

**T.C.
İSTANBUL GEDİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**EKLEMELİ İMALATLA ÜRETİLMİŞ PNÖMATİK YAPAY KAS İLE EL
REHABİLİTASYON ORTEZİ MEKATRONİK SİSTEM TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Emre Tuğberk GÜLNERGİZ

Mekatronik Mühendisliği Programı

MAYIS 2020

**T.C.
İSTANBUL GEDİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**EKLEMELİ İMALATLA ÜRETİLMİŞ PNÖMATİK YAPAY KAS İLE EL
REHABİLİTASYON ORTEZİ MEKATRONİK SİSTEM TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Emre Tuğberk GÜLNERGİZ

(181203003)

Mekatronik Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Savaş DİLİBAL

MAYIS 2020



T.C.
İSTANBUL GEDİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

Yüksek Lisans Tez Onay Belgesi

Enstitümüz Mekatronik Mühendisliği Tezli Yüksek Lisans Programı 181203003 numaralı öğrencisi **Emre Tuğberk GÜLNERGİZ**'in “**Eklemeli İmalatla Üretilmiş Pnömatik Yapay Kas İle El Rehabilitasyon Ortezi Mekanik Sistem Tasarımı**” adlı tez çalışması Enstitümüz Yönetim Kurulunun 04/03/2020 tarih ve 2020/03 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından **...OYBİRLİĞİ...** ile Tezli Yüksek Lisans tezi olarak **...KABUL...** edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 21/05/2020

Öğretim Üyesi Adı Soyadı

İmzası

1)Tez Danışmanı: **Doç. Dr. Savaş DİLİBAL**

2) Jüri Üyesi : **Dr. Öğr. Üyesi Haydar ŞAHİN**

3) Jüri Üyesi : **Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin ÜVET**

Not: Öğrencinin Tez savunmasında **Başarılı** olması halinde bu form **imzalanacaktır**. Aksi halde geçersizdir.

YEMİN METNİ

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum “Eklemeli İmalatla Üretilmiş Pnömatik Yapay Kas ile El Rehabilitasyon Ortezi Mekatronik Sistem Tasarımı” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Bibliyografya’da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim. (21/05/2020)

Emre Tuğberk GÜLNERGİZ





Aileme...

ÖNSÖZ

Beni çalışmanın konusuna yönlendiren danışman hocam Doç. Dr. Savaş DİLİBAL'a;
Sonsuz anlayışı ve maddi/manevi hiçbir desteği esirgemeyen alime;

En müşkül zamanlarımda dahi yüksek dayanışma gösteren ofis arkadaşlarıma,
dostlarıma...

En içten teşekkürü bir borç bilirim.

Şubat 2020

Emre Tuğberk GÜLNERGİZ
Yüksek Mekatronik Mühendisi

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KISALTMALAR	viii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
ÖZET.....	xii
ABSTRACT	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Konusu ve Amacı.....	1
1.2 Literatür Araştırması	2
1.3 Hipotez	5
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1 Ortezler, Kullanım Alanları ve Sınıflandırılmaları	6
2.2 El Anatomisi ve Biyomekaniği	8
2.2.1 El anatomisi.....	9
2.2.2 El biyomekaniği	12
2.3 Medikal Kondisyonlar ve Rehabilitasyon Yöntemleri.....	16
2.3.1 Medikal kondisyonlar.....	16
2.3.2 Rehabilitasyon yöntemleri	16
2.4 Katmanlı İmalat.....	17
2.4.1 Eriyik yığarak modelleme (FDM).....	18
2.4.2 Stereolitografi (SLA)	19
2.4.3 Seçici lazer sinteleme (SLS).....	20
2.4.4 Katmanlı imalat basamakları ve dikkat edilmesi gereken noktalar	20
2.5 Pnömatik Yapay Kas.....	23
3. METOT.....	26
3.1 Mekanik Tasarım	27
3.1.1 Biyomekanik metot ve kavramsal tasarım	27
3.1.2 Bilgisayar destekli tasarım	29
3.1.3 Katmanlı imalat.....	31
3.2 Elektronik/Elektro-Pnömatik Tasarım	32
3.3 Kontrol ve Yazılım.....	39

3.3.1 Kontrol tekniği	39
3.3.2 Yazılım ve kullanıcı arayüzü	45
4. SAYISAL VE DENEYSEL ANALİZ.....	48
4.1 Deneysel Analiz	49
4.1.1 Deplasman analizi	49
4.1.2 Kuvvet analizi	52
4.2 Nümerik Analiz	53
4.2.1 Sonlu elemanlar analizi	53
4.2.1.1 Tasarım tercihi	56
4.2.2 Eğri uydurma ile nümerik modelleme	57
5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	63
KAYNAKLAR	66
EKLER.....	72
ÖZGEÇMİŞ.....	88

KISALTMALAR

ABD	: Abduksiyon
ADD	: Adduksiyon
BDT	: Bilgisayar Destekli Tasarım
CNC	: Computer Numerical Control (Bilgisayar Sayımlı Yönetim)
DAQ	: Data Acquisition (Veri Edinimi)
DC	: Direct Current (Doğru Akım)
DİP	: Distalinterfalangeal
EAM	: Erken Aktif Mobilizasyon
EHA	: Eklem Hareket Açıklığı
EMK	: Elektromotor Kuvvet
FDM	: Fused Deposition Modeling (Eriyik Yığarak Modelleme)
İOT	: İmalat Odaklı Tasarım
İP	: İnterfalangeal
KMK	: Karpometakarpal
LCD	: Liquid Crystal Display (Sıvı Kristal Ekran)
MKF	: Metakarpofalangeal
PID	: Proportional Integral Derivative (Oran İntegral Türev)
PİF	: Proksimalinterfalangeal
PLC	: Programmable Logic Controller (Programlanabilir Mantık Denetleyicisi)
PYK	: Pnömatik Yapay Kas
SLA	: Stereolitografi
SLS	: Selective Laser Sintering (Seçici Lazer Sinterleme)
SP	: Serebral Palsi
STL	: Standard Tessellation Language (Standart Mozaikleme Dili)
SVO	: Serebrovasküler Olay
TPU	: Termoplastik Poliüretan
USB	: Universal Serial Bus (Evrensel Seri Veriyolu)

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Vücut Bölgesine Göre Ortezler	7
Çizelge 2.2 : Fonksiyonlarına Göre Ortezler	7
Çizelge 2.3 : Anatomik Terimler Listesi	9
Çizelge 2.4 : El Kasları ve Fonksiyonları	11
Çizelge 2.5 : Erkeklerde Silindirik Kavrama Kuvvetleri.....	15
Çizelge 2.6 : Kadınlarda Silindirik Kavrama	15
Çizelge 3.1 : Rehabilitasyon Sistemi Parça Listesi	37
Çizelge 3.2 : Kontrolcü Katsayıları	45
Çizelge 4.1 : Kuvvet Testi Sonuçları.....	52
Çizelge 4.2 : Sonlu Elamanlar Analizi Hasır Parametreleri	54
Çizelge 4.3 : Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçları	56
Çizelge 4.4 : Eşitlik 4.1'in Katsayı Değerleri.....	59
Çizelge 4.5 : Basınç-Kuvvet Eğri Uydurma Sonuçları.....	59
Çizelge 4.6 : Eşitlik 4.2'in Katsayı Değerleri.....	60
Çizelge 4.7 : Basınç-Kuvvet Eğri Uydurma Sonuçları.....	60
Çizelge 4.8 : Eşitlik 4.3'ün Katsayı Değerleri.....	62
Çizelge 4.9 : Kuvvet – Basınç – Deplasman Eğri Uydurma Sonuçları.....	62

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : Bazı Aktif El Ortezleri	2
Şekil 1.2 : Sıklıkla Kullanılan Güç Aktarım Mekanizmalarından Bazıları	2
Şekil 1.3 : Pnömatik Eyleyicili Ortez Örnekleri	3
Şekil 1.4 : Pnömatik Güçlü Yardım Eldiveni.	3
Şekil 1.5 : Pnömatik Yapay Kasların Medikal Alanda Kullanımları	4
Şekil 2.1 : El Ortezlerinin Sınıflandırılması	8
Şekil 2.2 : El Kemikleri	10
Şekil 2.3 : El Kasları	10
Şekil 2.4 : Elin Temel Hareket Kabiliyetleri [21].....	12
Şekil 2.5 : Otomatik Oppozisyon Hareketi.....	13
Şekil 2.6 : Elin Temel Kavrama Hareketleri	14
Şekil 2.7 : Hammadde Haline Göre Katmanlı İmalat Yöntemlerinin Sınıflandırılması	18
Şekil 2.8 : FDM Üç Boyutlu Yazıcı	19
Şekil 2.9 : SLA Üç Boyutlu Yazıcı	19
Şekil 2.10 : SLS Üç Boyutlu Yazıcı	20
Şekil 2.11 : Katmanlı İmalat Akış Şeması.....	21
Şekil 2.12 : Bowden ve Direkt Tahrikli Ekstruder Yapıları	22
Şekil 2.13 : McKibben Pnömatik Yapay Kası.....	23
Şekil 2.14 : PYK Tipleri	24
Şekil 2.15 : Belding ve ark.'ın Farklı Ayrık Geometrisine Sahip PYK Tasarımları.	24
Şekil 2.16 : Kim ve ark.'ın PYK Tasarım Metodolojisi.....	25
Şekil 2.17 : Kim ve ark.'ın Farklı Sicim Geometrisine Sahip PYK Tasarımları.....	25
Şekil 3.1 : Metodoloji Akış Şeması	26
Şekil 3.2 : Ortez ile Oblik Yönelimden Kaynaklı Opozisyonun Giderilmesi	29
Şekil 3.3 : Bilgisayar Destekli Modelleme	29
Şekil 3.4 : Ortezin Ön ve Yatay Kesit Görünüşleri	30
Şekil 3.5 : Tamamlanan Ortez Tasarımları.....	31
Şekil 3.6 : Katmanlı İmalata Hazır Yapay Kas Pnömatik Rehabilitasyon Ortezi	31

Şekil 3.7 : Katmanlı İmalat.....	32
Şekil 3.8 : Mekatronik Sistem Blok Şeması.....	33
Şekil 3.9 : Elektronik Devre Şeması.....	34
Şekil 3.10 : Fleks Sensör	35
Şekil 3.11 : Elektro-pnömatik Devre Şeması	36
Şekil 3.12 : Elektro-pnömatik Devre	38
Şekil 3.13 : Elektronik Devre	38
Şekil 3.14 : Sistem Kutusu	39
Şekil 3.15 : PID Kontrol Şeması	40
Şekil 3.16 : Oran Katsayısının Tespiti.....	43
Şekil 3.17 : İntegral Katsayısının Tespiti	44
Şekil 3.18 : Türev Katsayısının Tespiti	44
Şekil 3.19 : Arayüz Tasarımı	46
Şekil 3.20 : Biyomekatronik Sistem DFD Şeması	47
Şekil 4.1 : Veri Edinim Kartı.....	49
Şekil 4.2 : 0,06 MPa – 0,14 MPa Arası Deplasman Ölçümleri.....	50
Şekil 4.3 : 0,16 MPa – 0,2 MPa Arası Deplasman Ölçümleri.....	51
Şekil 4.4 : Deplasman Çizgisel Yığın Grafiği	52
Şekil 4.5 : Basınç – Ortalama Kuvvet Grafiği.....	53
Şekil 4.6: 1 mm Kabuk Kalınlığına Sahip Modellerin Şekil Değişimi.	54
Şekil 4.7 : 1 mm Kabuk Kalınlığına Sahip 12 Kanatçıklı Modelin Stres ve Güvenlik Faktörü Analizleri	55
Şekil 4.8 : 12 Kanatçıklı Modellerin Stres Analizi.....	55
Şekil 4.9 : 12 Kanatçıklı Modellerin Güvenlik Faktörü Analizi	56
Şekil 4.10 : Basınç – Kuvvet Modeli.....	58
Şekil 4.11 : Basınç – Deplasman Modeli.....	59
Şekil 4.12: Nümerik ve Deneysel Deplasman Analizi Sonuçları	60
Şekil 4.13 : Kuvvet – Basınç – Deplasman Modeli.....	61
Şekil 5.1 : Yapay Kas Pnömatik Rehabilitasyon Ortezi ve Kontrol Sistemi.....	64
Şekil 5.2 : Pasif El/Parmak Ekstansiyon Hareketi.....	65
Şekil 5.3 : Aktif El/Parmak Fleksiyon Hareketi	65

ÖZET

EKLEMELİ İMALATLA ÜRETİLMİŞ PNÖMATİK YAPAY KAS İLE EL REHABİLİTASYON ORTEZİ MEKATRONİK SİSTEM TASARIMI

Robotik el rehabilitasyonu alanında yapılan çalışmalar incelendiğinde çalışmaların büyük bölümünün el/parmak *fleksiyon* hareketi üzerinde yoğunlaştığı görülmüş; el/parmak *ekstansiyonu* üzerine yapılan çalışmalar incelendiğinde ise sistemlerin çoğunlukla aktif egzersiz olanağı sunmayan, tek yönlü fakat komplike tasarımlar olduğu görülmüştür.

Pnömatik el rehabilitasyon ortezlerinde sıklıkla tercih edilen eyleyici türlerinden olan geleneksel McKibben yapay kasları birçok avantaja sahip olsa da yukarıda bahsedilen sebeplerden dolayı bu projede katmanlı imalat yöntemi ile pnömatik yapay kas üretimi ele alınmış, esnek ve özel tasarımların hızlı ve düşük maliyetle üretiminin mümkün olması sağlanmıştır.

Doğrudan tahrikli bir el ortezi olarak kullanılması planlanan yapay kas; el anatomisi/biyomekaniği verileri dikkate alınarak ve uzman terapistlerin görüşleri ile kavramsal tasarım aşamasına getirilmiştir. Katmanlı imalat yöntemi ile yapay kas üretimi konusunda literatürde herhangi bir kılavuz bulunmadığından, hedefe en uygun sonuçları veren tasarımı belirlemek için tasarımlar sonlu elemanlar analizi yöntemi ile analiz edilmiş ve daha sonra üretim aşamasına geçilmiştir.

Üretimi tamamlanan ortez için, ticarileştirme durumunda ürünün alabileceği sistem formunun bir prototipi hazırlanmış ve ortez bu mekatronik sisteme yerleştirilerek hem kullanım hem de test aşamalarında işlevsellik arttırılmıştır.

Sistemin yazılım tarafında PID kontrolcü tercih edilmiş, bu kapsamda gerekli olan kontrolcü katsayıları ampirik yöntemler ile tespit edilerek, ortezin optimum çalışma performansı göstermesi sağlanmıştır. Yine yazılım tarafında yapılan diğer bir önemli çalışma ise kullanıcı arayüzü tasarımı ve entegrasyonu olmuştur. Sistemin çalışma davranışlarını etkileyen tüm parametreler kolaylıkla arayüz üzerinde değiştirilebilir kılınmış ve yine tüm girdi ve çıktı verileri gerek ham grafikler gerek analog kadranlar gerek ise LCD ekran vasıtasıyla kullanıcıya sunulmuştur.

Üretimi tamamlanan ortez nümerik ve ampirik yöntemlerle analiz edilmiş ve fiziksel özellikleri tespit edilmiştir. Yapılan analiz sonuçları tablo ve grafikler halinde sunulmuş ve birbirleri ile karşılaştırılarak yorumlanmıştır.

Sonuç olarak katmanlı imalat yöntemi ile üretilmiş pnömatik yapay kasların mekatronik bir sistem içerisine entegre edilerek doğrudan güç aktarım tekniğiyle el rehabilitasyonunda kullanılabileceği hipotezi, nümerik ve ampirik yöntemler ile doğrulanmıştır.

Anahtar Kelimeler : *Pnömatik Yapay Kas, Katmanlı İmalat, El Rehabilitasyon Ortezi*

ABSTRACT

MECHATRONIC SYSTEM DESIGN OF A HAND REHABILITATION ORTHOSIS WITH ADDITIVE MANUFACTURED PNEUMATIC ARTIFICIAL MUSCLE

When the studies in the field of robotic hand rehabilitation were examined, it was seen that most of the studies were mainly focused on the hand / finger flexion movement. Hand/finger extension studies however were mainly suggesting a unilateral and complicated system which also do not offer possibility of active exercise.

Although the traditional McKibben pneumatic artificial muscles (PAMs), one of the most preferred types of pneumatic actuators in hand rehabilitation orthoses, offer many advantages; additive manufacturing of PAMs has been handled in this project to ensure quick and low-cost production of flexible and special muscle designs.

The PAM which was planned to be used as a direct drive hand orthosis was brought to the conceptual design stage by considering the hand anatomy / biomechanics and the opinions of expert therapists. Since there is no guide in the literature on additive manufactured pneumatic artificial muscles, the designs were analyzed by finite element analysis method to determine the design that gave the most suitable results to the target and then continued with the production phase.

For the orthosis, of which the manufacturing is completed, a prototype of the system form that the product can take in case of commercialization has been prepared and by placing the orthosis in this mechatronic system, functionality has been increased both in use and test stages.

On the software side of the system, a PID controller was preferred and the necessary controller coefficients, which provide optimum operating performance were determined by empirical methods. Another important study on the software side was developing and integration of a proper user interface. All parameters affecting the operating behavior of the system are easily changed on the interface and all input and output data are presented to the user both through raw graphics, analog dials and the LCD screen.

After the production stage, the orthosis was analyzed by numerical and empirical methods and its physical properties were determined. The results of the analysis are compared, interpreted and presented with tables and graphs.

As a result, the hypothesis that additive manufactured pneumatic artificial muscles, integrated into a mechatronic system, can be used in hand rehabilitation with direct power transmission, has been confirmed via numerical and empirical methods.

Keywords : *Pneumatic Artificial Muscle, Additive Manufacturing, Hand Rehabilitation Orthosis*

1. GİRİŞ

1.1 Tezin Konusu ve Amacı

Motor fonksiyonlarında azalma veya tümüyle kaybolma, nörolojik ve ortopedik hastalıkların yaygın sonuçlarından biridir. Özellikle üst ekstremiteye yönelik çalışmalar başta olmak üzere motor fonksiyonların rehabilitasyonuna yönelik araştırmalar incelendiğinde, hasta sayısındaki artış ve görülen hastalıkların varyasyonları nedeniyle geleneksel rehabilitasyon uygulamalarına yardımcı cihazların kullanımını ve özellikle robotik rehabilitasyon alanında yapılan çalışmaların artışı dikkat çekmektedir [1-3].

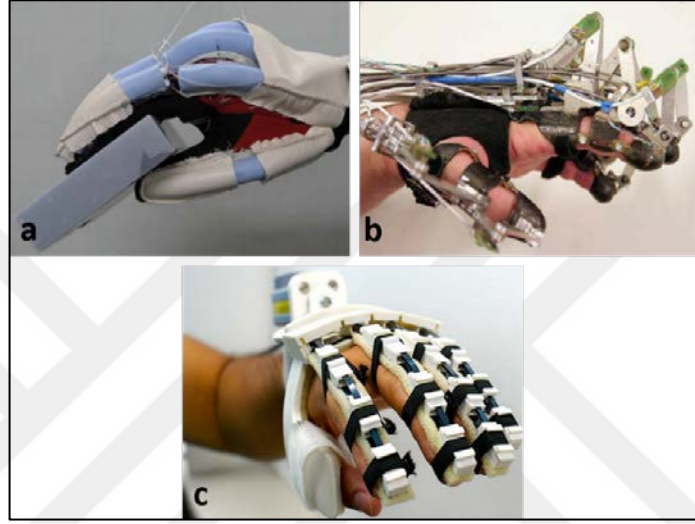
Robotik sistemlerle uygulanan kuvvet ve moment değerlerinin kontrollü olarak ekstremitelere aktarılabilmesi; yüksek güç isteyen, uzun süreli ve tekrar gerektiren uygulamalarda ölçüm ve tekrar kolaylığı sağlanması, robotik rehabilitasyonun sağladığı kolaylıklar olarak ve robotik rehabilitasyon alanında yapılan çalışmaların artışına sebep olarak gösterilebilir [1].

Ancak tüm vaka grupları ile tamamen uyumlu bir egzersiz uygulaması söz konusu değildir. Hastalıklar ve onların hastalar üzerinde yarattığı etkiler farklılık gösterdiğinden rehabilitasyon egzersizlerinin vakaya göre özelleştirilmesi önemli parametrelerden birini oluşturmaktadır. Ek olarak semptomların hangi seviyede görülebileceği de kişiden kişiye değişkenlik göstermektedir [4]. Hastanın yaşı ve tıbbi geçmişi gibi üçüncü dereceden faktörler, izlenecek olan egzersiz uygulamalarını doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle kullanılan tedavi yöntemlerinin ve gereçlerinin hasta durumuna göre seçilmesi gerekmektedir.

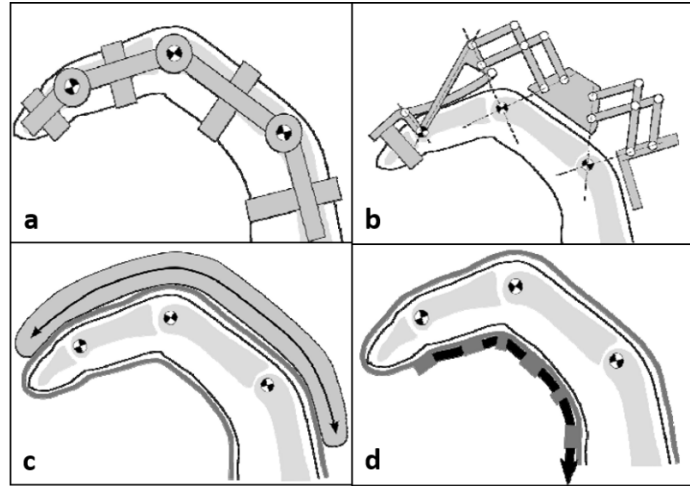
Yukarıda anlatılan rehabilitasyon ihtiyaçlarının değişkenliği nedeniyle robotik rehabilitasyon sistemleri, geleneksel rehabilitasyon tekniklerinin yerini almaktansa destekleyicisi olduğu görülmüştür. Tüm bunlar göz önünde bulundurulduğunda ve yapılan çalışmalar incelendiğinde, el ve parmak kaslarında spastisite veya eklemlerinde kontraktür bulunan hastalar için geliştirilmiş, klasik rehabilitasyon tekniklerini destekleyici, kullanışlı, adaptasyonu kolay ve sade bir sistem geliştirilmesi fikri doğmuştur.

1.2 Literatür Araştırması

Robotik el rehabilitasyonu alanında yapılan derlemeler incelendiğinde, çalışmaların çok büyük bir bölümünün benzer metotların farklı biçimlerde uygulanması olduğu görülmüş, özellikle güç aktarım ve tahrik tekniği açısından birkaç farklı komplike yöntemin benimsendiği tespit edilmiştir. Bu yöntemlerin birbirlerine ve geleneksel fizik tedavi tekniklerine olan avantaj ve dezavantajları farklı çalışmalarda birçok kez incelenerek ortaya konulmuştur.

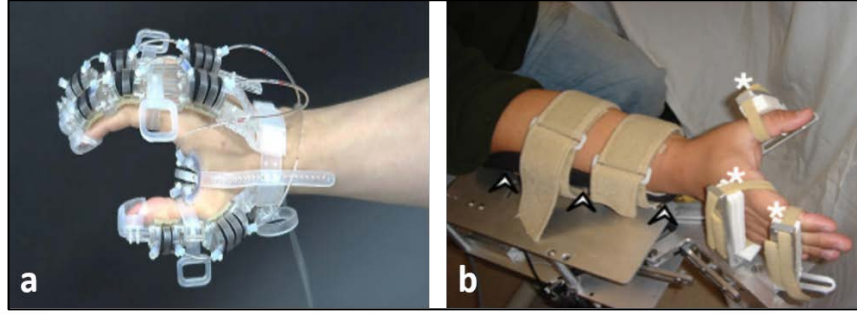


Şekil 1.1 : Bazı Aktif El Ortezleri: (a) Toya ve ark.'ın Pnömatik Yapay Kaslı Yardım Ortezi[5]. (b)Wege ark.'ın Elektrik Motorlu Yardım Ortezi[6]. (c) Arata ve ark.'ın Lineer Elektrik Motorlu Yardım Ortezi[7].



Şekil 1.2 : Sıklıkla Kullanılan Güç Aktarım Mekanizmalarından Bazıları: (a) Eklem Merkezlerinden Tahrik [8]. (b) Uzak Dönel Merkez Bağlantılı Tahrik [9]. (c) Ekleme Bağlı Bükümlü Eyleyici [10]. (d) Tendon Tahrik Mekanizması [11].

Aktif el ortezleri sınıfına giren bazı tasarımlar Şekil 1.1’de, taramalarda sıklıkla karşılaşılan güç aktarım mekanizmalarından bazıları ise Şekil 1.2’de sunulmuştur. Görülebileceği üzere bu mekanizmaların ortak noktaları, oldukça komplike yapılara sahip olmalarıdır. Ek olarak pnömatik eyleyicili ortez alanında yapılan çalışmalara özel olarak bakıldığında da durumun çok farklı olmadığı dikkat çekmektedir.



Şekil 1.3 : Pnömatik Eyleyicili Ortez Örnekleri: (a) Exo-Glove PM. (b) HWARD.

Rehabilitasyon maksatlı tasarımlardan HWARD[12] isimli çalışma Şekil 1.3/b’de gösterilmiştir. Eklemleri güç aktarım tekniği kullanan bu tasarım toplam üç serbestlik derecesine sahiptir. Şekil 1.3/a’da gösterilen Exo-Glove PM[13] isimli çalışma ise yardım maksatlı bir dış iskelet tasarımıdır ve çoklu serbestlik derecesine sahiptir.

Pnömatik yapay kasların sahip olduğu düşük ağırlık, yüksek tork kapasitesi ve doğal uyum kabiliyetleri; onların medikal alanda da farklı çalışmalar içerisinde kullanılmasına yol açmıştır [14]. Şekil 1.4 ve 1.5’te, pnömatik yapay kasların medikal alanda kullanımlarından bazı örnekler gösterilmiştir.

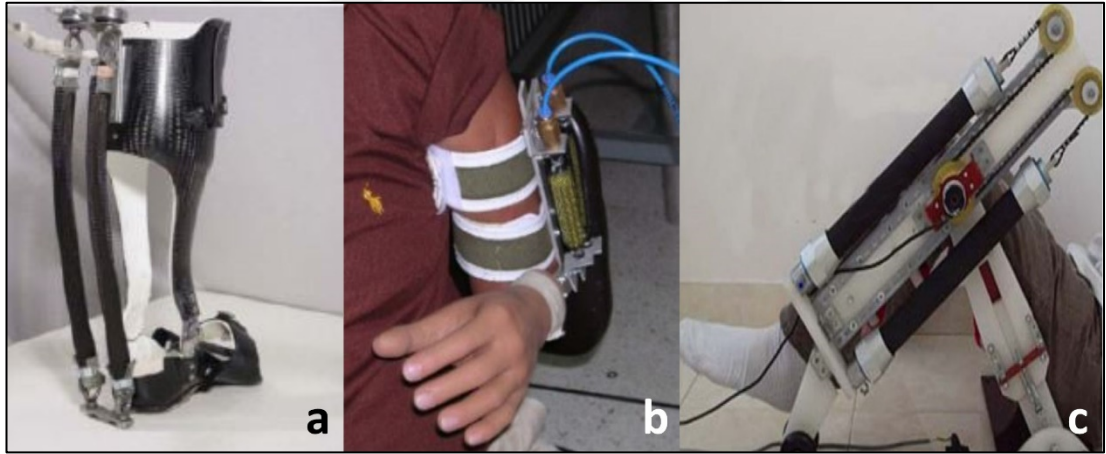


Şekil 1.4 : Pnömatik Güçlü Yardım Eldiveni [15].

Toya ve arkadaşlarına ait çalışmada olduğu gibi (Şekil 1.1/a), Şekil 1.4'te gösterilen cihaz -McKibben metodu ile üretilen yapay kasların ekleme bağlı bükümlü eyleyici olarak kullanılmasıyla- parmakların bükülme hareketine yardımcı olması için tasarlanmıştır.

Ek olarak pnömatik yapay kasların medikal alanda kullanımlarına ilişkin diğer örnekler Şekil 1.5'te sunulmuştur.

Şekil 1.5/a'da yazarlar, yaralanma sonrası yürüyüş rehabilitasyonu sırasında, hastalara yardımcı olmak için pnömatik yapay kasları kullanan güçlü bir ayak bileği ortezi geliştirmiştir. Önkol *fleksör* ve *ekstansör* kas gruplarını desteklemek için tasarlanmış başka bir ortezi ise Şekil 1.5/b'de sunulmuştur. Son olarak Şekil 1.5/c'de ise diz rehabilitasyonunda kullanılmak üzere tasarlanmış ve eyleyici olarak pnömatik yapay kas kullanan başka bir çalışma gösterilmiştir.



Şekil 1.5 : Pnömatik Yapay Kasların Medikal Alanda Kullanımları: (a) Ayak Bileği Ortezi [16]. (b) Önkol Ortezi [17]. (c) Diz Ortezi [18].

Yukarıda örneklendiği üzere pnömatik yapay kasların medikal alanda kullanımlarına bakıldığında, yapılan çalışmalarda kullanılan yapay kasların büyük ölçüde McKibben metodu ile üretildiği görülmüştür. El rehabilitasyonunda pnömatik yapay kasların kullanımı incelendiğinde ise, McKibben kaslarının, ekleme bağlı bükümlü eyleyici olarak kullanılması metodunun benimsendiği tespit edilmiştir.

Bu veriler ışığında, pnömatik yapay kasların katmanlı imalat yöntemi ile üretilerek, doğrudan güç aktarım tekniğiyle el rehabilitasyonunda kullanılmasına dair çalışmaya rastlanmamıştır.

1.3 Hipotez

Teknolojideki yeni akımların robotik rehabilitasyon alanına uygulanmasıyla, bu alanda yapılan çalışmaların sürekli olarak devam ettiği görülmüş; robotik el rehabilitasyonu alanında yapılan çalışmaların çok büyük bir bölümünün el/parmak *fleksiyon* hareketi üzerinde yoğunlaştığı literatür taramalarında örneklenmiştir. El/parmak *ekstansiyonu* üzerine yapılan çalışmalar incelendiğinde ise ürünlerin büyük ölçüde tek yönlü, aktif egzersiz (hastanın aktif hareketlerini içeren egzersiz türü) olanağı sunmayan ve komplike tasarımlar olduğu görülmüştür.

Buna binaen geliştirilecek olan robotik el rehabilitasyon ortezinin, alınan uzman tavsiyeleri ve yapılan araştırmalar neticesinde şu öğeleri içermesi gerektiği sonucuna varılmıştır: Pasif el/parmak *ekstansiyon* ve aktif el/parmak *fleksiyon* egzersizleri olanağı; sade, kullanımı kolay, genele hitap eden ve taktil duyu girdisi (deri uyarısı) sağlayabilecek tasarım; istenildiği zaman özelleştirilebilir olması için düşük maliyetli üretim teknolojisi.

Bu kapsamda, geleneksel McKibben yapay kasları ile yapılabilecek farklı bir ortez tasarımı, yukarıda sıralanan isterlerden birkaçını karşılayabilecek olsa da taktil duyu girdisi sağlayan ve düşük maliyet ile istenildiği zaman özelleştirilebilir bir tasarım yaratmak, McKibben yapay kasları ile mümkün görünmemektedir.

Bu kapsamda, geleneksel McKibben yapay kasları yerine katmanlı imalat yöntemi ile pnömatik yapay kas üretimi ele alınmış, McKibben yapay kaslarının sunduğu tüm avantajlara ek olarak esnek ve özel tasarımların hızlı ve düşük maliyetle üretiminin mümkün olabileceği öngörülmüştür.

Sonuç olarak katmanlı imalat yöntemi ile üretilmiş pnömatik yapay kasların mekatronik bir sistem içerisine entegre edilerek doğrudan güç aktarım tekniğiyle el rehabilitasyonunda kullanılabileceği hipotezi doğmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

Biyomekatronik, insan nöromüsküler iskelet sistemi ile etkileşime girerek bozulmuş motor kontrolüne destek sağlamayı amaçlayan disiplinlerarası bir alandır [19]. Nöro-protezlerden giyilebilir dış iskelet sistemlerine kadar birçok farklı şekilde insan vücudu ile direkt etkileşime giren biyomekatronik sistemler, hiç şüphesiz ki bu yönüyle mekatronik alanının insan hayatını en çok etkileyen tarafını yansıtmaktadır. Biyomekanik ve sinirbilim gibi medikal alanlarla robotik, arayüzleme, algılayıcı ve eyleyici sistemleri, sistem dinamiği ve kontrol teorisi gibi mekatronik alanlarını bir araya getirerek sistem anlayışıyla yeni teknolojiler ortaya koyan biyomekatronik alanı, başta motor kontrolüne destek olmakla beraber, motor kontrolünü tümüyle üstlenmek veya fizyolojik sistemin eğitilmesine/rehabilitasyonuna yardımcı olmak gibi görevleri karşılamayı amaçlamaktadır.

Aktif ortezler ise yukarıda anlatılan kriterlere tabi olan ve entegre sistem prensibini benimseyerek klasik biyomedikal ortez tasarımlarını birkaç adım öteye taşıyan en yaygın biyomekatronik sistemlerden biridir.

2.1 Ortezler, Kullanım Alanları ve Sınıflandırılmaları

Ortezler; kasların, eklemlerin veya tümüyle uzuvların daha işlevsel çalışmasına yardımcı olan ve vücuda dışarıdan bağlanan mekanik cihazlardır. Ortezlerin kullanımından elde edilmesi hedeflenen en yaygın çıktılar aşağıdaki gibidir [19]:

- Biyomekanik hizalamayı kontrol etme
- Bozuklukları düzeltme veya uyum sağlama
- Yaralanmadan koruma veya yaralanma sonrası koruma
- Rehabilitasyona yardımcı olma
- Ağrıyı azaltma
- Hareketliliği artırma
- Bağımsızlığı artırma

Koltuk değneklerinden giyilebilir robotik sistemlere kadar çok geniş bir yelpazeyi kapsayan ortez kavramı birçok farklı şekilde sınıflandırılabilmekte ve alt başlıklara ayrılabilir. Bu sınıflandırma yöntemlerinden en temel olan ve her ortez çeşidini mutlaka kapsayan “Vücut Bölgesine Göre Ortezler” sınıflandırılması Çizelge 2.1’ de sunulmuştur.

