T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

HAREKET EDEBİLEN ELEKTRONİK VE GENEL AMAÇLI SİBERNETİK EL KOL SİSTEMİ

ERDEM TATLI

YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ELEKTRONİK PROGRAMI

DANIŞMAN
YRD. DOÇ. DR. UMUT ENGİN AYTEN

İSTANBUL, 2018

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

HAREKET EDEBİLEN ELEKTRONİK VE GENEL AMAÇLI SİBERNETİK EL KOL SİSTEMİ

Erdem TATLI tarafından hazırlanan tez çalışması 20/12/2017 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Yrd.Doc. Dr. Umut Engin AYTEN

Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Yrd.Doc. Dr. Umut Engin AYTEN

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Prof. Dr. Herman SEDEF

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Yrd.Doc.Dr. Murat DEMİRER

Üsküdar Üniversitesi _____

ÖNSÖZ

Bu çalışmada, robot el sistemlerinin ve insan elinin nasıl çalıştığı, ne gibi görevleri hangi sıklık ve süreyle yaptığı göz önünde bulundurularak protez robot ellere uygun kriterlerde optimize edilmiş tasarımlar geliştirilmiş. Aynı zamanda yapay zekânın kas ve sinir sinyallerini öğrenerek robota komutlar vermesi ile insanla robotun iletişimi sağlanması üzerine çalışılmıştır.

Tez çalışmamın planlanmasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgisini, motivasyon ve desteğini esirgemeyen, tecrübeleriyle yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı şekillendiren sayın hocam Yrd Doç. Dr. Umut Engin Ayten'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ocak, 2018

Erdem TATLI

İÇİNDEKİLER

Sayfa
KISALTMA LİSTESİ v
ŞEKİL LİSTESİ vi
ÇİZELGE LİSTESİ vii
ÖZET viii
ABSTRACT x
BÖLÜM 1
GİRİŞ 1
1.1. Literatür Özeti 1
1.2. Tezin Amacı 5
1.3. Hipotez 6
BÖLÜM 2
SİSTEM TASARIMI 7
2.1. Mekanik 7
2.1.1. Parmak Tasarımı 7
2.1.2. El ve Bilek Tasarımı 9
2.1.3. Tasarım Ortamı ve Üretim 12
2.2. Elektronik 13
2.3. Yazılım 16
2.3.1. Geliştirme Ortamı 16
2.3.2. Yapay Sinir Ağları ve Komut Algılama 17
2.4. Önerilen Genel Sistem 18
BÖLÜM 3
DENEY SONUÇLARI 20
3.1. Deneyler ve Performans Analizi 20
3.1.1 Cisim Tutma (Kavrama) Deneyleri 20
BÖLÜM 4
SONUÇ VE ÖNERİLER 29
KAYNAKÇA 30
ÖZGEÇMİŞ 33

KISALTMA LİSTESİ

API	Application programming interface
DOF	Degrees of freedom(serbestlik derecesi)
EMG	Elektromiyografi
PWM	Pulse width modulation
YSA	Yapay sinir ağı

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 Robotik el tasarımları. 2
Şekil 1.2 Twist Drive tekniği 3
Şekil 1.3 Antagonistik tasarım 3
Şekil 2.1 El anatomisi ve kemikler 8
Şekil 2.2 Parmak ve yay mekanizması parmak ve yay mekanizması 9
Şekil 2.3 Parmaklar 10
Şekil 2.4 Motorlar ve kontrolcü 11
Şekil 2.5 Sonlu elemanlar analizi 1 12
Şekil 2.6 Sonlu elemanlar analizi 2 13
Şekil 2.7 Ana işlem birimi 14
Şekil 2.8 Kullanılan EMG sensörü 15
Şekil 2.9 EMG sensörünün yerleştirilme gösterimi 15
Şekil 2.10 EMG sınıflarından komut algılamak için önerilen model 17
Şekil 2.11 Önerilen sistem şeması 18
Şekil 2.12 Protezin hasta üzerinde görünümü 19
Şekil 3.1 Large Diameter 22
Şekil 3.2 Medium Wrap 22
Şekil 3.3 Prismic two finger 23
Şekil 3.4 Extension Type 23
Şekil 3.5 Small Diameter 24
Şekil 3.6 Power Sphere 24
Şekil 3.7 Mouse Grasp 25

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1.1 Yapay parmak tasarımlarının avantajları ve dezavantajları 2
Çizelge 2.1 İnsan el anatomisi 8
Çizelge 2.2 Maksimum ve ortalama hareket aralıkları (derece olarak). 11
Çizelge 3.1 Tasarımımızın [19]'da verilen 33 kavrama ile testi..... 20
Çizelge 3.2 [19] 'de 33 kavramadan başarılı 9 kavrama..... 21
Çizelge 3.3 YSA deney 1 26
Çizelge 3.4 YSA deney 2 27
Çizelge 3. 5 YSA deney 3 28
Çizelge 3. 6 Deney sonuçları 28

ÖZET

HAREKET EDEBİLEN ELEKTRONİK VE GENEL AMAÇLI SİBERNETİK EL KOL SİSTEMİ

Erdem TATLI

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Yrd.Doç.Dr. Umut Engin AYTEN

Hastalıklar, trafik kazaları, doğum kusurları ve askeri yaralanmalar gibi çeşitli nedenlerden dolayı ampute sayısı önemli derecede artmaktadır. Vücudun eksik bölümünü değiştiren yapay protez cihazları, bu tür özürlü insanlar için normal fiziksel aktivite elde etmede son derece yararlı olabilir. Gereksinimler özürlü insanların hem estetik hem de fonksiyonel ihtiyaçlarını içerir. Bu gereklilikler listesi, kullanılabilirlik ve ekonomik olma durumları da göz önüne alınırsa daha da uzar. Genellikle bu gereklilik listesinden bir kısmına odaklanan tasarım çözümleri literatürde ve ticari olarak bulunmaktadır. Bu tez kapsamında da daha geniş bir gereklilikler listesine çözüm oluşturan optimum bir sibernetik el sistemi tasarımı yapılmaya çalışılmıştır. Önerilen tasarım, sabit proksimal interfalangeal (PIP), distal interfalangeal (DIP) eklemler ve uyumlu metakarpofalangeal (MP) eklemi olan 5 parmaktan oluşmaktadır. Tasarlanan protez el, kullanıcının sinir sinyalleri ve kas aktivitesine göre istediği el fonksiyonunun gerçekleştirilmesini sağlar. Bu işlem için kablosuz bir 8 kanallı elektromyogram algılayıcısı kullanılır. Elektromyogramdan elde edilen veriler tasarlanan yapay sinir ağı ile sınıflandırılarak belirlenen el hareketi komutları algılanmış olur. Bu komutların mekanik sistemdeki el hareketine dönüşebilmesi için gerekli olan elektronik gömülü sistem tasarımı ve yazılımları gerçekleştirilmişltir. Protez el ile yapılan çeşitli deneysel çalışmalar sonucunda, sistemin işlevsel (tutuş şekilleri-grasp types) ve görünüşe dayalı pozlamaların (el işareti-posture) önemli bir bölümünü gerçekleştirebildiği ve sinirsel arayüzün pek çok görev için protezin kontrolünde başarılı

olduğu görülmüştür.

Bu sonuçlar, önerilen sistemin fiziksel olarak özürlülerin insana benzer hareketi taklit etme ve günlük görevleri yerine getirme konusunda potansiyelini göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: EMG, Robot, Protez el, yapay sinir ağlar

ABSTRACT

LOCOMOTİVE ELECTRONİC GENERİC AND CYBERNETİC HAND ARM SYSTEM

Erdem TATLI

Department of Electronics and Communications Engineering

Ms. Thesis

Advisor: Asst. Prof. Umut Engin AYTEN

The number of amputees has been significantly increasing due to various reasons including diseases, traffic accidents, birth defects and injuries in military. Artificial prosthetic devices replacing missing part of the body could be extremely beneficial for such handicapped people in obtaining normal physical activity.The requirements include both aesthetic and functional needs of handicapped people.These requirements further extend with usability and economical issues. With these long list of requirements, there are many local optimum design solutions.The proposed design consist of 5 fingers with fixed proximal interphalangeal (PIP), distal interphalangeal (DIP) joints and compliant metacarpophalangeal (MP) joint.

The control mechanism of the prosthesis is based on the neural signals and muscular activity using a wireless 8 channel electromyogram neural interface which does not require any external controller.The experimental results show that the system is able to achieve an important part of the functional as well as appearance-based poses, and the Neural interface is successful in controlling the prosthesis for many tasks.

These results are encouraging and demonstrate the potential of the proposed system to assist the physically handicapped in simulating human-like movement and accomplishing daily tasks.

This work also proposes an artificial neural network model to gather prosthetic hand control command from electromyogram(EMG) signals.

Main criteria is to apply fast methods and exploit recent data in order to decrease command detection latency.

Keywords: EMG, robot, prosthetic hand, neural networks

BÖLÜM 1

GİRİŞ

1.1 Literatür Özeti

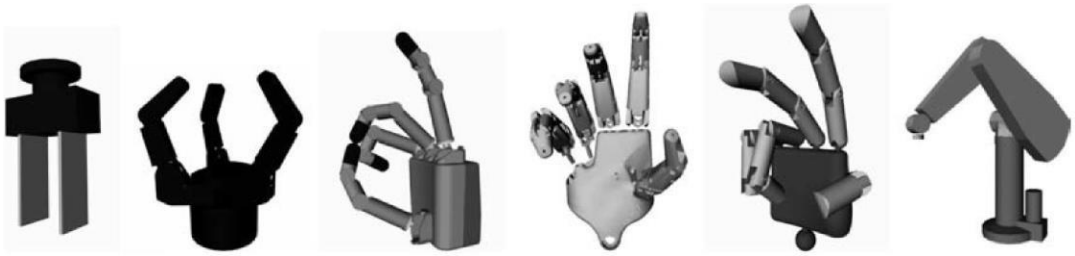
Eski zamanlarda robotik kol çalışmaları endüstriyel görevleri yerine getiren tek amaçlı tasarımlara dayanıyordu. Bu ilkel tasarımlar çoğunlukla tutucular ve benzeri mekaniklerdi. Robotik ellerin oluşturulması ile ilgili daha sonraki çalışmalar, kol protezi tasarımlarında ek işlevsellik kazanımlarına öncülük etmiştir [1].

Bu işlevler iki gruba ayrılabilir:

- Karşılaştırılabilir boyut ve ağırlıkta bir pakette insan el işlevlerini çoğaltmak için elin mekanik ve elektronik tasarımı.
- Önemli fonksiyonların performansını sağlayan kontrol mimarisi.

