtarlama yanıtlarını gösterir. yEMG işareti eşiği aştığında denetleyici +V voltaj üretir ve eşiğin altına düştüğünde çıkış sıfır olur. p(t) ile rEMG(t) arasındaki analitik ifade denklem **(2.2)**'de verilmiştir.

$$p(t) = \begin{cases} 0 & rEMG(t) < \delta \\ +V & rEMG(t) \geq \delta \end{cases} \qquad \textbf{(2.2)}$$



Şekil 2.4. (a) Bir kanal myo-darbe denetleyicisi blok diyagramı (b) rEMG işareti girişi ve ona karşılık denetleyici tarafından üretilen çıkış işareti

Çoğu denetim yöntemi, denetim işareti üretirken kasılma kuvveti bilgisini elde etmek için yEMG işaretinin zarfını kullanır. Bu zarf işareti tipik olarak 2-5 Hz kesim sıklığına sahip alçak geçiren süzgeç tarafından üretilir (Şekil 1.11'de çıkış katında gösterildiği üzere) (Bennett ve Goldfarb, 2018). Ancak bu süzgeç elektriksel zaman sabitin nedeniyle denetim işareti üretiminde gecikmeye yol açar. Ancak myo-darbe denetiminde bu katın kullanılmaması denetim işaretinin herhangi bir gecikme olmaksızın üretilmesini sağlar.

2.1.2.2. Oransal Denetim Yöntemi

Değişken hızlı denetim yöntemlerinin protezlerde kullanımıyla birlikte, insan doğasına daha uygun ve daha kolay denetlenebilen protezler ortaya çıkmıştır. 1950'lerin ortalarında kastan elde edilen elektriksel işaretlerle orantılı bir hızda pnömatikler sürülerek protez el denetimi gerçekleştirilmiştir. Bu uygulama oransal denetimin protezlerdeki ilk uygulaması kabul edilir ve o tarihten bu yana basitliği ve gürbüzlüğü sayesinde halen en popüler denetim yöntemlerinden biri olarak akademik çalışmalarda ve ticari ürünlerde kullanılmaktadır (Fougner vd., 2012).

Protezin sürekli bir denetim girişine bağlı olarak en az bir mekanik çıkış değişkenini (örneğin kuvvet, hız, konum veya bunların herhangi bir fonksiyonu)

sürekli bir aralıkta değiştirilebilmesine oransal denetim yöntemi adı verilir ve bu kavram kontrol mühendisliği alanında kullanılan oransal denetleyici ile karıştırılmamalıdır. Yapılan bu tanım denetleyici girdisi ile denetleyici çıktısı arasındaki ilişkinin matematiksel anlamda orantılı olmasını değil, yalnızca sürekli olmasını gerekir. Bunun gerekçesi, bir kullanıcının üretebileceği denetleyici girdisini, ölçülen EMG işaretlerinin bir fonksiyonu olarak ifade etmenin nesnel olarak doğru bir yolunun olmamasıdır. Özellikle sistemin etkin işaret güçlendirme ve doygunluk sınırları, kullanıcının aşırı kas kasılması veya bilişsel yük kullanmadan tüm çıkış aralığında çıkış işaretini sürekli olarak değiştirebileceği şekilde belirlenmelidir. İnsan uzuv hareketinde torklar, hızlar, pozisyonlar ve temas kuvvetleri nöromotor sistemi tarafından istediğimiz şekilde sürekli olarak değiştirilebildiğinden, sinir sistemi yukarıdaki tanıma göre orantılı denetim yetenekleri sergiler. Bu nedenle orantılı myoelektrik denetim kavramının protez geliştirilme süreçlerinin çok başında Battye (Battye vd., 1955), Bottomley (Bottomley, 1965) ve Rothchild (Rothchild, 1965) tarafından ortaya atılması şaşırtıcı değildir. 1974 yılında Roesler (Roesler, 1974), nesnelerin hızlı bir şekilde kavranması için oransal denetimin gerekli olduğunu iddia etmiştir. Otuz yıl sonra Lovely (Lovely, 2004b), parmak hızını denetleyebilme ihtiyacının aslında ilk protez ellerdeki yavaş motorlar nedeniyle ortaya çıktığını ve mevcut protez motorları çok daha hızlı olduğundan, hız denetiminin artık kritik bir sorun olmadığı iddia etmiştir. Ancak dirseklerin hareket aralığı parmaklarla karşılaştırıldığında daha geniştir ve terminal cihazın doğru konumlandırılması için geniş aralıklarda daha hızlı, küçük aralıklarda ve ince konumlandırma gerekliliğinde ise daha yavaş hareket ettirme ihtiyacı duyulacaktır. Sonraki çalışmalarda Alley ve Sears (Alley ve Sears, 2004), oransal denetim sistemlerinin kullanıcının protez eldeki sıkıştırma kuvvetini açma-kapama denetimiyle mümkün olandan çok daha hassas bir şekilde değiştirmesine olanak tanıdığını iddia etmiştir. Her ne kadar kullanılan üst ekstremite protez cihazlarında oransal denetimin kullanılma oranları bilinmese de günümüzde tüm ticari myoelektrik denetimli protez üreticileri bu denetim yöntemini kullanıcılarına sunmaktadır.

Oransal denetim basitçe hedef kas etkinliğinin derecesine bağlı olarak protez eyleyici hızının denetlenmesi olarak açıklanabilse de bu denetimin ne şekilde yapılacağına dair açık bir bilgi akademik ya da ticari kaynaklarda paylaşılmamıştır. Dolayısıyla tıpkı aç-kapa denetiminde olduğu gibi oransal denetimde de pek çok

uygulama stratejisinden bahsedilebilir ve bu stratejilerin pek çoğu kaynaklara yansıtılmamaktadır.

Bu çalışmada oransal denetimin kullanımı şu şekilde gerçekleştirilmiştir:

- Kullanıcı ilgili kasından elde edilen yEMG işaretleri Şekil 1.11'de blok şeması verilen işlem adımlarıyla işlenmiş ve işaretin zarfı elde edilmiştir.

- Zarfı elde edilen iEMG işaretinin en büyük genlik değeri ve bir eşik değeri belirlenmiştir. Eşik değer belirlerken önceki denetim yöntemleri başlıkları altında anlatılan kriterlere dikkat edilmiştir.

- iEMG işaretinin genliğinin değer aralığı denetleyicinin üretebileceği gerilim değer aralığına haritalanmıştır.

Tezde kullanılan oransal denetim stratejisi matematiksel olarak denklem **(2.3)** ile ifade edilebilir; burada v protez elin hızını, v_{min} ve v_{mak} ise sırasıyla protez elin kullanılabilir minimum ve maksimum hızını ifade etmektedir.

$$v(t) = \begin{cases} 0 & iEMG(t) < \delta \\ \frac{v_{mak} - v_{min}}{iEMG_{mak} - \delta} \times iEMG(t) + v_{min} & iEMG_{mak} > iEMG(t) \geq \delta \\ v_{mak} & iEMG(t) > iEMG_{mak} \end{cases} \quad \textbf{(2.3)}$$

2.2. Yapay Zekâ Yöntemlerinin Protez Denetiminde Kullanımı

Üst ekstremite amputeleriyle gerçekleştirilen anketler, amputelerin myoelektrik denetimli protezlerde daha sezgisel denetim yöntemleri ve daha gelişmiş işlevsellik aradığını ortaya koymaktadır (Raichle vd., 2008). Son çalışmalar, üst ekstremite protezlerde hareketli bilek ekleminin bulunmasının günlük yaşam aktivitelerini gerçekleştirmede amputelere büyük katkı sağlayacağını göstermiştir (Bertels vd., 2009; Montagnani vd., 2015). Protezler üzerine gerçekleştirilmiş çalışmalarda bir dizi myoelektrik bilek eklemi geliştirilmiştir ve bunların birkaçı ticari olarak kullanıma girmiştir (Bajaj vd., 2015). Önceki akademik çalışmalarda da bildirildiği üzere, ek serbestlik derecelerinin kullanıcı tarafından kabul edilmesi, ek serbestlik sağlayan eklem işlevlerinin kolayca seçilebilir olmasına, minimum (veya ihmal edilebilir) gecikme gerektirmesine ve oransal hız denetimli olmasına bağlıdır (Peerdeman vd., 2011). Piyasada bulunan myoelektrik denetimli protez bilekler için mevcut iki bölgeli, sıralı denetim yöntemi şu şekilde çalışmaktadır: Tek bir eklemin hareketi (el, bilek, dirsek) tek bir EMG elektrot çifti tarafından denetlenir ve herhangi bir zamanda hangi

eklemin aktif olarak denetleneceği EMG verisi elde edilen tüm kasların ortak kasılmasıyla (co-contraction) belirlenir. Aktif olarak denetlenen eklem, eklemin hareketinden sorumlu yEMG verisinin genliğiyle orantılı hızda/kuvvetle hareket ettirilir. Kaynaklarda protezlerde bilek gibi ek eklemlerin denetimini kolaylaştırmak için, sıralı denetim dışında önerilen başka yöntemler de bulunmaktadır (Jiang, Vest-Nielsen, vd., 2012; Young vd., 2013). Örüntü tanıma tabanlı denetleyici tasarımı yaklaşımları bu yöntemlerin arasında bulunmaktadır. Bu tür yöntemler çok işlevli myoelektrik protezleri denetlemek için birden fazla yEMG kanalı kullanarak denetleyici bilgi girişini arttırmaya çalışır. Ancak bu durum da yEMG arayüzünün karmaşıklığını arttırır ve denetleyicinin başarılı denetim sunma yeteneği erişilebilir yEMG kanallarının sayısına bağımlıdır. İşlev seçme esnasında denetleyicinin karar başarımını arttırabilmek için ona kaynak sağlayan bilgi sayısını arttırma girişimlerinden birinde uzuv hareketini gerçek zamanlı olarak ölçebilen IMU sensörleri kullanılmıştır (Bennett ve Goldfarb, 2018). Çalışmada amputasyondan arta kalan omuz ekleminin hareketi ile bilek rotasyon hareketi arasındaki sinerji (kinematik ilişki) araştırılmış ve bu ilişki anlamlı bulunmuştur. Bunun sonucunda da kullanıcının omuz hareketinin IMU sensörüyle gerçek zamanlı ölçümüyle bilek döndürme hareketinin denetlenebileceği gösterilmiştir.

Orta düzeydeki kanıtlar, sezgisel protez denetimini iyileştirmek için birden fazla denetim stratejisinin uygulanması gerekebileceğini göstermektedir. Sezgisel denetim stratejileri daha az görsel dikkat gerektirmeli, en az iki eklemin koordineli hareketine izin vermeli ve her bir protez kullanıcısı için bağımsız biçimde değerlendirilmelidir (S. Carey vd., 2017). Uzmanlara göre, myoelektrik denetimli protez denetiminde kullanıcıya eklem konumu, hareket hızı ve kavrama kuvveti ile ilgili çok az geri bildirim veya bilgi sunulmaktadır (Uellendahl, 2000; Wright vd., 1995; Zlotolow ve Kozin, 2012). Williams (Williams, 2011), kullanıcıların nihayetinde protezlerini nasıl denetleyeceklerini düşünmek zorunda kalmamaları gerektiğini belirtmektedir. Myoelektrik denetimli protez kullanıcıları için dokunsal ve termal geri bildirim sunun bazı çalışmalar bulunmaktadır (Zlotolow ve Kozin, 2012). Hem vücut tahrikli hem de myoelektrik denetimli protez kullanıcıları bilek eklem hareketi yetisine, daha az görsel dikkat gerektiren gelişmiş denetim algoritmalarına ve iki eklemin eşgüdümlü çalışabilmesi konularına öncelik vermektedir (Atkins vd., 1996).

2.2.1. Sınıflandırma Tabanlı Uygulamalar

Amputasyondan geri kalan artık kaslardan kaydedilen yEMG işaretleri nöromüsküler aktivite hakkında yeterli bilgi içerdiğinden, elektrikle çalışan el protez denetiminde giriş kaynağı olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Uzun bir süre çok işlevli myoelektrik protez denetimiyle ilgili çalışmalarda örüntü tanıma tabanlı yaklaşımlara odaklanılmış ve sınıflandırma doğruluğunun ve ayırt edilecek EMG örüntülerinin sayısının artırılmasında önemli ilerlemeler kaydedilmiştir (Jiang, Vest-Nielsen, vd., 2012; Scheme ve Englehart, 2011). Özellikle, örüntü tanıma tekniklerinin mevcut son durumuyla, sağlam uzuvlu denekler için %95'in üzerinde bir doğrulukla (Hargrove vd., 2007; Scheme ve Englehart, 2011) ve amputeler için %80 ila %90 arasında değişen bir doğrulukla (Ajiboye ve Weir, 2005; Li vd., 2010; Sebelius vd., 2005) farklı bilek/el kasılmalarını (en az dört işlev) ayırt etmek mümkündür. Ancak mükemmel sınıflandırma performansına rağmen, bir seferde yalnızca bir işlevin (serbestlik derecesi (DoF)) denetlenebilir olması örüntü tanıma tabanlı myoelektrik protezlerin pratik kullanımı için çok önemli bir eksikliktir.

Günümüz yEMG denetimli protezleri en genel şekilde örüntü tanıma tabanlı denetleyici kullanan ve kullanmayan olarak ikiye ayrılabilir (Madusanka vd., 2015). Örüntü tanıma yöntemi, eğitim esnasında alınan bir dizi örnekten belirli özniteliklerin elde edilmesi ve bu sayede bu özniteliklerden çeşitli denetim komutlarının sınıflandırılarak elde edilmesidir. Bu da sistemin öncelikle çevrimdışı (offline) eğitildiği ve eğitim sonrasında elde edilen sistemin değişmeden sürekli biçimde kullanıldığı (adaptif olmadığı) anlamını taşır (Pilarski vd., 2013). Örüntü tanıma tabanlı denetim sistemi eğitim esnasında elde edilen örüntüleri temel alır. Elektrot kayması, kas yorulmaları, terleme vb. nedenlerle sürekli değişkenlik gösteren yEMG işaretleri nedeniyle işaretler ile örüntüler arası ilişki yüksek başarımla elde edilemez (Vujaklija vd., 2016). Bu sorun günümüz örüntü tanıma tabanlı denetleticilerinin geliştirilmesi konusunda aşılması gereken en büyük engellerden biridir. Akademik alanda elde edilen çalışmalar sonucunda Northwestern Üniversitesi Chicago Rehabilitasyon Enstitüsü (Shirley Ryan Ability-Lab) tarafından 2018 yılında ticari olarak ilk örüntü tanıma tabanlı protez satışa sunulmuştur (Coapt LLC®).

2.2.2. Regresyon Tabanlı Uygulamalar

Son zamanlarda myoelektrik denetimli protezlerde çok işlevli ve birden çok eklemi eş zamanlı biçimde denetleyebilen denetim yöntemi tasarlayabilmek için yapay zekâ yöntemleri sıklıkla uygulanmaktadır (Bennett ve Goldfarb, 2018; G. Huang vd., 2018; Smith vd., 2016). Kaynaklarda myoelektrik denetimli protezlerde yapay zekâ yöntemlerinin kullanımına ilişkin bir inceleme Web of Science üzerinde gerçekleştirilmiş ve konuyla alakalı yaklaşık 1195 çalışma bulunmuştur. Bu çalışmaların pek çoğu sınıflandırıcı tabanlı metodolojileri kullanarak çok işlevli protez denetleyici tasarımını içeren çalışmalardır.

Protez denetimi çalışmalarının kilit noktalarından biri yEMG özniteliklerini kullanarak uzuv hareketlerini veya kullanıcı yorgunluğunu (yorgun ya da yorgun değil gibi) belirleyen sınıflandırma çalışmalarıdır (Hwang vd., 2014). Bu çalışmalarda çok katmanlı algılayıcı sinir ağları (MLP) (Chu vd., 2006; Ortiz-Catalan vd., 2014), adaptif nöro-bulanık girişim ağları (ANFIS) (Khezri ve Jahed, 2011), destek vektör makineleri (SVM) (Lucas vd., 2008; Matsubara ve Morimoto, 2013) gibi pek çok sınıflandırıcı kullanılmış ve sınıflandırma doğrulukları genellikle %90'ın üzerinde bulunmuştur. Sınıflandırma başarımının yüksekliğine rağmen sınıflandırıcı tabanlı denetim sistemlerinin protezlerde kullanımının düşüklüğü (Lock, 2005), günlük kullanım yerine laboratuvar çalışmalarında başarımların daha da yükseltilmesi için efor sarfetmenin gerekli olmadığını göstermektedir (Jiang, Dosen, vd., 2012a).

Sınıflandırma tabanlı protez denetleyicileri kullanıcının taleplerine göre istenen hareketleri ayrık bir biçimde gerçekleştirebildiğinden insan uzuv kinematiğini doğru ve sürekli bir biçimde kopyalama yetenekleri oldukça sınırlıdır. Kullanıcıdan elde edilen yEMG işaretleri yardımıyla insan uzuvlarının kinematik modellenmesi ve protez hız, konum ve kuvvet gibi değişkenlerinin sürekli olarak denetlenmesi, protez denetimi için daha insansı bir yaklaşımdır (Hwang vd., 2014). Kaynaklarda bu tezde gerçekleştirilen regresyon tabanlı uygulamaya benzer çok az sayıda çalışmaya rastlanmıştır.

Pan vd. (Pan vd., 2013), iki serbestlik derecesinde hareket eden bilateral bilek hareketleri ile unilateral bilek kinematiklerinin 4 kanallı yEMG işaretlerinden (bilek fleksiyonu/ekstensiyonu ve radyal/ulnar sapması) tahmin etmek için 5. dereceden bir durum uzayı modeli önermiştir. Sonuçlar, doğrusal bir durum uzayı modeli ve nispeten az sayıda yEMG işareti ile el bileği radyal/ulnar sapma ve fleksiyon/ekstensiyon

hareketleri için iyi bir tahmin başarımı elde edebileceğini göstermiştir (R^2 değerleri sırasıyla 0,794 ve 0,885'tir).

Ameri vd. (Ameri vd., 2012), unilateral transradyal amputeler için regresyon tabanlı uygulamalarda konum ve kuvvet değişkenlerinin tahmin başarımlarını araştırmıştır. Çalışmada sınırlı sayıda veri ve sınırlı sayıda kestirim yöntemi kullanılmıştır. Hem konum hem de kuvvet değişkenleri gizli katmanında beş düğüm bulunan yapay sinir ağları ile tahmin edilmeye çalışılmıştır. Çalışma sonucunda kuvvet değişkeninin tahmininde (R^2 değeri 0,84) konum değişkeninin tahminine göre (R^2 değeri 0,57) nispeten daha yüksek doğruluk elde edilmiştir.

Mucelli vd. (Muceli ve Farina, 2012), birden fazla serbestlik derecesinin oransal ve eşzamanlı denetimi için önkol kaslarından elde edilen yEMG işaretlerinden bilek kinematiğini tahmin etmek için bir yöntem önermiştir. Yaklaşım, serbest uzayda aynalanmış bilateral hareketler sırasında her iki uzvun el kinematiği ve yEMG işaretlerinin eşzamanlı tespitine dayanmaktadır. Çalışmada kontra-lateral (karşı taraftaki) ve ipsi-lateral (aynı taraftaki) el konumları bir yapay sinir ağı kullanılarak tahmin edilmeye çalışılmıştır. Çalışmada 80 yEMG kanalı içeren yüksek yoğunluklu yEMG sensörleri kullanılmıştır. Her EMG kanalından elde edilen yEMG işaretlerinin zarfları ağlara giriş olarak uygulanmıştır ve gizli katman düğüm sayıları 1 ile 6 arasında değiştirilerek sonuçlar karşılaştırılmıştır. Çalışmada ipsi-lateral bileğin fleksiyon/ekstensiyon açıları %82,7, radyal/ulnar sapma açıları ise %75 başarımla tahmin edilmiştir.

Raj vd. (Raj vd., 2016), yEMG işaretlerinden dirsek kinematiklerini tahmin ederek PID denetleyicisi kullanarak dirsek konumunu kapalı çevrimde denetlemeye çalışan çok katmanlı algılayıcı sinir ağı (ÇKASA) tabanlı bir yöntem kullanmıştır. yEMG işaretleri denek ön kol fleksiyon ve ekstensiyon hareketi gerçekleştirirken deneğin biseps ve triseps brachi kaslarından elde edilmiştir. Çalışmada veri bölütlemesi sabit pencere uzunluğu (250ms) ile gerçekleştirilmiş ve elde edilen tahmini açı değerleri çıkışları bir PID denetleyicisinin girişini oluşturarak simülasyon yardımıyla kol açısının kapalı çevrimde denetimi gerçekleştirilmeye çalışılmıştır.

Dirsek kinematiğini tahmin etmek için çok sayıda parametreye ve doğrusal olmayan denklemlere sahip karmaşık Hill tabanlı kas modeli, Ding vd. (Ding vd., 2011) ve Han vd. (Han vd., 2015) tarafından kullanılmış ve bu çalışmalarda sırasıyla ortalama 0,876 ve 0,99 R^2 değerindeki başarımlar elde edilmiştir.

Kaynaklarda elde edilen sonuçlara göre yukarıda özetlenen çalışmalar ile birlikte insan önkol kinematiği ile yEMG işareti arasındaki ilişkileri inceleyen çalışmalar Tablo 2.2'de özetlenmiştir.

Tablo 2.2. Kaynaklarda insan önkolu ile yEMG işareti arasındaki ilişkileri inceleyen bazı çalışmalara ait bilgiler

Yayın	Kanal Sayısı	Yöntem	Başarım (R^2)	Denek Sayısı	Hareket	Ek Bilgi
(Pan vd., 2013)	4	5.Derece Durum Uzayı	US/RS: 0.794 BF/BE:0.885	3 Sağlıklı	BF/BE US/RS	-Pencere uzunluğu: ? -Öznitelik: iEMG
(Ameri vd., 2012)	7	MLPNN	BF/BE:0.85 US/RS: 0.72 ÖS/ÖP: 0.65	2 Sağlıklı	BF/BE US/RS ÖS/ÖP	- Pencere uzunluğu: 200ms - Düğüm sayısı: 5 - Öznitelik: RMS, ZC, MAV, WL
(Muceli ve Farina, 2012)	80	ANN	BF/BE:0.885 US/RS: 0.793 ÖS/ÖP:0.835	6 Sağlıklı	BF/BE US/RS ÖS/ÖP	-HD yEMG sensörleri -Öznitelik: iEMG -Düğüm sayısı: 6
(Raj vd., 2016)	2	MLP-NARX	Derece: 0.97 Hız: 0.8	30 Sağlıklı	BF-DE	-Pencere uzunluğu: 250ms -Öznitelik: IEMG, ZC
(Raj ve Sivananda n, 2017)	1	MLP-NARX, Elman NN-NARX, ANFIS-NARX	MLP+NARX Derece: 0.9923 Elman NN+NARX Derece: 0.9892 ANFIS+NARX Derece: 0.9972	4 Sağlıklı	BF-DE	-Pencere uzunluğu: 250ms -Öznitelik: IEMG, ZC -Gecikme: 3 -Düğüm sayısı: 25
(Ding vd., 2011)	1	Hill-Tabanlı Kas Modeli	Derece: 0.99 Hız: 0.876	1 Sağlıklı	BF-DE	-Pencere uzunluğu: 128ms -Öznitelik: EMG, IAV, WL
(G. Huang vd., 2018)	6	GMM ve MLP, MLR, SVR	GMM+MLP Derece: 0.8377 GMM+MLR Derece: 0.8199 GMM+SVR Derece: 0.835	8 Sağlıklı	BF/BE US/RS	-Pencere uzunluğu: 100ms -Öznitelik: MAV, WL, ZC, SSC, log(MAV), log(WL)
Tang et al., 2018	6	SVR	Derece: 0.9203	13 Sağlıklı	BF/DE	- Pencere uzunluğu: 50ms -Öznitelik: RMS, ZC, MAV, WL

GMM: Gaussian Mixture Modelling, MLR: Multivariate Linear Regression, SVR: Support Vector Regression, BF: bilek fleksiyon, BE: bilek ekstensiyon, US:ulnar sapma, RS: radyal sapma, DF:dirsek fleksiyon, DE:dirsek ekstensiyon, PF: parmak fleksiyon, PE: parmak ekstensiyon, ÖS: önkol supinasyon, ÖP: önkol pronasyon, IAV: mutlak değerin integrali, WL: dalga boyu, IEMG: EMG integrali, ZC: sıfır geçiş, MAV: ortalama mutlak değer, SSC: eğim değişimi

2.3. Protez Kullanıcısının Eğitiminde Simülatör Kullanımı

Ampute bireylere myoelektrik protezleri kullanabilmeleri için rehabilitasyon uzmanları tarafından verilen eğitimlerin başarımları, hastaların protez kabullerinde en önemli etkenlerden biridir (Ballance vd., 1989; Crone, 1986). Çalışmalarda uzmanları tarafından doğru bir biçimde verilen eğitimin protez kabul eden ampute sayısını iki katına çıkardığı bildirilmiştir (Stein ve Walley, 1983). Kaynaklarda video tabanlı ya da uzaktan nesne denetimli olacak şekilde kullanıcı etkileşimini içeren farklı protez rehabilitasyon uygulama yaklaşımları bulunmaktadır (Lamounier vd., 2005; Tabor vd., 2017). Clingman vd. (Clingman ve Pidcoe, 2014) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, yEMG işaretleriyle uzaktan denetlenen bir oyuncak araba oyunu ile rehabilitasyon gerçekleştirilmiştir ve önerilen yöntemin iyi sonuçlar verdiği bildirmiştir. Ticari myoelektrik denetimli protez üreten firmalar da kullanıcılarının protezlerine adaptasyonları arttırabilmek için rehabilitasyon süreçlerini kolaylaştıracak ve daha etkin hale getirecek farklı ürünler geliştirmeye devam etmektedir. Otto Bock firması tarafından geliştirilen Myo-Boy simülatörüne ve Touch Bionics firması tarafından geliştirilen Virtu-Limb simülatörüne ait görseller Şekil 2.5'te verilmiştir.