Çizelge 2.1 : Vücut Bölgesine Göre Ortezler

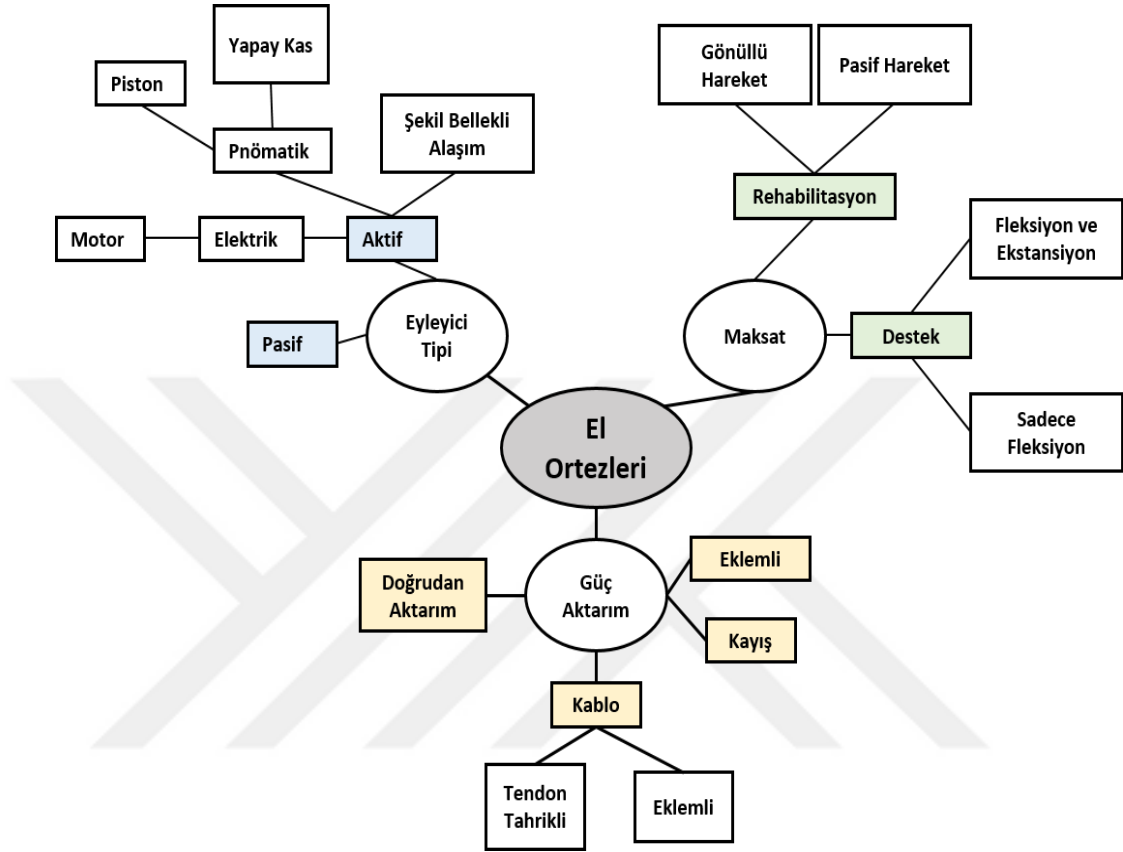
Vücut Bölgesine Göre Ortezler	Alt Ekstremitte Ortezleri	Ayak Ortezleri
		Bilek - Ayak Ortezleri
		Diz - Bilek - Ayak Ortezleri
		Kalça - Diz - Bilek - Ayak Ortezleri
	Üst Ekstremitte Ortezleri	Omuz ve Kol Ortezleri
		Dirsek Ortezleri
		Bilek Ortezleri
		El Ortezleri
	Omurga Ortezleri	Boyun Ortezleri
		Baş -Boyun Ortezleri
Baş- Boyun - Sırt Ortezleri		
Sakrum Ortezleri		
		Bel - Sakrum Ortezleri
		Sırt - Bel - Sakrum Ortezleri

Ortezlerin fonksiyonlarına göre sınıflandırılmasında karşılaşılan durum ise, Çizelge 2.2’ de gösterilmiştir.

Çizelge 2.2 : Fonksiyonlarına Göre Ortezler

Fonksiyonlarına Göre Ortezler	Destekleyici Ortezler
	Fonksiyonel Ortezler
	Düzeltilici Ortezler
	Koruyucu Ortezler
	Kuvvetlendirici Ortezler
	Ağrı Azaltıcı Ortezler
	Ağırlık Azaltıcı Ortezler

Daha önce bahsedildiği üzere “ortez” tanımı çok geniş bir yelpazeyi içine aldığından, kullanılan sınıflandırma yöntemleri de değişiklik göstermektedir. Bu tezin odak noktası olan el ortezleri; maksadına, güç aktarım tekniğine ve eyleyici tipine göre Şekil 2.1’de sınıflandırılmıştır.



Şekil 2.1 : El Ortezlerinin Sınıflandırılması

2.2 El Anatomisi ve Biyomekaniği

Günlük yaşam aktivitelerimizi gerçekleştirmek için elimizin az da olsa bir motor aktivitesine ihtiyaç duyulmaktadır. Üst ekstremitedeki konumu nedeniyle el; omuz, dirsek ve el bileğinin istenilen hareketlerini gerçekleştirmesine yardımcı olur ve kendi içinde sahip olduğu hareket kabiliyeti sayesinde motor fonksiyonların gerçekleştirilmesinde tamamlayıcı bir rol oynar [20]. En önemli motor fonksiyonlardan kavrama hareketi, elin spesifik anatomisi sayesinde gerçekleştirilmektedir. El eklemlerin fizyolojik yapısından kaynaklanan karmaşık yapısı, elin biyomekanik modeli ile açıklanabilmektedir [21].

Bu bağlamda el anatomisi ve biyomekaniği ile alakalı temel düzeyde arka plan bilgisi bu tezin içeriğine temel oluşturmak için yeterlidir ancak, Çizelge 2.3’te gösterilen ve

bu alanlarda sıklıkla kullanılan bazı terim ve kısaltmalar hakkında bilgi verilmesi faydalı olacaktır.

Çizelge 2.3 : Anatomik Terimler Listesi

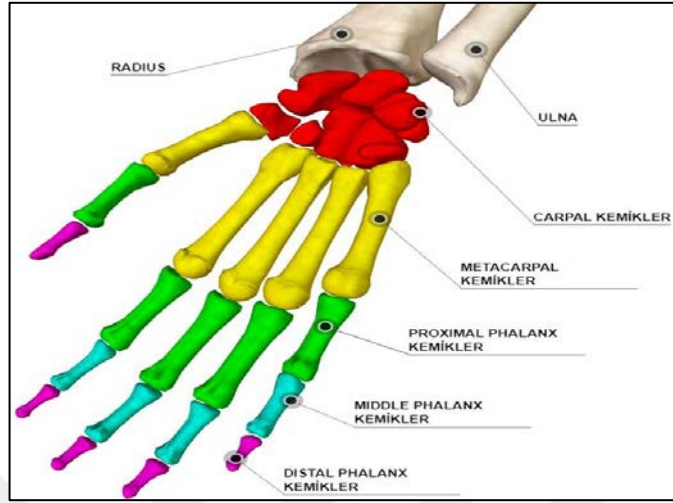
<i>Ekstremité</i>	Uzuv	<i>Anterior</i>	Ön
<i>Kontraktür</i>	Eklem Kısıtlılığı, Anormal Şekil	<i>Posterior</i>	Arka
<i>Spastisite</i>	Kas Tonusu Artışı	<i>Superior</i>	Üst
Flastisite	Kas Tonusu Azalması	<i>İnferior</i>	Alt
<i>Hemipleji</i>	Tek Taraftaki Kaslarda Tam Güç Kaybı.	<i>Medialis</i>	İç Yan
<i>Hemiparezi</i>	Tek Taraftaki Kaslarda Kısmi Güç Kaybı.	<i>Lateralis</i>	Dış Yan
<i>Fasilitasyon</i>	Kolaylaştırmak	<i>Proksimal</i>	Merkeze Yakın
<i>Distal</i>	Merkezden Uzak	<i>Superficialis</i>	Yüzeysel
<i>Oblik</i>	Eğik	<i>Profundus</i>	Derin
<i>Dorsal</i>	Elin Dış Yüzeyi	<i>Longus</i>	Uzun
<i>Palmar</i>	Elin İç Yüzeyi	<i>Brevis</i>	Kısa

2.2.1 El anatomisi

Anatomi, canlı organizmaların tüm yapısal bölümlerini inceleyen bir bilim dalıdır ve çok geniş bir yelpazeyi içine alır. Bu nedenle insan anatomisi ele alındığında dolaşım sistemi, lenf sistemi, sinir sistemi, bağ dokular, iskelet sistemi, kas sistemi ve örtü istemi gibi insan vücudunu oluşturan sistem ve yapıların tümü incelenmeden tam bir anatomik inceleme yapılmış sayılmaz. Ancak bu tezin konusu ağırlıklı olarak kas, iskelet ve sinir sisteminin belirli bölümlerini ilgilendirdiğinden, anatomik inceleme ağırlıklı olarak bu bölümler üzerinde olacaktır.

Şekil 2.2’de gösterildiği üzere insan eli, *proksimalden distale* sıralandığında, *Karpallar*, *Metakarpallar* ve *Falankslar* olmak üzere 27 kemikten oluşmaktadır. *Falankslar*, dört parmakta *Proksimal*, Orta ve *Distal Falanks* olarak üç kısma

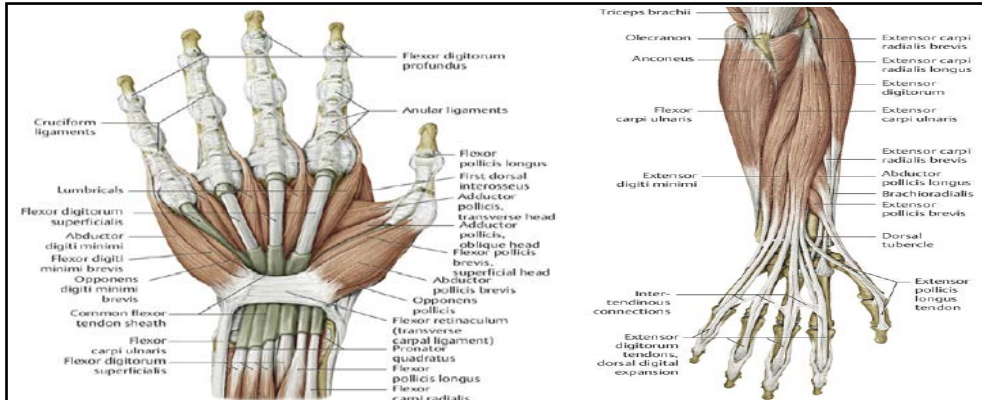
ayrılırken baş parmakta sadece *Proksimal ve Distal Falanks* olarak bulunmaktadır. *Karpal* kemikler ise 8 ayrı kemikten meydana gelmektedir. Bu kemiklerin birbiriyle yaptıkları eklemler ise elin hareket açıklığını oluşturmaktadır.



Şekil 2.2 : El Kemikleri

Bu eklemler *proksimalden distale* sıralandığında, KMK (*Karpometakarpal*), MKF (*Metakarpofalangeal*), PİP (*Proksimal İnterfalangeal*) ve DİP (*Distal Falangeal*) -baş parmak hariç- olarak adlandırılır [21].

Eklemlerin ve kemiklerin haricinde el bileği, el ve parmaklara anatomik açıklıklarında hareketlerini yaptıran kaslar bulunmaktadır [22]. Bu kaslar ve fonksiyonları Çizelge 2.4'te, konumları ise Şekil 2.3'te sunulmuştur.



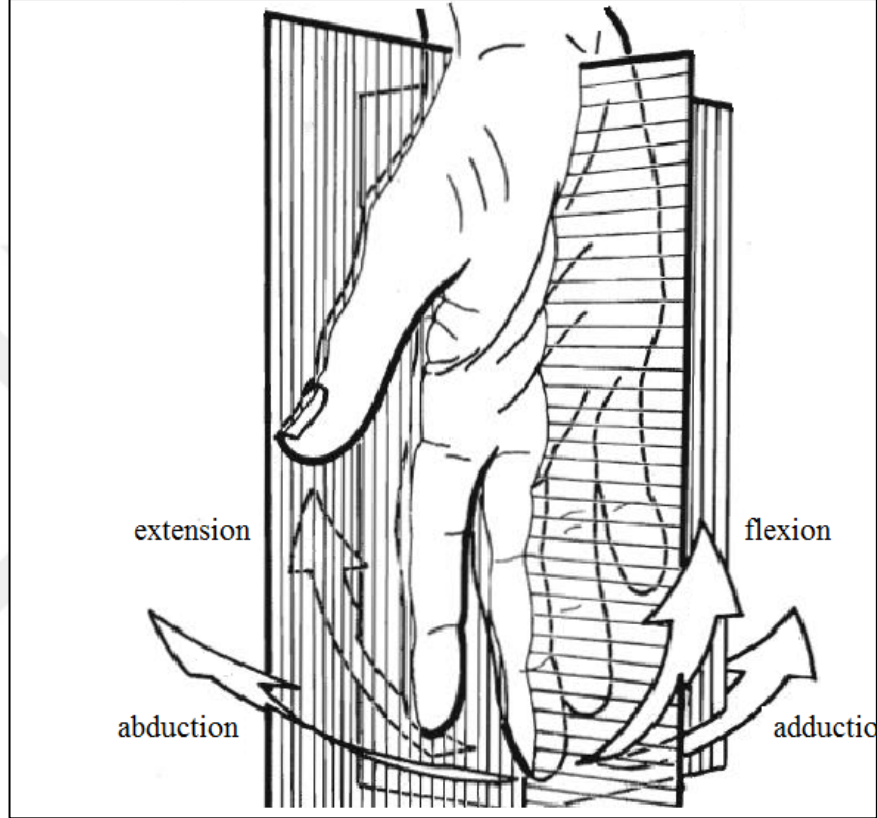
Şekil 2.3 : El Kasları [22]

Çizelge 2.4 : El Kasları ve Fonksiyonları [22]

KAS	FONKSİYON
<i>Fleksör Digitorum Superficialis</i>	El Bileği MKF ve PİP (2. ve 5. eklemlere kadar) <i>Fleksiyon</i>
<i>Fleksör Carpi Radialis</i>	El Bileği <i>Fleksiyon</i>
<i>Fleksör Carpi Ulnaris</i>	El Bileği <i>Fleksiyon</i>
<i>Palmaris Longus</i>	El Bileği <i>Fleksiyon</i>
<i>Fleksör Digitorum Profundus</i>	El Bileği MKF, PİP, DİP (2.ve 5.eklemler) <i>Fleksiyon</i>
<i>Fleksör Pollicis Longus</i>	El Bileği <i>Fleksiyon</i> , Baş Parmağın KMK Eklemine <i>Oppozisyon</i>
<i>Ekstansör Digitorum</i>	El Bileği <i>Ekstansiyon</i> . MKF, PİP ve DİP Eklemlerine (2.Ve 5.Ekleme Kadar) <i>Ekstansiyon</i> ve <i>Abd.</i>
<i>Ekstansör Digiti Minimi</i>	El Bileği <i>Ekstansiyon</i> . MKF, PİP ve DİP <i>Ekstansiyon</i> (5.Parmağa)
<i>Ekstansör Carpi Ulnaris</i>	El Bileği <i>Ekstansiyon</i>
<i>Abductor Pollicis Longus</i>	Baş Parmağı KMK <i>Abd.</i>
<i>Ekstansör Pollicis Brevis</i>	Baş Parmağı KMK MKF <i>Ekstansiyon</i>
<i>Ekstansör Pollicis Longus</i>	KMK <i>Add</i> , MKF, PİP <i>Ekstansiyon</i> (Baş Parmak)
<i>Abductor Pollicis Brevis</i>	Baş Parmak KMK <i>Abd</i> , MKF <i>Fleksiyon</i>
<i>Fleksör Pollicis Brevis</i>	Baş Parmak MKF <i>Fleksiyon</i> , KMK <i>Fleksiyon</i> ve <i>Oppozisyon</i>
<i>Opponens Pollicis:</i>	Baş Parmak KMK <i>Oppozisyon</i>
<i>Abductor Digiti Minimi</i>	5.Parmak MKF <i>Fleksiyon</i> , <i>Abd</i> , PİP ve DİP <i>Ekstansiyon</i>
<i>Fleksör Digiti Minimi Brevis</i>	5.Parmak MKF <i>Fleksiyon</i>
<i>Lumbrical</i>	2.Den 5.Ye MKF <i>Fleksiyon</i> , PİP ve DİP <i>Ekstansiyon</i>
<i>Dorsal Interossei</i>	2.Den 5.Parmağa MKF <i>Fleksiyon</i> . PİP, DİP <i>Ekstansiyon</i> ve <i>Abd.</i>
<i>Palmar İnterossei</i>	2. 4. Ve 5. Parmağa MKF <i>Fleksiyon</i> . PİP, DİP <i>Ekstansiyon</i> ve <i>Add.</i>

2.2.2 El biyomekaniği

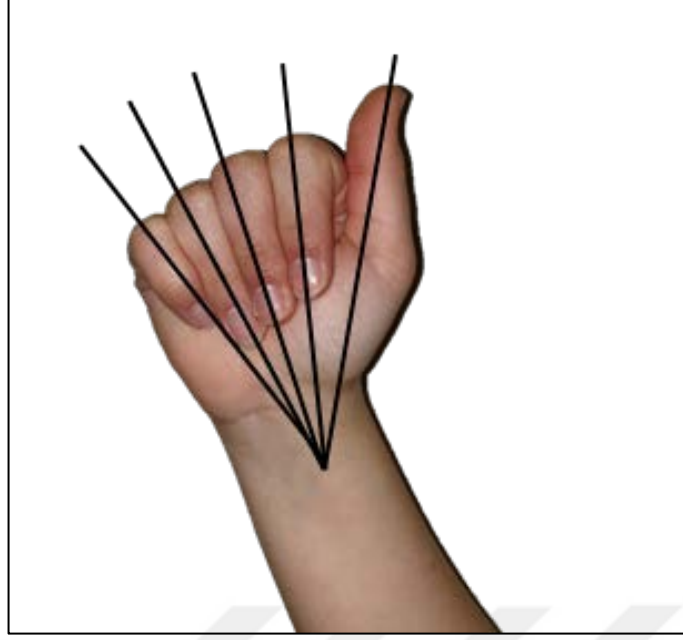
El bileğinde *fleksiyon*, *ekstansiyon*, *ulnar* ve *radial deviasyon* hareketleri ortaya çıkmaktadır. Bu hareketler sırasıyla ortalama olarak 65-80, 55-70, 35-40, 15-20 derecedir. El içerisindeki eklemlerde ise, Şekil 2.4'te gösterildiği üzere *Fleksiyon*, *Ekstansiyon*, *Abd* ve *Add* hareketleri gerçekleşmektedir.



Şekil 2.4 : Elin Temel Hareket Kabiliyetleri [21]

Başparmak ise el kaslarının özel dizilimi sayesinde diğer parmaklara kıyasla daha çok hareket kabiliyetine sahiptir. Bu hareketler *Fleksiyon*, *Ekstansiyon*, *Abd*, *Add* ve başparmağın diğer parmaklarla yaptığı *Oppozisyon* hareketidir [23].

Oppozisyon hareketinin, *otomatik oppozisyon* nedeni ile yapılabildiği bilinmektedir. Otomatik oppozisyon, MKF eklemlerin fleksiyonu ile beraber, bütün parmakların *radius* kemiğinin *distalinde* yer alan birinci *carpal* kemiğe doğru *oblik* yönelimidir (Şekil 2.5). Bu yönelim, eklemlerdeki (eklem yüzeyleri) kemik yüzeylerinin birbirlerine asimetrik hareketleri ve ligamentlerde oluşan farklı gerilimlerin bir etkisi olarak ortaya çıkmaktadır [21].



Şekil 2.5 : Otomatik Oppozisyon Hareketi

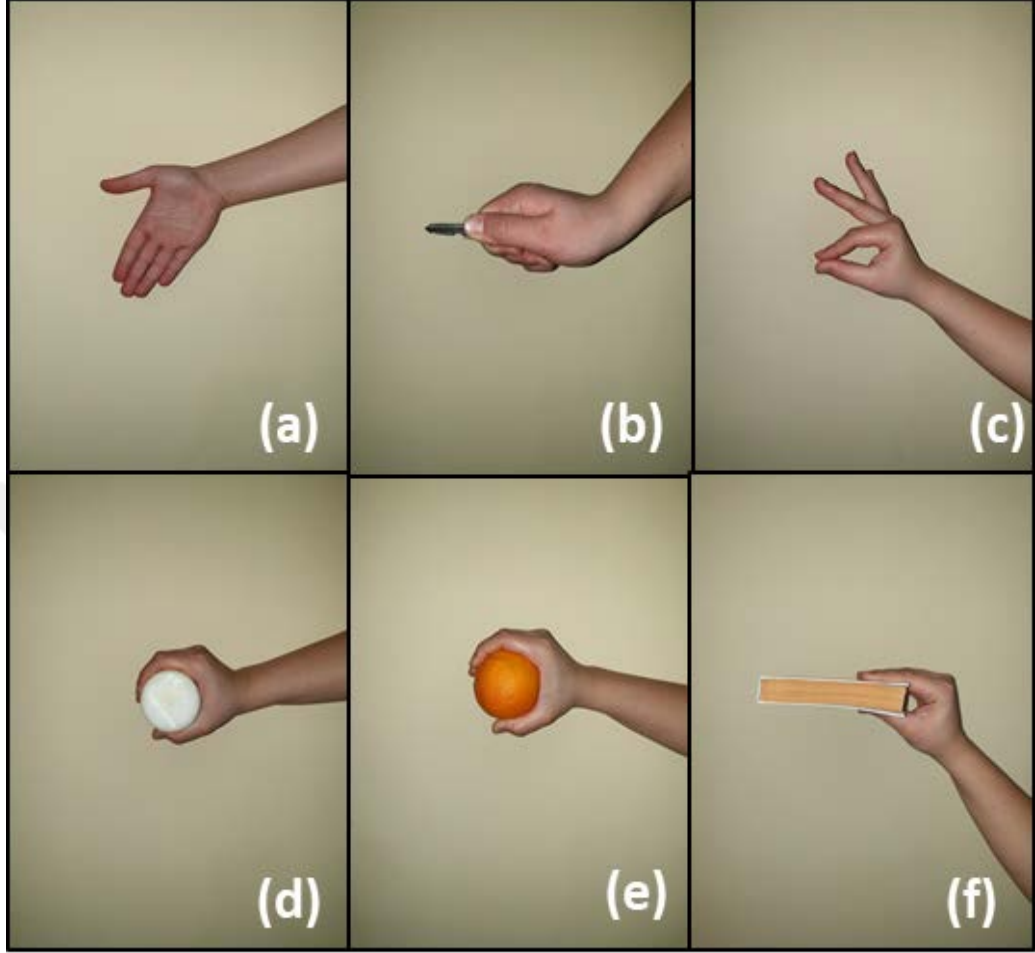
Elin serbestlik derecesi incelenmek istendiğinde başparmak ve diğer parmaklar ayrı ayrı incelenmelidir. Yukarıda anlatıldığı üzere başparmak, 3 eklem ve 4 serbestlik derecesine sahiptir. KMK ekleme 2 serbestlik derecesi, MKF ve İP eklemlerde birer serbestlik derecesi bulunmaktadır. Diğer parmaklar ise, dörder ekleme ve beşer serbestlik derecesine sahiptir. Bu serbestlik dereceleri her bir parmak için: KMK eklemlerde 1, MKF eklemlerde 2, DİP ve PİP eklemlerde ise ikişer adettir [24]. Toplamda 24 serbestlik derecesi ortaya çıkaran bu sayılar, elin kompleks yapısı sebebiyle değişik çalışmalarda farklılıklar göstermektedir.

Bu çalışmalara bakıldığında 24 ve 23 serbestlik derecesi olduğunu savunan çalışmalar [24,25], KMK ekleme *fleksiyon-ekstansiyon* hareketinden söz etmekte; 26 serbestlik derecesini savunan çalışmalar [26], bu hareketlere ek olarak KMK *abduksiyon-adduksiyon* hareketlerinden de bahsetmektedir. Öte yandan 16 serbestlik derecesinden söz eden çalışmalar ise [27] hareketsiz avuç içini savunmaktadır.

Yukarıda anlatılan serbestlik dereceleri ve eklem hareketleri, ele farklı işlevler kazandırmaktadır. Bu işlevlerden en belirgin olanı şüphesiz ki elin kavrama kabiliyetidir.

Kavrama, bir nesneyi statik pozisyonda ve güvenli şekilde tek elde tutabilmektir [28]. Birçok çalışma farklı kavrama türlerinden bahsetmektedir [29-31]. Ancak üst ekstremitenin etkilenmesine bağlı olarak elde ortaya çıkan fonksiyon kayıpları

genellikle anahtar tutuş, kalem tutuş, üç parmak tutuş, *siferik* tutuş ve silindirik tutuş hareketlerinde görülmektedir [32].



Şekil 2.6 : Elin Temel Kavrama Hareketleri: (a) Açık El. (b) Anahtar Kavrama. (c) Çimdik Kavrama. (d) Silindirik Kavrama. (e) Küresel Kavrama. (f) Üç Parmak Kavrama.

Yukarıda anlatılan ve Şekil 2.6’da gösterilen kavrama çeşitlerinin kuvvet ölçümleri ile ilgili birçok makale olmasına karşın, 1985 yılında Mathiowetz ve arkadaşları kavrama çeşitlerinin kuvvet ölçümlerini belirli yaş aralıklarında kaydederek bu ölçümlerin normatif değerlerini oluşturmuşlardır [33].

Bu tez, ilk dört parmağın bütün eklemlerinde *semifleksiyon* ve baş parmağın *abduksiyonu* ile ortaya çıkan [28] büyük çaplı silindirik tutuş hareketinden bahsedeceğinden; Mathiowetz ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadan alınan silindirik tutuş kuvvet değerleri, kadın ve erkek için sırasıyla Çizelge 2.5 ve 2.6’da sunulmuştur.

Çizelge 2.5 : Erkeklerde Silindirik Kavrama Kuvvetleri [33]

ERKEK SİLİNDİRİK KAVRAMA										
YAŞ	EL	DÜŞÜK			YÜKSEK			ORTALAMA		
		LBS	KG	N	LBS	KG	N	LBS	KG	N
20 - 24	SAĞ	91	41,28	404,79	167	75,75	742,85	121	54,88	538,23
	SOL	71	32,21	315,82	150	68,04	667,23	104,5	47,40	464,84
25 - 29	SAĞ	78	35,38	346,96	158	71,67	702,82	120,8	54,79	537,35
	SOL	77	34,93	342,51	139	63,05	618,30	110,5	50,12	491,53
30 - 34	SAĞ	70	31,75	311,38	170	77,11	756,20	121,8	55,25	541,79
	SOL	64	29,03	284,69	145	65,77	644,99	110,4	50,08	491,08
35 - 39	SAĞ	76	34,47	338,06	176	79,83	782,89	119,7	54,30	532,45
	SOL	73	33,11	324,72	157	71,21	698,37	112,9	51,21	502,20
40 - 44	SAĞ	84	38,10	373,65	165	74,84	733,96	116,8	52,98	519,55
	SOL	73	33,11	324,72	157	71,21	698,37	112,8	51,17	501,76
45 - 49	SAĞ	65	29,48	289,13	155	70,31	689,47	109,9	49,85	488,86
	SOL	58	26,31	258,00	160	72,57	711,72	100,8	45,72	448,38
50 - 54	SAĞ	79	35,83	351,41	151	68,49	671,68	113,6	51,53	505,32
	SOL	70	31,75	311,38	143	64,86	636,10	101,9	46,22	453,27
55 - 59	SAĞ	59	26,76	262,45	154	69,85	685,03	101,1	45,86	449,72
	SOL	43	19,50	191,27	128	58,06	569,37	83,2	37,74	370,09
60 - 64	SAĞ	51	23,13	226,86	137	62,14	609,41	89,7	40,69	399,01
	SOL	27	12,25	120,10	116	52,62	515,99	76,8	34,84	341,62
65 - 69	SAĞ	56	25,40	249,10	131	59,42	582,72	91,1	41,32	405,23
	SOL	43	19,50	191,27	117	53,07	520,44	76,8	34,84	341,62
70 - 74	SAĞ	32	14,51	142,34	108	48,99	480,41	75,3	34,16	334,95
	SOL	32	14,51	142,34	93	42,18	413,68	64,8	29,39	288,24
75+	SAĞ	40	18,14	177,93	135	61,23	600,51	65,7	29,80	292,25
	SOL	31	14,06	137,89	119	53,98	529,34	55	24,95	244,65
GENEL ORTALAMA	SAĞ	65	30	290	151	68	670	104	47	462
	SOL	55	25	245	135	61	602	93	42	412

Çizelge 2.6 : Kadınlarda Silindirik Kavrama [33]

KADIN SİLİNDİRİK KAVRAMA										
YAŞ	EL	DÜŞÜK			YÜKSEK			ORTALAMA		
		LBS	KG	N	LBS	KG	N	LBS	KG	N
20 - 24	SAĞ	46	20,87	204,62	95	43,09	422,58	70,4	31,93	313,15
	SOL	33	14,97	146,79	88	39,92	391,44	61	27,67	271,34
25 - 29	SAĞ	48	21,77	213,51	97	44,00	431,48	74,5	33,79	331,39
	SOL	48	21,77	213,51	97	44,00	431,48	63,5	28,80	282,46
30 - 34	SAĞ	46	20,87	204,62	137	62,14	609,41	78,7	35,70	350,08
	SOL	36	16,33	160,14	115	52,16	511,55	68	30,84	302,48
35 - 39	SAĞ	50	22,68	222,41	99	44,91	440,37	74,1	33,61	329,61
	SOL	49	22,23	217,96	91	41,28	404,79	66,3	30,07	294,92
40 - 44	SAĞ	38	17,24	169,03	103	46,72	458,17	70,4	31,93	313,15
	SOL	35	15,88	155,69	94	42,64	418,13	62,3	28,26	277,12
45 - 49	SAĞ	39	17,69	173,48	100	45,36	444,82	62,2	28,21	276,68
	SOL	37	16,78	164,58	83	37,65	369,20	56	25,40	249,10
50 - 54	SAĞ	38	17,24	169,03	87	39,46	387,00	65,8	29,85	292,69
	SOL	35	15,88	155,69	76	34,47	338,06	57,3	25,99	254,88
55 - 59	SAĞ	33	14,97	146,79	86	39,01	382,55	57,3	25,99	254,88
	SOL	34	15,42	151,24	76	34,47	338,06	47,3	21,45	210,40
60 - 64	SAĞ	37	16,78	164,58	77	34,93	342,51	55,1	24,99	245,10
	SOL	29	13,15	129,00	66	29,94	293,58	45,7	20,73	203,28
65 - 69	SAĞ	35	15,88	155,69	74	33,57	329,17	49,6	22,50	220,63
	SOL	29	13,15	129,00	63	28,58	280,24	41	18,60	182,38
70 - 74	SAĞ	33	14,97	146,79	78	35,38	346,96	49,6	22,50	220,63
	SOL	23	10,43	102,31	67	30,39	298,03	41,5	18,82	184,60
75+	SAĞ	25	11,34	111,21	65	29,48	289,13	42,6	19,32	189,49
	SOL	24	10,89	106,76	61	27,67	271,34	55	24,95	244,65
GENEL ORTALAMA	SAĞ	39	18	173	92	42	407	63	28	278
	SOL	34	16	153	81	37	362	55	25	246

2.3 Medikal Kondisyonlar ve Rehabilitasyon Yöntemleri

Motor fonksiyonlarında azalma veya tümüyle kaybolma, nörolojik ve ortopedik hastalıkların yaygın sonuçlarından biridir. Bu hastalıkların sebep olduğu fiziksel kondisyonların rehabilitasyonunda geleneksel rehabilitasyon yöntemlerine yardımcı yöntemlerin gereksinimi ve önemi günden güne artmaktadır. Bu doğrultuda özellikle üst ekstremité motor fonksiyonların rehabilitasyonuna yönelik araştırmalar incelendiğinde, robotik rehabilitasyon içerikli çalışmaların artışı dikkat çekmektedir [1-3]. Bunun sebebi, yüksek güç isteyen, uzun süreli ve tekrar gerektiren uygulamalarda, robotik rehabilitasyonun sağladığı kolaylıklar olarak gösterilebilir.

2.3.1 Medikal kondisyonlar

SVO (İnme), beyin damarlarında ki dolaşım bozukluklarının (tıkanma, kanama) bir sonucu olarak ortaya çıkan *vasküler* bir olaydır. SVO sonrası görülen *Hemipleji/Hemiparezi* ise kas tonusu bozulmaları (*flastisite, spastisite*) ile ortaya çıkan fiziksel bir durumdur. İnme sonrası hastanede yatan insanların 3’te 2’sinden fazlasında üst ekstremité *hemiparezisi* görülmektedir [34]. Akut durumdaki *hemiparezide* kas tonusundaki azalmadan kaynaklı *flask* el durumu ortaya çıkmaktadır. Bu durum için önlem alınmadığı takdirde ise hastalığın ilerleyişine bağılı olarak kas tonusunda kademeli bir artışı takiben, genellikle fleksör kas gruplarındaki anormal tonus artışı olarak adlandırılan “*spastise*” ortaya çıkmaktadır [2].

SP (*Serebral Palsi*), doğum esnasında veya doğumdan sonra beynin oksijensiz kalmasıyla oluşan kalıcı, *progresif* olmayan ve fiziksel (*Spastisite* ve/veya *Kontraktür*) ve mental sorunlara yol açan bir hastalıktır.

El yaralanmaları arasında sıklıkla karşılaşılan *fleksör* tendon yaralanmaları ise ameliyat sonrası, el ve parmak hareketlerinde sekel bırakabilen ortopedik bir kondisyondur [35].

2.3.2 Rehabilitasyon yöntemleri

Geleneksel rehabilitasyon programlarında kişinin üst ekstremité fonksiyonlarının kazandırılması ve kas tonusunu düzenlemesi yönünde uygulamalar yapılmaktadır [2].

Fleksör tendon yaralanmalarında ameliyat sonrası rehabilitasyonda amaç: Tendonlarda meydana gelen yapışıklıkları açarak, optimum tendon iyileşmesini sağlamak ve bununla beraber kişinin günlük yaşam aktivelerinde el kullanımını en üst

düzeye ulaştırmaktır [36]. Bu amaç doğrultusunda en yaygın yöntemlerden biri EAM (Erken Aktif Mobilizasyon)'dir. Bu yöntem için atellerden yardım alınır ve iyileşmenin doğrultusuna göre sırayla pasif, aktif-asistif ve aktif egzersizler uygulanır [37].

İnme sonrası rehabilitasyonda üst ekstremitte fonksiyonlarının tekrar kazandırılması amacıyla hastaya, germe, güçlendirme uygulamaları, aktif, aktif-asistif ve pasif egzersizler, *Nörofizyolojik Fasilitasyon* teknikleri vb. yöntemler uygulanmaktadır. Ancak yapılan çalışmalara göre, uygulanan rehabilitasyon yöntemlerine rağmen hastaların ancak %5 ile %20 si tam üst ekstremitte fonksiyonlarına ulaşabilmektedir [34]. Bu sonuç da göstermektedir ki geleneksel rehabilitasyon programlarına ek yeni ve yardımcı yöntemlere gereksinim duyulmaktadır.

SP rehabilitasyonunda ise amaç motor fonksiyonu artırarak günlük aktivitelere destek sağlamaktır. Bu amaç doğrultusunda geleneksel rehabilitasyon programları Nörogelişimsel tedavi metotları kapsamında, motor fonksiyonları ve duyuşal girdileri arttırmak için gerekli egzersiz ve pozisyonlama yöntemlerini kullanmaktadır.

Yapılan çalışmalara bakıldığında SP ve *Hemipleji/Hemiparezi* için uygulanan fizyoterapi yöntemlerinin göreve odaklı çalışma şeklinde yapılandırılmasının çok daha iyi sonuçlar doğurduğu ve üst ekstremitte fonksiyonlarının geri kazandırılmasında uzun süreli ve tekrarlı hareketlerin daha fazla yarar sağladığı görülmüştür [38,39].

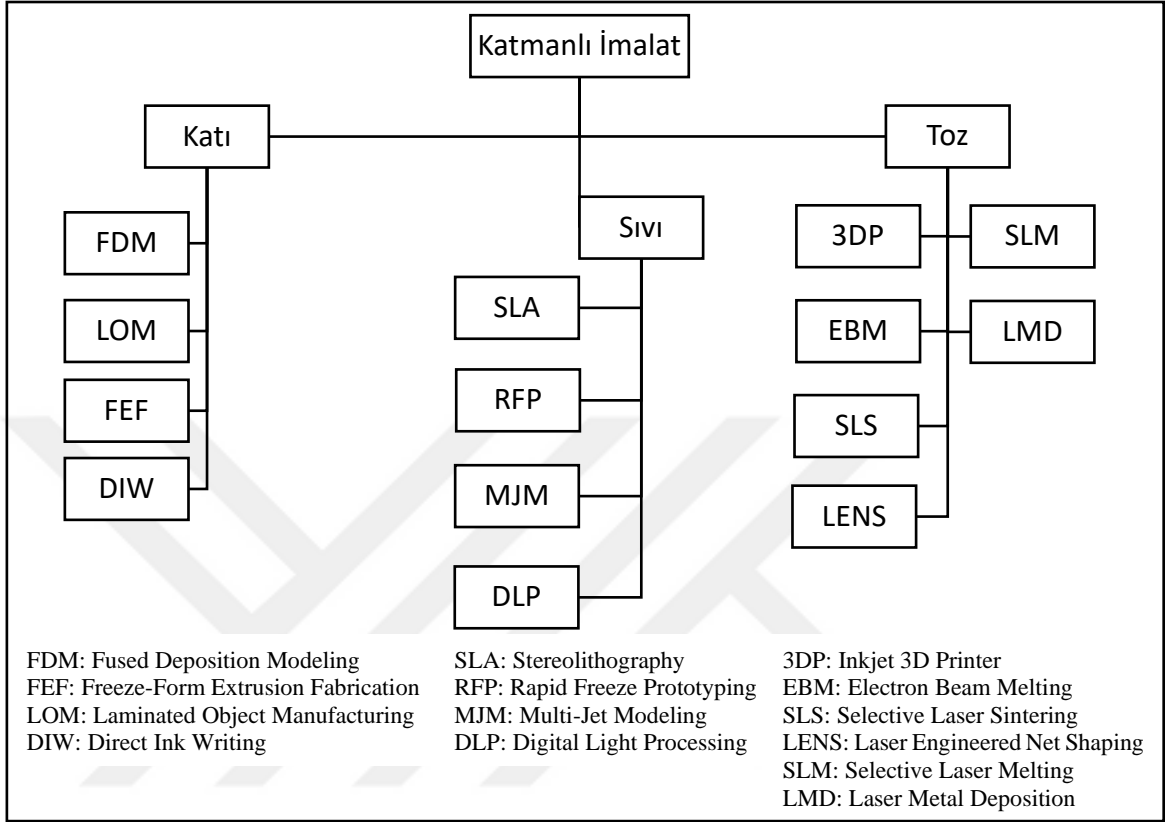
Duyu hasarı, dikkat eksikliği ve davranışsal problemler gösteren nörolojik hasta gruplarında göreve odaklı tedavi yaklaşımlarını uygulamak zorlayıcı olabilmektedir [40, 41]. Ayrıca, hastanın yaşı ve tıbbi geçmişi gibi üçüncü dereceden faktörler de izlenecek olan egzersiz uygulamalarını doğrudan etkilemektedir.

