

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BEYİN BİYOPSİSİNDE KULLANILACAK BİR MEDİKAL
ROBOT MANİPÜLATÖR SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Didem GÜZİN

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

Tez Danışmanı:

Doç. Dr. Erkin GEZGİN

OCAK 2021

İKÇÜ, Fen Bilimleri Enstitüsünün **Y180228026** numaralı **Yüksek Lisans Öğrencisi Didem GÜZİN**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**BEYİN BİYOPSİSİNDE KULLANILACAK BİR MEDİKAL ROBOT MANİPÜLATÖR SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı :

Doç. Dr. Erkin GEZGİN
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

.....

Jüri Üyeleri :

Dr. Öğr. Üyesi Duygu ATCI
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

.....

Dr. Öğr. Üyesi Özgün SELVİ
Çankaya Üniversitesi

.....

Savunma Tarihi: 15.01.2021



Aileme

ÖNSÖZ

Tezimin her aşamasında yakın ilgi ve desteğini gördüğüm; çalışmalarımın yönlendirilmesinde büyük emeği geçen, kendisine ne zaman danışsam kıymetli zamanını ayırıp elinden gelenden fazlasını yapan ve bana karşı hep sabırlı ve güler yüzlü olan değerli danışmanım Doç. Dr. Erkin GEZGİN'e, tezimin test aşamalarında yardımlarını esirgemeyen ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum Medikal Robotik Laboratuvarı ekibine, tüm eğitim hayatım boyunca bana ilham veren ve gelecekteki akademik kariyerimde de kattıkları bilgilerden faydalanacağımı düşündüğüm kıymetli hocalarıma, desteğini ve güvenini hep hissettiğim başta en yakın arkadaşım Dilan MUĞLU olmak üzere tüm arkadaşlarıma ve beni yetiştiren, her zaman ve her koşulda sevgi ve dualarını eksik etmeyen; bu hayattaki en büyük şansım olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak bu çalışma 1649B021906860 başvuru numaralı TÜBİTAK 2210-Öncelikli Alanlara Yönelik Yurt İçi Yüksek Lisans Burs Programı ve İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Koordinatörlüğü (BAP) 2018-ÖDL-MÜMF-0017 nolu projenin sağladığı destekle tamamlanmış olup; Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı'na ve İzmir Katip Çelebi Üniversitesi'ne teşekkürü bir borç biliyor ve şükranlarımı sunuyorum.

Ocak 2021

Didem GÜZİN

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLO LİSTESİ	vii
ŞEKİL LİSTESİ.....	viii
KISALTMALAR	x
ÖZET.....	xi
ABSTRACT	xii
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Tıbbi Robotik Sistemlerinin Simülasyon Araçlarıyla Desteklenmesi.....	6
2. YAPISAL SENTEZ.....	8
2.1 Tasarım Kısıtları.....	8
2.2 Sistem Kinematik Yapısının Belirlenmesi	10
3. KİNEMATİK ANALİZ	13
3.1 İleri Kinematik Analiz.....	14
3.2 Ters Kinematik Analiz	16
4. MEKANİK TASARIM	18
4.1 Konsept Tasarım – Prototip I	18
4.2 Konsept Tasarım – Prototip II	21
5. DİNAMİK ANALİZ.....	29
5.1 Manipülatör Dinamik Analizi – Teorik Yaklaşım	29
5.2 Vaka Analizi ve Yörünge Planlaması	36
5.3 Simülasyon Ortamında Modelleme.....	40
6. PROTOTİP ÜRETİMİ	44
7. DONANIM DOĞRULAMA ÇALIŞMALARI	51
8. SONUÇLAR.....	56
KAYNAKLAR	58
ÖZGEÇMİŞ.....	62

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 2.1 Kullanılan Antropometrik Veri Setleri.....	10
Tablo 5.1 Verilen Yörünge Planlaması için Sınır Koşulları	38
Tablo 5.2 Simülasyon Kısıtlamaları ve Parametreler.....	39
Tablo 5.3 Torklar ve Farkları Arasındaki Sapma	42
Tablo 6.1 Kullanılan eyleyicinin teknik özellikleri.....	49

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 1.1 Da Vinci cerrahi robot manipülatörü [5]	2
Şekil 1.2 İlk robot destekli cerrahi operasyon [10].....	3
Şekil 2.1 Stereotaktik Çerçeveler a) Micromar b,c) Elekta d) Neurotime e) Bransys f) Inomed.....	8
Şekil 2.2 Lokalizasyonlarına göre tümör dağılım yüzdeleri, beyin görseli düzenlenmiştir [29]	9
Şekil 2.3 Önerilen mekanizmanın kinematik gösterimi ve küresel 5 çubuk eşleniği 11	
Şekil 2.4 a. Beynin sagittal, koronal, transversal düzlemleri b. Manipülatör hizalanması.....	12
Şekil 3.1 Önerilen manipülatörün kinematik yapısı	13
Şekil 3.2 Mekanizmanın çalışma uzayı	16
Şekil 3.3 Şüpheli doku bölgesi ve platformun konumu	16
Şekil 4.1 Önerilen sistemin ilk prototip tasarımı	19
Şekil 4.2 Mekanizmanın ilk prototip üretimi	20
Şekil 4.3 Manipülatörün insan kafatası üzerinde hizalanması.....	20
Şekil 4.4 İlk prototipin yekpare uzuv yapıları	21
Şekil 4.5 Yenilenen link tasarımı.....	22
Şekil 4.6 Link geometrilerinin karşılaştırılması.....	23
Şekil 4.7 Platformların tasarımı	23
Şekil 4.8 Ana platform tasarımının son hali	24
Şekil 4.9 a. Eyleyici yatağı b. Mil yatağı	24
Şekil 4.10 Ana platformun montajlı hali.....	25
Şekil 4.11 Manipülatör üzerine entegre çeşitli cerrahi ekipmanlar	25
Şekil 4.12 Manipülatörün üzerine modül eklenmiş görseli	26
Şekil 4.13 Cerrahi ekipmanların taşınmasını ve iletimini sağlayan modül	27
Şekil 4.14 İlk prototip ve geliştirilen versiyonun çalışma uzayının karşılaştırılması 28	
Şekil 4.15 Eklenen modüllerle değişen çalışma uzayı.....	28

Şekil 5.1 Manipülörün dinamik analiz için basitleştirilmiş yapısı.....	29
Şekil 5.2 a. Küresel beş çubuk mekanizması b. Kısıt denklemlerinin türetilmesi.....	31
Şekil 5.3 Sistem bileşenleri.....	33
Şekil 5.4 Üst ve alt platformun hareketten sonraki değişen koordinat sistemleri.....	34
Şekil 5.5 Belirleyici hedef noktaları ve üst platform çalışma uzayına izdüşümleri...	37
Şekil 5.6 a. Üst platformun yörüngesi ve kafatası modeli üzerine izdüşümü b. Mafsal açısı fonksiyonları ve mafsal hızları	40
Şekil 5.7 Matlab/Simmechanics’de modellenen manipülör	40
Şekil 5.8 a. Mafsal açısı fonksiyonlarının sanal modele beslenmesi b. Üst platformu manipüle etmek için gerekli olan eyleyici tork değerleri.....	41
Şekil 5.9 SimMechanics Modeli ile Lagrange Metodu arasında Fark Grafikleri Karşılaştırması.....	42
Şekil 6.1 İlk prototip üretimi.....	44
Şekil 6.2 Büyük yay ve küçük yayların üretimi.....	45
Şekil 6.3 Alt ve üst platformun teflon kısımları	45
Şekil 6.4 a. Üst platform b. Alt platform	46
Şekil 6.5 Alt platformun iç yapısı	46
Şekil 6.6 Sistem girdi bağlantılarının (büyük yay ve küçük yay) montajının tamamlanması	47
Şekil 6.7 a. Mil yatağı b. Eyleyici sabitleme parçası	47
Şekil 6.8 Son prototipin ana platformu	48
Şekil 6.9 Kullanılan eyleyici.....	48
Şekil 6.10 Kullanılan kaplin	49
Şekil 6.11 Üretimi tamamlanan mekanizmanın son hali	50
Şekil 7.1 Dynamixel MX64 için kontrolör	51
Şekil 7.2 Gerçek ve sanal sistem arasındaki aktüatör torkları ve yörüngelerin karşılaştırılması	52
Şekil 7.3 Yerçekimine karşı uç nokta hareketi için sanal ve gerçek model arasındaki aktüatör torklarının ve yörüngelerinin karşılaştırılması.....	53
Şekil 7.4 Geliştirilmiş gerçek ve sanal sistem arasındaki aktüatör torklarının karşılaştırılması	54

KISALTMALAR

2D	: İki Boyutlu
3D	: Üç Boyutlu
DOF	: Serbestlik Derecesi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi



BEYİN BİYOPSİSİNDE KULLANILACAK BİR MEDİKAL ROBOT MANİPÜLATÖR SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

ÖZET

Günümüzde beyin cerrahisi alanında gerçekleştirilen operasyonlar, ağırlıklı olarak klasik cerrahi yöntemler ve ekipmanlarla yapılmaktadır. Gelişen teknolojiyle birlikte, ilgili literatürde sistemlerin robotizasyonu ile ilgili çalışmalara rastlansa da, uygulamalarda esas olarak endüstriyel otomasyon için tasarlanmış konvansiyonel seri robot manipülatörler kullanılmaktadır. Bu nedenle literatürde, kinematik yapısı robotik beyin cerrahisi operasyonları için özelleşmiş, kafatası çalışma uzayına uygun, gerekli operasyon hassasiyetine sahip robot manipülatör tasarımlarının eksikliği göze çarpmaktadır.

Bu noktadan yola çıkarak tez kapsamında, kinematik yapısı beyin operasyonlarında cerrahi ekipmanın hizalanması için özel olarak oluşturulmuş iki serbestlik dereceli bir küresel paralel robot manipülatörün ön prototip performansının değerlendirilerek, operasyon verimliliği, sistem güvenilirliği, çalışma hacmi kısıtları ve üretim kolaylığı açısından tasarımının geliştirilmesi ve iyileştirilmesi hedeflenmiştir. İlk ve nihai prototipin dinamik modellenmesi paralel yapılar için Lagrange yönteminden yararlanarak gerçekleştirilmiş, teorik hesaplamalar sonucunda insan kafatasından bir kemik flebi çıkartmak (kraniyotomi) gibi belirlenen bir vaka çalışması için gerekli eyleyici tork grafikleri elde edilmiştir. Sonuçlar simülasyon ortamlarından elde edilen tork değerleriyle karşılaştırılmış, grafiklerin örtüştüğü gözlemlenmiş ve dinamik yaklaşımın doğruluğu kanıtlanmıştır. Elde edilen eyleci aç fonksiyonları sistemin geliştirilmiş ve üretimi tamamlanmış prototipine de beslenerek ön kontrol çalışmaları yürütülmüş, grafikler karşılaştırmalı olarak sunulmuştur.

Anahtar kelimeler: Medikal robotik, Robotik cerrahi, Beyin Cerrahi

DEVELOPMENT OF A MEDICAL ROBOT MANIPULATOR SYSTEM TO BE UTILIZED IN BRAIN BIOPSY

ABSTRACT

Nowadays, the most of the brain surgery operations are performed with classical surgical methodologies and equipments. Although, there are lots of studies on robotization of the brain surgery systems in the relevant literature, conventional serial robot manipulators which designed mainly for industrial automation are still used in type of applications. Thus it can be clearly seen that, there exist lack of robot manipulators that are specifically designed for brain surgery applications, have necessary precision requirements and workspace constraints.

In light of this, it is aimed to develop a spherical parallel robot manipulator which its kinematic structure was designed for positioning of surgical tools in brain surgery operations, in terms of operation efficiency, system reliability, working volume constraints and ease of production. Dynamic modeling of the first and final prototype has been carried out using Lagrange method for parallel structures theoretically, and required torque graphs of the actuators have been obtained for a case study such as removing a bone flap from a human skull (craniotomy). Results have been compared with torque values obtained from simulation environment, the accuracy of the dynamic approach has been proven. Same trajectory has been fed to each prototype to verify the system reliability and results have been compared with each other. At the end of the study, the pre-control studies of the system has been carried out and the graphics have been discussed comparatively.

Keywords: Medical Robotics, Robotic Surgery, Brain Surgery

1. GİRİŞ

Değişen ve gelişen teknolojik ilerlemeler sayesinde, robot teknolojilerinin sağlık alanında kullanımı günden güne artmaktadır. Günümüzde, kalp, akciğer, mide, beyin vb. gibi vücudun farklı bölgelerinde çalışmayı mümkün kılacak robotik uygulamalara hızla adım atılmıştır. Bu robotik sistemlerin operasyonların etkinliği açısından bir takım olumlu getirileri vardır:

- Operasyonel hassasiyeti geliştirme,
- Cerrahin el becerisini iyileştirme,
- Enfeksiyon risklerini ortadan kaldırma,
- Doku hasarını minimum seviyede tutma,
- Olası komplikasyonu en aza indirme,
- Operasyon ve iyileşme süresini kısaltma,
- Hastalarda estetik kaygı bırakmama

gibi avantajlarla, robot destekli cerrahi hem akademik literatürde hem de tıp endüstrisinde sürekli olarak büyük ilgi görmüştür. Geçtiğimiz yıllarda, geleneksel operasyonları robot destekli ameliyatlara dönüştürmek için literatüre çeşitli tıbbi robotik sistemler sunulmuş ve uygulanmıştır [1-2]. Bu durum literatürde açıkça ortaya konulmuştur.

1993’de “The AESOP Endoscope Positioner“ adıyla geliştirilen bir robotik sistem endoskopik cerrahide ses ile çalışan ilk robotik sistem olmuştur [3]. Entegre üç boyutlu stereo görüntüleyiciye sahip bir cerrah konsolu, üçü cerrahi aletlerin kullanımı ve biri kamera için olan dört robot kolu ve hasta konsolu olmak üzere üç bileşenden oluşan Da Vinci cerrahi sistemi [4], ilk olarak 1997 yılında Belçika’da safra kesesi çıkartma operasyonu (kolesistektomi) için kullanılmıştır (Şekil 1.1). Şimdilerde ise açık ve laparoskopik cerrahi için alternatif robotik yöntem olarak kullanılmaktadır.



Şekil 1.1 Da Vinci cerrahi robot manipölatörü [5]

1998 yılında geliştirilen ZEUS cerrahi sistemi [3], ameliyat masasına monte edilen üç endoskopik cerrahi kol ve bir cerrahi kontrol ünitesi ile endoskopik robotik cerrahide ve koroner bypass girişiminde kullanılan ilk sistem olmuştur. Ortopedide femur başı kırık tedavisi için geliştirilen ROBODOC ve prostat cerrahisi için PROBOT ilk onayı alan robotik sistemlerden biri olmuşlardır [6-7]. Sadece birkaç yıl içinde, yeni teknoloji şirketleri de ortaya çıkıp bu sistemlerin geliştirilmesi üzerine yoğunlaşarak günümüzde hala kullanılmalarına önayak olmuşlardır. Örnek başarılı çalışmalarla desteklendiği gibi robot destekli cerrahi tıp literatürü içerisinde hızla benimsenmiştir. Robotik sistemlerin benimsenip kullanılmaya başlandığı uzmanlık alanlarının başında ise beyin cerrahisi yer alır. Robot destekli ilk cerrahi operasyonun, beyin biyopsi operasyonu olması tesadüf değildir. Çünkü, beyinin anatomik yapısının karmaşıklığından dolayı çoğu beyin ameliyatı, cerrahın çok daha fazla beceri ve deneyim sahibi olmasını gerektirir.

1940'lı yıllarda bilgisayarlı tomografi (BT) gibi yazılımların da gelişmesi ile birlikte, stereotaktik çerçevelerin nöroşirürjinin uygulama sahasına girmesi, gerçekleştirilen işlemlerin hassasiyetini ve tanısal değerini arttırmıştır. Ancak zamanla, bu stereotaktik çerçevelerin açık cerrahi işlemlerde fiziksel engel oluşturması ve konforsuz olması, var olan endüstriyel robot manipölatörlerin bu alanda kullanılmasına yol açmıştır.

1980'lerin son dönemlerinde beyin ameliyatlarında robotik cerrahi kavramı bir uygulamayla başlayarak ortaya çıkmıştır. Bilinen ilk robotik beyin operasyonu, 1985 yılında Kwoh ve arkadaşları tarafından [8], standart endüstriyel bir robot manipülatör olan PUMA560 'ın beyin biyopsi iğnesini konumlandırma işlemi için kullanılmasıyla başlamıştır. Bu çalışma videoskopik cerrahi öncesi dönemde yapıldığı için, ancak 3 yıl sonra aynı yazar ve arkadaşları, bir BT tarayıcı ile düzgün şekilde arayüzlenen ve uç noktasında monte edilmiş prob bulunan bir Unimation Puma 200 robotunun, BT kılavuzlu beyin tümörü biyopsileri için kullanılmasını içeren çalışmayı literatüre sunmuştur [9].



Şekil 1.2 İlk robot destekli cerrahi operasyon [10]

Bu araştırmanın ardından, yıllar boyunca çeşitli araştırma grupları tarafından az tahribatlı (minimal invaziv) beyin ameliyatları gerçekleştirmek için modifiye edilmiş birçok seri ve paralel robot manipülatör ilgili literatürdeki yerini almıştır [10]. Carai ve ekibi [11] klasik çok serbestlik dereceli bir seri robot manipülatörden oluşan “ROSA” cerrahi sistemini çocukluk dönemi tümörü olan “DIPG” ye sahip pediatrik hastalar üzerinde robotik beyin biyopsi operasyonunu gerçekleştirmek için kullanmışlardır. Uygulama sonucunda hastaların operasyon sonrası durumları incelenerek ilgili prosedürün morbiditesi test edilmiş ve hiçbir hastada cerrahi komplikasyon gözlenmemiştir. Aynı cerrahi sistemi (ROSA), Alan ve arkadaşları [12], 76 yaşında beyin kanaması geçiren erkek bir hastada pıhtılaşmayı çözmek ve boşaltmak için kullanmışlardır. Operasyon sonucunda hastada geçici bir şişliğin

meydana geldiği ancak sorunun kısa bir süre içinde çözüldüğü gözlemlenmiştir. Bu noktada robotik bir sistemin ani beyin kanaması durumunda katater yerleştirme operasyonunda kullanılmasının güvenli ve verimli olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Martinez ve arkadaşları [13], adli otopsi çalışmalarında B-Rob II iğne konumlandırma robotunu BT eşliğinde kullanarak, biyopsi operasyonlarında iğne hizalanması için robot kullanımının verimini ve uygulanabilirliğini araştırmışlardır. Çalışma boyunca, BT görüntülerinden oluşturulan planlamayla, çalışma hacmine yerleştirilen robotik sistem üzerinden iğnenin ilgili hedefe iletimi operatör tarafından manuel olarak yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde kullanılan robotik sistemin biyopsi iğnesini yeterli hızda, gelişmiş hassasiyet ve kabul edilebilir bir doğrulukla konumlandığı ortaya çıkmış ve bu doğrultuda da robotik sistemlerin otopside yapılan biyopsi işlemlerine uygunluğu doğrulanmıştır. Minchev ve ekibi [14] çalışmalarında iSYS1 yönlendirme robotunu kullanarak beyin cerrahisinde robotik sistemlerin kullanımını hassasiyet, kurulumu için gereken süre ve uygulama rahatlığı gibi parametreler açısından değerlendirmişlerdir. Araştırmaları sırasında 162 kadavra biyopsisi, 25 tümör biyopsisi ve beyin içi kateter yerleştirme operasyonu gerçekleştirilmiştir. Araştırma sonucunda, robotik sistem kullanımının yüksek oranda hassasiyeti arttırdığı ve operasyon süresini de diğer yöntemlere kıyasla azalttığı ortaya konulmuştur.

Bu çalışmaların ışığında, belirli operasyonel kısıtlamaları dikkate alarak tasarlanmış ve bu operasyonlar için özelleşmiş robot manipülatörler de literatüre kazandırılmıştır. Örneğin; Hongo ve ekibi [15], nöroşirürji için bir telekontrollü mikromanipülatör sistemi (NeuRobot) geliştirmiştir. Bu manipülatörün konumlandırılması da altı serbestlik dereceli seri manipülatör ile gerçekleştirilmiştir. Diğer bir çalışmada [16], yazarlar önerdikleri sistemi kullanarak üç kadavra başında dört farklı beyin operasyonu türünü simüle etmişlerdir. Çalışmalarının sonuçları, telekontrollü mikromanipülatörlerin ve çok serbestlik dereceli seri mekanizmaların kompleks işlemleri umut verici sonuçlarla gerçekleştirebileceğini göstermiştir. Essomba ve arkadaşlarının çalışmaları [17], kraniotomi uygulaması için, uygulamanın teknik gereksinimlerine göre tasarlanmış özel bir robot manipülatörün yapısal tasarımını, kinematik ve kuvvet aktarımı açısından analiz edilmesini içerir. Benzer şekilde, Dehghani ve ark. çalışmaları sırasında aynı operasyon için bir uzak hareket merkezli

bir mekanizma tasarlamıştır. Yürüttükleri testler sonucunda, önerilen prototipin hedef çalışma alanını tarayabildiğini ve ayrıca kemik flebi çıkartmak için gerekli kuvvetleri sağlayabildiğini göstermişlerdir [18]. Ko ve arkadaşları [19], cerrahi kesilerin boyutlarını en aza indirerek beyin tümörünün çıkarılması için tek portlu bir cerrahi manipülatör (SiromanS) tasarımını önermiştir. Makale boyunca, sistemin kinematik analizi gerçekleştirilmiş ve konumsal doğruluğu optik izleme sistemi kullanılarak ölçülmüştür. Tasarladıkları sistem belirli bir görev için özelleşmiş olsa da hedef alanda tümörlü dokuya konumlandırılması işi seri tip endüstriyel sınıf bir manipülatör (STAUBLI RX160) ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmaların sonucu, sistemin beyin cerrahisinde etkili olmak için yeterli kısıtlamalara sahip olduğunu göstermektedir.

Bu bağlamda, yakın gelecekte cerrahi robotik alanının varacağı nokta, operasyon kriterleri dikkate alınarak tasarlanmış, yeterli serbestlik derecesine sahip ve sadece ilgili cerrahi operasyona özel olarak geliştirilen medikal robot manipülatörlerin sayılarının artarak uygulama entegrasyonlarının başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilmesi olacaktır. Huda ve arkadaşları [20] az tahribatlı teşhis ve müdahale ile ilgili literatürde bulunan robotik uygulamaları incelemişlerdir. Yaptıkları araştırmada aynı amaç için tasarlanan robotları kendi aralarında karşılaştırarak medikal robotik içerisindeki ihtiyaçları, zorlukları ve ileride hedeflenmesi gereken noktaları belirlemişlerdir. Çalışmalarının sonunda bu tip klinik uygulamaların sayılarında artış gözlense de, tıbbi robotiğin klasik cerrahinin yerini alabilmesi için daha fazla özgün çalışmaya ihtiyacı olduğu ve varolan tıbbi manipülatörlerin fonksiyonlarının da istenilen verimler çerçevesinde geliştirilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır. Bu kapsamda, popülerliği giderek devam eden cerrahi robot manipülatör tasarımlarının, verimliliklerinin ve kontrol edilebilirliklerinin artırılabilmesi için bilinen manipülatör yapılarından ziyade, uygulama ve çalışma hacmi için özelleşmiş daha uyumlu tasarımlara doğru evrilmeleri, tasarımların konum doğruluğunun sanal ortamda simüle edilmeleri gerekmektedir.

