

**T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**HİDRODİNAMİK KAVİTASYONA DAYALI MEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN
BİR MİKROMANİPÜLATÖR TASARIM VE GELİŞTİRİLMESİ**

CANBERK SÖZER

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ PROGRAMI**

**DANIŞMAN
YARD. DOÇ. DR. HÜSEYİN ÜVET**

İSTANBUL, 2017

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**HİDRODİNAMİK KAVİTASYONA DAYALI MEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN
BİR MİKROMANİPÜLATÖR TASARIM VE GELİŞTİRİLMESİ**

Canberk SÖZER tarafından hazırlanan tez çalışması 09.06.2017 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Yard. Doç. Dr. Hüseyin ÜVET
Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Yard. Doç. Dr. Hüseyin ÜVET
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Mustafa ÜNEL
Sabancı Üniversitesi

Yard. Doç. Dr. Kadir ERKAN
Yıldız Teknik Üniversitesi



Bu alışma, 113S092 numaralı “Hidrodinamik Kavıtasyona Dayanan Medikal Uygulamalar İçin Kullanılacak Ulusal Endoskopik Cihaz Tasarım ve Geliştirilmesi” isimli TÜBİTAK 1003 - ncelikli Alanlar Ar-Ge Projeleri Destekleme Programı tarafından desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Bu yüksek lisans tezinde Yıldız Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi Mekatronik Mühendisliği bölümüne bağlı olarak yürütülen “Hidrodinamik Kaviteasyona Dayalı Medikal Uygulamalar İçin Bir Mikromanipülatör Tasarım Ve Geliştirilmesi” isimli çalışma sunulmuştur. Bu çalışmada, hidrodinamik kaviteasyon yöntemi kullanılarak böbrek taşına ve prostat bölgesine müdahale edebilmek amacıyla geliştirilen hidrodinamik kaviteasyon tüpünün, operasyon yapılacak hedef bölgeye yönlendirilebilmesi için gerekli hesaplama, katı model tasarımı ve prototip üretimi başarıyla gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmanın hazırlanmasında emeği geçen tez danışmanım Yard. Doç. Dr. Hüseyin ÜVET’e; gerek projede gerek ortak çalışmalarımızda desteklerini esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Mustafa ÜNEL’e, Prof. Dr. Ali KOŞAR’a, Dr. Morteza GHORBANI’ye, çok değerli aileme ve Aylin’e teşekkürlerimi sunarım.

Temmuz, 2017

Canberk SÖZER

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGE LİSTESİ.....	viii
KISALTMA LİSTESİ.....	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
ÇİZELGE LİSTESİ	xiii
ÖZET	xiv
ABSTRACT.....	xv
BÖLÜM 1	
GİRİŞ.....	1
1.1 Literatür Özeti	1
1.2 Tezin Amacı	3
1.3 Orijinal Katkı.....	4
BÖLÜM 2	
KAVRAMLAR VE GENEL BİLGİLER.....	5
2.1 Endoskopi ve Endoskop Sistemleri	6
2.2 Sistoskop	7
2.3 Böbrek Taşı Problemi ve Kullanılan Tedavi Yöntemleri	8
2.4 Prostat Problemi ve Kullanılan Tedavi Yöntemleri	11
2.5 Hidrodinamik Kavitasyon	13
2.6 İhtiyacın Tanımlanması	15
BÖLÜM 3	
PROTOTİP VE DENEY DÜZENEGİ SİSTEMİ BİLEŞENLERİ	17
3.1 Işıklandırma ve Görüntüleme Sistemi.....	17
3.2 Hidrodinamik Kavitsyon Tüpü.....	19

3.3	Paslanmaz Çelik Boru ve Halatlar, Yüksükler, Pirinç Boru, Kılavuz Yolları ve Alüminyum	20
3.4	Manuel Lineer Manipülatör	21
3.5	Stewart Platformu ve Kontrolcüsü	23
3.6	Joystick	23
3.7	Sigma Profiller, Bağlantı Parçaları ve Yapıştırıcılar	24
3.8	Pleksiglas Levha	24

BÖLÜM 4

PROTOTİP BOYUTLARI VE EĞİLME MEKANİZMASI	25
4.1 Prototip Boyutları	25
4.2 Eğilme Mekanizması	27

BÖLÜM 5

KATI MODEL TASARIMI	38
5.1 Prototip Parçalarının Modellenmesi	38
5.1.1 Taban Parçası	39
5.1.2 X Ekseninde Eğilen Ara Parça	39
5.1.3 Y Ekseninde Eğilen Ara Parça	39
5.1.4 Uç Parçası	40
5.1.5 Boru İçi Kılavuz Parçası	40
5.2 Deney Sistemi Parçalarının Modellenmesi	41
5.2.1 Ara Prototip Deney Sistemi Parçalarının Modellenmesi	41
5.2.1.1 Prototip Tutucu Parçaları	41
5.2.1.2 Makara ve Parçaları	42
5.2.2 Son Prototip Deney Sistemi Parçalarının Modellenmesi	42
5.2.2.1 Stewart Platformu Üst Parçası	43
5.2.2.2 Tendon Kılavuz Tutucuları	43

BÖLÜM 6

ARA VE SON PROTOTİP ÜRETİMİ, DENEY SİSTEMİNİN KURULMASI VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR	45
6.1 Ara Prototip ve Deney Düzeneği Parçalarının Üretilmesi	45
6.2 Prototip Parçalarının Birleştirilmesi	48
6.3 Ara Prototip Deney Düzeneğinin Kurulması ve Deneyler	49
6.3.1 Ölçeksiz Eğilme Düzeneği ve Deneyler	50
6.3.2 Manuel Lineer Manipülatörlü Eğilme Düzeneği ve Deneyler	51
6.4 Son Prototip ve Deney Düzeneği Parçalarının Üretilmesi	53
6.5 Son Prototip Deney Düzeneğinin Kurulması ve Deneyler	55

BÖLÜM 7

SİSTEM KONTROLÜ	58
7.1 Stewart Platformu ve Kontrolcüsü Hakkında Genel Bilgiler	58
7.2 Stewart Platformu Arayüzü Üzerinden Kontrol	60

7.3	MATLAB Üzerinden Kontrol	61
BÖLÜM 8		
	BÖBREK TAŞI ÖRNEĞİ İLE DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	66
BÖLÜM 9		
	SONUÇ VE ÖNERİLER	70
	KAYNAKLAR.....	73
EK-A		
	PEEK TÜP ÖZELLİKLERİ	76
EK-B		
	MATLAB ROBOTICS TOOLBOX KODU.....	78
EK-C		
	GÖRÜNTÜ İŞLEME KODU	79
EK-D		
	ARA PROTOTİP ÜRETİMİ İÇİN KULLANILAN 3B YAZICI VE MALZEMESİNİN ÖZELLİKLERİ	81
EK-E		
	PROTOTİP KONTROL KODU.....	83
EK-F		
	OPERATÖR ARAYÜZÜ KODU	85
EK-G		
	DENEY GÖRSELLERİ	92
	ÖZGEÇMİŞ	95

SİMGE LİSTESİ

±	Artı Eksi Aralığında
bar	Bar
°C	Celsius Derece
°	Derece
kJ	Kilo Joule
MPa	Mega Pascal
µm	Mikrometre
m°	Mili derece
Ω	Ohm
px	Piksel
W	Watt

KISALTMA LİSTESİ

ABS	Acrylonitrile Butadiene Styrene
CNC	Computer Numerical Control
DMLS	Direct Metal Laser Sintering
DSP	Digital Signal Processor
ESWL	Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy
FDM	Fused Deposition Modeling
FPS	Frame Per Second
GUI	Graphical User Interface
MIS	Minimal Invasive Surgery
NHNES	National Health and Nutrition Examination Survey
NOTES	Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery
PEEK	Polyether Ether Ketone
PCNL	Percutaneous Nephrolithotomy
SEM	Scanning Electron Microscope
SMA	Shape Memory Alloy
TM	Trade Mark
TURP	Transurethral Resection of the Prostate

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2. 1	(a) Açık ameliyatlarda yapılan büyük kesi, (b) minimal invaziv cerrahisinde yapılan küçük kesiler.....	6
Şekil 2. 2	(a) Esnek endoskop, (b) rijit endoskop	7
Şekil 2. 3	(a) Rijit sistoskop, (b) eğilebilir sistoskop.....	8
Şekil 2. 4	(a) Ürogenital sistem, (b) böbrek taşı	9
Şekil 2. 5	ESWL yöntemi ile böbrek taşı tedavisi.....	9
Şekil 2. 6	PCNL yöntemi ile böbrek taşının vücuttan çıkartılması	10
Şekil 2. 7	Üreteroskop ve tedavi yöntemi	11
Şekil 2. 8	(a) Sağlıklı insan prostatı, (b) büyümüş prostat	12
Şekil 2. 9	Monopolar TURP cihazı	12
Şekil 2. 10	Bipolar TURP cihazı	13
Şekil 2. 11	Yeşil lazer operasyonu	13
Şekil 2. 12	Hidrodinamik kavitasyon deney düzeneği.....	14
Şekil 2. 13	(a) Kavitasyon uygulanmadan önceki böbrek taşının SEM (Scanning Electron Microscope) altındaki görüntüsü, (b) kavitasyon sonrası SEM görüntüsü.....	15
Şekil 3. 1	Görüntüleme sistemi ve işlemcisi	18
Şekil 3. 2	Manipülatör ve verniyer	22
Şekil 3. 3	(a) Hexapod, (b) hexapod kontrolcüsü	23
Şekil 4. 1	Geliştirilen prototip bileşenlerinin çapları	26
Şekil 4. 2	X ekseninde eğilebilen ara parçanın detaylandırılması (a) yuvaların boyutlandırılması, (b) dişlerin boyutlandırılması ve parça uzunlukları, (c) prototipin 0° başlangıç konumundaki uzunluğu ve 40° son pozisyondaki eğrilik yarıçapı.....	27
Şekil 4. 3	Arka arkaya gelen iki mikromanipülatör parçasının (a) 0° başlangıç durumundaki hali, (b) 10° eğilme durumundaki hali.....	28
Şekil 4. 4	Eğilme için kullanılan uzaylar arası ilişki	28
Şekil 4. 5	Kullanılan terimlerin prototip üzerine uygulanması.....	29
Şekil 4. 6	Antagonistik tendon çiftleri	30
Şekil 4. 7	Eğilme Açısı: 0°, Yönelme Açısı: 0°	31
Şekil 4. 8	Eğilme Açısı: 20°, Yönelme Açısı: 0°	32
Şekil 4. 9	Eğilme Açısı: 40°, Yönelme Açısı: 0°	32
Şekil 4. 10	Eğilme Açısı: 20°, Yönelme Açısı: 45°	32

Şekil 4. 11	Eğilme Açısı: 20°, Yönelme Açısı: 90°	33
Şekil 4. 12	Eğilme Açısı: 20°, Yönelme Açısı: 180°	33
Şekil 4. 13	Eğilme Açısı: 40°, Yönelme Açısı: 45°	33
Şekil 4. 14	Eğilme Açısı: 40°, Yönelme Açısı: 90°	34
Şekil 4. 15	Eğilme Açısı: 40°, Yönelme Açısı: 180°	34
Şekil 4. 16	X-Z düzlemindeki 2 boyutlu eğilme	35
Şekil 4. 17	X-Z ve X-Y düzlemlerindeki 3 boyutlu eğilme	35
Şekil 4. 18	MATLAB Robotics Toolbox'ta yapılan animasyonlarda eğilebilir prototipin (a) 0° başlangıç pozisyonu, (b) +X eksen yönünde 40° eğilme, (c) -X eksen yönünde 40° eğilme, (d) +Y eksen yönünde 40° eğilme, (e) -Y eksen yönünde 40° eğilme durumları	36
Şekil 4. 19	Görüntü işleme ile açı değeri bulunması	37
Şekil 5. 1	Prototip eğilme mekanizmasını oluşturan parçalar.....	38
Şekil 5. 2	Taban parçası	39
Şekil 5. 3	X ekseninde eğilen ara parça	39
Şekil 5. 4	Y ekseninde eğilen ara parça	40
Şekil 5. 5	Uç parçası.....	40
Şekil 5. 6	Paslanmaz çelik boru ve boru içi kılavuz parçası	41
Şekil 5. 7	Prototipin, deney düzeneğine sabitlenmesi için kullanılan prototip tutucu .	42
Şekil 5. 8	Makaralarla hareket ettirilen ara prototip deney düzeneği.....	42
Şekil 5. 9	Stewart platformu üzerine yerleştirilen üst platform	43
Şekil 5. 10	Sigma profiller üzerine yerleştirilmiş (a) açılı tutucu (b) düz tutucu	44
Şekil 6. 1	Yüksek hassasiyet ile üretilen prototip parçaları ve parçaların birleştirilmiş hali	46
Şekil 6. 2	Zortrax 3B yazıcısında üretilen parçalar	47
Şekil 6. 3	Eğilme mekanizmasının oluşturan parçaların birleştirilme sırası	48
Şekil 6. 4	Oluşturulan eğilebilir ucun prototipe entegre edilmesi	49
Şekil 6. 5	Ölçeksiz eğilme düzeneğinin (a) katı model tasarımı (b) üretilmiş hali	50
Şekil 6. 6	(a) 0° başlangıç pozisyonunda prototip, (b) -X yönünde 40° eğilmiş prototip, (c) +Y yönünde 40° eğilmiş prototip	51
Şekil 6. 7	Manuel lineer manipülatörlerle yapılan ölçekli deney düzeneği	52
Şekil 6. 8	Ölçekli deney düzeneğinin (a) 0° başlangıç pozisyonu, (b) -X yönünde 40° eğilme, (c) +X yönünde 40° eğilme, (d) +Y yönünde 40° eğilme, (e) -Y yönünde 40° eğilme durumları.....	52
Şekil 6. 9	DMLS ile üretilen metal parçalar ve birleştirilmiş hali	54
Şekil 6. 10	Üzerinde bütün parçaları barındıran deney düzeneği.....	57
Şekil 7. 1	Stewart platformunun bilgisayardan yapılan TCP/IP ayarları	60
Şekil 7. 2	Antagonistik hareket eden tendon yapısı.....	62
Şekil 7. 3	Tendon halatların sabitlenmesi	63
Şekil 7. 4	Sistemin kontrol algoritması.....	63
Şekil 7. 5	MATLAB GUI'de geliştirilen operatör arayüzü	65
Şekil 8. 1	Eğilebilir prototip içerisindeki kameranın operatöre gösterdiği görüntü	67
Şekil 8. 2	Eğilebilir prototipin böbrek taşı üzerinde dolaştırılması sırasında elde edilen görüntüler	68
Şekil 8. 3	Kaydırılabilir buton kullanılarak (a) +Y ekseninde, (b) başlangıç ekseninde, (c) -Y ekseninde kilitlenme durumları.....	69

Şekil 8. 4	Deneyler sonucunda kırılan böbrek taşı	69
Ek-G. 1	Taş ile etkileşen deney düzeneği	92
Ek-G. 2	Deney düzeneğinin genel görünümü.....	93
Ek-G. 3	Prototip içerisindeki görüntüleme sisteminden alınan gerçek zamanlı görüntü	93
Ek-G. 4	Sıvı ortamında yapılan kavitasyonun dışardan görüntülenmesi	94



ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 3. 1 Işıklandırma ve görüntüleme sistemini özellikleri	18
Çizelge 3. 2 İşlemcinin özellikleri.....	18
Çizelge 3. 3 5083 alüminyum özellikleri.....	21
Çizelge 3. 4 Lineer manipölatör özellikleri	22
Çizelge 3. 5 Verniyer özellikleri	22
Çizelge 4. 1 Prototip kontrolü için kullanılan sabitler	31
Çizelge 6. 1 Zortrax M200 3B yazıcı ve ABS malzemesinin özellikleri.....	47
Çizelge 6. 2 DMLS 3B yazıcı ve üretimde kullanılan malzemenin özellikleri.....	53
Çizelge 7. 1 Stewart platformu özellikleri	59
Çizelge 7. 2 Stewart platformunu yönlendirmek için kullanılan komutlar	61
Ek-A. 1 PEEK malzemeli tüpün özellikleri.....	76
Ek-D. 1 ProJet 3500 HDMax 3B yazıcı ve proplast malzemenin özellikleri	81

HİDRODİNAMİK KAVİTASYONA DAYALI MEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN BİR MİKROMANİPÜLATÖR TASARIM VE GELİŞTİRİLMESİ

Canberk SÖZER

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Yard. Doç. Dr. Hüseyin ÜVET

Bu çalışmada, böbrek taşına ve prostat bölgesine müdahale edebilecek bir sistoskop prototip sistemi geliştirilmiştir. Endoskopi ve endoskop sistemleri tanıtıldıktan sonra, sistoskop kavramı açıklanmıştır. Böbrek taşı ve prostat problemleri ve tedavi yöntemleri açıklandıktan sonra sunulan hidrodinamik kavitasyon metodu sunulmuş ve geliştirilen prototip sistemi detaylandırılmıştır.

İhtiyaçlar göz önüne alınarak eğilme ve dış çap hesaplamaları yapılmıştır. Bu bilgilere göre katı model tasarımı tamamlanmıştır. Modellenen parçalar farklı malzemelerden farklı üretim metodları kullanılarak üretilmiştir. Deney düzeneği kurulduktan sonra Stewart platform kullanılarak tendon yapının kontrolü tamamlanmış ve gerçek deney taşı kullanılarak yapılan deneyler başarılı sonuçlar vermiştir.

Çalışma sonucunda, X ve Y eksenlerinde $\pm 40^\circ$ aralığında eğilebilen, joystick kontrollü, 10 mm dış çapa sahip ve fiberoptik ışık kaynağı ile birlikte bulunan su geçirmez medikal kamerayı içeren bir prototip üretilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Eğilebilir sistoskop tasarımı, tendon kontrollü eğilme, hidrodinamik kavitasyon

**DESIGN AND DEVELOPMENT OF A MICROMANIPULATOR BASED ON
HYDRODYNAMIC CAVITATION FOR MEDICAL APPLICATIONS**

Canberk SÖZER

Department of Mechatronics Engineering

MSc. Thesis

Adviser: Assist. Prof. Dr. Hüseyin ÜVET

In this study, a cystoscope prototype system to treat kidney stone and prostate has been developed. After introducing endoscopy and endoscope systems, the concept of cystoscope was explained. After the identification of the kidney stone and prostate problems and the actively used treatment methods, the proposed hydrodynamic cavitation method is explained and the prototype system developed is elaborated.

The bending and outer diameter calculations were completed in consideration of the needs. According to the information solid model designs of the parts were finished. The modeled parts were manufactured using different materials and different production techniques. After the test setup was established, the control of the tendon structure prototype was completed using Stewart platform, and studies with real kidney stones showed successful results.

As a result of the studies; the prototype system has been developed that includes a flexible part which bends up to $\pm 40^\circ$ in X and Y axes, joystick controlled, has 10 mm outer diameter, a waterproof medical camera enclosed by fiber optic light source.

Keywords: Flexible cystoscope design, tendon-driven bending, hydrodynamic cavitation

YILDIZ TECHNICAL UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

1.1 Literatür Özeti

Günümüzde robotik kavramı başta üretim, savunma ve sağlık olmak birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Birçok operasyon, robotik veya robot-yardımlı sistemlerle yapılmakta ve açık operasyon daha az uygulanmaktadır. İç anlamına gelen “endo” ve görüntüleme anlamına gelen “skopi” kelimelerinin birleşiminden türeyen endoskopi kavramı, vücut içi görüntüleme ve müdahale etme işlemlerinin genel adıdır. Endoskoplar, kullanıldıkları bölgeye göre farklı isimlerle anılmaktadırlar. Philipp Bozzini tarafından 1806 yılında geliştirilen ilk endoskopi cihazı [1] günümüzde giderek gelişmekte ve yaygınlaşmaktadır. Kullanıldıkları bölgeye göre genel cerrahi için laparoskop, kalın bağırsaktak için kolonoskop, mide ve yemek borusu için gastroskop, üroloji için ise sistoskop gibi farklı isimlerle anılmaktadır. Bu tezin konusunu oluşturan ürogenital bölgede kullanılan sistoskop ise ilk defa Maximilian Carl-Friedrich Nitze tarafından 1879 yılında geliştirilmiştir [2].

Sistoskoplar, rijit ve esnek olmak üzere iki temel grupta incelenebilirler. Rijit sistoskoplar, kendisinden daha büyük iç ve dış çapa sahip rijit bir kılıf ile birlikte kullanılır. Öncelikle rijit kılıf vücut içerisine girer. Üzerinde çalışma kanalı ve tahliye kanalı bulunan kılıf aynı zamanda sistoskopa kılavuzluk yapar. Rijit sistoskopların gelişimi sonucunda esnek sistoskoplar ortaya çıkmıştır. Esnek sistoskoplar ise, rijit sistoskoplara göre kılıfsız veya daha ince eğilebilir bir kılıf ile kullanıldığı için daha ince çapa sahip, eğilebilir el aletleri gibi cihazın bir tarafından kontrol edilebilen veya cihaza temas etmeden joystick benzeri

bir arayüzle yönlendirilebilen, üzerinde bir veya daha fazla çalışma kanalı bulunduran, görüntüleme ve eğilme mekanizmasına sahip sistemlerdir [3 – 4].

Tek bir rijit tüpten oluşan rijit sistoskoplarda operasyon sırasında hedef bölgeye yönlendirilebilmesi ancak tüm cihazın yönlendirilmesi ile mümkünken, esnek sistoskoplarda rijit tüp ucunda bulunan eğilme mekanizması sayesinde eğilebilir kısım dışarıdan kontrol edilebilmekte ve bu sayede tüm sistemin yönlendirilmesine gerek kalmamaktadır. Esnek sistoskoplarda, cihazın döndürülmesi sırasında zarar görebilecek sağlıklı dokuların korunması sonucunda, operasyon sonrasında oluşan ağrıyı azaltmakta, hastanede kalış ve iyileşme süresini kısaltmaktadır. Bunun yanı sıra operasyon sırasında hasta ve doktor konforunu arttırmaktadır. Hastalar üzerinde yapılan kontrollü deneylerde rijit ve esnek sistoskoplarda yapılan operasyonların sonuçları karşılaştırılmış, hastalar tarafından esnek sistoskop sistemi tercih edilmiştir [5 – 9]. Yapılan bu çalışmada, rijit sistoskoplara göre hasta açısından daha avantajlı olan esnek sistoskop sistemi geliştirilmiştir.

Literatürde eğilebilmeyi sağlayabilmek amacıyla kullanılan hidrolik-pnömatik, SMA (Shape Memory Alloy) ve tendon gibi başlıca aktüatör yöntemleri ile karşılaşılmıştır. Suzumori ve diğ. yaptığı çalışmada, manta vatozu şekilli yüzen robotun tasarımını ve prototipi geliştirmişlerdir. Bu sistemi tahrik edebilmek için eğilebilir yumuşak kauçuk malzemeli aktüatörleri pnömatik olarak kontrol etmişlerdir [10]. Makishi ve diğ. yaptıkları çalışmada, SMA (Shape Memory Alloy) ile kontrol edilebilen aktif olarak eğilebilen bir endoskop geliştirmişlerdir. Ucunda kamera olarak CCD görüntüleyici bulunduran endoskop, içerisindeki üç SMA bobini sayesinde her yöne eğilebilmektedir. Vücut dışarısından joystick ile kontrol edilebilen sistemin dış çapı 5.5 mm'dir [11]. Ye ve diğ. yaptıkları çalışmada, eğilebilir kısmı üç segmentten oluşan esnek bir sistoskop dizaynını sunmuşlardır. Sistemin amacı, içerisinde gömülü olarak bulunan görüntüleme probunu mesane içerisinde yönlendirmektir. Üç segment birbirine seri olarak birleştirilmiş olup, her segment içi çift tendon kablolar ile birbirlerinden bağımsız olarak kontrol edilmektedir. Çalışmada, eğilme mekanizmasının dizaynı, ileri kinematiği, ters kinematiği ve simülasyon sonuçları paylaşılmıştır [12]. Lei ve Du yaptıkları tendon kontrollü bir üreteroskopun eğilme mekanizmasının tasarımı, modellenmesi ve simülasyon sonuçlarını ortaya koymuşlardır. Üzerinde ışık demeti, kamera ve çalışma

kanalı bulunduran üreteroskop, kullanılan uygun sayıdaki mikromanipülaör parçalarıyla 270°'ye kadar eğilebilmektedir [13]. Geliştirilen prototip, kolay kontrol edilebilen, manevra yeteneği yüksek ve eğilme için kullanılması planlanan antagonistik harekete izin veren tendon manipülasyon yöntemi tercih edilmiştir.

Sutar ve diğ. yaptığı çalışmada, esnek dış şaftın lineer ve dönel olmak üzer 2 eksenli hareketi, mikromanipülatör bileziklerinin 1 eksenli hareketi ve biyopsi için makasın 1 eksenli olmak üzere toplam dört eksenli bir robot manipülatörü geliştirilmiştir [14]. Lei ve Du yaptığı çalışmada, 270°'ye kadar eğilebilen ve eğilmesi halat ile kontrol üreteroskop geliştirmiş, mikromanipülatör bileziklerinin eğilme mekanizması ve simülasyon sonuçları paylaşılmıştır [15]. Kato ve diğ. yaptığı çalışma, 180°'ye kadar eğilebilen tendon kontrollü iki segmentli endoskopik robot kolunun ileri kinematiği haritalandırılmıştır [16]. Seneci ve diğ. 2 serbestlik dereceli eğilebilir robot kolunun kinematik modelini ve hassas kontrolünü sunulmuşlardır [17]. Maeda ve diğ. SMA ile manipüle edilen 2 mm dış çaplı endoskop geliştirmişlerdir [18]. De Sars ve diğ. iki çift antagonist SMA ile hareket ettirilebilen 2 serbestlik dereceli endoskopun tasarım ve kontrolünü yapmışlardır [19].

1.2 Tezin Amacı

Bu çalışmada, vücut içerisinde oluşan böbrek taşına ve prostatta meydana gelen büyümeye müdahale edebilmek için bir prototip sistemi geliştirilmiştir. Hidrodinamik kaviteasyon tüpündeki ani çap düşmesi sonucunda akışkan hızı artıp ve basıncında düşme olmakta, bu durum yıkıcı bir etki oluşturmaktadır. Tezin amacı bu yıkıcı etkiyi böbrek taşı ve prostat tedavisinde kullanabilmek amacıyla hidrodinamik kaviteasyon tüpünü, hedef bölgeye yönlendirmektir. Prototip üzerinde bulunan su geçirmez medikal kameradan alınan görsel geribesleme ile operasyonun yapılacağı yerden görüntü alınabilmekte ve operatör, görsel geribesleme yardımıyla joystick kullanarak tüpü hedefe doğru yönlendirebilmektedir. Bu yönlendirme, geliştirilen eğilebilir sistoskop için tasarlanan eğilme mekanizmasının manipüle edilmesiyle gerçekleşmektedir. Prototip üzerinde; bir adet görüntüleme için soğuk ışık kaynağı ile bütünleşik su geçirmez medikal kamera kanalı, bir adet hidrodinamik kaviteasyon tüp kanalı ve eğilmeyi sağlayan dört adet tendon kanalı bulunmaktadır. Toplam 10 mm dış çapa sahip olan prototip, Stewart

platformu üzerine sabitlenen tendonlar ile manipüle edilerek X ve Y eksenleri olmak üzere iki serbestlik derecesinde $\pm 40^\circ$ aralığında eğilebilmekte ve operatör tarafından joystick ile kontrol edilebilmektedir. İhtiyaçlara göre prototip hesaplamaları yapıldıktan sonra parçaların katı modelleri tasarlanmış ve üretimleri yapılmıştır. Üretilen prototip parçaları için deney düzeneği kurulmuş ve prototip sistemi joystick ile kontrol edilebilir hale getirilerek çalışma tamamlanmıştır.

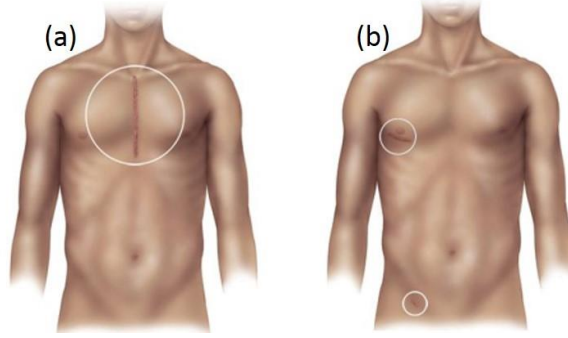
1.3 Orijinal Katkı

Hidrodinamik kavitasyon ilk defa böbrek taşı ve prostat bölgesine müdahale edebilmek için biyomedikal alanda kullanılmıştır. Bunu gerçekleştirebilmek için PEEK (Polyether Ether Ketone) malzemesinden bir tüp geliştirilmiştir. Bu tezin konusu ise bu tüpün böbrek taşı veya prostat bölgesine başarılı bir şekilde yönlendirilmesidir. Geliştirilen X ve Y eksenlerinde $\pm 40^\circ$ eğilebilen uç işlevciye yerleştirilen tüp laboratuvar ortamında hedef bölgeye başarı ile yönlendirilmiştir.

KAVRAMLAR VE GENEL BİLGİLER

Günümüzün hızla ilerleyen teknolojisi sayesinde tıp alanında da önemli gelişmeler olmaktadır. Geliştirilen tıbbi sistemler ve operasyon yöntemlerinin medikal operasyonlar sırasında ve sonrasında hastalara olumlu etki etmesi amaçlanmaktadır. Bu etkiler; operasyon sırasında sağlıklı dokuların korunması ve kanamanın azaltılması, operasyon sonrasında ise iyileşme süresinin kısalması, daha az ağrı, kozmetik olarak küçük izlerin kalması olarak sıralanabilir.

Geçmiş yıllarda operasyonlar, müdahale edilecek bölgede boydan boya büyük kesiler ile yapıldığı için açık ameliyat olarak nitelendiriliyordu (Şekil 2.1 (a)). Gelişen tıp metotları ve tıbbi cihazlar sayesinde boydan boya büyük kesiler yerine, sadece operasyonun yapılacağı bölgelere açılan küçük kesiler ile müdahale gerçekleştirilmeye başlandı. MIS (Minimal Invasive Surgery) isimli bu metot ile küçülen kesi boyutları, sağlıklı bölgelerin korunmasını, ağrı ve kanamanın azaltılmasını, iyileşme süresinin kısalmasını ve kozmetik olarak küçük izlerin kalmasını sağlamaktadır (Şekil 2.1 (b)). Son yıllarda yapılan çalışmalar ile NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) yöntemi ortaya çıkmıştır. Bu yöntemde operasyon yapılacak kişiye cihazlar, kesi yapılmadan doğal deliklerden girmekte, böylece sağlıklı bölgelere verilen hasarın en aza indirgenmesi amaçlanmaktadır.