Protez tasarımları, robotik kol görevlerine ek olarak kavrama, güç ve ağırlık kısıtlamaları içerir. Kullanım alanına bağlı olarak, maliyet ile orantılı olan karmaşıklık ve işlevsellik göz önüne almalıdır.

Uzun yıllar boyunca robotik ellerin bir takım kavrama teknikleri geliştirilmiştir. Şekil 1, robotik kolların bazı farklı tasarımlarını göstermektedir. Literatürdeki ilk modeller sadece iki plakadan oluşan basit tasarımlardır. Elde tutma kabiliyetlerini arttırmak için 3 parmaklı, 4 parmaklı ve ardından 5 parmaklı insan benzeri el yapıları zaman içinde sırasıyla önerilmişlerdir [2].



Şekil 1.1 Robotik el tasarımları [2]

Genel olarak robotik eller için yapay parmak yapılarının üç ana tasarımı vardır [3]:

- Kablo-motor
- 4-çubuk mekanizması
- Kablo-pnömatik

Bu yöntemlerin avantajları ve dezavantajları çizelge 1'de verilmiştir. Kablo motoru yöntemi, parmak eklemlerini kasmak ve uzatmak için motorlar tarafından çekilen bir kablo kullanmaya dayanmaktadır. 4 çubuklu bağlantı tekniğinde bağlantı, parmak üzerindeki iki eklem arasına yerleştirilir ve iki eklemin hareketlerini birbirine bağlar. Pnömatik yöntemde kablolar pnömatik aktüatörler tarafından çekilir.

Çizelge 1.1 Yapay parmak tasarımlarının avantajları ve dezavantajları.

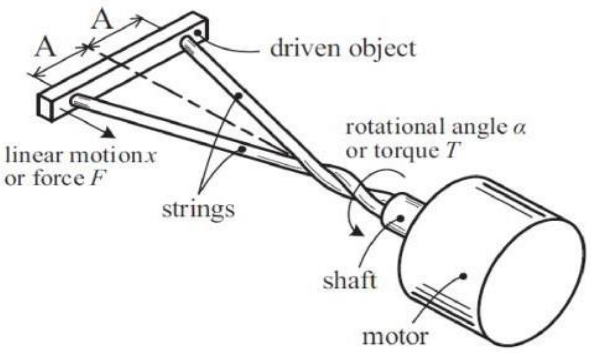
Yöntem	Avantaj	Dezavantaj
Kablo-motorlu	İnsan gibi	İnşa etmek zor
4-çubuk mekanizmalı	İnşa etmek kolaydır	Esnek değil
Kablo - pnömatik	İnsan gibi	Düşük hassasiyet

Liu ve diğerleri 2008 yılında, gerçekleştirdikleri iki farklı tip el tasarımını tanıtmışlardır [4]. Bu tasarımlar içten tahrikli ve dıştan tahrikli robot ellerdir. İçten tahrikte aktüatörler elin içinde bulunurken, dıştan tahrikli çalışmalarda önkola yerleştirilir. Beş parmaklı robot el ve kol tasarımı da [5] sunulmuştur. Bu çalışmada, 4 çubuk mekanizması parmak eklem hareketlerini uygulamak için kullanılmıştır. Kavrama işlemi için kol hareketi ve el konumu arasındaki ilişkiden faydalanan bir yaklaşımın kullanılabilir olduğu gösterilmiştir.

Robot ellerinin büyük kısmı, önkola yerleştirilen büyük motorların kullanımıyla sağlanan daha küçük el boyutları ve kuvvetlerinden dolayı dıştan tahrikli yapılmıştır [5]-[9]. Öte

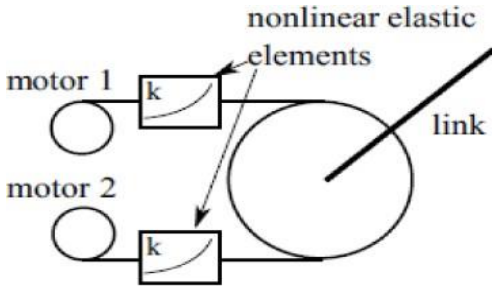
yandan, içten tahrikli eller daha büyüktür ve küçük ellerin içine tüm donanımı sığdırmak daha zordur [4].

Sonoda and Godler 2010'da, bir parmak çekme mekanizması olan Twist Drive, iki halatın motor dönmesi ile bükülmesine dayanılarak tanımlanmıştır (Şekil 1.2) [10] . Önerilen teknik, rotasyonel hareketi doğrusal harekete çevirir ve hızı feda ederek yüksek tork sağlar.



Şekil 1.2 Twist Drive tekniği [10]

Grebenstein vd., 2011, dıştan tahrikli olarak çalıştırılan bir el yapısı örneğini sunmuşlardır [6]. El, insan parmağındaki agonist ve antagonist kasları taklit ederek antagonistik bir tasarım simüle eder. Agonist ve antagonist kaslar her bir eklemin karşılıklı taraflarının tutturulduğu iki kablo ve bu kablolara bağlı ayrı motorlar ile kontrol edilir. Mekanizma, Şekil 1.3'te gösterildiği gibi eklem üzerine bağlanan kablolar üzerinde elastik elemanlar kullanmaktadır. Elastik elemanlar, motorlara karşı anlık kuvvet ve motorların karşıt hareketleri gibi birçok pratik problemi de çözmektedir.



Şekil 1.3 Antagonistik tasarım [6].

Bir diğer parmak tasarımı eksik tahrikli parmaklar konseptidir. Bu konsept motor sayısından daha fazla serbestlik derecesi (eklem sayısı) olduğunda gerçekleşir. Burada torsiyon yayları, parmakların her bir eklem noktasına koyulmuştur. Motorlar eklemleri

kapatmak için kullanılırken, yaylar ise geri açmak için kullanılmıştır [7]. Bu yaklaşım, motor sayısını azaltırken kendiliğinden uyarlanabilir bir tutuş sağlar.

Protez eller çok hafif, basit ve düşük maliyetli tasarımlardan, gelişmiş antropomorfik ve pahalı ürünlere kadar bir yelpazededir. Protez elleriyle ilgili birçok araştırma, farklı tasarım gereksinimleri üzerine odaklanmaktadır. Bazı örnekler yüksek işlevsellik odağı [11], dayanıklılık odağı [12], maliyet odaklı tasarım [13], ağırlık, maliyet ve kullanılabilirlik odağı [14]'dir. Protez ellerde, çok serbestlik derecesi ve yüksek ağırlık, maliyeti ve ebadı arttırır [15].

Bazı basit ve düşük maliyetli protez eller, Open Bionics tarafından geliştirilen Ada Hand [21] ve Open Hand Projesinde geliştirilen Dextrus'tur [20]. Açık kaynak projelerinde genellikle düşük maliyet ve hafiflik ön plandadır. Ancak işlevsellik, dayanıklılık, gürültü ve boyut gibi kısıtlamalara odaklanılmamıştır.

Ticari protezlerin bazı işlevsel, dayanıklı, yüksek maliyetli ve estetik örnekleri şu şekildir: Vincent Hand [21], Michelangelo [22], Bebionic [23] ve İlimb [24] 'dir. Gelişmiş ticari protez eller, gerekliliklerin çoğu sağlanacak şekilde tasarlanmıştır. Fakat bu tasarımlarda boyut ve maliyet artmaktadır. Daha düşük maliyetli ticari protez eller de ise fonksiyonellik ve estetikten ödün verilmektedir.

Bunlarla birlikte, ticari protezlerin ömrü de önemlidir, çünkü değiştirilmeden önce uzun süre görev yapmaları gerekir. Protez eller, maliyet, dayanıklılık ve kullanışlılık gibi çeşitli olguları sağlamak için kaba yüzeylere çarpmak gibi basit kazalarda hayatta kalabilmelidir. Protez ellerin ömrünü uzatmak için yaylar [15] motorları ve diğer mekanizmaları korumak için kullanışlıdır, aynı zamanda nesneleri kendiliğinden uyarlanabilir şekilde tutmak için de yararlıdır.

[11] 'de kol kaslarından elektromiyografik (EMG) sinyaller kullanılarak basit bir kontrol mekanizması tanımlanmıştır. Bu teknik kas gerilmeleri için sınır seviyeleri tanımlamıştır. Kas gerilimi sınırı aştığında, durum değişimi yapılır. Bu yaklaşımla, EMG sinyalleriyle kontrol karmaşıklığı, basit anahtar mekanizması ile kontrolün karmaşıklığına indirgenir. Alternatif bir kontrol mekanizması olan Achılle, Carrozz vd., tarafından önerilmiştir [12] ve giyilebilir ayakkabı tabanına basınç algılayıcısı yerleştirilmesine dayanır. Sensörler her

anahtar noktasındaki basınçları ölçer ve eşik değerleriyle karşılaştırır. Sistem kullanıcıların çabalarını azaltır. Ancak, bu yöntem ayağa kontrol sorumluluğu atar ve kullanıcının el ayak koordinasyon yeteneğini azaltır.

Önerilen yöntem [26]'da bir özellik çıkarma yöntemi olarak dalgacık dönüşümü (wavelet transform), boyut azaltma yöntemi olarak PCA ve sınıflandırma yöntemi olarak FCM / PCM ve FKNN kullanmıştır. Yöntemin başarısı ortalama% 83.5 olarak verilmektedir.

Shroffe ve Manimegalai 2013'te yaptıkları çalışmada önerilen yöntem son EMG sinyali için ortalama mutlak değer(Mean absolute value), karekök ortalamanın karesi (root mean square), varyans, ortalama frekans, sıfır geçiş (zero crossing), eğim işareti değişikliği (slope sign change), standart sapma, dalga uzunluğu, wilson genliği, hızlı fourier dönüşümü ve benzeri frekans ve dağılıma dayalı parametreleri kullanmaktadır [27]. Yapay sinir ağı bu özellikleri girdi olarak alır ve EMG sinyalini sınıflandırır. Çapraz kontrol doğruluğu (cross validation accuracy), üç kişiden alınan verilerde % 92 ve% 98 arasında değişir.

Crawford, vd., 2005'de yaptıkları araştırmada 8-sınıflı robotik ve protez el kontrol problemini çözmek için doğrusal Destek Vektör Makineleri tabanlı sınıflandırma önermişlerdir. Önerilen yöntem% 90'ın üzerinde doğruluklara ulaşmaktadır [28].