2.4 Katmanlı İmalat

Katmanlı imalat veya 3B baskı, bilgisayar destekli tasarım yöntemiyle oluşturulmuş modellerin *dilimleyici* yazılımlar kullanılarak sanal katmanlara ayrılması ardından malzemelerin farklı metotlar ile üst üste eklenerek ilgili tasarımın fiziksel objeye dönüştürülmesini içeren bir imalat yöntemidir [42].

80'li yıllarda ortaya çıkan katmanlı imalat konsepti, 2010 yılından bu yana en etkili dönemini yaşamaktadır [43]. Katmanlı imalat teknolojisinin ilk yılları -yetersiz mekanik özellikler ve çözünürlük sebebiyle- çoğunlukla modelleme ve prototipleme

ile sınırlı olsa da teknolojiadaki ilerlemeler sayesinde katmanlı imalat yöntemleri günümüzde tıp, havacılık ve otomotiv gibi alanlarda dahi sıklıkla kullanılır hale gelmiştir [44].



Şekil 2.7 : Hammadde Haline Göre Katmanlı İmalat Yöntemlerinin Sınıflandırılması [42]

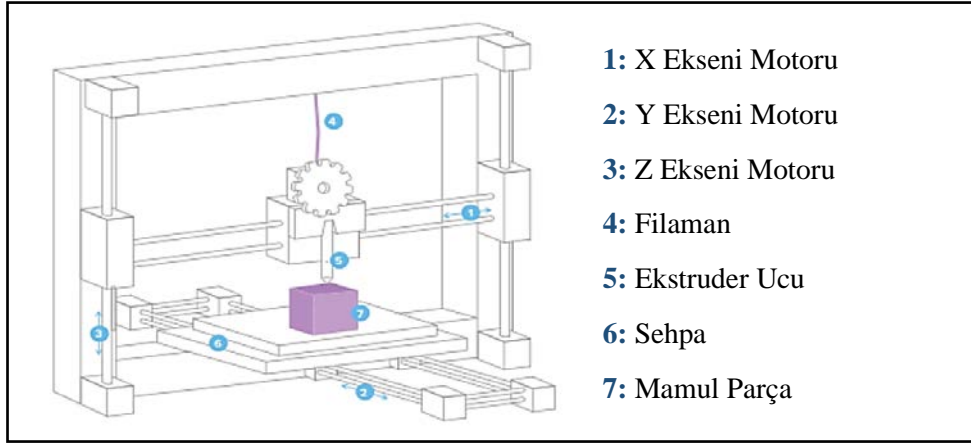
Katmanlı imalatta kullanılacak malzemenin türü ve fiziksel hali (katı-sıvı-toz) başta olmak üzere üründen beklenen diğer birçok parametre, kullanılacak olan katmanlı imalat yöntemini doğrudan etkilemektedir. Bu kapsamda, bilinen katmanlı imalat yöntemlerinin, hammaddenin haline göre sınıflandırılması Şekil 2.7’de sunulmuştur.

Bu yöntemlerden en bilinen ve yaygın kullanılanlarından FDM, SLA ve SLS yöntemleriyle ilgili detaylı bilgi aşağıda sunulmuştur.

2.4.1 Eriyik yığarak modelleme (FDM)

Fused Deposition Modeling veya Eriyik Yığarak Modelleme yöntemi olarak bilinen FDM tekniği, katmanlı imalat yöntemleri arasında en yaygın kullanılan yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. Gerek çalışma prensibi gerek ise ihtiyaç duyduğu teknoloji bakımından oldukça basit temeller üzerine oturan FDM tekniği, en yalın hali ile katmanlı imalat yönteminin tüm yönlerini yansıtmaktadır.

Şekil 2.8’de sunulduğu üzere sıcak bir ekstruder içerisinde geçen katı hammadde (filaman), çoğunlukla ısıtılmış bir düzlem (sehpa) üzerine istenilen şekilde serilir.

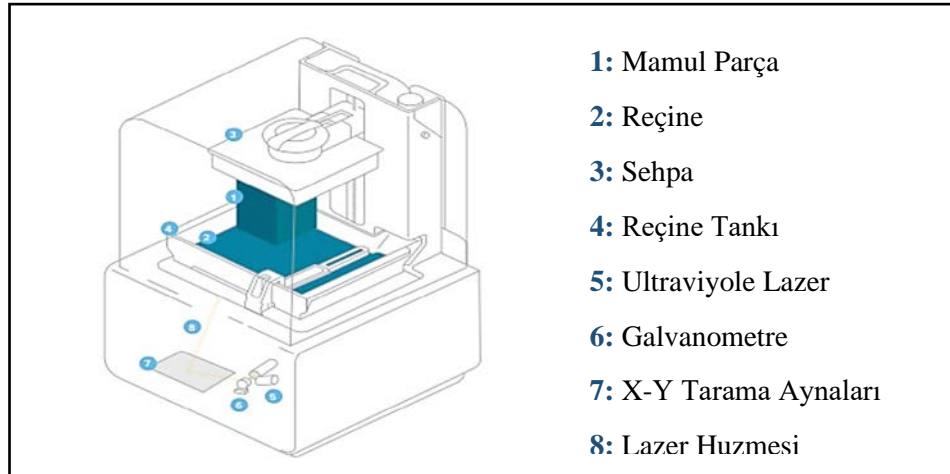


Şekil 2.8 : FDM Üç Boyutlu Yazıcı [43]

Ekstruderden itildikten sonra hızla soğuyan filaman, sehpa üzerinde katılarak verilen şekli korur. Katılan şekil üzerine yeni katmanların eklenmesi üç boyutlu modelin oluşmasını sağlar.

2.4.2 Stereolitografi (SLA)

Sıvı haldeki hammaddenin katılaştırılmasıyla üç boyutlu modellerin üretilmesinde en sık kullanılan yöntemlerden olan stereolitografi yöntemi, ultraviyole lazer demetlerinin eriyik haldeki fotopolimere yansıtılması prensibine dayanır.



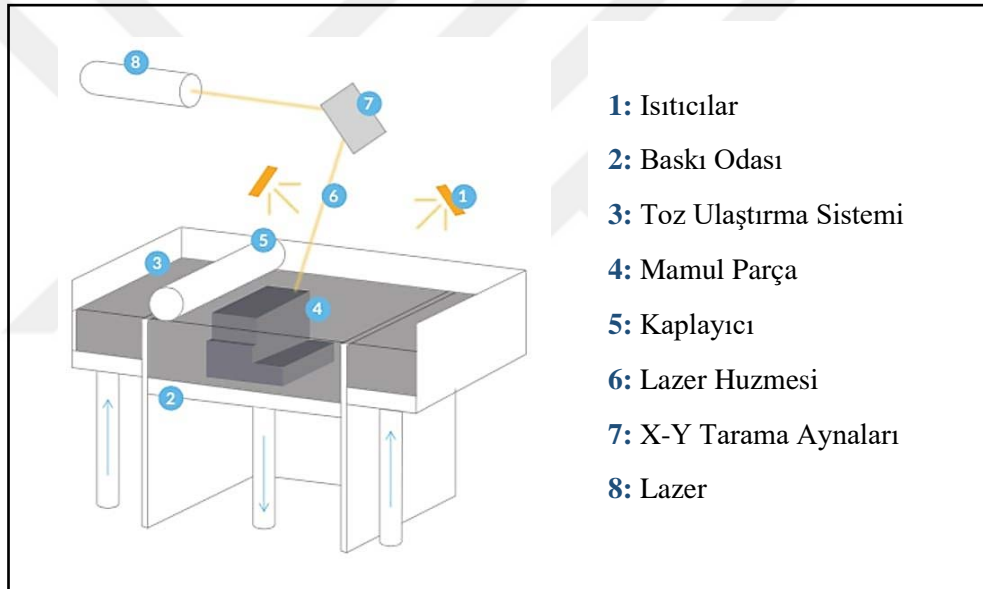
Şekil 2.9 : SLA Üç Boyutlu Yazıcı [43]

Ters stereolitografi yazıcılar, SLA türündeki en yaygın üç boyutlu yazıcılardır ve Şekil 2.9’da gösterildiği üzere bu yazıcılarla parça ters bir biçimde yazdırılır.

Yazıcı tepsiyi, reçine tankının tabanına birkaç mikron mesafe kalana dek alçalar. Ardından ultraviyole lazer huzmesi, galvanometreler ile fotopolimer üzerine yansıtılır ve istenilen şekil çizilir. Yapısı gereği ultraviyole ışık ile karşılaşınca katılaştıran fotopolimer tepsiye yapışır ve ardından tepsi bir sonraki katman yüksekliğine çıkartılır. Bu işlemler tekrar edilerek katmanların birbirlerine bağlanması sağlanır.

2.4.3 Seçici lazer sinterleme (SLS)

SLS yöntemi, klasik toz metalürjisinde kullanılan sinterleme metodunun bilgisayar kontrolü ile katmanlar halinde uygulanması işlemine verilen addır. Orijinal adıyla *Selective Laser Sintering* yöntemi, Şekil 2.10'da gösterildiği üzere baskı odasında hazır bulunan toz haldeki naylon polimeri üzerine lazer yansıtılarak eritilmesi ve katmanlar halinde tekrar katılaştırılmasından ibarettir.



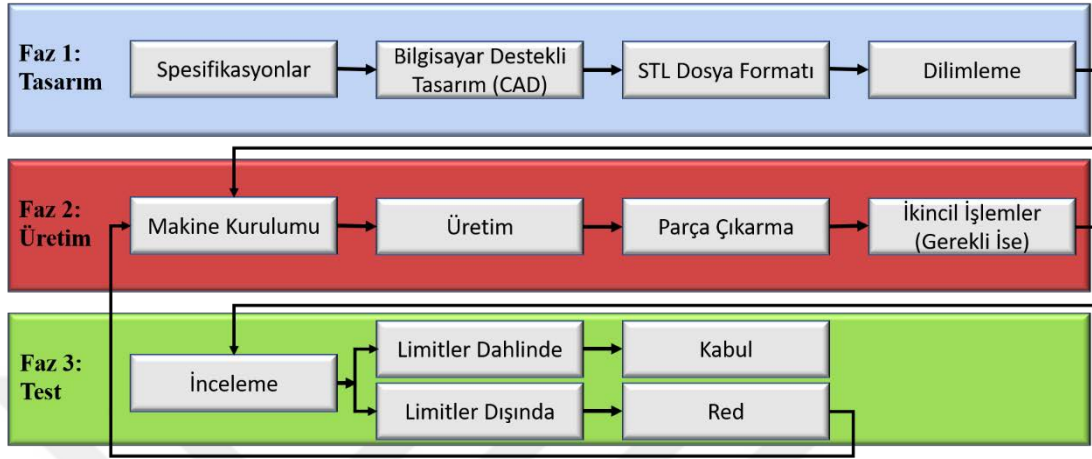
Şekil 2.10 : SLS Üç Boyutlu Yazıcı [43]

Lazer ışını, SLA yönteminde olduğu gibi, istenilen şekilde toz polimer üzerinde gezdirilir ve parçanın ilk katmanının katılması sağlanır. Ardından toz ulaştırma sisteminin bir parçası olan kaplayıcı, katılmış parçanın üzerini yeni bir kat toz ile kaplayarak ikinci katı sinterlenmeye hazır hale getirir. Baskı odası her katmanda bir basamak daha alçalarak parçanın tabandan tavana doğru üretilmesini sağlar.

2.4.4 Katmanlı imalat basamakları ve dikkat edilmesi gereken noktalar

Yukarıda anlatıldığı üzere katmanlı imalat yöntemleri, kullanılan hammadde başta olmak üzere birçok farklı değişkenle beraber farklılık göstermektedir. Ancak kullanılan yöntem ne olursa olsun, her üretim tekniğinde olduğu üzere katmanlı imalat

teknikleri de tasarım, üretim ve test fazları olmak üzere üç temel aşamadan meydana gelmektedir [42]. Her ne kadar bu üç faz diğer üretim teknikleri ile aynı olsa da bu fazların kendi içlerinde barındırdığı alt basamaklar, Şekil 2.11’de gösterildiği üzere diğer yöntemlerden ayrılmaktadır.



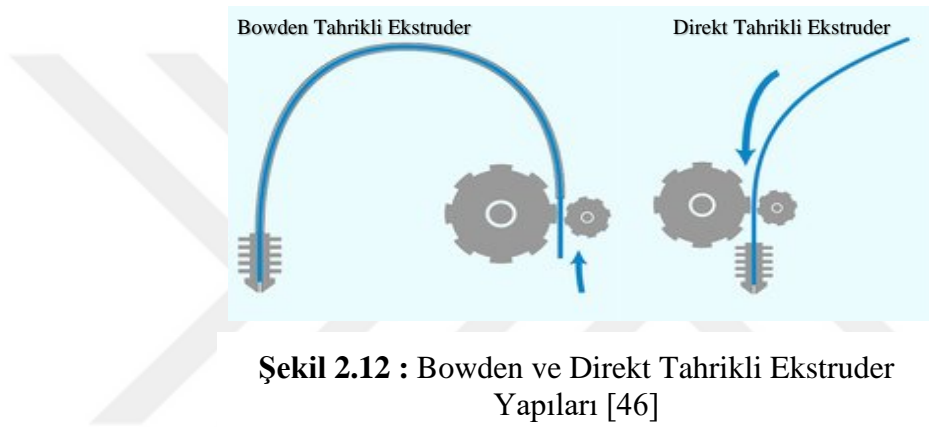
Şekil 2.11 : Katmanlı İmalat Akış Şeması [42]

Katmanlı imalat yaparken geçilen bu aşamalardan birincisi olan tasarım fazı incelendiğinde, ilk olarak tasarlanan modelin spesifikasyonlarının belirlendiği görülmektedir. Bu spesifikasyonlar doğrultusunda bilgisayar ortamında tasarımı yapılan parça, seçilen katmanlı imalatın yönteminin kapasitesine uygun olmalıdır. Diğer bir deyişle İOT (İmalat Odaklı Tasarım) prensibinin benimsenmesi, özellikle katmanlı imalat yöntemleri kullanılacağı zaman çok faydalı sonuçlar doğuracaktır [45].

Bilgisayar destekli tasarımın tamamlanmasının ardından STL (*Standard Tessellation Language*) dosyasının oluşturulması süreci gelmektedir. STL dosyaları, ilgili tasarımın geometrik verilerini mozaikler halinde bölerek dilimleyici yazılımlara uygun bir hale getiren dosyalardır. Bu dosyalar, dilimleyici yazılımlar ile işlenerek parçaların katmanlı imalata uygun olarak sanal dilimlere bölünmesinde kullanılır [42].

Dilimleyici yazılımların kullanımı, katmanlı imalat tekniklerinin en önemli noktalarından biridir. Geleneksel CNC işlemlerine kıyasla genellikle daha yavaş olan katmanlı imalat yöntemleri, dilimleyici yazılımların doğru ve dikkatli kullanılması ile parçaya uygun olarak mutlaka optimize edilmelidir. Parçanın baskı sırasındaki oryantasyonu, desteklerin sayısı ve konumu, katman kalınlığı, ekstrüzyon genişliği vb. parametreler; parçanın üretim kalitesi ile birlikte üretim hızını da aynı oranda etkilemektedir [42].

Yukarıda anlatılan özelliklere ek olarak kullanılacak filamanın özellikleri de baskı parametrelerini ve hatta tercih edilen yazıcının modelini dahi ciddi derecede etkileyen bir husustur. Örneğin, bu tezin konusuna dahil olan esnek filamanlarla baskı alırken dikkat edilmesi gereken noktalardan biri ekstruder tahrik mekanizmasıdır. Çok düşük *shore* (sertlik) derecelerine sahip filamanlarla baskı alırken sıklıkla karşılaşılan bir sorun olan filaman bükülmesi, baskı sırasında filamanın ekstruderden çıkamadan önce ekstruder içinde bükülerek dolanması sorunudur. Bu kapsamda karşımıza *bowden* ve *direct* ekstruder tipleri Şekil 2.12’de gösterilmiştir. Görülüşü üzere itici mekanizması ekstrudera daha yakın olan *direct* tip makinalar, filaman bükülmesini en aza indirgediğinden, esnek filamanlar için daha uygundur.



Şekil 2.12 : Bowden ve Direkt Tahrikli Ekstruder Yapıları [46]

Dilimleme yazılımları ile baskı hazırlıkları tamamlandıktan sonra, üretimin birinci fazı olan tasarım aşaması tamamlanmış olur. Bunun ardından gelen üretim aşamasının birinci basamağı genel olarak makine kurulumu olarak tanımlanır. Bu basamakta, üretimde kullanılacak olan üç boyutlu yazıcının tepsi, lazer ve/veya ekstruderinin ısıtılması, kalibrasyonlarının yapılması vb. ön ayarları yapılır ve ardından dilimleyici yazılımdan elde edilen G kodlarını içeren dosya yazıcıya gönderilerek parçanın üretilmesi sağlanır.

Üretim bittikten sonra parça makinadan ayrılır ve desteklerin temizlenmesi ve/veya yüzey işlemleri gibi ikincil işlemlere ihtiyaç var ise tamamlanarak üretim fazı tamamlanmış olunur.

Katmanlı imalatın son fazı olan test bölümünde ise gerekli görülen testler uygulanarak parçanın istenilen spesifikasyonlara sahip olduğu doğrulanır.

2.5 Pnömatik Yapay Kas

Pnömatik Yapay Kaslar (diğer adlarıyla “Pnömatik Kas Eyleyiciler”, “McKibben Pnömatik Yapay Kaslar”, “Akışkansal Kaslar”, “Biyometrik Eyleyiciler”) basınçlı hava ile doldurulmaları durumunda boylarında kısalma, enlerinde ise genişleme gösteren tüp biçiminde eyleyicilerdir [47-58].

1950’li yıllarda Dr. Joseph L. McKibben tarafından, çocuk felci hastalarına yönelik ortez uygulamalarında kullanılmak üzere icat edilen McKibben PYK’leri [48]; ilk kez 1980’li yıllarda, Japon menşei Bridgestone şirketi tarafından ticari ürün haline getirilmiştir.



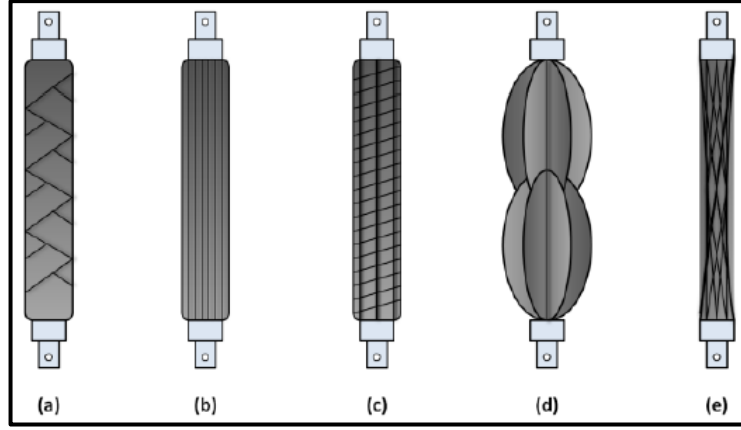
Şekil 2.13 : McKibben Pnömatik Yapay Kası [59]

Şekil 2.13’te görüldüğü üzere geleneksel McKibben yapay kasları, basit bir kauçuk tüpün yapay bir hasır içerisinden geçirilmesinin ardından bir ucunun kapatılması, diğer ucunun ise basınçlı hava kaynağına bağlanması ile elde edilir. Bu kadar basit ve sade bir tasarıma sahip olsa da PYK’ler; belirginin biçimde hafif, hızlı ve göreceli olarak çok güçlü eyleyicilerdir.

PYK’ler çalışma prensibi bakımından tek etkili yay geri dönüşlü geleneksel pnömatik pistonlara benzese de yüksek güç-ağırlık dengesi, değişik montaj olanakları, düşük maliyet ve düşük hava tüketimleri ile hiçbir mekanik parça içermemeleri, onlara birçok avantaj sağlamaktadır [60].

Bunların yanında pnömatik yapay kasların belki de en büyük avantajı, kontrol uygulamalarında görülmektedir. Bunun nedeni: Bir pnömatik yapay kasın kontrolü için yalnızca bir analog değişkenin yeterli olmasıdır. Öte yandan pnömatik pistonların kontrolünde, her hava odası için bir adet olmak üzere toplam iki adet analog değişkenin kontrolü gerekmektedir. Bu da pnömatik pistonlarda pozisyonlama yaparken denge noktasının bulunmasını daha zor bir hale getirmektedir [14].

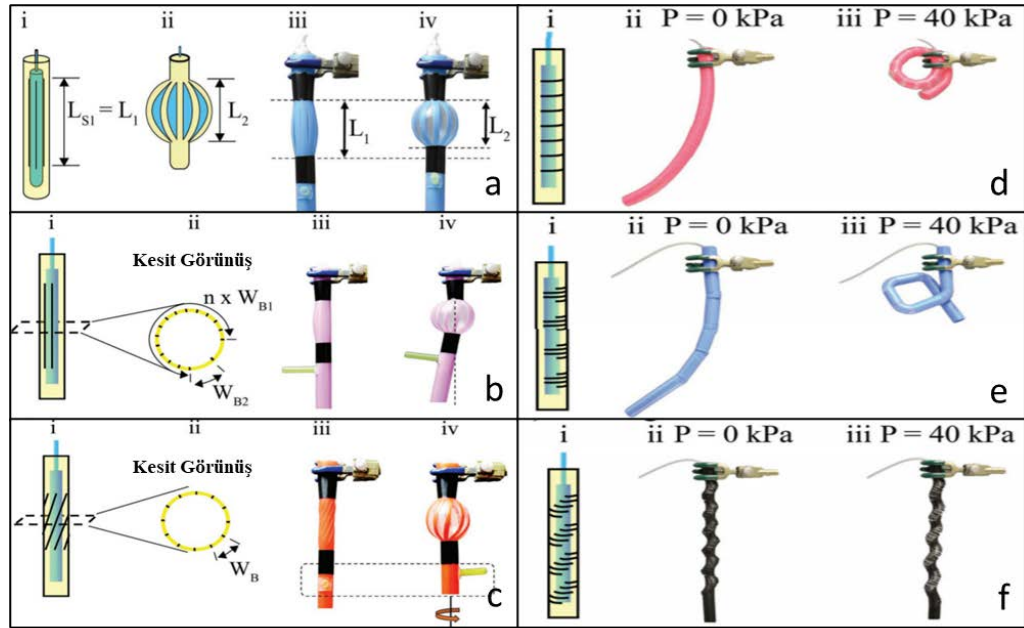
PYK’lerin en yaygın kullanım tipleri Şekil 2.14’te sunulmuştur.



Şekil 2.14 : PYK Tipleri [14]: (a) McKibben PYK. (b) Büzgülü PYK. (c) Yarlott Ağıl PYK. (d) ROMAC PYK. (e) Paynter Hiperbolit PYK.

İlgili şekilde görülebildiği üzere pnömatrik yapay kaslar üzerinde yapılan birçok çalışmada araştırmacılar yapay kasın kılıf geometrisinin hareket özelliklerine olan etkisi üzerine yoğunlaşmış ve farklı geometrilerde kılıflara sahip yapay kaslar tasarlayarak yapay kasın hareket davranışlarını değiştirmeye ve/veya geliştirmeye çalışmışlardır.

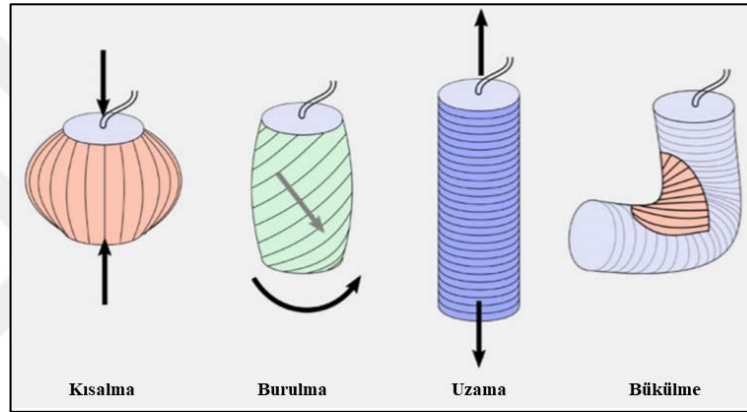
Örneğin Belding ve arkadaşları [61] tarafından 2018 yılında yapılan çalışmada araştırmacılar yapay kas kılıfını ayrıklar (*slits*) halinde tasarlayarak yapay kasa uzama-kısalma hareketinin yanında dönme, yumuşak kenarlı bükülme, dik açılı bükülme, zig-zag bükülme, burulma, burularak bükülme gibi farklı hareketler kazandırmışlardır.



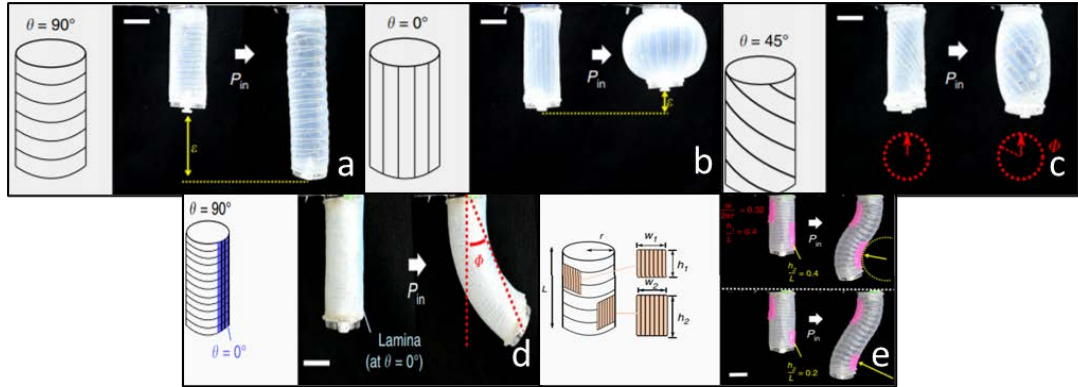
Şekil 2.15 : Belding ve ark.'ın Farklı Ayrık Geometrisine Sahip PYK Tasarımları[61]: (a) Kısalma. (b) Bükülme. (c) Dönme. (d) Yumuşak Bükülme. (e) Dik Açılı Bükülme. (f) Burulma.

Şekil 2.15’de görüldüğü üzere araştırmacılar bükülme hareketleri elde edebilmek için özellikle ayrıklar arası mesafeyi değiştirmiş ve simetrik olamayan bir kılıf tasarımına gitmişlerdir. Yine aynı şekilde görülebildiği üzere yazarlar dönme hareketleri için ağırlıklı olarak ayrık açılırları üzerinde çalışmış ve bu sayede istenen dönüş hareketlerini elde edebilmişlerdir.

2019 yılında Kim ve arkadaşları tarafından yapılan benzer bir çalışmada[62] ise (Şekil 2.16, Şekil 2.17) yazarlar ahtapot benzeri kafadanbacaklıların dokunaçlarından ilham alarak yapay kas kılıfını oluşturan hasır sicimleri arasındaki mesafeyi ve sicim açılarını değiştirerek kompleks hareket kabiliyetine sahip bir yumuşak pnömatik eyleyici geliştirmişlerdir.



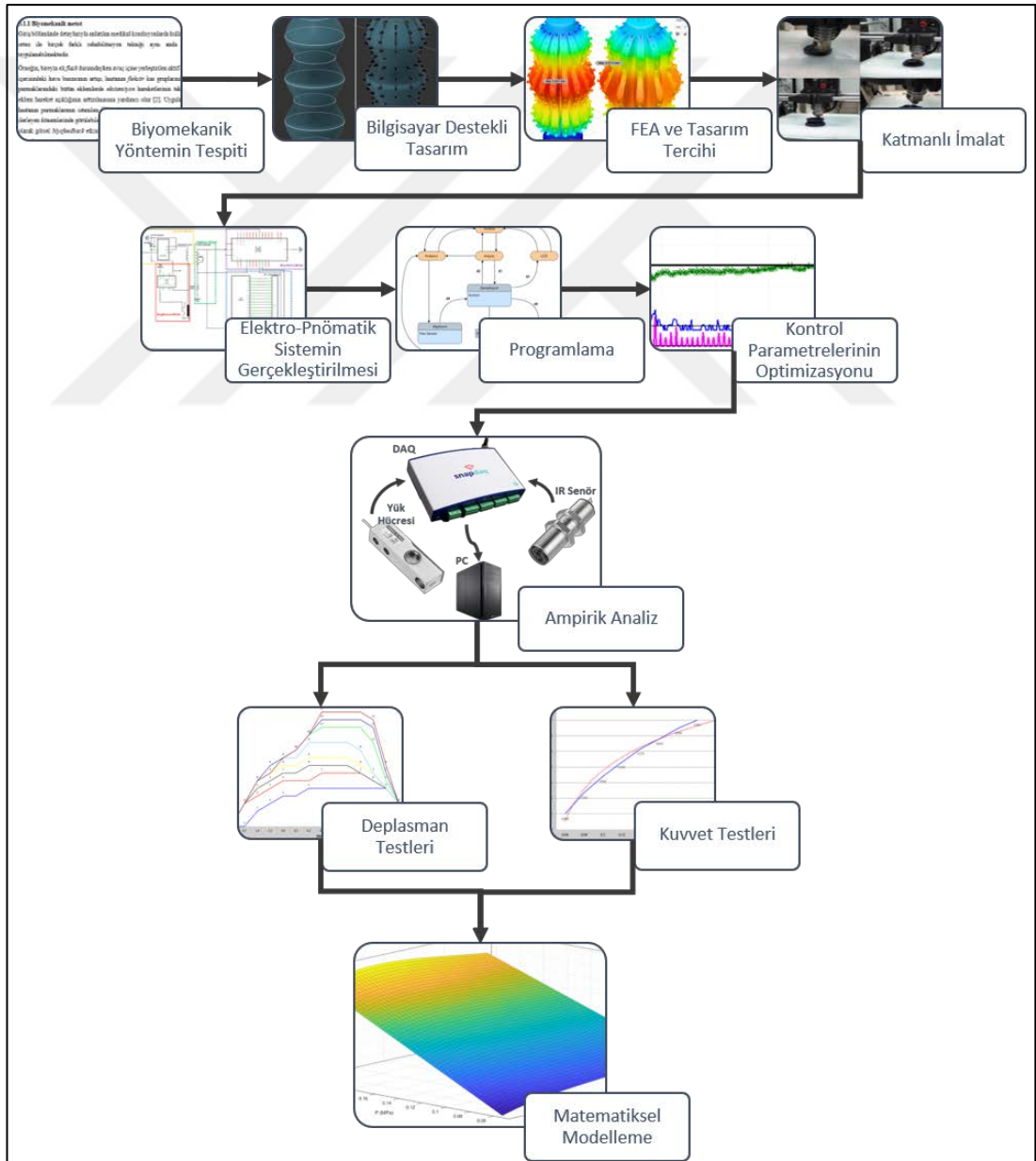
Şekil 2.16 : Kim ve ark.’ın PYK Tasarım Metodolojisi[62]



Şekil 2.17 : Kim ve ark.’ın Farklı Sicim Geometrisine Sahip PYK Tasarımları[62]: (a) Uzama. (b) Kısılma. (c) Burulma. (d) Yumuşak Bükülme. (e) Burularak Bükülme Sunulan çalışmalarda görülebildiği üzere, bu çalışmanın odaklandığı el/parmak *ekstansiyon* hareketi için ihtiyaç duyulan simetrik yüksek genişleme davranışı kılıf sicimlerinin 0° ’lik açıyla yatay eksene dik olarak ve eşit aralıklarla yerleştirilmesi ile mümkün olabilmektedir.

3. METOT

Daha önce bahsedilen çalışmalarda kullanılan tahrik mekanizmaları, elektronik ve pnömatik tahrik yöntemleri üzerinde yoğunlaşmıştır. Pnömatik olarak tahrik edilen sistemlerin bazılarında yapay kas sistemlerinin kullanıldığı görülse de katmanlı imalat yöntemiyle yapay kas üretimi ve bu kasların direkt güç aktarım tekniğiyle fizik tedavi ve rehabilitasyon alanında kullanımıyla alakalı bir çalışmaya rastlanmamıştır.



Şekil 3.1 : Metodoloji Akış Şeması

Şekil 3.1’de sunulan metodolojik akış şemasında görülebileceği üzere biyomekanik gereklilikler ışığında yapılan ön tasarım ve bilgisayar destekli modelleme fazları ile birlikte yürütülen sonlu elemanlar analizleri sayesinde farklı geometrik parametrelere sahip tasarımlar arasından tercih yapılmıştır.

Devamında ise eklemeli/ katmanlı üretim metodolojisi benimsenerek tercih edilen tasarım istenilen özelliklere uygun olarak üretilmiştir. Tasarım ve üretim fazlarının ardından ortez ile kombine çalışabilecek, komple bir mekatronik sistem entegrasyonu da gerçekleştirilmiş böylelikle ortezin analizleri ve gelecek çalışmalar için zemin hazırlanmıştır.

Sistemin çalışma algoritmasını taşıyan yazılım, bir kullanıcı arayüzü ile birleştirilerek sisteme entegre edilmiş ve tercih edilen kontrolcü tipinin parametreleri bu sistem kullanılarak ampirik yöntemlerle tespit edilmiştir.

Sistem entegrasyonun tamamlanmasının ardından detayları analiz bölümünde anlatılacak olan sonlu elemanlar analizleriyle paralel deneysel analizler gerçekleştirilmiş ve bu analizler ışığında matematiksel bir model oluşturulmuştur.

3.1 Mekanik Tasarım

Bölüm 1 ve 2’de detayları ile anlatıldığı üzere yapay kas üretiminde en çok kullanılan yöntem olan McKibben yöntemi ve türevleri, iyi bir tasarım ve doğru güç aktarım mekanizmasıyla oldukça verimli ve yüksek güç/ağırlık oranlarına sahip sonuçlar sunabilir. Ancak insan eli gibi kompleks şekillere doğrudan güç aktarımı istendiğinde, bu yöntemler ile üretilen yapay kasların geleneksel yapıları istenilen verimi sunmamaktadır ve genellikle çok yüksek uzama-kısalma davranışı gösterse de genişleme-daralma oranları istenilen seviyelerde değildir.

Diğer taraftan, katmanlı imalat yöntemini ile yapay kas üretilmesi oldukça özelleştirilebilir bir konsepttir ancak farklı amaçlar için farklı tip ve ebatlarda üretilebilen bu kasların tasarımı/üretimi için literatürde herhangi bir kılavuz yoktur.

