

**LAPAROSKOPİK CERRAHİDE AKILLI EYLEYİCİLİ
AMELİYAT ALETLERİNİN TUTUCU KUVVET KONTROLÜ
ve DOKU İLE ETKİLEŞİMİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mithat Can ÖZİN

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Sistem Dinamiği ve Kontrol

Tez Danışmanı: Doç. Dr. İlker Murat KOÇ

MAYIS 2018

**LAPAROSKOPİK CERRAHİDE AKILLI EYLEYİCİLİ
AMELİYAT ALETLERİNİN TUTUCU KUVVET KONTROLÜ
ve DOKU İLE ETKİLEŞİMİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Mithat Can ÖZİN
(503151613)**

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Sistem Dinamiği ve Kontrol

**Tez Danışmanı: Doç. Dr. İlker Murat KOÇ
Eş Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Bilsay SÜMER**

MAYIS 2018

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 503151613 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Mithat Can ÖZİN, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "LAPAROSKOPIK CERRAHİDE AKILLI EYLEYİCİLİ AMELİYAT ALETLERİNİN TUTUCU KUVVET KONTROLÜ ve DOKU İLE ETKİLEŞİMİ" başlıklı tezini aşağıdaki imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Doç. Dr. İlker Murat KOÇ**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Eş Danışman : **Dr. Öğr. Üyesi Bilsay SÜMER**
Hacettepe Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Doç. Dr. Ayhan KURAL**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Hacı Abdullah TAŞDEMİR
İstanbul Teknik Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Hakan ÜLKER
Siirt Üniversitesi

Teslim Tarihi : **4 Mayıs 2018**
Savunma Tarihi : **6 Haziran 2018**





Aileme,



ÖNSÖZ

Üç yıllık yüksek lisans eğitimim boyunca tez konumda İngilizce olarak yayımladığım akademik çalışmaları (makale, bildiri, sunum vs.) tezimde Türkçe sunuyorum. Eğitim sürem boyunca,

Eş Danışmanlarım Doç Dr. İlker Murat KOÇ'a ve Dr. Öğr. Üyesi Bilsay SÜMER'e iş yoğunluklarına rağmen, bana zaman ayırıp yüksek lisans tezimin her aşamasında rehberlik ettiklerinden ve çalışmalarım için gerekli altyapıyı sağladıklarından dolayı teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimim kapsamındaki tez çalışmalarımda karşılaştığım sorunları çözüme ve gerekli deney düzeneklerinin kurulmasında bana yardımcı ve yol gösterici olan Dr. Öğr. Üyesi Turgay ERAY'a teşekkür ederim.

Her zaman bana destek olan anneme ve ablama teşekkür ederim. Onların desteği olmadan yüksek lisansımı tamamlayamazdım.

Son olarak İstanbul Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne destekleri için teşekkür ederim.

Bu çalışma İstanbul Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimince Desteklenmiştir. Proje Numarası: MYL-2017-40778

Mayıs 2018

Mithat Can ÖZİN
Araştırma Görevlisi



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR.....	xi
SEMBOLLER	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvii
ÖZET	xix
SUMMARY	xxi
1. GİRİŞ	1
1.1 Laparoskopik Cerrahi	1
1.2 Ölçüm Teknikleri.....	2
1.3 Akıllı Aletler	4
1.4 Çalışmanın Amacı	5
2. BASMA KUVVETİNİN BASINÇ HARİTASI ile ÖLÇÜMÜ	7
2.1 Dokusal Algılayıcının Özellikleri.....	7
2.2 Numunelerin Karakterizasyonu ve Hazırlanması.....	9
2.3 Numunelerin Elastik ve Viskoelastik Davranışı	10
2.4 Laparoskopik Tutucuda basma Kuvvetinin Ölçümü	13
2.5 Tartışma	14
3. SÜRTÜNME KUVVETİNİN İNCELENMESİ	19
3.1 Deneysel Düzenekleri	19
3.1.1 Sürtünme ve adezyon testi düzeneği	19
3.1.2 Laparoskopik tutucuda sürtünme testi düzeneği	20
3.2 Adezyon Kuvvetinin Ölçülmesi	22
3.3 Sürtünme Katsayısının Hesaplanması	24
3.3.1 Sürtünme testi düzeneğinde sürtünme katsayısının hesaplanması	24
3.3.2 Laparoskopik tutucuda sürtünme katsayısının hesaplanması	25
4. TUTUCU TASARIMI ve KUVVET KONTROLÜ	31
4.1 Akıllı Eyleyicinin Tasarımı	31
4.2 Eyleyicinin Entegrasyonu ve Kuvvet Kontrolü	32
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	35
KAYNAKLAR	37
EKLER	43
EK A.1	45
ÖZGEÇMİŞ	49

KISALTMALAR

3B	: 3 Boyutlu
BJT	: Bipolar Junction Transistor
FBG	: Fiber Bragg Grating
MOSFET	: Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor
Ni-Ti	: Nikel-Titanium
PDMS	: Polidimetilsiloksan
PID	: Oransal-İntegral-Türevsel
SMC	: Kayan Kipli Kontrol
ŞHA	: Şekil Hafızalı Alaşım





SEMBOLLER

d	: Bastırma derinliği
E	: Elastik modül
F	: Kuvvet
G	: Kesme modülü
L	: Uzunluk
R	: Bastırma ucu yarıçapı
t	: Zaman
v	: Hız
ν	: Poisson oranı
τ	: Zaman sabiti



ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1: Elastik modül.	12
Çizelge 3.1: Kuvvet değerleri.....	27





ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

- Şekil 2.1** : Özel olarak laparoskopik tutucu için tasarlanan ve 4x8 algılama hücresine (taxele) sahip dokunsal algılayıcı. 8
- Şekil 2.2** : Tek bir taxelin örnek bir direnç-kuvvet değişimi. 9
- Şekil 2.3** : (a) Basma düzeneğinin çizimi, (b) Deney düzeneğinin fotoğrafı: (1) titreşim masası, (2) ayarlanabilir platform, (3) motorlu doğrusal platform, (4) yük hücresi, (5) yarıküresel uç, (6) numune... 11
- Şekil 2.4** : İki farklı hızda silikon kauçuk ve tavuk karaciğeri için basma testinin kuvvet-yer değiştirme grafiği ve Hertz çözümü. 12
- Şekil 2.5** : $v = 0,5$ mm/s için tavuk karaciğeri ve silikon kauçuk için basma testinin kayma modülü gevşemesi grafiği ile Prony serisi modülü ve zaman sabiti katsayılarının belirlenmesi için kullanılan ikinci derece üstel eğri. 13
- Şekil 2.6** : Tutucu-doku etkileşimini tanımlamak için dokunsal algılayıcı entegre edilmiş laparoskopik tutucu deney düzeneği: (1) motorlu doğrusal platform, (2) laparoskopik tutucu, (3) dokunsal algılayıcı, (4) numune, (5) dokunsal algılayıcı için sinyal koşullandırıcı. 14
- Şekil 2.7** : Deneyin aşamalarına göre laparoskopik tutucu ve tavuk karaciğeri arasındaki basınç dağılımı: (a) Tutucu ucun kapatılması sırasında uç ve karaciğer arasındaki ilk temasın sağlanması, (b) Tutucunun maksimum kapanmasıyla temas sırasındaki maksimum basınç dağılımı oluşumu, (c) Maksimum kapanmasıyla temas sırasındaki gerilme gevşemesi oluşumu, (d) Tutucunun açılması sırasındaki basınç dağılımının gösterimi. 15
- Şekil 2.8** : Tutucunun 0,5 mm/s hızda kapanması ve açılması sırasındaki tutucu-tavuk karaciğer etkileşiminin toplam kuvvet grafiği. 15
- Şekil 2.9** : (a) Her bir deney için, karaciğer, et, PDMS ve silikon kauçuğun farklı numunelerinde, basma sırasında malzeme özelliklerinin gözlemlenebileceği görünür toplam kuvvet. (b) Toplam kuvvetin, tutucunun kapanma açısının yarısına göre değişimi. 16
- Şekil 2.10** : Deney aşamalarına göre tavuk karaciğeri ve PDMS örnekleri için basınç merkezinin (beyaz daire) ve basınç dağılımının gösterimi, (a) İlk temasın aşamasında elde edilmesi, (b) tutucunun kapanması, (c) maksimum kapanmanın sağlanması, (d) tavuk karaciğerinde ve PDMS numunede gerilme gevşemesi meydana gelmesi. 18
- Şekil 3.1** : Sürtünme ve adezif kuvvetlerin ölçümü için testi düzeneği: 1. 3D kuvvet sensörü, 2. motorlu doğrusal platform, 3. yük hücresi, 4. düz uç, 5. numune. 21

Şekil 3.2	: Mil, çekme, basma ve sürtünme kuvvetinin doğrudan ve dolaylı ölçümleri için laparoskopik tutucu test düzeneği: 1. motorlu doğrusal platform, 2. yük hücresi, 3. dokunsal algılayıcı, 4. tutucu uç 5. lazer konum sensörü.	22
Şekil 3.3	: 0,1 ve 2,0 mm/s arasındaki çeşitli çekme hızları için adezif kuvvetler, dokunsal algılayıcı entegrasyonu adezif kuvveti ortalama %44 oranında artırır.....	23
Şekil 3.4	: Sürtünme testi, 500 mN ve 1,0 mm/s için uç-doku sürtünmesi için tipik test sonuçları, ortalamaları hesaplamak için, her bir adım için üçer kez tekrarlanan deneyin ortalaması ve standart sapması hesaplanır, sonra ortalaması alınan eğri üzerinden alınan belirli noktalardan tekrar hesaplanan ortalama ve standart sapma üzerinden sürtünme katsayısı belirlenir ve çubuk grafik olarak gösterilir.	25
Şekil 3.5	: Sürtünme testi düzeneği sonuçları - 0,1 mm/s ila 2,5 mm/s arasında çeşitli hızlar ve çeşitli önyükler için uç-doku arasındaki sürtünme katsayısının karşılaştırılması, (a) 500 mN, (b) 1000 mN, (c) 2000 mN.	26
Şekil 3.6	: Laparoskopik tutucu test düzeneğinin tipik test sonucu, mil kuvveti, basma kuvveti ve çekme kuvvetinin zamana göre gösterimi, çekme kuvveti üç fazda açıklanabilir, (1) kuvvetin yükselişi, (2) kuvvetin zirvesi, (3) kuvvetin azalması.	28
Şekil 3.7	: Dokunsal algılayıcılı/sız tutucu için mil kuvveti ile çekme kuvvetinden hesaplanan görünür sürtünme katsayısı, (a) 3000 mN, (b) 5000 mN, (c) 7000 mN.	29
Şekil 3.8	: Laparoskopik tutucuda hesaplanan sürtünme katsayıları.	30
Şekil 4.1	: Akıllı eyleyici tasarımının çizimi.	31
Şekil 4.2	: Deney düzeneği, 1. yük hücresi, 2. soğutucu hava kaynağı, 3. akıllı eyleyici.....	32
Şekil 4.3	: Kuvvetlendirme devresi.....	33
Şekil 4.4	: Tipik bir kuvvet kontrolü deneyi örneği.	33
Şekil 4.5	: 2 N'den 3 N'a artan kuvvet (A kısmı) için eyleyici kuvvetinin kontrolü.....	34
Şekil 4.6	: 4 N'den 3 N'a azalan kuvvet (B kısmı) için eyleyici kuvvetinin kontrolü.....	34
Şekil A.1	: Deneyin aşamalarına göre PDMS, silikon kauçuk, tavuk eti ve tavuk karaciğeri i dokunsal algılayıcıdan öllen basınçlarına göre yerel kuvvet dağılımının gösterimi, (a) tutcu-doku etkileşiminde ilk temas. (b) Tutucunun kapanması sırasında temas. (c) Tutucunun maksimum kapanışında maksimum kuvvet dağılımı. X ve Y eksenleri taxel yüzeyinde bulunan dokunsal algılayıcının yönelimini ve Z ise kuvveti göstermektedir.	45

LAPAROSKOPİK CERRAHİDE AKILLI EYLEYİCİLİ AMELİYAT ALETLERİNİN TUTUCU KUVVET KONTROLÜ ve DOKU İLE ETKİLEŞİMİ

ÖZET

Laparoskopik ameliyatların gerçekleşme süresi, çeşitli uçları olan ve uzun bir mile sahip ameliyat aletleri kullanıldığından dolayı açık ameliyatlara göre daha uzundur ve cerrahın el hissiyatında azalma meydana gelmektedir. Ameliyat sırasında cerrahın el hissiyatının azalmasından ve de ameliyat süresince el yorgunluğunun artmasından dolayı dokuya uygulanan fazla bastırma kuvveti ve ameliyat aletinin doku üzerinde kayması doku zedelenmesine sebebiyet vermektedir. Tutucunun dokuya uyguladığı bölgesel basma kuvvetinin direk ölçülebilmesi ve net kuvvetin hesaplanabilmesi doku zedelenmesinin engellenebilmesi için gereklidir. Bu tez çalışmasında şekil hafızalı alaşım (ŞHALı) bir eyleyici ile beraber laparoskopik aletin ucuna yerleştirilen bir dokusal algılayıcı sayesinde doku-ameliyat aleti etkileşimi incelenmiş olup basma ve kayma sırasındaki doku zedelenmesine neden olan kuvvetler araştırılmıştır. Dokusal algılayıcı entegrasyonunun tutucu-doku etkileşimine olan etkisi belirlenmiştir. Dokusal algılayıcıdan ve milden alınan geribildirimle kuvvet kontrolü sağlanarak doku zedelenmesinin minimuma indirilebileceği ve cerrahın el hissiyatının geri kazandırılabilmesi gösterilmiştir.

Laparoskopik ameliyat aletleri tutma, kesme, yakma vb. işlemlere sahiptir ve her işlev için ona uygun bir uç tasarımı mevcuttur. Laparoskopik tutucu uçları dişli ve ya düz olacak şekilde tasarlanmışlardır. Laparoskopik ameliyat aletleri el tutma yeri ve uç kısmı ile bunları birleştiren 30-40 mm uzunluğundaki bir milden oluşmaktadır. El tutma yeri de uç kısım gibi farklı şekillerde olabilmektedir. Geleneksel cihazlarda el tutma yeri ve uç kaldırma mekanizması ile birbirine bağlıdır ve cerrahın el kuvvetiyle açılıp kapanır. Uzun ameliyatlarda cerrahlarda el yorgunluğuna neden olmaktadır. Bu sorunun üstesinden gelebilmek için şekil hafızalı alaşımdan yapılmış bir eyleyici tasarlanmıştır. Bu eyleyici elektrik enerjisiyle tahrik edilmekte ve cerrah tarafından bir düğme ile kontrol edilebilmektedir. Bu sayede cerrahın eli tarafından uygulanması gereken mekanik enerji azaltılmış olup cerrahın el yorgunluğunun da azaltılması hedeflenmiştir.

Tez çalışmasının sonunda laparoskopik ameliyat için akıllı eyleyiciye ve özel algılayıcıya sahip yenilikçi laparoskopik tutucu tasarlanmıştır. Geleneksel kaldırma mekanizması kaldırılarak onun yerine nikel-titanyum malzemedeki üretilmiş şekil hafızalı tel eyleyici olarak kullanılmıştır. Elektrik enerjisi kullanılarak ısıtılan ŞHA tel kısılmakta ve tutucu ucun kapanmasını sağlamaktadır. Bu akıllı eyleyicinin kısılmaya-uzaması sürücü devresi, tetik sistemi ve ya bilgisayar ile kontrol edilmiştir. Uca göre tasarlanmış olan algılayıcı sayesinde direk olarak kuvvet ölçümü yapılmış ve tutma kuvvetinin kontrolü sağlanmıştır. Bu dokusal algılayıcı ince film katmanlardan oluşmaktadır ve piezoresistif özelliğe sahiptir. Uygulanan basma kuvvetinin etkisiyle sensörün direnci değişmekte ve kuvvet ölçümü mümkün olabilmektedir. Piezoelektrik ve kapasitif olmak üzere başka tip dokusal algılayıcılar da mevcuttur. 8x4 algılama

hücrelerine (taxele) sahip Piezoresistif bir dokusal algılayıcı laparoskopik tutucuya uygun olacak şekilde imal edilmiştir. Bu algılayıcı 32 noktadan tutucu ucun dokuya uyguladığı bölgesel kuvveti ölçebilmektedir. Bu bölgesel kuvvetler haritalandırılmış, net kuvvet ve kuvvet merkezi hesaplanmıştır. Basma kuvveti geribildirim olarak kullanılarak tutma kuvvetinin gerçek zamanlı kontrolü yapılmış ve net tutma kuvvetinin eşik değeri olan 2 N'ü aşmaması sağlanmıştır. Labview ortamında yazılmış olan programlarla oransal-integral-türevsel (PID) kontrol uygulanmıştır.



GRASPING FORCE CONTROL and TISSUE INTERACTION of SMART ACTUATED SURGICAL TOOLS in LAPAROSCOPIC SURGERY

SUMMARY

The aim of this study is to design an innovative laparoscopic surgical instrument using a smart actuator owing to shape memory alloy (SMA) and a tactile sensor that measures the magnitude of the tactile force of the touch.

The reason of this study is to solve the two main problems encountered in laparoscopic surgery. These problems are the hand-tiredness and tissue damage caused by excessive force of the surgeon.

Laparoscopic surgeries are more common than open surgeries. In laparoscopic surgery, surgical instruments with various tips and long shaft are used. The opening and closing motion of these instruments are performed by the hand of the surgeon from the hand holding place. Long surgeries cause hand fatigue in surgeons. In order to overcome this problem, an actuator made of shape memory alloy is designed. This actuator is driven by electrical energy and is controlled by a surgeon with a button. In this way, the mechanical energy required to be applied by the hand of the surgeon is reduced. Thus, the hand fatigue of surgeon is minimized.

Laparoscopic surgical instruments include holding, cutting, burning, etc. functions and have an appropriate tip design for each function. The laparoscopic holder tips are designed to be threaded or flat. The laparoscopic surgical instruments consist of a hand grip, a tip, and a 30-40 mm long shaft which connects them. The hand grip can also be in different shapes for the ergonomics. In conventional devices, it is linked to the hand grip and tip lever mechanism and is opened and closed by the hand of the surgeon.

Excessive force applied to the tissue due to the reduced hand feeling of the surgeon during the operation, the increased hand fatigue during the operation, and the shift of the surgical instrument over the tissue causes tissue damage. A tactile sensor and a tactile sensor integrated to the tip of the laparoscopic instrument together with a smart actuator is designed and the tissue-surgical instrument (tip) interaction is examined, the forces that may cause tissue damage during compression and slippage is determined. It is possible to prevent tissue damage by providing force control by feedback from the tactile sensor or from the shaft of the tool.

In this thesis, an innovative laparoscopic tool with smart actuator and custom tactile sensor for laparoscopic surgery is revealed. The traditional lever mechanism is removed and the shape memory alloy wire produced from nickel-titanium material is used as an actuator. The wire which is activated by electric energy, heats up and shortens. Thus, the tip of the tool is closed. This smart actuator is controlled by the computer with a custom amplifier circuit. The aim of this is to reduce the hand fatigue of the surgeon.

The tactile sensor will be placed at the end-effector of the tool which is the tip. This tactile sensor consists of thin film layers and is piezoresistive. With the effect of applied pressure, the resistance of the sensor changes and force measurement is possible. Other types of tactile sensors are available, including piezoelectric and capacitive. By means of the sensor designed according to tip, force measurement is done directly at tip and control of the pinch force minimized the possible tissue damage.

This thesis includes five sections which are, the introduction, the measurement of pinch force by distributed pressure measurement, the investigation of friction force, the design of the smart actuator and force control and the results.

In the first section, a brief introduction of laparoscopic surgery and the tools are given. Available measurement techniques in laparoscopic surgery and quantities that need to be measured are explained. The resultant forces and subforces are introduced. It is followed by the presentation of the smart materials and finally, the reason of the thesis is proposed.

In the second section, the characterization of the compression mechanism in the tool-tissue interaction is achieved by a tactile sensor integrated laparoscopic grasper. The main objective is to investigate and examine the total compressive force and local pressure distribution during a laparoscopic operation under ex-vivo experimental conditions. In this section a flat-tipped holder is used. Thus, the effect of the teeth on the tip is eliminated. First, the tactile sensor with 32 measuring points (taxel) is designed to fit the tip of the holder. The sensitivity of the tactile sensor and the measurement range are set according to the target force range (0-4 N) of the holder-tissue interaction. The tactile sensor is manufactured using screen printing techniques. Because of the robust and reproducible properties, piezoresistive measurement method is chosen. After the integration of the tactile sensor, polymers such as polydimethylsiloxane (PDMS) and silicone rubber have been used to test and verify the measurement capability of the tactile sensor on viscoelastic materials. Finally, an ex-vivo experiment is conducted on chicken liver and poultry to examine the soft tissue-tool interaction during the closure movement of the laparoscopic holder.

