

**T.C.  
SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**

**İNME REHABİLİTASYONU İÇİN GİYİLEBİLİR EV BAZLI ÜST  
EKSTREMİTE FONKSİYONEL ELEKTRİK STİMÜLATÖRÜNÜN  
GELİŞTİRİLMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Muhammed YILDIZ**

**Enstitü Anabilim Dalı : MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ**

**Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Mustafa Ç. KUTLU**

**ARALIK 2019**

T.C.  
SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

İNME REHABİLİTASYONU İÇİN GİYİLEBİLİR EV BAZLI ÜST  
EKSTREMİTE FONKSİYONEL ELEKTRİK STİMÜLATÖRÜNÜN  
GELİŞTİRİLMESİ

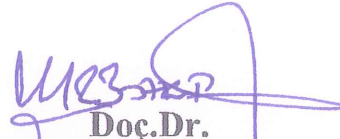
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Muhammed YILDIZ

Enstitü Anabilim Dalı : MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ

Bu tez 18/12/2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği ile kabul edilmiştir.

  
Dr. Öğr. Üyesi  
Mustafa Çağrı  
KUTLU  
Jüri Başkanı

  
Doç.Dr.  
Mehmet Recep  
BOZKURT  
Üye

  
Dr. Öğr. Üyesi  
Mustafa Zahid  
YILDIZ  
Üye

## **BEYAN**

Tez içindeki tüm verilerin akademik kurallar çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun şekilde sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezde yer alan verilerin bu üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmasında kullanılmadığını beyan ederim.

Muhammed YILDIZ

24.12.2019

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimin boyunca değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, her konuda bilgi ve desteğini almaktan çekinmediğim, araştırmanın planlanmasından kadar tüm aşamalarında yardımlarını esirgemeyen, teşvik eden, aynı titizlikte beni yönlendiren değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Mustafa Çağrı KUTLU'ya, manevi desteğini her zaman arkamda hissettiğim canım aileme teşekkürlerimi sunarım.

Tez aşamasında kullanmak üzere laboratuvar ortamı sağlayan, aynı zamanda anlayış ve yardımseverliği esirgemeyen kıymetli hocam Dr. Öğr. Üyesi Kasım SERBEST'e teşekkür ederim.

Ayrıca tezin birçok aşamasında bana katkı sağlayan değerli arkadaşım Özcan SORGUN'a teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vi
ÖZET.....	viii
SUMMARY.....	ix

## BÖLÜM 1.

GİRİŞ.....	1
------------	---

## BÖLÜM 2.

LİTERATÜR VE ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR .....	4
2.1. Üst Ekstremitte Rehabilitasyonu .....	5
2.1.1. Elektriksel stimülasyon .....	6
2.1.1.1. Fonksiyonel elektrik stimülasyonu .....	9
2.2. Ev Bazlı Elektrik Stimülatörleri.....	10
2.2.1. ODFS Pace (XL) kit.....	10
2.2.2. Neuromove stroke rehabilitation.....	11
2.2.3. I-Tech physio.....	12
2.2.4. Pelvic electric stimulator.....	13
2.3. Geliştirilmiş FES Rehabilitasyon Sistemleri.....	14
2.3.1. ILC tabanlı FES .....	14
2.3.2. SAIL (Stimulation Assistance Through Iterative Learning) .....	17
2.3.3. GO-SAIL (Goal-Oriented Stimulation Assistance Through Iterative Learning).....	18
2.3.4. GO-SAIL+ .....	19
2.3.5. GO-SAIL compact .....	20

### **BÖLÜM 3.**

<b>GİYİLEBİR EV BAZLI FES TASARIMI.....</b>	<b>22</b>
3.1. Sistem Tanıtımı .....	22
3.2. Sistem Görünümü .....	23
3.2.1. Sistem yazılımı.....	24
3.2.2. Sistem donanımı.....	25
3.2.3. Sinyal (PWM) verisinin hesaplanması.....	29

### **BÖLÜM 4.**

<b>SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>31</b>
4.1. Öneri ve İleriki Çalışmalar.....	34
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>36</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>43</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

$\mu$ s	: Microseconds
3D	: Three Dimension
ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
AP	: Action Potential (Aksiyon Potansiyeli)
ARM	: Advanced RISC Machine
ARR	: Auto Reload Register
C#	: C-Sharp
CAD	: Computer Aided Design
CLK	: Clock
DC	: Direct Current
DSP	: Digital Signal Processing (Dijital Sinyal İşleme)
ES	: Electrical Stimulation (Elektriksel Stimülasyon)
f	: Frequency
FES	: Functional Electrical Stimulation (Fonksiyonel Elektrik Stimülatörü)
GB	: Gigabyte
GO-SAIL	: Goal Oriented Stimulation Assistance Through Iterative Learning
GUI	: Graphical User Interface
Hz	: Hertz
ILC	: Iterative Learning Control
K+	: Potasyum
LabVIEW	: Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
m	: Meter
mA	: Milliampere
MATLAB	: Matrix Laboratory
ms	: Milliseconds
mV	: Millivolt

Na+	: Sodium
PC	: Personal Computer
PCB	: Printed Circuit Board
PD	: Proportional Derivative
PSC	: Prescale
PWM	: Pulse Width Modulation
RT	: Robotic Therapy (Robotik Terapi)
s	: Second
SAIL	: Stimulation Assistance Through Iterative Learning
SDK	: Software Development Kit
T	: Period
TENS	: Transcutaneous Electrical Stimulation
USART	: Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter
V	: Volt



## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1: Felç Oluşumu (Hamad, 2019).....	2
Şekil 2.1: Üst Ekstremitte Kas Grupları (National Cancer Institute, 2019).....	4
Şekil 2.2: Elektriksel Stimülasyon.....	6
Şekil 2.3: Sinir Hücresi Uyarımı.....	7
Şekil 2.4: Aksiyon Potansiyelinin Oluşumu.....	7
Şekil 2.5: Elektrik Stimülasyonunda Kullanılan Dalga Türleri.....	8
Şekil 2.6: ODFS Pace (XL) (Odstockmedical.com, 2019).....	11
Şekil 2.7: Neuromove Stimülasyon Cihazı(Zynex medical, 2019).....	12
Şekil 2.8: I-Tech Physio (I-Tech Physio, 2019).....	13
Şekil 2.9: Pelvic Electric Stimulator (Medical Expo, 2019).....	13
Şekil 2.10: Sistem CAD Modeli.....	15
Şekil 2.11: Kol Destek Mekanizması.....	16
Şekil 2.12: Kol Destekli Stimülasyon.....	16
Şekil 2.13: SAIL Sistem Görünümü (Katie L. Meadmore vd., 2012).....	17
Şekil 2.14: GO-SAIL Sistem Görünümü (Kutlu, 2017).....	18
Şekil 2.15: GO-SAIL+ Sistem Görünümü (Kutlu, 2017).....	20
Şekil 2.16: GO-SAIL Compact Sistem Görünümü (Kutlu, 2017).....	21
Şekil 3.1: Sistem Görünümü.....	23
Şekil 3.2: Kinect ve Bağlantı Arayüzü.....	24
Şekil 3.3: Sistem Yazılım Ortamı.....	25
Şekil 3.4: Microsoft Kinect V2 (Microsoft.com, 2019).....	26
Şekil 3.5: Donanım Akış Şeması.....	26

Şekil 3.6: FES Sinyal Oluşum Şeması .....	27
Şekil 3.7: STM32F103C8T6 Pin Konfigürasyonu .....	28
Şekil 3.8: FES PCB Devre Kartı .....	28
Şekil 3.9a HC-05 Bluetooth Modül	
Şekil 3.9b Oled Ekran 0.91 inc .....	29
Şekil 4.1: Gerçeklenmiş Stimülatör Devresi .....	31
Şekil 4.2: FES Test-1 Çıkış Grafiği .....	32
Şekil 4.3: FES Test-2 Çıkış Grafiği .....	32
Şekil 4.4: FES Test-3 Çıkış Grafiği .....	33
Şekil 4.5: FES Test-4 Çıkış Grafiği .....	33
Şekil 4.6: FES Test-5 Çıkış Grafiği .....	33

# **İNME REHABİLİTASYONU İÇİN GİYİLEBİLİR EV BAZLI ÜST EKSTREMİTE FONKSİYONEL ELEKTRİK STİMÜLATÖRÜNÜN GELİŞTİRİLMESİ**

## **ÖZET**

Bu tez çalışmasında üst ekstremitte inme hastalarının tedavisi için giyilebilir ev bazlı bir cihaz geliştirilmiştir. Bu cihaz mikrodenetleyici kontrollü olup birleştirilerek hassas kol pozisyonu verileri ile daha sağlıklı bir rehabilitasyon sağlamayı amaçlamıştır. Tezin birinci bölümünde; üst ekstremitte inme rehabilitasyonu ile ilgili genel bilgiler verilerek günümüze kadar inme rehabilitasyonu alanında yapılmış çalışmalara, bu konu hakkında meydana gelen gelişmelere yer verilmiştir. İkinci bölümde; üst ekstremitte inme rehabilitasyonuna daha detaylı değinilerek bu alanda yapılan çalışmalar hakkında literatür araştırması yapılmış ve sistemler gelişim sırasına göre incelenmiştir. Üçüncü bölümde; tezde amaçlanan ev bazlı giyilebilir üst ekstremitte inme rehabilitasyon cihazının tasarımı, tasarımında bileşenlerin seçiminde göz önünde bulundurulmuş kriterlere ve sistemde yer alan bileşenlerin donanım, yazılım ve elektronik ayrıntıları anlatılmış olup cihazın genel teknik detaylarına yer verilmiştir. Dördüncü ve son bölümde cihazın uygun çalışma aralığında yapılmış olan testlerin sonuç grafiklerine yer verilmiştir. Bu uygulama etik açısından herhangi bir canlı üzerinde değil laboratuvar ortamında ki ölçü aletleri ile yapılmış ve sonuçları kaydedilmiştir.

Anahtar kelimeler: Üst ekstremitte, ev bazlı rehabilitasyon, kontrol, FES.

# **DEVELOPMENT OF A WEARABLE HOME BASED UPPER EXTREMITY FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATOR FOR STROKE REHABILITATION**

## **SUMMARY**

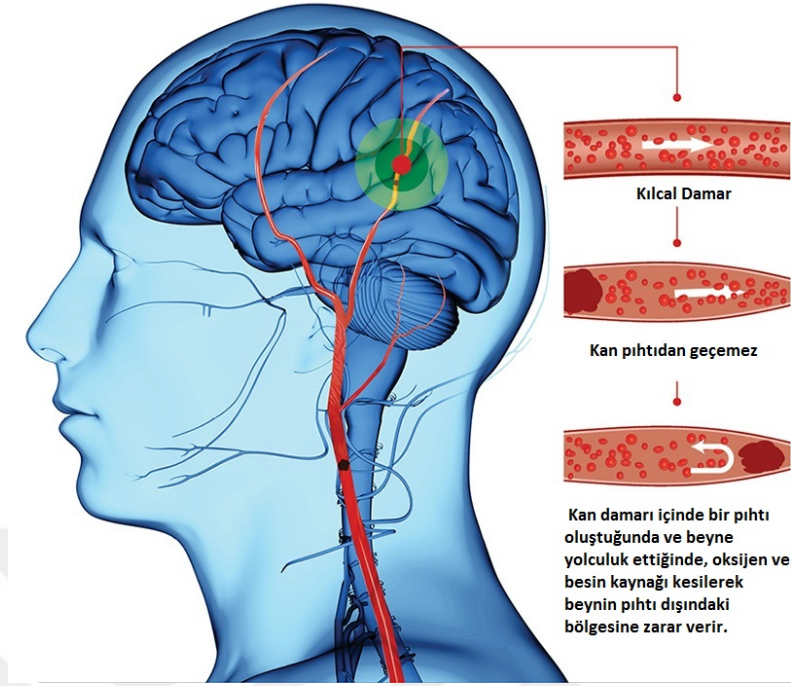
In this thesis, a wearable home based device was developed for rehabilitation of upper extremity stroke patients. The device is controlled by microcontroller with sensitive arm position data to provide better rehabilitation. In the first chapter of the thesis; general information about stroke rehabilitation of upper extremity is given and studies about stroke rehabilitation to date are given. In the second chapter; upper limb stroke rehabilitation is discussed in more detail and literature studies have been done about the studies done in this field and the systems have been examined according to their order of development. In the third chapter; the design of home based wearable upper extremity stroke rehabilitation device, the criteria that are considered in the selection of components and the hardware, software and electronic details of the components in the system are explained and general technical details of the device are given. In the fourth and final chapter, the results graphs of the tests performed in the appropriate operating range of the device are given. In terms of ethics, this application was made with measuring instruments in the laboratory and not on any living organism and the results were recorded.

Keywords: Upper limb, home-based rehabilitation, control, FES.

## BÖLÜM 1. GİRİŞ

Yaygın kullanımı ile “felç” olarak bildiğimiz inme, beyne giden damarlarda yırtılma veya tıkanma sonucu kan akışının kesilmesi olarak tanımlanmaktadır. Bu durum beyin damarları ve hücrelerinde hasara yol açmaktadır. İnme esnasında kan akışının damarda oluşan bir pıhtı nedeniyle azalması yada durma noktasına geldiği durum iskemik inme olarak ifade edilirken, damarın yırtılması sonucu kanın beyin içine akmasına intrasebral kanama denmektedir. İskemik inme %80 oranda görülürken intrasebral kanama %20 oranındadır (Türk Nöroloji, 2017). Şekil 1.1’de inmenin nasıl meydana geldiği görsel olarak sunulmuştur (Hamad, 2019). Dünyada yılda 17 milyon insan inme geçirmekte (TÜİK, 2017) ve yalnızca Türkiye’de bu rakam 200.000’e ulaşmıştır (Başara, 2016). İnmenin insan üzerinde oluşturduğu etkiler kol ve bacaklarda güç kaybı, konuşma bozukluğu, bilinç bozukluğu, duyu ve denge kayıpları olarak sıralanabilir (Sara J. Cuccurullo, 2019). İnmenin en önemli risk faktörleri içerisinde yaş, cinsiyet ve genetik yapı yer almaktadır. Bu faktörlerden yola çıkarak yaş artışı ile beraber inme riskinin arttığı, aile içerisinde bu durumun genetik olarak aktarıldığı gözlemlenmiştir (Türk Nöroloji, 2017). Artan dünya nüfusunun yaşlanması durumunda inme oranının artacağı çıkarımında bulunabiliriz. Bu duruma paralel olarak ülkelerin sağlık harcamalarında büyük oranda artış meydana gelecektir.