Arvetti vd., 2007'de yaptıkları çalışmada önerilen yöntem, aktif el protezini kontrol etmek için iki EMG sensörü ile beş farklı hareketi tespit etmekşeklindedir. Yöntem amplifikatör, özellik çıkarma (FFT ve dalgacık dahil) ve sinir ağından oluşur. Elde edilen doğruluk, iki kişiden alınan veriler için %86 ve %96.77'dir [29].

1.2 Tezin Amacı

Bu çalışmada, ana odak noktamız, düşük güç tüketimini, hafifliği, insana benzer boyutu, gürültü ve aktüatörlerin neden olduğu titreşimin azaltılmasını gerçekleştirmek için eksik tahrikli bir protez el tasarlamaktır.

Bununla beraber EMG sinyallerinden başarılı ve gerçek zamanlı protez el komut algılamasını oluşturmak için bir yapay sinir ağı analizi önerilmektedir.

1.3 Hipotez

Mekanik kısıtlamaları karşılamak için, eklemler ile motorların bağlantılarını sağlayan yay mekanizmalarımız dayanıklılığı ve işlevselliği artırır. Mekanik tasarımımız, estetik, kullanılabilirlik, gürültü, titreşim ve işlevsellik kısıtlamalarını dikkate almaktadır.

Önerilen yapay sinir ağları yöntemi, komutu çok hızlı algılamak için geçmiş girişleri dikkate almaz, yalnızca anlık girişi kullanır.

BÖLÜM 2

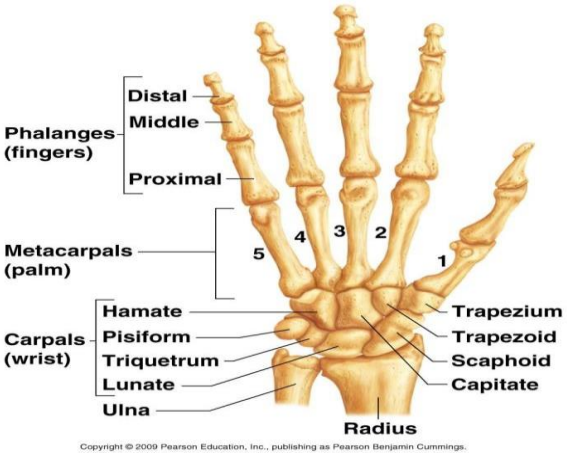
SİSTEM TASARIMI

2.1 Mekanik

Önerilen protez el tasarımı, üç aktüatörlü (aktif serbestlik derecesi) beş parmaklı (serbestlik derecesi) el, bir serbestlik dereceli bilek ve parmak fleksiyonu ve ekstensiyonu için yay mekanizmalarından oluşmaktadır. Tasarım açıklamalarını parmak tasarımı ve el-bilek tasarımı olarak iki kısma bölünür.

2.1.1 Parmak Tasarımı

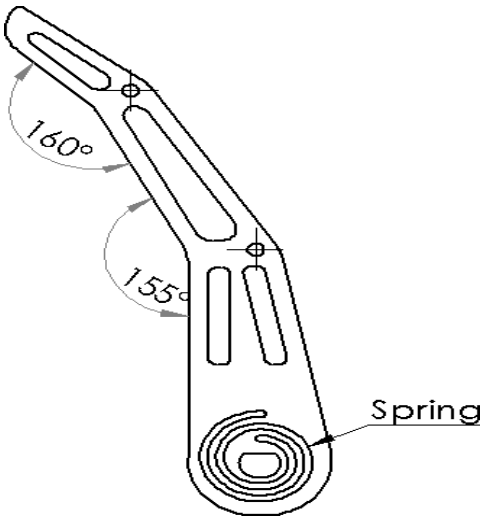
Önerilen robotik parmak tasarımı (Şekil 2.2) insan eli anatomisi (Şekil 2.1) ile karşılaştırıldığında sabit aralıklı proksimal interfalangeal (PIP) ve distal interfalangeal (DIP) eklemlerden oluşur. Metakarpofalangeal (MP) eklem, aktüatörlere bağlanmadan önce konumlandırılmış yay mekanizmasına sahiptir. Parmaklardaki sabit eklemlerin açıları, parmaklara göre işlevsellik ve estetik temel alınarak ayarlanmıştır. MP eklemlerindeki yay mekanizmaları, uyumlu hareketleri sağlayarak işlevselliği artırır.



Şekil 2.1 İnsan el anatomisi

Şekil 2.1'de bahsedilen eklemler DIP, PIP, MP, Metacarpal insan eli üzerinde şekilde gösterilmektedir.

Yay mekanizmaları ayrı parçalar değildir. Bunun yerine parmağın içine gömülüdürler. Bu gömülme işlemi güç aktarma şaftına bağlanan alanı bir yay biçiminde keserek sağlanır (Şekil 2.1). Bu gömülü yay sistemi, çeşitli nedenlerle önemlidir. Birincisi, montaj işleminde toplam bileşen sayısını azaltır, bu da montaj maliyetini ve zamanı düşürür. Hassasiyeti yüksek CAD tasarım boyutları, ayrıca özel yay yaptırmaya gerek kalmadan lazer kesim CNC'de parçaların kesim işlemi esnasında ilave maliyet olmadan üretilebilir. Bu yöntem aynı zamanda ayrı olarak üretilen yaylarla kıyaslanırsa gömülü yayın daha kolay ve daha hassas sonlu elemanlar analiz sonuçlarını sağlar. Çünkü ayrı yayların el ile sarılarak ve diğer şekillerdeki imalat ve montaj hatalarını azaltır. Ve en önemlisi, bu yöntem ayrı yay mekanizmalarıyla karşılaştırıldığında sistemin toplam boyutunu önemli ölçüde küçültür.



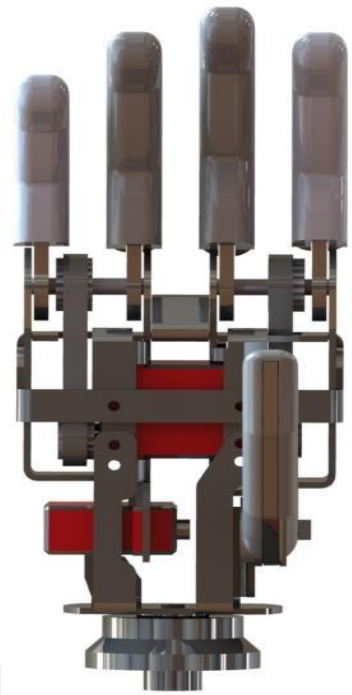
Şekil 2.2 Parmak ve yay mekanizması

Üç aktüatör, tüm parmak hareketlerini mümkün kılar. Bir aktüatör, baş parmak fleksiyon / ekstensiyon için ayrılmıştır. Bir aktüatör işaret / orta parmaklarda fleksiyon / ekstensiyon için ayrılmıştır ve bir aktüatörde yüzük / küçük parmaklarda fleksiyon / ekstensiyona adanmıştır. Bu aktüatör tasarımı işaret ve orta parmağını aynı anda hareket ettirmiş olur. Aynı kısıtlama, yüzük parmak ve küçük parmak için de geçerlidir.

Bununla birlikte, parmaklardaki yay mekanizmaları, birleşmiş parmakların (indeks orta ve halka-küçük) engellerin neden olduğu karşı kuvvetlere adapte olarak farklı açılarda hareket etmesini sağlar. Bu durum, kavranan nesneler tarafından uygulanan bir karşı kuvvet oluşunca etkinleşir.

2.1.2 El ve Bilek Tasarımı

Tasarımda, parmaklar birbirine paralel yerleştirildi (Şekil 2.2). Aksine, insan parmakları mükemmel paralel değildir. Bu konfigürasyon doğal duruştan hafifçe ödün vermektedir.Öte yandan, tasarımda motorlardan eklemlere güç aktaran mekanizmaların karmaşıklığını azaltır, üretim ve montaj kolaylığı sağlar, ayrıca dayanıklılığı artırır.

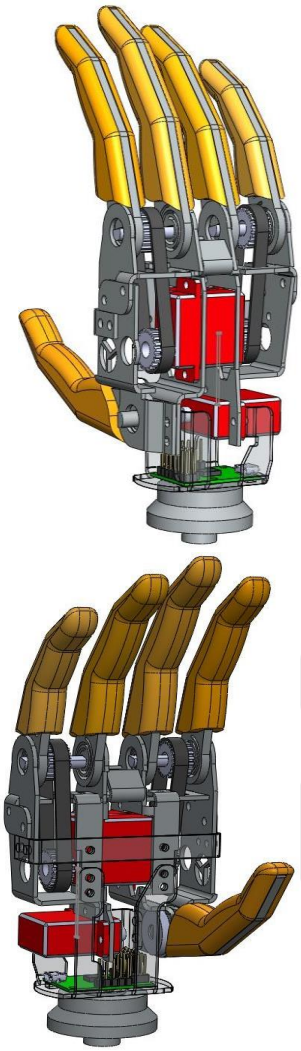


Şekil 2.3 Parmaklar

Protez el tasarımımız üç motordan (ve bilek için bir motordan) oluşur. El motorları şekil 3'te kırmızı olarak gösterildiği gibi yerleştirilmiştir. Başparmak doğrudan aktüatöre bağlanmıştır. İşaret ile orta ve yüzük ile küçük parmaklar çiftlerdir. Her parmak çifti ayrı birer mile bağlandı. Her milin hareketi ayrı birer aktüatör (servo motor) tarafından sağlanmaktadır. Motor çıktıları, triger kayışları vasıtasıyla şaftlara iletilir.

İndeks, orta, halka ve küçük parmakların eşit aralıkta hareket etmesi 90 derecedir. Başparmak 70 derece hareket aralığına sahiptir.

Önerilen tasarımla, en çok kullanılan tutuşların çoğunu gerçekleştirmeyi amaçladık. İnsan eli günlük görevlerde,% 35 güç tutuşu,% 30 hassas tutma ve % 20 yanal tutma için kullanılır [16]. Tasarımımız güç kavrama ve hassas kavrama ihtiyacını karşılar.



Şekil 2.4 Motorlar ve kontrolcü

Şekil 2.4'te Motorlar avucun içinde kırmızı renkte gösterilmiş ve elektronik denetleyici bilek kısmında yeşil olarak gösterilmiştir.

Ön kol pronasyonu / supinasyonu bileğin en önemli görevidir [17]. Buna ek olarak, tüm bilek hareketleri maksimum hareket alanı ve günlük ortalama hareket alanı ile çizelge 1'de verilmektedir. Tüm bilek hareketlerinin hareket aralığı oranları dikkate alındığında rotasyon oldukça öne çıkar, bundan dolayı bilek hareketimizde sadece rotasyona karşılık gelen bir serbestlik derecesinden oluşması uygun görülmüştür.

