

**TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SKOLYOZ TEDAVİSİ İÇİN**  
**AKILLI İMPLANT ÇUBUKLAR**

**DOKTORA TEZİ**

**FATMA KÜBRA ERBAY ELİBOL**

Anabilim Dalı: Mikro ve Nanoteknoloji

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Teyfik DEMİR

Ağustos 2018

## İMZA SAYFASI

Fen Bilimleri Enstitüsü Onayı

.....  
**Prof. Dr. Osman EROĞUL**  
Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans/Doktora derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylıyorum.

.....  
**Prof. Dr. Hamza KURT**  
Anabilimdalı Başkanı

TOBB ETÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 141617002 numaralı Yüksek Lisans / Doktora Öğrencisi **Fatma Kübra ERBAY ELİBOL** 'ın ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "**Skolyoz Tedavisi için Akıllı İmplant Çubuklar**" başlıklı tezi **17, Ağustos, 2018** tarihinde aşağıda imzaları olan jüri tarafından kabul edilmiştir.

**Tez Danışmanı :** **Doç. Dr. Teyfik DEMİR** .....  
TOBB Ekonomik ve Teknoloji Üniversitesi

**Jüri Üyeleri :** **Prof. Dr. Erdem ACAR (Başkan)** .....  
TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

**Dr. Tolga TOLUNAY** .....  
Gazi Üniversitesi

**Doç. Dr. Fatih BÜYÜKSERİN** .....  
TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

**Doç. Dr. Onur YAMAN** .....  
Koç Üniversitesi

## **TEZ BİLDİRİMİ**

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Fatma Kübra ERBAY ELİBOL



## ÖZET

Doktora Tezi

### SKOLYOZ TEDAVİSİ İÇİN AKILLI İMPLANT ÇUBUKLAR

Fatma Kübra ERBAY ELİBOL

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Mikro ve Nanoteknoloji Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Teyfik DEMİR

Tarih: Ağustos 2018

Skolyoz, omurganın frontal düzlemde lateral sapma göstermesiyle oluşan spinal bir deformitedir. Hastalığın gelişimi ve tedavisi yaş aralıklarına göre farklılıklar göstermektedir. Büyüme süreci devam eden hastalarda görülen skolyoz, omurgadaki gelişim nedeniyle zamana bağlı olarak yetişkinlerde görülene kıyasla daha büyük değişiklikler gösterir. Omurgadaki büyüme nedeniyle, sabitlenmiş segmentlerin belirli zaman aralıklarında cerrahi müdahale ile uzatılması gerekmektedir. Pediatrik skolyoz için uzatma işlemini kolaylaştırıcı posterior stabilizasyon sistemleri geliştirilmiş olsa da tedavi süreci, uzama işlemleri için doğru zaman tespit edilemediğinden dolayı olumsuz yönde etkilenmektedir. Tez kapsamında üretilen akıllı implant çubuklar ile tedavi sürecinde sabitlenen iki omurga segmenti arasındaki gerilme ve yükleme takip edilebilecektir. İlk olarak istenilen hassasiyette sensörler üretilmiş ve çubuklara entegre edilmiştir. Akıllı implant çubuklar, ASTM' nin ilgili standartlarına göre önce tekil olarak mekanik testlere tabi tutulmuş sonrasında sistemin mekanik doğrulaması için vertebrektomi modeller kurulmuş ve basma, çekme, yana eğme ve burma yükleri altında test edilerek frekans değerleri ölçülmüştür. Farklı yumuşak doku kalınlıkları ile frekans ölçümleri yapılmış ve etkisi araştırılmıştır. Ayrıca sensörlerin yorulma performanslarının belirlenmesi için

çevrimsel yük uygulanmış ve frekans ölçümleri alınmıştır. Sistem, kadavralarda basma ve çekme yükleri altında teste tabi tulumuştur. Mekanik modellemeden sonra canlı hayvan deneyleri gerçekleştirilmiştir. Canlı hayvan deneylerinde 15 koyuna bilateral transpediküler vida yerleştirilmiş ve iki adet rodla birleştirilerek tespit edilmiştir. Koyunlar ameliyat sonrası 6 ay süreyle gözlem altında tutulmuş ve ayda bir kez çubuklarda yer alan algılayıcılardan frekans ölçümleri alınmıştır. Vertebrektomi modellerde ve kadavrada yapılan testler sonucunda, basma ve yana eğme kuvvetleri altında yükün artması dielektrik katsayısı ve kapasitansı etkileyerek frekansın da artmasına sebep olduğu tespit edilmiştir. Çekme testlerinde kuvvet arttıkça frekansta düşme belirlenmiştir. Yapılan testlerle yumuşak doku kalınlığının ölçümleri etkilediği ortaya konmuştur. Çevrimsel yüklemelerin ardından yapılan ölçümler sonucunda ise sistemin dinamik yüklenme koşullarından etkilenmediği ortaya konmuştur. Canlı hayvan deneylerinde alınan frekans ölçümleri sonucunda, füzyonun gerçekleşmesiyle frekans değerleri arasındaki değişimin giderek azaldığı belirlenmiştir. Sonuç olarak, geliştirilen bu sistem ile füzyonun gerçekleşip gerçekleşmediği ve olası komplikasyonlar sonucu çubukların gerilip gerilmediği durumlar, güvenilir bir şekilde ayırt edilip değerlendirilebilecektir. Böylece pediatrik vakalarda düzenli olarak ve hastanın gelişiminden bağımsız olarak yapılan yenileme (revizyon) ameliyatları gerektiği kadar ve gereken zamanda yapılabilecektir. Ayrıca bu akıllı implant çubukların kullanımı ile vida gevşemesi, ayar vidası (nut) çözülmesi gibi hastanın filminden kolayca anlaşılmayan sorunlar vakitlice fark edilebilecek ve gerekli müdahalenin yapılması mümkün olacaktır. Yapılan deneyler sonucunda, skolyoz cerrahisinde sıkça kullanılan vida-çubuk sistemlerinde tedavi sürecini doğrudan ilgilendiren, posterior sabitleme elemanları (akıllı implant çubuk) üzerinden alınmış ölçüm bilgileri ilk kez literatüre kazandırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Skolyoz, Akıllı implant çubuk, Omurga cerrahisi

## **ABSTRACT**

Doctor of Philosophy

**SMART IMPLANT RODS FOR SCOLIOSIS TREATMENT**

Fatma Kübra ERBAY ELİBOL

TOBB University of Economics and Technology

Institute of Natural and Applied Sciences

Micro and Nano Technology Science Programme

Supervisor: Assoc. Prof. Teyfik Demir

Date: August 2018

Scoliosis is a spinal deformity caused by lateral curve on the frontal plane of the spine. Development and the treatment of the deformity varies with respect to the age. Scoliosis in patients with on going growth show rather more alteration compared to the adults. Because of the growth of the spine, the fixed segments need to be prolonged by surgical operation at periodic time intervals. Although posterior stabilization systems have been developed to facilitate lengthening for pediatric scoliosis, the treatment process is adversely affected because the correct time for elongation procedures can not be determined. With the smart implant rods produced within the scope of the thesis, stress and load between the two fixed vertebral segments in the treatment process can be tracked. First, sensors with the desired precision are produced and integrated into the bars. Smart implant rods were first subjected to mechanical tests individually according to the relevant standards of ASTM, and then vertebralctomy models were established for mechanical verification of the system and frequency values were measured by testing compression, tension, lateral bending and torsion tests. Frequency measurements were conducted under varying soft tissue thickness and effects were evaluated. Moreover, in order to determine the fatigue performances of the sensors, cyclic loads were applied and frequency