In the third section, the forces during laparoscopic grasping is investigated in a flat-ended laparoscopic grasper in ex-vivo experiments. Push, pull and shaft forces are the forces that must be measured to calculate the friction force between the tip and the tissue. The pulling force while holding an elastic tissue causes the elastic deformation firstly, followed by the friction between the tissue and the tip. Additionally, adhesive effects are seen during opening of the tip of the grasper. The magnitude of the adhesive forces is compared with the pinch and pull forces during an ex-vivo grasp. The section is organized as follows: the methodology of the tests, the adhesive force tests and the friction force tests.

In the fourth section, the design smart actuator which replaces shaft of the laparoscopic grasper is given. One piece of shape memory alloy wire and the antagonist spring will be used as actuator in order to open and close the tip. The actuator is approximately 35 cm in length and 15 mm in diameter. The actuator is designed will apply a force of up to 20 N. A custom driver circuit is produced to activate the actuator by control signals from a computer. According to the output signal coming from the computer, the circuit board uses metal oxide semiconductor field effect transistors (MOSFETs) and bipolar junction transistors (BJTs) to amplify the signal. It has a power supply of 20 V and 3 A. The current passes over shape memory alloy wire which heats and

shortens the wire, is controlled. A proportional-integral-derivative (PID) controller is designed in LabVIEW. In order to increase the opening speed of the tip, it is necessary to cool the wire with air. Air cooling holes are opened on the shaft so that the air can be evacuated. Cooling air is supplied into the shaft at various pressure values, and the effect of cooling on overshoot and settling time during force control is examined.

In the final section, results of the all sections are discussed. The results of the study are given below respectively to the sections:

The interaction of the laparoscopic grasper with soft materials was investigated by measuring pressure distribution by using a tactile sensor in ex-vivo experimental conditions. The tactile sensor incorporates a flat-tipped laparoscopic grasper that opens and closes angularly. The closure of the tip causes an unbalanced pressure distribution over the specimens. To characterize the mechanics of the soft material between the tip and the tissue, the local pinch forces and the total pinch force and center of pressure position are measured in the different types of samples. As a result, pressure distribution measurement contributes to increase tactile sensation of surgeon in the laparoscopic surgery. In experiments on chicken liver and meat, local forces are distributed homogeneously over a larger contact area than polymer samples. It is seen that the total force is about 0.7 N. It is shown that controlling the position of the center of pressure, i.e. the total force, and the magnitude of the force, help to prevent tissue trauma during a laparoscopic operation, and improves surgical operations.

The adhesion force and friction coefficient associated with the friction force of the flat-tipped laparoscopic holder were evaluated in terms of prevention of slippage and providing safe grasp in ex-vivo experiments with chicken meat samples. Two experimental setups which are the friction test setup and the laparoscopic grasper test setup, were designed to evaluate the friction and adhesive behavior of the laparoscopic tool with/out tactile sensor. The tactile sensor at the tip gives better results than the load cell at the shaft for the measurement of the pinch force due to its measurement position. Calculation of the pinch force from the shaft force measurement is less efficient due to the change in the force / pressure center and the requirement of force transfer ratio. The addition of a tactile sensor in the measurement of the coefficient of friction has negligible effect. It is possible to estimate the friction force between the tip and the tissue by using the tactile sensor with experimentally measured friction coefficients. In this study, the measured coefficient of friction (mean) between the tip and tissue in the ex-vivo experiment of chicken meat is 0.3. Laparoscopic grasper equipped with a tactile sensor that provides direct measurement of the pinch force and an estimation of the friction force are suitable for training of novice surgeons. The adhesive forces measured in the adhesion test are less than half of the minimum friction force and less than a quarter of the minimum pinch force. The integration of the tactile sensor increases the adhesive forces by 44% on average. However, the measurement of the contact area and the stress for the examination of tissue trauma will give better results than the measurement of the magnitudes of the adhesive forces.

A smart actuator is designed to reduce surgeon's hand fatigue. This smart actuator has a shape memory alloy. The designed actuator has active cooling and allows the tip to be fully opened and closed. It is thought that the surgeon can reduce hand fatigue because it works with electrical energy. To reduce tissue damage, the actuator force was controlled by a PID controller, and the effect of the cooling on the actuator performance was examined as the amount of overshoot and the settling time. Effect of

the cooling system is determined that overshoot is reduced by 3% and the settling time is shortened up to approximately 29%.



1. GİRİŞ

1.1 Laparoskopik Cerrahi

Laparoskopi kelimesi Yunanca'dan gelmektedir ve böğürü muayene etmek anlamına gelmektedir. Tarihsel olarak kökeni M.Ö. 460-377 yıllarına kadar uzansa da modern anlamdaki laparoskopik ameliyatlara 1960-1970'lerden beri gerçekleştirilmektedir [1]. Açık ameliyata (laparotomi) alternatif olarak laparoskopik ameliyatlara vücut üzerinde açılan 10-15 mmlik kesitlerden yapılmaktadır. Bundan dolayı ameliyat sonra vücut üzerinde oluşan kozmetik kusurlar laparotomiye göre daha azdır [2]. Ek olarak laparoskopik cerrahi, ameliyat süresince hastaların daha az kan kaybetmesine ve komplikasyonların daha az yaşanmasına imkan tanımaktadır. Ameliyat sonrası ise hastalar daha çabuk sürede iyileşmekte ve hastaneden taburcu olmaktadır. [3,4] Basit ameliyatlarda genelde ameliyatı yöneten bir cerrah ve ona yardım eden iki adet cerrah tarafından gerçekleştirilir. Operatörlerden biri ameliyat bölgesini göstermek için kamerayı kullanırken diğeri ameliyatı yöneten cerraha destek olur. [5-7]

Ameliyat kapalı ortamda olduğundan dolayı vücudun içinde yapılması istenen işlemler için özel ameliyat aletleri gerekmektedir. Ameliyat edilecek olan hastanın karın içi boşluğunu gözlemleyebilmek için laparoskop kullanılmaktadır. Laparoskoplar uç kısmında lens bulunan arka kısmına ise kamera ve ışık kaynağı bağlanan çubuk şekline sahip cihazlardır. [8] Tutma, kesme, yakma, vb. ameliyatı gerçekleştirmek için yapılan işlemler içinse çeşitli uçların uzun ince bir mil vasıtasıyla cerrahın kontrol edeceği bir tutucuya bağlandığı özel ameliyat aletleri kullanılmaktadır. [9] Tutma görevini gerçekleştirmek için tasarlanan özel ameliyat aletlerine laparoskopik/endoskopik tutucu da denilmektedir.

Laparoskopik cerrahide, cerrahın dokuyu tutması açık cerrahideki gibi el ile temasla değil, cihazlarla yapıldığından kuvvet ve dokunun sertliğini algılamada kayıp meydana gelmektedir [10]. Bu nedenle büyük tutma kuvvetleri dokuda zarara yol açabilmektedir. Örneğin, domuz karaciğerinin ex vivo olarak analizinde 2N organın zedelenme sınır değeridir [11]. Bu neden dolayı laparoskopik cerrahide dokuya

uygulanen kuvvetin dolaylı ve ya direk ölçümü için çeşitli algılayıcılar ve yöntemler uygulanmaktadır. Dolaylı ölçüm için yük hücreleri kullanılırken [12]. Direk ölçüm için dokunsal algılayıcıların kullanılması gerekmektedir [13].

Laparoskopik cihazlar el tutma yeri, mil ve uç kısımdan oluşmaktadır. Dolaylı ölçümlerde yük hücresi gibi algılayıcılar mil kısmına yerleştirilmektedir. Direk ölçüm alınabilmesi için ise uç kısma şekilsel ve işlevsel olarak uygun dokunsal algılayıcıların tasarlanması gerekmektedir. Burada kullanılacak dokunsal algılayıcılar piezoelektrik, piezoresistif ve ya kapasitif özelliğe sahip olabilir [14]. Bu algılayıcılar kullanılarak dokuya uygulanan kuvvet, dokunun elastisitesi ve sertliği ölçülebilir [15–17]. Dokunsal algılayıcıların laparoskopik cerrahideki uygulamaları ve laparoskopik alet doku etkileşimi karakterizasyonu devam eden bir araştırma konusudur [18]. Bu proje kapsamında laparoskopik alet doku etkileşimi sırasındaki basma, sürtünme ve adezyon kuvveti incelenecektir ve literatüre katkıda bulunulacaktır.

Laparoskopik cerrahideki bir diğer sorun olan cerrahların el yorgunluğunun azaltılması için çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmalar, laparoskopik ameliyatların robotik cerrahi ile gerçekleştirilmesi ve laparoskopik ameliyat aletlerine DC motor, şekil hafızalı alaşım tel ve ya sarmal şeklindeki eyleyicilerin eklenmesidir [19, 20]. Böylelikle cerrah daha az el kuvveti uygulayarak cerrahi operasyonları tamamlayabilmektedir. Bu alandaki temel sorun ise bu uygulamaların hiç birinde kuvvet geribildirimini olmaması ve cerrahın el hissiyatının tamamen yok olmasıdır. Bundan dolayı operasyonun kalitesi cerrahın tecrübesine bağlıdır. Şekil hafızalı alaşıma sahip benzer laparoskopik aletlerde ise soğutma sistemleri kullanılmamış ve soğutmanın etkisine bakılmamıştır [21]. Ek olarak, dokunsal algılayıcıya sahip ve eyleyici olarak şekil hafızalı alaşım kullanılan laparoskopik cihaz uygulaması henüz yapılmamıştır. Bu iki algılayıcı ve eyleyici teknolojisi kullanılarak tasarlanan yenilikçi ameliyat aletinin tutucu ucun dokuya uyguladığı basma kuvveti oransal-integral-türevsel (PID) kontrolcü tarafından kontrol edilerek hem doku zedelenmesinin önüne geçilecek hem de cerrahın el yorgunluğu azaltılacaktır.

1.2 Ölçüm Teknikleri

Ölçüm teknolojileri laparoskopik cerrahide, hem yeni hem de yaygın sensörler kullanarak temas alanını ve basıncı, doku/organ esnekliğini ve sertliği elde etmek için

daha uygun hale gelmektedir [13, 14, 22, 23]. Laparoskopik cerrahi, çeşitli cerrahi aletler ve video kamera vasıtasıyla hastanın abdominal duvarında açılan 15 mm'lik kesikler içinden gerçekleştirilir ve bu cerrahın el ve dokunsal hassasiyetinde körelmeye neden olur. Cerrahların hissiyatındaki bu körelme laparoskopik ameliyat aletlerine entegre edilecek olan bir dokunsal algılayıcı vasıtasıyla giderilebilir. Dahası, kuvvet miktarı, temas alanı ve bastırma derinliği gibi temas değişkenleri ölçülerek doku özelliklerinin (elastisite, vs.) belirlenmesi mümkün olmakla birlikte, gelişmiş cerrahi aletler kullanılarak dokunun gerçek zamanlı olarak durumu belirlenebilir.

Bir laparoskopik cerrahi aletin ucu ve mili, ölçüm cihazlarını yerleştirmek için en uygun kısımlardır [24–26]. Doğrudan ve dolaylı ölçüm teknikleri, sensörlerin laparoskopik bir cihaz üzerinde farklı bir yerde kullanılması anlamına gelir. Cerrahi tutucunun miline yerleştirilen sensörlerden temas kuvvetini elde etmek dolaylı bir ölçüm tekniği iken, doku ve tutucu uç arasına yerleştirilmiş bir dokunsal algılayıcıdan temas kuvvetini ölçmek doğrudan ölçüm tekniğidir. Bir tutucunun milinde, gerinim ölçer (strain gauge) tabanlı yük hücreleri, piezoelektrik kuvvet transdüserleri veya robotik cerrahide fiber bragg grating (FBG) sensörleri kuvvet ölçümü için kullanılır [27, 28]. Milden dolaylı ölçüm yapılması daha basittir ve tutucunun uç yüzeyinden yapılan doğrudan ölçüm ile karşılaştırıldığında hasta güvenliği açısından daha avantajlıdır, çünkü bu sensörler dokuyla temas etmez. Fakat dezavantaj olarak, bu sensörlerden alınan ölçüm sonuçları uç-doku etkileşimi karakteristiğini yok sayar ve doğrudan temas kuvvetlerini göstermez. Bu nedenle, uç-doku seviyesindeki etkileşimini elde etmek için, yapısal sönümünde dahil edildiği tutucunun dinamiği dikkate alınmalıdır [19, 29]. Uçta doğrudan ölçüm için, kısıtlı çalışma alanı nedeniyle ince film yapısındaki dokunsal algılayıcılar kullanılır. Dokunsal algılayıcıları kullanılarak, normal kuvvet ve basınç dağılımı, basınç/kuvvet merkezi ve temas alanı gerçek zamanlı olarak ölçülebilir [17]. Aksine, temas alanını, basınç merkezini veya dokuya uygulanan kuvvetin dağıtılmış bir formda ölçmek mile yerleştirilmiş tek bir sensörden mümkün değildir. Uç-doku etkileşiminin doğrudan ölçümü önemlidir, ancak tutucu ile doku arasına ince bir tabaka eklenmesi, tutucunun özelliklerini belirli miktarlarda değiştirir [30]. Bu nedenle, tipik bir laparoskopik cerrahi operasyon için doğrudan ve dolaylı ölçüm tekniklerinin karşılaştırılması gerekmektedir. Dahası, her iki yöntem de sürtünme kuvvetini doğrudan ölçemez. Tutucu ve doku

arasındaki sürtünmeyi elde edebilmek için sistem kısıtlarının/sabitlerinin bilinmesi gerekmektedir. Sürtünme kuvvetinin tahmin edilmesi, dokunun tutucudan kaymasını önlemek için önemlidir. Dokunun zarar görmemesi için hem kaymaması hem de aşırı bastırma kuvvetine maruz kalmaması lazımdır. Bu şartların sağlandığı kuvvet değerleri güvenli bölgede kabul edilir [31,32].

1.3 Akıllı Alaşımlar

Akıllı alaşımlar veya diğer adıyla şekil hafızalı alaşımlar ilk hallerini (şekillerini) hatırlayabilen malzemelerdir. Bu alaşımların şekilleri tüm malzemelerde olabileceği gibi gerilme altında değişebilir. Malzemenin ilk halini hatırlama durumu ise şeklini kaybetmiş deformasyona uğramış olan alaşımın ısıtılarak ilk haline (eski formuna) dönmesidir. Şeklini koruyabilmesinin nedeni malzemenin kristal yapısında sıcaklığa bağlı geçirdiği değişimlerdir. Malzeme düşük sıcaklıktayken martenzitik yapıya sahipken ısıtıldığında östenitik yapıya dönüşmektedir. Malzeme soğuk iken ise gerilmeye uğradığında ikizlenik martenzitik (twinned martensite) yapısı ikizlenik olmayan martenzitik yapıya dönüşmektedir. Alaşım ısıtıldığı zaman önce östenitik yapıya soğuduğunda ise tekrar ikizlenik martenzitik yapıya yani ilk haline dönmektedir. Malzemelerin sahip olduğu bu özelliğe şekil hafızası etkisi (shape memory effect) de denmektedir [33–35].

Akıllı alaşımlar tel, yay vb. formlarda eyleyici olarak kullanılmaktadır. En büyük avantajları ise ağırlıklarına oranla uyguladıkları eyleyici kuvvetleridir. Bu sebeple düşük ağırlıklara sahip doğrusal eyleyici, dönele eyleyici, mikro tutucu, ısı motoru vb. eyleyici tasarımlarına imkan tanımaktadırlar. Nikel-titanyum (Ni-Ti) bazlı şekil hafızalı alaşımlar en yaygın olan akıllı alaşımlardır. Uygulamalarda genellikle elektrik enerjisi ile ısıtılırlar. İlk duruma dönmesini hızlandırmak için zorlanmış taşıyım yoluyla soğutulabilirler [36–40].

Akıllı alaşımlardan yapılmış olan eyleyicilerin elektrik enerjisi ile aktive olabilmesinden ötürü laparoskopik tutuculardaki mekanik açma-kapama işlemi elektrik enerjisi ile gerçekleştirilebilir. Böylelikle cerrahlardaki el yorgunluğu sorununun önüne geçilebilir ve azaltılabilir. Ni-Ti alaşımlar biouyumlu olması sebebiyle tıbbi cihazlarda kullanılabilirler. Tez çalışmasında tel şeklindeki Ni-Ti alaşım laparoskopik tutucunun uç kısmı ile birleştirilerek hem hafif bir laparoskopik tutucu tasarımı yapılmıştır hem de

kuvvet kontrolü sağlanarak cerrahların el yorgunluğunu azaltmaya yönelik çözümler sunulmuştur.

1.4 Çalışmanın Amacı

Bu çalışmanın amacı şekil hafızalı alaşım (ŞHA) içeren bir eyleyici ve dokunun bastırma kuvvetinin büyüklüğünü ölçen bir algılayıcı kullanarak yenilikçi bir laparoskopik ameliyat aleti tasarlamaktır.

Bu çalışmanın gerekçesi ise laparoskopik cerrahide karşılaşılan temel iki soruna çözüm üretmektir. Bu sorunlar cerrahın el yorgunluğu ve doku zedelenmesidir.

Laparoskopik ameliyatlarda gerçekleştirilen açık ameliyatlara göre daha uzundur. Laparoskopik cerrahi yönteminde çeşitli uçları olan ve uzun bir mile sahip ameliyat aletleri kullanılır. Bu aletlerin açılıp kapanma hareketleri el tutma yerinden cerrahın el kuvvetiyle gerçekleşir. 2 saatten uzun süren ameliyatlarda sürekli gerçekleştirilen açma kapama işlemi cerrahların yüzde yirmisinde el ve parmaklarında yorgunluk, hissiyatsızlık ve ağrıya neden olmaktadır [41]. Bu sorunun üstesinden gelebilmek için şekil hafızalı alaşımdan yapılmış bir eyleyici tasarlanacaktır. Bu eyleyici elektrik enerjisiyle tahrik edilmektedir ve bilgisayar tarafından kontrol edilebilmektedir. Bu sayede cerrahın eli tarafından uygulanması gereken mekanik enerji azaltılmış olup cerrahın el yorgunluğunun da azaltılması hedeflenmektedir.

Bununla birlikte, ameliyat sırasında cerrahın el hissiyatının azalmasından ve de ameliyat süresince el yorgunluğunun artmasından dolayı dokuya uygulanan 2 N üzerindeki bastırma kuvveti doku zedelenmesine sebebiyet vermektedir [11]. Ameliyat aletinin dokuyu tutarken oluşabilecek kayma hareketi de dokuya zarar verebilmektedir. Bu çalışmada ŞHA'lı bir eyleyici ile beraber laparoskopik aletin ucuna yerleştirilen bir dokusal algılayıcı sayesinde doku-ameliyat aleti etkileşimi incelenecek olup basma ve kayma sırasındaki doku zedelenmesine neden olan kuvvetler belirlenecektir. Dokusal algılayıcıdan ve milden alınan geribildirimle kuvvet kontrolü sağlanarak doku zedelenmesinin önüne geçilmesi öngörülmektedir.



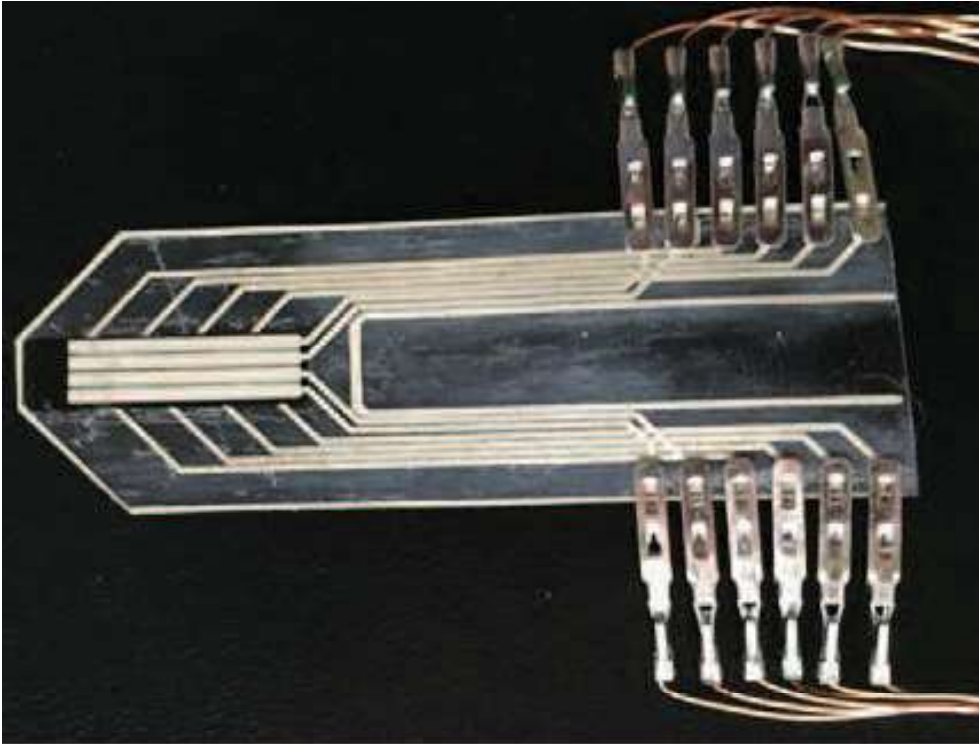
2. BASMA KUVVETİNİN BASINÇ HARİTASI ile ÖLÇÜMÜ

Bu başlıkta, tutucu-doku etkileşimindeki basma mekanizmasının karakterizasyonu, piyasada bulunan laparoskopik tutucu üzerine entegre edilmiş bir dokunsal algılayıcı sayesinde elde edilmiştir. Temel amaç, ex-vivo deney koşulları altındaki bir laparoskopik operasyon sırasında toplam sıkıştırma kuvvetini ve lokal basınç dağılımını araştırmak ve incelemektir. Bu bölümde düz uçlu bir tutucu kullanılmıştır. Böylelikle tutucu uçlardaki dişlerin kavramaya olan etkisi ortadan kalkmıştır. İlk olarak, 32 algılama hücresine sahip dokunsal algılayıcı, tutucunun uç kısmına uyacak şekilde tasarlanmıştır. Dokunsal algılayıcının hassasiyeti ve ölçüm aralığı, tutucu-doku etkileşimi için hedeflenen kuvvet aralığına (0-4 N) göre ayarlanmıştır. Dokunsal algılayıcı, serigrafi teknikleri kullanılarak üretilmiştir. Hassas ve tekrarlanabilir algılama özellikleri nedeniyle piezoresistif ölçüm yöntemi seçilmiştir. Dokunsal algılayıcının tutucuya entegrasyonundan sonra, polidimetilsiloksan (PDMS) ve silikon kauçuk gibi polimerler, viskoelastik malzemeler üzerindeki dokunsal algılayıcının ölçüm kapasitesini test etmek ve doğrulamak için kullanılmıştır. Son olarak, laparoskopik tutucunun kapanma hareketi sırasında yumuşak doku-tutucu etkileşiminin incelenmesi için tavuk karaciğeri ve tavuk eti üzerinde ex-vivo deneyler yapılmıştır.