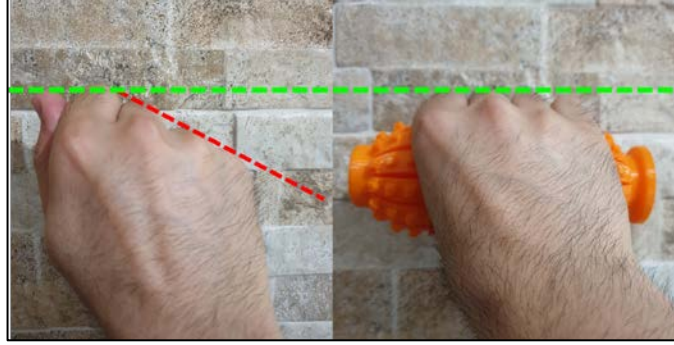
3.1.1 Biyomekanik metot ve kavramsal tasarım

Giriş bölümünde detaylarıyla anlatılan medikal kondisyonlarda kullanılması planlanan ortez ile aşağıda listelenen farklı rehabilitasyon tekniklerinin aynı anda veya ayrı ayrı uygulanabilmesi hedeflenmiştir:

- Bireyin eli *flask* durumdayken avuç içine yerleştirilen aktif-pnömatik el ortezi içerisindeki hava basıncının artışı, hastanın *fleksör* kas gruplarında pasif germe ve parmaklarındaki bütün eklemlerde *ekstansiyon* hareketlerinin tekrarını sağlayarak, eklem hareket açıklığının **korunmasına** yardımcı olmak [2] ve bu germe ile hastanın parmaklarının istenilen EHA derecesinde kalması sağlayarak ve hastalığın ilerleyen dönemlerinde görülebilecek eklem kontraktürlerinin oluşması **engellemek**.
- Bireyin eli *spastik* durumdayken ise spastisitenin ciddiyeti kişiden kişiye göre değişmektedir. Aktif olarak parmak *fleksiyonu* ve *ekstansiyonu* yapamayan bir kişinin parmaklarının açılması için *ekstansiyon* yönünde bir **germe sağlamak**. Bu germelerin yapılması oldukça güç ve tekrar gerektiren egzersizler olduğundan bu tip durumlarda da tasarlanan el orteziye başvurulması ile hareket açıklığının **arttırılmasına** ve eldeki kontraktürlerinin **giderilmesine** yardımcı olmak.
- Belirli bir seviyede aktif *fleksiyon* hareketi yapabilen hastalarda ise parmak *fleksör* kas gruplarının **güçlendirilmesi** amacıyla, ortezi *fleksiyon* yönünde gösterdiği direnç ile dirençli **egzersizler** yaptırabilmek.
- Belirli bir seviyede aktif olarak *ekstansiyon* hareketi yapabilen hasta gruplarında ise *ekstansiyon* **hareketine yardımcı**, sık tekrarlı veya devamlı **egzersiz** yaptırılabilmesini sağlamak.
 - Tüm tedavi teknikline ek **görsel biyogeribildirim** (*biofeedback*) etkisi sağlayarak hastada motor öğrenmenin uyarılmasını sağlamak [3].
 - Duyu reseptörlerinin rehabilitasyon sırasında sürekli uyarılabilmesini sağlayarak hastaya **taktil duyu girdisi** sağlamak.

Bu hedefler doğrultusunda ortezi temel tasarımı, detayları ikinci bölümde sunulan el anatomisi, literatür araştırmaları ve uzman görüşleri üzerinden birkaç farklı taslak üzerinde iyileştirmeler yapılarak tespit edilmiştir. Şekil 2.5'te gösterilen parmakların opozisyon hareketi, silindirik kavrama kuvvetlerini ve el açıklığını doğrudan etkilediği için [63] tasarım, bu durum göz önünde tutularak şekillendirilmiştir. Bu sayede serçe parmağın opozisyondan kaynaklı yüksek merkezci hareketinin, işaret parmağının ise daha düşük merkezci hareketinin *kompanse* edilmesi (Şekil 3.2) ve ortezi uyguladığı kuvvetin ele eşit biçimde dağıtılması hedeflenmiştir. Ek olarak parmakların kapalı el

pozisyonunda bile eşit açıklık derecelerine ulaşarak rehabilitasyon etkisinin artırılması amaçlanmıştır. (Şekil 3.2)

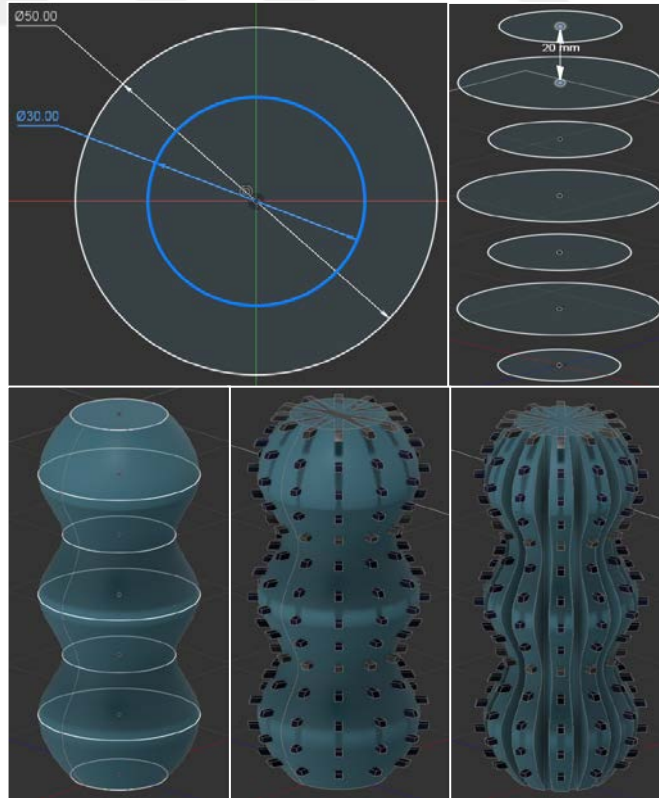


Şekil 3.2 : Ortez ile Oblik Yönelimden Kaynaklı Opozisyonun Giderilmesi

Ortezin boyutları ise literatürde yer alan [64,65] örnekleme çalışmaları baz alınarak yetişkin bir insan eline uygun olarak tasarlanmış ve ortez sönmük durumdayken elin tam silindirik kavrama ile kavrayabileceği bir çap ve yükseklik esas alınmıştır.

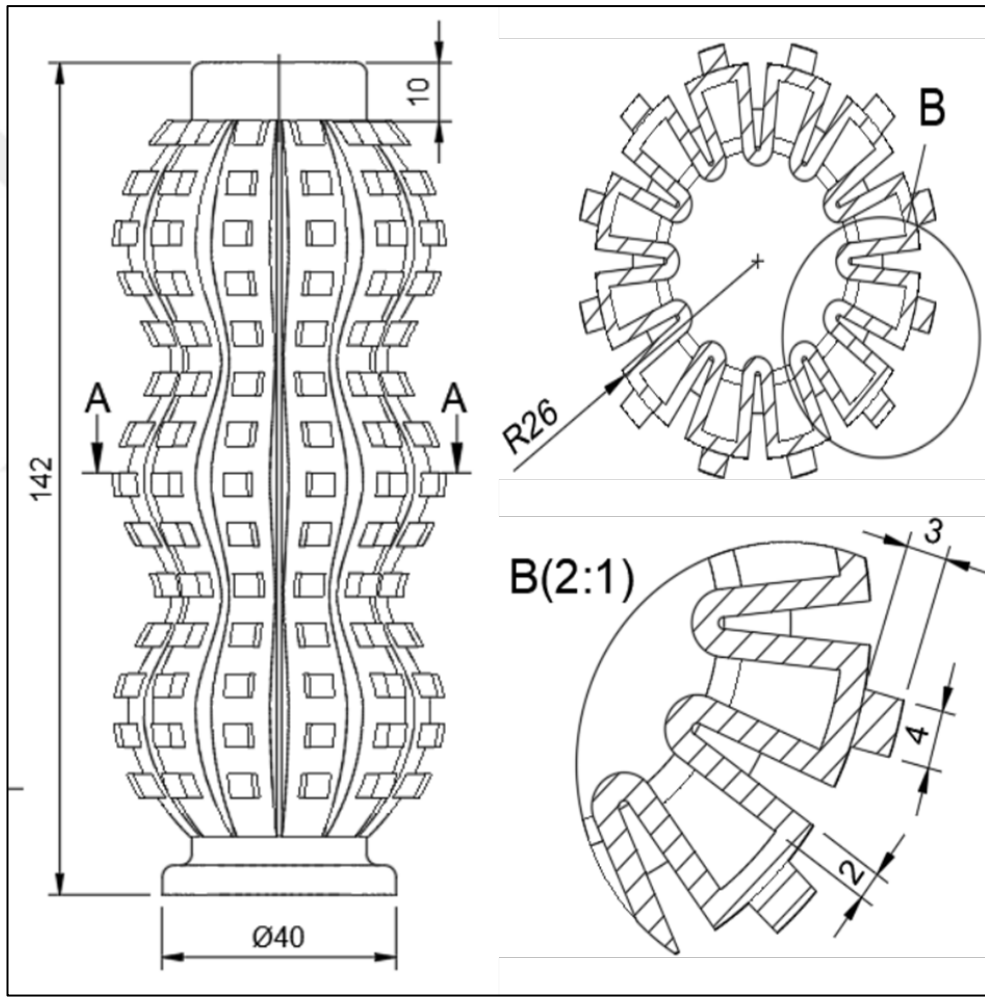
3.1.2 Bilgisayar destekli tasarım

Birinci tasarım fazında belirlenen temel özellikler Autodesk Fusion 360 yazılımı ile bilgisayar ortamına aktarılmış ve tasarım detayları şekillendirilmiştir.



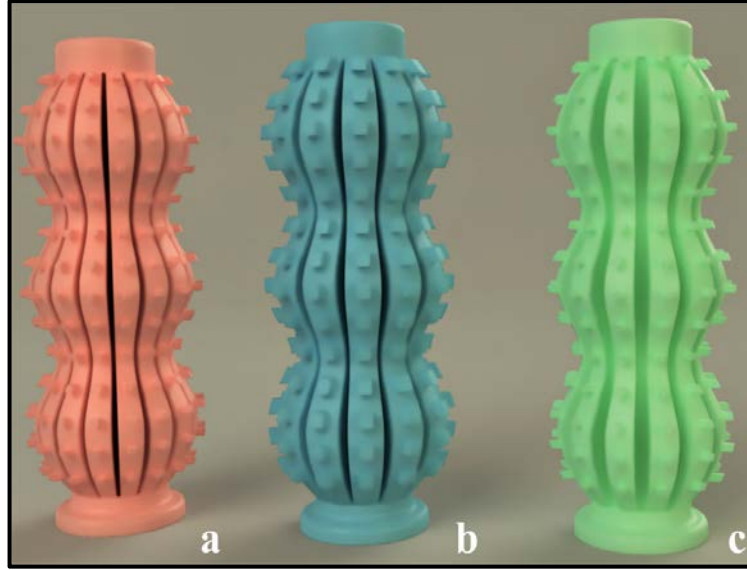
Şekil 3.3 : Bilgisayar Destekli Modelleme

Şekil 3.3'te görüldüğü üzere pnömatrik yapay kas prototipi için, çapları 30 ve 50 mm olan toplam 7 adet dairesel profil 20'şer mm arayla Z ekseninde yerleştirilmiştir. Yukarıda anlatılan opozisyon hareketinin “düzeltililmesi” (Şekil 3.2) ve ortezin ters olarak da kullanılabilmesi için toplam iki boğum ve üç kabarcık biçiminde tasarlanmıştır. Ardından *Loft* ile katı oluşturma tekniği kullanılarak profiller birleştirilmiş ve parametreler özenle ayarlanarak profil geçişlerinin yumuşak ve pürüzsüz olması sağlanmıştır. Ardından, detayları daha sonra anlatılacak olan yüzey alanları 18mm² ile 22mm² arasında değişiklik gösteren 180 adet kübik taktik çıkıntılar tasarlanmış ve birkaç farklı BDT tekniği kullanılarak tasarıma yerleştirilmiştir.



Şekil 3.4 : Ortezin Ön ve Yatay Kesit Görünüşleri

Bu işlemin ardından, tasarımın iki ana kilit parametrelerinden olan kanatçıklar ve kabuk çıkarma işlemi, yine birçok farklı BDT tekniği kullanılarak Şekil 3.4'te gösterildiği üzere tamamlanmış ve ortez genel hatlarına kavuşturulmuştur.



Şekil 3.5 : Tamamlanan Ortez Tasarımları: (a) 16 Kanatçık – 1mm Kabuk Kalınlığı. (b) 12 Kanatçık – 2mm Kabuk Kalınlığı. (c) 12 Kanatçık – 1mm Kabuk Kalınlığı.

Bu kapsamda 12 ve 16 kanatçığa sahip iki modelin yanı sıra, 1mm ve 2mm kabuk kalınlığına sahip 3 farklı model tasarlanmış (Şekil 3.5) ve bu modeller, detayları bir sonraki bölümde anlatılacak olan sonlu elemanlar yöntemleri ile kıyaslanmıştır.

3.1.3 Katmanlı imalat

Detayları dördüncü bölümde anlatılacak olan nümerik analiz yöntemi seçilen ve prototiplenmesine karar verilen Şekil 3.6'daki tasarım, dilimleyici yazılım ile FDM katmanlı imalata hazır hale getirilmiştir.

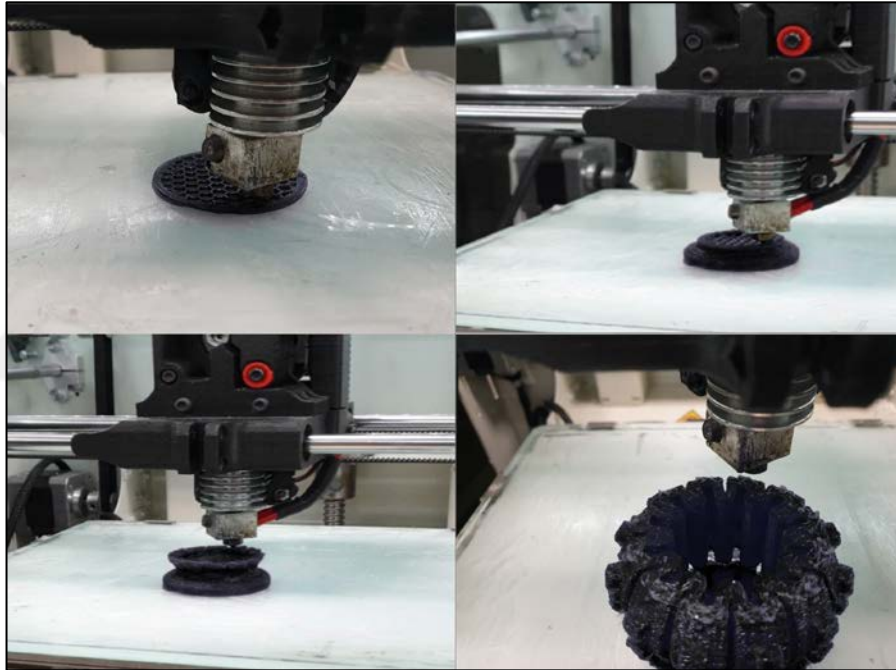


Şekil 3.6 : Katmanlı İmalata Hazır Yapay Kas Pnömatik Rehabilitasyon Ortezi

0,2 mm katman kalınlığı ve %75 dolulukla baskısı alınan model için %115 ekstrüzyon çarpanı tercih edilmiştir. Ekstrüzyon çarpanının yüksek olması sayesinde 2 mm olan kabuk kalınlığı tam doluluk ile basılabilmektedir. Öte yandan kesit alanının geniş olduğu taban, tepe ve taktik çıkıntılarda ise daha düşük doluluk elde edilebilmiştir.

Esnek filamanlarla baskı almanın en büyük zorluklarından olan filaman bükülmesi sorununu bertaraf etmek için, *direct drive* (doğrudan tahrikli) ekstrudera sahip bir yazıcı tercih edilmiş, yine aynı sebepten 30 mm/s gibi yavaş baskı hızı olarak belirlenmiştir.

Shore A sertlik standardına göre A85 seviyesinde bir sertliğe sahip açık filaman kullanılarak baskısı alınan prototipin üretim görüntüleri Şekil 3.7'de sunulmuştur.

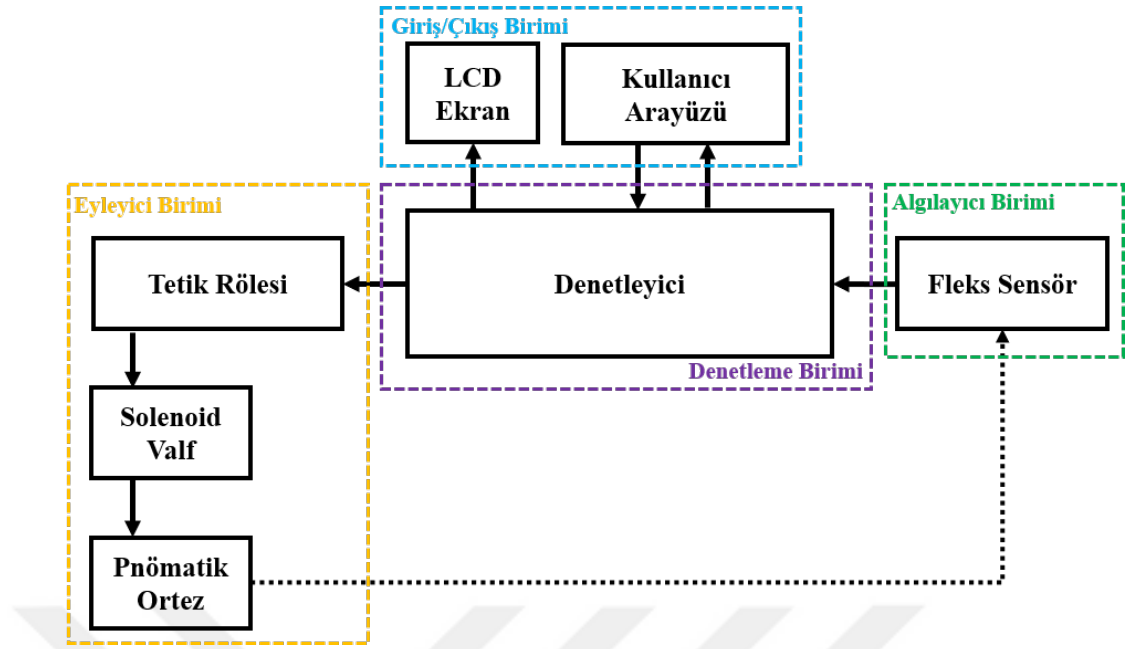


Şekil 3.7 : Katmanlı İmalat

3.2 Elektronik/Elektro-Pnömatik Tasarım

Bilgisayar destekli tasarım ve analiz aşamalarından sonra katmanlı imalatı gerçekleştirilen pnömatik yapay kas rehabilitasyon ortezinin komple bir mekatronik sistem içerisine entegre edilmesi gerek kullanım gerek ise test aşamaları için elzemdir.

Bu doğrultuda hazırlanan sistemin çalışma prensibi; kontrol ve yazılım akış şemaları ile bir sonraki bölümde daha detaylı bir biçimde anlatılacak olsa da elektronik tasarım tercihlerinin daha iyi anlaşılabilmesi için sistemin çalışma mantığından kısaca bahsetmekte fayda görülmektedir.



Şekil 3.8 : Mekatronik Sistem Blok Şeması

Şekil 3.8’de sunulan mekatronik blok şemasında görüldüğü üzere sistem; algılayıcı birimi, eyleyici birimi, kullanıcı arayüzünü de içeren giriş/çıkış birimi ve bu birimlerin kontrolünü -algoritmaya uygun olarak- denetleyen denetleyici birimlerinden oluşmaktadır.

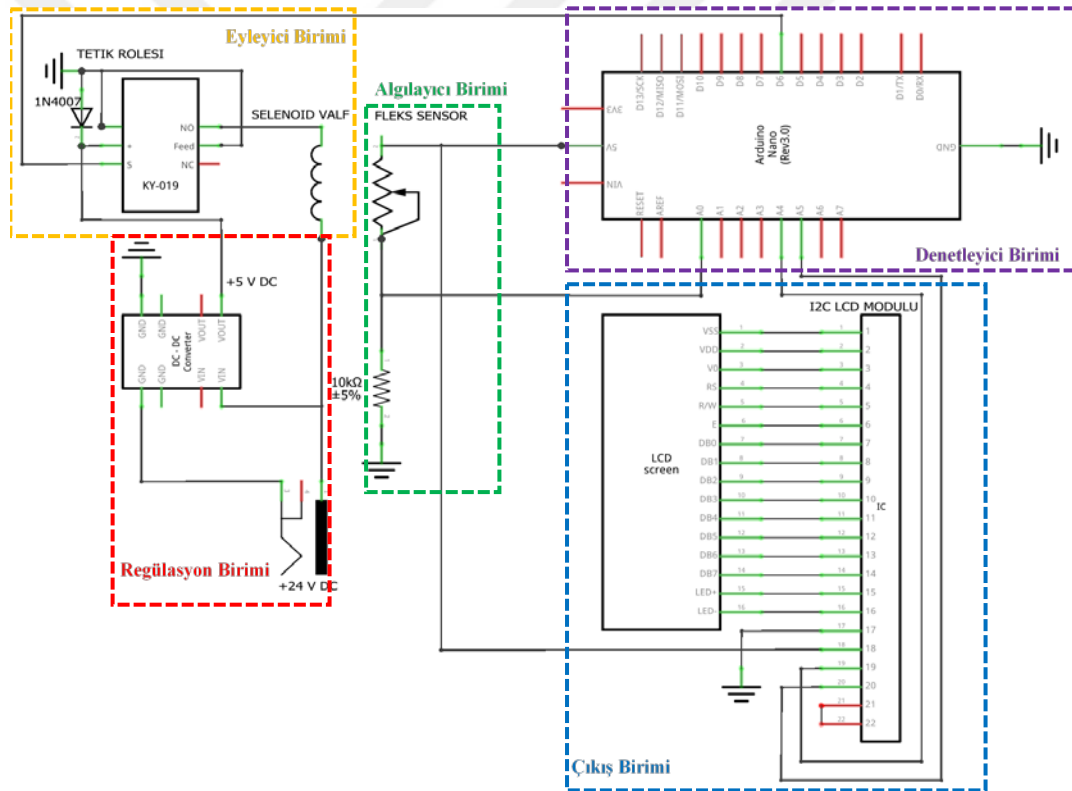
Bu kapsamda devrenin algılama biriminde yer alan *fleks* sensör, el açılığını anlık olarak ölçerek denetleyiciye göndermekte; denetleyici ise algılayıcıdan ve kullanıcı ara yüzünden gelen bu verileri -kontrol algoritmasına uygun olarak- işleyerek eyleyici birimine, çıkış birimine ve kullanıcı arayüzüne ilgili tetiklemeleri ve/veya bilgileri göndermektedir.

Hipotez bölümünde anlatılan isterilerin karşılanabilmesi için nispeten basit bir güç/kumanda tertibatı yeterli olsa da bir sonraki bölümde anlatılacak olan kontrol algoritmasının yapısı, fiziki uygulama zorluklarını da beraberinde getirmiş ve bu zorlukların bertaraf edilebilmesi için elektronik tasarıma birkaç ekleme yapılmıştır.

Bu doğrultuda Şekil 3.9 incelendiğinde görülecektir ki devrede yer alan birimlerin tamamı doğru akımla çalışan elamanlardan oluşsa da elemanlar arasındaki çalışma gerilimi farklılıkları sebebiyle devreye bir adet gerilim regülasyon birimi de eklenmiştir. Ancak yine Şekil 3.9’da gösterildiği üzere devrede kullanılan MP1584 entegreli gerilim regülatörü (DC +24V → +5V), devredeki tüm 5V gerilim ile çalışan

elemanların beslemesi için değil yalnızca solenoid valfi tetikleyen rölenin beslemesi için kullanılmıştır.

MP1584 voltaj regülatörü 1.8 ampere kadar çıkış akımını desteklese de (Bkz. Ek C5) elektronik sistemde yer alan tüm birimlerin tek bir güç kaynağından beslenmesi yerine yalnızca çıkış biriminde yer alan tetik rölesi ve solenoid valfin güç regülatörü ile beslenmesinin sebebi, bu elemanların indüktif elamanlar olmasıdır. Yazarın geçmiş tecrübeleri ve bu doğrultuda yapılan testler göstermiştir ki, devredeki indüktif elemanların çok hızlı anahtarlanması sonucu oluşan zıt emk (elektromotor kuvvet), elektronik devre üzerinde enterferansa sebep olmakta ve sıklıkla, indüksiyon akımı ve sebep olduğu yüksek gerilimlerle denetleyicinin koruma devresini tetikleyerek sistemin kapanmasına sebep olmaktadır.



Şekil 3.9 : Elektronik Devre Şeması

Ek olarak sistemin çalışması sırasında gözlemlenmesine ihtiyaç duyulan verilerin fazla olması sebebiyle tercih edilen 20x4 karakterlik LCD ekran ve bu ekran ile haberleşme için kullanılan I2C protokolü, bu enterferansdan fazlasıyla etkilenmekte; *flyback* diyotu ve dekuplaj kondansatörü kullanılsa dahi bazı iletişim hataları tespit edilebilmektedir. Teknik detayları Ek C3'te sunulan I2C iletişim kartının kullanılma

sebebi denetleyici ile LCD'nin haberleşmesinde ihtiyaç duyulan 16 giriş/çıkış pininin 4 pine indirilebilmesidir.

Devredeki gerilim beslemelerinin ayrılması kararına destek olan diğer bir unsur ise denetleyicinin bilgisayar ile iletişimi için kullanılan evrensel seri veri hattından (USB), hali hazırda +5V gerilim beslemesinin gelmesidir. Bu sayede tek bir bağlantı kablosu ile hem veri alışverişi hem de hassas komponentlerin sürülmesi için gerekli gerilim kaynağı ihtiyacı giderilmiştir.

DC 30V-10A'e kadar yükleri destekleyen tetik rölesinin (Ek C4) optik izolasyonlu olarak tercih edilerek devrede kullanılmasıyla devrenin çıkış birimi diğer birimlerden elektriksel olarak ayrılabilmiştir.

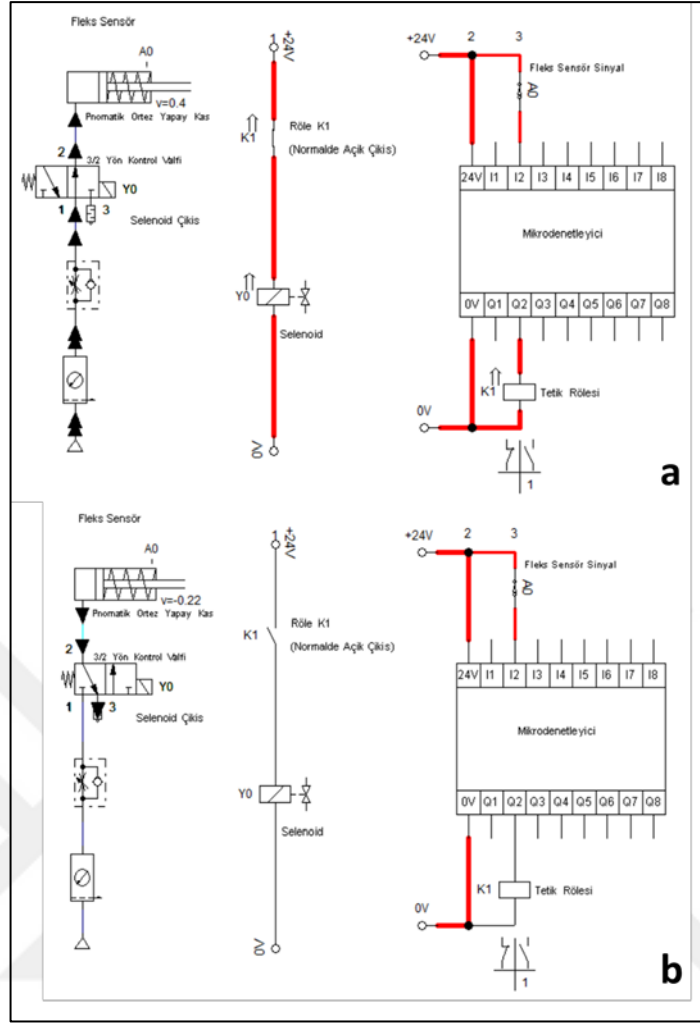
Sistemin denetleyici bölümünde ana denetleyici olarak Arduino Nano kullanıldığı görülmektedir. ATmega328 mikro-kontrolcüsüyle 16MHz saat hızı ve her bir giriş/çıkış pini için 40mA akım desteği sunan Arduino modeli [66]; kristal frekansının (16MHz) ve bellek miktarının (32KB) yeterli olması ve ufak boyutları sebebiyle tercih edilmiştir.



Şekil 3.10 : Fleks Sensör

Elektronik tasarımın bir diğer önemli elemanı olan ve Şekil 3.10'da görülebilen *fleks* sensör, rehabilitasyon sisteminin kapalı çevrim kontroülünde kullanılacak olan ana algılama elemanı olarak kullanılmıştır. Teknik detayları Ek C6'da sunulan sensörün direnci fiziki esnemeye bağlı olarak değiştiğinden, el eklem hareket açıklığının anlık olarak ölçümünde gereken hassas ve hızlı analog yanıtlar bu sensör ile mümkün olmuştur. 4.5'' uzunluğundaki sensör normal bir insan elinin silindirik kavrama hareketini ölçebilecek uzunluktadır ve sadece bir giriş direnci kullanılarak ilave bir yükselteç devresine ihtiyaç duymadan denetleyici ile sorunsuz çalışabilmektedir.

Ek olarak +1Milyon esnemeye kadar uzun yaşam süresi bu sensörü dayanıklılık bakımından da tercih sebebi yapmıştır.



Şekil 3.11 : Elektro-pnömatik Devre Şeması: (a) Tetikleme Aktif. (b) Tetikleme Pasif.

Öte yandan sistemin elektro-pnömatik devre tasarımı Şekil 3.11’de sunulmuştur. İlgili şekil üzerinde görüldüğü üzere sistemde yer alan bazı komponentler, kullanılan yazılımın parça kütüphanesinde yer almadığı için, benzer prensiplerle çalışan elemanlarla başka elemanlar kullanılarak simüle edilmiştir.

Örneğin sistemde yer alan pnömatik yapay kas yerine tek etkili ve yay geri dönüşlü bir pnömatik piston tercih edilmiş, *fleks* sensör verilerini simüle etmek için ise şekilde A0 kodu ile gösterilen dijital piston konum sensörü kullanılmıştır. Öte yandan sistemin elektro-pnömatik kademesinde denetleyici olarak bir adet PLC kullanılmış, denetleyici içerisinde dönmesi gereken algoritma, lojik kapılar vasıtasıyla kabaca simüle edilmiştir.

Bu doğrultta ilgili devre incelendiğinde denetleyicinin, piston konum sensöründen alınan verinin 0 olması durumunda -A0 sensörünün sayısal çıkış vermesi sebebiyle

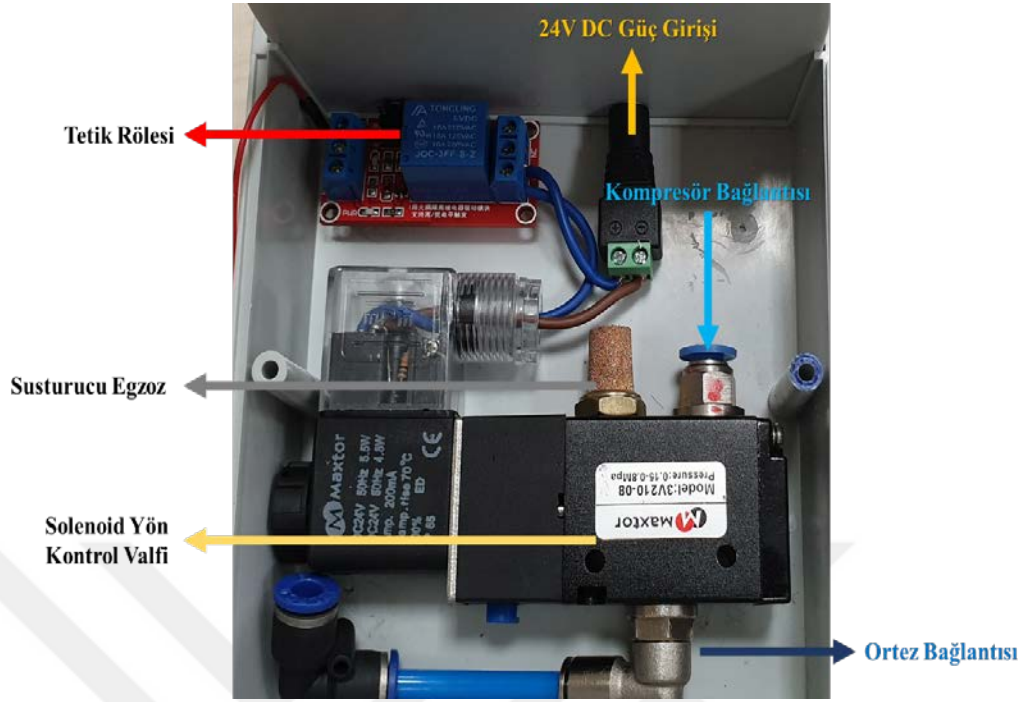
tüm pnömatik simülasyon sayısal prensibe göre yapılmıştır- tetik rölesini kapatarak, solenoid valfin ikinci konuma geçmesini sağladığı görülmektedir.

Mekatronik sistemin barındırdığı elektronik / elektro-pnömatik devrelerin tasarımında yine bilgisayar desteği kullanılmış; pnömatik devre tasarımı ve simülasyonlar için Festo FluidSim yazılımı, elektronik devre tasarımı için ise Fritzing yazılımı tercih edilmiştir. Sistemde yer alan ana parçalar Çizelge 3.1’de sunulmuş, ilgili parçaların teknik detayları ise eklerde gösterilmiştir.

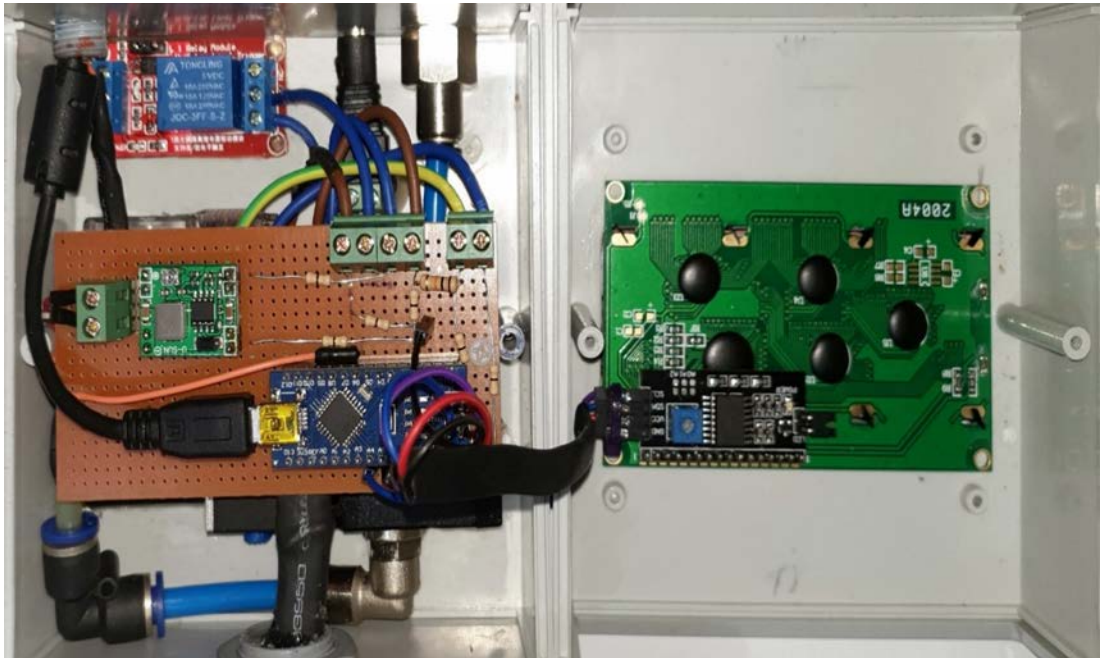
Çizelge 3.1 : Rehabilitasyon Sistemi Parça Listesi

Rehabilitasyon Sistemi Parça Listesi		
	Parça	Adet
1	Arduino Nano Rev. 3.0	1
2	TC2004A-03 LCD Ekran	1
3	PCF8574 I2C Haberleşme Modülü	1
4	Optik İzolasyonlu Tek Kanal Röle Modülü	1
5	4.5 " Fleks Sensör	1
6	MP1584 DC-DC Voltaj Regülatör Modülü	1
7	3V 210-08 Solenoid Valf	1

Elektronik ve elektro-pnömatik sistem tasarımının tamamlanmasının ardından, sistem içerisinde yer alan tüm bileşenler bir deney tablası üzerinde test edilmiş ve sonrasında Şekil 3.12, Şekil 3.13 ve Şekil 3.14’te gösterilen, ürünün ticarileşmesi durumunda alabileceği şeklin bir prototipi hazırlanarak, kompakt bir sistem içerisinde işlevselliği artırmıştır.