measurements were recorded. System was tested on cadavers under compression and tension tests. After mechanical modelling, animal model experiments were conducted. During the animal model experiments, transpedicular screws were inserted and attached with two rods on 15 sheeps. Sheeps were observed for a period of 6 months after the operation and frequency measurements were held once in a month from the sensors placed on the rods. In vertebrctomy models and cadaver tests, it was found that the increase in load under compression and lateral bending tests, increased the dielectric constant and capacitance, leading to an increase in frequency. Decrease in frequency was determined as the load was increased in tension tests. It has been shown that soft tissue thickness effects the measurements by the tests conducted. As a result of the measurements made after the cyclic loads, it has been revealed that the system is not affected by dynamic loading conditions. As a result of frequency measurements taken in living animal experiments, it was determined that the change between frequency values gradually decreased with the realization of fusion. Consequently, the developed system can reliably determine, whether the fusion has ben realised and prospective complications were seen caused by the increased stress on the rods. Thereof, revision surgeries, which are performed regularly in pediatric cases and independently of the development of the patient, can be performed as many and when needed. In addition, the use of these smart implant rods will make it possible to spot problems that can not be easily understood from the patient's x-ray, such as screw loosening, adjusting screw (nut) dissolving, and enable necessary intervention. As a result of the experiments, the measurements obtained through posterior fixation elements (smart implant rod), which deals with the treatment process in screw-rod systems commonly used in scoliosis surgeon, is introduced to the literatüre for the first time.

**Keywords:** Biomechanics, Scoliosis, Smart implant rod, Spinal surgery.



## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın planlanması, yürütülmesi ve çalışmalarımın her aşamasında yardımlarını, bilgi, tecrübesini ve desteğini esirgemeyen, bu süreçte her zaman şevkle çalışmamı sağlayan, insani ve ahlaki değerlerini örnek aldığım çok kıymetli Hocam Doç. Dr. Teyfik Demir'e,

Çalışma boyunca yardım ve desteklerini esirgemeyen, yoğun dönemlerinde bana zaman ayıran Doç.Dr. Onur Yaman, Prof. Dr. Yalçın Devocioğlu ve çalışma grubu, Prof. Dr. Hilmi Volkan Demir ve araştırma grubu ve Prof. Dr. Erdem Acar'a,

Tez çalışmam, Skolyoz cerrahisi için akıllı implant çubuklar başlıklı ve 113S101 numaralı projesi kapsamında TÜBİTAK 1003 Araştırma Projeleri Destek Programı ile desteklenmiştir. Bu projeyi destekleyen TÜBİTAK'a,

Çalışma kapsamında kullanılmak üzere bağışladığı implantlardan dolayı EFMED'e,

Zorlu tez sürecimde destek ve hoşgörülerini eksik etmeyen başta Hasan Hüseyin Demir olmak üzere Labiotech ekibimiz Yunus Uslan ve Talat Yalçın'a,

Huzurlu bir çalışma ortamı ile hergün işe şevkle gelmemi sağlayan, tez yazımım sırasında da yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen Biyomekanik Laboratuvarı ekibimiz Alper Yetiş ve değerli arkadaşlarım Aysu Aydınoglu, Cemile Başgöl, Sırma Kul ve Pelin Çoşkun'a

Her zaman yanımda olan benim için yerleri çok farklı olan canım dostlarım Esra Turgut, Gülce Kurtay ve Pınar Kavak'a,

Bu süreçte ve hayatımın her döneminde hep arkamda duran, eğitim sürecimde maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, sonsuz anlayış ve fedakârlık gösteren, en kıymetli varlıklarım olan annem, babam, eşim, kardeşlerim Elvan, Bihter, Atilla, Alperen ve biricik yeğenim Almila başta olmak üzere tüm aileme teşekkürü bir borç bilirim.



## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	v
ABSTRACT.....	vii
TEŞEKKÜR.....	ix
İÇİNDEKİLER .....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	xv
ÇİZELGELER LİSTESİ .....	xxii
KISALTMALAR .....	xxiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GEREÇ VE YÖNTEM.....	17
2.1. Algılayıcı Tümüleşik Çubukların Hazırlanması ve Testleri.....	17
2.1.1. Çubuklar ile Uyumlu Algılayıcı Tasarımı.....	17
2.1.1.1. Algılayıcının Üretimi .....	18
2.1.1.2. Algılayıcı ile Çubukların Entegrasyonu.....	27
2.1.1.3. Algılayıcı Tümüleşik Çubukların Elektromanyetik Testleri.....	28
2.2. Sistemin Mekanik Olarak Modellenerek Test Edilmesi .....	31
2.2.1. Sistem Elemanlarının Test Edilmesi .....	31
2.2.1.1. Pedikül Vidaların Test Edilmesi .....	32

2.2.1.2. Çubukların Test Edilmesi.....	35
2.2.1.3. En Küçük Alt Montajların Testleri.....	38
2.2.2. Kısa Segment Modelleme .....	41
2.2.2.1. Kısa Segment Deney Numunelerinin Hazırlanması ve Deney Düzeneginin Kurulması .....	42
2.2.2.2. Kısa Segment Deneylerinin Dinamik Testi.....	44
2.2.2.3. Kısa Segment Deneylerinin Beklemeli Testleri .....	44
2.2.2.4. Kısa Segment Basma ve Çekme Testi.....	44
2.2.2.5. Kısa Segment Yana Eğme (Lateral Bending) Deneyi.....	45
2.2.2.6. Kısa Segment Burma Deneyi .....	46
2.2.3. Uzun Segment Modelleme .....	47
2.2.3.1. Uzun Segment (US) Basma ve Çekme Testi .....	48
2.3. Antenin Optimum Konumunun Belirlenmesi ve Optimum Konumda Testleri Tekrarı.....	50
2.3.1. Antenin Optimum Konumun Belirlenmesi ve Yumuşak Dokunun Ölçümlere Etkisi .....	50
2.3.2. Optimum Konum ile Testlerin Tekrarı.....	55
2.3.2.1. Dört Nokta Eğme Testi .....	55
2.3.2.2. Eksensel Çekme Testi .....	56
2.3.2.3. 300 N'dan Yük Azaltarak Ölçüm Alınması.....	57
2.3.3. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Ölçümlerin Karşılaştırılması .....	58
2.3.4. Monoaksiyal Vida .....	59
2.4. Kısa Segment Modellerde Yorulma Deneyi.....	60