Felç sonrası insan üzerinde gözle görülür fonksiyon kayıpları meydana gelirken üst uzuvlarda meydana gelen etkiler kişinin günlük yaşam aktivitelerini ve bireysel ihtiyaçlarını giderebilmesini zorlaştırmaktadır. Bu nedenle, üst ekstremitelerde kişinin yeme-içme, banyo yapma gibi temel ihtiyaçlar açısından önem arz etmektedir (Desrosiers vd., 2003).



Şekil 1.1: Felç Oluşumu (Hamad, 2019)

Yukarıda bahsedilen temel ihtiyaçların giderilebilmesi açısından üst ekstremité rehabilitasyonu hayati öneme sahiptir. Bu rehabilitasyonun kişiye hareket kabiliyetini geri kazandırmada başarılı sonuçlar vermesi, fiyat olarak uygun olması, ev ortamında uygulanabilir olması ile doğru orantıda olacaktır. Bu nedenle, birçok ülkede hastaları kendi evlerinde rehabilite etmeye yardımcı olacak teknolojilere yöneldi (Langhorne, Widen-Holmqvist, v.d, 2007). Bu tezde ele alınan araştırma problemi, inmeli hastalar için daha etkili ev bazlı, kola giyilebilir boyutta olup üst ekstremité yardımcı rehabilitasyon cihazı tasarlamayı ve prototip üretmeyi içermektedir. Evde rehabilitasyonu uygulanabilir kılan cihazlardan biride Fonksiyonel Elektrik Stimülasyonudur (FES)'tir. FES, düzenli elektrik akımı kullanarak kasın yapay olarak uyarılmasını sağlamaktadır. Bunun haricinde üretilmiş olan Transkutanöz Elektriksel Sinir Stimülasyonu (TENS) cihazları her ne kadar stimülasyon sağlasada büyük oranda ki fonksiyon kayıplarını geri kazanmada FES kadar etkili değillerdir. Bunun başlıca nedeni, rehabilite edilecek kas grubuna özel sinyal değeri üretmek ve uygulacak sinyalin kas üzerinde ki etkisini gösterecek bir geri bildirim sistemi içermiyor olmasıdır. Fonksiyonel yapısı ile kaybedilen fonksiyonları geri kazanmada

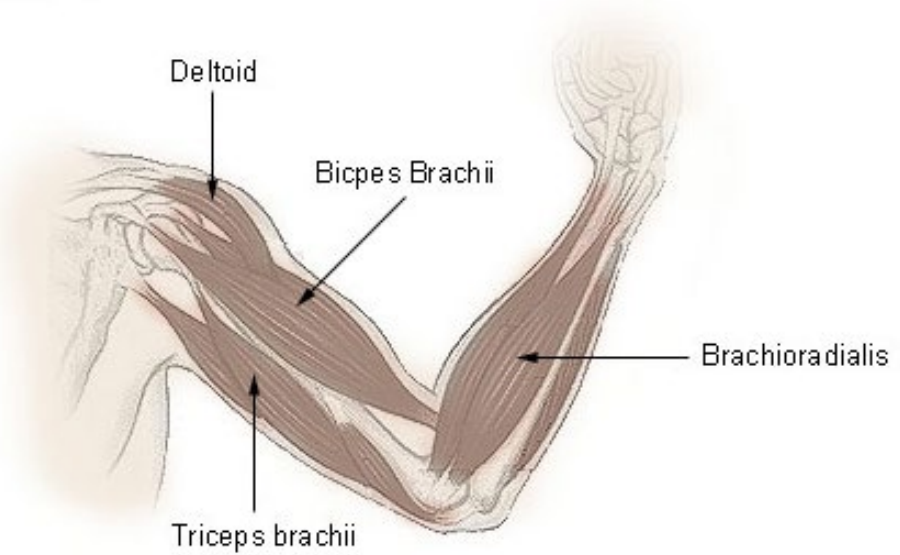
FES'in ev bazlı rehabilitasyon sistemi olarak kullanım potansiyeli yüksek olup, hastahane ortamındaki büyük çaplı rehabilitasyon cihazlarına kıyasla daha ergonomik ve uygun fiyatlıdır (Kowalczewski ve Prochazka, 2011). Ancak, mevcut ev bazlı üst ekstremitte FES sistemleri hem pahalı hemde fonksiyonları sınırlıdır. Evde rehabilitasyon teknolojisinin eksikliği, yeni ve uygun fiyatlı fonksiyonel cihaz ihtiyacını arttırmaktadır.

Bir bütün olarak incelendiğinde omuz, kol, el bileği ve el üzerine FES uygulayan hiçbir sistem klinik olarak denenmemiştir. Bazı sistemler, piyasada satılanlar da dahil, el ve bileği harekete geçirecek şekilde çalışmaktadır.



## BÖLÜM 2. LİTERATÜR VE ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Dünya çapında meydana gelen felç vakaları hakkında yapılan bir araştırmaya göre felç geçiren hasta sayısı yılda 15 milyondur (Chris T. Freeman, Rogers, Hughes, Burr ridge, ve Meadmore, 2012). Son yıllarda yükselişte olan Çin gibi kalabalık ülkede bu rakam 2,5 milyon iken (Wu vd., 2013), ABD gibi gelişmiş ülkelerde bu rakam 800.000 civarındadır (Roger vd., 2012). Felç rehabilitasyonunu üst ve alt ekstremiteler olarak 2 gruba ayırabiliriz. Üst ekstremiteler, günlük yaşam aktivitelerinin %70'ini oluştururken alt ekstremiteler ise hareketliliği kapsamaktadır (Egglestone vd., 2009; Teasell vd., 2009). Bu bölümde rehabilitasyonun gereksinimlerini anlamak için, kolun fizyolojisi ve anatomisi hakkında özet bilgi sunulmuştur. Fizyoloji kasın kontrolünü içerirken, anatomi kasın yapısını inceler. Şekil 2.1'de üst ekstremiteler kas grupları görülmektedir.



Şekil 2.1: Üst Ekstremiteler Kas Grupları (National Cancer Institute, 2019)



## 2.1. Üst Ekstremitte Rehabilitasyonu

Bu bölümde en yaygın rehabilitasyon yöntemlerinden olan geleneksel rehabilitasyon, robotik rehabilitasyon ve elektrik uyartımlı rehabilitasyon hakkında bilgiler verilecek olup tezimizde çalışılan sistemin içermiş olduğu elektriksel uyartımlı rehabilitasyona geniş yer verilecektir.

Geleneksel rehabilitasyon, günlük yaşam aktivitelerini (yeme, içme, lamba yakma v.b) gerçekleştirmek için yapılan hareketleri geri kazanmada hastaya fiziksel olarak destek verilerek uygulanan rehabilitasyon türüdür. Bu rehabilitasyon sınırlı hareket rehabilitasyonu olarak karşımıza çıkmaktadır (Taub, Crago, ve Uswatte, 1998). Rehabilitasyon esnasında destek amacıyla ikinci bir kişinin dahil olması hastanın kendi isteğiyle rehabilitasyon anlayışına uymamaktadır. Bu nedenle üst ekstremitte meydana gelen foksiyon kayıplarında geleneksel rehabilitasyon iyileşme sürecine yeterince katkı sağlayamamaktadır (Ernst, 1990).

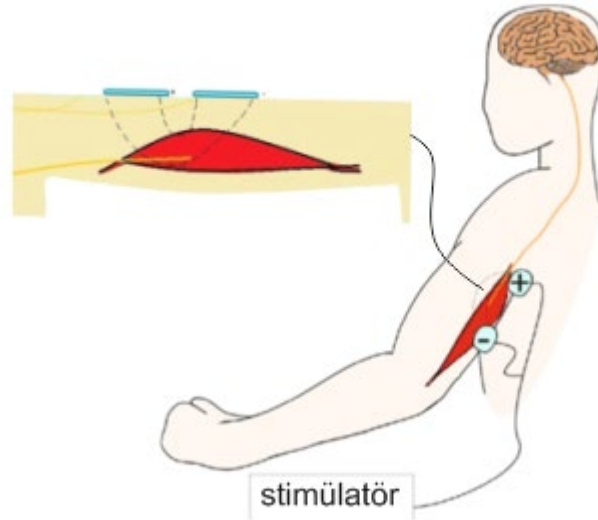
Teknolojinin gelişmesiyle birçok alanda kullanılan ve hayatımızda geniş yer tutan robot destekli sistemler rehabilitasyon alanında da kullanılmaktadır (Chang ve Kim, 2013; Meyer-Heim ve van Hedel, 2013). Yeni ve son gelişmelerden sonra üretilen robot destekli sistemler üst ekstremitte fonksiyonlarını geliştirmede oldukça etkilidir (Balasubramanian, Klein, ve Burdet, 2010). Robotik terapi (RT), sanal gerçeklik ortamında ve mekanik cihazla uygulanmaktadır. Robot destekli sistemlerin avantajı, üst ekstremitte hastalarına temel egzersizleri yapmak için gerekli gücü sağlıyor olmasıdır (Cozens, 1999). RT, geleneksel tedaviyle karşılaştırıldığında hem yeni hem de daha etkili bir tedavi yöntemidir.

RT'nin dezavantajları şunlardır:

- Kası veya eklemi kavramak için yeterince hassas değildir.
- Kişinin kendi isteğiyle rehabilite olmasını çok az da olsa kısıtlamaktadır.
- RT cihazları genellikle büyük ve pahalıdır ve bu nedenle eve kullanımına uygun değildir.

### 2.1.1. Elektriksel stimölasyon

Elektriksel Stimölasyon (ES) kas ve sinir (nöromüsküler) hastalıklarında foksionunu kaybetmiş veya kaybetmeye yakın kas gruplarının düzenli akım verilerek foksionları geri kazandırmaya yönelik uygulanan rehabilitasyon yöntemidir (Thrasher, Zivanovic, McIlroy, ve Popovic, 2008). Alanında yapılan ilk örnek uygulamalar inme sonucu oluşan düşük ayak sendromunu tedavi etmeye yönelik yapılmıştır. Çok kanallı stimölator cihazlarının üretimiyle birlikte bu yöntem üst ekstretime rehabilitasyonunda uygulanmıştır (Loeb, Richmond, ve Baker, 2006). ES'nin tedaviye nasıl etki ettiğini anlamak için öncelikle kasları nasıl uyardığını anlamakta fayda vardır. Bu nedenle, öncelikle kasın ES ile uyarılma yöntemine ve sonrasında bu yöntemin teknik detaylarına değinilmiştir. Şekil 2.2 elektriksel stimölasyonu temsil etmektedir.

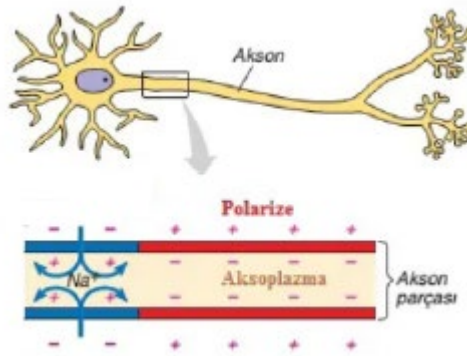
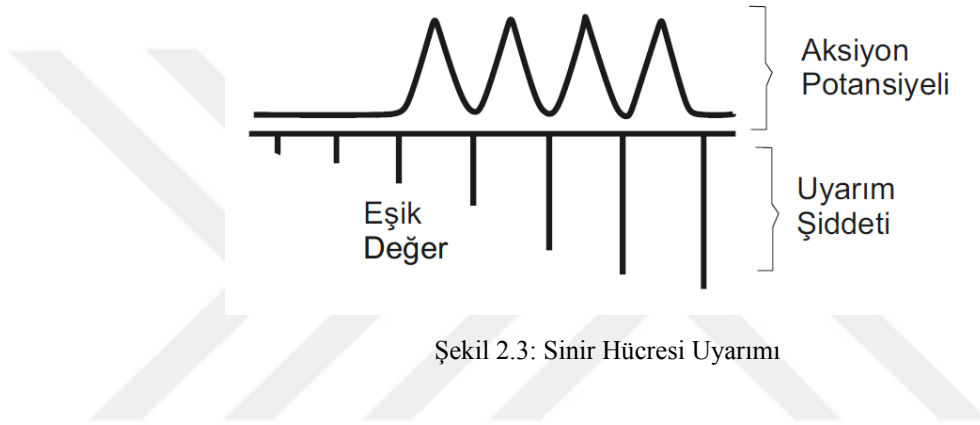


Şekil 2.2: Elektriksel Stimölasyon

Kasın uyarımı esnasında sinir hücresi olarak tanımladığımız nöronun zar potansiyelinde kısa zaman aralığında meydana gelen elektriksel değışikliğe Aksiyon Potansiyeli (AP) adı verilir. AP'nin başka kaynaklarda sinir impulsu olarak kullanıldığını da görebiliriz (Harman, 2014). Aksiyon potansiyelinin sinir hücrelerindeki değer aralığı 100-120mV

arasında olup bu durum 1-1,5 ms sürmektedir. Kas hücrelerinde AP 2-4 ms sürerken aksonlardaki yayılma hızı 5 m/s kadardır (M.R. Bozkurt, 2007).

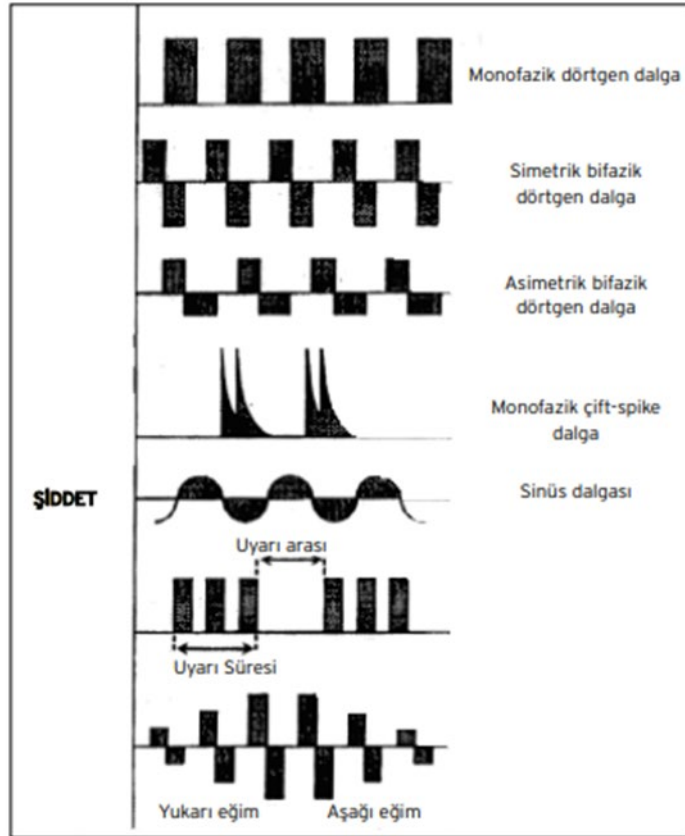
Hücresinin uyarılması esnasında, hücre zarının özelliği farklılaşarak  $\text{Na}^+$  iyonlarının hücre içine girmesine çok az miktar da  $\text{K}^+$  iyonunun dışarı çıkmasına izin verir. Bu durumun sonucunda ise hücrenin iç kısmı pozitif yüklenirken dışı negatif olur. Bu olaya ise “depolarizasyon” adı verilmektedir. Şekil 2.4’te bu durum görselleştirilmiştir. Bir sinir hücresinde impuls oluşması için uyarımın eşik değeri geçmesi gerekmektedir. Aksi durumda nöronun geri dönüşü alınmaz. Sinir hücresi uyarımı Şekil 2.3’te gösterilmiştir.