1.1 Tıbbi Robotik Sistemlerinin Simülasyon Araçlarıyla Desteklenmesi

Bilindiği üzere bu robotik uygulamaların çoğu, zorlu cerrahi prosedürler boyunca gerekli uç nokta koordinasyonunu sağlamak için insan uzmanlığının entegrasyonuna dayanmaktadır. Literatür içerisinde verilen örneklerden anlaşılabileceği gibi, bazı çalışmalarda iğne hizalamasının özelleşmiş bir cerrahi manipülatör ile gerçekleştirilmesi sağlanırken, iğnenin ilgili hedefe iletimi ve tümörlü dokunun çıkarılması işlemi için operatörün müdahalesine gerek duyulması bu olguya örnek gösterilebilir. Bu demektir ki; görev planlaması ve var olan sistemlerin farklı metodolojiler yardımıyla doğrulanması, tıbbi robotikte gerekli verimi elde etmek için hayati öneme sahiptir. Bu nedenle, cerrahi denemelerden önce, çeşitli modelleme teknikleri ve simülasyon araçları kullanılarak doğrulama çalışmaları yapılabilir. Sistem davranışları sanal ortamda gözlemlenebilir ve edinilen geri bildirimle geliştirilebilir. Sistemlerin kinematik ve dinamik modellerinin türetilmesi, etkinliklerinin simülasyon araçlarıyla desteklenmesi ve kontrol sistemleri yardımıyla verimliliklerinin test edilmesi geliştirilmelerinde önemli rol oynar. Bu sebeple, cerrahide kullanılan pek çok seri ve paralel tipli robot manipülatörlerin mekanik analizleri ve simüle edilmeleri üzerine çalışmalar yapılmıştır.

Cheng ve ekibi [21], Lagrange-D'Alembert formülasyonu aracılığıyla hem normal hem de artıksıl paralel manipülatörlerin dinamiklerinin türetilmesi için bir metodoloji önermişlerdir. Çalışmaları boyunca yazarlar tarafından çeşitli kontrol yöntemleri için deneysel ve simülasyon sonuçları verilmiştir. Bu çalışmayla herhangi bir manipülatörün hem yörünge izleme hem de dinamik özelliklerinin türetilmesi çalışmaları göz önüne alındığında, metodolojik doğrulama ve performans değerlendirmesi için bir simülasyon ortamına ihtiyaç olduğu kolayca görülebilir. Guo ve ark. [22], Gough-Stewart manipülatörünün dinamik analizini, manipülatör kinematiği ile birlikte hem Newton – Euler hem de Lagrange formülasyonunun kullanımını içeren bir metodoloji kullanarak elde etmişlerdir. Yazarlar, önerilen yöntemin etkinliğini Matlab simülasyon ortamında doğrulamışlardır. Benzer şekilde, Kizir ve Bingül çalışmalarında [23], endoskopik transsfenoidal cerrahi için bir

endoskop konumlayıcı ve tutucu olarak Stewart platformu (SP) tabanlı bir robotik sistemin teknik detaylarını sunmuştur. Önerilen sistemin ileri ve ters kinematik denklemleri çıkarılmış, sistem dinamikleri ve Jacobian matrisleri Matlab/Simulink'te türetilmiş ve simüle edilmiştir. Konum kontrolü için gerekli kontrol yapısı oluşturulmuş ve sistemin yörünge izlemesi deneysel sonuçlarla desteklenmiştir. Robotik sistemin uygulanabilirliği, laboratuvarında gerçekçi bir insan başı modeli üzerinde ve Adli Tıp Enstitüsü'nde bir kadavra başı üzerinde gerçekleştirilen endoskopik transsfenoidal cerrahide kanıtlanmıştır. Zha [24] çalışmasında, genetik algoritmaları kullanarak manipülatör yörünge planlaması için bir yaklaşım getirmiş ve bu yaklaşımı Matlab ortamında birkaç klasik optimizasyon algoritması ile karşılaştırmıştır. 3R düzlemsel ve PUMA 560 seri robot manipülatörlerin kinematik ve dinamik kısıtlamaları dikkate alınarak vaka çalışmaları yapılmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir. Farklı araştırma grupları, üç serbestlik dereceli kartezyen manipülatörün dinamik modellemesi üzerinde çalışmıştır. Manipülatör dinamiklerini Lagrangian yöntemlerini kullanarak türetmişlerdir. Çalışmalarında, belirli bir uç nokta yörüngesi kullanılarak, Matlab simülasyon ortamında çeşitli tipte hareket kontrolörleri denenmiş ve elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır [25-26].

Devam eden literatür ışığında, tez sahibi ve danışmanı tarafından ilk çalışmada [27], beyin operasyonlarında, ya stereotaktik çerçevelerin kullanımıyla cerrah tarafından manuel olarak yapılan ya da endüstriyel tip seri robot manipülatörlerle gerçekleştirilen biyopsi iğnesinin hizalama görevi için, bu görevi hassas bir şekilde yerine getirecek iki serbestlik dereceli bir küresel paralel robot manipülatör tasarımı önerilmiştir. Bu çalışmanın devamı niteliğinde tez dahilinde, önerilen manipülatörünün geliştirilmesi esas alınarak, gerekli tasarım kısıtları göz önünde bulundurularak yapısal tasarımının tüm beyin içi operasyonlara evrilmesi, operasyon verimliliği, sistem güvenilirliği, görev tanımı değişikliği, çalışma uzayı geliştirilmesi ve üretim kolaylığı açısından gelişmiş yapısının sunulması hedeflenmiştir. Tez kapsamında önerilen mekanizmanın gelişmiş versiyonunun dinamik modellemesi teorik ve simülasyon ortamında gerçekleştirilmiştir. İnsan kafatasından kemik flebi kaldırmak gibi bilinen bir vaka çalışması için yörünge planlaması yapılmış ve ilgili yörünge simülasyon ve prototipi tamamlanan sistemin donanım doğrulama çalışmalarında kullanılmıştır.

2. YAPISAL SENTEZ

Beyin insan vücudunun kontrol mekanizmasıdır ve yaşamsal faaliyetleri kontrol edebilen karmaşık bir yapıya sahiptir. Anatomik yapısı gereği insanlarda son derece korunaklı bir yapı olan kafatası içinde muhafaza edilmiştir. Bir insanın yaşamı boyunca, beyin hacminde anormal büyüyen doku oluşumları (tümörler), anevrizmalar ve bireyin yaşam kalitesini etkileyen nörodejeneratif hastalıklar meydana gelebilir. Bu gibi komplikasyonlarda tedaviye yönelik yaklaşımlar çoğunlukla manuel sistemler yardımı ile gerçekleştirilmektedir. Bu durum zamanla, endüstriyel otomasyonda kullanılan klasik manipülatör yapılarının tedavi sürecine entegre edilmesine evrilmiştir. Fakat bu robot destekli cerrahi yöntemler, genel olarak operasyonların başarılı bir şekilde yürütülebilmesi için gelişmiş hassasiyet sağlasa da, kullanılan mekanizmalar yalnızca beyin operasyonları için özelleşmiş sistemler değildir. Dolayısıyla, beyinin kompleks yapısının iyi tanınması, var olan sistemlerin eksikliklerinin farkına varılması ve tasarlanacak mekanizmanın bu eksikliklerin giderilmesi için geliştiriliyor olması gerekmektedir.

2.1 Tasarım Kısıtları

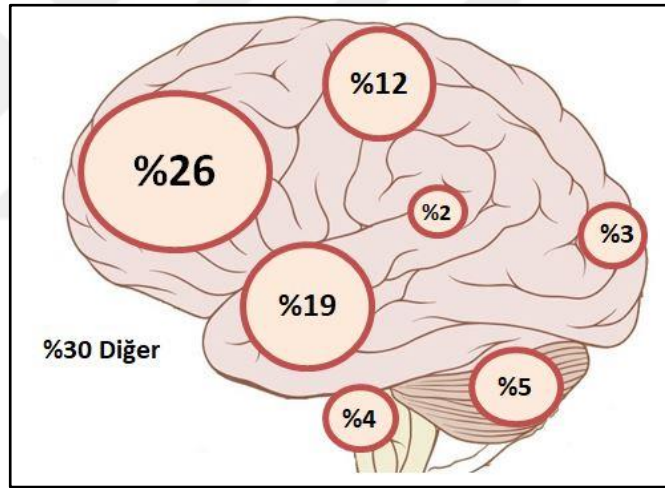
Beyin içi komplikasyonların ortaya çıkması durumunda, tanı ve tedavisi için cerrahi desteklemek amacıyla, kapalı çalışma alanı ortamında cerrahi aletleri ilgili hedefe yönlendiren çeşitli manuel stereotaktik çerçeveler kullanılmaktadır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 Stereotaktik Çerçeveler a) Micromar b,c) Elekta d) Neurotime e) Brainsys f) Inomed.

Bu stereotaktik çerçevelerin kinematik yapıları göz önüne alındığında, küresel yapıları, beyin operasyonları sırasında kafatasının şekline kolayca adapte olmalarını sağlar. Bu nedenle, ilk tasarım parametresi olarak, tasarlanacak mekanizmanın uzuv yapılarının küresel bir forma sahip olması gerektiği belirlenebilir.

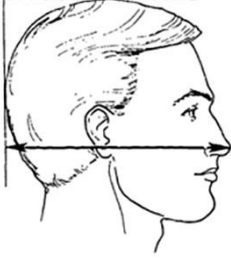
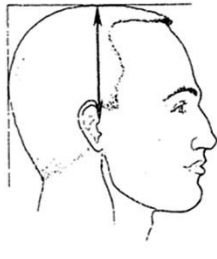
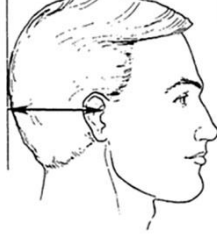
Manipülatörün çalışma hacminin belirlenebilmesi için ise var olan cerrahi sistemlerin kinematik yapılarının ayrıntılı olarak incelenmesi gerektiği kadar, beyin anatomik yapısının, oluşabilecek komplikasyonların ve tanı-tedavi yöntemlerinin de dikkatlice araştırılması gerekir. İşe ilk olarak, belirli bir çalışma hacmi oluşturmak için, beyin içindeki hastalıklı dokuların lokalizasyonlarına göre dağılım yüzdeleri [28] baz alınarak başlanmıştır ve böylelikle sistemin beyin içinde oluşabilecek tümörlerin büyük çoğunluğuna erişebilmesi hedeflenmiştir. Şekil 2.2’de beyin içi tümör dağılım yüzdeleri verilmiştir.



Şekil 2.2 Lokalizasyonlarına göre tümör dağılım yüzdeleri, beyin görseli düzenlenmiştir [29]

Şekil 2.2 incelendiğinde, istenmeyen doku oluşumlarının tüm beyin hacmini kapsayan bir uzaysal çalışma alanında olduğu görülebilir. Ancak manipülatör uzuv boyutlarının belirlenebilmesi için bir diğer tasarım kısıtı olarak da yetişkin bir bireyin ortalama baş bölgesi ölçüleri araştırılmış ve bunun için Tablo 2.1’deki antropometrik veri setleri kullanılmıştır [30].

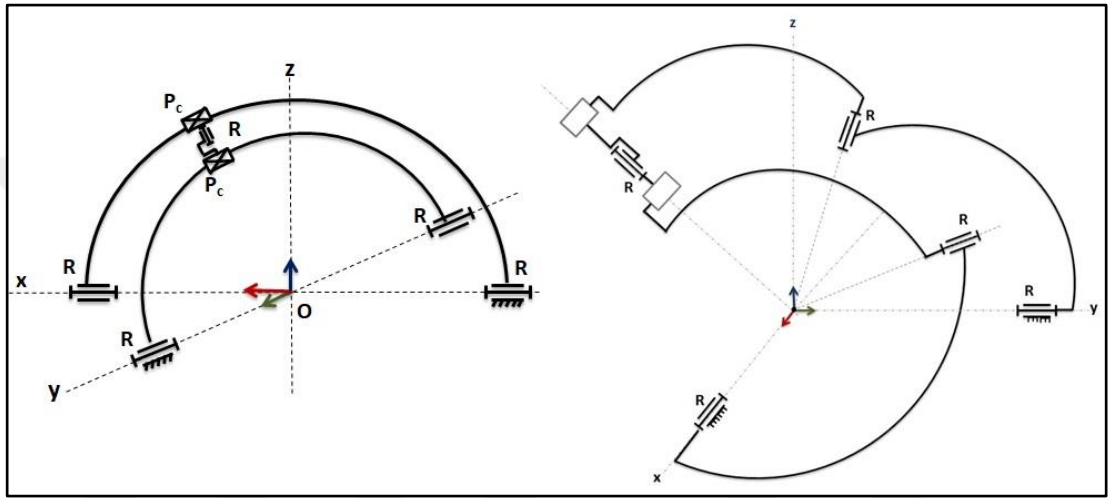
Tablo 2.1 Kullanılan Antropometrik Veri Setleri

Pronasal - Baş Arka Düzlemi (mm)			Tragus - Baş Tepe Düzlemi (mm)		
					
	Kadın	Erkek		Kadın	Erkek
Ortalama	209.7	219.2	Ortalama	123.5	131.0
Standart Sapma	0.75	0.80	Standart Sapma	0.55	0.57
Maksimum	235.0	247.0	Maksimum	145.0	151.0
Minimum	178.0	188.0	Minimum	106.0	112.0
Tragus – Tragus (mm)			Tragus - Baş Arka Düzlemi (mm)		
					
	Kadın	Erkek		Kadın	Erkek
Ortalama	136.4	144.8	Ortalama	97.4	98.9
Standart Sapma	0.52	0.60	Standart Sapma	0.55	0.58
Maksimum	157.0	166.0	Maksimum	117.0	120.0
Minimum	115.0	107.0	Minimum	80.0	80.0

2.2 Sistem Kinematik Yapısının Belirlenmesi

Yarıçapı belirli bir küresel yüzey üzerinde herhangi bir noktanın pozisyonu bağımsız iki parametre ile ifade edilebilir. Dolayısıyla, beyin içi operasyonlarda cerrahi ekipmanları hizalandırması için kullanılması planlanan bir mekanizmanın, bu görevi hassas bir şekilde yürütebilmesi için iki serbestlik derecesine sahip olması yeterli olacaktır. Bu serbestlik derecesine sahip seri, paralel veya hibrid yapıda bir

mekanizma tasarlanabilir. Paralel manipülatörler kısıtlı çalışma alanı sağlasa da, seri manipülatörlere kıyasla daha hassas çalışıp, daha çok etkin yük taşıyabildikleri için, sistem kinematik yapısının paralel ve küresel formda olmasına karar verilmiştir. Şekil 2.3’de kinematik gösterimine yer verilen mekanizma, sabit zemine dikey olarak bağlanan farklı çaplarda iki yay ve bu yayların üzerinde hareket edip aynı zamanda cerrahi ekipmanın taşınmasını sağlayacak birbirine başka bir döner mafsallarla bağlanmış iki platform bulundurur.

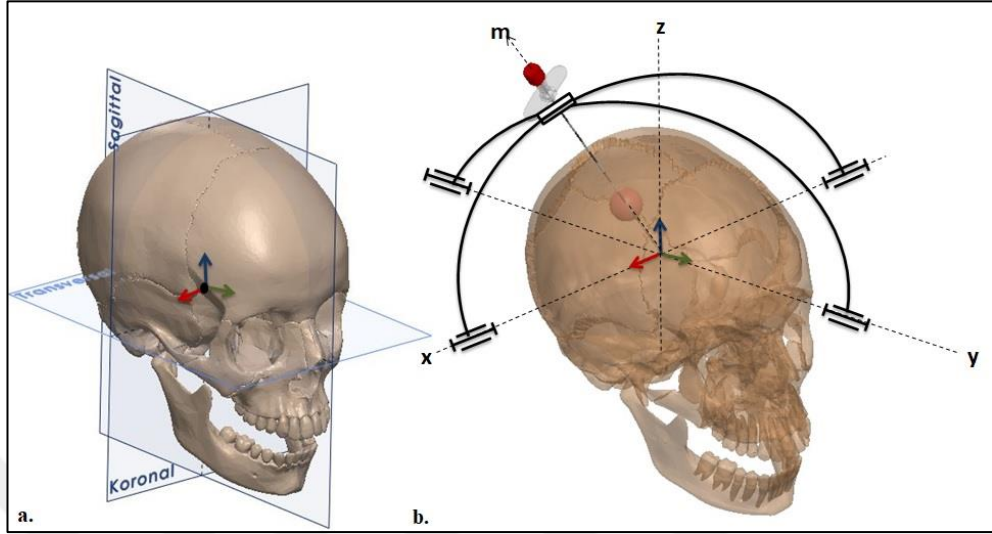


Şekil 2.3 Önerilen mekanizmanın kinematik gösterimi ve küresel 5 çubuk eşleniği

Manipülatörün paralel yapısı pozisyonlamada hata payını düşürüp yüksek hassasiyet sağlarken, küresel kinematik yapısı sayesinde de, cerrahi aleti taşıyacak olan manipülatörün uç noktası, insan kafasının üzerinde belirlenen sabit yarıçap ile küresel bir yüzeyde çalışabilir.

Her ne kadar hastalıklı doku oluşumlarının beyin içinde uzaysal bir çalışma alanına yayılı olduğu bilinse de, operasyonlar sadece hedef alandan geçen bir eksene cerrahi ekipmanın (biyopsi iğnesi, cerrahi prob/forseps vb.) hizalamasını gerektirir. Dolayısıyla manipülatör de küresel bir yapıya sahip olduğundan, mafsalların dönme eksenlerinin kesişeceği manipülatörün izomerkezi, insan kafatasının sagittal, koronal ve transversal düzlemlerinin kesişiminde bulunan merkezi hacim ile hizalandığında, cerrahi ekipmanın seçilen tümörle hizalanması ters kinematik denklemleri kullanılarak kolayca sağlanabilir hale gelecektir (Şekil 2.4a,b). Örneğin biyopsi operasyonları sırasında, biyopsi iğnesi her zaman bu merkezi hedef olarak

iletildiğinde, iğne eksenini (m) boyunca tüm tümörlü dokulara erişilebilir ve örnek alınabilir.



Şekil 2.4 a. Beynin sagittal, koronal, transversal düzlemleri **b.** Manipölatör hizalanması

Buna göre Şekil 2.3’de kinematik yapısı belirlenip, Şekil 2.4’de örnek kafatası modeli üzerinde hizalanması gösterilen mekanizmanın, küresel yapısı göz önünde bulundurularak ($\lambda=3$), sahip olduğu toplam serbestlik derecesi (M), Alizade hareketlilik formülasyonu [31] ile hesaplandığında (Denklem 2.1) $M=2$ olarak bulunabilmektedir.

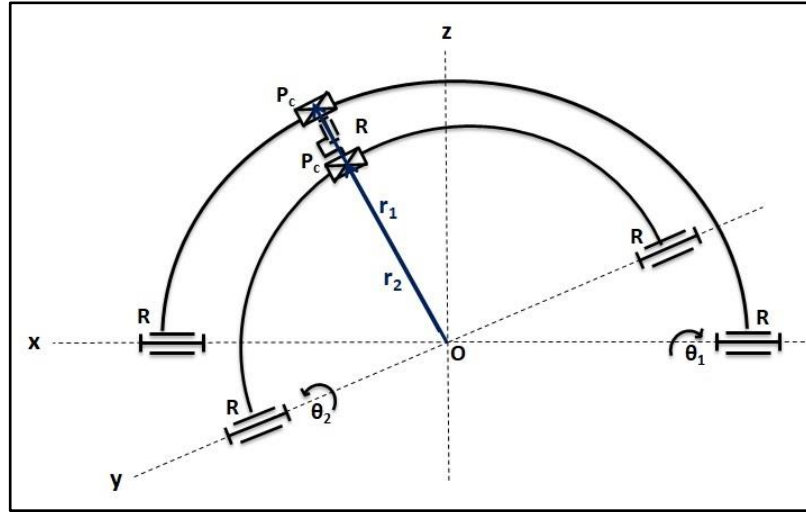
$$M = \sum_{i=1}^j f_i - \sum_{k=1}^L \lambda_k = 5 - 3 = 2 \quad (2.1)$$

Denklem 2.1’de “ $\sum_{i=1}^j f_i$ ” manipölatörde bulunan tüm mafsalların toplam serbestlik derecesi sayılarını, “ j ” toplam mafsal sayısını, “ L ” toplam bağımsız devre sayısını, ve “ λ_k ” ise k . kapalı devrenin bulunduğu altuzay/uzay sayısını ifade etmektedir.

3. KİNEMATİK ANALİZ

Kinematik yapısı belirlenen mekanizmanın doğrulama çalışmaları için, tahrik linklerine beslenen açısal pozisyonlara göre, uç nokta olan platformun son konumunun, sistemin kavramsal tasarımı üzerinden matematiksel denklemler kurularak belirlenmesi gerekecektir. Dolayısıyla, bu bölümde mekanizmanın konum doğruluğu için kinematik analizine yer verilmiştir.

Sistemin uç noktasının istenen bağımsız hareketleri sağlayabildiğini doğrulamak için ileri ve ters kinematik formülasyonları kolay bir yaklaşımla oluşturulabilir. Ancak, başta bazı varsayım ve kabuller yapmak hesaplama açısından kolaylık sağlayacaktır. Öncelikle, yayların her birinin yarıçaplarının birbirine eşit olduğunu ve başlangıçta sırasıyla xz ve yz düzlemlerinde konumlandıklarını varsayılmış ve bu başlangıç konfigürasyonu olarak düşünülmüştür ($\theta_1 = 0, \theta_2 = 0$). Şekil 3.1’de kullanım kolaylığı açısından büyük yay yarıçapı (r_1) ve küçük yay yarıçapı (r_2) eşit kabul edilmiştir ($r_0 = r_1 = r_2$).