(a) (b)

Şekil 2.5. Ticari protez simülatörlerine ait görseller (a) Otto Bock-MyoBock®, (b) Touch Bionics-VirtuLimb®

Ticari ya da akademik çalışmalarda üretilen hiçbir protez doğrudan ampute tarafından kullanılabilecek yapıda (tak-kullan) değildir (Cinal vd., 2016). Öncelikle kullanıcıda protezi denetleyecek yEMG işaretlerini üretebilecek kas bölgelerinin varlığı ve bu kasların ürettiği işaretlerin kalitesi incelenmelidir. Eğer uygun kas grubu ve protezi denetleyebilecek kalitede yEMG işaretlerine ulaşılabilmişse, elde edilen işaretin işlenmesi ve kuvvetlendirilmesi için uygun eşik ve kazanç değerlerinin

belirlenmesi gerekmektedir. Bu aşamadan sonra, günümüz ticari myoelektrik protezlerinde farklı denetim yöntemleri kullanıcıya sunulabildiğinden, kullanıcıdan farklı görevler ya da işlevler gerçekleştirirken hangi denetim yönteminin onun için daha konforlu olduğunu belirlemesi istenir. Seçilen tüm ön ayarlar ile kullanıcının bir süre protez ile günlük yaşamına devam etmesi istenir ve daha sonra alınan geri bildirimler ile ayarlar değişen koşullara göre sürekli güncellenir. Anlatılan tüm bu işlemlerin ampute hakkında daha sonraki süreçlerde veri sunabilmesi ve gelişmenin devam edebilmesi için raporlanması gerekmektedir. Dolayısıyla rehabilitasyon sürecinin etkin biçimde geçirilmesi için maliyeti etkin (hastanın bulunduğu konuma kolay biçimde taşınabilecek ve maliyetli protez bileşenlerine ihtiyaç gerektirmeyecek) ve kullanıcının proteze adaptasyonunu ve kullanım konforunu sürekli arttırmak için tasarlanmış bir ürünün gerekliliği bulunmaktadır. Bu amaçla bu çalışmada da ticari örneklerine benzer bir protez simülatörünün tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Bu tezde yeni versiyonu gerçekleştirilen simülatör uygulamasının ilk versiyonları Tepe (Tepe, 2014) tarafından gerçekleştirilen doktora tezinde ve Cinal vd. (Cinal vd., 2016) tarafından gerçekleştirilen yayında gösterilmiştir. Her iki tasarım da açık kaynak kodlu ve Python yazılım dilini ile entegre biçimde çalışabilen Blender 3D modelleme programı ile gerçekleştirilmiştir. Bu tasarımların son versiyonlarında kullanıcıdan alınan iki kanal yEMG işaretleri ile programdaki sanal elin sabit hızda aç-kapa hareketi gerçek zamanlı biçimde denetlenmektedir. Gerçek zamanlı yEMG verileri simülatör ekranında çizdirilip kaydedilebilirken aynı zamanda daha önceden oluşturulmuş yEMG veri dosyalarıyla da sanal el hareketi gerçekleştirilebilmektedir.

Bu tezde sunulan simülatörün önceki versiyonlarında, simülatörlerdeki sanal el hareketi (açılma ya da kapanma) yalnızca ilgili yEMG verisinin eşik değeri aşmasıyla sabit hızda gerçekleşmektedir. Oysa ki günümüz myoelektrik denetimli protez ellerin hemen hepsi kullanıcılarına oransal denetimi bir seçenek olarak sunmaktadır. Oransal denetim yönteminde işlenmiş yEMG işaretinin zarfının genliğiyle ilişkili biçimde protez eklem hızları denetlendiğinden, simülatörde kullanılan sanal el de temsil ettiği yapıdaki gibi değişken hızlı hareket etme yeteneğine sahip olmalıdır. Sanal bir cismi temsil ettiği gerçek bir cisim gibi hareket ettirebilmek için öncelikle o cisim kinematiğinin matematiksel modelinin elde edilmesi gerekmektedir. Böylece eş girişler için hem gerçek hem de sanal cisimlerin benzer hareket çıktıları oluşturması beklenir. Bu amaçla bu çalışmada da ticari bir protez elin matematiksel modeli elde

edilmiş ve ardından bu model sanal el modeline yerleştirilmiştir.

3. UYGULAMALAR

3.1. Protez Denetim Yöntemlerinin Karşılaştırması Uygulaması

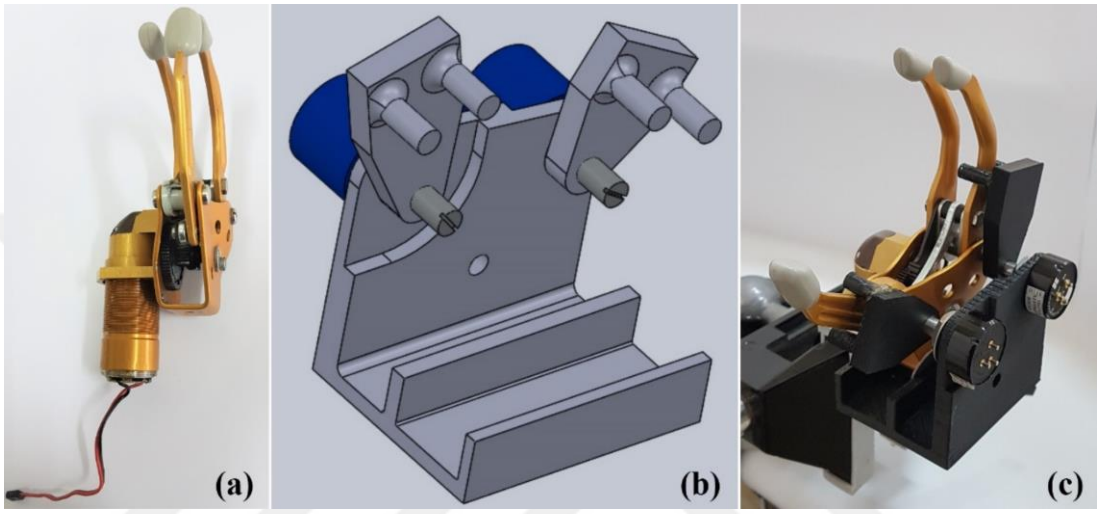
3.1.1. Veri Eldesi ve Deneysel Düzenek Tasarımı

İstatistiksel olarak güvenilir bir deney (tek yönlü ANOVA, p-değeri<0.05, güç (1-β)>0.8 ve büyük etki büyüklüğü (>0.4)) sağlamak için örneklem büyüklüğü 22 olarak belirlenmiştir. En büyük kasılma şiddeti kişiye göre değişkenlik gösterdiğinden çalışmada ortaya konan oransal denetleyici tasarımı kişiye özel olarak gerçekleştirilmelidir. Çalışma için 30 yaşında ve sağlıklı erkek denekten 30 kayıt alınmıştır.

Deneyde kullanılan protokol üç saniye sürmüştür. Denek bir sandalyeye kolunu sandalye kolçaklarına rahat bir biçimde dayayarak oturmuştur. Denekten "aç" komutu ile birlikte bilek ekstensiyon hareketi yapması istenmiştir. Şekil 3.1'de, veri toplama sırasında denek tarafından gerçekleştirilen bilek ekstensiyon hareketi ve ekstensor digitorium kasına yerleştirilmiş elektrotlar gösterilmiştir. Veriler farklı kasılma şiddeti seviyeleri için tek kanallı olarak kaydedilmiştir. Saniyede 1000 örnekle (1 kHz) 30 yEMG kaydı yapılmıştır. yEMG işaretleri 20-450 Hz bant geçiren bir süzgeçten geçirilmiş, ardından doğrultucuya uygulanarak doğrultulmuştur. Doğrultma işleminden sonra elde edilen işaret (rEMG) myo-darbe denetleyicisi için hazır hale gelir. Doğrultulmuş işaret 2 Hz kesim sıklığına sahip bir alçak geçiren süzgeçten geçirilmiş ve aç-kapa ile oransal denetleyicilere uygulanmıştır. Zarfı alınan işaretten kararsız kasılmanın neden olduğu işaretler ve gürültüleri ayırmak için işarete eşikleme uygulanmıştır. Tüm denetim yöntemlerinde karşılaştırma için aynı eşik değeri olan 100 mV kullanılmıştır.

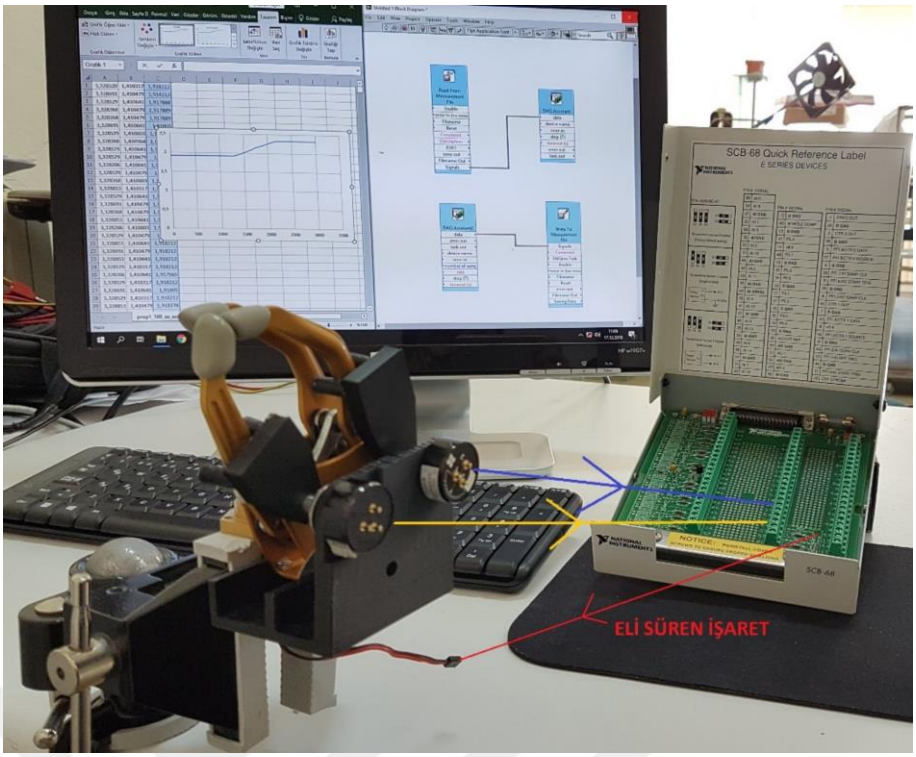
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan bilek ekstensiyon hareketi ve yEMG kaydı yapılan bölge

Çalışmada Otto Bock firmasına ait ticari bir protez el kullanılmıştır (Şekil 3.2(a)). Protez elin parmaklarının açılma açısını belirlemek amacıyla Şekil 3.2(b)'de gösterildiği şekilde iki potansiyometreli parmak eklemleri içeren bir ölçüm aparatı 3D baskı yöntemleri kullanarak tasarlanmıştır. Şekil 3.2(c)'de ölçüm cihazına monte edilmiş ticari protez el gösterilmektedir. Protez el tam açıldığında, protezde parmakları temsil eden iki eklem arasındaki mesafe 100 mm'dir. Protez el bir DC motor tarafından açılıp kapatılmaktadır.



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan protez el ve ölçüm aparatı (a) ticari protez el, (b) 3D baskı teknolojisi ile üretilmiş ölçüm aparatı, (c) ölçüm aparatının protez ele yerleştirilmiş görseli

Veri eldesi National Instruments firmasına ait veri alım kartı (DAQ) ile gerçekleştirilmiş, veri alım protokolü ve veri kayıt süreçleri bilgisayar üzerinden LabView programı aracılığıyla yönetilmiştir. Kas test cihazı ile kaydedilmiş veriler daha önce anlatıldığı şekilde işlenerek bu işaretlerden üç farklı denetim yöntemi için (aç-kapa, myo-darbe ve oransal denetim) denetim işaretleri oluşturulmuştur. Protez ele yerleştirilen ölçüm aparatında bulunan iki sonsuz turlu potansiyometre, protez eklemlerinin konum değişimini gerilim değerlerine çevirmektedir. Bu gerilimler veri alım kartı aracılığıyla kaydedilmiştir. Deney düzeneğine ait görsel, Şekil 3.3'te paylaşılmıştır.



Şekil 3.3. Deney düzeneğine ait görsel

3.2. Regresyon-Tabanlı El/Bilek Konum Kestirimi Uygulaması

3.2.1. Deneysel Düzenek ve Veri Alımı

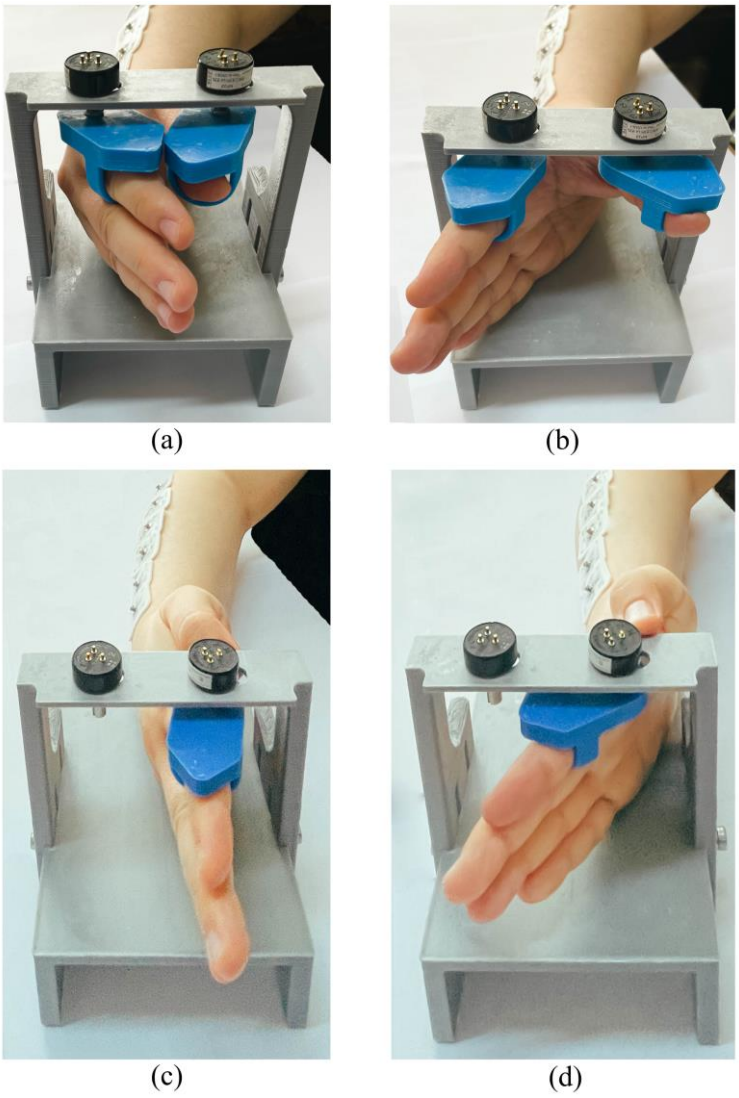
Deneye sağlıklı 30-35 yaş aralığında iki erkek denek katılmıştır. yEMG ve el/bilek açı verileri, deneğin baskın eli ile gerçekleştirdiği 60 hareket tekrarında ve her bir elektrot yerleşiminden kaydedilmiştir. Deneklere deney hakkında bilgilendirmeler yapılmış ve onam alınmıştır; prosedürler Helsinki Bildirgesi ile uyumludur. Denekten sandalyeye oturması ve kollarını rahat bir biçimde sandalye kolçaklarına koyması istenmiştir. Ardından denekler baskın el parmaklarını veri toplama için özel tasarlanmış aparata yerleştirmişlerdir ve deneklerden önce el açma daha sonra da bilek ekstensiyon hareketlerini yapması istenmiştir.

Şekil 3.4'te veri toplama sırasında denek tarafından gerçekleştirilen el açma ve bilek ekstensiyon hareketi ve Şekil 3.5'te ön kol kasları üzerine yerleştirilen üç kanallı elektrotlar (ekstensor karpi ulnaris ve ekstensor digitorum boyunca) gösterilmektedir. yEMG verileri, denek düzenli olmayan hızlarıda hareketleri gerçekleştirirken her üç kanal için de kaydedilmiştir.

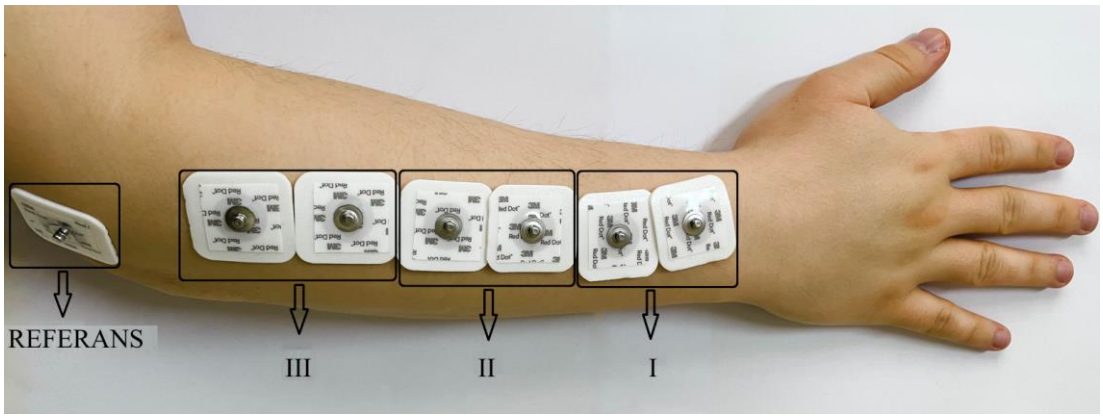
yEMG kayıtları MEGA ME3000 kas test cihazı ile saniyede 1000 örnekleme hızında gerçekleştirilmiştir. Kaydedilen işaretler 20-500 Hz sıfır fazlı sayısal bant

geçiren süzgeçten geçirilmiştir (C. J. De Luca vd., 2010). Daha sonra işaretin mutlak değeri elde edilerek negatif alternans çıkarılmış ve elde edilen işaret, işaretin zarfını elde etmek için sayısal sıfır fazlı 5 Hz alçak geçiren süzgeçten geçirilmiştir (Bennett ve Goldfarb, 2018).

Protez elin konumunu kaydetmek için LabView programı ve veri toplama (DAQ) kartı (National Instruments SCB-68) kullanılmıştır. 3D baskı teknolojisiyle tasarlanıp üretilmiş veri alma aparatı, baş parmak ve diğer 4 parmak konumunu ya da bilek konumunu belirlemek için iki hassas potansiyometre (Şekil 3.4'te gösterilmiştir) içerir.



Şekil 3.4. Deneyde gerçekleştirilen el/bilek hareketleri (a) el doğal pozisyonda iken (b) el açılma, (c) bilek doğal pozisyonda iken, (d) bilek ekstensiyon



Şekil 3.5. Üç kanal elektrot yerleşim bölgeleri

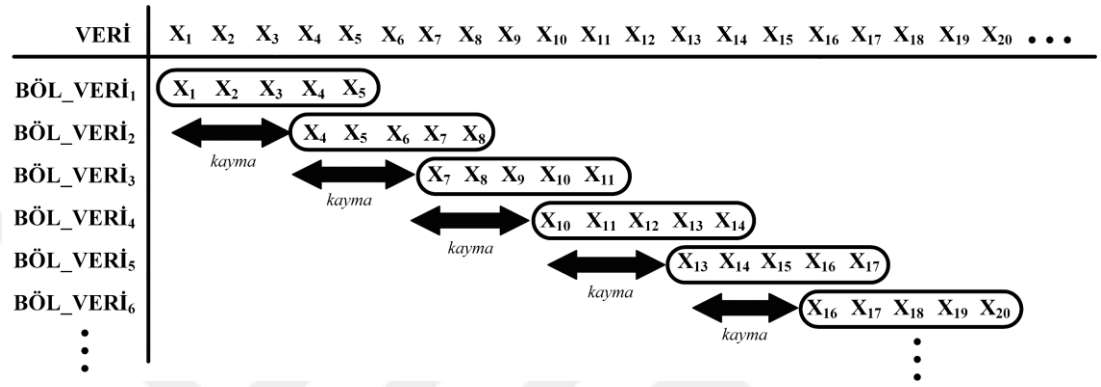
3.2.2. Veri Bölütlemesi

Kaydedilen yEMG verileri bir önceki bölümde anlatıldığı şekilde işlendikten sonra veri bölütlemesi aşamasında öznitelik çıkarımı için bölütlere ayrılır. Regresyon, sınıflandırma vb. hangi amaç için bölütleme gerçekleştiriliyor olursa olsun, bölüt uzunluğunun büyümesi ile tasarlanan modelin başarımı artarken cevap süresi uzamaktadır. Dolayısıyla bölüt uzunluğuna bağlı olarak model başarımı ile cevap süresi arasında bir ödünleşim (trade-off) bulunur. Bölüt uzunluğunun kısa olması özniteliklerin sapma ve varyanstan (bias-variance) etkilenen tahminlere neden olmasına, uzun bölüt uzunluğu ise yüksek hesaplama yüküne neden olabilir (Oskoei ve Hu, 2008).

Kaynaklarda sınıflandırma çalışmalarında farklı bölütleme uzunluklarının model başarımlarına katkıları incelenmiştir. Son olarak Englehart vd. (Englehart ve Hudgins, 2003), optimum uzunluğun kullanılan işlemcinin işlem süresi (özellikle zaman eksenli öznitelikler kullanıldığında bu süre 10ms altındadır) ile protezin konforlu kullanımı için kaynaklarda belirlenmiş en büyük gecikme süresi olan 300 ms arasında olması gerektiğini belirtmiştir. Tezde gerçekleştirilen regresyon tabanlı uygulamada optimum bölütleme uzunluğunu belirlemek için ve farklı bölütleme uzunluklarının model başarımına etkilerini görebilmek için 10ms, 20ms, 50ms ve 100ms olmak üzere 4 farklı bölütleme uzunluğu kullanılmıştır.