Elektriksel Stimülasyonda kasın uyarılma frekansı 20-40 Hz arasında değişmektedir. (Lynch ve Popovic, 2008) Bu frekans aralığında akım yönetsel olarak değişiklik

gösterirken genel olarak 10-50 mA olarak uygulanır. Uygulanan sinyalin dalga boyutu ve şekli yine stimülasyona göre farklılık göstermektedir.

Dalga formunun şekline ve faz karakteristiğine göre, sinüzoidal, dikdörtgen, üçgen, kare, spike (diken) ve ayrıca monofazik, bifazik veya polifazik olarak sınıflandırılabilir (Cogan, 2008). Şekil 2.5'te stimülasyonda kullanılan dalga türleri gösterilmiştir.



Şekil 2.5: Elektrik Stimülasyonda Kullanılan Dalga Türleri

Yukarıda görülen dalga türleri ile uygulanan sinyaller hastanın kas dokusunun paralizik durumuna göre değişmektedir. Rehabilitasyon için hastalığın türüne göre fonksiyonel elektrik stimülasyonu veya transküte elektrik stimülasyonu kullanılmaktadır. Üst ekstremité inme rehabilitasyonu için genellikle FES tercih edilmektedir (Alon, Levitt, ve McCarthy, 2008; C. T. Freeman vd., 2009a; Rushton, 2003) .

### 2.1.1.1. Fonksiyonel elektrik stimülasyonu

Fonksiyonel elektrik stimülasyonunun nörofizyoloji ve motor öğrenimi ile uyumu birçok teorik çalışmayla desteklenmiştir. Ayrıca motor kontrol iyileşmesine faydalı olduğu klinik olarak kanıtlanmıştır (Pomeroy, Evans, ve Richards, 2006). Bunların dışında yapılmış olan çeşitli çalışmalar hamstring kaslarında meydana gelen sakatlıklarda FES'in yürümeye yardımcı olan etkili bir rehabilitasyon yöntemi olduğunu savunmuşlardır (Bogataj, Gros, Kljajic, Acimovic, ve Malezic, 1995; Daly vd., 2006; Yan, Hui-Chan, ve Li, 2005). FES alt ekstremitede olduğu kadar üst ekstremitelerde rehabilitasyonunda oldukça etkilidir (Pereira, Mehta, McIntyre, Lobo, ve Teasell, 2012).

FES üst ekstremitelerde veya alt ekstremitelerde iskelet kaslarına belirli düzende elektrik akımı vererek fonksiyonunu kaybetmiş, güçsüz kasları tetiklemektedir. Tetiklenen kaslar düzenli periyotlarda rehabilite edilince güç kaybı azalır ve hasta günlük hayatta yaptığımız temel işlevleri yapabilecek duruma gelebilir.

Kasa uygulanacak akım çeşitli dalga türleri ile iletilirken, bu dalgaları üretecek kontrolcü ile uyumlu çalışacak bir geri bildirim mekanizması olmalıdır. Bahsi geçen kontrolcü, mikrodenetleyicilerden oluşabileceği gibi birçok kart üretim firmalarından tedarik edilen hazır kartlar ile de sağlanabilmektedir. Bunların yanı sıra sistemlerde geri beslemeli-ileri beslemeli, bulanık mantık, uyarlamalı denetleyiciler de kullanılmıştır (Blana, Kirsch, ve Chadwick, 2009; Blaya ve Herr, 2004; Davoodi ve Andrews, 1998). FES sistemlerine adapte edilerek kullanılacak model tabanlı geribildirim mekanizması, sensör verilerini kullanarak FES'i ayarlanan harekete göre uyarlayarak gürültünün etkilerini önemli oranda azaltarak hastaya uygulanacak tedaviyi daha hassas ve daha sağlıklı kılacaktır. Bu durum, hassasiyeti önemli oranda artırır ve karmaşık işlemlerin yapılmasını sağlar (C. T. Freeman vd., 2009a; C T Freeman, Yang, Tudor, ve Kutlu, 2016).

FES sistemlerinde kullanılan mikrodenetleyicilerin haricinde sistemleri birbirinden farklı kılan bir başka özellik ise kullanılan elektrotlardır. Sistemde kullanılan elektrot grubu belirleyici olarak stimülasyonu iki gruba ayırmakta ve aşağıdaki gibi tarif edilmektedir.

- Kas yüzeyine yapıştırılarak uygulanan stimülasyon. Bu tür stimülasyona yüzeysel stimülasyon adı verilmektedir.
- Kas içine yerleştirilerek uygulanan stimülasyon. Bu stimülasyon şekline ise invazif stimülasyon adı verilmektedir.

FES klinik ortamlarda kullanıldığında tedavi süreci belirli programlarda olup uygulama süresi kısıtlı olacaktır. Bu nedenle rehabilitasyonu kontrollü ve daha fazla uygulanabilir kılmak hastanın iyileşme sürecini olumlu yönde etkileyecektir. Bu durumdan yola çıkarak FES sistemlerinin ev ortamında kullanılabilir ve taşınabilir bir boyuta getirilmesi hem hastaların daha yoğun rehabilite edilmesine olanak sağlayacak hemde kasların eski fonksiyonlarına dönmesine önemli ölçüde yardımcı olacaktır (Kutlu, Freeman, Hughes, ve Spraggs, 2017).

Sonraki bölümde FES'in evde kullanıma uygun (ev-bazlı) olacak şekilde üretilmiş olan TENS cihazlarının FES sistemlerine kadar olan süreci anlatılacaktır.

## **2.2. Ev Bazlı Elektrik Stimulatörleri**

Bu bölümde, teknolojinin ilerlemesine paralel olarak geliştirilen ve üretilen stimülasyon cihazlarının ilk örneklerinden günümüze kadar ki değişimleri, gelişimleri, özellikleri avantaj ve dezavantajlarına değinilerek özetlenecektir. Rehabilitasyonda ev bazlı sistemlerin tercih nedenleri aşağıda sıralanmıştır.

- Kullanıcının kendi başına kurulumunu yapabileceği şekilde tasarlanmış olması,
- Rehabilite edilecek yüzeye rahat bir şekilde giyilmesi ve taşınabilir olması,
- Klinik ortamındaki sistemlere göre daha küçük ve fiyat olarak daha uygun olması.

### **2.2.1. ODFS Pace (XL) kit**

Odstock medikal firması tarafından üretilen bu ufak FES cihazı kablosuz olarak stimülasyon sağlamaktadır. ODFS Pace (XL) inme, omurilik hasarı (T12 ve üstü), kafa travması, serebral palsi, parkinson dahil olmak üzere üst motor nöron hastalığı veya

yaralanmasından dolayı nörolojik hasarın veya ağrıların azaltılması için üretilmiştir (Odstockmedical.com, 2019). Bu cihaz stimülasyon parametrelerinin hassas kontrolü ile güvenli rehabilitasyon sağladığından alt ekstremité rehabilitasyonunda hasta üzerinde %86 uyum sağlamıştır (Burrige, Taylor, Hagan, ve Swain, 1997) . Cihaz Şekil 2.6’da gösterilmiştir.



Şekil 2.6: ODFS Pace (XL) (Odstockmedical.com, 2019)

Cihazın özellikleri aşağıda sıralanmıştır.

- ODFS özellikle düşük ayak sendromuna yönelik üretilmiştir.
- Uzak bağlantı sağlayarak kablo sorununu ortadan kaldırmaktadır.
- Ergonomik tasarımı ile taşınabilir bir cihazdır.
- Programlanabilir egzersiz özelliği ve kullanıcı arayüzü ile kullanıcıya rahatlık sağlamaktadır.
- Kurulumunda bilgisayar gerektirmemektedir.

Cihazın özelliklerine bakıldığında birçok avantajı barındırmaktadır. Bunun dışında dezavantaj olarak herhangi bir geri bildirim sistemi içermiyor olması söylenebilir.

### **2.2.2. Neuromove stroke rehabilitation**

Neuromove tarafından üretilen bu cihaz inme rehabilitasyonu için tasarlanmış olup birçok klinik çalışmada başarılı sonuçlar vermiştir (Zynex medical, 2019). Nöroplastite yoluyla beynin sağlıklı kısımlarını uyararak stimülasyon sağlamaktadır. Nöroplastite sağlıklı kasın

uyarılması anlamına gelmektedir ve bir çeşit motor öğrenimidir (Teo, 2009). Bu özelliği ile yeniden öğrenme cihazı olarak adlandırılmıştır. Bu cihaz kas hareketinin olmadığı durumlarda da kullanılabilir. Sistem ev bazlı olup 4-5 ay boyunca günde 30 dakika kullanımda etkili sonuçlar vermektedir. Sistem dahili mikrodenetleyicisi ile sağlıklı kas ile işlevini yitirmiş kası tespit ederek stimülasyon sağlamaktadır. Gönderdiği sinyalden geri bildirim olarak sonraki kasılmayı ayarlamaktadır. Cihaz Şekil 2.7’de gösterilmiştir.



Şekil 2.7: Neuromove Stimülasyon Cihazı(Zynex medical, 2019)

Cihazın özellikleri aşağıda sıralanmıştır.

- Cihaz pille çalışmakta ve rahatlıkla taşınabilmektedir.
- Dahili mikrodenetleyici ile geri bildirim içermektedir.
- Çalışma frekansı 2-160 Hz ve darbe genişliği 50–400µs olarak değişmektedir.
- Dalga formu bifaziktir.

### 2.2.3.1-I-Tech physio

Rehabilitasyon hastalarına egzersiz yaparken yönlendiren ve öğreten bir fizyoterapi uygulanır (Tang, Yang, Bateman, Jorge, ve Tang, 2015). Bu işlemleri neredeyse artık cep boyutunda cihazlar devralmaya başlamıştır. Hafif ağrıların giderilmesi amacıyla yapılmış olan bu rehabilitasyon cihazı içinde birçok modu barındırmaktadır. Genellikle boyun ve baş ağrılarında kullanılan bu cihaz kas gevşetici özellik taşımaktadır (I-Tech Physio, 2019). Cihaz Şekil 2.8’de gösterilmiştir.





Şekil 2.8: I-Tech Physio (I-Tech Physio, 2019)

Cihazın özellikleri aşağıda sıralanmıştır.

- Cihaz pille çalışmakta ve rahatlıkla taşınabilmektedir.
- Bağımsız iki kanal içermektedir.
- Bifazik ve monofazik kare dalga üretmektedir

#### 2.2.4. Pelvic electric stimulator

Giyilebilir özellikte olan bu ev bazlı stimülatör diğer cihazlar gibi şekilde ağırları azaltmaya yardımcı olacak şekilde tasarlanmıştır (Medical Expo, 2019). Cihaz Şekil 2.9'da gösterilmiştir.



Şekil 2.9: Pelvic Electric Stimulator (Medical Expo, 2019)

Cihazın özellikleri aşağıda sıralanmıştır.

- Cihaz pille çalışmaktadır
- İki adet kanal içermektedir
- Giyilebilir şekilde tasarlanmıştır.
- 2 farklı dalga türü üretmektedir.
- Li-Po pil içermekte ve uzun süre kullanılabilir.

### **2.3. Geliştirilmiş FES Rehabilitasyon Sistemleri**

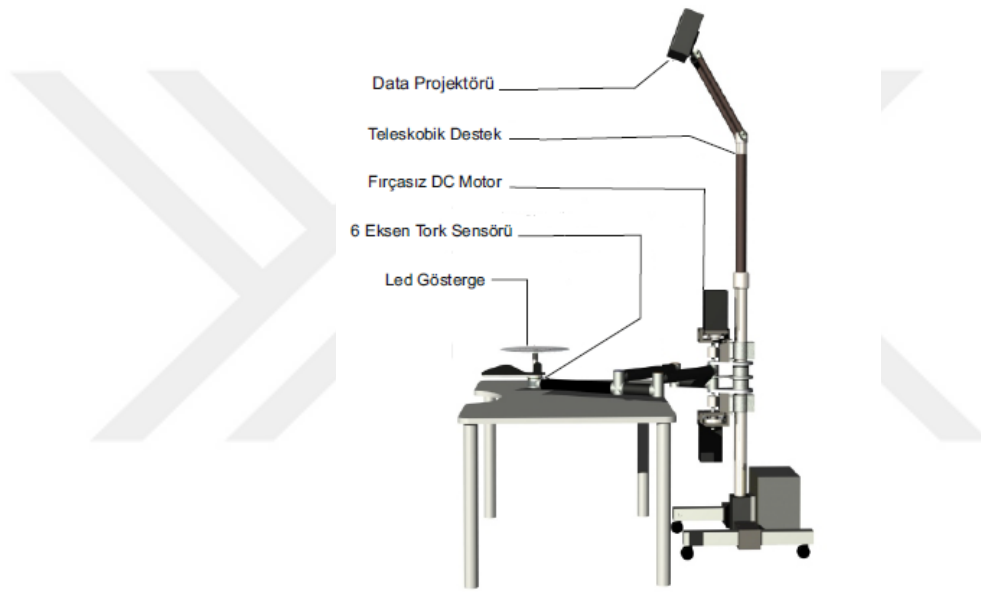
Sistemlerin birbirinden fonksiyonel adı altında ayrılmasını sağlayan birçok özellik vardır. Tanıtılan önceki stimülatörlerin hiçbirinde gerçek zamanlı olarak eklem verisi alıp bunu işleyerek yaptırılacak egzersize veya eklem anlık konumuna göre uygun sinyal değerini üretecek bir sistem yoktu. Ayırt edici bir başka özellik ise kaslara uygulanan gerilimi kontrolcü yardımı ile optimize etmek ve en uygun gerilim değerini uygulamaktır. Ev bazlı bir FES sistemi saymış olduğumuz özellikleri içeriyor ise, bu sistem tedavisi güç olan inme hastalarının iyileşmesini önceki cihazlara göre çok daha kısa zamanda ve daha sağlıklı bir şekilde gerçekleştirebilir. Öte yandan, diğer stimülatörlerle kıyaslandığında FES'ler ile basit kas ağrılarından ziyade karmaşık işlevleri gerektirecek tedaviler sağlanabilmektedir (Kutlu vd., 2017). Sistem içine kontrolcünün dahil olmasıyla birlikte hastanın iyileşme oranı artacak, hasta yeteneğinin arttığını hissettikçe motive olacaktır. Artan iyileşme oranına göre hastaya uygulanacak stimülasyon, kontrolcü yardımıyla zamanla azalacaktır (Katie L Meadmore vd., 2013).