Çizelge 2.2 Maksimum ve ortalama hareket aralıkları (derece olarak).

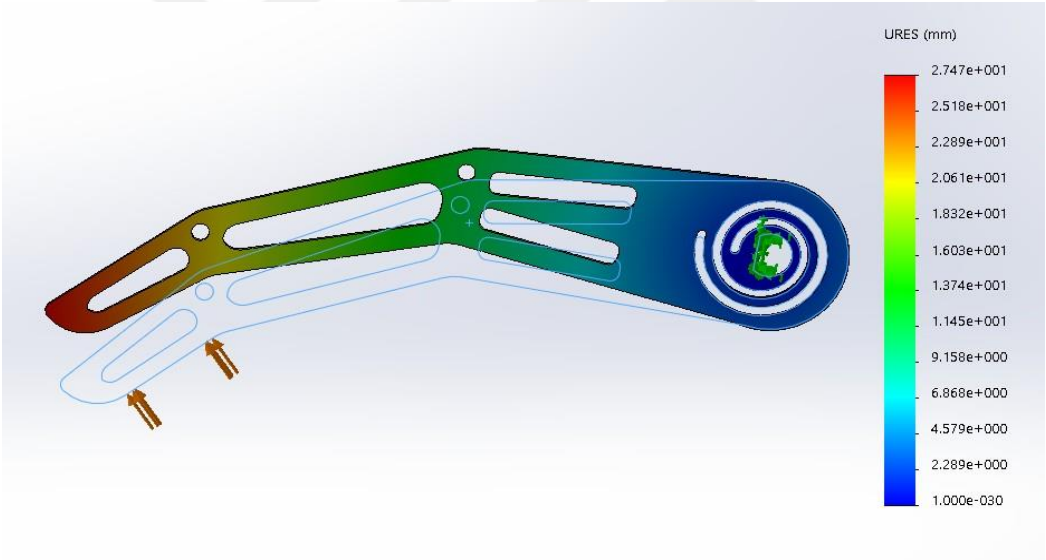
Hareketler	Max hareket aralığı	Günlük ortalama hareket aralığı
Önkol Pronasyon/ Supinasyon	80/90	30/40
Bilek Fleksiyon/ Ekstensiyon	60/70	05/30
Bilek Ulnar/ Radyal Deviasyion	30/20	10/15

2.1.3 Tasarım ortamı ve üretim

Tüm parçalar SolidWorks katı modelleme yazılımı kullanılarak bilgisayar destekli tasarım(CAD) ortamında çizilmiş ve montajı yapılarak kinematik davranışları simüle edilmiştir.

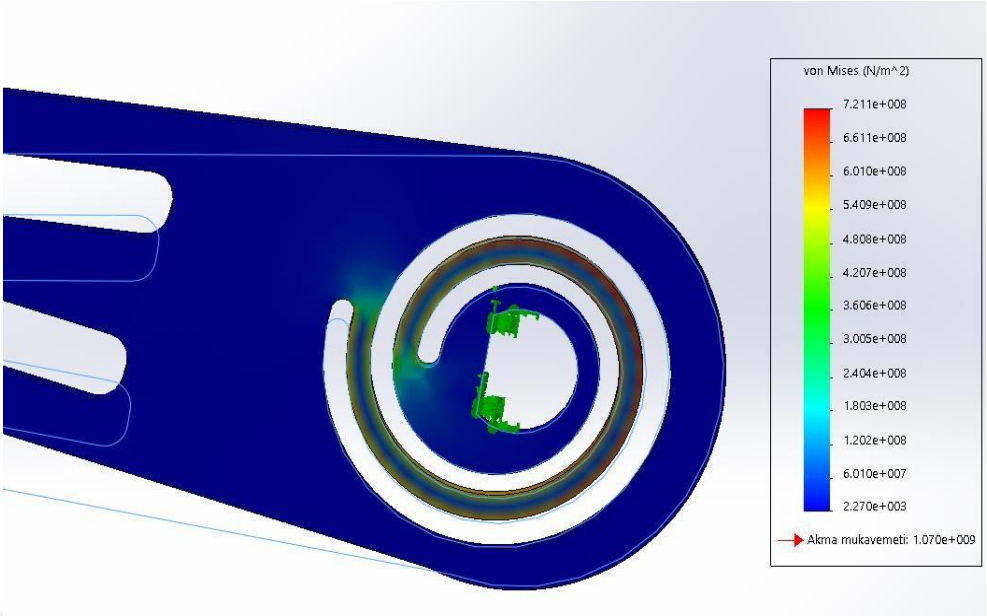
Parmakların ucuna uygulanan kuvvetlere karşı yayların davranış biçimi ve yer değiştirmeler SolidWorks SimulationXpress kullanılarak sonlu elemanlar yöntemi ile analiz edilmiştir.

Analiz için günlük işlerde parma ucuna binebilecek 5 newtonluk bir yük ile simülasyon yapılmıştır. Simulasyonda malzeme olarak Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr-0.25Si titanyum alaşımı kullanılmıştır. Şekil 2.5'te mor oklar parmak ucuna uygulanan 5 Newtonluk yükü göstermektedir. Yerdeğiştirme şekilde görülmektedir.



Şekil 2.5 Sonlu elemanlar analizi 1

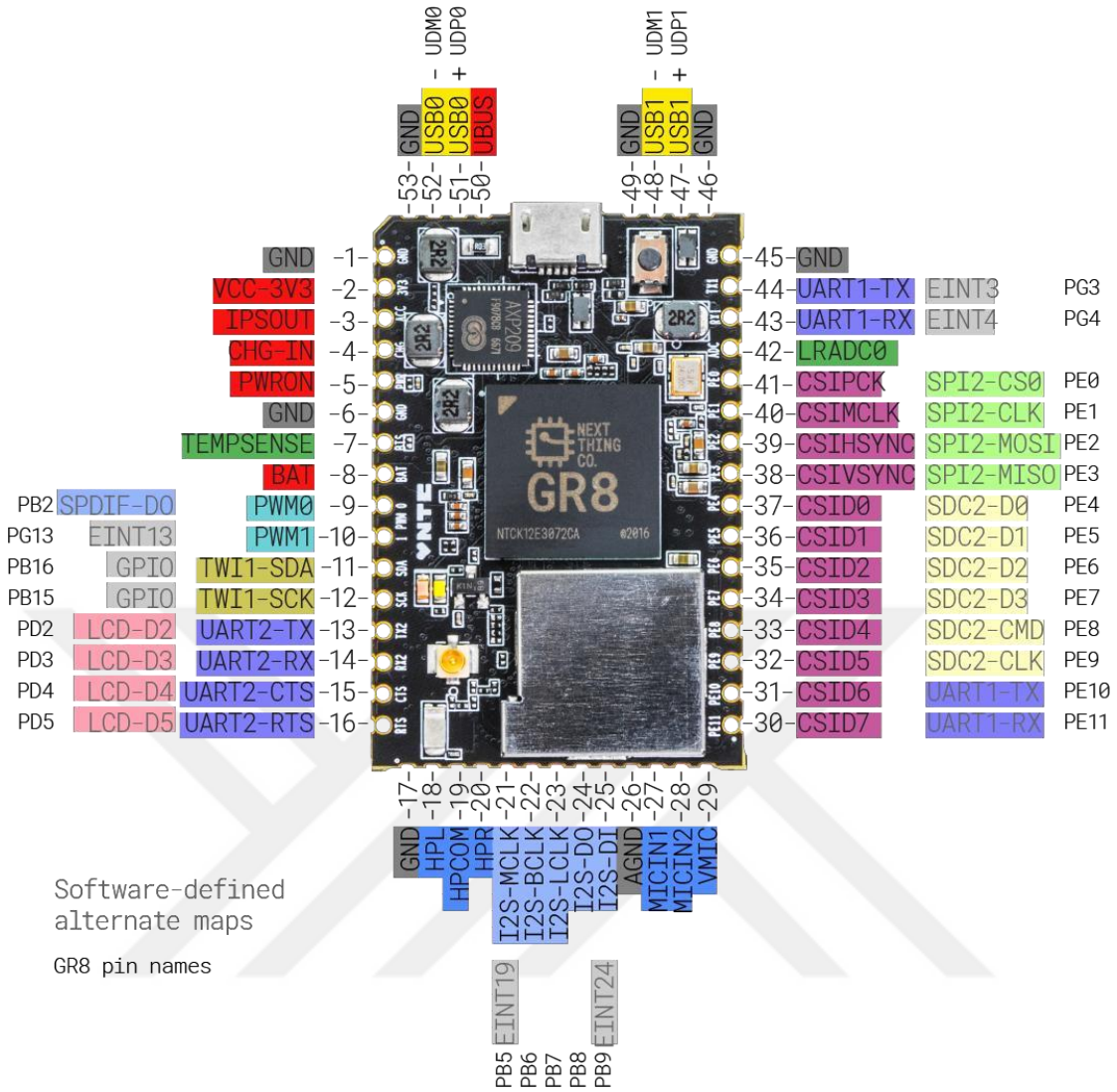
Şekil 2.6'da yay üzerindeki von Mises stressleri analiz programı tarafından renklendirilerek gösterilmiştir.



Şekil 2.6 Sonlu elemanlar analizi 2

2.2 Elektronik

Robotun çalışması için Linux işletim sistemi çalıştırabilecek bir platform gereklidir. İşletim sistemi kullanılmasının sebeplerinden biri kullandığımız EMG ölçüm cihazının API'sinin kurulmasıdır. Diğer sebeplerden bazıları da keras yapay sinir ağı kütüphanesinin kurulması ve de dış bilgisayarlardaki ağ model parametrelerinin kolay aktarılabilmesidir. Bu boyutlarda kullanılabilecek en uygun tek kartlı bilgisayar Chip pro(Şekil 2.7**)** olarak belirlenmiştir.

