

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜST EKSTREMİTE İÇİN İKİ SERBESTLİK DERECELİ BİR
REHABİLİTASYON SİSTEMİNİN TASARIMI VE
GELİŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Okan AYAR

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

Tez Danışmanı: Doc.Dr Erkin Gezgin

ARALIK 2020

İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜST EKSTREMİTE İÇİN İKİ SERBESTLİK DERECELİ BİR
REHABİLİTASYON SİSTEMİNİN TASARIMI VE
GELİŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Okan AYAR
(Y170228006)

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Tez Danışmanı:Doc.Dr.Erkin Gezgin

ARALIK 2020

İKÇÜ, Fen Bilimleri Enstitüsünün Y170228006 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Okan Ayar, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “ÜST EKSTREMİTE İÇİN İKİ SERBESTLİK DERECELİ BİR REHABİLİTASYON SİSTEMİNİN TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı :

Doc. Dr. Erkin Gezgin
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

Jüri Üyeleri :

Dr. Öğr. Üyesi Duygu ATCI
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Özgün SELVİ
Çankaya Üniveristesi

Savunma Tarihi : 04.12.2020

Aileme

ÖNSÖZ

Öncelikle bu tez çalışması süresince yardımlarını esirgemeyen Araştırma Görevlisi Mertcan Koçak'a, laboratuvarında birlikte çalıştığım değerli ekip arkadaşlarıma ve danışmanım Doc.Dr.Erkin Gezgin'e teşekkürü bir borç bilirim. Son olarak bu süre zarfında destekleri için aileme teşekkür ederim.

Aralık 2020

Okan AYAR

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLO LİSTESİ	vii
ŞEKİL LİSTESİ.....	viii
KISALTMALAR	x
ÖZET.....	xi
ABSTRACT	xii
1. GİRİŞ.....	13
1.1 Konvansiyonel Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	13
1.2 Robotik Rehabilitasyon	15
2. MEKANİZMA TASARIMI	20
2.1 Kinematik Analiz	20
2.1.1 İleri kinematik analiz.....	21
2.1.2 Ters kinematik analiz	22
2.2 Yapısal Tasarım.....	25
2.2.1 Uzun boyutlandırılması	25
2.2.2 Mekanik tasarım ve prototip üretimi	28
3. ÖN KONTROL ÇALIŞMALARI.....	33
3.1 Kuvvet Sensörü Devre Tasarımı Ve Kalibrasyonu	34
3.2 Başlangıç Konum Sıfırlaması.....	38
3.3 Vaka Çalışmaları	43
4. REHABİLİTASYON VE KONTROL	45
4.1 Rehabilitasyon Süreci.....	45
4.2 Sistem Simulink Entegrasyonu	46
4.3 Admitans Kontrol	48
4.4 Admitans Kontrol Sistem Entegrasyonu	51
5. SONUÇLAR.....	65
6. REFERANSLAR	67
EKLER.....	70
EK 1:	70
EK 2:	73
ÖZGEÇMİŞ.....	74

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo E.1.1 İnsan kolunun rehabilitasyon ihtiyacı olan x ve y eksenlerindeki hareket mesafeleri.....	70
Tablo E.2.1 Yük Hücrelerinin Voltaj Kuvvet ilişkisi.....	73

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 1.1 Konvansiyonel fizik tedavi ve rehabilitasyon uygulaması [4,5].	14
Şekil 1.2 Dış iskelet ve uç nokta eyleyici robotik rehabilitasyon uygulamaları [12].	16
Şekil 1.3 Uç nokta eyleyici ve dış iskelet robotik sistemlerin şematik gösterimi [13].	17
Şekil 2.1 Beş çubuk mekanizması.	20
Şekil 2.2 Ters kinematik kontrol yapısı.	22
Şekil 2.3 OptiTrack v100 R2 hareket yakalama kameraları.	26
Şekil 2.4 Üst ekstremitte hareket limitlerinin belirlenmesi.	27
Şekil 2.5 Beş çubuk mekanizması uzuv boyutları.	28
Şekil 2.6 Maxon GP52 redüktör ve EC60 motor [25,26].	28
Şekil 2.7 Eyleyici yatağı ve uzuv kapağı.	29
Şekil 2.8 Sistem eyleyici modeli.	29
Şekil 2.9 Robotik rehabilitasyon sistemi.	30
Şekil 2.10 Tek eksen yük hücresi [27].	31
Şekil 2.11 Tutma kolu tasarımı ve sistem üzerine montajı.	31
Şekil 2.12 Rehabilitasyon robot prototipi.	32
Şekil 3.1 Maxon Epos2 70/10 kontrolcü ve Humusoft MF624 DAC [28,29,30].	33
Şekil 3.2 INA 122 yükselteç entegresi [32].	34
Şekil 3.3 Yük hücresi için tasarlanan devre şematığı.	35
Şekil 3.4 Delikli pertinaks üzerine yapılan elektronik devre tasarımı.	36
Şekil 3.5 Kalibrasyon için kullanılan ağırlıklar.	36
Şekil 3.6 Kalibrasyon için oluşturulan deney düzeneği.	37
Şekil 3.7 İki yük hücresi için oluşturulan eğim grafikleri.	38
Şekil 3.8 Sistem üzerine entegre edilen limit anahtarları.	39
Şekil 3.9 Sıfırlama işlemi için Matlab Simulink ortamında oluşturulan model.	40
Şekil 3.10 Sinyal ile etkinleştirilen alt sistem.	40
Şekil 3.11 Simulink kalibrasyon alt sistemi.	41
Şekil 3.12 Pozisyon ve hız kontrolcüsünün entegrasyonu.	42
Şekil 3.13 Link 2 için sıfırlama prosedürü sistem pozisyon ve hız bilgileri.	42
Şekil 3.14 Link 5 için sıfırlama prosedürü sistem pozisyon ve hız bilgileri.	43
Şekil 3.15 İleri kinematik uygulamasının Matlab üzerinde ki blok diyagramı.	44
Şekil 3.16 Ters kinematik uygulamasının Matlab üzerinde ki blok diyagramı.	44
Şekil 4.1 Analog verinin referans düzlemine aktarılması.	46
Şekil 4.2 Değerlerin offset olarak kullanılması.	47
Şekil 4.3 Sinyal ile etkinleştirilen kalibrasyon alt sistemi.	47

Şekil 4.4 Yük hücresinin sistem üzerindeki detaylı montaj noktası.	48
Şekil 4.5 Basit bir admitans kontrol yapısı [35].	49
Şekil 4.6 Sistemde kullanılan admitans kontrol blok diyagramı.	49
Şekil 4.7 Sistemde kullanılacak admitans yapısının Simulink modeli.	51
Şekil 4.8 Çalışma alanının sınırlandırılması için oluşturulan alt sistem.	52
Şekil 4.9 Referans değerlerin belirlenmesi için oluşturulan alt sistem.	52
Şekil 4.10 Uç noktaya x ve y eksenleri boyunca uygulanan kuvvetin değerleri.	53
Şekil 4.11 Sisteme uygulanan yükün büyüklüğünün zamana bağlı değişimi.	54
Şekil 4.12 Uç noktaya uygulanan kuvvetlerin, x ve y eksenleri boyunca yaptıkları hareketler.	54
Şekil 4.13 Uç noktanın x eksenindeki hareketinin zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ve aradaki fark.	55
Şekil 4.14 Uç noktanın y eksenindeki hareketinin zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ve aradaki fark.	56
Şekil 4.15 2.link mafsalının rotasyonel hızının zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ile aralarındaki hata değişimi grafikleri.	57
Şekil 4.16 2.link mafsalının rotasyonel hızının zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ile aralarındaki hata değişimi grafikleri.	58
Şekil 4.17 Admitans dirençleri artırılmış durum için uç noktaya X ve Y eksenleri boyunca uygulanan kuvvet.	59
Şekil 4.18 Uç noktaya uygulanan kuvvetin zamana bağlı değişimi.	60
Şekil 4.19 Uç noktanın referans ve gerçek hareket değerleri.	60
Şekil 4.20 X eksenindeki hareketinin zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi.	61
Şekil 4.21 Uç noktanın y eksenindeki hareketinin zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ayrıca aralarındaki hata değişim grafikleri.	62
Şekil 4.22 2.link mafsalının rotasyonel hızının zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ile hata değişim grafikleri.	63
Şekil 4.23 5.link mafsalının rotasyonel hızının zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ile hata değişim grafikleri.	64

KISALTMALAR

ÜST EKSTREMİTE İÇİN İKİ SERBESTLİK DERECELİ BİR REHABİLİTASYON SİSTEMİNİN TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ

ÖZET

Bu tez kapsamında, ileri yaş ve çeşitli hastalıklardan kaynaklanabilen üst ekstremitte rahatsızlıklarının rehabilitasyonu için kullanılabilecek iki serbestlik dereceli bir rehabilitasyon sisteminin tasarlanması ve geliştirilmesi hedeflenmiştir. Çalışma boyunca önerilen sistemin kinematik ve yapısal tasarımı gerçekleştirilmiş, rehabilitasyon kontrol çalışmalarında kullanılabilmesi için hasta robot etkileşimini sağlayacak bir uç nokta tutucu kol tasarlanmış ve prototip üretimi gerçekleştirildikten sonra sunulan rehabilitasyon sistemi ile admitans kontrol ve donanım doğrulama çalışmaları yürütülmüştür. Tez kapsamında temel olarak mekanik tasarım, ön kontrol, rehabilitasyon ve kontrol süreçleri yer almaktadır. Mekanik tasarım sürecinde önerilen sistemin ileri ve ters kinematik analizleri, uzuv boyutlandırılması, CAD modelinin tasarımı ve prototipleme süreçlerine odaklanılmıştır. Ön kontrol çalışmalarında, sistemin verimli bir şekilde çalışması için gerçekleştirilen ilk kontrol denemeleri ve elde edilen sonuçlar aktarılmıştır. Çalışma boyunca tasarım sürecinde yapılan analizlerin kontrol sürecine entegrasyonu için rehabilitasyon süreçlerine paralel olarak vaka çalışmaları hazırlanmış ve sonuçları değerlendirilmiştir.

DESIGN AND DEVELOPMENT OF A 2DoF REHABILITATION SYSTEM FOR UPPER EXTREMITY

ABSTRACT

Within the scope of this thesis, it is aimed to design and develop two degrees of freedom rehabilitation system that can be used for upper extremity rehabilitation in case of disorders that may result due to aging and/or various diseases. Throughout the study, kinematic and structural design of the proposed system was carried out, an end effector to provide patient robot interaction via control was designed, and following the post prototyping admittance control studies were carried out on the rehabilitation system. This thesis basically includes mechanical design, early control studies, rehabilitation and control processes. During mechanical design process, direct and inverse kinematic analyzes, link dimensioning, CAD model design and prototyping processes were being focused. Inside the pre-control studies, first control trials to provide efficient performance of the system were presented. During the study, case studies were prepared in parallel considering the ongoing rehabilitation processes. At the end of the thesis all of the results were evaluated in light of the experiments and future directions.

1. GİRİŞ

Nörolojik hastalıklar, ortopedik hastalıklar, felçler gibi hareket kısıtlılığına yol açan sağlık problemlerinin giderilmesinde fizik tedavi ve rehabilitasyon yöntemleri kullanılmaktadır. Rehabilitasyon, hareket kısıtlamaları olan bireylerin günlük hayatlarını bağımsız olarak sürdürebilmesi için uygulanan fiziksel ve psikolojik yöntemleri içermektedir. Artan yaşlı nüfusu ve felç gibi hastalıklar sebebiyle, fizik tedavi ve rehabilitasyon alanındaki arge çalışmalarının önemi her geçen gün arttırılmaktadır. İlgili arge çalışmalarında teknolojik gelişmelerle birlikte de klasik rehabilitasyon yöntemlerinin uygulanmasında ortaya çıkan bazı problemlerin giderilmesinin ve bu yöntemlerin standartlaşmasının hedeflenmiş olduğu ortaya çıkmaktadır.

Klasik rehabilitasyon süreçleri incelendiğinde hem hasta hem de çalışan sağlık personellerini etkileyen bir takım zorluklar görülmektedir. Bu zorluklar, bir sağlık personelinin sadece tek bir hastayla ilgilenebilmesi, hatta bazı durumlarda iki personelin sadece tek hasta ile ilgilenebilmesi, hastaların egzersizlerinin her defasında aynı kısıtlarda yaptırılmaması ve tedavi sürecinin sayısal verilerle kontrol altında tutulamaması şeklinde sıralanmaktadır [1]. Bu nedenlerle tedavi süreçlerinde her zaman istenilen verimlere ulaşılamamaktadır. Bu gibi problemleri ortadan kaldırmak için son yıllarda robotik rehabilitasyon çalışmaları ağırlık kazanmıştır. Bu doğrultuda günümüz fizik tedavi ve rehabilitasyon metotları genel olarak konvansiyonel ve robotik uygulamalar olarak incelenebilir.

1.1 Konvansiyonel Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon

Fizik tedavi ve rehabilitasyonun geçmişinin MÖ 2000'li yıllara kadar gittiği, bu yıllarda termal suların ve bir takım hareketlerin tedavi amacıyla kullanıldığı karşımıza çıkmaktadır [2]. MÖ 460'lı yıllara gelindiğinde Hipokrat ve daha sonra Galen'in hastalara masaj, manuel terapi yöntemleri ya da hidroterapiyle tedavi gibi

yöntemler uygulayan ilk kişiler olarak tarihe geçtikleri bilinmektedir. Ancak profesyonel olarak ilk fizik tedavi ve rehabilitasyon çalışmaları İsveç'te 1813 yılında kurulan Royal Central Institute of Gymnastics (RCIG)'de başlamıştır. Ülkemizde ise 1961 yılında Hacettepe Üniversitesi'nde Prof. Dr. İhsan Doğramacı tarafından Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu kurulmuştur [3]. Tarihsel süreç incelendiğinde konvansiyonel metotların yüzyıllar boyunca uygulandığı ve sonuç olarak günümüzde uygulanan şeklini aldığı görülmektedir.

Şekil 1.1'de bir hastaya yapılan konvansiyonel bir uygulama örneklendirilmiştir [4,5]. Konvansiyonel metotlar, terapistle bağımlı, yoğun insan gücü gerektiren ve ölçülemeyen (subjektif) sonuçlar veren metotlar olarak tanımlanabilir [6].



Şekil 1.1 Konvansiyonel fizik tedavi ve rehabilitasyon uygulaması [4, 5].

Bu tür tedavi merkezlerinde hekim, fizyoterapist ve hemşireler birlikte çalışmaktadır. "Kaybedilen veya hiç oluşmamış bazı fiziksel yetkinlikleri geri kazanmayı amaçlayan tedavi" olarak açıklanan fizik tedavi ve rehabilitasyon uygulamalarının subjektif olarak değerlendirilmesine sebep olan konvansiyonel metotlarla birlikte ilgili tedavi süreçleri oldukça uzun sürebilmektedir. Konvansiyonel metotlarda zaman içerisinde meydana gelen bazı problemler gelişen teknoloji ile birlikte robotik rehabilitasyon ihtiyacını ortaya çıkarmıştır. Bu sistemlerde elde edilen başarı ile çalışan sağlık personellerinin sayısal olarak ölçülebilir tedavi uygulayabilmesi, daha fazla hastayla ilgilenebilmesi ve daha objektif sonuçlar elde edilmesi olarak sağlanmaktadır.

1.2 Robotik Rehabilitasyon

Fizik tedavi ve rehabilitasyon egzersizleri, fizik tedavi ve rehabilitasyon uzmanları, fizyoterapistler ve hemşireler tarafından hastaya uygulanmaktadır. Günümüzde ilgili alandaki hasta sayılarındaki artışlar personel sayısını da zamanla yetersiz kılmaktadır. Bu noktada robotik rehabilitasyon yöntemleri devreye girmektedir. Bu robotlar, terapilerin tekrarlanabilir, nicel ölçüler ile takip edilebilir ve kolay ayarlanabilir bir şekilde uygulanmasına imkan verir [7]. Böylece tedavi yöntem ve süreçlerinin daha verimli bir standarda oturtulması sağlanır.

Gelişen robot teknolojisi ile birlikte fizik tedavi ve rehabilitasyonda da robot teknolojisi kullanımı günden güne artmaktadır. Rehabilitasyon amacıyla geliştirilen kol ve el robotları, herhangi bir görevi yerine getirmek için belirlenen hareketleri yaptıran, çok fonksiyonlu programlanabilen elektromekanik cihazlardır [8].

Rehabilitasyon robotları sistemlerine göre sınıflandırıldığında pasif, aktif ve interaktif sistemler olarak üçe ayrılırlar. Pasif sistemlerde hareket için herhangi bir eyleyici kullanılmaz. Uzunların pasif olduğu daha sınırlandırılmış hareketleri kapsar. Aktif sistemlerde ekstremitenin hareketi için hidrolik, pnömatik veya elektromekanik parçalar kullanılır. İnteraktif sistemlerin ise sadece bu eyleyiciler ile değil farklı kontrol metotlarıyla (empedans vb) da tedaviyi gerçekleştirdiği bilinmektedir [9].

Günümüz tedavi süreçlerinde kullanılan rehabilitasyon robotlarının sağladığı avantajlar kısaca aşağıdaki maddeler ile belirtilebilir,

-İlgili sistemler kullanılarak tekrarlayan egzersiz hareketleri aynı standartlarda ve istenilen miktarda gerçekleştirilebilir,

-Bir uzman gözetiminde aynı anda birden fazla hastanın tedavisi yapılabilir,

-Kullanılan sensör teknolojileri sayesinde daha nesnel veriler alınır,

-Robotlar ön tanımlı kuvvetler oluşturabilir ve bu kuvvetlerin kontrolünü sağlayabilir,

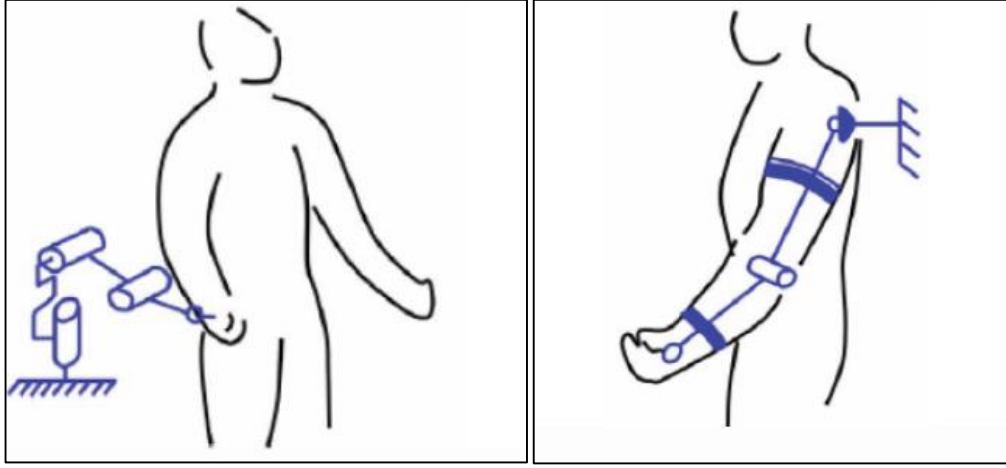
-Uzaktan programlanabilen robotlarla birlikte hastalar kliniğe gitmeden evlerinde tedavilerini gerçekleştirebilirler [10].

Bu avantajları sayesinde, farklı uzuvlar için son dönemlerde robotik rehabilitasyon cihazı geliştirme çalışmalarının arttığı görülmektedir. Literatür araştırmalarına bakıldığında da insanların günlük hayatlarında yoğun olarak kullandıkları üst uzuvlarında oluşan hastalıkların rehabilitasyon süreçlerine odaklanan çalışmaların yoğunlukta olduğu anlaşılmaktadır [11]. Günümüzde kullanılan robotik sistemler, ortezler, yürüme robotları, üst ve alt ekstremité robotları olarak karşımıza çıkmaktadır. Üst ekstremité için kullanılan robot sistemleri tasarımlarına göre uç nokta eyleyici ve dış iskelet olarak iki grupta incelenmektedir. Şekil 1.2 de sırasıyla eksoskeleton ve uç nokta eyleyici robotik cihazların uygulama olarak örnekleri verilmiştir [12].



Şekil 1.2 Dış iskelet ve uç nokta eyleyici robotik rehabilitasyon uygulamaları [12].

Eksoskeleton sistemlerinde robot manipulator hastalara ilgili sağlık personeli tarafından giydirilir. Mekanizmaların eklemleri ve uzuvları insan iskeletine tam olarak uygun şekilde tasarlanmıştır. Uç nokta eyleyici sistemlerde ise hasta makine etkileşimi manipülátör uç noktasının hareketi ile kısıtlanmıştır. Sistemin tasarımı yapılırken ilgili uzvun doğal hareketlerine imkan verecek kriterler değerlendirilir. Bu sayede ilgili uzvun doğal fonksiyonuna kavuşması sağlanır. Bu sistemler nöro-rehabilitasyona uygun olarak tasarlanırlar. Şekil 1.3 te her ki farklı sistemin de örnek kinematik gösterimleri belirtilmiştir [13].



Şekil 1.3 Uç nokta eyleyici ve dış iskelet robotik sistemlerin şematik gösterimi [13].