2.5.Sistemin Yeni Kesilmiş/Yeni Donu Çözülmüş Hayvan Omurgalarına Yerleştirilerek Mekanik Yükleme ve Ölçüm Yapılması .....	60
2.6. Canlı Hayvan Deneyleri .....	62
2.6.1. Operasyon Öncesi Hazırlık ve Anestezi .....	62
2.6.2. Ameliyatların Yapılması ve Canlı Hayvanların Postop Bakımı .....	63
2.6.3. Ameliyat Sonrası Ölçümlerin Alınması .....	65
2.7 İstatistiksel Analiz .....	67
3. BULGULAR VE TARTIŞMA .....	69
3.1. Algılayıcı Tümlşik Çubukların Testleri .....	69
3.1.1. Başarısız Olan Sensör Tasarımının Testleri .....	69
3.1.2. Başarılı Olan Sensör Tasarımının Testleri .....	70
3.2. Sistemin Mekanik Olarak Modellenerek Test Edilmesi .....	73
3.2.1. Sistem Elemanlarının Test Edilmesi .....	73
3.2.1.1. Pedikül Vidaların Testleri .....	73
3.2.1.2. Çubukların Test Edilmesi .....	77
3.2.1.3. En Küçük Alt Montajların Testleri .....	79
3.2.2. Kısa Segment Modelleme .....	81
3.2.2.1. Kısa Segment Modellerin Dinamik Testi .....	81
3.2.2.2. Kısa Segment Modellerin Beklemeli Testleri .....	82
3.2.2.3. Kısa Segment Modellerin Basma ve Çekme Deneyleri .....	83
3.2.2.4. Kısa Segment Modellerin Yana Eğme Deneyi .....	92
3.2.2.5. Kısa Segment Vertebrektomi Modellerin Burma Deneyi .....	95
3.2.3. Uzun Segment Basma ve Çekme Deneyleri .....	98

3.3. Antenin Optimumu Konumunun Belirlenmesi ve Optimum Konumda Testlerin Tekrarı .....	99
3.3.1. Antenin Optimumu Konumunun Belirlenmesi ve Yumuşak Doku ile Yapılan Testler.....	99
3.3.2. Antenin Optimum Konum ile Testlerin Tekrarı .....	101
3.3.2.1. Dört Nokta Eğme Testi .....	101
3.3.2.2. Eksenel Çekme Testi.....	102
3.3.2.3. 300N'dan Geriye Yapılan Testler .....	103
3.3.3. Gerinim Ölçer ile Yapılan Testler .....	105
3.3.3.1. Gerinim Ölçer ile Eksenel Çekme Testi.....	105
3.3.3.2. Gerinim ölçer ile Kısa Segment Modellerde Basma Testi.....	105
3.3.4. Monoaksiyal Vida İle Testler .....	108
3.4. Kısa Segment Modellerde Yorulma Testleri .....	109
3.5.Sistemin Yeni Kesilmiş/Yeni Donu Çözülmüş Hayvan Omurgalarına Yerleştirilerek Mekanik Yükleme ve Ölçüm Yapılması .....	110
4. TARTIŞMA.....	123
5. SONUÇLAR.....	127
KAYNAKLAR.....	129

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1: Skolyozda pediküllerin anormal yerleşimi ve boyutsal yönelimi [2] .....	2
Şekil 1.2: Cobb açısı [8] .....	3
Şekil 1.3: Shilla metodu uygulanmış hasta röntgeni [13].....	6
Şekil 1.4: Luque Trolley metodu uygulanmış hasta röntgeni [16].....	7
Şekil 1.5: Stamples ve Tethers metodu uygulanmış hasta röntgenleri [15].....	8
Şekil 1.6: VEPTR uygulama örneği [17].....	9
Şekil 1.7: UR uygulama örneği [19].....	10
Şekil 1.8: MKUR implant örnekleri ve uzatma aparatı [28].....	12
Şekil 2.1: Tasarımı yapılmış ve üretimde kullanılan maske .....	18
Şekil 2.2: Bilkent Üniversitesi, İleri Araştırma Laboratuvarı, sınıf-100 temiz odasından görüntüler .....	19
Şekil 2.3: Gerinim algılayıcının son halinin gösterimi .....	20
Şekil 2.4: Kapton poliamid alttaşı .....	21
Şekil 2.5: Metal kaplama makinesi.....	21
Şekil 2.6: Profilometre (solda) ve taraması yapılan örneğin yandan model gösterimi (sağda) .....	22
Şekil 2.7: PECVD sistemi.....	23
Şekil 2.8: Sarı oda.....	24
Şekil 2.9: Maske hizalayıcı.....	24
Şekil 2.10: Rezistin kontakt maske ile uyarılımı (üstte) ve rezistin pozitif(alt sağda) ya da negative (alt solda) oluşuna göre kimyasal banyoya sokulup çıkartıldığındaki yandan model gösterimleri.....	25

Şekil 2.11: Kameralı optik mikroskop (solda) ve örneğin bir kenarından banyo sonrası alınan görüntü (sağda).....	26
Şekil 2.12: Ti\Au kaplandıktan sonraki yandan model olarak görüntüsü.....	26
Şekil 2.13: HBM Z70 tek bileşenli sensör yapıştırıcısı .....	27
Şekil 2.14: Algılayıcının yön çizgisi.....	28
Şekil 2.15: Numunenin test cihazına monte edilmiş hali.....	30
Şekil 2.16: Test esnasında antenin ve algılayıcının konumu .....	30
Şekil 2.17: Test düzeneği .....	31
Şekil 2.18: Burma deney düzeneği .....	33
Şekil 2.19: Çekip çıkarma deney düzeneği.....	35
Şekil 2.20: Dört nokta eğme deney düzeneği .....	37
Şekil 2.21: Öne eğme arkaya esneme moment deneyi test düzeneği .....	39
Şekil 2.22: Eksensel tutunma kapasite deneyi test düzeneği .....	40
Şekil 2.23: Burma yükü altında tutunma kapasite deneyi test düzeneği .....	41
Şekil 2.24: Vertebrektomi model ölçüleri .....	42
Şekil 2.25: Algılayıcı bütünleşik kısa segment.....	43
Şekil 2.26: Kısa segment deney düzeneği.....	44
Şekil 2.27: Kısa segment basma ve çekme deney düzeneği.....	45
Şekil 2.28: Kısa segment yana eğme (lateral bending) deney düzeneği .....	46
Şekil 2.29: Alt montaj burma deneyi düzeneği.....	47
Şekil 2.30: Uzun segment modelleme .....	48
Şekil 2.31: Uzun segment modelde basma ve çekme deney düzeneği.....	49
Şekil 2.32: 3 ekseninde hareketi sağlayan aparat .....	50



Şekil 2.33: Deney düzeneği .....	51
Şekil 2.34: Yumuşak dokulu deney düzeneğinde kullanılan 5 mm'lik ve 10 mm'lik aparatlar B) Aparatın arka ve ön yüzü .....	52
Şekil 2.35: Yumuşak dokulu testler için aparatların hazırlanması .....	52
Şekil 2.36: A) Yumuşak dokulu ve B) Yumuşak dokusuz deney düzeneklerinde referans noktaları .....	53
Şekil 2.37: Yumuşak dokulu deney düzeneğinde x ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası .....	54
Şekil 2.38: Yumuşak dokulu deney düzeneğinde y ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası .....	54
Şekil 2.39: Yumuşak dokulu deney düzeneğinde z ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası .....	54
Şekil 2.40: Yumuşak dokusuz deney düzeneğinde x ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası .....	54
Şekil 2.41: Yumuşak dokusuz deney düzeneğinde y ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası .....	55
Şekil 2.42: Yumuşak dokusuz deney düzeneğinde z ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası .....	55
Şekil 2.43: Dört nokta eğme test düzeneği .....	56
Şekil 2.44: Eksenel çekme test düzeneği .....	56
Şekil 2.45: Kısa segment modellerde yeni test düzeneği .....	58
Şekil 2.46: Gerinim ölçer ile eksenel çekme ve kısa segment basma test düzenekleri .....	59
Şekil 2.47: Monoaksiyal vidalarla yapılan kısa segment modeli .....	59