Veri pencerelemede sabit (adjacent) ya da örtüşmeli (overlapped) olmak üzere iki farklı yöntem kullanılmaktadır. Sabit pencereleme yönteminde her bir veri örneği yalnızca bir pencerenin içerisinde bulunur ve her bir pencere yalnızca bir çıktı oluşturur. Örtüşmeli pencereleme yönteminde, bir pencere bir önceki pencere

bitmeden önce başlar, bir pencere bir önceki pencerenin üzerinde kayar ve her pencerenin başlangıcı arasındaki süreye (kayma) bağlı olarak daha sık çıktı değerleri üretir (bkz. Şekil 3.6). Bu çalışmada, optimum pencereleme değerini belirlemek için 4 farklı adım süresi için 1 ms, 5 ms, 10 ms, 20 ms veriler pencerelenmiştir. Mevcut uygulamanın sonraki aşamalarda gerçek zamanlı olarak çalışması istendiğinden çok daha kısa sürelerde modelin çıktı üretmesini sağlayan örtüşmeli pencereleme yöntemi bu çalışmada tercih edilmiştir.



Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan bölütleme ve örtüşmeli pencereleme yöntemlerini açıklayan bir görsel

3.2.3. Öznitelik Çıkartımı

İşaret genliğine dayalı zaman ekseni öznitelikleri göreceli hesaplama kolaylıkları nedeniyle myoelektrik denetimdeki sınıflandırma uygulamalarında sıklıkla kullanılır. yEMG işareti sıfır ortalamalı stokastik bir işaret olarak kabul edilirse işaretin genliği işaretin zamanla değişen standart sapması olarak tanımlanabilir ve bu da aktif motor birimlerinin sayısı ve yoğunluğuyla orantılıdır (Asghari Oskoei ve Hu, 2007). Gelecek çalışmalarda kullanılmak üzere, gerçek zamanlı biçimde uygulanabilecek düşük hesaplama yüküne sahip ancak yüksek performanslı bir model tasarlanmak istendiğinden bu uygulamada da işaret genliği tabanlı bir zaman ekseni özniteliği kullanılmıştır.

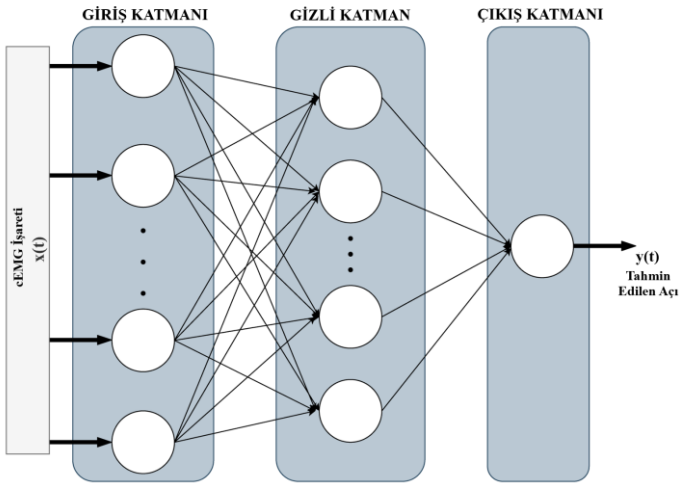
Her ne kadar yEMG işareti birçok farklı bilgi içerse de protez uygulamaları için tipik olarak yalnızca kasın aktif olup olmadığı ve/veya kas kasılmasının yoğunluğu hakkında elde edilecek bilgi yeterlidir. İşlenmiş yEMG işarti zarfı bahsi geçen bu nedenler nedeniyle sıklıkla protez uygulamalarında tercih edilir. Kasılma yoğunluğu belirlemek için birçok farklı yöntem kullanılmış olsa da bu yöntemlerin çoğu gerçek zamanlı uygulamalar için uygun değildir (Esposito vd., 2023). İşlenmiş ve doğrultulmuş yEMG işaretini köşe sıklığı 2-10 Hz olan bir alçak geçiren süzgeçten

geçirerek işaretin zarfı kolayca elde edilebilir. Elde edilen bu zarf işareti bazı kaynaklarda yEMG işaretinin doğrusal zarfı olarak tanımlanır (Basmajian, 1979). Bununla birlikte iEMG işareti, kök ortalama kare (root mean square) hesaplama yöntemleri kullanılarak da ifade edilebilir ancak bu yöntem hesaplama açısından daha karmaşıktır ve kullanılan hesaplama birimine ekstra yük bindirir (Barzilay ve Wolf, 2011).

3.2.4. Çok Katmanlı Algılayıcı (Multilayer Perceptron)

Çok Katmanlı Algılayıcı (ÇKA), doğrulama yoluyla eğitime ve gradyan değeri azaltmasına dayalı bir optimizasyon algoritmasına tabi tutulan yapay sinir ağı modelidir. Yapay sinir ağları, doğrusal ilişkilerin yanı sıra doğrusal olmayan ilişkileri de temsil edebilme ve belirtilen ilişkiler hakkında verilerden doğrudan bilgi çıkartma avantajına sahiptir. Denetim sistemleri için zorlu bir ister olan gerçek zamanlı uygulanabilirliğin bu tezde önerilen yöntemler için de sağlanması beklenmektedir (Asghari Oskoei ve Hu, 2007). Uygulamada kullanılan çok katmanlı algılayıcı sinir ağının (ÇKASA) yapısı Şekil 3.7'de gösterilmiştir. Bölütleme aşamasında kullanılan pencere uzunluğu ÇKASA'nın giriş katmanının boyutunu belirler.

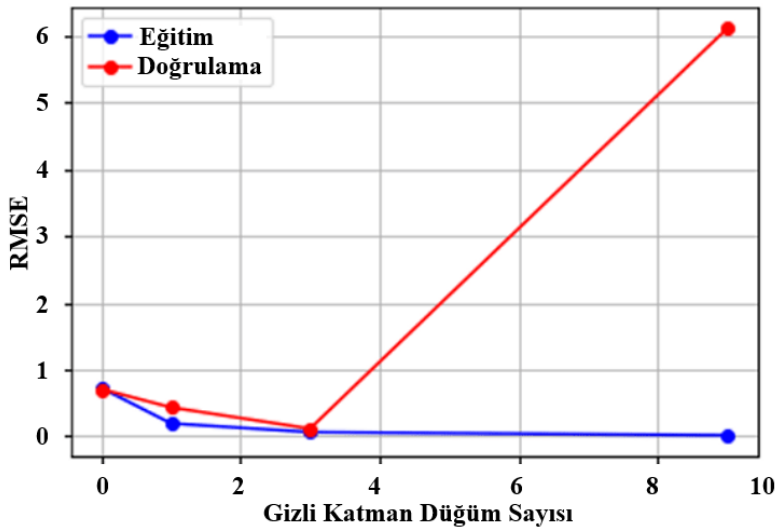
ÇKASA hesaplama döngüsü süresi giriş veri setinin boyutuna ve gizli katman düğümlerinin sayısına bağlıdır. Bu nedenle, ağın gerçek zamanlı uygulanma ihtimalini araştırmak ve başarıma etkilerini ortaya çıkarmak için farklı pencere boyutu (10ms, 20ms, 50ms ve 100ms) ve kayma süreleri (1ms, 5ms, 10ms ve 20ms) kullanılmıştır. Bu değerlerin her bir kombinasyonu için ayrı bir ÇKASA modeli kullanılarak eğitilmiştir.



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan ÇKASA yapısına ait genelleştirilmiş bir görüntü

Ağların gizli katmanındaki optimum düğüm sayısı deneme yanılma tabanlı bir algoritma kullanılarak bulunmuştur. Her bir ağın eğitim ve doğrulama aşamasında, ağdaki her bir düğüm sayısı için RMSE (Root Mean Square Error (ortalama karekök hata)) değeri hesaplanmış ve ağ verilere aşırı uyum sağlamadan (overfitting) minimum RMS değerini veren düğüm sayısı seçilmiştir. Şekil 3.8'de ağın aşırı uyuma geçişinin nasıl belirlendiğini gösteren bir görsel paylaşılmıştır. Eğitilen ağ, doğrulama aşamasında düğüm sayısının 3'ten büyük olduğu değerlerde düğüm sayısının artışıyla daha büyük RMSE değerleri üretmiştir. Dolayısıyla bu grafikte örneği verilen ağ için gizli katman düğüm sayısının 3 seçilmesi uygundur.

Modelin gerçek zamanlı çalışması amaçlandığından maksimum gizli katman düğüm sayısı 30 olarak belirlenmiştir. Gizli katmanda hiperbolik tanjant sigmoid aktivasyon fonksiyonu, çıktı katmanında ise doğrusal aktivasyon fonksiyonu kullanılmış, böylece çok katmanlı algılayıcının çıktısı gizli katman düğümlerinin çıktılarının doğrusal bir kombinasyonu ile üretilmiş ve her nöron hiperbolik tanjant sigmoid fonksiyonu kullanarak girdilerinin ağırlıklı ortalamasını eşleştirmiştir (Yilmaz ve Kaynar, 2011).



Şekil 3.8. Bir ağın gizli katman düğüm sayısı ile verilere aşırı uyumun belirlenmesi

3.2.5. Çok Katmanlı Algılayıcı Tabanlı NARX Modeli

Otoregresif modeller (AR-autoregressive), sürecin şu anki değerini sürecin önceki değerleri ve beyaz gürültü hata terimine bağlı olarak ifade eden doğrusal fonksiyonlardır. 80'lere kadar zamana bağlı problemler kaynaklarda yaygın olarak

otoregresif hareketli ortalama (ARMA (autoregressive moving avarage)) ve doğrusal parametrik otoregresif modeller kullanılarak ele alınmıştır (Pollock, 1999). Ancak hareketli ortalama algoritmaları ve otoregresif modeller doğaları gereği doğrusal olduğundan, doğrusal olmayan zaman serilerini içeren problemlerde etkili sonuçlar elde edilememiştir. Buna karşılık yapay sinir ağlarının doğrusal ve parametrik olmayan yapısı, sistemler hakkında ön bilgi gerektirmeyen problemleri çözmek için çok uygundur (Chan vd., 2015). Doğrusal olmayan bir f fonksiyonu bir ÇKA tarafından tahmin edilmeye çalışıldığında, ortaya çıkan sistem ÇKA tabanlı NARX (nonlinear autoregressive network with exogenous inputs (doğrusal olmayan dışsal girdilere bağımlı otoregresif ağ)) ağı olarak adlandırılır (Lin vd., 1996). Ağa eklenen NARX modeli, elde edilen çıktı ve giriş verilerinin anlık ve önceki değerlerinin sisteme entegre edilmesini sağlar.

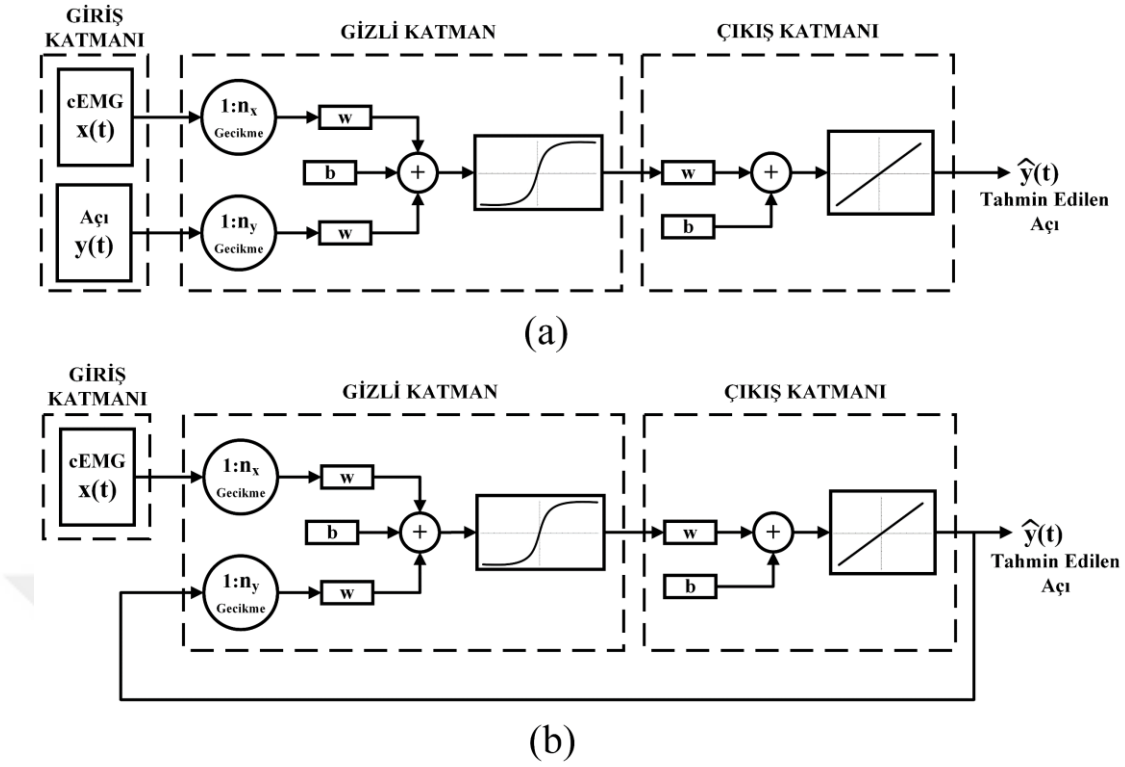
ÇKA tabanlı NARX ağının (ÇKATNA) girdi (yEMG işaretlerinin zarfının genliğinin değeri) ve çıktı geçmiş değer bilgilerini (açı değeri) birleştirme özelliği, kullanılan bilgi miktarı nedeniyle mevcut araştırma problemi için oldukça uygundur (Gupta vd., 2020).

Kaynaklarda NARX modelini regresyon amaçlı kullanan otomotiv klima sistemi (Ng vd., 2014), histeresizli robotik sistemler (Zhang vd., 2017), günlük doğrudan güneş radyasyonu tahmini (Boussaada vd., 2018) ve döviz tahminleri (Aljojo vd., 2021) gibi birçok çalışma örneği bulunmaktadır.

Açık çevrimli ve kapalı çevrimli olmak üzere iki farklı yapıda kullanılabilen ÇKATNA'nın genelleştirilmiş öbek çizgeleri Şekil 3.9'da paylaşılmıştır. Bu ağ yapıları sırasıyla denklem **(3.1)** ve denklem **(3.2)** ile matematiksel olarak ifade edilmektedir. Denklemlerde bir t anı için; $x_1(t)$ ve $x_2(t)$ ağ giriş verilerini, $y_1(t)$ ve $y_2(t)$ gerçek çıkışları, $\hat{y}_1(t)$ ve $\hat{y}_2(t)$ tahmin edilen çıkışları temsil etmektedir. n_{x1} ve n_{x2}, ile n_y ve n_{y2} ise sırasıyla giriş ve çıkışlara ait gecikme derecelerini belirtir.

$$\widehat{y_1}(t) = f(y_1(t-1), y_1(t-2), \dots, y_1(t-n_{y1}), x_1(t-1),\ x_1(t-2), \dots, x_1(t-n_{x1})) \quad \textbf{(3.1)}$$

$$\widehat{y_2}(t) = f(\widehat{y_2}(t-1), \widehat{y_2}(t-2), \dots, \widehat{y_2}(t-n_{y2}), x_2(t-1),\ x_2(t-2), \dots, x_2(t-n_{x2})) \quad \textbf{(3.2)}$$



Şekil 3.9. Genelleştirilmiş ÇKATNA modelleri (a) açık çevrimli (seri-paralel), (b) kapalı çevrimli (paralel)

ÇKATNA'nın tahmini çıkış değerleri yerine gerçek çıkış değerleri ile eğitiminin gerçekleştirilmesi (yani açık-çevrimli ağ yapısı ile) eğitimin daha başarılı olmasını sağlarken, test aşamasında kapalı çevrim ağ kullanımı ileri dönük çok adımlı tahminler için daha kullanışlıdır. Bu nedenle tezde gerçekleştirilen uygulamada da eğitim esnasında açık çevrimli ÇKATNA kullanılırken test aşamasında kapalı çevrimli ÇKATNA kullanılmıştır. İdeal gecikme derecesi ve gizli katman düğüm sayısını bulabilmek için her iki değişken 1'den 10'a kadar değiştiği tüm farklı kombinasyonlarda ağlar eğitilmiş ve testlerle başarımları gözlenmiştir.

3.2.6. Başarım Ölçümü

Tezin bu aşamasında kullanılan iki farklı ağ, farklı elektrot yerleşimlerinden ve farklı hareketlerle elde edilen veri girişleri ve farklı ağ parametrelerine göre eğitilip test edilen modellerin başarımlarının değerlendirilmesinin nasıl gerçekleştirildiği anlatılmıştır. Her modelin açı tahminindeki başarımını belirlemek için iki farklı başarım ölçütü kullanılmıştır. Bu ölçütler normalize edilmiş ortalama karakök hata (normalized root mean square error - NRMSE) ve korelasyon katsayısının karesidir (correlation coefficient – R^2). NRMSE, tahmin edilen ve gerçek açı değeri arasındaki

hatanın ölçütüdür. Daha küçük bir NRMSE değeri açı tahmininde daha yüksek bir doğruluk derecesini gösterir. Bir diğer ölçüt olan R değeri, istatistiksel olarak iki değişken (burada gerçek açı ve tahmin edilen açı) arasındaki tutarlılığı ifade eder ve değeri -1 ile 1 arasında değişir. Makine öğrenmesi çalışmalarında genellikle R değeri yerine değeri 0 ile 1 arasında değişen R^2 kullanıldığından bu çalışmada da bu kullanım tercih edilmiştir (Hwang vd., 2014). Ölçütlerin matematiksel ifadeleri denklem **(3.3)** ve denklem **(3.4)**'te paylaşılmıştır.

$$NRMSE = \frac{\sqrt{\frac{1}{m}\sum_{i=1}^{m}\left(\theta_{tahmin}(i)-\theta_{gercek}(i)\right)^2}}{\theta_{gercek,max}-\theta_{gercek,min}} \quad \textbf{(3.3)}$$

$$R^2 = \left(\frac{\sum_{i=1}^{m}\left((\theta_{gercek}(i)-\overline{\theta_{gercek}})(\theta_{tahmin}(i)-\overline{\theta_{tahmın}})\right)}{\sqrt{\sum_{i=1}^{m}(\theta_{gercek}(i)-\overline{\theta_{gercek}})^2\sum_{i=1}^{m}(\theta_{tahmin}(i)-\overline{\theta_{tahmın}})^2}}\right)^2 \quad \textbf{(3.4)}$$

Denklem **(4.3)** ve denklem **(4.4)**'te verilen terimler şu şekilde tanımlanmıştır:

θ_{gercek}, gerçek açı değeri,

θ_{tahmin}, tahmin edilen açı değeri,

m, kullanılan verinin boyutu,

i, indeks değeri ,

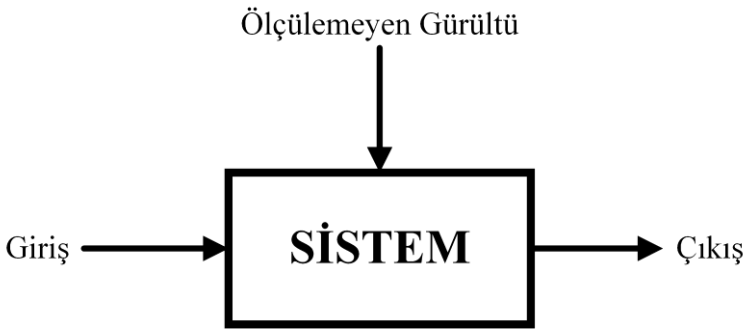
$\overline{\theta_{gercek}}$, ortalama gerçek açı değeri,

$\overline{\theta_{tahmın}}$, ortalama tahmin edilen açı değeridir.

3.3. Simülatör Uygulaması

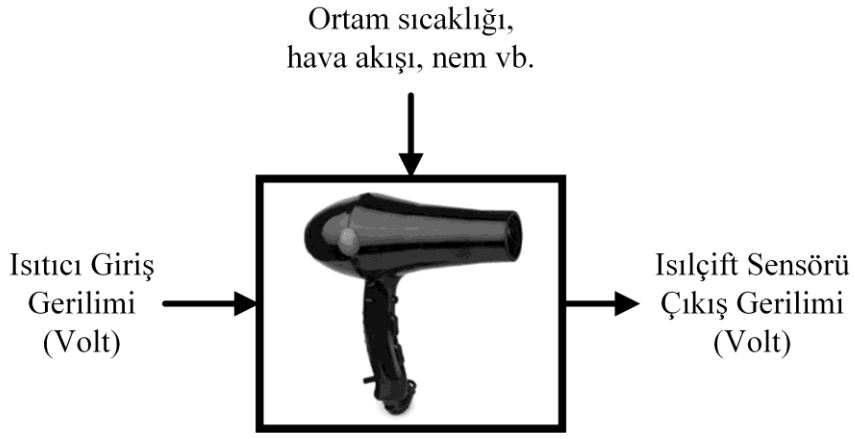
Bir sistemin matematiksel modeli çıkartılırken yapılan giriş işaret tercihinin model çıkarım başarısına etkisi oldukça fazladır (Rivera ve Jun, 2000). Kaynaklarda optimal model çıkartımı için tasarlanmış pek çok deneysel tasarım mevcuttur (Bombois ve Scorletti, 2012; Borkowski ve Pukelsheim, 1994; Hjalmarsson, 2005). Model çıkartımı işleminin optimal olması, sürecin en az maliyetle ve yeterli doğrulukta bir model elde edilmesini ifade eder. Sistem tanıma uygulamalarında nihai amaç giriş ile çıkış verileri arasındaki ilişkiyi gerçek sistemdekine uygun biçimde matematiksel olarak ifade eden modele ulaşmaktır. Bunun için sisteme matematiksel ifadesi bilinen bir işaret uygulanır ve sistem çıktısı ile girdisi arasındaki matematiksel ilişki ortaya çıkarılmaya çalışılır. Yayınlarda model çıkartımı için sistem girişine uygulanan uyartım işaretlerinden en çok tercih edilenlerden biri PRBS (pseudo random binary sequence) işaretidir (Gaikwad ve Rivera, 1996; Rivera ve Jun, 2000; Yadav ve Indiran,

2019). Sistem tanıma için giriş ve çıkışlarıyla gösterilen temsili bir sistem öbeği Şekil 3.10'da, bu modelin gerçek bir uygulaması Şekil 3.11'de verilmiştir.

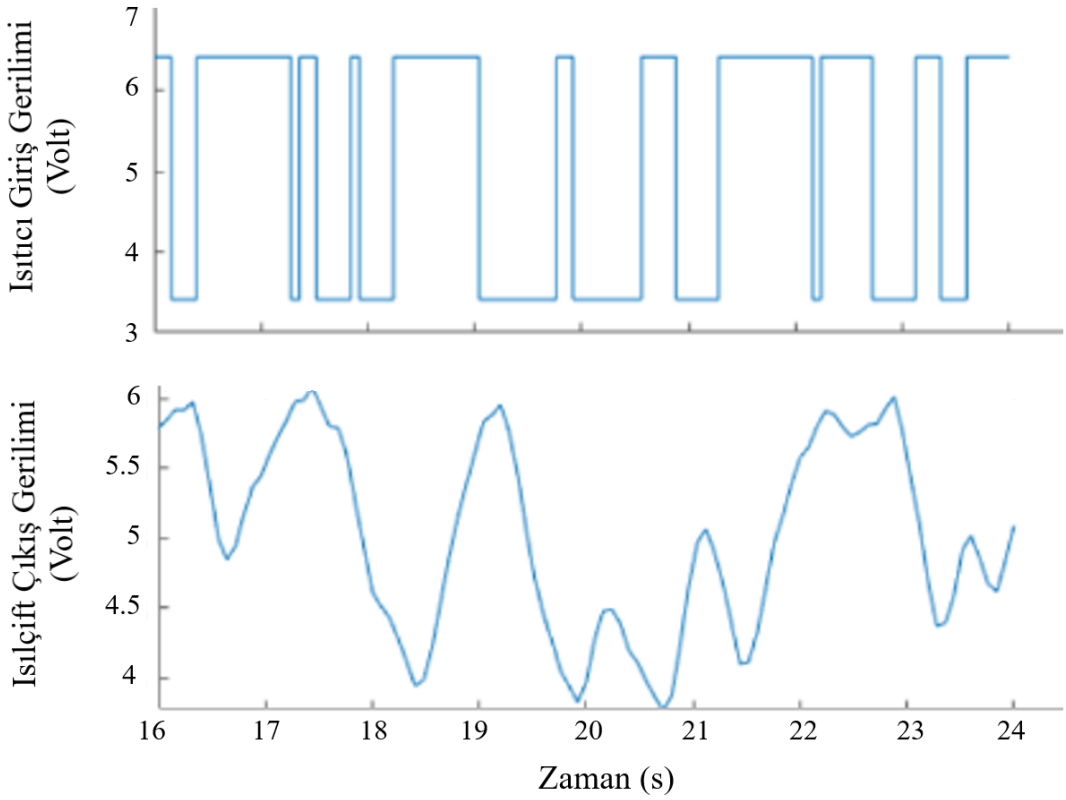


Şekil 3.10. Sistem tanıma için kullanılan temsili bir sistemin giriş-çıkış gösterimi

Şekil 3.11'de verilen saç kurutma makinesi örneği için Şekil 3.12'de sisteme ait örnek giriş-çıkış işaretleri paylaşılmıştır. Saç kurutma makinesinin hava üretmesini sağlayan doğru akım motorundan oluşan kuvvetli fan, Şekil 3.12'de gösterilen PWM benzeri bir işaret ile sürülmektedir. Saç kurutma makinesi sistemi çıkışında üretilen ısı ise bir ısılçift sensörü (termokupl) yardımıyla ölçülerek gerilim değerine dönüştürülmektedir. Tez uygulamasında modeli çıkartılmak istenen ticari protez el de doğru akım motoru ile sürülmektedir ve doğru akım motorunu matematiksel ifadesi bilinen PWM benzeri PRBS işaretiyle sürmek oldukça pratiktir. Uygulamada da tıpkı Şekil 3.11'de örnek verilen model gibi, protezin girişine uygulanan PRBS işaretine vereceği hız çıktısı kaydedilecek ve bu iki işaret arasındaki matematiksel ilişki belirlenecektir.