Şekil 3.1 Önerilen manipülatörün kinematik yapısı

3.1 İleri Kinematik Analiz

Büyük yayın üzerindeki herhangi bir noktanın pozisyon vektörü ($\mathbf{P}_{xz}$) ile küçük yayın üzerindeki herhangi bir noktanın pozisyon vektörü ($\mathbf{S}_{yz}$), referans eksene göre

$$\mathbf{P}_{xz} = \begin{bmatrix} P_x \\ 0 \\ P_z \end{bmatrix}, \mathbf{S}_{yz} = \begin{bmatrix} 0 \\ S_y \\ S_z \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

şeklinde ifade edilebilir. Büyük yay ve küçük yay, sırasıyla x ve y eksenleri etrafında θ_1 ve θ_2 kadar açıyla döndürüldüğünde platformun sahip olduğu son konum kuaterniyon cebri kullanılarak bulunabilir. Kuaterniyonlar 3 boyutlu uzayda belirli bir doğru etrafında dönmeyi temsil ederek ve Euler açıları kullanılarak yapılabilecek çözümlemede karşılaşılabilecek tekillik probleminden etkilenmeyerek, cisimlerin kinematik analizlerinde sıkça kullanılmaktadır. Kuaterniyonların genel gösterimi; a, b ve c ($\mathbf{i}, \mathbf{j}$ ve $\mathbf{k}$ birim vektörler olmak üzere) vektörel değerleri imajiner kısmı, d ise reel kısmı temsil edecek şekilde $\mathbf{q} = a\mathbf{i} + b\mathbf{j} + c\mathbf{k} + d$ şeklindedir. Kuaterniyon $\mathbf{q} = \cos \frac{\theta}{2} + \hat{\mathbf{n}} \sin \frac{\theta}{2}$ ve eşleniği $\mathbf{q}^{-1} = \cos \frac{\theta}{2} - \hat{\mathbf{n}} \sin \frac{\theta}{2}$ ile oluşturulan kuaterniyon dönme operatörü $\mathbf{q}(\)\mathbf{q}^{-1}$ kullanılarak, bir $\mathbf{v}_1$ vektörünün, normali $\hat{\mathbf{n}}$ ekseninde olacak şekilde θ kadar açıyla döndürülmesiyle elde edilecek yeni $\mathbf{v}_2$ vektörü $\mathbf{v}_2 = \mathbf{q}(\mathbf{v}_1)\mathbf{q}^{-1}$ bağıntısıyla bulunabilir. Bu durumda, $\mathbf{p}_{xz}$ ve $\mathbf{p}_{yz}$ konum vektörlerinin, sırasıyla x ve y eksenlerinde, θ_1 ve θ_2 kadar açıyla döndürülerek oluşturulacak son konum vektörleri;

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_{xz}^{final} &= \mathbf{q}_1(\mathbf{p}_{xz})\mathbf{q}_1^{-1} = P_x \mathbf{i} - P_z \sin \theta_1 \mathbf{j} + P_z \cos \theta_1 \mathbf{k} \\ \mathbf{p}_{yz}^{final} &= \mathbf{q}_2(\mathbf{p}_{yz})\mathbf{q}_2^{-1} = S_z \sin \theta_2 \mathbf{i} + S_y \mathbf{j} + S_z \cos \theta_2 \mathbf{k} \end{aligned} \quad (3.2)$$

şeklinde ifade edilebilir. Burada $\mathbf{q}_1 = \cos \frac{\theta_1}{2} + i \sin \frac{\theta_1}{2}$, $\mathbf{q}_1^{-1} = \cos \frac{\theta_1}{2} - i \sin \frac{\theta_1}{2}$, $\mathbf{q}_2 = \cos \frac{\theta_2}{2} + j \sin \frac{\theta_2}{2}$, $\mathbf{q}_2^{-1} = \cos \frac{\theta_2}{2} - j \sin \frac{\theta_2}{2}$, $\mathbf{p}_{xz} = P_x \mathbf{i} + P_z \mathbf{k}$ ve $\mathbf{p}_{yz} = S_y \mathbf{j} + S_z \mathbf{k}$ 'dir.

Paralel manipülatörün fiziksel yapısından dolayı, bu dönüşler aynı konum vektörüyle, yani yarım dairelerin fiziksel kesişim noktasında son bulur ($\mathbf{p}_{xz}^{final} = \mathbf{p}_{yz}^{final}$).

Dolayısıyla manipülatörün uç noktası (platform) bu noktada bulunacağından, sistemin ileri kinematığı bu vektörün hesaplanmasıdır. Buna göre Denklem 3.2’de bilinmeyen parametreler bu eşitlik kullanılarak

$$P_x = S_z \sin \theta_2, \quad -P_z \sin \theta_1 = S_y, \quad P_z \cos \theta_1 = S_z \cos \theta_2 \quad (3.3)$$

şeklinde bulunmuştur. Yukarıdaki eşitliklerin çözülebilmesi için 4 bilinmeyene karşı 1 denkleme daha ihtiyaç duyulacağı anlaşılmış ve kürenin yarıçap denklemi 4. Denklem olarak eklenmiştir.

$$P_x^2 + P_z^2 = r^2 \quad (3.4)$$

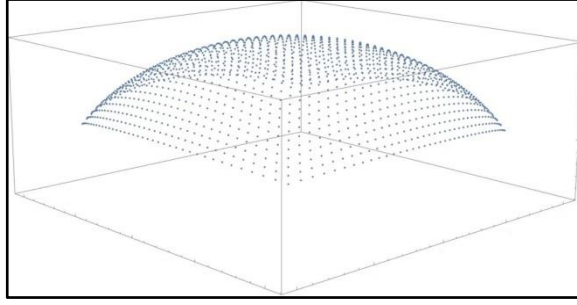
Sonuç olarak, Denklem 3.3 ve 3.4 kullanılarak bilinmeyen P_x, P_z, S_y ve S_z başlangıç değerleri

$$\begin{aligned} P_x &= \frac{r \cos \theta_1 \sin \theta_2}{\sqrt{(\cos \theta_2)^2 + (\cos \theta_1)^2 (\sin \theta_2)^2}}, \quad P_z = \frac{r \cos \theta_2}{\sqrt{(\cos \theta_2)^2 + (\cos \theta_1)^2 (\sin \theta_2)^2}}, \\ S_y &= -\frac{r \cos \theta_2 \sin \theta_1}{\sqrt{(\cos \theta_2)^2 + (\cos \theta_1)^2 (\sin \theta_2)^2}}, \quad S_z = \frac{r \cos \theta_1}{\sqrt{(\cos \theta_2)^2 + (\cos \theta_1)^2 (\sin \theta_2)^2}} \end{aligned} \quad (3.5)$$

şeklinde kolayca elde edilmiştir. İkinci çözümü olarak Denklem 3.5’nin negatif değerlerinin de var olduğuna dikkat edilmelidir. Çünkü, yarım daireler tam daire olarak kabul edilirse, diğer çözüm diğer sanal kesişme noktasını temsil eder. Fakat mekanizmanın o noktada kesişmesi mekanik olarak kısıtlanmıştır. Denklem 3.5in sonuçlarının Denklem 3.2’e eklenmesiyle, manipülatörün platformunun verilen θ_1 ve θ_2 girdileri ile son konumu şu şekilde bulunabilir:

$$\begin{aligned} x &= \frac{r \cos \theta_1 \sin \theta_2}{\sqrt{(\cos \theta_2)^2 + (\cos \theta_1)^2 (\sin \theta_2)^2}} \\ y &= -\frac{r \sin \theta_1 \cos \theta_2}{\sqrt{(\cos \theta_2)^2 + (\cos \theta_1)^2 (\sin \theta_2)^2}} \\ z &= \frac{r \cos \theta_1 \cos \theta_2}{\sqrt{(\cos \theta_2)^2 + (\cos \theta_1)^2 (\sin \theta_2)^2}} \end{aligned} \quad (3.6)$$

Buna göre ileri kinematik analizden elde edilen parametrik değerler kullanılarak platform uç noktasının çalışma uzayı Şekil 3.2’de gösterilmiştir.



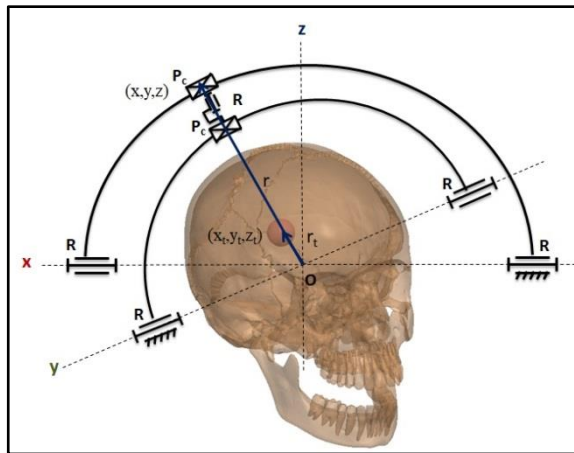
Şekil 3.2 Mekanizmanın çalışma uzayı

3.2 Ters Kinematik Analiz

İleri kinematik analizle, Denklem 3.6’da son konum denklemleri verilen sistemin ters kinematiği de aynı denklemden faydalanılarak bulunabilir:

$$\begin{aligned}\theta_1 &= \tan^{-1} \frac{-y}{z} \\ \theta_2 &= \tan^{-1} \frac{x}{z}\end{aligned}\tag{3.7}$$

Örneğin, biyopsi operasyonu sırasında Denklem 3.7’den yararlanmak için, şu yaklaşıma ihtiyaç vardır; önce şüpheli doku tanısının konumu (x_t, y_t, z_t) , CT görüntüleme teknikleriyle kafatası simüle ederek bir 3D ortamda belirlendiğinde, biyopsi iğnesi ile beyin dokusu örneğinin nereden alınacağına (iğneyi taşıyan platformun bulunması gereken hedef bölgenin konumuna) karar verilecektir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 Şüpheli doku bölgesi ve platformun konumu

Bu aşamadan sonra, hedef bölgenin pozisyon vektörü oluşturulur ve burada tümör yarıçapı $(\mathbf{r}_t)|\mathbf{r}_t| = \sqrt{x_t^2 + y_t^2 + z_t^2}$ olmak üzere birim vektörü;

$$\hat{\mathbf{r}}_t = \frac{x_t}{|\mathbf{r}_t|} i + \frac{y_t}{|\mathbf{r}_t|} j + \frac{z_t}{|\mathbf{r}_t|} k \quad (3.8)$$

şeklinde ifade edilebilir. Uygun iğne hizalamasını elde etmek için, bu birim vektörünün, aşağıdaki gibi bilinen yarıçap r ile küresel bir yüzey üzerindeki platformların birim vektörüne eşit olması gerektiği açıktır.

$$\hat{\mathbf{r}}_t = \hat{\mathbf{r}} \quad (3.9)$$

$$\frac{x}{|\mathbf{r}|} i + \frac{y}{|\mathbf{r}|} j + \frac{z}{|\mathbf{r}|} k = \frac{x_t}{|\mathbf{r}_t|} i + \frac{y_t}{|\mathbf{r}_t|} j + \frac{z_t}{|\mathbf{r}_t|} k$$

Buna göre Denklem 3.9 kullanılarak platformun gerekli konumu ile belirlenen hedef doku konumu arasındaki bağıntı şu şekilde kurulmuştur:

$$x = x_t \frac{|\mathbf{r}|}{|\mathbf{r}_t|}, \quad y = y_t \frac{|\mathbf{r}|}{|\mathbf{r}_t|}, \quad z = z_t \frac{|\mathbf{r}|}{|\mathbf{r}_t|} \quad (3.10)$$

Sistemin platformunu istenen konuma (Denklem 3.10) yönlendirmek için Denklem 3.7'den θ_1 ve θ_2 giriş değerleri hesaplanabilir.

4. MEKANİK TASARIM

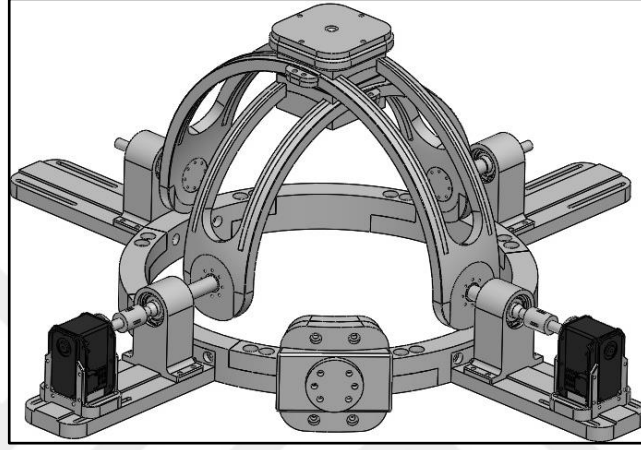
Mekanizmanın mekanik tasarım aşamasında, beyin operasyonları sırasında cerrahi ekipmanın hizalanması görevi ve tasarım kısıtları bilinerek, kafatası yapısına uygun, hassas kapalı zincir yapısına sahip (paralel), iki serbestlik dereceli bir cerrahi robot manipülatörün konsept tasarımına değinilmiştir. Bu kısım mekanizmanın ilk ve nihai prototip tasarımı olarak iki ayrı konsept tasarımından oluşmaktadır. İlk tasarım için, prototipi yapılan mekanizmanın hedef göreve uygunluğu, yapılan testlerle doğrulanmış ve ikinci kısımda aynı tasarım kriterleri ve elde edilen sonuçlar kullanılarak sistemin geliştirilmiş versiyonu sunulmuştur.

4.1 Konsept Tasarım – Prototip I

Tasarımın ilk prototipinde, vaka olarak beyin biyopsi operasyonu seçilerek, mekanizmanın bu operasyonda iğnenin doğru ve hassas hizalanması için tasarlanmasına odaklanılmıştır. Biyopsi görevini yerine getirmek için, operasyonunun ana prosedürleri ve çalışma alanı kısıtlamaları dikkatle araştırılmıştır. Beyin biyopsi işlemi, BT taramasından sonra fark edilebilen bir beyin bozukluğu durumunda, anormal büyüyen ve istenmeyen doku oluşumunun özelliklerini teşhis etmek için şüpheli bölgeden örnek alınması işlemidir. İşlem sırasında, kafatası üzerinde operasyon için açılmış bir porttan (Burr-hole), hedef bölgeye kadar biyopsi iğnesi iletilmelidir. Geliştirilen stereotaktik çerçeveler bu biyopsi iğnesini hassas pozisyonlandırarak, tümörlü doku tanısının düşük riskle ortaya konulmasını sağlar. Ancak operasyonun çerveyenin hasta kafatasına sabitlenerek yürütülmesi iyileşme süresini uzatır ve estetik kaygıya da sebep olabilmektedir.

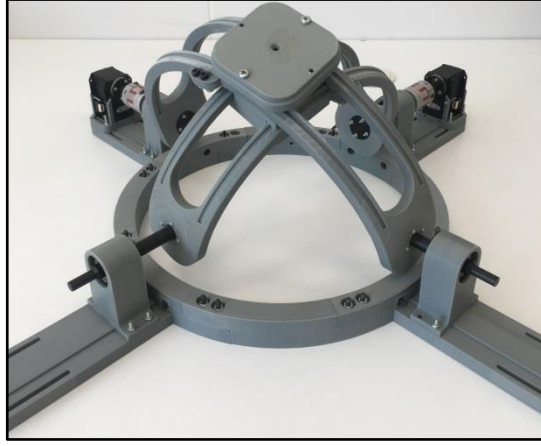
Bu nedenle gerçekleştirilen ilk çalışmada [27], manuel stereotaktik çerçevelerin yerini alacak biyopsi iğnesinin robotik hizalanması için tasarlanmış iki serbestlik dereceli küresel paralel robot manipülatörü önerilmiştir. İlk tasarım esas olarak operasyon sırasında tümör yerlerine iğnenin doğru ve hassas pozisyonlandırılmasını sağlamak için tasarım kısıtları dikkate alınarak tasarlanmıştır.

Önerilen manipulatörün konsept tasarımı, kinematik yapısının belirlendiği kısımda bahsedildiği gibi döner mafsallar kullanılarak sabit zemine ortogonal olarak bağlanan küresel kesitli farklı çaplardaki iki eşmerkezli yaylardan oluşur. İki yayın çevresi boyunca kayabilen birer platform bulunur ve bu platformların her ikisi de, eksen sistemin izomerkezinden geçen başka bir döner mafsal yardımıyla birleştirilmiştir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1 Önerilen sistemin ilk prototip tasarımı

İlk sistem prototipinin boyutlandırılmasında antropometrik veriler de dikkate alınarak küçük yayın yarıçapı 130mm, büyük yayın yarı çapı ise 150mm olarak belirlenmiştir. Her iki yayın çevresi boyunca hareket edebilen platformlar (alt platform ve üst platform); alt platform 2, üst platform 2 parçadan oluşup montajlanacak şekildedir. Yayların bağlanacağı ve üzerinde diğer ekipmanların taşınacağı ana platform şekil bağlı tasarlanmıştır. Sistem eyleyicileri olarak da laboratuvarımız bünyesinde bulunan Dynamixel MX-64 akıllı servoların kullanılmasına karar verilmiştir. Yayların, platformların ve üzerine entegre edilecek cerrahi ekipmanın tüm ağırlığını eyleyici miline vermemek ve oluşabilecek eksen kaçıklığını kompanse etmek için iki tarafa da mil yatakları ve kaplin kullanılması uygun görülmüştür. Mekanizmanın prototip üretimi, tüm parçaların Zortrax M200 hızlı prototipleme sistemi ile üretilerek montajlanmasıyla tamamlanmıştır. Montajı tamamlanan sistemin ilk prototipi Şekil 4.2’de verilmiştir.



Şekil 4.2 Mekanizmanın ilk prototip üretimi

Ön görüldüğü gibi, sistem prototipi yaylarının merkezi gerçek bir insan kafatasının anatomik düzlemlerinin kesişimini baz alarak hizalanabilir durumdadır (Şekil 4.3).



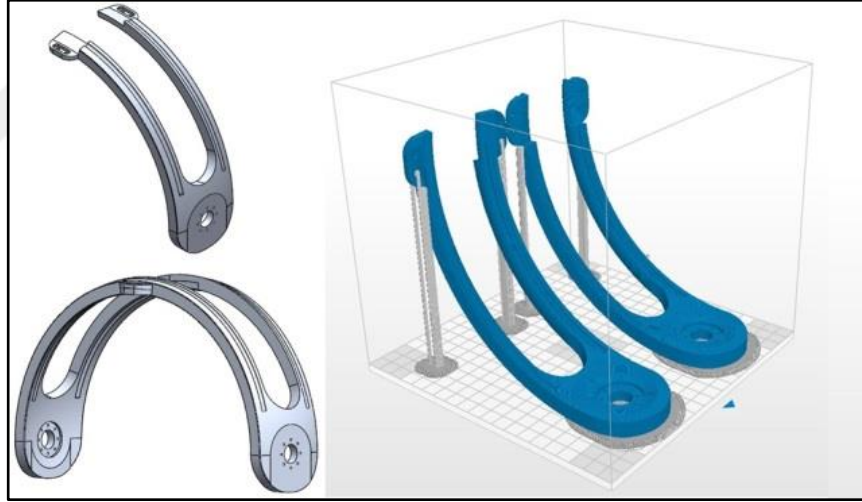
Şekil 4.3 Manipülâtörün insan kafatası üzerinde hizalanması

Sistemin ilk prototipinin ön kontrol çalışmaları yapılmış ve ilgili hareketleri hassas olarak gerçekleştirebildiği görülmüştür. Doğrulama çalışmaları için farklı tümör lokasyonları belirlenmiş ve sistem uç noktasının taşıdığı biyopsi iğnesinin bu pozisyonla hizalanması sağlanarak, iğne ucunun merkez kaçıklığı hatasının 1mm'lik bir küre içinde kaldığı gözlemlenmiştir [27]. Her ne kadar, bu ilk prototip üretimi için kabul edilebilir bir değer olsa da, sistemin kendi içinde birtakım iyileştirmelere ihtiyacı vardır. Öncelikle sistemin kısıtlı görev tanımı değişecek ve manipülâtör

Çalışma uzayı geliştirilerek sistemin yeniden tüm beyin operasyonlarına evrilmesi sağlanacaktır. retimi gerçekleştirilip mafsalları boşluklarından kaynaklanan hata payı minimuma indirilmelidir. Bu doğrultuda bölüm 4.2’de sistemin kavramsal tasarımı geliştirilmesi üzerine yoğunlaşılmıştır.

4.2 Konsept Tasarım – Prototip II

İlk çalışmada, önerilen küresel manipülatörün ilk prototipinin fizibilitesi (uygulanabilirliği) yeterli olacak şekilde sunulsa da, manipülatörün yapısal bütünlüğü hızlı prototipleme teknolojisine bağlı kalmaktadır. Sistemin uzuv yapıları ise çoğunlukla hızlı prototiplemeyle retilenmeye yatkındır. Bunun ardındaki sebep, manipülatörün iki ana uzvunun küresel yüzey formuna sahip yekpare bir yapıya sahip olmasından kaynaklanmaktadır (şekil 4.4). Dolayısıyla, hassasiyette daha fazla iyileşme elde edilmesi için uzuv yapılarının hassas olarak üretilmesi, ya farklı bir üretim yönteminin kullanılması ya da tasarım değişikliği ile sağlanır.

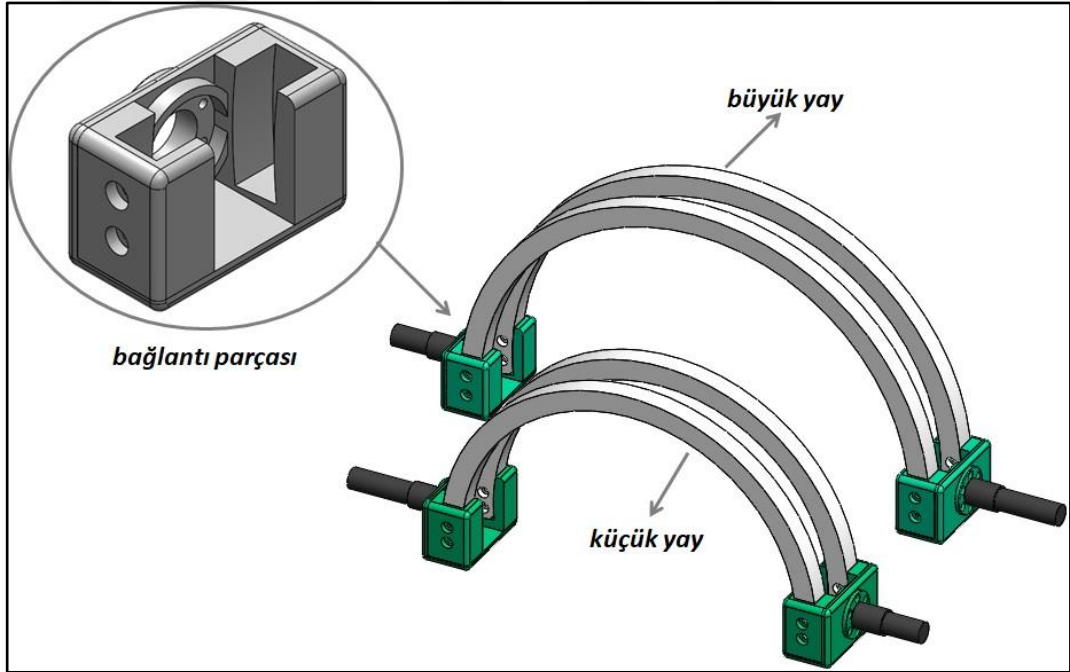


şekil 4.4 İlk prototipin yekpare uzuv yapıları

Çünkü rijit olup, hassas bir şekilde çalışması gereken iki ana uzvunun (büyük yay ve küçük yay), malzeme esnekliğinden ve sahip olduğu mafsalları boşluklarından dolayı hata payını arttırdığı gözlemlenmiştir. Bu bağlantılar geleneksel yöntemlerle üretildiklerinde ise maliyetleri oldukça artmaktadır. Ayrıca bu tasarımda arıza veya parça değişimi ihtiyacı olması durumunda, yedek parçaların verimli bir şekilde çoğaltılması da zorlaşır.