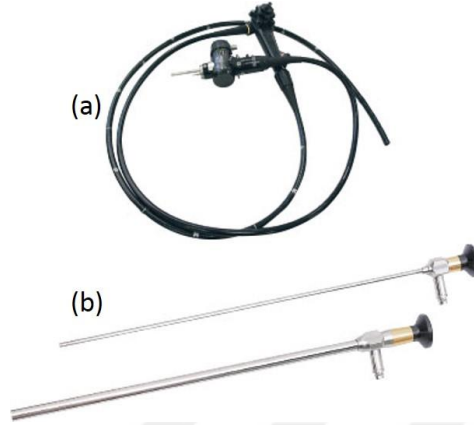
Şekil 2. 1 (a) Açık ameliyatlarda yapılan büyük kesi, (b) minimal invaziv cerrahisinde yapılan küçük kesiler

2.1 Endoskopi ve Endoskop Sistemleri

Endoskopi, vücut için anlamına gelen “endo” ve görüntüleme anlamına gelen “skopi” kelimelerinin birleşimiyle oluşan bir terim olup, vücut içi görüntüleme veya müdahalede kullanılan yöntemlerin genel adı olarak nitelendirilebilir. Büyük kesilerin yapıldığı geleneksel açık ameliyatlarda; vücut içi görüntüleme için doktor direkt göz ile bölgeyi görüyor, el ile müdahale edebiliyordu. Fakat gelişen medikal yöntemler kesilerin küçülmesini sağlamakla birlikte, doktorun müdahale edeceği bölgeye direkt erişimini engelliyordu. Bu durumu aşabilmek için endoskop sistemleri ortaya çıkmıştır.

Endoskop, endoskopi işleminin yapılmasını sağlayan sistemlerin genel adı olmakla birlikte yemek borusu için özofagoskop, mide için gastroskop, onikiparmak bağırsağı için duodenoskop, son bağırsak için rektoskop, akciğer broşları için bronoskop, rahim için histeroskop, kulak için otoskop, karın boşluğu için laparoskop, böbrek içi için nefroskop, üreter için üreteroskop, mesane için sistoskop gibi müdahale veya görüntülemenin yapıldığı bölgeye göre farklı isimler ile anılmaktadır. Kullanılan bu sistemler temelde müdahale ve görüntüleme amacıyla kullanılırlar dahi; kullanıldığı bölgeye (sert doku, yumuşak doku, uzunluk, derinlik, kalınlık...), hekimin alışkanlık ve eğitim durumuna, hastanın durumuna bağlı olarak yapısal olarak farklılıklar gösterebilmektedir. Endoskoplar rijit ve esnek olmak üzere iki temel grupta incelenebilirler. Rijit endoskoplar, sert bir shafta sahiptir. Eğer operasyon yapılan yerden farklı bir bölgeye geçilmek istenirse, cihazın tamamı yönlendirilmelidir. Buna karşın eğilebilir endoskoplar, hareketli bir uç işlevciye sahiptir. Bu sayede operatör farklı bir bölgeye ulaşmak isterse, cihazı tamamen oynatmak yerine cihazı tuttuğu yerdeki düğme veya joystick gibi fiziksel

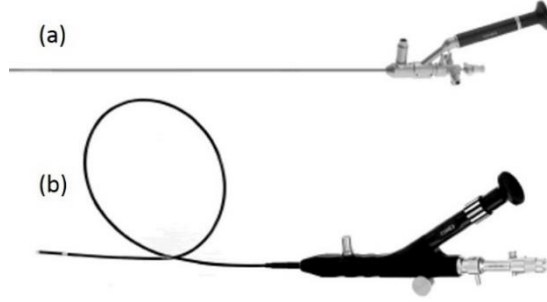
bir arayüz kullanarak uç işlevciyi hareket ettirebilmektedir (Şekil 2.2). Hareket edilebilecek bölgenin kısıtlı olduğu yerlerde çalışmak için esnek endoskoplar önemli avantajlara sahiptirler.



Şekil 2. 2 (a) Esnek endoskop, (b) rijit endoskop

2.2 Sistoskop

Sistoskop, mesane içerisini görüntülemeyi veya içerisine müdahale etmeyi sağlayan endoskop sistemlerinin genel adıdır. Sistoskoplar üretradan insan vücuduna girer, erkeklerde prostat organını geçerek mesaneye ulaşır. Üreter çapı çok ince olduğu için sistoskoplar üreterden geçerek böbrek içine ulaşamaz. Bunu gerçekleştirmek için üreteroskoplar kullanılabilir. Sistoskoplar, rijit ve eğilebilir olmak üzere iki farklı şekilde gruplandırılabilir. Rijit sistoskoplar, Şekil 2.3 (a)'da görüldüğü gibi katı bir çubuk olarak düşünülebilirler. Üretradan mesaneye ulaşan rijit sistoskopun çalışmak istediği bölge değiştirilmek istenirse, bu çubuğun insan içerisinde döndürülmesi gerekmektedir. Bu hareket kılcal damarlarda hasara yol açmakta ve sağlıklı dokulara zarar verebilmektedir. Buna ek olarak operasyon sırasında erkek hastaların da litotomi pozisyonu (kadın muayene pozisyonu) alması gerekmektedir. Bu durum operasyon sırasında ve sonrasında hasta konforu açısından olumsuzluk yaratmaktadır. Şekil 2.3 (b)'de görülen eğilebilir sistoskop ise, bükülebilir uç işlevcisi sayesinde mesane bölgesindeki kısıtlı alanda hareket ederek farklı bölgelerin cihaz pozisyonu değiştirilmeden görüntülenmesini ve müdahale edilmesini sağlamaktadır. Eğilebilir sistoskopun kullanıldığı durumlarda hastaya müdahale yatar pozisyonda yapılabilmekte bu sayede hasta konforu arttırılabilmektedir.

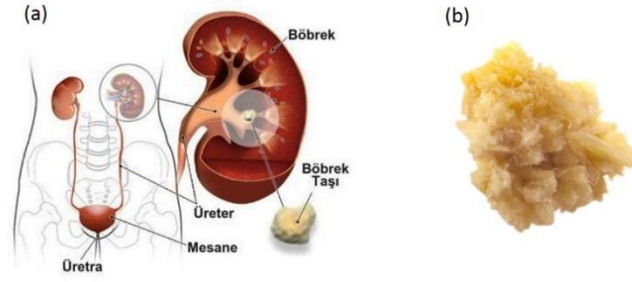


Şekil 2. 3 (a) Rijit sistoskop, (b) eğilebilir sistoskop

2.3 Böbrek Taşı Problemi ve Kullanılan Tedavi Yöntemleri

Böbrekler, kan içinde fazla miktarda bulunan mineral ve tuzların süzülerek vücuttan uzaklaştırılmasını sağlayan filtreler olarak düşünülebilir. Süzülen mineral ve tuzlar seyreltilerek idrar yoluyla dışarı atılır iken fazla miktardaki mineral ve tuzlar ise kümelenerek kristalleşir. Bu kristaller zamanla böbrek taşlarını oluşturur. En yaygın böbrek taşı türü kalsiyum oksalattır. İdrarın üretildiği ve içinden geçerek vücuttan atıldığı böbrek içi, üreter, mesane veya üretradan oluşan ürogenital sistemde (Şekil 2.4 (a)) böbrek taşı yaş ve cinsiyet fark etmeksizin görülebilmektedir.

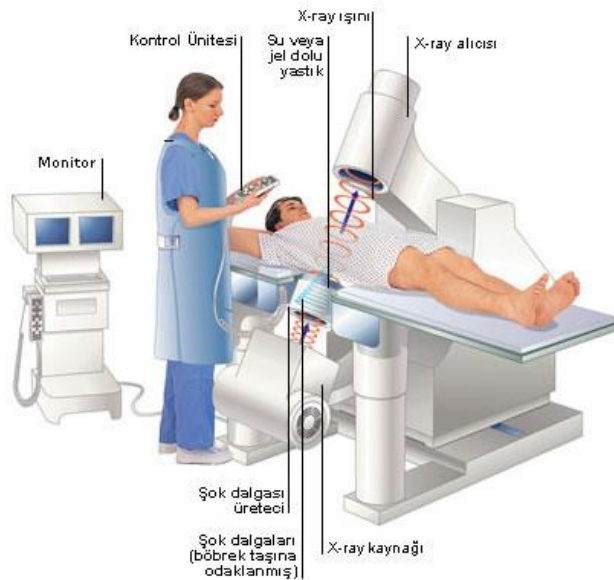
Böbrek taşı (Şekil 2.4 (b)), tüm dünyada olduğu gibi Türkiye’de de yaygın görülen ürolojik bir rahatsızlıktır. 1994 yılında NHNES (National Health and Nutrition Examination Survey) çalışmasına göre Amerika’da yaşayan erkeklerin %6.3’ü, kadınların ise %4.1’i böbrek taşı problemi yaşamaktaydı. 2000 yılında Wisconsin Madison Üniversitesi Tıp ve Halk Sağlığı Okulu’nda yapılan araştırmaya göre ise yine Amerika’da yaşayan erkeklerin %13’ünde ve kadınların %7’sinde böbrek taşı problemi görülmüştür. Bu oranın önceki 5 yıla göre %50, önceki 10 yıla göre %80 artış gösterdiği belirtilmiş, 2000 yılında böbrek taşı teşhis ve tedavisi için 2.07 milyar dolar harcanmıştır. Türkiye’de 2010 yılında Müslümanoğlu ve arkadaşlarının 18 ile 70 yaş aralığındaki 2468 katılımcı arasında yaptığı çalışma ile de katılımcıların %11.1’ininde böbrek taşı rahatsızlığı kadın ve erkek katılımcılar arasında aynı oranda görülmüştür.



Şekil 2. 4 (a) Ürogenital sistem, (b) böbrek taşı

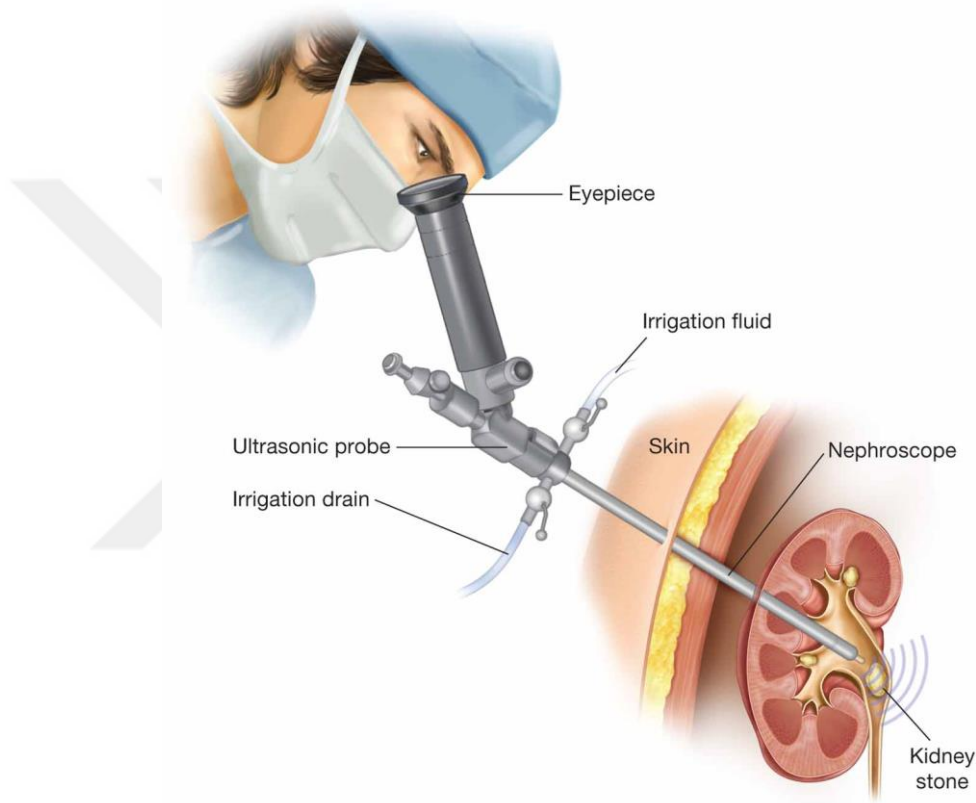
Gün içinde az miktarda sıvı tüketimi, yaş, cinsiyet, ırk, yeme alışkanlıkları gibi faktörler böbrek taşının oluşmasına neden olabilir. Ayrıca gut, sistinüri gibi hastalıklarda da böbrek taşı görülebilmektedir. Vücut içerisinde oluşan taşın büyüklüğü ve konumu vücuttan kendi kendine atılamayacak durumdaysa medikal tedavi yoluna gidilmelidir. Şu an aktif olarak kullanılan yöntemler ESWL (Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy), PCNL (Percutaneous nephrolithotomy), üreteroskopi ve açık ameliyattır.

1. ESWL: İdrar ile atılamayan böbrek taşları için kullanılan en yaygın tedavi yöntemidir. Herhangi bir kesi yapılmadan, yüksek frekanslı ultrasonik ses dalgalarının taş üzerinde odaklanarak taşın küçük parçalara ayrılması amaçlanır (Şekil 2.5). Hastalar açısından ağrılı bir yöntemdir. 20 mm'ye kadar taşlar için kullanılan bu yöntemin tedavideki başarı oranı %99'dur.



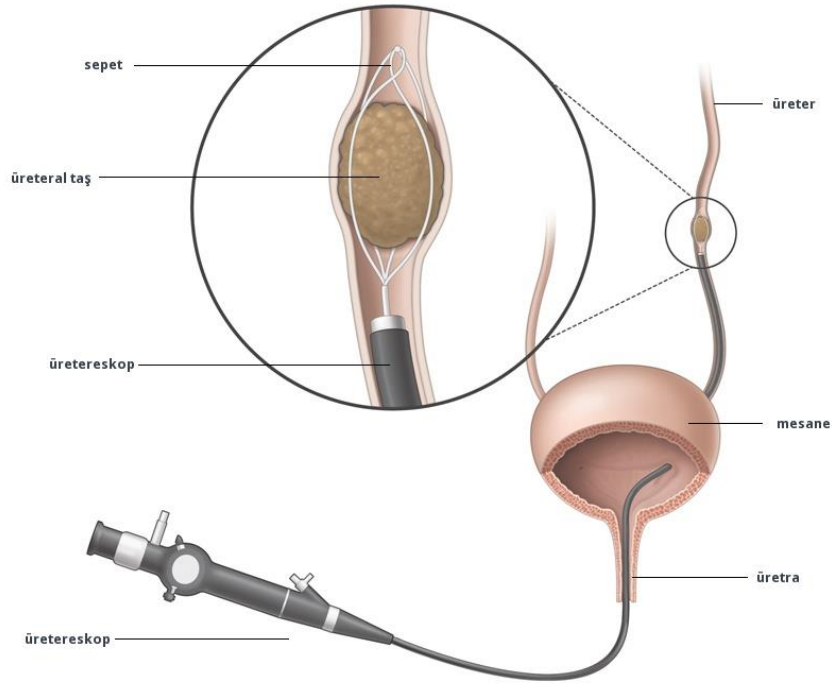
Şekil 2. 5 ESWL yöntemi ile böbrek taşı tedavisi

2. PCNL: 2 cm'den daha büyük taşlara müdahale etmek için kullanılan bir yöntemdir. ESWL'in kullanımının uygun olmadığı obezite gibi durumlarda PCNL yöntemi kullanılabilir. Nefroskop isimli teleskopik bir cihaz, böbreğin hizasında sırtta açılan küçük bir kesiden vücuda girerek direkt böbreğe ulaşır (Şekil 2.6). Lazer veya ultrasonik enerji kullanarak taşların daha küçük parçalara ayrılması veya pnömatik enerji kullanarak taşların vücuttan çıkartılması amacıyla kullanılır. 21 mm ile 30 mm arasındaki taşlarda kullanılan bu yöntemin başarı oranı %86'dır.



Şekil 2. 6 PCNL yöntemi ile böbrek taşının vücuttan çıkartılması

3. Üreteroskopi: Böbrek taşının üretere sıkıştığı durumlarda kullanılır. Üretradan vücuda giren ve boyutsal farklılık gösterecek de ortalama 2 mm'den daha ince ve 300 mm'den uzun uzun üreteroskoplara, prostat ve mesaneden geçerek üretere ulaşır (Şekil 2.7). Rijit üreteroskoplara, alt ve orta üreter bölgesinde sıkışan taşları lazer veya pnömatik enerji kullanılarak küçük parçalara ayrılır. Bükülebilir üreteroskoplara ise, hem üst üretere hem de böbrek içerisindeki taşlara kadar ulaşabilirler. 15 mm'ye kadar taşlarda kullanılmakta olup ve %50 - %80 başarı ile gerçekleştirilebilmektedir.

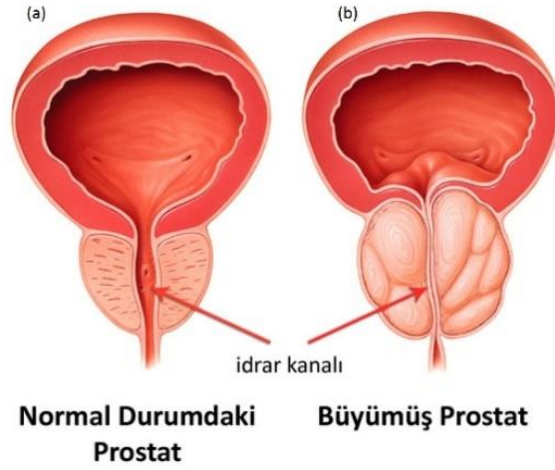


Şekil 2. 7 Üreteroskop ve tedavi yöntemi

4. Açık Ameliyat: Günümüzde açık ameliyatlara, toplam ameliyatlara %1'ini oluşturmaktadır. Çok büyük ve anormal durumlar, açık ameliyatı zorunlu kılmaktadır. Bu tedavi yönteminde, operatör, üreter ve böbreğe direkt erişerek taşı çıkartabilmektedir.

2.4 Prostat Problemi ve Kullanılan Tedavi Yöntemleri

Prostat, sadece erkeklerde bulunan ceviz büyüklüğünde bir bez olup sperm taşıyan sıvının salgılanmasından sorumludur. Mesane ile üretranın arasında bulunan prostat, yaşa bağlı olarak iyi huylu veya kansere bağlı olarak kötü huylu büyüebilmektedir (Şekil 2.8). Prostatın büyümesi durumunda, idrar yolunu daraltır. Bunun sonucunda mesane tam olarak boşalamaz ve hastada devamlı idrar hissi oluşturur. Uzun yolculukları engelleme, uyku kaçırma, sık tuvalete gitme gibi etkileri olan prostat büyümesi gündelik hayatı olumsuz yönde etkilemektedir. Prostat teşhisi konulduktan sonra hastanın durumuna göre monopolar TURP (Transurethral Resection of the Prostate), bipolar TURP (plazma kinetik), yeşil lazer veya açık ameliyat gibi farklı medikal tedavi yöntemleri uygulanabilmektedir.



Şekil 2. 8 (a) Sağlıklı insan prostatı, (b) büyümüş prostat

1. Monopolar TURP: Monopolar akımın kullanıldığı operasyon türüdür. Prostatı yakmak için aktif bir kalem benzeri enstrüman kullanılır (Şekil 2.9) ve elektronlar, hasta vücuduna yerleştirilen metal plaka ile cihaza döner. Hasta vücudundan akım geçtiği için; kalp pili, metal protezi olan hastalarda ve 75 gr'dan büyük prostatlarda kullanılamamaktadır. Monopolar TURP'ta operasyon sırasında kullanılan sıvı, vücut içerisinde uzun süre kaldığında zehirlenmelere kadar gidebilen etkiler yapabildiğinden dolayı çok tercih edilmemektedir.



Şekil 2. 9 Monopolar TURP cihazı

2. Bipolar TURP (Plazma Kinetik): Prostat ameliyatlarının %90'lık kısmı bu yöntemle yapılmaktadır. Bipolar elektrik akımı kullanılır ve bu sayede hasta vücudundan elektrik akımı geçmez (Şekil 2.10). Plazma kinetik yönteminde, daha az kanama, hastanede daha kısa kalma süresi olmakla birlikte kullanılan serum fizyolojinin bir yan etkisi yoktur. Bu sayede prostat boyutu fark etmeksizin bütün hastalarda uygulanabilmektedir.



Şekil 2. 10 Bipolar TURP cihazı

3. Yeşil Lazer: Plazma kinetik ile yakın sonuçlar veren yeşil lazer teknolojisi, oluşturulan lazerin prostat bölgesini ısıtarak buharlaştırması esasına dayanır (Şekil 2.11). Olumsuz tarafı buharlaştırma yapıldığı için, patolojik olarak alınan parçanın incelenememesidir. 150 gr'a kadar olan prostatlarda kullanılabilir.



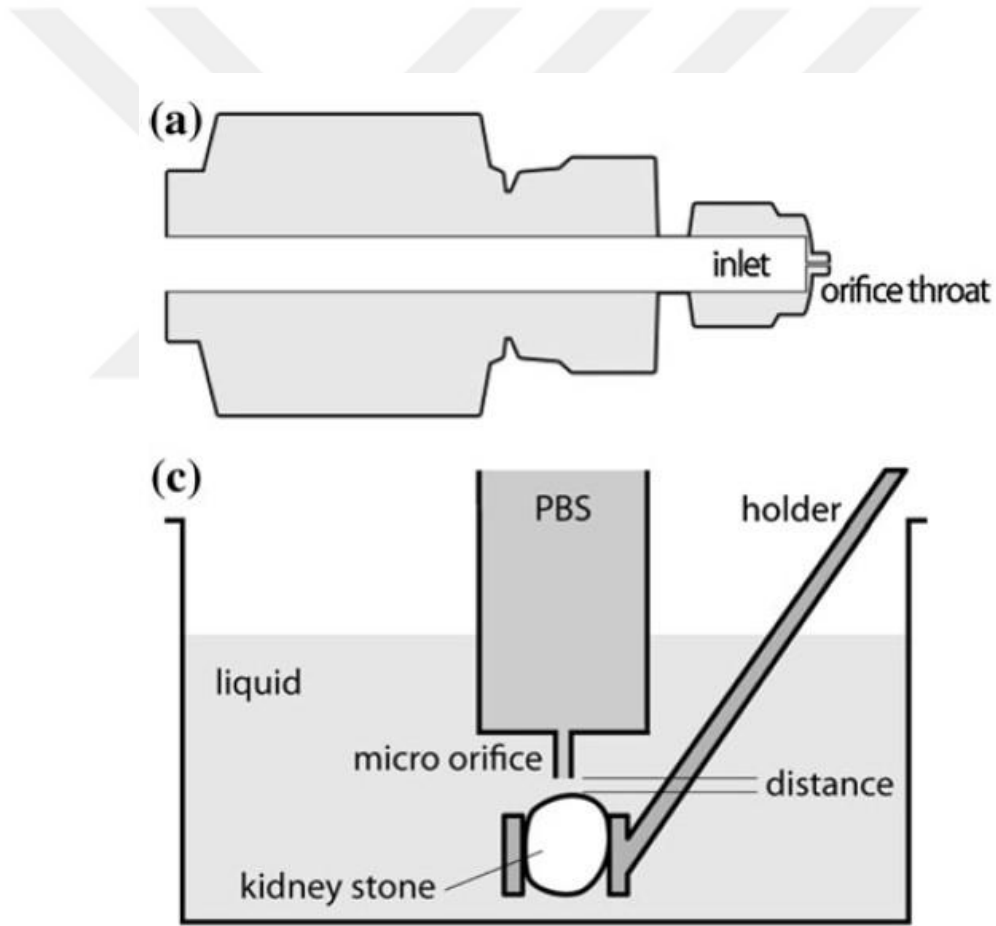
Şekil 2. 11 Yeşil lazer operasyonu

4. Açık Ameliyat: Düşük oranda uygulansa bile çok büyümüş prostatta, karmaşık veya mesanenin zarar gördüğü durumlarda operatörün operasyon yapılacak bölgeye direkt ulaşması ile yapılan açık ameliyatlarda yapılması gerekmektedir.

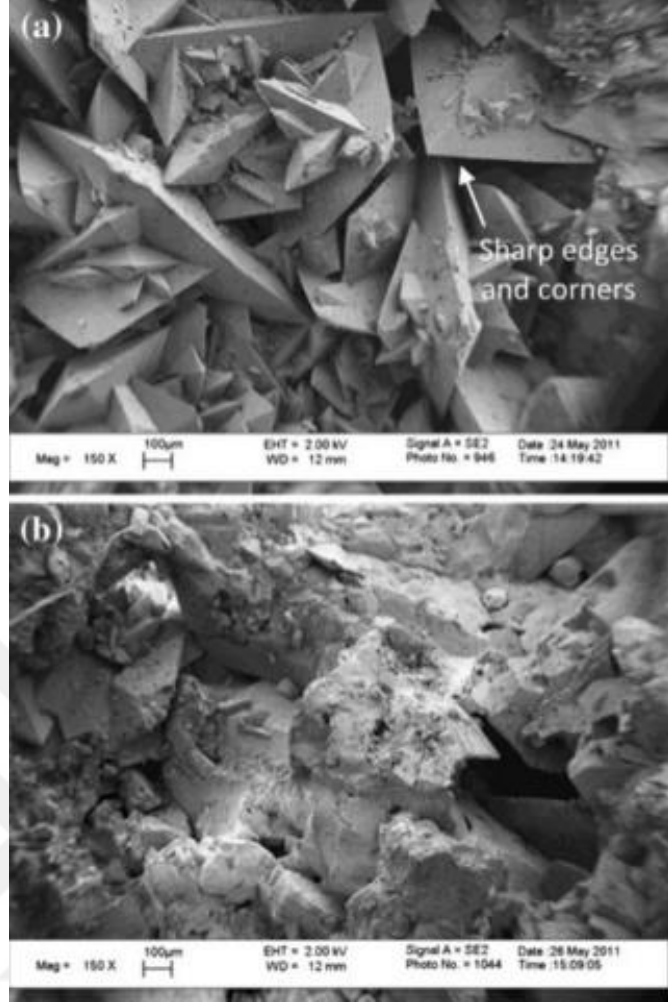
2.5 Hidrodinamik Kaviteasyon

Bu çalışma kapsamında, böbrek taşı ve prostat organına müdahale için kullanılan klasik yöntemlerden farklı olarak hidrodinamik kaviteasyon metodu kullanılmıştır. Hidrodinamik kaviteasyon, Bernoulli prensibine dayanarak su akışkanının geçtiği çap ve bununla ters orantılı oluşan basınç ile ortaya çıkar. Alçak basınçlarda suyun buhar haline gelmesi ve daha sonra kendi hidrolik basıncı ile buharın yoğunlaşıp patlaması ile oluşur. Hem

buharlaşma hem de yoğunlaşma fazının bulunduğu bu durum sonucunda gemi pervaneleri, türbin veya pompanın fan kanatlarında yıkıcı etkiler gözlenir. Bu yıkıcı etki projede, böbrek taşı yüzeyinin deformasyonu ve büyüyen prostatın k   t lmesi için kullanılmıştır. Çalışmada kavitasyonu sağlayan 3 mm çaplı tüpün girişine 5 ile 100 bar değerleri arasında kontrollü basınca lar kabarcıklı durumdaki kavitasyonun akış durumu ortaya çıkıncaya kadar basınç artırılarak uygulanmıştır. Bu tüpün ucuna eklenen 0.152 mm çaplı 4.5 mm uzunluğundaki t p açık hava basıncına (1 atm) açılmıştır (şekil 2.12).  aptaki bu ani düşüş sonucunda Bernoulli ilkesine göre akışkan hızı artmıştır. Oluşan bu su jeti şekil 2.13'te gösterildiği gibi böbrek taşı yüzeyinde deformasyon yaratmış ve biyomedikal bir uygulamada faydalı bir uygulamada kullanılmıştır [20].



şekil 2. 12 Hidrodinamik kavitasyon deney düzeneği



Şekil 2. 13 (a) Kavitasyon uygulanmadan önceki böbrek taşının SEM (Scanning Electron Microscope) altındaki görüntüsü, (b) kavitasyon sonrası SEM görüntüsü

2.6 İhtiyacın Tanımlanması

Bu çalışma kapsamında eğilebilir bir sistoskop prototipi geliştirilmiştir. Bu sistem, mesaneye düşen böbrek taşlarının yüzeyini deforme etmeyi ve prostattaki büyümelere müdahale ederek sorunları gidermeyi amaçlamaktadır. Sistem içerisinde; hedef bölgeye doğru eğilmeyi sağlayan bükülebilir uç işlevci, ışıklandırmayı sağlamak için soğuk ışık kaynağı, alınan görüntüyü aktarabilmek için kamera ve böbrek taşı ve prostata müdahale edecek hidrodinamik kavitasyon robunun barındırmaktadır.

Yapılan çalışmada; üzerinde su geçirmez medikal kamera ve soğuk ışık kaynağı ve hidrodinamik kavitasyon tüpü için 2 farklı çalışma kanalı bulunduran, tendon yapısı ile X ve Y eksenlerinde $\pm 40^\circ$ aralığında eğilebilen bir sistoskop sistemi geliştirilmiştir.

Bu tez; Bölüm 3’te prototip ve deney düzeneği sistemi bileşenleri, Bölüm 4’te tasarım kıstasları ve hesaplamalar, Bölüm 5’te katı model tasarımı, Bölüm 6’da ara ve son prototip üretimi, deney sisteminin kurulması ve deneysel çalışmalar, Bölüm 7’de sistem kontrolü, Bölüm 8’de böbrek taşı örneği ile deneysel çalışmalar ve Bölüm 9’da sonuç ve tartışma kısımlarından oluşmaktadır.



PROTOTİP VE DENEY DÜZENEĞİ SİSTEMİ BİLEŞENLERİ

Bu bölümde, ara ve son prototipi oluşturmak için kullanılan ve hazır olarak tedarik edilen ışıklandırma ve görüntüleme sistemi, hidrodinamik kavitsyon tüpü, paslanmaz çelik boru ve halatlar, yüksükler, pirinç boru ve kılavuz yolları ve alüminyum, manuel lineer manipülatör, Stewart platformu ve kontrolcüsü, joystick, sigma profiller, bağlantı parçaları ve yapıştırıcılar, pleksiglas levha detaylandırılacaktır.