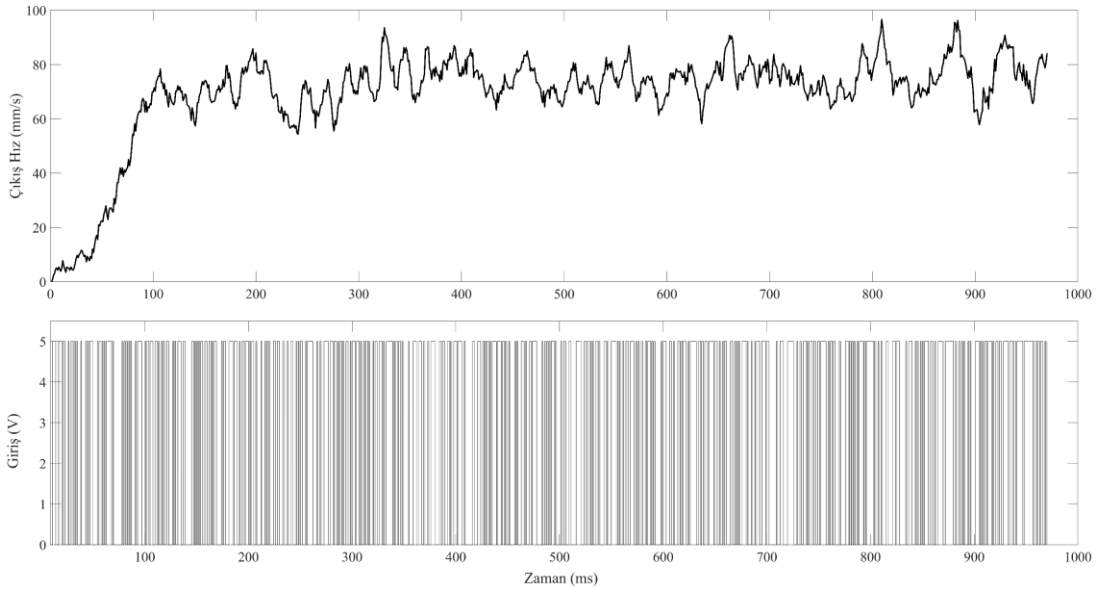
Şekil 3.11. Saç kurutma makinesi sistem modelinin temsili giriş çıkış blok şema gösterimi



Şekil 3.12. Saç kurutma makinesi sistemi için örnek giriş-çıkış işaretleri

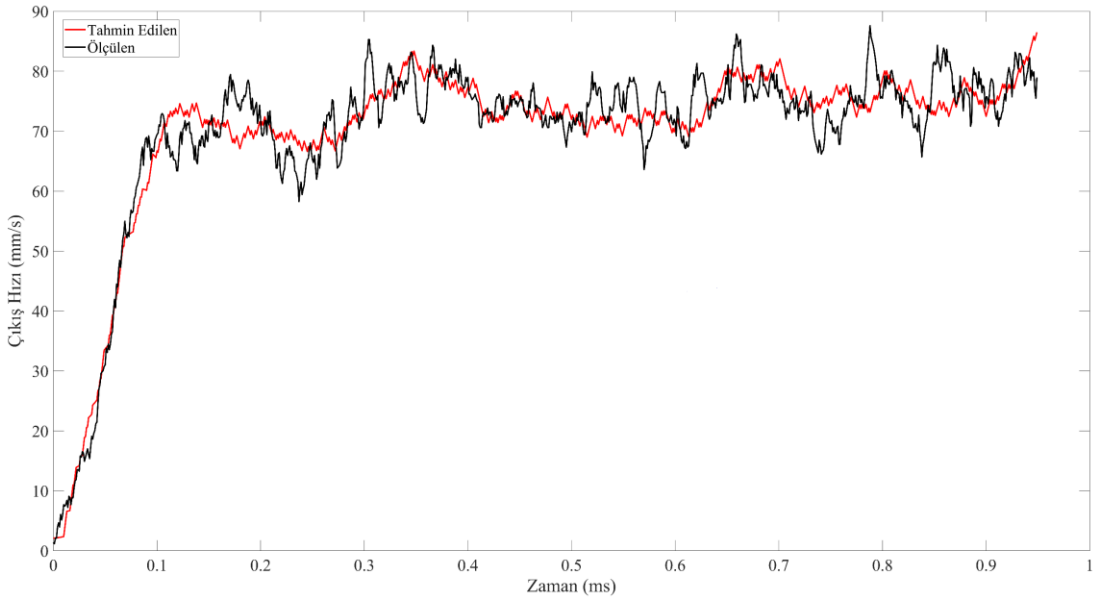
Çıkış ve giriş işareti arasındaki matematiksel modelin çıkartımı için kaynaklarda pek çok farklı yöntem bulunmaktadır. Bunlara örnek olarak Markov modeli (Ren ve Zhu, 2009), ARX modeli (Jin vd., 2016; Rivera ve Jun, 2000), yapay sinir ağları (Isermann vd., 1997; Rubio ve Yu, 2007; Samad, 1997), NARMAX modeli (Kukreja vd., 2003; Rahrooh ve Shepard, 2009) gibi farklı kestirimciler yardımıyla sistem modellerini çıkartmaya çalışan yayınlar verilebilir.

Tezin bu uygulamasında asıl amaç elde edilecek modelin simülatöre yerleştirilmesi olduğundan, sistem tanıma yöntemlerine daha fazla değinilmeyecektir. Uygulamada Şekil 3.3'te verilen deney düzeneği kurularak veri kartından PRBS işareti oluşturulmuş ve ticari protez ele uygulanmıştır ve protez el hız çıktısı yine veri kartı yardımıyla kaydedilmiştir. Protez ele uygulanan PRBS işareti ve elde edilen hız çıktısı örnek işaretleri Şekil 3.13'te verilmiştir.



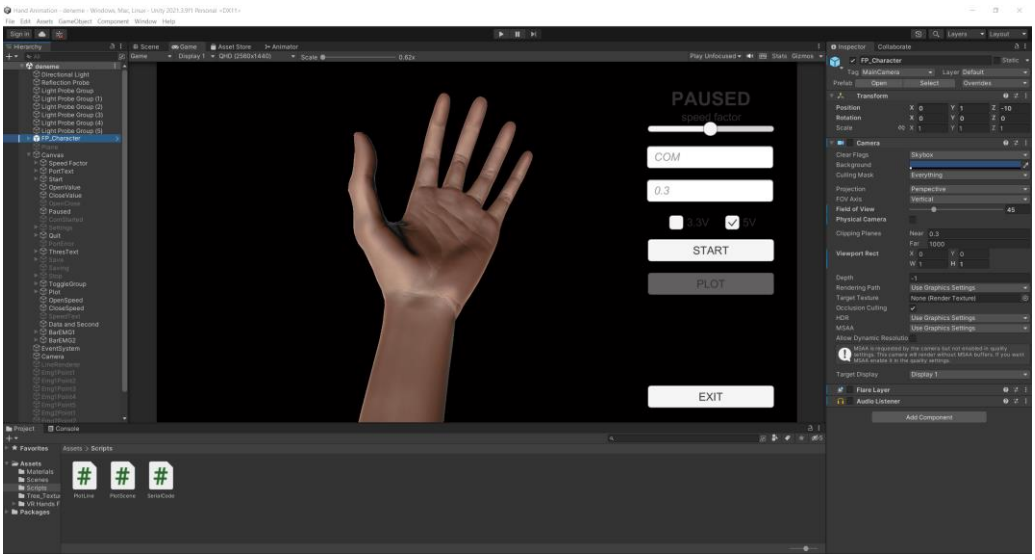
Şekil 3.13. Model çıkartımı deneyi için ticari protez ele uygulanan işaret ve sistem hız çıkışı

Deney sonuçu elde edilen sistem giriş-çıkış işaretleri ile sistem modelinin eldesi için MATLAB System Identification Toolbox® kullanılmıştır. Giriş ve çıkış verileri MATLAB programına yüklenmiş ve System Identification Toolbox üzerinde hangi kestirim yöntemi kullanılacağı belirlenmiştir. Ticari protez el modeli yapay sinir ağları ile transfer fonksiyonu formunda tahmin edilmeye çalışılmış ve gerçekleştirilen doğrulama sonucu gerçek modele %85 R^2 değeriyle yakınsanmıştır. Test aşamasında gerçek model ve tahmini model hız çıktıları Şekil 3.14'te paylaşılmıştır.

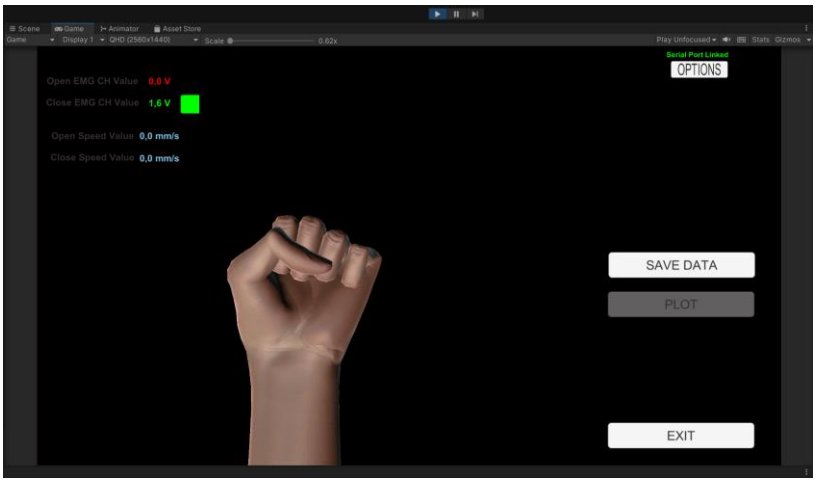


Şekil 3.14. Gerçek ve tahmin edilen ticari protez el sistem modeli çıktıları

Unity programı, video oyun endüstrisinde yaygın olarak kullanılan çok platformlu bir oyun motoru ve geliştirme aracıdır (Kim vd., 2014). Unity, masaüstü, mobil ve sanal gerçeklik (VR) dahil olmak üzere çoklu platformlarda etkileşimli ve etkileyici deneyimler yaratmayı sağlayan kapsamlı özellikler ve işlevler sunar. Kullanıcı dostu arayüzü ve kapsamlı dokümantasyonu ile Unity, son zamanlarda oyun geliştirme süreçlerini, çeşitli ilgili geliştirme araçları sayesinde uzman olmayanlar için bile oldukça kolay hale getirmiştir. Unity'nin güçlü render yetenekleri ve fizik motoru, görsel açıdan çekici ve gerçekçi oyun ortamlarının oluşturulmasına katkıda bulunur (Bal vd., 2023). Geniş bir eklenti deposunun bulunması, geliştiricilere kullanıma hazır kaynaklar sağlayarak geliştirme sürecini daha da kolaylaştırır. Sonuç olarak, C# ve JavaScript gibi görsel programlama dilleriyle programlanabilen Unity programı, bağımsız ve profesyonel oyun geliştiricileri için çok tercih edilen seçeneklerden biri haline gelmiştir. Simülatör tasarımının gerçekleştiği Unity arayüzü Şekil 3.15'te gösterilmiştir. Simülatörde kullanılan açık kaynaklı el ve kol modeli Unity programının eklenti havuzundan elde edilmiştir. Simülasyon arayüzünde veri girişinin yapılacağı COM portu ve yEMG verisi eşik değerinin girileceği bölmeler bulunmaktadır. Kullanıcı bu bölmelere ilgili bilgileri yazdıktan sonra kullanıcıdan yEMG verisini örnekleyen analog-sayısal dönüştürücünün maksimum gerilimini girmesi istenir. Bu değer elde edilen verilerin düzgün biçimde grafiklerde gösterimi için gereklidir. Bu bilgi girişi sonrası START butonu ile simülasyon başlatılır. START butonuna basıldıktan ve COM porttan veri akışı başladıktan sonra elde edilen ekran Şekil 3.16'da gösterilmiştir.

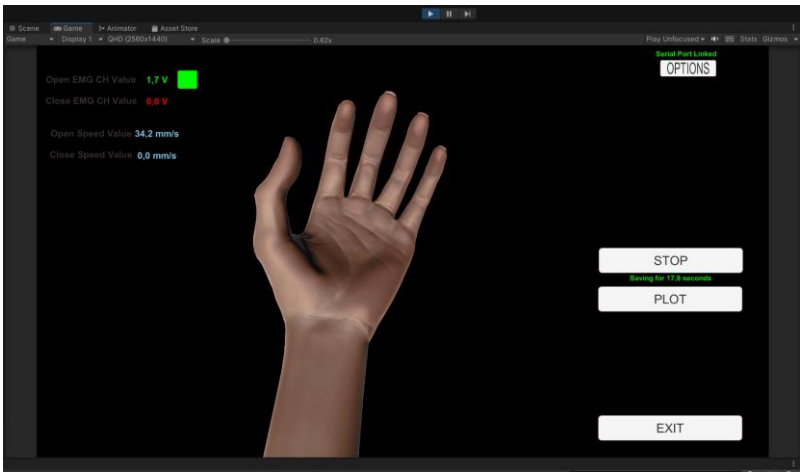


Şekil 3.15. Unity programı simülatör geliştirme arayüzüne ait bir görsel

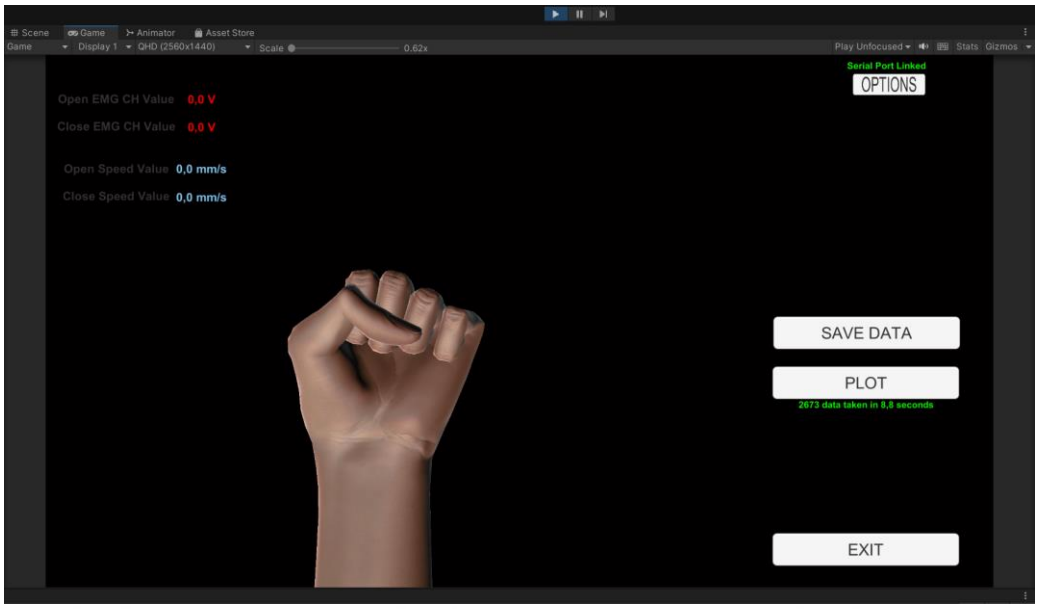


Şekil 3.16. Simülasyon başlayıp, veri akışı sağlandıktan sonra elde edilen arayüze ait görsel

Şekil 3.16'da da görüldüğü üzere veri akışı başladıktan sonra arayüz ekranında elde edilen iki kanal yEMG veri genlikleri ve bu verilere göre elde edilecek açma ve kapama hız verileri arayüz ekranından anlık olarak görülebilmektedir. Eşik değeri geçen yEMG verileri (örneğin görselde el kapanmasından sorumlu yEMG verisi eşiği geçmiştir) yeşil renk ile gösterilirken eşik altındaki genliğe sahip yEMG kanalı kırmızı renk ile gösterilmektedir. Mevcut ekranda kullanıcı ilgili kas kasılmaları ile ekrandaki protez ele belirlenen matematiksel model sayesinde değişken hızda aç-kapa yaptırabilir. Kullanıcı verileri kaydetmek istediğinde arayüzün sağ tarafında bulunan SAVE DATA butonuna tıklayarak veri alımına başlanılabilir. SAVE DATA tuşuna basıldıktan sonra elde edilen arayüz ekranı Şekil 3.17'de paylaşılmıştır. Şekilden de görüldüğü üzere, kayıt devam ederken kayıt süresi STOP butonunun altında anlık olarak görülebilmektedir. Kayıt, STOP tuşuna basılarak sonlandırılır. STOP tuşuna basıldıktan sonra elde edilen arayüz Şekil 3.18'de paylaşılmıştır.

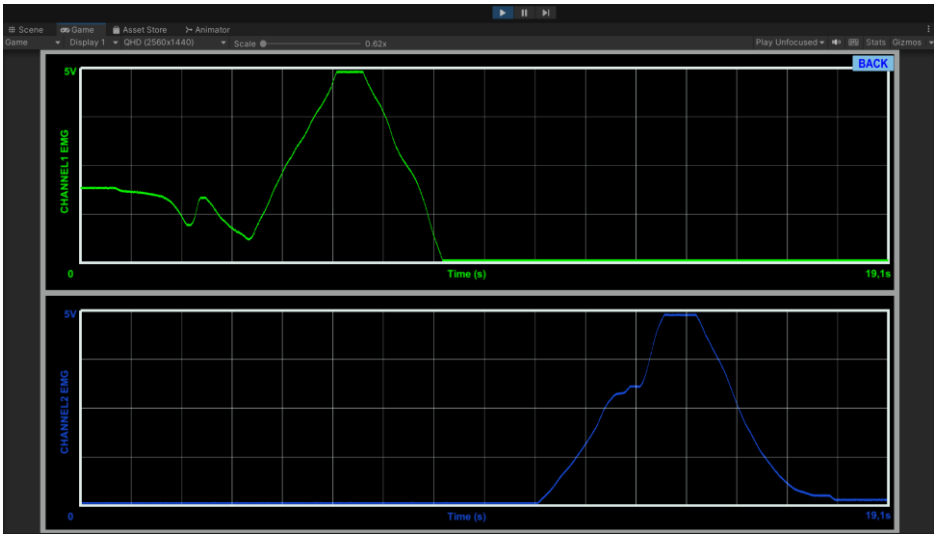


Şekil 3.17. Veri kaydı sırasında elde edilen arayüz görseli



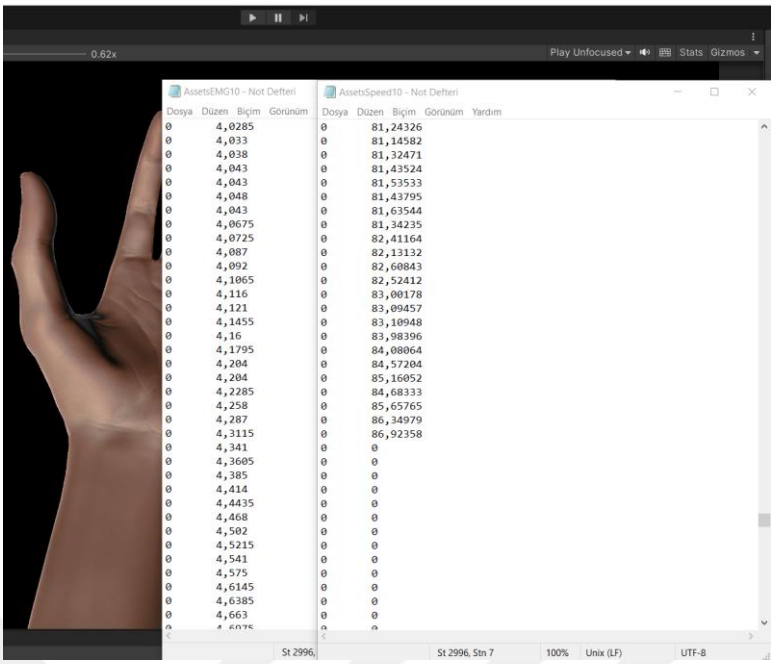
Şekil 3.18. STOP tuşuna basıldıktan sonra elde edilen arayüz görseli

Şekil 3.18'den de görüldüğü gibi STOP tuşuna basıldıktan sonra kaydedilen veri sayısı ve verinin süresi arayüzde gösterilmektedir. Bu sahneden sonra kullanıcı kaydettiği veriyi grafiksel olarak izlemek isterse PLOT tuşuna, yeniden veri kaydı başlatmak için ise SAVE DATA tuşuna basar. PLOT tuşuna basıldıktan sonra elde edilen arayüze ait görsel Şekil 3.19'da paylaşılmıştır.



Şekil 3.19. Kaydedilen yEMG verilerinin çizdirildiği ekran

Kaydedilen tüm yEMG ve hız verileri (yEMG ve hız verileri ayrı dosyalarda olmak üzere) program klasöründe oluşturuan .txt uzantılı dosyalara sıralı biçimde kaydedilmektedir. Örnek bir kayıt verisi Şekil 3.20'de paylaşılmıştır.