Şekil 2.48: Yorulma testi düzeneği .....	60
Şekil 2.49: Yeni kesilmiş/donu çözülmüş koyun omurgasında aksenal çekme deney düzeneği. ....	61
Şekil 2.50:Entübasyon sonrasında ameliyat için hazırlanan koyun .....	62
Şekil 2.51: Ameliyat için bölgenin steril olarak örtülmesi .....	63
Şekil 2.52: Longissimus lumborum kaslarının subperiostal olarak sıyırılması .....	64
Şekil 2.53: L4-5 ve L3-4-5 seviyelerine bilateral transpediküler vida yerleştirilmesi....	64
Şekil 2.54: Sensörün üzerinin PMMA ile kapatılması.....	64
Şekil 2.55: Kanama kontrolü sonrası katların kapatılması .....	65
Şekil 2.56: Ameliyat sonrası dorsoventral ve laterolateral direk radyografileri .....	65
Şekil 2.57: Ameliyat sonrası ölçüm alınması .....	66
Şekil 2.58: Muhafaza koşulları ve postop bakım .....	67
Şekil 3.1: Ø6,0*45 F1 Posterior poliaksiyal vida tork açışim grafiği .....	74
Şekil 3.2: Ø6,0*45 F1 Posterior poliaksiyal vida çekip çıkarma testi kuvvet yer değiştirme grafiği .....	76
Şekil 3.3:Ø5,6*110 mm boyutlarında Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V çubuğun yorulma deneyi performansı .....	78
Şekil 3.4: Ø6*100 mm boyutlarında CoCr çubuğun yorulma deneyi performansı .....	78
Şekil 3.5: Kısa segment sisteminin 400 N'a kadar olan dinamik basma testi verileri .....	82
Şekil 3.6: Algılayıcı bütünleşik çubuğun 10 kN'a kadar dinamik çekme testi .....	82
Şekil 3.7: Kısa segment sisteminin 400 N'a kadar olan beklemeli çekme testi sonuçları .....	83

Şekil 3.8: Kısa segment modellerin, her bir sensör için basma yönündeki kuvvete bağlı ortalama frekans değişimleri ve kuvvete bağlı ortalama uzama grafikleri. (A) uzama-kuvvet, (B) birinci sensör, (C) ikinci sensör ve (D) üçüncü sensör .....	87
Şekil 3.9: Kısa segment modellerin her bir sensör için çekme yönündeki kuvvete bağlı ortalama frekans değişimleri ve kuvvete bağlı ortalama uzama grafikleri. (A) uzama-kuvvet, (B) birinci sensör, (C) ikinci sensör ve (D) üçüncü sensör .....	91
Şekil 3.10: Deney öncesi ve sonrasında test düzeneği.....	92
Şekil 3.11: Kısa segment modellerin her bir sensör için yana eğme yönündeki kuvvete bağlı ortalama frekans değişimleri ve kuvvete bağlı ortalama uzama grafikleri. (A) uzama-kuvvet, (B) birinci sensör, (C) ikinci sensör ve (D) üçüncü sensör .....	94
Şekil 3.12: Kısa segment modellerin her bir Sensör için kuvvetlere bağlı ortalama frekans değişimleri ve kuvvete bağlı ortalama uzama grafikleri. (A) uzama-kuvvet, (B) birinci sensör, (C) ikinci sensör ve (D) dördüncü sensör .....	97
Şekil 3.13: Kısa segment modellerin burma deneyi fotoğrafları. (A) deney öncesi ve (B) deney sonrası .....	98
Şekil 3.14: Uzun segment modelde basma testi .....	98
Şekil 3.15: Uzun segment modelde çekme testi.....	99
Şekil 3.16: X ekseninde değişim .....	100
Şekil 3.17: Y ekseninde değişim .....	100
Şekil 3.18: Dört nokta eğme testi sonuçları.....	102
Şekil 3.19: Eksenel çekme testi sonuç grafiği .....	103
Şekil 3.20: Kısa segment modellerde tekrarlanan basma testi sonuçları .....	103
Şekil 3.21: Kısa segment modellerde tekrarlanan çekme testi.....	104
Şekil 3.22: Kısa segment modellerde tekrarlanan yan eğme testi sonuçları ...	104

Şekil 3.23: Kısa segment modellerde tekrarlanan burma testi sonuçları .....	105
Şekil 3.24: Gerinim ölçer ile kısa segment modellerde basma testi .....	107
Şekil 3.25: Monoaksiyal vida ile yapılan test sonuçları .....	108
Şekil 3.26: 5 milyon çevrim öncesi (ÇÖ) ve sonrasında (ÇS) alınan ölçüm sonuçları .....	109
Şekil 3.27: Omurgada basma testi sonuçları .....	111
Şekil 3.28: Omurgada çekme testi sonuçları .....	111
Şekil 3.29: 1. koyun için ölçüm sonuçları .....	113
Şekil 3.30: 2. koyun için ölçüm sonuçları .....	113
Şekil 3.31: 3. koyun için ölçüm sonuçları .....	113
Şekil 3.32: 4. koyun için ölçüm sonuçları .....	114
Şekil 3.33: 5. koyun için ölçüm sonuçları .....	114
Şekil 3.34: 6. koyun için ölçüm sonuçları .....	114
Şekil 3.35: 7. koyun için ölçüm sonuçları .....	115
Şekil 3.36: 8. koyun için ölçüm sonuçları .....	115
Şekil 3.37: 9. koyun için ölçüm sonuçları .....	115
Şekil 3.38: 10. koyun için ölçüm sonuçları .....	116
Şekil 3.39: 11. koyun için ölçüm sonuçları .....	116
Şekil 3.40: 2. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları .....	118
Şekil 3.41: 3. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları .....	118

Şekil 3.42: 4. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları	119
Şekil 3.43: 5. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları	119
Şekil 3.44: 6. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları	120
Şekil 3.45: 7. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları	120
Şekil 3.46: 8. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları	121
Şekil 3.47: 9. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları	121
Şekil 3.48: 10. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları	122
Şekil 3.49: 11. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları	122

## ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 1.1: EBS'un ameliyatlı tedavi yöntemleri.....	5
Çizelge 3.1: Başarısız algılayıcı test parametreleri.....	69
Çizelge 3.2: Başarısız algılayıcı test değerleri.....	70
Çizelge 3.3: Başarılı algılayıcının Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V numune test parametreleri.....	70
Çizelge 3.4: Başarılı algılayıcının Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V numune test değerleri .....	71
Çizelge 3.5: Başarılı algılayıcının PEEK numune test parametreleri .....	72
Çizelge 3.6: Başarılı algılayıcının PEEK numune test değerleri .....	72
Çizelge 3.7: Pedikül vidaların burma deneyi sonuçları .....	73
Çizelge 3.8: Pedikül vidaların çekip çıkarma deneyi sonuçları .....	75
Çizelge 3.9: Farklı ölçülerdeki F1 posterior poliaksiyal vida çekip çıkarma deneyi sonuçları.....	76
Çizelge 3.10: Dört nokta eğme deneyi sonuçları .....	77
Çizelge 3.11: Öne eğilme-arkaya esneme deneyi sonuçları.....	79
Çizelge 3.12: Eksenel tutunma kapasitesi deneyi sonuçları .....	80
Çizelge 3.13: Burma yükü altında tutunma kapasitesi deneyi sonuçları .....	81
Çizelge 3.14: Birinci sensör basma deneyi sonuçları .....	84
Çizelge 3.15: İkinci sensör basma deneyi sonuçları .....	85
Çizelge 3.16: Üçüncü sensör basma deneyi sonuçları .....	86
Çizelge 3.17: Birinci sensör çekme deneyi sonuçları.....	88
Çizelge 3.18: İkinci sensör çekme deneyi sonuçları .....	89
Çizelge 3.19: Üçüncü sensör çekme deneyi sonuçları .....	90