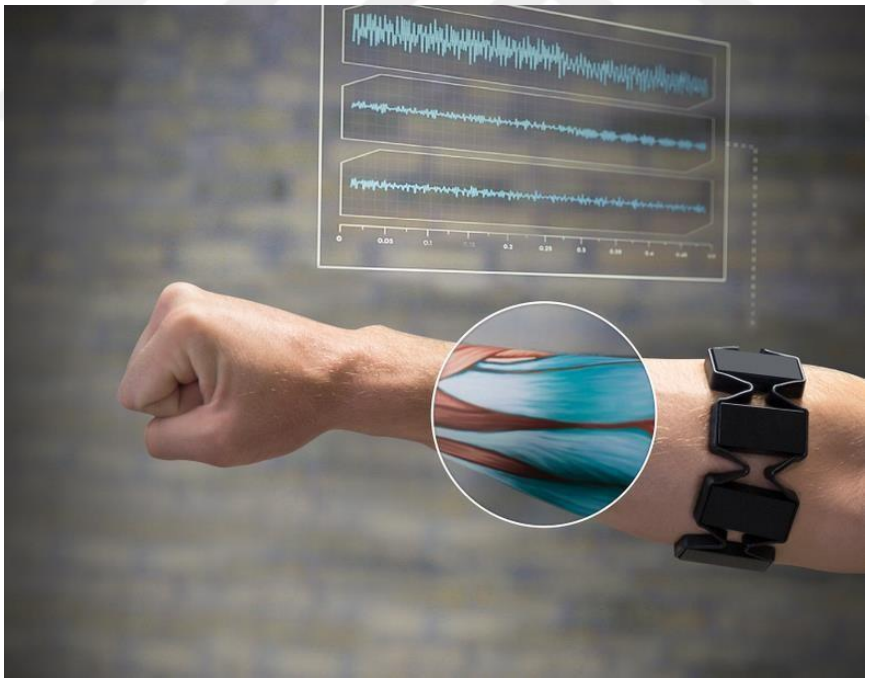


Şekil 2.7 Ana işlem birimi

Servolarla PWM(pulse width modulation) üzerinden haberleşmesi için ikinci bir kart kullanılmıştır. Chip pro üzerinde 2 donanım PWM çıkışı olduğu için sistemdeki 4 motoru karşılamamaktadır. Öte yandan yazılım PWMler hem sistemi yavaşlatma hemde problemli çalışmaktadır. EMG verilerinin elde edilmesi için MYO Kol bandı [25] kullanılır. MYO Kol bandında 8 sensör ve 50 Hz veri kaydı bulunur. Sensörün kablosuz (bluetooth) bağlantısı vardır. Myo kolbandı hastanın kolunun kalan kısmına şekil 2.9'de gösterildiği gibi yerleştirilmektedir.



Şekil 2.8 Kullanılan EMG sensörü



Şekil 2.9 EMG sensörünün yerleştirilme gösterimi

Üretici şirketi, 5 hareketli komut ve bir serbest komutu için bir el hareketi algılama arayüzü tedarik etmektedir. Kurulum pozları çift dokunuş, sola el sallama, sağa el sallama, parmaklar açıkken, yumruk ve serbest pozları. Bu jestler kol kaslarında belirgin olan yüksek aktivasyon sinyalleri oluşturur. Bu jestlerin algılanması daha kolay olduğundan, uzaktan kumanda durumları için uygundur.

Bununla birlikte, protez el komutları, bir ampute tarafından kolayca üretilmelidir. Ek olarak, kullanılabilirliği artırmak için komutlar protezin gerçek hareketine yakın olmalıdır. Ana jestler (Şekil 2.1) ve komutlar aşağıdaki gibi seçilir:

- Yumruk (kapalı el),
- Parmak açma (açık el),
- Serbest(hareketsiz),
- Saat yönünde döndür,
- Saat yönünün tersine döndür

2.3 Yazılım

Yazılım kısmı gömülü kontrol sistemi ve kaslardan alınan sinyalleri anlamlandırma sistemi olarak ikiye ayrılabilir. Gömülü kontrol kısmında servoların konumlarının tekrar tekrar belirlenmesi ve istenen hızlarda hareket etmeleri için gerekli sinyaller ana kontrolcü tarafından üretilip servolara sinyali dağıtmak üzere servo kontrolcüsüne seri haberleşme ile iletilir. Kullanıcı tarafından verilen komutları algılama ise ana işlemcinin bluetooth üzerinden EMG sinyallerini alarak bir yapay sinir ağında sınıflandırması ile sağlanır.

2.3.1 Geliştirme Ortamı

Projemizde geliştirme ortamı olarak Ubuntu üzerinde koşan bir pyhton 2.7 spyder IDE kullanılmaktadır. Keras yapay sinir ağları kütüphanesi kullanılmaktadır.

Keras arka planda tensorflow kullanmaktadır. Kerasın en önemli özelliği daha az komutla daha çok işi yapabilmesidir.

2.3.2 Yapay Sinir Ağları Ve Komut Algılama Yöntemi

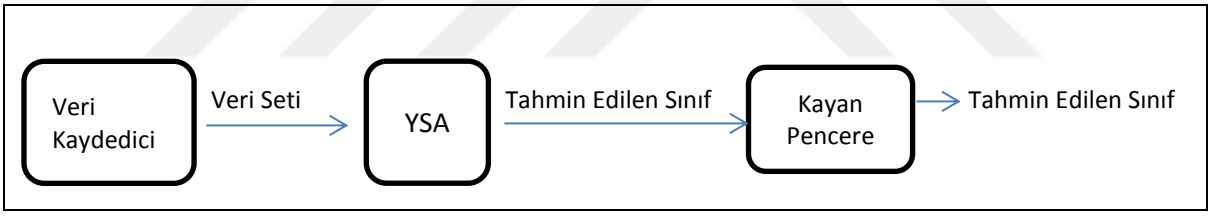
Önerilen yöntem, Şekil 2.2'de sunulan veri kayıt cihazı, yapay sinir ağı ve kayan pencere filtresinden oluşmaktadır.

Veri kaydedici, veri kaydı başladıktan sonra kullanıcıdan istenen sınıfı ve EMG verilerini kaydeder. Temelde kullanıcı bir komut vermeye başlamak için bir düğmeye basar ve kaydedici istenilen komut için EMG sinyallerini bir süre boyunca kaydeder (sürenin 2 saniye alınması uygun görülmüştür).

Yapay sinir ağı modülü değişken katmanlardan, katmandaki düğüm sayılarından ve dropout ihtimalinden oluşan çok tabakalı bir ağdır. Sigmoid aktivasyon fonksiyonu kullanılır. Değişkenliği azaltmak ve diğer parametreleri incelemek için epoc sayısı 150'ye sabitlenmiştir.

EMG sınıflarından komut algılamak için önerilen model Şekil 2.10'da gösterildiği gibidir.

Sınıfların sırasından istifade etmek için kayan pencere kullanılır. Daha tutarlı bir sonuç bulmak için son n sınıflamada çoğunlukla ortaya çıkan sınıf güncel sınıf olarak seçilmiştir.



Şekil 2.10 EMG sınıflarından komut algılamak için önerilen model

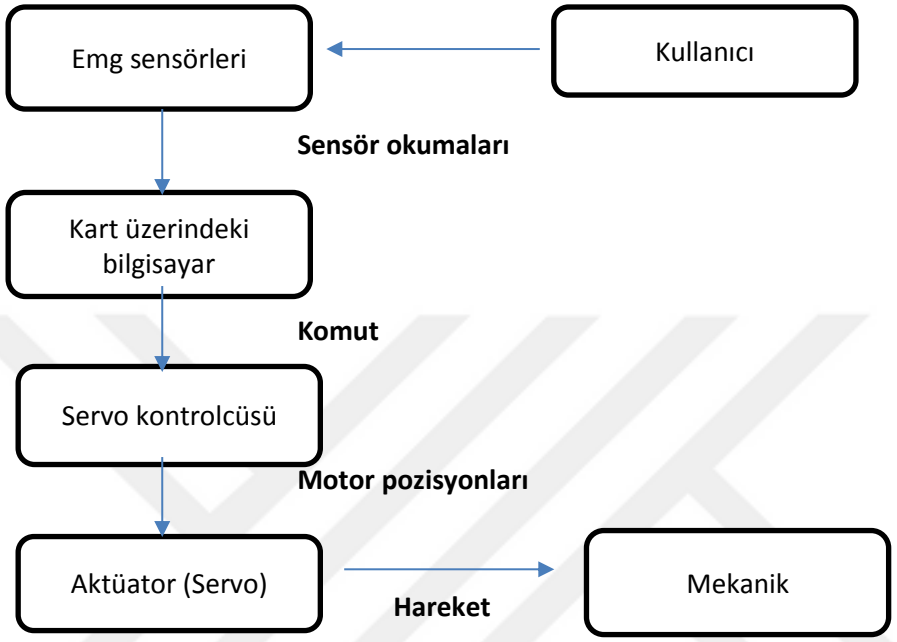
Analiz ve testlerimiz aşağıdaki parametrelere karar vermeyi hedeflemektedir:

- YSA boyutu,
- Dropout ihtimali,
- Veri kümesi boyutu

YSA boyutu, öğrenme davranışını etkiler. Öğrenme oranı ve overfitting, YSA boyutuna dayanmaktadır.

2.4 Önerilen Genel Sistem

Genel protez el sistemi mekanik kısım, servo motorlar, servo denetleyici kartı, tek kartlı bilgisayar, MYO sensörü ve yazılımdan oluşmaktadır. Önerilen sistem tasarımı Şekil 2.11'de gösterilmektedir.



Şekil 2.11 Önerilen sistem şeması

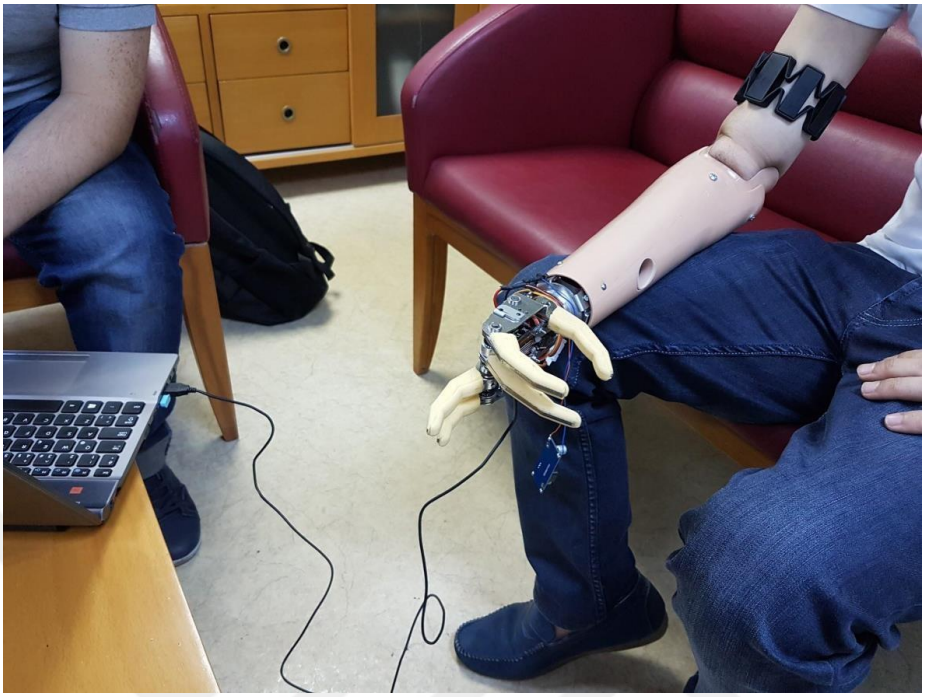
MYO sensörü, bir kullanıcının kolundan gelen sinyalleri okur. Tek kartlı bilgisayardaki yazılımlar, yapay sinir ağı ile komutları algılarlar. Ardından tespit edilen komut servo sürücüye iletilir. Servo kontrolcüsü, komuta göre hareket oluşturmak için motorlara tek tek gidecekleri konumları iletir. Son olarak aktüatörler mekanik sistem kavraması, bilek dönüşü ve benzeri işlemleri uygular.