Şekil 3.20. Bir dosyaya kaydedilen yEMG ve hız verilerine ait görsel

4. BULGULAR VE TARTIŞMALAR

4.1. Protez Denetim Yöntemlerinin Karşılaştırması Uygulaması

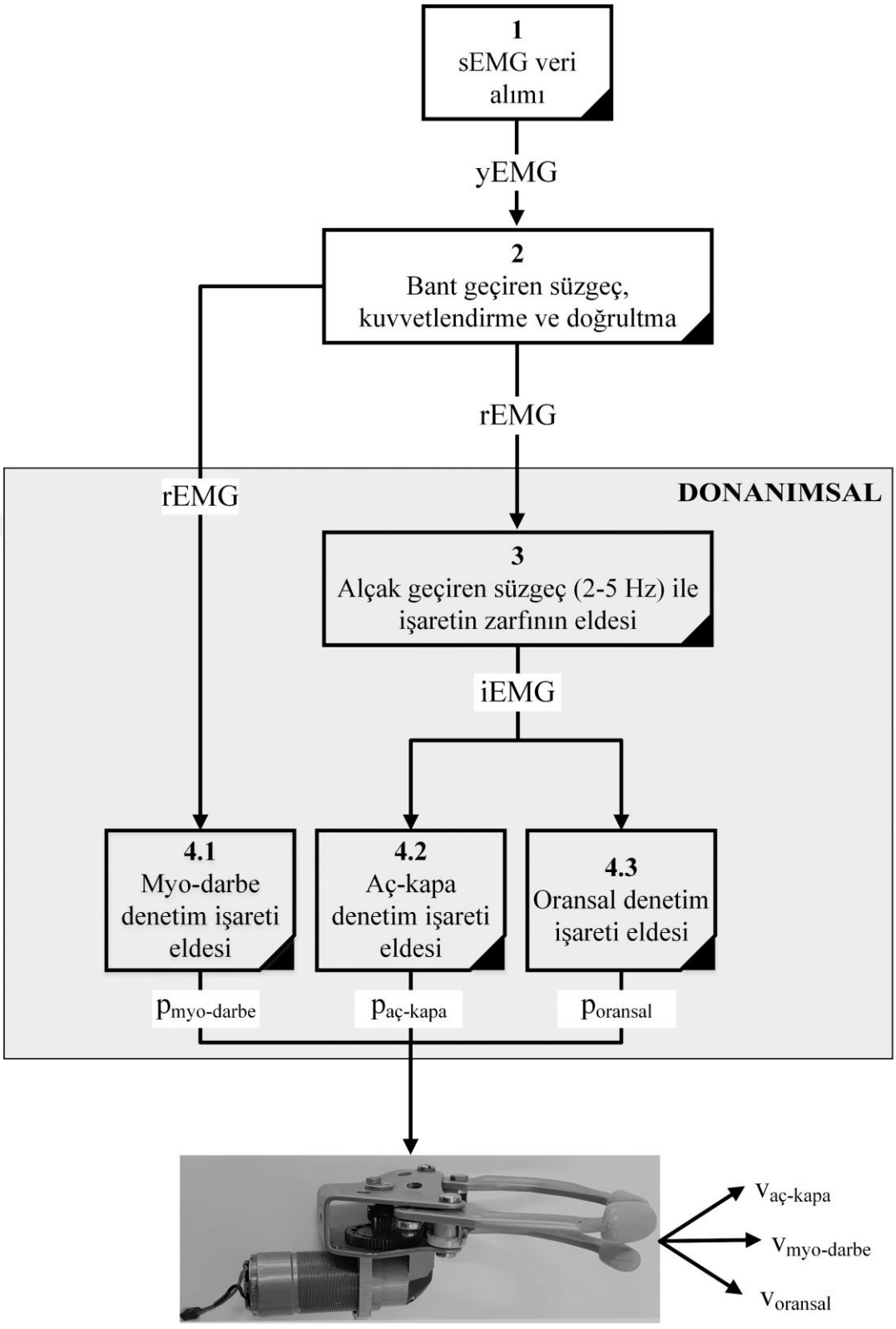
Uygulamada kullanılan yöntem Şekil 4.1'de akış şeması biçiminde paylaşılmıştır. Farklı denetleyiciler tarafından üretilen denetim işaretlerinin ve protez el konum değişimlerinin karşılaştırılabilmesi için her üç denetleyici girişinde eş yEMG veri setleri kullanılmıştır. 30 farklı yEMG verisinden üretilen 90 farklı denetim işareti karşılaştırmalarda kullanılmıştır. Şekil 4.2'de eş yEMG işareti girişinden üç farklı denetim yönteminin ürettiği denetim işaret çıktıları gösterilmektedir. Önceki bölümlerde de açıklandığı üzere, (Şekil 4.2'de de görülmektedir) myo-darbe denetim işareti doğrudan rEMG işaretinden üretilirken aç-kapa ve oransal denetim işaretleri iEMG işareti üzerinden üretilmektedir.

Aç-kapa denetim işareti sadece mantık 0 ve mantık 1 değerlerini almakta olup bu değerler pratikte protez elin konumunu koruması ya da tam hızla hareket etmesi (açılması ya da kapanması) anlamına gelir. Oransal denetleyici ise iEMG işaretinin genliğiyle orantılı bir doluluk oranına sahip darbe genişlik modülasyonu (PWM) işareti üreterek protez el motorunun hızını iEMG işaretine bağımlı biçimde denetler.

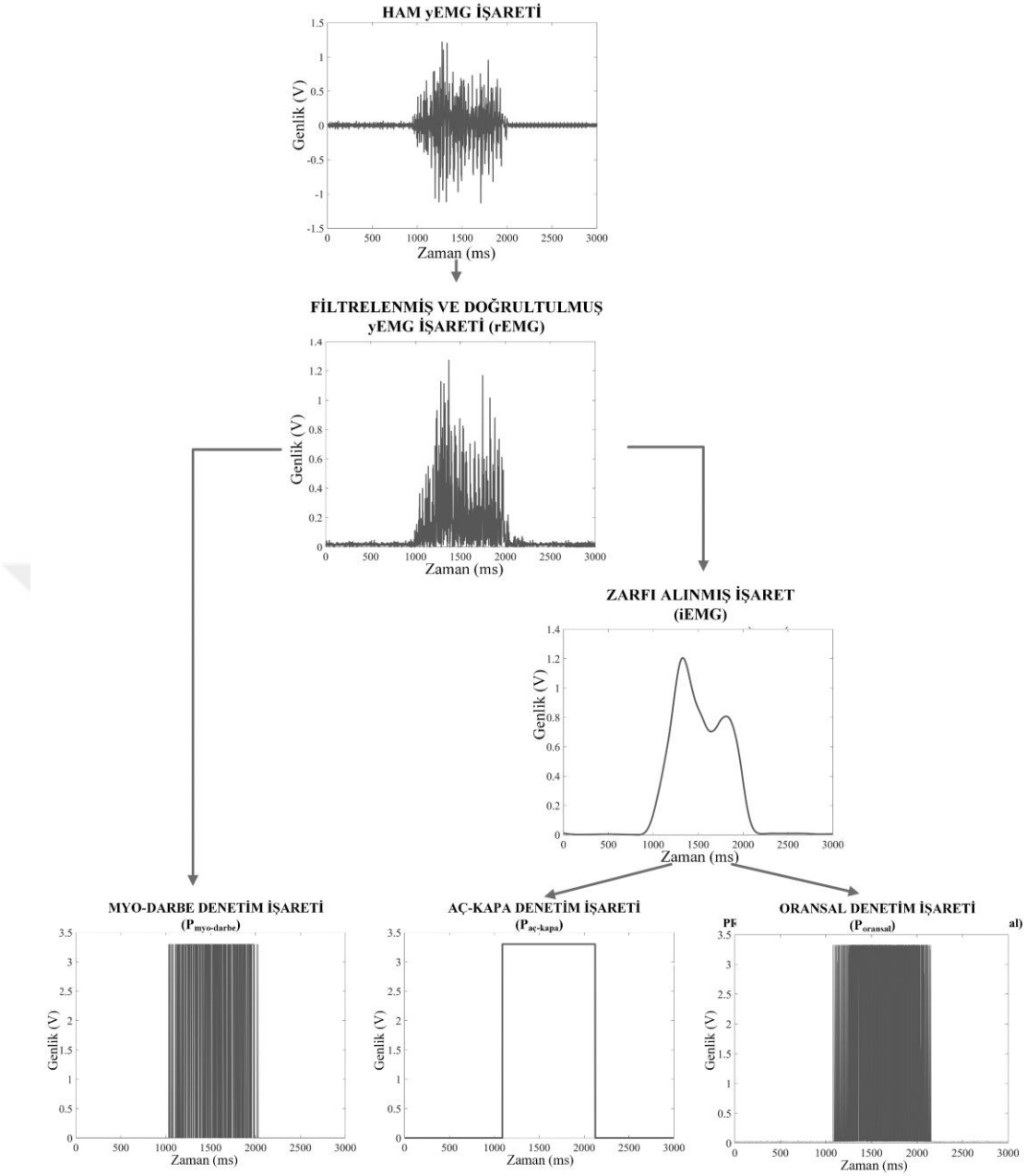
Karekök ortalaması (RMS) kasılma sırasında motor birimindeki fizyolojik aktivitenin yoğunluğunu temsil etmek için bir metrik olarak sıklıkla kullanılır (Fukuda vd., 2010). Bu tezde de kas aktivite yoğunluğu, yani kasılma nedeniyle tüketilen enerji yEMG işaretinin RMS'si ile elde edilmiştir. yEMG işaretinin eşik değerini geçtiği ilk an τ_1, daha sonra eşiğin altına düştüğü an τ_2 iken denetim işaretinin enerjisi p denklem **(4.1)** ile hesaplanmıştır.

$$p_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{\tau_2 - \tau_1}\int_{\tau_1}^{\tau_2} |p(t)|^2 dt} \qquad \textbf{(4.1)}$$

Kullanıcı tarafından üretilen kas enerjisini temsil eden yEMG enerjisi ile protez elin mekanik yer değiştirmesini temsil eden ortalama hızı arasındaki doğrusal (veya orantılı) ilişki fonksiyonu denklem (**4.2)** ile temsil edilsin. Deklemde $\hat{v}(t)$ normalize ortalama hızı, $\widehat{yEMG}$ ise normalize yEMG değerini ifade eder. Eşitlik tezin bundan sonraki kısımların "ideal oransal ilişki" ifadesiyle kullanılacaktır.



Şekil 4.1. Gerçekleştirilen çalışmanın akış şeması. Şemada yEMG, rEMG, iEMG, pdenetleyici ve denetleyici sırasıyla; bireyden elde edilen ham yüzey EMG işaretini, işlenmiş ve doğrultulmuş yEMG işaretini, doğrultulmuş ve zarfı alınmış yEMG işaretini, üretilmiş denetim işaretini ve protez el hızlarını ifade eder (Çelik vd., 2023)



Şekil 4.2. yEMG işaretinden üç farklı denetim işaretinin üretilmesi örneği (Çelik vd., 2023)

$$\hat{v}(t) = \widehat{yEMG} \qquad \textbf{(4.2)}$$

Denetim yöntemleri tarafından üretilen ortalama hız ile ideal oransal ilişki ifadesine göre beklenen hız arasındaki mutlak farklar (hatalar) her bir denetim yöntemi ve veri için elde edilmiş ve mutlak ortalama hatalar hesaplanmıştır.

Veri indeksi i, mutlak hata ε ve ortalama hata E iken, her bir denetleyici için mutlak ortalama hata denklem **(4.3)** yardımıyla hesaplanabilir.

$$E_{denetleyici} = \frac{1}{30}\sum_{i=1}^{30} \varepsilon_i \quad \textbf{(4.3)}$$

Her bir denetim yönteminde üretilen denetim işaretlerinin RMS enerjileri bulunmuş ve ortalama denetim işareti değişkeni tanımlanmıştır. Veri indeksi *i*, denetim işareti RMS değeri *p* iken, $\hat{P}$ normalize ortalama denetim işaret enerjisi denklem **(4.4)** ile bulunabilir.

$$\hat{P}_{controller} = \frac{1}{30}\sum_{i=1}^{30} p_i \quad \textbf{(4.4)}$$

Denetim yöntemleri tarafından üretilen protez ortalama hızları her bir veri için ayrı ayrı hesaplanmış ve son olarak tüm veriler için normalize ortalama hızların ortalaması bulunmuştur. Veri indeksi *i*, ortalama hız değeri *v* iken normalize hız ortalaması denklem **(4.5)** ile hesaplanabilir.

$$\hat{V}_{controller} = \frac{1}{30}\sum_{i=1}^{30} v_i \quad \textbf{(4.5)}$$

Uygulama sonunda elde edilen sonuçlar Tablo 4.1'de paylaşılmıştır.

Tablo 4.1. Her bir denetim yöntemi için normalize denetim işareti enerjisi ($\hat{P}$), normalize ortalama hızlar ($\hat{V}$) ve ortalama hata (E) değerleri (Çelik vd., 2023)

	$\hat{P}$	$\hat{V}$	E	E ($\widehat{yEMG} < 0.5$)	E ($\widehat{yEMG} > 0.5$)
Aç-Kapa	0.975 ±0.03	0.947 ±0.056	0.5578 ±0.024	0.684 ±0.113	0.208 ±0.143
Myo-Darbe	0.537 ±0.23	0.267 ±0.228	0.1224 ±0.074	0.094 ±0.385	0.198 ±0.097
Oransal	0.596 ±0.13	0.368 ±0.206	0.045 ±0.042	0.023 ±0.015	0.106 ±0.03

Farklı denetleyiciler için Tablo 4.1'de verilen ortalama hata, normalize denetim işareti enerjisi ve normalize ortalama hızlar arasındaki matematiksel ilişki şu şekildedir:

$(E_{aç\text{-}kapa} = 0.557 \pm 0.024) > (E_{myo\text{-}darbe} = 0.122 \pm 0.074) > (E_{oransal} = 0.045 \pm 0.042)$

$(\hat{P}_{aç\text{-}kapa} = 0.975 \pm 0.033) > (\hat{P}_{oransal} = 0.596 \pm 0.13) > (\hat{P}_{myo\text{-}darbe} = 0.537 \pm 0.225)$

$(\hat{V}_{aç\text{-}kapa} = 0.947 \pm 0.056) > (\hat{V}_{oransal} = 0.368 \pm 0.206) > (\hat{V}_{myo\text{-}darbe} = 0.267 \pm 0.228)$

Bu matematiksel ifadelerden de görüldüğü üzere elde edilen sonuçlar şu şekilde sıralanabilir:

-En büyük ortalama denetim işareti enerjisi aç-kapa denetim yönteminde elde edilmiştir.

-En az ortalama denetim işareti enerjisi myo-darbe denetim yönteminde elde edilmiştir.

-Oransal denetim yönteminde üretilen ortalama denetim işareti enerjisi aç-kapa yönteminde üretilenden az, myo-darbe denetim yönetiminde üretilen enerjiden fazladır.

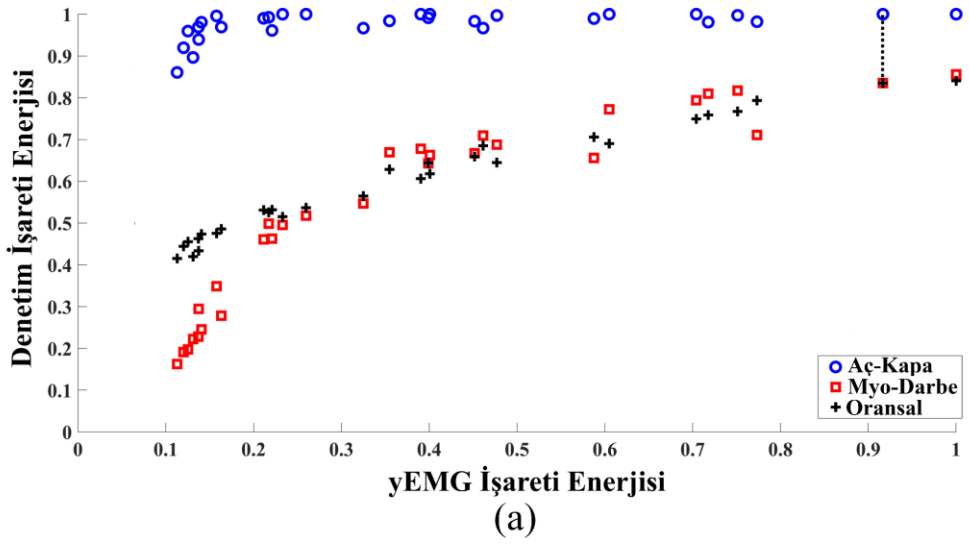
-En yüksek ortalama hız çıkışı aç-kapa denetleyici tarafından sağlanmıştır.

-En düşük hız ortalama çıkışı myo-darbe denetim yöntemi tarafından sağlanmıştır.

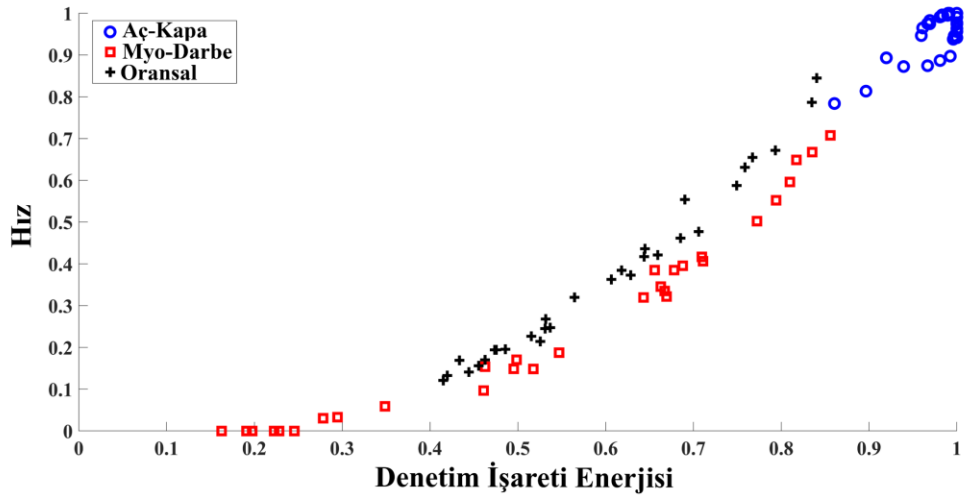
Şekil 4.3(a)'da denetim işareti enerjisi ile yEMG işareti enerjisinin değişimleri bağıl olarak gösterilmiştir. Aç-kapa denetim işareti eşiği aşan her yEMG işaret girişinde mantık 1 (tam hızda hareket) işareti oluşturmuştur. Myo-darbe denetim yönteminde üretilen denetim işareti enerjisi $\widehat{yEMG}$ <0.2 ve $\widehat{yEMG}$>0.2 olmak üzere iki farklı bölgede incelenebilir. $\widehat{yEMG}$ <0.2 bölgesinde myo-darbe denetim işareti $\widehat{yEMG}$=0.2 noktasından $\widehat{yEMG}$=0.1 eşik noktasına hızlı bir iniş yapar. Bu bölgede elde edilen denetim işareti enerjisi tüm denetim yöntemleri içerisinde en az olandır. $\widehat{yEMG}$ >0.2 bölgesinde ise myo-darbe ve oransal denetim yöntemi benzer çıkışlar verdikleri görülmektedir.

Şekil 4.3(b)'de ortalama protez el hızının denetim işareti enerjisine bağlı olarak nasıl değişkenlik gösterdiği gösterilmektedir. Aç-kapa denetleyicisinin eşiği aşan yEMG girişlerinde denetim işareti olarak yalnızca mantık 1 işareti ürettiği görülmektedir ve bunun sonucunda ortalama protez el hızı en yüksek olan denetleyicidir.

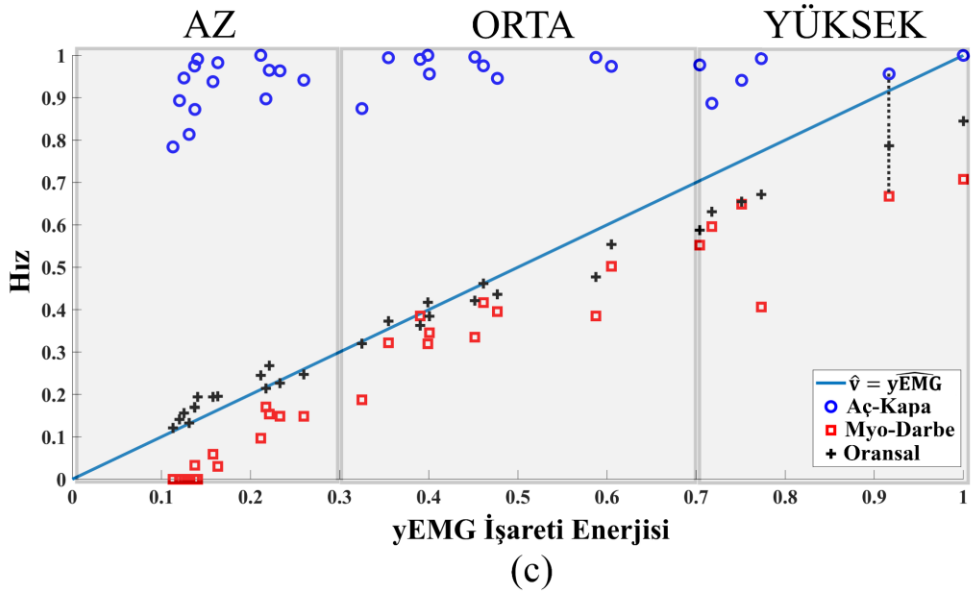
Hem myo-darbe hem oransal denetleyicinin proteze, denetim işareti enerjisine bağlı olarak değişken hız sundukları görülmektedir. Ancak $\widehat{yEMG}$ <0.4 bölgesinden yalnızca myo-darbe denetim yönteminin çıkış üretebildiği, üretilen bu çıkışın da motoru oldukça düşük hızlarda (bazı verilerde motoru hareket ettirmeye yetecek enerji üretemediği Şekil 4.3(c)'de görülmektedir) hareket ettirdiği görülmektedir.



(a)



(b)



(c)

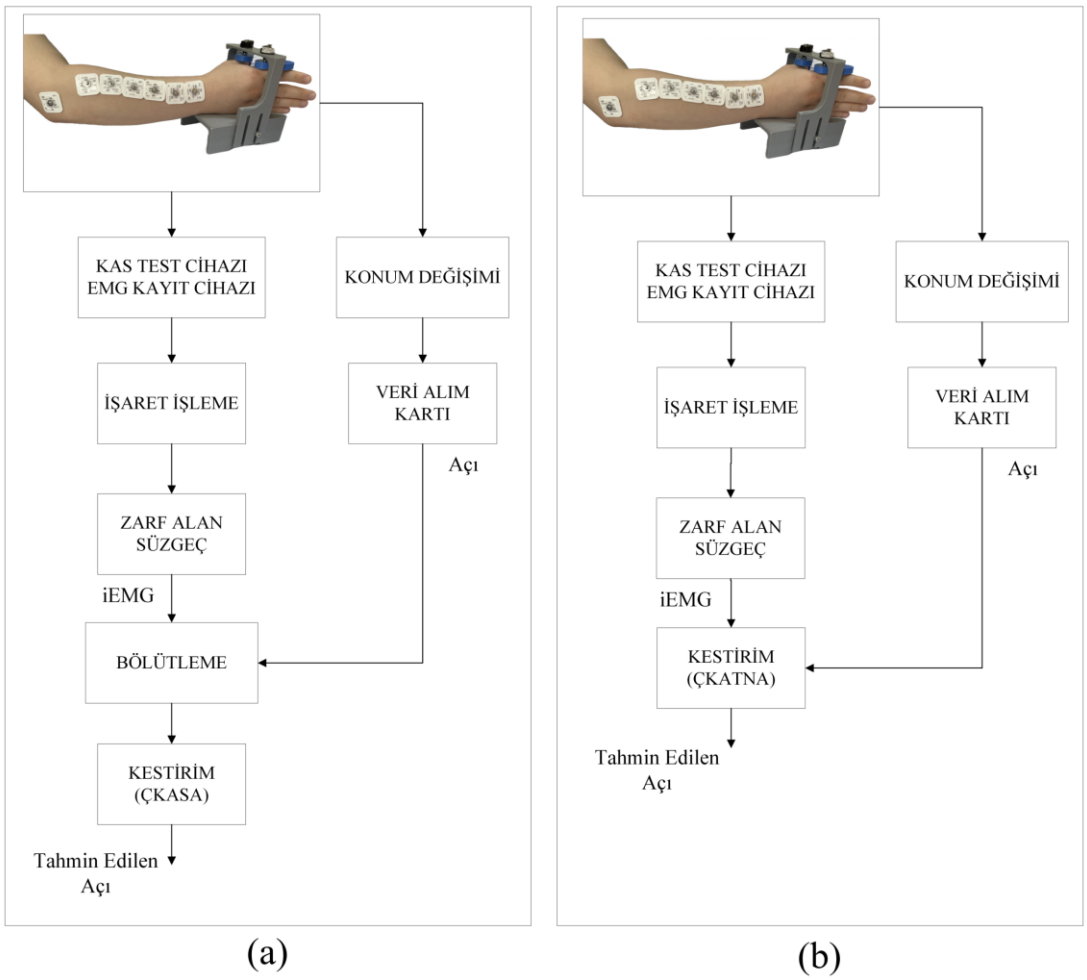
Şekil 4.3. Uygulama sonunda elde edilen sonuçlara ait görseller (a) $\widehat{yEMG}$ ve $\hat{p}$ değişimi, (b) $\hat{p}$ ve $\hat{v}$ değişimi, (c) $\widehat{yEMG}$ ve $\hat{v}$ değişimi

$\widehat{P} < 0.25$ bölgesinde motor hızı sıfırdır (protez el son konumunu korumaktadır). $0.4 < \widehat{P} < 0.85$ bölgesinde myo-darbe ve oransal denetim yöntemleri benzer denetim işareti enerjileri üretirler. Bu aralıkta oransal denetleyicinin ürettiği denetim işareti enerjisi myo-darbe denetim yönteminde üretilenden daha yüksek olduğundan oransal denetleyici daha yüksek hız üretilir.