2.1 Dokunsal Algılayıcının Özellikleri

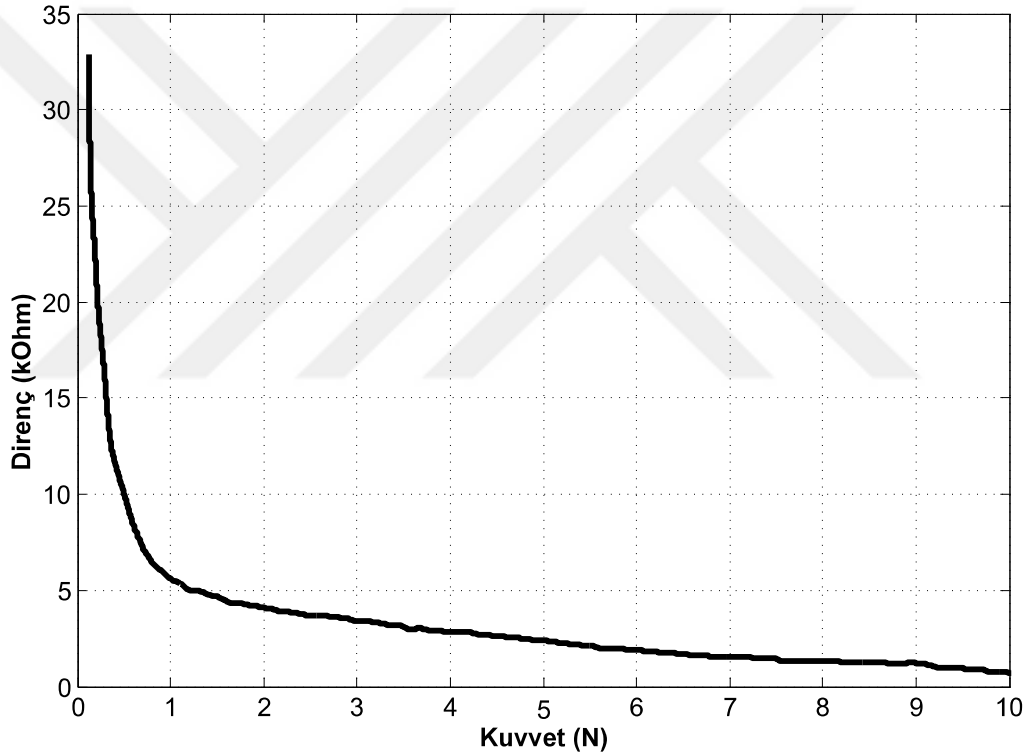
Temas eden iki katı arasındaki basınç dağılımının ölçülmesi, temas eden malzemelerin arasına yerleştirilmiş olan algılayıcının gerilme dağılımını etkilememesi gerektiğinden, zor bir yöntemdir. Yine de, temas eden iki cismin basınç dağılımını ve temas alanını ölçmek için en iyi yöntem, aralarına ince bir dokunsal algılayıcı yerleştirilmesidir. Dokunsal algılayıcılar, temel olarak basınç ve temas alanı ölçümlerini mümkün kılan bir algılayıcı dizisidir. Dikey ve yanal çözünürlük, dokunsal algılayıcı teknolojisindeki ölçümlerin doğruluğunu sağlayan iki önemli parametredir. Dikey çözünürlük, basınç ölçüm aralığı ile ilgilidir, yanal çözünürlük ise temas alanı ölçümünü sınırlar. Yanal çözünürlük ayrıca, dokunsal algılayıcı dizisindeki algılama hücresi (taxel) sayısı ile sınırlıdır, bu da basınç dağılımının hassasiyetini belirler.

Şekil 2.1’de gösterildiği gibi, laparoskopik tutucunun uç kısmına yerleştirilmesi için özel olarak tasarlanan ve Senslab Inc. firmasında üretilen piezorezistif dokunsal algılayıcı kullanılmıştır. Algılayıcı 4x8 olmak üzere toplamda 32 adet algılama hücrelerine (taxele) sahiptir. Her taxelin uzunluğu 1,5 mm genişliği 1 mm ve toplam alanı $56,9 \text{ mm}^2$ ’dir. Bundan dolayı, algılayıcı $66,7 \text{ 1/cm}^2$ ’lik bir yanal çözünürlüğe sahiptir. Algılayıcının dikey hassasiyeti, basma kuvveti büyüklüğüne göre ayarlanan kuvvet aralığı ile ilgilidir. Algılayıcı ölçüm yöntemi olarak esnek elektronik teknolojisindeki piezoresistif etkiyi kullanır. Piezoresistif etki, malzeme üzerine uygulanan gerilmeye tepki olarak malzemenin elektriksel direncinin değişmesi ile sonuçlanan bir malzeme özelliğidir. Algılayıcı, dikey ve yatay elektrotların kesişimi arasında sıkıştırılmış ince bir esnek yarı iletken polimer tabakasına sahiptir. Yarı iletken polimerin kalınlığının değiştirilmesiyle dikey çözünürlük değiştirilirken, yarı iletken polimer matriksindeki karbon iletkenin ve izolatör içeriğinin bileşimi değiştirilerek, basınç/kuvvet ölçüm aralığı ayarlanır. Ölçülen değer aslında basınçtır fakat taxelin alanı bilindiğinden ve sabit olduğundan kuvvet miktarı kolaylıkla hesaplanabilir. Üretilen algılayıcıda ölçülebilen toplam kuvvet aralığı 0,1-10 N seçilmiştir.



Şekil 2.1 : Özel olarak laparoskopik tutucu için tasarlanan ve 4x8 algılama hücrelerine (taxele) sahip dokunsal algılayıcı.

Algılayıcının karakteristiğini elde etmek ve kalibrasyonunu sağlamak için özel deney düzeneği oluşturulmuştur. Yapılan deneylerde elektriksel direncin Şekil 2.2’de gösterildiği gibi kuvvetle ilişkisi çıkartılmıştır. Direnç ve kuvvet ilişkisi ise üstel olarak değişir. Kuvvet aralığı 0,1 N ve 10 N arasındadır fakat algılayıcının hassas ölçüm yaptığı aralık 0,1-1 N aralığıdır. Dokunsal algılayıcı dizisi (taxeller) mikrodenetleyici tabanlı bir sinyal koşullandırma devresi ile taranır. Sinyal koşullandırma devresinin çalışma frekansı 10 Hz’dir ve devre 8 bit analog-dijital dönüştürücüye sahiptir. Deneyler sırasında basınç dağılımı, maksimum, minimum ve ortalama basınç ile basınç dağılımının merkezini gösteren bir kullanıcı arayüzü geliştirilmiştir. Algılayıcı, ince bir yapışkan tabakası kullanılarak laparoskopik alete uygulanır.



Şekil 2.2 : Tek bir taxelin örnek bir direnç-kuvvet değişimi.

2.2 Numunelerin Karakterizasyonu ve Hazırlanması

Farklı elastik materyallerin tutucu ile etkileşimini incelemek için, polidimetilsiloksan (PDMS), silikon kauçuk, tavuk karaciğeri ve eti gibi farklı elastik numuneler kullanılmıştır. İlk olarak, malzemelerin viskoelastik özellikleri, dokunsal algılayıcı ve yük hücresi kullanılarak özel olarak yapılmış basma testi ile tanımlanmıştır. basma testi düzeneği, motorlu doğrusal yatak (Newport Corp., MFA-CC), bir yük hücresi

(Transdüser Teknikleri, GS-250gr) ve Şekil 2.3'te verilen pürüzsüz yarıküresel bir uç içerir. Düzenek 2,5 mm/s basma/çekme hızına çıkabilir, bu da Prony serileri kullanarak örneklerin viskoelastisitesini elde etmeyi sağlar [18,42,43]. Yük hücresine camdan yapılmış 6 mm çapındaki yarıküresel uç eklenmiştir. Yük hücresi, dikey yönde rijit bir bağlantı üzerinden doğrusal platforma bağlanmıştır. Tüm ölçümler, özel bir kullanıcı arayüzü kullanılarak toplanır. Örneklerin viskoelastik cevabını ölçmek için, yarıküresel uç, doğrusal yatak vasıtasıyla örneklere bastırılır. Bu aşamada, örneklere uygulanan kuvvet gözlenir ve belli bir kuvvet eşiği elde edildiğinde basma derinliği sabit tutulur ve basma derinliği ile kuvvet kaydedilir. Örneklerin elastik modülünü tanımlamak için örneklerin kuvvet-deplasman sonucu kullanılmıştır. Daha sonra, numuneler, viskoelastik özelliklerini ortaya çıkarmak için rahatlamaya bırakılır ve Prony serisi katsayıları elde edilir.

Polimerik örnekler, PDMS ve silikon kauçuk, [44, 45] 'de belirtildiği gibi ortak kalıplama teknikleri kullanılarak üretilmiştir. Tavuk karaciğeri ve eti taze olarak kasaptan temin edilmiştir. Tutucu çene içine sığacak şekilde dokular dikdörtgen şeklinde dikkatlice keşilmiştir ve et kalınlıkları yaklaşık olarak 4 mm'dir.

2.3 Numunelerin Elastik ve Viskoelastik Davranışı

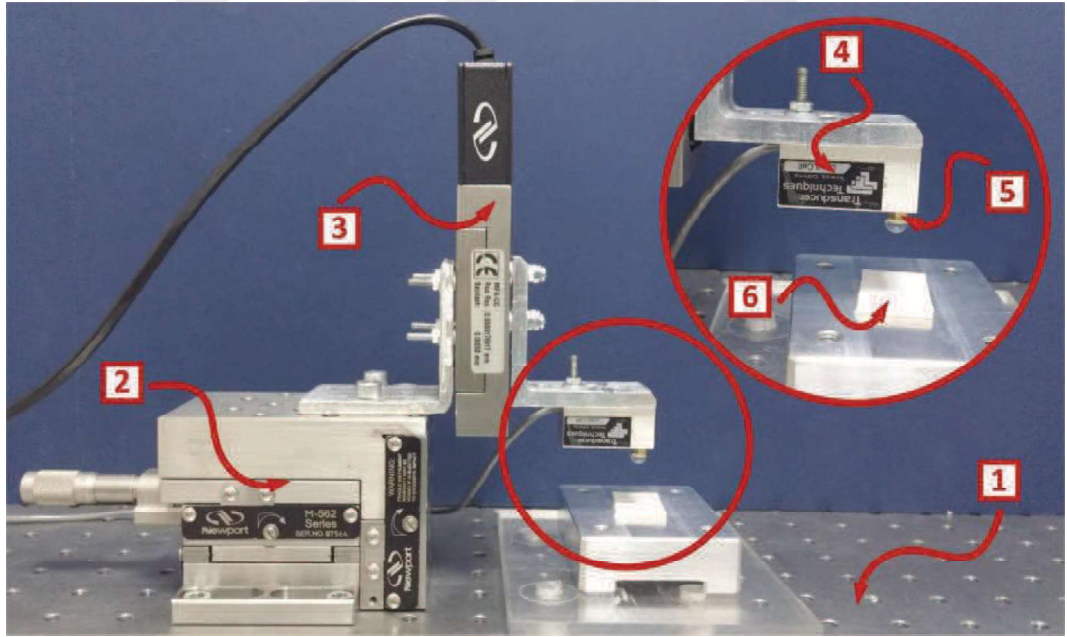
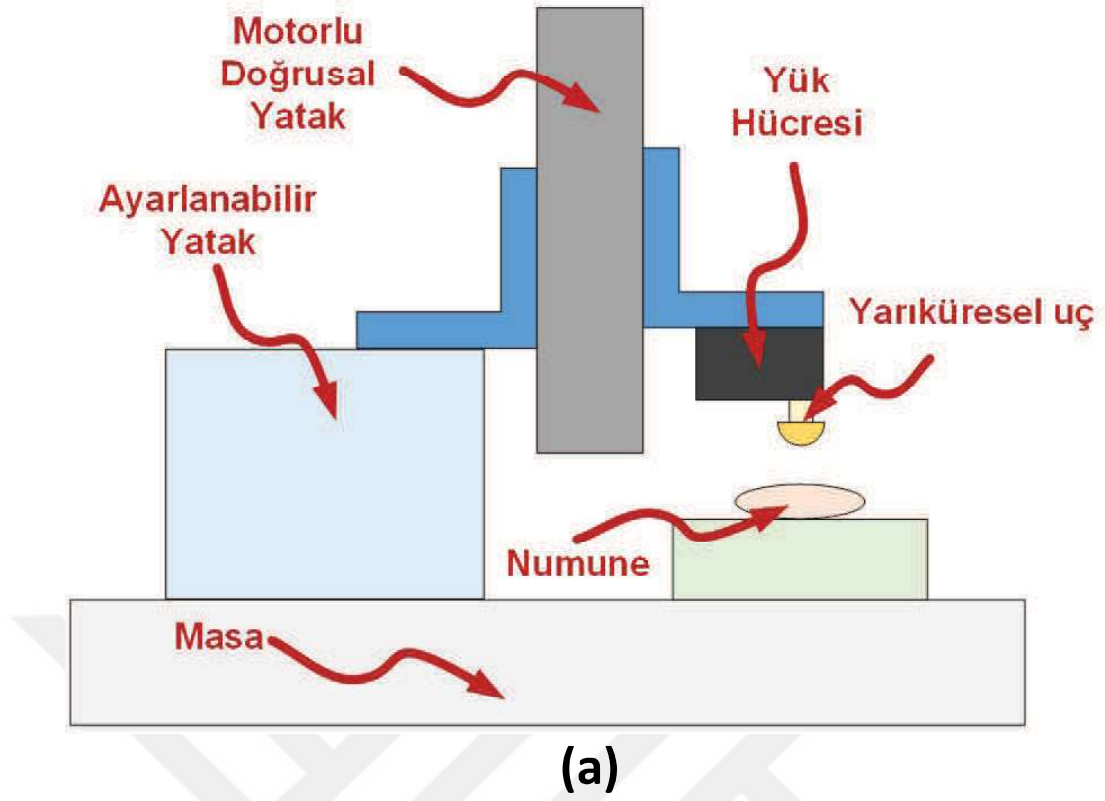
Örneklerin elastik modülü Hertz temas teorisine göre basma derinliği ve yarıküresel ucun temas kuvveti ölçülerek hesaplanabilir [46]. Hertz temas teorisine göre temas kuvvetinin yarıküresel ucun basma derinliğine olan ilişkisi aşağıda verilmektedir:

$$F = \frac{4}{3} E^* R^{1/2} d^{3/2} \quad (2.1)$$

burada F , E , R ve d , normal yönde temas kuvveti, temas yüzeylerinin elastik modülü, yarıkürenin yarıçapı ve basma derinliğidir. Elastik modül, aşağıdaki gibi iki yüzeyin elastik modülünü (E_1 , E_2) ve Poisson oranlarını (ν_1 , ν_2) kullanarak elde edilebilir:

$$E^* = \left(\frac{1 - \nu_2^1}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \right)^{-1} \quad (2.2)$$

Test örneklerinin elastik modülü, Poisson oranının ve cam ucun elastik modülünün sırasıyla $\nu = 0,28$ ve $E = 70$ GPa olarak alındığı iki denklemin (Denk. 2.1 ve



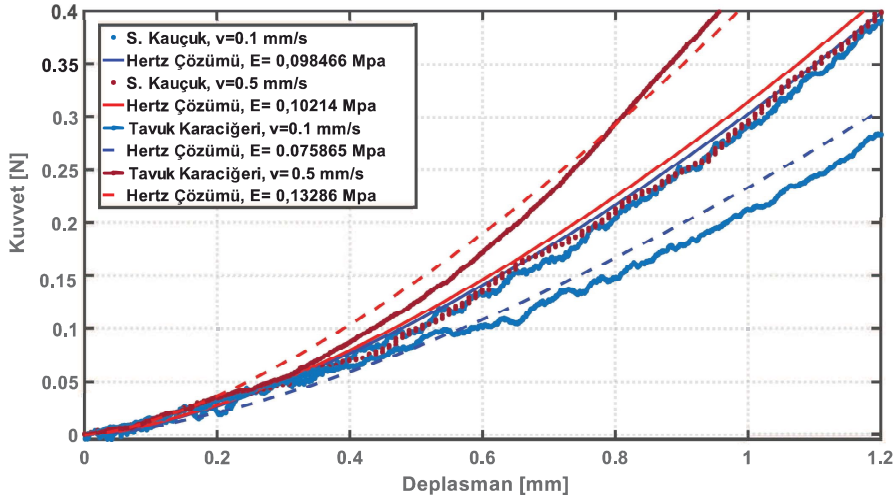
Şekil 2.3 : (a) Basma düzeneğinin çizimi, (b) Deney düzeneğinin fotoğrafı: (1) titreşim masası, (2) ayarlanabilir platform, (3) motorlu doğrusal platform, (4) yük hücresi, (5) yarıküresel uç, (6) numune.

Denk. 2.2) çözülmesiyle hesaplanabilir. Numunelerin visko-elastik özelliği Prony serisi katsayıları ile karakterize edilir. Karakterizasyon, kavrama deneylerindeki basma

gerilimi ve gerilme gevşemesi açısından doğrulamak için gerçekleştirilir. Serinin katsayıları, deneysel veriler alındıktan sonra Matlab Sistem Tanımlama Araç Kutusu kullanılarak elde edilmiştir. Örneklerin viskoelastik özelliği için Prony serisinin denklemi [47] aşağıda verilmiştir:

$$G(t) = G_{rel} + \sum_{n=1}^N G_i e^{-t/\tau_i} \quad (2.3)$$

$G(t)$ kesme gerilmi gevşemesi olduğunda, G_{rel} , numune tamamen gevşediğinde göreceli kesme modülüdür, τ_i gevşeme zamanı sabitidir ve G_i belirlenecek olan değişkendir. Silikon kauçuk ve tavuk karaciğerinin elastik cevabı ve aynı örneklerin visko-elastik cevabının tipik bir karakterizasyon sonucu Şekil 2.4 ve Şekil 2.5'te verilmiştir.

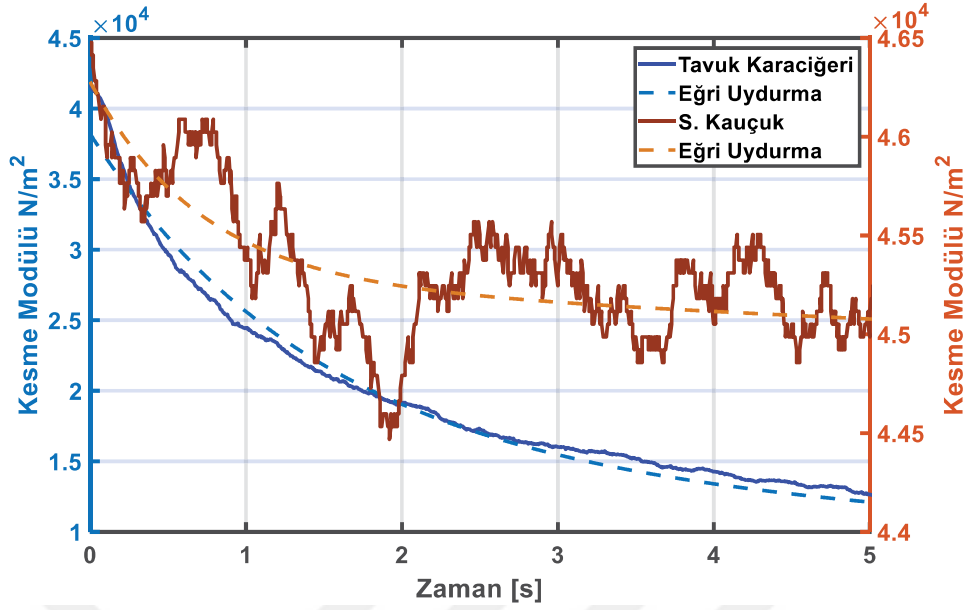


Şekil 2.4 : İki farklı hızda silikon kauçuk ve tavuk karaciğeri için basma testinin kuvvet-yer değiştirme grafiği ve Hertz çözümü.