Tüm bu kriterlerden yola çıkarak üst ekstremite inme rehabilitasyonunda ev bazlı FES'in önceki sistemlere göre daha verimli olduğu izlenimi ortaya çıkmaktadır. Bu alanda yapılan sistemler son 10 yılda artmaya başlamıştır. Sonraki başlıklar altında kontrolcü ve geri bildirim sistemi kullanılarak yapılmış olan FES'ler incelenecektir.

#### **2.3.1. ILC tabanlı FES**

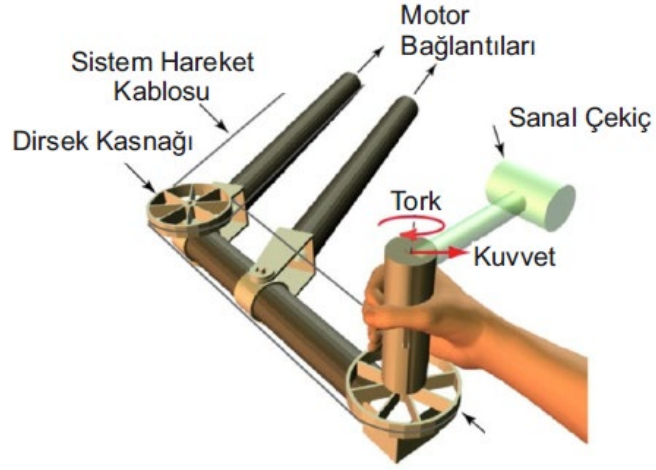
FES sistemlerinde yapılan çalışmaların kontrol kısmında karşımıza Iterative Learning Control (ILC) çıkmaktadır. Stimülasyon alanında yapılan önceki çalışmalarda ILC ile Proportional Derivative (PD) geribildirim sistemi beraber kullanılmıştır (Chen, Wen, ve

Dou, 1997; Dou, Tan, Lee, ve Zhou, 1999; Dou, Zhou, Chen, Xu, ve Abbas, 1996). Kurmuş oldukları test düzeneği ile PD kontrolörü ILC ile bağdaştırarak faydalı sonuçlar elde etmişlerdir. Sistem ILC'nin değişen parametrelere vermiş olduğu geri bildirimini izleyerek çalışmasını doğrulamıştır. Bu şekilde geri beslemeli bir PD denetleyici ile kullanılan ILC, normal PD denetleyiciye göre daha hızlı sonuçlar ortaya koymuştur (Dou vd., 1996). Bahsi geçen ILC tasarımı, felç geçirmiş hasta üzerinde üç ay süre ile test edilmiş fakat sonraki klinik çalışmalarda çok yer bulamamıştır.



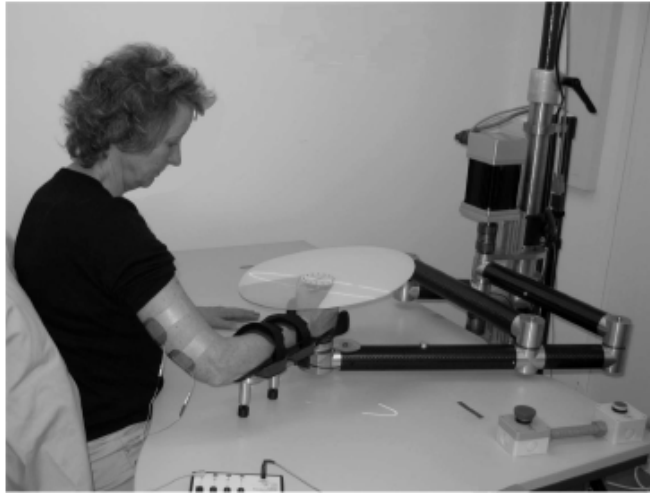
Şekil 2.10: Sistem CAD Modeli

Klinik denemeleri yapılmış ilk sistem (C. T. Freeman vd., 2009; C. T. Freeman vd., 2009b) tarafından üretilmiş ve tekrarlı deneylerle sistem performansını ölçerek pozitif sonuçlar elde etmişlerdir. Sistemde kullanılan kol mekanizması (Wolpert ve Flanagan, 2010) mekaniksel ağırlıklı olup robot kol yardımı ile rehabilitasyonu sağlamaktadır. Bu sistemde 2 adet DC fırçasız motor kullanılmıştır. Ayrıca sistemi üstten gören bir adet data projektörü ve yörünge takibi için bir düzlem, düzlemin altında 6 eksen tork sensörü ve led gösterge bulunmaktadır. Şekil 2.10'da saymış olduğumuz mekanik parçaları içeren test sistemi gösterilmiştir. Sistemde kullanılan mekanik düzeneği içermektedir. Şekil 2.11'de gösterilmiştir.



Şekil 2.11: Kol Destek Mekanizması

Rehabilite edilecek hasta test düzeneğinin ön tarafına oturtulmakta ve kolu sabitlenmektedir. Hastanın kolunda stimüle edilecek kasa elektrot pedler yerleştirildikten sonra stimülasyon sağlanmaktadır. Hasta ile yapılan test Şekil 2.12’de gösterilmiştir. Stimülasyonun kol yüzeyinde geniş alana uygulanmasının daha yararlı olduğu istatistiksel olarak kanıtlandığından hasta koluna yapıştırılacak geniş elektrot pedlerle stimülasyon daha etkili olacaktır (Reilly, 1999).

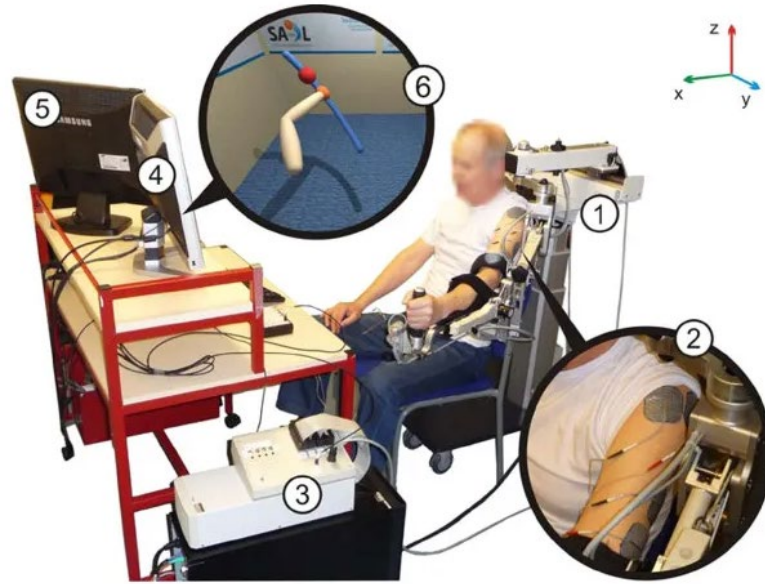


Şekil 2.12: Kol Destekli Stimülasyon

Stimülasyon esnasında sistem düzeneği tarafından hastanın koluna hareketi destekleyecek şekilde güç üretilmektedir. Bu güç sensörden alınan geri bildirim değerlendirilen ILC kontrolcünün çıkışa aktarılan veriye göre DC motor tarafından sağlanmaktadır (Le, Markovsky, Freeman, ve Rogers, 2010). Tekrarlamalı olarak uygulanan tedavi ile hastanın çabası bir sonraki denemede daha fazla olunca sistem tarafından hastaya verilen stimülasyon miktarı azalmaktadır. Robot kolu desteğiyle yapılan stimülasyonda hastanın gönüllü katılımının artırılması ve motivasyonunun yükselmesiyle iyileşme sürecine pozitif yönde katkı sağlanmıştır.

### 2.3.2. SAIL (Stimulation Assistance Through Iterative Learning)

ILC kontrollü FES ile aktif bir robot kolun hibrit olarak çalışması ile geliştirilen SAIL (Cai vd., 2011; Tong, 2012) üç boyutlu robot verilerini sistemde kullanarak hasta üzerinde rehabilitasyonu gerçekleştirmektedir. Bu sistemin en önemli özelliği, robot düzleminde tanımlanmış olan yörünge ile hastaya egzersiz yaptırmasıdır. Sistem Şekil 2.13'te detaylı olarak gösterilmiştir.



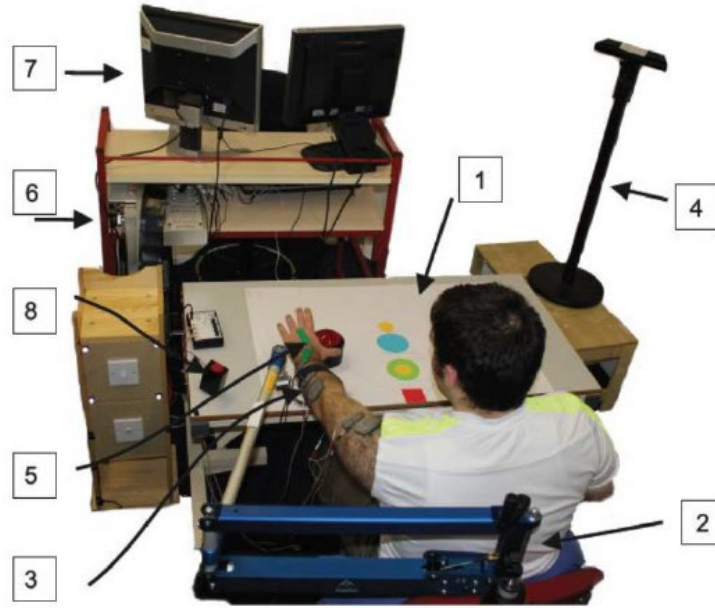
Şekil 2.13: SAIL Sistem Görünümü (Katie L. Meadmore vd., 2012)

Yukarıdaki sistem (1) Armeo Spring rehabilitasyon robotu (2) pals plos elektrot pedleri (3) DSpace gerçek zamanlı Dijital Sinyal İşleme (DSP) bordu (4) Hasta ekranı (5) Kullanıcı arayüzü (6) Sanal Gerçeklik Uygulaması elemanlarını içermektedir.

Sistem robot eklem aktuatörlerinden almış olduğu pozisyonları sanal ortamda üç boyutlu olarak oluşturmakta ve bu açı bilgisini kontrolcüye gerekli stimülasyon sinyali üretmesi için göndermektedir. Alınan veriye en uygun sinyali DSP bordu Odstock stimülatöre göndererek çıkışa Pulse Width Modulation (PWM) sinyali aktarılmaktadır.

### 2.3.3. GO-SAIL (Goal-Oriented Stimulation Assistance Through Iterative Learning)

ILC tabanlı olarak yapılan bu sistem Dr.Kutlu'nun doktora çalışmasında yer almaktadır (Kutlu vd., 2017). Üzerinde bulunan uygulama ile rehabilitasyon sağlayan bu sistem için pozisyon takip doğruluğunun gelişmiş olduğu, bu sayede etkili ve doğru rehabilitasyon sağlandığı görülmüştür (K L Meadmore vd., 2014).



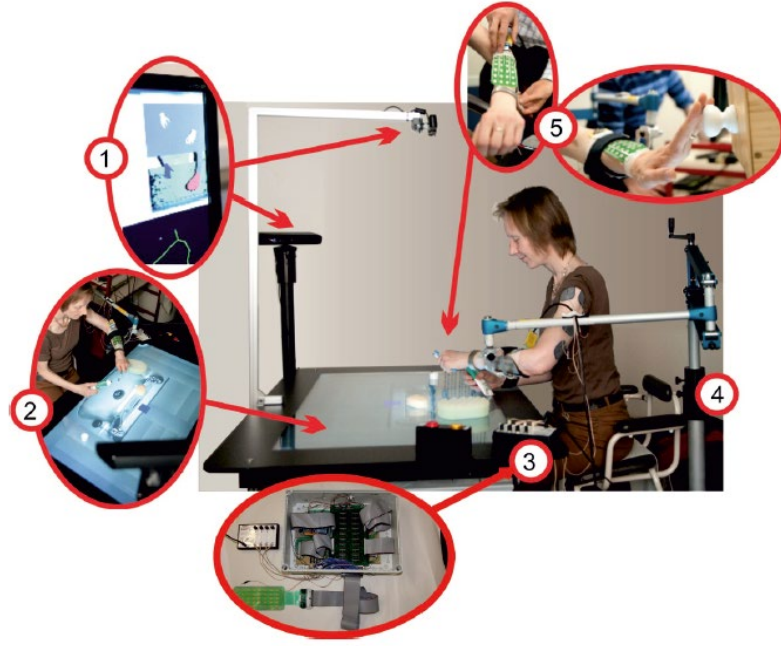
Şekil 2.14: GO-SAIL Sistem Görünümü (Kutlu, 2017)

GO-SAIL sistemi, tekrarlanan denemelerden alınan geri bildirimler ile FES'i hassas bir şekilde ayarlamak için yinelemeli öğrenme kontrolü (ILC) kullanmaktadır. Sistem Şekil 2.14'te detaylı olarak gösterilmiştir. Sistem grafik kullanıcı arayüzü, donanım, kontrolör ve yazılımdan oluşmaktadır. Günlük yaşam içinde kolumuzla yaptığımız aktiviteleri çalışma düzeneğinde yaptırarak rehabilitasyon uygulanmış ve hasta kolunun aşağı salınımını önlemek için pasif yay desteği kullanılmıştır.

Kol ve el hareketlerinin takibi yanı sıra eklem açılarını tespit etmek için Kinect v1 ile beraber bilek elektrogonyometresi de kullanılmaktadır. Sistem içinde hastaya günlük hareketlerin bazıları bir eğitim düzeneğinde yaptırılarak hastanın gelişimi ve ilerlemesi kaydedilmektedir (Kutlu, 2017). Sistem arayüzü Kinect'in sunmuş olduğu Microsoft SDK ve kontrolcü yazılımı MATLAB'tır. Sistem Kinect SDK arayüzüne aktarılan açı değerlerini değerlendirerek MATLAB'a aktarmakta ve çıkış olarak PWM sinyali üretmektedir. Sistemde kullanılan 4 kanallı stimülatör Odstock firması tarafından üretilmiştir. Sisteme genel olarak bakıldığında ev bazlı kullanıma uygun olması mümkün olsada taşınabilirlik yönünden uygun değildir. Ayrıca sistemde tüm cihazlar kablo bağlantısı içermekte ve bu nedenle karmaşık görüntü içermektedir. Bu sistem ile deneysel çalışmalar yapılarak hastaların yaş aralığı ve cinsiyet kriterlerini esas alan data tabloları oluşturulmuştur (Kutlu vd., 2017). Bir sonraki başlık altında bu sistem üzerinde yapılmış olan iyileştirmeler ile GO-SAIL+ olarak adlandırıldığı sistemi inceleyeceğiz.