MYO sensörü olarak MYO kol bandı (myo armband) [25] kullanılmıştır. MYO kolbandı, kablosuz olarak bağlı bir bilgisayara veri göndermek için 8 sensör ve bluetooth bağlantısına sahiptir. Sonuç olarak, tek kartlı bilgisayara, 8 kanallı 50 Hz veri iletilir.

Tek kartlı bilgisayar olarak raspberry pi zero veya chip pro kullanılmış (benzer sistemler) ve raspberry pi zero, MYO sensöründen bluetooth bağlantısı ile sinyaller almaktadır. Alınan sinyaller, komutları saptamak için yapay sinir ağı (YSA) sistemi ile sınıflandırılır.

Şekil 2.11'de gösterildiği gibi, servo kontrol kartı(maestro), tek kartlı bilgisayardan seri bağlantı yoluyla komutlar alır. Servo denetleyici verilen komutlardan servo hareketleri

oluşturmak için alt programlar çalıştırır. Servo kontrolü, PWM (darbe genişlik modülasyonu) sinyallerine dönüştürülerek iletilir.



Şekil 2.12 Protezin hasta üzerinde görünümü

BÖLÜM 3

DENEY SONUÇLARI

3.1 Deneyler ve Performans Analizi

Hasta içeren ve içermeyen bir dizi deney yapıldı. Bazı testler, çeşitli nesnelerin kavranması, EMG sinyal sınıflandırması, mekanik duruşlar, dayanıklılık, beceri testleri içermektedir.

3.1.1 Cisim Tutma (Kavrama) Deneyleri

[19]'da, insan kavrama tiplerinin kullanım sıklığı ve süresi incelenmiştir. Kavrama sıklığı, geneldeki tüm kavramaların yürütülmesine oranla bu kavramanın kaç kez uygulandığının yüzdesini temsil eder. Kavrama süresi, bu kavramanın yürütme süresinin toplamına göre ne kadar sürdüğü yüzdesini temsil eder. Çalışma, insan kavramasını 33 ayrı sınıfa ayırır. Önerilen sistemin kavrama kabiliyeti incelenmiştir.

Tasarımımız, 33 kavramadan 9'unu başarıyla uygulayabilmektedir. Bu 9 kavramanın yanı sıra, önerilen kavrama türlerine benzer şekilde (ancak tam olarak aynı olmayan) 10 farklı kavrama daha yapabilmektedir.

Çizelge 3.1'de görüldüğü gibi, toplam başarılı kavrama sıklığı %48.4'tür. Önerilen tasarım 33 kavramadan 9'unu uygulayabilmesine rağmen, önerilen sistem, kullanım sıklığının neredeyse yarısını (% 48.4) kapsamaktadır. Yani daha sık kullanılan kavramalardan başarılı

olup az kullanılan kavramaları yapamadığı için normal insan elinin günlük işlevinin yarısına yakın performans sağlamaktadır. Ayrıca, kapsanan kullanım süresi % 62,1'dir.

Başarılı bir şekilde yürütülen kavrayışa ek olarak, önerilen tasarım verilen 33 kavrayışa aynısı olmasa da benzer kavramalar gerçekleştirebilir. Protez el tasarımımız, önerilen kavramalara mükemmel veya benzer şekilde 33 tutuştan 19'u gerçekleştirebilmektedir. Benzer kavramalar dâhil edilirse tasarımımız kavrama sıklığının % 73.2'sini ve kavrama yürütme süresinin 78.4'ünü kapsamaktadır.

Çizelge 3.1 Tasarımımızın [19]'da verilen 33 kavrama ile testi

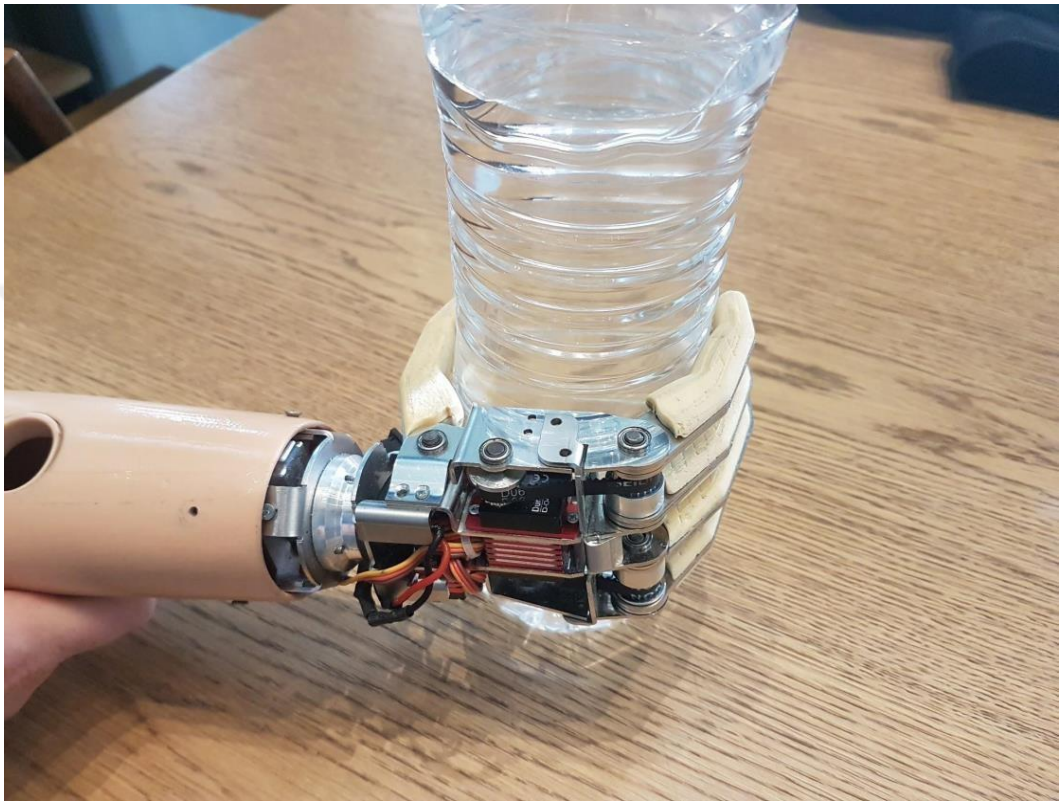
	Sayı	Sıklık(%)	Süre(%)
Başarılı kavramalar	9	48.4	62.1
Benzer kavramalar	10	25.3	16.3
Başarısız kavramalar	14	26.3	21.6

Başarıyla yürütülen kavrama türleri çizelge 3.1'de verilmektedir. Deney sonuçları, tasarımımızın en sık kullanılan ve en çok zaman harcayan öğeleri başarıyla uygulayabileceği sonucuna varmaktadır.

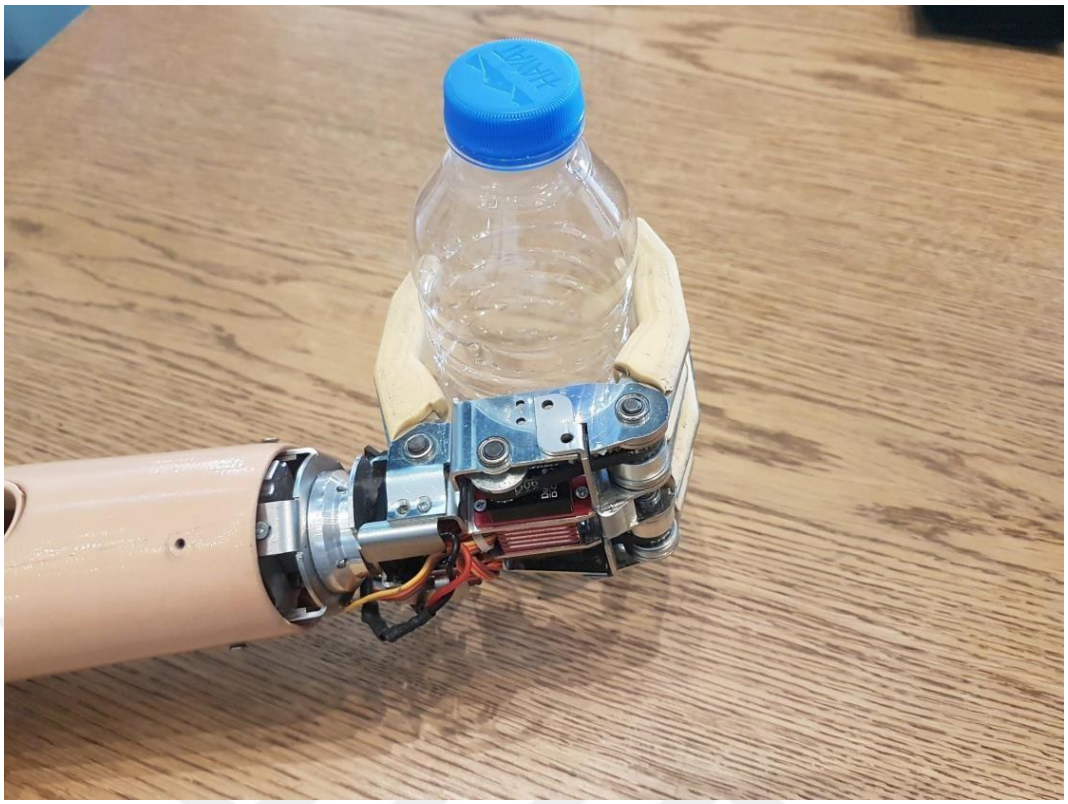
Çizelge 3.2 33 kavramadan başarılı 9 kavrama [19]