İlgili literatür incelendiğinde bir çok çalışmanın üst ekstremitte rehabilitasyon süreçlerinde kullanılacak sistemler üzerine gerçekleştirildiği görülmektedir. Gezgin ve arkadaşları tasarladıkları tek serbestlik dereceli rehabilitasyon robotu ile belirli bir neden ile fonksiyonunu yitirmiş insan elinin hareket kabiliyetinin geri kazanılabilmesini hedeflemişlerdir [14]. Yazarlar çalışmalarında elin açma kapama hareketi esnasında hareket yakalama kameraları kullanılarak elde edilen iz verilerini kullanarak kinematik sentez yöntemi kullanmış ve elin açma kapama doğal hareketini takip edebilecek robotik bir sistem geliştirmişlerdir. Üst ekstremitte çalışmalarında kullanılan kontrol metotları incelendiğinde admitans kontrol ön plana çıkmaktadır. Ozkul ve Barkana'nın geliştirdikleri rehabilitasyon sisteminde, farklı seviyede kontrolcüler kullanılarak admitans yardımıyla pozisyon kontrolü yaptırılmıştır [15]. Böylece hastanın durumuna göre admitans kontrol ile farklı seviyelerde dirençler uygulanabilmiştir. Bunun neticesinde hastalar için aktif, aktif yardımcı ve karşı direnç uygulanabilen bir sistem ortaya çıkmıştır. Guguloth 2018 yılında yazdığı yüksek lisans tezinde farklı modellerde üst ekstremitte robotlarının tasarlanması ve fonksiyonları üzerinde durmuştur [16]. Bu çalışma kapsamında el ve omuz için olmak üzere farklı üst ekstremitte robotların tasarımları yapılmıştır. Tasarımı yapılan çalışmada AREBO isimli cihazda temelde omuzun konumunun doğru belirlenmesi ve kinematik analizlere odaklanılmaktadır. Bundan dolayı cihazı insana göre konumlandırmak için harcanan zaman ve emekten tasarruf sağlanmıştır. Böylece omuz konumu doğru bilinmiş ve izlenecek yol doğru bir şekilde

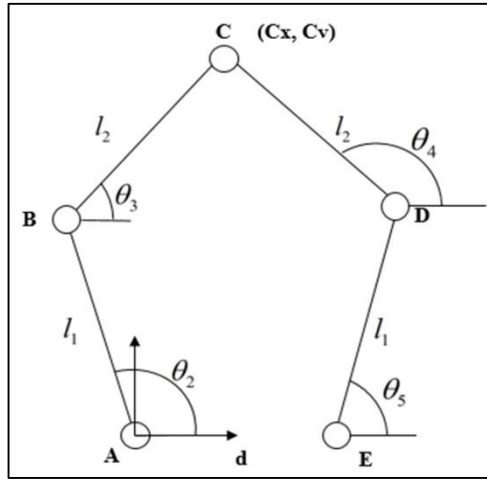
planlanmıştır. Bir diğer çalışmada Chen ve arkadaşları üst ekstremité için başka bir egzersiz sistemi geliştirmişlerdir [17]. Geliştirdikleri sistemde, bilgisayardan seçilen görevlerin hasta tarafından tekrarlanması sağlanır. Bu egzersiz sırasında geçen süreler ve yapılan düzeltmeler kayıt altında tutulur. Uzun vadede sayısal verilerle hasta veri tabanı oluşturulmasına olanak sağlar. Krebs ve arkadaşları 1998 yılında geliştirdikleri MIT-Manus isimli cihazda hastaya bir yol verilerek bu yolu takip etmesi sağlanmıştır. İlgili sistemde empedans kontrolü kullanılmıştır [18]. Reinkensmeyer ve arkadaşları ise geliştirdikleri üç serbestlik dereceli rehabilitasyon sisteminde aktif yardımcı egzersizlerin yapılmasına olanak sağlamıştır [19]. Zaman ve arkadaşları ise üst ekstremité için NAO Robot ile egzersiz yapılmasını sağlayan kütüphane geliştirmişlerdir. NAO içerisinde oluşturulan kütüphane sayesinde robot hastaya ilgili hareketi öğretebilmektedir. Ayrıca geliştirilen oyun ile çok eklemlî hareketlerin öğrenilmesini sağlamışlardır [20]. Yavuz ve arkadaşları yaptıkları çalışmada üst uzuv için 2 serbestlik dereceli bir eksozkelatal robot geliştirmişlerdir. Bu robotların hem yük taşıma hem de rehabilitasyon alanlarında kullanılması hedeflenmiştir. Çalışmanın simülasyonu PID kontrol ile pozisyon kontrol yapılarak tamamlanmıştır. Sağlıklı ve hasta bireylerle test çalışmalarının devam etmesi hedeflenmiştir [21]. Başka bir çalışmada Pineda-Rico ve arkadaşları, insan kolunun kinematiğine dayalı olarak tasarlanan bir sistem geliştirmişlerdir. İnsan kolunun kinematiğine göre yapılan tasarımla, kolun tüm özellikleri aktarılmış ve benzer çalışma alanlarında hareket edebilmesini sağlamıştır. İlgili çalışmada mekanik modeller Solidworks ile dinamik model ise Matlab ile yapılmıştır. Bu gereçlerle yapılan tasarımlar 3 boyutlu üretim teknolojisine aktarılmasına olanak sağlamıştır [22]. Liu ve arkadaşları 2017 yılında paylaştıkları çalışmalarında, iki serbestlik dereceli bir uç rehabilitasyon cihazı ile farklı rehabilitasyon tekniklerinin gerçekleştirilebileceğini araştırmışlardır. Geliştirilen EEULRebot testlerinde sistemin pasif güdümlü hareket doğruluğu ve rehabilitasyonda kullanılabilirliği kanıtlanmıştır [23].

Yukarıda özet olarak belirtilen ilgili literatür çalışmaları değerlendirilerek bu tez kapsamında, ileri yaş ve çeşitli hastalıklardan kaynaklanabilen üst ekstremité rahatsızlıklarının rehabilitasyonu için kullanılacak iki serbestlik dereceli bir rehabilitasyon sisteminin tasarlanması ve geliştirilmesi hedeflenmiştir. Çalışma

boyunca önerilen sistemin kinematik ve yapısal tasarımı gerçekleştirilmiş, rehabilitasyon kontrol çalışmalarında kullanılabilmesi için hasta robot etkileşimini sağlayacak bir uç nokta tutucu kol tasarlanmış ve prototip üretimi gerçekleştirildikten sonra sunulan rehabilitasyon sistemi ile admitans kontrol ve donanım doğrulama çalışmaları yürütülmüştür

2. MEKANİZMA TASARIMI

İnsan kolunun bir düzlem üzerinde bulunan bir objeyi düzlem bağlantısını kesmeden hareket ettirebilmesi senaryosundan yola çıkarak tez kapsamında prototipinin üretilmesine karar verilen rehabilitasyon robotunun kinematik yapısının iki serbestlik dereceli beş çubuk mekanizması olmasına karar verilmiştir. Şekil 2.1’de beş çubuk mekanizmasının ilgili parametreler ile birlikte kinematik gösterimi belirtilmiştir.



Şekil 2.1 Beş çubuk mekanizması.

2.1 Kinematik Analiz

Sistem uç noktasının parametrik hareket kabiliyetinin ve çalışma uzayının belirlenebilmesi için, ilgili rehabilitasyon robot yapısında kullanılacak beş çubuk mekanizmasının ileri ve ters kinematik analizleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen parametrik denklemler, tezin ilerleyen aşamalarında hedef çalışma hacmine göre uzuv boyutlandırılması ve prototipi üretilen sistemin kontrol çalışmalarında kullanılmıştır.

2.1.1 İleri kinematik analiz

Robotik bir sistemin uç nokta konumunun eklem değişkenleri cinsinden ifade edilmesi ileri kinematik analiz olarak tanımlanır [24]. Beş çubuk mekanizmasının kinematik analizine başlayabilmek için ilk önce kapalı devre denkleminin oluşturulması (Denklem 2.1) ve bileşenlerine ayrılması (Denklem 2.2) gerekmektedir.

$$l_1 + l_2 = d + l_1 + l_2 \quad (2.1)$$

$$\begin{aligned} l_2 \cos \theta_3 &= d + l_1 \cos \theta_5 + l_2 \cos \theta_4 - l_1 \cos \theta_2 \\ l_2 \sin \theta_3 &= l_1 \sin \theta_5 + l_2 \sin \theta_4 - l_1 \sin \theta_2 \end{aligned} \quad (2.2)$$

Denklem 2.2’de belirtilen her iki bileşen kareleri alınarak toplandıklarında elde edilen denklem içerisinde θ_3 değişkeni elenmiş olur (Denklem 2.3)

$$\begin{aligned} l_2^2 &= d^2 + l_1^2 + l_2^2 + l_1^2 + dl_1 \cos \theta_5 + dl_2 \cos \theta_4 - dl_1 \cos \theta_2 + \\ & l_1 l_2 \cos \theta_5 \cos \theta_4 - l_1 l_1 \cos \theta_5 \cos \theta_2 - l_2 l_1 \cos \theta_4 \cos \theta_2 + l_1 l_2 \sin \theta_5 \sin \theta_4 - \\ & l_1 l_1 \sin \theta_5 \sin \theta_2 - l_2 l_1 \sin \theta_4 \sin \theta_2 \end{aligned} \quad (2.3)$$

Denklem 2.3’te tek bilinmeyen θ_4 yalnız bırakılır, bilinen parametreler bir tarafa alınır ve sabit bir sayı olan K_3 ifadesine eşitlenirse aşağıda belirtilen denklem 2.4 elde edilir,

$$\cos \theta_4 (dl_2 + l_1 l_2 \cos \theta_5 - l_2 l_1 \cos \theta_2) + \sin \theta_4 (l_1 l_2 \sin \theta_5 - l_2 l_1 \sin \theta_2) = K_3 \quad (2.4)$$

$\cos \theta_4$ ve $\sin \theta_4$ ’ün de katsayıları sabit olduğu için denklemin basitleştirilmesi adına sırasıyla K_1 ve K_2 ye eşitlenebilirler (Denklem 2.5).

$$K_1 \cos \theta_4 + K_2 \sin \theta_4 = K_3 \quad (2.5)$$

Denklem 2.5 yarım açı formülleri (Denklem 2.6) ile birlikte düzenlenerek

$$\cos \theta_4 = \frac{1-t_4^2}{1+t_4^2}, \quad \sin \theta_4 = \frac{2t_4}{1+t_4^2} \rightarrow t_4 = \tan \frac{\theta_4}{2} \quad (2.6)$$

Eşitlikler yerine konulduğunda θ_4 denklem 2.7 kullanılarak bulunur.

$$\theta_4 = 2 \tan(t_4) \quad (2.7)$$

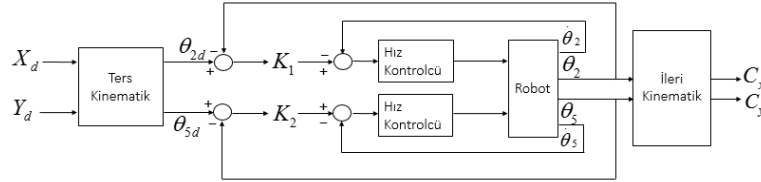
Denklem 2.2 de θ_4 yerine yazılarak θ_3 elde edilir ve bu noktadan sonra denklem 2.8 ve 2.9 kullanılarak manipülatör uç noktasının konumu bulunabilir.

$$C_x = d + l_1 \cos \theta_5 + l_2 \cos \theta_4 \quad C_y = l_1 \sin \theta_5 + l_2 \sin \theta_4 - a \sin \theta_1 \quad (2.8)$$

$$C_x = l_1 \cos \theta_2 + l_2 \cos \theta_3 \quad C_y = l_1 \sin \theta_2 + l_2 \sin \theta_3 \quad (2.9)$$

2.1.2 Ters kinematik analiz

Ters kinematik, robot uç işlevcisinin verilen konum ve yönelim değerlerine göre girdi değişken değerlerinin bulunması işlemidir. Dolayısıyla robot uç işlevcisinin istenilen konuma gitmesi için eyleyicilerin istenilen dönme ve/veya kayma miktarları gibi değerlerini belirlemek için ters kinematikten elde edilen denklemler kullanılır. Bu çalışmada uygulanan ters kinematik kontrolünün yapısı şekil 2.2’de verilmiştir.



Şekil 2.2 Ters kinematik kontrol yapısı.

Beş çubuk mekanizmasının ters kinematik denklemlerinin çıkarılabilmesi için ileri kinematik analizden elde edilen uç nokta pozisyon denklemlerininin (Denklem 2.8 ve 2.9) çıkarılmış olması gerekmektedir. Bu noktada denklem 2.10 kullanılarak θ_2 'nin yalnız bırakılması hedeflenir.

$$(l_2)^2 = C_x^2 + C_y^2 + l_1^2 - 2C_x l_1 \cos \theta_2 - 2C_y l_1 \sin \theta_2 \quad (2.10)$$

θ_2 'in içerisinde bulunduğu kısım eşitliğin diğer tarafına alınır ve denklem 2.11 oluşturulur.

$$C_x \cos \theta_2 + C_y \sin \theta_2 = \frac{C_x^2 + C_y^2 + l_1^2 - l_2^2}{2l_1} \quad (2.11)$$

İleri kinematik analizdeki denklem 2.5 ve 2.6 burada da kullanılır. Dolayısıyla sistem bir K sabit sayısına eşit olur (Denklem 2.12).

$$\frac{C_x^2 + C_y^2 + l_1^2 - l_2^2}{2l_1} = K \quad (2.12)$$

Yarım açı denklemleri yerine yazıldığında denklem 2.13 elde edilir.

$$t_1^2(-C_x - K) + 2C_y t_1 + C_x - K = 0 \quad (2.13)$$

Denklemin diskriminantı alınır (Denklem 2.14) ve kökleri bulunur.

$$t_{1,2} = \frac{-2C_y \pm \sqrt{(2C_y)^2 - 4(-C_x - K)(C_x - K)}}{2(-C_x - K)} \quad (2.14)$$

Bu denklemin kökü denklem 2.15'te verildiği gibi çıkar.

$$t_1 = a \tan\left(\frac{\theta_2}{2}\right) \quad (2.15)$$

θ_2 ve θ_3 denklem 2.16 ve 2.17'deki gibi hesaplanır.

$$\theta_2 = 2 \tan(t_1) \quad (2.16)$$

$$\theta_3 = a \tan 2((C_x - l_1 \cos \theta_2), (C_y - l_1 \sin \theta_2)) \quad (2.17)$$

θ_4 ve θ_5 i bulmak için diğer benzer işlemler diğer kinematik zincir için de yapılır Denklem 2.18'de ikinci kinematik zincir verilmiştir.

$$\begin{aligned} l_2 \cos \theta_4 + l_1 \cos \theta_5 + d &= C_x \\ l_2 \sin \theta_4 + l_1 \sin \theta_5 &= C_y \end{aligned} \quad (2.18)$$

Her iki tarafın kareleri alınıp toplandığında θ_4 elenir ve denklem 2.19 elde edilir.

$$l_2^2 = C_x^2 + d^2 + l_1^2 + C_y^2 - 2C_x d - 2C_x l_1 \cos \theta_5 + 2d l_1 \cos \theta_5 - 2C_y l_1 \sin \theta_5 \quad (2.19)$$

Denklemden bilinmeyen θ_5 içeren ifadeler bir araya toplanır ve denklem 2.20 elde edilir.

$$\frac{l_2^2}{2l_1} = \frac{C_x^2 + d^2 + l_1^2 + C_y^2 - 2C_x d}{2l_1} - (\cos \theta_5 (C_x - d) + C_y \sin \theta_5) \quad (2.20)$$

Denklem 2.21'deki gibi yarım açı formülleri uygulanır.

$$\cos \theta_5 = \frac{1-t_5^2}{1+t_5^2}, \quad \sin \theta_5 = \frac{2t_5}{1+t_5^2} \quad (2.21)$$

Bu formüller denklem 2.20 içerisinde yerine yazıldığında denklem 2.22 elde edilir.

$$(C_x - d) \left(\frac{1-t_5^2}{1+t_5^2} \right) + C_y \left(\frac{2t_5}{1+t_5^2} \right) = \frac{C_x^2 + d^2 + l_1^2 + C_y^2 - 2C_x d + l_2^2}{2l_1} \quad (2.22)$$

Eşitliğin sağ tarafındaki bütün parametreler bilindiği için sabit bir L sayısına eşitlenir (Denklem 2.23).

$$\frac{C_x^2 + d^2 + l_1^2 + C_y^2 - 2C_x d + l_2^2}{2l_1} = L \quad (2.23)$$

Denklem 2.22'de yerine yazıldığında denklem 2.24 elde edilir.

$$t_5^2 (d - C_x - L) + t_5 (2C_y) + C_x - d - L = 0 \quad (2.24)$$

Denklemin diskriminantı alındığında denklemin kökleri denklem 2.25'teki gibi bulunur.

$$t_{4,5} = -2C_y \pm (\sqrt{(2C_y)^2 - 4(e - C_x - L)(C_x - d - L)} / 2(d - C_x - L)) \quad (2.25)$$

Burdan elde edilen sonuçlara göre θ_5 denklem 2.26 verilmiştir.

$$\theta_5 = 2 \tan(t_5) \quad (2.26)$$

θ_5 denkleminin sonucunda θ_4 'te denklem 2.27'de hesaplanmıştır.

$$\theta_4 = a \tan 2(C_y - l_1 \sin \theta_5, C_x - d - l_1 \cos \theta_5) \quad (2.27)$$

2.2 Yapısal Tasarım

Tez kapsamında tasarlanacak rehabilitasyon robotunun yapısal tasarımının gerçekleştirilebilmesi için ilk önce uzuv boyutlarının çalışma hacmi kısıtlarına göre belirlenmesi gerekmektedir. Bu kapsamda ilk önce hareket yakalama kameraları kullanılarak yetişkin bir insan kolunun bir düzlem üzerinde erişebileceği çalışma düzleminin kısıtları belirlenmiştir.

2.2.1 Uzuv boyutlandırılması

Beş çubuk mekanizması uzuv boyutlandırılmasının gerçekleştirilebilmesi için temel alınan ana etken İnsan kolunun bir düzlem üzerinde bulunan bir objeyi düzlem bağlantısını kesmeden hareket ettirebilmesi senaryosunda kısıtlamaları belirleyecek olan x ve y eksenlerinde ki hareket limitleridir. Bu kapsamda yetişkin bir insan üzerinde gerekli ölçümlerin yapılabilmesi için OptiTrack v100 R2 hareket yakalama kameraları kullanılmıştır (Şekil 2.3).



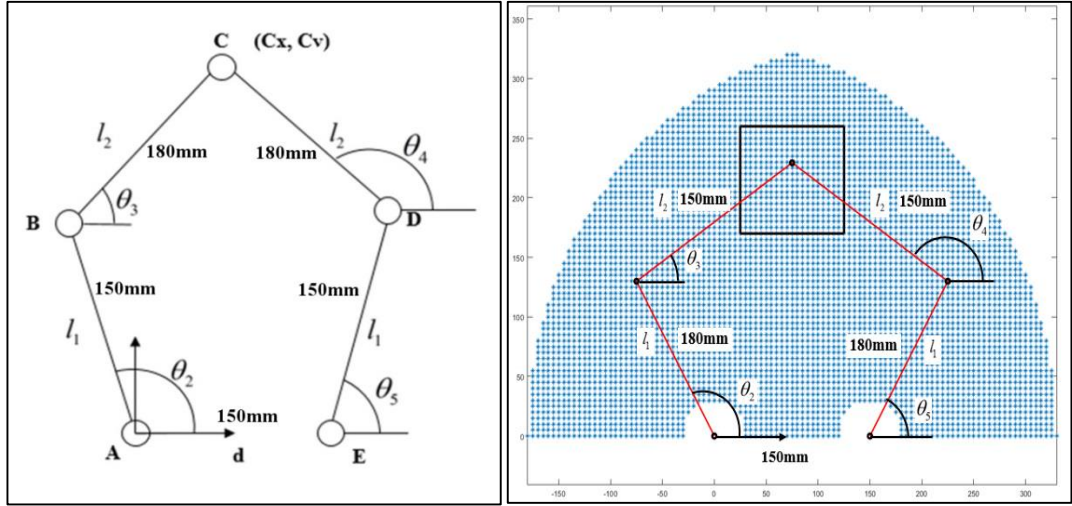
Şekil 2.3 OptiTrack v100 R2 hareket yakalama kameraları.

Labaratuvar ortamında yapılan deneysel çalışmalar sırasında hareket yakalama kameralarının izleyebileceği kıvrılma pasif işaretleyiciler yetişkin bir birey tarafından tutularak üst ekstremitte hareketi sağlanmış (Şekil 2.3 - 2.4) elde edilen veriler ise EK1’de verilen Tablo E1.1’de toplanmıştır.



Şekil 2.4 Üst ekstremite hareket limitlerinin belirlenmesi.

Yapılan deneysel çalışma sonucu elde edilen veriler ışığında 1.70m boyundaki yetişkin bir insan kolunun omzu (Orijin) sabit tutulmak koşulu ile x eksenini boyunca ortalama 350mm'ye, y ekseninde ise yaklaşık 300mm kadar hareket kısıtı olduğu görülmüştür. İlgili veriler kinematik analiz denklemleri ile paralel değerlendirilerek tasarımı gerçekleştirilecek rehabilitasyon sisteminin şekil 2.5'de belirtilen uzun boyutlarına sahip olmasına karar verilmiştir.



Şekil 2.5 Beş çubuk mekanizması uzuv boyutları ve çalışma alanı içerisindeki konumu.

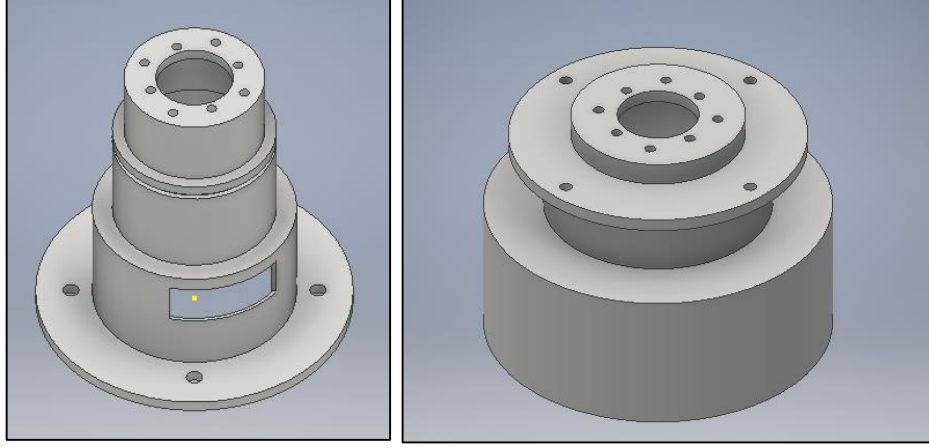
2.2.2 Mekanik tasarım ve prototip üretimi

Uzuv boyutlandırılması ile birlikte kinematik yapısı tamamen belirli olan beş çubuk mekanizmasının gerçek prototip üretimine geçilebilmesi için üç boyutlu tasarım ve montaj sürecinin tamamlanması gerekmektedir. Bu kapsamda robotik rehabilitasyon sistemi üzerinde kullanılmak üzere laboratuvar bünyesinde bulunan iki adet geri sürülemez redüktörlü 100W Maxon EC60/GP 52 Flat fırçasız motorlar sistem eyleyicileri olmak üzere seçilmişlerdir (Şekil 2.6). Eyleyicilerin geri sürülemez olarak seçilmesinin en önemli faktörü, sistem üzerinde hasta ile etkileşimin sağlanacağı admitans kontrol çalışmalarının yapılacak olmasıdır.