#### **2.3.4. GO-SAIL+**

GO-SAIL+ sistemi önceki başlıkta anlatılan sistem üzerinde yapılan iyileştirmeleri içermektedir. Bu sistem kol üzerinde bulunan kas gruplarının (anterior deltoid, triceps ve el bilek ekstensörleri vb.) stimülasyonunu sağlamak için tek elektrot grubunun yeterli olduğu göstermiştir (Hughes vd., 2009; K L Meadmore vd., 2014; Katie L. Meadmore vd., 2012). Sistemde 3D kol verisini almak için Microsoft Kinect haricinde PrimeSense Carmine (PrimeSense, 2019) derinlik sensörü kullanılmıştır. Stimülasyon için yine Odstock Medikalin 4 kanallı stimülatörü kullanılırken kola yerleştirilen elektrot pedlerin yerine katlanabilir Printed Circuit Board (PCB) içeren elektrot kullanılmıştır. Önceki sistemde bulunan eğitim düzeneği yerine dokunmatik bir panel konularak sistemde uygulanacak egzersiz sayısı arttırılmıştır. Kola destek amaçlı kullanılan mekanik destek (Saebo.com, 2019) ise bu sistemde de kullanılmıştır. Sistem Şekil 2.15'te gösterilmiştir.



Şekil 2.15: GO-SAIL+ Sistem Görünümü (Kutlu, 2017)

Bir sonraki başlık altında Dr.Kutlu'nun geliştirmiş olduğu son FES sistemi olan GO-SAIL Compact yer almaktadır.

### 2.3.5. GO-SAIL compact

GO-SAIL Compact önceki sistemlere göre daha gelişmiş bir sistemdir. Sistemde derinlik sensörü olarak Microsoft Kinect V2 tercih edilmiştir.

Sistemi önceki sistemlerden ayırt eden özellikleri;

- Sistemde arayüzünde C# üzerinden iyileştirmeler yer almaktadır.
- Kontrolcü yazılımı için LabVIEW kullanılırken mikrodenetleyici olarak NI myRIO kart kullanılmıştır.
- Masaüstü bilgisayar yerine laptop kullanılmıştır.

Önceki sistemlerden daha hızlı çalışması için gerçek zamanlı veri işleme kapasitesi yüksek olan myRIO kart ile kullanılmıştır. Derinlik sensöründen gelen açış değerleri hızlı bir şekilde değerlendirilerek çıkışa en uygun PWM sinyali iletilmektedir. Bu sayede sistemin genel çalışması hızlandırılmıştır. Mekanik destek yine bu sistemde de hastanın kolunu sabitlemek için kullanılmıştır. Sistem görünümü Şekil 2.16'da gösterilmiştir.





Şekil 2.16: GO-SAIL Compact Sistem Görünümü (Kutlu, 2017)

Geliştirilen 3 farklı sistemin genel değerlendirmesi yapıldığında, sistemlerin tümünde dışardan temin edilen stimülatörler kullanılmaktadır. Kullanılan mikrodenetleyici kartlar maliyet olarak yüksek ve kullanımı için gerçek zamanlı olarak bilgisayardan kontrol edilmesi gerekmektedir. Bunların dışında sistem kablolu olarak çalışmakta ve büyük boyutlardadır. Bu nedenle, ev kullanımına uygun olan bu sistemler taşınabilir olmadığından hastalar için dezavantaj oluşturmaktadır.

Bir sonraki bölümde taşınabilir kablosuz ve diğer sistemlere göre daha fonksiyonel olan ve tez çalışmasının amaçladığı sistem tasarımı yapılacaktır.

## **BÖLÜM 3. GİYİLEBİR EV BAZLI FES TASARIMI**

### **3.1. Sistem Tanıtımı**

Fonksiyonel elektrik stimülatörünün (FES), hastalara tekrarlı ve motive edici bir şekilde uygulandığında etkili bir rehabilitasyon sağladığı birçok çalışmada gösterilmiştir. Son klinik araştırmalar, fonksiyonel el hareketlerine yardımcı olmak için FES'i kontrollü bir şekilde üç kas grubuna uygulayarak kasların fonksiyonlarını geri kazandırdığını kanıtlamıştır. Bu çalışmada geliştirilecek olan sistem mevcut sistemleri aşağıda sıralandığı gibi geliştirmiştir. (1) Hastanın rehabilitasyonunu klinik ortamdan ev ortamına taşıyacak ve giyilebilecek bir şekilde tasarlanmıştır; (2) Sistem derinlik sensöründen aldığı pozisyon verilerini C# ortamında oluşturulan arayüz içinde sayısal değerlere dönüştürerek bu veriyi kontrolcü mikrodenetleyiciye bluetooth modülü aracılığıyla iletmekte ve bu durum rehabilitasyonu kablo iletiminden kurtararak hem tedavi güvenliğini arttırmakta hemde sistemin taşınabilir ergonomik bir cihaz olmasını sağlamaktadır. Sisteme pozisyon verilerini göndermek için Microsoft Kinect V2 temassız derinlik sensörü kullanılmıştır. (3) Sensörden alınarak mikrodenetleyiciye iletilen sayısal açı değerleri mikrodenetleyicide oranlama yapan kontrolcü yazılımında değerlendirilerek hastaya en uygun olacak şekilde PWM sinyali göndermekte ve stimüle etmektedir. PWM sinyalini üretmek için tasarlanan kart üzerinde gerilimi üreten güç grubu ve sinyali üreten kontrolcü mikrodenetleyici bulunmaktadır. Bu iki grup optokuplör kullanılarak birbirinden izole edilmiştir.

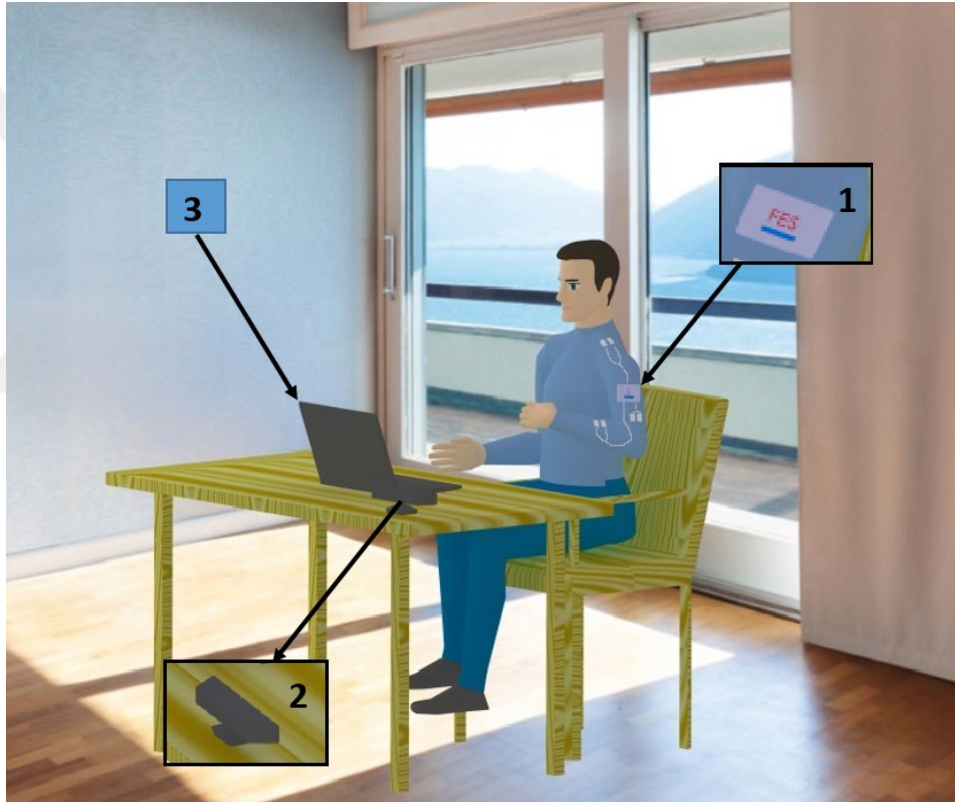
Bu sistemin önceki sistemlere göre farklılıkları aşağıda sıralanmıştır.

- Sistemin tasarımı laboratuvar ortamından sıyrılarak ev ortamında kullanıma uygun olacak şekilde ergonomiktir.
- Daha uygun eklem verisi almak için Kinect V2 sensörü kullanılmıştır.
- Eski stimülatör cihazlarına göre daha küçük boyutlarda ve daha çok kanallı bir hale getirilmiştir.

- Kablo karmaşasına yer vermemek için gerçek zamanlı veri transferinde bluetooth kullanılmıştır.

### 3.2. Sistem Görünümü

Sistem evde rehabilitasyona en uygun olacak şekilde tasarlanmış olup görünümü Şekil 3.1 deki gibidir. Sistemde görüldüğü gibi ev ortamında rehabilitasyon ortamı PC, Microsoft Kinect V2 ve FES cihazından oluşmaktadır. FES hastanın koluna giyilebilir şekilde tasarlanmıştır.



Şekil 3.1: Sistem Görünümü

Şekilde yer alan sistem bileşenleri (1) FES (2) Microsoft Kinect v2 (3) PC olarak gösterilmiştir. Microsoft Kinect, kolun omuz, dirsek ve bilek açılarını hesaplayarak gecikme olmadan C# arayüzüne iletir. Gönderilen açı verileri PC'den FES cihazında bulunan kontrolcü mikrodenetleyiciye iletilmektedir.

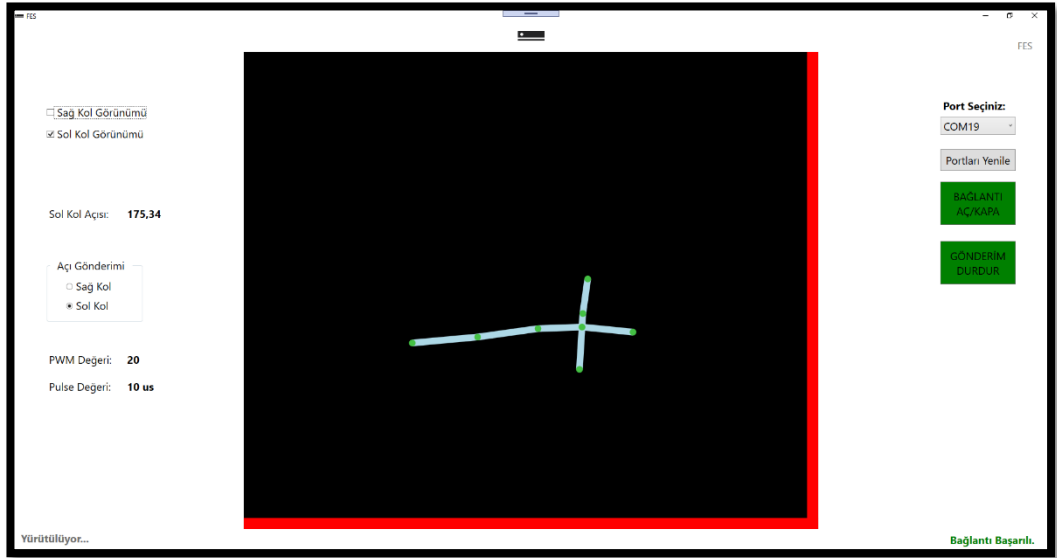
FES cihazı pozisyon açı verilerini kontrolcüde değerlendirerek gerekli monofazik sinyali üretir. Kola iletilen bu sinyal ile stimülasyon sağlanmıştır.

### 3.2.1. Sistem yazılımı

Sistemde C# ve C olmak üzere iki farklı yazılım ortamı kullanılmıştır. Sistem arayüzü C# ile düzenlenmiş olan Kinect arayüzüdür. Üzerinde aşağıdaki gibi değişiklikler yapılmıştır.

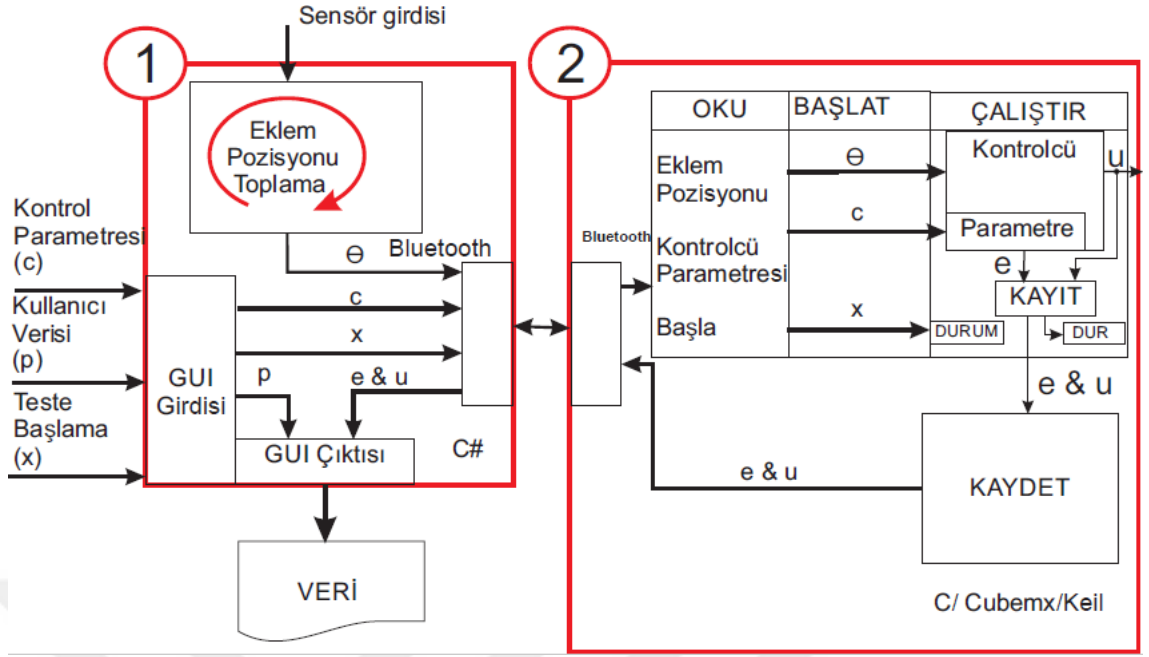
- Seçmeli olarak sağ ve sol kol durumu,
- Bağlantı portu açma kapama,
- Bağlantı port seçimi,
- Kinect'in bağlantı durumu,
- Veri gönderim portu.