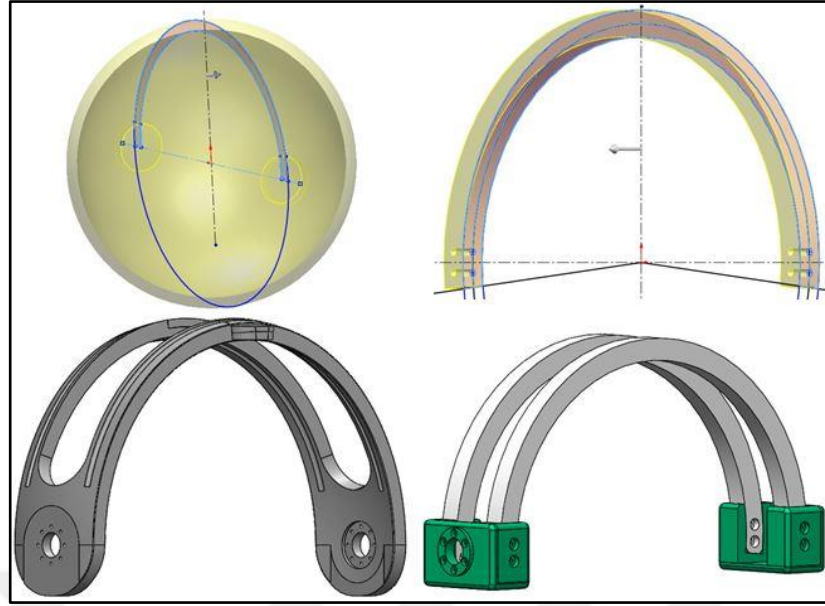
Bu gerçekler göz önünde bulundurularak manipülatörün kinematik yapısı korunarak modüler tasarım stratejisi uygulanmış ve manipülatörün yapısı iyileştirilmiştir. İlk prototipde ana uzuvların yekpare tasarımı yerine, parçalar tek tek montajlanabilir şeklinde yeniden tasarlanmıştır. Bu durum yayların düz bir plakadan farklı çaplarda kesilerek rahatlıkla üretilbilmesine imkan sağlayacaktır.

Küçük yay ve büyük yayın yarı çapları platformların dairesel hareketlerini genişletmek adına arttırılmıştır ($r_{küçük} = 132.5 \text{ mm}$, $r_{büyük} = 167.5 \text{ mm}$). Bu sayede sistemin uç efektörü olan platformlar daha fazla alan tarayarak beyinsapı ve ya beyincik gibi bölgelerdeki tümör dokularına erişebilecektir. Son olarak, eyleyicilerin miller ile yaylara bağlanacağı ara bağlantı parçaları tasarlanmış ve yaylar bu parçalar yardımıyla birbirine sabitlenerek tek bir uzuv haline getirilmiştir (Şekil 4.5).



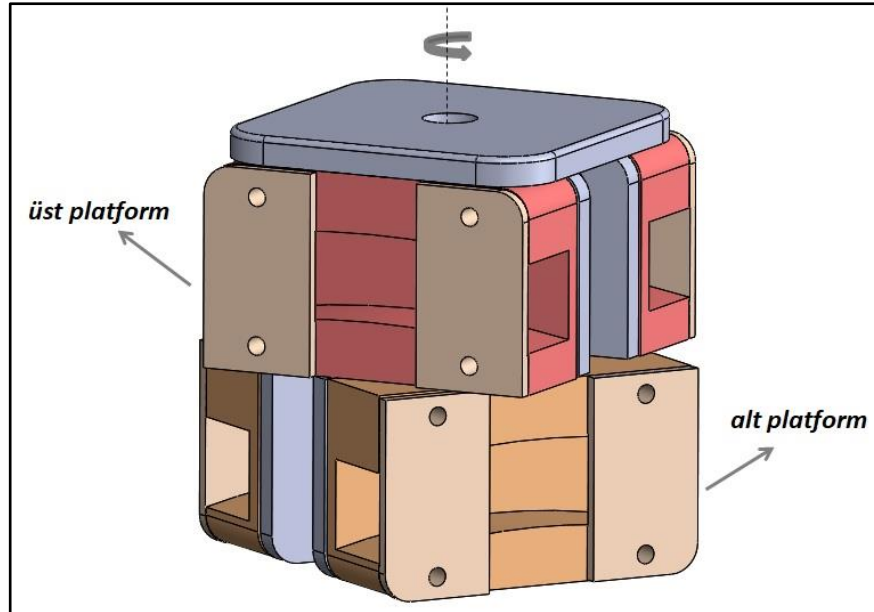
Şekil 4.5 Yenilenen link tasarımı

Bu değişiklik, sistemin içindeki mafsallı boşluklarını daha da azaltmak ve genel hassasiyeti artırmak için geleneksel üretim tekniklerinin kullanılabilmesine olanak sağlamıştır. Üretim kolaylığı sağlamak için iki ana uzuv olan yayların geometrileri, küresel yüzeyler yerine aynı işlevi sağlayacak silindirik yüzeylere sahip olacak şekilde basitleştirilmiştir (Şekil 4.6).



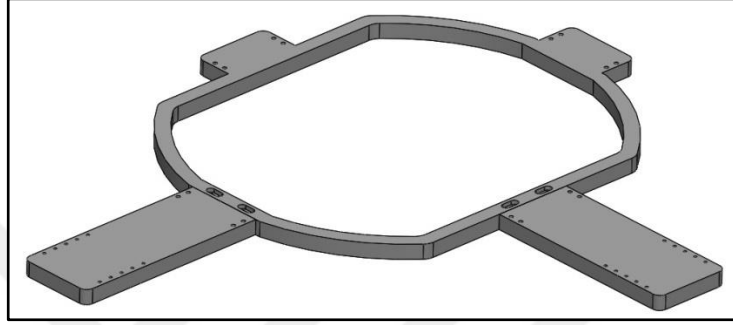
Şekil 4.6 Link geometrilerinin karşılaştırılması

Yayların üzerinde ilerleyebilen platform yapısı ise cerrahi ekipmanın üzerinde taşınmasını kolaylaştıracak ve mafsalları boşlukları en az olacak şekilde yeniden tasarlanmıştır (Şekil 4.7). Büyük yayın çevresi boyunca ilerleyebilen platform (üst platform) ile küçük yayın çevresi boyunca ilerleyebilen platform (alt platform), bir döner mafsalları ile birleştirilerek rotasyonları sağlanmıştır.



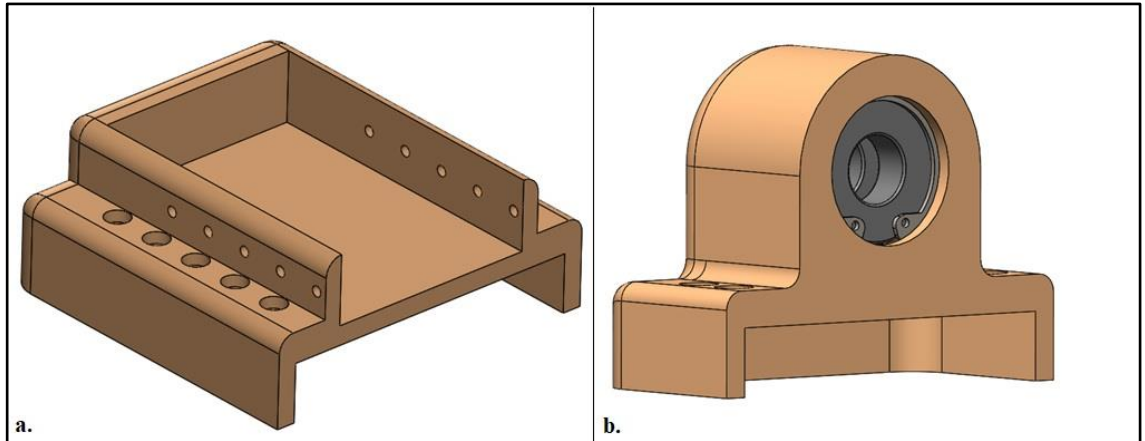
Şekil 4.7 Platformların tasarımı

Ana platform, sistemin ilk prototipinde dairesel bir yapıya sahiptir ve üretimi için hızlı prototipleme cihazı kullanılmıştır. Laboratuvarımız bünyesinde bulunan Zortrax M200 hızlı prototipleme cihazının tabla genişliği küçük olduğu için dairesel kısım birbirleriyle şekil bağlı montajlanabilecek parçalar halinde üretilmiştir. Ancak, değişen tasarımı daha hassas ve kompakt bir şekilde üretilebilmeye uygun hale gelmiştir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8 Ana platform tasarımının son hali

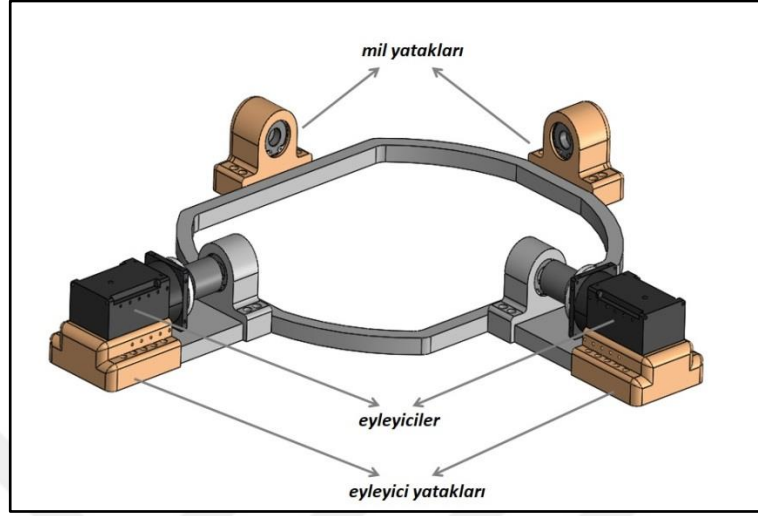
Ana platform, ilk prototipte olduğu gibi iki eyleyici ve dört mil yatağının üzerine sabitleneceği şekilde tasarlanmıştır. Sistemin yeni tasarımı için eyleyiciler olarak, ilk aşamada laboratuvarımızda bulunan Dynamixel Pro L54-50-S500-R kullanılmasına karar verilmiştir ve sistem eyleyici değişikliği yapılabilmesine olanak sağlayacak şekilde farklı tip bağlantı ekipmanlarının kullanımına uygun hale getirilmiştir.



Şekil 4.9 a. Eyleyici yatağı **b.** Mil yatağı

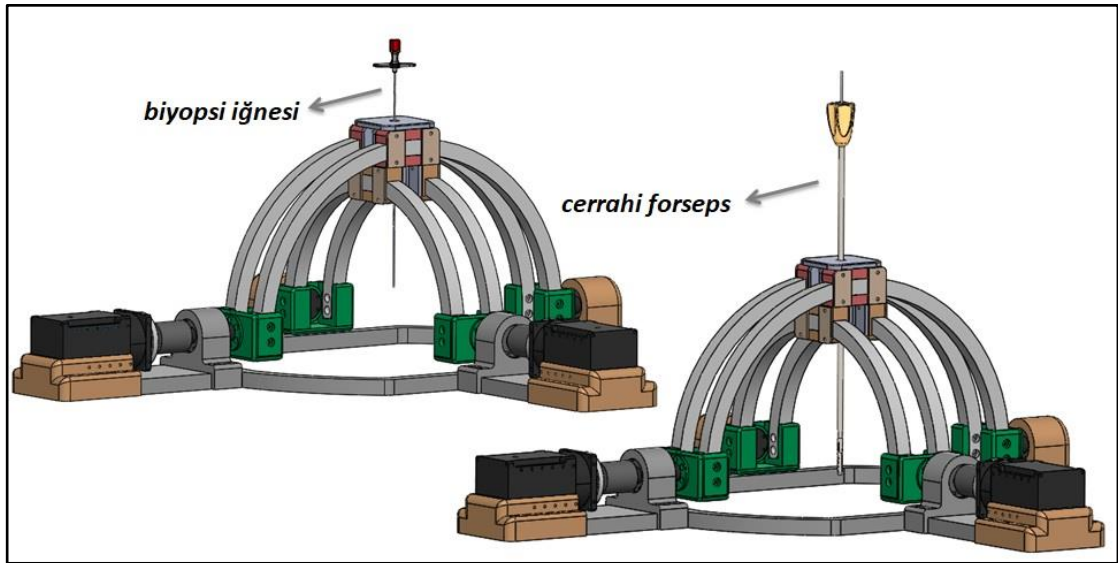
Geçici olarak seçilen eyleyiciler, iki eksene de ana platforma bağlanan eyleyici yatakları ile sabitlenmiştir (Şekil 4.9a). Mil yatakları ve kaplinler aynı sebeple bu tasarımda da kullanılmıştır (Şekil 4.9b). Mil yatakları, yataklanmış şekilde çift

rulman bulundurur. Ana platformun üzerindeki diğer ekipmanlarla montajlandığı görsel Şekil 4.10’da verilmiştir.



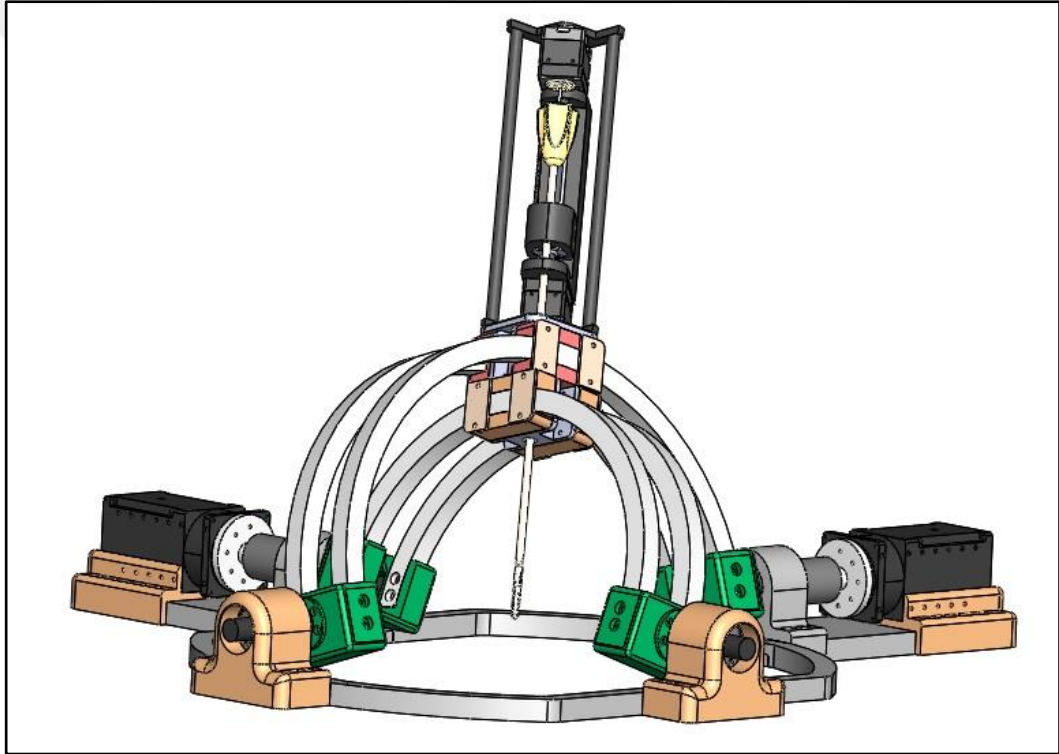
Şekil 4.10 Ana platformun montajlı hali

Sonuç olarak çalışma hacmi içerisinde herhangi bir tümör dokusuna cerrahi ekipmanın hizalandırılması görevi manipülatörün sahip olduğu iki serbestlik derecesi ile sağlanabilecektir. Bu konfigürasyon yalnızca cerrahın el becerisini arttırmakla kalmayıp, aynı zamanda operasyon sırasında endoskopik bir kameranın veya statik bir cerrahi ekipmanın hizalandırılması / tutulması gibi zor görevler için gelişmiş hassasiyet sağlayacaktır (Şekil 4.11).



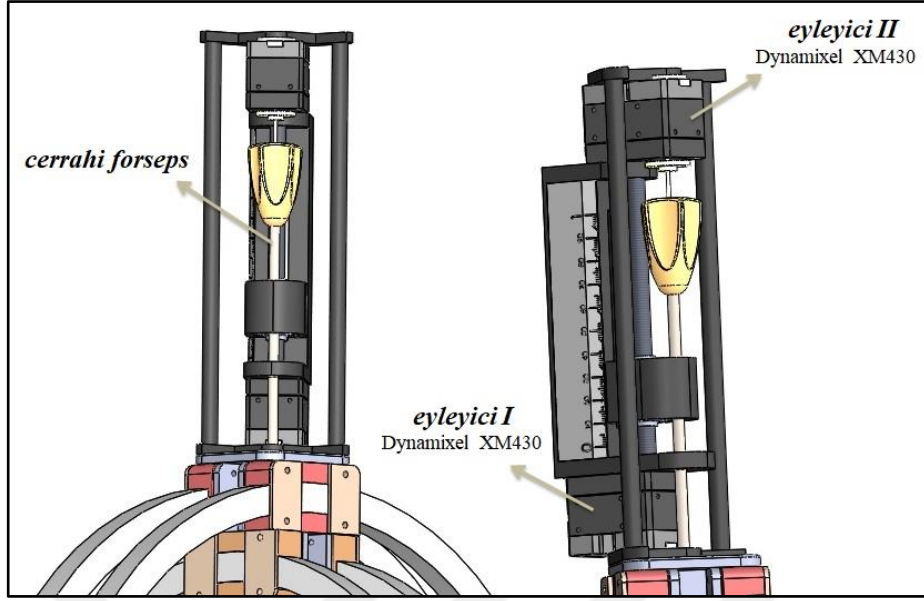
Şekil 4.11 Manipülatör üzerine entegre çeşitli cerrahi ekipmanlar

Ancak mekanizmanın sahip olduğu bu bağımsız hareketler, sadece platformun belirli bir küresel yüzey üzerinde cerrahi ekipmanı doğru ve hassas pozisyonlaması için yeterli olacaktır. Diğer tıbbi ekipmanların beyin içi iletilmesini ve hastalıklı doku alınımını sağlayacak ek bir serbestlik derecesine daha ihtiyaç duyulacaktır. Örneğin, biyopsi iğnesinin hastalıklı dokudan örnek alması için gereken iletim ve rotasyon hareketleri iki serbestlik derecesiyle daha sağlanır. Bu görevi cerrahın manuel olarak yapmaması için, geliştirilen küresel manipölatör yapısına seri bir manipölatör daha eklenip sistem hibrid bir hale getirilerek kullanılabilir (Şekil 4.12). Böylece, beyin operasyonlarında cerrahdan kaynaklanan hata payı minimuma indirilmiş olup, operasyonların tamamen robot kontrollü olması sağlanabilir.



Şekil 4.12 Manipölatörün üzerine modül eklenmiş görseli

Şekil 4.13’de de görüldüğü gibi, çeşitli beyin cerrahisi uygulamalarına uyum sağlamak için, sistemin üst platformu kavramsal olarak üzerine farklı cerrahi aletlerin farklı modüllerle eklenmesine izin verecek şekilde tasarlanmıştır.

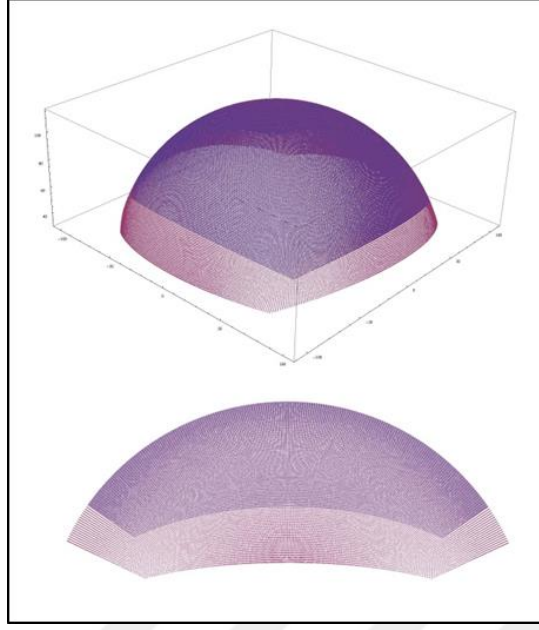


Şekil 4.13 Cerrahi ekipmanların taşınmasını ve iletimini sağlayan modül

Bu modüller, üst platforma sabitlenerek kullanıma uygun hale gelir. Cerrahi ekipmanın beyin içi lineer hareketi vidalı mil kullanılarak sağlanmıştır ve rotasyonu için bir eyleyici daha eklenmiştir. Platform doğru pozisyona geldiğinde bu ekipmanların beyin içi iletimi bu modüller sayesinde sağlanacaktır.

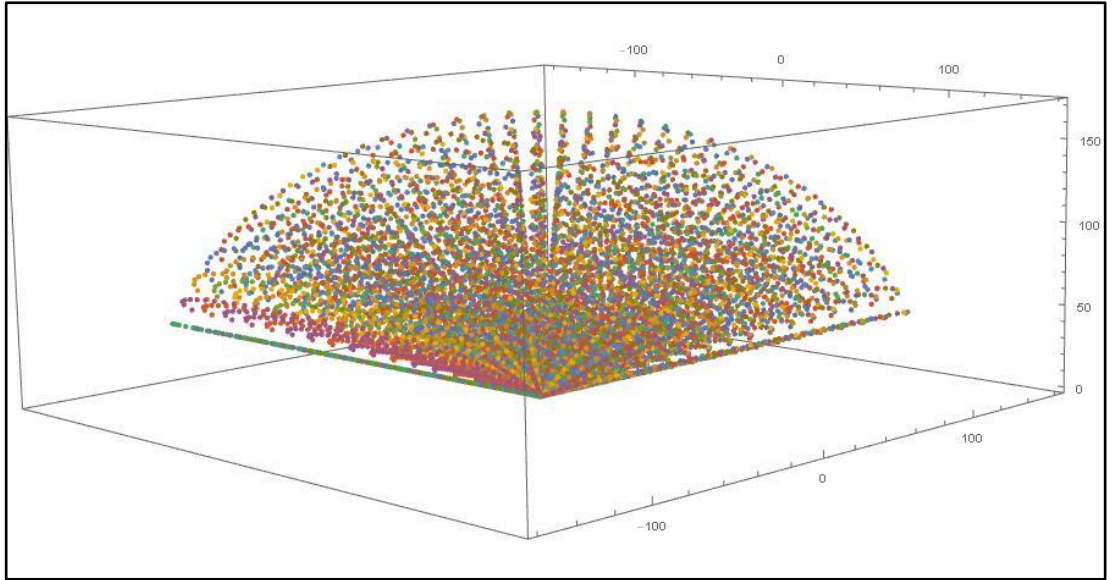
Sonuç olarak beyin biyopsisi operasyonları sırasında, beyin içindeki tümör lokasyonları dikkate alınarak biyopsi iğnesinin doğru ve hassas pozisyonlamasını sağlamak için tasarlanan sistemin ilk versiyonunun beyin biyopsisi mock-up denemelerinde hizalandırma görevlerini yerine getirebildiği kanıtlanmış olsa da, sistemin tüm beyin içi operasyonlara evrilmesi sağlanmış ve var olan hata payının azaltılması için kavramsal tasarımında geliştirmeler ve iyileştirmeler yapılmıştır. Geliştirilen yeni tasarımla cerrahi ekipmanların sadece pozisyonlaması değil aynı zamanda tümörlü dokuya iletilmesi işlemi de başarıyla gerçekleştirilebilecektir.

Yapısal modifikasyondan sonra elde edilen modülerlik nedeniyle manipülatörün çalışma uzayında da değişiklik olmuştur. Buna göre, ilk prototip ve geliştirilmiş versiyonunun çalışma uzayları Şekil 4.14’de karşılaştırılmalı olarak gösterilmiştir. Değişen uzuv boyutları sayesinde (çapları değişen yaylar) manipülatörün uç noktasının erişebildiği beyin içi çalışma uzayı artmıştır.



Şekil 4.14 İlk prototip ve geliştirilen versiyonun çalışma uzayının karşılaştırılması

Ayrıca, platforma normal olup, izomerkezden geçen eksen boyunca bağlı olan modüller tarafından verilen ek serbestlik derecesi sayesinde, sistemin çalışma uzayı küresel bir yüzeyden küresel bir hacme yükselmiştir (Şekil 4.15). Sonuç olarak, çalışma uzayında % 54 artış sağlanmıştır.