Çizelge 3.20: Birinci sensör yana eğme deneyi sonuçları .....	92
Çizelge 3.21: İkinci sensör yana eğme deneyi sonuçları .....	93
Çizelge 3.22: Üçüncü sensör yana eğme deneyi sonuçları .....	93
Çizelge 3.23: Birinci sensör burma deneyi sonuçları .....	95
Çizelge 3.24: İkinci sensör burma deneyi sonuçları .....	96
Çizelge 3.25: Üçüncü sensör burma deneyi sonuçları .....	96
Çizelge 3.26: Uzun segment modelde basma ve çekme testi ortalama frekans ve standart sapma değerleri .....	99
Çizelge 3.27: Dört nokta eğme test sonuçları .....	101
Çizelge 3.28: Eksenel çekme testi sonuçları.....	102
Çizelge 3.29: Gerinim ölçer ile eksenel çekme testi sonuçları .....	105
Çizelge 3.30: Gerinim ölçer ile eksenel basma testi sonuçları .....	107
Çizelge 3.31: Monoaksiyal vida ile yapılan test sonuçları .....	109
Çizelge 3.32: 5 milyon çevrim öncesi (ÇÖ) ve sonrasında (ÇS) alınan frekans (MHz) değerleri .....	110
Çizelge 3.33: Omurgada basma ve çekme test sonuçları .....	112
Çizelge 3.34: Canlı hayvan deneylerinde aylara göre frekans değişimi .....	117

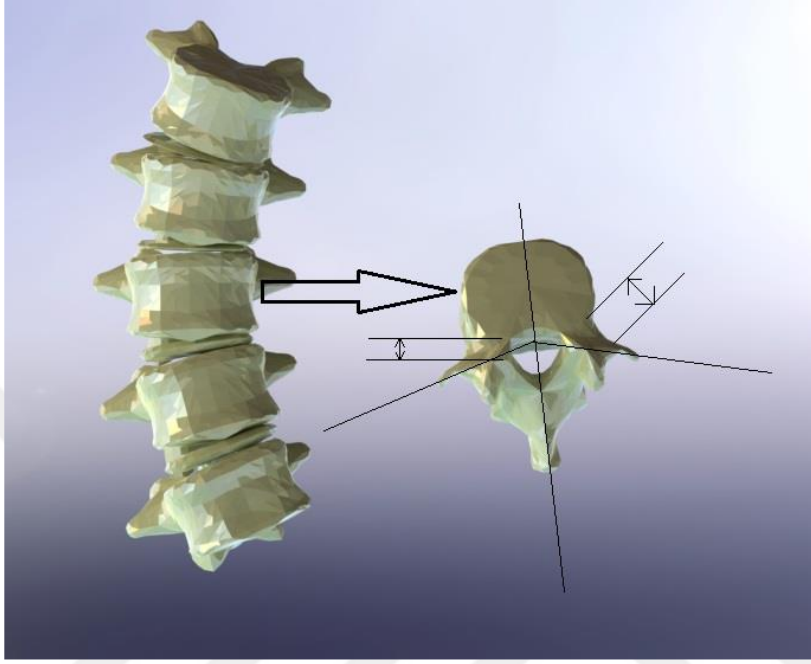
## KISALTMALAR

<b>AIS</b>	: Adölesan idiopatik skolyoz
<b>EBS</b>	: Erken başlangıçlı skolyoz
<b>VEPTR</b>	: Vertical Expandable Prosthetic Titanium Rib
<b>UR</b>	: Uzayan çubuk
<b>MKUR</b>	: Manyetik kontrollü UR
<b>EMG</b>	: Elektromiyogram
<b>PECVD</b>	: Kimyasal buharlaştırma
<b>SO<sub>2</sub></b>	: Silisyum dioksit
<b>Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub></b>	: Silisyum-nitrit
<b>SiH<sub>4</sub></b>	: Silan
<b>NH<sub>3</sub></b>	: Amonyak
<b>UV</b>	: Ultraviyole
<b>US</b>	: Uzun segment
<b>PEEK</b>	: Polietereterketon



## 1. GİRİŞ

Skolyoz, omurganın torakik ve lumbar bölgelerindeki omurların koronal düzlemde gözlemlenen eğrilik oluşturmasıyla meydana gelen bir omurga deformitesidir. Skolyoz, omurlar arasında ve omurganın genelinde anormalliğe ve 3 boyutlu bir değişime sebep olur. Omurların göreceli konumlarında anormallikler vardır. Örneğin, frontal düzlemde fazla eğrilik, düşey ekseninde yanlış yönde rotasyon ve sagittal düzlemde normal eğriliklerin kaybı gibi durumlar gözlemlenebilir [1,2]. Bu deformitede sadece omurların diziliminde anormallik görülmez aynı zamanda omurların anatomilerinde de farklılıklar olabilir. Örneğin, pedikül boyutları farklı olabilir ya da transverse çıkıntıların yönelimlerinde asimetri görülebilir. Bunlar dışında omur ve lamina gövdelerinde de asimetri görülebilir (Şekil 1.1). Bu hastalık, görüntü (estetik), denge, sırt ağrısı gibi sorunların yanı sıra akciğer, kalp ve solunum fonksiyonlarında bozulma ve hatta ölümle sonuçlanabilen ciddi hasarlar verebilir [2].

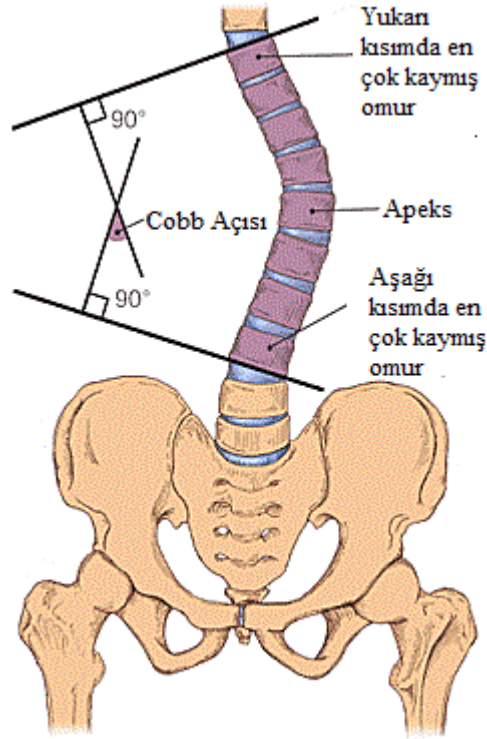


Şekil 1.1: Skolyozda pediküllerin anormal yerleşimi ve boyutsal yönelimi [2]

Skolyozun 4 temel nedeni vardır ve bunlar genetik (doğuştan), nöromusküler, sendromik ve idiyopatik (nedeni bilinmeyen) nedenlerdir [3]. Nöromusküler sebepler arasında ilerleyici kas zayıflığı, kas kısalıkları ve şekil bozuklukları sonucu oluşan fonksiyonel yetersizlik yaratan hastalıklar vardır. Kas veya kemik dokuyu etkileyen travmalar sonucunda oluşan skolyoz rahatsızlığı ise sendromik nedenli skolyoz olarak tanımlanır. Yumuşak dokunun değişimi (Marfan ve Ehlers Danlos sendromu) ya da sinir sistemindeki değişimler (nörofibromatozis) de skolyoza sebep olabilir [4]. Skolyoz nedeni tam olarak bilinmeyen birçok sebepten kaynaklı olabilir ve bu tip skolyoz en sık görülen idiyopatik skolyozdur. Skolyozlu toplam popülasyonun % 80-% 90'ında teşhis edilen Adölesan idiyopatik skolyoz (AIS) olarak da adlandırılan geç başlangıçlı idiyopatik skolyoz ise en sık görülen idiyopatik skolyozdur [5,6].