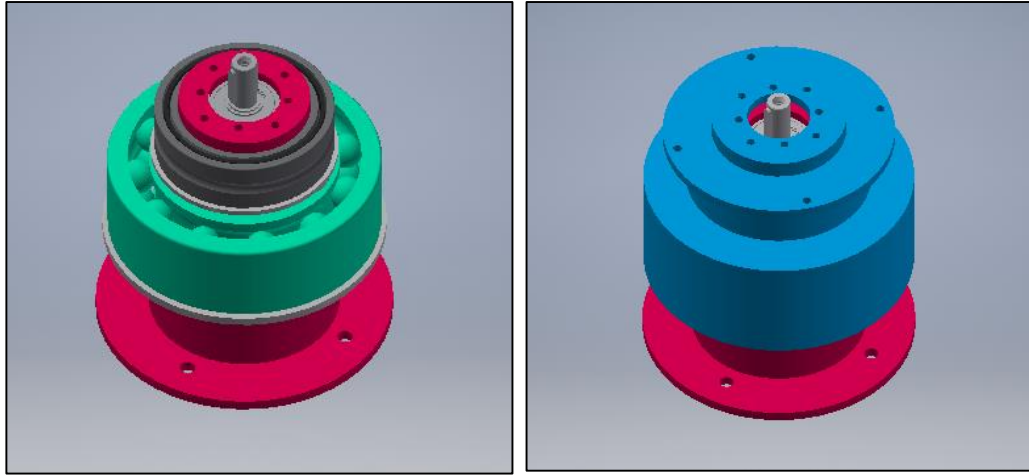
Şekil 2.6 Maxon GP52 redüktör ve EC60 motor [25,26].

Modelleme sürecinde ilk önce ilgili eyleyicilerin sisteme entegre edilebilmesi için uygun yataklama tasarımları yapılmıştır. Daha sonra da eyleyicilerin ürettiği torku uzuvlara aktaracak olan eyleyici dış kapak tasarımı tamamlanmıştır (Şekil 2.7).



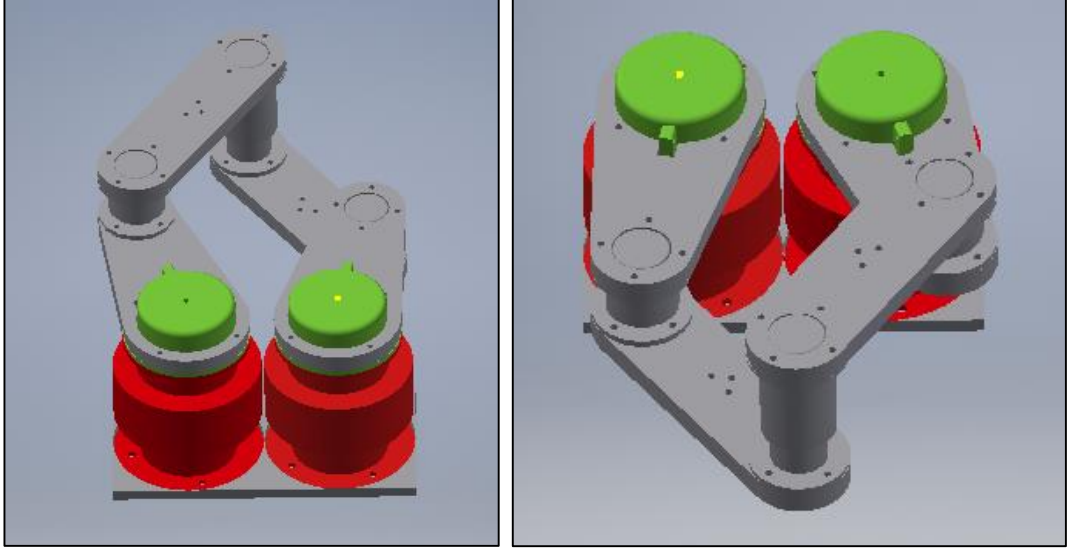
Şekil 2.7 Eyleyici yatağı ve uzuv kapağı.

Daha sonra eyleyicilerin sisteme entegre edilebilmesi için tasarlanan iç yatak ve uzuv kapağının verimli çalışabilmesi için birer adet iğneli rulman (nki6025) ve bilyalı rulman (6214) seçilerek model üzerine eyleyici ile birlikte tüm parçaların montajları gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.8).



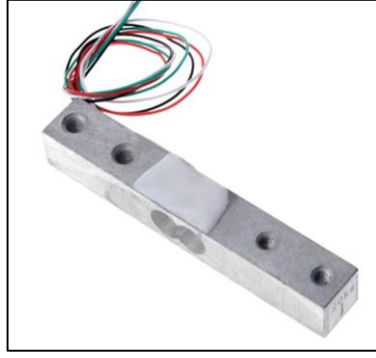
Şekil 2.8 Sistem eyleyici modeli.

Motorların sisteme entegrasyonu için yapılan yataklama çalışmalarından sonra tüm rehabilitasyon sisteminin tasarımı için uzuv modellerinin üzerinde çalışılmıştır. Uzuv geometrileri belirlendikten sonra robotik rehabilitasyon sisteminin tüm montajları sanal ortamda tamamlanarak prototip üretimi esnasında çıkabilecek aksaklıklar değerlendirilmiştir (Şekil 2.9).



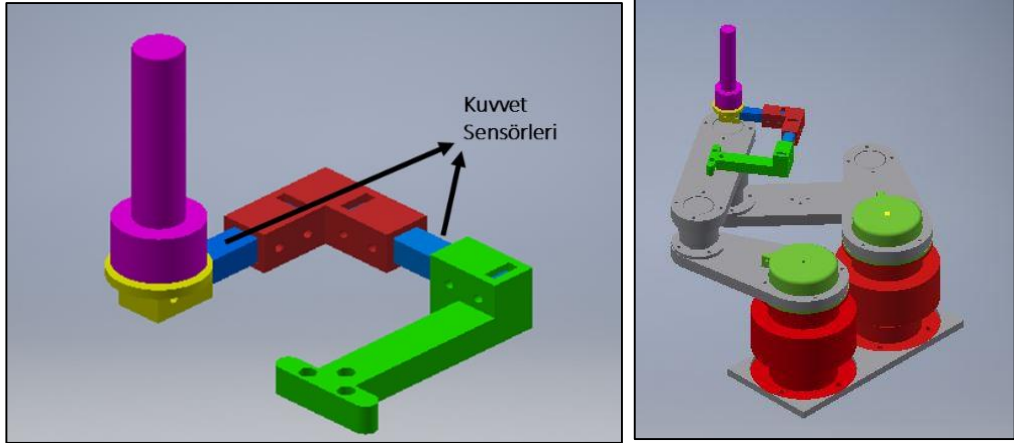
Şekil 2.9 Robotik rehabilitasyon sistemi.

Daha önceki bölümlerde de bahsedildiği üzere, tez kapsamında prototip üretimi planlanan robotik rehabilitasyon sisteminde etkileşimli kontrol yöntemlerinden biri olan admitans kontrol entegrasyonunun yapılması planlanmıştır. Bu noktada hasta ile etkileşimin sağlanabilmesi için tasarlanan robot manipülatör uç noktasına kullanıcının tutabileceği ve kuvvet etkileşimlerinin ölçülebileceği bir tutma kolunun eklenmesi gerekmektedir. Konvansiyonel olarak piyasada kullanılan çok eksenli kuvvet algılayıcılarının maliyetleri göz önüne alındığında, tutma kolu tasarımında düzlemsel kuvvet ölçümlerinin gerçekleştirilebilmesi için şekil 2.10’da görseli verilen iki adet çok düşük maliyetli ve 20kg kapasiteli tek eksen yük hücrelerinin kullanılmasına karar verilmiştir.



Şekil 2.10 Tek eksen yük hücresi [27].

Yük hücrelerinin manipülâtör üzerinde iki yönde de veri aktarımını sağlayabilmesi için ise şekil 2.11’de görülen tutma kolu tasarımı tamamlanmış ve sistem modeli üzerine montajı yapılmıştır.

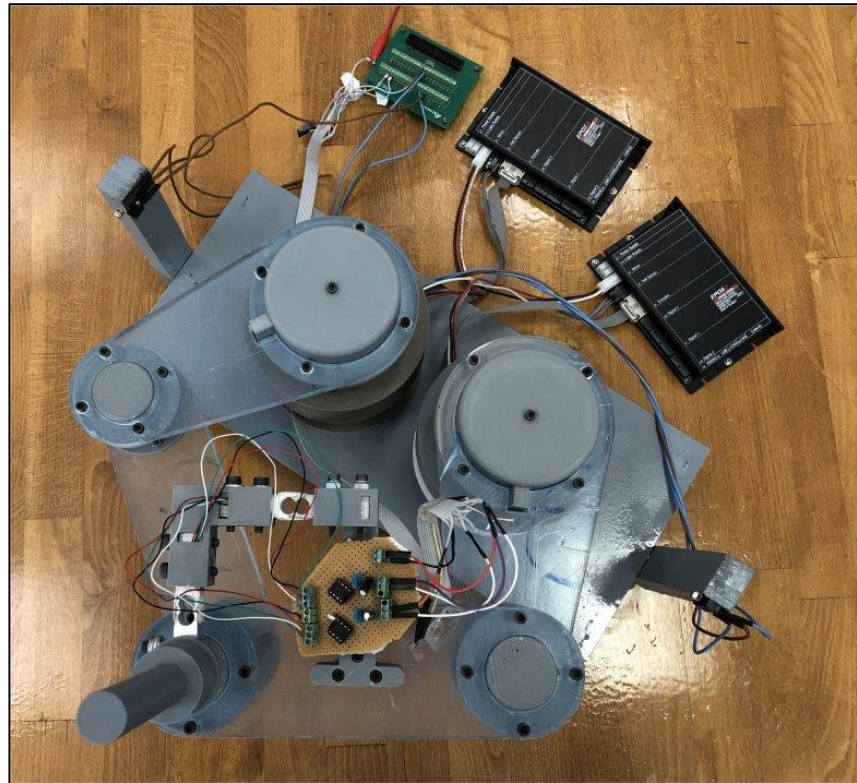
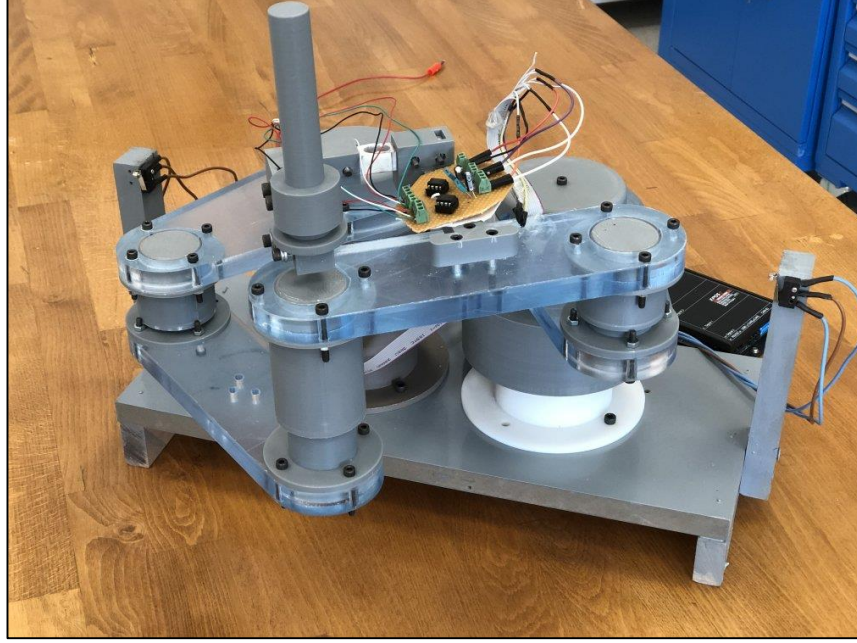


Şekil 2.11 Tutma kolu tasarımı ve sistem üzerine montajı.

Şekil 2.11’de de görüldüğü üzere tutma kolu üzerinde hasta bileğinin düzlem üzerinde yönelim kompanzasyonunu sağlayabilmek için pasif bir döner mafsâl bulunmaktadır. Tutucu kol aparatı beş çubuk mekanizması üzerine, ilgili pasif mafsâl eksenini ile mekanizma uç nokta eksenini çakışık olacak şekilde montajlanmıştır. Bu sayede tedavi sürecinde mekanizma hareketlerinin hasta etkileşimine göre tahmin edilmesi kolaylaştırılmıştır.

Tasarım kısıtlamaları dahilinde üç boyutlu modellemesi tamamlanan iki serbestlik dereceli robotik rehabilitasyon sisteminin prototip üretimi hızlı prototipleme ve

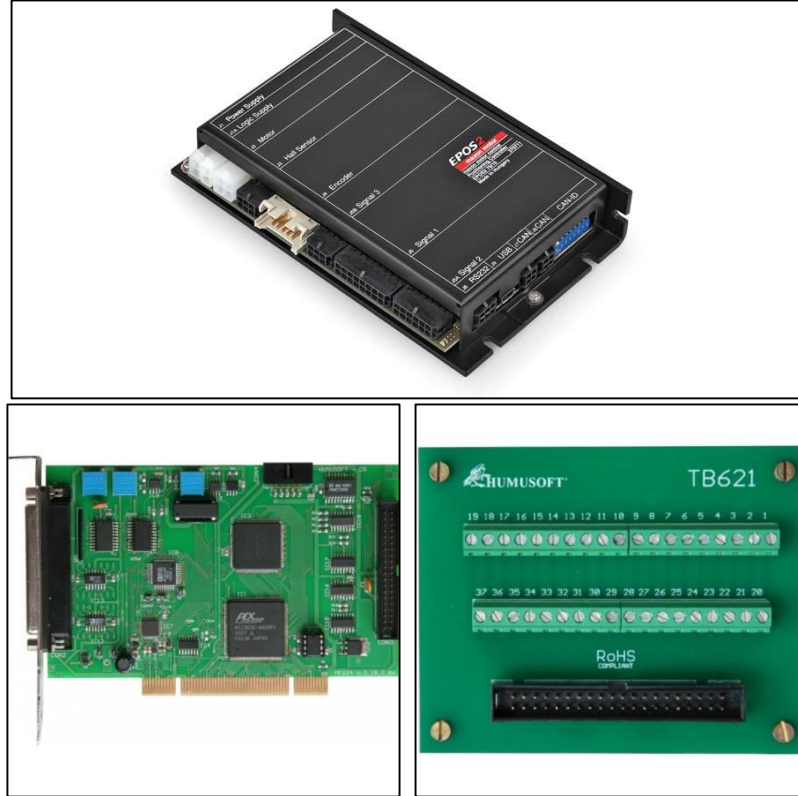
konvansiyonel üretim teknikleri kullanılarak tamamlanmış ve tutma kolu montajlanarak kontrol ve rehabilitasyon çalışmalarına hazır hale getirilmiştir (Şekil 2.12).



Şekil 2.12 Rehabilitasyon robot prototipi.

3. ÖN KONTROL ÇALIŞMALARI

Prototip tasarımı tamamlanan rehabilitasyon robotunun kontrol çalışmalarına başlanabilmesi için sistem prototipi üzerine 2 adet maxon eyleyicileri sürmek için kullanılacak maxon EPOS2 70/10 kontrolcüsü entegre edilmiştir. Ayrıca veri alma ve rehabilitasyon sisteminin bilgisayar ile bağlantısının kurulmasında da Humusoft MF624 veri alma kartı ve bağlantı aparatından faydalanılmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 Maxon Epos2 70/10 kontrolcü ve Humusoft MF624 DAC [28,29,30].

Sistem üzerinde vaka çalışmalarına geçilebilmesi için ilk önce algılayıcı kalibrasyonları gerçekleştirilmiş daha sonra da robot manipülatör uç nokta başlangıç

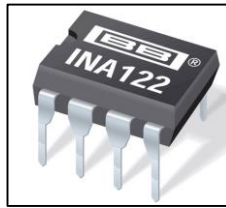
konumunun her sistem açılışında belirlenebilmesi için bir sıfırlama prosedürü geliştirilmiştir.

3.1 Kuvvet Sensörü Devre Tasarımı Ve Kalibrasyonu

Yük hücresi kuvvet ölçmeye yarayan analog bir algılayıcı tipidir. Üzerine uygulanan kuvveti elektrik sinyaline çevirir. Bu hücreler, kuvvet veya ağırlık tarafından oluşturulan deformasyonu ölçerler [31]. Kuvvet ölçümü yapan cihazlar içerisinde bulunan bu algılayıcılar, tiplerine göre endüstride yoğun bir şekilde kullanılmaktadırlar.

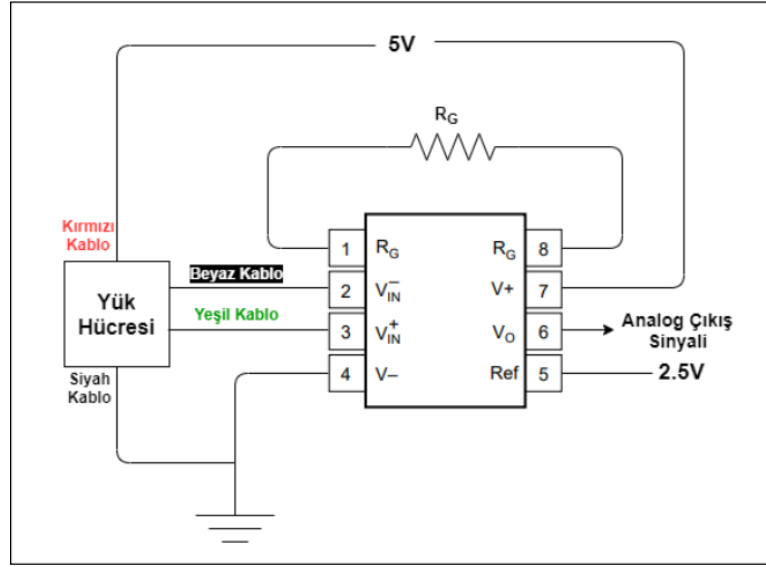
Yük hücresine kuvvet uygulanması sonrasında direnç değerlerinde değişim gözlenmekte ve bu da voltaj sinyallerinde değişime sebep olmaktadır. Bu değişim uygulanan kuvvet miktarına doğrusal olarak bağımlıdır, fakat voltaj değişimi, uygulanan gerilim değerine göre çok küçüktür. Bu sebeple bu tip algılayıcıların kullanıldığı durumlarda aynı zamanda bir voltaj yükselticinin de kullanılması gerekmektedir.

Tez kapsamında da kullanılan INA122 yükselteç entegresi yüksek kaliteli ve profesyonel bir entegre çeşitidir (Şekil 3.2). Yük hücresinde oluşan küçük sinyal değişimlerini donanım üzerinde belirlenen katsayı ile yükselterek analog sinyal çıktısı verebilmektedir. Ayrıca üzerinde bulunan referans girdisi sayesinde ofset bilgisi de belirlenebilmekte ve sinyallerin belirlenen ofset etrafında değişimini sağlayabilmektedir [32].



Şekil 3.2 INA 122 yükselteç entegresi [32].

Sistemde yükseltilmiş analog sinyal okunduğunda eksi voltajlara düşülmemesi için referans voltaj olarak 2.5 volt verilmiş ve sinyalin bu referans etrafında algılanması sağlanmıştır. Bunun için kurulan gereken devrenin şematığı şekil 3.3'de verilmiştir.



Şekil 3.3 Yük hücresi için tasarlanan devre şematığı.

Devre şekildeki gibi kurulduğunda, sistemde yük hücresi tarafından oluşturulan voltaj farkı INA122 entegresi ile yükseltilmekte ve referans değeri olan 2.5 volt etrafında salınım yaparak analog sinyal çıktısı vermektedir. 6.pin üzerinden çıkan bu sinyal değeri Humusoft PCI kart ve Simulink modeli ile gerçek zamanlı olarak okunmakta ve işlenmektedir.

Yükseltme katsayısı için gerekli olan pasif devre elemanı direnç (R_G) şekilde gösterildiği gibi bağlanmaktadır. Bu direncin değeri ise entegre özellikleri içerisinde açıklandığı gibi aşağıdaki denklemle hesaplanmalıdır (Denklem 3.1).

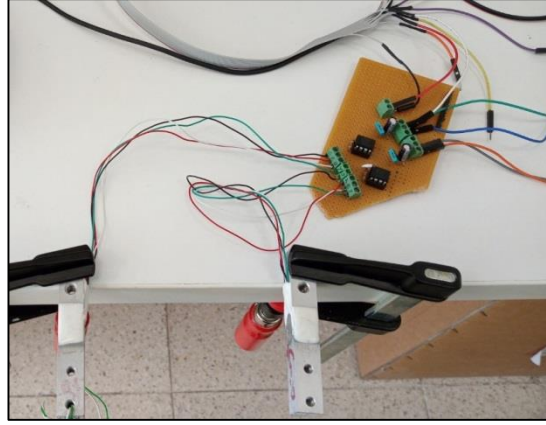
$$G = 5 + \frac{200k\Omega}{R_G} \quad (3.1)$$

Bu denklemde G yükseltme katsayısını temsil etmektedir.

Yük hücresi ile yapılan ilk işlemlerde belirli bir kuvvet uygulandığında voltaj değişim mertebesinin 0.1 volt civarında olduğu saptanmıştır.

Yapılan deneysel çalışmalar sonucunda 2.5 volt etrafında yapılacak değişiklik salınımı için yükseltme katsayısının yaklaşık 2000 olmasının yeterli olacağı kararlaştırılmıştır. Bu nedenle 100 Ω değerinde bir direnç seçilmiş ve devrede kullanılmıştır.