Elde edilen elastik modül ve örneklerin Prony serileri, mevcut literatürle karşılaştırılabilir Çizelge 2.1'de verilmiştir.

Çizelge 2.1 : Elastik modül.

Numuneler	E. Modül (MPa)	Prony parametresi			
		G_1	τ_1	G_2	τ_2
PDMS	1,672-1,830	0,029	3,12	0,97	2420
Silikonlu kauçuk	0,098-0,102	0,022	0,70	0,97	1263
Tavuk ciğeri	0,075-0,132	0,389	5,34	0,611	153
Tavuk eti	0,037-0,038	0,579	3,53	0,421	86

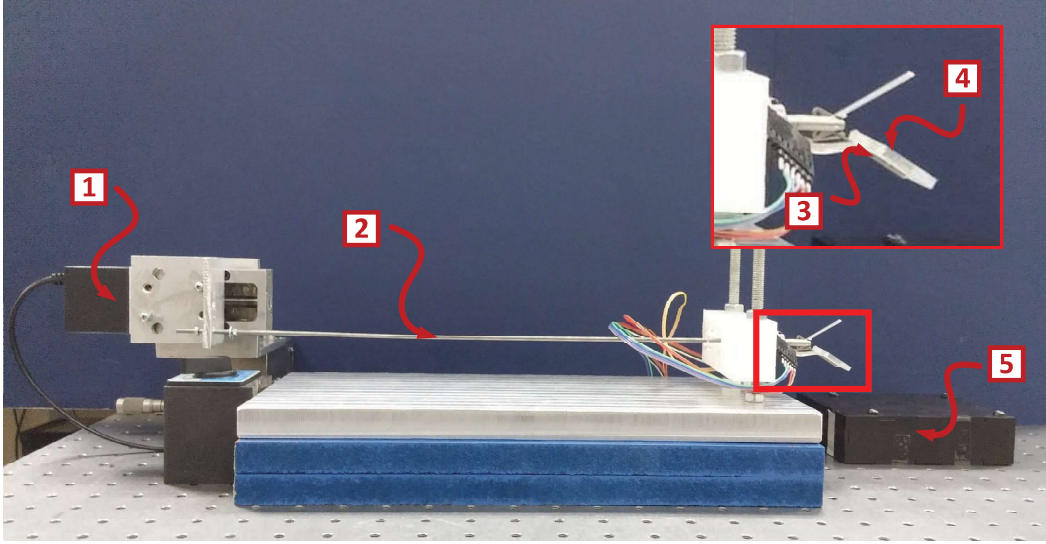


Şekil 2.5 : $v = 0,5$ mm/s için tavuk karaciğeri ve silikon kauçuk için basma testinin kayma modülü gevşemesi grafiği ile Prony serisi modülü ve zaman sabiti katsayılarının belirlenmesi için kullanılan ikinci derece üstel eğri.

2.4 Laparoskopik Tutucuda basma Kuvvetinin Ölçümü

Deney düzeneği Şekil 2.6'da gösterildiği gibi açılabilir bir kavrama mekanizmasına sahip dokunsal algılayıcı entegre edilmiş bir laparoskopik tutucudan oluşmaktadır. Laparoskopik tutucunun cerrahlar tarafından kullanılan kabza kısmı çıkartıldıktan sonra tutucu motorlu platform tarafından sürülebilecek şekilde yeniden tasarlanmıştır. Dokunsal algılayıcı tutucunun iç yüzeyine yerleştirilir. Tutucunun açılabilir/kapanma mekanizmasına bağlı olarak, eşit olmayan bir basınç dağılımı elde edilir ve dokunsal algılayıcı tarafından ölçülür. Ayrıca basınç dağılımına göre tipik bir deney sırasında basınç haritası üzerinde hesaplanan basınç merkezi ve net kuvvet gözlenmektedir.

Deney, $0,5$ mm/s'lik sabit bir hızda gerçekleştirilmiştir. basma kuvvetinin dokuya verilen hasarın eşiğinin altında olması gerektiğini vurgulamak şarttır [11]. Ayrıca, kalibre edilmiş dokunsal algılayıcının en iyi kuvvet ölçüm aralığı, daha önce tartışıldığı gibi, $0,2$ ve 1 N arasında sağlanmıştır. Tipik bir deney dört aşamaya ayrılabilir: (a) Kapanış fazı: tutucunun numuneye ilk teması, (b) Kapanış fazı: maksimum kavrama kuvveti ve kapanma açısı, (c) Kapanış fazı: maksimum kapanma açısında kuvvet gevşemesi (d) Açılış fazı: basma kuvvetinin azalması. tutucunun kapanması sırasında tipik bir deneyin resimleri Şekil 2.7'de verilmiştir. Ayrıca toplam basma kuvveti için

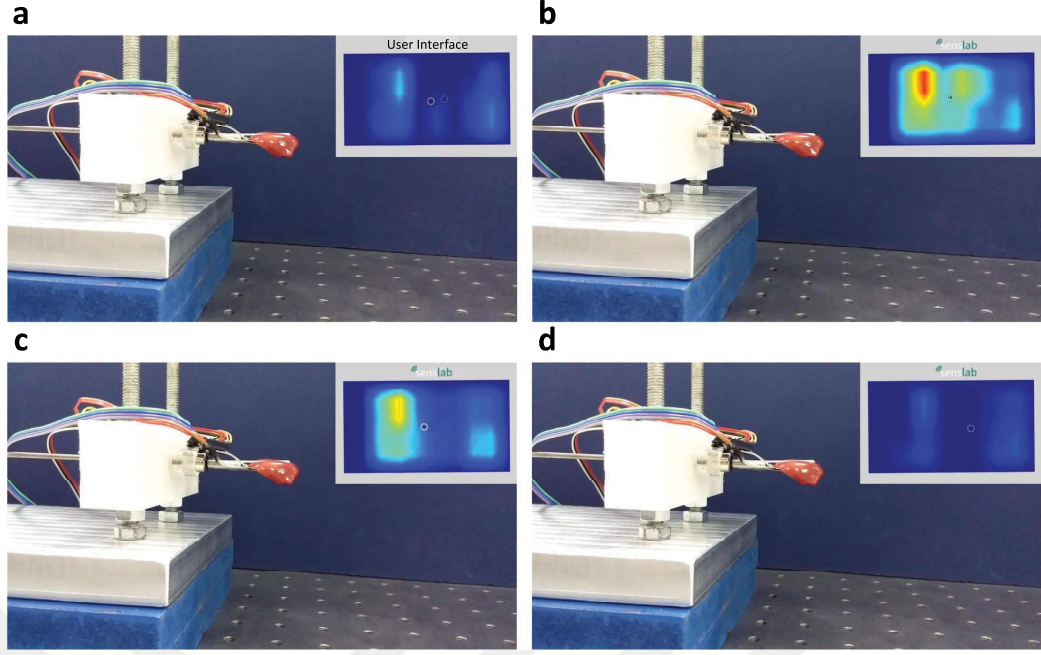


Şekil 2.6 : Tutucu-doku etkileşimini tanımlamak için dokunsal algılayıcı entegre edilmiş laparoskopik tutucu deney düzeneği: (1) motorlu doğrusal platform, (2) laparoskopik tutucu, (3) dokunsal algılayıcı, (4) numune, (5) dokunsal algılayıcı için sinyal koşullandırıcı.

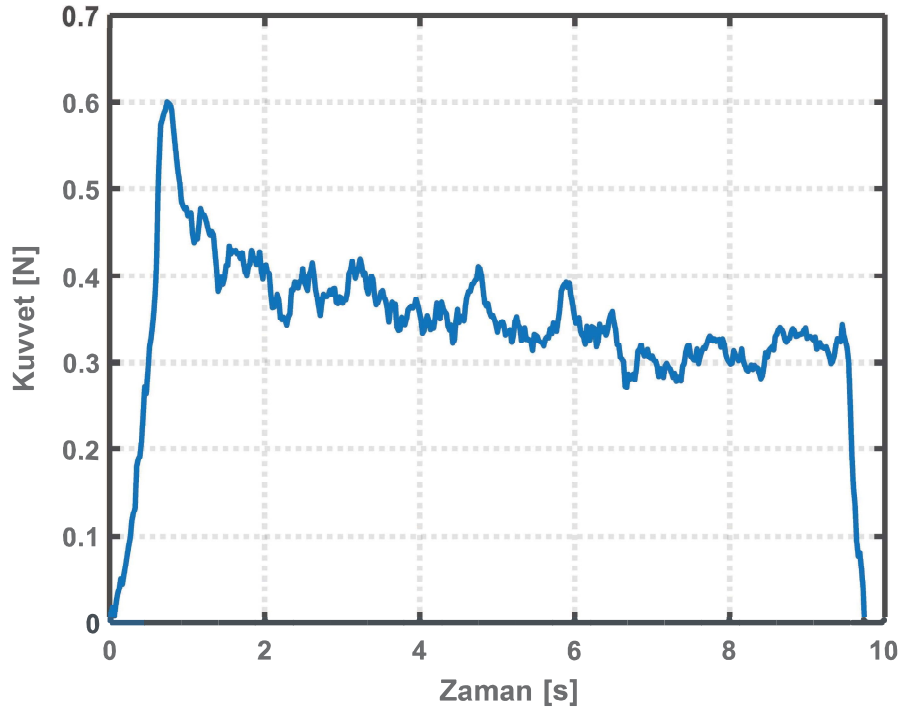
bir örnek grafik Şekil 2.8’de gösterilmektedir, burada net kuvvet 0,76 s’de 0,59 N’lik bir tepe değerine ulaşmaktadır. Açısal tutucunun kinematiği gereği, toplam basma kuvvetinin tepe değeri, tutucu tamamen kapandığında meydana gelir. Bu noktadan sonra, bir önceki başlıkta gerçekleştirilen basma testlerindeki gibi dokudaki gerilmeler gevşer.

2.5 Tartışma

Basınç dağılımı ve bu nedenle numuneler üzerindeki yerel basma kuvveti üç aşamada verilmiştir. Numunelere karşılık gelen basma kuvvetleri, tutucu ucun kapanması sırasında Şekil A.1’da verilmiştir. PDMS numunesi için, maksimum basma kuvveti 65 mN’lik bir değer için temas yerinin tabanının yakınında meydana gelirken, diğer numuneler üzerindeki yerel maksimum kuvvetler silikon kauçuk için 48 mN, tavuk eti için 19 mN ve karaciğer için 32 mN’dir. Karaciğer ve et ile daha az maksimum kuvvet değerine ulaşılmasına rağmen, yerel basma kuvveti neredeyse homojen bir şekilde dağılmıştır. Bununla birlikte, basma kuvveti PDMS malzeme için belirli yerlerde eşit olarak dağıtılır. Dağıtım mekanizmasının farklılığı, numunelerin farklı elastik davranışlarından kaynaklanmaktadır. Bu bağlamda, tavuk karaciğerine yakın bir elastik modül içeren silikon kauçuk, tavuk örneklerinin benzer mekanizmasını göstermektedir. Bu nedenle, yerel basma kuvveti dağılımı çoğunlukla ilgili yüzeylerin

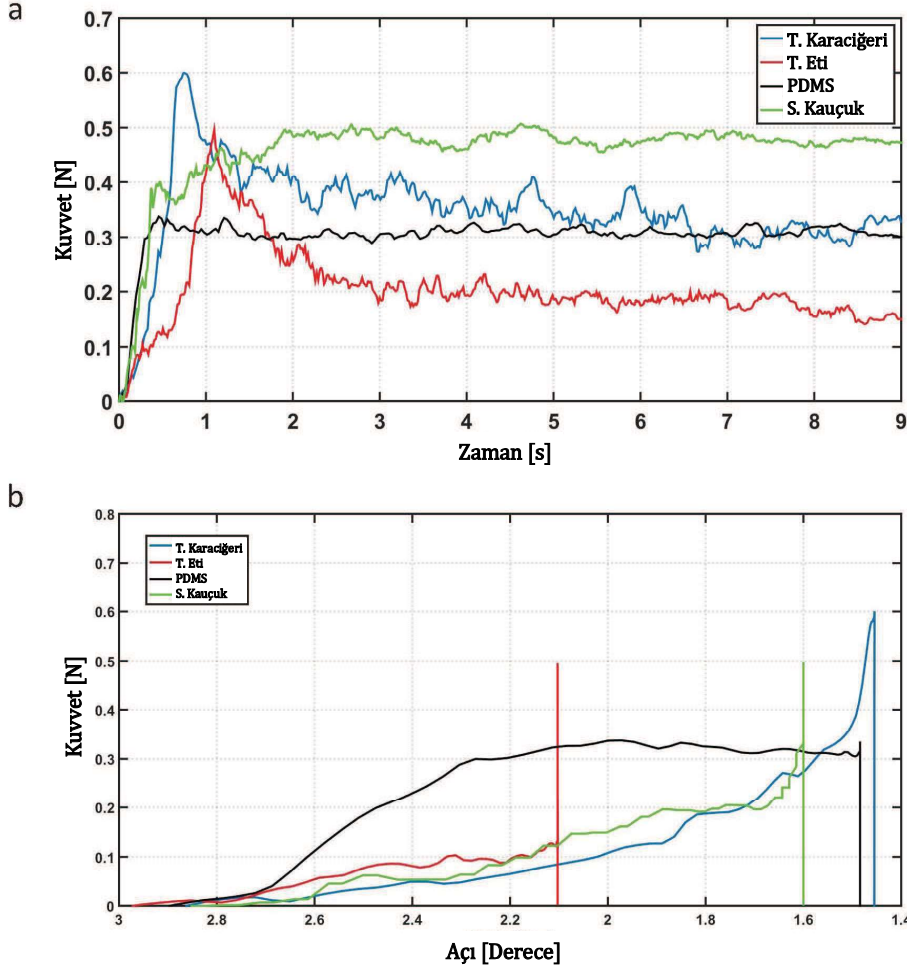


Şekil 2.7 : Deneyin aşamalarına göre laparoskopik tutucu ve tavuk karaciğeri arasındaki basınç dağılımı: (a) Tutucu ucun kapatılması sırasında uç ve karaciğer arasındaki ilk temasın sağlanması, (b) Tutucunun maksimum kapanmasıyla temas sırasındaki maksimum basınç dağılımı oluşumu, (c) Maksimum kapanmasıyla temas sırasındaki gerilme gevşemesi oluşumu, (d) Tutucunun açılması sırasındaki basınç dağılımının gösterimi.



Şekil 2.8 : Tutucunun 0,5 mm/s hızda kapanması ve açılması sırasındaki tutucu-tavuk karaciğeri etkileşiminin toplam kuvvet grafiği.

elastik modülünün değeri ile belirlenir. Dahası, elastik modül arttıkça yerel maksimum kuvvet de artar. Yerel kavrama kuvvetlerine rağmen, basınç merkezindeki toplam kuvvet, Şekil 2.9'da verilen basma etkileşiminin bir göstergesidir. Doku örnekleri, hareketlerinin sonunda polimer olanlardan daha büyük bir net kuvvete ulaşmaktadır ve gerilme gevşemesi polimer örneklerden daha fazladır.

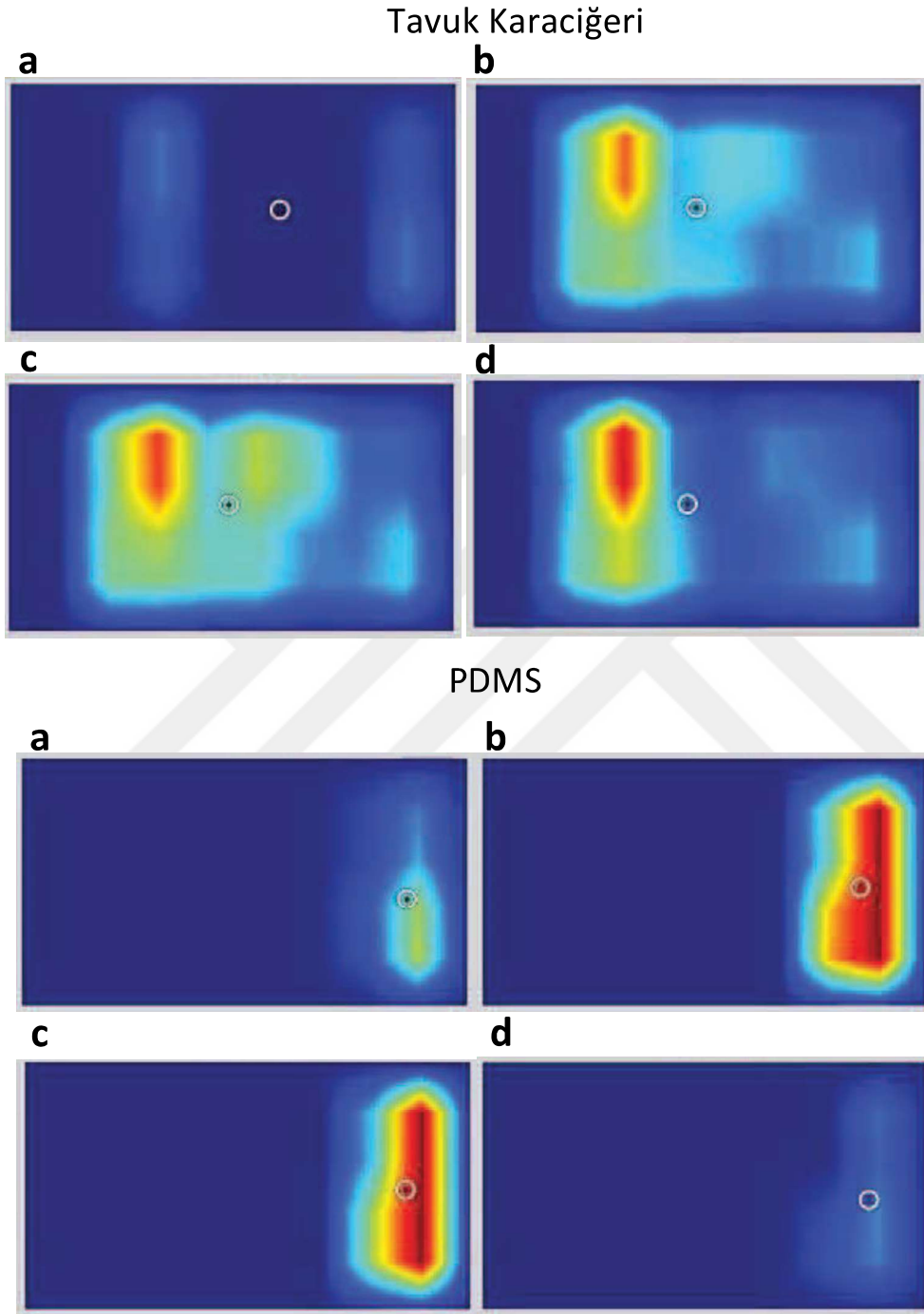


Şekil 2.9 : (a) Her bir deney için, karaciğer, et, PDMS ve silikon kauçuğun farklı numunelerinde, basma sırasında malzeme özelliklerinin gözlemlenebileceği görünür toplam kuvvet. (b) Toplam kuvvetin, tutucunun kapanma açısının yarısına göre değişimi.

Deneylerde tavuk karaciğeri için maksimum toplam basma kuvveti, maksimum yerel basma kuvvetlerine rağmen ete göre daha fazladır. Her ne kadar, tavuk dokusu numunelerinin yerel basma kuvvetleri daha düşük olsa da, toplam basma kuvveti PDMS numunesinden daha yüksektir ve visko-elastik davranış dokunun cevabından kolaylıkla gözlemlenebilmektedir. Toplam basma kuvvetinin daha fazla olmasının nedeni, yerel basma kuvvetlerinin homojen olarak daha büyük bir temas alanına

yayılmış olmasından kaynaklanmaktadır. Bu nedenle, yerel basma kuvvetlerinin elde edilmesi doku hasarını engellemeye yönelik bir gösterge olacaktır. Toplam kuvvet ve toplam kuvvetin değişimi doku hasarını göstermek için yeterli bir parametre değildir. Karaciğer ve PDMS örneklerindeki basınç merkezinin (toplam kuvvet lokasyonunun) değişimi, Şekil 2.10'de verilmiştir. Toplam kuvvetin değişiminin basınç dağılımı mekanizması ile ilişkili olabildiği kolaylıkla görülebilmektedir.





Şekil 2.10 : Deneş aşamalarına göre tavuk karaciğeri ve PDMS örnekleri için basınç merkezinin (beyaz daire) ve basınç dağılımının gösterimi, (a) İlk temasın aşamasında elde edilmesi, (b) tutucunun kapanması, (c) maksimum kapanmanın sağlanması, (d) tavuk karaciğerinde ve PDMS numunede gerilme gevşemesi meydana gelmesi.