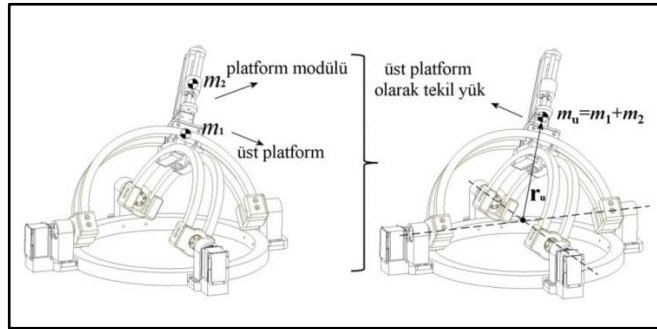
Şekil 4.15 Eklenen modüllerle değişen çalışma uzayı

5. DİNAMİK ANALİZ

Bölüm 4.2’de geliştirilme aşamaları ayrıntılı olarak verilen manipülatörün, beyin biyopsisine ek olarak, kraniyotomi, nöroendoskopi ve derin beyin stimülasyonu gibi çeşitli beyin ameliyatlarını da hassas şekilde yürütebilir hale gelmesi için kavramsal tasarımı üzerindeki modüler değişiklik sistemin kinematik yapısına ek bir serbestlik derecesi sağlanmıştır. Cerrahi prosedürler sırasında kullanım açısından, ilk prototip ile modüler versiyonu arasındaki en önemli fark, modüler sistemin çapak deliği (Burr-hole) açmak, kemik flebi oluşturmak, elektrot veya biyopsi iğnesi yerleştirmek gibi cerrahi prosedürleri de yürütebilmesidir. Bu açıdan sistemin sadece pozisyonlama için tasarlanan ilk versiyonun sadece platformun pozisyonu ve yönelimi dikkate alınarak kontrol edilmesi yeterlidir. Ancak geliştirilen sistemin kullanılabileceği operasyon tayfının artması sistem üzerinde kuvvetler ve torklar açısından ek hususların dikkate alınmasını gerektirmektedir. Bu nedenle, önerilen manipülatör sisteminin dinamik analizinin de tamamlanması ve elde edilen denklemlerin doğrulanması gerekmektedir.

5.1 Manipülatör Dinamik Analizi – Teorik Yaklaşım

Platform modüllerinin eklenmesi manipülatörün paralel yapısını hibrit (paralel+seri) bir yapıya dönüştürmüştür. Ancak sistem dinamiklerini elde etmek için ilk aşamada eklenen modüllerin yükleri platform yükleri olarak kabul edilebilir. Böylece sistemin dinamik analizi, manipülatörün sadece 2-DOF paralel bölümüne odaklanılarak gerçekleştirilebilecektir (Şekil 5.1).



Şekil 5.1 Manipülatörün dinamik analiz için basitleştirilmiş yapısı

Bu doğrultuda, manipülatörün paralel bölümünün dinamik analizi Lagrange mekaniği kullanılarak teorik olarak elde edilmiştir. Bu aşamada, iç ve dış kuvvetlerinin göz ardı edilmesi ve Newton mekaniğinin aksine çözümü karmaşıktırıp zorlaştırmayan Lagrange yöntemiyle denklemlerin matematiksel olarak ifade edilmesi kolaylık sağlayacaktır. Lagrange methodu için gerekli olan genelleştirilmiş koordinatlar ve kısıt fonksiyonları da sistemin geometrik yapısı esas alınarak türetilir. Bu sebeple, sistemin ilk ve nihai tasarımı da aynı geometrik yapıya sahip olduğundan dolayı teorik çözümü parametrik olarak aynı olacaktır.

Bir dizi artıksıl koordinat tarafından yazılan birinci türden Lagrange formülasyonu denklem 5.1'de görülebilir;

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_j} = Q_j + \sum_{i=1}^k \lambda_i \frac{\partial \Gamma_i}{\partial q_j}, \quad (5.1)$$

$$L = K - U, \quad i \rightarrow 1, \dots, k, \quad j \rightarrow 1, \dots, n$$

Burada q_j j. genelleştirilmiş koordinat, Q_j eyleyici kuvvet ve ya torkları, λ_i i. Lagrange çarpanı, Γ_i i. kısıt fonksiyonu, K ve U sırasıyla manipülatörün kinetik ve potansiyel enerjisi, k kısıt fonksiyonlarının sayısı, n ise genelleştirilmiş koordinatların toplam sayısıdır. Tsai [32] tarafından belirtildiği gibi, kullanım kolaylığı için denklem 5.1, denklem 5.2'de gösterildiği gibi, artıksıl koordinatlarla ilgili k tane denklemleri ve eyleyici değişkenleri ile ilgili $n-k$ tane denklemleri içeren iki denklem seti halinde düzenlenebilir;

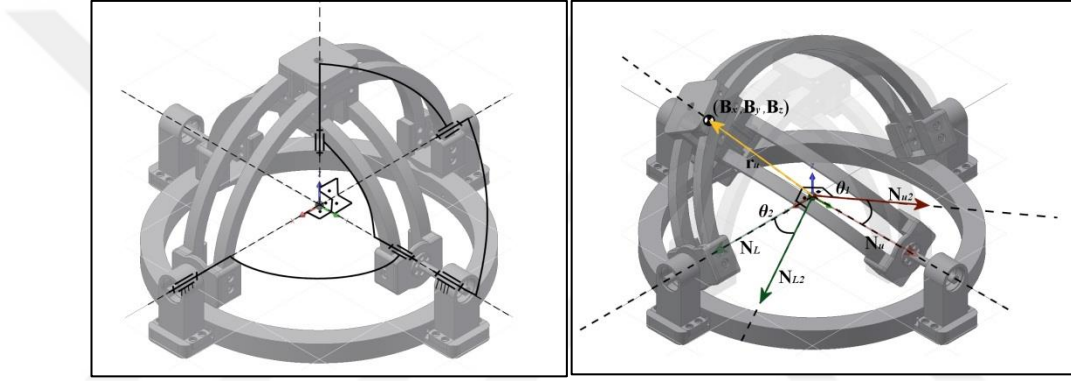
$$\sum_{i=1}^k \lambda_i \frac{\partial \Gamma_i}{\partial q_j} = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_j} - \hat{Q}_j, \quad i \rightarrow 1, \dots, k, \quad j \rightarrow 1, \dots, k$$

$$Q_j = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_j} - \sum_{i=1}^k \lambda_i \frac{\partial \Gamma_i}{\partial q_j}, \quad i \rightarrow 1, \dots, k, \quad j \rightarrow k+1, \dots, n \quad (5.2)$$

Burada $\hat{Q}_j$ bir dış kuvvete bağlı genelleştirilmiş kuvvet bileşenini temsil eder ve daha önce bahsedildiği gibi, bu ön çalışma için sıfır olarak kabul edilecektir. Denklem 5.2'de görüldüğü gibi, gerekli eyleyici kuvvetlerini veya torklarını belirlemek

amacıyla, manipölatör sisteminin kısıt denklemleri manipölatör kinematiği ve Lagrange çarpanları yardımıyla türetilmelidir.

Şekil 5.2a'da görüldüğü gibi, önerilen manipölatör sistemi, tüm eksen açılarının (twist angle) 90° olduğu küresel beş çubuk mekanizmasına dayanmaktadır. Kısıt denklemlerinin türetilmesinden önce, manipölatör sisteminin genelleştirilmiş koordinatları, iki eyleyici parametresi θ_1 ve θ_2 ile birlikte üst platform konumu B_x , B_y ve B_z 'nin üç artıksıl koordinatı olarak seçilmiştir. Lagrange dinamiklerini basitleştirmek için üç artıksıl koordinat seçildiğinden, aynı sayıda kısıt denklemi türetilmelidir.



Şekil 5.2 a. Küresel beş çubuk mekanizması **b.** Kısıt denklemlerinin türetilmesi

Manipölatörün üst platformunun, manipölatörün küresel yapısı nedeniyle daima bir r yarıçapına sahip küresel bir yüzey üzerinde hareket ettiği açıktır. Sonuç olarak, sistemin izomerkezi ile platform kütle merkezi arasındaki normal mesafe ilişkisi her zaman denklem 5.3'deki gibi olacaktır.

$$\sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} = r_u \quad (5.3)$$

Böylece denklem 5.3 kullanılarak sistemin ilk kısıt denklemi şu şekilde yazılabilir:

$$\Gamma_1 \rightarrow B_x^2 + B_y^2 + B_z^2 - r_u^2 = 0 \quad (5.4)$$

Bu noktada tahrik uzuvlarına (büyük yay ve küçük yay) odaklanılırsa, bir döner mafsıl ile bir araya getirilmiş olmalarına rağmen, manipölatörün üst ve alt platformunun ayrı yarım dairesel uzuvların yüzeyleri üzerinde kaydığını

unutulmamalıdır. Bu hareketler sırasında, üst platforma ilişkin x eksenindeki birinci tahrik uzvu (büyük yay) bir θ_1 açısı ile harekete geçirilirken, alt platforma ilişkin y eksenindeki ikinci tahrik uzvu (küçük yay) , bir θ_2 açısı ile harekete geçirilir.

İkinci kısıt denklemini bulmak için, üst platformun yayının ilk olarak manipülatörlerin ilk konfigürasyonundan harekete başladığını düşünülürse (her iki tahrik uzvu xy düzlemine dik kalır). İlk uzuv (büyük yay) x eksen etrafında θ_1 kadar dönerse, yay düzleminin normal vektörü ($\mathbf{N}_u$) de aynı dönüşü gerçekleştirecektir. Bu eylem aslında sistemin alt platformunu bağlı olduğu uzuv üzerinde (küçük yay) kaydırır. Bu hareketten sonra ikinci girdi bağlantısı (küçük yay) θ_2 açısıyla dönerse, üst platform normal $\mathbf{N}_u$ etrafında dönerek nihai konumuna ulaşacaktır. Bu nedenle, Şekil 5.2b'de görüldüğü gibi, normal $\mathbf{N}_u$ vektörü her zaman üst platformun konumuna dik olacak şekilde kısıtlanacaktır. İlk konfigürasyonunda, normal $\mathbf{N}_u$ 'nin birim vektörü pozitif y ekseninde yer alır:

$$\hat{\mathbf{N}}_u = \mathbf{j} \quad (5.5)$$

Üst platform, ilk girdi bağlantısı (büyük yay) ile birlikte x eksen etrafında θ_1 açısı ile döndürülürse, son konumu bir kuaterniyon operatörü $\mathbf{q}(\)\mathbf{q}$ kullanılarak (burada $\mathbf{q} = \cos \frac{\theta_1}{2} + \mathbf{i} \sin \frac{\theta_1}{2}$ ve $\mathbf{q}^{-1} = \cos \frac{\theta_1}{2} - \mathbf{i} \sin \frac{\theta_1}{2}$ olmak üzere) şu şekilde hesaplanabilir:

$$\hat{\mathbf{N}}_{u2} = \mathbf{q}(\hat{\mathbf{N}}_u)\mathbf{q}^{-1} = \cos \theta_1 \mathbf{j} + \sin \theta_1 \mathbf{k} \quad (5.6)$$

Denklem 5.6'nın sonucu ve platformların konumunun birim vektörü nokta çarpım ile çarpılırsa, ortogonaliteleri nedeniyle sonuç her zaman sıfır olacaktır.

$$\hat{\mathbf{N}}_{u2} \cdot \hat{\mathbf{r}} = (\cos \theta_1 \mathbf{j} + \sin \theta_1 \mathbf{k}) \cdot \frac{(B_x \mathbf{i} + B_y \mathbf{j} + B_z \mathbf{k})}{r_u} = \frac{B_y \cos \theta_1 + B_z \sin \theta_1}{r_u} = 0 \quad (5.7)$$

Denklem 5.7 kullanılarak, sistemin ikinci kısıt denklemi şu şekilde yazılabilir:

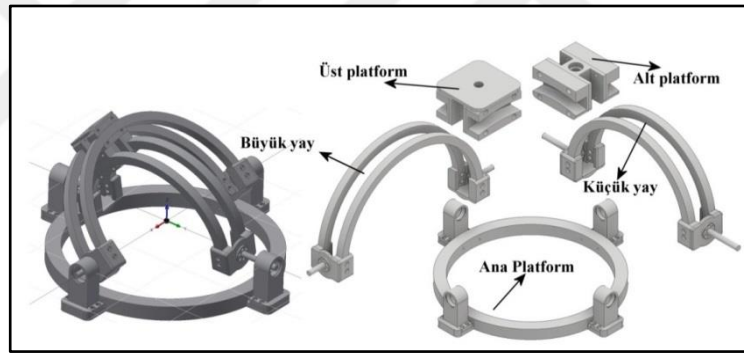
$$\Gamma_2 \rightarrow B_y \cos \theta_1 + B_z \sin \theta_1 = 0 \quad (5.8)$$

Benzer şekilde, ikinci girdi bağlantısını (küçük yay) θ_2 ile döndürmek ve ardından diğer girdi bağlantısını (büyük yay) θ_1 ile döndürmek gibi aynı prosedür ters sırayla uygulanırsa, sistemin son kısıt denklemi de şu şekilde türetilebilir:

$$\begin{aligned}\hat{\mathbf{N}}_L &= \mathbf{i} \\ \hat{\mathbf{N}}_{L2} &= \mathbf{q}(\hat{\mathbf{N}}_L)\mathbf{q}^{-1} = \cos \theta_2 \mathbf{i} - \sin \theta_2 \mathbf{k} \\ \Gamma_3 &\rightarrow B_x \cos \theta_2 - B_z \sin \theta_2 = 0\end{aligned}\quad (5.9)$$

Burada, $\hat{\mathbf{N}}_L$ alt platforma ilişkin normal yay düzleminin birim vektörüdür ve ilk konfigürasyonunda pozitif x ekseninde yer alır (Şekil 5.2b).

Denklem 5.2'nin kullanılmasından önce manipülatör sistemi, kullanım kolaylığı için üst platform, alt platform ve iki girdi bağlantısı (büyük yay ve küçük yay) olmak üzere dört ana bileşene ayrılmıştır (Şekil 5.3).



Şekil 5.3 Sistem bileşenleri

Lagrange formülasyonunu oluşturmak için, ayrılan bu bileşenlerin her birinin kinetik enerjileri şu şekilde yazılmıştır:

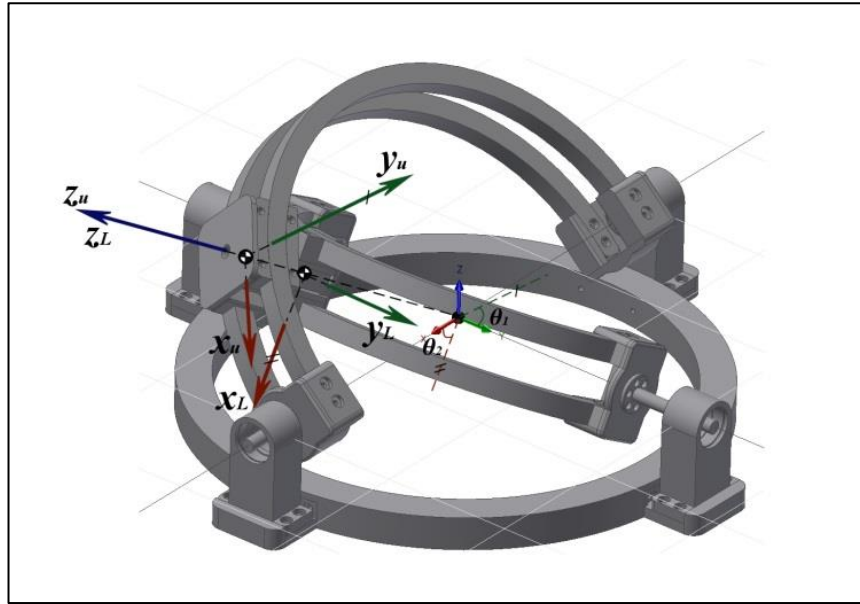
$$\begin{aligned}K &= K_u + K_L + K_{ua} + K_{La} \\ K_u &= \frac{1}{2} m_u (\dot{B}_x^2 + \dot{B}_y^2 + \dot{B}_z^2) + \frac{1}{2} \mathbf{w}_u^T ({}^0\mathbf{R}_u \mathbf{I}_u ({}^0\mathbf{R}_u)^T) \mathbf{w}_u \\ K_L &= \frac{1}{2} m_L (\dot{D}_x^2 + \dot{D}_y^2 + \dot{D}_z^2) + \frac{1}{2} \mathbf{w}_L^T ({}^0\mathbf{R}_L \mathbf{I}_L ({}^0\mathbf{R}_L)^T) \mathbf{w}_L \\ K_{ua} &= \frac{1}{2} m_{ua} (|\mathbf{w}_{ua}| r_{ua})^2 + \frac{1}{2} \mathbf{w}_{ua}^T ({}^0\mathbf{R}_{ua} \mathbf{I}_{ua} ({}^0\mathbf{R}_{ua})^T) \mathbf{w}_{ua} \\ K_{La} &= \frac{1}{2} m_{La} (|\mathbf{w}_{La}| r_{La})^2 + \frac{1}{2} \mathbf{w}_{La}^T ({}^0\mathbf{R}_{La} \mathbf{I}_{La} ({}^0\mathbf{R}_{La})^T) \mathbf{w}_{La}\end{aligned}\quad (5.10)$$

Burada, K_u , K_L , K_{ua} ve K_{La} kinetik enerji, m_u , m_L , m_{ua} ve m_{La} kütle, $\mathbf{w}_u$, $\mathbf{w}_L$, $\mathbf{w}_{ua}$ ve $\mathbf{w}_{La}$ açısal hız vektörleri, $\mathbf{I}_u$, $\mathbf{I}_L$, $\mathbf{I}_{ua}$ ve $\mathbf{I}_{La}$ kütle merkezlerinin atalet tensörleri, ${}^0_u\mathbf{R}$, ${}^0_L\mathbf{R}$, ${}^0_{ua}\mathbf{R}$ ve ${}^0_{La}\mathbf{R}$ sırasıyla üst platformun, alt platformun, büyük yay ve küçük yayın referans koordinata göre dönme matrisleridir. Ayrıca, D_x , D_y ve D_z , alt platformların kütle merkezinin koordinatlarıdır; r_{ua} ve r_{La} , sırasıyla büyük ve küçük yayların kütle merkezlerinin izomerkezden ölçülen yarıçaplarıdır.

Denklem 5.10'daki $\mathbf{w}_{ua}$, $\mathbf{w}_{La}$, ${}^0_{ua}\mathbf{R}$ and ${}^0_{La}\mathbf{R}$ parametreleri, büyük yay sadece x ekseninde ve küçük yay sadece y ekseninde dönüşlerle ilişkili olduğundan tanımlanması en kolay olanlardır. Bu nedenle, bu parametreler aşağıdaki gibi matris formunda kolayca yazılabilir:

$$\mathbf{w}_{ua} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mathbf{w}_{La} = \begin{bmatrix} 0 \\ \dot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix}, {}^0_{ua}\mathbf{R} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C_1 & -S_1 \\ 0 & S_1 & C_1 \end{bmatrix}, {}^0_{La}\mathbf{R} = \begin{bmatrix} C_2 & 0 & S_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ -S_2 & 0 & C_2 \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

Öte yandan $\mathbf{w}_u$, $\mathbf{w}_L$, ${}^0_u\mathbf{R}$ ve ${}^0_L\mathbf{R}$ parametreleri biraz daha karmaşık tanımlanabilir. Şekil 5.4'de, üst ve alt platformların son konumlarında sürekli değişen (hareket halindeki) koordinat sistemleri, θ_1 ve θ_2 rotasyonlarıyla tanımlanabilir.



Şekil 5.4 Üst ve alt platformun hareketten sonraki değişen koordinat sistemleri

${}^0_u\mathbf{R}$, ve ${}^0_L\mathbf{R}$ rotasyon matrislerini tanımlayabilmek için, hareketli koordinat sistemlerinin birim vektörleri referans koordinat sistemine göre yazılmalıdır (yansıtılmalıdır). Referans koordinat sistemindeki hareketli koordinat sistemleri $\hat{\mathbf{z}}_u$ ve $\hat{\mathbf{z}}_L$ birim vektörlerinin her zaman platformun konum vektörünün birim vektörü olması nedeniyle, projeksiyonları x, y ve z bileşenleri olarak yazılabilir. Üst platform için $\hat{\mathbf{y}}_u$ birim vektörü, y ekseninden ölçülen bir θ_1 açısı ile yz düzlemi üzerinde ve alt platform için $\hat{\mathbf{x}}_L$ birim vektörü bir θ_2 açısı ile xz düzleminde bulunur. Bu bilgiler kullanarak bunları referans koordinat sistemine yansıtmak da kolaydır. Son olarak, $\hat{\mathbf{x}}_u$ ve $\hat{\mathbf{y}}_L$ 'nin kalan projeksiyonları sırasıyla $\hat{\mathbf{y}}_u$, $\hat{\mathbf{z}}_u$ ve $\hat{\mathbf{z}}_L$, $\hat{\mathbf{x}}_L$ 'nin çarpaz çarpımları ile hesaplanabilir. Buna göre nihai rotasyon matrisleri ise şu şekilde bulunmuştur:

$${}^0_u\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \frac{C_1 B_z - S_1 B_y}{r_u} & 0 & \frac{B_x}{r_u} \\ \frac{S_1 B_x}{r_u} & C_1 & \frac{B_y}{r_u} \\ \frac{-C_1 B_x}{r_u} & S_1 & \frac{B_z}{r_u} \end{bmatrix}, \quad {}^0_L\mathbf{R} = \begin{bmatrix} C_2 & \frac{-S_2 B_y}{r_u} & \frac{B_x}{r_u} \\ 0 & \frac{C_2 B_z + S_2 B_x}{r_u} & \frac{B_y}{r_u} \\ -S_2 & \frac{-C_2 B_y}{r_u} & \frac{B_z}{r_u} \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

Denklem 5.12'de gösterilen dönme matrislerinin türevleri tersleriyle çarpılırsa, açısal hızların çarpık simetrik matrisleri (skew symmetric matrix) de bulunabilir.

$$\begin{aligned} {}^0_u\dot{\mathbf{R}}_u {}^0_u\mathbf{R}^{-1} &= \begin{bmatrix} 0 & -w_{uz} & w_{uy} \\ 0 & 0 & -w_{ux} \\ -w_{uy} & w_{ux} & 0 \end{bmatrix}, \\ {}^0_L\dot{\mathbf{R}}_L {}^0_L\mathbf{R}^{-1} &= \begin{bmatrix} 0 & -w_{Lz} & w_{Ly} \\ 0 & 0 & -w_{Lx} \\ -w_{Ly} & w_{Lx} & 0 \end{bmatrix} \\ \mathbf{w}_u &= \begin{bmatrix} w_{ux} \\ w_{uy} \\ w_{uz} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{w}_L = \begin{bmatrix} w_{Lx} \\ w_{Ly} \\ w_{Lz} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.13)$$

Denklem 5.10'un parametreleri türetildikten sonra, ayrılan bileşenlerin (alt ve üst platform ve büyük ve küçük yaylar) potansiyel enerjileri de şu şekilde yazılmıştır:

$$\begin{aligned}
U &= U_u + U_L + U_{ua} + U_{La} \\
U_u &= m_u g B_z, \quad U_L = m_L g D_z, \\
U_{ua} &= m_{ua} g r_{ua} C_1, \quad U_{La} = m_{La} g r_{La} C_2
\end{aligned} \tag{5.14}$$

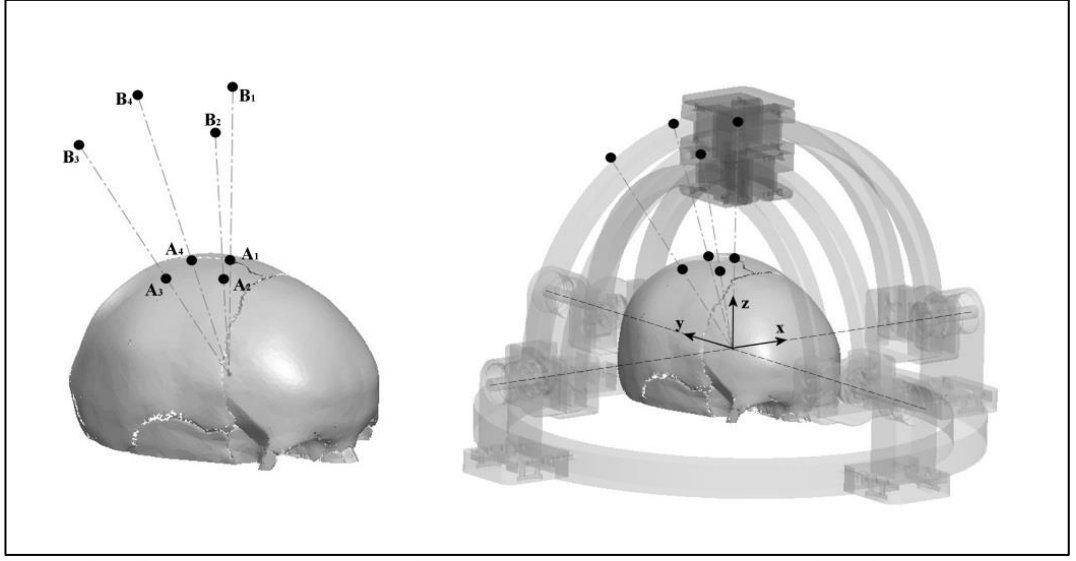
Burada g , negatif z eksenini boyunca yerçekimi ivmesidir, U_u , U_L , U_{ua} ve U_{La} , sırasıyla üst platform, alt platform, büyük yay ve küçük yayların potansiyel enerjileridir. Denklem 5.10 ve 5.14'ü denklem 5.2'e koyarsak, eyleyici torkları Lagrange çarpanları hesaplandıktan sonra türetilebilir.