Elektronik tasarımı yapılan sistemin üretimi delikli pertinaks üzerine yapılmış olup soketler ile desteklenerek dayanıklı bir devre oluşturulmuştur (Şekil 3.4). Devre sistem üzerine uygun bir şekilde yerleştirilmiş olup, esnek düz kablo grubu ile güç ve sinyal aktarımı gerçekleştirilmiştir. Burada yükseltici devrenin yük hücrelerine yakın konumlandırılması, mikrovoltlar seviyesindeki değişiminin elektriksel gürültüden etkilenilmemesi ve iletim problemleri yaşanmaması açısından çok önemlidir.

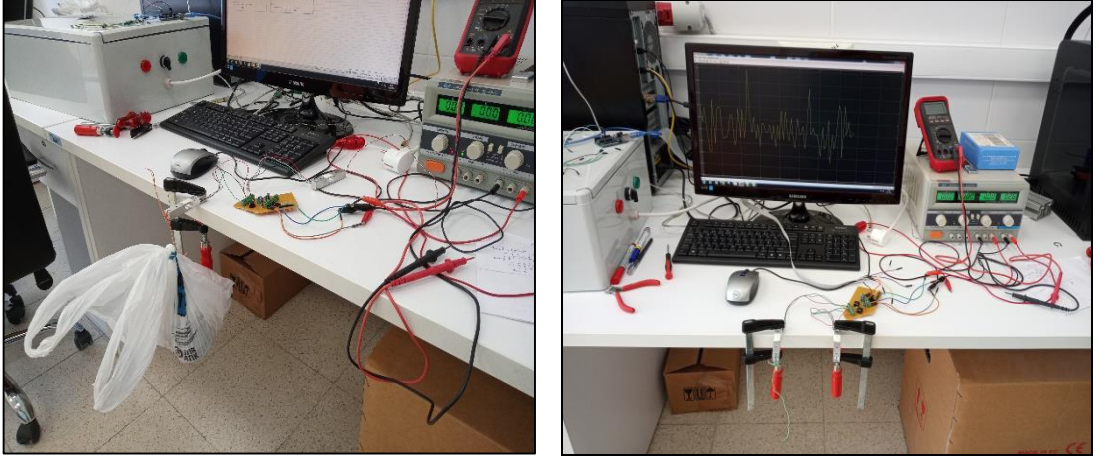


Şekil 3.4 Delikli pertinaks üzerine yapılan elektronik devre tasarımı.

20 kg kapasiteli yük hücreleri mekanik tasarım bölümünde de görüldüğü üzere uygun tasarımla mekanik olarak kuvvet sensörü haline getirilmiştir. Bu hücrelerin ayrı ayrı kalibrasyonları yapılmış ve eğim denklemleri çıkarılmıştır (EK2). Kalibrasyon aşamasında şekil 3.5'deki gibi farklı ağırlıklara karşı ölçülen voltaj değerleri kaydedilmiş ve kontrol aşamasında kullanılmıştır (Şekil 3.6).

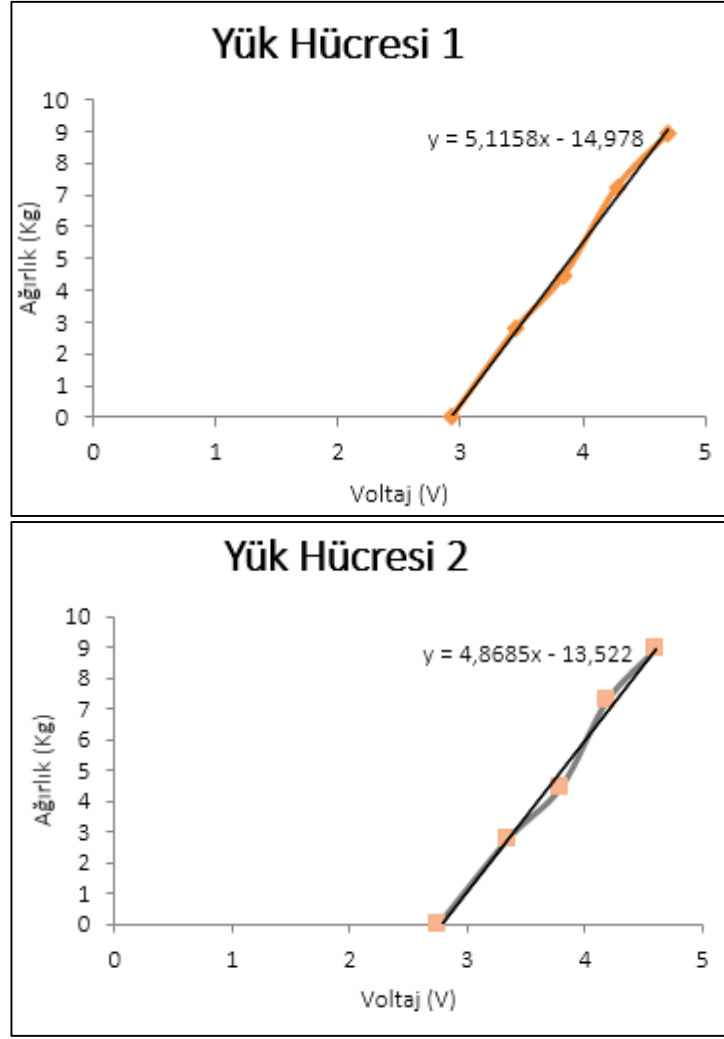


Şekil 3.5 Kalibrasyon için kullanılan ağırlıklar.



Şekil 3.6 Kalibrasyon için oluşturulan deney düzeneği.

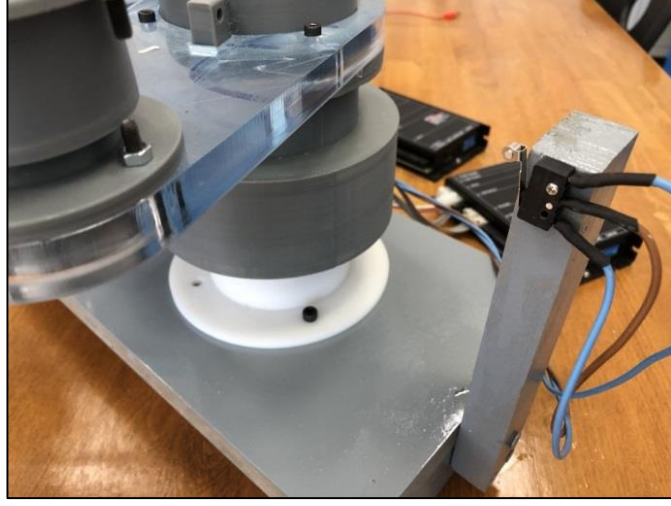
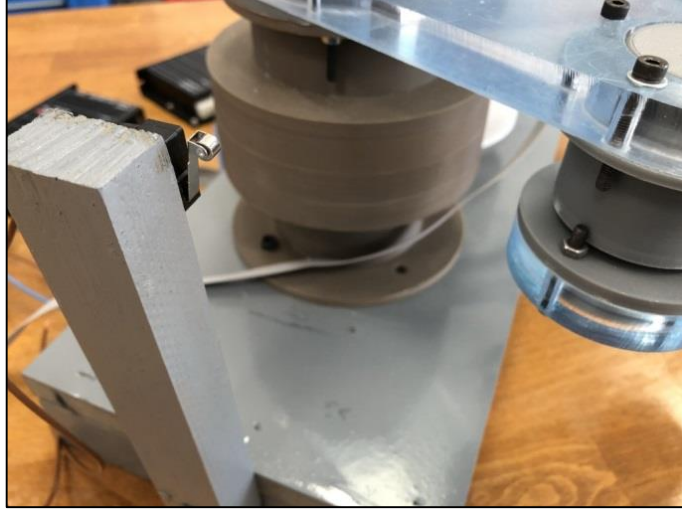
İki yük hücresi için de yapılan deneyler sonucunda Şekil 3.7’de verilen eğim grafiği elde edilmiştir.



Şekil 3.7 İki yük hücresi için oluşturulan eğim grafikleri.

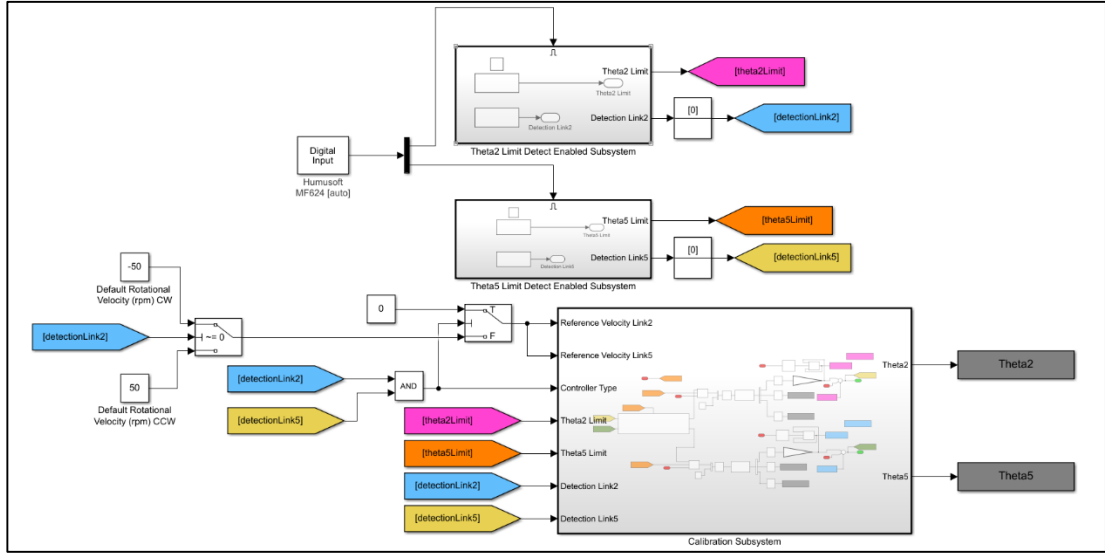
3.2 Başlangıç Konum Sıfırlaması

Maxon motor sisteminde entegre olarak Maxon Encoder MILE 512, 4096 CPT, 2C kodlu artımlı (incremental) enkoderler kullanılmıştır. Bu enkoder sistemi genel pozisyon bilgisini ölçüm yapmaya başladıktan sonra verebilmekte ve mutlak pozisyonunu hafızasında tutamamaktadır. Bu nedenle sisteme elektriksel güç verildiğinde mafsalların mutlak açısal değeri bilinmemekte ve bir sıfırlama işlemine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu kapsamda manipülâtör prototipinin hareketsiz zeminine iki adet limit anahtarı entegre edilmiş (Şekil 3.8) ve bu algılayıcılar kullanılarak sistem sıfırlama işlem prosedürü oluşturulmuştur.



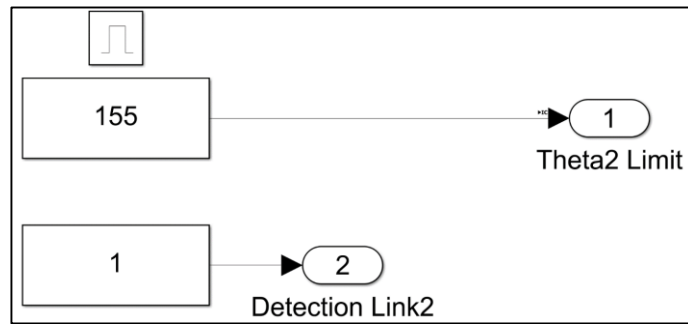
Şekil 3.8 Sistem üzerine entegre edilen limit anahtarları.

Bu kapsamda sistem elektriksel güç ile açıldığında sıfırlama işlemi için gerekli model Matlab Simulink ortamında şekil 3.9'daki gibi oluşturulmuştur.



Şekil 3.9 Sıfırlama işlemi için Matlab Simulink ortamında oluşturulan model.

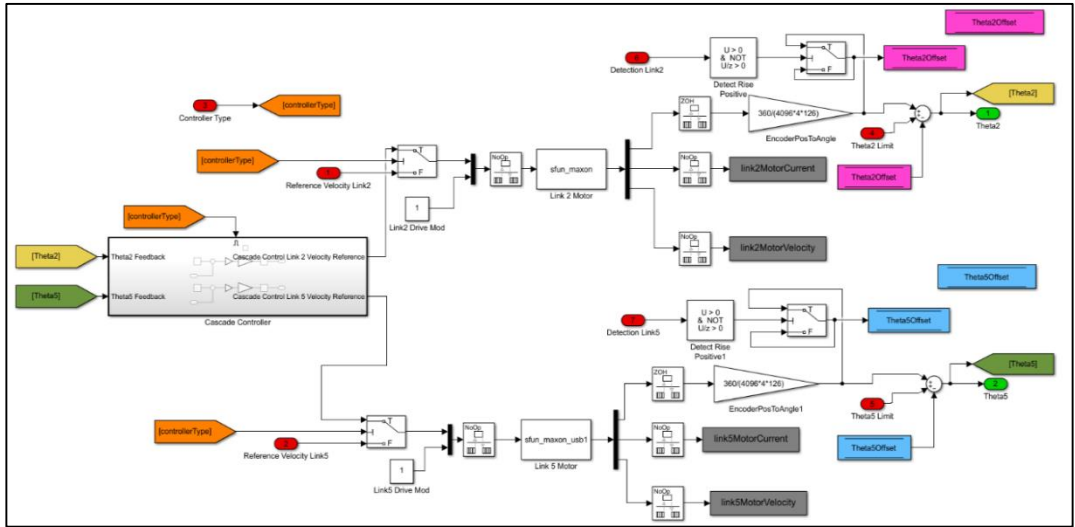
Sistem açıldıktan sonra oluşturulan model çalıştırılmakta ve sıfırlama işlemi gerçekleştirilmektedir. Model içerisinde bulunan dijital girdi (digital input) bloğu ile iki farklı limit anahtarları bilgileri okunmaktadır. Model, anlaşılabilir görünebilmesi ve işlevsellik için çeşitli alt sistemlere (subsystem) bölünmüştür. Ana modelde üç farklı alt sistem görülmektedir. Bunlardan ikisi sinyal ile etkinleştirilen alt sistemden (enabled subsystem), birisi de normal alt sistemden oluşmaktadır. Sinyal ile etkinleştirilen alt sistemlerden ikisi de aynı işlevi farklı uzuvlar için gerçekleştirmektedir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10 Sinyal ile etkinleştirilen alt sistem.

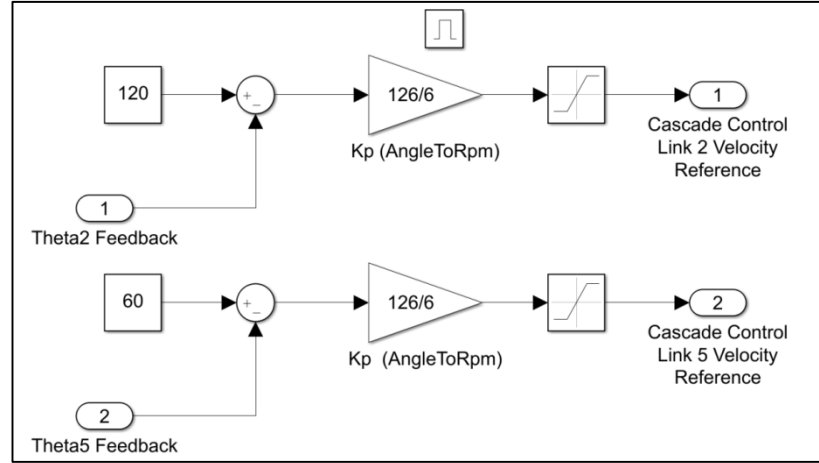
Limit anahtarlarından gelen dijital sinyal bilgisi ile aktifleştirilen alt sistemlerin oluşturulma amacı 2. ve 5. uzuvların limit seviyesine ulaştığında bilginin belirlenen

sinyallerinde tutulmasıdır (detectionLink2, detectionLink5). Burada açılma mafsalları de sinyallere atanmaktadır (theta2Limit, theta5Limit). Model çalıştırıldığında iki eyleyici de saat yönünün tersinde sabit 50 devir/dakika hızı ile 2. uzvu limit anahtarını kapatana kadar beraber dönmektedir. Uzunların limit seviyesine ulaşmasına göre taşınan sinyal bilgileri ile anahtar blokları beraber kullanılmaktadır. 2.mafsala bağlı uzvu limit anahtarına çarpıldığında yön değişikliği yapılmakta ve çarpma anında belirlenen mafsalları açısı bilgisi ofset olarak atanmaktadır. Daha sonra iki eyleyici saat yönünde yine aynı hızla dönmektedir. Diğer limit anahtarına da ulaşıldığında sinyal bilgisi (detectionLink5) 1'e çekilmekte ve çarpma anındaki mafsalları açısı bilgisi ofset olarak atanmaktadır. Bu noktadan sonra limit seviye sinyallerinin ikisinin de 1 olması ile model üzerinde kullanılan kontrolcü tipi, sabit hız kontrolcüsünden cascade kontrolcüsüne değiştirilmektedir. Kalibrasyon için tasarlanan sistem blok diyagramı şekil 3.11'de verilmiştir.



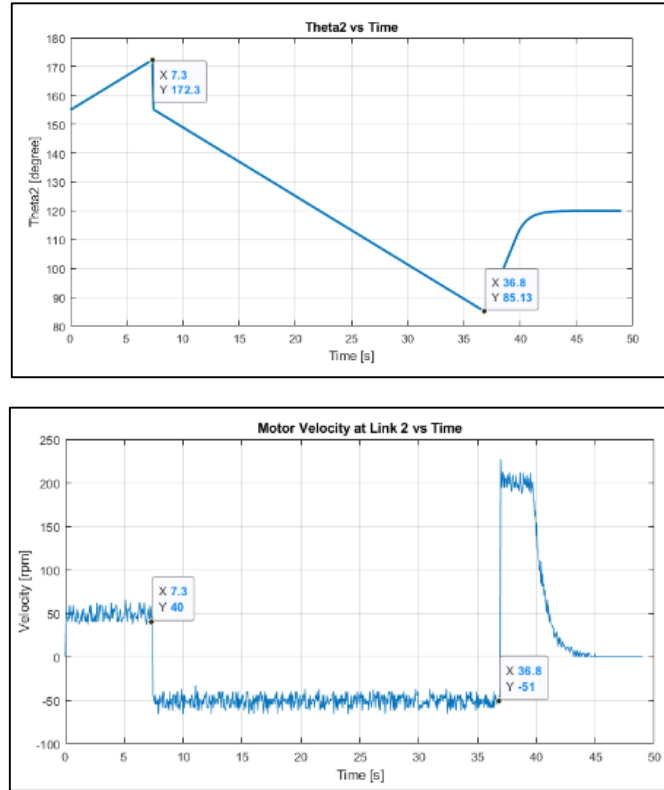
Şekil 3.11 Simulink kalibrasyon alt sistemi.

Sistem yapısı gereği sıfırlama noktası olarak orta bir yer seçilmiştir. Kinematik ilişki göz önüne alındığında şekil 3.12'de gösterildiği gibi 2. mafsalları 120 dereceye, 5. mafsalları ise 60 dereceye getirilecek şekilde pozisyon ve hız kontrolcüsü iç içe entegre edilmiştir.

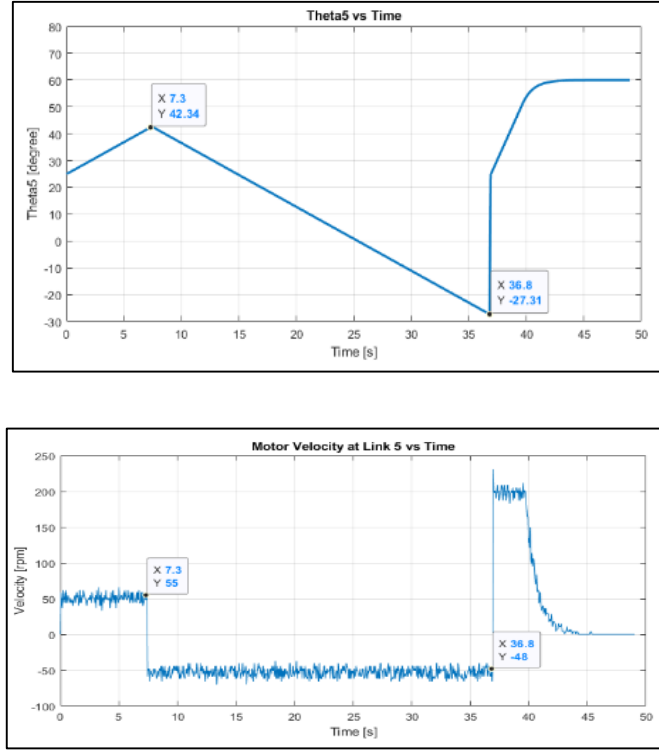


Şekil 3.12 Pozisyon ve hız kontrolcüsünün entegrasyonu.

Örnek olarak sistem rastgele bir noktadan açılarak sıfırlama prosedürü izlenmiş ve buna karşılık gelen sistemdeki pozisyon ve hız bilgileri şekil 3.13 ve şekil 3.14’de görüldüğü gibi beklenen bir şekilde gözlemlenmiş ve ilgili prosedür doğrulaması gerçekleşmiştir.



Şekil 3.13 Link 2 için sıfırlama prosedürü sistem pozisyon ve hız bilgileri.



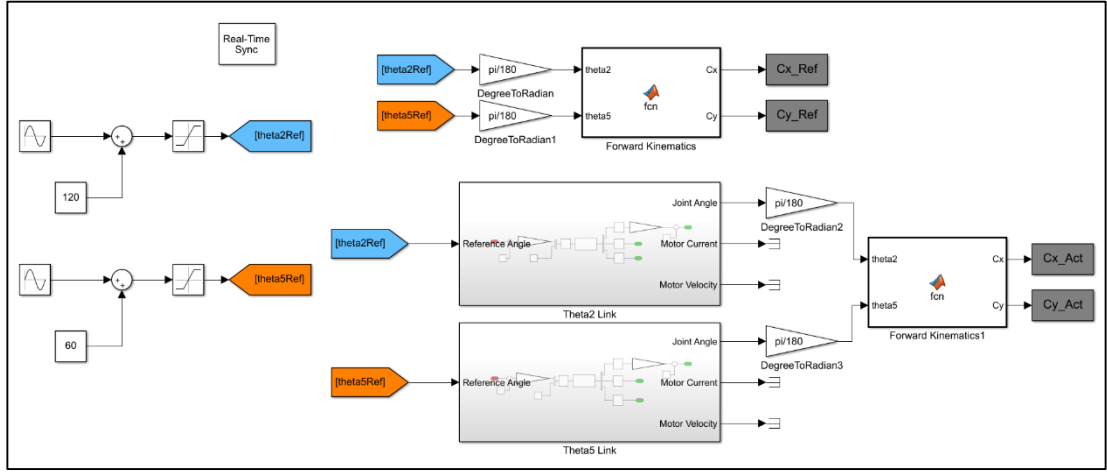
Şekil 3.14 Link 5 için sıfırlama prosedürü sistem pozisyon ve hız bilgileri.