3. SÜRTÜNME KUVVETİNİN İNCELENMESİ

Bu bölümde, laparoskopik kavrama esnasındaki kuvvetler, ex-vivo deneyinde düz uçlu bir laparoskopik tutucuda incelenmiştir. basma, çekme ve mil kuvvetleri, uç ile doku arasındaki sürtünme kuvvetini hesaplamak için ölçülmesi gereken kuvvetlerdir. Bir dokunun tutulması sırasında çekme kuvveti, önce elastik deformasyona ve ardından doku ile uç arasında sürtünmeye neden olur. Tutucunun uçlarının açılması sırasında ise adezif etkiler görülür. adezif kuvvetin büyüklüğü, bir ex-vivo kavrama sırasında basma ve çekme kuvveti ile karşılaştırılır. Bu çalışma sırasıyla şu şekilde düzenlenmiştir: Deney düzeneklerinin ve metodolojisinin açıklanması, adezif kuvvetin ölçülmesi ve sürtünme katsayılarının hesaplanması.

3.1 Deney Düzenekleri

Bu bölümde, sürtünme testi düzeneği kurulumu ve laparoskopik tutucu testi düzeneği olarak adlandırılan iki deney düzeneği açıklanmıştır. Bu düzenekler laparoskopik tutucu içinde sürtünme, adezif ve mil, basma ve çekme kuvvetlerini incelemek için kurulmuştur.

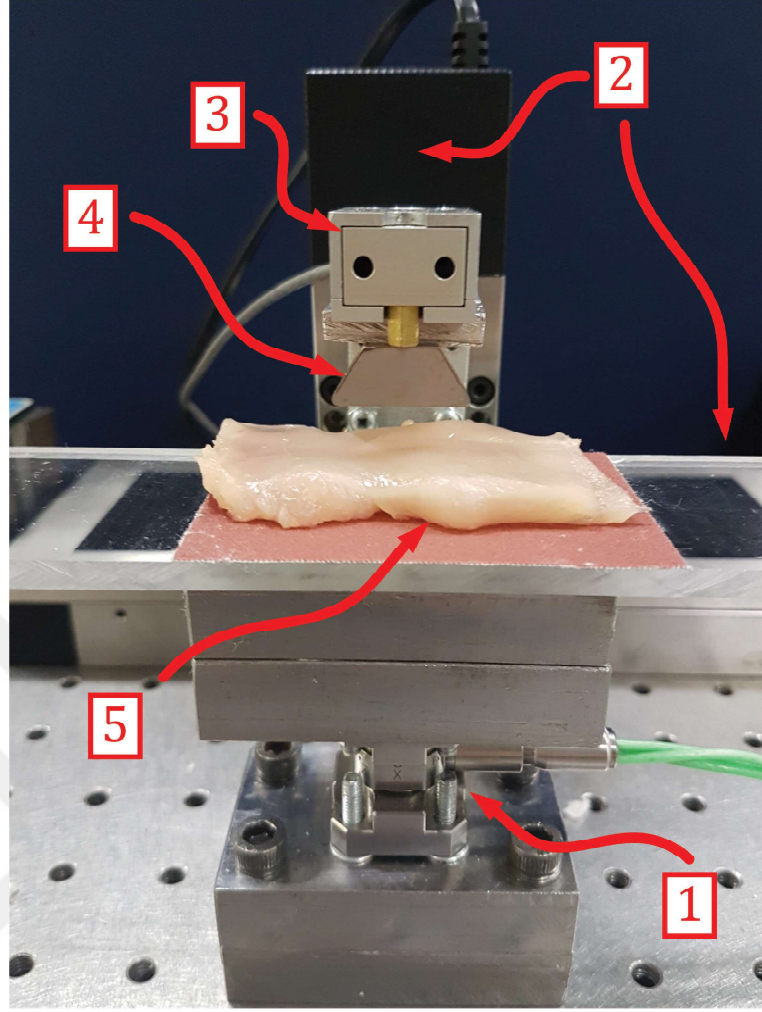
3.1.1 Sürtünme ve adezyon testi düzeneği

Şekil 3.1'de gösterilen deney düzeneği, yük hücre sine tutturulmuş dokusal algılayıcılı/sız düz ucun sürtünme ve adezif kuvvetlerini ölçmek için kullanılır. Dokusal algılayıcının uca eklenmesinin ana fikri, algılayıcı entegrasyonunun adezif ve sürtünme kuvvetlerine etkisini araştırmaktır. Düzenekte kullanılan uç, bu deney düzeneği için özel olarak üretilmiştir. Tipik bir laparoskopik tutucuda kullanılan (cerrahi paslanmaz çelik) malzemedan yapılmıştır ve düz uçlu laparoskopik tutucu ile aynı temas alanına sahiptir. Bu deney düzeneği, dokuya uygulanan normal kuvveti ölçen bir yük hücresi, sürtünme kuvvetini ölçen bir piezoelektrik 3 Boyutlu (3B) kuvvet sensörü (Kistler) ile dikey ve yatayda hareketleri sağlayan iki adet motorlu doğrusal platformdan (MFA-CC, Newport Corp.) oluşur. Normal kuvvetin kayma hareketi esnasında sabit kalması için dikeydeki motorlu lineer yatağın konumu

ayarlayan kayan kipli kontrolör (SMC) kullanılmıştır. Numuneler tavuk etinden dikdörtgen şeklinde kesilerek elde edilmiştir ve 6 ila 8 mm kalınlığa sahip dikdörtgen şekillerde kesilmiştir. Doku üzerindeki ucun kayma hareketi sırasında dokunun 3B kuvvet sensörüne olan temas kaybını önlemek için numunenin altına zımpara kağıdı yerleştirilmiştir. Tüm deneyler, her bir önyük ve hız için üçer tekrarla yapılmıştır. Sürtünme testi için, 500 mN, 1000 mN ve 2000 mN'lik önyükler dokuya uygulanır ve her sabit önyük için, 0,1 mm/s ila 2,5 mm/s arasında değişen farklı kayma hızlarında deneyler yapılmıştır. adezyon kuvveti için basma-çekme deneyi gerçekleştirilmiştir ve bu deneyler 0,1 mm/s'den 2,0 mm/s'ye kadar çeşitli hızlarda yapılmıştır. Hem sürtünme kuvveti hem de adezif kuvvetleri ölçümü için, ilk olarak paslanmaz çelik uç kullanılmıştır, daha sonra dokunsal algılayıcı uca yerleştirilmiştir. adezyon kuvveti deneyi, sadece dikey doğrusal motorlu platform ve yük hücresi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. İstenilen basma kuvveti elde edilene kadar basma ucu dokuya girer. Daha sonra, uç geri çekilir ve adezyon kuvveti ölçülür. Sürtünme kuvveti deneyi için ise, dikey doğrusal motorlu platform kullanarak önyük elde edilir. Bunu, yataydaki doğrusal yatağın 17 mm kayma hareketi yaparak ucun doku üzerinde kayması ve deneyin sona ermesi takip eder.

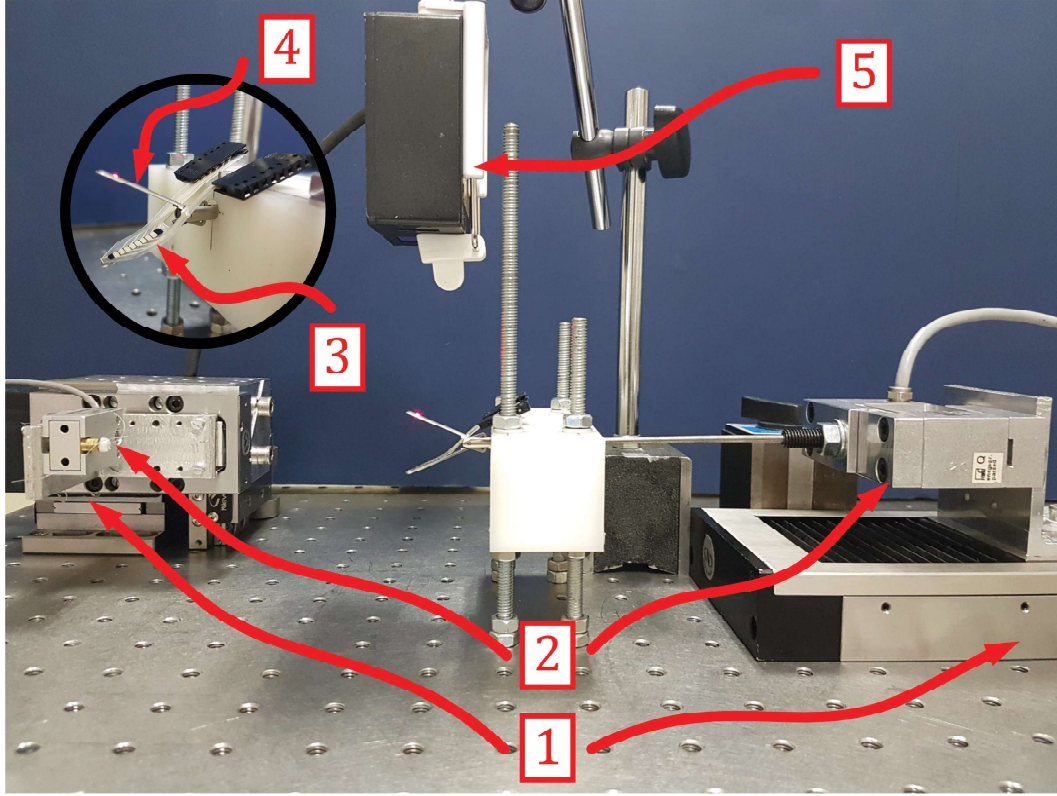
3.1.2 Laparoskopik tutucuda sürtünme testi düzeneği

Bu deney düzeneği, basma kuvvetinin doğrudan ve dolaylı olarak ölçümü ve tutucu ile doku arasındaki sürtünme kuvvetinin ölçümü için geliştirilmiştir. Sürtünme kuvvetine bağlı olarak uca bir dokunsal algılayıcı eklenmesi de incelenmiştir. Bu deney düzeneğinde laparoskopik tutucunun miline bir yük hücresi bağlanmıştır ve ek olarak Şekil 3.2'te gösterildiği gibi tutucu uca piezorezistif dokunsal algılayıcı yerleştirilmiştir. Uçtaki basma kuvveti dokunsal algılayıcı ile ölçülür ve mil kuvveti, yük hücresi tarafından elde edilir. Böylece, kavrama sırasındaki basma kuvveti doğrudan ve dolaylı olarak elde edilir. Sürtünme kuvvetini incelemek için çekme kuvveti ölçülür. Lazer konum sensörü, ucun açılma açısını ölçmek için tutucu ucun üstüne yerleştirilir. basma kuvvetinin direk veya dolaylı ölçümlerinin karşılaştırılması için, Şekil 1'de gösterildiği gibi uç açısı (θ), 1 ila 4 derece arasında sabit tutulur. Güç aktarım oranı, dokunsal algılayıcı ve yük hücresi kullanarak deneysel olarak elde edilmiştir. Dokunsal algılayıcı kullanarak güç aktarım oranı ve normal kuvvetin



Şekil 3.1 : Sürtünme ve adeziv kuvvetlerin ölçümü için testi düzeneği: 1. 3D kuvvet sensörü, 2. motorlu doğrusal platform, 3. yük hücresi, 4. düz uç, 5. numune.

ölçümü beraber yapılabilmektedir ve dokunsal algılayıcının üretim ve karakterizasyon detayları [17] 'de bulunabilir. Bu kısımdaki temel amaç sürtünme kuvvetinin incelenmesidir. Deneysel prosedür, doğrusal motorlu yatağı Şekil 3'te sola hareket ettirerek istenen mil kuvvetine ulaştırarak başlar, mil, basma ve çekme kuvvetleri eşzamanlı olarak ölçülür. Daha sonra, numune, Şekil 3'te gösterilen sağdaki doğrusal yatak tarafından yük hücresine bağlanmış ip ile çekilir. Deneysel sırasında mil kuvveti, oransal (P) kontrolör kullanılarak tutulur. Mil kuvvetleri 3 N, 5 N ve 7 N olarak seçilir, bu da dokunun zarar görmesi için eşik değerinin altında olan 0,75 N ile 2 N'luk basma kuvveti ile sonuçlanır [11]. Çekme hızları 0,5 mm/s, 1,5 mm/s ve 2,5 mm/s'dir. Tüm deneyler, seçilen hızlar ve mil kuvvetleri için en az 3'er kez tekrarlanmıştır. Tavuk eti örnekleri 4 ila 6 mm kalınlıkta hazırlanmıştır. Deneysel test kurulumunun sonuçları, sonuçlar kısmında tartışılacaktır.

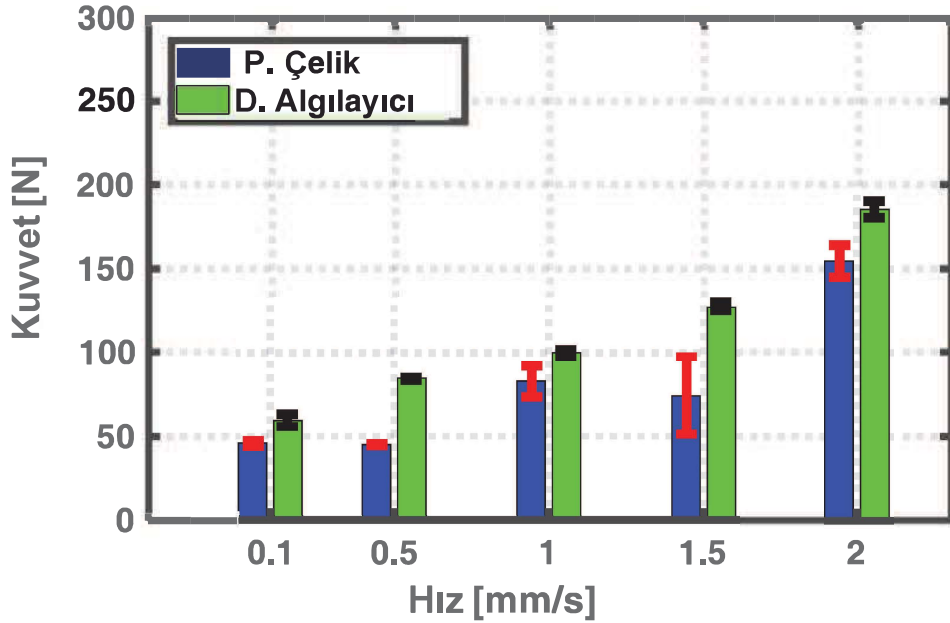


Şekil 3.2 : Mil, çekme, basma ve sürtünme kuvvetinin doğrudan ve dolaylı ölçümleri için laparoskopik tutucu test düzeneği: 1. motorlu doğrusal platform, 2. yük hücresi, 3. dokunsal algılayıcı, 4. tutucu uç 5. lazer konum sensörü.

3.2 Adezif Kuvvetin Ölçülmesi

Van der Waals ve kapiler kuvvetler gibi adezif kuvvetler, çelik uç ile visko-hiperelastik doku arasındaki temas yüzeyine etki ederek adezyona neden olur. adezif kuvvetlerinin, zayıf moleküller arası kuvvetlere bağlı olarak basma ve sürtünme kuvvetlerine göre daha düşük bir kuvvet büyüklüğüne sahip olduğu bilinmektedir [48]. Bu temas kuvveti, yüzey pürüzlülüğünü veya malzemeyi değiştirerek değiştirilebilir [49]. basma kuvvetinin doğrudan ölçümü için dokunsal algılayıcı eklenmesi temas eden malzemeler arasında başka bir katman oluşturarak temas yüzeyi özelliklerini ve temasın adezif davranışını değiştirir. Dokunsal algılayıcılı/sız ucun doku ile arasındaki adezyon, bu bölümde çekme kuvvetinin büyüklükleri olarak incelenmiştir. Entegre algılayıcılar herhangi bir doku travmasına neden olmamalıdır. Genellikle dokuya uygulanan 200 kPa stresin, basınç gerilimi altında doku zedelenmesine neden olabileceği kabul edilmektedir [50]. Tutucu-doku temasının adezif etkilerinden dolayı doku travması henüz bir çalışma konusu olmamıştır. Dokunsal algılayıcının tek eksenli

ölçüm özelliğinden dolayı adezif kuvvetler ölçülemedi. Bu problemden dolayı, ilk deney düzeneğinde adezif kuvvetler bir yük hücresi ile ölçülmüştür. Çekme kuvvetleri incelenmiş ve sonuçlar sürtünme ve basma kuvvetleri ile karşılaştırılmıştır. adezyon nedeniyle doku travmasının detaylı incelenmesi ilerleyen çalışmalara için bırakılmıştır. Şekil 3.3'te 0,1 ila 2,5 mm/s arasında değişen hızlarda çekme kuvvetlerinin sonuçları Şekil 3.4'te verilmiştir. 2.0 mm/s'ye varan çekme hızlarında çekme kuvvetleri paslanmaz çelik uç için 45,81 mN'den 154,70 mN'ye ve dokunsal algılayıcı için 59.79 mN'den 185.2 mN'ye çıkmıştır. Dokunma algılayıcının eklenmesi, temasın adezif gücünü artırmaktadır. Dokunsal algılayıcı, ölçüm cihazını örten plastik bir yüzeye sahiptir. Sonuç olarak, paslanmaz çeliğe göre plastik ve doku arasındaki adezif kuvvetler daha fazladır. Ayrıca, çekme hızının artırılması, adezif kuvvetin artışına neden olur. Bu dokunun visko-elastik doğasına atfedilebilir. Çekme kuvvetinin büyüklüğü 200 mN'den düşüktür, basma ve sürtünme kuvveti seviyelerine göre daha düşüktür. Maksimum çekme-itme kuvveti, ortalama basma kuvvetinin (0,75 N) yaklaşık 1/4 ve takip eden başlıklarda ölçülen minimum ortalama sürtünme kuvvetinin yaklaşık 1/2'sidir. Ancak adezyon nedeniyle olası doku travmasının incelenmesi için gerilme değerlerinin incelenmesi gerekmektedir ve ilerleyen çalışmalara açıktır.



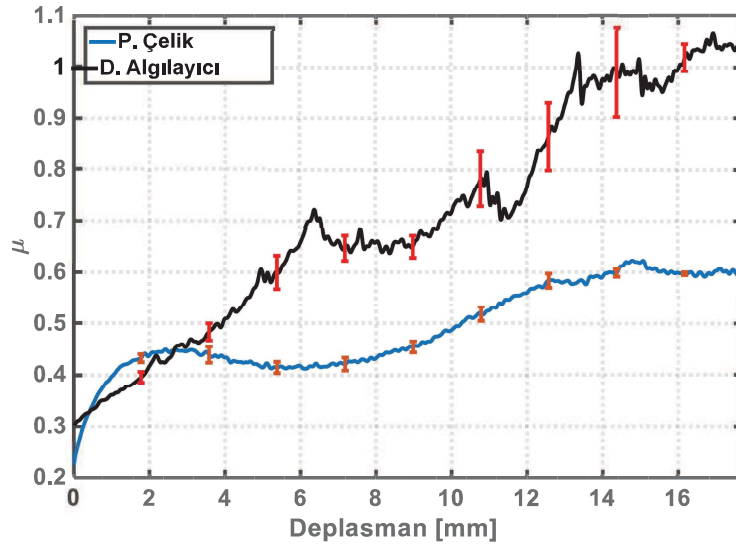
Şekil 3.3 : 0,1 ve 2,0 mm/s arasındaki çeşitli çekme hızları için adezif kuvvetler, dokunsal algılayıcı entegrasyonu adezif kuvveti ortalama %44 oranında artırır.

3.3 Sürtünme Katsayısının Hesaplanması

3.3.1 Sürtünme testi düzeneğinde sürtünme katsayısının hesaplanması

Sürtünme kuvveti ölçümü, minimal invaziv cerrahide, tutucunun dokudan kaymasını önlemesi nedeniyle önemlidir [32]. Dokuların visko-hiperelastik davranışa sahip olduğu bilinmektedir, böylece değişen kayma hızı ve normal kuvvet farklı sürtünme kuvvetine neden olur [51–53]. Değişen normal kuvvet ve kayma hızı için doku ve ucun sürtünme özelliği, Amonton sürtünme yasasına göre sürtünme katsayısı dikkate alınarak analiz edilir. Deney düzenekleri başlığında bahsedilen ilk deney düzeneği kullanılarak, 0,1 mm/s ile 2,5 mm/s arasındaki kayma hızları için 250 mN ila 2000 mN arasındaki normal kuvvetler uygulanmıştır. Deneyler hem paslanmaz çelik hem de dokusal algılayıcı entegre edilmiş uç için gerçekleştirilmiştir. Her farklı önyük ve kayma hızı için sürtünme katsayısının hesaplanması için deneyler üç kez yinelenmiştir. Üç deneyin ortalama ve standart sapması hesaplanmıştır. Şekil 3.5'te verilen sonuçların doğru olarak yorumlanabilmesi için deneylerin ortalama ve standart sapmalarının gösterildiği tipik bir örnek Şekil 3.4'te gösterilmektedir. Dokunun hiperelastik davranışından ötürü, sürtünme katsayısı düşük bir eğimde artmaktadır ve sonra sabit bir değere ulaşmaktadır. Sürtünme katsayısı eğrisi boyunca 9 nokta alınır ve her adımda sürtünme katsayısının ortalaması ve sapması için eşit olarak ağırlıklandırılır. Şekil 3.5'teki yüksek sapmanın nedeni bu 9 noktanın eşit ağırlıklı ortalamasının alınması olarak açıklanabilir.