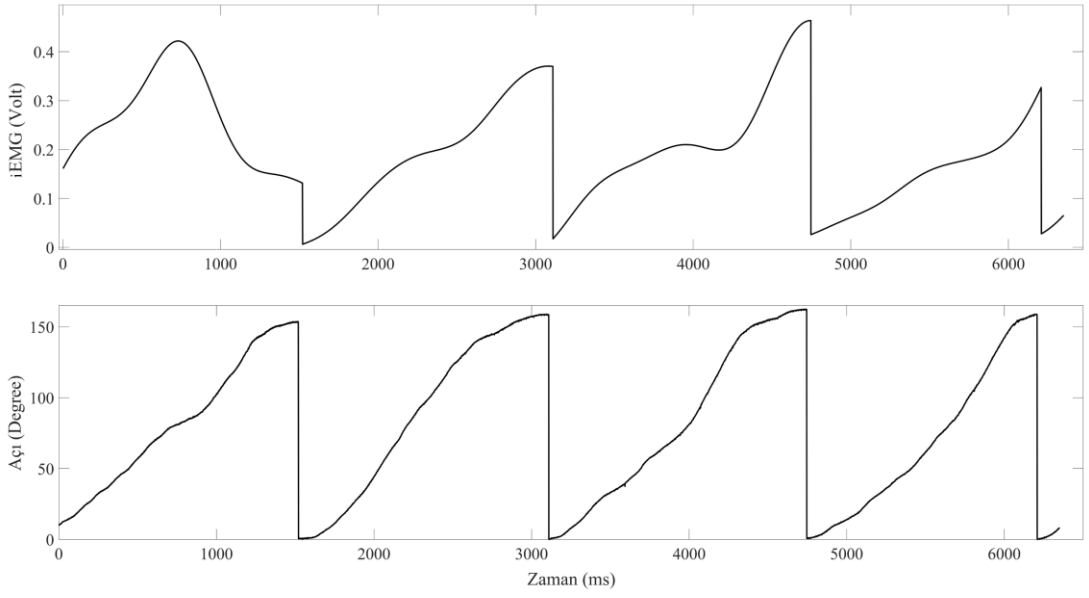
Şekil 4.3(c)'de ortalama motor hızının yEMG işareti enerjisine bağlı olarak nasıl değiştiği gösterilmiştir. Aç-kapa denetiminde eşiğin üzerindeki tüm yEMG işareti girişleri için neredeyse sabit maksimum hız üretilir. Myo-darbe ve oransal denetim yöntemleri, eşiğin üzerindeki yEMG işareti enerjilerine bağlı olarak artış gösteren değişken hız üretir. Her ne kadar $\widehat{yEMG} > 0.5$ bölgesinde ideal oransal ilişkiyi temsil eden eğriden sapmalar artsa da oransal denetim yönteminde ortalama protez hızı tüm yEMG aralığında eğriyi diğer denetim yöntemlerine göre nispeten iyi takip etmiştir. Myo-darbe denetim yöntemi ise eşikten en büyük kasılma şiddetine kadar nerdeyse doğrusal bir çıkış üretmesine rağmen hız çıkışları sürekli ideal oransal ilişki eğrisinin altında kalmıştır.

4.2. Regresyon-Tabanlı El ve Bilek Konum Kestirimi Uygulaması

Çalışmada izlenen yöntem Şekil 4.4'te verilen akış şemasıyla özetlenmektedir. Her bir deneğin baskın eli veri toplama için özel olarak tasarlanmış bir aparata yerleştirilmiştir. Katılımcıdan değişken hızlarda önce el açma hareketi, ardından bilek ekstensiyon hareketleri yapması istenmiştir. Kullanıcı her hareketi 60 kez tekrarlarken, her el/bilek hareket açısı ve ön kolun üç farklı bölgesine yerleştirilen elektrotlardan gelen yEMG verileri eş zamanlı biçimde kaydedilmiştir. yEMG işaretleri işlenmiş ve regresyon tabanlı modellerde kullanılmak üzere zarfı elde edilmiştir. Şekil 4.5'te, zarfı elde edilmiş işlenmiş bir yEMG işareti ve ona karşılık kaydedilen el açı değişimi verilmiştir.



Şekil 4.4. Farklı kestirim modelleri için çalışmada kullanılan iş akışı (a) ÇKASA için, (b) ÇKATNA için



Şekil 4.5. iEMG işaretine karşılık elde edilen el açısı değişimine ait bir örnek

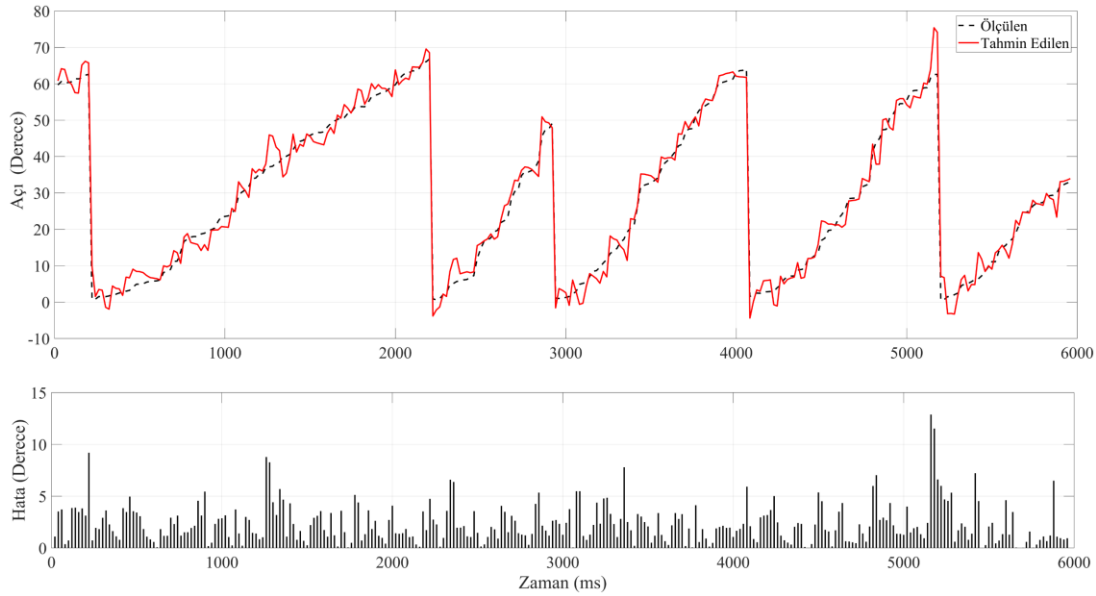
Bir denek için üç yEMG kanalının her biri için 60 veri kaydedildiğinden toplamda 180 veri elde edilmiştir. Her veri ayrıca 10 farklı pencere ve adım boyutu kombinasyonuna göre bölütlendiğinden toplamda 1800 adet birbirinden farklı ağ eğitim süreci ÇKASA ile gerçekleştirilmiştir. Her bir ağ ve elektrot kanalından elde edilen en iyi (Tablo 4.2(b)), en kötü (Tablo 4.2(c)) ve ortalama (Tablo 4.2(c)) başarım değerleri Tablo 4.2'de paylaşılmıştır.

Tablo 4.2'de görüldüğü üzere, el açma için en yüksek başarım değeri I. kanaldan elde edilen yEMG verilerinden en düşük başarım değerinin ise III. kanalden elde edilen yEMG verilerinden elde edilmektedir. Bilek ekstensiyon hareketi için ise en yüksek başarım değeri III. kanal, en düşük başarım değeri ise I. kanal elektrot verilerinden elde edilmiştir. Ayrıca her ne kadar elde edilen başarım değerleri nispeten yüksek (>0,89) ve önceki çalışmalarla uyumlu olsa da bu yüksek başarımın tüm veri setleri için elde edilemediği görülmektedir. En yüksek ortalama başarım değeri bilek ekstensiyon hareketi, 1 ms adım değeri ve 100 ms pencere uzunluğu için elde edilmiştir. Bu pencere uzunluğu, konforlu bir protez kullanımı için 300 ms gecikmenin aşılmaması gerektiğini ifade eden çalışmalar düşünüldüğünde, gerçek zamanlı uygulamalar için kabul edilebilirdir (Farrell ve Weir, 2007).

Tek giriş-tek çıkışlı ÇKASA ile 100 milisaniye pencere uzunluğuna sahip ÇKASA (giriş boyutu 100) arasındaki başarım farkı hesap yükü değişimi yanında oldukça önemsiz görülmektedir. Bir ÇKASA için öznitelik sayıları arttıkça ağ başarımının da nispeten artması beklenen bir durumdur ancak öznitelik çıkarma işlemi ekstra gecikmeye neden olacağından gerçek zamanlı uygulamalar için yalnızca işlenmiş yEMG işaretinin zarfının genliği kullanıldığında elde edilen sonuçlar umut vericidir. Şekil 4.6.'da en yüksek başarıma sahip ÇKASA için gerçek, tahmini açı karşılaştırması ve hata değerleri verilmiştir.

Tablo 4.2. ÇKASA'larından elde edilen her bir elektrot yerleşimi ve hareket için başarımlar (a) Bir giriş-bir çıkışlı ağ, (b) en yüksek başarımlı ağ (düğüm sayısı:22, pencere-uzunluğu:100, kayma:1), (c) en düşük başarımlı ağ (düğüm sayısı:16, pencere-uzunluğu:50, kayma:10), (d) tüm veri ve ağlar için ortalama başarım değerleri ve standart sapmalar

			R^2		NRMSE	
		Konum	Eğitim	Test	Eğitim	Test
EL AÇILMA	(a)	I.	0,8592	*0,852*	0,1489	*0,1514*
		II.	0,6825	0,6749	0,1799	0,1936
		III.	0,2621	0,2598	0,436	0,4396
	(b)	I.	0,8867	*0,8823*	0,0948	*0,1021*
		II.	0,8758	0,8746	0,1158	0,1176
		III.	0,8581	0,8609	0,118	0,1224
	(c)	I.	0,859	0,8563	0,1335	0,1485
		III.	0,7702	0,7586	0,1592	0,1603
		III.	0,7315	0,7261	0,1604	0,1781
	(d)	I.	0,9244 ±0,0092	*0,8638 ±0,0141*	0,1294 ±0,0132	*0,1428 ±0,0148*
		II.	0,8927 ±0,0641	0,7975 ±0,0627	0,1246 ±0,0273	0,1606 ±0,0273
		III.	0,8905 ±0,1653	0,7772 ±0,1649	0,1196 ±0,1016	0,1485 ±0,1006
BİLEK EKSTENSİYON	(a)	I.	0,747	0,7433	0,2207	0,2475
		II.	0,8172	0,815	0,1906	0,1912
		III.	0,864	*0,862*	0,1714	*0,1737*
	(b)	I.	0,7918	0,7909	0,1488	0,1782
		II.	0,8864	0,8862	0,1059	0,117
		III.	0,8996	*0,8981*	0,0922	*0,1104*
	(c)	I.	0,7702	0,7556	0,1815	0,2073
		III.	0,8373	0,8323	0,1501	0,1503
		III.	0,8345	0,834	0,1322	0,145
	(d)	I.	0,7668 ±0,0187	0,7644 ±0,0238	0,1688 ±0,0219	0,1779 ±0,0229
		II.	0,8504 ±0,0159	0,8509 ±0,0207	0,1268 ±0,0175	0,1334 ±0,0138
		III.	0,8818 ±0,0236	*0,8803 ±0,023*	0,1083 ±0,0161	*0,1154 ±0,0143*



Şekil 4.6. En yüksek başarım veren ÇKASA için (düğüm sayısı:22, pencere-uzunluğu:100, kayma:1) gerçek ve tahmini açı değerleri arasındaki karşılaştırma ile hata değerleri

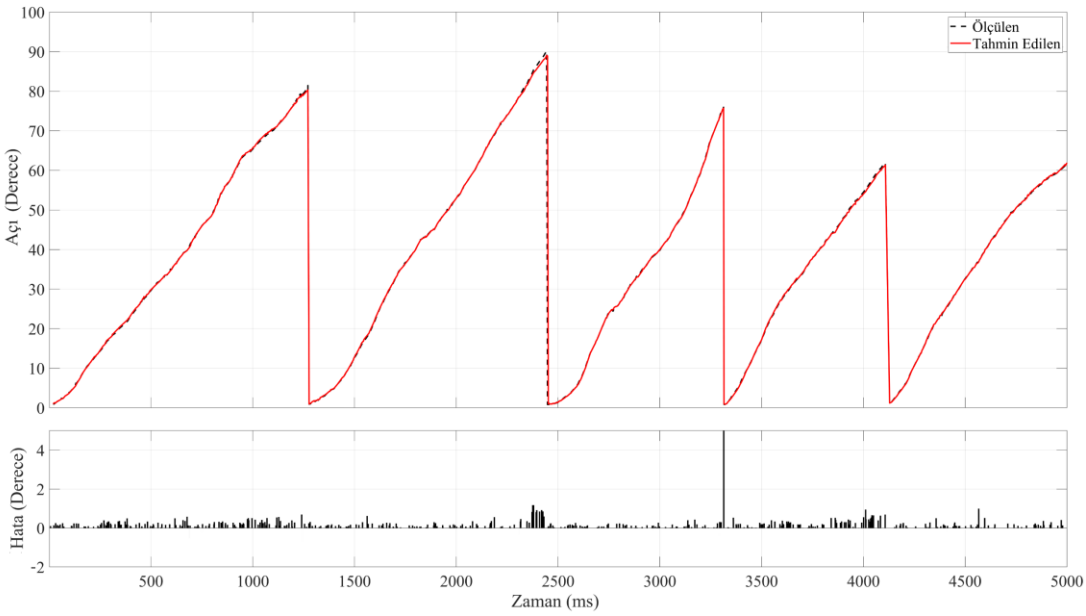
Uygulamadaki ikinci kestirimci modeli olan ÇKATNA için iEMG işaretinin anlık (x(t)) ve geçmiş değerleri giriş verilerini, el/bilek açı değerleri (y(t)) ve geçmiş değerleri ise çıkış verilerini oluşturmaktadır. Ağ, 1'den 10'a kadar değişen gecikme ve düğüm sayısı kombinasyonları için ayrı ayrı eğitilmiş ve test edilmiştir. Elde edilen en iyi (Tablo 4.3(a)) ve ortalama (Tablo 4.3(b)) başarım değerleri Tablo 4.3'te paylaşılmıştır.

Tablo 4.3'te verilmiş ortalama değerlerdeki standart sapma değerlerinden de görüldüğü üzere gizli katman düğüm sayısı ve gecikme katsayısındaki değişimin ağ başarımına etkisinin oldukça azdır ve ortalama başarım değeri daima 0,995 değerinin üzerindedir. En yüksek ağ başarımları (en düşük NRMSE değeri) el açma hareketi için I. kanaldan elde edilen yEMG verileriyle, bilek ekstensiyon hareketi için III. kanaldan elde edilen yEMG verileriyle elde edilmiştir.

Tablo 4.3. ÇKATNA'lardan elde edilen her bir elektrot yerleşimi ve hareket için başarımlar (a) en yüksek başarımlı ağ (düğüm sayısı:3, gecikme değişkeni:2), (b) tüm veri ve ağlar için ortalama başarım değerleri ve standart sapmalar

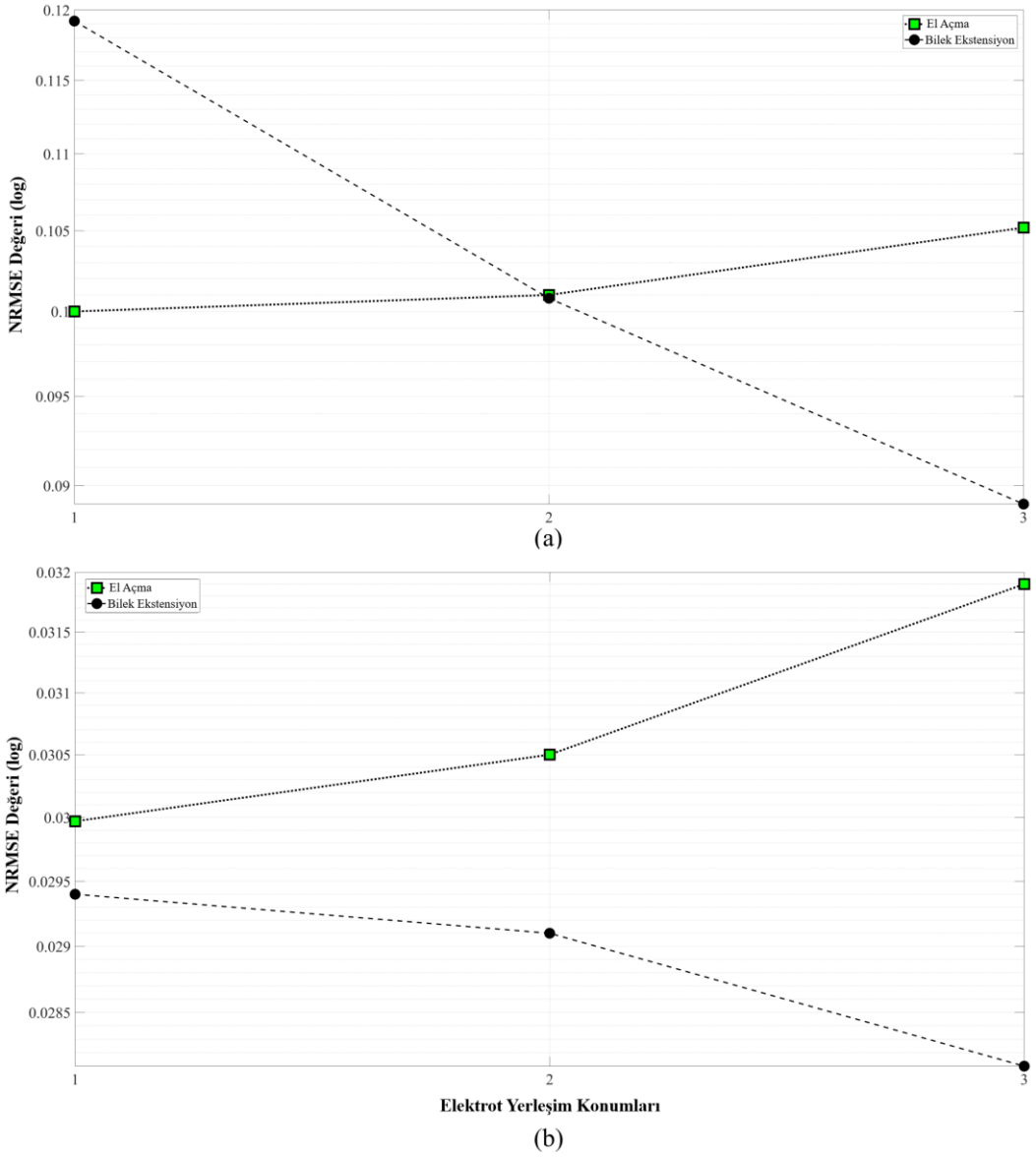
			R^2		NRMSE	
		Konum	Eğitim	Test	Eğitim	Test
EL AÇILMA	(a)	I.	0,9969	*0,9958*	0,0279	*0,0291*
		II.	0,9962	0,9949	0,028	0,0322
		III.	0,9962	0,9953	0,0281	0,0312
	(b)	I.	0,9962 ±0,0002	0,9956 ±0,0002	0,0281 ±0,0011	0,0296 ±0,0006
		II.	0,9961 ±0,0003	0,9953 ±0,0003	0,0285 ±0,0004	0,0305 ±0,0009
		III.	0,996 ±0,0002	0,9950 ±0,0007	0,032 ±0,001	0,032 ±0,0022
BİLEK EKSTENSİYON	(a)	I.	0,9963	0,9957	0,026	0,0283
		II.	0,9962	0,9957	0,0263	0,0281
		III.	0,9966	*0,9958*	0,0249	*0,0278*
	(b)	I.	0,9963 ±0,0003	0,9952 ±0,0007	0,0259 ±0,0011	0,0294 ±0,0022
		II.	0,9964 ±0,0002	0,9953 ±0,0004	0,0257 ±0,0007	0,0291 ±0,0015
		III.	0,9965 ±0,0002	0,9956 ±0,0006	0,0253 ±0,001	0,0282 ±0,0022

ÇKATNA için en yüksek başarım 2 gecikme değeri yani 6 boyutlu bir giriş vektörü (x(t), x(t-1), x(t-2), y(t), y(t-1), y(t-2)) için elde edilmiştir. Şekil 4.6'dan da görüldüğü üzere 100 giriş boyutlu ÇKASA'da hata etkin biçimde ortadan kaldırılamamıştır. Buna karşın yalnızca 6 giriş boyutuna sahip ÇKATNA'da, ÇKASA'ya göre daha yüksek başarım elde edilmektedir ve giriş boyutunun azlığı düşünüldüğünde gerçek zamanlı uygulamalar için ÇKASA'ya göre çok daha umut verici bir yöntem olduğu görülmektedir. Şekil 4.7.'de en yüksek başarıma sahip ÇKATNA için gerçek, tahmini açı karşılaştırması ve hata değerleri verilmiştir.



Şekil 4.7. En yüksek başarım veren ÇKATNA için (düğüm sayısı:3, gecikme:2) gerçek ve tahmini açı değerleri arasındaki karşılaştırma ile hata değerleri

Üç farklı elektrot yerleşimine ve ÇKASA ile ÇKATNA ağlarına ait tüm veriler için ortalama NRMSE değerleri Şekil 4.8'de paylaşılmıştır. Tüm verilere bakıldığında en yüksek başarım (en düşük NRMSE değerleri) el açma hareketi için I numaralı elektrot yerleşiminden (ön kolun distal 3'te 1'i), bilek ekstensiyon hareketi için ise III. numaralı elektrot yerleşiminden (ön kolun proksimal 3'te 1'i) elde edilmiştir. Bu sonuç, protez kullanıcıları için rehabilitasyon prosedürlerinin ön kol amputasyon seviyelerine göre farklılık gösterebileceğini göstermektedir. El açma-kapama ve bilek ekstensiyon-fleksiyon hareketleri farklı sinerjilere sahip olmasına ve farklı kas grupları ile denetlenmesine rağmen günümüzdeki mevcut ticari myoelektrik el protezlerde el açma ve kapama işlevleri amputenin bilek ekstensiyon ve bilek fleksiyon hareketleri gerçekleştirmesiyle denetlenmektedir. Ancak uygulama sonuçları göstermektedir ki, ampute ön kolunun distal 3'te 1'lik kısmındaki kaslar sağlamsa, protez el açma işlevi bilek ekstensiyon hareketi yerine el açma hareketi ile gerçekleştirilebilir. Bu, kullanıcının eksik uzuv üzerinde daha sezgisel ve sağlıklı bir elde gerçekleşene daha yakın bir denetim kullanmasına olanak tanır. Eğer amputasyon derecesi dirseğe daha yakınsa rehabilitasyon günümüz ticari myoelektrik protezlerinde gerçekleştirildiği biçimde bilek ekstensiyon hareketi ve ön kolun proksimal üçte birine yerleştirilen elektrotlarla yapılmalıdır. Elde edilen bu sonuç daha fazla klinik çalışma gerektirmekle birlikte amputelerin myoelektrik denetimli protezlerine adaptasyonlarını arttırılması konusunda önemli bir katkı sağlayacağı umut edilmektedir.



Şekil 4.8. Farklı elektrot yerleşimleri (I, II ve III numaralı elektrot konumları) ve farklı hareketler için kestirimci modellerinde elde edilen ortalama NRMSE değerleri (a) ÇKASA için (b) ÇKATNA için

Kaynaklarda geçen çalışmalarda bilek ekstensiyon hareketi de dahil olmak üzere farklı ön kol hareketleri sırasında eklem konumlarını tahmin etmek için kullanılan yEMG kanal sayıları incelenmiştir. Pan vd. (Pan vd., 2013), Huang vd. (G. Huang vd., 2018), Ameri vd. (Ameri vd., 2012) ve Mucelli ve Farina (Muceli ve Farina, 2012) tarafından gerçekleştirilen çalışmalarda sırasıyla 4, 6, 7 ve 80 yEMG kanalı kullanmıştır. Buna karşılık, bu uygulamada bilek ekstensiyon hareketi için tek bir yEMG kanalı ve el açma için tek bir yEMG kanalı kullanılmıştır.