Şekil 3.13 ve 3.14’de de görüldüğü üzere sistem açıldığında motorların bağlı olduğu iki mafsal da sabit hızlarla saat yönünün tersinde ilerlemiş ve grafikte görüldüğü gibi 7,3. saniyede 2. uzvun limit noktasına ulaşmıştır. Bu andan itibaren 2. uzvun açılma değerine fiziksel açı olan 155° atanmıştır. Bu andan itibaren iki eyleyici de saat yönünde dönüşlerine başlamış ve 5. uzvun limit noktasına 36,8. saniyede ulaşmıştır. O anda ise 5. uzvun fiziksel açısı 25° olarak atanmıştır. Fiziksel açılar ile model içindeki açıların eşleşmesi sonrasında cascade kontrol yapısı işletilmiş ve mafsallar 120° ve 60° ’ye çekilmiştir. Hız profilleri de ilgili şekilde görülmektedir.

3.3 Vaka Çalışmaları

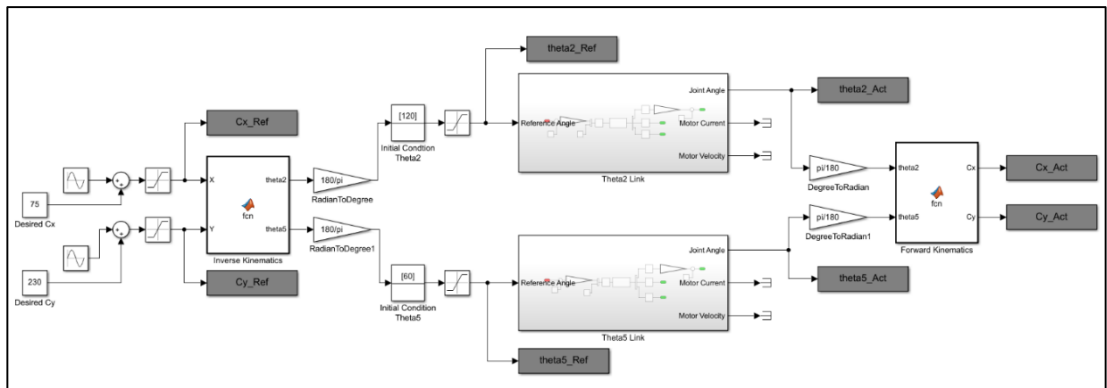
Vaka çalışmaları kapsamında simulink üzerinden sisteme ileri ve ters kinematik analiz sonuçları entegre edilmiştir. Pozisyon kontrolü sırasıyla ileri ve ters kinematik analizleri için yapılmıştır. İleri kinematik denemeleri kapsamında ikinci linkin θ_2 açısı 15 derece, frekansı da 0.5 rad/s ve beşinci linkin açısı 10 derece, frekansı 0.5 rad/s ve faz farkı 90 derece olarak verilmiştir. Bu değerler simule edildiğinde uç

noktanın hareket ettiği gözlenmiş dolayısıyla sistemin başarılı bir şekilde çalıştığı ortaya konmuştur. İleri kinematik için yapılan deneme çalışmasının matlab diyagramı şekil 3.15’de verilmiştir.



Şekil 3.15 İleri kinematik uygulamasının Matlab üzerinde ki blok diyagramı.

Ters kinematik denemesi için uç noktanın konumu $C_x=35$ mm $C_y=20$ mm, frekansları 0.5 rad/s ve faz farkı da 90 derece olarak belirlenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda ileri kinematikte de olduğu gibi sistem başarılı bir şekilde çalışmış ve uç nokta istenilen hareketi gerçekleştirmiştir. Ters kinematik için oluşturulan Matlab diyagramı şekil 3.16’da görülmektedir.



Şekil 3.16 Ters kinematik uygulamasının Matlab üzerinde ki blok diyagramı.

4. REHABİLİTASYON VE KONTROL

Sistemin ön kontrol çalışmalarını takiben hasta ile etkileşimin sağlanacağı rehabilitasyon sürecinde etkin bir şekilde kullanılacak admitans kontrol çalışmalarına geçilmiştir.

4.1 Rehabilitasyon Süreci

Robotik rehabilitasyon süreçleri genel olarak üç temel aşamada ele alınmaktadır. Bu aşamalara aşağıda özet olarak değinilmiştir,

a) Tamamen sistem kontrollü hareket ve hastanın kas hareket yeteneğini kazanması: Tedavinin ilk aşamasını oluşturan bu adımda hedef hastanın beyinde plastisite oluşturulmaktadır. Bu aşamada sistem, sadece uzman tarafından belirlenen kuvvet ile hareket ettirilir. Böylece hastanın temel kas yeteneklerinin geri kazanılması sağlanacaktır.

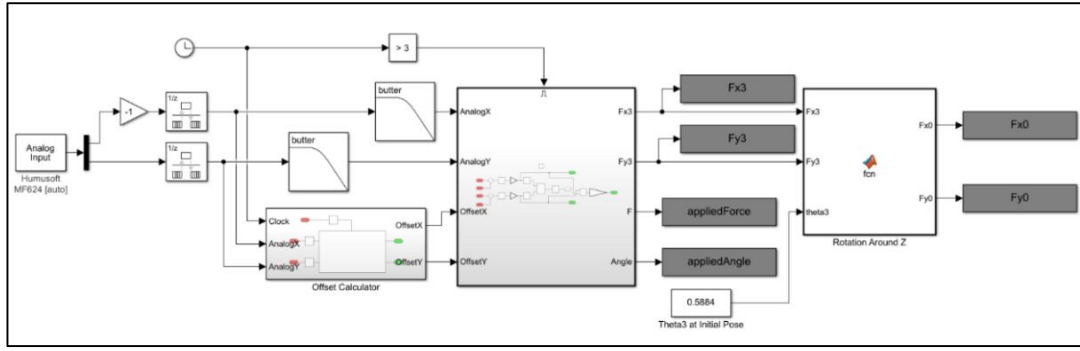
b) Sistemin direncinin sıfırlandığı tamamen hastanın kontrolünde hareket tekrar kabiliyetinin kazandırılması: Bu aşamada amaç, ilk aşamada temel kas hareket yeteneklerini kazanan hastanın, karşı direnc olmayan bir ortamda kendi başına hareketi gerçekleştirmesini sağlamaktır. Bunun için hastanın uyguladığı kuvvet, kuvvet algılayıcısı yardımıyla ölçülür ve admitans kazancı ile ayarlanarak hastanın sistemi kendi kendine sürmesi sağlanır. Böylece hasta belirlenen hareketi bağımsız olarak tekrar tekrar yapabilecektir.

c) Sistem tarafından hastaya karşı kuvvet uygulanarak hastanın güçlendirilmesi: Son aşamada ise temel kas yeteneklerini geri kazanan hastanın güçlendirilmesi hedeflenmektedir. Bu amaçla, hastanın uyguladığı kuvvete bağlı olarak kuvvet sensörü değeri okur ve kontrolcü önceden belirlenmiş bir değeri

aktütöre gönderir. Böylece hastaya karşı direnc uygulanır ve ilgili kas yapısının güçlendirilmesi sağlanır.

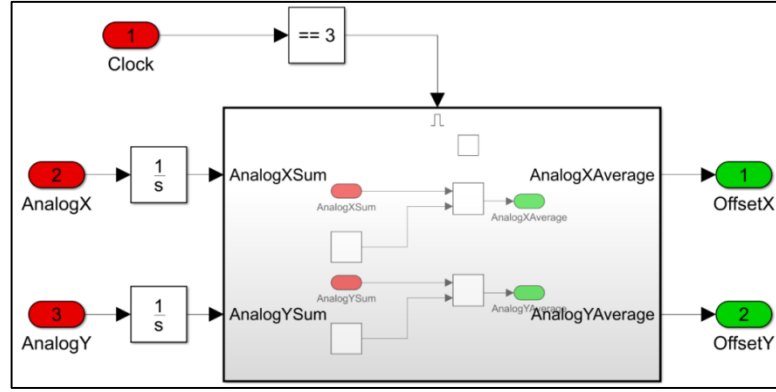
4.2 Sistem Simulink Entegrasyonu

Sistem üzerinde bulunan yük hücresinden gelen bilgiler INA122 entegresi ile yükseltilerek veri alma kartı yardımı ile bilgisayar üzerinde okuma yapılabilecek seviyelere getirilmektedir. İki yük hücresinden gelen analog bilginin okunmasından sonra referans düzleme göre ifade edilebilmesi için gerekli olan Simulink modeli şekil 4.1'deki gibi oluşturulmuştur.



Şekil 4.1 Analog verinin referans düzlemine aktarılması.

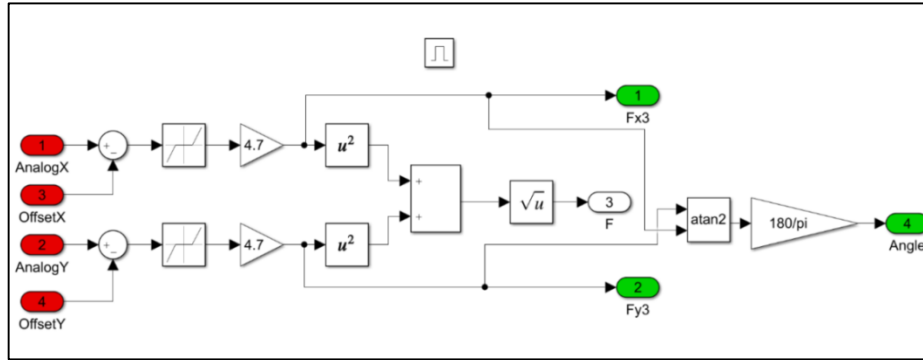
Sistemde kullanılan yük hücrelerine gelen referans voltaj seviyesinin kararsızlığına bağlı olarak ofset değeri zaman zaman değişiklik gösterebilmekte ve sonuç olarak ölçüm hataları ile karşılaşılabilir. Bunu önlemek ve sistem üzerinde kararlı yük hücresi değerlerinin okunabilmesi için şekildeki modelde görüldüğü gibi ilk 3 saniye ofset ölçümüne ayrılmaktadır. Saat (clock) bloğu ile sinyal ile etkinleştirilen alt sistem (enabled subsystem) beraber kullanılarak ilk 3 saniyede okunan değerlerinin ortalama alınması sağlanmış ve bu değerler ofset olarak kullanılmıştır (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 Değerlerin offset olarak kullanılması.

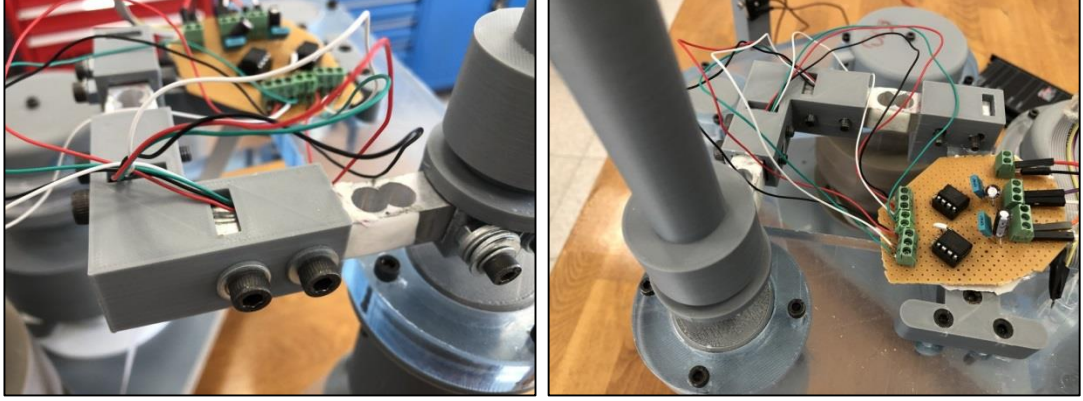
Integral bloğu ile beraber toplanan analog bilgiler daha sonra toplam geçen süreye bölünmüş ve ortalama okuma değerleri elde edilmiştir. Doğru ofset değerlerinin oluşturulması ve ölçümlerin kararlılığı için model çalıştırıldıktan sonra ilk 3 saniye boyunca hiç bir şekilde yük hücrelerine kuvvet bindirilmemelidir. Kalibrasyon sürecinden sonra asıl model çalışmaya başlamaktadır. Bu aynı tip blokların kullanılmasıyla bu çalışma mümkün kılınmaktadır.

Simulink entegrasyonu ile gerçek zamanlı olarak okunan ve ofsetleri belirlenen algılayıcı verileri kendi eksen takımında x ve y komponentleri olarak ayrı ayrı olarak işlenmektedir. Analog girdiler kalibrasyon süreci sonrasında belirlenen eğim değeri ile çarpılarak ve ofsetler ile toplanarak kendi eksen takımında kilogram cinsinden değerler belirlenmektedir. Bunun için gerekli ofset değerlerinin model çalıştırıldıktan ilk 3 saniyede belirlenmesinden sonra model sinyal ile etkinleştirilen alt sistemi şekil 4.3'deki gibi oluşturulmuştur.



Şekil 4.3 Sinyal ile etkinleştirilen kalibrasyon alt sistemi.

Yük hücresi takımının 3. uzuv üzerine şekil 4.4'deki gibi yerleştirilmesi sonucunda algılayıcı verileri θ_3 'e bağımlı olacak şekilde sabit referans düzleminde ifade edilmelidir.



Şekil 4.4 Yük hücresinin sistem üzerindeki detaylı montaj noktası.

Yük hücresi üzerine etki eden kuvvetlerin referans düzlemde ifade edilmesi için yük hücresinin eksen takımının θ_3 kadar döndürülmesi gerekmektedir.

4.3 Admitans Kontrol

Etkileşimli robotik sistemler temelde admitans ve empedas kontrol yapılarını kullanırlar. Admitans kontrolde sisteme verilen kuvvet girdisi hareket veya pozisyona çevrilmiştir. Admitans kontrol, geri sürülebilir olması, oransal kontrol yapılabilmesi, uygulanan kuvvetin ayarlanabilmesi gibi avantajları sayesinde üst extremite rehabilitasyonunda tercih edilmektedir. Admitans kontrolün en önemli avantajlarından biri ise kullanıcıların iletği çok küçük boyutlardaki kuvverin bile algılanabilmesidir. Böylece kas zayıflığı olan bireylerin sistemi daha rahat bir şekilde kullanmasına olanak sağlanır [33]. Mekanik admitans doğrusal yönde denklem 4.1'deki gibi hesaplanır.

$$Z_m = \frac{v}{F} \quad (4.1)$$

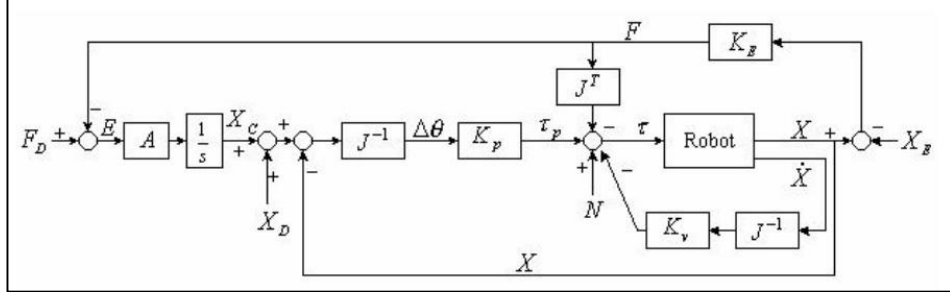
Denklem 4.1’de verilen, Z_m mekanik admitansı, v lineer hızı, F ise uygulanan kuvveti göstermektedir. Kartezyen koordinat sisteminde, admitans kazancı denklem 4.2’de görüldüğü gibi tanımlanır.

$$m_v \dot{v}_{ref} + c_v v_{ref} = F \quad (4.2)$$

Bu eşitlikte ise m_v tanımlı kütleyi, c_v sönümlenme katsayısını ve v_{ref} ’de admitans kazancına göre ortaya çıkan referans hızı ifade etmektedir. Sistem serbest halde olduğu için bir önceki denklemde yay sabiti formüle dahil edilmemiştir. Denklem 4.2’nin Laplace dönüşümü alındığı zaman denklem 4.3’deki formül elde edilir.

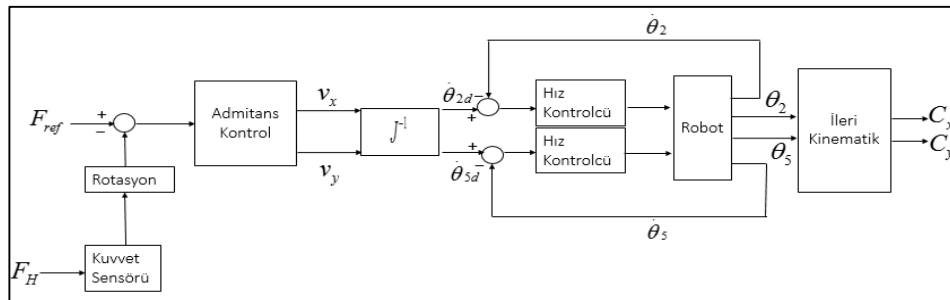
$$A(s) = \frac{1}{m_v s + c_v} \quad (4.3)$$

Bu denklem ile elde edilen admitans kazancı, iç döngüye girecek olan hız verisinin oluşturulmasını sağlar [34]. Şekil 4.5’de basit bir admitans kontrol yapısı görülmektedir [35].



Şekil 4.5 Basit bir admitans kontrol yapısı [35].

Bu çalışmada oluşturulan admitans kontrol yapısı ise şekil 4.6’daki gibidir.



Şekil 4.6 Sistemde kullanılan admitans kontrol blok diyagramı.

Tasarlanan kontrol yapısı için hesaplanan Jacobian matrisi Hoang ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptığı çalışmada ki yaklaşımla hesaplanmış ve denklem 4.4'de verilmiştir [36]

$$A\dot{x} + B\dot{\theta} = 0 \quad (4.4)$$

A ve B jacobian matrislerini göstermektedir. Şekil 2.1'de verilen sistemin uç noktası için yazılan kapalı devre denklemine göre önce soldaki linkler üzerinden uç noktanın çizgisel hızı hesaplanır (Denklem 4.5).

$$v_c = \omega_2 \times \overline{AB} + \omega_3 \times \overline{BC} \quad (4.5)$$

Daha sonra denklemin iki tarafı \overline{AB} ile çarpılarak denklem 4.6 elde edilir.

$$l_2 \cos \theta_3 v_{c_x} + l_2 \sin \theta_3 v_{c_y} = \dot{\theta}_2 l_2 l_3 \sin(\theta_3 - \theta_2) \quad (4.6)$$

Aynı işlemler kapalı devrenin sağındaki link bağlantılarının oluşturduğu eşitlik için de yapılır ve denklem 4.7 elde edilir.

$$l_2 \cos \theta_4 v_{c_x} + l_2 \sin \theta_4 v_{c_y} = \dot{\theta}_5 l_2 l_3 \sin(\theta_4 - \theta_5) \quad (4.7)$$

Denklem 4.6 ve 4.7 birleştirildiğinde denklem 4.8 elde edilir.

$$A \begin{bmatrix} v_{c_x} \\ v_{c_y} \end{bmatrix} = B \begin{bmatrix} \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_5 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

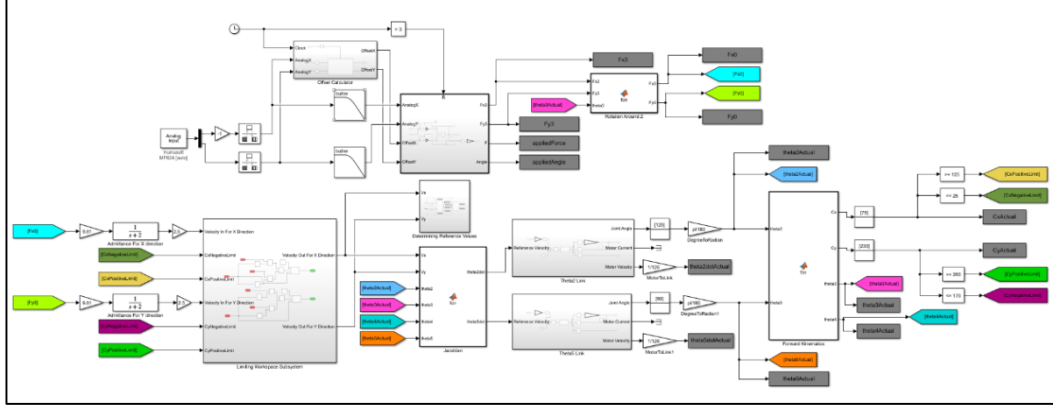
Bu denklemlerden A ve B jacobian matrisleri denklem 4.9'daki gibi bulunur.

$$A = \begin{bmatrix} l_2 \cos \theta_3 & l_2 \sin \theta_3 \\ l_2 \cos \theta_4 & l_2 \sin \theta_4 \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

$$B = \begin{bmatrix} l_2 l_3 \sin(\theta_3 - \theta_2) & 0 \\ 0 & l_2 l_3 \sin(\theta_4 - \theta_5) \end{bmatrix}$$

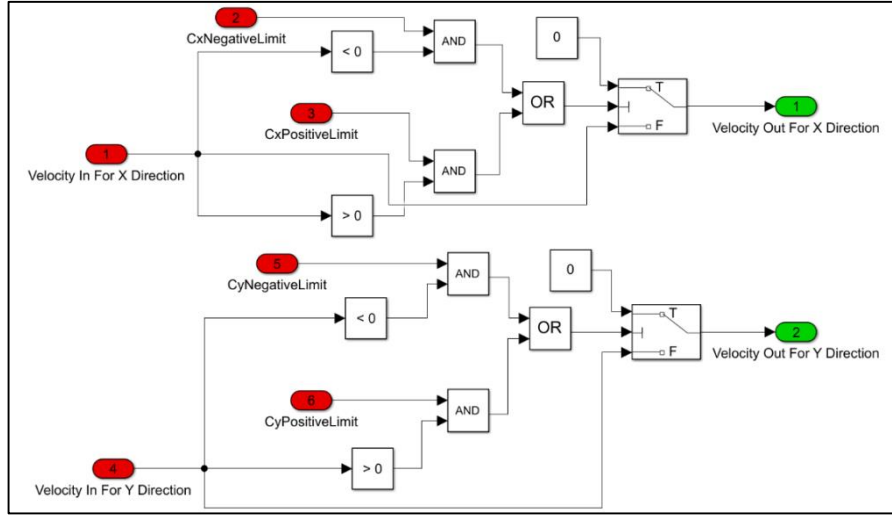
4.4 Admitans Kontrol Sistem Entegrasyonu

Sistemde kullanılacak admitans yapısı için sistemin Simulink modeli şekil 4.7'deki gibi oluşturulmuştur.