Şekil 3.12 : Elektro-pnömatik Devre



Şekil 3.13 : Elektronik Devre



Şekil 3.14 : Sistem Kutusu

3.3 Kontrol ve Yazılım

Mekanik ve elektronik tasarımların ardından, sistemin omurgasını oluşturacak olan kontrol algoritmasının kodlanmasına ve kullanıcı arayüzü entegrasyon işlemlerine başlanmıştır.

3.3.1 Kontrol tekniği

Elektronik tasarım bölümünde kısaca bahsedildiği üzere sistemde ana algılayıcı olarak kullanılan *fleks* sensör, bükülme derecesine uygun olarak analog çıkışlar veren bir algılayıcıdır. Öte yandan ortezin aktivasyonunu sağlamak için kullanılan röle ve solenoid valf ise sayısal olarak çalışan birimlerdir. İki farklı elektronik prensip ile çalışan bu birimlerin entegrasyonu için birçok farklı uygulamada tercih edilen PID kontrol tekniği bu çalışmada da tercih edilmiş olsa da sistemin yapısı ve davranışları sebebiyle sistem üzerinde, adaptasyonu kolaylaştırıcı bazı küçük değişiklik yapılmıştır.

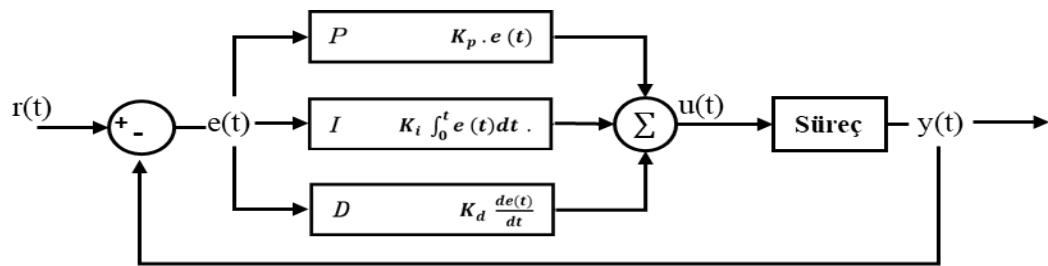
Yukarıda belirtildiği üzere analog girdiler sonucunda sayısal çıkışlar vererek PID ile durum kontrolü yapmak, her ne kadar ilk kez karşılaşılan bir uygulama olmasa da tasarlanan rehabilitasyon sisteminden istenen hızlı ve kesin yanıtlar, bu sistemi geleneksel “röle kontrolü” sistemlerinden biraz ayırmaktadır.

Daha açık ifade etmek gerekirse, yukarıda tarif edilen kontrol yöntemine verilebilecek en belirgin örnek, röle ile sıcaklık kontrolü uygulamalarıdır. Bu tür uygulamalarda karşılaşılan sistem genelde; analog ölçümler ile ortam sıcaklığının tespit edilmesi ve üzerine sabit güçlü ısıtıcı bir eleman bağlı olan rölenin açık/kapalı konumlara getirilerek ortam sıcaklığının istenilen seviyede tutulması prensibi ile çalışmaktadır. Ortam sıcaklığı birçok parametreye bağlı olabilse de birçok durumda yavaş değişim gösteren bir parametre olduğundan, çok az bir sapma ile hedefe ulaşılması ve yine çok az dalgalanma ile “Sabit Hal” in korunması, bu yöntem ile mümkün olabilmektedir.

Ancak bu projede olduğu gibi, durum değişiminin çok hızlı gerçekleştiği senaryolarda dijital çıkışlar ile sabit hal dengesine ulaşmak için gerek fiziksel sistemde gerek ise yazılım üzerinde birkaç ufak değişiklik gerekebilmektedir.

Bahsedilen fiziki değişiklikler; elektronik tasarım bölümünde anlatılan zıt emk’lerin oluşumunu engellemek için güç beslemelerinin ayrılması ve bir adet *flyback* diyotunun devreye eklenmesi olarak sıralanabilir. Sistemin kontrol tarafında ise temel PID döngüsünde bir değişiklik yapılmamış olsa da PID’den alınan çıktılarının dijital sonuçlara dönüşümünden sorumlu algoritma parametreleri üzerinde, kullanıcı arayüzü vasıtasıyla interaktif değişiklikler yapılması mümkün kılınmış; bu sayede terapistin sistem üzerinden ayarladığı hedefe ulaşması kolaylaştırılmıştır.

Arayüz üzerindeki kontrol imkanları detaylarıyla açıklanmadan önce, kullanılan kontrol algoritmasının sudo (*pseudo*) kodlar ile birlikte detaylandırılmasında fayda görülmektedir.



Şekil 3.15 : PID Kontrol Şeması

Şekil 3.15'te görüldüğü üzere sistemde kullanılan PID kontrol döngüsünün çıktısı ($u(t)$); döngüye giren hatanın ($e(t)$), oran, integral ve türev ilişkilerine eşittir. Döngüye giren bu hata ise hedef ($r(t)$) ile sistemin/sürecin son durumu ($y(t)$) arasındaki farka eşittir.

Görüldüğü üzere bu hata matematiksel olarak...

$$e(t) = r(t) - y(t) \quad (3.1)$$

...şeklinde; sudo olarak ise "*Hata = Hedef - Cikis;*" şeklinde ifade edilebilir.

PID kontrol algoritmasında oransal kontrol işlerinden sorumlu "P" parametresi, sistemden gelen hatayı bir katsayı ile çarparak hatayı küçültmeyi hedeflediğinden basitçe ...

$$P = K_p \times e(t) \quad (3.2)$$

... şeklinde veya "*Oransal = Kp * Hata;*" şeklinde ifade edilir.

Diğer taraftan algoritmanın "I" entegrasyon parametresi ise bir alan ifadesidir. Bu ifade, belirli bir zaman aralığında, hata parametresinin altında kalan alanın bir katsayı ile çarpımı olarak tanımlandığından...

$$I = K_i \times \left(\frac{1}{\tau_i} \int_0^t e(t) \right) \quad (3.3)$$

...şeklinde ifade edilebilir. 3.3'te gösterilen denklemde, parantez içerisinde yer alan bölümün kısaca, belirli bir zaman aralığındaki kümülatif hata olması; denklemde yer alan zaman ifadelerinin sudo olarak: "*Simdiki_Zaman = millis();*" ve "*Gecen_Zaman = Simdiki_Zaman - Onceki_Zaman;*" şeklinde; parantez içerisindeki tüm ifadenin ise "*Kum_Hata += Hata * Gecen_Zaman;*" şeklinde tanımlanabilmesine olanak tanır.

Son olarak algoritmanın "D" ifadesi türevsel bir ilişkiyi temsil ettiğinden, hatanın zaman içerisindeki değişiminin veya değişim hızının bir katsayı ile çarpımı olarak şeklinde tanımlanabilir. Bu kapsam ilgili ifade matematiksel olarak...

$$D = K_d \times \left(\tau_d \times \frac{de(t)}{dt} \right) \quad (3.4)$$

...şeklinde tanımlanabilirken; parantezin içerisinde kalan bölüm sudo olarak "*Hata_Degisim_Hizi = (Hata - Onceki_Hata) / Gecen_Zaman;*" şeklinde gösterilebilir.

Sonuç olarak yukarıda gösterilen $u(t)$ ifadesi...

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \left(\frac{1}{\tau_i} \int_0^t e(t) \right) + K_d \left(\tau_d x \frac{de(t)}{dt} \right) \quad (3.5)$$

... şeklinde veya " $Cikti = Kp * Hata + Ki * Kum_Hata + Kd * Hata_Degisim_Hizi$ " şeklinde tanımlanabilir.

Denklem 3.5'te gösterilen eşitlikte yer alan ve ilgili algoritmanın davranışlarını doğrudan etkileyen K_p , K_i ve K_d katsayılarının belirlenmesi, her sistem için önemli bir gerekliliktir. Bu katsayıların belirlenmesi için teorik ve ampirik birçok yöntem olsa da teorik yöntemlerin kullanılması için birinci gereklilik sistemin parametrik modelinin önceden tespit edilmiş olmasıdır [67]. Buna karşın ampirik yöntemler ise *Non-Model Specific* yani belirli bir modele bağlı olmayan yöntemlerdir [68].

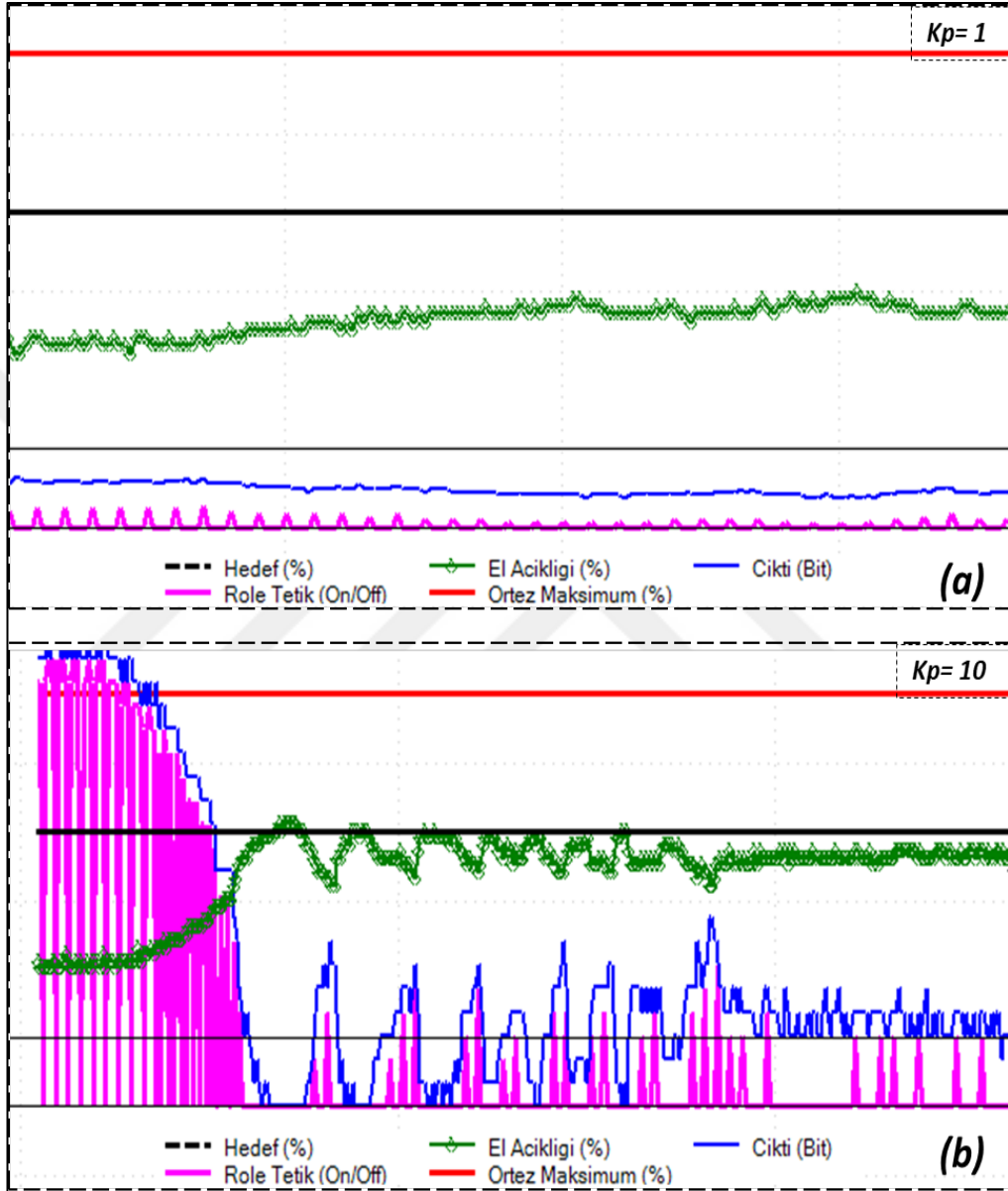
Ek olarak sistemlerin ve süreçlerin değişken olması, teorik yöntemlerle tespit edilen parametrelerin sıklıkla ampirik yöntemlerle yeniden iyileştirilmesini gerektirmektedir [67]. Bu sebeplerden dolayı, Ziegler–Nichols, Cohen–Coon, AMIGO vb. birçok PID katsayısı ampirik tespit metodu geliştirilmiş ve sıklıkla kullanılmıştır [67, 70]. Bu metotlar kendi içerisinde belli başlı farklılıklar gösterse de temel olarak şu dört madde üzerinde incelemeler yaparak katsayıları ampirik yöntemlerle tespit etmeye çalışır: Yükselme Zamanı (*Rise Time*), En Büyük Aşım (*Overshoot*), Yerleşme Zamanı (*Settling Time*) ve Kararlı Durum Hatası (*Steady State Error*) [69].

Yine bazı metotlar arasında küçük farklılıklar olsa da yukarıdaki dört parametrenin iyileştirilmesinde sıklıkla izlenen yöntem şu şekildedir [67-69]:

- Öncelikle integral ve türev bölümlerini kapatıp yalnızca kazancı yükselterek osilasyon oluşumunu izlemek ve kazancı tekrar osilasyonlu değerine yaklaşık yarsına kadar azaltarak ince ayarlarla tespit etmek...
- Ardından integral süresini azaltarak kararlı osilasyonlar oluşmasını gözlemlemek ve gerekli ise tekrar yükselterek değeri tespit etmek...
- Son olarak türev çarpanını yükselterek kararlı genlikte osilasyonların oluşumunu gözlemlemek ve tekrar azaltarak doğru katsayıyı tespit etmek.

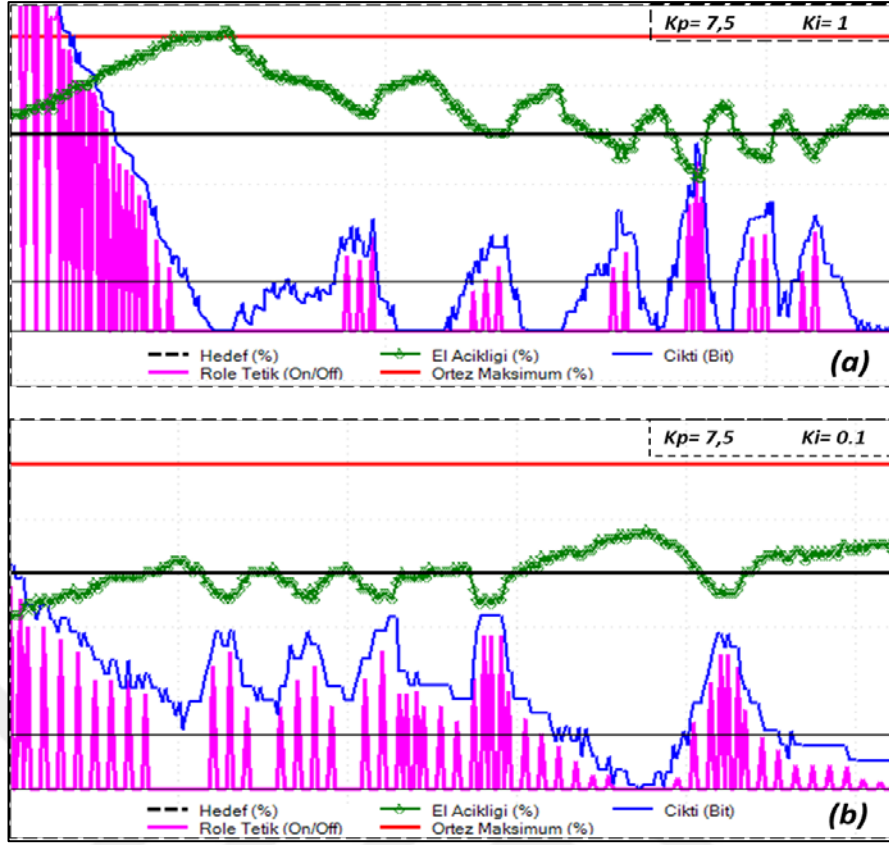
Bu kapsamda katsayıların tespitinde başlangıç noktası olarak Heidari ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada [71] sunulan katsayılar referans alınmış ve bu katsayılar üzerinde yukarıda anlatılan ampirik yöntemlerle düzeltmeler yapılarak optimum sonuca ulaşmaya çalışılmıştır.

Şekil 3.16’da gösterildiği üzere ilk olarak oran katsayısının tespiti için çalışmalara başlanılmıştır. Oran katsayısı doğrudan hata ile çarpılarak döngüye eklendiğinden, yüksek değerler kullanılmasının hedefe daha yakın sonuçlar verdiği tespit edilmiştir.

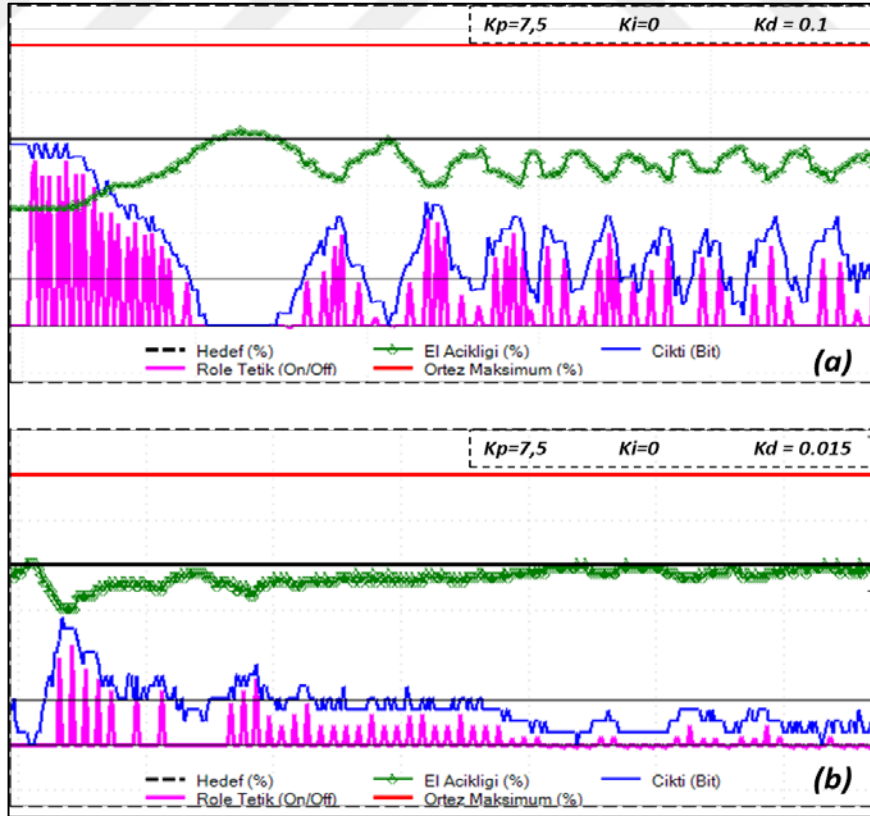


Şekil 3.16 : Oran Katsayısının Tespiti: (a) $K_p=1$. (b) $K_p=10$.

Ardından integral katsayısı için Şekil 3.17’de gösterilen K_i sabiti ile denemeler yapılmış; integral parametresinin, zaman içerisindeki kümülatif hata olması sebebiyle, yüksek integral sabitlerinin kontrolcüye daha sağır bir hale getirdiği görülmüştür. Bu kapsamda integral katsayısı gittikçe küçültülerek mümkün olan en optimum sonucun sıfır değerinde elde edildiği görülmüş ve böylelikle PD kontrolcüye dönülmüştür.



Şekil 3.17 : İntegral Katsayısının Tespiti: (a) $K_i=1$. (b) $K_i=0,1$.



Şekil 3.18 : Türev Katsayısının Tespiti: (a) $K_d=0,1$. (b) $K_d=0,015$.

Son olarak kontrolcünün türev parametresi üzerinde yoğunlaşmış, hatadaki değişim hızının, kontrolcü çıktısına olan etkisi optimize edilmeye çalışılmıştır. Bu kapsamda Şekil 3.18 incelendiğinde, daha küçük türev katsayılarının kontrolcüyü daha duyarlı hale getirdiği görülmüş ve ilgili katsayı bu bilgi ışığında seçilmiştir. Ampirik çalışmanın ardından seçilen PID katsayıları Çizelge 3.2’de sunulmuştur.

Çizelge 3.2 : Kontrolcü Katsayıları

K_p	K_i	K_d
7,5	0	0,015

3.3.2 Yazılım ve kullanıcı arayüzü

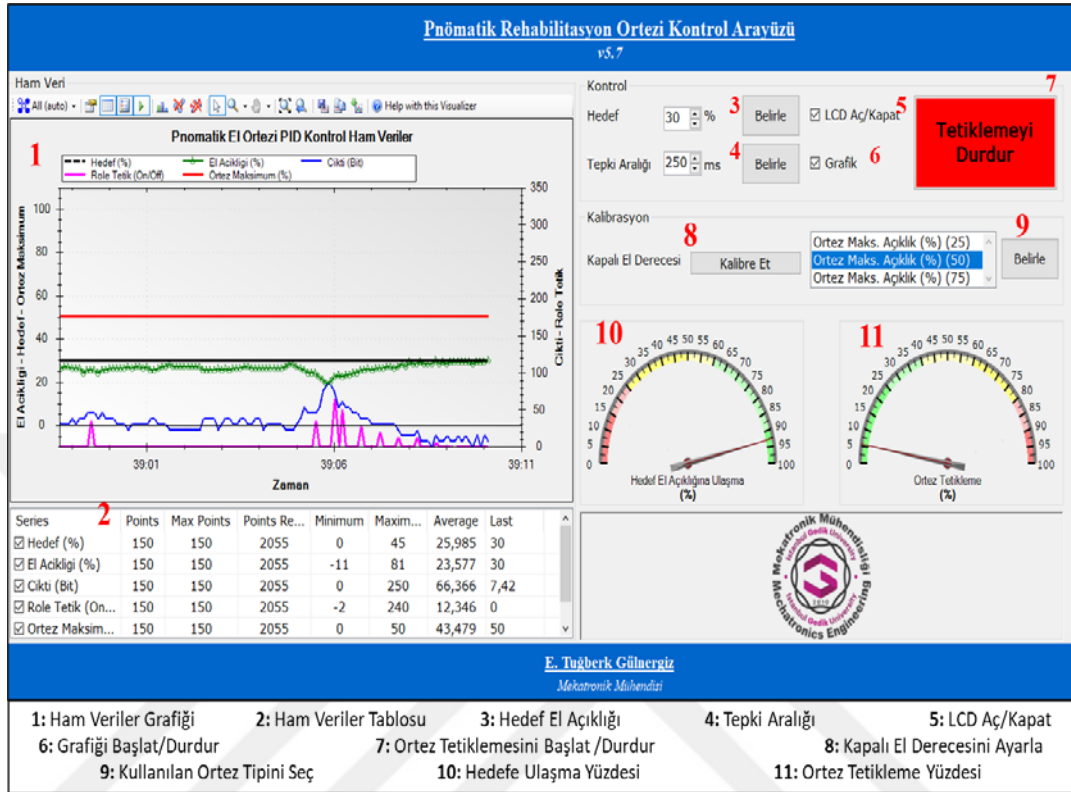
Yukarıda belirttiği üzere, denklem 3.5’te gösterilen eşitlik ve ilgili sudo kodları, yalnızca temel PID algoritmasını oluşturmaktadır. Ancak daha önce de anlatılan dijital dönüşümlerin (röle tetiklemeleri) elde edilebilmesi için, ilgili algoritmanın devamına birkaç ekleme yapılması gerekmektedir.

Bu kapsamda eklerde sunulan yazılım akış şemasında görüldüğü üzere kontrolcü döngüsünden alınan çıktının, bit tabanlı yapılan bir kıyaslama sonucu, daha önceden ayarlanmış “Tepki Aralığından” büyük olduğu tespit edilir ise rölenin tetiklenmesi sağlanmıştır.

Sistemin davranışlarını doğrudan etkileyen bu aralık, varsayılan bir değer ile yazılımın içinde yer alsa da sistemin her durumda istenilen performansı vermesi için ilgili aralığın terapist tarafından kolaylıkla ve anlık olarak değiştirilebilir olması gerektiği görülmüştür. Bu kapsamda Şekil 3.19’da gösterilen arayüz sayfası incelendiğinde, tepki aralığının ve hedef el açıklığı yüzdesinin, “Kontrol” grubu altından ayarlanabildiği görülmektedir. Yine aynı grubun altında yer alan “Tetiklemeyi Başlat/Durdur” butonu ise terapistte, herhangi bir pnömatik tetikleme yapmadan sistem üzerinde ayar/ kalibrasyon yapma ve terapi seansı bittiğinde sistemi kapatma imkânı vermektedir. Ek olarak terapistin uygun görmesi durumunda, kontrol kutusu üzerinde yer alan LCD ekran ve “Ham Veriler Grafiği” yine kontrol grubu içerisinde yer alan ilgili onay kutuları vasıtasıyla açılıp kapatılabilir.

Sistemin davranışlarını doğrudan etkileyen diğer faktörlerden “Kapalı El Derecesi” ve “Maksimum Ortez Açıklığı” ise arayüzün “Kalibrasyon” grubu içerisinde kullanıma sunulmuş ve gerekli değişikliklerin anlık olarak yapılabilmesi sağlanmıştır. Böylelikle

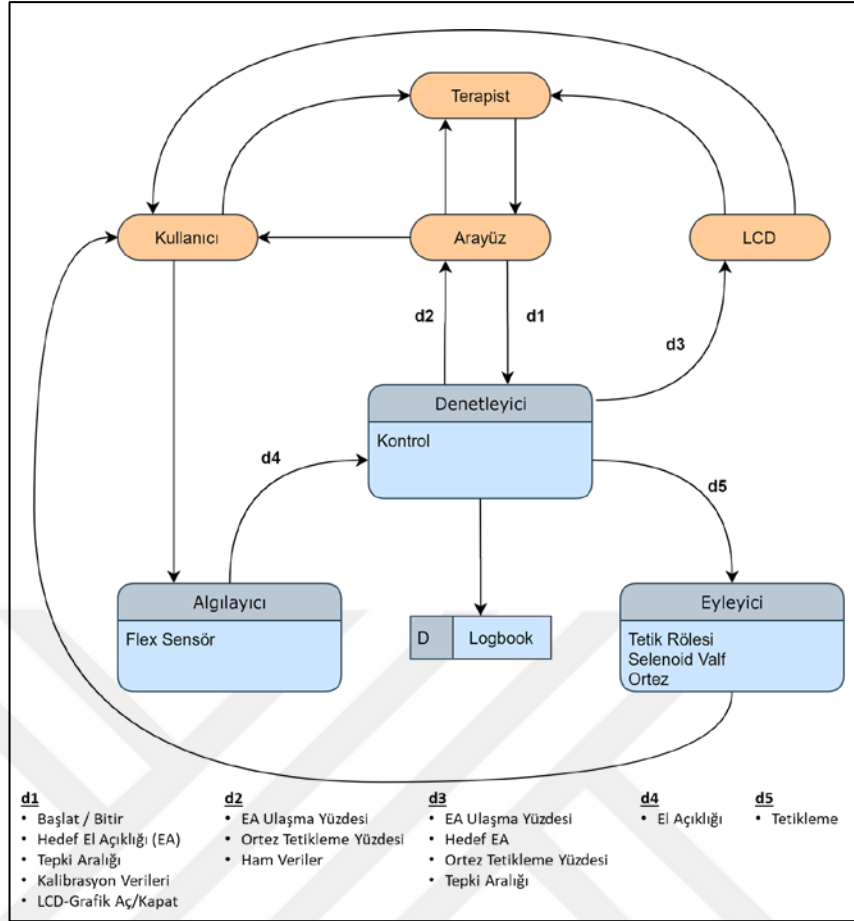
terapist, rehabilitasyona başlamadan önce hastanın *fleksiyondaki* el durumunu sisteme baz değer olarak kaydederek tüm sistemin bu referansı temel alarak çalışmasını sağlayabilmektedir.



Şekil 3.19 : Arayüz Tasarımı

Öte yandan, önceki bölümlerde vurgulandığı üzere oldukça özelleştirilebilir olan pnömatik ortez gerek duyulduğunda her hasta ve/veya hasta grubu için (genç, yaşlı, çocuk vb.) farklı çap ve boyutlarda tasarlanabilir. Bunun yanında eğer istenirse farklı doluluklarda ve/veya farklı malzemelerle üretilerek, ortezin mekanik özellikleri de değiştirilebilir. Bu sebeple, kullanılan ortez tipi terapist tarafından sisteme tanımlanabilmekte, böylelikle maksimum genleşme/el açıklığı verileri hem kontrolcüye tanımlanmakta hem de görsel olarak kullanıcı ve terapistte sunulmaktadır.

Yukarıda sunulan kullanıcı arayüzünün tasarımı için MegunoLink Pro yazılımı kullanılmış olup, sistemde kullanılan kaynak kodları ve yazılım akış şeması eklelerde; tam biyomekatronik sistemin veri akış şeması (DFD) ise Şekil 3.20’de sunulmuştur.



Şekil 3.20 : Biyomekatronik Sistem DFD Şeması

4. SAYISAL VE DENEYSEL ANALİZ

Tasarımı tamamlanan ortez modelinin tercihi ve analizleri için nümerik ve ampirik analiz yöntemleri birlikte kullanılmıştır. Bu kapsamda üçüncü bölümde anlatılan üç ortez tasarımı sonlu elemanlar yöntemi analiz edilmiş ve bu doğrultuda seçilen ortez tasarımı yine üçüncü bölümde detaylandırılan katmanlı imalat fazına alınmıştır.

Yapılan analizlerde bağımsız değişken olarak kullanılan basınç parametresi ikinci bölümde sunulan el anatomisi ve kuvvet değerlerine bağlı olarak literatür araştırmaları üzerinden hesaplanmıştır. Rossi ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada [72] insan elinin silindirik kaba kavrama sırasında uyguladığı kuvvetin, el üzerindeki bölgesel dağılımını deneysel yöntemlerle ölçerek tespit etmiştir. Imrhana ve arkadaşları ise [65], Rossi ve ark.'ın tespit ettiği bölgeler dahil olmak üzere insan elinin tüm geometrik ölçülerini farklı örnekler üzerinde ölçerek normatif bir veri tablosu oluşturmuştur.

Bu çalışmalar ikinci bölümde sunulan Mathiowetz ve ark.'ın [33] kuvvet ölçümü çalışması ile birleştirildiğinde:

- Elin silindirik kaba kavrama sırasında uygulayabildiği ortalama kuvvet yaklaşık 450N olarak, bu kuvvetin en çok aktarılabilirdiği el bölgesinin yüzey alanı ise ortalama 95 cm² olarak tespit edilmiş;
- Buradan yola çıkarak elin silindirik kavrama sırasında ≈ 4.8 N/cm² kuvvet (≈ 0.048 MPa) üretebildiği hesaplanmıştır.

Tasarlanan ortezin sönük dış yüzey alanının (ele temas eden bölüm) ≈ 150 cm² olduğu bilindiğinden farklı geometrik tasarımların karşılaştırılması için yapılan sonlu elemanlar analizlerinde 0.15 MPa iç basınç uygulanmış; tercih edilen ve üretimi gerçekleştirilen tasarımın detaylı analizleri ve deneysel testleri ise 0.06 MPa – 0.2 MPa arasındaki sekiz farklı basınç değeri altında gerçekleştirilmiştir. Yapılan sonlu elemanlar analizlerinin ve ampirik testlerin sonuçları karşılaştırılarak yorumlanmış, devamında ise eğri uydurma metodu ile *non-parametric* bir matematiksel model önerilmiştir.

4.1 Deneysel Analiz

Sonlu elemanlar analizleri ışığında seçilen ve üçüncü bölümde detaylandırıldığı biçimde üretimi tamamlanan ortez, daha detaylı sonlu elemanlar analizleri ile incelenmiş ve devamında basınç, kuvvet ve deplasman kapasiteleri bakımından deneysel yöntemler ile analiz edilmiştir.



Şekil 4.1 : Veri Edinim Kartı

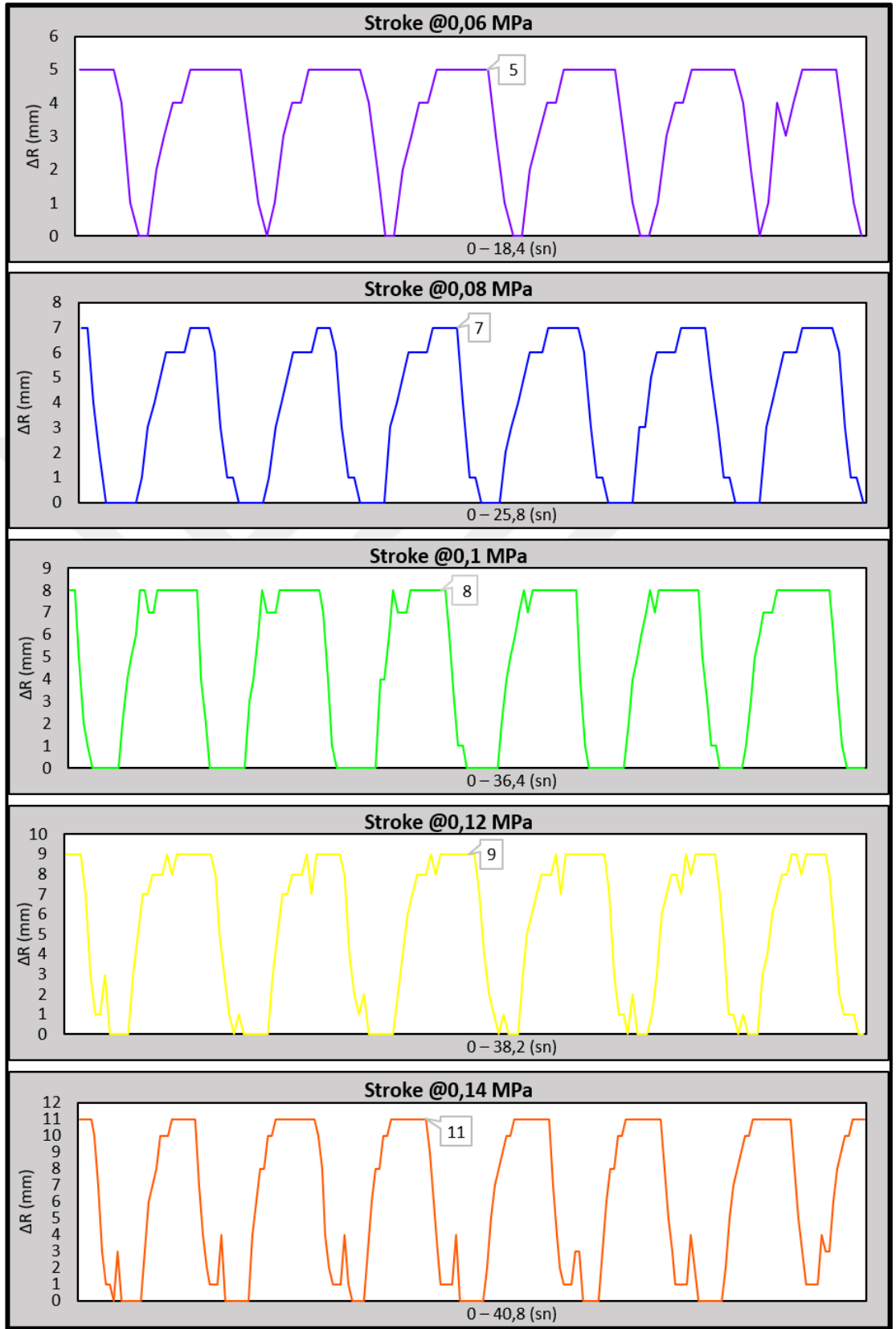
Deneysel ölçümler için kullanılan sensörler hassas bir biçimde kalibre edilerek veriler Şekil 4.1’de gösterilen Veri Edinim (DAQ) Kartı vasıtasıyla bilgisayar ortamına aktarılmış ve Matlab-R2019a yazılımı sayesinde grafiksel olarak incelenmiştir. Bu kapsamda ilk olarak ortezin tek yönlü deplasman (*stroke*) testleri yapılmış ve aşağıda sunulmuştur.