3.1 Işıklandırma ve Görüntüleme Sistemi

Prototip sisteminde operatöre görsel geribesleme verebilmek amacıyla micro ScoutCam™ 1.2 ve LEDProbe, soğuk ışık kaynağı ile tümleşik halde bulunan su geçirmez medikal kamera bulunmaktadır. Oluşturulan prototipin uç kısmına sabitlenen kamera, operatör ekranına sistoskop prototip ucunun nerede olduğunu göstermektedir. Operatör bu görsel geribesleme aracılığı ile joystick kullanarak hedef bölgeye yaklaşabilmektedir. Sadece su geçirmez medikal kamera 1.2 mm dış çapa sahip iken insan vücut içinin karanlık olması nedeniyle kameranın net görüntü verebilmesi amacıyla üzerine fiber soğuk ışık kaynağı eklenmesi gerekmektedir. Ekleme yapıldığında kamera ve ışıklandırma sisteminin toplam çap 2 mm'ye çıkmaktadır. Buna ek olarak kamera ve ışık kaynağı, eğilebilir sistoskop prototipi içerisinde kullanılacağı için 1 m'lik eğilebilir bir şafta sahiptir. Kamera ve ışıklandırma sisteminin özellikleri Çizelge 3.1'de verilmiştir.

Çizelge 3. 1 Işıklandırma ve görüntüleme sistemini özellikleri

Görüş Açısı	140°
En İyi Odak Uzaklığı	1 mm
Esnek Kablo Uzunluğu	1 m
Görüntüleme Sistemi Çapı	1.2 mm
İçiçe Bulunan Görüntüleme ve Işıklandırma Fiberoptik Esnek Kablo Çapı	2 mm
Çözünürlük	220 px x 224 px
Piksel Boyutu	2.2 μm x 2.2 μm
Saniyedeki Görüntü Sayısı	30 fps

Kameradan alınan görüntünün yüksek kalite ile operatöre aktarılacak görsel geribesleme vermesi için HDMI çıkışına sahip micro ScoutCam™ DSP (Digital Signal Processor) video işlemcisi tercih edilmiştir. Bu işlemci, aynı zamanda deneyler sırasında görüntüyü hafıza kartına kayıt edebilme özelliğine sahip olup, işlemcinin özellikleri Çizelge 3.2’de gösterilmiştir. Işıklandırma ve görüntüleme sistemi, işlemciye bağlanarak kullanıma hazır hale getirilmektedir (Şekil 3.1).

Çizelge 3. 2 İşlemcinin özellikleri

Görüntü Çıkışı	HDMI
Cihaz Boyutları	29 cm x 10 cm x 35 cm



Şekil 3. 1 Görüntüleme sistemi ve işlemcisi

3.2 Hidrodinamik Kavitsyon Tüpü

Prototip sisteminde, böbrek taşlarının kırılması ve büyüyen prostata müdahale edebilmek amacıyla hidrodinamik kavitsyon metodu kullanılmıştır. Hidrodinamik kavitsyon, 0.062 inç (1.5875 mm) dış çaplı, 0.006 inç (0.1524 mm) iç çaplı PEEK malzemeli bir tüp içerisinde gerçekleştirilmiştir. Kullanılan PEEK malzemesi biyouyumlu ve insan kemik yapısına yakın bir malzeme olduğu için tercih edilmiş olup PEEK tüpün özellikleri Ek-A'da gösterilmiştir.

anuna göre; Teknoloji Geliştirme Bölgesi yüksek/ileri teknoloji kullanan ya da yeni teknolojilere yönelik firmaların, belirli bir üniversite veya yüksek teknoloji enstitüsü ya da AR-GE merkez veya enstitüsünün olanaklarından yararlanarak teknoloji veya yazılım ürettikleri/geliştirdikleri, teknolojik bir buluşu ticari bir ürün, yöntem veya hizmet haline dönüştürmek için faaliyet gösterdikleri ve bu yolla bölgenin kalkınmasına katkıda bulundukları, aynı üniversite, yüksek teknoloji enstitüsü ya da AR-GE merkez veya enstitüsü alanı içinde veya yakınında; akademik, ekonomik ve sosyal yapının bütünleştiği siteyi veya bu özelliklere sahip teknoparkı temsil eder [17].

Yine kanuna göre; Teknoloji Geliştirme Bölgelerinin amacı üniversiteler, araştırma kurum ve kuruluşları ile üretim sektörlerinin işbirliği sağlanarak, ülke sanayinin uluslararası rekabet edebilir ve ihracata yönelik bir yapıya kavuşturulması maksadıyla teknolojik bilgi üretmek, üründe ve üretim yöntemlerinde yenilik geliştirmek, ürün kalitesini veya standardını yükseltmek, verimliliği artırmak, üretim maliyetlerini düşürmek, teknolojik bilgiyi ticarileştirmek, teknoloji yoğun üretim ve girişimciliği desteklemek, küçük ve orta ölçekli işletmelerin yeni ve ileri teknolojilere uyumunu sağlamak, Bilim ve Teknoloji Yüksek Kurulunun kararları da dikkate alınarak teknoloji yoğun alanlarda yatırım olanakları yaratmak, araştırmacı ve vasıflı kişilere iş imkânı yaratmak, teknoloji transferine yardımcı olmak ve yüksek/ileri teknoloji sağlayacak yabancı sermayenin ülkeye girişini hızlandıracak teknolojik alt yapıyı sağlamaktır.

3.3 Paslanmaz Çelik Boru ve Halatlar, Yüksükler, Pirinç Boru, Kılavuz Yolları ve Alüminyum

Prototipi ve prototip deney düzeneğini tamamlayabilmek amacıyla; paslanmaz çelik boru ve halatlara, alüminyum yüksüklere, pirinç boruya, bowden kablосundan oluşan kılavuz yollara ve alüminyum hammaddeye ihtiyaç duyulmuştur.

Paslanmaz çelik boru, birleştirilen prototip parçalarının arkasına sabitlenerek toplam prototip boyunun arttırılması için kullanılmıştır. Biyouyumlu 430 paslanmaz çelik malzemeli borunun, dış çapı 10 mm, iç çapı ise 8 mm'dir. Prototip sisteminde kullanılan boru uzunluğu, 50 mm'dir.

Eğilme mekanizmasında eğilme sağlayabilmek için, 90° ile yerleştirilmiş dört adet paslanmaz çelik halat kullanılmaktadır. Bu tezin geri kalanında tendon olarak nitelendirilen halatların görevi, Bölüm 5.1.4'te açıklanan uç parça ile Bölüm 5.2.2.1'de detaylandırılan Stewart platformunun üzerine sabitlenen üst parça arasında kuvveti iletimidir. Tendonların bir uçlarının bağlı olduğu üst parça doğrudan Stewart platformuna sabitlenmiş olup, joystick ile verilen komutlar sonucunda oluşan hareketler üst parçada birebir gözlemlenebilmektedir. Tendonların diğer uçları ise, prototipin uç parçasına sabitlenmişlerdir. 316 paslanmaz çelik malzemeli 1 mm çaplı halatlar, 7 x 7 sarım sayılı ve 60 kg kopma kuvvetine dayanabilmekte olup, kuvveti en az kayıp ile iletmek amacıyla kullanılmıştır.

Tendonların prototipin uç parçasına ve Stewart platformunun üzerine yerleştirilmiş üst parçasına sabitlenmesi yüksükler kullanılarak yapılmaktadır. Kullanılan alüminyum malzemeli yüksükler, kolay şekil alabilme nedeniyle 1 mm çaplı tendonların uçlarına bir pense yardımıyla sıkıştırılarak sabitlenmektedir. Yüksükler, tendonların gerdirilmesini sağlamış ve Stewart platformundan prototipin uç parçasına kadar kuvvet en az kayıpla iletilmesini sağlamıştır.

Son prototipte kullanılan pirinç borunun amacı, oluşturulan metal malzemeli son prototipin uç parçasına sabitlenen tendonların, diğer uçlarının gergin bir şekilde Stewart platformu üzerine yerleştirilmiş üst parça üzerine sabitlenebilmesini sağlamaktır. 10 mm dış çaplı eğilebilir prototip, 10.5 mm iç ve 12 mm dış çaplı pirinç borunun içerisinde tendonların diğer uçları sabitlenene kadar düz bir şekilde tutulmuştur.

1 mm çaplı tendonlar, Stewart platformuna sabitlenen üst parçadan, prototipe kadar kılavuz yollar içerisinde gitmektedir. Kılavuz olarak kullanılan bowden kablosu, bisiklettteki fren kabloları gibi düşünülebilir. İçi teflon kaplı bowden kabloları, sürtünmeyi azaltarak tendonlarda oluşacak sürtünme kaybını azaltmaktadır. Prototip sisteminde, bowden kablolarının içlerine fazladan yağ damlatılarak sürtünmenin azaltılıp, kayganlığının artırılması amaçlanmıştır. Dışındaki plastik ve içerisindeki çelik ara katman ile hem sert hem de bükülebilir olan bowden kablosuna şekil verilerek kılavuz yollar oluşturulmuş, böylece tendonların gitmesi gereken doğrultular da belirlenmiştir. Her bir tendon için bir adet kullanılan bowden kabloları, 5 mm iç çapa ve 3 mm iç çapa sahiptir. Son prototip deney düzeneği oluşturulurken kullanılan kılavuz yolların sabitlenebilmesi ve uygun şekilde prototipte doğru yönlendirilebilmesi için kılavuz tutucu parçalara ihtiyaç duyulmuştur. Kolay işlenebilirliğinden dolayı özellikleri Çizelge 3.3'te verilen 5083 alüminyum malzeme kullanılarak üretilen tutucuların üretimi, Bölüm 5.2.2.2'de yapılan katı model tasarımına göre gerçekleşmiştir.

Çizelge 3. 3 5083 alüminyum özellikleri

Temper	0/H111
Akma Mukavemeti (MPa) (Min – Max)	125 – 145
Çekme Mukavemeti (MPa) (Min – Max)	275 – 300
Uzama (%50)	22
Brinel Sertliği	70 – 75

3.4 Manuel Lineer Manipülatör

Manuel lineer manipülatörlerin kullanım amacı, ölçekli ara prototip deneylerinde tendonların lineer yer değiştirme miktarları ile prototipin eğilme açısı arasındaki ilişkiyi deneysel olarak belirlemektir. Bu amaçla Newport 9064 – X – M manuel lineer manipülatör ve Newport SM – 25 verniyer kullanılmıştır. Ölçekli ara prototip deneylerinde dört adet kullanılan manuel lineer manipülatörlerin her biri, bir tendona bağlanmıştır. Verniyer yardımıyla hareket ettirilen lineer manipülatörün, eğilme mekanizmasında meydana getirdiği değişim gözlemlenmiştir. Yapılan eğilme hesapları ile tuttuğu belirlenmiştir. Manuel lineer manipülatörün özellikleri Çizelge 3.4'te ve

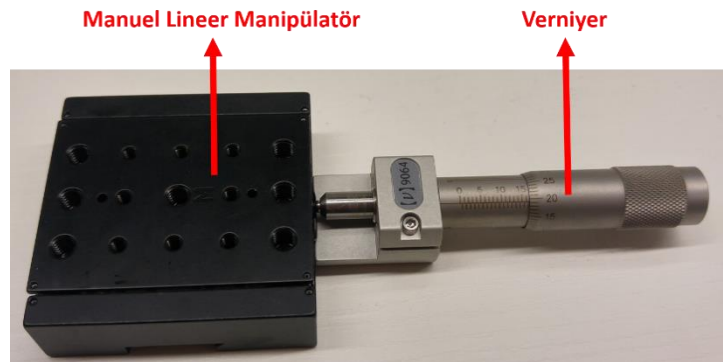
vernilerin özellikleri Çizelge 3.5'te verilmiştir. Birleştirilen manipülatör ve verniye Şekil 3.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 3. 4 Lineer manipülatör özellikleri

Hareket Eksen	X
Maksimum Hareket Mesafesi	28 mm
Vida Tipi	Metrik 6 (M6)
Yük Kapasitesi	89 N
Malzeme	Alüminyum
Rulman Tipi	Bilyeli Rulman
Çözünürlük	<0.5 μ m
Düz Çizgi Doğruluğu	<2.5 μ m

Çizelge 3. 5 Verniye özellikleri

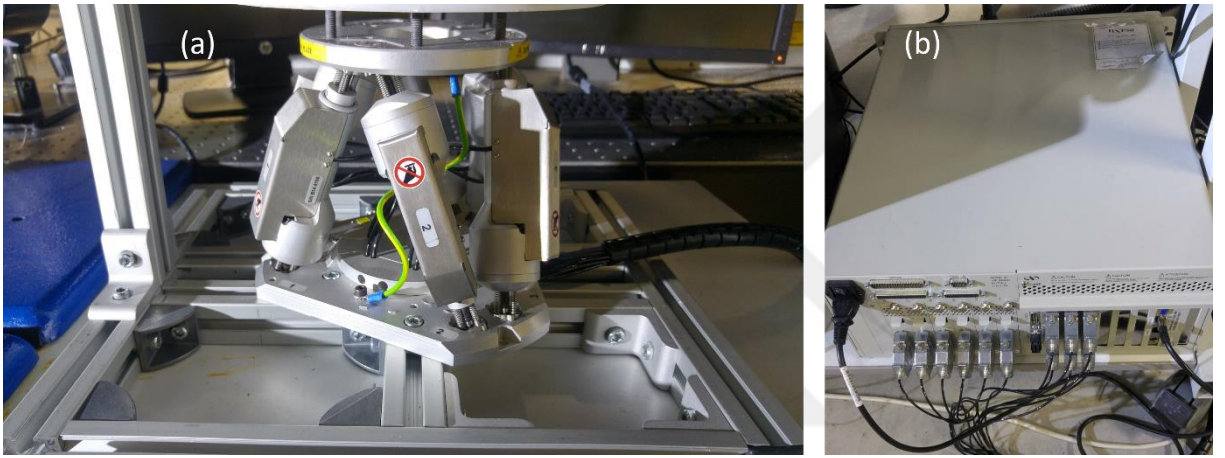
Maksimum Hareket Mesafesi	25 mm
Eksenel Yük Kapasitesi	102 N
Hassasiyet	1 μ m
Tip	Mikrometre Verniye



Şekil 3. 2 Manipülatör ve verniye

3.5 Stewart Platformu ve Kontrolcüsü

Son prototipin manipüle edilebilmesi için Stewart platformu kullanılmıştır. Oluşturulan katı model tasarımına göre dairesel 90° aralıkla yerleştirilen dört tendonun uygun miktarlarda çekilip serbest bırakılmasıyla prototipte eğilme sağlanmaktadır. Bir tendon, çaprazında bulunan tendon ile zıt yönde ve aynı miktarda hareket ettiği için Stewart platformu kontrolü kolaylaştırmış ve bu nedenle tercih edilmiştir. X,Y ve Z eksenlerinde dönme ve öteleme olmak üzere 6 ekseninde hareket edebilen Newport HXP50 – MECA Stewart platformu (Şekil 3.3(a)) ve Newport HXP50 – ELEC Stewart platformu kontrolcüsü (Şekil 3.3(b)) hakkında detaylı bilgi Bölüm 7.1’de verilmiştir.



Şekil 3. 3 (a) Hexapod, (b) hexapod kontrolcüsü

3.6 Joystick

Oluşturulan son prototip sisteminin kontrolü joystick ile yapılmaktadır. Kameradan alınan geribeslemeye göre operatörün hedefe yaklaşabilmek için joysticki hareket ettirmesi gerekmektedir. Bu nedenle Logitech Extreme 3D Pro joystick kullanılmıştır. Üzerindeki; X ve Y eksenleri olmak üzere iki eksenli yönetme kolu, 12 programlanabilir tuş, 8 yönlü tuş ve kaydırılabilir buton ile birçok özellik eklenmesine olanak sağlayan joystickte istenilen özellikler istenilen tuşlara atanabilmektedir. Prototip kontrolü için, iki eksenli yönetme kolu ve kaydırılabilir buton kullanılmıştır. Yönetme kolu, eğilme mekanizmasını kontrol ederken, kaydırılabilir buton uzun süre istenilen eğim ile beklemesi gereken prototip uç pozisyonunun sabit tutulması amacıyla kilitlenmesini sağlamaktadır.

3.7 Sigma Profiller, Bağlantı Parçaları ve Yapıştırıcılar

Son prototip deney düzeneği için sigma profiller kullanılarak deney düzeneği kurulmuştur. 30 x 30 mm M6 civatalara uygun kanallı sigma profillerden oluşan deney düzeneği üzerinde; Stewart platformu, kılavuz yollar, kılavuz tutucu, metal malzemeli prototip ve prototip tutucu gibi tüm bileşenler bulunmaktadır.

Sigma profilleri birbirlerine sabitleyebilmek için köşe bağlantı parçaları kullanılmıştır. 30 x 30 mm boyutlarında M6 oluklara sahip sigma profil için, 90° açılı M6 deliğe sahip 30 mm genişlikte kullanılan köşe bağlantı parçaları, alyan başlı imbus M6 civatalar ve sigma profiller için kullanılan tırtıllı somunlar ile sıkıştırılmıştır.

Bölüm 5.2.2.2’de iki çeşit tendon kılavuz tutucusunun katı modeli detaylandırılmıştır. Bu iki tasarımdan eğimli olan için kullanılan Sun-fix Universal Verwendbar macun kaynak ve Sun-fix Liquid sıvı kaynak kullanılmıştır.

3.8 Pleksiglas Levha

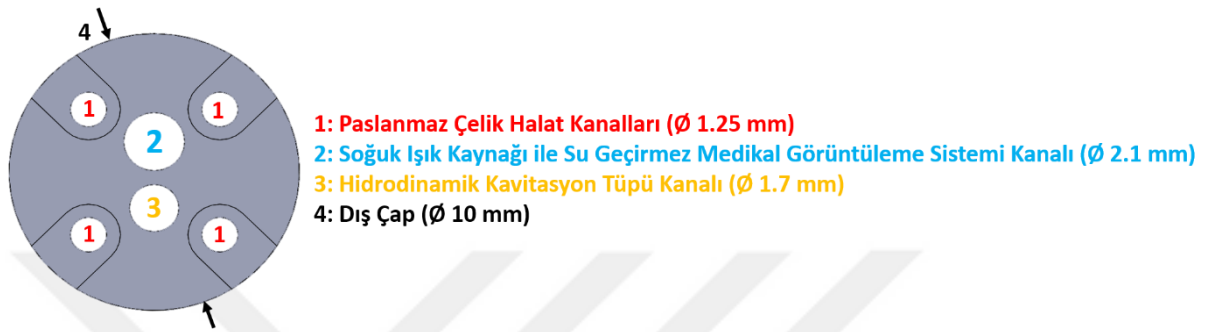
Son prototipte deney düzeneğinde manipülatör olarak kullanılan Stewart platformu üzerinde, tendonların sabitlenebileceği bir yer bulunmamasından dolayı ek bir üst parçaya ihtiyaç duyulmuştur. Bu parçanın Stewart platformu üzerine bağlanacağı için hafif olması, tendonların üzerine açılacak deliklere sabitleneceği ve hareketi iletmesi gerektiği için mümkün olduğunca esnememesi ve üzerine delik açılacağı için de kolay bir şekilde işlenebilmesi gerekmektedir. Bunlar göz önüne alındığında pleksiglas malzeme seçilmiş olup, 210 mm en ve boyunda, 10 mm kalınlığında kare bir pleksiglas levha tedarik edilmiş ve Bölüm 5.2.2.1’de yapılan katı model tasarımına göre üretilmiştir.

PROTOTİP BOYUTLARI VE EĞİLME MEKANİZMASI

4.1 Prototip Boyutları

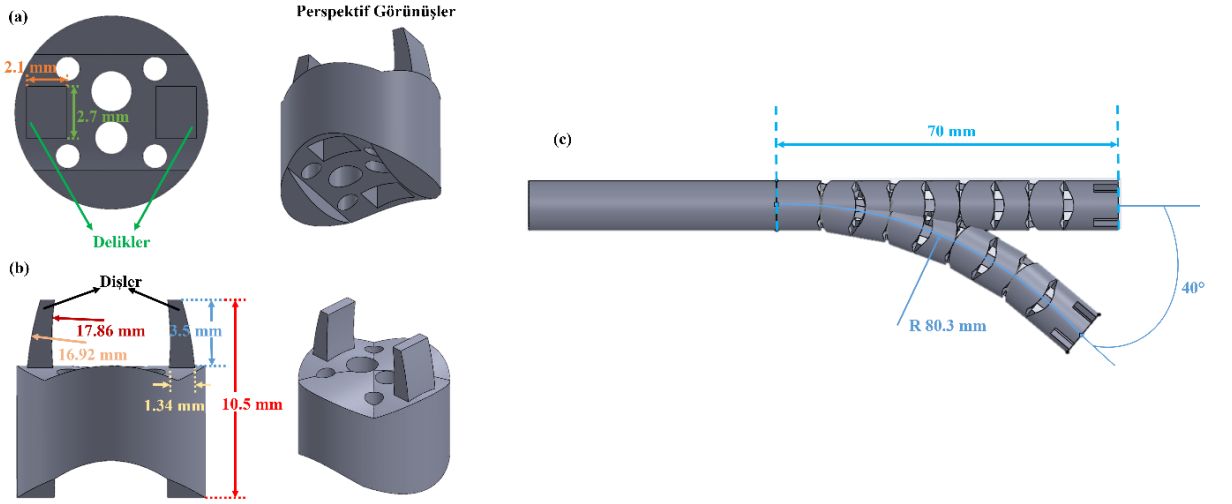
Geliştirilen prototip üzerinde; biri hidrodinamik kavitasyon tüpü biri de medikal kamera için olmak üzere iki farklı çalışma kanalı, X ve Y eksenlerinde $\pm 40^\circ$ aralığında eğilme sağlayabilmek amacıyla kullanılan dört adet tendon kanalı bulunmaktadır. Bu ihtiyacı karşılayabilmek için gereksinimler göz önüne alınarak üzerinde farklı boyutlarda 6 adet kanal olan en küçük dış çaplı prototip oluşturulmuştur. Hidrodinamik kavitasyonu sağlayabilmek için 1.5875 mm dış çapında PEEK malzemesinden tüp kanalı üretilmiştir. Tüpün prototipe yerleştirilebilmesi için 1.7 mm çaplı bir kanal prototip üzerine yerleştirilmiştir. Kavitasyon tüpü küçültülemeyeceği için yer kazanmak amacıyla kamera ve $\pm 40^\circ$ aralığında eğilmeyi sağlamak için kullanılan tendon çaplarının ve ışıklandırma ve görüntüleme sistemi çapının küçültülmesi hedeflenmiştir. Yapılan araştırmalar sonucunda üzerinde soğuk ışık kaynağı bulunan 2 mm dış çaplı su geçirmez medikal kamera tedarik edilmiştir. Sadece kameranın dış çapı 1.2 mm olmakla birlikte, üzerinde bulunan fiberoptik ışık kaynağı dahil edilince dış çap 2 mm'e olmaktadır. İç içe bulunan görüntüleme ve ışıklandırma sistemi, prototipe 2.1 mm çapında bir kanal kullanılarak entegre edilmiştir. Yapılan deneylerin su içerisinde gerçekleşmesinden dolayı su geçirmez özelliğinden, kendi üzerinde ışık kaynağını bulundurarak fazladan bir kanala ihtiyaç duyulmamasını sağladığından, kısıtlı alanda kullanıma izin veren 2 mm dış çapa sahip olmasından ve eğilebilir bir şaft ile eğilebilir prototipe uyumlu olması nedenleriyle bu görüntüleme sistemi tercih edilmiştir. Eğilmeyi sağlayan 1 mm çaplı tendon halatlar

prototip içersine 90° açıyla yerleştirilen 4 adet 1.25 mm çaplı kanal içerisinden geçerek prototipin eğilmesini sağlamaktadır. Esnemeyen halatlar, Stewart platformunda oluşan eğilmeyi, en az kayıpla ileterek prototip ucunun eğilmesini sağlamaktadır. 1 adet 1.7 mm çaplı kanal, 1 adet 2.1 mm çaplı kanal ve 4 adet 1.25 mm çaplı kanal göz önüne alınarak diş-yuva eğilme yapısı eklendiğinde prototipin toplam dış çapı 10 mm olmaktadır (Şekil 4.1).



Şekil 4. 1 Geliştirilen prototip bileşenlerinin çapları

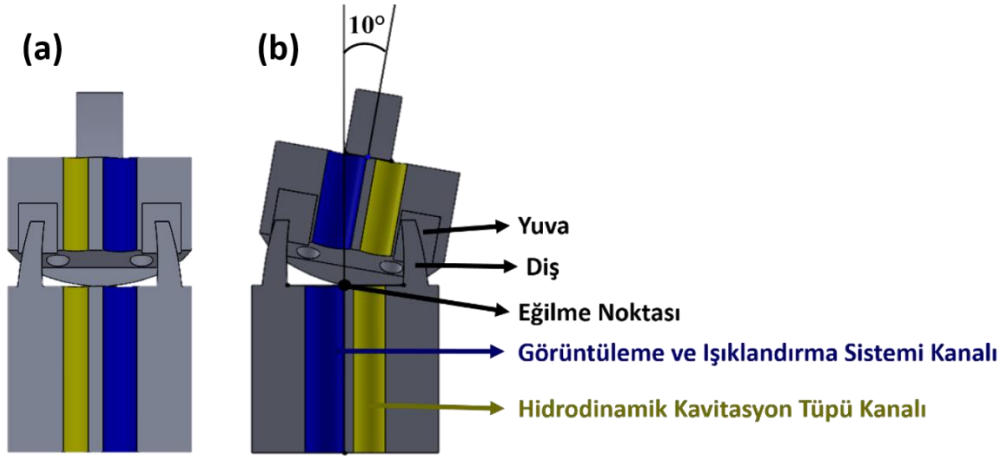
Prototipin eğilebilen kısmı, taban parçası, X eksenini boyunca eğilebilen ara parça, Y eksenini boyunca eğilebilen ara parça ve uç parça olmak üzere 4 farklı mikromanipülatör parçasından oluşmaktadır. Prototipin eğilmesi ve merkezlenmesi mikromanipülatör parçaları üzerindeki tasarlanan diş-yuva yapısı sayesinde olmaktadır. Mikromanipülatör parçaları, yapacakları harekete göre diş ve/veya delik bulundurmaktadırlar. Taban parçasının alt yüzeyinde sadece diş, X eksenini boyunca eğilebilen ara parçanın ve Y eksenini boyunca eğilebilen ara parçanın alt yüzeylerinde delik ve üst yüzeylerinde diş, uç parçasının ise sadece alt yüzeyinde delik bulunmaktadır. Mikromanipülatör parçaları altında bulunan yuvaların boyutları 2.1 mm x 2.7 mm x 2.72 mm'dir (Şekil 4.2(a)). Dişlerin boyutları ise 1.34 mm x 2.5 mm x 3.5 mm'dir. Dişler kavisli olup 17.86 mm iç ve 16.92 mm dış eğrilik yarıçapına sahiptir. Diş uzunlukları da dahil olmak üzere taban parçasının uzunluğu 12.5 mm, ara parçaların dişlerle birlikte uzunluğu 10.5 mm (Şekil 4.2(b)) ve uç parçasının uzunluğu ise 11 mm'dir. Parçalar Bölüm 6.2'de belirtilen sırayla birleştirildiğinde prototipin başlangıç pozisyonundaki (0°) toplam boyu 70 mm olmaktadır. Prototip eğilebileceği son noktaya kadar geldiğinde (40°) eğrilik yarıçapı 80.3 mm olmaktadır (Şekil 4.2(c)). Şekil 4.1'de hem diş hem de yuva barındırdığı için X eksenini boyunca eğilebilen ara parça üzerinden detaylar verilmiştir. Diğer parçalarda da diş ve yuvaların yerleri aynıdır.



Şekil 4. 2 X ekseninde eğilebilen ara parçanın detaylandırılması (a) yuvaların boyutlandırılması, (b) dişlerin boyutlandırılması ve parça uzunlukları, (c) prototipin 0° başlangıç konumundaki uzunluğu ve 40° son pozisyondaki eğrilik yarıçapı

4.2 Eğilme Mekanizması

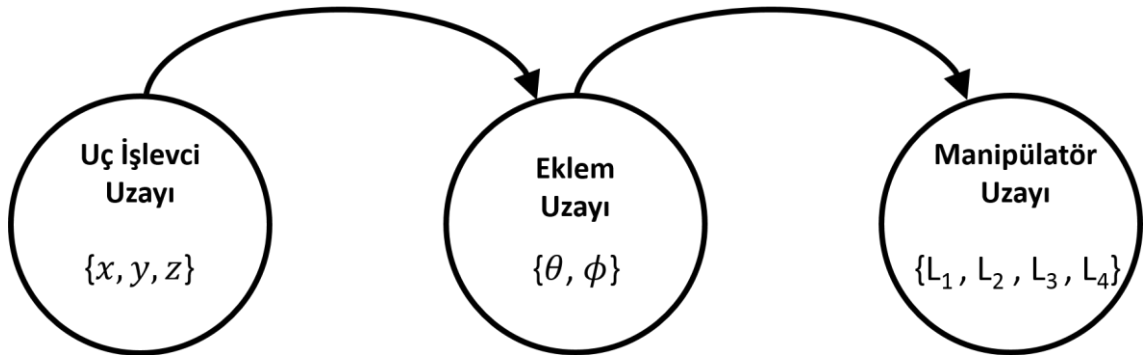
Prototipin eğilebilir kısmı için 4 farklı mikromanipülatör parçasından oluşan 9 parça Bölüm 6.2’de açıklanan sıraya göre dizilerek birleştirilmiştir. Bu 9 parça aralarında 8 eğilme noktası oluşturmakta ve eğilme bu noktalarda gerçekleşmektedir. Yapılan katı model tasarımında, her bir eğilme noktasına eklenen dış-yuva yapısı sayesinde X ve/veya Y ekseninde $\pm 10^\circ$ aralığında eğilmeye (Şekil 4.3) izin vermektedir. Şekil 4.2(b)’de gösterilen iç kısımda 17.86 mm ve dış kısımda 16.8 mm eğrilik yarıçaplarına sahip dişler, 0°’lik başlangıç pozisyonunda parçaların birbirine temas edip eğilme noktası oluşturduğu noktalarda yuvalara düz bir şekilde girmektedir (Şekil 4.3(a)). Eğilme gerçekleştiğinde ise dişler Şekil 4.3(b)’de gösterildiği gibi yuvaların çeperlerine dayanmakta ve eğilmeyi 10° ile sınırlandırmaktadır. 8 eğilme noktasının 4’ü X ekseninde, kalan 4’ü ise Y ekseninde eğilmeye izin vermektedir. Böylece birleştirilen son prototipin hem X hem de Y eksenlerinde toplam 40° eğilmesi sağlanabilmektedir.



Şekil 4. 3 Arka arkaya gelen iki mikromanipülatör parçasının (a) 0° başlangıç durumundaki hali, (b) 10° eğilme durumundaki hali

Prototipin eğilebilir kısmı Stewart platformu ile kontrol edilmektedir. Eğilme mekanizması tasarımı yapıldıktan sonra, Stewart platformu ile prototipin eğilebilir kısmı arasındaki ilişki literatürde yapılan çalışmalar kullanılarak [21-23] matematiksel olarak ifade edilmiştir.