5. SONUÇLAR

5.1. Protez Denetim Yöntemlerinin Karşılaştırması Uygulaması Sonuçları

Tezin bu uygulamasında, üç farklı protez denetim yöntemi (aç-kapa, myo-darbe, oransal) girişteki eş yEMG işaretlerine karşılık ürettikleri mekanik çıktı (konum ve hız) açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmada tek bir denekten kaydedilen 30 farklı yEMG işareti ve bu işaretlerden 3 farklı denetleyici kullanılarak üretilen 90 farklı denetim işareti oluşturulmuştur. Oluşturulan denetim işaretleri ticari protez ele uygulanarak protez elin hız bilgisi elde edilmiştir. Gerçekleştirilen deneysel çalışma sonuçları, oransal denetim yöntemi tarafından üretilen ortalama hız çıktısının en düşük, aç-kapa denetim yöntemi tarafından üretilen ortalama hız çıktısının en büyük hız sapmasını (ideal oransal ilişki eğrisine göre) ürettiğini göstermektedir. Aç-kapa denetim yönteminin giriş yEMG işareti enerjisinden bağımsız biçimde çıkışta en yüksek hızı ürettiği, myo-darbe ve oransal denetim yöntemlerinin giriş yEMG işareti enerjisine bağlı olarak çıkışta değişken hız ürettikleri görülmüştür. Tüm veriler için, myo-darbe denetim yöntemi ideal oransal ilişkide tanımlanan hızdan daima düşük hız üretirken çok düşük enerjili kasılmalarda (Şekil 4.3(c) grafiğinde $\widehat{\text{yEMG}} < 0{,}25$ bölgesinde) protezde hız çıkışı üretebilecek enerjide denetim işareti oluşturamadığı tespit edilmiştir.

Aç-kapa denetleyici tarafından ideal oransal eğriye göre üretilen hız çıktısı hatası yEMG işaretinin genliği arttıkça azalır. Oransal denetleyicide ise $\widehat{\text{yEMG}} < 0{,}5$ bölgesinde ideal oransal eğri düşük hatayla takip edilirken $\widehat{\text{yEMG}} > 0{,}5$ bölgesinde beklenen hızdan daha düşük hız çıktısı üretir ve hata nispeten artar.

Deney sonuçları her bir denetim yönteminin belirli bir hız aralığında etkili olduğunu ve hiçbir denetim yönteminin az, orta ve yüksek hız aralığını tam olarak kapsayamadığını göstermiştir. Elde edilen sonuçlara ve veri setine göre $\widehat{\text{yEMG}} < 0{,}5$ bölgesine kadar oransal, $\widehat{\text{yEMG}} > 0{,}5$ bölgesinden itibaren bir başka denetim yöntemi (örneğin aç-kapa) kullanacak hibrit bir denetim yönteminin daha iyi genel hız aralığı kapsamı sağlayacağı görülmektedir. Burada belirtildiği biçimde gerçekleştirilecek kişiye özel hibrit denetim yöntemi tasarım yaklaşımı, insan eli hareketlerini daha iyi taklit edebilen protez el denetim yöntemlerinin geliştirilmesi konusunda yeni bir bakış sağlayabilir.

5.2. Regresyon Tabanlı El/Bilek Konum Kestirimi Uygulaması Sonuçları

Tezde sunulan bu uygulamada, bireyin ön kol kaslarından tek kanal olarak elde edilen yEMG işaretinden sürekli şekilde el/bilek kinematiğini tahmin etmek için geliştirilmiş bir yöntem sunulmaktadır. Çalışmanın sonuçları, 2 sağlıklı deneğin sağlam kolundan elde edilen yEMG verisi ile sağlam el/bilek pozisyonu arasındaki ilişkinin başarılı bir şekilde tespit edilebileceğini göstermektedir (ANOVA, tek yönlü, $p>0,05$). yEMG işareti ile el/bilek pozisyonu arasındaki ilişkinin başarılı bir şekilde tespit edilmesi, gelecekte daha insansı ve sezgisel protez denetim yöntemlerinin geliştirilmesine katkı sağlayacaktır. Kestirimler sonucunda elde edilen başarımlar, klinik olarak uygulanabilir gerçek zamanlı bir protez denetim yönteminin geliştirilmesi için önemli bir yaklaşım ortaya koymaktadır.

Bu uygulamada ÇKASA ve ÇKATNA olmak üzere iki farklı kestirimci kullanılmıştır. Bilek ekstansiyonu için ÇKASA'da elde edilen 0,8803±0,023 ve ÇKATNA'da elde edilen 0,9956±0,0006 R^2 değerleri, ÇKATNA'nın daha az girdiyle (6 girdi) önemli ölçüde daha iyi bir başarım elde ettiğini ve ÇKASA'na göre (100 girdili) gerçek zamanlı uygulamalar için daha uygun olduğunu göstermektedir. Uygulamada farklı pencere ve adım uzunluklarının kestirimcilerin başarımına yaptığı etkiler araştırılmıştır. ÇKASA için ±0,1653 olan standart sapma değerinin ÇKATNA için ±0,0022'ye kıyasla daha büyük olması, ÇKASA'nın pencere ve adım boyutu değerlerlerine ÇKATNA'dan daha duyarlı olduğunu göstermektedir.

El açma hareketi için I. elektrot yerleşiminden (ön kolun distal üçte biri) elde edilen yEMG verileri, bilek ekstensiyon hareketi için ise III. (ön kolun proksimal üçte biri) elektrot yerleşiminden elde edilen yEMG verileri her iki kestirimcide de en düşük NRMSE değerini üreterek en iyi başarımları sağlamıştır. Bu sonuçla birlikte eğer amputede ön kolun distal üçte birlik kısmındaki kas sağlam ise protez el açma işlevinin el açma hareketiyle birlikte (ampute kişiden protez eli açması için gerçek elini açtığını düşünmesi istenir) gerçekleştirilmesinin daha uygun olduğu görülmüştür. Eğer bu mümkün değilse, o zaman ön kol bölgesinin proksimal üçte birine yerleştirilecek elektrotlarla bilek ekstensiyon hareketinin (günümüz protezlerinde yapıldığı gibi) yapılması makuldür.

Uygulamada elde edilen sonuçlar kişiye özel tasarlanan, farklılaştırılabilir (hibrit denetim yöntemleri kullanan) ve kişinin sağlam uzvunu taklit edebilme yetilerine sahip (regresyon-tabanlı) protez denetim yöntemleri geliştirme yaklaşımlarının

önemini vurgulamaktadır. Tezde önerilen yöntemler, birden çok kastan toplanan yEMG verisi ile birden fazla eklem hareketini eş zamanlı olarak gerçekleştirilebilen myoelektrik protez denetleyicilerin tasarımı için gelecek çalışmalarda kullanılacaktır.

KAYNAKLAR

Ajiboye, A. B., ve Weir, R. F. (2005). A heuristic fuzzy logic approach to EMG pattern recognition for multifunctional prosthesis control. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 13*(3), 280-291. doi:10.1109/tnsre.2005.847357

Alison, A., ve Mackinnon, S. E. (1992). Evaluation of digital prostheses. *J Hand Surg Am, 17*(5), 923-926. doi:10.1016/0363-5023(92)90471-z

Aljojo, N., Alshutayri, A., Aldhahri, E., Almandeel, S., ve Zainol, A. (2021). A Nonlinear Autoregressive Exogenous (NARX) Neural Network Model for the Prediction of Timestamp Influence on Bitcoin Value. *IEEE Access, 9*, 148611-148624. doi:10.1109/ACCESS.2021.3124629

Alley, R. D., ve Sears, H. H. (2004). Powered Upper Limb Prosthetics in Adults. In A. Muzumdar (Ed.), *Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application* (pp. 117-145). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Altinkaynak, H., Alsancak, S., ve Güner, S. (2013). Sosyal Güvenlik Kurumu verilerine göre Türkiye'de hastaya özel yapılarak uygulanan protez ve ortezlerin sayısal çeşitlilik analizi. *Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon, 24*(1), 99-103.

Ameri, A., Englehart, K. B., ve Parker, P. A. (2012). A comparison between force and position control strategies in myoelectric prostheses. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2012*, 1342-1345. doi:10.1109/embc.2012.6346186

Asghari Oskoei, M., ve Hu, H. (2007). Myoelectric control systems—A survey. *Biomedical Signal Processing and Control, 2*(4), 275-294. doi:https://doi.org/10.1016/j.bspc.2007.07.009

Atkins, D. J., Heard, D. C. Y., ve Donovan, W. H. (1996). Epidemiologic Overview of Individuals with Upper-Limb Loss and Their Reported Research Priorities. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 8*(1), 2-11.

Au, A. T., ve Kirsch, R. F. (2000). EMG-based prediction of shoulder and elbow kinematics in able-bodied and spinal cord injured individuals. *IEEE Trans Rehabil Eng, 8*(4), 471-480. doi:10.1109/86.895950

Bajaj, N. M., Spiers, A. J., ve Dollar, A. M. (2015, 11-14 Aug. 2015). *State of the art in prosthetic wrists: Commercial and research devices.* Paper presented at the 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR).

Bal, M. S. A., Hakan, A., ve Yüksel. (2023). UNITY 3D Simülatöründe Geliştirilen Yapay Zekâ (YZ) Tabanlı Dijital Oyunun Karar Verme Yeteneğinin Doğruluk Analizi. *6*. doi:https://dergipark.org.tr/tr/pub/ijmsit/issue/73364/1147567

Ballance, R., Wilson, B. N., ve Harder, J. A. (1989). Factors Affecting Myoelectric Prosthetic Use and Wearing Patterns in the Juvenile Unilateral Below-Elbow Amputee. *Canadian Journal of Occupational Therapy, 56*(3), 132-137. doi:10.1177/000841748905600307

Barzilay, O., ve Wolf, A. (2011). A fast implementation for EMG signal linear envelope computation. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 21*(4), 678-682. doi:https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.04.004

Basmajian, J. V. (1979). Muscles alive. *Their functions revealed by electromyography*.

Battye, C. K., Nightingale, A., ve Whillis, J. (1955). The use of myo-electric currents in the operation of prostheses. *J Bone Joint Surg Br, 37-b*(3), 506-510. doi:10.1302/0301-620x.37b3.506

Baumgartner, R. F. (2001). Upper extremity amputation and prosthetics. *J Rehabil Res Dev, 38*(4), vii-x.

Behrend, C., Reizner, W., Marchessault, J. A., ve Hammert, W. C. (2011). Update on Advances in Upper Extremity Prosthetics. *The Journal of Hand Surgery, 36*(10), 1711-1717. doi:https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2011.07.024

Bell, C. J., Shenoy, P., Chalodhorn, R., ve Rao, R. P. (2008). Control of a humanoid robot by a noninvasive brain-computer interface in humans. *J Neural Eng, 5*(2), 214-220. doi:10.1088/1741-2560/5/2/012

Bennett, D. A., ve Goldfarb, M. (2018). IMU-Based Wrist Rotation Control of a Transradial Myoelectric Prosthesis. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 26*(2), 419-427. doi:10.1109/tnsre.2017.2682642

Berger, N. (1958). Studies of the upper-extremity amputee. II. The population (1953-55). *Artif Limbs, 5*(1), 57-72.

Bertels, T., Schmalz, T., ve Ludwigs, E. (2009). Objectifying the Functional Advantages of Prosthetic Wrist Flexion. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 21*(2), 74-78. doi:10.1097/JPO.0b013e3181a10f46

Biddiss, E., Beaton, D., ve Chau, T. (2007). Consumer design priorities for upper limb prosthetics. *Disabil Rehabil Assist Technol, 2*(6), 346-357. doi:10.1080/17483100701714733

Biddiss, E., ve Chau, T. (2007a). The roles of predisposing characteristics, established need, and enabling resources on upper extremity prosthesis use and abandonment. *Disabil Rehabil Assist Technol, 2*(2), 71-84. doi:10.1080/17483100601138959

Biddiss, E., ve Chau, T. (2007b). Upper-limb prosthetics: critical factors in device abandonment. *Am J Phys Med Rehabil, 86*(12), 977-987. doi:10.1097/PHM.0b013e3181587f6c

Biddiss, E. A., ve Chau, T. T. (2007a). Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years. *Prosthetics and Orthotics International, 31*(3).

Biddiss, E. A., ve Chau, T. T. (2007). Upper limb prosthesis use and abandonment: a survey of the last 25 years. *Prosthet Orthot Int, 31*(3), 236-257. doi:10.1080/03093640600994581

Biddiss, E. A., ve Chau, T. T. (2007b). Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years. *Prosthetics and Orthotics International, 31*(3), 236-257. doi:10.1080/03093640600994581

Biddiss, E. A., ve Chau, T. T. (2008). Multivariate prediction of upper limb prosthesis acceptance or rejection. *Disabil Rehabil Assist Technol, 3*(4), 181-192. doi:10.1080/17483100701869826

Blough, D. K., Hubbard, S., McFarland, L. V., Smith, D. G., Gambel, J. M., ve Reiber, G. E. (2010). Prosthetic cost projections for servicemembers with major limb loss from Vietnam and OIF/OEF. *J Rehabil Res Dev, 47*(4), 387-402. doi:10.1682/jrrd.2009.04.0037

Bombois, X., ve Scorletti, G. (2012). *Design of least costly identification experiments. The main philosophy accompanied by illustrative examples*.

Borkowski, J., ve Pukelsheim, F. (1994). Optimal Design of Experiments. *Technometrics, 36*, 214. doi:10.2307/1270234

Bottomley, A. H. (1965). MYO-ELECTRIC CONTROL OF POWERED PROSTHESES. *The Journal of bone and joint surgery. British volume, 47*, 411-415.

Bouffard, J., Vincent, C., Boulianne, É., Lajoie, S., ve Mercier, C. (2012). Interactions Between the Phantom Limb Sensations, Prosthesis Use, and Rehabilitation as Seen by

Amputees and Health Professionals. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 24*(1), 25-33. doi:10.1097/JPO.0b013e318240d171

Boussaada, Z., Curea, O., Remaci, A., Camblong, H., ve Mrabet Bellaaj, N. (2018). A Nonlinear Autoregressive Exogenous (NARX) Neural Network Model for the Prediction of the Daily Direct Solar Radiation. *Energies, 11*(3), 620.

Bouwsema, H., van der Sluis, C. K., ve Bongers, R. M. (2010). Learning to control opening and closing a myoelectric hand. *Arch Phys Med Rehabil, 91*(9), 1442-1446. doi:10.1016/j.apmr.2010.06.025

Burger, H., Franchignoni, F., Heinemann, A. W., Kotnik, S., ve Giordano, A. (2008). Validation of the orthotics and prosthetics user survey upper extremity functional status module in people with unilateral upper limb amputation. *J Rehabil Med, 40*(5), 393-399. doi:10.2340/16501977-0183

Carey, S., Derek, L., ve Highsmith, M. (2017). Differences in Myoelectric and Body-Powered Upper-Limb Prostheses: Systematic Literature Review. *Journal of Prosthetics and Orthotics, 29*, P4-P16. doi:10.1097/JPO.0000000000000159

Carey, S. L., Lura, D. J., ve Highsmith, M. J. (2015). Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: Systematic literature review. *J Rehabil Res Dev, 52*(3), 247-262. doi:10.1682/jrrd.2014.08.0192

Chan, R. W. K., Yuen, J. K. K., Lee, E. W. M., ve Arashpour, M. (2015). Application of Nonlinear-Autoregressive-Exogenous model to predict the hysteretic behaviour of passive control systems. *Engineering Structures, 85*, 1-10. doi:https://doi.org/10.1016/j.engstruct.2014.12.007

Christodoulou, C. I., ve Pattichis, C. S. (1999). Unsupervised pattern recognition for the classification of EMG signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 46*(2), 169-178. doi:10.1109/10.740879

Chu, J. U., Moon, I., ve Mun, M. S. (2006). A real-time EMG pattern recognition system based on linear-nonlinear feature projection for a multifunction myoelectric hand. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 53*(11), 2232-2239. doi:10.1109/tbme.2006.883695

Cinal, Ş., Çelik, M. S., Şahin, İ., Tepe, C., ve Eminoğlu, İ. (2016, 27-29 Oct. 2016). *Design of prosthetic hand simulator*. Paper presented at the 2016 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO).

Clingman, R., ve Pidcoe, P. (2014). A novel myoelectric training device for upper limb prostheses. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 22*(4), 879-885. doi:10.1109/tnsre.2014.2315046

Crone, N. (1986). A Comparison of Myo-Electric and Standard Prostheses — A Case Study of a Pre-School Aged Congenital Amputee. *Canadian Journal of Occupational Therapy, 53*(4), 217-222. doi:10.1177/000841748605300407

Cupo, M. E., ve Sheredos, S. J. (1998). Clinical evaluation of a new, above-elbow, body-powered prosthetic arm: a final report. *J Rehabil Res Dev, 35*(4), 431-446.

Çelik, M. S. (2017). *Protez Elin Değişken Hızla Denetimi: Donanım ve Tasarımı.* (Yüksek Lisans), Ondokuz Mayıs Üniversitesi,

Çelik, M. S., Tepe, C., ve Eminoğlu, İ. (2023). Comparison of myo-electrical control methods: From muscle energy consumption to mechanical speed output. *Biomedical Signal Processing and Control, 84*, 104732. doi:https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.104732

Davidson, J. H., Jones, L. E., Cornet, J., ve Cittarelli, T. (2002). Management of the multiple limb amputee. *Disabil Rehabil, 24*(13), 688-699. doi:10.1080/09638280110115384

De Luca, C. (2006). Electromyography. In *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*.

De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics, 13*(2), 135-163. doi:10.1123/jab.13.2.135

De Luca, C. J., Donald Gilmore, L., Kuznetsov, M., ve Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics, 43*(8), 1573-1579. doi:https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.027

Demet, K., Martinet, N., Guillemin, F., Paysant, J., ve André, J. M. (2003). Health related quality of life and related factors in 539 persons with amputation of upper and lower limb. *Disabil Rehabil, 25*(9), 480-486. doi:10.1080/0963828031000090434

Desmond, D. M. (2007). Coping, affective distress, and psychosocial adjustment among people with traumatic upper limb amputations. *J Psychosom Res, 62*(1), 15-21. doi:10.1016/j.jpsychores.2006.07.027

Ding, Q. C., Xiong, A. B., Zhao, X. G., ve Han, J. D. (2011, 9-12 Oct. 2011). *A novel EMG-driven state space model for the estimation of continuous joint movements.* Paper presented at the 2011 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics.

Doeringer, J. A., ve Hogan, N. (1995). Performance of above elbow body-powered prostheses in visually guided unconstrained motion tasks. *IEEE Trans Biomed Eng, 42*(6), 621-631. doi:10.1109/10.387202

Durance, J. P., ve O'Shea, B. J. (1988). Upper limb amputees: a clinic profile. *Int Disabil Stud, 10*(2), 68-72. doi:10.3109/09638288809164107

Englehart, K., ve Hudgins, B. (2003). A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control. *IEEE Trans Biomed Eng, 50*(7), 848-854. doi:10.1109/tbme.2003.813539

Esposito, D., Centracchio, J., Bifulco, P., ve Andreozzi, E. (2023). A smart approach to EMG envelope extraction and powerful denoising for human–machine interfaces. *Scientific Reports, 13*(1), 7768. doi:10.1038/s41598-023-33319-4

Farrell, T. R., ve Weir, R. F. (2007). The Optimal Controller Delay for Myoelectric Prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 15*(1), 111-118. doi:10.1109/TNSRE.2007.891391

Farrell, T. R., ve Weir, R. F. (2008). A comparison of the effects of electrode implantation and targeting on pattern classification accuracy for prosthesis control. *IEEE Trans Biomed Eng, 55*(9), 2198-2211. doi:10.1109/tbme.2008.923917

Felzer, T., ve Freisleben, B. (2002). *HaWCoS: The "Hands-free" Wheelchair Control System*.

Fougner, A., Stavdahl, O., Kyberd, P. J., Losier, Y. G., ve Parker, P. A. (2012). Control of upper limb prostheses: terminology and proportional myoelectric control-a review. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 20*(5), 663-677. doi:10.1109/tnsre.2012.2196711

Freeland, A. E., ve Psonak, R. (2007). Traumatic below-elbow amputations. *Orthopedics, 30*(2), 120-126. doi:10.3928/01477447-20070201-16

Frierson, R. L., ve Lippmann, S. B. (1987). Psychiatric consultation for acute amputees. Report of a ten-year experience. *Psychosomatics, 28*(4), 183-189. doi:10.1016/s0033-3182(87)72543-2

Fukuda, T. Y., Echeimberg, J. d. O., Pompéu, J. E., Lucareli, P. R. G., Garbelotti, S. A., Gimenes, R. O.vd.,. (2010). *Root Mean Square Value of the Electromyographic Signal in the Isometric Torque of the Quadriceps, Hamstrings and Brachial Biceps Muscles in Female Subjects*.

Gaikwad, S. V., ve Rivera, D. E. (1996). Control-Relevant Input Signal Design for Multivariable System Identification: Application to High-Purity Distillation. *IFAC Proceedings Volumes, 29*(1), 6143-6148. doi:https://doi.org/10.1016/S1474-6670(17)58666-8

Gaine, W. J., Smart, C., ve Bransby-Zachary, M. (1997). Upper limb traumatic amputees. Review of prosthetic use. *J Hand Surg Br, 22*(1), 73-76. doi:10.1016/s0266-7681(97)80023-x

Gallagher, P., ve Maclachlan, M. (2001). Adjustment to an artificial limb: a qualitative perspective. *J Health Psychol, 6*(1), 85-100. doi:10.1177/135910530100600107

Grob, M., Papadopulos, N. A., Zimmermann, A., Biemer, E., ve Kovacs, L. (2008). The psychological impact of severe hand injury. *J Hand Surg Eur Vol, 33*(3), 358-362. doi:10.1177/1753193407087026

Gupta, R., Dhindsa, I. S., ve Agarwal, R. (2020). Continuous angular position estimation of human ankle during unconstrained locomotion. *Biomedical Signal Processing and Control, 60*, 101968. doi:https://doi.org/10.1016/j.bspc.2020.101968

Hafshejani, m., Javanshir, M., Kamali, M., Ghasemi, M., Emami, M., Esmaeeli, S. A.vd.,. (2012). The comparison of psychological and social adaptation below elbow amputation men using a mechanical and myoelectric prosthesis by using of TAPES questionnaire. *Life Science Journal, 9*, 5583-5587.

Han, J., Ding, Q., Xiong, A., ve Zhao, X. (2015). A State-Space EMG Model for the Estimation of Continuous Joint Movements. *Ieee Transactions on Industrial Electronics, 62*(7), 4267-4275. doi:10.1109/TIE.2014.2387337

Hargrove, L. J., Englehart, K., ve Hudgins, B. (2007). A comparison of surface and intramuscular myoelectric signal classification. *IEEE Trans Biomed Eng, 54*(5), 847-853. doi:10.1109/tbme.2006.889192

Highsmith, M. J., Carey, S. L., Koelsch, K. W., Lusk, C. P., ve Maitland, M. E. (2009). Design and fabrication of a passive-function, cylindrical grasp terminal device. *Prosthet Orthot Int, 33*(4), 391-398. doi:10.3109/03093640903241771

Hill, W., Stavdahl, Ø., Hermansson, L., Kyberd, P., Swanson, S., ve Hubbard, S. (2009). Functional Outcomes in the WHO-ICF Model: Establishment of the Upper Limb Prosthetic Outcome Measures Group. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 21*, 115-119. doi:10.1097/JPO.0b013e3181a1d2dc

Hjalmarsson, H. (2005). From experiment design to closed-loop control. *Automatica, 41*(3), 393-438. doi:https://doi.org/10.1016/j.automatica.2004.11.021

Holzer, L. A., Sevelda, F., Fraberger, G., Bluder, O., Kickinger, W., ve Holzer, G. (2014). Body image and self-esteem in lower-limb amputees. *PLoS One, 9*(3), e92943. doi:10.1371/journal.pone.0092943

Huang, G., Xian, Z., Zhang, Z., Li, S., ve Zhu, X. (2018). Divide-and-conquer muscle synergies: A new feature space decomposition approach for simultaneous multifunction myoelectric control. *Biomedical Signal Processing and Control, 44*, 209-220. doi:https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.04.011

Huang, M. E., Levy, C. E., ve Webster, J. B. (2001). Acquired limb deficiencies. 3. Prosthetic components, prescriptions, and indications. *Arch Phys Med Rehabil, 82*(3 Suppl 1), S17-24.