4.1.1 Deplasman analizi

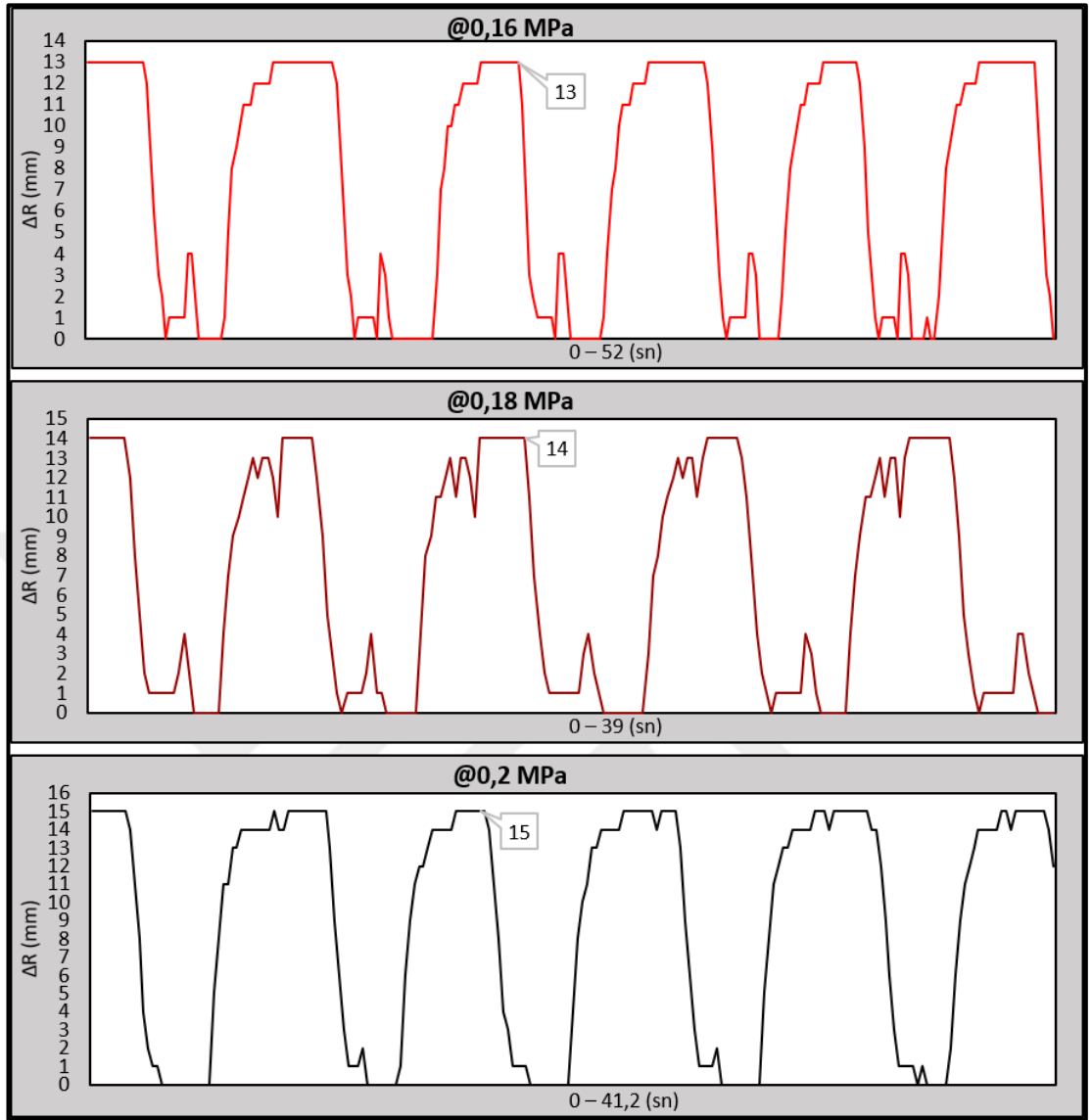
Ortezin *stroke* diğer bir deyişle tek yönlü deplasman veya genişleme testleri için kızılötesi mesafe sensörü kullanılmış ve ölçümler farklı basınç ayarlarında tekrarlanarak gerçekleştirilmiştir.

Böylece ortezin ilgili genişmeyi aynı basınç seviyesinde ne kadarlık bir sürede gerçekleştirdiği ve tekrarlanabilirliğinin ne seviye olduğu tespit edilmiştir.

Ortezin 0.06 ve 0.20 MPa arasındaki basınçlar altında göstermiş olduğu deplasman (*stroke*) değerlerini ve tekrarlarını içeren grafikler Şekil 4.2 ve Şekil 4.3’te sunulmuştur. Aşağıdaki grafiklerde görülebildiği üzere ortez ilgili basınç değerleri altında yapılan testlerde oldukça karakteristik ve tekrarlanabilirlik yönünden son derece tutarlı sonuçlar göstermiştir.



Şekil 4.2 : 0.06 MPa – 0,14 MPa Arası Deplasman Ölçümleri

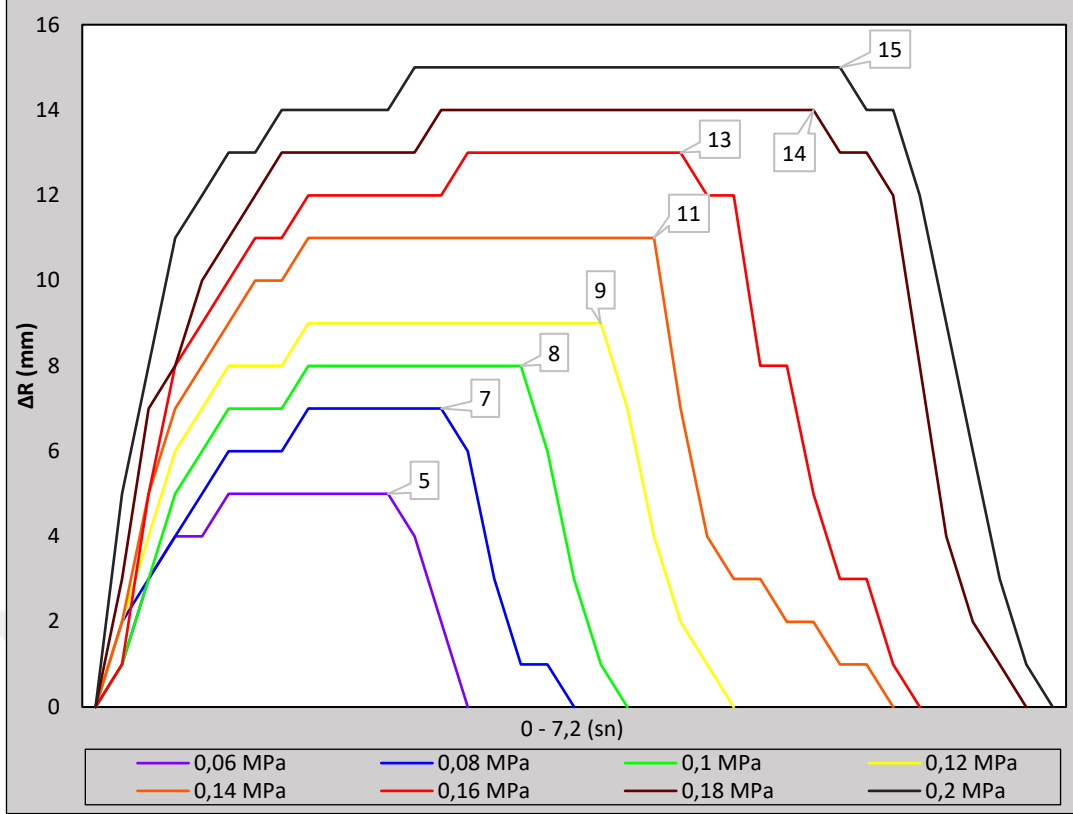


Şekil 4.3 : 0.16 MPa – 0,2 MPa Arası Deplasman Ölçümleri

Farklı basınç değerleri altında yapılan testlerden elde edilen deplasman sonuçlarının *stacked line chart* (çizgisel yığın grafiği) biçimde gösterimi Şekil 4.4'te sunulmuştur.

Yığın grafikleri, bir sistemin aynı zaman aralığındaki farklı tepkilerinin kıyaslanması için oldukça faydalı sonuçlar çıkardığından; ortezin farklı basınçlar altında gösterdiği tek yönlü deplasman (yarıçap genişmesi) eğrilerinin karakteristik bakımından benzerliği bu grafik üzerinden görülebilmektedir.

Ek olarak ortezin ilgili basınç altında ulaşabileceği maksimum genişleme (*full inflation*) seviyesine gelme süresinin giderek arttığı da ilgili grafik üzerinden görülebilmektedir.



Şekil 4.4 : Deplasman Çizgisel Yığın Grafiği

4.1.2 Kuvvet analizi

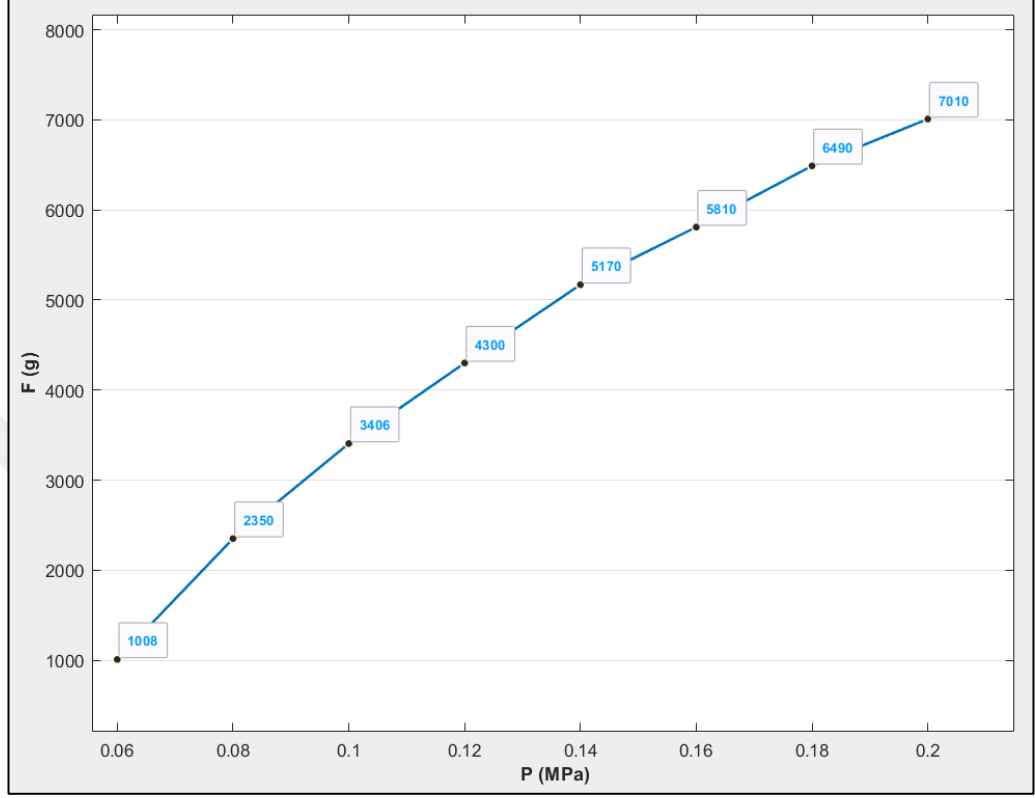
Ortezin kuvvet ölçümleri için 10kg kapasiteli bir yük hücresi kullanılmış ve ölçümler tekrarlanarak bilgisayar ortamında tablolastırılmıştır. Çizelge 4.1’de görüldüğü üzere ortezin elastik yapısı kuvvet ölçümlerinde bazı sapmalara sebep olmuş bu sebeple ölçümlerin ortalaması da ilgili tabloda sunulmuştur.

Çizelge 4.1 : Kuvvet Testi Sonuçları

P (Mpa)	F (g)	P (Mpa)	F (g)	P (Mpa)	F (g)	P (Mpa)	F (g)	P (Mpa)	F (g)	P (Mpa)	F (g)	P (Mpa)	F (g)	P (Mpa)	F (g)
	1000		2300		3350		4400		5100		5900		6400		7100
	1050		2350		3500		4450		5250		5750		6450		6950
0,06	1000	0,08	2350	0,10	3440	0,12	4200	0,14	5150	0,16	5600	0,18	6500	0,20	7100
	990		2400		3340		4250		5150		5900		6500		7100
	1000		2350		3400		4200		5200		5900		6600		6800
Avg.	1008		2350		3406		4300		5170		5810		6490		7010

İlgili tablodaki verilerden elde edilen Şekil 4.5’deki grafik incelendiğinde ortezin 0,06 MPa basınç altında ortalama 1000 gram; 0,2 MPa basınç altında ise ortalama 7000 gram kadar kuvvet uygulayabildiği görülmektedir. Ortezin kalıcı deformasyona uğramaması için daha yüksek basınçlar altında ölçüm yapılmamış olsa da aşağıdaki

grafikte görülebildiği üzere test sonuçları logaritmik bir eğriyi işaret ederek beklentileri karşılamaktadır.



Şekil 4.5 : Basınç – Ortalama Kuvvet Grafiği

4.2 Nümerik Analiz

4.2.1 Sonlu elemanlar analizi

Önceki bölümlerde belirtildiği üzere katmanlı imalat yöntemi ile yapay üretilmiş yapay kasların doğrudan güç aktarımlı bir rehabilitasyon ortezi olarak kullanılmasıyla alakalı literatürde herhangi bir kılavuz olmadığından; yapılan tasarım/ tasarımlar, sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmiş ve prototiplenmesi planlanan ortez geometrisi kesin olarak belirlenmiştir.

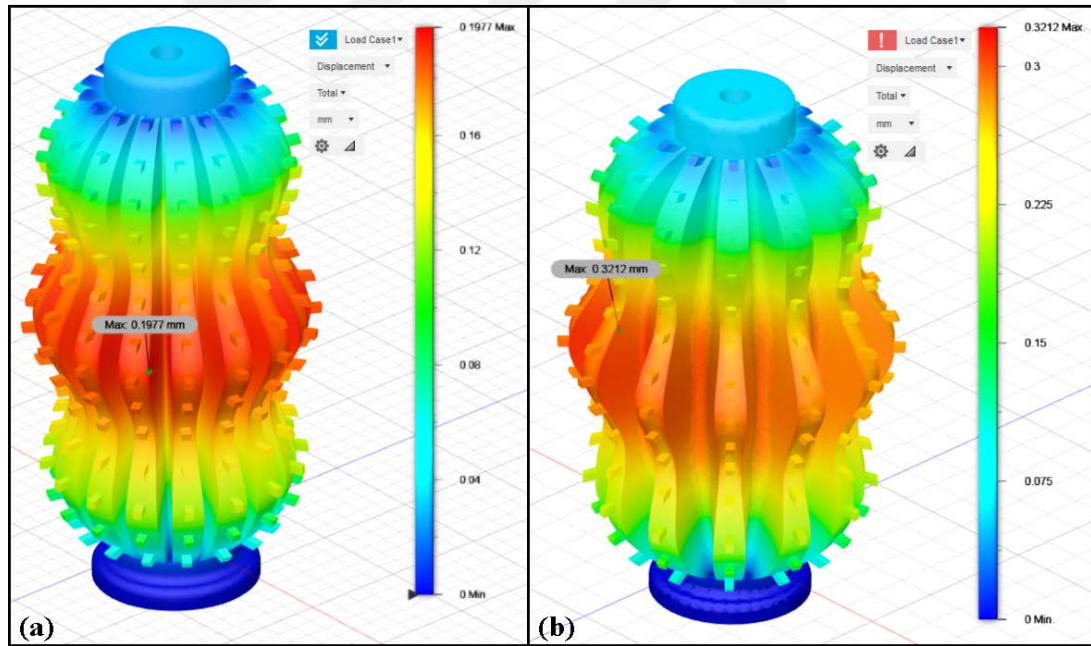
Yapılan tüm analizlerde, ortez tabanı üç ekseninde sabitlenmiş ve yukarıda anlatıldığı üzere ortezin iç çeperine 0,15 MPa kuvvetinde dış yönlü statik basınç uygulanmıştır. Kullanılması planlanan TPU (Termoplastik Poliüretan) malzemenin teknik özellikleri Autodesk Fusion 360 yazılımının malzeme kütüphanesinde yer almadığından, hiper- elastik malzemenin bilinen mekanik özellikleri yazılıma eklenerek tüm analizler için aynı malzeme seçilmiştir. Tüm parametreler birebir aynı olduğundan, analiz

sonuçlarının yalnızca geometriye bağlı bir biçimde değişeceği öngörülmüş ve incelemeler bu yönde yapılmıştır. Analizlerde uygulanan hasır (*mesh*) parametreleri Çizelge 4.2’de sunulmuştur.

Çizelge 4.2 : Sonlu Elamanlar Analizi Hasır Parametreleri

Ortalama Hücre Boyutu (Model Boyutuna Göre %)	10
Hasır Boyutunu Parçaya Göre Ölçekle	Evet
Hücre Yapısı	Parabolik
Kavisli Hasır Hücresi Oluştur	Evet
Kavislerdeki Maksimum Dönüş Açısı (Der.)	60

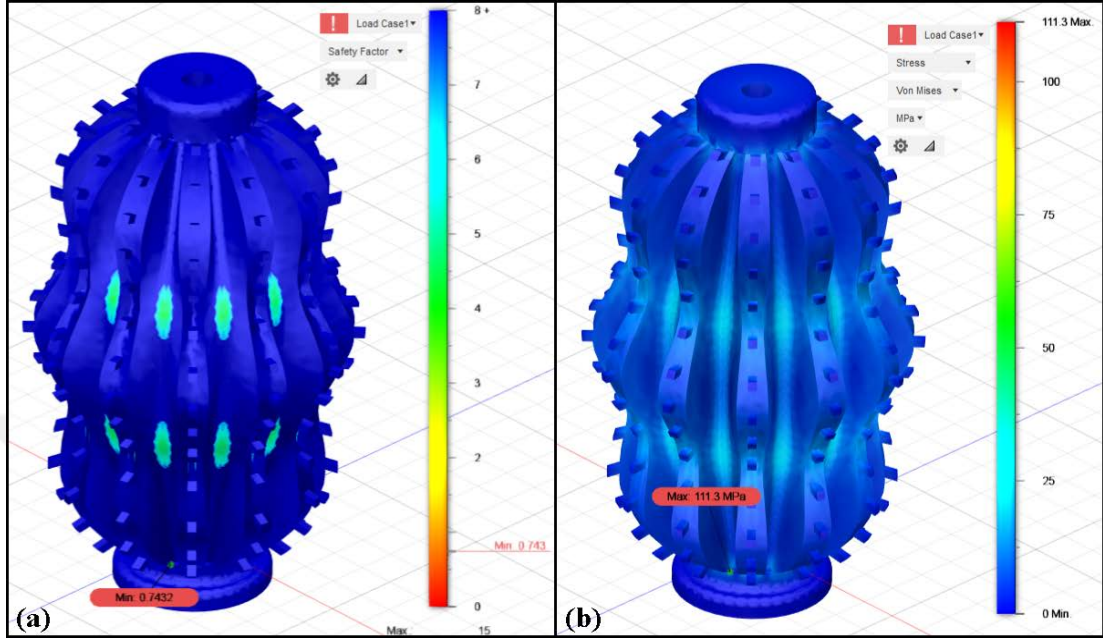
Öncelikle Şekil 4.6/a ve b’de gösterilen, 1 mm kabuk kalınlığına ve sırasıyla 16 ve 12 kanatçığa sahip modellerin sonlu elemanlar analizi yapılmış, kanat sayısının orteز deplasmanına olan etkisi incelenmiş; 12 kanatçıklı modelin şekil değiştirme miktarının, 16 kanatçıklı modelin şekil değiştirme miktarından %62 daha fazla olduğu tespit edilmiştir.



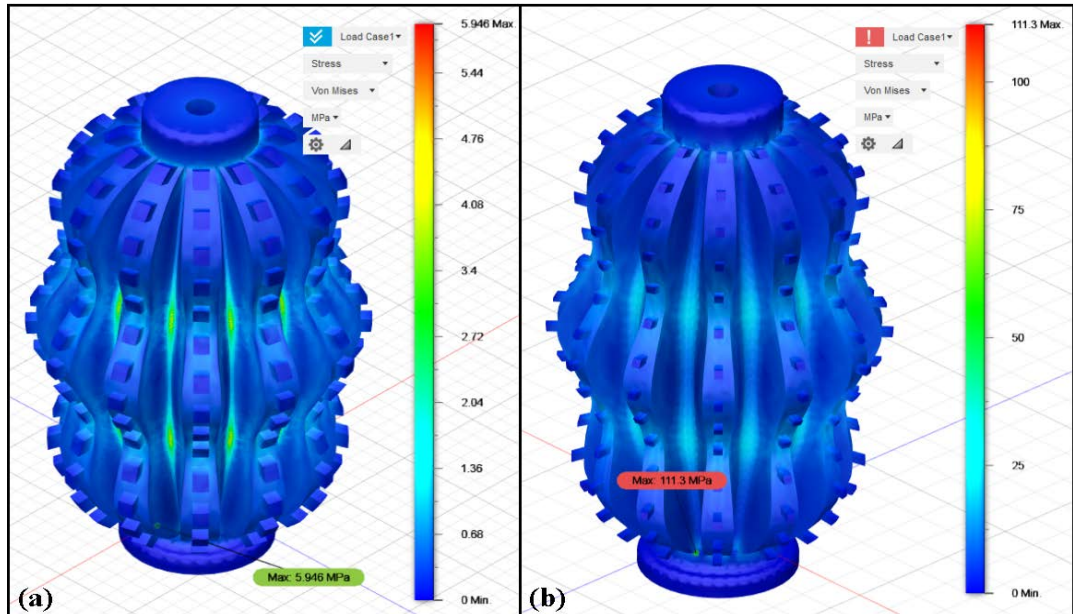
Şekil 4.6: 1 mm Kabuk Kalınlığına Sahip Modellerin Şekil Değişimi: (a) 16 Kanatçıklı Model. (b) 12 Kanatçıklı Model.

Diğer taraftan, Şekil 4.7’de gösterilen 1 mm kabuk kalınlığına sahip 12 kanatçıklı modelin Von Mises stresi ve güvenlik faktörü analizleri incelendiğinde, sonuçların kabul edilebilir sınırların oldukça dışında olduğu tespit edilmiştir. Görülebildiği üzere model 0,15 MPa kuvvetinde bir iç basınca maruz bırakıldığında, taban ile kanatçık birleşim

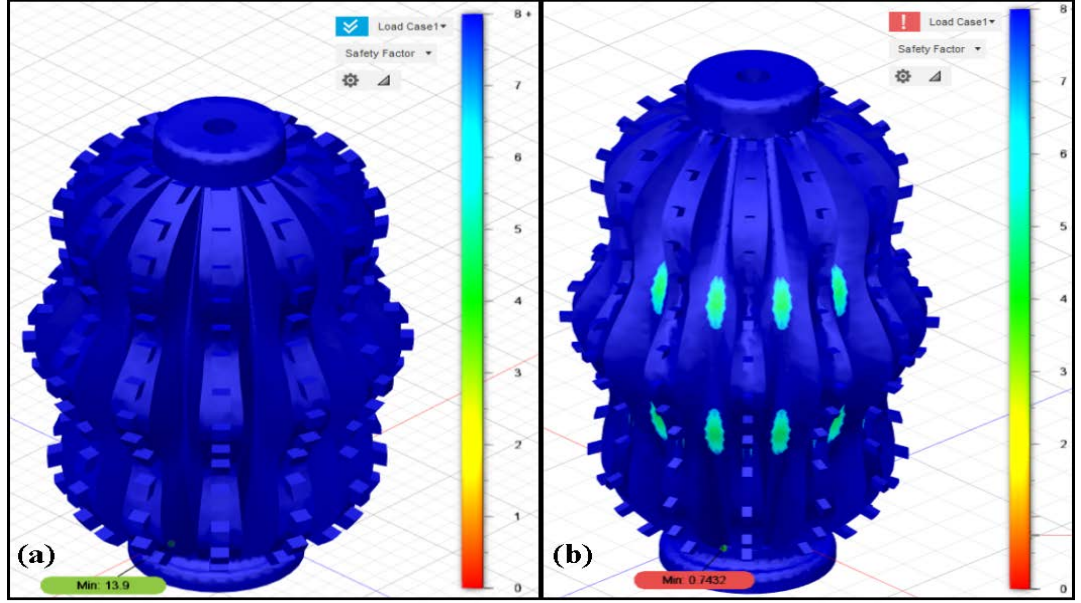
noktalarında yaklaşık 111 MPa seviyesinde bir stres oluşmakta ve bu sebeple tasarımın güvelik faktörü, ilgili noktalarda yaklaşık 0,7 seviyelerine kadar düşmektedir.



Şekil 4.7 : 1 mm Kabuk Kalınlığına Sahip 12 Kanatçıklı Modelin Stres ve Güvenlik Faktörü Analizleri: (a) Güvenlik Faktörü. (b) VonMises Stresi.



Şekil 4.8 : 12 Kanatçıklı Modellerin Stres Analizi: (a) 2 mm Kabuk Kalınlığı. (b) 1 mm Kabuk Kalınlığı.



Şekil 4.9 : 12 Kanatçıklı Modellerin Güvenlik Faktörü Analizi: (a) 2 mm Kabuk Kalınlığı. (b) 1 mm Kabuk Kalınlığı.

Buradan yola çıkarak yapılan üçüncül incelemede (Şekil 4.8 ve Şekil 4.9), 1 mm kabuk kalınlığına sahip 12 kanatçıklı model ile 2 mm kabuk kalınlığına sahip 12 kanatçıklı model ele alınmış ve sonuçlar stres ve güvenlik faktörü yönünden kıyaslanmıştır.

Görüldüğü üzere kabuk kalınlığının 2 kat artırılması ile maksimum stres yaklaşık 6 MPa seviyelerine düşmüş, buna bağlı olarak güvenlik faktörü ise bir hayli artmıştır.

4.2.1.1 Tasarım tercihi

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenen tasarımlardan elde edilen sonuçlar Çizelge 4.3'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.3 : Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçları

	Maksimum VonMises Gerilmesi	Minimum Güvenlik Faktörü	Maksimum Tek Yönlü Deplasman
16 Kanatçık / 1 mm Kabuk Kalınlığı	12,1 MPa	6,8	0,19 mm
12 Kanatçık / 1 mm Kabuk Kalınlığı	111,3 MPa	0,743	0,32 mm
12 Kanatçık / 2 mm Kabuk Kalınlığı	5,94 MPa	13,9	0,26 mm

Görüldüğü üzere 2 mm kabuk kalınlığına sahip 12 kanatçıklı model, maksimum deplasman konusunda 1 mm kalınlığına sahip 12 kanatçıklı modelin yaklaşık %19

gerisinde kalsa da 13,9 seviyelerindeki güvenlik faktörü ve yaklaşık 6MPa seviyelerindeki maksimum gerilmesi bu tasarımı ilk prototip için en doğru aday yapmıştır.

4.2.2 Eğri uydurma ile nümerik modelleme

Pnömatik yapay kasların nümerik modellemesi veya statik karakteristikleri ile alakalı literatür tarandığında, yapılan çalışmaların temelde üç farklı konsept üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür [73-77]:

- PYK'ın iyi bilinen mekanik ve geometrik verilerini kullanarak parametrik bir model oluşturmak;
- PYK'dan elde edilen ampirik veriler üzerinden eğri uydurma metodu ile *non-parametric* bir model oluşturmak;
- İlgili yapay kasın bilinen veya oluşturulan modelleri arasında kıyaslama yapmak.

İkinci ve üçüncü bölümlerde anlatıldığı üzere el ortezi olarak kullanılmak için katmanlı imalat yöntemi ile üretilen yapay kas, geleneksel McKibben yapay kaslarının taşıdığı temel özelliklerin hiçbirini taşımamaktadır.

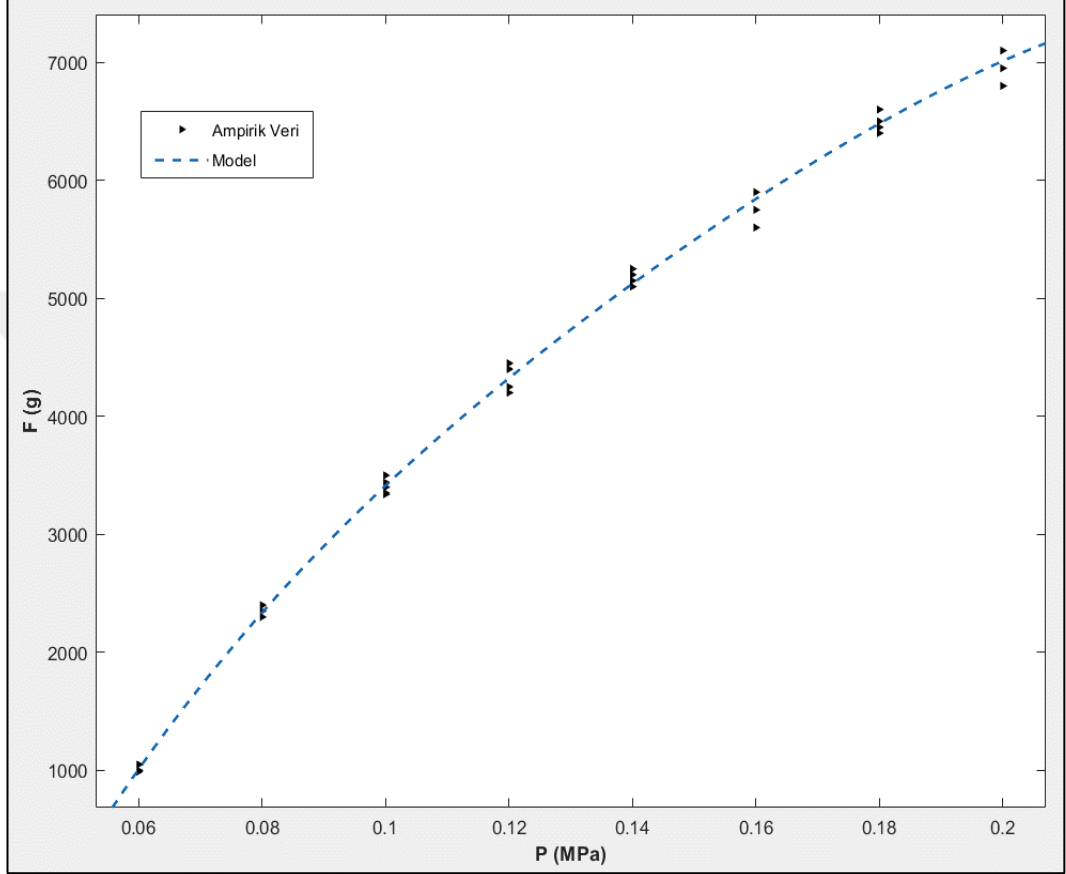
İçi boş silindirik biçiminde üretilen bir çekirdek -literatürde *rubber like* (kauçuk benzeri) olarak isimlendirilen hiperelastik malzemeden- ve dışında çapraz örgülü polimer bir kılıftan meydana gelen McKibben PYK'ların aksine bu çalışmada ortaya koyulan yapay kas kompleks bir geometriye sahip tek bir çekirdekten meydana gelmektedir. Bu sebeple PYK'nın şişmiş ve sönük yüzey alanı ve hacim gibi geometrik özelliklerinin matematiksel modeli oluşturulamamakta yalnızca bilgisayar destekli tasarım üzerinden veriler nümerik olarak elde edilebilmektedir.

Ek olarak parametrik bir model oluşturmada ihtiyaç duyulan malzeme özellikleri (gerilme, birim şekil değiştirme, Young's modülü vb.) üretimde kullanılan baskı parametreleri ile değişiklik gösterdiğinden; bu özelliklerin aynı parametrelerle üretilmiş bir test parçası ile deneysel olarak tespit edilmesi gerekmektedir [78].

Bu sebeplerden dolayı literatürde sıklıkla kullanılan *non-parametric* modelleme metodu üzerinde yoğunlaşmış ve modeller ampirik veriler vasıtasıyla Matlab_R2019a/ Curve Fitting Toolbox yazılımı ile oluşturulmuştur.

PYK'ların dinamik davranışlarının matematiksel olarak modellenmesinde literatür üç önemli ilişkinin oluşturulması gerektiğini göstermektedir [73-77]:

- Basınç – Kuvvet Modeli;
- Basınç – Deplasman Modeli;
- Basınç – Deplasman – Kuvvet Modeli.



Şekil 4.10 : Basınç – Kuvvet Modeli

İlgili çalışmalar incelendiğinde: PYK'ların en iyi Basınç – Kuvvet modellerinin ağırlıklı olarak 4. derece polinomlardan meydana geldiği; bu durumun parametrik modelleme metodu kullanıldığında da geçerli olduğu görülmektedir [73-75,77].

Bir önceki bölümde anlatılan deneysel verilerden elde edilen Basınç-Kuvvet modeli Şekil 4.10'da, model sabitleri Çizelge 4.4'te, ilgili eşitlik ise 4.1'de sunulmuştur.

$$F_{Max} = f(\rho) = b_0\rho^4 + b_1\rho^3 + b_2\rho^2 + b_3\rho + b_4 \quad (4.1)$$

Çizelge 4.4 : Eşitlik 4.1'in Katsayı Değerleri

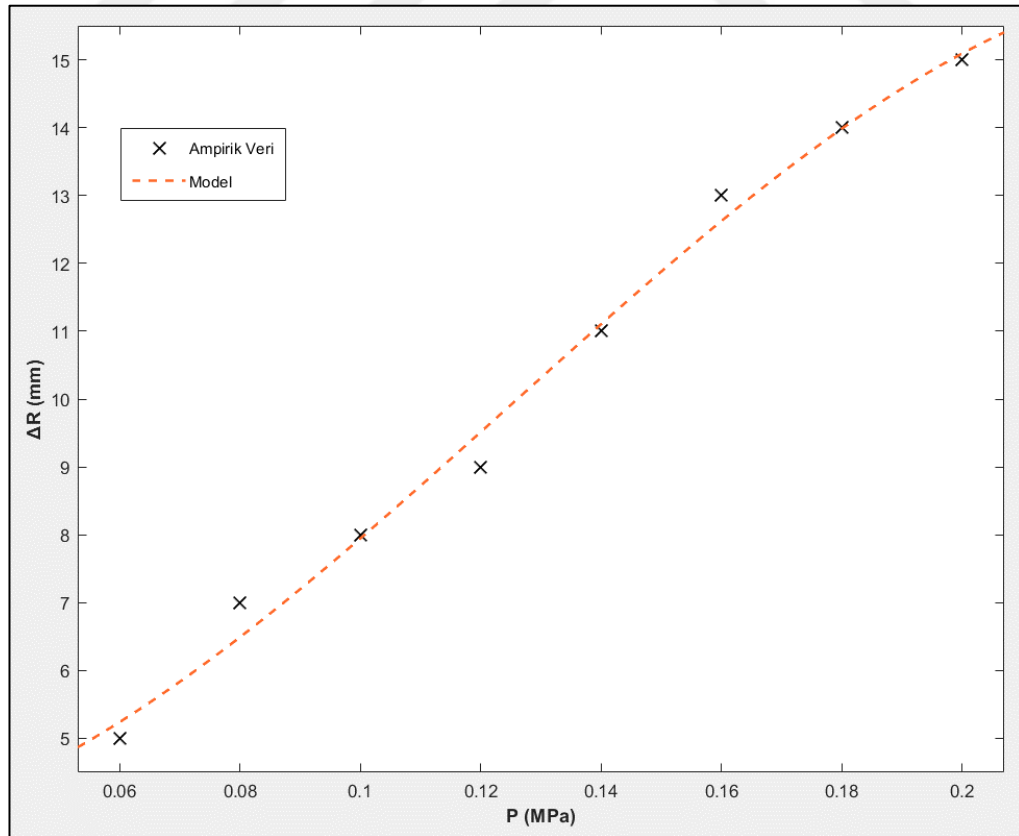
Katsayı	Değer
b_0	-7.173e+06
b_1	4.322e+06
b_2	-1.071e+06
b_3	1.623e+05
b_4	-5711

İlgili matematiksel modelin herhangi bir basınç değerinde (ρ) üretilebilecek maksimum F kuvvetini (F_{Max}) 0.9982'lik bir R^2 başarısıyla öngörebileceği Çizelge 4.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.5 : Basınç-Kuvvet Eğri Uydurma Sonuçları

SSE	R-kare	Ayarlanmış R-kare	RMSE
2.791e+05	0.9982	0.998	89.3

Basınç – Kuvvet modelinin tespit edilmesinin ardından deneysel veriler üzerinden Basınç – Deplasman modelinin oluşturulmasına geçilmiştir. Literatürdeki birçok örnekte de olduğu gibi el ortezi PYK'da da en iyi basınç-deplasman ilişkisi 3. derece polinom ile elde edilmiştir.