5.2 Vaka Analizi ve Yörünge Planlaması

Manipülâtörün uç noktası olan üst platformun, belirli bir yörünge izlemesi için eyleyicilere gereken tork verilerinin çıkarılması amacıyla, insan kafatasından bir kemik flebi çıkartma (kraniyotomi) cerrahi uygulamasını içeren bir vaka çalışması oluşturmaya karar verilmiştir. Şekil 5.5'de görüldüğü gibi, manipülâtörün çalışma alanı içinde bir insan kafatası modeli üzerinde basit bir kemik flebi oluşturmak için istenen dört belirleyici hedef noktası seçilmelidir. Sistemin uç noktasının, bu noktaların kısıtlamalarına göre istenen kemik flebini dikkatli bir şekilde kesmesini sağlamak için, üst platformun yörüngesi verilen kısıtlamalara göre oluşturulmalıdır. Böylece yörünge oluşturmada önce, kafatasındaki seçilen noktaların (A_1 , A_2 , A_3 ve A_4), denklem 5.15 kullanılarak üst platformun küresel çalışma alanına iz düşümü alınmıştır.

$$B_{ix} = A_{ix} \frac{|\mathbf{r}_u|}{|\mathbf{r}_{Ai}|}, \quad B_{iy} = A_{iy} \frac{|\mathbf{r}_u|}{|\mathbf{r}_{Ai}|}, \quad B_{iz} = A_{iz} \frac{|\mathbf{r}_u|}{|\mathbf{r}_{Ai}|} \quad i \rightarrow 1, 2, 3, 4 \tag{5.15}$$

A_{ix} , A_{iy} , A_{iz} , B_{ix} , B_{iy} ve B_{iz} , A_i ve B_i noktalarının x , y , z koordinatları olmak üzere; r_{Ai} sistemin i 'inci A noktası ile izomerkez arasındaki mesafedir ve r_u , sistemin çalışma sırasında izomerkezden platformun kütle merkezine kadar ölçülecek olan üst platform küresel çalışma alanının yarıçapıdır.



Şekil 5.5 Belirleyici hedef noktaları ve üst platform çalışma uzayına izdüşümleri

Üst platformun B_1 , B_2 , B_3 ve B_4 noktalarından geçmesi gerektiğinden, gerekli sınır koşullarının oluşturulması ve bu noktalara ulaşması için gerekli eyleyici pozisyonları da manipülâtörün ters kinematik denklemleri kullanılarak hesaplanmıştır (Denklem 5.16).

$$\theta_{1i} = \tan^{-1} \frac{-B_{iy}}{B_{iz}}, \quad \theta_{2i} = \tan^{-1} \frac{B_{ix}}{B_{iz}} \quad i \rightarrow 1, 2, 3, 4 \quad (5.16)$$

Kesme işlemi sırasında, manipülâtörün üst platformu t_1 zamanında B_1 başlangıç konumundan hareketine başlayacak, B_2 , B_3 , B_4 belirleyici bölge noktalarından geçecek ve t_5 zamanında durma noktasına gelerek başlangıç konumuna geri dönecektir. Bu nedenle, manipülâtörün yörüngesi B_1 - B_2 , B_2 - B_3 , B_3 - B_4 ve B_4 - B_1 olarak dört ayrı bölüm (segment) içerecektir. Bu bağlamda, mafsâl uzayında uygun mafsâl açısı fonksiyonlarını bulmak için Tablo 5.1'de gösterilen sınır koşulları seçilmiş ve iki kübik polinom fonksiyonunun bilinmeyenlerini çözmek için uygulanmıştır,

$$\begin{aligned} \theta_{1j}(t) &= a_j t^3 + b_j t^2 + c_j t + d_j, \\ \theta_{2j}(t) &= e_j t^3 + f_j t^2 + g_j t + h_j \quad j \rightarrow 1, 2, 3, 4 \end{aligned} \quad (5.17)$$

Burada j segment numarasını temsil eder ve her fonksiyon j 'inci segmentteki eyleyici mafsâl açısı fonksiyonudur. Anlaşılacağı üzere denklem 5.17'de 32 bilinmeyen

oluşacaktır. Bu nedenle, verilen sınır koşullarından yararlanılarak, bu bilinmeyenler, her bir segmentin mafsalsal açısı fonksiyonlarına ulaşmak için 32 bilinmeyene karşı 32 denklem oluşturularak çözülebilir (Denklem 5.18). Her geçiş noktasında, fonksiyonlar boyunca sürekliliğin sağlanması için sadece konumların değil, hızların ve ivmelerin de eşitlendiğine dikkat edilmelidir.

Tablo 5.1 Verilen Yörünge Planlaması için Sınır Koşulları

Segment	Mafsalsal Açısı	Mafsalsal hızı ve ivmesi
1 (B ₁ -B ₂)	$\theta_{11}(t_1 = 0) = \tan^{-1} \frac{-B_{1y}}{B_{1z}}, \theta_{21}(t_1 = 0) = \tan^{-1} \frac{B_{1x}}{B_{1z}}$ $\theta_{11}(t_2) = \tan^{-1} \frac{-B_{2y}}{B_{2z}}, \theta_{21}(t_2) = \tan^{-1} \frac{B_{2x}}{B_{2z}}$	$\dot{\theta}_{11}(t_1 = 0) = 0, \dot{\theta}_{21}(t_1 = 0) = 0$
2 (B ₂ -B ₃)	$\theta_{12}(t_2) = \theta_{11}(t_2), \theta_{22}(t_2) = \theta_{21}(t_2)$ $\theta_{12}(t_3) = \tan^{-1} \frac{-B_{3y}}{B_{3z}}, \theta_{22}(t_3) = \tan^{-1} \frac{B_{3x}}{B_{3z}}$	$\dot{\theta}_{12}(t_2) = \dot{\theta}_{11}(t_2), \dot{\theta}_{22}(t_2) = \dot{\theta}_{21}(t_2)$ $\ddot{\theta}_{12}(t_2) = \ddot{\theta}_{11}(t_2), \ddot{\theta}_{22}(t_2) = \ddot{\theta}_{21}(t_2)$
3 (B ₃ -B ₄)	$\theta_{13}(t_3) = \theta_{12}(t_3), \theta_{23}(t_3) = \theta_{22}(t_3)$ $\theta_{13}(t_4) = \tan^{-1} \frac{-B_{4y}}{B_{4z}}, \theta_{23}(t_4) = \tan^{-1} \frac{B_{4x}}{B_{4z}}$	$\dot{\theta}_{13}(t_3) = \dot{\theta}_{12}(t_3), \dot{\theta}_{23}(t_3) = \dot{\theta}_{22}(t_3)$ $\ddot{\theta}_{13}(t_3) = \ddot{\theta}_{12}(t_3), \ddot{\theta}_{23}(t_3) = \ddot{\theta}_{22}(t_3)$
4 (B ₄ -B ₁)	$\theta_{14}(t_4) = \theta_{13}(t_4), \theta_{24}(t_4) = \theta_{23}(t_4)$ $\theta_{14}(t_5) = \tan^{-1} \frac{-B_{1y}}{B_{1z}}, \theta_{24}(t_5) = \tan^{-1} \frac{B_{1x}}{B_{1z}}$	$\dot{\theta}_{14}(t_4) = \dot{\theta}_{13}(t_4), \dot{\theta}_{24}(t_4) = \dot{\theta}_{23}(t_4)$ $\ddot{\theta}_{14}(t_4) = \ddot{\theta}_{13}(t_4), \ddot{\theta}_{24}(t_4) = \ddot{\theta}_{23}(t_4)$ $\dot{\theta}_{14}(t_5) = 0, \dot{\theta}_{24}(t_5) = 0$

$$\mathbf{D}_{32 \times 32} \begin{bmatrix} a_1 \\ \cdot \\ \cdot \\ h_4 \end{bmatrix}_{32 \times 1} = \begin{bmatrix} \theta_{11} \\ \cdot \\ \cdot \\ \theta_{24} \end{bmatrix}_{32 \times 1}, \begin{bmatrix} a_1 \\ \cdot \\ \cdot \\ h_4 \end{bmatrix}_{32 \times 1} = \mathbf{D}_{32 \times 32}^{-1} \begin{bmatrix} \theta_{11} \\ \cdot \\ \cdot \\ \theta_{24} \end{bmatrix}_{32 \times 1} \quad (5.18)$$

Sayısal değerlerin elde edilmesi için denklem 5.18, her bir segment arasındaki 10 saniyelik zaman aralığı dikkate alınarak oluşturulan kemik flebinin geometrik parametreleri kullanılarak çözülmüştür (Tablo 5.2).

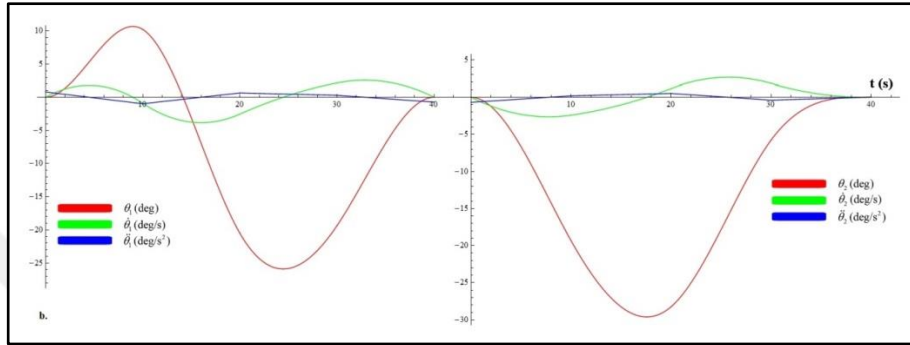
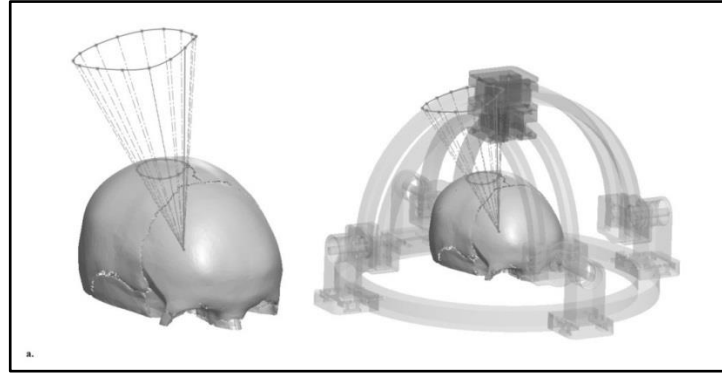
Tablo 5.2 Simülasyon Kısıtlamaları ve Parametreler

i		A_i (x,y,z)	B_i (x,y,z)	t_i - t_{i+1}	a_i	b_i	c_i	d_i	e_i	f_i	g_i	h_i
1	x	0	0	0-10	-0.029	0.39	0	0	0.014	-0.34	0	0
	y	0	0									
	z	68.08	171.33									
2	x	-22.14	-55.91	10-20	0.027	-1.30	16.96	-56.54	-0.005	-0.06	-2.77	9.23
	y	-11.39	-28.77									
	z	63.10	159.37									
3	x	-32.44	-76.98	20-30	-0.005	0.68	-22.59	207.16	-0.015	1.16	-27.24	172.40
	y	22.58	53.58									
	z	60.42	143.37									
4	x	-6.69	-16.22	30-40	-0.017	1.68	-52.58	507.08	0.006	-0.80	31.60	-416.08
	y	23.32	56.55									
	z	66.35	160.91									

Denklem 5.17 ile birlikte hesaplanan parametreler kullanılarak, mafsal açısı fonksiyonları ve mafsal hızları her bir eyleyici için ayrı grafiklerde çizilmiştir (Şekil 5.6b). Ayrıca, sistemin ileri kinematik denklemleri (Denklem 5.19) yardımıyla, platform yörüngesi ve kafatası modeline izdüşümü de gösterilmiştir (Şekil 5.6a).

$$B_x = \frac{r_u C_1 S_2}{\sqrt{C_2^2 + C_1^2 S_2^2}}, B_y = -\frac{r_u S_1 C_2}{\sqrt{C_2^2 + C_1^2 S_2^2}}, B_z = \frac{r_u C_1 C_2}{\sqrt{C_2^2 + C_1^2 S_2^2}}, \quad (5.19)$$

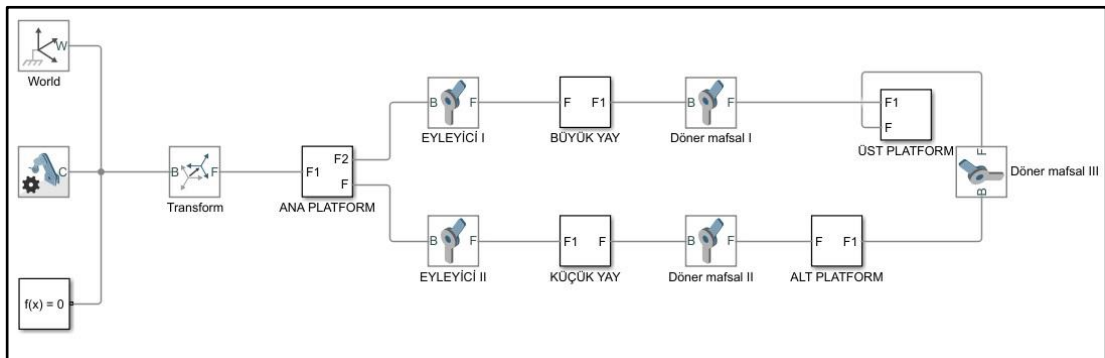
$$C_i = \cos \theta_i, S_i = \sin \theta_i$$



Şekil 5.6 a. Üst platformun yörüngesi ve kafatası modeli üzerine izdüşümü **b.** Mafsal açısı fonksiyonları ve mafsal hızları

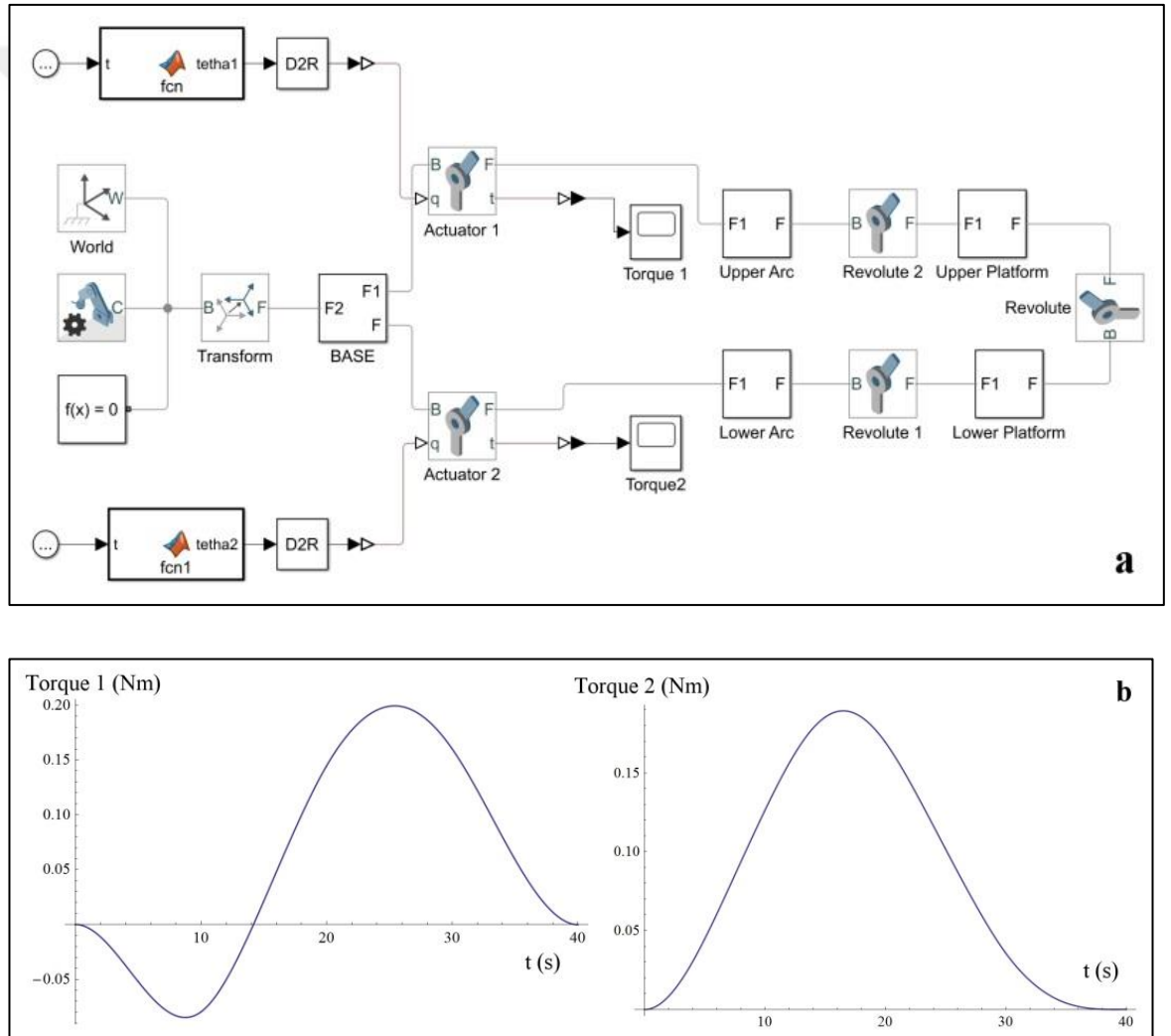
5.3 Simülasyon Ortamında Modelleme

Teorik yaklaşımdan sonra, sistemin dinamik modeli Matlab/Simmechanics ortamında da gerçekleştirilmiştir. Sistemin güncellenmiş 3D CAD modeli uygun montaj kısıtlamaları göz önüne alınarak tasarlandıktan sonra, simülasyon ortamına (Şekil 5.7) aktarılmıştır.



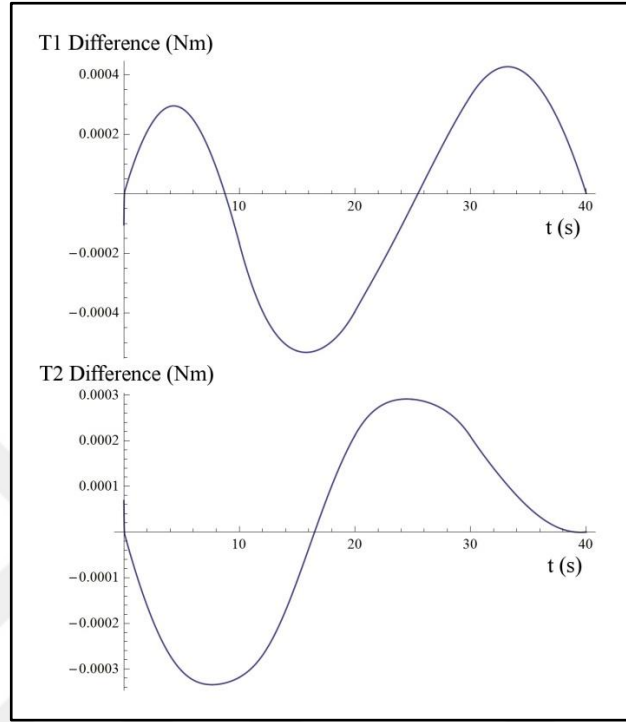
Şekil 5.7 Matlab/Simmechanics’de modellenen manipülör

Bilinen eyleyici açı fonksiyonları SimMechanics içerisindeki sistem modeline beslenmiş (Şekil 5.8a) ve simülasyon çalışması sırasında aynı manipülatör özelliklerini kullanarak ve kütle atalet değerlerini CAD modellerinden alarak, üst platformu manipüle etmek için gerekli olan her bir eyleyicinin tork değerleri elde edilmiştir (Şekil 5.8b). Çalışmanın bu aşamasında da, kemik flebi oluşturma sırasında insan kafatasını kesmek için gerekli olan kuvvet ve sürtünme kuvvetleri hesaba katılmamıştır. Ön çalışma için göz ardı edilen bu kuvvetler, ilerideki çalışmalarda sisteme eklenecektir. Her bir tork grafiği, verilen yörüngeye göre sistemin üst platformunu manipüle etmek için gerekli olan eyleyici torkunu gösterir.



Şekil 5.8 a. Mafsal açısı fonksiyonlarının sanal modele beslenmesi **b.** Üst platformu manipüle etmek için gerekli olan eyleyici tork değerleri

Lagrange metodu ve SimMechanics modeli ile elde edilen eyleyici tork değerleri arasındaki farkların grafiklerini gösteren Şekil 5.9'dan da görülebileceği gibi, sonuçlar birbiriyle uyumludur.



Şekil 5.9 SimMechanics Modeli ile Lagrange Metodu arasında Fark Grafikleri Karşılaştırması

Bu sonuçları netleştirmek için Lagrange yöntemi ile elde edilen eyleyici tork değerlerinin ortalama kök kareleri (RMS) ve SimMechanics modeli arasındaki farkları da birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak, %0,29 ve %0,22'lik gibi ümit verici değerler gözlenmiştir (Tablo 5.3).