Şekil 4.7 Sistemde kullanılacak admitans yapısının Simulink modeli.

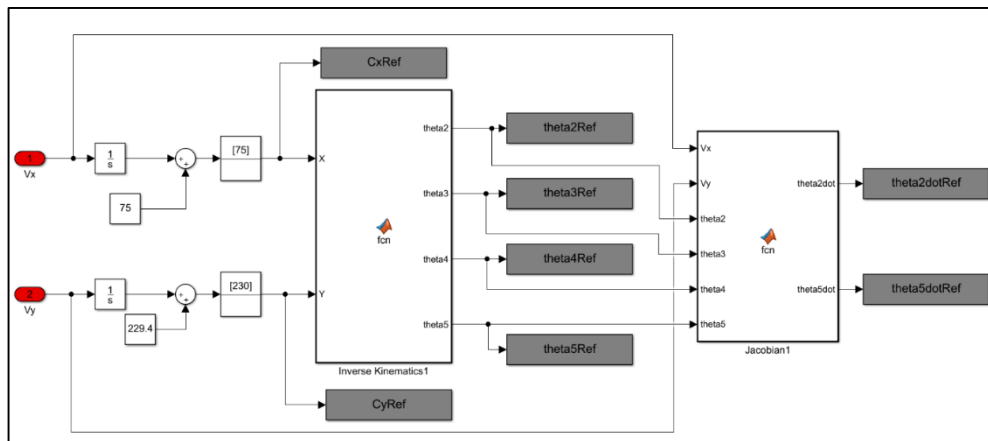
Modelde daha önce kuvvet sensörü ile ilgili kısımda anlatıldığı gibi ilk 3 saniye kuvvet sensörlerinin ofset değerleri hesaplanmaktadır. Bu süreç boyunca kuvvet sensörlerine bir girdi uygulanmamakta ve ortalama değerler hesaplanmaktadır. Daha sonra hesaplanan değerler Newton birimine çevirilmekte ve sanal admitans değerleri ile çarpıldıktan sonra sonuç olarak her iki düzlemde oluşması gereken doğrusal hız değerleri hesaplanmaktadır. Sistem kinematik olarak paralel bir yapıda olduğu için çalışabileceği çalışma alanının dışına çıkmaması gerekmektedir. Bunun için maksimum ve minimum x, y pozisyon değerleri belirlenmiştir. Hesaplanan uç nokta pozisyon bilgisi bu değerlerin dışına çıktığında ilgili yöndeki referans hız değeri, çalışma alanının sınırlandırılması için oluşturulan alt sistemdeki mantık ile sıfırlanmaktadır (Şekil 4.8).



Şekil 4.8 Çalışma alanının sınırlandırılması için oluşturulan alt sistem.

İki ayrı düzlemde oluşturulan referans hız değerleri jacobian matrisi ile çarpılarak eyleyicilerin bağlı olduğu mafsallardaki referans hız değerleri hesaplanmaktadır. Bu referans değerler ile sürülen eyleyiciler sonucunda sistem hareket etmekte ve kontrol işletilmektedir.

Analiz için sistemde üretilen referans değerler ve gerçek değerler de karşılaştırılacaktır. Bunun için referans değerlerin de hesaplanabilmesi ve kayıt edilmesi gerekmektedir. Bu doğrultuda şekil 4.9'daki modelde görüldüğü gibi bir alt sistem oluşturulmuştur.



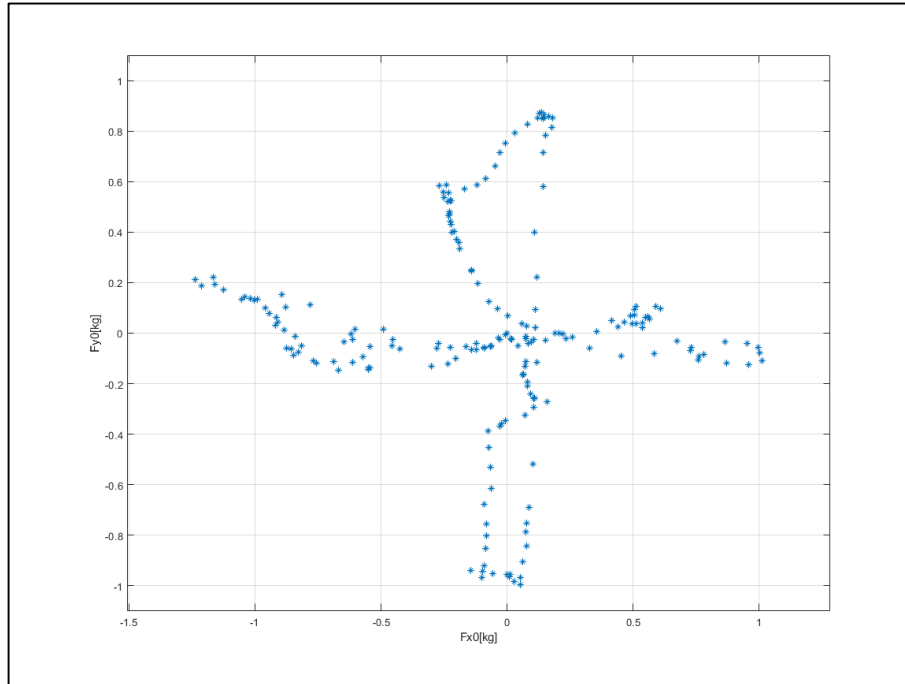
Şekil 4.9 Referans değerlerin belirlenmesi için oluşturulan alt sistem.

Burada ters kinematik ve Jacobian hesaplamaları ile uç noktanın iki düzlemdeki referans pozisyon değerleri, aktif mafsalların referans pozisyon ve hız değerleri ile pasif mafsalların referans pozisyon değerleri hesaplanabilmektedir.

Sistem modeli yukarıdaki gibi oluşturulduktan sonra iki tane durum çalışması yapılmıştır. Bu durum çalışmalarının ikisinde de başlangıç pozisyonunda duran sisteme uç noktadan referans düzlem takımına göre y doğrultusunda, daha sonra da x doğrultusunda kuvvet girdileri uygulanmıştır.

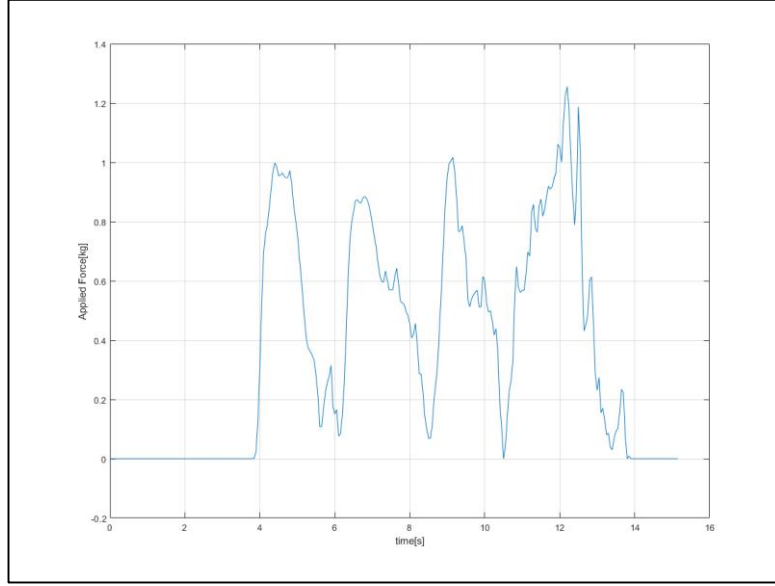
Durum çalışmalarının ilkinde sanal admitans kontrol değerleri, yapılan deneysel çalışmalardan hareketle, kütle 0.1kg ve sürtünme katsayısı 0.2 (birim) olarak belirlenmiştir. Uygulamalar sonucunda da sistem çıktıları kaydedilmiştir.

Uç noktaya x ve y eksenleri boyunca uygulanan kuvvetin değerleri şekil 4.10'da verilmiştir. İki yönde +1 ile -1 kilogramlık yük ile hareket sağlamıştır.



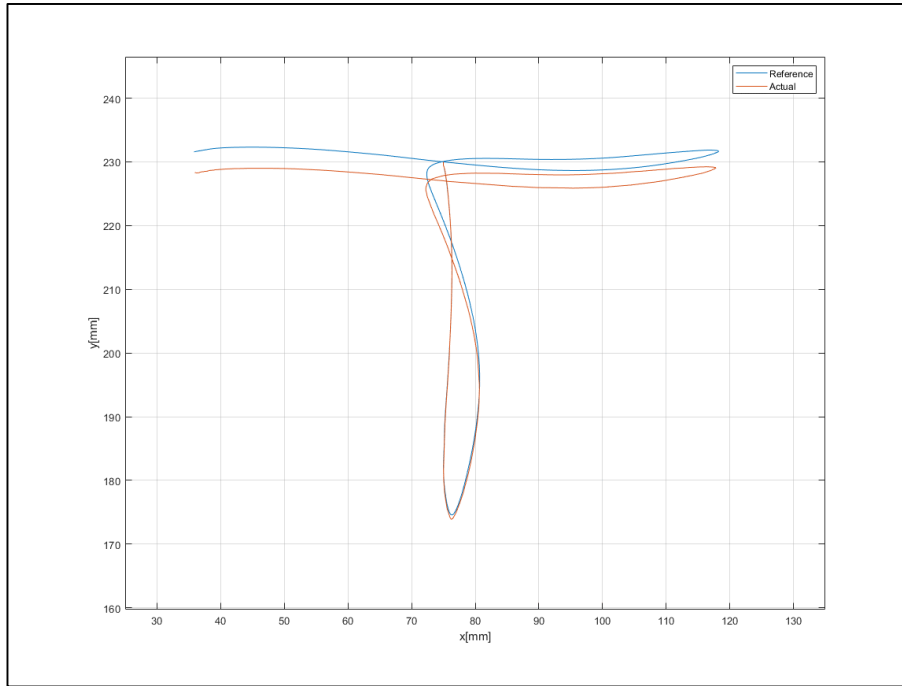
Şekil 4.10 Uç noktaya x ve y eksenleri boyunca uygulanan kuvvetin değerleri.

Şekil 4.11'de verilen grafikte ise sisteme uygulanan yükün büyüklüğünün zamana bağlı değişimi verilmiştir. 14 saniye boyunca maksimum 1.2 kg değerinde yük uygulanarak hareket başarımları gerçekleştirilmiştir (Şekil 4.11).



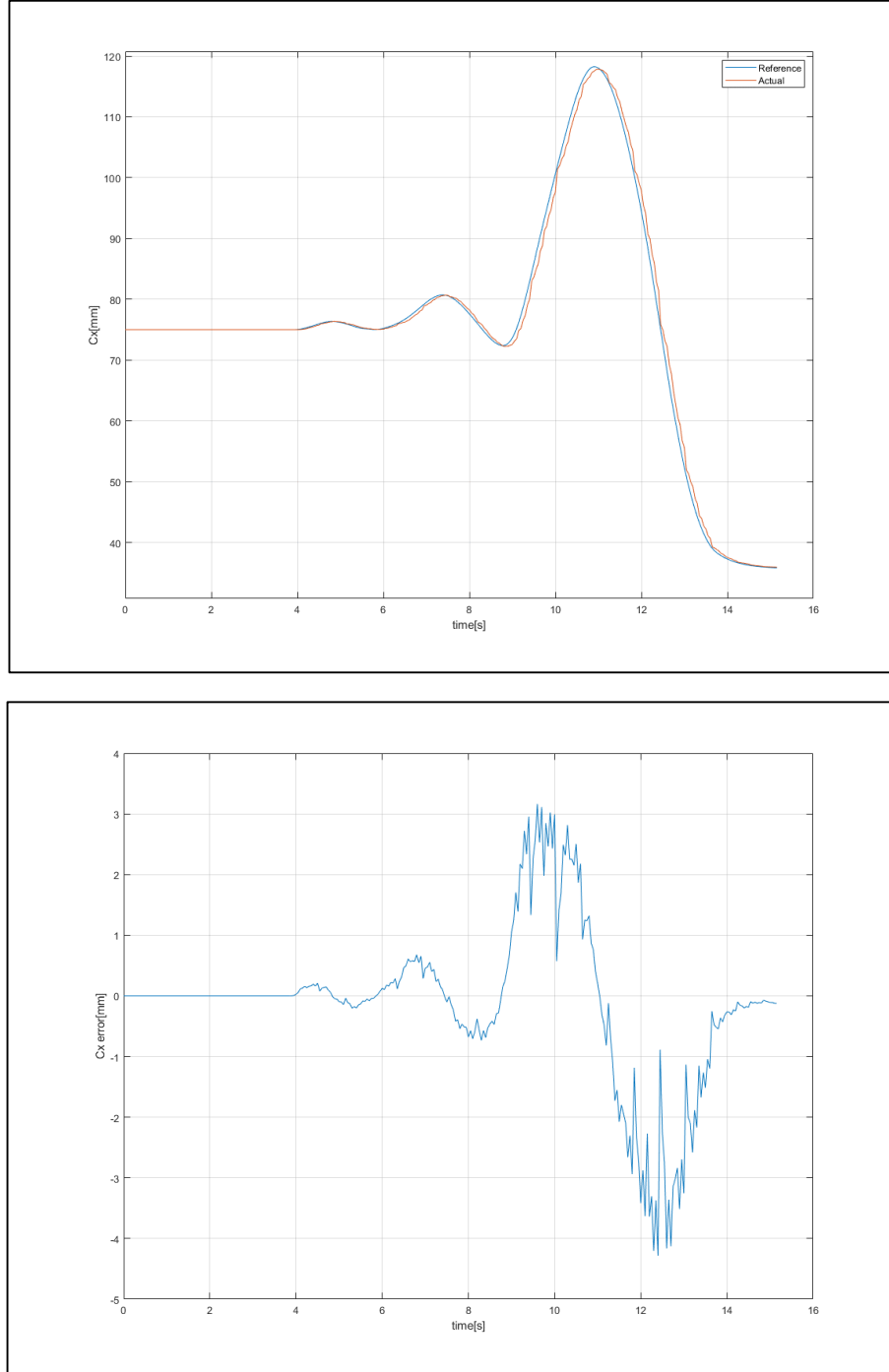
Şekil 4.11 Sisteme uygulanan yükün büyüklüğünün zamana bağlı değişimi

Şekil 4.12’de verilen grafikte uç noktaya uygulanan kuvvetlerin, x ve y eksenleri boyunca yaptıkları hareketler karşılaştırılmış ve yapılan admitans tasarımının gerçek değerlerle örtüştüğü görülmüştür.



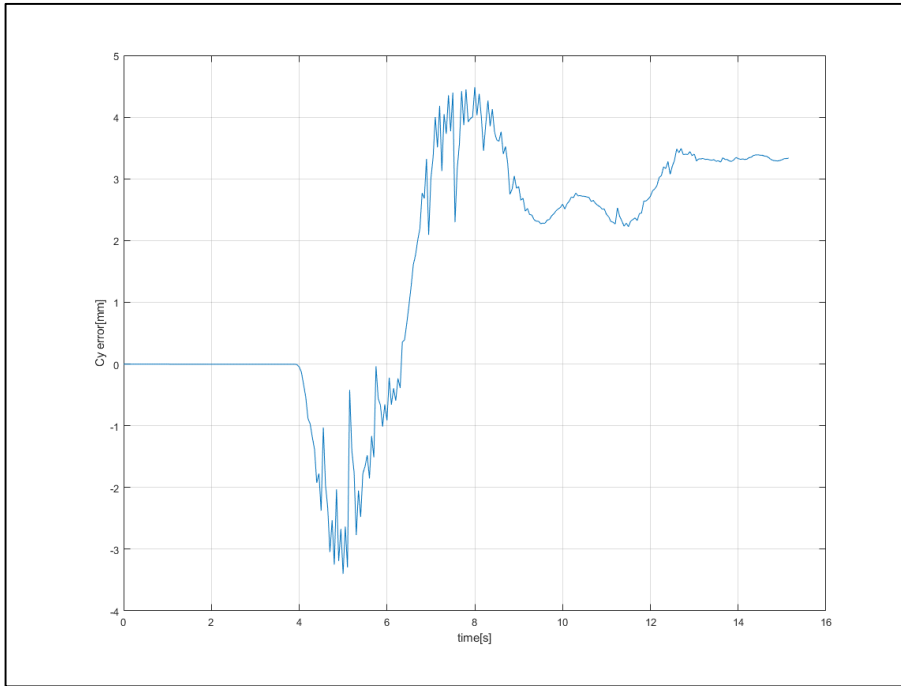
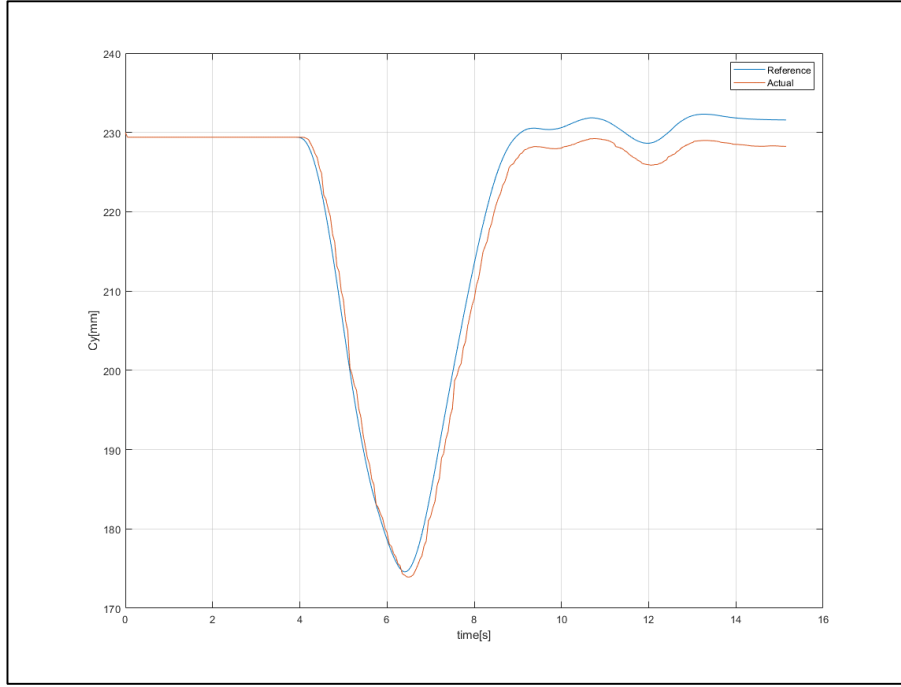
Şekil 4.12 Uç noktaya uygulanan kuvvetlerin, x ve y eksenleri boyunca yaptıkları hareketler.

Bir önceki şekilden (Şekil 4.12) yola çıkarak elde edilen sonuçları eksen bazında incelediğimizde, uç noktanın x düzlemindeki hareketinin zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ve aradaki farkı gösteren hata grafikleri şekil 4.13’de verilmiştir.



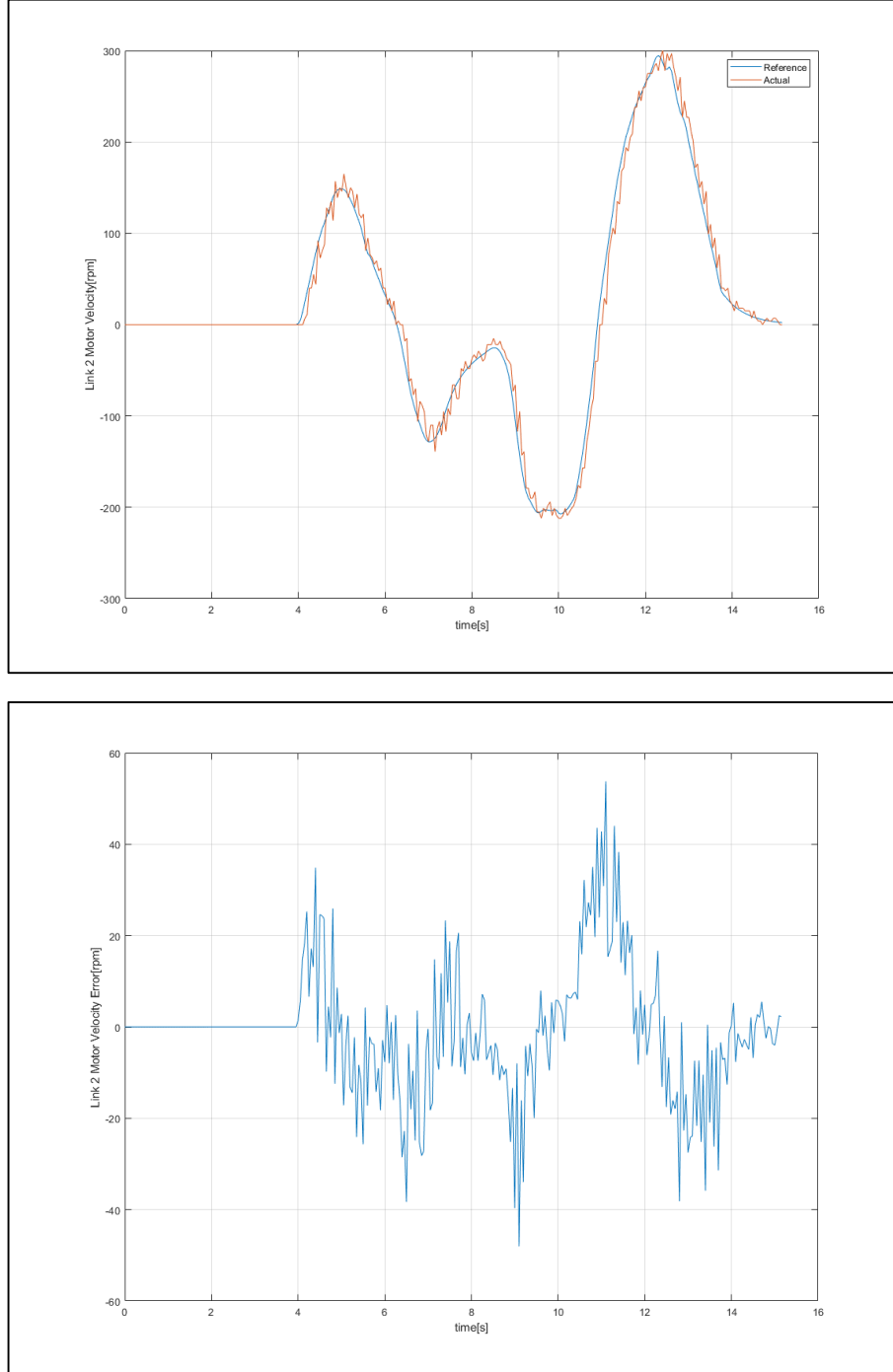
Şekil 4.13 Uç noktanın x eksenindeki hareketinin zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ve aradaki fark.