Şekil 4.11 : Basınç – Deplasman Modeli

Elde edilen Basınç-Deplasman modeli Şekil 4.11’de, model sabitleri Çizelge 4.6’da, ilgili eşitlik ise 4.2’de sunulmuştur.

$$\Delta_{R_{Max}} = f(\rho) = a_0\rho^3 + a_1\rho^2 + a_2\rho + a_3 \quad (4.2)$$

Çizelge 4.6 : Eşitlik 4.2’in Katsayı Değerleri

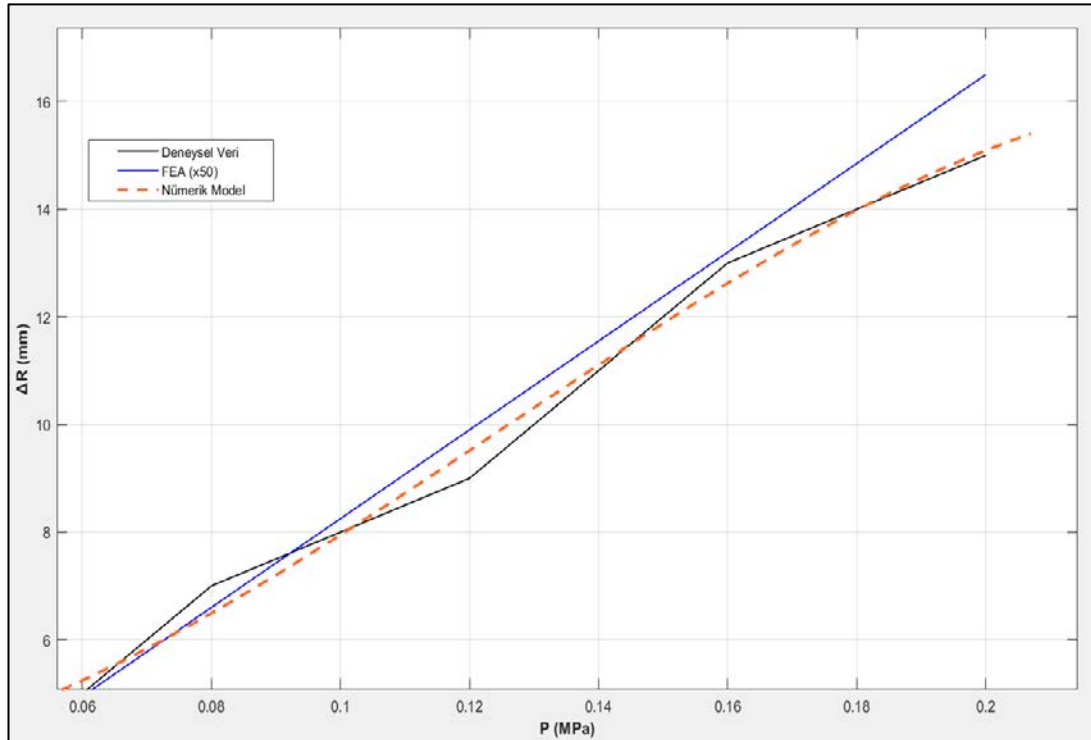
Katsayı	Değer
a_0	-1894
a_1	708.9
a_2	-8.658
a_3	3.619

İlgili modelin, herhangi bir basınç değerinde (ρ) görülebilecek maksimum tek yönlü deplasmanı ($\Delta_{R_{Max}}$) 0.9917’lik bir R^2 başarısıyla öngörebileceği Çizelge 4.7’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.7 : Basınç-Deplasman Eğri Uydurma Sonuçları

SSE	R-kare	Ayarlanmış R-kare	RMSE
3.723	0.9917	0.991	0.3216

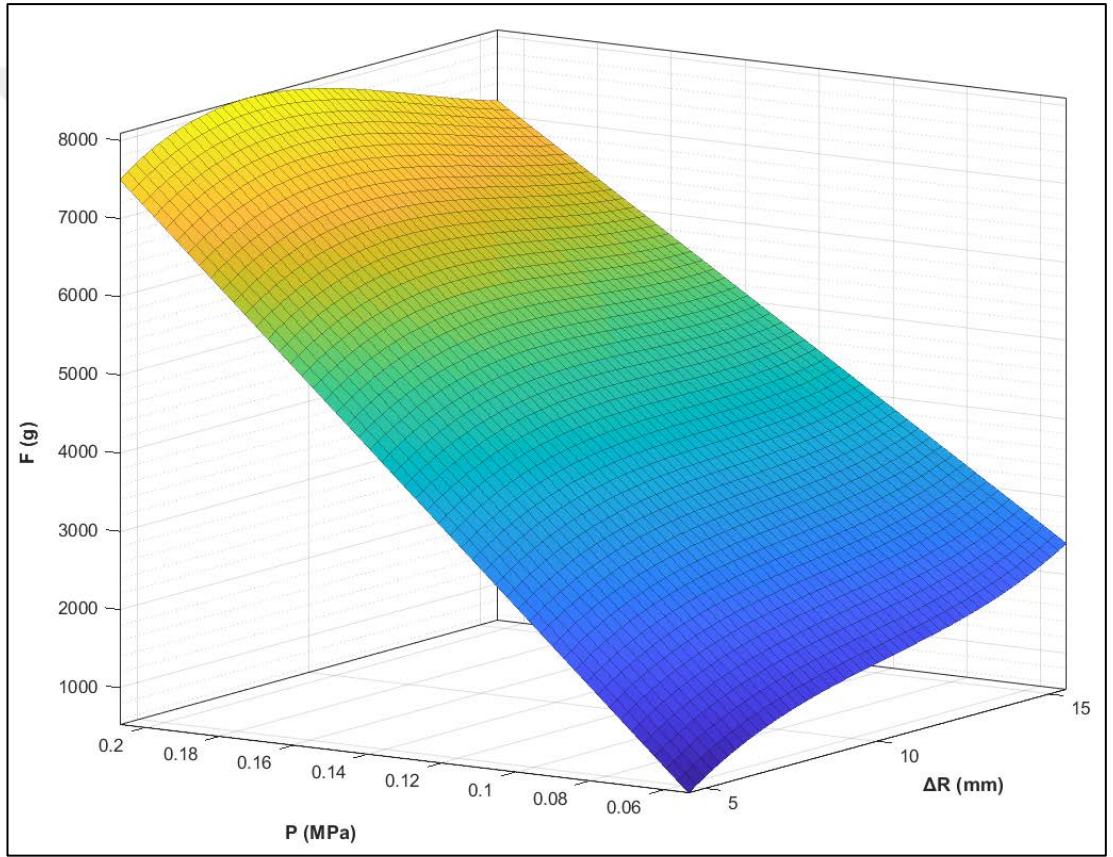
Sonlu elamanlar analizi, ampirik analizler ve nümerik analizlerden elde edilen *stroke* verileri çalışmanın bütünlüğünün sağlanması ve ilerleyen çalışmalarda yol gösterici olması bakımında kıyaslanarak Şekil 4.12’de sunulmuştur.



Şekil 4.12: Nümerik ve Deneysel Deplasman Analizi Sonuçları

Pnömatik yapay kasların modellenmesinde sıklıkla oluşturulan diğer bir model ise Basınç-Deplasman ve Kuvvet davranışlarının bağıl ilişkilerini ortaya koyan 3-üç eksenli modellerdir. PYK'ın deneysel verilerinden elde edilen model en yüksek başarıyı 3. dereceden x ve 1. dereceden y polinomu ile göstermiştir.

Ebetteki tüm *non-parametric* modellerde olduğu gibi farklı eğri tipleri ile veya daha yüksek dereceli polinomlarla uydurma başarısı artırılabilse de aşırı uydurmadan (*over fitting*) kaçınmak için tüm analizler literatürdeki benzer modeller göz önünde tutularak gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.13 : Kuvvet – Basınç – Deplasman Modeli

Elde edilen Kuvvet-Basınç-Deplasman modeli Şekil 4.13'de, model sabitleri Çizelge 4.8'de ilgili eşitlik ise 4.3'te sunulmuştur.

$$F_{Max} = f(\delta_R, \rho) = p_{00} + p_{10}\delta + p_{01}\rho + p_{20}\delta^2 + p_{11}\delta\rho + p_{30}\delta^3 + p_{21}\delta^2\rho \quad (4.3)$$

Çizelge 4.8 : Eşitlik 4.3'ün Katsayı Değerleri

Katsayı	Değer
p_{00}	-4234
p_{10}	771.7
p_{01}	4.22e+04
p_{20}	-64.73
p_{11}	1240
p_{30}	2.304
p_{21}	-126.5

İlgili modelin, herhangi bir basınç (ρ) veya maksimum tek yönlü deplasman (δ_R) değerinde görülebilecek maksimum F kuvvetini (F_{Max}) 0.9982'lik bir R^2 başarısıyla öngörebileceği Çizelge 4.9'da gösterilmiştir.

Çizelge 4.9 : Kuvvet – Basınç – Deplasman Eğri Uydurma Sonuçları

SSE	R-kare	Ayarlanmış R-kare	RMSE
2.721e+05	0.9982	0.9979	90.8

5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Teknolojideki yeni akımların robotik rehabilitasyon alanına uygulanmasıyla, bu alanda yapılan çalışmaların sürekli olarak devam ettiği görülmüş; literatür taramalarında örneklendiği üzere robotik el rehabilitasyonu alanında yapılan çalışmaların çok büyük bir bölümü, el/parmak *fleksiyon* hareketi üzerinde yoğunlaşmıştır. El/parmak *ekstansiyonu* üzerine yapılan çalışmalar incelendiğinde ise ürünlerin büyük ölçüde tek yönlü, aktif egzersiz (hastanın aktif hareketlerini içeren egzersiz türü) olanağı sunmayan ve komplike tasarımlar olduğu görülmüştür.

Bu kapsamda, geleneksel McKibben yapay kasları yerine katmanlı imalat yöntemi ile pnömatik yapay kas üretimi ele alınmış; esnek ve özel tasarımların hızlı ve düşük maliyetle üretiminin mümkün olması sağlanmıştır.

Ortez, el biyomekaniği göz önünde tutularak, rehabilitasyon etkisini artırmak üzere tasarlanmış; yapılan tasarımlar, sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmiştir. Analizde kullanılan parametreler yine el biyomekaniğinden elde edilen veriler ile belirlenmiş; analizler sonucunda hedefe en uygun sonuçları veren tasarım tespit edilerek üretim aşamasına geçilmiştir.

Ancak tasarımın TPU malzeme kullanılarak katmanlı imalat yöntemi ile üretimi aşamasında bazı sorunlarla karşılaşmıştır. Bölüm 2.4.4'te belirtildiği üzere FDM tekniği ile esnek tasarımların üretilmesinde; baskı cihazının yapısı, kullanılan filamanın uygunluğu, baskı ayarları gibi birçok parametre yüksek hassasiyet kazanmaktadır. Bunlara ek olarak tasarımın iç bükey yapısı, etrafındaki kübik çıkıntılar ve tasarımdan beklenen yüksek elastisite de üretim aşamasını zorlaştırmış; farklı baskı ayarları ile üretim tekrarlanarak tasarıma ve malzemeye en uygun ayarlar tespit edilmiştir.

Üretimi tamamlanan ortez için, ticarileştirme durumunda ürünün alabileceği sistem formunun bir prototipi hazırlanmış (Şekil 5.1) ve ortez bu mekatronik sisteme yerleştirilerek hem kullanım hem de test aşamalarında işlevsellik arttırılmıştır.

Mekatronik sistem içerisinde yer alan elektronik elamanların yapısı ve sisteme gömülen kodun davranışları sebebiyle, tetikleme işlemlerinde zıt EMK sorunları yaşanmış; bu sorunun giderilmesi için elektronik tasarımda gerekli iyileştirmeler yapılmıştır.



Şekil 5.1 : Yapay Kas Pnömatik Rehabilitasyon Ortezi ve Kontrol Sistemi

Sistemin yazılım tarafında PID kontrolcü tercih edilmiş, bu kapsamda gerekli olan kontrolcü katsayıları ampirik yöntemler ile tespit edilerek, ortezin optimum çalışma performansı göstermesi sağlanmıştır. Yine yazılım tarafında yapılan diğer bir önemli çalışma ise kullanıcı arayüzü tasarımı ve entegrasyonu olmuştur.

Sistemin çalışma davranışlarını etkileyen tüm parametreler kolaylıkla arayüz üzerinde değiştirilebilir kılınmış ve yine tüm girdi ve çıktı verileri gerek ham grafikler gerek analog kadranlar gerek ise LCD ekran vasıtasıyla kullanıcıya sunulmuştur.

Tasarımı, üretimi ve geliştirilmesi tamamlanan robotik el rehabilitasyon ortezi deneysel ve nümerik analiz yöntemleri ile incelenerek basınç, deplasman ve kuvvet eğrileri tespit edilmiş; Şekil 5.2 ve Şekil 5.3'te gösterildiği üzere pasif el/parmak

ekstansiyon ve aktif el/parmak *fleksiyon* egzersizleri ile denenerek, tam performans ile çalıştığına emin olunmuştur.



Şekil 5.2 : Pasif El/Parmak Ekstansiyon Hareketi



Şekil 5.3 : Aktif El/Parmak Fleksiyon Hareketi

Gelecek çalışmalarda alınması planlanan “Klinik Araştırma Etik Kurulu” onayı ile ortez, uzman terapistler yardımı ile tanılı hastalar üzerinde denenerek sonuçları değerlendirilecektir.

Sonuç olarak katmanlı imalat yöntemi ile üretilmiş pnömatik yapay kasların, mekatronik bir sistem içerisine entegre edilerek, doğrudan güç aktarım tekniğiyle el rehabilitasyonunda kullanılabileceği hipotezi ampirik ve nümerik yöntemler ile doğrulanmıştır.

KAYNAKLAR

- [1] **Rodgers, H, Shaw, L, Bosomworth, H, Alvarado, N & Andole, S** 2017, 'Robot assisted training for the upper limb after stroke (ratuls): study protocol for a randomised controlled trial', *Trials*, no. 18, p. 340.
- [2] **O'Driscoll, S & Giori, N** 2000, 'Continuous passive motion (CPM): theory and principles of clinical application', *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol 2, no. 37, pp. 179-188.
- [3] **Krakauer, J** 2006, 'Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation', *Current Opinion in Neurology*, vol 1, no. 19, pp. 84-90.
- [4] **Peveler, R, Carson, A & Rodin, G** 2002, 'Depression in medical patients', *British Medical Journal*, vol 7356, no. 325, pp. 149-152.
- [5] **Toya, K, Miyagawa, T & Kubota, Y** 2011, 'Power-assist glove operated by predicting the grasping mode', *Journal of System Design and Dynamics*, vol 1, no. 5, pp. 94-108.
- [6] **Wege, A & Zimmermann, A** 2007, 'Electromyography sensor based control for a hand exoskeleton', *International Conference on Robotics and Biomimetics*.
- [7] **Arata, J, Ohmoto, K, Gassert, R, Lambercy, O, H., F & Wada, I** 2013, 'A new hand exoskeleton device for rehabilitation using a three-layered sliding spring mechanism', *International Conference on Robotics and Automation*.
- [8] **Worsnopp, TT, Peshkin, MA, Colgate, JE & Kamper, DG** 2007, 'An actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke', *International Conference on Rehabilitation Robotics*.
- [9] **Fontana, M, Dettori, A, Salsedo, F & Bergamasco, M** 2009, 'Mechanical design of a novel hand exoskeleton for accurate force displaying', *International Conference on Robotics and Automation*.
- [10] **Kadowaki, Y, Noritsugu, T, Takaiwa, M, Sasaki, D & Kato, M** 2011, 'Development of soft power-assist glove and control based on human intent', *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol 2, no. 23, pp. 281-291.
- [11] **In, H, Cho, K, Kim, K & Lee, B** 2011, 'Jointless structure and under-actuation mechanism for compact hand exoskeleton', *International Conference on Robotics and Automation*.
- [12] **Takahashi, C, Der-Yeghiaian, L, Le, V, RR., M & Cramer, S** 2008, 'Robot-based hand motor therapy after stroke', *Brain*, no. 131, pp. 425-437.

- [13] Yun, S, Kang, BB & Cho, K 2017, 'Exo-glove pm: an easily customizable modularized pneumatic assistive glove', *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol 5.
- [14] Andrikopoulos, G, Nikolakopoulos, G & Manesis, S 2011, 'A Survey on Applications of Pneumatic Artificial Muscles', *19th Mediterranean Conference on Control and Automation*, Corfu.
- [15] Noritsugu, T, Takaiwa, M & Sasaki, D 2008, 'Development of Power Assist Wear using Pneumatic Rubber Artificial Muscles', *Proceedings of Asia International Symposium on Mechatronics*.
- [16] Gordon, K, Sawicki, G & Ferris, D 2006, 'Mechanical Performance of Artificial Pneumatic Muscles to Power an Ankle-Foot Orthosis', *Journal of Biomechanics*, vol 39, pp. 1832-1841.
- [17] Wongsiri, S & Laksanacharoen, S 2003, 'Design and construction of an artificial limb driven by artificial muscles for amputees', *International Conference on Energy and the Environment*.
- [18] Thanh, T & Phuc, T 2008, 'Neural Network Control of Pneumatic Artificial Muscle Manipulator for Knee Rehabilitation', *Science & Technology Development*, vol 11, no. 3.
- [19] About orthoses and prostheses, viewed 11 September 2019, <<https://www.aopa.org.au/careers/what-are-orthoses-and-prostheses>>.
- [20] Hunter, JM, Mackin, EJ, Callahan, AD & Brown, PW 1995, *Psychologically Based Hand Disorders. Rehabilitation of the Hand Surgery and Therapy*, 4th edn, Mosby, St. Louis.
- [21] Hulst, FPJ, Schatzle, S, Preusche, C & Schiele, A 2012, 'A Functional Anatomy Based Kinematic Human Hand Model with Simple Size Adaptation', *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Saint Paul.
- [22] Wilhelmi, BJ 2011, *Hand Anatomy*.
- [23] Tubiana, R 1981, 'Architecture and functions of the hand', *The Hand*, no. 1, pp. 19-93.
- [24] Cobos, S, Manuel, F, Sanchez, U, Javier, O & Cesar, P 2008, '25. Efficient Human Hand Kinematics for Manipulation Tasks', *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Nice.
- [25] Davidoff, N & Freivalds, A 1993, 'A graphic model of the human hand using Catia', *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol 12, no. 4, pp. 255-264.
- [26] Du, H & Charbon, E 2007, '3D Hand Model Fitting for Virtual Keyboard System', *Proceedings IEEE Workshop Applications of Computer Vision WACV*.
- [27] Hashimoto, H, Murakoshi, H, Sasaki, A, Ohyama, Y, Makino, K & Yokota, S 2010, 'Dynamical analysis of grasping with hand model for high quality product design', *Proceedings SICE Annual Conference*.

- [28] **Feix, T, Romero, J, Schmiedmayer, H, A., D & Kragic, D** 2016, 'The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types', *IEEE Trans Human Mach Syst*, no. 46, pp. 66-77.
- [29] **Cutkosky, MR** 1989, 'On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks', *IEEE Trans. Robot. Autom.*, vol 5, no. 3, pp. 269-279.
- [30] **Kamakura, N, Matsuo, M, Ishii, H, Mitsuboshi, F & Miura, Y** 1980, 'Patterns of static prehension in normal hands', *American Journal of Occupational Therapy*, vol 34, no. 7, pp. 497-445.
- [31] **Kapandji, IA** 1982, *The Physiology of the Joints: Upper Limb*, 5th edn, Churchill Livingstone, London.
- [32] **Lee, SW, Wilson, KM, Lock, BA & Kamper, DG** 2011, 'Subject-specific myoelectric pattern classification of functional hand movements for stroke survivors', *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol 19, no. 5, pp. 558-566.
- [33] **Mathiowetz, V, Kashman, N, Volland, G, Weber, K, Dowe, M & Rogers, S** 1985, 'Grip and pinch strength: normative data for adults', *Arch Phys Med Rehabil*, vol 2, no. 66, pp. 69-72.
- [34] **Nakayama, H, Jorgensen, H, Raaschou, H & Olsen, T** 1994, 'Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study', *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol 4, no. 75, pp. 394-398.
- [35] **Wong, JKF & Peck, F** 2014, 'Improving results of flexor tendon repair and rehabilitation', *Plastic Reconstructive Surgery*, no. 134, pp. 913-925.
- [36] **Ataker, Y, Gudemez, E, Ece, S, Canbulat, N & Gulgonen, A** 2012, 'Rehabilitation protocol after suspension arthroplasty of thumb carpometacarpal joint osteoarthritis', *Journal of Hand Therapy*, vol 4, no. 25, pp. 374-383.
- [37] **Ishaka, A, Rajangam, A & Khajuriab, A** 2019, 'The evidence-base for the management of flexor tendon injuries of the hand: Review', *Annals of Medicine and Surgery*, no. 48, pp. 1-6.
- [38] **Beydoğan, A** 2008, 'Serebrovasküler olay Geçiren Hastalarda Volar Statik El-El Bileği Ortez Kullanımının Etkinliği', *Uzmanlık Tezi, Fizik Ted. ve Rehab., İst. Fiz. Ted. Rehab. Eğt. Arş. Hast., İstanbul.*
- [39] **Bulea, T, Lerner, Z & Gravunder, A** 2017, 'Exergaming with a pediatric exoskeleton: facilitating rehabilitation and research in children with cerebral palsy', *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, London.
- [40] **O'Shea, TM** 2008, 'Diagnosis, treatment, and prevention of cerebral palsy in near-term/term infants', *Clin Obstet Gynecol*, vol 51, pp. 816-828.
- [41] **Van Peppen, RP, Kwakkel, G, Wood-Dauphinee, S, Hendriks, HJ, Van der Wees, PJ & Dekker, J** 2004, 'The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence?', *Clinical Rehabilitation*, vol 8, no. 18, pp. 833-862.

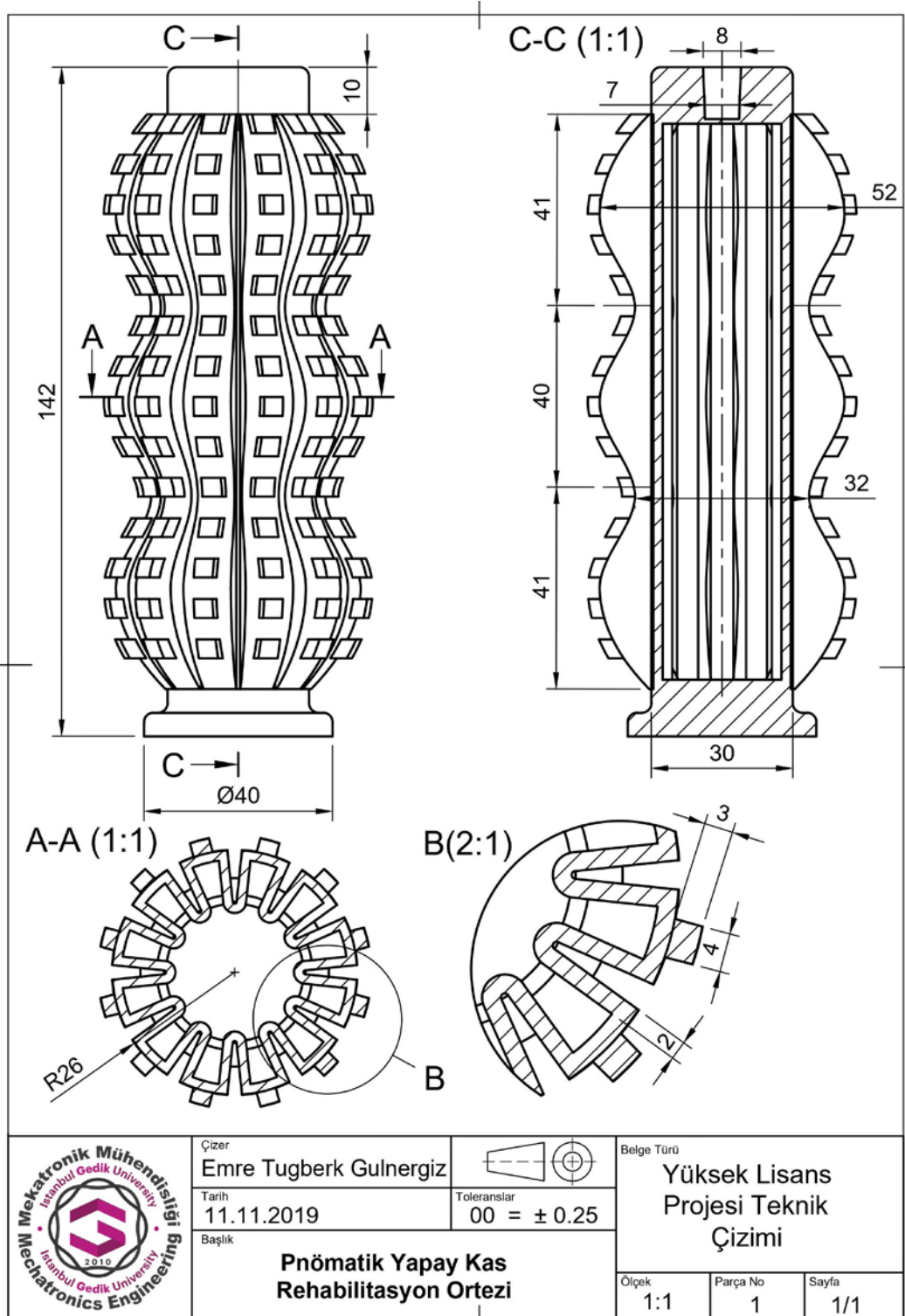
- [42] **Abdulhameed, O, Al-Ahmari, A, Ameen, W & Mian, SH** 2019, 'Additive Manufacturing: Challenges, trends, and applications', *Advances in Mechanical Engineering*, vol 2, no. 11.
- [43] *Additive Manufacturing: Industry Trends and Outlook*, viewed 12 December 2019, <<https://formlabs.com/blog/additive-manufacturing/>>.
- [44] **Li, J, Myant, C & Wu, B** 2016, 'The Current Landscape For Additive Manufacturing Research', İnceleme Raporu, Imperial College Additive Manufacturing Network, Imperial College of London, London.
- [45] **Chu, W, Kim, M, Jang, K, Song, J, Rodrigue, H, Chun, D & Ahn, S** 2016, 'From design for manufacturing (DFM) to manufacturing for design (MFD) via hybrid manufacturing and smart factory: A review and perspective of paradigm shift', *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing-Green Technology*, vol 2, no. 3, pp. 209-22.
- [46] **Hullette, T** 2020, *Direct vs Bowden Extruder: Does It Make a Difference?*, viewed 15 January 2020, <<https://all3dp.com/2/direct-vs-bowden-extruder-technology-shootout/>>.
- [47] **Caldwell, D, Medrano-Cerda, G & Goodwin, M** 1993, 'Braided pneumatic actuator control of a multi-jointed manipulator', *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, Le Touquet.
- [48] **Nickel, V, Perry, J & Garrett, A** 1963, 'Development of useful function in the severely paralyzed hand', *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol 45-A, no. 5, pp. 933-952.
- [49] **Schulte, H** 1961, 'The characteristics of the McKibben Artificial Muscle', *The Application of External Power in Prosthetics and Orthotics*, Lake Arrowhead.
- [50] **Klute, GK & Hannaford, B** 1999, 'Modeling Pneumatic McKibben Artificial Muscle Actuators: Approaches and Experimental Results', *ASME Journal of Dynamic Systems, Measurements and Control*.
- [51] **Klute, GK & Hannaford, B** 2000, 'Accounting for elastic energy storage in McKibben artificial muscle actuators', *ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, pp. 386-388.
- [52] **Yarlott, J** 1972, *Fluid Actuator*, ABD Patent 3 645 173.
- [53] **Caldwell, D & Tsagarakis, N** 2002, 'Biomimetic actuators in prosthetic and rehabilitation applications', *Technology and Health Care*, pp. 107-120.
- [54] **DeHaven, H** 1949, *Tensioning device for producing a linear pull*, ABD Patent 2483088.
- [55] **Desmaroux, P** 1947, *Improvements on Tubular Membranes Used as a Servo Motor*, Fransa Patent 951885.
- [56] **Pierce, R** 1940, *Expansible Cover*, ABD Patent 2211478.
- [57] **Galyord, RH** 1958, *Fluid Actuated Motor System and Stroking Device*, ABD Patent 2.844.126.

- [58] **Warszawska, P** 1967, *Artificial Pneumatic Muscle*, Hollanda Patent 6704918.
- [59] **Šitum, Ž, Tršlić, P, Trivić, D, Štahan, V, Brezak, H & Sremić, D** 2015, 'Pneumatic muscle actuators within robotic and mechatronic systems', *Fluid Power*, pp. 175-188.
- [60] **Winters, B & Hannaford, M** 1990, 'Actuator properties and movement control: biological and technological models', *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*, New York.
- [61] **Belding, L, Baytekin, B, Baytekin, HT, Rothmund, P, Verma, MS, Nemiroski, A, Sameoto, D ve ark.** 2018, 'Slit tubes for semisoft pneumatic actuators', *Advanced Materials*, vol 30, no. 9.
- [62] **Kim,SP, Baines R, Booth, J, Vasios, N, Bertoldi, K & Kramer-Bottiglio, R** 2019, 'Reconfigurable soft body trajectories using unidirectionally stretchable composite laminae', *Nature Communications*, vol 10, no. 1.
- [63] **Seo, NJ & Armstrong, TJ** 2011, 'Effect of elliptic handle shape on grasping strategies, grip force distribution, and twisting ability', *Ergonomics*, vol 54, no. 10, pp. 961-70.
- [64] **Chandra, A, Chandna, P & Deswal, S** 2011, 'Analysis of hand anthropometric dimensions of male industrial workers of haryana state', *International Journal of Engineering*, vol 5, no. 3, pp. 242-56.
- [65] **Imrhan, SN, Sarder, MD & Mandahawi, N** 2009, 'Hand anthropometry in Bangladeshis living in America and comparisons with other populations', *Ergonomics*, vol 52, no. 8, pp. 987-98.
- [66] *Arduino Nano*, viewed 15 January 2020, <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>>.
- [67] **Philip, MS, Krishna, B & Meenatchisundaram, S** 2019, 'Identification of Empirical Model and Tuning of PID Controller for a Level Control System', in Kanad R (ed.), *Engineering Vibration, Communication and Information Processing, Lecture Notes in Electrical Engineering*, Springer, pp. 385-397.
- [68] **Bucz, S & Kozáková, A** 2018, 'Advanced Methods of PID Controller Tuning for Specified Performance', in Shamsuzzoha M (ed.), *PID Control for Industrial Processes*, Intechopen.
- [69] **Jenkins, H,** 2016, *Tuning for PID Controllers*, PowerPoint, Mercer University, Macon, USA.
- [70] **Astrom, KJ & Murray, RM** 2006, 'Chapter 10 PID Control', in *Feedback Systems: An Introduction for Scientists and Engineers*.
- [71] **Heidari, M & Homaei, H** 2014, 'Improving the pneumatic control valve performance using a PID controller', *Turkish Journal of Engineering & Environmental Sciences*, no. 38, pp. 240-247.
- [72] **Rossi, J, Berton, E, Grélot, L, Barla, C & Vigouroux, L** 2012, 'Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handlediameter', *Ergonomics*, vol 55, no. 6, pp. 682-92.

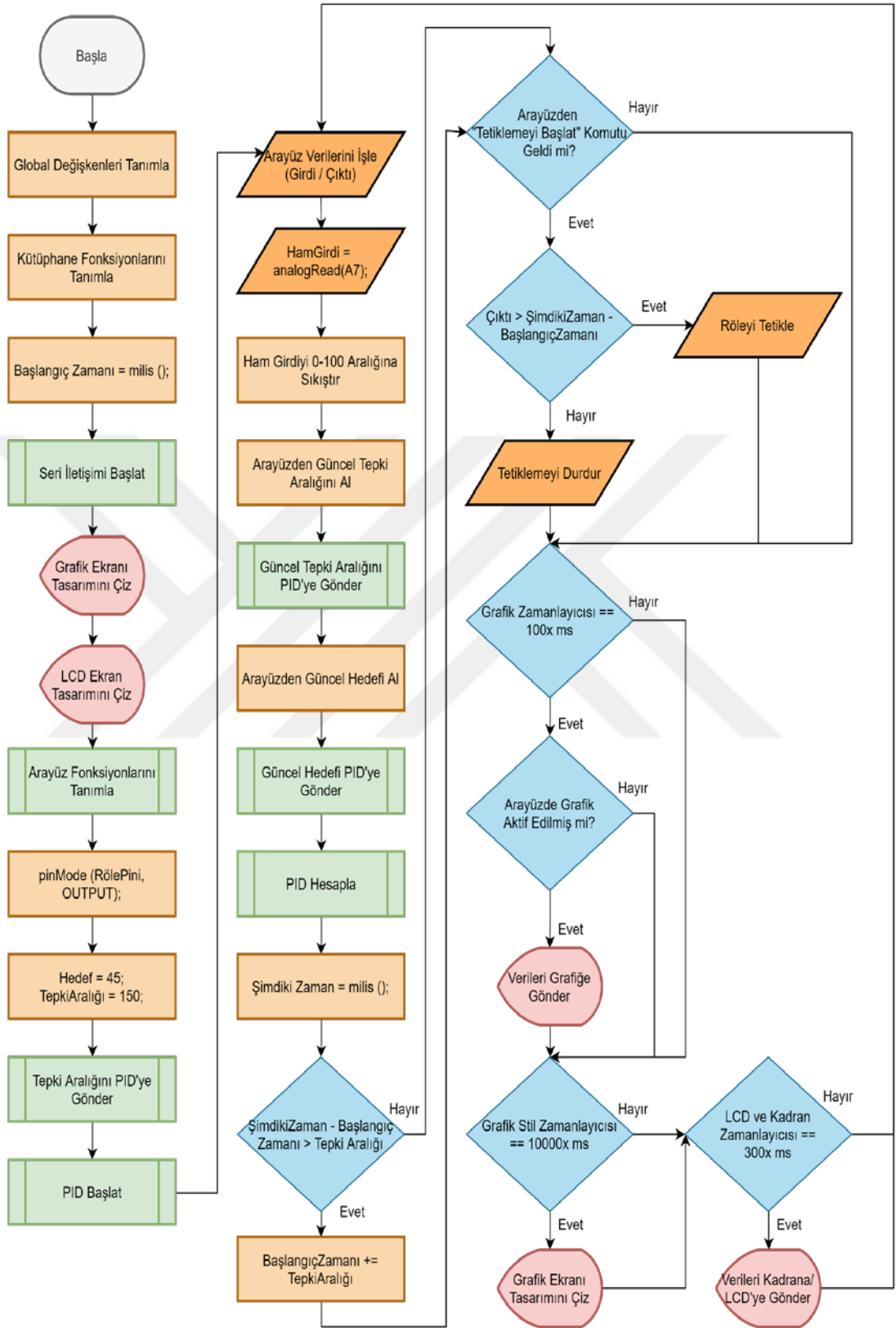
- [73] **Pitel, J & Tóthová, M** 2016, 'Modelling of pneumatic muscle actuator using Hill's model with different approximations of static characteristics of artificial muscle', *MATEC Web of Conferences*.
- [74] **Singh, MD, Liem, K, Neumann, R & Kecskemethy, A** 2006, 'Modeling of a pneumatic hybrid actuator using an exponential approach for approximation of the valve-actuator behaviour', *Proceedings in Applied Mathematics & Mechanics*, vol 6, pp. 803-04.
- [75] **Tóthová, M, Pitel, J, Hošovský, A & Sárosi, J** 2015, 'Numerical approximation of static characteristics of mckibben pneumatic artificial muscle', *International Journal of Mathematics and Computers in Simulation*, vol 9, pp. 228-33.
- [76] **Li, X, Sun, K, Chuangqiang, G, Liu, T & Liu, H** 2015, 'Enhanced static modeling of commercial pneumatic artificial muscles', *Assembly Automation*, Yayın Aşamasında.
- [77] **Wang, G, Wereley, NM & Pillsbury, T** 2015, 'Non-linear quasi-static model of pneumatic artificial muscle actuators', *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol 26, no. 5, pp. 541-53.
- [78] **Dilibal, S, Şahin, H & Çelik, Y** 2018, 'Experimental and numerical analysis on the bending response of the geometrically gradient soft robotics actuator', *Archives of Mechanics*, vol 70, no. 5, pp. 391-404.