Sistemin Kinect C# arayüz görüntüsü Şekil 3.2'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2: Kinect ve Bağlantı Arayüzü

Diğer bir yazılım ortamı Keil'dir ve C programlama dili kullanılmaktadır. Keil ortamında ARM mikrodenetleyicinin kontrol yazılımı yapılır. Bu ortamda yazılıma başlamadan önce CubeMX üzerinden kullanmış olduğumuz mikrodenetleyicinin pin, kristal, bağlantı gibi ilk konfigürasyon ayarları yapıp Keil ortamına geçilmektedir. Burada yapılan ilk ayarlar ile Keil ortamında yazılımsal karmaşadan kaçınılmıştır. Sistemin yazılım ortamı Şekil 3.3'te gösterilmiştir.



Şekil 3.3: Sistem Yazılım Ortamı

C# ortamında üretilen pozisyon açı değerleri mikrodenetleyiciye gönderilirken hassasiyet en üst seviyede tutulmuştur. Mikrodenetleyici açılarının anlık değişimini alarak PWM sinyalinin ayarlanmaktadır.

### 3.2.2. Sistem donanımı

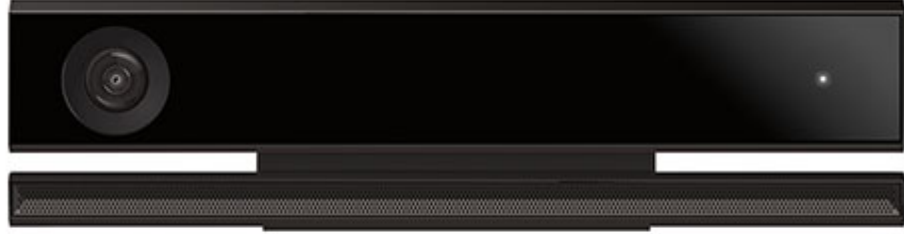
Sistemi oluşturan donanım parçaları aşağıda sıralanmıştır.

- Laptop / PC
- Microsoft Kinect V2
- FES cihazı

Sistemde kullanılan laptopta en az 2 GB bellek, i3 işlemci ve USB 3.0 olması yeterlidir. Microsoft Kinect V2 Microsoft tarafından geliştirilen, el, kol ve bacak eklemlerini algılayabilen hareket takip sensörüdür. Bu sensör ile 25 ayrı eklem pozisyonu algılanabildiğinden egzersiz ve rehabilitasyon uygulamalarında kullanımı yaygınlaşmıştır (Exell vd., 2013; Lee, 2013; Metcalf vd., 2013).

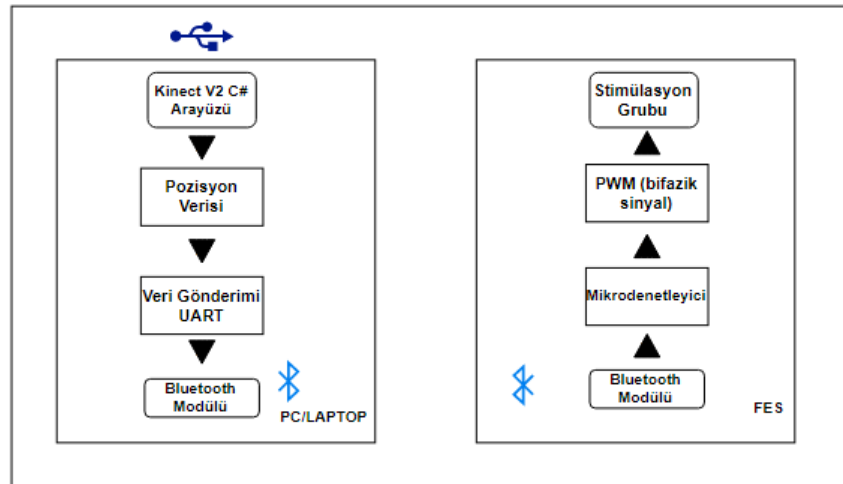
Derinlik algılama özelliği ile kol veya bacak pozisyonlarını çok hassas algılamakta ve bu verileri farklı yazılım ortamlarına aktarabilmektedir. Derinlik doğruluğu 2-12 m arasında

değişirken yakın mesafede 0,4-3m'ye kadar eklem verilerini doğru bir şekilde tespit etmektedir. Microsoft Kinect V2 Şekil 3.4' gösterilmiştir.



Şekil 3.4: Microsoft Kinect V2 (Microsoft.com, 2019)

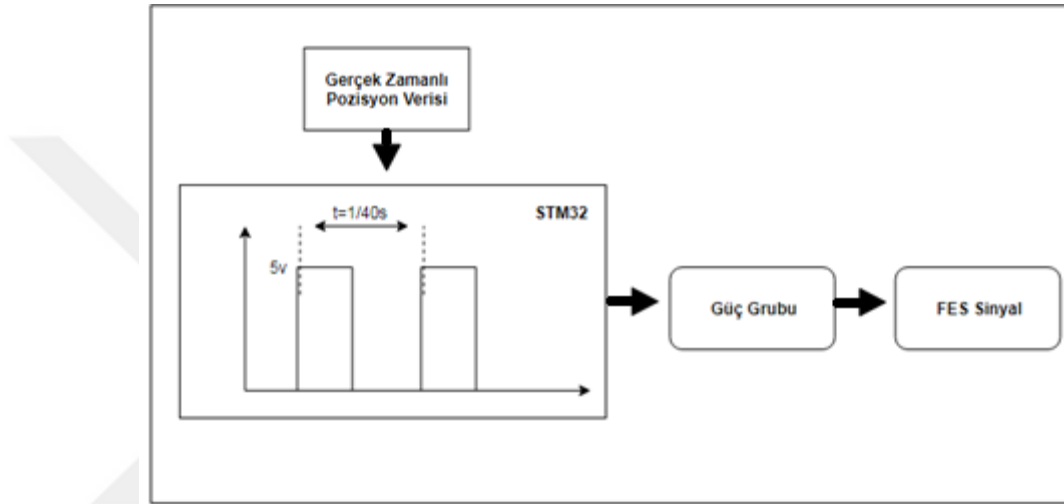
FES cihazına fonksiyonel niteliği kazandıran özellikler arasında sisteme geri bildirim sağlayacak bir donanımın olmasıdır ki bu donanım sistemde Microsoft Kinect V2 olarak seçilmiştir. Tasarlanan C# arayüzüne ilettiği veriler ile kolun omuz, dirsek ve bilek arasında oluşan açı değerini hesaplanarak elde edilen veri mikrodenetleyiciye iletilmektedir. Şekil 3.5' te sistem donanım akış şeması görülmektedir.



Şekil 3.5: Donanım Akış Şeması

Sistemin en önemli parçası olan FES cihazı tek bir devre kartı üzerinde ergonomik olarak tasarlanmış olup iki ayrı bölümden oluşmaktadır. Bu bölümlerin ilki mikrodenetleyici grubu ve diğeri güç grubu olarak adlandırılmaktadır.

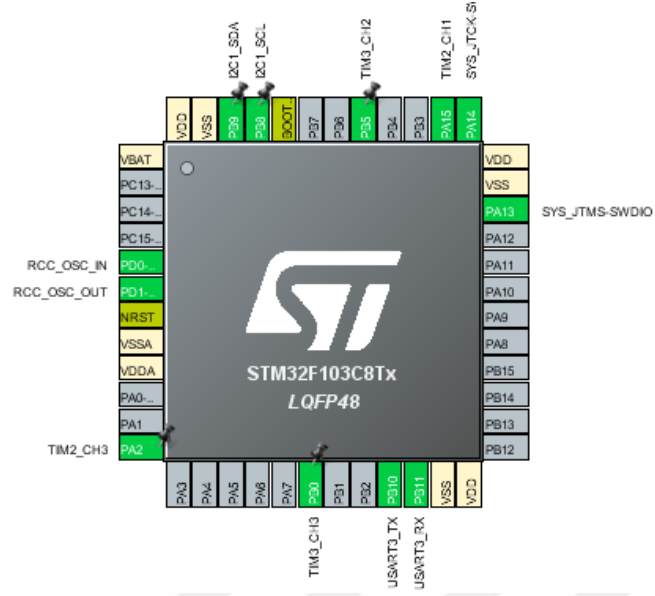
Mikrodenetleyici grubunda STM32F103C8T6 mikroçipi ile çıkış pinleri bağlantılarının yapıldığı ARM kartı bulunmaktadır. Bu grup stimülasyon için ihtiyacımız olan monofazik PWM sinyalini üretmektedir.



Şekil 3.6: FES Sinyal Oluşum Şeması

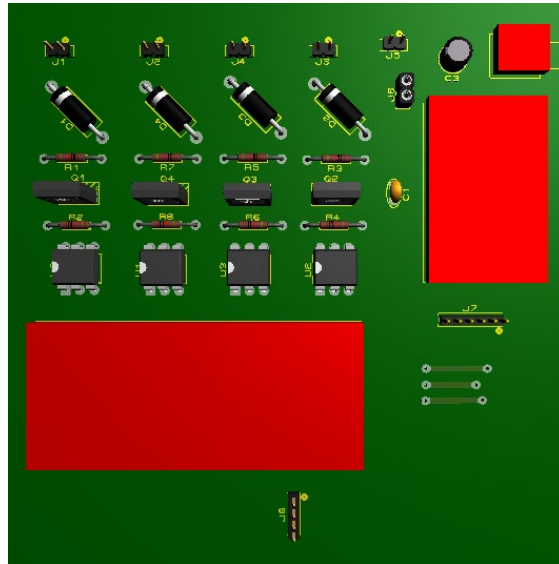
Şekil 3.6' da FES sinyalinin oluşum şeması gösterilmiştir. Bu sinyaller mikrodenetleyici içinde 4 farklı kanaldan ayarlanarak CubeMX ortamında çıkış pinlerine konfigüre edildi. Bu kanalların 3 tanesi 3 ayrı kas grubuna 1 tanesi ise yedek olacak şekilde düzenlenmiştir. Timer pinlerinin haricinde kart üzerindeki harici kristal ve USART haberleşirme pinleride konfigüre edilmiştir. Şekil 3.7'de CubeMX ortamında mikrodenetleyicinin pin konfigürasyonu gösterilmiştir.

Mikrodenetleyici grubun haricinde aynı kart üzerinde birbirinden optokuplör ile izole edilmiş olan güç grubu bulunmaktadır. Bu grubun en önemli özelliği düşük akım ve yüksek gerilim üretiyor olmasıdır. Bu gerilim PWM sinyali ile uygun periyot ile ayarlanarak çıkışa iletilmektedir.



Şekil 3.7: STM32F103C8T6 Pin Konfigürasyonu

Güç grubunda DC-DC gerilim dönüşümü yapılarak 4,5-6V girişi 41-110V aralığında 25mA olarak dönüştürmektedir. Bu güç grubunda optokuplör ve transistör gibi devre elemanları bulunmaktadır. Çalışma frekansı, anahtarlama hızı ve aynı zamanda çalışma gerilimine en uygun devre elemanları seçilmiştir. Her iki grubu içeren PCB devre kartı Şekil 3.8’ deki gibidir.

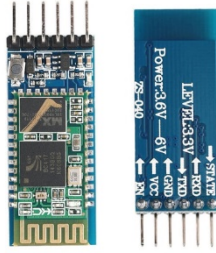


Şekil 3.8: FES PCB Devre Kartı



FES devre kartı üzerinde haberleşirmeyi sağlayan bluetooth HC-05 modülü ve çıkış PWM sinyalinin yüzdelik oranını gösteren 0,91 inc oled ekran bulunmaktadır. Her iki eleman devreye soketler ile takılacak şekilde tasarlanmıştır.

Şekil 3.9a' de bluetooth modülü ve Şekil 3.9b'de oled ekran görülmektedir.



Şekil 3.9a HC-05 Bluetooth Modül



Şekil 3.9b Oled Ekran 0.91 inc

Sistem devre elemanları ve diğer bağlantıları ayrıntılı olarak düzenlemiş ve hesaplanmıştır. FES cihazının doğru çalışma aralığında olması rehabilitasyon sağlığı açısından çok önemlidir. Bu nedenle devredeki akımın kontrolü ve üretilen sinyalin uygulanma süresi sağlıklı stimülasyon için çok önemlidir.

### 3.2.3. Sinyal (PWM) verisinin hesaplanması

Microsoft Kinect ortamından alınan kol verisi dirsek açısını temsil etmektedir. Çıkışa aktarılan stimülasyon sinyalinin süresi ve pulse sayısı açının değişimine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Sinyal kontrolcü mikrodenetleyicide oransal sabit ile çarpılarak üretilmektedir.

Sinyalin 40 Hz frekans için timer hesaplaması Denklem 1'deki gibidir:

$$f = \frac{1}{T} = \frac{CLK}{(PSC+1)*(ARR+1)} \Rightarrow 40 = \frac{72.000.000}{(PSC+1)*(ARR+1)} \quad (1)$$

$$(PSC+1)*(ARR+1) = 1.800.000$$

$$PSC = 35 , ARR = 49.999$$

Sistemde uygulanabilecek en yüksek sinyal darbe genişliği  $300\mu\text{s}$ 'dir. Bu darbe genişliğinde PWM sinyali için üretilecek olan darbe sayısı Denklem 2'deki gibidir:

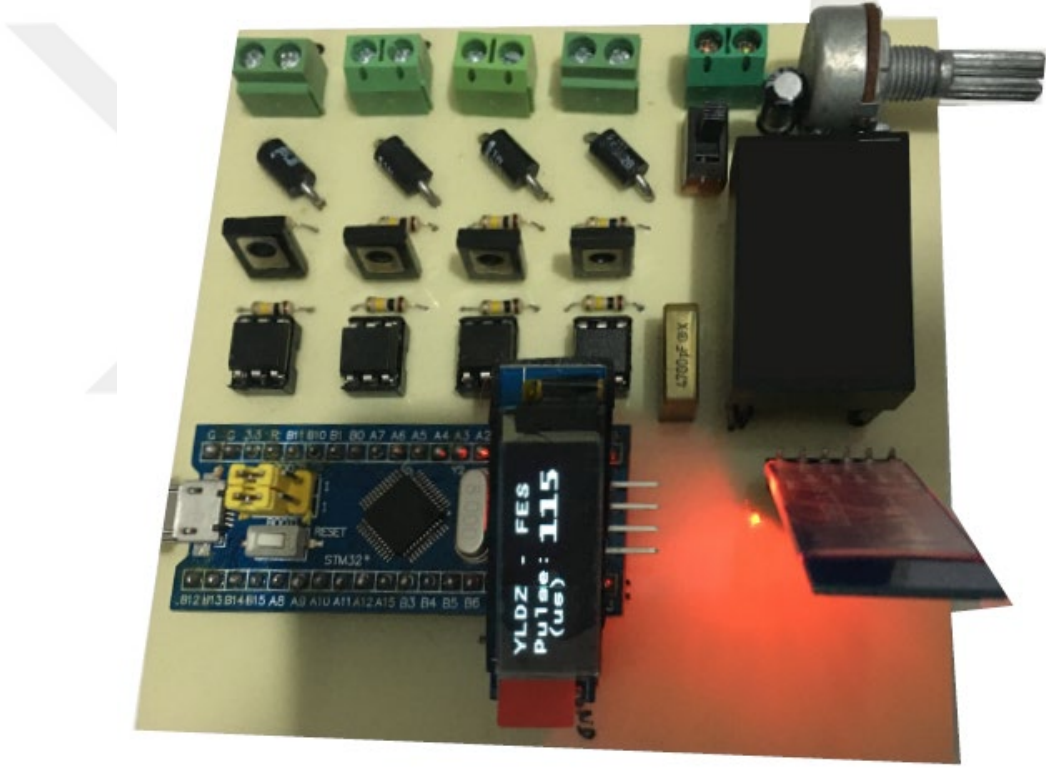
$$\frac{1}{T} = \frac{\text{CLK}}{(\text{PSC} + 1) * \text{PULSE}} \Rightarrow \frac{1}{300 * 10^{-6}} = \frac{72.000.000}{36 * \text{PULSE}} \quad (2)$$

$$\text{PULSE} = 600$$

Bu durumda tam modülasyonda uygulanacak pulse sayısı 600 olacak olup bu sayı kontrolcünün pozisyon verisine göre karşılaştırma yaptıktan sonra göndereceği değer ile değişiklik gösterecektir. Sistemde 600 pulse karşılığı  $300\mu\text{s}$  olarak ayarlanmıştır.