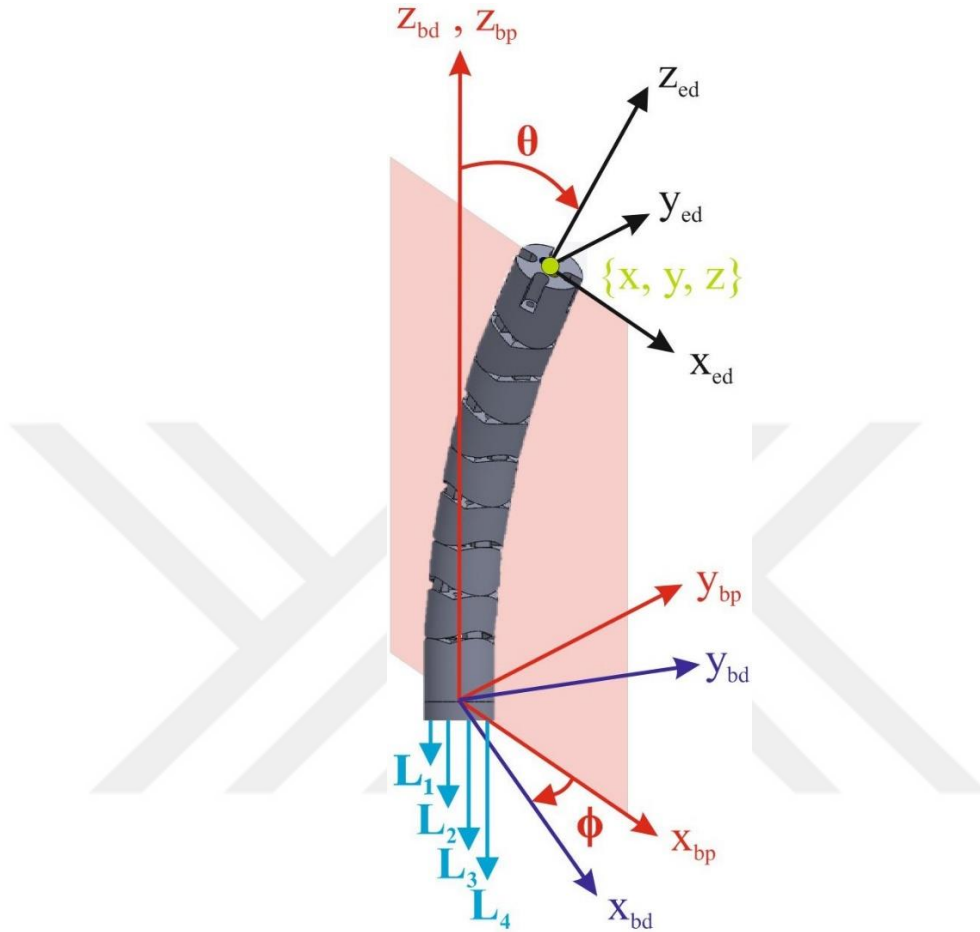
Eğilebilir prototip, Stewart platformu tarafından kontrol edilen tendon halatlar ile kontrol edilmektedir. Bu nedenle tendonların lineer yer değiştirmesi, eğilebilir kısmın eklem uzayı ve uç işlevcinin uzaysal hareketi arasındaki ilişki Şekil 4.4'te gösterildiği gibi ifade edilmiştir.



Şekil 4. 4 Eğilme için kullanılan uzaylar arası ilişki

Operatör tarafından kontrol edilen prototipe, joystick aracılığıyla $\{x, y, z\}$ uzaysal konum bilgisi verilmektedir. Bu bilginin Stewart platformuna uygun bir dönüşümle iletilmesi gerekmektedir. Bu sayede Stewart platformu prototipi kontrol eden roll ve pitch açılarında uygun miktarlarda eğilme hareketi yaparak istenilen hareket

gerçekleştirebilmektedir. Bu dönüşüm $\{x, y, z\}$ uzaysal hareketi, öncelikle prototipin eğilebilir kısmının açı değerlerine $\{\theta, \phi\}$ daha sonra da açı değerlerini elde edebilmek için Stewart platformunun eğilme açısına çevirmektedir (Şekil 4.5).



Şekil 4. 5 Kullanılan terimlerin prototip üzerine uygulanması

Şekil 4.5'te gösterildiği üzere $\{x, y, z\}$ uç işlevcinin uzaydaki konumunu, $\{\theta, \phi\}$ eğilebilir kısmın eklem uzayını, $\{L_1, L_2, L_3, L_4\}$ Stewart platformu tarafından tahrik edilen tendonların uzunluklarını, $\{x_{bd}, y_{bd}, z_{bd}\}$ taban parçasına yerleştirilen referans koordinat sistemini, $\{x_{bp}, y_{bp}, z_{bp}\}$ dönmeyi ifade eden koordinat sistemini ve $\{x_{ed}, y_{ed}, z_{ed}\}$ uç noktasına yerleştirilen koordinat sistemini belirtmektedir. Uç işlevcinin başlangıç pozisyonundan $\{x, y, z\}$ noktasına ulaştığı durumda eklem uzayı, θ eğilme açısı ve ϕ eğilme yönüyle ifade edilmektedir.

Prototipin uç işlevcinin uzaysal konumu olan $\{x, y, z\}$ ile eklem uzayı $\{\theta, \phi\}$ arasındaki ilişki (4.1) ve (4.2) denklemleriyle ifade edilmiştir. Bu denklemler operatör tarafından uç

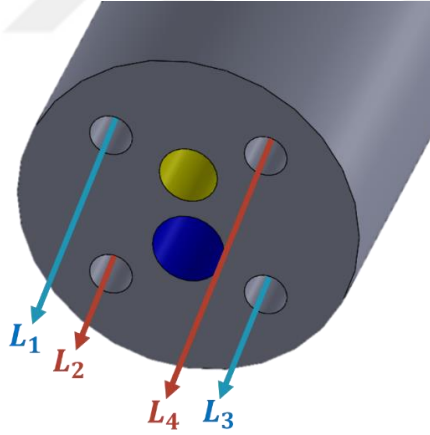
işlevci uzayında verilen komutları gerçekleştirebilmek için eğilebilir kısmın eklem açısı değerlerini bulmak için kullanılan ters kinematik eşitlikleridir.

$$\phi = \arctan\left(\frac{y}{x}\right) \quad (4.1)$$

$$\theta = \frac{2N-1}{N} \cdot \arctan\left(\frac{\sqrt{x^2+y^2}}{z}\right) \quad (4.2)$$

Bu denklemlerde; N toplam eklem sayısını göstermektedir.

$\{\theta, \phi\}$ eklem uzayı ile $\{L_1, L_2, L_3, L_4\}$ tendon boyları arasındaki matematiksel ilişki (4.3), (4.4), (4.5) ve (4.6) denklemleri ile ifade edilmiştir. Bu denklemlerde birbirleriyle çapraz olarak konumlandırılmış L_1 ve L_3 , L_2 ve L_4 antagonistik hareket eden çiftlerdir. Bu durum L_1 tendonunun çekildiği durumda L_3 tendonunun serbest bırakılması olarak örneklendirilebilir (Şekil 4.6). Bu denklemler, eklem uzayından Stewart platformu uzayına geçmek için kullanılan ters kinematik yöntemini ifade etmektedir. Yani, hedeflenen 40° eğilmeyi saplayabilmek için tendon halatların ne kadar lineer yer değiştirme yapması gerektiğini gösterir. Değerler yerine konulduğunda 2.5 mm'lik bir yer değiştirmenin prototip ucunun 40° eğebilmesini sağladığı hesaplanmıştır.



Şekil 4. 6 Antagonistik tendon çiftleri

$$L_1 = L_0 + 2N \left[b \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) - h_0 \sin^2\left(\frac{\theta}{4}\right) \right] \quad (4.3)$$

$$L_2 = L_0 + 2N \left[a \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) - h_0 \sin^2\left(\frac{\theta}{4}\right) \right] \quad (4.4)$$

$$L_3 = L_0 - 2N \left[b \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) + h_0 \sin^2\left(\frac{\theta}{4}\right) \right] \quad (4.5)$$

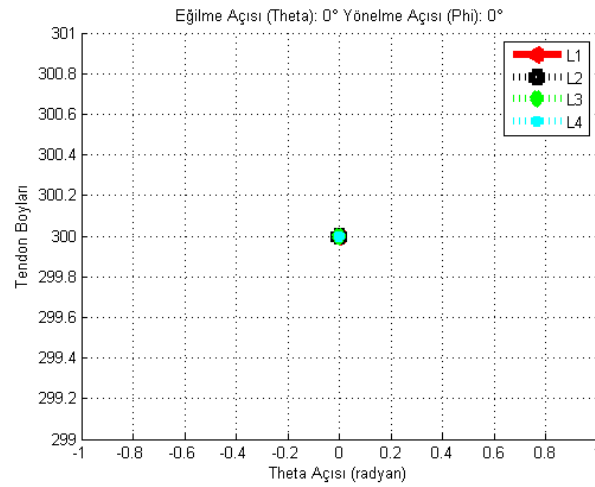
$$L_4 = L_0 - 2N \left[a \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) + h_0 \sin^2\left(\frac{\theta}{4}\right) \right] \quad (4.6)$$

Bu denklemlerde; $a = \frac{d}{2} \sin(\phi)$, $b = \frac{d}{2} \cos(\phi)$, d bir antagonistik çift tendon arası dik mesafe, h_0 0° başlangıç pozisyonunda eklemler arasındaki mesafe, L_0 tendonların 0° başlangıç pozisyonundaki uzunluklarıdır.

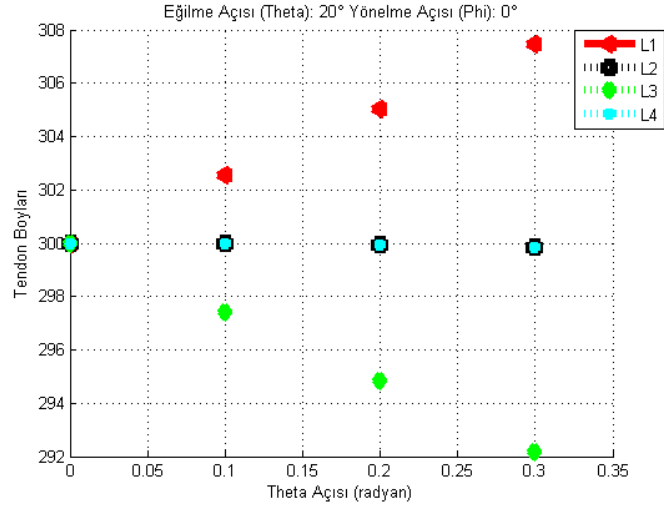
Prototipin eğilme mekanizmasını yönlendirebilmek, tendon tellerin kontrol edilmesi ile gerçekleşmektedir. 4 tendonu istenilen açıya göre kontrol edebilmek için (4.1), (4.2),(4.3) ve (4.4) denklemlerinden faydalanılmıştır. Çizelge 4.1’de denklem sabitleri verilmiştir. Verilen eğilme açısı (θ) ve yönelme açısı (ϕ) giriş değerlerine göre antagonistik hareket eden tendonların uzunluklarının grafiksel gösterimi yapılmıştır (Şekil 4.7 - Şekil 4.15). Tendonların başlangıç pozisyonundaki (0°) uzunlukları 300 mm olup, eğilme ve yönelme durumlarına göre tendon uzunlukları verilmiştir.

Çizelge 4. 1 Prototip kontrolü için kullanılan sabitler

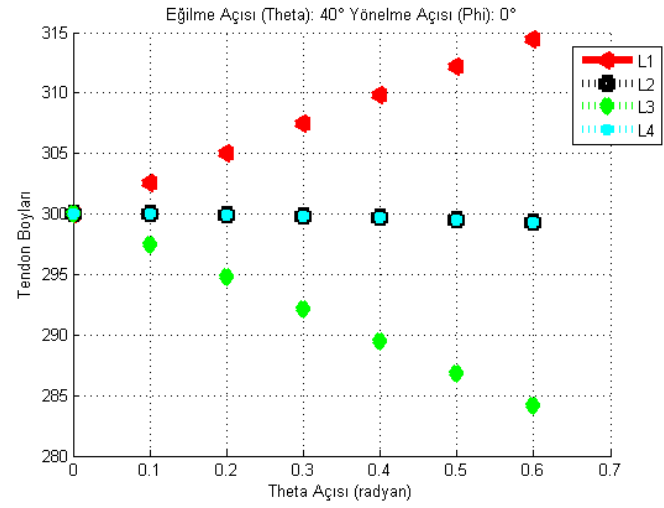
Tendonların başlangıç pozisyonundaki (0°) uzunlukları (L_0)	300 mm
Toplam Eklem Sayısı (N)	8
Antagonistik bir tendon çifti arasındaki dik uzaklık (d)	6.4 mm
Başlangıç pozisyonunda (0°) eklemler arasındaki mesafe	2 mm



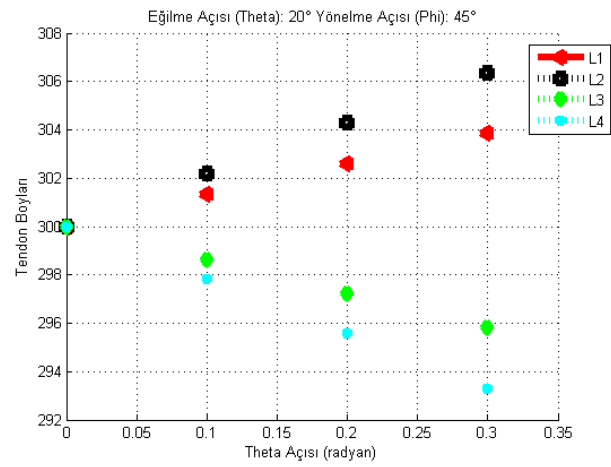
Şekil 4. 7 Eğilme Açısı: 0° , Yönelme Açısı: 0°



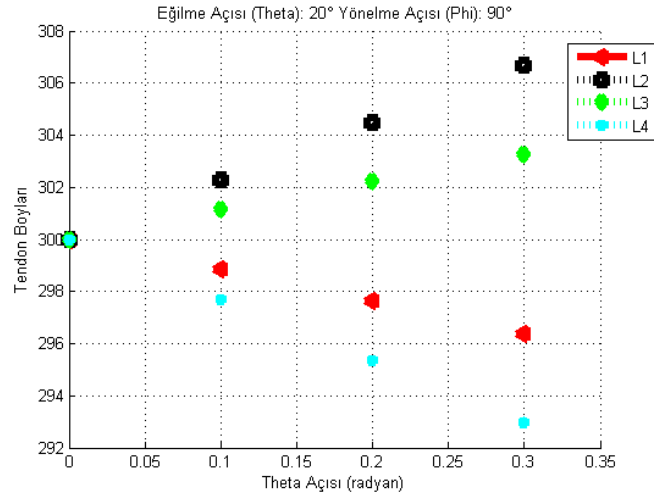
Şekil 4. 8 Eğilme Açısı: 20°, Yönelme Açısı: 0°



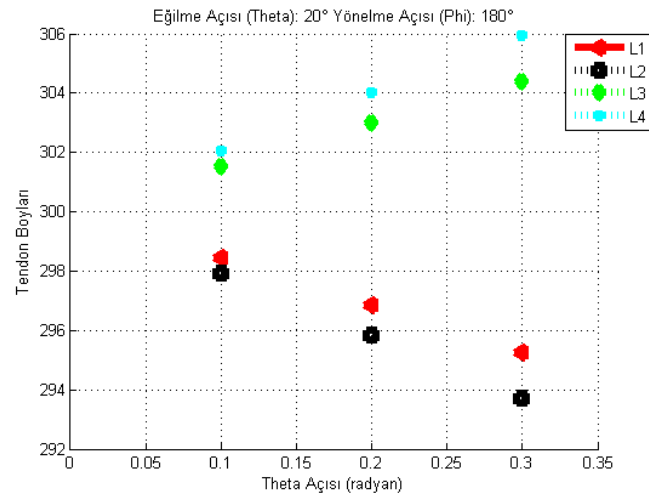
Şekil 4. 9 Eğilme Açısı: 40°, Yönelme Açısı: 0°



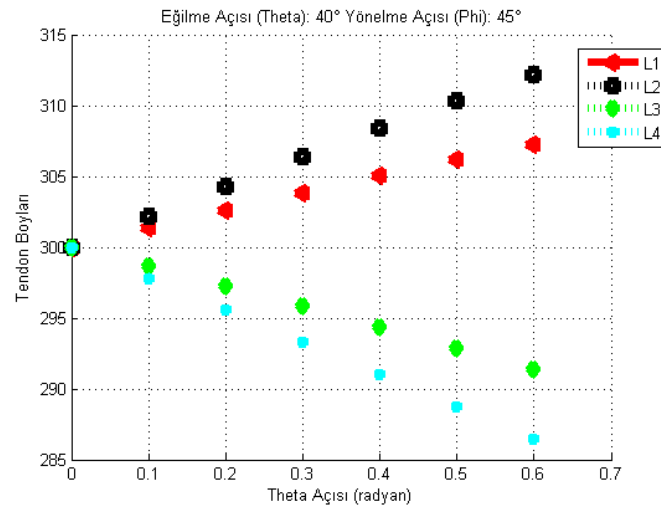
Şekil 4. 10 Eğilme Açısı: 20°, Yönelme Açısı: 45°



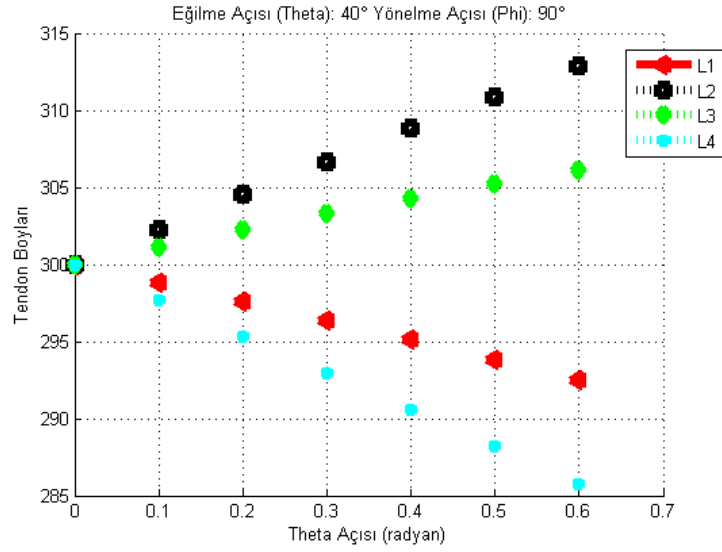
Şekil 4. 11 Eğilme Açısı: 20°, Yönelme Açısı: 90°



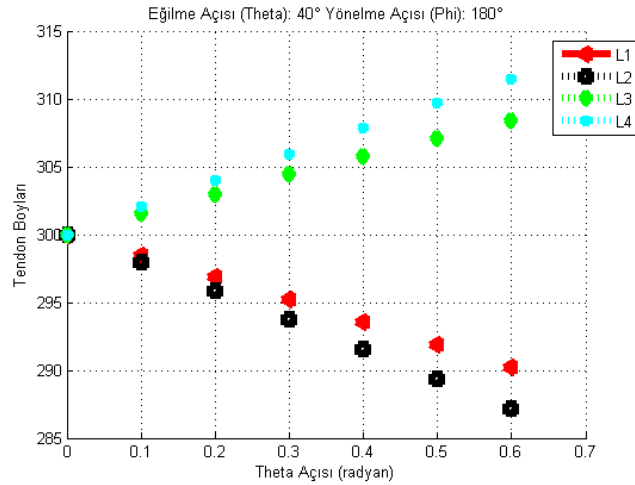
Şekil 4. 12 Eğilme Açısı: 20°, Yönelme Açısı: 180°



Şekil 4. 13 Eğilme Açısı: 40°, Yönelme Açısı: 45°

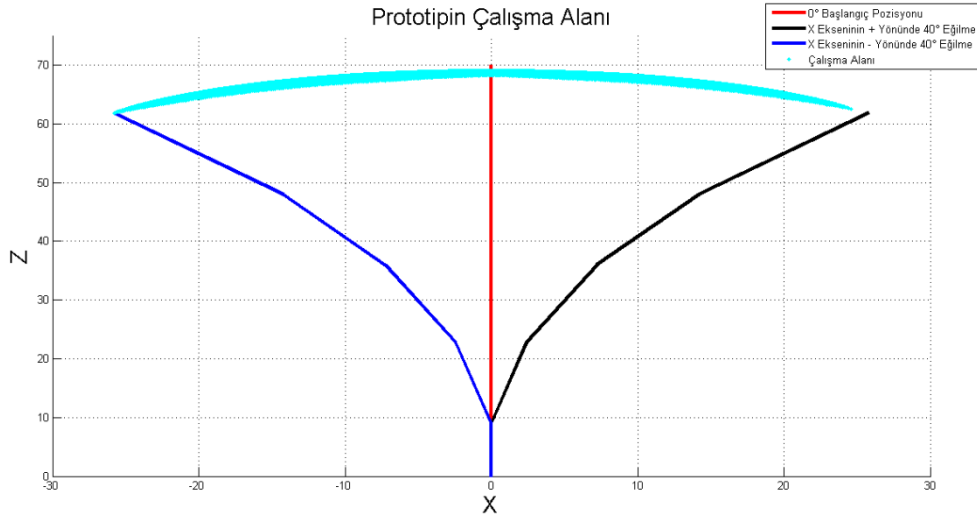


Şekil 4. 14 Eğilme Açısı: 40°, Yönelme Açısı: 90°

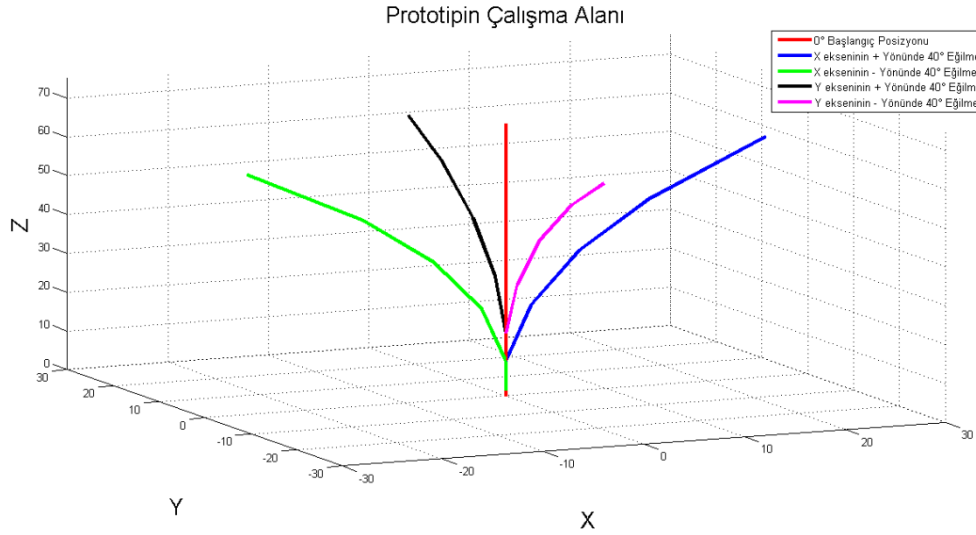


Şekil 4. 15 Eğilme Açısı: 40°, Yönelme Açısı: 180°

Tendonların kontrol edilmesi sonucunda meydana gelen eğilme hareketinin çalışma alanı belirlenmiştir. Şekil 4.16'da, X-Z düzleminde meydana gelen 2 boyutlu eğilme gösterilirken, şekil 4.17'de ise X-Z ve X-Y düzlemlerinde oluşan 3 boyutlu eğilme gösterilmiştir.

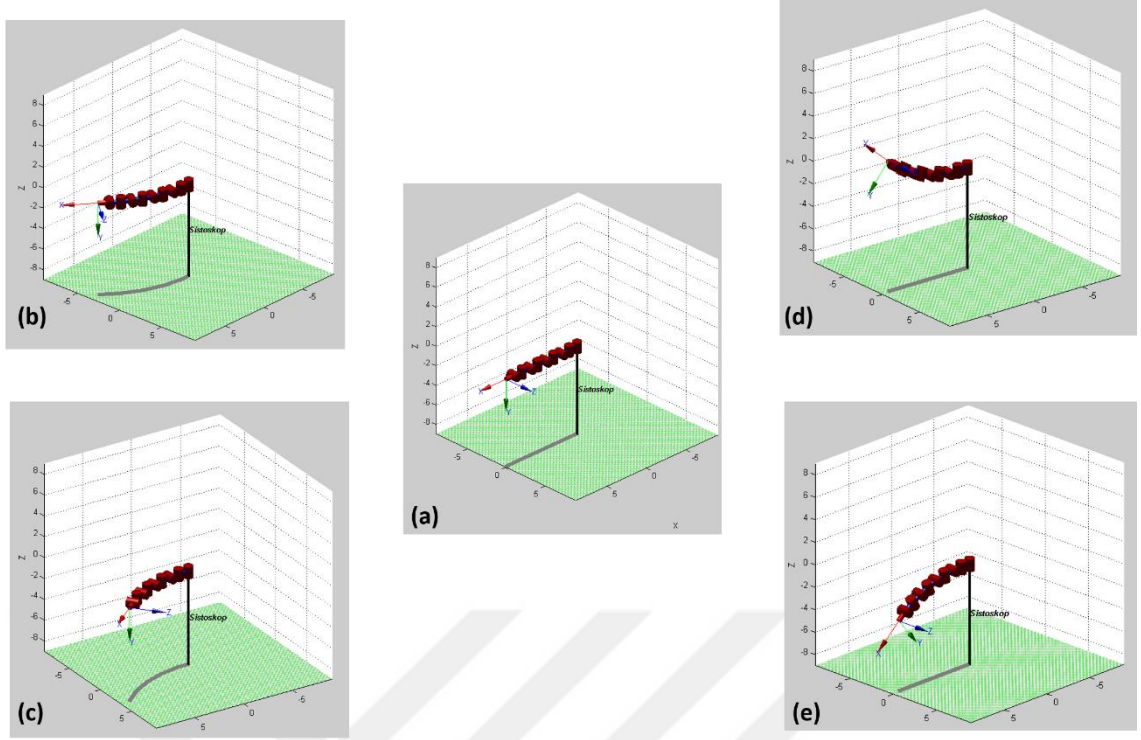


Şekil 4. 16 X-Z düzlemindeki 2 boyutlu eğilme



Şekil 4. 17 X-Z ve X-Y düzlemlerindeki 3 boyutlu eğilme

Matematiksel gösterimler tamamlandıktan sonra, eğilebilir ucun kinematik analizi MATLAB Robotics Toolbox kullanılarak yapılmıştır [24]. Toolbox ile eğilebilir prototip oluşturulmuş, verilen değerlere göre kinematik sonuçları çıkartılmış ve animasyon oluşturulmuştur (Şekil 4.18). MATLAB Toolbox kodu Ek-B’de gösterilmektedir.



Şekil 4. 18 MATLAB Robotics Toolbox'ta yapılan animasyonlarda eğilebilir prototipin (a) 0° başlangıç pozisyonu, (b) +X eksen yönünde 40° eğilme, (c) -X eksen yönünde 40° eğilme, (d) +Y eksen yönünde 40° eğilme, (e) -Y eksen yönünde 40° eğilme durumları

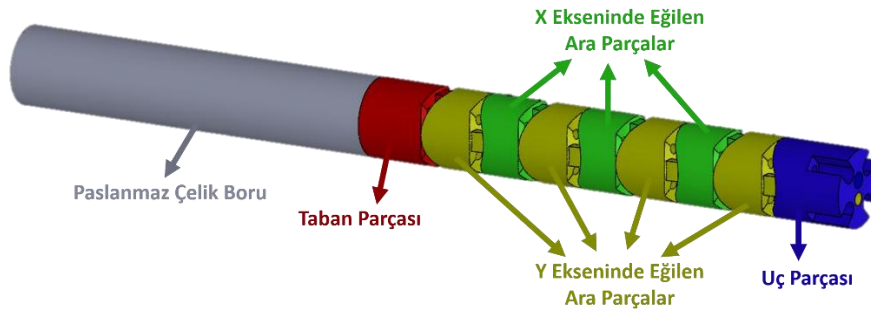
Prototipin eğilme analizi tamamlandıktan sonra eğilme kontrolü gerçekleştirilmiştir. Mikromanipülatör parçalarının ileride detaylandırılacak plastik ve metal malzemeli üretimleri gerçekleştirildikten sonra görüntü işleme yöntemiyle açı ölçümü yapılmıştır (Şekil 4.19). Burada amaç, tasarlanan eğilme mekanizmasının doğruluğunu test etmektir. Doğrulama işleminde, kamera prototipin karşısına yerleştirilmiştir. Dikey eksen yeşil ve prototip ucu kırmızı olarak renklendirilmiş ve Ek-C'de verilen algoritmayla aralarındaki açı ölçümü yapılmıştır. Yerleştirilen iki yeşil noktanın piksel değerlerine göre yeşil renkli bir doğru parçası, iki kırmızı nokta arasında piksel değerlerine göre kırmızı renkli bir doğru parçası çizilmiştir. Bu doğru parçaları arasındaki açı belirlenmiştir.



Şekil 4. 19 Görüntü işleme ile açı değeri bulunması

KATI MODEL TASARIMI

Prototip ve deney düzeneği parçalarının katı modelleri SolidWorks 3B bilgisayar destekli tasarım programı kullanılarak yapılmıştır. Prototipte her iki ardışık eklem arasında 10° olmak üzere X ve Y eksenlerinde toplam 40° eğilmeyi sağlayabilmek amacıyla bir katı model oluşturulmuştur. Prototipin eğilme mekanizmasını; rijit çubuk ucuna uygun sırayla yerleştirilen üç adet X ekseninde eğilebilen ara parça, dört adet Y ekseninde eğilebilen ara parça, bir adet taban parçası ve bir adet uç parçası oluşturmaktadır (Şekil 5.1). Taban parçasının bir tarafı düz, diğer tarafı Y ekseninde eğilmeyi sağlamak amacıyla dişlere sahiptir ve parçanın kendisi hareket etmez. Uç parçasının bir tarafı düz, diğer tarafı ise eğilebilmek için dişlerin gireceği yuvalara sahiptir ve X ekseninde eğilir. Ara parçaların ise bir tarafları dişli, diğer tarafları ise dişlerin gireceği yuvalara sahiptir. X ve Y eksenlerinde eğilebilen ara parçaların birbirinden tek farklı ise parçalardaki diş ve yuva yerlerinin farklı olmasıdır. Bu bölümde, prototip parçalarının yanı sıra ara ve son prototip deney düzeneklerini oluşturmak için üreten parçaların katı modellerine yer verilmiştir.