Hubbard, S., Heim, W., Naumann, S., Glasford, S., Montgomery, G., ve Ramdial, S. (2004). Powered Upper Limb Prosthetic Practice in Paediatrics. In A. Muzumdar (Ed.), *Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application* (pp. 85-115). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Hwang, H. J., Hahne, J. M., ve Müller, K. R. (2014). Channel selection for simultaneous and proportional myoelectric prosthesis control of multiple degrees-of-freedom. *J Neural Eng, 11*(5), 056008. doi:10.1088/1741-2560/11/5/056008

Isermann, R., Ernst, S., ve Nelles, O. (1997). Identification with Dynamic Neural Networks - Architectures, Comparisons, Applications. *IFAC Proceedings Volumes, 30*(11), 947-972. doi:https://doi.org/10.1016/S1474-6670(17)42969-7

Jensen, T. S., Krebs, B., Nielsen, J., ve Rasmussen, P. (1985). Immediate and long-term phantom limb pain in amputees: incidence, clinical characteristics and relationship to pre-amputation limb pain. *Pain, 21*(3), 267-278. doi:10.1016/0304-3959(85)90090-9

Jeong-Su, H., Bien, Z. Z., Dae-Jin, K., Hyong-Euk, L., ve Jong-Sung, K. (2003, 17-21 Sept. 2003). *Human-machine interface for wheelchair control with EMG and its evaluation.* Paper presented at the Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439).

Jiang, N., Dosen, S., Muller, K. R., ve Farina, D. (2012a). Myoelectric Control of Artificial Limbs-Is There a Need to Change Focus? *IEEE Signal Processing Magazine, 29*(5), 152-150. doi:10.1109/MSP.2012.2203480

Jiang, N., Dosen, S., Muller, K. R., ve Farina, D. (2012b). Myoelectric Control of Artificial Limbs—Is There a Need to Change Focus? [In the Spotlight]. *IEEE Signal Processing Magazine, 29*(5), 152-150. doi:10.1109/MSP.2012.2203480

Jiang, N., Vest-Nielsen, J. L., Muceli, S., ve Farina, D. (2012). EMG-based simultaneous and proportional estimation of wrist/hand kinematics in uni-lateral trans-radial amputees. *J Neuroeng Rehabil, 9*, 42. doi:10.1186/1743-0003-9-42

Jin, J., Duan, Z., Sun, F., Li, Q., Xia, P., Jin, J.vd.,. (2016). Model identification and analysis for parallel permanent magnetic suspension system based on ARX model. *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics, 52*, 1-8. doi:10.3233/JAE-162027

Jones, L. E., ve Davidson, J. H. (1995). The long-term outcome of upper limb amputees treated at a rehabilitation centre in Sydney, Australia. *Disabil Rehabil, 17*(8), 437-442. doi:10.3109/09638289509166658

Kannenberg, A. (2017). *Factors that influence acceptance and rejection of an upper limb prosthesis: A review of the literature.* Paper presented at the American Academy of Orthotists & Prosthetists 43rd Academy Annual Meeting & Scientific Symposium, March 1-4, Chicago, United States.

Kejlaa, G. H. (1993). Consumer concerns and the functional value of prostheses to upper limb amputees. *Prosthet Orthot Int, 17*(3), 157-163. doi:10.3109/03093649309164376

Kerns, R. D., Turk, D. C., ve Rudy, T. E. (1985). The West Haven-Yale Multidimensional Pain Inventory (WHYMPI). *Pain, 23*(4), 345-356. doi:10.1016/0304-3959(85)90004-1

Khalil, M., ve Duchêne, J. (2000). Uterine EMG analysis: a dynamic approach for change detection and classification. *IEEE Trans Biomed Eng, 47*(6), 748-756. doi:10.1109/10.844224

Khezri, M., ve Jahed, M. (2011). A Neuro-Fuzzy Inference System for sEMG-Based Identification of Hand Motion Commands. *Ieee Transactions on Industrial Electronics, 58*(5), 1952-1960. doi:10.1109/tie.2010.2053334

Kiguchi, K., Tanaka, T., Watanabe, K., ve Fukuda, T. (2003). Design and control of an exoskeleton system for human upper-limb motion assist. *Proceedings 2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2003), 2*, 926-931 vol.922.

Kim, S. L., Suk, H. J., Kang, J. H., Jung, J. M., Laine, T. H., ve Westlin, J. (2014, 6-8 March 2014). *Using Unity 3D to facilitate mobile augmented reality game development.* Paper presented at the 2014 IEEE World Forum on Internet of Things (WF-IoT).

Kooijman, C. M., Dijkstra, P. U., Geertzen, J. H. B., Elzinga, A., ve van der Schans, C. P. (2000). Phantom pain and phantom sensations in upper limb amputees: an epidemiological study. *Pain, 87*(1), 33-41. doi:10.1016/s0304-3959(00)00264-5

Kruger, L. M., ve Fishman, S. (1993). Myoelectric and Body-Powered Prostheses. *Journal of Pediatric Orthopaedics, 13*(1), 68-75.

Kubánek, J., Miller, K. J., Ojemann, J. G., Wolpaw, J. R., ve Schalk, G. (2009). Decoding flexion of individual fingers using electrocorticographic signals in humans. *J Neural Eng, 6*(6), 066001. doi:10.1088/1741-2560/6/6/066001

Kukreja, S. L., Galiana, H. L., ve Kearney, R. E. (2003). NARMAX representation and identification of ankle dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 50*(1), 70-81. doi:10.1109/TBME.2002.803507

Küçük, H. (2015). *EMG İşaretlerinin Tanı Destek Amaçlı Sınıflandırılması.* (Doktora Tezi), Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun.

Kyberd, P., ve Hill, W. (2011). Survey of upper limb prosthesis users in Sweden, the United Kingdom and Canada. *Prosthetics and Orthotics International, 35*, 234-241. doi:10.1177/0309364611409099

Lake, C., ve Dodson, R. (2006). Progressive upper limb prosthetics. *Phys Med Rehabil Clin N Am, 17*(1), 49-72. doi:10.1016/j.pmr.2005.10.004

Lamounier, E., Soares, A. B., Andrade, A. d. O., ve Carrijo, R. (2005). *A VIRTUAL PROSTHESIS CONTROL BASED ON NEURAL NETWORKS FOR EMG PARTTERN CLASSIFICATION*.

Li, G., Schultz, A. E., ve Kuiken, T. A. (2010). Quantifying pattern recognition-based myoelectric control of multifunctional transradial prostheses. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 18*(2), 185-192. doi:10.1109/tnsre.2009.2039619

Lin, T., Horne, B. G., Tino, P., ve Giles, C. L. (1996). Learning long-term dependencies in NARX recurrent neural networks. *IEEE Trans Neural Netw, 7*(6), 1329-1338. doi:10.1109/72.548162

Lock, B. A. (2005). *Desing and interactive assessment of continuous multifunction myoelectric control systems.* (Master's Thesis), University of New Brunswick, Frederiction, NB, Canada.

Lotze, M., Grodd, W., Birbaumer, N., Erb, M., Huse, E., ve Flor, H. (1999). Does use of a myoelectric prosthesis prevent cortical reorganization and phantom limb pain? *Nat Neurosci, 2*(6), 501-502. doi:10.1038/9145

Lovely, D. F. (2004a). The Origins and Nature of the Myoelectric Signal. In A. Muzumdar (Ed.), *Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application* (pp. 17-33). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Lovely, D. F. (2004b). Signals and Signal Processing for Myoelectric Control. In A. Muzumdar (Ed.), *Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application* (pp. 35-54). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Luca, C. J. D. (1979). Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-26*(6), 313-325. doi:10.1109/TBME.1979.326534

Luca, C. J. D. (2002). *Surface electromyography: Detection and recording*.

Lucas, M.-F., Gaufriau, A., Pascual, S., Doncarli, C., ve Farina, D. (2008). Multi-channel surface EMG classification using support vector machines and signal-based wavelet

optimization. *Biomedical Signal Processing and Control, 3*(2), 169-174. doi:https://doi.org/10.1016/j.bspc.2007.09.002

Madusanka, D. G. K., Wijayasingha, L. N. S., Gopura, R. A. R. C., Amarasinghe, Y. W. R., ve Mann, G. K. I. (2015, 7-8 April 2015). *A review on hybrid myoelectric control systems for upper limb prosthesis.* Paper presented at the 2015 Moratuwa Engineering Research Conference (MERCon).

Marieb, E. N., ve Hoehn, K. (2019). *Human Anatomy and Physiology* (11 ed.): Pearson.

Matsubara, T., ve Morimoto, J. (2013). Bilinear Modeling of EMG Signals to Extract User-Independent Features for Multiuser Myoelectric Interface. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 60*(8), 2205-2213. doi:10.1109/TBME.2013.2250502

McAdams, E. (2011). Biomedical Electrodes For Biopotential Monitoring and Electrostimulation. In H.-J. Yoo ve C. van Hoof (Eds.), *Bio-Medical CMOS ICs* (pp. 31-124). Boston, MA: Springer US.

McFarland, L. V., Hubbard Winkler, S. L., Heinemann, A. W., Jones, M., ve Esquenazi, A. (2010). Unilateral upper-limb loss: satisfaction and prosthetic-device use in veterans and servicemembers from Vietnam and OIF/OEF conflicts. *J Rehabil Res Dev, 47*(4), 299-316. doi:10.1682/jrrd.2009.03.0027

McLean, L., ve Scott, R. N. (2004). The Early History of Myoelectric Control of Prosthetic Limbs (1945–1970). In A. Muzumdar (Ed.), *Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application* (pp. 1-15). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Meredith, J. M. (1994). Comparison of three myoelectrically controlled prehensors and the voluntary-opening split hook. *Am J Occup Ther, 48*(10), 932-937. doi:10.5014/ajot.48.10.932

Merrill, D. R., Lockhart, J., Troyk, P. R., Weir, R. F., ve Hankin, D. L. (2011). Development of an implantable myoelectric sensor for advanced prosthesis control. *Artif Organs, 35*(3), 249-252. doi:10.1111/j.1525-1594.2011.01219.x

Miguelez, J. M. (2002). Critical Factors in Electrically Powered Upper-Extremity Prosthetics. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 14*(1), 36-38.

Montagnani, F., Controzzi, M., ve Cipriani, C. (2015). Is it Finger or Wrist Dexterity That is Missing in Current Hand Prostheses? *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 23*(4), 600-609. doi:10.1109/tnsre.2015.2398112

Moon, I., Lee, M., Chu, J., ve Mun, M. (2005). *Wearable EMG-based HCI for Electric-Powered Wheelchair Users with Motor Disabilities* (Vol. 2005).

Muceli, S., ve Farina, D. (2012). Simultaneous and proportional estimation of hand kinematics from EMG during mirrored movements at multiple degrees-of-freedom. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 20*(3), 371-378. doi:10.1109/tnsre.2011.2178039

Murray, C. D., ve Fox, J. (2002). Body image and prosthesis satisfaction in the lower limb amputee. *Disabil Rehabil, 24*(17), 925-931. doi:10.1080/09638280210150014

Narang, I. C., ve Jape, V. S. (1982). Retrospective study of 14,400 civilian disabled (new) treated over 25 years at an artificial limb centre. *Prosthet Orthot Int, 6*(1), 10-16. doi:10.3109/03093648209167732

Ng, B. C., Darus, I. Z. M., Jamaluddin, H., ve Kamar, H. M. (2014). Dynamic modelling of an automotive variable speed air conditioning system using nonlinear autoregressive exogenous neural networks. *Applied Thermal Engineering, 73*(1), 1255-1269. doi:https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2014.08.043

Nilas, P., Rani, P., ve Sarkar, N. (2004, 26 April-1 May 2004). *An innovative high-level human-robot interaction for disabled persons.* Paper presented at the IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004.

Ortiz-Catalan, M., Hakansson, B., ve Branemark, R. (2014). Real-Time and Simultaneous Control of Artificial Limbs Based on Pattern Recognition Algorithms. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 22*(4), 756-764. doi:10.1109/tnsre.2014.2305097

Oskoei, M. A., ve Hu, H. (2008). Support Vector Machine-Based Classification Scheme for Myoelectric Control Applied to Upper Limb. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 55*(8), 1956-1965. doi:10.1109/TBME.2008.919734

Østlie, K., Lesjø, I. M., Franklin, R. J., Garfelt, B., Skjeldal, O. H., ve Magnus, P. (2012). Prosthesis rejection in acquired major upper-limb amputees: a population-based survey. *Disabil Rehabil Assist Technol, 7*(4), 294-303. doi:10.3109/17483107.2011.635405

Pan, L., Sheng, X., Zhang, D., ve Zhu, X. (2013, 3-7 July 2013). *A linear model for simultaneously and proportionally estimating wrist kinematics from emg during mirrored bilateral movements.* Paper presented at the 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC).

Parkes, C. M. (1975). Psycho-social transitions: comparison between reactions to loss of a limb and loss of a spouse. *Br J Psychiatry, 127*, 204-210. doi:10.1192/bjp.127.3.204

Parkes, M. C., ve Napier, M. M. (1975). Psychiatric sequelae of amputation. *Br J Psychiatry, Spec No 9*, 440-446.

Peerdeman, B., Boere, D., Witteveen, H., in 't Veld, R. H., Hermens, H., Stramigioli, S.vd.,. (2011). Myoelectric forearm prostheses: state of the art from a user-centered perspective. *J Rehabil Res Dev, 48*(6), 719-737. doi:10.1682/jrrd.2010.08.0161

Pezzin, L. E., Dillingham, T. R., MacKenzie, E. J., Ephraim, P., ve Rossbach, P. (2004). Use and satisfaction with prosthetic limb devices and related services 11No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit on the author(s) or on any organization with which the author(s) is/are associated. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85*(5), 723-729. doi:https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.06.002

Pilarski, P. M., Dawson, M. R., Degris, T., Carey, J. P., Chan, K. M., Hebert, J. S.vd.,. (2013). Adaptive artificial limbs: a real-time approach to prediction and anticipation. *IEEE Robotics & Automation Magazine, 20*(1), 53-64. doi:10.1109/MRA.2012.2229948

Pinzur, M. S., Angelats, J., Light, T. R., Izuierdo, R., ve Pluth, T. (1994). Functional outcome following traumatic upper limb amputation and prosthetic limb fitting. *J Hand Surg Am, 19*(5), 836-839. doi:10.1016/0363-5023(94)90197-x

Pollock, D. S. G. (1999). *Handbook of Time Series Analysis, Signal Processing, and Dynamics*: Academic Press.

Putti, V. (2005). Historical Prostheses. *Journal of Hand Surgery, 30*(3), 310-325. doi:10.1016/J.JHSB.2005.01.001

Rahrooh, A., ve Shepard, S. (2009). Identification of nonlinear systems using NARMAX model. *Nonlinear Analysis: Theory, Methods & Applications, 71*(12), e1198-e1202. doi:https://doi.org/10.1016/j.na.2009.01.150

Raichle, K. A., Hanley, M. A., Molton, I., Kadel, N. J., Campbell, K., Phelps, E.vd.,. (2008). Prosthesis use in persons with lower- and upper-limb amputation. *J Rehabil Res Dev, 45*(7), 961-972. doi:10.1682/jrrd.2007.09.0151

Raj, R., Ramakrishna, R., ve Sivanandan, K. S. (2016). A real time surface electromyography signal driven prosthetic hand model using PID controlled DC motor. *Biomedical Engineering Letters, 6*(4), 276-286. doi:10.1007/s13534-016-0240-4

Raj, R., ve Sivanandan, K. S. (2017). Comparative study on estimation of elbow kinematics based on EMG time domain parameters using neural network and ANFIS NARX model. *Journal of Intelligent & Fuzzy Systems, 32*, 791-805. doi:10.3233/JIFS-16070

Ren, Z., ve Zhu, G. G. (2009). Pseudo-random binary sequence closed-loop system identification error with integration control. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I: Journal of Systems and Control Engineering, 223*(6), 877-884. doi:10.1243/09596518jsce794

Resnik, L., Meucci, M. R., Lieberman-Klinger, S., Fantini, C., Kelty, D. L., Disla, R.vd.,. (2012). Advanced upper limb prosthetic devices: implications for upper limb prosthetic rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil, 93*(4), 710-717. doi:10.1016/j.apmr.2011.11.010

Rivera, D. E., ve Jun, K. S. (2000). An integrated identification and control design methodology for multivariable process system applications. *IEEE Control Systems Magazine, 20*(3), 25-37. doi:10.1109/37.845036

Roeschlein, R. A., ve Domholdt, E. (1989). Factors related to successful upper extremity prosthetic use. *Prosthet Orthot Int, 13*(1), 14-18. doi:10.3109/03093648909079404

Roesler, H. (1974). Statistical Analysis and Evaluation of Myoelectric Signals for Proportional Control. In C. C. Thomas (Ed.), *The Control of Upper Extremity Prostheses and Orthoses* (pp. 44-53).

Rothchild, R. D. (1965). *Design of An Externally Powered Artificial Elbow for Electromyographic Control.* (M.S. Thesis), MIT, Cambridge.

Rubio, J. d. J., ve Yu, W. (2007). Stability Analysis of Nonlinear System Identification via Delayed Neural Networks. *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs, 54*(2), 161-165. doi:10.1109/TCSII.2006.886464

Rybarczyk, B., Nicholas, J. J., ve Nyenhuis, D. L. (1997). Coping with a leg amputation: Integrating research and clinical practice. *Rehabilitation Psychology, 42*, 241-256. doi:10.1037/0090-5550.42.3.241

Samad, T. (1997). Neural Networks for System Identification: A Control Industry Perspective. *IFAC Proceedings Volumes, 30*(11), 749-754. doi:https://doi.org/10.1016/S1474-6670(17)42935-1

Saradjian, A., Thompson, A. R., ve Datta, D. (2008). The experience of men using an upper limb prosthesis following amputation: positive coping and minimizing feeling different. *Disabil Rehabil, 30*(11), 871-883. doi:10.1080/09638280701427386

Scheme, E. J., ve Englehart, K. B. (2011). Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: state of the art and challenges for clinical use. *Journal of rehabilitation research and development, 48 6*, 643-659.

Schultz, A. E., ve Kuiken, T. A. (2011). Neural interfaces for control of upper limb prostheses: the state of the art and future possibilities. *Pm r, 3*(1), 55-67. doi:10.1016/j.pmrj.2010.06.016

Sebelius, F. C., Rosén, B. N., ve Lundborg, G. N. (2005). Refined myoelectric control in below-elbow amputees using artificial neural networks and a data glove. *J Hand Surg Am, 30*(4), 780-789. doi:10.1016/j.jhsa.2005.01.002

Shelton, T. J., Beck, J. P., Bloebaum, R. D., ve Bachus, K. N. (2011). Percutaneous osseointegrated prostheses for amputees: Limb compensation in a 12-month ovine model. *J Biomech, 44*(15), 2601-2606. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.08.020

Silcox, D. H., 3rd, Rooks, M. D., Vogel, R. R., ve Fleming, L. L. (1993). Myoelectric prostheses. A long-term follow-up and a study of the use of alternate prostheses. *J Bone Joint Surg Am, 75*(12), 1781-1789. doi:10.2106/00004623-199312000-00007

Smith, L. H., Kuiken, T. A., ve Hargrove, L. J. (2016). Myoelectric Control System and Task-Specific Characteristics Affect Voluntary Use of Simultaneous Control. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 24*(1), 109-116. doi:10.1109/tnsre.2015.2410755

Stein, R. B., ve Walley, M. (1983). Functional comparison of upper extremity amputees using myoelectric and conventional prostheses. *Arch Phys Med Rehabil, 64*(6), 243-248.

Tabor, A., Bateman, S., Scheme, E., Flatla, D., ve Gerling, K. (2017). *Designing Game-Based Myoelectric Prosthesis Training*.

Tepe, C. (2014). *EMG İşareti İle Protez Elin Değişken Hızla Denetimi: Donanım, Yazılım ve Algoritmik Yöntemler.* (Doktora), Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun.

Uellendahl, J. E. (2000). Upper extremity myoelectric prosthetics. *Phys Med Rehabil Clin N Am, 11*(3), 639-652.

Vujaklija, I., Farina, D., ve Aszmann, O. C. (2016). New developments in prosthetic arm systems. *Orthopedic research and reviews, 8*, 31-39. doi:10.2147/ORR.S71468

Webster, J. (2010). *22. Webster, J. G. (ed.), Medical instrumentation: application and design, Fourth edition, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ, 2010*.

Williams, T. W., 3rd. (2011). Progress on stabilizing and controlling powered upper-limb prostheses. *J Rehabil Res Dev, 48*(6), ix-xix. doi:10.1682/jrrd.2011.04.0078

Wright, T. W., Hagen, A. D., ve Wood, M. B. (1995). Prosthetic usage in major upper extremity amputations. *J Hand Surg Am, 20*(4), 619-622. doi:10.1016/s0363-5023(05)80278-3

Yadav, E. S., ve Indiran, T. (2019, 15-17 April 2019). *PRBS Based Identification and Conditional Control for an Optimal Operation of a Pilot Plant Binary Distillation Column.* Paper presented at the 2019 8th International Conference on Modeling Simulation and Applied Optimization (ICMSAO).

Yilmaz, I., ve Kaynar, O. (2011). Multiple regression, ANN (RBF, MLP) and ANFIS models for prediction of swell potential of clayey soils. *Expert Systems with Applications, 38*(5), 5958-5966. doi:https://doi.org/10.1016/j.eswa.2010.11.027

Young, A. J., Smith, L. H., Rouse, E. J., ve Hargrove, L. J. (2013). Classification of simultaneous movements using surface EMG pattern recognition. *IEEE Trans Biomed Eng, 60*(5), 1250-1258. doi:10.1109/tbme.2012.2232293

Zhang, W., Zhu, J., ve Gu, D. (2017). Identification of robotic systems with hysteresis using Nonlinear AutoRegressive eXogenous input models. *International Journal of Advanced Robotic Systems, 14*(3), 1729881417705845. doi:10.1177/1729881417705845

Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E. J., Ephraim, P. L., Travison, T. G., ve Brookmeyer, R. (2008). Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Arch Phys Med Rehabil, 89*(3), 422-429. doi:10.1016/j.apmr.2007.11.005

Zlotolow, D. A., ve Kozin, S. H. (2012). Advances in upper extremity prosthetics. *Hand Clin, 28*(4), 587-593. doi:10.1016/j.hcl.2012.08.014

ÖZ GEÇMİŞ

Mehmet Serdar ÇELİK Samsun Anadolu Lisesi'ni bitirdikten sonra Ondokuz Mayıs Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği bölümünden 03.02.2013 tarihinde mezun olmuştur. 2014 yılında OMÜ Elektrik Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı Yüksek Lisans programına giren ve programdan 27.01.2017 tarihinde mezun olan Çelik, 2017 yılında OMÜ Elektrik Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı Doktora programına başlamıştır. 2016 yılından bu yana Ondokuz Mayıs Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü bünyesinde Araştırma Görevlisi olarak görev yapan Mehmet Serdar ÇELİK orta derecede İngilizce bilmektedir (YÖKDİL:80).

İletişim Bilgileri

ORCID ID : 0000-0003-2050-6378

Tezden Çıkan Yayınlar:

1. Çelik, M.S., Tepe, C., Baş, H. & Eminoğlu, İ. (2017). Çok İşlevli Protez El Deney Düzeneği Tasarımı. Tıp Teknolojileri Kongresi 2016 (TIP-TEKNO 2016), Antalya, Türkiye. https://dx.doi.org/10.1109/TIPTEKNO.2016.7863120

2. Çelik, M.S., Tepe, C. & Eminoğlu, İ. (2022). Hardware Design of Low-Cost Myoelectric Controlled Prosthetic Hand For Engineering Laboratory. Iğdır Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 12(2), 715–725. https://dx.doi.org/10.21597/jist.1082384

3. Çelik, M.S., Tepe, C. & Eminoğlu, İ. (2023). Comparison of Myo-Electrical Control Methods From Muscle Energy Consumption to Mechanical Speed Output. Biomedical Signal Processing and Control, 84, 0–0. https://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2023.104732