## BÖLÜM 4. SONUÇ VE ÖNERİLER

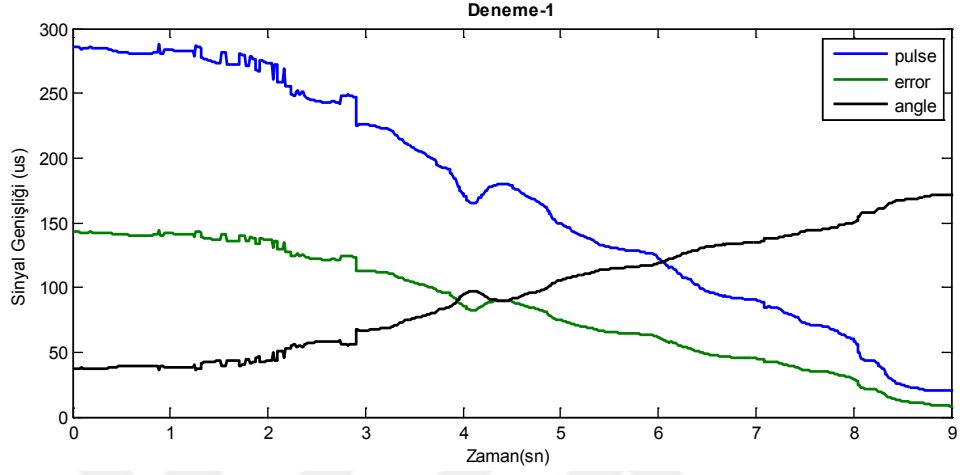
Tasarımından yazılım ve kontrolüne kadar tüm aşamaları başarılı bir şekilde tamamlanan ev bazlı fonksiyonel elektrik stimülatörünün kart tasarımı yapılarak üretimi tamamlanmıştır. Cihaz 4 adet PWM çıkış kanalı, 0.91 inc oled ekran, HC-05 bluetooth modülü, DC-DC dönüştürücü ve anahtarlama için gerekli elektronik parçalardan oluşmaktadır. DC-DC dönüştürücü girişine uygulanan 6V karşılığında 118V çıkış gerilimi üretmekte ve oled ekran mikrodenetleyiciden çıkışa aktarılan PWM'nin pulse sayısını göstermektedir. Gerçekleşmiş cihaz devresi Şekil 4.1'de gösterilmiştir.



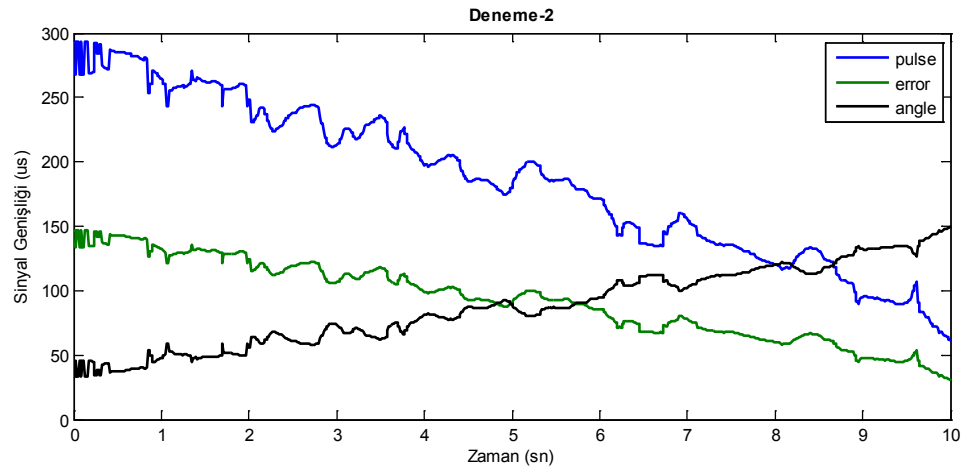
Şekil 4.1: Gerçekleşmiş Stimülatör Devresi

Cihaz kola giyilebilir ve kullanıcının sadece bir PC yardımı ile rehabilitasyonunu sağlayacak şekilde çalışmaktadır. Bununla birlikte cihazın tüm PWM kanallarından kol pozisyonuna uygun stimülasyonu sağlayacak şekilde sinyal ürettiği yapılan testlerde olumlu olarak görülmüştür. Cihazın testlerde vermiş olduğu çıkış parametreleri ve deneme sonuçları aşağıda verilen grafiklerde görülmektedir. Bu testler gerekli etik kurul

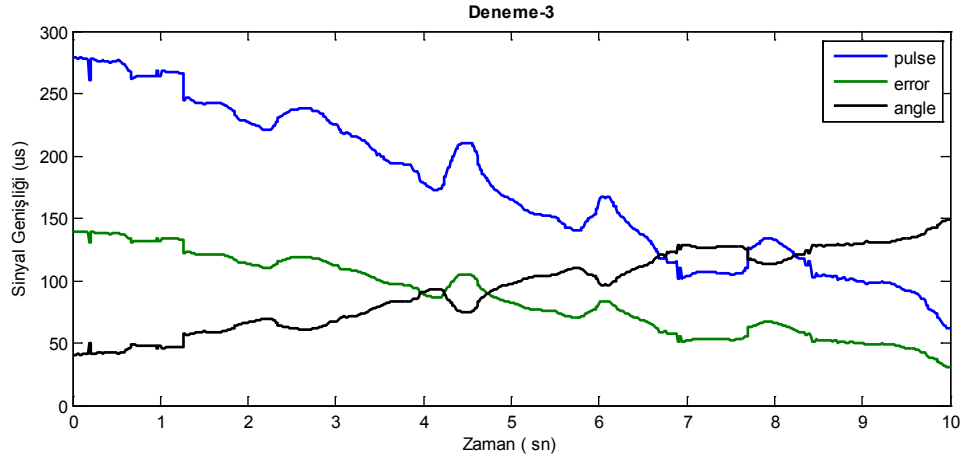
izinleri olmadığından dolayı canlı üzerinde denenmemiş olup yalnızca çıkışa aktarılıp kaydedilen değerlerdir. Yapılan beş testin sonuçlarının grafikleri aşağıdaki gibidir. Test çıkış grafiklerini Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5 ve Şekil 4.6 temsil etmektedir.



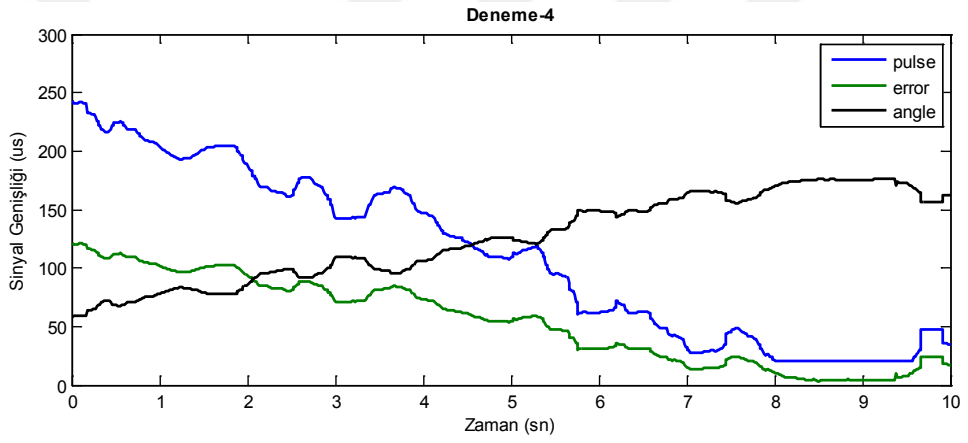
Şekil 4.2: FES Test-1 Çıkış Grafı



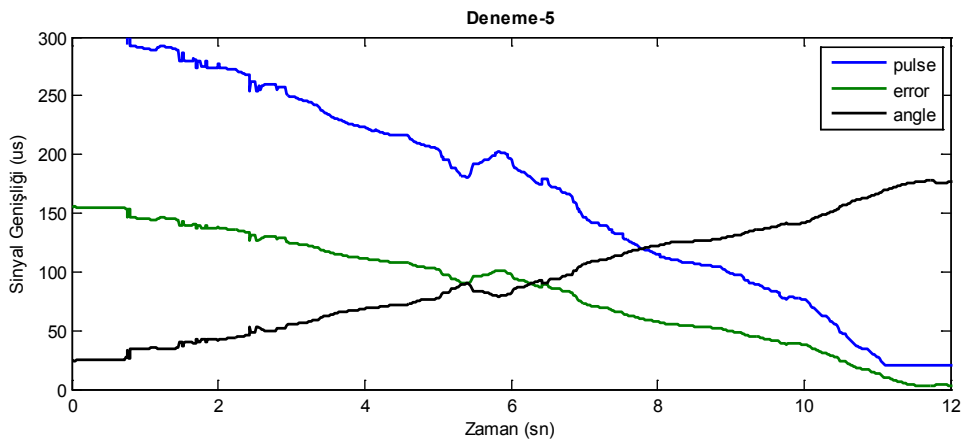
Şekil 4.3: FES Test-2 Çıkış Grafı



şekil 4.4: FES Test-3 Çıkış Grafı



şekil 4.5: FES Test-4 Çıkış Grafı



şekil 4.6: FES Test-5 Çıkış Grafı

Yukarıda görölen grafikler sistemin Microsoft Kinect SDK arayüzünden almış olduğu görüntüye göre pozisyon verisi üreterek kontrolcü mikrodenetleyicinin üretmiş olduğu

PWM sinyalini (pulse), açı (angle), hata (error) değerlerini içermektedir. Grafiklerin birbirinden farklı sonuçlar vermesinin sebebi kol pozisyonu ve açısının değişken olmasıdır. Tüm denemelerde farklı kol pozisyonlarında sistemin çıkış değerleri kaydedilmiş ve grafikler çizdirilmiştir.

Bu grafiklere bakıldığında belirlenmiş olan referans kol açısına göre hata oranı ve buna bağlı olarak sinyal genişliği farklılık göstermektedir. Referans açıya yaklaştıkça hata miktarı düşüşte ve sinyal genişliği azalmaktadır. Yani kol açısı istenilen değere yaklaştığında sabit gerilim değerinde sinyal genişliği azalmaktadır. Stimülasyon sıklığının azalmasıyla kas rahatlar ve son durumda uyarım sona erer. Bu değer aralıklarının gerçek değerlere yakın grafiklerle sunulabilmesi için üretilen sinyalin hasta üzerinde oluşturduğu tepkiye bakılıp kaydedilmesi gerekmektedir.

Ev bazlı rehabilitasyon sistemlerinde daha başarılı ürünler ortaya koymak ve bunları geliştirerek ülkemizin tıbbi olarak dışa bağımlılığının azaltılması esas alınacak en önemli konulardandır. Bu nedenle tıbbi cihaz üretiminin bu yönde açılan bölümler ile multidisipliner bir şekilde çalışmasına uygun ortamlar sağlanması gerekmektedir. Ülkemizin tıbbi cihaz anlamında dışa bağımlılığının azaltılması ancak bu şekilde mümkündür. Bu gelişimin sağlanabilmesi için üretimi yapılan cihazların testlerinin yapılabileceği etik onaylı laboratuvar ortamlarının sayılarının artırılması gerekmektedir.

#### **4.1. Öneri ve İleriki Çalışmalar**

Hızla gelişen teknoloji ile paralel olarak ilerlemekte ve büyümekte olan biyomedikal cihaz sektöründe tezde konu olarak ele alınan FES cihazı klinik ortamdan ev ortamına geçişini tam olarak sağlamamıştır. Bu nedenle, geliştirilen cihazın ev ortamına geçisi için gerekli etik izinleri, klinik çalışmaları ve deneyleri tamamlanıp hastaların kullanımına sunulmalıdır.

FES alanında ülkemizde yapılan çalışmaların yeterli olmadığı referans alınan çalışmalardan anlaşılmaktadır. Bu nedenle, ülkemizde biyomedikal alandaki akademik grupların bu konu üzerine çalışma yapması gerekmektedir.

Artmakta olan dünya nüfusuyla birlikte meydana gelen inme sayılarında artmakta ve ölümlü sonuçlanmayan inme sonrasında rehabilitasyon ihtiyacı olan hasta sayısını artmaktadır. Mevcut hastahane ve rehabilitasyon merkezlerinin zamanla artması gerekeceğinden bu durum evde rehabilitasyonu daha mantıklı ve uygulanabilir kılacaktır.

Gelecekte mevcut FES sisteminde aşağıda sıralanan değişikliklerin yapılması planlanmaktadır.

- Mikrodenetleyicide kullanılan çip ile üzerinde 8 adet çıkış kanalı olan, kredi kartı büyüklüğünü geçmeyecek şekilde yeni bir kart tasarlamak.
- Tıbbi cihaz üretimi ISO 13485 standartlarına uygun hale getirmek.
- Eklem verilerini tablete iletebilecek yeni bir derinlik sensörü kullanmak.
- Kullanılan arayüzü mobil uygulama formatında iyileştirerek sistemi tablet ile kontrol etmek.