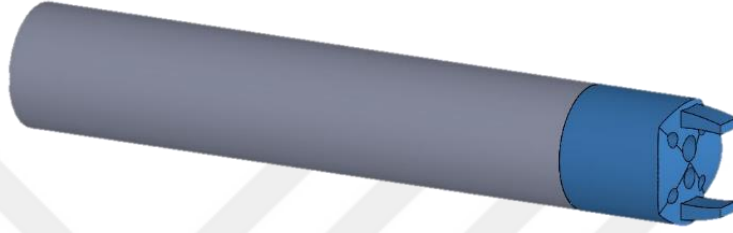
Şekil 5. 1 Prototip eğilme mekanizmasını oluşturan parçalar

5.1 Prototip Parçalarının Modellenmesi

Bu kısımda, prototipi oluşturan parçaların katı model tasarımlarına yer verilmiştir. İlerleyen bölümlerde modellenen parçaların üretimleri ve birleştirilmeleri detaylandırılmıştır.

5.1.1 Taban Parçası

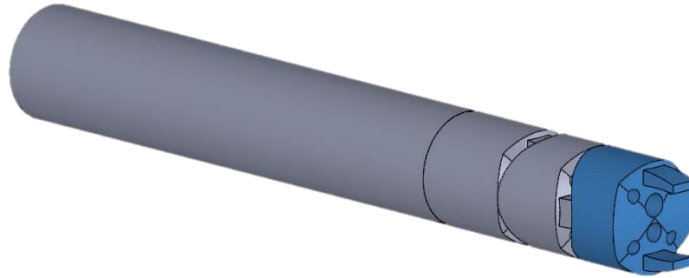
Bu parça Bölüm 3.3'te detaylandırılan paslanmaz çelik boru ile Bölüm 5.1.3'te açıklanan Y ekseninde eğilmenin ilk olarak başladığı parça arasında bulunmaktadır. Parçanın bir tarafı düz iken diğer tarafı kendisinden sonraki hareketli Y ekseninde eğilebilen ara parçanın $\pm 10^\circ$ aralığında eğilebilmesi için dişler bulundurmaktadır. Parçanın kendisi hareket etmemekte, Y ekseninde eğilen ara parçanın zeminini oluşturmakta ve prototipte bir adet bulunur (Şekil 5.2).



Şekil 5. 2 Taban parçası

5.1.2 X Ekseninde Eğilen Ara Parça

X ekseninde $\pm 10^\circ$ aralığında eğilmeyi sağlayan parçadır ve prototipte üç adet bulunur. Bu parçaların bir tarafı kendinden önceki Y ekseninde eğilen ara parçanın dişlerinin girmesi için uygun yuvalara sahip iken, diğer tarafları kendinden sonraki Y ekseninde eğilen ara parçanın yuvalarına girmesi için dişlere sahiptir (Şekil 5.3).



Şekil 5. 3 X ekseninde eğilen ara parça

5.1.3 Y Ekseninde Eğilen Ara Parça

Y ekseninde $\pm 10^\circ$ aralığında eğilmeyi sağlayan parça olmakla birlikte, prototipte dört adet bulunmaktadır. Bu parçaların bir tarafı kendinden önceki X ekseninde eğilen ara parçanın dişlerinin girmesi için uygun yuvalara sahip iken, diğer tarafları kendinden

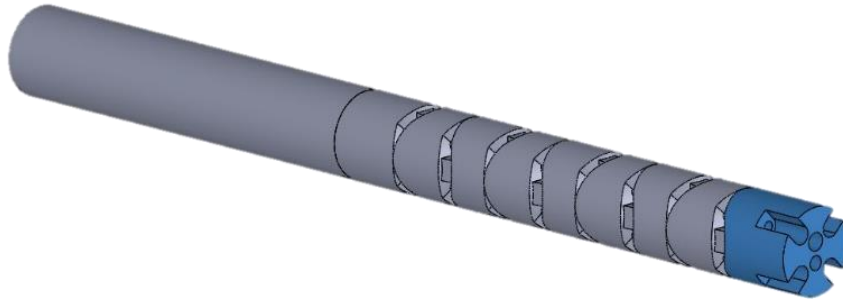
sonraki X ekseninde eğilen ara parçanın yuvalarına girmesi için dişlere sahiptir (Şekil 5.4). Hareketsiz taban parçasından sonraki ilk parça Y ekseninde eğilebilen ara parçadır.



Şekil 5. 4 Y ekseninde eğilen ara parça

5.1.4 Uç Parçası

Prototipin en uçtaki son parçasıdır ve bir adet bulunur. Bir tarafı düz olmakla birlikte diğer tarafı kendinden önceki Y ekseninde eğilebilen ara parça dişlerinin yerleşebileceği yuvalara sahiptir. Prototipi manipüle edebilmek için bir ucları Stewart platformuna sabitlenen tendonların diğer uçları, hidrodinamik kavite tüpü ve soğuk ışık kaynağı ile tümleşik su geçirmez medikal kamera uç parçaya sabitlenmektedir. Uç parçanın düz tarafı; dışarıya bakmakta, operasyon yapılacak böbrek taşı veya prostata en yakın yer olmakta ve X ekseninde $\pm 10^\circ$ aralığında eğilebilmektedir (Şekil 5.5).



Şekil 5. 5 Uç parçası

5.1.5 Boru İçi Kılavuz Parçası

Tendonların bir uçları Stewart platformuna sabitlenen üst parçaya, diğer uçları ise sırasıyla kılavuz yollardan, paslanmaz çelik borudan ve prototipin eğilen ara parçalarından geçerek uç parçaya sabitlenmiştir. Tendonların birbirlerine temas etmesi

durumunda sürtünme kayıpları olduğu ve prototipin eğilen ucunun hedeflenen 40°'ye ulaşamadığı görldği için tendonların başlangıç noktasından son noktaya kadar ayrı ayrı yönlendirmeleri yapılmıştır. Paslanmaz elik boru içerisindeki sürtünmeyi engellemek için ise, boru içerisine yerleştirilecek bir tendon kılavuz parçasının katı model tasarımı yapılmıştır (şekil 5.6). Böylece tendonların, kameranın ve hidrodinamik kavitasyon tüpünün birbirine temas etmeden prototipin eğilen ucuna ulaşması sağlanmıştır.



şekil 5. 6 Paslanmaz elik boru ve boru içi kılavuz parçası

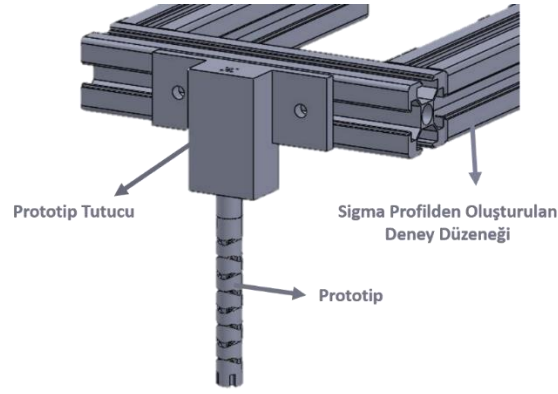
5.2 Deney Sistemi Parçalarının Modellenmesi

Bu bölümde ara prototip deney düzeneğini tamamlayabilmek için tutucu parçalar ve makaraların katı modelleri, son prototip deney düzeneğini tamamlamak için ise Stewart platformunun üst parçası ve kılavuz sabitleyicilerinin katı modelleri verilmiştir.

5.2.1 Ara Prototip Deney Sistemi Parçalarının Modellenmesi

5.2.1.1 Prototip Tutucu Parçaları

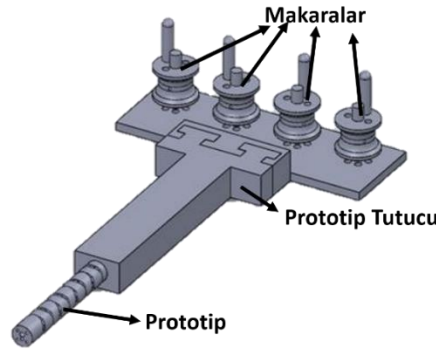
Prototip parçalarının ve paslanmaz elik borunun birleştirildikten sonra manipüle edilebilmesi için prototipin sabitlenmesinde kullanılmak üzere, üretim açısından kolay ve düşük maliyetli olması amacıyla iki parçadan oluşan bir tutucu katı modeli oluşturulmuştur. Tutucu üzerinde, makaralar ile manipüle edilen leksiz ara prototip sisteminde her bir tendon için kullanılacak makaraların yuvaları bulunmaktadır. Bu yuvalar aynı zamanda manuel lineer manipülatörler ile oluşturulan ölçekli ara prototip sisteminde ve Stewart platformu ile oluşturulan son deney düzeneğinde, prototipin sabitlenmesi için de kullanılmıştır (şekil 5.7).



Şekil 5. 7 Prototipin, deney düzeneğine sabitlenmesi için kullanılan prototip tutucu

5.2.1.2 Makara ve Parçaları

Ölçekli deneylere geçmeden önce ilk defa fiziksel olarak üretilen ara prototip ucundaki eğilmeyi sağlayabilmek amacıyla tendonlar, manuel makaralar ile ölçeşiz manipüle edilmiştir. Bu amaçla makaraların katı modelleri oluşturulmuştur. Tendonlar, manuel makaraların dönel olarak hareket ettirilmesiyle tendonları çekip serbest bırakmış, böylece eğilme mekanizması gözlemlenmiştir. Prototip tutucu parça ile makaraların birlikte kullanılabilmesi için, makara sabitleme çubukları ve iki makaranın gerektiğinde birlikte hareket edebilmesi için makara eş merkezleyici parçaların da katı modelleri oluşturulmuştur. Makaraların kullanıldığı ara prototip deney düzeneğinin katı modeli Şekil 5.8’de verilmiştir.



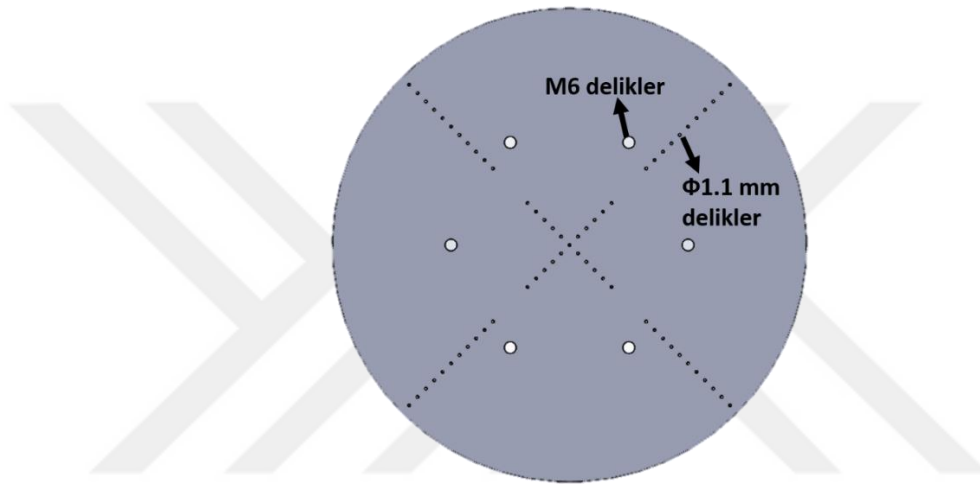
Şekil 5. 8 Makaralarla hareket ettirilen ara prototip deney düzeneği

5.2.2 Son Prototip Deney Sistemi Parçalarının Modellenmesi

Son prototip deney sisteminin tamamlanabilmesi için, tendonların Stewart platformuna bağlanacağı üst parça ve kılavuz tutucularının katı modelleri oluşturulmuştur.

5.2.2.1 Stewart Platformu Üst Parçası

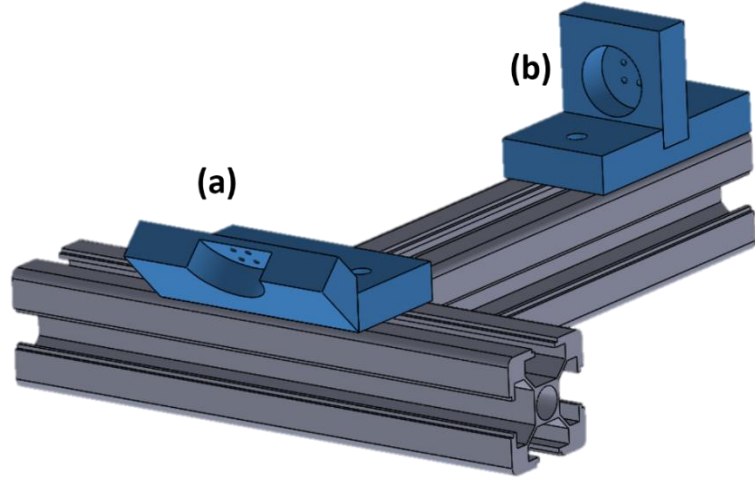
Stewart platformunun üst platformunda, tendonların sabitlenebileceği bir yer bulunmamaktadır. Bu nedenle tendonların sabitlenebilmesi ek bir üst parçaya ihtiyaç duyulmuş ve parçanın üretilmesi için Şekil 5.9'da gösterilen katı model oluşturulmuştur. Bu parça üzerine iki farklı çeşit delik açılmıştır. Sabit aralıklar ile açılmış 1.1 mm çaplı delikler tendonların yüksükler aracılığıyla istenilen pozisyona sabitlenmesini sağlarken, M6 diş açılan delikler üst parçanın Stewart platformu üzerine sabitlenmesini sağlamıştır.



Şekil 5. 9 Stewart platformu üzerine yerleştirilen üst platform

5.2.2.2 Tendon Kılavuz Tutucuları

Bowden kablosu yapılı tendon kılavuzlarının, sigma profillerden oluşturulmuş son prototip deney düzeneği üzerine sabitlenmesi gerekmektedir. Bunun için dört adet kılavuzu tutabilen sabitleyicilerin katı modelleri oluşturulmuştur. Düz ve açılı olmak üzere iki farklı şekilde tasarlanan tutuculardan; düz olanları sigma profil üzerindeki düz yüzeylerde kullanılırken (Şekil 5.10(a)), açılı olanlar profillerin ucunda, düz kısımdan bir açı ile prototipe ve Stewart platformuna geçen kısımlarda kullanılmaktadır (Şekil 5.10(b)).



Şekil 5. 10 Sigma profiller üzerine yerleştirilmiş (a) açılı tutucu (b) düz tutucu

ARA VE SON PROTOTİP ÜRETİMİ, DENEY SİSTEMİNİN KURULMASI VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu bölümde, katı modelleri oluşturulan parçaların üretimleri, ara ve son prototip sistemlerinin deney düzeneklerinin oluşturulması ve yapılan deneyler paylaşılacaktır.

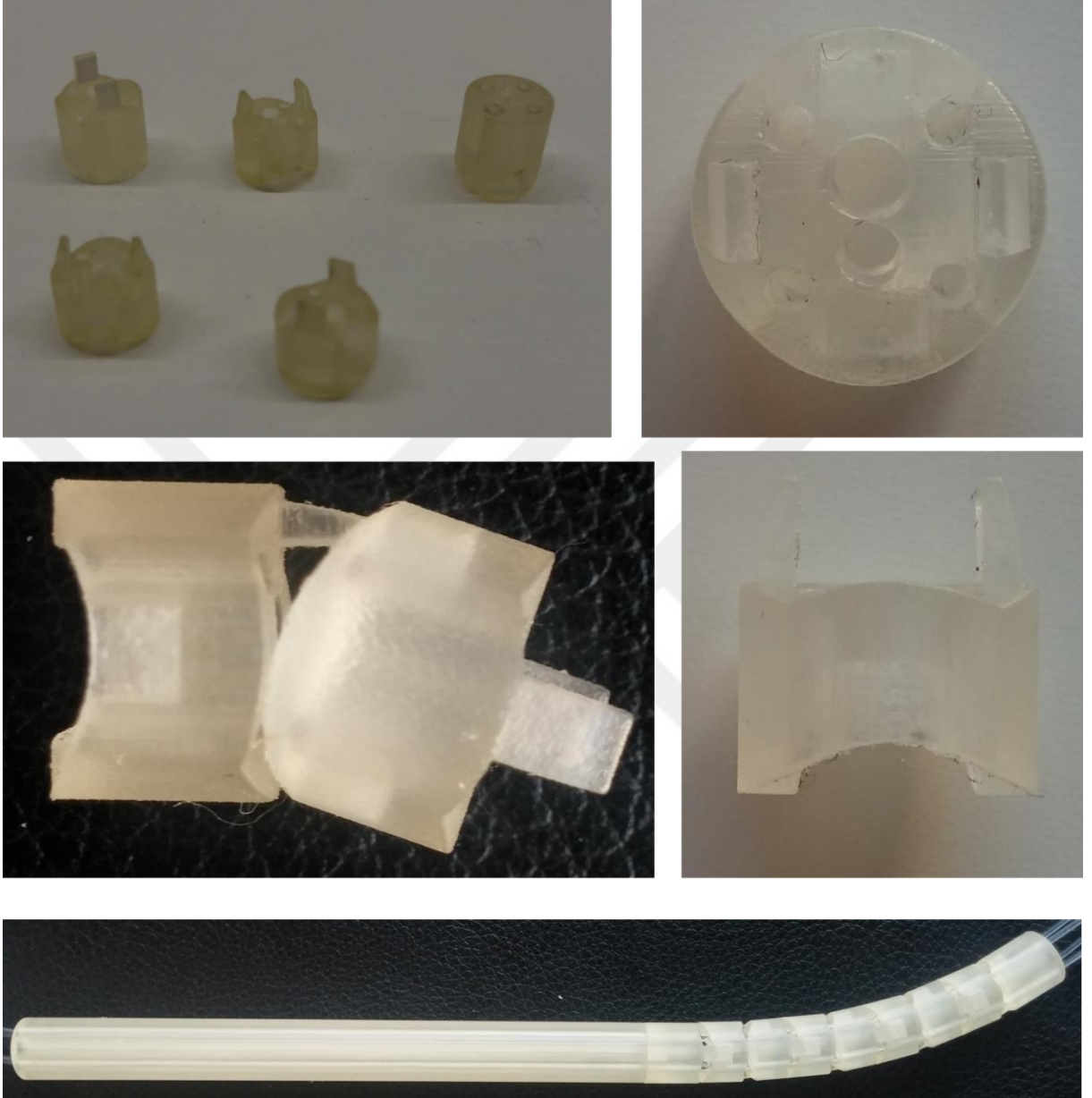
6.1 Ara Prototip ve Deney Düzeneği Parçalarının Üretilmesi

Ara prototipin ve deney düzeneğini oluşturan parçaların katı model tasarımları tamamlandıktan sonra iki farklı 3B yazıcı kullanılarak fiziksel olarak üretilmişlerdir. Üretilen bazı parçaların üzerlerindeki 1.25 mm çapındaki uzun kanallar ve karmaşık geometri gibi üretimde dikkat edilmesi gereken özelliklerinden dolayı farklı hassasiyetlere sahip iki farklı 3B yazıcı kullanılmıştır. Ara prototip için üretilen parçalar plastik malzemeli olup, maliyeti düşürmek için farklı 3B yazıcılar kullanılmış bu nedenle prototip eğilmesini etkilemeyecek bazı parçalar farklı plastik türlerinden üretilmişlerdir.

Ara prototip parçalarındaki en hassas yerler, 1.25 mm çapındaki beş adet kanaldır. Bu nedenle bu parçaların üretimlerinde hassas bir 3B yazıcı kullanılması gerekmektedir. 3D Systems firmasının ProJet® 3500 HDMax 3B yazıcısı kullanılarak VisiJet® M3 Proplast malzemesinden ara prototip parçaları üretilmiştir. 3B yazıcının ve kullanılan malzemenin özellikleri Ek-D’de verilmiştir.

ProJet® 3500HDMax kullanılarak; Bölüm 5.1.1’de açıklanan taban parçasından bir adet, 5.1.2’de açıklanan X ekseninde eğilen ara parçadan üç adet, 5.1.3’te açıklanan Y

ekseninde eğilen ara parçadan dört adet ve 5.1.4’te açıklanan uç parçasından ise bir adet üretilmiştir (Şekil 6.1).



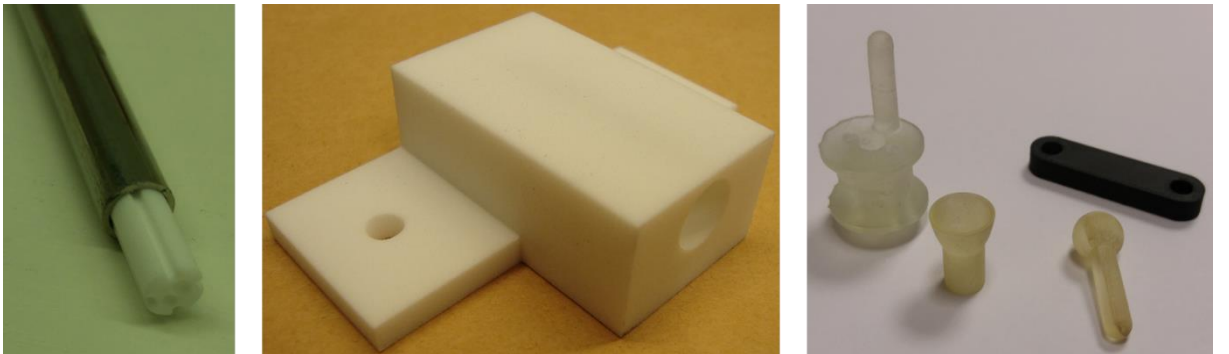
Şekil 6. 1 Yüksek hassasiyet ile üretilen prototip parçaları ve parçaların birleştirilmiş hali

Prototip sisteminde daha az hassasiyet gerektiren parçaların üretimleri ise hassasiyeti daha az olan Zortrax firmasının M200 3B yazıcısı kullanılarak ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) malzemedan üretilmiştir. Çizelge 6.1’de 3B yazıcının ve ABS malzemesinin teknik özellikleri verilmiştir.

Çizelge 6. 1 Zortrax M200 3B yazıcı ve ABS malzemesinin özellikleri

Zortrax M200 3B Yazıcı Teknik Özellikleri	
Maksimum Extruder Sıcaklığı	380° c
Isıtmalı Alt Tablanın Maximum Sıcaklığı	110° c
Kullanılan Teknoloji	FDM (Fused Deposition Modeling)
Baskı Alanı (xyz)	20 × 20 × 18 cm
Katman Kalınlığı	90 – 400 µm
ABS Malzemesinin Özellikleri	
Hacimsel Erime Akışı	9.7cm ³ /10 dk
Camsı Geçiş Sıcaklığı	105° C
Erime Sıcaklığı	210° - 240° C
Baskı Sıcaklığı	230° - 250° C

Zortrax M200 kullanılarak; Bölüm 5.1.5'te detaylandırılan tendonların boru içi kılavuz parçaları, 5.2.1.1'de gösterilen prototip tutucu parçaları, 5.2.1.2'de açıklanan makaralar ve ara prototip deney düzeneği oluşturulurken kullanılmış bazı parçalar üretilmiştir (Şekil 6.2).



Şekil 6. 2 Zortrax 3B yazıcısında üretilen parçalar

6.2 Prototip Parçalarının Birleştirilmesi

Hem ara hem de son prototip deney düzeneklerinin oluşturulmasında bu kısım ortak olduğu için ayrı bir bölüm olarak açıklanmıştır. Bölüm 6.3 ve 6.5'te açıklanan prototip deney düzeneklerinin kurulmasından önce bu adımın tamamlanmış olması gerekmektedir.

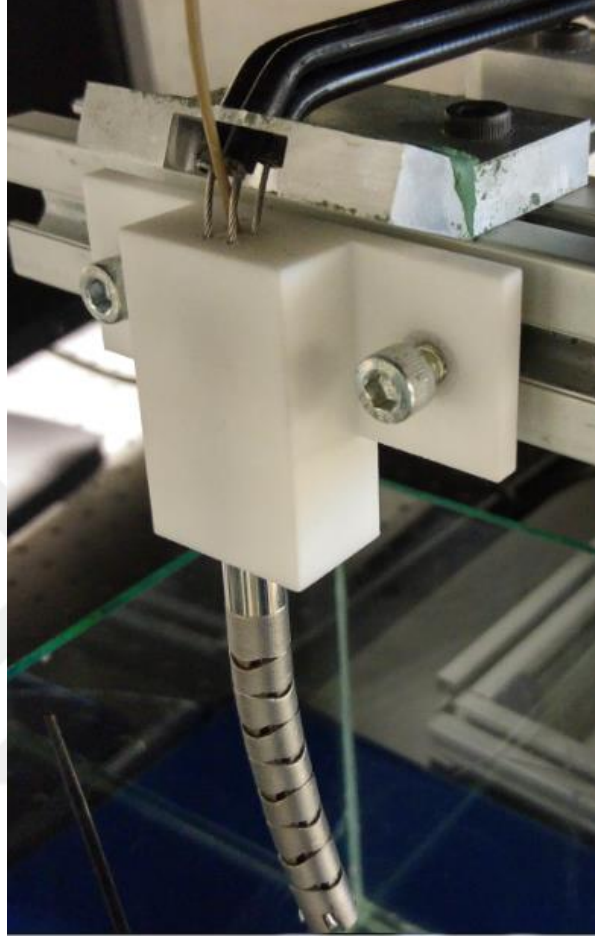
Ara ve son prototipi oluşturan parçaların 3B yazıcı kullanılarak üretilmesinden sonra birleştirilme işlemi yapılmıştır. Toplam dokuz parçadan oluşan ve Bölüm 5.1.1'te açıklanan taban parçası, 5.1.2'te açıklanan X ekseninde eğilen ara parça, 5.1.3'te açıklanan Y ekseninde eğilen ara parça ve 5.1.4'te açıklanan uç parçası, Bölüm 3.3'te açıklanan paslanmaz çelik borudan başlayarak Şekil 6.3'te belirtilen düzende uç uca eklenmiştir.



Şekil 6. 3 Eğilme mekanizmasının oluşturan parçaların birleştirilme sırası

Parçalar arka arkaya konulduktan sonra paslanmaz çelik boru içerisine Bölüm 5.1.5'te açıklanan kılavuz parçası, delikler aynı hizada olacak şekilde yerleştirilmiştir. Son olarak tendonlar, prototip üzerinde bulunan kanallardan boydan boya geçirilmiş ve Bölüm 3.3'te açıklanan yüksükler kullanılarak prototip ucuna sabitlenmiştir ve birleştirme işlemi

tamamlanmıştır. Prototip tarafı hazırlandıktan sonra, prototipin kullanılabilmesi ve sabitlenebilmesi için Bölüm 5.2.1.1’de detaylandırılan prototip tutucu parça içerisine geçirilerek tendonlar yardımıyla merkezlenmiştir (Şekil 6.4).



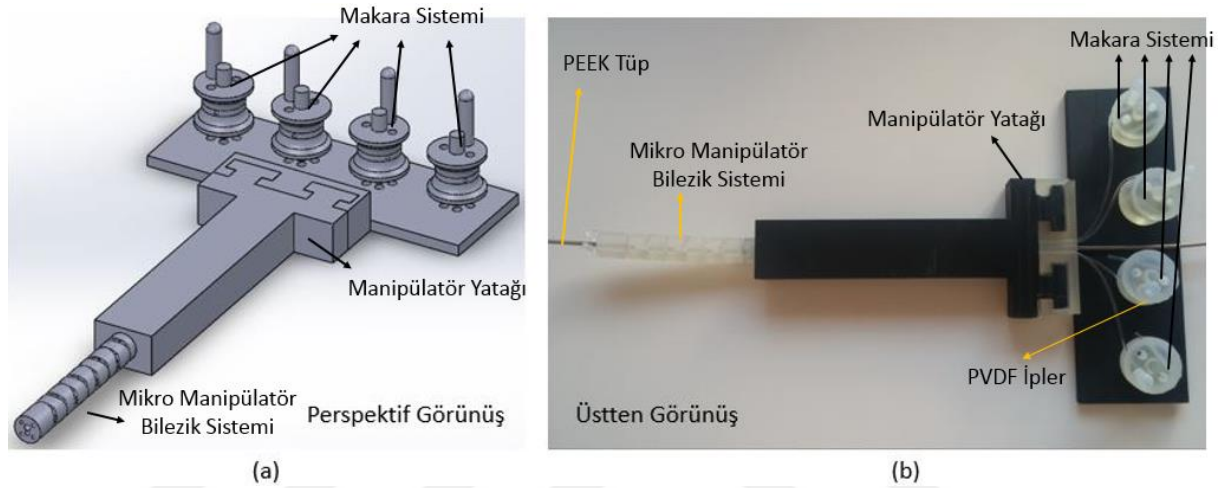
Şekil 6. 4 Oluşturulan eğilebilir ucun prototipe entegre edilmesi

6.3 Ara Prototip Deney Düzeneğinin Kurulması ve Deneyler

Bölüm 6.2’de açıklanan prototip parçalarının birleştirilmesinden ve deney düzeneği için gerekli malzemelerin tedarik edilmesinden sonra ara prototip deney düzeneği için çalışılmıştır, ölçekli ve ölçeksiz olmak üzere iki farklı deney düzeneği oluşturulmuştur. Ölçeksiz düzende parçaların montajı yapıldıktan sonra ölçeksiz olarak eğilme gözlemlenmiş, ölçekli deneylerde ise verniyerli manuel lineer manipülatörler kullanılarak tendonların çekilme miktarıyla eğilme açısı arasındaki ilişki deneysel olarak belirlenmiştir.