Tablo 5.3 Torklar ve Farkları Arasındaki Sapma

	RMS (Nm)	Sapma Yüzdesi
Tork 1 (Lagrange)	0.11	0.29%
T1 Fark	3.21E-4	
Tork 2 (Lagrange)	0.10	0.22%
T2 Fark	2.18E-4	

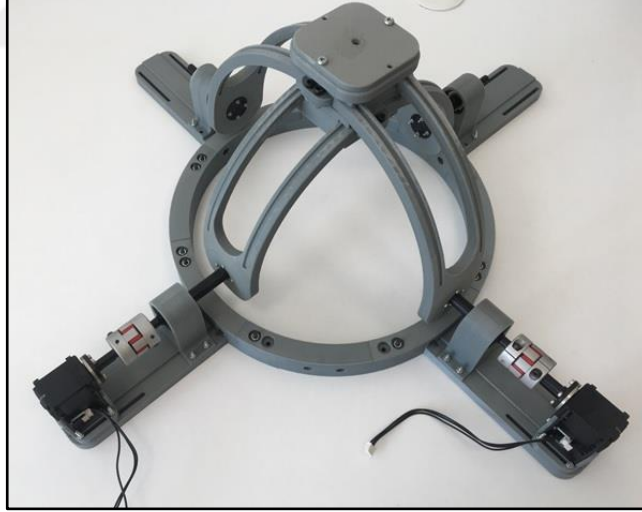
Özetle, insan kafatasına bir kemik flebi açma (kraniyotomi) cerrahi uygulamasını içeren bir vaka çalışması seçilmiştir. Seçilen durumun yörünge planlaması yapılmış ve manipülatörün dinamik analizi Lagrange yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Verilen görev altında manipülatör dinamiklerini simüle etmek için Matlab/Simmechanics ortamında sistemin sanal modeli oluşturulmuştur. Gerekli aktüatör tork değerleri manipülatörün sanal modelinden çıkarılmıştır. Modelin güvenilirliğini doğrulamak için simülasyon ve teorik yaklaşımın sonuçları karşılaştırılmıştır. Sistemin ön kontrol çalışmalarının yapılması için vaka çalışmasının aynı yörüngesi, sistemin gerçek modellerine beslenerek sonuçların karşılaştırılması için bölüm 6’da prototip üretim aşamaları anlatılmıştır.



6. PROTOTİP ÜRETİMİ

İstenilen vaka çalışması için, belirlenen yörünge planlamasına ait, sistemin ilk ve nihai tasarımının gerçek sistemler üzerinde doğrulama çalışmalarına geçmeden önce, üretiminin hassas şekilde tamamlanması gerekmektedir. Bu nedenle, bu bölümde, Bölüm 4.2’de konsept tasarımı tamamlanan sistemin geliştirilmiş versiyonun prototip üretimine yer verilmiştir.

Yapılan ilk çalışmada sistemin ilk prototipi laboratuvarımızdaki Zortrax M200 hızlı prototipleme cihazı kullanılarak ABS filamentle üretilmişti (Şekil 6.1). Ancak, ilk çalışmada yapılan pozisyon doğrulama çalışmaları sonucunda, gerek üretim yöntemi gerek malzeme özelliğinin uç nokta hassasiyetini etkilediği gözlenmişti. Bu nedenle geliştirilen tasarımın farklı üretim tekniklerinin kullanılmasına olanak tanınması sistem hatasını da otomatik olarak iyileştirecekti.



Şekil 6.1 İlk prototip üretimi

İlk olarak, Bölüm 4.2’de konsept tasarımı ayrıntılı olarak verilen ve tasarımı görsellerle desteklenen manipülatörün nihai tasarımının ana uzuvları (büyük yay ve küçük yay), alüminyum malzeme kullanılarak CNC tezgahında üretilmiştir (Şekil 6.2).



Şekil 6.2 Büyük yay ve küçük yayların üretimi

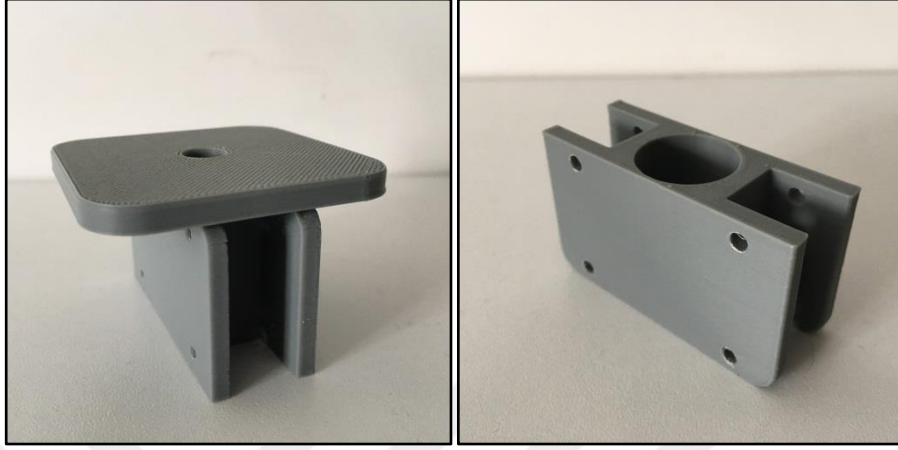
Malzeme olarak paslanmaz, kolay işlenebilir, parlak, dayanıklı ve hafif bir metal olmasından dolayı alüminyum seçilmesi avantajlı olmuştur. Yayların kesit alanı silindirik formu tasarlandığı için 15mm'lik düz alüminyum bir plaka üzerinden farklı çaplarda üretilmesi kolaylaşmıştır.

Yayların çevresi boyunca hassas bir şekilde ilerlemesi gereken alt platform ve üst platform yapısal tasarım kısmında birbirine montajlanabilir parçalar halinde tasarlanmıştır. İlk prototip üzerinde yapılan doğrulama çalışmaları sonucunda platformlar arası mafsallı boşlukları ve hızlı prototiplemeyle üretildiği için malzeme esnekliğinden kaynaklanan hata paylarını minimuma indirmek üzere platformun yaylarla temaslı kısımlarının üretimi için aradaki sürtünmenin en az olacağı alüminyum-teflon uyumundan yararlanılmıştır. Böylelikle büyük ve küçük yaylar için platformun kayan kısımları teflon (tetrafluoroetilen) malzeme kullanılarak üretilmiştir (Şekil 6.3).



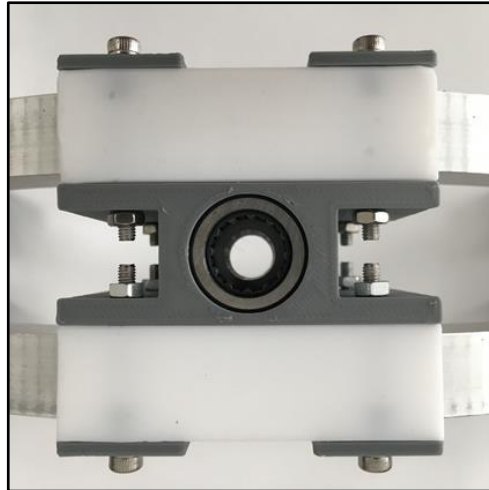
Şekil 6.3 Alt ve üst platformun teflon kısımları

Teflondan üretilen kısımları birleştirmeye yarayan ve merkezinde cerrahi ekipmanın beyine iletilmesini sağlayacak boşluk bulunan ara parçalar bir sorun teşkil etmeden hızlı prototipleme cihazından üretilabilir durumdadır (Şekil 6.4a,b).



Şekil 6.4 a. Üst platform b. Alt platform

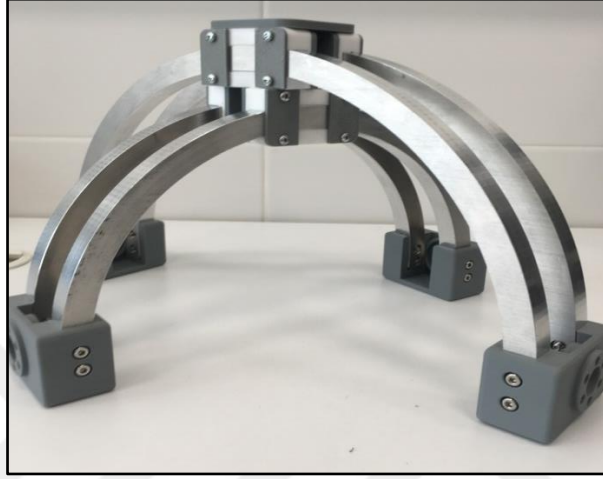
Bu parçalar Zortrax M200 hızlı prototipleme cihazından ABS filament kullanılarak üretilmiştir. Platformlar arası rotasyonun sağlanması için bu ara parçalara (alt ve üst platformun her birine) NKI 9/16 içmeli (masuralı) rulmanlar yerleştirilmiş (Şekil 6.5) ve bu rulmanlar delirinden ortası boşuklu (boru şeklinde) üretilen kısa bir mil yardımıyla birleştirilmiştir.



Şekil 6.5 Alt platformun iç yapısı

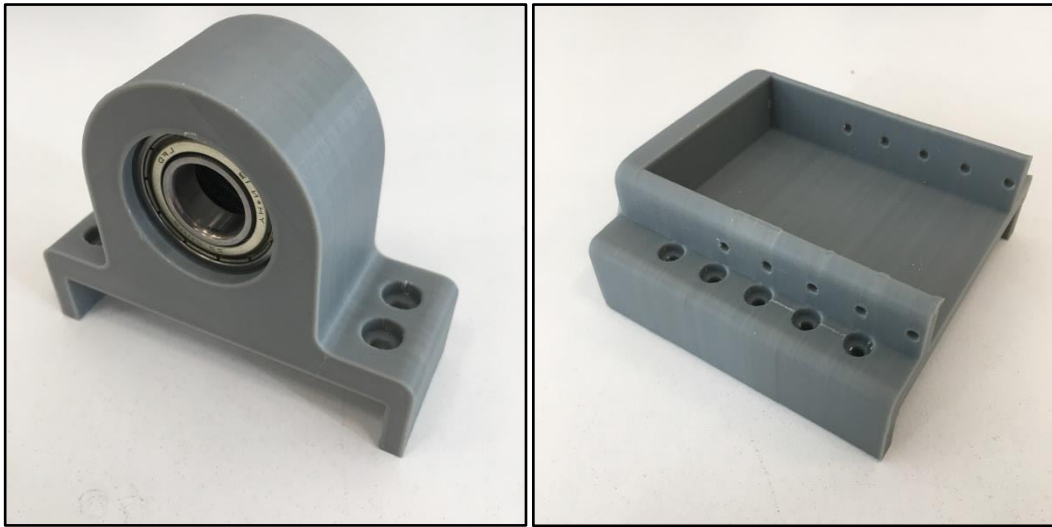
Alt ve üst platform da yaylara montajlandıktan sonra sistemin ana tahrik uzuvları tamamlanmıştır (Şekil 6.6). Tornada işlenen dört mil yardımıyla rulman/mil

yataklarına oturtturulan yayların ana platformla bağlantısı tamamlanacaktır. Bu sayede, hem platformların üzerine eklenecek modül yüklerinin ve sistemin potansiyel yükü direkt olarak eyleyici miline yüklenmeyerek sisteme destek olması sağlanacaktır, hem de yayların orjini tek bir dönme merkezinde ortagonal olarak ana platforma sabitlenebilecektir.



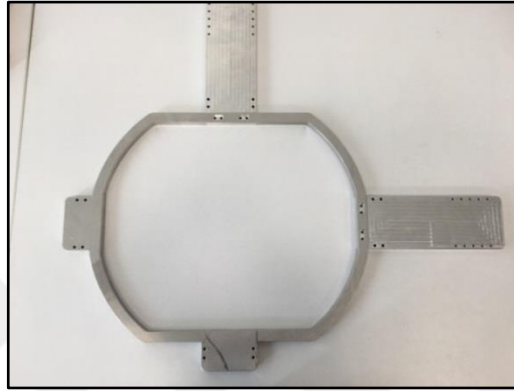
Şekil 6.6 Sistem girdi bağlantılarının (büyük yay ve küçük yay) montajının tamamlanması

Mil yatakları yataklanmış şekilde ikişer adet 6002 ZZ VV DD sabit bilyeli rulman (15x32x9) bulundurur (Şekil 6.7a). Seçilecek eyleyiciler ise, iki eksene de ana platforma bağlanan eyleyici yatakları ile sabitlenmiştir (Şekil 6.7b).



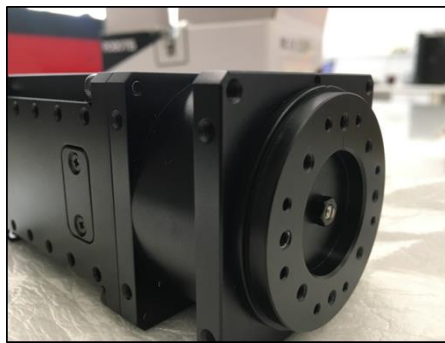
Şekil 6.7 a. Mil yatağı **b.** Eyleyici sabitleme parçası

Ana platformun, sistemin ilk prototipinde dairesel bir yapıya sahip olduğu ve üretimi için hızlı prototipleme cihazı kullanıldığından önceki kısımlarda bahsedilmiştir. Laboratuvarımızdaki hızlı prototipleme cihazının tabla genişliği küçük olduğu için (200x200) dairesel kısım birbirleriyle şekil bağlı montajlanabilecek parçalar halinde üretilbilmişti. Fakat, daha hassas ve kompakt olması için nihai tasarımda ana platformun CNC tezgahında düz bir plaka üzerinden kesilerek üretilbilmesi sağlanmıştır (Şekil 6.8).



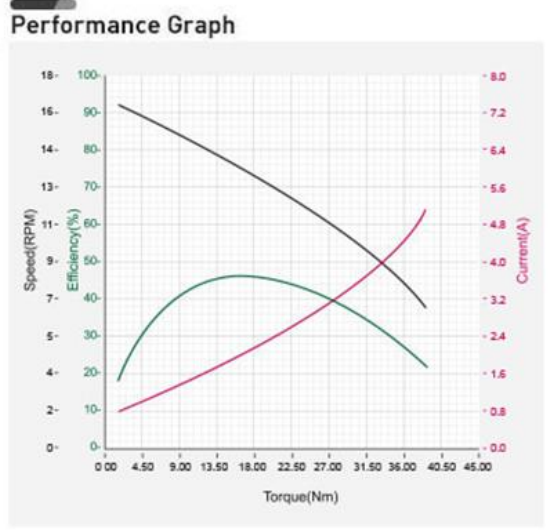
Şekil 6.8 Son prototipin ana platformu

Tasarımı yeni kriterlere göre yeniden tamalanan manipülatörün son prototip üretimine geçmeden önce bölüm 5.1’de dinamik modellenmesi teorik olarak yapılmış, bölüm 5.3’de belirli bir vaka çalışmasının yörünge planlaması elde edilen simülasyon sonuçlarıyla doğrulanarak gerekli tork değerleri elde edilmişti. Buna göre bu tork değerlerini sağlayacak başta seçilen Dynamixel Pro L54-50-S500-R akıllı servo motor kullanımı uygun görülmüştür (Şekil 6.9). Kullanılan eyleyiciye ait özellikler Tablo 6.1’de verilmiştir.



Şekil 6.9 Kullanılan eyleyici

Tablo 6.1 Kullanılan eyleyicinin teknik özellikleri

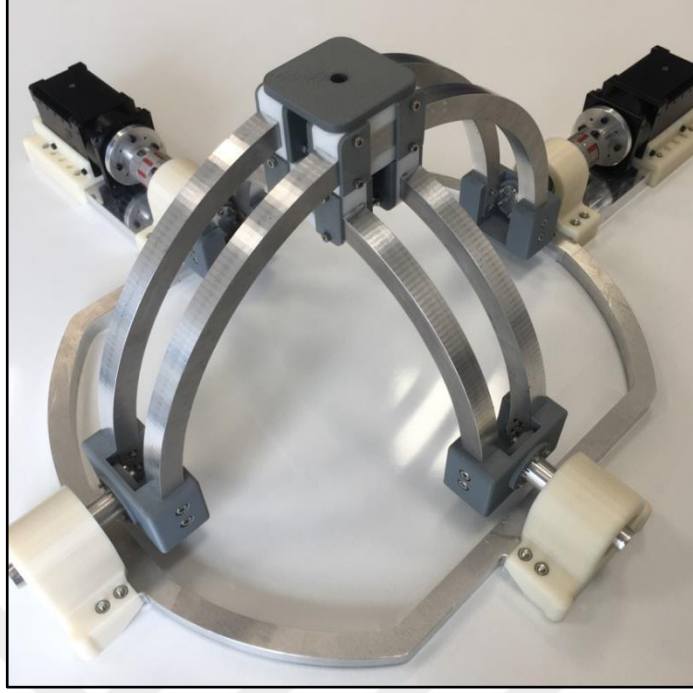
Dynamixel Pro L54-50-S500-R Özellikleri		 Robotis Dynamixel Pro L54-50-S500-R Performans Grafiği [33]
Ağırlık [g]	656	
Boyutlar [mm]	54x108x54	
Çözünürlük [pulse/rev]	361,384	
Aktarım Oranı	501.923:1	
Terminal Gerilimi [V]	24.0	
Daimi Hız [rev/min]	13.7	
Daimi Tork [Nm]	14.0	
Daimi Akım [A]	1.9	

Konsept tasarımında görülen rulman yatakları ve eyleyici mili arasındaki kaplin için RTK JM2-30 6X6 sıcak haddelenmiş sıkma vidalı alüminyum hassas kaplin mile uygun bir şekilde torna tezgahında işlenerek kullanılmıştır (Şekil 6.10).



Şekil 6.10 Kullanılan kaplin

Tüm parçalarının üretimi tamamlanan ve montajlanan mekanizmanın son prototipi doğrulama testleri için hazır hale gelmiştir (Şekil 6.11).

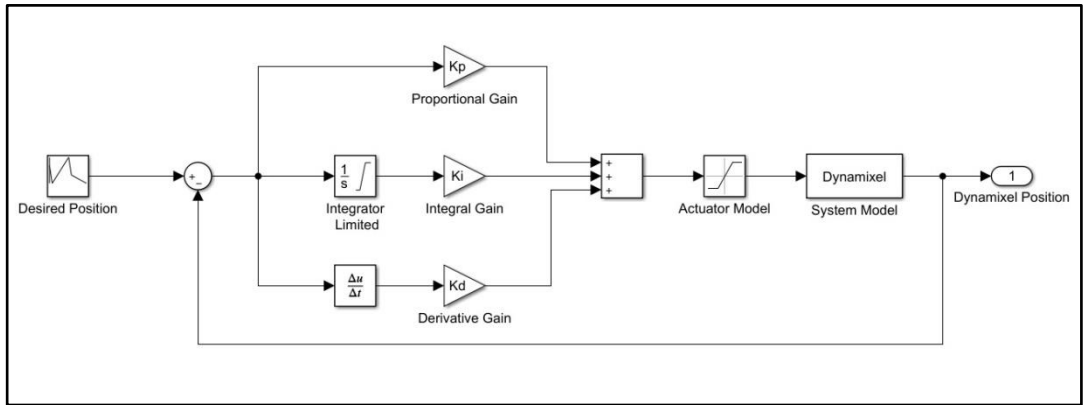


Şekil 6.11 Üretimi tamamlanan mekanizmanın son hali

7. DONANIM DOĞRULAMA ÇALIŞMALARI

Sistemin sanal modelinin ve teorik yaklaşımla çözülen dinamik analizin güvenilirliğini doğrulamak için, örnek vaka çalışması için belirlenen yörünge, manipülatörün ilk prototip üretimine izletilerek donanım doğrulama çalışmalarına başlanmıştır. Bunun için Bölüm 5.2’de verilen Tablo 5.2’deki parametreler kullanılarak oluşturulan Denklem 5.1 deki $\theta_{1j}(t)$ ve $\theta_{2j}(t)$ fonksiyonları sistem aktüatörlerine (Dynamixel MX64) açısal pozisyon olarak beslenmiştir. Gerekli tüm parametreler ve denklemler manipülatör üzerindeki sürtünmeleri simüle etmek için ek bir sönümlleme sabiti eklenerek sanal ortamda güncellendikten sonra, aktüatörler tarafından eşzamanlı olarak harekete geçirilen sanal ve gerçek model tarafından ortak yörünge izlenebilmiştir.

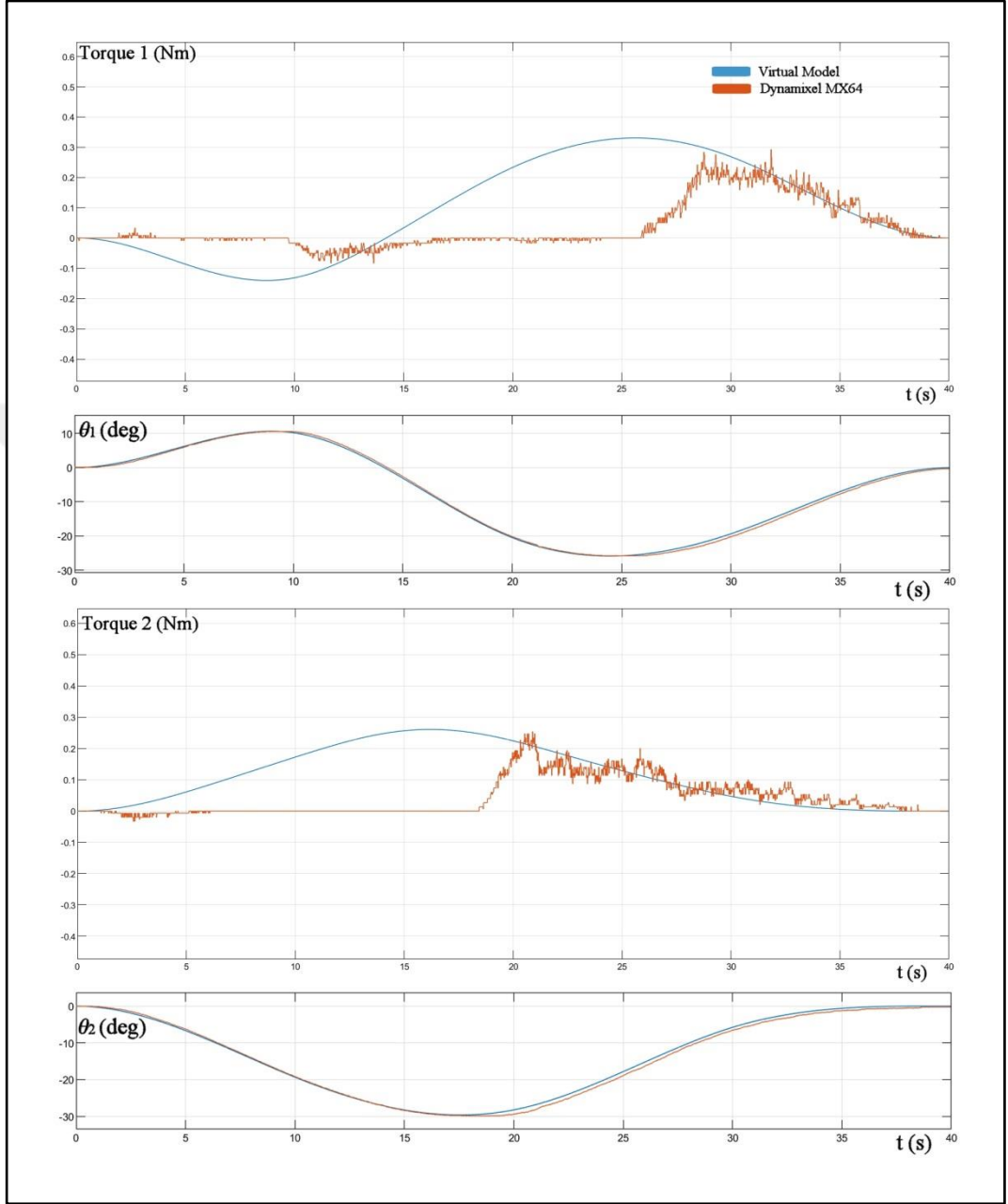
Sistemin üst platformu ve taşıdığı ekipmanlar için kabul edilen yük 0.3 kg olarak belirlenmiştir. Bu sayede mekanizmanın bu yükü taşıyarak yörüngeyi takip edebilmesi için gerekli aktüatör tork değerleri elde edilebilecektir. Gerçek sistem prototipi için yörünge izleme sırasında, yalnızca üreticilerin tarafından verilen veri dosyasındaki entegre aktüatör kontrolörü kullanılmıştır [33] (Şekil 7.1).