Kavrama numarası	Kavrama tipi	Sıklık(%)	Süre(%)
1	Large Diameter	1.7	1.5
2	Small Diameter	0.7	0.3
3	Medium Wrap	12.7	23.8
8	Prismic 2 Finger	6.4	4.3
11	Power Sphere	6.3	4.8
12	Precision Disc	7.1	18.8
14	Tripod	8.4	6.1
18	Extension Type	3.6	1.8
28	Sphere 3 Finger	1.5	0.7
	Toplam	**48.4**	**62.1**

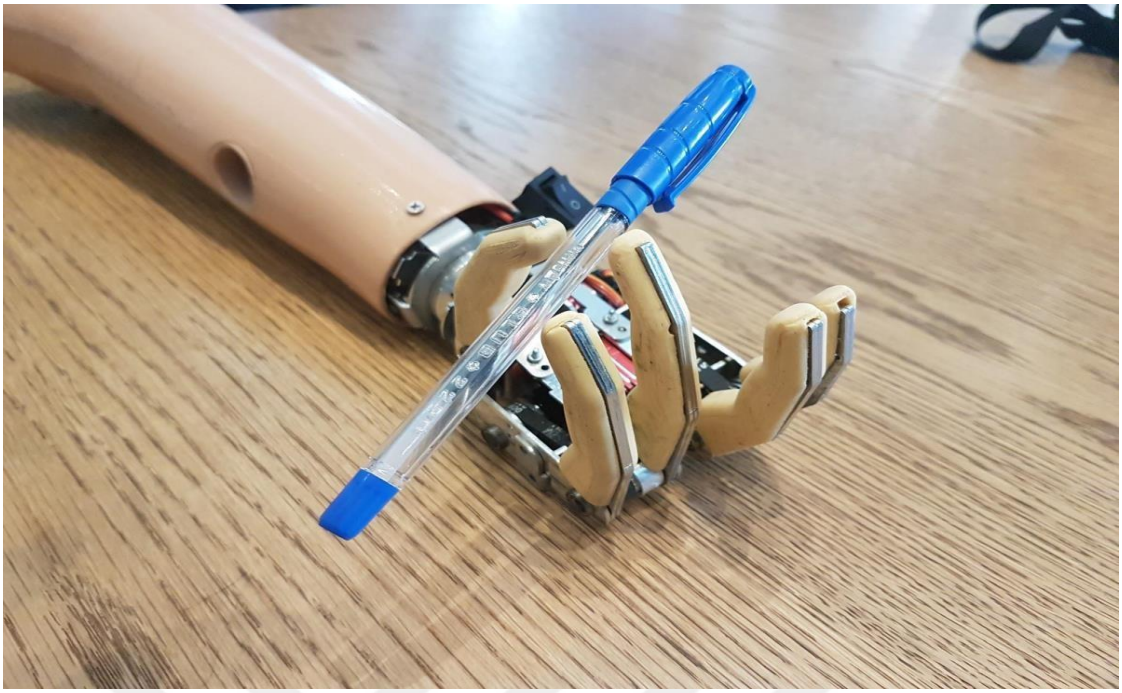
Not: Kavrama tipleri terminoloji olarak kabul edilip değiştirilmemiştir.



Şekil 3.1 Large Diameter



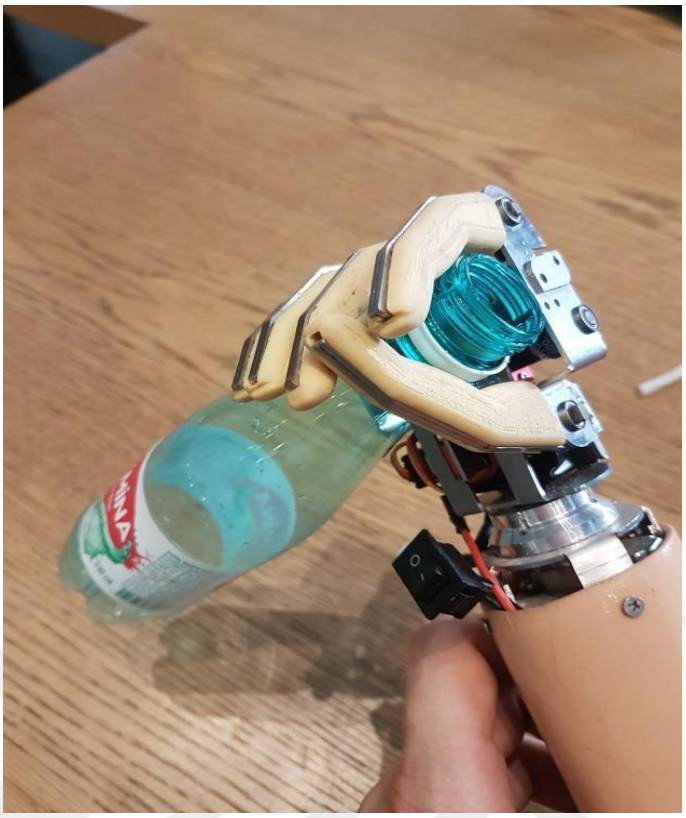
Şekil 3.2 Medium Wrap



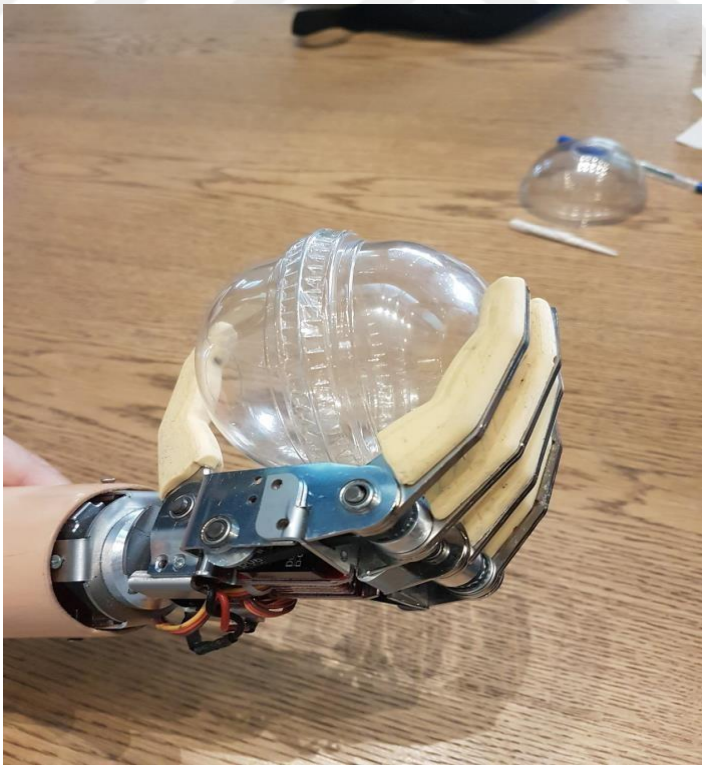
Şekil 3.3 Prismic two finger



Şekil 3.4 Extension Type



Şekil 3.5 Small Diameter



Şekil 3.6 Power Sphere



Şekil 3.7 Mouse Grasp

Komut algılama

Girişten çıkışa sıralı 64, 32, 16, 8 ve 5 düğümlü 5 katlı Yapay Sinir Ağı (YSA) uyguluyoruz. Dropout (p = 0.2 ile) ilk iki katmanda uygulanır. Bu YSA, 8 girdi alır ve 5 sınıftan birini sonuç üretir. Bu 5 sınıf, açık el, yakın el, saat yönünde bilek dönüşü, saatin ters yönünde bilek dönüşü ve serbest bırakma (doğal poz) komutları olan 5 komuta karşılık gelir.

Bu konfigürasyonun kullanılmasının sebepleri aşağıdaki deneylerdir.

Çizelge 3.3 YSA deney 1 (150 epocluk 7886 ebatlı eğitim verisi için doğruluk çizelgesi)

YSA boyutu	Dropout p.	Mean	Max	Min	Std sapma
16-8	0	0.832	0.941	0.392	0.310
	0.3	0.752	0.909	0.374	0.545
32-16-8	0	0.916	0.971	0.884	0.006
		0.902			
64-32-16-8	0.4	0.880	0.919	0.732	0.029
	0	0.904	0.930	0.882	0.002
	0.2	0.907	0.927	0.891	0.002
	0.4	0.908	0.923	0.890	0.001
16-8 32-16-8	0	0.832	0.941	0.392	0.310
	0.3	0.752	0.909	0.374	0.545
	0	0.916	0.971	0.884	0.006

Açık mavi kabul edilebilirliği, koyu mavi doğruluğu (accuracy) temsil eder.

Dropout olasılığı, bir düğümün bu batch için silinme olasılığını temsil eder. Dropout olasılığı öğrenme oranını ve YSA'nın overfittingini etkiler. Veri kümesi boyutu, kullanılabilirliği artırmak için küçük olması gereken önemli bir parametredir. Öte yandan, artan veri kümesi boyutu genellikle YSA'nın başarısını da artırır. Bu üç parametrenin hepsi birbirine bağımlıdır. Dolayısıyla bu parametrelere farklı uygulamalar için karar verilmesi bir araştırma sorusudur.

Birinci deneyde, 7886 kaydı olan bir eğitim veri seti kullanılır. İlk deney farklı YSA boyutlarını ve bırakma oranlarını test eder (Çizelge 3.1). Çizelge 3.1'deki her satır, aynı YSA boyutunda ve bırakma ihtimaliyle yapılan 12 eğitimin özetini temsil eder.

İkinci Deney, 14553 kayıt içeren bir eğitimin verileriyle yapılır (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.4'te Erken durma koşuluna sahip 150 epoc ile 14553 ebatlı eğitim verisi için doğruluk çizelgesi gösterilmiştir.

Çizelge 3.4 YSA deney 2

YSA boyutu	Dropout p.	Mean	Max	Min	Std sapma
16-8	0	0.881	0.944	0.642	0.071
	0.3	0.788	0.939	0.367	0.525
32-16-8	0	0.917	0.976	0.861	0.013
	0.2	0.917	0.957	0.851	0.012
	0.4	0.907	0.964	0.775	0.024
64-32-16-8	0	0.912	0.967	0.858	0.012
	0.2	0.918	0.948	0.883	0.003
	0.4	0.921	0.944	0.898	0.002
64-64-32-16-8	0	0.927	0.961	0.906	0.004
	0.2	0.946	0.977	0.921	0.005
	0.4	0.933	0.983	0.897	0.006

Çizelge 3.4'te koyu mavi, daha yüksek kesinlikli bölütlemeyi (segmentation) temsil eder.