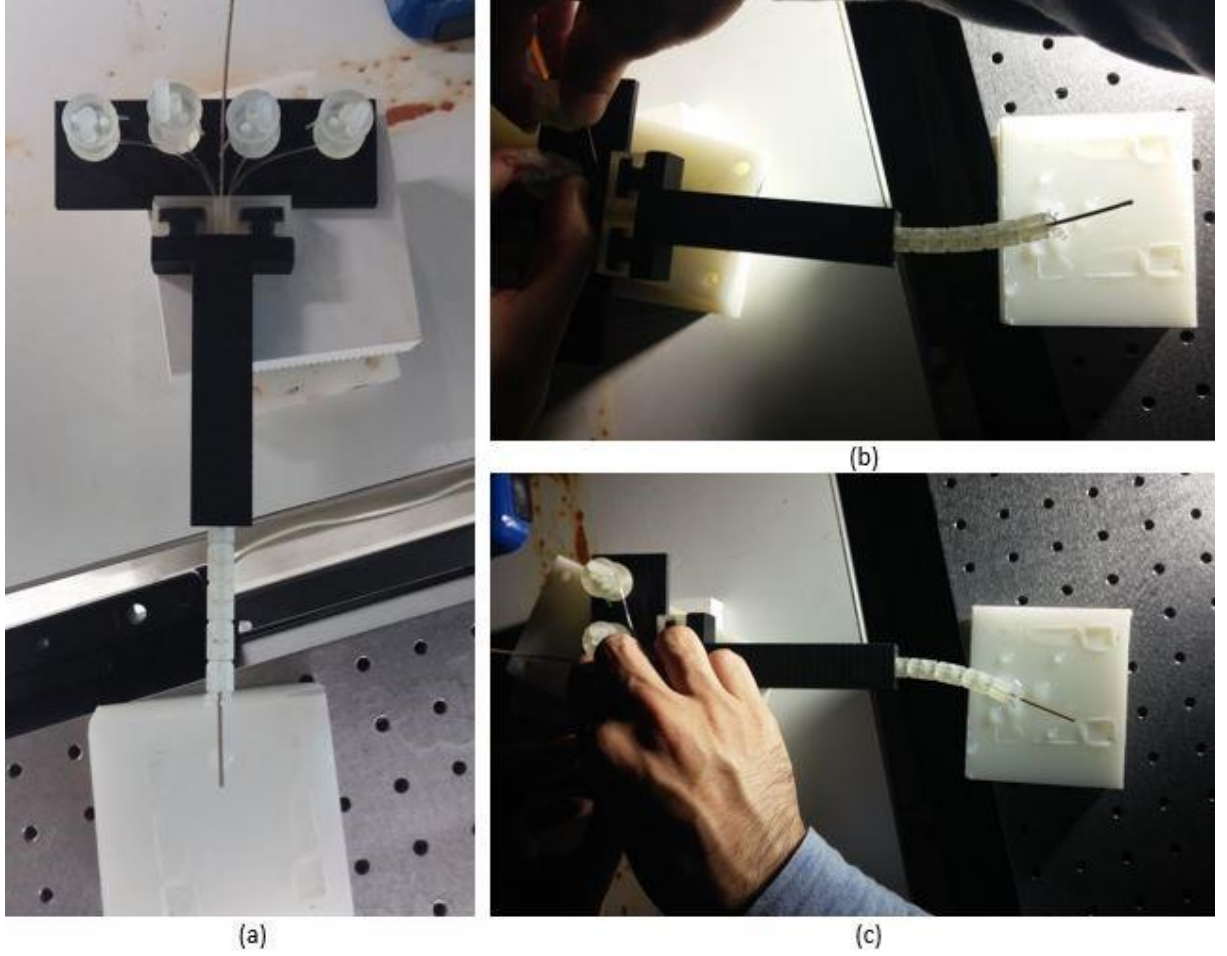
6.3.1 Ölçeksiz Eğilme Düzeneği ve Deneyler

Ölçeksiz eğilme düzeneğinin amacı, ilk defa fiziksel olarak plastik malzeme kullanılarak üretilen ara prototipin yapılan hesaplamalara uygun hareket edip etmediğinin gözlemlenmesidir. Bu düzeneği kurabilmek için Bölüm 6.2’de açıklandığı üzere prototip parçaları birleştirilmiş, prototip tutucusu üzerindeki dört adet deliğe, makaralar ve çubukları yerleştirilmiş (Şekil 6.5) ve her bir makaraya bir adet tendon bağlanarak eğilme deneyleri yapılmıştır.



Şekil 6. 5 Ölçeksiz eğilme düzeneğinin (a) katı model tasarımı (b) üretilmiş hali

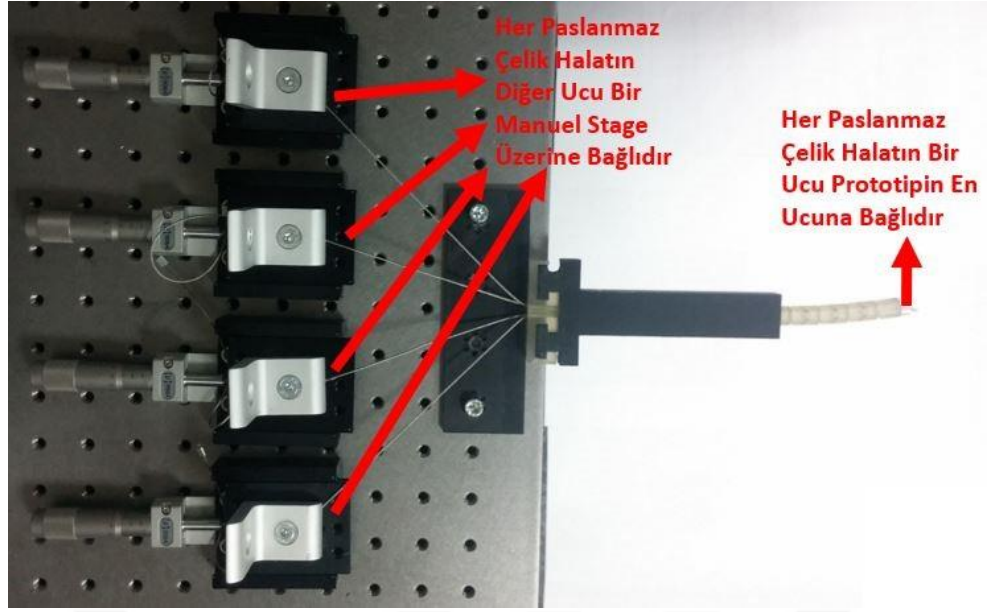
Deney başarıya ulaşmış ve X – Y eksenlerinde $\pm$ (artı eksi aralığında) 40° aralığında eğilmenin sağlanabildiği görülmüştür. Bu bölümde yapılan deney, bir ölçüm amacı gütmemek ile birlikte sadece eğilmenin doğru bir şekilde gerçekleşip gerçekleşmediğini gözlemlemek amacıyla yapılmıştır (Şekil 6.6).



Şekil 6. 6 (a) 0° başlangıç pozisyonunda prototip, (b) -X yönünde 40° eğilmiş prototip, (c) +Y yönünde 40° eğilmiş prototip

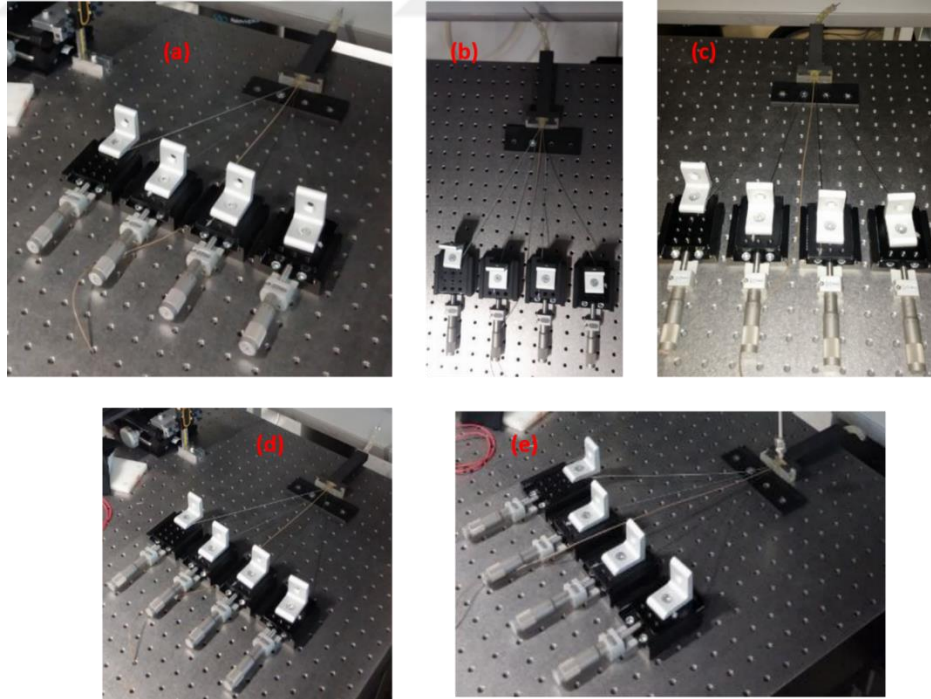
6.3.2 Manuel Lineer Manipülatörlü Eğilme Düzenegi ve Deneyler

Manuel lineer manipülatörler kullanılarak yapılan ölçekli deneylerde, manipülatörde meydana gelen lineer yer değiştirme ile uç işlevcinin eğilme miktarı arasındaki ilişki deneysel olarak bulunarak hesaplanan değerler ile karşılaştırılmıştır. Deney sistemini kurulması için öncelikle Bölüm 6.2’de açıklanan tutucu ve içerisindeki prototip, tutucu üzerindeki kanallar kullanılarak M6 delikli Newport RS2000 Precision Tuned Damped optik masa üzerine sabitlenmiştir. Sabitleme işlemi, eşit aralıklarla yerleştirilen dört adet Newport 9064 – X – M manuel lineer manipülatör ve üzerindeki Newport SM – 25 verniyer için yapılmıştır. Tüm bileşenler sabitlendikten sonra tutucudan çıkan ve eğilme için kullanılan dört adet tendonun her biri, bir manuel lineer manipülatöre sabitlenmiş ve ölçekli ilerlemeyi sağlayan verniyerler aracılığıyla lineer olarak hareket ettirilmişlerdir (Şekil 6.7).



Şekil 6. 7 Manuel lineer manipulatörlerle yapılan ölçekli deney düzeneği

90° ile yerleştirilen dört tendonu içeren katı model tasarımına göre bir tendon bir miktar çekildiğinde, çaprazındaki tendonun aynı miktarda bırakılması gerekmektedir (Şekil 6.8). Buna dikkat edilmediği durumda, eğilmeyi sağlayan dişler plastik malzemeli olduğu için kırılmaktadır.



Şekil 6. 8 Ölçekli deney düzeneğinin (a) 0° başlangıç pozisyonu, (b) -X yönünde 40° eğilme, (c) +X yönünde 40° eğilme, (d) +Y yönünde 40° eğilme, (e) -Y yönünde 40° eğilme durumları

6.4 Son Prototip ve Deney Düzeneği Parçalarının Üretilmesi

Ara prototip ile yapılan ölçeksiz ve manuel lineer manipülatör kullanılarak yapılan ölçekli deneylerden sonra metal malzemeli son prototip parçalarının üretimleri yapılmıştır. Parça yüzeyleri düzlemsel yüzeyler barındırmadığı, oldukça karmaşık ve küçük boyutlu olduğu için CNC (Computer Numerical Control) işleme tezgahı gibi talaşlı imalat yöntemleri kullanılarak ya yapılamamaktadır ya da yurtdışında yüksek maliyetler ile yapılabilmektedir. Bu hem zaman hem de maliyet açısından olumsuz bir etki yaratacağı için farklı üretim yöntemleri araştırılmış ve DMLS (Direct Metal Laser Sintering) yöntemi ile üretilmesine karar verilmiştir. Bu yöntemde metal tozları sinterlenerek katılaştırılmakta ve yüksek karmaşıklıkta katı modeller oluşturulabilmektedir. EOS firmasının M 290 3B metal yazıcısı ile MaragingSteel MS1 (40 μm) metal tozları kullanılarak yapılan üretimde parçaların üretimi yapılmıştır. 3B yazıcının ve MaragingSteel malzemenin özellikleri Çizelge 6.2’de verilmiştir.

Çizelge 6. 2 DMLS 3B yazıcı ve üretimde kullanılan malzemenin özellikleri

EOS M 290 DMLS 3B Yazıcı Özellikleri	
Baskı Alanı (xyz)	250 mm x 250 mm x 325 mm
Lazer Tipi	Yb-Fiber Lazer; 400W
Hassasiyet Optiği	F-theta lens; yüksek hızlı tarayıcı
Tarama Hızı	7 m/s’ye kadar
Odak Çapı	100 μm
MaragingSteel MS1 (40 μm) Malzemesinin Özellikleri	
Yoğunluk	8 gr/cm ³
Tolerans	$\pm 30 \mu\text{m}$
En küçük duvar kalınlığı	1 mm
Yüzey Sertliği	Ra 5 / Rz 28
Young Modülü	130 GPa

Akma Dayanımı	900 MPa
Üst Çekme Dayanımı	1000 MPa
Kopma Uzaması	%6
Sertlik	33 HRC5

Metal malzemeli son prototip üretiminde de ara prototipte olduğu gibi, X ekseninde eğilen ara parça, Y ekseninde eğilen ara parça ve uç parçası üretimleri yapılmıştır (Şekil 6.9).



Şekil 6. 9 DMLS ile üretilen metal parçalar ve birleştirilmiş hali

Ara prototipte üretilen prototip parçalarından farklı olarak, son prototipte Stewart platformu üzerine eklenmesi gereken üst parça da üretilmiştir. Hafif, üzerine binecek yükler ile esnemeyen ve kolay işlenebildiği için kullanılan pleksiglas levha üzerine, lazer kesim ile tendonların geçebileceği 1.1 mm çaplı delikler ve Stewart platformu üzerine sabitleyebilmek için M6 dişler açılmıştır. Üzerinde eşit aralıklarla bulunan simetrik deliklerin olmasının amacı, eğer tendonların sabitleneceği konumda bir değişiklik yapılmak istenirse, levhayı baştan üretmek yerine farklı konumlardaki bu deliklerin kullanılabilecek olmasıdır.

Metal malzemeli son prototip deney düzeneğinin tamamlanabilmesi için, son olarak tendonların geçeceği kılavuzları tutacak parçaların üretimleri tamamlanmıştır. Maliyeti düşürmek için iki farklı parça olarak tasarlanan kılavuz tutucuları, CNC işleme tezgahında üretilmiştir. Taban ve üst olmak üzere iki farklı parçanın birleştirilmesinden oluşan kılavuz tutucularının, taban parçaları üzerinde sigma profillere sabitlenebilmesi için M6 civataların geçebileceği genişlikte düz kanallar bulunurken, üst parçalarında kılavuz yolların geçeceği 90° açıyla yerleştirilmiş dört adet kanal bulunmaktadır.

6.5 Son Prototip Deney Düzeneğinin Kurulması ve Deneyler

Metal son prototip parçaları üretildikten sonra, Bölüm 6.2’de açıklandığı üzere üretilen metal parçalar sırasıyla arka arkaya konulmuş ve arkasına içerisinde boru içi kılavuz parçası bulunan paslanmaz çelik boru yerleştirilmiştir. Tendonlar oluşturulan prototip içerisinden boydan boya geçerek yüksükler yardımıyla uç parçaya sabitlenmiş ve tutucu parçanın içerisine yerleştirilmiştir. Son prototipte, ara prototipte kullanılan tutucu parçaları ve boru içi kılavuz parçası kullanılmıştır.

Prototip ve tutucusunun birleştirilmesinden sonra sigma profiller kullanılarak bir kasa oluşturulmuştur. Bu kasa oluşturulurken, üzerine yerleştirilecek Stewart platformu altında bulunan ve platformu sabitlemek için kullanılan M6 delik yuvalarının konumları göz önüne alınarak profiller yerleştirilmiş, genel hatlar belli olduktan sonra köşe bağlantı parçaları ve M6 civatalar kullanılarak profiller birbirlerine sabitlenerek kasanın alt kasa oluşturulmuştur. Tutucunun sabitleneceği kısmı oluşturulmak üzere, alt kasaya dik olarak bir sigma profil yerleştirilerek M6 civatalar ve köşe bağlantı parçaları ile sabitlenmiştir. Bu dik profilin en üst noktasının, Stewart platformu üzerine sabitlenen üst parçanın daha yukarısında olmasına dikkat edilmiştir. Bu dik profil üzerine, profile dik ve alt kasaya paralel olmak üzere bir profil daha konularak sabitlenmiştir. En son olarak da ikinci eklenen profilin ucuna, yatay olarak ortalanmış bir profil konularak sabitlenmiştir. Bu parçanın amacı profil genişliğine göre daha uzun olan prototip tutucunun sabitlenebilmesi için alanı genişletmektir. Bu işlemler yapıldıktan sonra sigma profillerden oluşan kasa tamamlanmıştır.

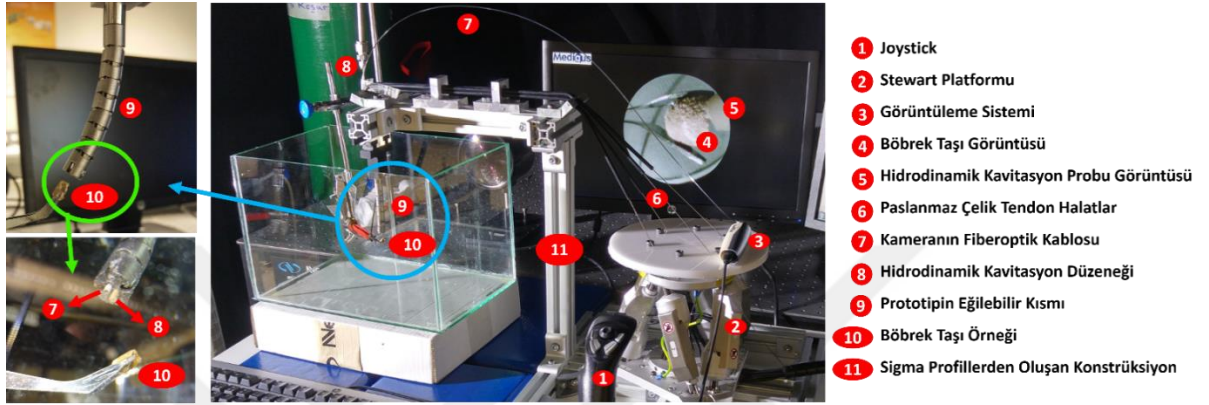
Kasanın tamamlanmasından sonra kılavuz tutucu parçalar kasaya yerleştirilmiştir. 2 farklı parçadan oluşan tutucular, birbirlerine Bölüm 3.7’de açıklanan yapıştırıcılar

kullanılarak yapıştırılmış ve donması için üç saat beklenerek kullanıma hazır hale gelmiştir. Alt ve üst parça olmak üzere iki parçadan oluşan, düz ve eğimli tip farklı kılavuz tutuculardan düz olanı tendon kılavuzlarının düz olduğu yerlerde kullanılırken, eğimli olanlar düz yüzeyden gelen kılavuz içindeki tendonların tutucu içerisindeki prototipe ve Stewart platformuna ulaşabilmesi için eğim gerektiren yerlerde kullanılmıştır. Düz tutucuların alt parçaları üzerindeki kanala, üst parça dik olarak oturarak aralarında 90° açı oluşurken; eğimli tutucularda, düz kenarlara sahip alt parçanın kenarına, eğimli kenara sahip üst parça yapıştırılmıştır. Bu üst parça, alt parçaya sabitlenirken kullanılan yapıştırıcı bir dolgu malzemesi gibi kullanılmış böylece iki taraftaki farklı eğimlerin ayarlanabilmesine olanak sağlamıştır.

Bu adımlar tamamlandıktan sonra, Stewart platformunun deliklerine denk gelecek şekilde birleştirilen ve sigma profillerden oluşan alt kasaya Stewart platformu M6 civatalar kullanılarak sabitlenmiş, Stewart platformu üzerine üst parça yerleştirilmiş ve kontrolcü ile bağlantısı yapılmış, kılavuz tutucular üzerinde bulunan 90° açılı dört kanala kılavuzlar boydan boya yerleştirilmiş ve prototip tutucusu, içerisindeki prototip ile birlikte M6 civatalar kullanılarak kasaya sabitlenmiştir.

Son prototip deney düzeneğinin tamamlanması için Stewart platformu tarafından uygulanan yer değiştirmenin en az kayıpla eğilebilir prototipe iletebilmesi için tendonların gergin bir şekilde Stewart platformu üzerinde yerleştirilmiş üst parçaya sabitlenmesi gerekmektedir. Sabitleme işlemine geçmeden önce Stewart platformunun hareket kabiliyeti göz önüne alınarak, üst parçada hangi deliğin kullanılması gerektiği tespit edilmiştir. Önceki çalışmalarda, prototipte 40° eğilmenin sağlanabilmesi için tendonların 2.5 mm yer değiştirmesi gerektiği tespit edilmişti. Prototipin manipüle edilebilmesinde yuvarlanma (roll) ve yunuslama (pitch) eksenlerindeki hareket kullanılmaktadır. Stewart platformunun hareket kısıtları göz önüne alındığında bu iki eksen $\pm 4^\circ$ hareket kabiliyetine sahiptir. Bu nedenle lineer olarak 2.5 mm yer değiştirme sağlayabilmesi için yapabileceği 4° göz önüne alınarak, tendonların üst parçaya orijinden 35.75 mm uzaklıktaki deliklere sabitlenmesi gerektiği belirlenmiştir. Tendonlar belirlenen deliklere geçirildikten sonra prototipin eğilebilir ucunu düz tutabilmek için, pirinç boru geçirilmiş ve sabitlenmiştir. Daha sonra tendonlar çekilerek gerginleştirilmiş ve yüksükler yardımıyla üst parçaya sabitlenmiştir.

Son prototip deney düzeneğinin tamamlanmasından sonra, prototip üzerine hidrodinamik kavitasyon tüpü ve görüntüleme sistemi yerleştirilmiştir. Hidrodinamik kavitasyon tüpünün ve üzerinde soğuk ışık kaynağı bulunduran medikal kameranın bağlantıları yapıldıktan sonra, prototip tutucusu üzerinde bulunan tüp ve kamera kanalı içerisinde geçerek prototip ucuna kadar uzatılmıştır. Oluşturulan sistemin son hali Şekil 6.10'da gösterilmiştir.



Şekil 6. 10 Üzerinde bütün parçaları barındıran deney düzeneği

SİSTEM KONTROLÜ

7.1 Stewart Platformu ve Kontrolcüsü Hakkında Genel Bilgiler

Son prototip deney düzeneğinin kurulmasından sonra pozisyon kontrolü yapabilmek için Stewart platformu sisteme entegre edilmiştir. Oluşturulan katı model tasarımına göre dairesel 90° aralıkla yerleştirilen dört tendonun uygun miktarlarda çekilip serbest bırakılmasıyla prototipin eğilmesi sağlanmaktadır. Bir tendon, çaprazında bulunan tendon ile zıt yönde ve aynı miktarda hareket ettiği için Stewart platformu kontrolü kolaylaştırmış ve bu nedenle tercih edilmiştir. Özellikleri Çizelge 7.1’de verilen Stewart platformu X,Y ve Z eksenlerinde dönme ve öteleme hareketi yapabilmektedir. Prototipin eğilme mekanizmasını hareket ettirebilmek için X eksen etrafında dönme ile oluşan yuvarlanma (roll) ve Y eksen etrafındaki dönme ile oluşan yunuslama (pitch) hareket özellikleri kullanılmıştır.

Stewart platformunu oluşturan 6 adet lineer motor ve üzerlerindeki enkoderler, kendi kontrolcüsü sayesinde kapalı çevrim bir kontrol sağlamaktadır. Prototip pozisyon kontrolünün yapılması gereken bu çalışma için platformun kendi içerisinde bir enkoderi olması çok önemli bir avantajdır. Böylece, sadece platform hareketi ile eğilme hareketi arasındaki ilişkinin doğru kurulması kontrol için yeterli olmuştur.

Yapılan çalışmada, Stewart platformuna istenilen yuvarlanma ve yunuslama hareketlerini yaptırabilmek için gerekli komutlar çıkartılmıştır. Bu komutlar kullanılarak, Stewart platformunun bilgisayarla TCP/IP üzerinden haberleşmesi, ilk hareket için

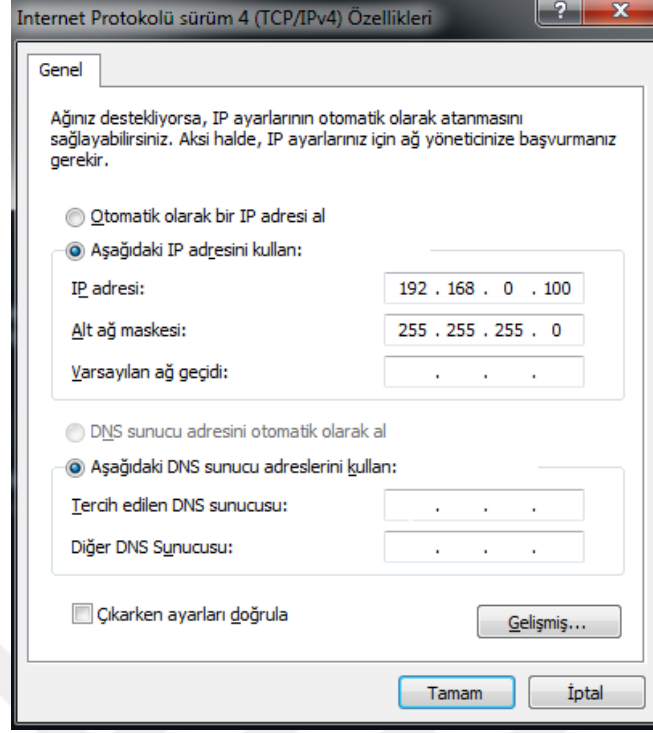
referans pozisyonunun belirlenmesi ve platformun hem arayüz hem de MATLAB üzerinden pozisyon kontrolünün yapılması sağlamıştır.

Çizelge 7. 1 Stewart platformu özellikleri

	X	Y	Z	θ_x	θ_y	θ_z
Hareket Mesafesi	$\pm 17\text{mm}$	$\pm 15\text{mm}$	$\pm 7\text{mm}$	$\pm 9^\circ$	$\pm 8.5^\circ$	$\pm 18^\circ$
Minimum Arttırımsal Hareket	$0.1\mu\text{m}$	$0.1\mu\text{m}$	$0.05\mu\text{m}$	0.05m°	0.05m°	0.1m°
Tek Yönlü Tekrar Edilebilirlik	$0.2\mu\text{m}$	$0.2\mu\text{m}$	$0.1\mu\text{m}$	0.1m°	0.1m°	0.2m°
Çift Yönlü Tekrar Edilebilirlik	$1.2\mu\text{m}$ ($0.4\mu\text{m}$)	$1.2\mu\text{m}$ ($0.4\mu\text{m}$)	$0.6\mu\text{m}$ ($0.2\mu\text{m}$)	0.6m° (0.2m°)	0.6m° (0.2m°)	1.2m° (0.4m°)
Maksimum Hız	14mm/s	12mm/s	5mm/s	$6^\circ/\text{s}$	$6^\circ/\text{s}$	$15^\circ/\text{s}$
Sertlik	$2\text{N}/\mu\text{m}$	$2\text{N}/\mu\text{m}$	$25\text{N}/\mu\text{m}$	-	-	-
Merkezlenmiş Yük Kapasitesi	5 kg					

Stewart platformu kontrolcüsü, bilgisayara TCP / IP soketi ile bağlanmış, IP adresi “192.168.0.100” ve alt ağ maskesi “255.255.255.0” olarak değiştirilmiştir. Bu işlemler tamamlandıktan sonra, Stewart platformu kullanıma hazır hale gelmiştir (Şekil 7.1).

Stewart platformunun kontrolü, arayüz ve MATLAB olmak üzere iki farklı yoldan yapılmıştır. Arayüz kullanılarak yapılan deneylerde, manuel değerler girilerek platform pozisyonlandırılırken, MATLAB ile kontrolde sisteme joystick eklenerek prototip son halini almıştır.



Şekil 7. 1 Stewart platformunun bilgisayardan yapılan TCP/IP ayarları

7.2 Stewart Platformu Arayüzü Üzerinden Kontrol

Stewart platformu kontrolcüsünün arayüzü kullanılarak yapılan bu çalışmada, TCP / IP protokolü üzerinden bilgisayarla haberleşen kontrolcü, Stewart platformunu manuel girilen değerlere göre gerçekleştirmiştir. Stewart platformunun komutlarının sıralamasını ve kullanışını belirlemek ve prototip ile platform arasındaki ilişkiyi gözlemleyebilmek için kodlar web arayüzüne girilerek platformun hareketleri gözlemlenmiştir.

IP adresi “192.168.0.100” ve alt ağ maskesi “255.255.255.0” olarak ayarlanıp web tarayıcısına “192.168.0.254” adresi girilerek ulaşılan arayüze giriş yapıldıktan sonra çıkartılan komutlar (Çizelge 7.2), prototip ile birleştirilmeden ve prototip ile birleştirildikten sonra ayrı ayrı denenerek platform ve prototip arasındaki ilişki gözlemlenmiş ve yapılan hesaplar ile karşılaştırılmıştır. Yuvarlanma veya yunuslama fark etmeksizin platformun 4° eğildiği durumda, prototipin eğilebileceği son pozisyon olan 40°’ye ulaştığı görülmüştür.

Çizelge 7. 2 Stewart platformunu yönlendirmek için kullanılan komutlar

GroupKill(int32 SocketID, cstring GroupName)	Sistemi başlangıç haline getirir
GroupInitialize(int32 SocketID, cstring GroupName)	Motorları hazırlar ve servo döngüsünü aktive eder.
GroupReadyAtPosition(int32 SocketID, cstring GroupName, double position1, double position2, double position3, double position4, double position5, double position6)	Başlangıç pozisyonuna gitmeden, girilen değerde harekete hazır olarak bekletir.
HexapodMoveAbsolute((int32 SocketID, cstring GroupName, cstring CoordinateSystem, doublePtr X, doublePtr Y, doublePtr Z, doublePtr U, doublePtr V, doublePtr W)	Belirtilen koordinat sisteminde, verilen değerlere göre üst platformu mutlak hareket ettirir.

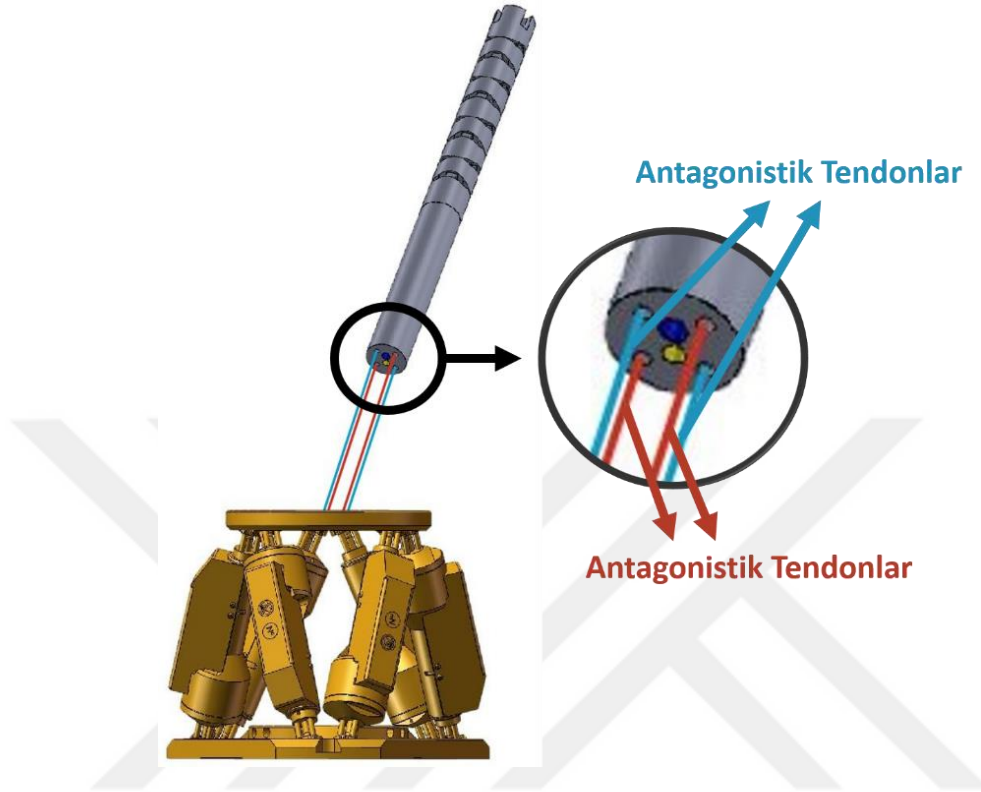
7.3 MATLAB Üzerinden Kontrol

Prototipin arayüz üzerinden kontrolü yapıldıktan ve komutlar belirledikten sonra, prototip kontrolünün joystick ile yapılabilmesi için MATLAB programında [25] bir algoritma geliştirilmiş ve kurulan sistem üzerinde uygulanmıştır.