Skolyozda kesin tanı röntgen görüntüleri ile konur. Fakat erken tanı için, skolyoz takiplerinde kişinin sürekli radyasyon almasını önleyen skolyometre adı verilen bir tetkik aleti kullanılır. Skolyometre, omurga eğriliğini saptayıp bu eğriliğin büyüklüğü hakkında

fikir veren ölçüm aletidir [7]. Skolyometre ile omurgadaki ve gövdedeki asimetri ve gövde rotasyonu belirlenir. Skolyometre ile yapılan ölçümlerde 6 derece ve üzerindeki sapmalarda skolyozdan şüphelenilmeli ve özellikle büyümekte olan çocuklarda omurga filmleri ile skolyoz araştırılmalıdır [7]. Ayakta çekilen tüm omurganın ön, arka ve yan röntgenleri tanıyı koymak ve skolyoz eğriliğinin derecesini belirlemek için yeterlidir. Kemik patoloji düzeyini, deformite esnekliğini, sinirsel bozuklukları belirlemek için 3 boyutlu incelemeleri kapsayan bilgisayarlı tomografi gibi ileri radyolojik incelemeler gerekmektedir [1]. Röntgen görüntülerinde eğriliğin başladığı ve sonlandığı omurlar arasındaki sapma açısı ölçülür ve vakalar bu açının ilerlemesine göre takip edilir [8]. Şekil 1.2'de gösterilen bu açığa Cobb açısı denir. Cobb açısı, skolyozun ilerlemesini değerlendirmek ve tedavilerin sonuçlarını takip etmek için çok önemli bir parametredir. Omurganın tamamlayıcı unsurları olan sakrum, pelvis ve bacak anatomisinin de radyolojik olarak görüntülenmesi önemlidir [1].



Şekil 1.2: Cobb açısı [8]

Skolyoz hastalığının gelişimi ve tedavisi yaş aralıklarına göre farklılar gösterdiği için dönemlere ayrılır. Skolyoz deformitesi ile doğan veya üç yaşına kadar olan bebekler infantil (bebek) grubunu oluşturur ve Amerika için, bu gruptaki skolyoz hastalarının sayısı toplam idiyopatik skolyoz hastalarının %1'inden daha azdır [9]. Dört yaşından 10 yaşına kadar skolyoz hastaları jüvenil (genç) skolyoz grubundadır. Bu yaş aralığındaki skolyoz hastalarının %95'inin Cobb açısı zamanla büyür ve tedavi gerektirir [10]. Yaşı 10 ila 16 arasında değişen skolyoz hastaları ergenlik skolyoz grubundadır. Bu gruptaki hastalar için ameliyatsız tedavi kararı, Cobb açısının 45 derece ve üzerinde olduğu durumlarda verilir [11]. 16 yaş ve üzerindeki hastaların oluşturduğu skolyoz grubuna yetişkin skolyoz grubu denir. Bu yaş grubunda birinin skolyoz hastası olarak tanımlanması için Cobb açısının 10 derece ve üzerinde olması gerekir [12].

Literatürde erken başlangıçlı skolyoz (EBS -early-onset-) tanımlaması, 10 yaşından küçük hastalar için kullanılmıştır. Erken başlangıçlı skolyoz dönemi sonunda omurga yetişkin büyüklüğünün yarısına kadar ulaşır [3]. Erken başlangıçlı skolyoz, estetik bozukluğun ve depresyonun yanı sıra sırt ağrısı, akciğer, kalp ve solunum fonksiyonlarında bozukluk, denge problemi ve ölümlerle sonuçlanabilen hasarlar verebilir [13, 14].

EBS tedavileri için cerrahi müdahale şart değildir. Ancak, bu ameliyatsız tedavi için erken başlangıçlı skolyozun ileri seviyede olmaması gerekir. Fizik tedavi, alçılama kayropratik tedavi, biyoenerji, elektrik stimülasyonu ve korse giyme konservatif ameliyatsız tedavi yöntemleridir [1]. Fizik tedavinin amacı, nöromüsküler kaynaklı rahatsızlıklarda kasların güçlendirilmesine dayanır [2]. Alçılama tedavisinin için gerekli şartlar ilerleme eğrisinin 10 ila 20 derece arasında olması veya 25 derecenin altında ve düşük büyüklükte koronal deformasyonda (< 60) olmasıdır. Bu yöntemde hasta özel tasarlanmış masada alçılır ve bu alçılama işlemi her 2 ila 4 ay arasında tekrarlanır [15].

Skolyozun bir diğer tedavi şekli ise cerrahi müdahaleler ile yapılan tedavi yöntemleridir. Modern skolyoz ameliyatlarının öncüsü 1950'lerin başlarında yaptığı çalışmalarla Harrington'dur [13]. Bu ameliyatların temel konsepti omurganın rodla sabitlenmesidir. Bu işlem pedükül vidaların posteriordan vertebral laminaya gönderilmesi ve gönderilen

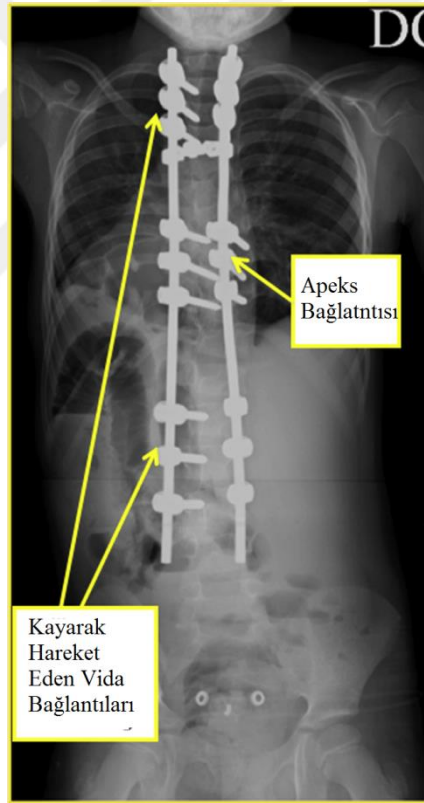
pedükül vidaların lalelerinin titanyum çubuklara tutturularak hizalanmasıyla gerçekleştirilir. Bu işleme posterior enstrümantasyon adı verilir [2]. Bu yöntemle omurga vida çubuk sistemi sayesinde sabitlenmiş olur ve bu sistem omurgaya sürekli olarak düzeltici kuvvet uygular. Bu işlem EBS hastalarında, omurganın gelişiminin tamamlanmaması sebebiyle belirli zaman aralıklarında tekrarlanmalıdır. Tekrarlama işlemlerinin azaltılması amacıyla EBS'un tedavisi için farklı cerrahi tedavi yöntemleri geliştirilmiştir.