Üçüncü deney, ilk denemeyle (14553 kayıt) aynı veri kümesiyle yapılır. Bu deneyde, overfittingi önlemek amacı ile YSA için erken durma koşulu (early stopping condition) kullanılır. Çizelge 3'te açıkça görüldüğü gibi, erken durdurma yapay sinir ağlarının başarısını azaltmaktadır. Bu eğitimli veri kümesi boyutu için hiç bir yapay sinir ağının veri kümesini overfit yapmadığı sonucuna varmıştır. Çizelge 3.5'te Erken durma koşuluna sahip 150 epoc ile 14553 ebatlı eğitim verileri için doğruluk çizelgesi gösterilmiştir.

Çizelge 3.5 YSA deney 3

YSA boyutu	Dropout p.	Mean	Max	Min	Std sapma
16-8	0	0.890	0.890	0.930	0.852
	0.3	0.810	0.960	0.394	0.277
32-16-8	0	0.893	0.893	0.927	0.776
	0.2	0.852	0.852	0.927	0.776
	0.4	0.767	0.888	0.553	0.086
64-32-16-8	0	0.829	0.962	0.684	0.112
	0.2	0.772	0.931	0.564	0.117
	0.4	0.710	0.765	0.546	0.058
64-64-32-16-8	0	0.697	0.930	0.548	0.220
	0.2	0.724	0.915	0.548	0.220
	0.4	0.656	0.776	0.550	0.113

Çizelge 3.5'te açık mavi nispeten daha yüksek doğrulukları temsil eder.Tüm deneyler, farklı veri kümesi boyutlarının farklı parametreler gerektirdiğini göstermektedir. Ek olarak, deney sonuçları ile birlikte iki optimum parametre konfigürasyonuna (Çizelge 3.4)

ulaşılmıştır. Çizelge 3.6'da deney sonuçlarının iki optimum seçeneği çizelgesi gösterilmiştir.

Çizelge 3.6 Deney sonuçlarının iki optimum seçeneği çizelgesi

Parametre	Config 1	Config 2
YSA boyu	32-16-8	64-64-32-16-8
Dropout olasılığı	0-0-0	0.2-0.2-0-0-0
Dataset boyu	~7500	~14500
Başarı	0.916	0.946

BÖLÜM 3

SONUÇ VE ÖNERİLER

Yukarıda belirtildiği gibi, protez el tasarımı için birçok kısıtlama vardır; boyut, güç tüketimi, dayanıklılık ve işlevsellik. Bu nedenle, bu kısıtlamaları temin etme becerisi ile birbirinden farklılaşan birçok çalışma ve ticari ürün bulunmaktadır.

Bu çalışmada, beş parmaklı protez el ve rotatif bir bilek mekanizması önerilmiştir. Beş parmaklı el 3 aktüatöre bağlanır ve bilek dönüşü bir aktüatör ile sağlanır. Deneyler, önerilen protez elin, kavrama yürütme ihtiyaçlarının neredeyse yarısını, en önemli kavrama türlerini başararak gerçekleştirebildiğini göstermektedir. Başka bir deyişle, 4 aktüatör ile önerilen sistem, bir insanın elinin 27 derecelik serbestlikle yürüttüğü kavramanın neredeyse yarısını gerçekleştirir. Dolayısıyla, protezlerin ortalama kapasitesi için en uygun çözüm olduğu düşünülmektedir.

Önerilen sisteme muhtemel ilk uzatma başparmak addüksiyon / abdüksiyon mekanizması olabilir. Bu gelişme, protez elinin, önerilen sistem tarafından idare edilemeyen en önemli kavrayışları gerçekleştirmesini sağlayabilir. Daha fazla gelişme başparmak haricindeki 4 parmağın addüksiyonu olabilir. İşlevselliği artırmak için her bir eklemin güç tüketimini, boyutunu, ağırlığını ve maliyetini artırdığını unutmamak önemlidir. Sinir ağındaki ek komutlar ileriki çalışmalarda incelenecektir.

KAYNAKLAR

[1] T. Iberall, G. Sukhatme, D. Beattie veG. Bekey, (1993), "Control philosophy and simulation of a robotic hand as a model for prosthetic hands", IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2:824-831

[2] A. Miller, P. Allen, V. Santos and F. Valero-cuevas, (2005),"From Robot Hands to Human Hands: A Visualization and Simulation Engine for Grasping Research", Industrial Robot, 32:55-63

[3] M. J. Rowell ve D. D. Whitcomb, (2006), "Design and Analysis of a Robotic Hand for Use as a Prosthetic Device", Bachelor of Science Thesis, Worcester Polytechnic Institute.

[4] H. Liu, K. Wu, P. Meusel, G. Hirzinger, M. H. Jin, Y. W. Liu, S. W. Fan, T. Lan ve Z. P. Chen, (2008), "A dexterous humanoid five-fingered robotic hand", The 17th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication, 371-376

[5] K. Ohnishi, T. Tajima ve Y. Saito, (2000), "Anthropomorphic hand control for robotic hand-arm system", IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, 2:1255-1259

[6] M. Grebenstein, A. Albu-Schaffer, T. Bahls, M. Chalon, O. Eiberger, W. Friedl, R. Gruber, S. Haddadin, U. Hagn, R. Haslinger, H. Hoppner, S. Jorg, M. Nickl, A. Nothhelfer, F. Petit, J. Reill, N. Seitz, T. Wimbock, S. Wolf, T. Wusthoff ve G. Hirzinger, (2011), "The DLR hand arm system", IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 3175-3182

[7] L. Zollo, S. Roccella, E. Guglielmelli, M. C. Carrozza ve P. Dario, (2007), "Biomechatronic Design and Control of an Anthropomorphic Artificial Hand for Prosthetic and Robotic Applications", IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 12, 4: 418-429

[8] C. *S.* Lovchik ve M. A. Diftler, (1999), "The Robonaut Hand: A Dexterous Robot Hand For Space", Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics & Automation Detroit, Michigan

[9] C. S. Lovchik, M. A. Diftler, (1999), "The Robonaut hand: a dexterous robot hand for space", IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2:907-912.

The Shadow Dexterous Hand, http://www.shadowrobot.com/hand/.

[10] T. Sonoda ve I. Godler,(2010), "Multi-fingered robotic hand employing strings transmission named 'Twist Drive'", IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), 2733-2738

[11] 2016 - 24 DOF EMG Controlled Hybrid Actuated Prosthetic Hand

[12] 2017 - A Compliant Four-bar Linkage Mechanism that Makes the Fingers of a Prosthetic Hand More Impact Resistant

[13] 2016 - A Low Cost Anthropomorphic Prosthetic hand Using DC Micro Metal Gear motor

[14] 2015 - Structure Design for a Two-DoF Myoelectric Prosthetic Hand toRealize Basic Hand Functions in ADLs

[15] A Low-Degree of Freedom EMG Prosthetic Hand with Nails and Springs to Improve Grasp Ability

[16] Christian Cipriani, Marco Controzzi ve Maria Chiara Carrozza, (2010), "Objectives, criteria and methods for the design of the SmartHand transradial prosthesis," Robotica, 28:919-927.

[17] J. Hamill ve K. M. Knutzen, (2006), Biomechanical Basis of Human Movement. Lippincott Williams & Wilkins

[18] N. Ingram, K. P. Körding, I. S. Howard ve D. M. Wolpert, (2008), "The statistics of natural hand movements," Experimental brain research, 188: 223-236

[19] 2015, "The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types"

[20] http://www.openhandproject.org/dextrus.php

[21] https://www.openbionics.com/obtutorials/ada-v1-assembly

[22] http://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/michelangelo-prosthetic-hand/

[23] www.bebionic.com

[24] http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra

[25] https://www.myo.com/

[26] Y. Kocyigit, M. Korurek, (1999), "EMG signal classification using wavelet transform and fuzzy clustering algorithms" *IEEE Electron Device Lett.*, 20: 569–571

[27] E. H. Shroffe D, P. Manimegalai, (2013), "Hand gesture recognition based on EMG signals using ANN," in International Journal of Computer Application, 3, 2.

[28] B. Crawford, K. Miller, P. Shenoy, R. Rao, (2005), "Real-time classification of electromyographic signals for robotic control," in proceedings of AAAI, 523-528.

[29] M. Arvetti, G. C. Gini, M. Folgheraiter, (2007), "Classification of EMG signals through wavelet analysis and neural networks for controlling an active hand prosthesis," IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Erdem TATLI

Doğum Tarihi ve Yeri : 25 Eylül 1990 İncirli

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta : erdemtatli.io@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	**Alan**	**Okul/Üniversite**	**Mezuniyet Yılı**
Lisans	Bilgisayar Müh.	İstanbul Kültür Üniversitesi	2012
Lise	Sayısal	Bahçeşehir Koleji	2007

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	**Firma/Kurum**	**Görevi**
2017	AIBORNE	Robotist

YAYINLAR

PROJE

1.SWARM	İnsansız kara aracı(2011)
2.MIDAS	Beyin kontrollü robot el ve kol (2012)
3.CLOAK	Su altında görünmeyen otonom robot balık(2013)
4.LEGACY	Çevresine uyumlu yüksek kabiliyetli robot el ve bilek(2014-2015)
5.Protez	Kas ve sinir sinyalleri ile kontrol edilebilen küçük ve esnek transradial protez(2016-2017)

ÖDÜLLERİ

1.ITU Robot Olimpiyatları 2011	Serbest Kategori İkincilik Ödülü
2.Uludağ Robot Yarışması 2011	Serbest Kategori Birincilik Ödülü
3.Sakarya Üniversitesi Robot Yarışması 2011	İkincilik Ödülü
4.ODTU Robot Yarışması 2012	İkincilik Ödülü
5.İTU Robot Olimpiyatları 2012	Birincilik Ödülü
6.Uludağ Robot Yarışması 2012	Birincilik Ödülü
7.ROBOGAMES 2012	İkincilik Ödülü
8.TET ARGE Proje Yarışması 2012	Birincilik Ödülü
9. Süleyman Demirel Üniversitesi Robot Yarş.	Birincilik Ödülü
10. İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Robot Yarş.	İkincilik Ödülü
11. İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Robot Yarş.	Birincilik Ödülü
12.ODTU Robot Yarışması 2013	Birincilik Ödülü
13.ITU Robot Yarışması 2013	İkincilik Ödülü
14. Süleyman Demirel robot yarışması 2013	Birincilik Ödülü
15. İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Robot Yarş.	Üçüncülük Ödülü
16. TET ARGE Proje Yarışması 2017	İkincilik Ödülü
17. Mercedes 50. Yıl Girişim ve İnovasyon Yarş.	Finalist Ödülü