Prototip içerisindeki kameradan alınan görsel geribeslemeye göre, hedefe yaklaşabilmek için operatörün joysticki hareket ettirmesi gerekmektedir. X ve Y eksenlerinde hareket ettirilen joystick, başlangıç pozisyonu olan 0 ve son pozisyonu olan 1 aralığında sürekli veri göndermektedir. Bu veriler joystickten USB port yardımıyla bilgisayara aktarılmakta ve MATLAB programında geliştirilen algoritmaya göre Stewart platformunda pozisyonlama sağlamaktadır. Platforma tendonlarla bağlı eğilebilir prototip ucunda da platform hareketine uygun olarak eğilme gerçekleşmektedir.

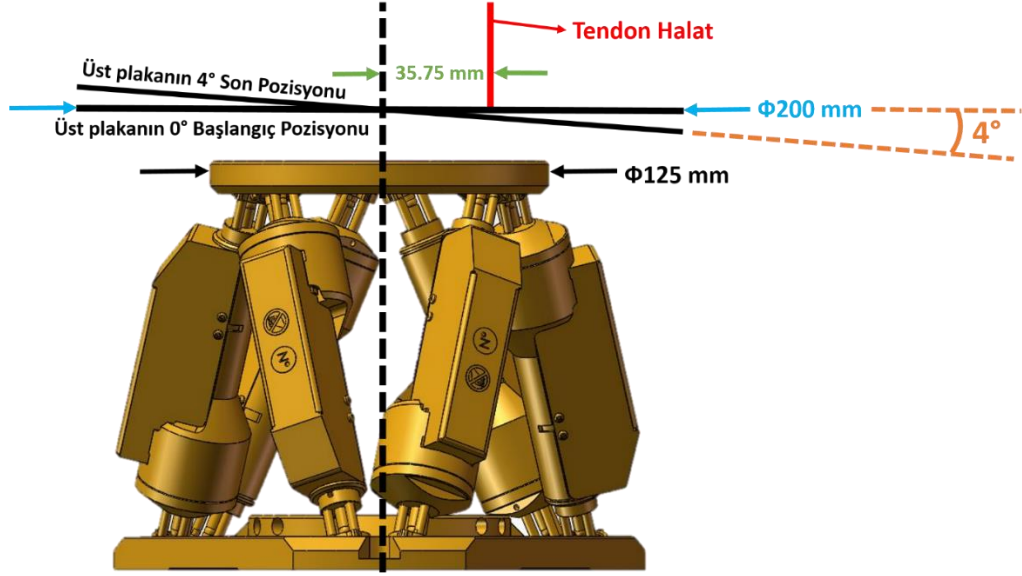
Bölüm 4.2’de açıklandığı gibi, prototipin uç işlevcisinin eğilebileceği son pozisyon olan 40° açığa ulaşabilmesi için, tendon tellerin 2.5 mm lineer yer değiştirme yapması gerekmektedir. Yapılan katı model tasarımına göre 90° dönel konumlandırılmış tendon halatların antagonistik hareket etmesi gerekmektedir. Bunu başarabilmek için bir istenilen eğilme miktarı göz önüne alınarak bir tendonun kullanılan Stewart platformu

manipülatörü tarafından gerekli bir miktar çekilip, çaprazındaki tendonun da aynı miktarda serbest bırakılması gerekmektedir (Şekil 7.2). Stewart platformu, yapısal olarak antagistik hareketi kolayca sağlayabildiği için tercih edilmiştir.



Şekil 7. 2 Antagonistik hareket eden tendon yapısı

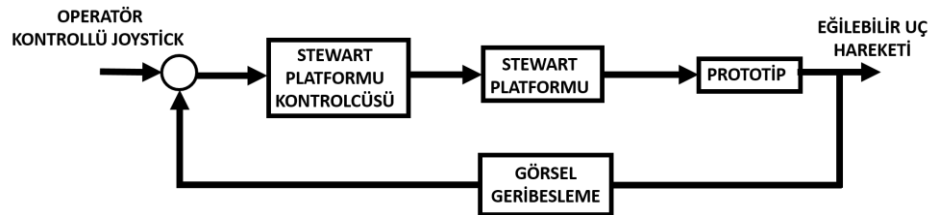
Stewart platformunun, prototipi X ve Y eksenlerinde eğilmesi için tendon halatları 2.5 mm çekmesi gerekmektedir. Platform, her ne kadar eğilme ihtiyacını yüksek çözünürlükle karşılasa da boyutsal olarak istenilen koşulları sağlayamamıştır. Bu nedenle Bölüm 5.2.2.1’de açıklanan üst plaka Stewart platformu üzerinde yerleştirilmiştir. Platformun kullanılan sadece X eksen etrafında $\pm 9^\circ$ ve sadece Y eksen etrafında $\pm 8.5^\circ$ dönme kapasitesi olsa da, iki eksenin kullanıldığı durumlarda hareket kapasitesi düşmektedir. Ensek prototip ucunun hem X ekseninde hem de Y ekseninde $\pm 40^\circ$ bükülebilmesi için Stewart platformunun da iki eksende aynı miktarda hareket etmesi gerekmektedir. Bu sebepten dolayı geliştirilen algorithmada, platformun eğilme açısı 4° ile sınırlandırılmıştır. Yapılabilen 4° ’lik eğilme ve istenilen 2.5 mm’lik yer değiştirme göz önüne alındığında, tendon halatların üst parça üzerindeki merkezden 35.75 mm uzaklıkta bulunan kanala sabitlenmesi gerektiği hesaplanmıştır (Şekil 7.3).



Şekil 7. 3 Tendon halatların sabitlenmesi

Stewart platformunun kontrolünün gerçekleşmesi, çıkartılan kontrol kodlarının “.m file” içerisine yazılmasıyla olurken, USB port üzerinden bilgisayara bağlanarak prototipin görsel geribeslemeye göre manuel kontrol edilmesini sağlayan joystick verileri MATLAB Simulink kullanılarak alınmış ve “.m file” içerisine gönderilmiştir.

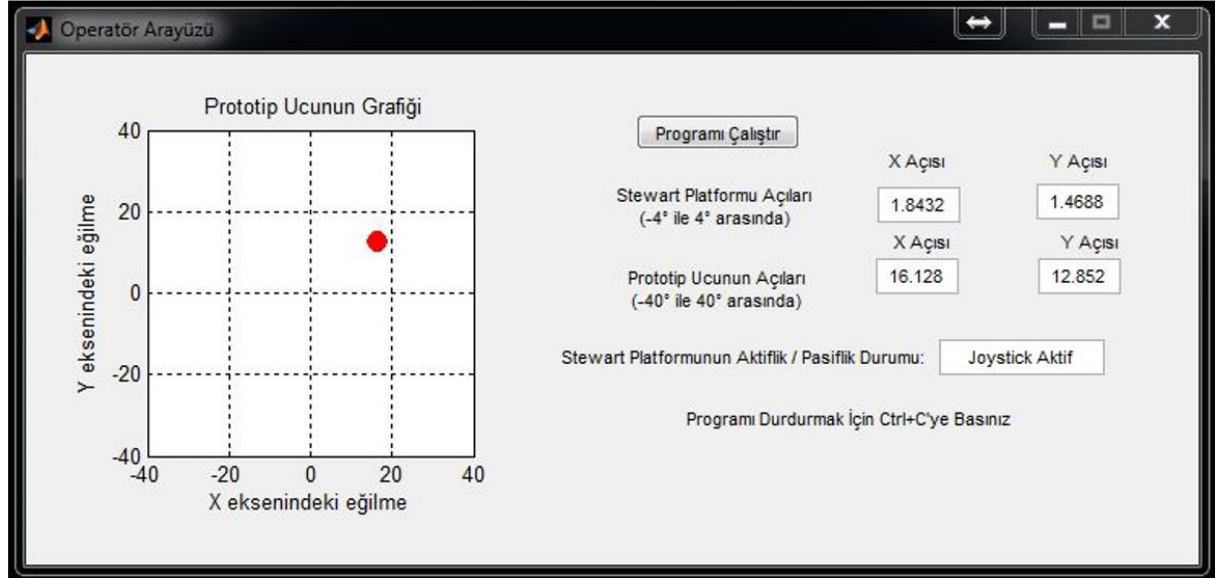
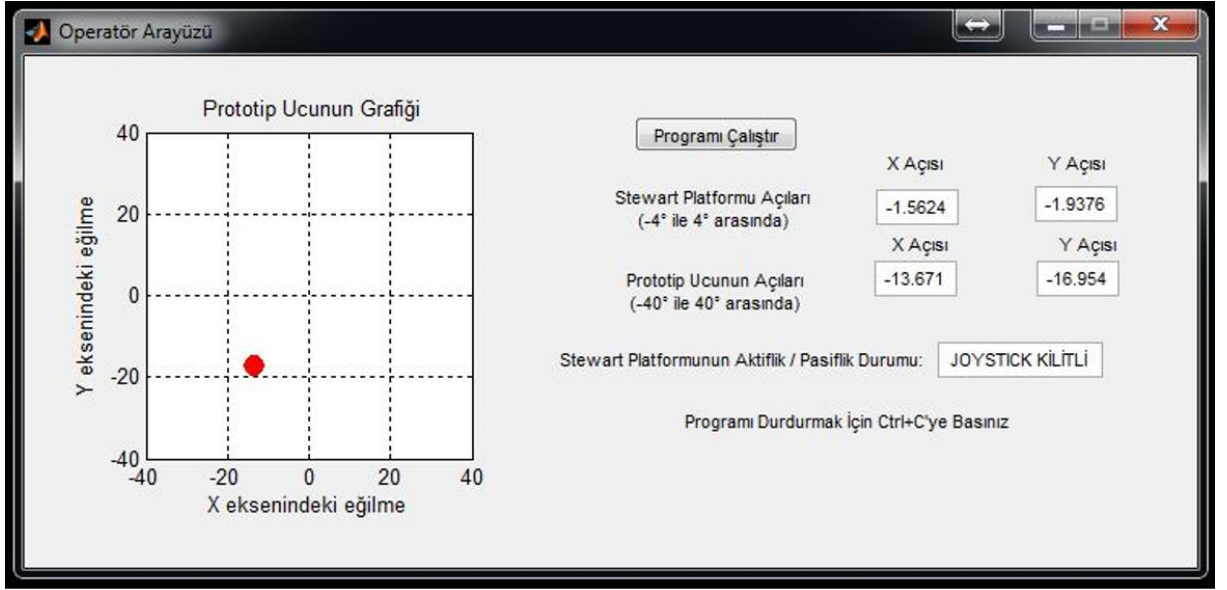
Şekil 7.4’de verilen blok diyagrama göre gerçekleşen kontrolde, operatör prototip içerisindeki kameradan görsel geribildirim aldıktan sonra, böbrek taşına yaklaşabilmek için joysticki kontrol eder. Joystickin pozisyon bilgisi USB port aracılığıyla bilgisayara gönderilir ve MATLAB ile komutlar anlamlandırılır. MATLAB girdileri, Stewart platformunun Çizelge 7.2’de açıklanan Stewart platformunun kendi komutlarında bulunan parametrik değerler yerine yazar ve komutlar kontrolcüye gönderilir. Kapalı çevrim bir sistem olan kontrolcü, verilen komutları yüksek hassasiyette uygulayarak Stewart platformuna gönderir. Platforma bağlı üst parçadaki hareket, tendon teller aracılığıyla prototipin eğilebilir kısmına ulaştırılır ve joystick girdilerine göre eğilme gerçekleştirilir.



Şekil 7. 4 Sistemin kontrol algoritması

Ek-E’de paylaşılan kodda, MATLAB – Stewart platformu bağlantısı kurulmuş, portlar temizlenmiş, Stewart platformu başlangıç pozisyonuna getirilmiş, joystickten sürekli veri alınmaya başlanmış ve platform bu veriler doğrultusunda pozisyonlandırılmıştır. Ayrıca joystick üzerindeki kaydırılabilir buton, eğilebilir ucun bir pozisyonda sabitlenmek istenmesi durumunda, yönetme kolundan gelen son pozisyon verisini kaydederek joystickteki etkisizi hale getirmek ve yönetme kolu oynatılsa bile pozisyonunu koruması için programlanmıştır. Kaydırılabilir buton aktifleştğinde, prototip son pozisyonda kilitli kalırken, buton pasifleştirildiğinde joystick tekrar aktif olup prototip yönlendirilebilmektedir.

Ek-F’de verilen kodda, prototipin kullanım aşamasında operatöre pozisyon bilgisini ve kaydırılabilir buton durumunu göstermesi amacıyla, MATLAB GUI (Graphical User Interface) kullanılarak bir arayüz tasarlanmıştır. Bu arayüzde, Stewart platformunun ve prototipin eğilebilir ucunun açısal pozisyonlarının değerleri, kaydırılabilir butonun aktiflik / pasiflik durumu ve grafik üzerindeki kırmızı nokta ile prototip eğilebilir ucunun pozisyonu grafiksel olarak görülebilmektedir (Şekil 7.5).



Şekil 7. 5 MATLAB GUI'de geliştirilen operatör arayüzü

BÖBREK TAŞI ÖRNEĞİ İLE DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Metal prototipi içeren son prototip deney düzeneği tamamlandıktan sonra, hasta vücudundan alınan gerçek bir böbrek taşı örneği ile laboratuvar ortamında deneyler yapılmıştır. Su içerisinde ve susuz ortamda yapılan deneylerde, farklı basınç değerleri kullanılmıştır. Farklı ortam ve basınç koşulları altında, joystick kullanılarak eğilebilir prototip böbrek taşı üzerinde dolaştırılmıştır. Farklı konumlara sabitlenen böbrek taşı üzerine, prototip yaklaştırılmış ve sabitlenmiştir. Yapılan deneyler başarılı sonuç vermiş ve kavitasyon baloncukları taş örneği üzerine operatör tarafından yönlendirilmiştir.

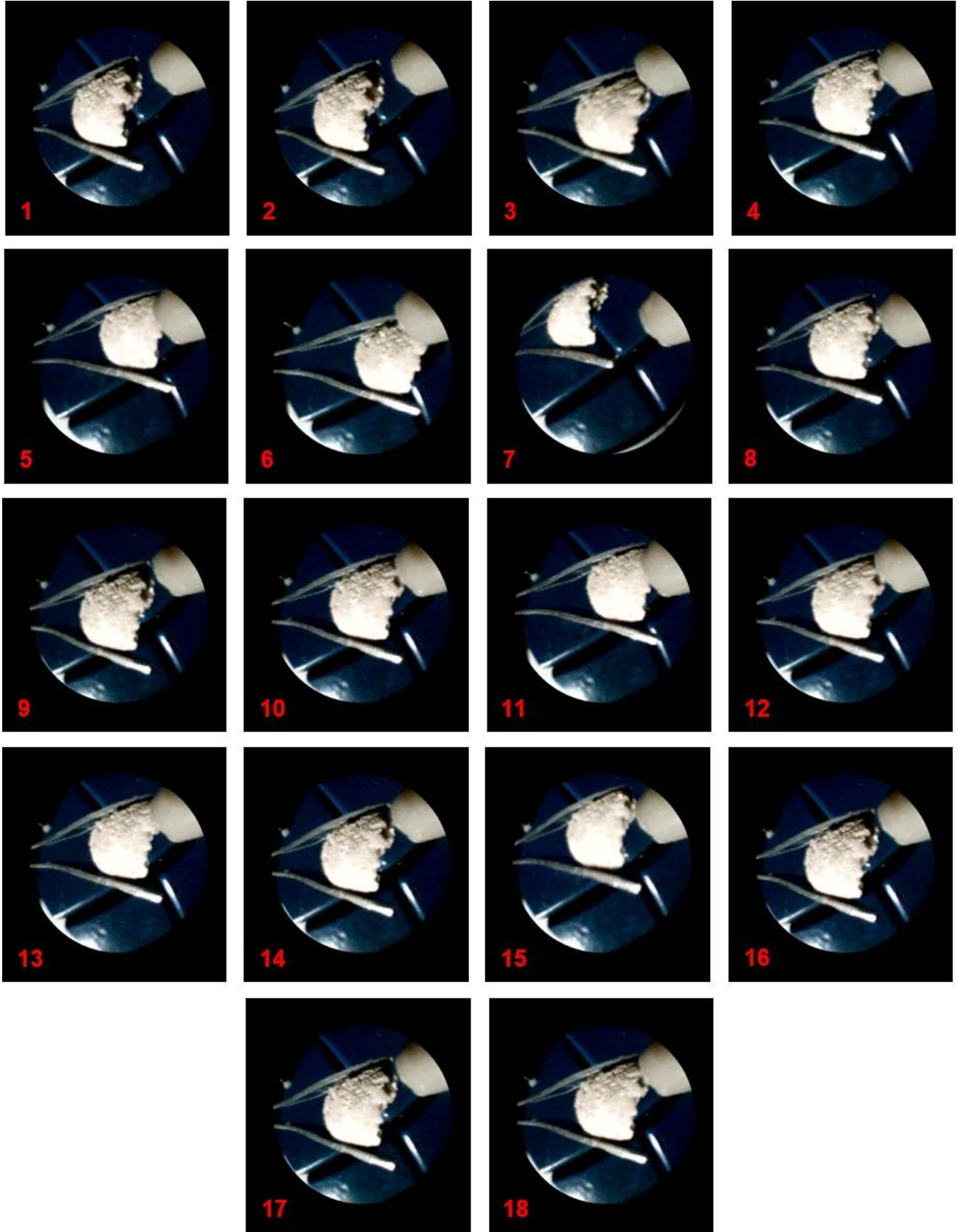
Prototip, ürüne dönüştüğünde akışkan içerisinde çalışacağı için deneyler hem sıvı bulunmayan ortamda hem de sıvı içerisinde tekrarlanmıştır. Sıvılı ve sıvısız ortamda yapılan işlemler aynı olduğu için, bundan sonra sıvı ortam üzerinden örnek verilecek ve görseller paylaşılacaktır.

Operatör prototip içerisindeki gerçek zamanlı görüntü veren su geçirmez medikal kamera sayesinde sıvı içerisindeki böbrek taşını ve hidrodinamik kavitasyon probunu görebilmektedir (Şekil 8.1). Bu sayede joystick yardımıyla böbrek taşına yaklaşmak için gerekli komutları verebilmektedir. Deneylere başlarken böbrek taşı, laboratuvar ortamında sıvı içeren bir konteyner içerisine sabitlenmiş ve akışkana 5 ile 100 bar aralığında basınç uygulanmıştır. İlk olarak prototipin 0° başlangıç konumunda olduğu yerde kavitasyon taş üzerine uygulanmıştır. Daha sonra sabit tutulan taş üzerinde prototip joystick yardımıyla dolaştırılmış (Şekil 8.2) ve taşın farklı bölgelerine kavitasyon uygulanmıştır.

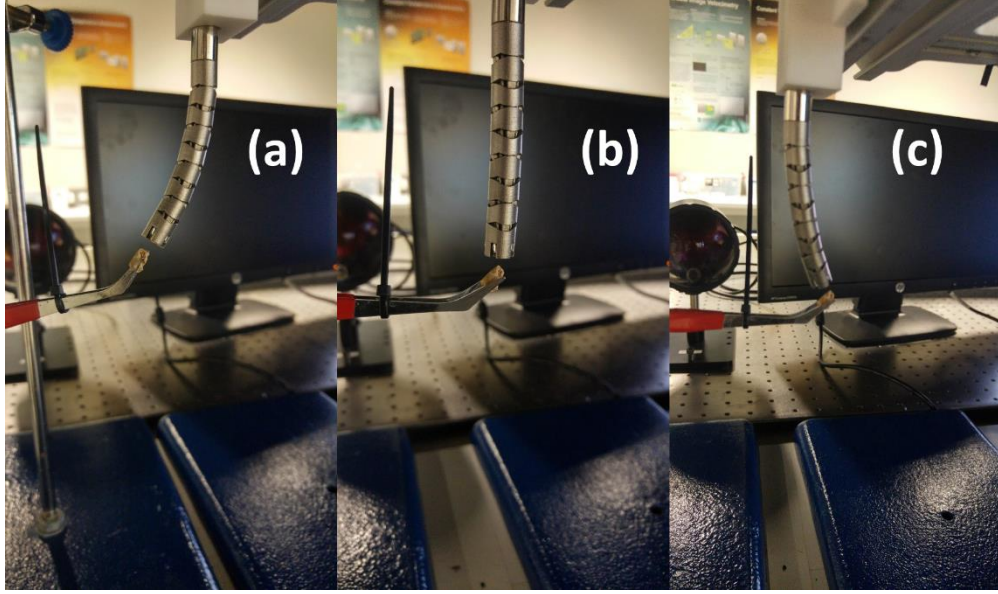


Şekil 8. 1 Eğilebilir prototip içerisindeki kameranın operatöre gösterdiği görüntü

Taş daha sonra sırasıyla prototipin hem X hem de Y eksenlerinde ayrı ayrı olmak üzere 10° , 20° , 30° ve 40° açı yaparak ulaşabileceği konumlara yerleştirilmiştir. Prototip 0° başlangıç konumundan başlamak üzere sırasıyla bu açı değerlerine getirilmiş, 5 ile 100 bar aralığında kavitezyon uygulanarak taş üzerinde dolaştırılmıştır. Son deney olarak böbrek taşının 0° , 10° , 20° , 30° ve 40° açılardaki konumu sabit tutularak kaydırılabilir buton, farklı basınç değerlerinin uzun süreli uygulamalarında kullanılmıştır (Şekil 8.3). Kaydırılabilir butonun aktifleştirilmesiyle, joystick ile verilen o anki açı değerinde Stewart platformu konumunu korumakta, böylece eğilebilir prototipin ucunun da o açı değerinde sabit tutulmasını sağlamaktadır. Butonun aktif olduğunda durumda joystick devreden çıkartılmakta ve operatör tarafından joystickte verilen komutlar işlenmemektedir. Buton pasifleştirildiğinde ise Stewart platformu, 0° referans noktasına dönmeksizin joystickin o anki konumuna direkt olarak gitmektedir.



Şekil 8. 2 Eğilebilir prototipin böbrek taşı üzerinde dolaştırılması sırasında elde edilen görüntüler



Şekil 8. 3 Kaydırılabilir buton kullanılarak (a) +Y ekseninde, (b) başlangıç ekseninde, (c) - Y ekseninde kilitlenme durumları

5 ile 100 bar arasında farklı basınç değerleri uygulanan deneyler sırasında, prototip taş üzerine sabitlenerek farklı sürelerde taş üzerinde istenilen bölgelerde deformasyonlar oluşturulmuştur. Her basınç değerinde taştan tortu şeklinde küçük parçaların koptuğu gözlemlense de, aynı bölgeye 60 dakika boyunca 10 bar'lık basınç değerinin uygulanmasıyla taş kumdan daha büyük bir taş parçasının ayrıldığı görülmüştür (Şekil 8.4). Daha fazla deney görseline Ek-G'den ulaşılabilir.



Şekil 8. 4 Deneyler sonucunda kırılan böbrek taşı

SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmada, böbrek taşı ve prostata müdahale etmek için kullanılan bir sistoskop prototip sistemi geliştirilmiştir. Sistemin amacı, hidrodinamik kavitasyon sonucunda oluşan kabarcıkların müdahale edilecek böbrek taşı veya prostat bölgesine yönlendirilmesidir. Çalışmanın başında ihtiyaçlar; X ve Y eksenlerinde $\pm 40^\circ$ eğilebilir uca sahip olması, operatör tarafından joystick ile kontrol edilebilmesi, operatöre görsel geribesleme vermesi amacıyla içerisinde su geçirmez medikal görüntüleme sistemi bulundurması ve hedef bölgeye müdahale edebilmek için üzerinde hidrodinamik kavitasyon tüpü içermesi olarak belirlenmiştir. Bu amaçlar doğrultusunda sistemin tasarım, üretim ve kontrol kısımlar tamamlanarak çalışma başarıyla tamamlanmıştır.

İhtiyaçlar belirlendikten sonra aktif olarak kullanılan böbrek taşı ve prostat tedavi yöntemlerini belirleyebilmek için literatür taraması yapılmış ve kullanılan yöntem ve cihazlar belirlenmiştir. ESWL, PCNL, TURP, sistoskopi, üreteroskopi ve açık ameliyat gibi farklı tedavi yöntemleriyle karşılaşılmıştır. Kullanılacak bölge ve ihtiyaçlar göz önüne alınarak, PEEK malzemeli kavitasyon tüpünü yönlendirebilmek için en uygun olan sistoskopi sisteminin geliştirilmesine karar verilmiştir. Yapılan taramada, sistoskopların da kendi arasında rijit ve esnek olmak üzere iki farklı şekilde olabileceği görülmüş ve diğerine olan üstünlüklerinden dolayı esnek bir sistoskop cihazı geliştirilmesi kararlaştırılmıştır.

Sistoskop türünde bir prototip oluşturulması kararlaştırıldıktan sonra aktif olarak kullanılan manipülasyon yöntemleri araştırılmış ve SMA, manyetik, hidrolik/pnömatik,

motor ve hibrit gibi farklı ve manipölasyon tekniklerinin kullanıldığı görülmüştür. Prototipin eğilebilir ucunu yüksek hassasiyette kolay bir biçimde kontrol edebilmek amacıyla manipölör olarak Stewart platformu seçilmiştir. Operatör komutları sonucunda hareket eden platformda oluşan hareket, paslanmaz çelik tendonlar aracılığıyla prototipin eğilebilir ucuna iletilmiştir.

Operatörün operasyon sırasında prototip uç konumunu ve hedef bölgeyi dışardan göremeyecektir. Bu nedenle prototip, su geçirmez bir medikal bir kameraya sahiptir. Kameranın etrafı fiber optik ışık kaynağı ile sarılı olup vücut içerisindeki karanlık ortamı aydınlatmayı amaçlamaktadır. Görüntüleme sistemi, operatöre gerçek zamanlı görsel geribesleme vermektedir. Bu geribeslemeyi alan operatör, prototipin eğilme kontrolü için kullanılan joysticki kontrol ederek hedef bölgeye yakınlaşmaya çalışmaktadır.

Prototip sistemini son içerdiği parça ise hidrodinamik kavitasyon tüpüdür. Böbrek taşı ve prostatı tedavi eden hidrodinamik kavitasyon sonucu oluşan kabarcıklar, bu tüp sayesinde oluşturulmaktadır. Tüpün ve sistoskopun deney düzeneği ayrı olmasına rağmen kavitasyon düzeneğinin son parçası olan tüp, prototip içerisine girerek sabitlenmektedir.

Tasarım kısıtları belirlendikten sonra, prototipin eğilebilir kısmının katı model tasarımı SolidWorks programı [26] kullanılarak yapılmıştır. Prototip ucunun X ve Y eksenlerinde $\pm 40^\circ$ eğilmesi gerekmektedir. Bunu başarabilmek için mikromanipölör parçaları tasarlanmıştır. 9 parçadan oluşan eğilebilir yapı uygun sırayla dizildiğinde 8 eğilme noktası oluşturmaktadır. Her bir eğilme noktası bir mikromanipölör çiftinin arka arkaya dizilmesiyle oluşmaktadır. Alt ve üst yüzeylerinde bulunan kavisler parçaların birbiri üzerinde kaymasını sağlamak ve bu sayede eğilme gerçekleştirilebilmektedir. Parçalar üzerine diş-yuva yapısı eklenmiştir. Bu sayede parçaların merkezlenmesi sağlanarak eksen kaçıklıkları engellenmiştir. $\pm 40^\circ$ aralığındaki eğilme için her bir mikromanipölör çiftinin hareketi bu yapı sayesinde $\pm 10^\circ$ aralığında sınırlandırılmıştır.

Katı model tasarımları tamamlandıktan sonra hem prototipi hem de deney düzeneğini oluşturacak parçaların üretimleri yapılmıştır. Prototip parçalarının üretimleri metal malzeme basabilen DMLS yöntemiyle çalışan 3B yazıcılar kullanılarak yapılmıştır. Metal tozlarının lazer sinterleme metoduyla katılaştırılması yönteminde, prototipi oluşturan

1.1 mm'ye kadar küçük çaplı kanalları içeren parçaların üretimleri yüksek hassasiyetle tamamlanmıştır. Deney düzeneğini oluşturan parçalar ise plastik malzeme kullanan 3B yazıcılar ile yapılmıştır. Ayrıca düzeneğe bulunan bazı parçaların üretimleri de CNC torna tezgahında tamamlanmıştır.

Üretilen ve hazır parçaların tamamı tedarik edildikten sonra sigma profiller kullanılarak deney düzeneği kurulmuştur. Bu düzeneğin üzerinde; içerisinde görüntüleme sistemini ve hidrodinamik kavitasyon tüpünü içeren eğilebilir prototipi, manipülasyonu sağlayan Stewart platformunu ve hareket iletimin sağlayan tendon telleri bulundurmaktadır.

Deney düzeneğinin kontrolü için, MATLAB programında bir algoritma geliştirilmiştir. Operatör, kameradan aldığı görsel geribildirim göre joystickle komut vermektedir. Bu algorithmada, joystick komutları ile Stewart platformu arasında bir ilişki kurulmuştur. Ayrıca kullanıcıya yönelik olarak MATLAB GUI'de tasarlanan arayüz, joystick ve prototip açı değerlerini sayısal olarak yazdırmakta ve prototipin pozisyonunu grafiksel olarak göstermektedir.

Çalışma sonunda yapılan deneylerde, hasta vücudundan alınan gerçek bir böbrek taşı üzerinde deneyler yapılmıştır. Sıvı içeren ve içermeyen iki farklı ortamda yapılan deneylerde, PEEK malzemeli hidrodinamik kavitasyon tüpünün bir ucuna 5 ile 100 bar aralığında farklı basınçlar farklı süreler boyunca uygulanmıştır. Kavitasyon sonucunda oluşan kabarcıklar joystick kullanılarak taş üzerindeki hedef bölgeye yönlendirilmiştir. Ayrıca eğilebilir uç; S, I, O ve rastgele şekilli yörüngeler takip edilerek dolaştırılmış, hareket sınırları içerisindeki farklı noktalara yerleştirilen taşa doğru yönlendirilmiştir. Verilen tüm komutları başarılı bir şekilde yerine getiren sistoskop prototip sistemi çalışması başarıyla tamamlanmıştır.