EKLER

EK A : Yapay Kas Pnömatik Rehabilitasyon Ortezi Teknik Resimi



EK B: Yazılım Akış Şeması



EK C : Proje Parçaları Teknik Detaylar

EK C.1 : Arduino Nano Rev. 3

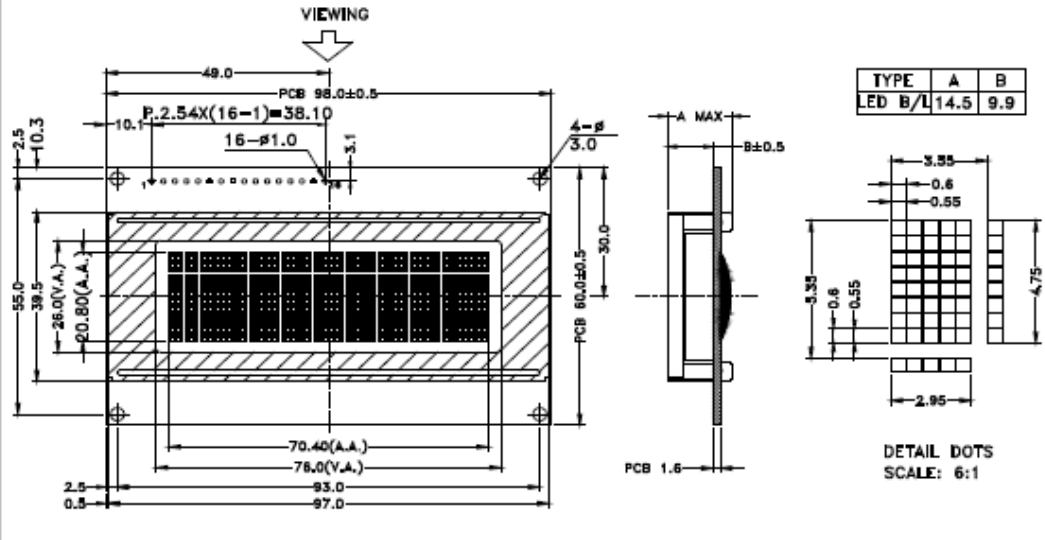
Microcontroller	ATmega328
Architecture	AVR
Operating Voltage	5 V
Flash Memory	32 KB of which 2 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
Clock Speed	16 MHz
Analog IN Pins	8
EEPROM	1 KB
DC Current per I/O Pins	40 mA (I/O Pins)
Input Voltage	7-12 V
Digital I/O Pins	22 (6 of which are PWM)
PWM Output	6
Power Consumption	19 mA
PCB Size	18 x 45 mm
Weight	7 g
Product Code	A000005

EK C.2 : TC2004A-03 LCD Ekran



TC2004A-03

Outline Dimension



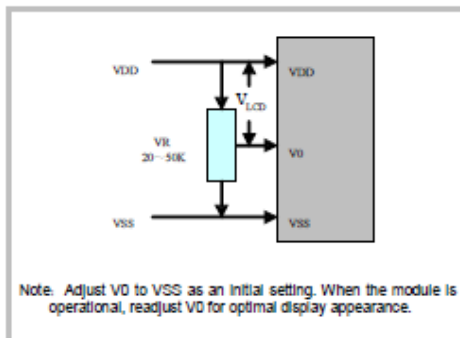
Feature:

1. 20x4 Characters
2. STN/TRANSMISSIVE/NEGATIVE/BLUE
3. White/Side Backlight (LED)
4. Operating Temp.: -10°C ~ +60°C
5. 1/16 duty cycle, 1/5 Bias
6. Built-in Controller (SPLC780D1 or equivalent)
7. Viewing angle: 6 o'clock

Absolute Maximum Rating:

Item	Symbol	Standard value			Unit
		M _{IN}	T _{VP}	M _{AX}	
Power supply for logic	V _{DD} -V _{SS}	-0.3	--	7.0	V
Input voltage	V _I	-0.3	--	V _{DD} +0.3	V

Adjusting Display Contrast:



Character Type

Electrical Characteristic:

(V_{SS}=0V, T_a=25°C)

Parameter	Symbol	Condition	M _{IN}	T _{YP}	M _{AX}	Unit
Supply voltage for logic	V _{DD}	--	4.8	5.0	5.2	V
Supply current for logic	I _{DD}	--	--	3	--	mA
Operating voltage for LCD	V _{LCD}	-10°C	--	--	--	V
		+25°C	--	4.7	--	V
		+60°C	--	--	--	V
Supply voltage for Backlight	V _{BL}	--	--	5.0	--	V
Supply current for Backlight	I _{BL}	--	--	72	--	mA

Interface Pin Connections:

Pin No.	Symbol	Level	Description
1	VSS	0V	Ground.
2	VDD	+5.0V	Supply voltage for logic operating.
3	V0	--	Adjusting voltage for LCD driving (variable).
4	RS	H/L	A signal for selecting registers: 1: Data Register (for read and write) 0: Instruction Register (for write), Busy flag-Address Counter (for read).
5	R/W	H/L	R/W = "H": Read mode. R/W = "L": Write mode.
6	E	H/L	An enable signal for writing or reading data.
7-14	DB0-DB7	H/L	8-bit bi-directional data bus.
15	LED+	+5.0V	Power supply for Backlight
16	LED-	0V	The backlight ground.

EK C.3 : PCF8574 I2C Haberleşme Modülü



**MANTECH
ELECTRONICS**

International Components Distributor
A MOBICON COMPANY

TEL JHB : (011) 493-9307
CAPE : (021) 535-3150
KZN : (031) 309-7686

FAX : (011) 493-9319

sales@mantech.co.za

www.mantech.co.za

I2C interface for LCD



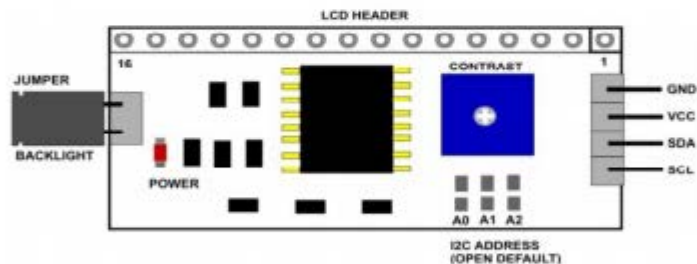
Discription:

This LCD2004 is a great I2C interface for 2x16 and 4x20 LCD displays. With the limited pin resources, your project may be out of resources using normal LCD shield. With this I2C interface LCD module, you only need 2 lines (I2C) to display the information. If you already has I2C devices in your project, this LCD module actually cost no more resources at all. Fantastic for Arduino based projects.

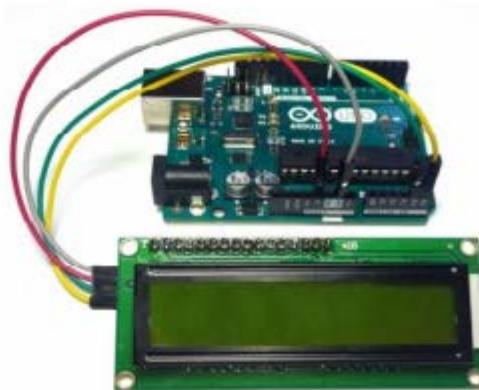
Specification:

Compatible with 16x2 and 20x4 LCD's
Default I2C Address = 0X27
Address selectable - Range 0x20 to 0x27

Board Layout:



I2C Address Setup:

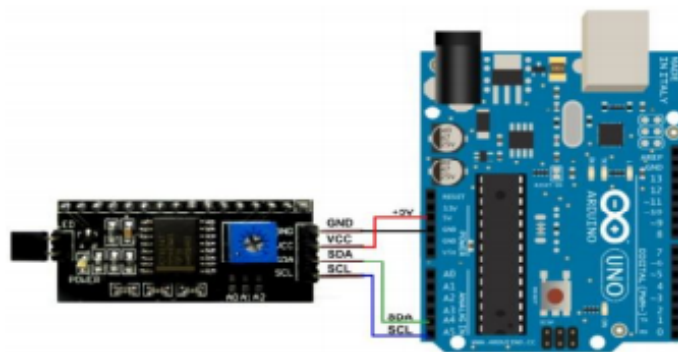
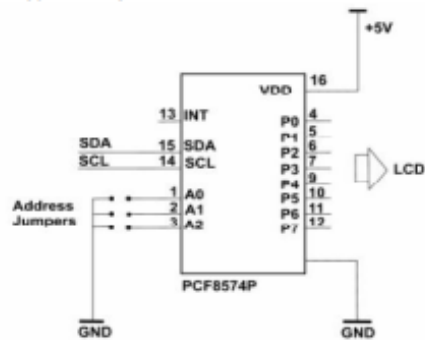


© Copyright 2017 , Mantech Electronics (Pty) Ltd. All rights reserved.
A MOBICON Company.

The LCD2004 board utilized the PCF8574 I/O expander. This nifty little chip provides eight bits of parallel I/O addressable by a I2C bus address – 0x00 to 0x27. SainSmart tied all address leads to Vcc, so the LCD2004 board's I2C address is permanently fixed at hex 27. This is rather limiting since no additional LCD2004s can be added to the bus. Anyway, you simply address the board and write an eight bit value which is then presented on the output pins of the PCF8574, which, in this case, are connected to the HD44780 based LCD screen.

INPUTS			I2C SLAVE ADDRESS
A2	A1	A0	
L	L	L	0x20
L	L	H	0x21
L	H	L	0x22
L	H	H	0x23
H	L	L	0x24
H	L	H	0x25
H	H	L	0x26
H	H	H	0x27

H = Open Jumper L = Close Jumper



```
//Arduino Code
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>

LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,2,1,0,4,5,6,7,3, POSITIVE); // Initialize LCD Display at address 0x27
// unmodified backpack

void setup() {
  // activate LCD module
  lcd.begin (16,2); // for 16 x 2 LCD module
  lcd.setBacklightPin(3,POSITIVE);
  lcd.setBacklight(HIGH);
}

void loop() {
  lcd.home (); // set cursor to 0,0
  lcd.print(" Hello, world!");
  lcd.setCursor (0,1); // go to start of 2nd line
  lcd.print(millis());
  delay(1000);
  lcd.setBacklight(LOW); // Backlight off
  delay(500);
  lcd.setBacklight(HIGH); // Backlight on

  delay(1000);
} // END
```

Check for more info at <https://arduino-info.wikispaces.com/LCD-Blue-I2C>

EK C.4 : Optik İzolasyonlu Tek Kanal Röle Modülü



MODULE DESCRIPTION

- 1 Channel Relay Module with Opto-coupler
- Used to control various appliances and equipment with large current such as Motor, DC/AC Load , Lights and etc
- Standard interface that can be controlled directly by microcontroller, Arduino, Raspberry Pi and etc

SPECIFICATIONS

- Operating Trigger Voltage: 5V DC
- Maximum Conducting Voltage: AC 250V@10A, DC 30V@10A

PACKAGE INCLUDES

1 x 1 Channel Relay Module With Opto-Isolator (5V)

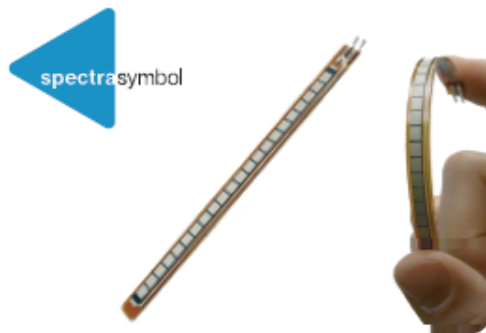
EK C.5 : MP1584 DC-DC Voltaj Regülatör Modülü

Description

MP1584 DC to DC step down regulator, adjustable +0.8 to 20vdc output, 1.8A. Ideal for battery operated projects requiring an efficient regulated power supply.

Specifications	
Regulator Type:	Step Down (Non Isolated input to Output) Buck
Input Voltage:	+4.75 to 28vdc
Output Voltage:	+0.8 to 20vdc
Output Current:	1.8A rated, (3A maximum with heatsink)
Efficiency:	Up to 96% (when output voltage is set high)
Switching Frequency:	1 to 1.5MHz
Dropout Voltage:	> 1.5v more than output voltage
Protection:	Short circuit current limiting, and over temperature
Load Regulation:	+/- 0.5%
Voltage Regulation:	+/- 2.5%
Temperature:	-20 to +85 deg C
Board Size:	22mm L x 17mm W x 4mm H
Data Sheet:	MPS MP1584

EK C.6 :4.5" Fleks Sensör



FLEX SENSOR FS

Features

- Angle Displacement Measurement
- Bends and Flexes physically with motion device
- Possible Uses
 - Robotics
 - Gaming (Virtual Motion)
 - Medical Devices
 - Computer Peripherals
 - Musical Instruments
 - Physical Therapy
- Simple Construction
- Low Profile

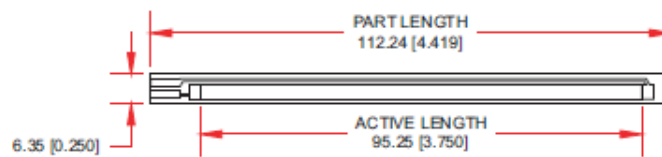
Mechanical Specifications

- Life Cycle: >1 million
- Height: $\leq 0.43\text{mm}$ (0.017")
- Temperature Range: -35°C to $+80^{\circ}\text{C}$

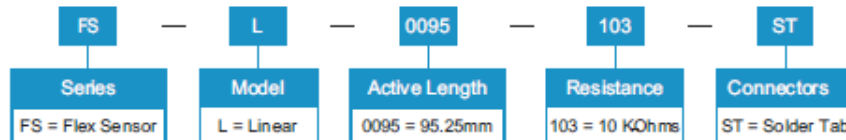
Electrical Specifications

- Flat Resistance: 10K Ohms
- Resistance Tolerance: $\pm 30\%$
- Bend Resistance Range: 60K to 110K Ohms
- Power Rating : 0.50 Watts continuous. 1 Watt Peak

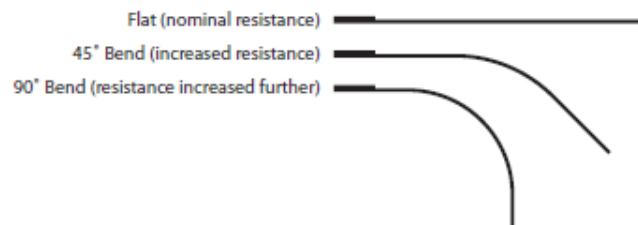
Dimensional Diagram - Stock Flex Sensor



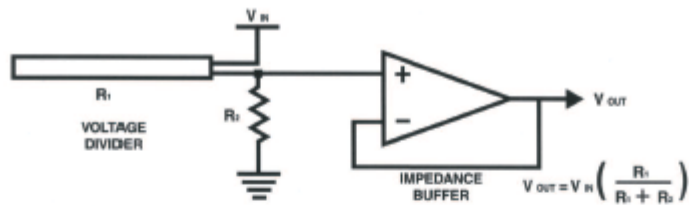
How to Order - Stock Flex Sensor



How It Works



BASIC FLEX SENSOR CIRCUIT:

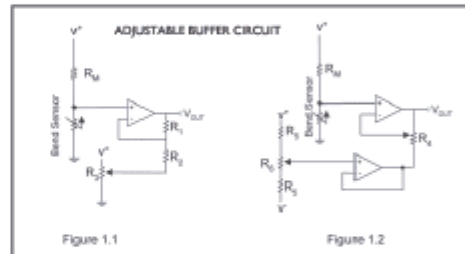


Following are notes from the ITP Flex Sensor Workshop

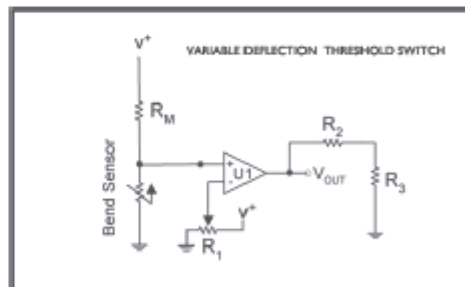
"The impedance buffer in the [Basic Flex Sensor Circuit] (above) is a single sided operational amplifier, used with these sensors because the low bias current of the op amp reduces error due to source impedance of the flex sensor as voltage divider. Suggested op amps are the LM358 or LM324."

"You can also test your flex sensor using the simplest circuit, and skip the op amp."

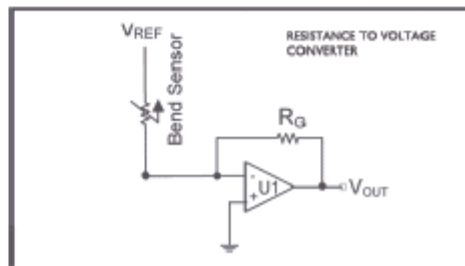
"Adjustable Buffer - a potentiometer can be added to the circuit to adjust the sensitivity range."



"Variable Deflection Threshold Switch - an op amp is used and outputs either high or low depending on the voltage of the inverting input. In this way you can use the flex sensor as a switch without going through a microcontroller."



"Resistance to Voltage Converter - use the sensor as the input of a resistance to voltage converter using a dual sided supply op-amp. A negative reference voltage will give a positive output. Should be used in situations when you want output at a low degree of bending."



EK C.7: 3V 210-08 Solenoid Valve

Solenoid valve(3/2 way)



3V200 Series



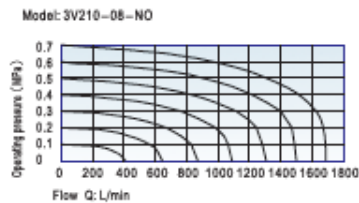
Symbol



Product feature

1. Pilot-oriented mode: internal pilot or external pilot.
2. Structure in sliding column mode: good tightness and sensitive reaction.
3. Double control solenoid valves have memory function.
4. Internal hole adopts special processing technology which has little attrition friction, low start pressure and long service life.
5. No need to add oil for lubrication.
6. Affiliated manual devices are equipped to facilitate installation and debugging.
7. Several standard voltage grades are optional.
8. Integrate with the manifold to save installation space.

Flow chart



Specification

Model	3V210-08	3V220-06	3V210-08	3V220-08
Fluid	Air(to be filtered by 40 μm filter element)			
Acting	Internal pilot or external pilot			
Port size ①	In=Out=1/8"		In=Out=1/4"	
Orifice size	14.0mm ² (Cv=0.76)		16.0mm ² (Cv=0.89)	
Valve type	3 port 2 position			
Lubrication ②	Not required			
Operating pressure	0.15-0.8MPa(21-114psi)			
Proof pressure	1.5MPa(215psi)			
Temperature °C	-20-70			
Material of body	Aluminum alloy			

① PT thread, NPT thread and G thread are available.

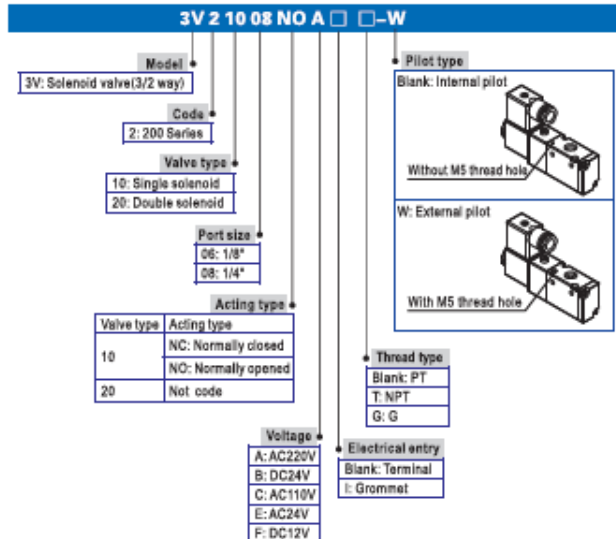
② Once lubricated air is used, continue with same medium to optimise valve life span. Lubricants like ISO VG32 or equivalent are recommended.

Coil specification

Item	Specification
Standard voltage	AC220V, AC110V, AC24V, DC24V, DC12V
Scope of voltage	AC: ±15% DC: ±10%
Power consumption	AC:3.5VA DC:3.0W
Protection	IP65(DIN40050)
Temperature classification	B Class
Electrical entry	Terminal, Grommet
Activating time	0.05 sec and below
Max. frequency ①	5 cycle/sec

① The maximum actuation frequency is in the no-load state.

Ordering code



Please refer to 36 for manifold specification and the order way.

Solenoid valve(3/2 way)



3V200 Series

Inner structure

3V210

3V220

No.	Item	No.	Item	No.	Item
1	Fixed plate	8	O-ring	15	Piston
2	Manual override	9	Body	16	Pilot screw
3	Override spring	10	Spool spring	17	O-ring
4	Piston O-ring	11	Bottom cover gasket	18	Armature
5	Pilot body	12	Bottom cover	19	Coil
6	Spool packing	13	Screw	20	Coil nut
7	Spool	14	Wear ring	21	Connector

Dimensions

3V210(Terminal)

Item/Model	3V210-06	3V210-08
A	27.7	28.7
B	0	1.5
C	22	22.5
D	16.7	16.5

3V210(Grommet)

Item/Model	3V210-06	3V210-08
A	27.7	28.7
B	0	1.5
C	22	22.5
D	16.7	16.5

3V220(Terminal)

Item/Model	3V210-06	3V210-08
A	81.4	82.4
B	0	1.5
C	22	22.5
D	70.4	70.2

3V220(Grommet)

Item/Model	3V210-06	3V210-08
A	81.4	82.4
B	0	1.5
C	22	22.5
D	70.4	70.2

EK D : Kaynak Kodları

```
/*
+++++++ Arg. Gör. E. Tuğberk GÜLNERGİZ ++++++
----Pnömatik Rehabilitasyon Ortezi Kaynak Kodu-----
=====İstanbul Gedik Üniversitesi=====
=====Mekatronik Mühendisliği Bölümü=====
*****Yüksek Lisans Tez Projesi*****
*/

#include "MegunoLink.h"
#include "ArduinoTimer.h"
#include "CommandHandler.h"
#include <PID_v1.h>
#include <LiquidCrystal_I2C_AvrI2C.h>
LiquidCrystal_I2C_AvrI2C lcd(0x27,20,4);

#define RelayPin 6

float seconds;
int WindowSize, RelayState=0, El_Acikliği_Yuzde=0, Ortez_Tetik_Yuzde=0, Ortez_No_Cmp, maks_aciklik;
boolean LCDState = true, PlotState = true, RUN_TRIG = false;
unsigned long windowStartTime;
double Setpoint, Input, Input_Sensor, Input_Map1, Output, Setpoint_POI, Setpoint_Cmp, WindowSize_Cmp, Closed_Hand_Base_Value_Cmp;
double Kp=7.5, Ki=0.0000001, Kd=0.015;

PID myPID(&Input, &Output, &Setpoint, Kp, Ki, Kd, DIRECT);
TimePlot MyPlot;
ArduinoTimer PlotPropertiesTimer;
ArduinoTimer PlotSendTimer;
ArduinoTimer LCD_and_Gauge_SendTimer;
CommandHandler<> SerialCommandHandler;
InterfacePanel arayuz ("kanall");

//-----
//-----

void setup()
{ windowStartTime = millis();
  Serial.begin(57600);
  SendPlotProperties();
  LCD_Intro();

  // Arayüz fonksiyonlarını tanımla
  SerialCommandHandler.AddCommand(F("Triger_State_Changed"), Cmd_Triger_State_Changed);
  SerialCommandHandler.AddCommand(F("NewSetpointFromCmp"), CmdSet_SetPoint);
  SerialCommandHandler.AddCommand(F("NewWindowSizeFromCmp"), CmdSet_WindowSize);
  SerialCommandHandler.AddCommand(F("NewOrthesisFromCmp"), CmdSet_OrthesisSize);
  SerialCommandHandler.AddCommand(F("NewBaseValueFromCmp"), CmdSet_CloseHandBase);
  SerialCommandHandler.AddCommand(F("LCDStateChanged"), Cmd_LCD_CheckBoxChanged);
  SerialCommandHandler.AddCommand(F("PlotStateChanged"), Cmd_Plot_CheckBoxChanged);
  SerialCommandHandler.SetDefaultHandler(Cmd_Unknown);
//-----
  pinMode(RelayPin, OUTPUT);

  Setpoint = 45; //Hedef Yüzde Açıklık
  WindowSize = 150; // Tepki Aralığı

  myPID.SetOutputLimits(0, WindowSize); //PID Çıktıları 0 ile Tepki Aralığı Arasında Olacak
  myPID.SetMode(AUTOMATIC); //PID Başlat

}
//-----
//-----

void loop()
{
  SerialCommandHandler.Process(); // Arayüzden veri girişi olması durumunda ilgili fonksiyonu çağır
  Input_Sensor = analogRead(A7); // FLEX SENSÖR BAĞLANTISI
  Input = map (Input_Sensor,300,510,0,100);

  WindowSize= WindowSize_Cmp; //Arayüzden Tepki Aralığını Al
  Setpoint= Setpoint_Cmp; // Arayüzden Hedefi Al
```

```

myPID.SetOutputLimits(0,WindowSize); //PID Çıktıları 0 ile Tepki Aralığı Arasında Olacak
myPID.Compute(); //Hesapla

/*****
ANALOG PID ÇIKTISINA GÖRE RÖLE TETİKLEMESİ YAP (ON/OFF)
*****/
unsigned long now = millis();
if (now - windowStartTime > WindowSize) //Tepki aralığı kadar süre geçmiş ise...
{
    windowStartTime += WindowSize; // Zamanı güncelle
}
if(RUN_TRIG == true) // Arayüzden "TETİKLEMİYİ BAŞLAT" Komutu Gelirse...
{

    if (Output > now - windowStartTime) //Çıktı geçen aralıktan büyükse... (Bit bazlı işlem)
    {digitalWrite(RelayPin, HIGH); //Röleyi tetikle...
    RelayState=Output-10;} //Grafiksel gösterim için -10 Bit kaydır.

    else //Değil ise...
    {digitalWrite(RelayPin, LOW);//Tetiği bırak...
    RelayState=0;}
}
//Grafik verilerini her 100ms'de bir gönder
if (PlotSendTimer.TimePassed_Milliseconds(100))
{if(PlotState==true) //Eğer arayüzde grafik "enable" ise...
    SendPlotData(); //...Gönder
}

//Grafik sitil ayarlarını her 10000ms'de bir gönder
if (PlotPropertiesTimer.TimePassed_Milliseconds(10000))
{
    SendPlotProperties();
}
//LCD ve Kadran verilerini her 300ms'de bir gönder
if (LCD_and_Gauge_SendTimer.TimePassed_Milliseconds(300))
{
    LCD_Send(Setpoint);
    Cmd_Kadran_Send (Input, Output);

    if(RUN_TRIG == false) // Arayüzden "TETİKLEMİYİ DURDUR" komutu gelirse ilgili kadranı sıfırla...
    {
        arayuz.SetNumber(F("kadran2"), 0);
    }
}
}
//-----
//-----

/*****FUNCTIONS*****/
/*****Arayüzden Veri Okuma Fonksiyonları*****/
void Cmd_Triger_State_Changed(CommandParameter &Parameters) //Tetiklemeyi Durdur/Başlat
{
    RelayState =0;
    RUN_TRIG = !RUN_TRIG;

    if (RUN_TRIG == true)
    {
        arayuz.SetBackColor(F("start_stop"), F("red"));
        arayuz.SetText(F("start_stop"), F("Tetiklemeyi Durdur"));
    }
}

```

```

}
//-----
void CmdSet_SetPoint(CommandParameter &Parameters) // Hedefi Belirle
{
    Setpoint_Cmp = Parameters.NextParameterAsInteger();
}
//-----
void CmdSet_WindowSize(CommandParameter &Parameters) // Tepki Aralığını Belirle
{
    WindowSize_Cmp = Parameters.NextParameterAsInteger();
}
//-----
void CmdSet_CloseHandBase(CommandParameter &Parameters) //Kapalı El Derecesi Kalibrasyonu
{
    Closed_Hand_Base_Value_Cmp = Input;
}
//-----
void CmdSet_OrthosisSize (CommandParameter &Parameters) // Ortez Tipi Seçimi
{
    Ortez_No_Cmp = Parameters.NextParameterAsInteger();
    if (Ortez_No_Cmp == 0)
        maks_aciklik= 25;
    if (Ortez_No_Cmp == 1)
        maks_aciklik= 50;
    if (Ortez_No_Cmp == 2)
        maks_aciklik= 75;
}
//-----
void Cmd_Unknown() // Bilinmeyen Veri Uyarısı
{
    Serial.println(F("Bilinmeyen veri !"));
}
//-----

void Cmd_LCD_CheckBoxChanged(CommandParameter &Parameters) //LCD Aç/Kapat
{
    LCDState = Parameters.NextParameterAsInteger();

    if(LCDState == true)
    {Serial.println("LCD Acik");
      lcd.display();
      lcd.backlight();
    }
    else
    {Serial.println("LCD Kapali");
      lcd.noDisplay();
      lcd.noBacklight();
    }
}
//-----
void Cmd_Plot_CheckBoxChanged(CommandParameter &Parameters) //Grafiği Başlat/Durdur
{
    PlotState = Parameters.NextParameterAsInteger();
    MyPlot.Clear(F("Hedef"));
    MyPlot.Clear(F("Girdi"));
    MyPlot.Clear(F("Cikti"));
    MyPlot.Clear(F("Role Tetik"));
    MyPlot.Clear();
}
//-----
//-----

//*****LCD Veri Gönderme Fonksiyonları*****
void LCD_Send(int stp)
{
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print(F("Hedef:"));

    lcd.setCursor(3,1);
    lcd.print(stp);
    lcd.print(" ");
}

```

```

lcd.setCursor(2,1);
  lcd.print(F("%"));

lcd.setCursor(0,2);
  lcd.print(F("Genlik:"));

lcd.setCursor(2,3);
  lcd.print(WindowSize);

lcd.setCursor(5,3);
  lcd.print(F("ms"));

lcd.setCursor(9,0);
  lcd.print(F("El Aciklik:"));

lcd.setCursor(12,1);
  lcd.print(F("%"));

lcd.setCursor(13,1);
  lcd.print(El_Acikligi_Yuzde);
  lcd.print("  ");

lcd.setCursor(9,2);
  lcd.print(F("Tetikleme:"));

lcd.setCursor(12,3);
  lcd.print(F("%"));

lcd.setCursor(13,3);
  if(RUN_TRIG == false)
  {
    lcd.print(F("0"));
  }
  else {
    lcd.print(Ortez_Tetik_Yuzde);
    lcd.print("  ");
  }
}
void LCD_Intro()
{
  lcd.begin();
  lcd.backlight();

  lcd.setCursor(3,0);
  lcd.print(F(" Hos Geldiniz"));
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(F("Pnomatik Rehab Ort."));
  lcd.setCursor(1,3);
  lcd.print(F("E.Tugberk Gulnergiz"));
  lcd.setCursor(8,2);
  lcd.print(F("v5.7"));
  delay (2000);

  lcd.clear();
  lcd.setCursor(4,1);
  lcd.print(F("Baslatiliyor"));
  delay (500);

```

```

int j=0;
while (j<2)
{
    for (int i=8; i<=11; i++)
    {
        lcd.setCursor(i,2);
        lcd.print(F("."));
        delay (500);
    }
    lcd.setCursor(8,2);
    lcd.print(F("  "));
    delay (500);
    j++;
}
lcd.clear();
lcd.setCursor(8,0);
lcd.print(F("|"));
lcd.setCursor(8,1);
lcd.print(F("|"));
lcd.setCursor(8,2);
lcd.print(F("|"));
lcd.setCursor(8,3);
lcd.print(F("|"));

}
//-----
//-----

//*****Arayüze Veri Gönderme Fonksiyonları*****
void Cmd_Kadran_Send (int inp, int out) //Kadran verilerini gönder
{
    El_Acikligi_Yuzde= map(inp,Closed_Hand_Base_Value_Cmp,(Setpoint),0,100);
    arayuz.SetNumber(F("kadran1"), El_Acikligi_Yuzde);
    Ortez_Tetik_Yuzde= map(out,0,WindowSize,0,100);
    arayuz.SetNumber(F("kadran2"), Ortez_Tetik_Yuzde);
}
//-----

void SendPlotProperties() //Grafik sitil ayarlarını gönder
{
    MyPlot.SetTitle("Pnömatik El Ortezi PID Kontrol Ham Veriler");
    MyPlot.SetXLabel("Zaman");
    MyPlot.SetYLabel("El Acikligi - Hedef - Ortez Maksimum");
    MyPlot.SetY2Label("Cikti - Role Tetik");
    MyPlot.SetYRange(-10, 110);
    MyPlot.SetY2Range(0, 350);
    MyPlot.SetY2Visible();
}
//-----

void SendPlotData() //Grafik verilerini gönder
{
    seconds = (float)millis() / 1000;

    MyPlot.SendData(F("Hedef (%)" ), Setpoint, Plot::Black, Plot::Dashed, 3, Plot::NoMarker, Plot::LeftAxis);
    MyPlot.SendData(F("El Acikligi (%)" ), Input, Plot::Green, Plot::Solid, 2, Plot::Diamond, Plot::LeftAxis);
    MyPlot.SendData(F("Cikti (Bit)" ), Output, Plot::Blue, Plot::Solid, 2, Plot::NoMarker, Plot::RightAxis);
    MyPlot.SendData(F("Role Tetik (On/Off)" ), RelayState, Plot::Magenta, Plot::Solid, 3, Plot::NoMarker, Plot::RightAxis);
    MyPlot.SendData(F("Ortez Maksimum (%)" ), maks_aciklik, Plot::Red, Plot::Solid, 3, Plot::NoMarker, Plot::LeftAxis);
    //MyPlot.SendData(F("RAW"), Input_Sensor, Plot::Cyan, Plot::Solid, 3, Plot::NoMarker, Plot::LeftAxis);
}
/*
+++++++ Arş. Gör. E. Tuğberk GÜLNERGİZ ++++++
----Pnömatik Rehabilitasyon Ortezi Kaynak Kodu-----
=====İstanbul Gedik Üniversitesi=====
=====Mekatronik Mühendisliği Bölümü=====
*****Yüksek Lisans Projesi*****
*
*/

```

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Emre Tuğberk GÜLNERGİZ

Doğum Tarihi/Yeri :

E-Posta :

ÖĞRENİM DURUMU

- **Lise** : 2012, Antalya Mesleki ve Teknik Anadolu Lisesi, Mekatronik
- **Lisans** : Doğu Akdeniz Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği (İng.)
- **Yüksek Lisans** : 2020, İstanbul Gedik Üniversitesi, Mekatronik Mühendisliği Programı

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR/SUNUMLAR

- **Gulnergiz E. T., Yekdaneh A. A., Dilibal S., Sahin H.** (2019). Katmanlı İmalat Yöntemiyle Üretilmiş Çoklu Serbestlik Dereceli Pnömatik Rehabilitasyon Ortezi, 5. Türkiye Robotbilim Konferansı (ToRK-2019) Bildiriler Kitabı, Özyeğin Üniversitesi, ISBN: 978-605-5625-16-0