Şekil 3.5'te sürtünme deneyinin sonuçları gösterilmektedir. Sürtünme katsayısı, 2000 mN'lik normal kuvvet hariç, artan hız ile artar. Dokunun viskoz davranışı nedeniyle, daha yüksek sürtünme hızı için daha yüksek sürtünme katsayısı gözlemlenmesi beklenmektedir. Ayrıca, dokusal algılayıcının uca entegrasyonunun sürtünme katsayısını arttırdığı da fark edilir. Artan normal kuvvetin sürtünme katsayısını azalttığı gözlemlenmiştir. Dokuya uygulanan 2000 mN'den yüksek normal kuvvetler, dokuya zarar verebilir. 2000 mN'lik normal yük için, ilginç olarak ortalama sürtünme katsayısı marjı, 0,45 ile 0,30 arasında değişmektedir; bu, diğer normal kuvvetlerle karşılaştırıldığında marj ve büyüklük olarak sırasıyla en küçük ve en düşük sürtünme katsayısıdır.

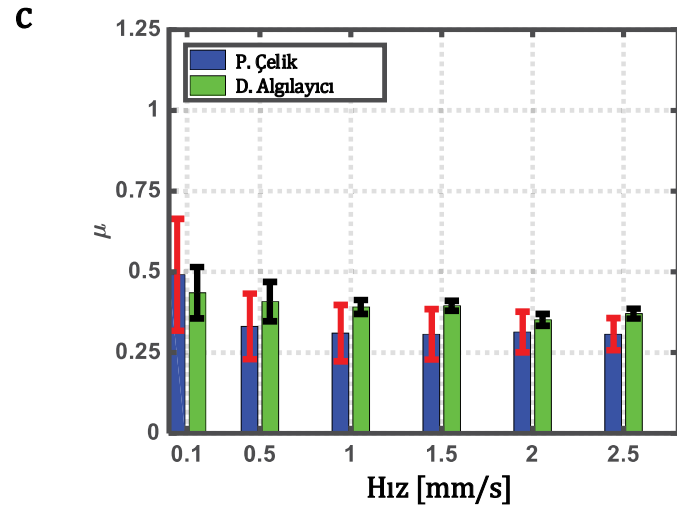
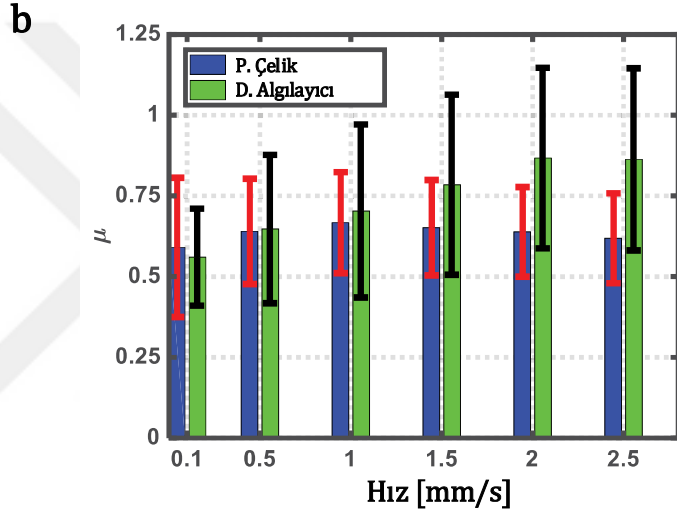
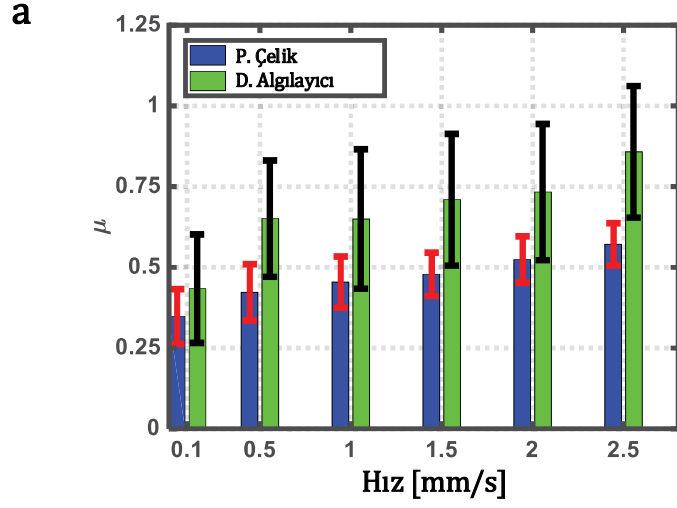


Şekil 3.4 : Sürtünme testi, 500 mN ve 1,0 mm/s için uç-doku sürtünmesi için tipik test sonuçları, ortalamaları hesaplamak için, her bir adım için üçer kez tekrarlanan deneyin ortalaması ve standart sapması hesaplanır, sonra ortalaması alınan eğri üzerinden alınan belirli noktalardan tekrar hesaplanan ortalama ve standart sapma üzerinden sürtünme katsayısı belirlenir ve çubuk grafik olarak gösterilir.

Benzer bir sürtünme testi düzeneğinde, Li ve diğerleri çeşitli önyüklerde ve değişik kayma hızlarında domuz karaciğeri üzerinde dişli tutucu uç kullanarak ex-vivo deneyler yapmışlardır. Elde edilen sürtünme katsayıları 0,5 ile 1,0 arasında değişmektedir. Elde ettikleri sonuçlar, dişli tutucu uç kullandıklarından dolayı bu çalışmada bulunan sürtünme katsayılarından biraz daha yüksektir. Ayrıca, sürtünme hızı ve önyükün sürtünme katsayısına etkisi bu çalışmadaki sonuçlara etkisine göre daha azdır [11]. Shacham ve diğerleri kas ve kemik arasındaki sürtünme katsayısını ölçmüşlerdir ve artan önyükün, sonuçlarımıza benzer şekilde sürtünme katsayısında azalmaya neden olduğunu göstermişlerdir [54]. Kim ve arkadaşlarının çalışmasında, alüminyum yüzey ile domuz bağırsağının sürtünme katsayısı, endoskopik cerrahi için incelenmiş, temas yüzeyinin sürtünme katsayısı üzerinde ihmal edilebilir bir etkiye sahip olduğunu, ancak sürtünme katsayısının artan kayma hızı ile arttığını ve artan önyük ile azaldığını tespit etmiştir [35].

3.3.2 Laparoskopik tutucuda sürtünme katsayısının hesaplanması

Yük hücresi ya da tutucu uca ağırlık bağlayarak milden basma kuvvetinin ölçülmesi ve basma kuvveti ile mil kuvveti arasındaki ilişki toplu (lumped) parametrelili modeller



Şekil 3.5 : Sürtünme testi düzeneği sonuçları - 0,1 mm/s ila 2,5 mm/s arasında çeşitli hızlar ve çeşitli önyükler için uç-doku arasındaki sürtünme katsayısının karşılaştırılması, (a) 500 mN, (b) 1000 mN, (c) 2000 mN.

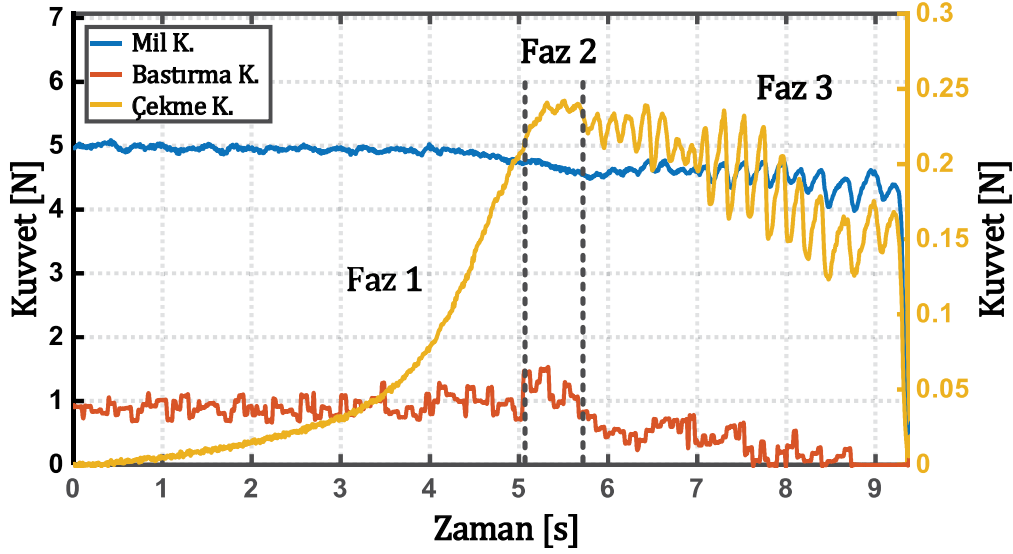
kullanılarak gerçekleştirilebilir [19, 55–58]. Tutucu uçtan dokuya uygulanan basma kuvveti yayılı bir formdadır [17, 30]. Bundan dolayı, milden yapılan dolaylı ölçüm tam doğru sonuç veremez ve dokuya uygulanan basma kuvvetini tek bir noktaya indirger. Tutucu ucun basma kuvveti ve mil kuvvetinin statik bir noktadaki oranına kuvvet aktarım oranı denir. Bununla birlikte, basma kuvvetinin uygulandığı nokta olan basınç merkezi kavrama sırasında değişme eğilimindedir. Bu nedenle, tutucu uçta bir statik noktanın seçilmesi ve bu noktaya göre bir kuvvet aktarım oranının belirlenmesi uç-doku etkileşimini gözlemlemek için uygun bir yöntem değildir. Ek olarak, kavrama sırasında doku travmasına neden olabilecek olası yerel yüksek basınçlar tespit edilemez.

Şekil 3.6’te, doku çekilirken basma kuvveti, mil kuvveti ve çekme kuvveti ölçülür. Dokusal algılayıcı kuvvet ölçüm aralığı 0,2 N ila 2 N arasındadır. Bu nedenle, 0,2 N’un altındaki kuvvetler doğru olarak ölçülemez. Çekme kuvveti şu üç fazda açıklanabilir, kuvvetin yükselişi, kuvvetin maksimuma ulaşması ve kuvvetin azalması. Birinci fazda elastik deformasyondan oluşur, sürtünme kuvveti tepe değerine ulaşır ve ikinci fazda kayma başlar, üçüncü fazda uç-doku sürtünmesi sırasında dokunun kayma hareketinde yapışma-kayma (stick-slip) olayı meydana gelebilir. Bu üç faz dikkate alındığında, mil ve basma kuvveti farklı bir kuvvet aktarım oranıyla birinci ve ikinci fazda benzer bir davranışa sahiptir. Sürtünme kuvveti ölçüm değerleri için çekme kuvvetinin pik değeri kullanılmıştır.

Çizelge 3.1 : Kuvvet değerleri.

Mil Kuvveti	Basma Kuvveti (Ortalama)
3 N	0,75 N
5 N	1 N
7 N	2 N

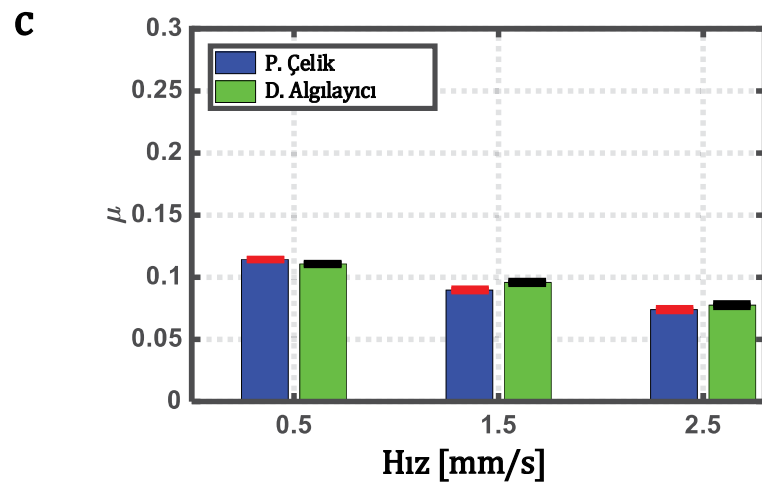
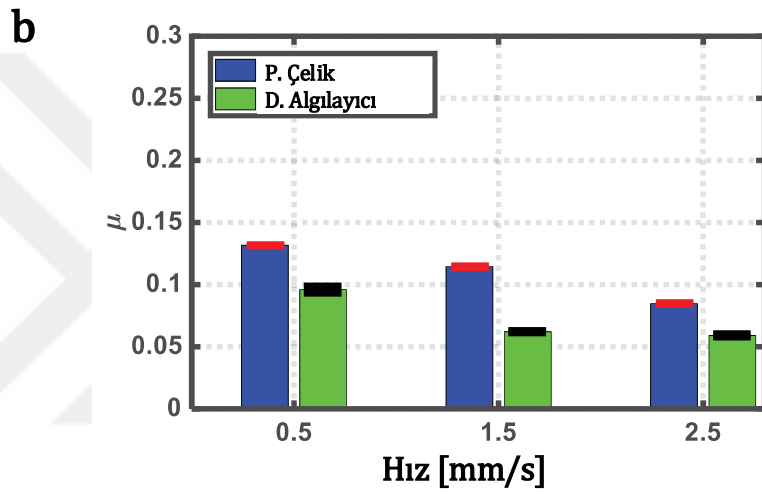
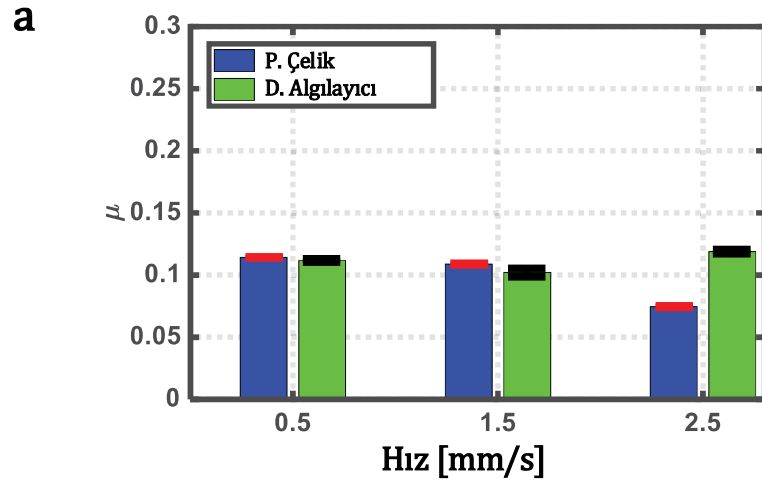
Düz uçlu tutucuda üç farklı kuvvet mil kuvveti büyüklüğünde sürtünme katsayısı elde etmek için deneyler gerçekleştirilmiştir ve mil kuvveti için ortalama basma kuvveti Çizelge 3.1’te verilmiştir. Ardından, dokusal algılayıcının tutucuya entegrasyonu temas yüzeylerinden birini değiştirmiştir. Sürtünme katsayısına dokusal algılayıcının etkisini belirlemek için görünür sürtünme katsayısı sürtünme kuvveti ve mil kuvveti dikkate alınarak hesaplanmıştır. Görünür sürtünme katsayıları, verilen üç farklı çubuk kuvveti büyüklüğüne ve 0,5 mm/s, 1,5 mm/s ve 2,5 mm/s olan üç farklı kayma hızına göre hesaplanmıştır. Şekil 3.7’te, üç farklı mil kuvveti için paslanmaz çelik



Şekil 3.6 : Laparoskopik tutucu test düzeneğinin tipik test sonucu, mil kuvveti, basma kuvveti ve çekme kuvvetinin zamana göre gösterimi, çekme kuvveti üç fazda açıklanabilir, (1) kuvvetin yükselişi, (2) kuvvetin zirvesi, (3) kuvvetin azalması.

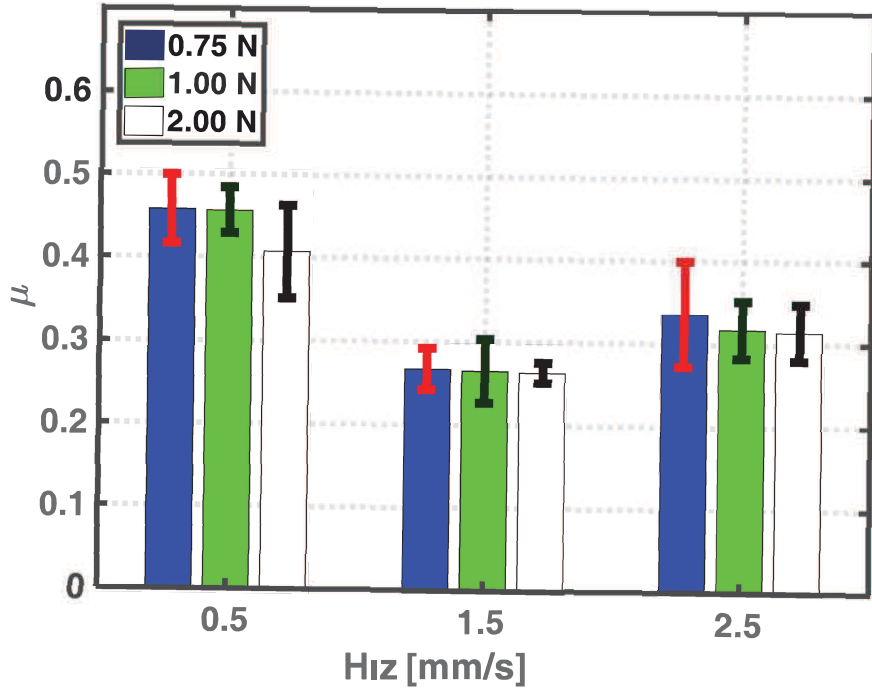
ve dokusal algılayıcı için görünür sürtünme katsayıları gösterilmiştir. 3000 mN'de paslanmaz çelik için, sürtünme katsayısı 0,5 mm/s için 0,15 ve 2,5 mm/s için 1,5 mm/s ve 0,08'dir. Dokusal algılayıcı için ise 0.10 ila 0.11 arasındadır. 5000 mN'de paslanmaz çelik için görünür sürtünme katsayısı, hız arttıkça 0,13'den 0,08'e düşer. Dokusal algılayıcı için ise görünür sürtünme katsayısı, hız arttıkça 0,10'dan 0,06'ya düşer. Hem paslanmaz çelik hem de dokusal algılayıcı için 7000 mN'de görünür sürtünme katsayısı 0,11'den 0,08'e düşer. Çenelerden birine bir dokusal algılayıcı eklenmesinin hiç bir etkisi yoktur denebilir. Artan hız miktarının, paslanmaz çeliğin 5000 mN'da 0,5 mm/s'deki (laparoskopik cerrahi için aslında çok yavaş bir kayma hızı) deneyi hariç görünen sürtünme katsayısını azalttığı söylenebilir.

İkincisi, düz uçlu tutucu-doku arasındaki sürtünme katsayısını elde etmek için, dokusal algılayıcıdan ve çekme kuvvetinden elde edilen basma kuvveti kullanılmıştır. Deneyler sırasında çenelerin açısı 1 ila 4 derece arasındadır. Sürtünme kuvvetinin çekme kuvvetine eşit olduğu varsayılmaktadır. basma kuvveti 0,75 N, 1,0 N ve 2,5 N'dur ve kayma hızları 0,5 mm/s ila 2,5 mm/s arasındadır. Şekil 3.8'de, sonuçlar gösterilmektedir. Her iki basma kuvvetinde de sürtünme katsayıları hemen hemen aynıdır. 0,5 mm/s için, sürtünme katsayısı 0,40 ila 0,45 arasında, 1,0 mm/s sürtünme



Şekil 3.7 : Dokusal algılayıcılı/sız tutucu için mil kuvveti ile çekme kuvvetinden hesaplanan görünür sürtünme katsayısı, (a) 3000 mN, (b) 5000 mN, (c) 7000 mN.

katsayısı 0,26 ve 2,5 mm/s sürtünme katsayısı 0,31 ila 0,34 arasındadır. 1,5 mm/s ve 2,5 mm/s sürtünme katsayısı 0,26 ila 0,34 arasında değişmektedir.



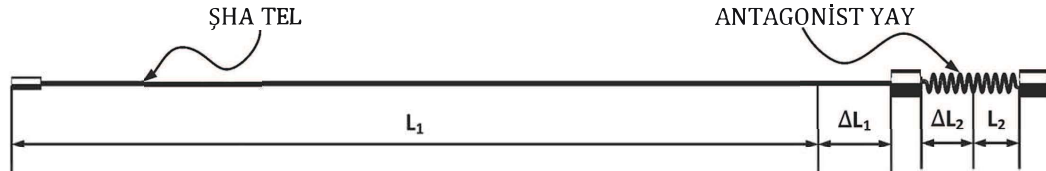
Şekil 3.8 : Laparoskopik tutucuda hesaplanan sürtünme katsayıları.