Ameliyatlı tedavinin temelinde hastalara cerrahi müdahaleler ile implant yerleştirilmesi yatar. EBS tedavisinde kullanılan yöntemler ise, Çizelge 1.1'de gösterildiği gibi 3 temel gruba ayrılır. Rehberli büyüme sisteminde, çubuk implantlar kılavuz çizgi olarak görev yapar ve büyüme rod boyunca bağımsız gerçekleşir. Sıkıştırma tabanlı sistemlerde ise omurlar eğriliğin dış bölgesinden sabitlenir ve iç taraftaki büyümeye öncelik verilmiş olur. Distraksiyon tabanlı tedavilerde ise rotlar dış müdahale ile uzatılır ve omurga ile olan bağlantısına dokunulmaz.

Çizelge 1.1: EBS'un ameliyatlı tedavi yöntemleri

	<b>Shilla</b>
Rehberli Büyüme Sistemleri	Luque Trolley
Sıkıştırma Tabanlı Sistemler	Stamples Tethers
Distraksiyon Tabanlı Sistemler	Vertical Expandable Prosthetic Titanium Rib Uzayan çubuk

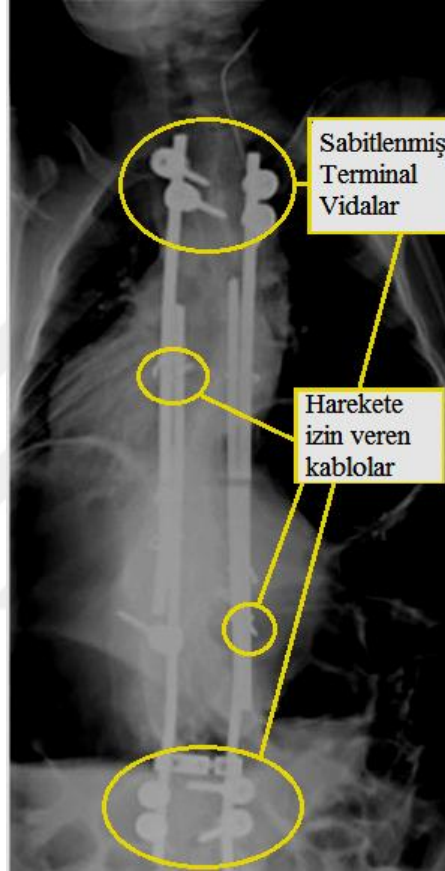
Shilla yönteminde, omurganın distaline (gövdeden aşağısına) ve proksimaline (gövdeden yukarısına) terminal olarak görev yapacak vidalar gönderilir ve bu terminallerden geçen iki rot birbirlerine skolyoz eğriliğinin en uç noktalarında bulunan omurlara sabitlenir (Şekil 1.3). Distal ve proksimal vidalardan geçen rot sıkıştırılarak sabitlenmez. Hasta gelişimini sürdürdüğünde terminal vidalar rod üzerinde kayarak hareket eder. McCarthy ve McCullough, 40 hastayı 5 yıl gözlemlediği çalışmada omurganın gelişiminin korunduğu ve ciğerler için yeterli alanın sağlandığı gözlemlenmiş ve bu esnada geleneksel füzyon tedavisine kıyasla daha az cerrahi müdahale yapıldığı belirtilmiştir [15, 3].



Şekil 1.3: Shilla metodu uygulanmış hasta röntgeni [13]

Luque Trolley konseptinde ise distal ve proksimale sabitlenmiş iki rod kablolar yardımıyla birbirlerine yaklaştırılır. Bu kablolar, rotların birbirine göre uzandıkları yönlerde kaymalarına izin vererek büyümeyi olumsuz etkilemez. Yüksek oranda komplikasyon

oluşturduğu için başarılı olamamıştır [15, 16]. Şekil 1.4, dört yaşındaki hastaya uygulanan Luque Trolley yönteminin tedavi sonrası altıncı ayındaki durumu göstermektedir.

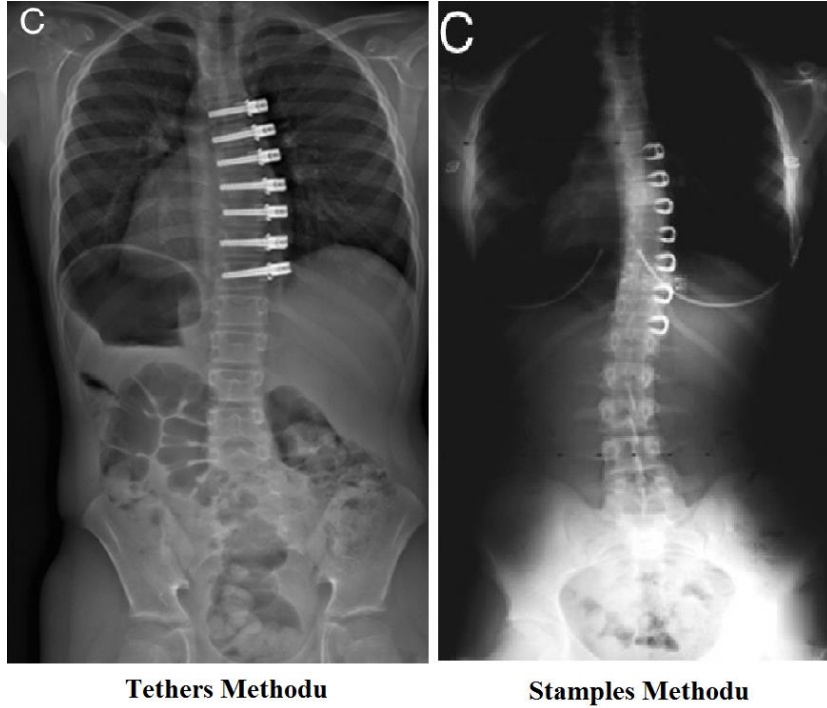


Şekil 1.4: Luque Trolley metodu uygulanmış hasta röntgeni [16].

Stamples (zımbalama), bu tedavi yönteminde eğrinin dış tarafından gönderilen C şeklindeki materyaller, o bölgeyi sabitlerken iç bükeydeki omur kısımları büyümeye devam ettikçe eğrilik düzelmeye başlar. Cobb açısının 45 derecenin altında olduğu durumlarda uygulanır (Şekil 1.5). Başlarda malzemenin omura yapışma sorunundan dolayı başarısız sonuçlar elde etmişse de zamanla daha olumlu sonuçlar gözlemlenmiştir [3].

Tethers tedavisinde skolyoz bölgesindeki omurlara lateralden (yan taraflarından) pedikül vidalar gönderilir ve ardından bu vidalar birbirlerine elastik malzeme ile bağlanır. Bu

yöntemin, staples tedavisinden farkı terminal vidaların esnek malzemeler ile birleştirilmesidir. Bu farklılığın amacı, elastik malzemelerin rijit yapılara göre omurlar arasındaki disklere daha az zarar vermesidir. Ancak, her iki sıkıştırma tabanlı sistem de omurlar arası disklerin hücresel yapılarına zarar verdikleri için, ileriye yönelik daha başka problemlere yol açmaları açısından tercih edilmemektedir [15].