## KAYNAKLAR

- Alon, G., Levitt, A. F., ve McCarthy, P. A. (2008). Functional electrical stimulation ({FES}) may modify the poor prognosis of stroke survivors with severe motor loss of the upper extremity: a preliminary study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 87(8), ss. 627–636. LWW.
- Balasubramanian, S., Klein, J., ve Burdet, E. (2010). Robot-assisted rehabilitation of hand function. *Current Opinion in Neurology*.
- Başara, B. (2016). *Republic of turkey ministry of health health statistics*. Ankara.
- Blana, D., Kirsch, R. F., ve Chadwick, E. K. (2009). Combined feedforward and feedback control of a redundant, nonlinear, dynamic musculoskeletal system. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(5), ss. 533–542. Springer.
- Blaya, J. A., ve Herr, H. (2004). Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12(1), ss. 24–31. IEEE.
- Bogataj, U., Gros, N., Kljajic, M., Acimovic, R., ve Malezic, M. (1995). The rehabilitation of gait in patients with hemiplegia: A comparison between conventional therapy and multichannel functional electrical stimulation therapy. *Physical Therapy*.
- Burrige, J., Taylor, P., Hagan, S., ve Swain, I. (1997). Experience of clinical use of the Odstock dropped foot stimulator. *Artificial Organs*.
- Cai, Z., Tong, D., Meadmore, K. L., Freeman, C. T., Hughes, A.-M., Rogers, E., ve Burrige, J. H. (2011). Design & control of a {3D} stroke rehabilitation platform. *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* içinde (ss. 1–6).
- Chang, W. H., ve Kim, Y.-H. (2013). Robot-assisted Therapy in Stroke Rehabilitation. *Journal of Stroke*.
- Chen, Y., Wen, C., ve Dou, H. (1997). High-order iterative learning control of functional neuromuscular stimulation systems. *Proceedings of the IEEE Conference on Decision and Control* içinde.



- Cogan, S. F. (2008). Neural stimulation and recording electrodes. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 10, ss. 275–309. Annual Reviews.
- Cozens, J. A. (1999). Robotic assistance of an active upper limb exercise in neurologically impaired patients. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*.
- Daly, J. J., Roenigk, K., Holcomb, J., Rogers, J. M., Butler, K., Gansen, J., McCabe, J., vd. (2006). A randomized controlled trial of functional neuromuscular stimulation in chronic stroke subjects. *Stroke*.
- Davoodi, R., ve Andrews, B. J. (1998). Computer simulation of {FES} standing up in paraplegia: a self-adaptive fuzzy controller with reinforcement learning. *Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(2), ss. 151–161. IEEE.
- Desrosiers, J., Malouin, F., Richards, C., Bourbonnais, D., Rochette, A., ve Bravo, G. (2003). Comparison of changes in upper and lower extremity impairments and disabilities after stroke. *International Journal of Rehabilitation Research*, 26(2), ss. 109–116. LWW.
- Dou, H., Tan, K. K., Lee, T. H., ve Zhou, Z. (1999). Iterative learning feedback control of human limbs via functional electrical stimulation. *Control Engineering Practice*.
- Dou, H., Zhou, Z., Chen, Y., Xu, J. X., ve Abbas, J. J. (1996). Iterative learning control strategy for functional neuromuscular stimulation. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings* içinde.
- Egglestone, S. R., Axelrod, L., Nind, T., Turk, R., Wilkinson, A., Burridge, J., Fitzpatrick, G., vd. (2009). A design framework for a home-based stroke rehabilitation system: Identifying the key components. *Proceedings of the 3rd International ICST Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*. Icast. 18.12.19 tarihinde <http://eudl.eu/doi/10.4108/ICST.PERVASIVEHEALTH2009.6049> adresinden erişildi.
- Ernst, E. (1990). A review of stroke rehabilitation and physiotherapy. *Stroke*, 21(7), ss. 1081–1085. American Heart Association.
- Exell, T., Freeman, C. T., Meadmore, K. L., Hughes, A.-M., Hallewell, E., ve Burridge, J. (2013). Optimisation of hand posture stimulation using an electrode array and

- iterative learning control. *Journal of Automatic Control*, 21(1), ss. 1–5.
- Freeman, C., Hughes, A. M., Burridge, J., Chappell, P., Lewin, P., ve Rogers, E. (2009). Design & control of an upper arm FES workstation for rehabilitation. *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR 2009* içinde.
- Freeman, C. T., Hughes, A. M., Burridge, J. H., Chappell, P. H., Lewin, P. L., ve Rogers, E. (2009a). Iterative learning control of FES applied to the upper extremity for rehabilitation. *Control Engineering Practice*.
- Freeman, C. T., Hughes, A. M., Burridge, J. H., Chappell, P. H., Lewin, P. L., ve Rogers, E. (2009b). A robotic workstation for stroke rehabilitation of the upper extremity using FES. *Medical Engineering and Physics*.
- Freeman, C T, Yang, K., Tudor, J., ve Kutlu, M. (2016). Feedback Control of Electrical Stimulation Electrode Arrays. *Medical Engineering & Physics*.
- Freeman, Chris T., Hughes, A. M., Burridge, J. H., Chappell, P. H., Lewin, P. L., ve Rogers, E. (2009). A model of the upper extremity using FES for stroke rehabilitation. *Journal of Biomechanical Engineering*.
- Freeman, Chris T., Rogers, E., Hughes, A. M., Burridge, J. H., ve Meadmore, K. L. (2012). Iterative learning control in health care: Electrical stimulation and robotic-assisted upper-limb stroke rehabilitation. *IEEE Control Systems*.
- Hamad. (2019). Hamad Medical Corporation. 18.12.19 tarihinde <https://www.hamad.qa> adresinden erişildi.
- Harman, G. (2014). Hücre zarından madde geçişi ile ilgili kavram yanlışlarının tahmin-gözlem-açıklama yöntemiyle belirlenmesi. *Journal of Turkish Science Education*.
- Hughes, A. M., Freeman, C. T., Burridge, J. H., Chappell, P. H., Lewin, P. L., ve Rogers, E. (2009). Feasibility of iterative learning control mediated by functional electrical stimulation for reaching after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*.
- I-Tech Physio. (2019). I-Tech Physio. 18.12.19 tarihinde <https://www.itechmedicaldivision.com/en/product/i-tech-physio/> adresinden erişildi.
- Kowalczewski, J., ve Prochazka, A. (2011). Technology improves upper extremity rehabilitation. *Progress in Brain Research*, 192, ss. 147–159. 19.12.19 tarihinde <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21763524> adresinden erişildi.
- Kutlu, M. (2017). *A Home-Based Functional Electrical Stimulation System for Upper-*

- Limb Stroke Rehabilitation*. University Of Southampton.
- Kutlu, M., Freeman, C., Hughes, A. M., ve Spraggs, M. (2017). A Home-based FES System for Upper-limb Stroke Rehabilitation with Iterative Learning Control. *IFAC-PapersOnLine*.
- Langhorne, P., Widen-Holmqvist, L., ve others. (2007). Early supported discharge after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 39(2), ss. 103–108. Medical Journals Limited.
- Le, F., Markovsky, I., Freeman, C. T., ve Rogers, E. (2010). Identification of electrically stimulated muscle models of stroke patients. *Control Engineering Practice*.
- Lee, G. (2013). Effects of Training Using Video Games on the Muscle Strength, Muscle Tone, and Activities of Daily Living of Chronic Stroke Patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(5), ss. 595–597.
- Loeb, G. E., Richmond, F. J. R., ve Baker, L. L. (2006). The BION devices: injectable interfaces with peripheral nerves and muscles. *Neurosurgical Focus*, 20(5), s. E2. 19.12.19 tarihinde <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16711659> adresinden erişildi.
- Lynch, C. L., ve Popovic, M. R. (2008). Functional electrical stimulation. *IEEE Control Systems Magazine*, 28(2), ss. 40–50.
- M.R. Bozkurt. (2007). *Emg İşaretlerinin Modern Yöntemlerle Önişlemesi Ve Sınıflandırılması*. Sakarya Üniversitesi.
- Meadmore, K L, Exell, T., Hallewell, E., Hughes, A. M., Kutlu, M., Benson, V., Burridge, J. H., vd. (2014). The application of precisely controlled functional electrical stimulation to the shoulder, elbow and wrist for upper limb stroke rehabilitation: A feasibility study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), s. 105.
- Meadmore, Katie L., Hughes, A. M., Freeman, C. T., Cai, Z., Tong, D., Burridge, J. H., ve Rogers, E. (2012). Functional electrical stimulation mediated by iterative learning control and 3D robotics reduces motor impairment in chronic stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*.
- Meadmore, Katie L, Exell, T., Hallewell, E., Freeman, C. T., Hughes, A.-M., Kutlu, M., Burridge, J. H., vd. (2013). Upper limb stroke rehabilitation using functional electrical stimulation mediated by iterative learning control. *4th Annual*

- Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society (UK and Ireland Chapter)* içinde. 19.12.19 tarihinde <http://eprints.soton.ac.uk/350933/> adresinden erişildi.
- Medical Expo. (2019). Medical Expo.19.12.19 tarihinde <https://www.medicalexpo.com/prod/beacmed/product-67740-667322.html> adresinden erişildi.
- Metcalf, C. D., Robinson, R., Malpass, A. J., Bogle, T. P., Dell, T. a, Harris, C., ve Demain, S. H. (2013). Markerless motion capture and measurement of hand kinematics: validation and application to home-based upper limb rehabilitation. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 60(8), ss. 2184–2192.
- Meyer-Heim, A., ve van Hedel, H. J. A. (2013). Robot-assisted and computer-enhanced therapies for children with cerebral palsy: Current state and clinical implementation. *Seminars in Pediatric Neurology*.
- Microsoft.com. (2019). Kinect 2. tarihinde <https://developer.microsoft.com/en-us/windows/kinect> adresinden erişildi.
- National Cancer Institute. (2019). Muscle of Stroke Rehabilitation. *muscles of upper extremity*. 20.12.19 tarihinde <https://training.seer.cancer.gov/anatomy/muscular/groups/upper.html> adresinden erişildi.
- Odstockmedical.com. (2019). ODFS Pace (XL) Kit. 20.12.19 tarihinde <https://www.odstockmedical.com/products/odfs®-pace-xl-kit> adresinden erişildi.
- Pereira, S., Mehta, S., McIntyre, A., Lobo, L., ve Teasell, R. W. (2012). Functional electrical stimulation for improving gait in persons with chronic stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*.
- Pomeroy, V. M., Evans, E., ve Richards, J. D. (2006). Agreement between an electrogoniometer and motion analysis system measuring angular velocity of the knee during walking after stroke. *Physiotherapy*, 92(3), ss. 159–165. Elsevier.
- PrimeSense. (2019). Carmine 1.09 - PrimeSense. 20.12.19 tarihinde <http://xtionprolive.com/primesense-carmine-1.09> adresinden erişildi.
- Reilly, J. P. (1999). Applied Bioelectricity: from Electrical Stimulation to Electropathology. *Physiological Measurement*.
- Roger, V. L., Go, A. S., Lloyd-Jones, D. M., Benjamin, E. J., Berry, J. D., Borden, W.

- B., Bravata, D. M., vd. (2012). Heart Disease and Stroke Statistics—2012 Update  
A Report From the American Heart Association. *Circulation*, 125(1), ss. e2--e220.  
Lippincott Williams & Wilkins.
- Rushton, D. N. (2003). Functional electrical stimulation and rehabilitation - An  
hypothesis. *Medical Engineering and Physics*.
- Saebo.com. (2019). Saebo MyoTrac Infinity | Saebo. 20.12.19 tarihinde  
<https://www.saebo.com/shop/saebomas/> adresinden erişildi.
- Sara J. Cuccurullo. (2019). *Physical medicine and rehabilitation board review*. Demos  
Medical.
- Tang, R., Yang, X.-D., Bateman, S., Jorge, J., ve Tang, A. (2015). Physio@Home.
- Taub, E., Crago, J. E., ve Uswatte, G. (1998). Constraint-induced movement therapy: A  
new approach to treatment in physical rehabilitation. *Rehabilitation Psychology*.
- Teasell, R., Foley, N., Salter, K., Bhogal, S., Jutai, J., ve Speechley, M. (2009).  
Evidence-based review of stroke rehabilitation: executive summary. *Topics in  
Stroke Rehabilitation*, 16(6), ss. 463–488. Thomas Land.
- Teo, J. T. H. (2009). *Motor learning and neuroplasticity in humans*. University College  
London. Tarihinde adresinden erişildi <http://discovery.ucl.ac.uk/17592/>
- Thrasher, T. A., Zivanovic, V., McIlroy, W., ve Popovic, M. R. (2008). Rehabilitation of  
reaching and grasping function in severe hemiplegic patients using functional  
electrical stimulation therapy. *Neurorehabilitation and Neural Repair*.
- Tong, D. (2012). *Development of an Upper Limb Rehabilitation System using Functional  
Electrical Stimulation mediated by Iterative Learning Control*. University of  
Southampton.
- TÜİK. (2017). Türkiye Sağlık Araştırması , 2016. *Türkiye İstatistik Kurumu Haber  
Bülteni*.
- Türk Nöroloji, D. (2017). Turkish Neurological. 20.12.19 tarihinde  
[https://www.noroloji.org.tr/TNDDData/Uploads/files/4\\_Infographic\\_brosur\\_FAST\\_](https://www.noroloji.org.tr/TNDDData/Uploads/files/4_Infographic_brosur_FAST_FINAL.pdf)  
[FINAL.pdf](https://www.noroloji.org.tr/TNDDData/Uploads/files/4_Infographic_brosur_FAST_FINAL.pdf) adresinden erişildi.
- Wolpert, D. M., ve Flanagan, J. R. (2010). Q&A: Robotics as a tool to understand the  
brain. *BMC Biology*.
- Wu, X., Zhu, B., Fu, L., Wang, H., Zhou, B., Zou, S., ve Shi, J. (2013). Prevalence,  
incidence, and mortality of stroke in the chinese island populations: a systematic

review. *PLoS ONE*, 8(11), s. e78629. Public Library of Science.

Yan, T., Hui-Chan, C. W. Y., ve Li, L. S. W. (2005). Functional electrical stimulation improves motor recovery of the lower extremity and walking ability of subjects with first acute stroke: A randomized placebo-controlled trial. *Stroke*.

Zynex medical. (2019). NeuroMove™ Stroke Rehabilitation | Zynex NeuroDiagnostics. 18.12.19 tarihinde <https://www.zynex.com/products/neuromove/> adresinden erişildi.



## ÖZGEÇMİŞ

**Ad-Soyad** : Muhammed YILDIZ  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 24.12.1992 HORASAN  
**E-posta** :  
yldzmuhammet92@gmail.com



### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2015, Fırat Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği

### MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- 2015-2017 : Proje Mühendisi ( Arge Robotik)

### TEZİNDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

Üst Ekstremitte İnme Rehabilitasyonu İçin Ev Bazlı Sistem Tasarımı  
Scientific Meeting on Electrical-Electronics & Biomedical Engineering and Computer  
Science (EBBT) 2019 DOI:10.1109/ebbt.2019.8741954