4. TUTUCU TASARIMI ve KUVVET KONTROLÜ

Bu bölüm, laparoskopik tutucu için şekil hafızalı alaşım içeren aktif soğutmalı akıllı eyleyici tasarımını, bu eyleyicinin cerrahlar tarafından kullanılmakta olan standart bir laparoskopik tutucuya entegrasyonunu ve eyleyici kuvvetinin kontrolünü içermektedir.

4.1 Akıllı Eyleyicinin Tasarımı

Eyleyici olarak kullanılmak üzere ŞHA tel ilk koşulda gerilmelidir. Gerilmiş ŞHA tel ısıtıldığında, üretici tarafından ayarlanmış olan bellek gerinimine göre kısalır. Bu kısalma miktarı, başlangıç durumunda uygulanan uzama geriniminden daha yüksektir. Bu çalıştırma mekanizmasında ŞHA tel antagonist yay ile gerilmiştir [34]. Kullanılmış olan Antagonist yayın karakteristiği deneysel olarak elde edilmiştir ve yay katsayısı bilinmektedir. Eyleyicinin soğutulması için 15 mm çapındaki dış mil üzerinde 10'ar mm aralıkla 1 mm'lik hava tahliye delikler açılmıştır. Milin arka kısmından oda sıcaklığındaki soğutucu hava girişi yapılmıştır ve çıkışı ise hava tahliye deliklerinden olmaktadır. Hava girişi 0,5 ile 2 bar arasında yapılmıştır.



Şekil 4.1 : Akıllı eyleyici tasarımının çizimi.

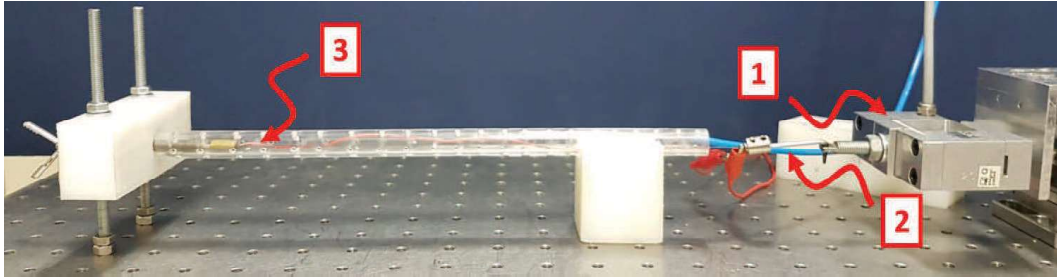
Şekil 4.1'de çizimi verilen eyleyicinin tasarımında boyutsal olarak, 300 mm uzunluğunda (L_1) ve 0,51 mm çapında bir ŞHA tel seçilmiştir. Bu telin maksimum kuvvet dayanımı 35 N'dur. Ayrıca ŞHA aktivasyonu sırasında histerezis etkisini en aza indirmek için eyleyicinin çalışması esnasındaki maksimum gerinim miktarı %1'dir. Üretici verilerine göre, ŞHA telin %3 bellek gerinimi olarak kısalması için tele 34,5 MPa gerilme uygulanması gerekmektedir, bu da 300 mm uzunluğunda bir ŞHA tel için 9 mm kısalmaya eşittir. 0,51 mm çaplı ŞHA telde 34,5 MPa gerilme yaratmak için 7,048 N'luk kuvvet uygulanması gerekmektedir. 3 mm'lik kısalmaya eşit olan %1'lik bellek gerinimi için ise deneysel olarak eyleyiciye 4 N'luk kuvvet uygulanması gerektiği saptanmıştır. Bu da tel üzerinde 19,5 MPa gerilme oluşturmaktadır. ŞHA

tele yapılan çekme testi sonucuna göre 19,5 MPa gerilmede 300 mm uzunluğundaki ŞHA telin uzama miktarı (ΔL_1) 1,44 mm'dir bu da %0,48 uzama gerinimine denk gelmektedir.

Eyleyicide kullanılan antagonist yayın ilk uzunluğu (L_2) 40 mm'dir. Deneysel sonuçlara göre elde edilen yay kuvveti 3,1N + 0,0802 N/mm'dir. Bu sonuca göre 4N'lık yay kuvveti elde edildiğinde yaydaki uzama miktarı (ΔL_2) yaklaşık olarak 11 mm'dur. Toplam eyleyici uzunluğu ise tel ve yayın ilk uzunlukları ile uzama miktarlarının toplamına denk gelmektedir. Eyleyicinin toplam uzunluğu yaklaşık olarak 352 mm olarak hesaplanmıştır. Tasarlanan bu eyleyicinin maksimum strok miktarı 4,5 mm'dir. Laparoskopik tutucunun açılıp kapanması için ise 2,5 mm'lik bir strok miktarı yeterlidir.

4.2 Eyleyicinin Entegrasyonu ve Kuvvet Kontrolü

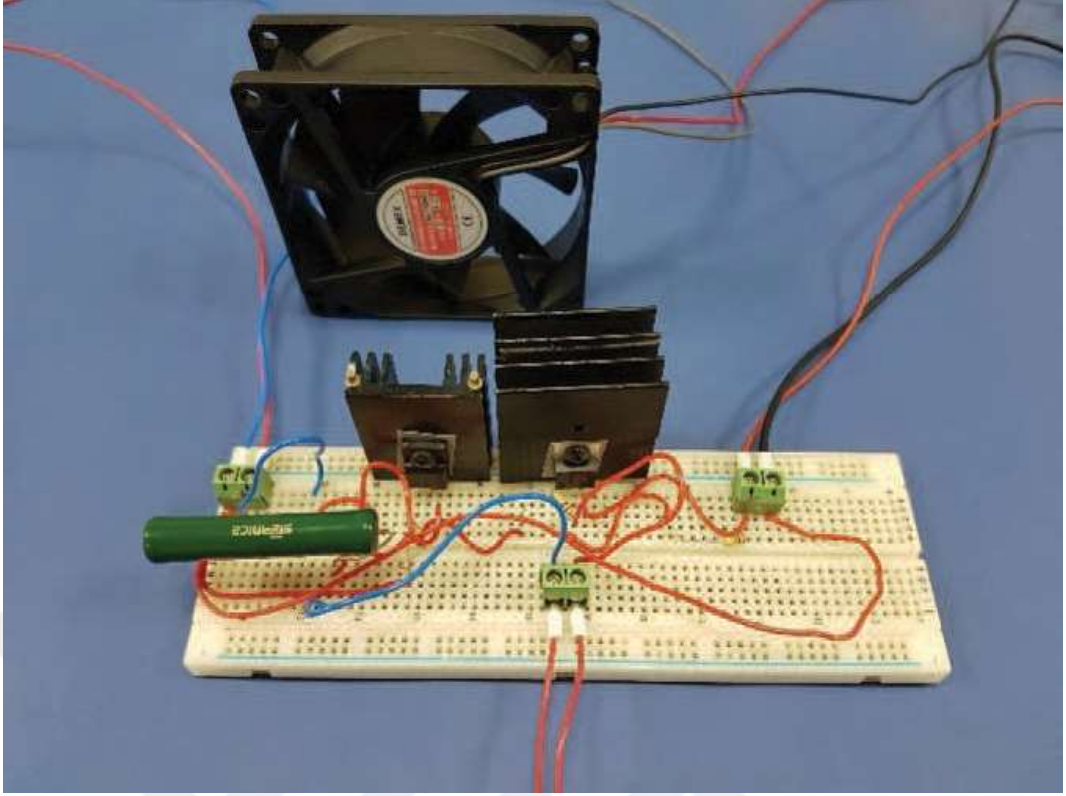
Eyleyici kuvvetinin ölçümü için akıllı eyleyicili laparoskopik tutucu Şekil 4.2'de görüldüğü gibi bir yük hücresine bağlanmıştır. Hava girişi tutucunun mil kısmından sağlanmıştır. Tasarlanan eyleyici standart bir laparoskopik tutucu ucuna entegre edilmiştir.



Şekil 4.2 : Deney düzeneği, 1. yük hücresi, 2. soğutucu hava kaynağı, 3. akıllı eyleyici.

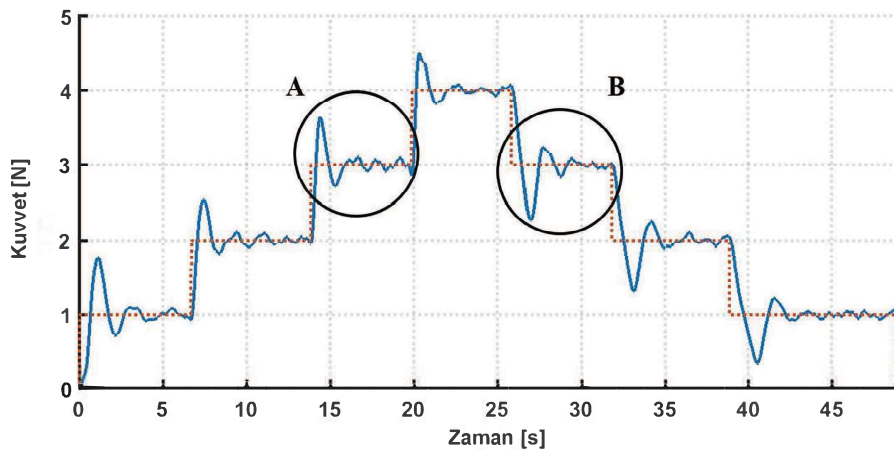
Labview ortamında kontrol programı yazılmıştır ve bu programın içinde oransal-integral-türevsel (PID) kontrolcü kullanılmıştır. Kontrolcü katsayıları deneysel olarak elde edilmiştir. Eyleyicinin aktivasyonu ve sürülmesi için bilgisayardan gelen kontrol sinyallerini kuvvetlendirmek için Şekil 4.3'te gösterilen kuvvetlendirici devre kullanılmıştır. Devreye güç kaynağı vasıtasıyla 20 V besleme gerilimi verilmiştir.

Tipik bir kuvvet kontrolü deneyi prosedürü Şekil 4.4'te verilmiştir. Eyleyici kuvveti 0 ile 4 N arasında kontrol edilmeye çalışılmıştır. Burada iki kısma dikkat etmek



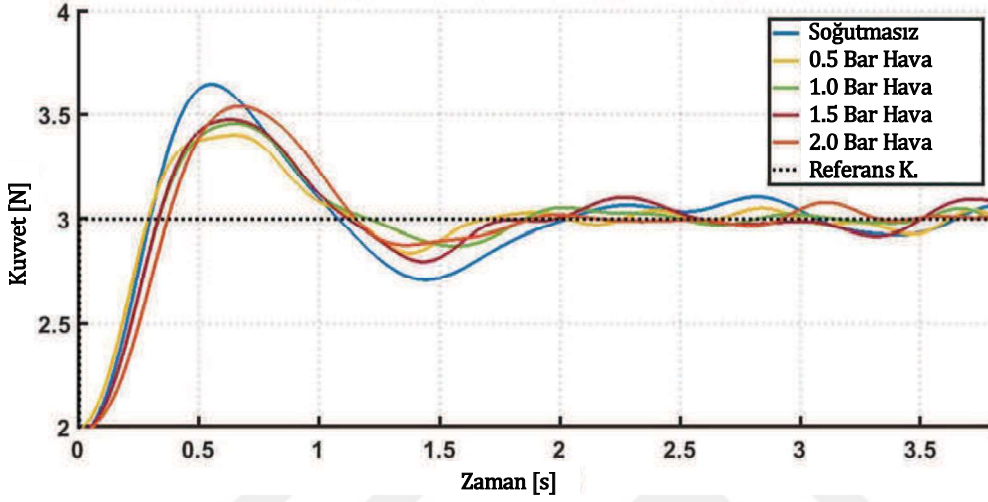
Şekil 4.3 : Kuvvetlendirme devresi.

gerekmektedir, kuvvet artışı ve azalması. ki durum için de eyleyicinin tepkisi farklı olmaktadır. Bu yüzden Şekil 4.4'te A ve B olarak belirtilen iki kısım soğutmasız ve soğutmalı durum için incelenecektir. A kısmı kuvvetin 2 N'den 3 N'a çıktığı duruma, zaman olarak ise Şekil 4.4'te 13-20 s aralığına denk gelmektedir. B kısmı ise kuvvetin 4 N'dan 3 N'a indiği duruma, zaman olarak ise Şekil 4.4'te 26-32 s aralığına denk gelmektedir. Soğutma sisteminde basınç aralığı 0,5 ile 2 bar arasında değişmektedir.



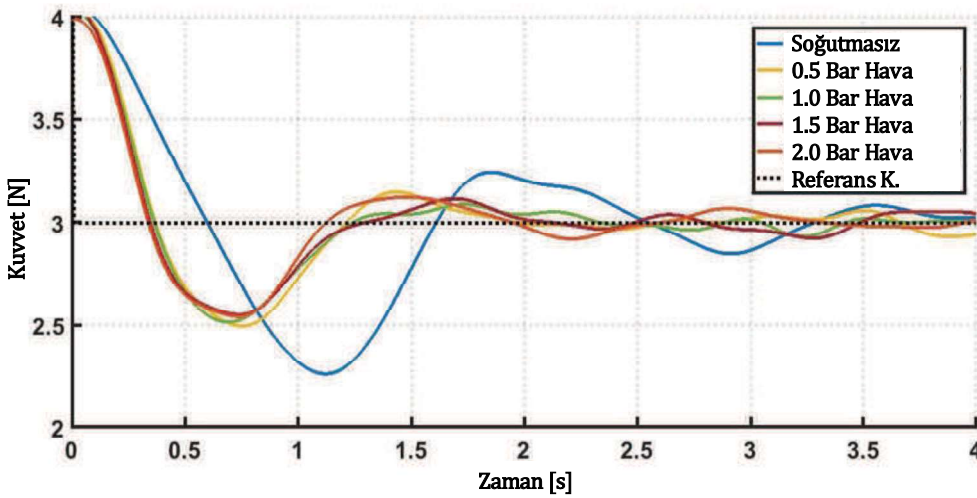
Şekil 4.4 : Tipik bir kuvvet kontrolü deneyi örneği.

A kısmının sonuçları Şekil 4.5'te görüleceği üzere soğutma sisteminin kullanılması aşma miktarını %3 azaltmaktadır. Sistemin dengeye oturma zamanında ise değişiklik yapmamaktadır. Soğutma sisteminde ise basınç artışı ve buna bağlı olarak debinin artışı soğutma performansında bir değişiklik yapmamaktadır. Bu ŞHA telin soğutulmasında 0,5 barlık akış soğutma performansını doyuma ulaştırmaktadır.



Şekil 4.5 : 2 N'den 3 N'a artan kuvvet (A kısmı) için eyleyici kuvvetinin kontrolü.

B kısmının sonuçları ise Şekil 4.6'da verilmiştir. Burada görüleceği üzere soğutma sistemi kullanımı akıllı eyleyicilerde hem aşma miktarını azaltmaktadır hem de oturma zamanını kısaltmaktadır. Buradaki benzer sonuç ise soğutma sisteminin 0,5 bar'dan sonra doyuma ulaşmasıdır.



Şekil 4.6 : 4 N'den 3 N'a azalan kuvvet (B kısmı) için eyleyici kuvvetinin kontrolü.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında ilk olarak, laparoskopik tutucunun yumuşak malzemelerle etkileşimi, ex-vivo deney koşullarında dokunsal algılayıcı kullanarak basınç dağılımı ölçümü ile incelenmiştir. Dokunsal algılayıcı açısız olarak açılıp kapanan düz uçlu bir laparoskopik tutucuya entegre edilmiştir. Tutucunun açısız olarak kapanması, numuneler üzerinde dengesiz bir basınç dağılımına yol açtığı bilinmektedir. Tutucu-numune arasındaki yumuşak malzemenin mekaniğini ve tutucu ucun etkileşimini karakterize etmek için farklı tipteki numunelerde yerel basma kuvvetleri ile toplam basma kuvveti ve basınç merkezinin konumu ölçülmüştür. Basınç dağılımı ölçümünün, laparoskopik cerrahideki dokunsal hissiyatı arttırmaya katkı sağladığı saptanmıştır. Tavuk karaciğeri ve etiyle yapılan deneylerde polimer örnekler için yerel kuvvetler homojen olarak daha geniş bir temas alanına dağılmıştır. Toplam kuvvetin yaklaşık 0.7 N olduğu görülmüştür. Basınç merkezi takibi ve kuvvet kontrolü doku travmasının önlenmesine yardımcı olmaktadır.

Kaymanın önlenmesi ve tavuk eti örnekleri ile ex-vivo deneylerde kayma olmadan kavramanın sağlanması açısından düz uçlu laparoskopik tutucudaki sürtünme kuvveti ile bağlantılı olan sürtünme katsayısı ile adeziv kuvvet incelenmiştir. Sürtünme ve adezyon testi düzeneği ile laparoskopik tutucuda sürtünme testi düzeneği olmak üzere iki adet deneysel düzenek kurulmuştur. Bu iki düzenek kullanılarak dokunsal algılayıcılı veya algılayıcısız tutucunun sürtünme ve adeziv davranışlarını incelenmiştir. Dokunsal algılayıcı, temas yüzeyindeki konumu nedeniyle basma kuvvetinin ölçümü için mildeki yük hücrelerine göre daha iyi sonuçlar verdiği saptanmıştır. Mil kuvveti ölçümünden basma kuvvetinin hesaplanması, kuvvet / basınç merkezinin değişimi ve kuvvet aktarım oranının gerekliliği nedeniyle daha az verimlidir. Sürtünme katsayısının ölçümünde dokunsal algılayıcının eklenmesi ihmal edilebilir bir etkiye sahip olduğu görülmüştür. Dokunsal algılayıcı ve deneysel olarak ölçülen sürtünme katsayıları kullanılarak uç ve doku arasındaki sürtünme kuvvetini tahmin etmek mümkündür. Bu çalışmada tavuk etinin ex-vivo deneyinde tutucu uç

ve doku arasındaki ölçülen sürtünme katsayısı (ortalama) 0,3'tür. Basma kuvvetinin doğrudan ölçümünü ve sürtünme kuvvetinin tahminini sağlayan dokunsal algılayıcı ile donatılmış laparoskopik tutucuların acemi cerrahların eğitimi için elverişli olduğu belirlenmiştir. Sürtünme testinde ölçülen adeziv kuvvetler, minimum sürtünme kuvvetinin yarısından azdır ve minimum basma kuvvetinin dörtte birinden daha azdır. Dokunsal algılayıcının entegrasyonu, çekme kuvvetini ortalama % 44 oranında artırmıştır. Bununla birlikte, doku zedelenmesinin incelenmesi için temas alanının ve meydana gelen gerilmelerin ölçümünün yapılması, adeziv kuvvetin büyüklüklerinin ölçümünden daha iyi sonuçlar verecektir.

Son olarak, cerrahların el yorgunluğunu azaltmak için akıllı eyleyici tasarlanmıştır. Bu akıllı eyleyici içerisinde şekil hafızalı alaşıma sahiptir. Tasarlanan eyleyici aktif soğutmaya sahiptir ve tutucunun tam olarak açılıp kapanmasını sağlamaktadır. Elektrik enerjisi ile çalıştığı için cerrahın el yorgunluğunu azaltabileceği düşünülmektedir. Doku zedelenmesini azaltabilmek için ise eyleyici kuvveti PID kontrolcü vasıtasıyla kontrol edilmiştir ve soğutma etkisinin eyleyicinin performansına olan etkisi aşma miktarı ve oturma zamanı olarak incelenmiştir. Soğutma sisteminin aşma miktarını %3 oranında azalttığı saptanmıştır. Oturma süresini ise yaklaşık olarak %29'a kadar kısaltmaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] **Jones, D.** (2004). *Laparoscopic Surgery: Principles and Procedures, Second Edition, Revised and Expanded*, CRC Press, <https://books.google.com.tr/books?id=B3rLBQAAQBAJ>.
- [2] **Malik, A.** (2012). *Advances in Laparoscopic Surgery*, InTech, <http://www.intechopen.com/books/advances-in-laparoscopic-surgery>.
- [3] **Assalia, A., Gagner, M. ve Schein, M.** (2006). *Controversies in Laparoscopic Surgery*, cilt 15, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, <http://link.springer.com/10.1007/3-540-30964-0>.
- [4] **Meinhold-Heerlein, I.** (2011). *Laparoscopy - An Interdisciplinary Approach*, InTech, <http://www.intechopen.com/books/laparoscopy-an-interdisciplinary-approach>.
- [5] **Scott-Conner, C.E.** (2006). *The SAGES Manual*, Springer New York, New York, NY, <http://link.springer.com/10.1007/0-387-30485-1>.
- [6] **Dulucq, J.L. ve Wintringer, P.** (2005). *Tips and Techniques in Laparoscopic Surgery*, Springer-Verlag, Berlin/Heidelberg, <http://link.springer.com/10.1007/b138512>.
- [7] **Katkhouda, N.** (2010). *Advanced Laparoscopic Surgery*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, <http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-74843-4>.
- [8] **Dagnini, G.** (1990). *Laparoscopy and Imaging Techniques*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, <http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-74645-1>.
- [9] **Milson, J.W., Böhm, B. ve Nakajima, K.** (2007). *Laparoscopic Colorectal Surgery*, Springer New York, [papers2://publication/uuid/7C45C10C-16C8-4561-9668-1C64D1DD9510](https://doi.org/10.1007/978-1-4419-2510-0).
- [10] **Puangmali, P., Althoefer, K., Seneviratne, L.D., Murphy, D. ve Dasgupta, P.** (2008). State-of-the-art in force and tactile sensing for minimally invasive surgery, *IEEE Sensors Journal*, 8(4), 371–380.
- [11] **Li, W., Jia, Z.G., Wang, J., Shi, L. ve Zhou, Z.R.** (2015). Friction behavior at minimally invasive grasper/liver tissue interface, *Tribology International*, 81, 190–198.