KAYNAKLAR

-
- [1] Doglietto, F., Prevedello, D. M., Jane Jr, J. A., Han, J. ve Laws Jr, E. R. (2005). "A Brief History of Endoscopic Transsphenoidal Surgery—From Philipp Bozzini to The First World Congress of Endoscopic Skull Base Surgery", *Neurosurgical Focus*, 19(6): 1-6.
 - [2] Herr, H. W. (2006). "Max Nitze, the Cystoscope and Urology", *The Journal of Urology*, 176(4): 1313-1316.
 - [3] Powell, P. H., Manohar, V., Ramsden, P. D. ve Hall, R. R. (1984). "A Flexible Cystoscope", *BJU International*, 56(6): 622-624.
 - [4] Kavoussi, L. R. ve Clayman, R. V. (1988). "Office Flexible Cystoscopy", *The Urologic Clinics of North America*, 15(4): 601-608.
 - [5] Flannigan, G. M., Gelister, J. S. K., Noble, J. G. ve Milroy, E. J. G. (1988). "Rigid Versus Flexible Cystoscopy a Controlled Trial of Patient Tolerance", *British Journal of Urology*, 62(6): 537-540.
 - [6] Denholm, S. W., Conn, I. G., Newsam, J. E. ve Chisholm, G. D. (1990). "Morbidity Following Cystoscopy: Comparison of Flexible and Rigid Techniques", *BJU International*, 66(2): 152-154.
 - [7] Erdem, M. R., Topaloğlu, K., Yücebaş, Ö. E., Şengör, F., Aslan, A. R., Tosun, Ç., Ramazanoğlu, M. A. ve Duvar, S. (2015). "Better Comfort for Both Patient and Doctor: Prospective Randomized Study About Flexible and Rigid Cystoscopy", *Journal of Urological Surgery*, 2: 65-68.
 - [8] Burke, D. M., Shackley, D. C. ve O'reilly, P. H. (2002). "The Community-Based Morbidity of Flexible Cystoscopy", *BJU International*, 89(4): 347-349.

- [9] Grasso, M., Beaghler, M., Bagley, D. H. ve Strup, S. (1993). "Actively Deflectable, Flexible Cystoscopes: No Longer Solely a Diagnostic Instrument", *Journal of Endourology*, 7(6): 527-530.
- [10] Suzumori, K., Endo, S., Kanda, T., Kato, N. ve Suzuki, H. (2007). "A Bending Pneumatic Rubber Actuator Realizing Soft-Bodied Manta Swimming Robot", In *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference*, 4975-4980.
- [11] Makishi, W., Matunaga, T., Haga, Y. ve Esashi, M. (2006). "Active Bending Electric Endoscope Using Shape Memory Alloy Coil Actuators", In *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference*, 217-219
- [12] Ye, X. ve Yoon, W. J. (2012). "Design of a Bending Mechanism for Automated Cystoscope". In *Automation Science and Engineering (CASE), 2012 IEEE International Conference*, 261-266.
- [13] Lei, M. C. ve Du, R. (2010). "A Study on the Bending Mechanism of the Flexible Ureteroscope". In *Control Automation and Systems (ICCAS), 2010 International Conference*, 2019-2023.
- [14] Sutar, M. K., Garg, A., Vikram, C. S., Gupta, S., Pathak, P. M., Sharma, A. K., Mehta V. K. ve Gupta, V. K. (2014). "Design of In-Vivo Robot for Biopsy", *Mechanics Based Design of Structures and Machines*, 42(3): 278-295.
- [15] Lei, M. C. ve Du, R. (2010). "Design and Analysis of a Biomimetic Wire-Driven Robot Arm", *International Conference on Control Automation and Systems (ICCAS) IEEE Gyeonggi-do*, 2019-2023.
- [16] Kato, T, Okumura, I, Song, S. E., Golby, A. J. ve Hata, N. (2015). "Tendon-Driven Continuum Robot for Endoscopic Surgery: Preclinical Development and Validation of a Tension Propagation Model", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(5): 2252-2263.
- [17] Seneci, C. A., Shang, J., Leibrandt, K., Vitiello, V., Patel, N., Darzi, A., Teare, J. ve Yang, G. Z. (2014). "Design and Evaluation of a Novel Flexible Robot for

Transluminal and Endoluminal Surgery”, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) IEEE Chicago, 1314-1321.

- [18] Maeda, S., Abe K., Yamamoto, K., Tohyama, O. ve Ito, H. (1996). “Active Endoscope with SMA (Shape Memory Alloy) Coil Springs”, Micro Electro Mechanical Systems, 1996, MEMS '96, Proceedings. An Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Systems. IEEE, The Ninth Annual International Workshop, 290-295
- [19] De Sars, V., Haliyo, S. ve Szewczyk, J. (2010). “A Practical Approach to the Design and Control of Active Endoscopes”, Mechatronics 20(2): 251-64.
- [20] Perk, O. Y., Şeşen, M., Gozüaçık, D. ve Koşar, A. (2012). “Kidney Stone Erosion by Micro Scale Hydrodynamic Cavitation and Consequent Kidney Stone Treatment”, Annals of Biomedical Engineering, 40(9): 1895-902.
- [21] Li, Z., Feiling, J., Ren, H. ve Yu, H. (2015). “A Novel Tele-Operated Flexible Robot Targeted for Minimally Invasive Robotic Surgery”, Engineering, 1(1): 073-078.
- [22] Li, Z. ve Du, R. (2013). “Design and Analysis of a Bio-Inspired Wire-Driven Multi-Section Flexible Robot”, International Journal of Advanced Robotic Systems, 10(4): 209.
- [23] Xu, K. (2009). “Design, Modeling and Analysis of Continuum Robots as Surgical Assistants with Intrinsic Sensory Capabilities”, Doktora Tezi, Columbia University.
- [24] Corke, P. I. (1996). “A Robotics Toolbox for MATLAB”, IEEE Robotics & Automation Magazine, 3(1): 24-32.
- [25] Guide, M. U. S. (1998). The Mathworks. Inc., Natick, MA, 5, 333.
- [26] SolidWorks, I. (2002). Solidworks Corporation. Concord, MA.

PEEK TÜP ÖZELLİKLERİ

Ek-A. 1 PEEK malzemeli tüpün özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	1.32
Su Emilimi (%)	0.2 / 0.45
Akma Gerilmesi (MPa)	110
Akma Gerilmesi Altında Uzama (%)	4.9
Kopma Gerilmesi (MPa)	75
Kopma Uzaması (%)	20
Darbe Dayanımı (kJ/m ²)	15
Çentik Darbe Dayanımı (kJ/m ²)	3.5
Rockwell Sertliği (MPa)	230
Shore Sertliği	M 105
Bükme Gerilmesi (MPa)	163
Sürtünme Katsayısı	0.34

Elastisite Modülü (MPa)	4400
Erime Sıcaklığı (C°)	340
Kısa Süreli Çalışmada Sıcaklık Dayanımı (C°)	310
Uzun Süreli Çalışmada Sıcaklık Dayanımı (C°)	250
Lineer Isıl Uzama Katsayısı ($K^{-1} \times 10^{-4}$)	1.0 – 1.4
Isıl İletkenlik (20 C° için) (W/(m x K))	0.25
Hacim Direnci ($\Omega \times cm$)	$>10^{14}$
Yüzey Direnci (Ω)	$>10^{13}$
1 MHz Frekansta Dielektrik Sabiti	-/3.2
Dielektrik Dayanımı (kV/mm)	24

MATLAB ROBOTICS TOOLBOX KODU

```
clear all
close all
clc
syms
a=1;

L(1) = Link('d', 0 , 'a', a, 'alpha', 0);
L(2) = Link('d', 0 , 'a', a, 'alpha', -pi/2);
L(3) = Link('d', 0 , 'a', a, 'alpha', pi/2);
L(4) = Link('d', 0 , 'a', a, 'alpha', -pi/2);
L(5) = Link('d', 0 , 'a', a, 'alpha', pi/2);
L(6) = Link('d', 0 , 'a', a, 'alpha', -pi/2);
L(7) = Link('d', 0 , 'a', a, 'alpha', pi/2);
L(8) = Link('d', 0 , 'a', a, 'alpha', -pi/2);
L(9) = Link('d', 0 , 'a', a, 'alpha', 0);

Robot=SerialLink(L, 'name', 'Sistoskop');

L(1).A(0.175)
L(2).A(0.175)
L(3).A(0.175)

q=[0 0 0 0 0 0 0 0 0];
qz=[0 0.175 0 0.175 0 0.175 0 0.175 0];
qz=[0 0 0.175 0 0.175 0 0.175 0 0.175];
t=0:5:100;
q=jtraj(q, qz,t);

Robot.plot(q)
```

GÖRÜNTÜ İŞLEME KODU

```
clear all
close all
clc
delete(imaqfind)

data = imread('asdf.png');

diff_imR = imsubtract(data(:,:,1), rgb2gray(data));
diff_imR = medfilt2(diff_imR, [3 3]);
diff_imR = im2bw(diff_imR,0.5);

diff_imR = bwareaopen(diff_imR,100);
bwR = bwlabel(diff_imR, 8);

statsR = regionprops(bwR, 'Centroid');

diff_imG = imsubtract(data(:,:,2), rgb2gray(data));
diff_imG = medfilt2(diff_imG, [3 3]);
diff_imG = im2bw(diff_imG,0.1);

diff_imG = bwareaopen(diff_imG,150);
bwG = bwlabel(diff_imG, 8);

statsG = regionprops(bwG, 'Centroid');

imshow(data)
hold on

for objectR = 1:length(statsR)
    for objectG = 1:length(statsG)
        bcR = statsR(objectR).Centroid;
        CoordR=[bcR(1) bcR(2)];
        plot(bcR(1),bcR(2), '-m+')
        aR=text(bcR(1)+15,bcR(2), strcat('X: ',
num2str(round(bcR(1))), ' Y: ', num2str(round(bcR(2)))));
        set(aR, 'FontName', 'Arial', 'FontWeight', 'bold',
'FontSize', 12, 'Color', 'red');
        bcG = statsG(objectG).Centroid;
        CoordG=[bcG(1) bcG(2)];
        plot(bcG(1),bcG(2), '-m+')
    end
end
```

```

        aG=text(bcG(1)+15,bcG(2), strcat('X: ',
num2str(round(bcG(1))), '      Y: ', num2str(round(bcG(2)))));
        set(aG, 'FontName', 'Arial', 'FontWeight', ...
'bold', 'FontSize', 12, 'Color', 'green');

        if ~isempty(statsR)
            if ~isempty(statsG)

R=struct2cell(statsR);
x1R=R{1}(1);
y1R=R{1}(2);
x2R=R{2}(1);
y2R=R{2}(2);
diff_xR=x1R-x2R;
diff_yR=y1R-y2R;
vectorR = [diff_xR diff_yR 0];

G=struct2cell(statsG);
x1G=G{1}(1);
y1G=G{1}(2);
x2G=G{2}(1);
y2G=G{2}(2);
diff_xG=x1G-x2G;
diff_yG=y1G-y2G;
vectorG = [diff_xG diff_yG 0];

ThetaInDegrees =
atan2d(norm(cross(vectorR,vectorG)),dot(vectorR,vectorG));
Aci=180-ThetaInDegrees
            end
        end
    end
    plot([x1R x2R],[y1R y2R], 'Color','r','LineWidth',3)
    plot([x1G x2G],[y1G y2G], 'Color','g','LineWidth',3)
    text(60,60, strcat('Aci Degeri: ', num2str(Aci), ...
' Derece'), 'FontName', 'Arial', 'FontWeight', 'bold', ...
'FontSize', 12, 'Color', 'yellow');
    end
    hold off

```

ARA PROTOTİP ÜRETİMİ İÇİN KULLANILAN 3B YAZICI VE MALZEMESİNİN ÖZELLİKLERİ

Ek-D. 1 ProJet 3500 HDMax 3B yazıcı ve proplast malzemenin özellikleri

ProJet 3500 HDMax 3B Yazıcı Teknik Özellikleri	
Basım Modları	HD – Yüksek Çözünürlük HS – Yüksek Hız UHD – Ultra Yüksek Çözünürlük XHD – Aşırı Yüksek Çözünürlük
Net Üretim Hacmi (xyz) HD Mod HS Mod UHD Mod XHD Mod	298 x 185 x 203 mm
Çözünürlük (xyz) HD Mod HS Mod UHD Mod XHD Mod	375 x 375 x 790 DPI; 32µ katman kalınlığı 375 x 375 x 790 DPI; 32µ katman kalınlığı 750 x 750 x 890 DPI; 29µ katman kalınlığı 750 x 750 x 1600 DPI; 16µ katman kalınlığı

Doğruluk	25.4 mm'de 0.025 – 0.05 mm
VisiJet® M3 Proplast Malzemesinin Özellikleri	
80°c sıcaklıktaki yoğunluk (sıvı)	1.02 g/cm ³
Çekme Dayanımı	26.2 MPa
Çekme Modülü	1108 MPa
Kopma Uzaması	8.97 %
Eğilme Dayanımı	26.6 MPa
Isıl Eğilme Dayanımı	46° c
VisiJet® S300 Destek Malzemesinin Özellikleri	
Erime Noktası	60° c
Yumuşama Noktası	40° c

PROTOTİP KONTROL KODU

```
clear all
close all
clc

ID=1;
joy = vrjoystick(ID);
katsayi= 4;

t = tcpip('192.168.0.254',5001,'NetworkRole','Client');
fopen(t);
pause(0.2);

a1='GroupKill(HEXAPOD) ';
fwrite(t,a1)
pause(0.2)

a2='GroupInitialize(HEXAPOD) ';
fwrite(t,a2)
pause(0.2)

a3='GroupReadyAtPosition(HEXAPOD,7.169030,7.169030,7.169030,7.169030
, ...
7.169030,7.169030) ';
fwrite(t,a3)
pause(1)

while true

X=-axis(joy,1);
Y=-axis(joy,2);
sabit=axis(joy,4);
Xdeg=X*katsayi
Ydeg=Y*katsayi

if sabit==-1
    sprintf('HexapodMoveAbsolute(HEXAPOD,Work,0,0,0,%f,%f,0)', ...
[Xdeg(end)], [Ydeg(end)]);
```

```
else
    a4=sprintf('HexapodMoveAbsolute (HEXAPOD,Work,0,0,0,%f,%f,0)',...
    sss[Xdeg],[Ydeg]);
    fwrite(t,a4)
end

drawnow
pause(0.05)
end

fclose(t);
delete(t);
```



OPERATÖR ARAYÜZÜ KODU

```
function varargout = joys(varargin)

% JOYS MATLAB code for joys.fig
%     JOYS, by itself, creates a new JOYS or raises the existing
%     singleton*.
%
%     H = JOYS returns the handle to a new JOYS or the handle to
%     the existing singleton*.
%
%     JOYS('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the
local
%     function named CALLBACK in JOYS.M with the given input
%     arguments.
%
%     JOYS('Property','Value',...) creates a new JOYS or raises the
%     existing singleton*. Starting from the left, property value
%     pairs are applied to the GUI before joys_OpeningFcn gets
%     called. An unrecognized property name or invalid value makes
%     property application stop. All inputs are passed to
%     joys_OpeningFcn via varargin.
%     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows
%     only one instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES
```

```

% Edit the above text to modify the response to help joys

% Last Modified by GUIDE v2.5 26-Apr-2017 22:32:00

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn',   @joys_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',    @joys_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',    [] , ...
                  'gui_Callback',     []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before joys is made visible.
function joys_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin    command line arguments to joys (see VARARGIN)

% Choose default command line output for joys
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes joys wait for user response (see UIRESUME)

```

```

% uiwait(handles.sdfsdf);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = joys_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout    cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject      handle to figure
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in calistir.
function calistir_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to calistir (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

ID=1;
joy = vrjoystick(ID);
while true
X=axis(joy,1);
Y=-axis(joy,2);
sabit=axis(joy,4);
X_j=X*4;
Y_j=Y*4;
X_p=X*40;
Y_p=Y*40;
plot(X_p,Y_p,'ro','MarkerSize',10,'MarkerFaceColor','r')
axis([-40 40 -40 40])
xlabel('X eksenindeki eğilme')
ylabel('Y eksenindeki eğilme')
title(' Prototip Ucunun Grafiği')
grid on
drawnow
pause(0.05)
set(handles.Sx,'String', num2str(X_j))
set(handles.Sy,'String', num2str(Y_j))

```

```

set(handles.Px,'String', num2str(X_p))
set(handles.Py,'String', num2str(Y_p))

if sabit==1
    set(handles.durum,'String', 'JOYSTICK KİLİTLİ')
else
    set(handles.durum,'String', 'Joystick Aktif')
end

end

function Sx_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Sx (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of Sx as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of Sx as
a double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function Sx_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Sx (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all CreateFcns
called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function Px_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Px (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Hints: get(hObject,'String') returns contents of Px as text

```

```

%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of Px as
a
% double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function Px_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Px (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns
% called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function Py_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Py (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of Py as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of Py as
a double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function Py_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Py (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns
called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

function Sy_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Sy (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of Sy as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of Sy as
%         a
%         double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function Sy_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Sy (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all CreateFcns
%              called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function durum_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to durum (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of durum as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of durum
%         as a double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function durum_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to durum (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all CreateFcns
%              called

```

```

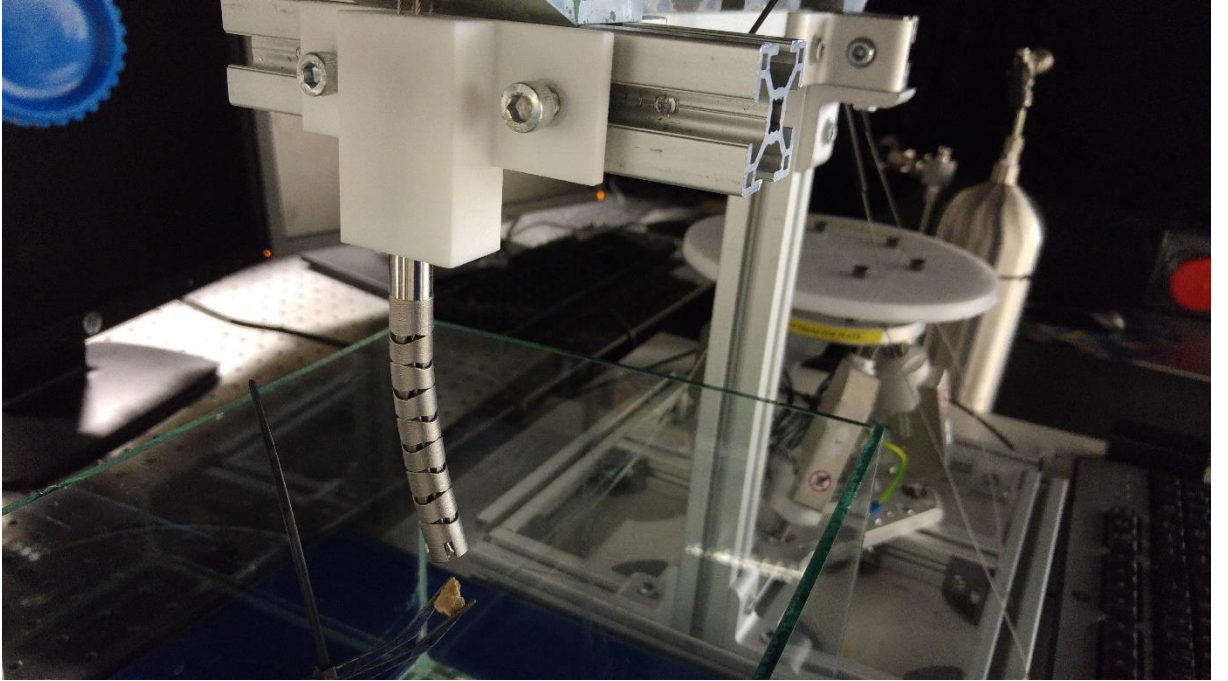
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%       See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes when user attempts to close sdfsd.
function sdfsd_CloseRequestFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to sdfsd (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

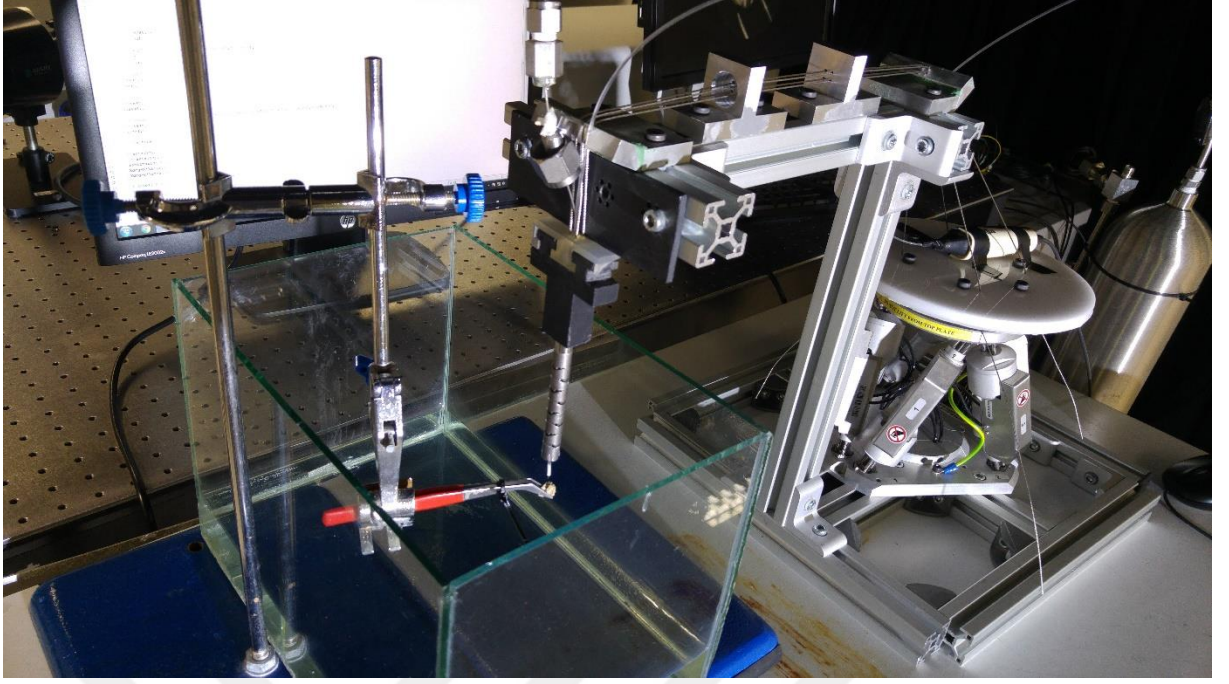
% Hint: delete(hObject) closes the figure
        % delete(hObject);

```

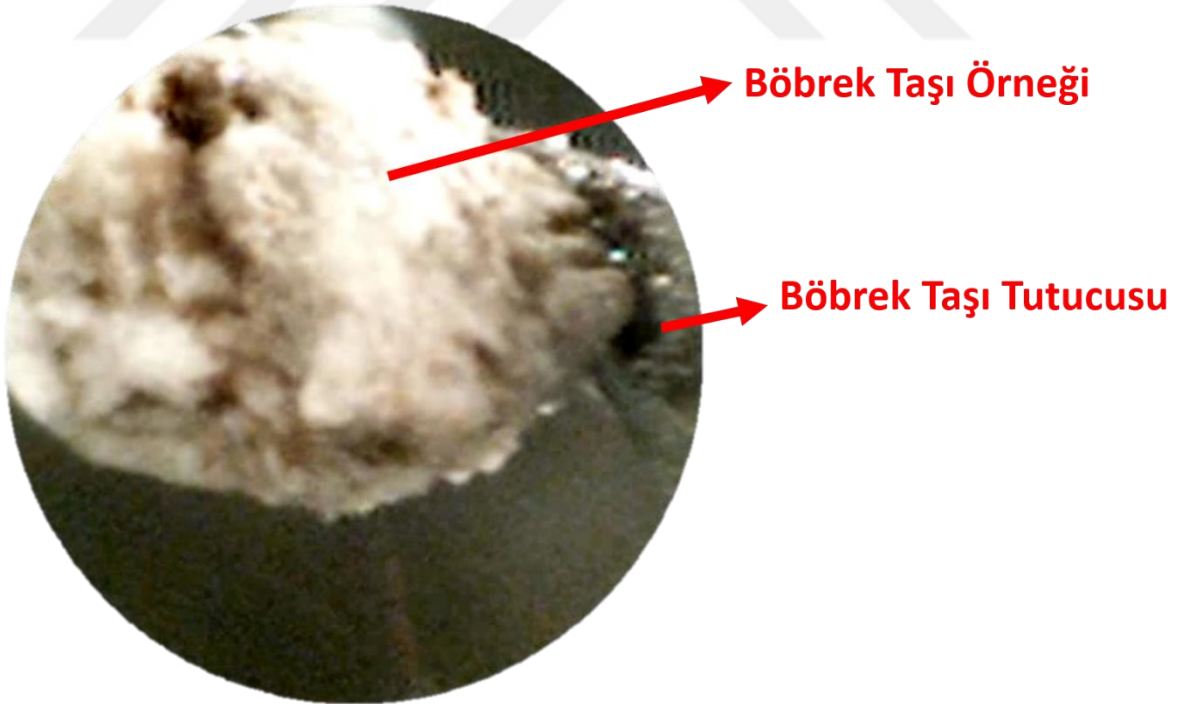
DENEY GÖRSELLERİ



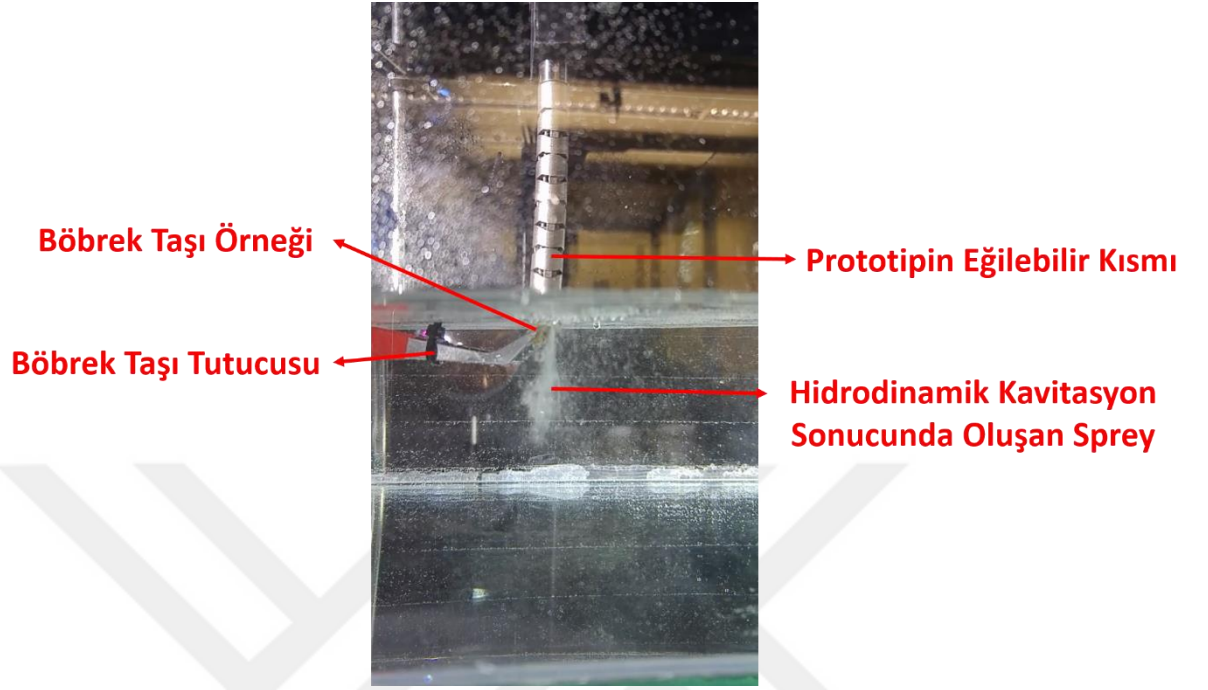
Ek-G. 1 Taş ile etkileşen deney düzeneği



Ek-G. 2 Deney düzeneğinin genel görünümü



Ek-G. 3 Prototip içerisindeki görüntüleme sisteminden alınan gerçek zamanlı görüntü



Ek-G. 4 Sıvı ortamında yapılan kavitasyonun dışardan görüntülenmesi

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Canberk SÖZER
Doğum Tarihi ve Yeri : 02.07.1991 / İstanbul
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : canberksozer@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	Mekatronik Müh.	Yıldız Teknik Üniversitesi	2017
Lisans	Mekatronik Müh.	Yıldız Teknik Üniversitesi	2014
Lise	Fen – Matematik.	Arnavutköy Korkmaz Yiğit AL.	2009

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2017-Devam	Profen	Ar-Ge Mühendisi
2016-2017	Gedik Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2014-2016	Yıldız Teknik Üniversitesi	Yüksek Lisans Araştırmacısı
2014	Ekokalori Endüstriyel Makina	Dizayn Mühendisi (Yarı Zamanlı)

2013	Tufts Üniversitesi	Stajyer
2012	Onaran Endüstriyel Ağır Makina	Stajyer

YAYINLARI

Makale

1. Vikas, V., Cohen E., Grassi, R., Sozer C. ve Trimmer, B. (2016). "Design and Locomotion Control of a Soft Robot Using Friction Manipulation and Motor–Tendon Actuation", IEEE Transactions on Robotics, 32(4): 949-959.

Bildiri

1. Sozer C., Morteza G., Alcan G., Uvet H., Unel M. ve Kosar A. (2017). "Design, Prototyping and Control of a Flexible Cystoscope for Biomedical Applications", 2017 4th International Conference on Mechanics and Mechatronics Research (ICMMR 2017), Çin (Kabul Edildi–Baskı Aşamasında)
2. Sozer C. ve Uvet H. (2016). "Bükülebilir Sistoskop Sisteminin Tasarımı ve Deney Düzenegi", ToRK 2016 Türkiye Robotbilim Konferansı, İstanbul, ToRK Bildiriler Kitabı, 12-15

Proje

1. Hidrodinamik Kaviteasyona Dayanan Medikal Uygulamalar İçin Kullanılacak Ulusal Endoskopik Cihaz Tasarım ve Geliştirilmesi
2. 3 Eksenli CNC Router Tasarım ve Üretimi

ÖDÜLLERİ

1. TÜBİTAK Yüksek Lisans Araştırmacısı Bursu
2. Elginkan Ödülleri, 2015
- 3.Yıldızlı Projeler Yarışması, 2013