Benzer incelemeler y ekseninde yapılmış ve şekil 4.14'deki gibi sonuçlar ortaya çıkmıştır.



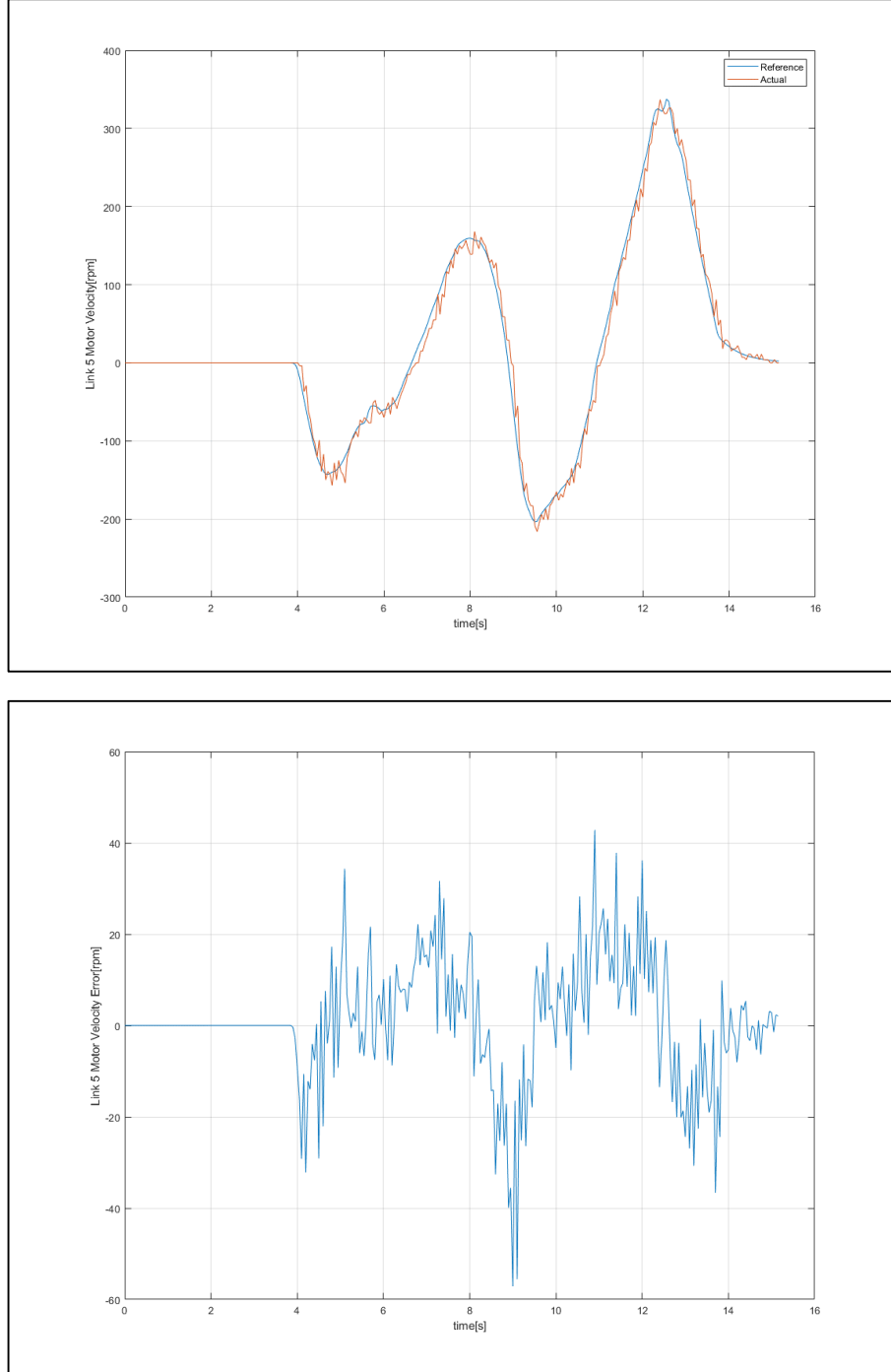
Şekil 4.14 Uç noktanın y eksenindeki hareketinin zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ve aradaki fark.

Elde edilen diğler sonuçlarda ise 2.link mafsalinın açısai hızının zamana bağı referans ve gerçek değlerinin değışimi ile aralarındaki hata değışimi de Şekil 4.15’de verilmiştir.



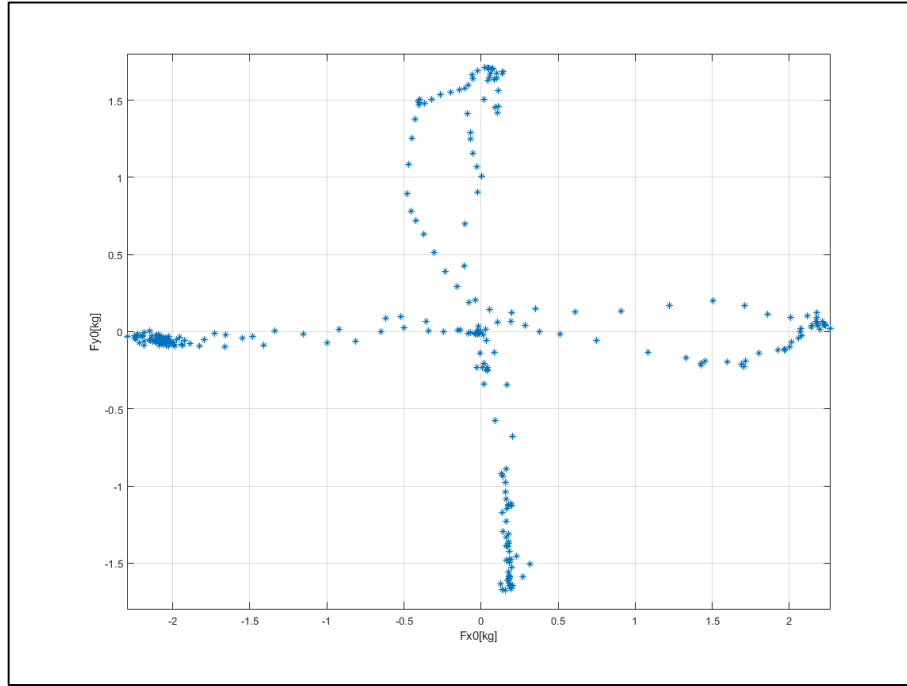
Şekil 4.15 2.link mafsalinın rotasyonel hızının zamana bağı referans ve gerçek değlerinin değışimi ile aralarındaki hata değışimi grafikleri.

Benzer bir çalışma 5.link içinde yapılmış ve sonuçları şekil 4.16'da paylaşılmıştır.



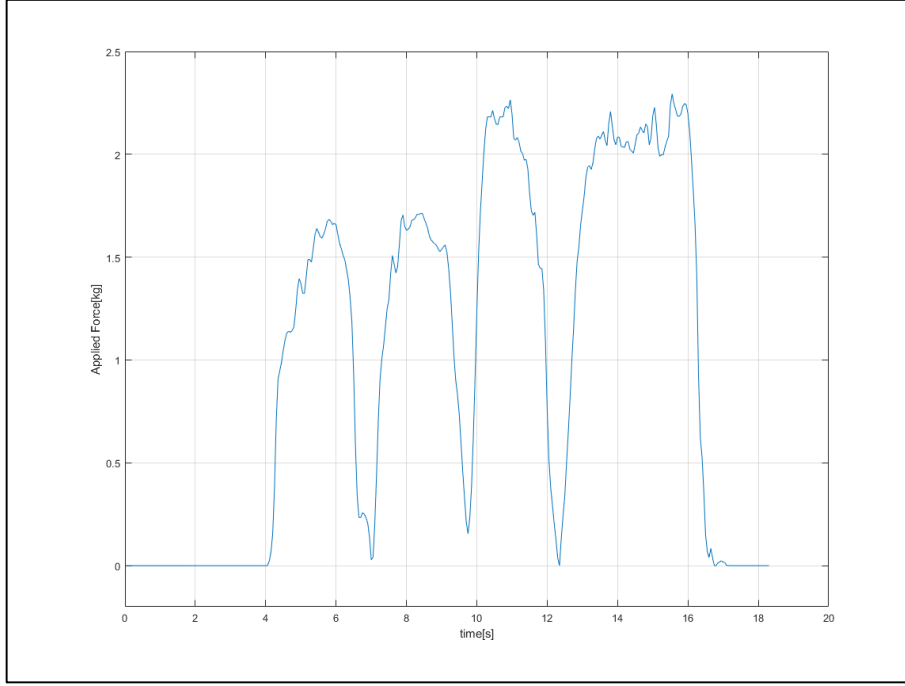
Şekil 4.16 2.link mafsalının rotasyonel hızının zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ile aralarındaki hata değişimi grafikleri.

Rehabilitasyon sürecinde tasarlanan ikinci aşama olarak sistem direncinin artırılması istenilmektedir. Bu nedenle ikinci durum çalışması olarak sistemdeki sanal admitans değerleri büyütülerek sistem daha da zorlayıcı hale getirilmiştir. Burada sanal kütle olarak 0.4kg, sürtünme katsayısı 0.8 (birim) olarak belirlenmiştir. Uygulamalar sonucunda sistem çıktıları kaydedilmiş ve grafiklerde belirtilmiştir. Bu aşamada rehabilitasyon sürecinin son aşaması olan karşı kuvvet oluşturularak sistemin daha düşük hızlarda hareket etmesi sağlanmıştır. Böylece hastanın kas yapısının güçlendirilmesi beklenmektedir. Sistem tarafından uygulanan kuvvet büyüdüğünde, temel kas yeteneklerini geri kazanan hastanın ilgili kas yapısı tedavi süreci sonunda güçlenmiş olacaktır. İlgili sanal kütle ve sürtünme katsayısına karşın uç noktaya X ve Y eksenleri boyunca uygulanan kuvvetin değerleri şekil 4.17’de görülmektedir. Sistem bir öncekinin iki katı kadar direnc geliştirmiştir.



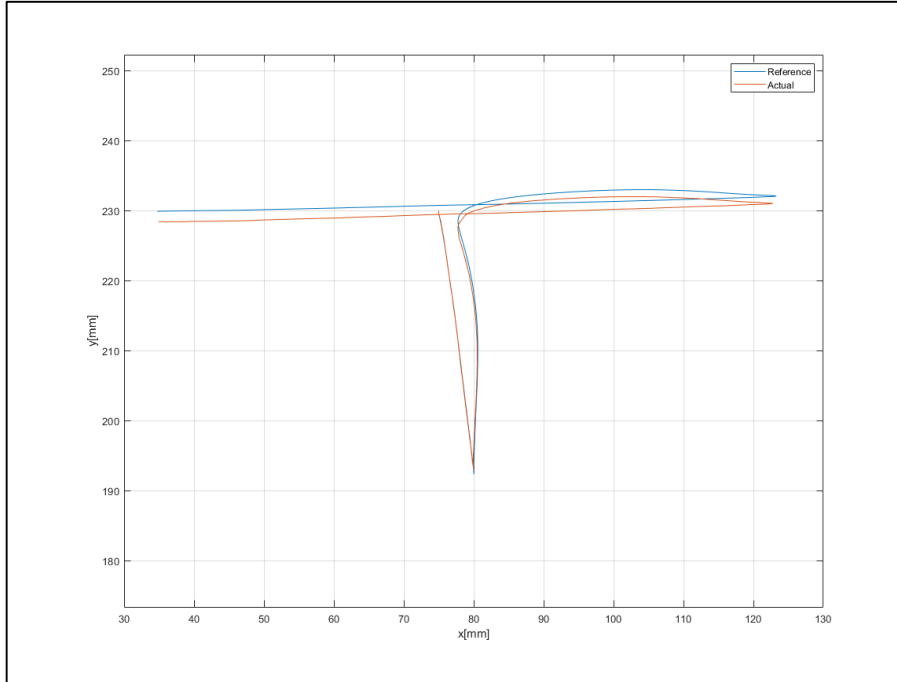
Şekil 4.17 Admitans dirençleri artırılmış durum için uç noktaya X ve Y eksenleri boyunca uygulanan kuvvet.

Uç noktaya uygulanan kuvvetin zamana bağlı değişimi de şekil 4.18’de verilmiştir.



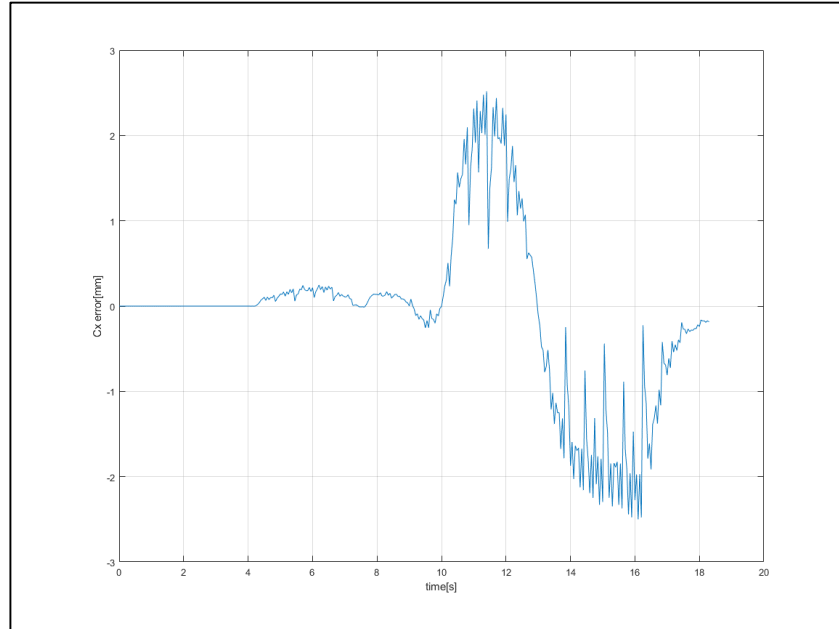
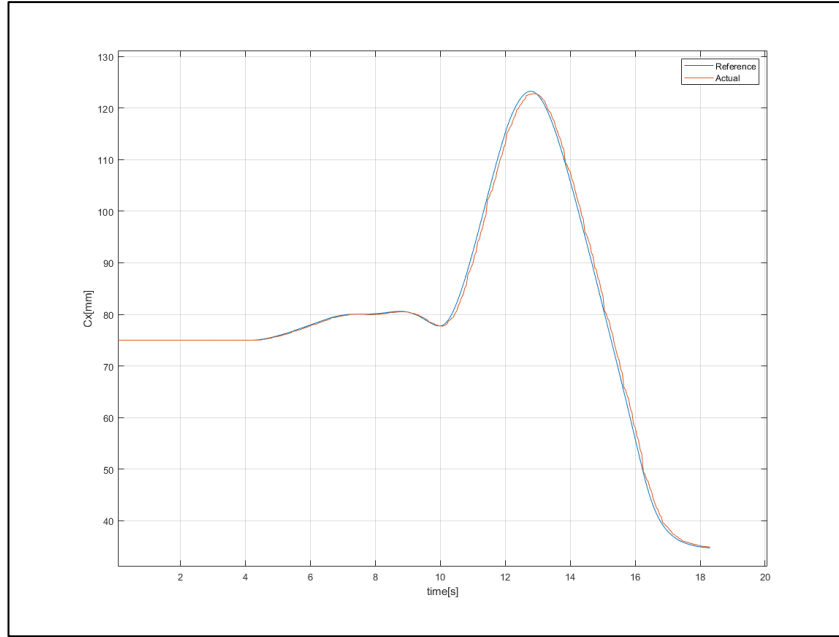
Şekil 4.18 Uç noktaya uygulanan kuvvetin zamana bağlı değişimi.

Ayrıca uç noktanın simulink üzerindeki referans değerleri ve gerçek hareket değerleri ayrı ayrı incelenmiş bu değerler şekil 4.19’da verilmiştir.



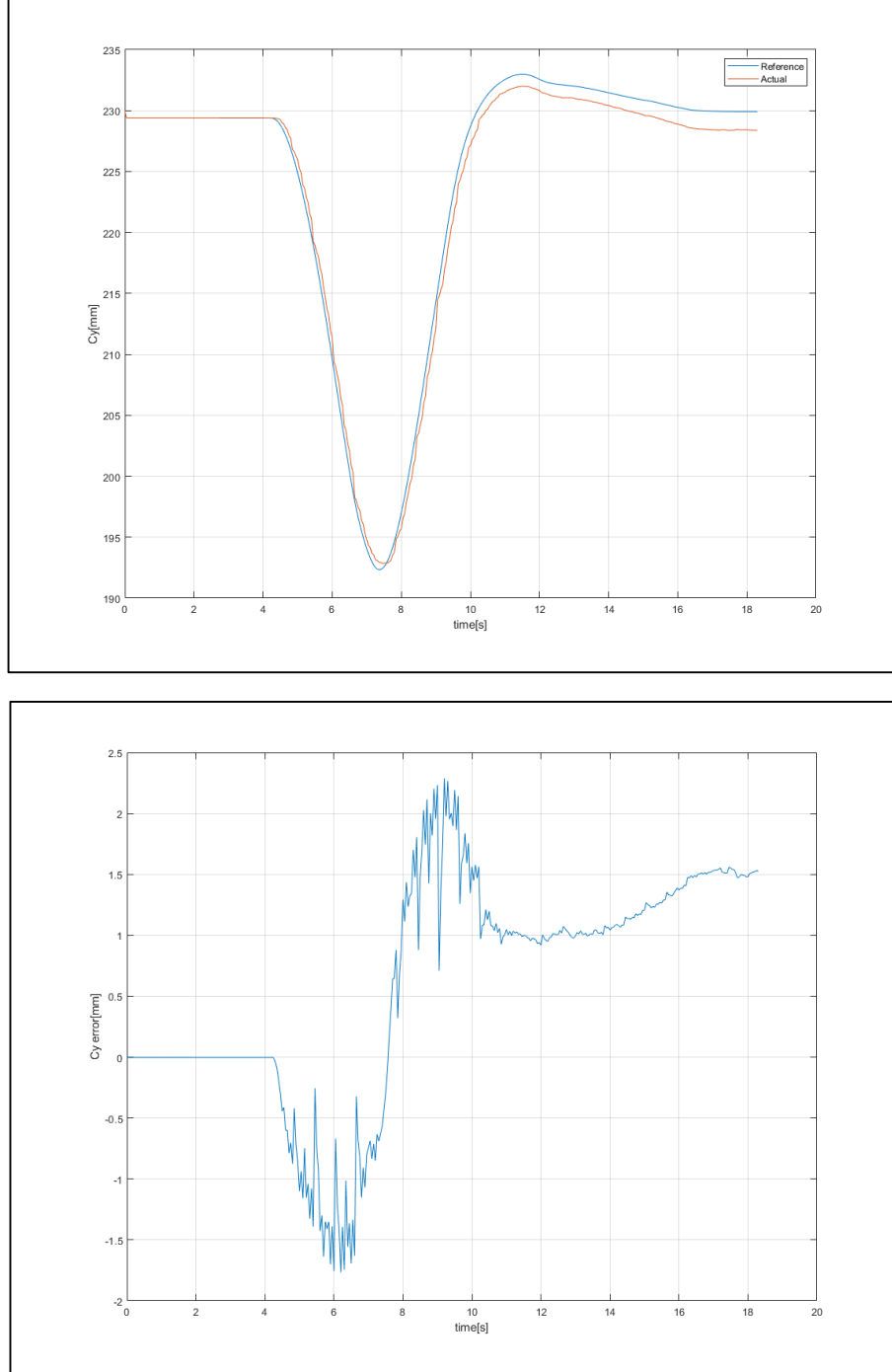
Şekil 4.19 Uç noktanın referans ve gerçek hareket değerleri.

Şekil 4.19’da verilen grafiklere göre Simulink üzerinden alınan veriler ile gerçek veriler örtüşmektedir. Aralarındaki fark ise hata miktarını göstermektedir. Uç noktadaki hareketler incelendiğinde ise öncelikle x eksenindeki hareketinin zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi verilmiştir. Yine hata değişimi de x eksenini için incelenmiş ve sonuçları paylaşılmıştır (Şekil 4.20).