- [12] **Barrie, J., Jayne, D.G., Neville, A., Hunter, L., Hood, A.J. ve Culmer, P.R.** (2016). Real-Time Measurement of the Tool-Tissue Interaction in Minimally Invasive Abdominal Surgery: The First Step to Developing the Next Generation of Smart Laparoscopic Instruments, *Surgical Innovation*.
- [13] **Hassanbeiglou, A., Kalantari, M., Mozaffari, E., Dargahi, J. ve Kövecses, J.** (2015). A new tactile array sensor for viscoelastic tissues with time-dependent behavior, *Sensor Review*, 35(4), 374–381.
- [14] **Tiwana, M.I., Redmond, S.J. ve Lovell, N.H.** (2012). A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering, *Sensors and Actuators, A: Physical*, 179, 17–31, <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2012.02.051>.
- [15] **Peng, P., Rajamani, R. ve Erdman, A.G.** (2009). Flexible tactile sensor for tissue elasticity measurements, *Journal of Microelectromechanical Systems*, 18(6), 1226–1233.
- [16] **Eklund, A., Bergh, A. ve Lindahl, O.A.** (1999). A catheter tactile sensor for measuring hardness of soft tissue: measurement in a silicone model and in an in vitro human prostate model., *Medical & biological engineering & computing*, 37(5), 618–624.
- [17] **Sümer, B., Özin, M.C., Eray, T. ve Koç, I.M.** (2017). The undamaged tissue grasping in a laparoscopic surgical grasper via distributed pressure measurement, *Tribology International*, 113(February), 330–337.
- [18] **Samur, E., Sedef, M., Basdogan, C., Avtan, L. ve Duzgun, O.** (2007). A robotic indenter for minimally invasive measurement and characterization of soft tissue response, *Medical Image Analysis*, 11(4), 361–373.
- [19] **Koç, I.M., Eray, T., Sümer, B. ve Çerçi, N.** (2015). An active force controlled laparoscopic grasper by using a smart material actuation, *Tribology International*, 100, 317–327.
- [20] **Kode, V. ve Cavusoglu, M.** (2007). Design and characterization of a novel hybrid actuator using shape memory alloy and dc micromotor for minimally invasive surgery applications, *Mechatronics, IEEE/ASME ...*, 12(July), 416–420, http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs/{_}all.jsp?arnumber=4291576.
- [21] **Kianzad, S., Amini, A. ve Karkouti, S.O.** (2011). Force control of laparoscopy grasper using antagonistic shape memory alloy, *2011 1st Middle East Conference on Biomedical Engineering, MECBME 2011*, 335–338.
- [22] **Cartmill, J.a., Shakeshaft, a.J., Walsh, W.R. ve Martin, C.J.** (1999). High Pressures Are Generated At the Tip of Laparoscopic Graspers, *ANZ Journal of Surgery*, 69(2), 127–130.
- [23] **Kalantari, M., Ramezanifard, M., Ahmadi, R., Dargahi, J. ve Kövecses, J.** (2011). A piezoresistive tactile sensor for tissue characterization during catheter-based cardiac surgery, *The International Journal*

of *Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 7(4), 431–440, <http://doi.wiley.com/10.1002/rcs.143><http://doi.wiley.com/10.1002/rcs.413,1504.07874>.

- [24] **Teo, G.S.L., Flander, M.S., Sepp, T.R., Corral, M., Diaz, J.D., Slocum, A. ve Vakili, K.** (2011). Design and Testing of A Pressure Sensing Laparoscopic Grasper, *Design of Medical Devices Conference*, 1–8.
- [25] **Tholey, G. ve Desai, J.P.** (2008). A Compact and Modular Laparoscopic Grasper With Tridirectional Force Measurement Capability, *Journal of Medical Devices*, 2(3), 031001, <http://medicaldevices.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1473849>.
- [26] **De, S., Rosen, J., Dagan, A., Swanson, P., Sinanan, M. ve Hannaford, B.** (2007). Assessment of tissue damage due to mechanical stresses, *Internacional Journal of Robotics Research*, 26, 1159–1171.
- [27] **Callaghan, D.J., Rajan, G., McGrath, M.M., Coyle, E., Semenova, Y. ve Farrell, G.** (2011). Investigation and experimental measurement of scissor blade cutting forces using fiber Bragg grating sensors, *Smart Materials and Structures*, 20(10), 105004, <http://stacks.iop.org/0964-1726/20/i=10/a=105004?key=crossref.b1b136ba4bd0df9e1cc7dd29ab49ff20>.
- [28] **Gao, A., Gonenc, B., Guo, J., Liu, H., Gehlbach, P. ve Iordachita, I.** (2016). 3-DOF force-sensing micro-forceps for robot-assisted membrane peeling: Intrinsic actuation force modeling, *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, IEEE, s.489–494, <http://ieeexplore.ieee.org/document/7523674/>.
- [29] **Dams, S.T.G.a. ve Artin, C.H.J.M.** (2000). Grasper Trauma During Laparoscopic Cholecystectomy, *Aust. N. Z. J. Surg.*, 70(April), 578–581.
- [30] **Trejos, A.L., Jayender, J., Perri, M., Naish, M., Patel, R. ve Malthaner, R.** (2009). Robot-assisted Tactile Sensing for Minimally Invasive Tumor Localization, *The International Journal of Robotics Research*, 28(9), 1118–1133, <http://ijr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/0278364909101136>.
- [31] **Khadem, S.M., Behzadipour, S., Mirbagheri, A. ve Farahmand, F.** (2016). A modular force-controlled robotic instrument for minimally invasive surgery – efficacy for being used in autonomous grasping against a variable pull force, *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 12(4), 620–633.
- [32] **Westebring-Van Der Putten, E.P., Van Den Dobbelen, J.J., Goossens, R.H.M., Jakimowicz, J.J. ve Dankelman, J.** (2009). Effect of laparoscopic grasper force transmission ratio on grasp control, *Surgical Endoscopy and Other Interventional Techniques*, 23(4), 818–824.

- [33] **Miková, L., Medvecká-Beňová, S., Kelemen, M., Trebuňa, F. ve Virgala, I.** (2015). Application of shape memory alloy (SMA) as actuator, *Metalurgija*, 54(1), 169–172, <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84910028330{\&}partnerID=tZ0tx3y1>.
- [34] **Huang, W.** (1998). Shape memory alloys and their application to actuators for deployable structures, *Engineering*, 192, <http://www.ntu.edu.sg/home/mwmhuang/cambridge/Phd2side.pdf>.
- [35] **Kim, W.** (2016). Model-based Design Framework for Shape Memory Alloy Wire Actuation Devices, *Doktora Tezi*, University of Michigan.
- [36] **An, L., Huang, W., Fu, Y. ve Guo, N.** (2008). A note on size effect in actuating NiTi shape memory alloys by electrical current, *Materials & Design*, 29(7), 1432–1437, <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0261306907002105>.
- [37] **Reynaerts, D. ve Brussel, H.V.** (1998). Design aspects of shape memory actuators, *Mechatronics*, 8, 635–656.
- [38] **Kim, W., Barnes, B.M., Luntz, J.E. ve Brei, D.E.** (2011). Conglomerate Stabilization Curve Design Method for Shape Memory Alloy Wire Actuators With Cyclic Shakedown, *Journal of Mechanical Design*, 133(11), 111010, <http://mechanicaldesign.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1450707>.
- [39] **Siong Loh, C., Yokoi, H. ve Arai, T.** (2005). New shape memory alloy actuator: design and application in the prosthetic hand., *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 7(16360118), 6900–6903.
- [40] **Lan, C.C., Wang, J.H. ve Fan, C.H.** (2009). Optimal design of rotary manipulators using shape memory alloy wire actuated flexures, *Sensors and Actuators, A: Physical*, 153(2), 258–266.
- [41] **Gofrit, O.N., Mikahail, A.A., Zorn, K.C., Zagaja, G.P., Steinberg, G.D. ve Shalhav, A.L.** (2008). Surgeons' Perceptions and Injuries During and After Urologic Laparoscopic Surgery, *Urology*, 71(3), 404–407, <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0090429507024041?via{\%}3Dihub>.
- [42] **Yarpuzlu, B., Ayyildiz, M., Tok, O.E., Aktas, R.G. ve Basdogan, C.** (2014). Correlation between the mechanical and histological properties of liver tissue, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 403–416.
- [43] **Hu, T. ve Desai, J.P.** (2003). A biomechanical model of the liver for reality-based haptic feedback, *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 2878, 75–82.

- [44] **Sümer, B., Onal, C.D., Aksak, B. ve Sitti, M.** (2010). An experimental analysis of elliptical adhesive contact, *Journal of Applied Physics*, 107(11).
- [45] **Sümer, B. ve Koc, I.M.** (2015). Fabrication of a Flexible Tactile Sensor with Micro-Pillar Array, *Procedia Engineering*, 120, 134–137.
- [46] **Johnson, K.L.** (1985). *Contact Mechanics*, Cambridge University Press, Cambridge.
- [47] **Tzikang, C.** (2000). Determining a Prony Series for a Viscoelastic Material From Time Varying Strain Data, *Nasa*.
- [48] **Popov, V.L., Pohrt, R. ve Li, Q.** (2017). Strength of adhesive contacts: Influence of contact geometry and material gradients, *Friction*, 5(3), 308–325.
- [49] **Ciavarella, M.** (2017). On Pastewka and Robbins' Criterion for Macroscopic Adhesion of Rough Surfaces, *Journal of Tribology*, 139(3), 031404, <http://tribology.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?doi=10.1115/1.4034530>, arXiv:1602.02555v1.
- [50] **Rosen, J., Brown, J.D., De, S., Sinanan, M. ve Hannaford, B.** (2008). Biomechanical Properties of Abdominal Organs In Vivo and Postmortem Under Compression Loads, *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(2), 021020, <http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1421215>.
- [51] **Ayyildiz, M., Cinoglu, S. ve Basdogan, C.** (2015). Effect of normal compression on the shear modulus of soft tissue in rheological measurements, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 49, 235–243, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.05.011>.
- [52] **Moreira, P., Zemiti, N., Liu, C. ve Poignet, P.** (2014). Viscoelastic model based force control for soft tissue interaction and its application in physiological motion compensation, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 116(2), 52–67, <http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2014.01.017>.
- [53] **Misra, S., Ramesh, K.T. ve Okamura, A.M.** (2008). Modeling of Tool-Tissue Interactions for Computer-Based Surgical Simulation: A Literature Review., *Presence (Cambridge, Mass.)*, 17(5), 463, <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2813063&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>, NIHMS150003.
- [54] **Castel, D.** (2010). Measurements of the Static Friction Coefficient Between Bone and Muscle Tissues, *Journal of Biomechanical Engineering*, 132(8), 084502, <http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?doi=10.1115/1.4001893>.
- [55] **Van Den Dobbelen, J.J., Lee, R.A., Van Noorden, M. ve Dankelman, J.** (2012). Indirect measurement of pinch and pull forces at the shaft

of laparoscopic graspers, *Medical and Biological Engineering and Computing*, 50(3), 215–221.

- [56] **Barrie, J., Jayne, D.G., Neville, A., Hunter, L., Hood, A.J. ve Culmer, P.R.** (2016). Real-Time Measurement of the Tool-Tissue Interaction in Minimally Invasive Abdominal Surgery: The First Step to Developing the Next Generation of Smart Laparoscopic Instruments., *Surgical innovation*, 23(5), 463–8, <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27122481>.
- [57] **Westebring-van der Putten, E.P., van den Dobbelsteen, J.J., Goossens, R.H.M., Jakimowicz, J.J. ve Dankelman, J.** (2009). Force feedback requirements for efficient laparoscopic grasp control, *Ergonomics*, 52(9), 1055–1066.
- [58] **Ozin, M.C., Vatansever, E., Eray, T., Koc, I.M. ve Sumer, B.** (2017). Analytical and Experimental Analysis on Kinetics of a Laparoscopic Surgery Tool, *Proceedings of the 2017 International Conference on Mechatronics Systems and Control Engineering - ICMSCE '17*, 20–23, <http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=3045714.3045723>.

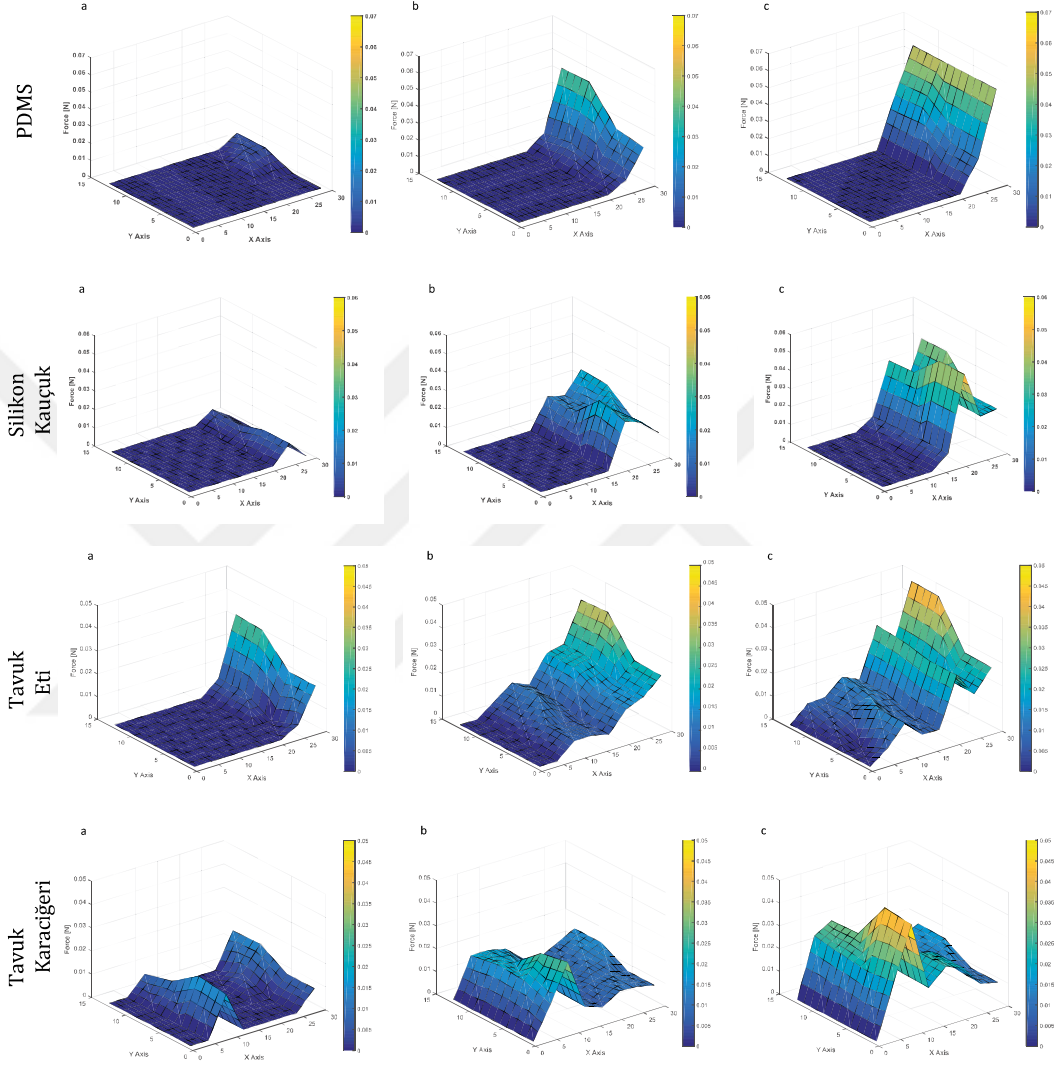
EKLER

EK A.1 : Farklı numunelerin yerel kuvvet dağılımının gösterimi





EK A.1



Şekil A.1 : Deneyin aşamalarına göre PDMS, silikon kauçuk, tavuk eti ve tavuk karaciğeri i dokusal algılayıcıdan ölen basınirilerine göre yerel kuvvet dağılımının gösterimi, (a) tutcu-doku etkileşiminde ilk temas. (b) Tutucunun kapanması sırasında temas. (c) Tutucunun maksimum kapanışında maksimum kuvvet dağılımı. X ve Y eksenleri taxel yüzeyinde bulunan dokusal algılayıcının yönelimini ve Z ise kuvveti göstermektedir.



ÖZGEÇMİŞ



Ad Soyad: Mithat Can Özin

Doğum Tarihi ve Yeri: 28 Haziran 1992, Üsküdar

E-Posta: ozin@itu.edu.tr

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans:** 2015, İstanbul Teknik Üniversitesi, Makina Fakültesi, Makina Mühendisliği Bölümü (%100 İngilizce)

MESLEKİ DENEYİMLER VE ÖDÜLLER:

- 2016 yılından beri İstanbul Teknik Üniversitesi Makina Fakültesi'nde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.

YÜKSEK LİSANS TEZİNDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- Özin, M. C., Eray, T., Sümer, B., Koç, İ. K., 2017. Performance Evaluation Of Grasping Force Measurement System Of A Laparoscopic Surgical Tool. *44th Leeds-Lyon Symposium On Tribology*, 04-06 Eylül, 2017 Lyon, Fransa.
- Özin, M. C., Eray, T., Sümer, B., Koç, İ. K., 2017. Measuring The Adhesion Force Of Soft Tissue-Laparoscopic Grasper Using A Tactile Sensor. *2nd African Congress In Tribology - 3rd Euro-Mediterranean Congress On Bioengineering, Biomaterials And Biomedicine*, 16-19 Nisan, 2017 Marakeş, Fas.
- Özin, M. C., Eray, T., Koç, İ. K., Sümer, B., 2017. Grasper Force Control Of SMA Based Air Cooled Actuator For Laparoscopic Surgical Device. *2nd African Congress In Tribology - 3rd Euro-Mediterranean Congress On Bioengineering, Biomaterials And Biomedicine*, 16-19 Nisan, 2017 Marakeş, Fas.
- Özin, M. C., Eray, T., Sümer, B., Koç, İ. K., 2017. Investigation Of Laparoscopic Grasper-Tissue Interaction Via Pressure Mapping. *Proceedings Of The 2017 International Conference On Mechatronics Systems And Control Engineering - ICMSC 2017*, 02-04 Şubat, 2017 Kayseri, Türkiye.
- Özin, M. C., Vatansever, E., Eray, T., Koç, İ. K., Sümer, B., 2017. Analytical And Experimental Analysis On Kinetics Of A Laparoscopic Surgery Tool. *Proceedings Of The 2017 International Conference On Mechatronics Systems And Control Engineering - ICMSC 2017*, 02-04 Şubat, 2017 Kayseri, Türkiye.

- Sümer, B., Özin, M.C., Eray, T., Koç, I.M., 2017. The undamaged tissue grasping in a laparoscopic surgical grasper via distributed pressure measurement, *Tribology International*, 113, 330-337
- Özin, M. C., Sümer, B., Eray, T., Koç, İ. K., 2016. Distributed Pressure Measurement For An Unharmed Grasper Tissue In A Laparoscopic Surgery. *43rd Leeds-Lyon Symposium On Tribology*, 06-09 Eylül, 2016 Leed, İngiltere.



DIĐER YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- Eray, T., Özin, M. C., Koç, İ. K., Sümer, B., 2017. Adhesion And Friction Of A Metal-Polymer Matrix Composite Pillar. *44th Leeds-Lyon Symposium On Tribology*, 04-06 Eylül, 2017 Lyon, Fransa.
- Eray, T., Koç, İ. K., Sümer, B., Özin, M. C., 2017. Assessment Of Friction Force Between A PDMS Pillar And A Flat Glass Substrate. *Proceedings Of The 2017 International Conference On Mechatronics Systems And Control Engineering - ICMSCE 2017*, 02-04 Şubat, 2017 Kayseri, Türkiye.
- Sümer, B., Eray, T., Koç, İ. K., Özin, M. C., 2016. Investigation Of Damping Mechanism Of Elastomeric Pillar In Frictional Contact. *43rd Leeds-Lyon Symposium On Tribology*, 06-09 Eylül, 2016 Leed, İngiltere.
- Eray, T., Çerçi, N., Vatansever, E., Özin, M. C., Gökdal, O., Sümer B., Koç, İ. M., 2015. Akıllı Malzeme ile PID Kuvvet Kontrollü Laparoskopik Alet Tasarımı ve Analizi. *Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı (TOK'2015)*, 10-12 Eylül, 2016 Denizli, Türkiye.