Şekil 7.1 Dynamixel MX64 için kontrolör

Denemelerin ardından sanal model ve Dynamixel MX64 aktüatörlerinden çıkarılan sonuçlar doğrulama amacıyla karşılaştırılmıştır. Sistemde kullanılan aktüatörlerin gerçek tork sensörüne sahip olmaması nedeniyle çalışma sırasında akım değerleri

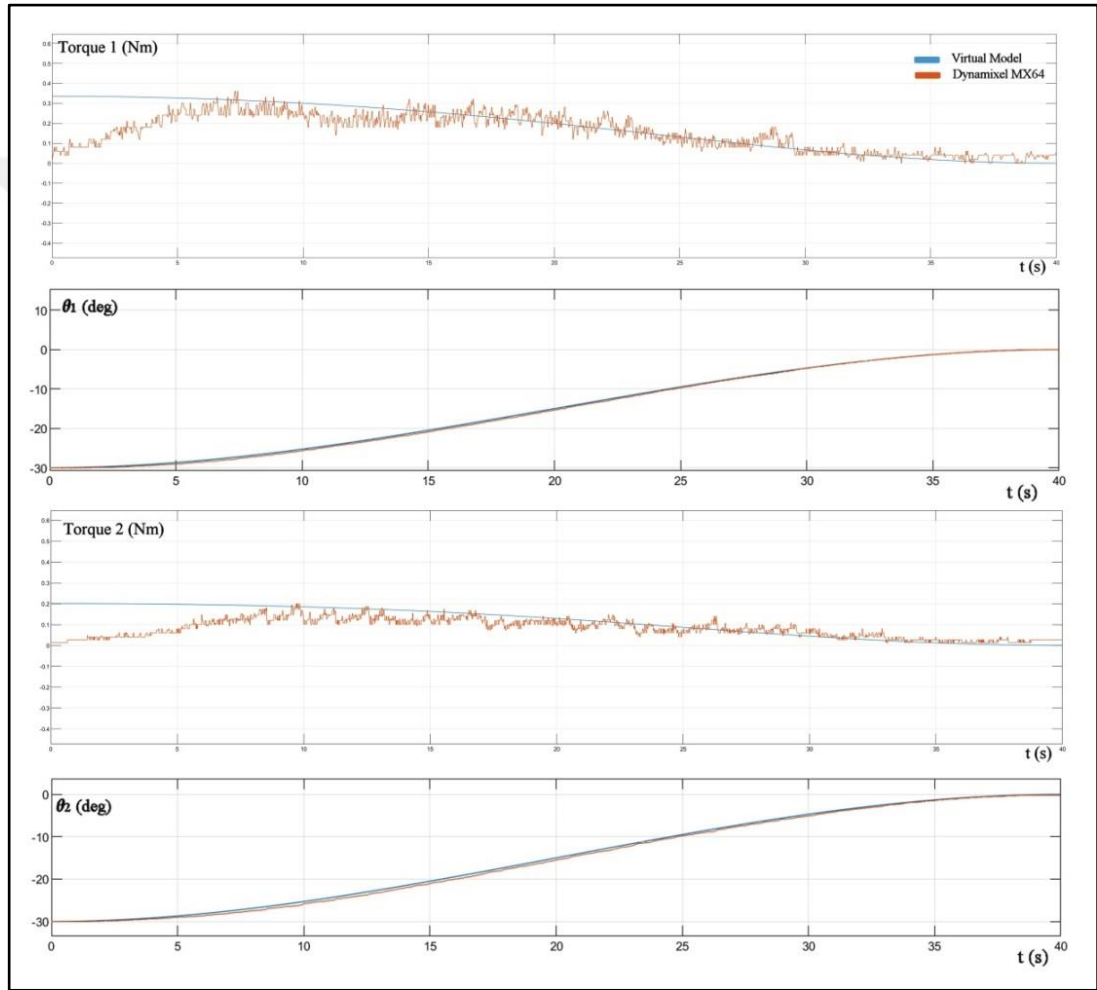
alınarak, üretici tarafından akım-tork performans grafiği baz alınarak çekilen akım değerine göre tork okumaları hesaplanmıştır.



Şekil 7.2 Gerçek ve sanal sistem arasındaki aktüatör torkları ve yörüngelerin karşılaştırılması

Şekil 7.2'de görüldüğü gibi, prototipin sanal olarak hesaplanan ve gerçek prototipinden elde edilen tork değerleri, sistemin yükünün yerçekimi yönünün tersine hareket ettirildiği zamanlarda grafik değerlerinin örtüştüğü gözlemlenmiştir. Bu

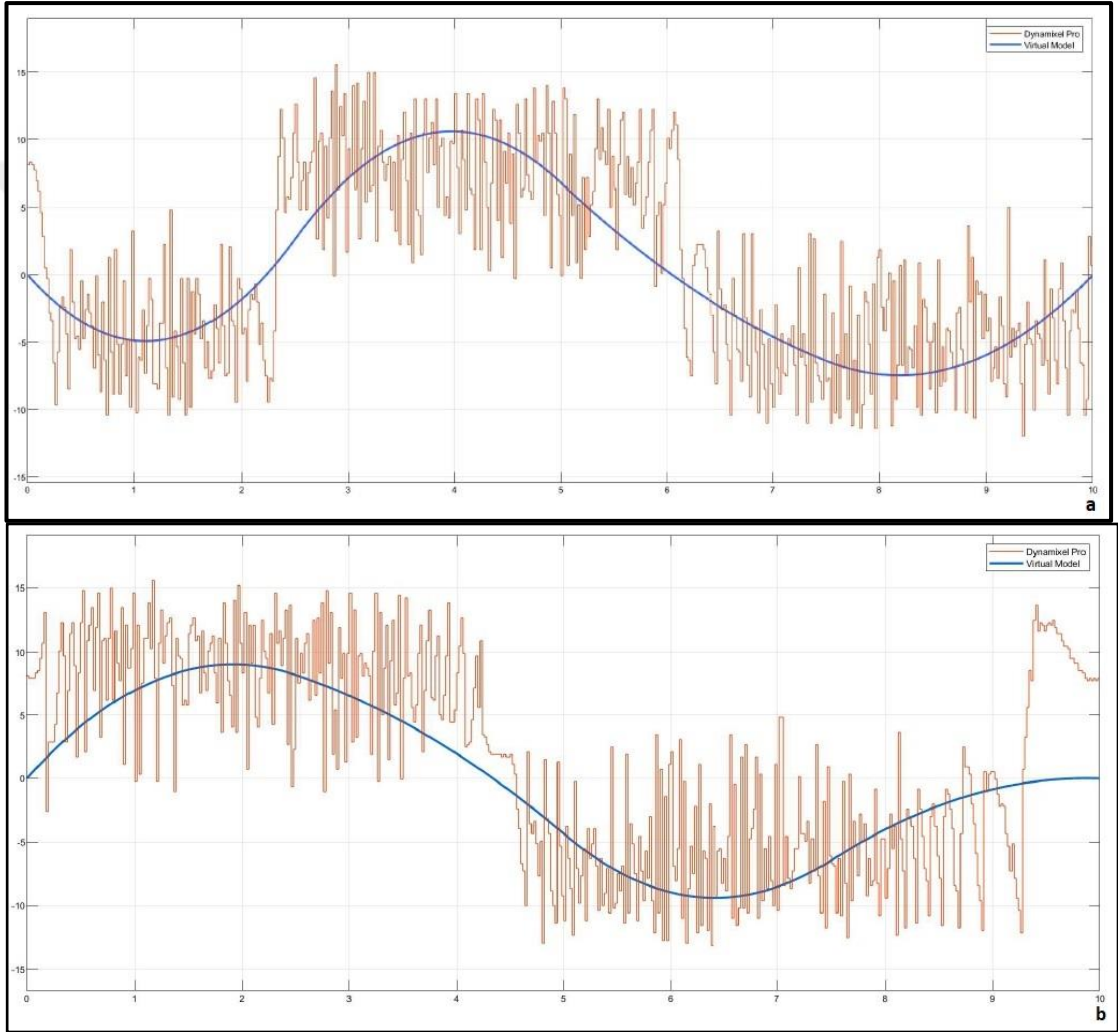
durum, aktüatör akımından torkun hesaplanmasından kaynaklanmaktadır. Aktüatörler yerçekimi yönündeki hareketler sırasında gerekli akımı çekmediğinden ilgili bölgeler için tork değerleri hesaplanamıştır ve başlangıçtaki belirlenen yörüngenin doğrulama çalışmalarının tekrarı için yerçekimi yönü dikkate alınarak yeniden belirlenmesi gerekmiştir. Böylece, bu durumu doğrulamak için, yerçekimine karşı başka bir basit yörünge oluşturulmuş ve sanal ve gerçek modele yeniden beslenmiştir (Şekil 7.3).



Şekil 7.3 Yerçekimine karşı uç nokta hareketi için sanal ve gerçek model arasındaki aktüatör torklarının ve yörüngelerinin karşılaştırılması

Şekil 7.3'de görüldüğü gibi, sanal modelden ve Dynamixel MX64 aktüatörlerinden elde edilen grafiklerin karakteristiği incelenerek her iki denemenin sonunda Matlab SimMechanics'te gerçek prototip için oluşturulan sanal modelin aktüatör tork değerleri açısından umut verici sonuçlar verdiği gözlenmiştir.

Son olarak, vaka çalışması için belirlenen yörünge sistemin geliştirilmiş prototipinin eyleyicilerine (Dynamixel Pro L54-50-S500-R) de beslenmiştir. Mekanizmanın sanal modelle ortak yörüngeyi takip edebilmesi için sistem bileşenlerinin malzeme seçimine göre değişen ağırlıkları sanal ortamda güncellenmiş ve manipülatör üzerindeki sürtünmeler simüle edilmiştir. Sonuç olarak, gerçek eyleyicilerden gerekli tork değerleri elde edilmiş ve çıkarılan sonuçlar sanal modeldekilerle karşılaştırılmıştır.



Şekil 7.4 Geliştirilmiş gerçek ve sanal sistem arasındaki aktüatör torklarının karşılaştırılması

Şekil 7.4'de görüldüğü gibi, sanal modelden ve gerçek eyleyicilerden (Dynamixel Pro) elde edilen tork grafiklerinin karakteristiği incelenmiş ve grafiklerin örtüştüğü gözlenmiştir. Benzer şekilde, geliştirilen yeni prototipte kullanılan aktüatörlerin gerçek tork sensörüne sahip olmaması nedeniyle akım değerleri alınarak, üretici

tarafından verilen ve eyleyici özellikleri kısmında da belirtilen akım-tork performans grafiği baz alınarak çekilen akım değerine göre tork okumaları hesaplanmıştır. Ancak yeni versiyonda daha gelişmiş bir eyleyici kullanılmasının bir sonucu olarak, kullanılan eyleyicinin (Dynamixel Pro) gömülü yazılımının simülasyon sırasında bildirdiği akım değerinin eski versiyonun eyleyicilerine (Dynamixel MX64) göre farklı bir adres ve yaklaşımla elde edilmesinden dolayı, tork değerleri ilk prototipin doğrulama testleri sırasında karşılaşılan yerçekimi yönünde harekette eyleyici tarafından bildirilmeyen akım nedeniyle tork hesaplanamaması sorunu gerçekleşmemiştir. Bu durum, Matlab SimMechanics'te gerçek prototip için oluşturulan sanal modelin yeni sistemin aktüatör tork değerleriyle de doğrulanması ve seçilen eyleyicilerin belirlenen beyin operasyonu (kraniyotomi) için gerekli tork değerlerini sağlayabildiği şeklinde yorumlanabilir.

8. SONUÇLAR

Robotik nöroşirürji çalışmalarında kullanılan sistemler göz önüne alındığında, var olan sistemlerin büyük bir çoğunluğunun, ya uç noktalarına cerrahi ekipmanların entegre edildiği klasik endüstriyel tip robot manipülatörler olduğu gerçeği ya da operasyon kısıtları dikkate alınarak tasarlanmamış ve yalnızca o görev için özelleşmemiş sistemlerin kullanılıyor olmasıyla karşılaşılır. Literatürdeki mevcut boşluğu doldurmak için gerçekleştirilen bu çalışma, robotik beyin biyopsi operasyonları için özel olarak tasarlanmış küresel bir paralel manipülatörünün geliştirilmesini esas alarak, yapısal tasarımının tüm beyin içi operasyonlara evrilmesi için gerekli tasarım kısıtları dahilinde ön prototip performansının değerlendirilmesini; operasyon verimliliği, sistem güvenilirliği, görev tanımı değişikliğini, çalışma alanı kısıtlamaları ve üretim kolaylığı açısından gelişmiş yapısını içermektedir.

Bu sebeple çalışma boyunca ilk olarak, prototipi üretilen ve doğrulama çalışmaları gerçekleştirilen, beyin biyopsi operasyonlarında iğne hizalaması için önerilen medikal robot manipülatör sisteminin tüm beyin içi operasyonlara evrilmesi sağlanmıştır. Bunun için insan beyni içindeki tümör konumlarının yüzdeleri kullanılarak, manipülatörün uç noktası olan platformların dairesel hareketlerini genişletmek için basit değişiklikler yapılmıştır. Kısıtlı üretim tekniğiyle üretilen uzun yapılarının geleneksel üretim yöntemleriyle üretilmek için geometrileri değiştirilerek modüler montaj stratejisi uygulanmıştır. Yeniden tasarlanan bu uzun yapıları sayesinde sistem farklı üretim tekniklerinin kullanılabilmesine olanak tanımış ve malzeme seçimi ve imalat yönteminden kaynaklanan mafsallık açıklıkları azaltılarak daha yüksek hassasiyetlere ulaşma olanağı sağlanmıştır. Sonuç olarak mekanizmanın çalışma hacmi sistemin uç noktasının beyin içinde farklı lokasyonlardaki lezyonların tanı-tedavisinin gerçekleştirilmesi için %54 artmış, mafsallık boşluklarından kaynaklanan hassasiyet düşüklüğü giderilmiştir.

Mekanizmanın konum doğruluğu için kinematik analizine, doğru eyleyici seçimi ve gerekli tork değerlerinin elde edilmesi için de dinamik analizin gerçekleştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Bu sebeple, önerilen manipülatörün kinematik yapısı göz önünde bulundurularak, ileri ve ters kinematik denklemleri kuaterniyon cebiri kullanılarak elde edilmiştir. Sistemin dinamik modellenmesi paralel yapılar için Lagrange yönteminden yararlanarak teorik olarak gerçekleştirilmiştir. İnsan kafatasından bir kemik flebi çıkartmak gibi belirlenen bir vaka çalışması için (kraniyotomi) eyleyici tork grafikleri elde edilmiştir. Sonuçlar Matlab/Simulink simülasyon ortamından seçilen vaka çalışması için elde edilen tork değerleriyle karşılaştırılmış, grafiklerin örtüştüğü gözlemlenmiş ve dinamik yaklaşımın doğruluğu kanıtlanmıştır. Çalışmanın son bölümü, donanım doğrulama çalışmalarına ayrılmıştır ve bu nedenle elde edilen eyleci açı fonksiyonları sistemin geliştirilmiş ve üretimi tamamlanmış prototipine de beslenerek ön kontrol çalışmaları yürütülmüştür, grafikler karşılaştırmalı olarak sunulmuştur. Testler, prototipin hedef çalışma alanını tarayabildiğini ve seçilen örnek beyin operasyonu (kraniyotomi) için gerekli kuvvetleri uygulayabildiğini göstermektedir.

KAYNAKLAR

- [1] Satava RM. Surgical robotics: the early chronicles: a personal historical perspective. *Surgical Laparoscopy, Endoscopy & Percutaneous Techniques*. 2002; 12(1):6–16.
- [2] Satava RM. Robotic surgery: from past to future - a personal journey. *Surgical Clinics of North America*. 2003;83:1491–1500.
- [3] Avcı C, Avtan L, Özmen MM. Robotik cerrahi. *Bilim ve Teknik Dergisi-TÜBİTAK* (Haziran,2007).
- [4] Lane, T. A short history of robotic surgery. *The Annals of The Royal College of Surgeons of England*. 2018; 100(6): 5–7
- [5] Da Vinci Surgical System, Intuitive Surgical Inc., Sunnyvale,CA. www.davincisurgery.com
- [6] Matsen FA, Garbini JL, Sidles JA, Pratt B, Baumgarten D, Kaiura R. Robotic Assistance in Orthopaedic Surgery: A Proof of Principle Using Distal Femoral Arthroplasty. *Clinic Orthopaedics and Related Research*. 1993; 296: 178-186.
- [7] Harris SJ, Arambula-Cosio F, Mei Q, Hibberd RD, Davies BL, Wickham J E A, Kundu B. The Probot—an active robot for prostate resection. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 1997; 211(4):317–325.
- [8] Kwoh YS, Reed IS, Chen JY, Shao H, Truong TK, Jonckheere EA. A new computerized tomographic aided robotic stereotactic system. *Robot. Age*. 1985; 7:17-21.
- [9] Kwoh YS, Hou J, Jonckheere EA, Hayati S. A Robot with Improved Absolute Positioning Accuracy for CT Guided Stereotactic Brain Surgery. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1988; 35(7):153-160.

- [10] Smith JA, Jivraj J, Wong R, Yang V. 30 Years of Neurosurgical Robots: Review and Trends for Manipulators and Associated Navigational Systems. *Annals of Biomedical Engineering*. 2016; 44:836–846
- [11] Carai A, Mastronuzzi A, Benedictis A, Messina R, Cacchione A, Miele E, Randi F, et al. Robot-assisted stereotactic biopsy of diffuse intrinsic pontine glioma: a single-center experience. *World neurosurgery*. 2017;101: 584-588.
- [12] Alan N, Lee P, Ozpinar A, Gross BA, Jankowitz BT. Robotic Stereotactic Assistance (ROSA) Utilization for Minimally Invasive Placement of Intraparenchymal Hematoma and Intraventricular Catheters. *World neurosurgery*. 2017;108: 996-e7.
- [13] Martinez RM, Ptacek W, Schweitzer W, Kronreif G, Fürst M, Thali MJ, Ebert LC. CT-Guided, Minimally Invasive, Postmortem Needle Biopsy Using the B-Rob II Needle-Positioning Robot. *Journal of forensic sciences*. 2014; 59(2):517-521.
- [14] Minchev G, Kronreif G, Martínez-Moreno M, Dorfer C, Micko A, Mert A, Kiesel B, Widhalm G, Knosp E, Wolfsberger S. A novel miniature robotic guidance device for stereotactic neurosurgical interventions: preliminary experience with the iSYS1 robot. *Journal of neurosurgery*. 2017; 126(3):985-996.
- [15] Hongo K, Kobayashi S, Kakizawa Y, Koyama J, Goto T, Okudera H, Kan K, Fujie MG, Iseki H, Takakura K. NeuRobot: telecontrolled micromanipulator system for minimally invasive microneurosurgery—preliminary results. *Neurosurgery*. 2002; 51(4): 985-988.
- [16] Takasuna H, Goto T, Kakizawa, Miyahara T, Koyama J, Tanaka Y, Kawai T, Hongo K. Use of a micromanipulator system (NeuRobot) in endoscopic neurosurgery. *Journal of Clinical Neuroscience*. 2012; 19(11):1553-1557.
- [17] Essomba T, Wu CT, Lee ST, Kuo CH. Mechanical design of a craniotomy robotic manipulator based on optimal kinematic and force performance. *Mechanisms and Machine Science* 2015; 191- 198.

- [18] Dehghani M, Moghadam MM, Torabi P. Analysis, optimization and prototyping of a parallel RCM mechanism of a surgical robot for craniotomy surgery. *Industrial Robot: An International Journal*. 2018.
- [19] Sungmin S, Liu P, Park S, Park J, Ko SY. Single-port robotic manipulator system for brain tumor removal surgery: SiromanS. *Mechatronics*. 2015;26:16-28.
- [20] Huda MN, Yu H, Cang S. Robots for minimally invasive diagnosis and intervention. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*. 2016;41:127-144.
- [21] Cheng H, Yiu YK, Li Z. Dynamics and control of redundantly actuated parallel manipulators. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*. 2003; 8(4):483-491.
- [22] Guo HB, Li HR. Dynamic analysis and simulation of a six degree of freedom Stewart platform manipulator. *Proceed-ings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*. 2006; 220(1):61-72.
- [23] Kizir S, Bingül Z. Design and development of a Stewart platform assisted and navigated transsphenoidal surgery. *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences TÜBİTAK*. 2019; 27: 961–972.
- [24] Zha XF. Optimal pose trajectory planning for robot ma-nipulators. *Mechanism and Machine Theory*. 2002; 37(10):1063-1086.
- [25] Elkady AY. Cartesian parallel manipulator mod-eling, control and simulation. I-Tech Education and Publishing, 2008.
- [26] Yen PL, Lai CC. Dynamic modeling and control of a 3-DOF Cartesian parallel manipulator. *Mechatronics*. 2009; 19(3):390-398.
- [27] Gezgin E, Özbek S, Güzin D, Ağbaş OE, Gezer EB. Structural design of a positioning spherical parallel manipulator to be utilized in brain biopsy. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. 2019; 15(5) e2011.

- [28] Gould J. Breaking down the epidemiology of brain cancer. *Nature*. 2018; 561(7724):40-41.
- [29] Patrick J. Lynch, medical illustrator; C. Carl Jaffe, MD, cardiologist. <https://creativecommons.org/licenses/by/2.5/>
- [30] Gordon CC, Churchill T, Clauser CE, Bradtmiller B, McConville JT, Tebbetts I, Walker RA. Anthropometric survey of US Army personnel: Summary statistics, interim report for 1988. Anthropology Research Project Inc. Yellow Springs Oh. 1989.
- [31] Freudenstein F, Alizade R. On the degree of freedom of mechanisms with variable general constraint. In *Proceedings Fourth World Congress on the Theory of Machines and Mechanisms*. 1975; 51-56.
- [32] Tsai LW. *Robot analysis: the mechanics of serial and parallel manipulators*. Kanada: John Wiley & Sons; 1999.
- [33] ROBOTIS e-manual / Dynamixel Pro L54-50-S500-R
<https://emanual.robotis.com/docs/en/dxl/pro/l54-50-s500-r/>