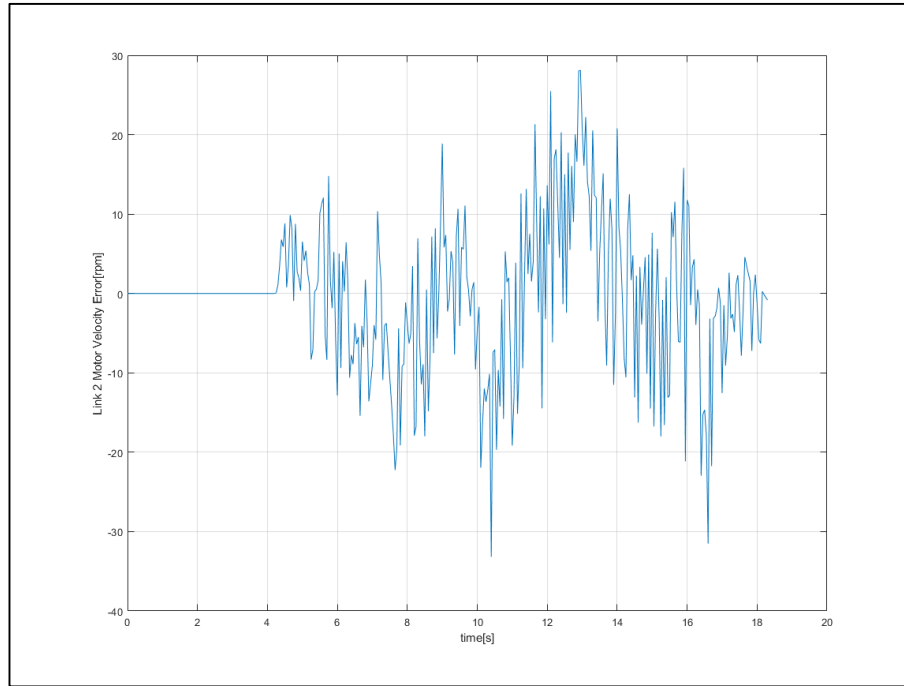
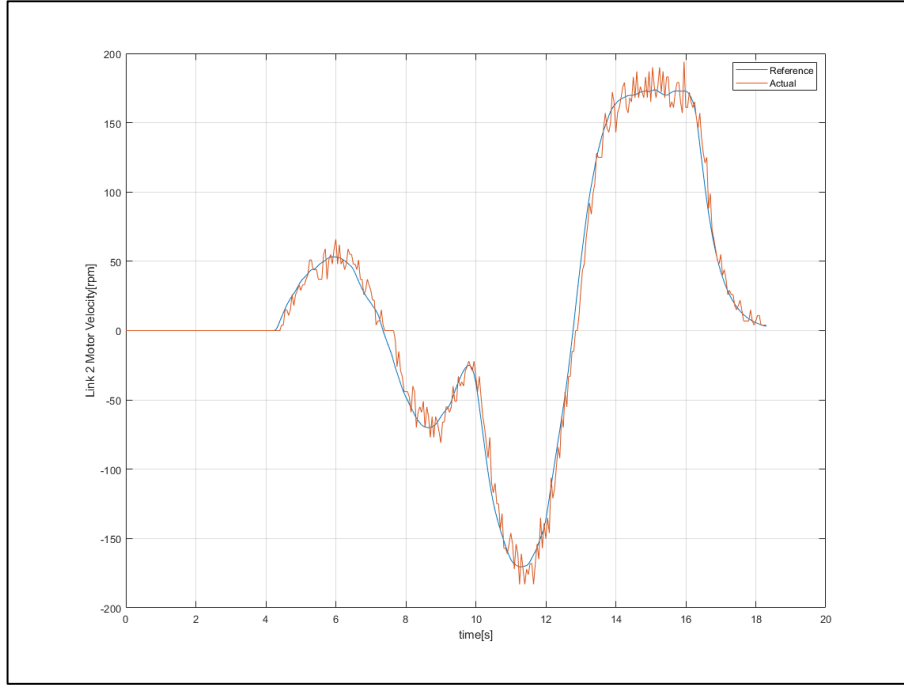
Şekil 4.20 X eksenindeki hareketinin zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi.

Aynı incelemeler Y eksenindeki hareketler için de yapılmıştır. Uç noktanın Y eksenindeki hareketinin zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ayrıca aralarındaki hata değişim grafikleri şekil 4.21’de verilmiştir.



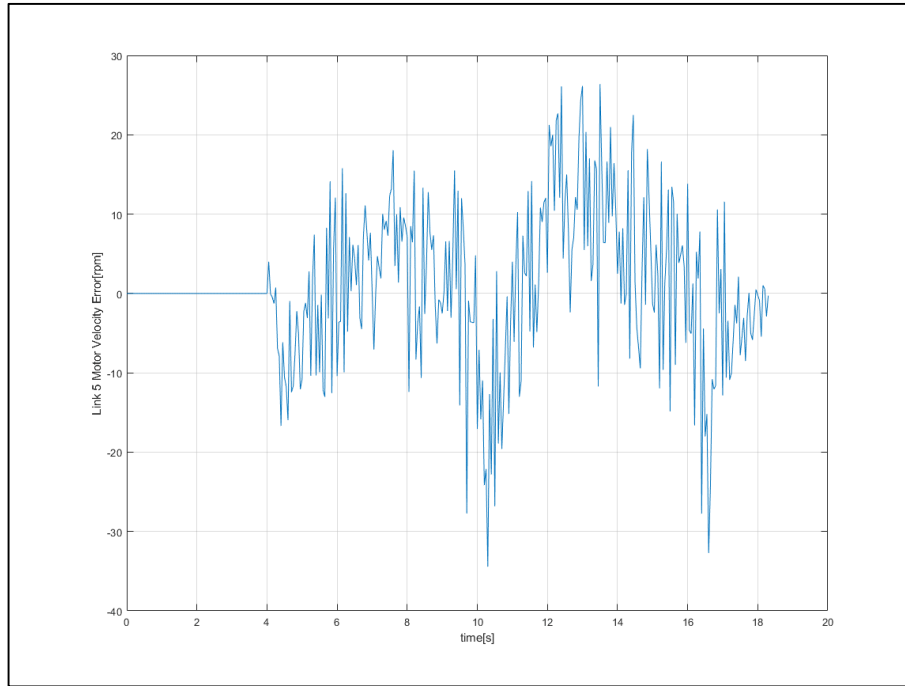
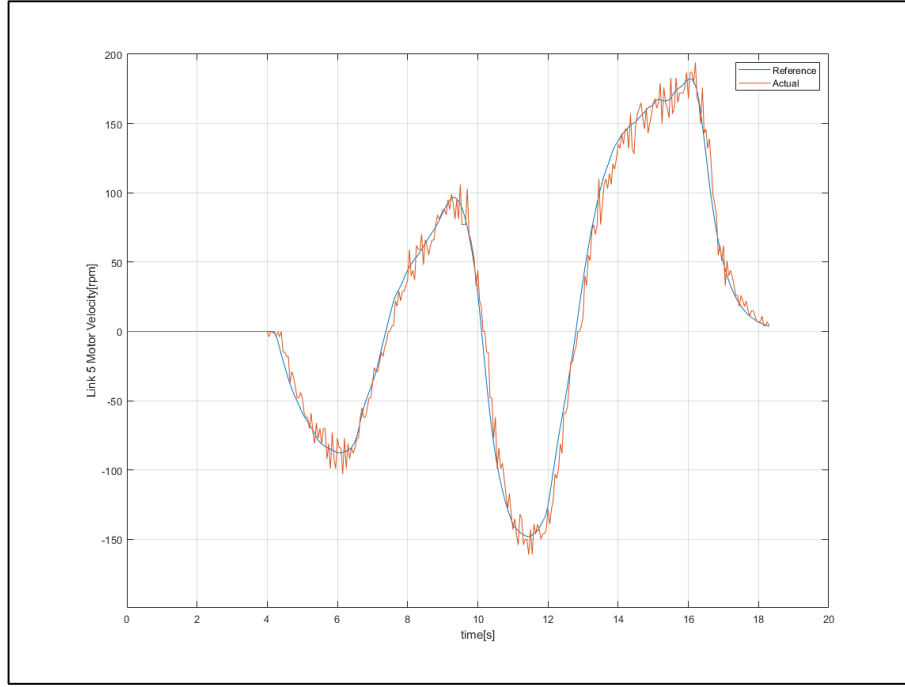
Şekil 4.21 Uç noktanın y eksenindeki hareketinin zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ayrıca aralarındaki hata değişim grafikleri.

2. uzuv mafsalı açısıl hızının zamana bağı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ile hata değişim grafikleri 4.22’de verilmiştir.



şekil 4.22 2.link mafsalınnın rotasyonel hızının zamana bağı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ile hata değişim grafikleri.

Benzer bir çalışma 5.uzuv mafsalı için de yapılmış ve sonuçları paylaşılmıştır (Şekil 4.23).



Şekil 4.23 5.link mafsalının rotasyonel hızının zamana bağlı referans ve gerçek değerlerinin değişimi ile hata değişim grafikleri.

5.SONUÇLAR

Bu çalışmada, üst ekstremitte için bir rehabilitasyon sistemi tasarlanmış ve prototip üretimi yapılmıştır. Tez çalışması içerisinde öncelikle 170 cm boyundaki bir bireye ait insan kolu için yaklaşık çalışma alanı deneysel olarak OptiTrack v100 R2 hareket yakalama kameraları kullanılarak belirlenmiştir. Daha sonra da elde edilen çalışma alanına uygun mekanizma yapısına karar verilerek tüm sistemin montajlanmış modeli oluşturulmuştur.

Rehabilitasyon süreçlerinin tam olarak gerçekleştirilebilmesi ve tasarlanan sistemin verimli olarak kullanılabilmesi için ilgili hastanın hareket isteğinin tam olarak anlaşılması gerekmektedir. Bu algılamanın yapılabilmesi için yapılan çalışmalarda kuvvet ve tork sensörleri aktif olarak kullanılmaktadır. Ancak bu sensörlerin yüksek maliyetleri nedeniyle tedarik edilmesi kolay olmadığı için tez kapsamında aynı işlevi gerçekleştirebilecek bir uç nokta tasarımı önerilmiştir. Bu doğrultuda, x ve y eksenleri boyunca uygulanan kuvvetleri algılayan iki adet tek eksenli yük hücresi uygun bir tasarımla birleştirilmiştir. Yapılan denemeler sonucunda 2,5 volt civarında bir referans değeri ile çalışan kuvvet sensörü sisteme entegre edilmiştir. Böylece piyasada kullanılan konvansiyonel sensörlere kıyasla çok daha düşük maliyetli bir çözüm ortaya çıkmıştır.

Tez kapsamında rehabilitasyon süreçleri hasta bireyde beyin plastisitesi oluşturmak için tamamen sistem kontrolünde hareketin sağlandığı birinci aşama, sistemin direncinin sıfırlanarak hastanın kolay bir şekilde daha önceden belirlenmiş olan hareketleri yapması hedeflenen ikinci aşama ve sistem tarafından uygulanan direnç ile hasta bireyin ilgili kas grubunun güçlendirilmesi planlanan üçüncü aşama olarak üç etapta ele alınmıştır. Çalışma sürecinde ikinci ve üçüncü aşamalar test edilmiş. Laboratuvar ortamında yapılan deneylerde sistemin, farklı sanal kütle ve direnç parametreleri için uyguladığı direncin değiştiği ortaya konulmuştur.

Tez çalışması içerisinde sistem kontrolü için admitans kontrol yaklaşımından yararlanılmıştır. Doğal yapısı nedeniyle geri sürülemez olan bir sistemin geri sürdürülebilmesi, oransal kontrol yapılabilmesi ve uygulanan kuvvetin ayarlanabilmesi gibi avantajları sayesinde admitans kontrol yapısının seçilmesinde belirleyici olmuştur. Bu kontrol yapısının üst extremitte rehabilitasyonunda tercih edilmesinin önemli avantajlarından biri ise kullanıcıların iletlediği çok küçük boyutlardaki kuvverin algılanabilmesidir. Böylece kas zayıflığı olan bireylerin sistemi daha rahat bir şekilde kullanmasına olanak sağlanır.

İleriki aşamalarda ise bu çalışmaya ek olarak planlanan üç aşamalı rehabilitasyon sürecinin ilki olan plastisite oluşturma aşaması entegre edilebilir. Sanal gerçeklik uygulamaları ile süreç desteklenebilir. Böylece sistemin daha kolay takip edilebilir, başarımları kayıt altına alınabilir ve her hasta için sayısal veri tabanı oluşturulabilir. Bu tez süresince laboratuvar ortamında sağlıklı bireyler ile yapılan çalışmalar, hasta bireyler ile yapılp sonuçlar kayıt altına alınarak sistemin uygulamadaki başarımlı belirlenebilir.

6. REFERANSLAR

1. T.C Sağlık Bakanlığı Malatya Eğitim Ve Araştırma Hastanesi. Robotik yürüme merkezi. <https://malatyaeah.saglik.gov.tr/TR,169266/robotik-yurume-merkezi.html> [3 Mayıs 2018]
2. Arasıl T. Türkiye’de ve Dünya’da fiziksel tıp ve rehabilitasyonun durumu. Türk Fiz Tıp Rehab Derg. 2008;54:1-3.
3. Filiz C. Fizyoterapi ve rehabilitasyonun mesleki gelişim tarihçesi. İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi. 2016;1.3:1-6.
4. Cihan Hatanesi, <http://www.cihanhastanesi.com.tr/birim/fizik-tedavi-ve-rehabilitasyon.html>
5. Çapa Hastanesi, <https://www.capahastanesi.com/fizik-tedavi-ve-rehabilitasyon>
6. Ayaz Ö, Kaya BB. Bir kamu rehabilitasyon hastanesinde robotik rehabilitasyon hastalarının yaş gruplarına göre demografik özellikleri. İstanbul Kanuni Sultan Süleyman Tıp Dergisi. 2019;11(3):118-124.
7. Koyas E, Saraç M, Erdogan A, Çetin M, Patoglu V. BBA tabanlı üst uzuv rehabilitasyon sisteminin sonsal olasılık değerleri kullanılarak kontrolü, 21st Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU 2013), Haspolat, Cyprus.
8. T.C Sağlık Bakanlığı Ankara Şehir Hastanesi. Robotik rehabilitasyon ve yardımcı yürüme cihaz laboratuvarları. <https://ankarasehir.saglik.gov.tr/TR,456029/robotik-rehabilitasyon-ve-yardimli-yurume-cihaz-laboratuvarlari.html> [14 Haziran 2020]
9. Riener R, Nef T, Colombo G. Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. Medical and biological engineering and computing. 2005;43.1:2-10.
10. Akdoğan E, Kaplanoğlu E, Yılmaz B. Kitap: Biyomedikal mühendisliğinin temelleri. bölüm: Rehabilitasyon Mühendisliği ve Yardımcı Teknolojiler. Nobel Yayınevi; 2014.
11. Kocaoğlu S, Akdoğan E. Üst uzuv dış iskelet rehabilitasyon robotları. Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı. 2015;10-12.
12. Lucca LF, Castelli E, Sannita WG. The application of robotics in the function motor recovery of the paretic upper limb. J. Rehabil. Med. 2009; 41: 1003-1100.
13. Bircher S. “Rehabilitation Applications of Robotic Technology”. Hocoma, AG, Zurich, Switzerland, April14, 2008.

14. Gezgin E, Pyung-Hun C, Akhan AF. Synthesis of a Watt II six-bar linkage in the design of a hand rehabilitation robot. *Mechanism and Machine Theory*. 2016;104: 177-189.
15. Ozkul F, Barkana DE. Upper-extremity rehabilitation robot RehabRoby: methodology, design, usability and validation. *International Journal of Advanced Robotic Systems*. 2013;10.12: 401.
16. Guguloth S. Design and development of robotic mechanisms for upper extremity rehabilitation: MSc. Thesis Indian Institute of Technology Madras; 2018.
17. Chen YL, Kuo TS, Chang WH. Aid training system for upper extremity rehabilitation. 2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE. 2001;2:1360-1363
18. Krebs HI, Hogan N, Aisen ML, Volpe BT. Robot Aided Neurorehabilitation. *IEEE Trans. On Rehabilitation Engineering*. 1998;6.1:75-87
19. Reinkensmeyer DJ, Kahn LE, Averbuch M, McKenna-Cole A, Schmit BD, Rymer WZ. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM guide. *Journal of Rehabilitation Research And Development*. 2014; 37.6: 653-662.
20. Assad-Uz-Zaman M, Islam MR, Rahman MH. Upper-extremity rehabilitation with NAO robot. *Proceedings of the 5th International Conference of Control, Dynamic Systems, and Robotics (CDSR '18)*. 2018;117
21. Yavuz A, Akdoğan E, Aktan ME, Koru AT. Design, produce and control of a 2-DOF upper limb exoskeletal robot. *Journal of Thermal Engineering*. 2019;5.2:119-130.
22. Pineda-Rico Z, Sanchez de Lucio JA, Martinez Lopez FJ, Cruz P. Design of an exoskeleton for upper limb robot-assisted rehabilitation based on co-simulation. *Journal of Vibroengineering*. 2016;18.5:3269-3278.
23. Liu Y, Li C, Ji L, Bi S, Zhang X, Huo J, Ji R. Development and implementation of an end-effector upper limb rehabilitation robot for hemiplegic patients with line and circle tracking training. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017, 2017.
24. Özgören MK. Robot kolların düz ve ters kinematiği. *Elektrik Mühendisliği Dergisi*. 1993; 38.391:11-20.
25. Maxon Inc, <https://www.maxongroup.com/maxon/view/product/gear/planetary/gp52/223080>
26. Maxon Inc, <https://www.maxongroup.com/maxon/view/product/motor/ecmotor/ecflat/ecflat60/625855>
27. <https://www.robomarket.com.tr/agirlik-sensoru-20-kg-elektronik-terazi-icin>
28. Maxon Inc, <https://www.maxongroup.com/maxon/view/product/control/Positionierung/375711>
29. <https://www.rtdaq.com/en/data-acquisition-boards/10-mf624.html>

30. <https://www.rtdaq.com/en/accessories/14-tb621.html>
31. Kasapbaşı MC, Alsan S. Çeşitli endüstriyel dönüştürücü ve algılayıcılar için eğitim amaçlı simülatör uygulamaları. 2005;2005.1:141-155
32. Texas Instruments Inc, <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina122.pdf>
[Ekim 1997]
33. Abbruzzese KM, Karunakaran KK, Xu H, Foulds R. A 1-DOF admittance control hand exoskeleton for grasp. IEEE EMBS Conference.
34. Koçak M, Ayar O, Gezgin E. Preliminary study on the admittance control of a hand rehabilitation system. 2019 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO). 2019:1-4.
35. DEDE MİC. Position/force control of robot manipulators: METU; 2003.
36. Hoang MT, Vuong TT, Pham CB. Study and development of parallel robots based on 5-bar linkage. National Conference on Machines and Mechanisms. 2015

EKLER

EK 1:

Tablo E.1.1 İnsan kolunun rehabilitasyon ihtiyacı olan x ve y eksenlerinde ki hareket mesafeleri.

Y eksenini için hareket aralığı (m)	X eksenini için hareket aralığı (m)
0.369404	-0.122642
0.368775	-0.122568
0.367770	-0.122450
0.367064	-0.122291
0.365729	-0.122114
0.364386	-0.121898
0.363232	-0.121661
0.361591	-0.121469
0.359768	-0.121311
0.357899	-0.121127
0.356055	-0.120976
0.353847	-0.120820
0.351552	-0.120685
0.349738	-0.120567
0.346917	-0.120465
0.344082	-0.120371
0.341773	-0.120292
0.338201	-0.120230
0.335138	-0.120200
0.332196	-0.120227
0.328892	-0.120331
0.325840	-0.120492
0.322272	-0.120676
0.318441	-0.120918
0.315295	-0.121167
0.310981	-0.121469
0.306954	-0.121781
0.302963	-0.122158
0.298634	-0.122520
0.293917	-0.122926
0.289561	-0.123348

0.283778	-0.123794
0.278964	-0.124328
0.273187	-0.124907
0.268216	-0.125590
0.263242	-0.126280
0.257277	-0.127066
0.251850	-0.127940
0.245725	-0.128923
0.239892	-0.129979
0.234244	-0.131103
0.227394	-0.132292
0.221165	-0.133545
0.214248	-0.134814
0.206939	-0.136105
0.199978	-0.137398
0.193513	-0.138875
0.185155	-0.140498
0.178996	-0.142283
0.170891	-0.144204
0.163519	-0.146340
0.155932	-0.148602
0.147882	-0.150865
0.140738	-0.153181
0.134554	-0.155699
0.126897	-0.158228
0.121290	-0.160873
0.114257	-0.163553
0.108925	-0.166385
0.101537	-0.169234
0.095147	-0.172220
0.090396	-0.175203
0.083634	-0.178248
0.078073	-0.181313
0.072637	-0.184310
0.069068	-0.187357
0.064212	-0.190403
0.059280	-0.193548
0.055733	-0.196776
0.051372	-0.200107
0.047805	-0.203635
0.044734	-0.207298
0.041530	-0.211134
0.038687	-0.215001
0.036139	-0.219023
0.033769	-0.223089

0.032584	-0.227130
0.029034	-0.231148
0.027639	-0.235133
0.025383	-0.238954
0.023799	-0.242654
0.020959	-0.246307
0.019362	-0.249971
0.018000	-0.253804
	-0.257811
	-0.261966
	-0.266277
	-0.270634
	-0.274903
	-0.279125
	-0.283212
	-0.287255
	-0.291206
	-0.295201
	-0.299523
	-0.304167
	-0.309040
	-0.314036
	-0.318877
	-0.323420
	-0.327643
	-0.331687
	-0.335606
	-0.339635
	-0.343692
	-0.347905
	-0.352151

EK 2:

Tablo E.2.1 Yük Hücrelerinin Voltaj Kuvvet ilişkisi.

Yük Hücresi 1		Yük Hücresi 2	
Voltaj	Kg	Voltaj	Kg
2,93	0	2,75	0
3,455	2,777	3,345	2,777
3,85	4,463	3,8	4,463
4,28	7,24	4,19	7,24
4,7	8,928	4,61	8,928

ÖZGEÇMİŞ

Okan Ayar 1994 İzmir doğumludur. Lisans eğitimini İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde, 2017 yılında tamamlamıştır. Aynı yıl başladığı İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'ndaki yüksek lisans eğitimine devam etmektedir.

Yayın Listesi:

Ayar O, Yalçinkaya MA, Karadeniz ZH, Gezgin E, Toksoy M. Isı geri kazanımlı havalandırma cihazları için 3 boyutlu yazıcı ile üretilebilecek ısı değiştirici tasarımı ve imalatı. 13. Ulusal Tesisat Mühendisliği Kongresi (TESKON 2017), Sayfa 1575-1588, 2017, İzmir

KOÇAK, Mertcan; AYAR, Okan; GEZGIN, Erkin. Preliminary Study on the Admittance Control of a Hand Rehabilitation System. In: *2019 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO)*. IEEE, 2019. p. 1-4.