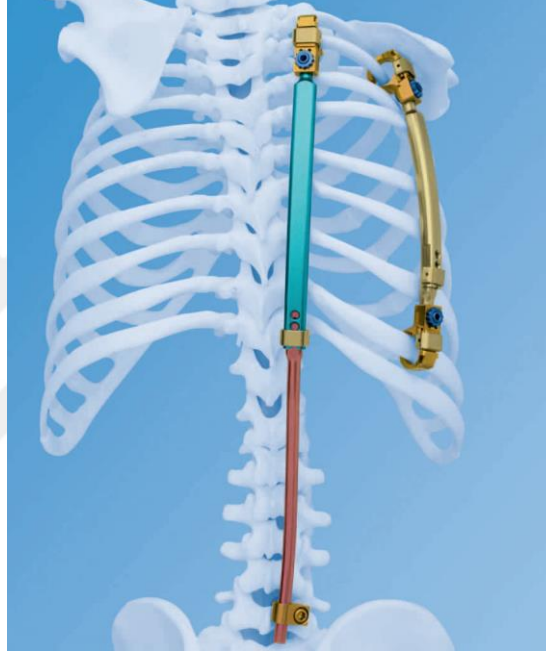


Şekil 1.5: Staples ve Tethers metodu uygulanmış hasta röntgenleri [15].

Vertical Expandable Prosthetic Titanium Rib (VEPTR), kaburgadaki anormalliklerden kaynaklı skolyoz ve kaburga bozukluklarının tedavisinde kullanılır (Şekil 1.6). Bu teknikte distraksiyon sistemi kaburgalar arasına konumlandırılarak akciğerler için gerekli alan sağlanır. Kaburga bozukluklarında sık kullanılan bir yöntemdir. VEPTR yönteminde kullanılan implant sistemleri serbest hareket edemedikleri için, uzatma ameliyatları sıklıkla tekrarlanır. Bu yöntemin amacı sadece skolyoz hastalığını düzeltmek değil, bununla beraber var olan göğüs bölgesindeki rahatsızlıkların da tedavisini gerçekleştirmektir. Kaburga yokluğu ve skolyoz, füzyon olmuş kaburga ve skolyoz veya



hypoplastikthoraks görüldüğünde kullanılan bir tekniktir. Tedavi yöntemi olarak üç seçenek vardır, bu seçenekler “kaburgalar arası” ve “kaburga pelvis arası” bağlantıların ikili kombinasyonlarından oluşur [15]. Şekil 1.6’da kaburgalar arası ve kaburga pelvis bağlantı kombinasyonundan oluşan bir örnek gösterilmiştir.



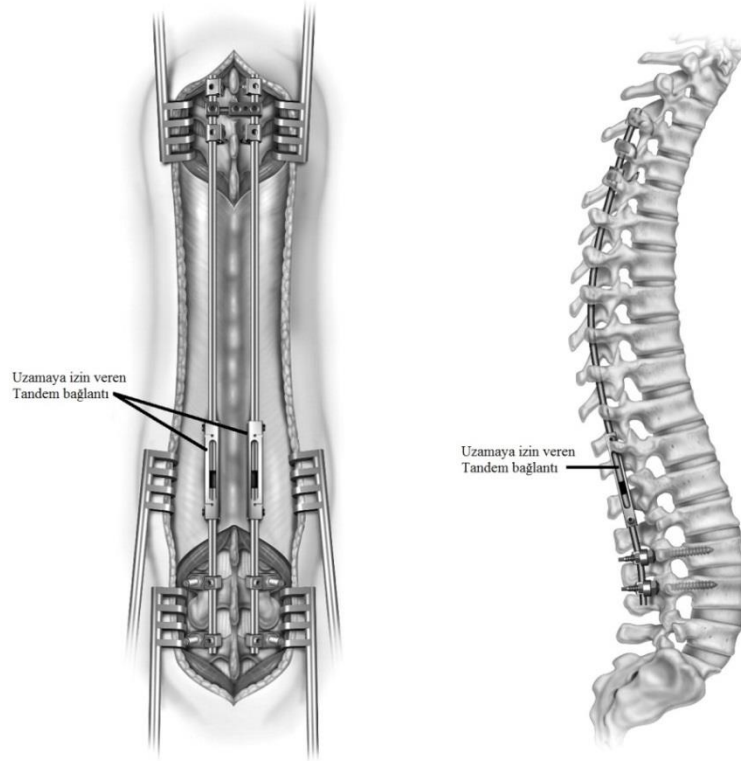
Şekil 1.6: VEPTR uygulama örneği [17].

Uzayan çubuk (UR) yönteminde, iki farklı rot yardımıyla uzama ve kısalma işlemlerinin en basit mekanizması kullanılır (Şekil 1.7). Tandem bağlayıcı adı verilen aparatın iki ucundan iki farklı çubuk yerleştirilir ve boy ayarlandıktan sonra bu iki çubuk tandem bağlayıcıya, bağlayıcı üzerinde bulunan vidaların yardımıyla sıkıştırılır. 32 yıl önce Moe ve arkadaşları tarafından geliştirilen bu implant türü ilk başlarda başarısız sonuçlar verse de 20 yıl sonra gelişmelerle birlikte kullanımı yaygınlaşmıştır [3]. Tek ve çift uygulamaları vardır ve son dönemde manyetik ve elektrikli uzama mekanizmaları da geliştirilmiştir.

Tek UR tekniğinde, omurga füzyon için posteriorda tek bir çubuğa tutturulur. Tek UR’un, 20 hastanın katılımıyla yapılan çalışmada omuz dengesine daha fazla katkıda bulunduğu

görülmüştür [21]. Ancak tek UR tekniğinin çift UR tekniğine oranla çubuk hatası verme riskinin daha fazla olduğu bilinmektedir [18, 19].

Çift UR tekniğinde, omurga füzyon için posterior da iki farklı çubuğa tutturulur. İki farklı çubuk kullanımının amacı, daha dengeli ve daha etkili bir şekilde deformasyonu düzeltmektir. 30 ve 7 genetik skolyoz hastasının katıldığı iki ayrı araştırmada, çift UR tekniğinin değerlendirildiği ve her ikisinin sonucunun da tedavi yöntemi olarak çift UR tekniğinin güvenli ve etkili olduğu görülmüştür [19].



Şekil 1.7: UR uygulama örneği [19].

Tek ve çift UR sistemleri, ayarlanabilir füzyon sistemlerdir. Füzyon tedavisinden farklı EBS hastalarının büyüme dönemleri boyunca tekrarlanan füzyon ameliyatlarının riskini ve süresini azaltacak bir alternatif olmasıdır. Rehberli büyüme sistemlerinin aksine ameliyat bu sistemle tekrarlama süresini azalmaz ve en uzun 6 aylık dönemler içerisinde

UR sistemi cerrahi bir müdahale ile tekrar ayarlanmalıdır [20]. Wudbhav ve arkadaşları, UR tedavisi uygulanan hastaların uzatma operasyonlarında, azalan geri dönüş kuralının geçerli olduğunu gözlemlemişlerdir. Azalan geri dönüş kuralı, distraksiyon tabanlı sistemlerde tekrarlanan uzatma operasyonlarında uzatma miktarının her geçen operasyonda azalmasıdır. Bu kural, çift UR ile tedavi edilen 38 hastanın verilerinin incelenmesiyle desteklenmiştir. Ortalama hasta başına 5.6 uzatma sayısı ve 6.8 ayda bir uzatma operasyonunun yapıldığı bu çalışmada, ilk uzatmanın  $1,07 \pm 0,76$  mm iken dördüncüde  $0,76 \pm 0,49$ , beşincide  $0,71 \pm 0,26$  ve yedincide  $0,41$  mm olduğu saptanmış ve bu hipotezin çift UR tekniği için geçerli olduğu görülmüştür [21].

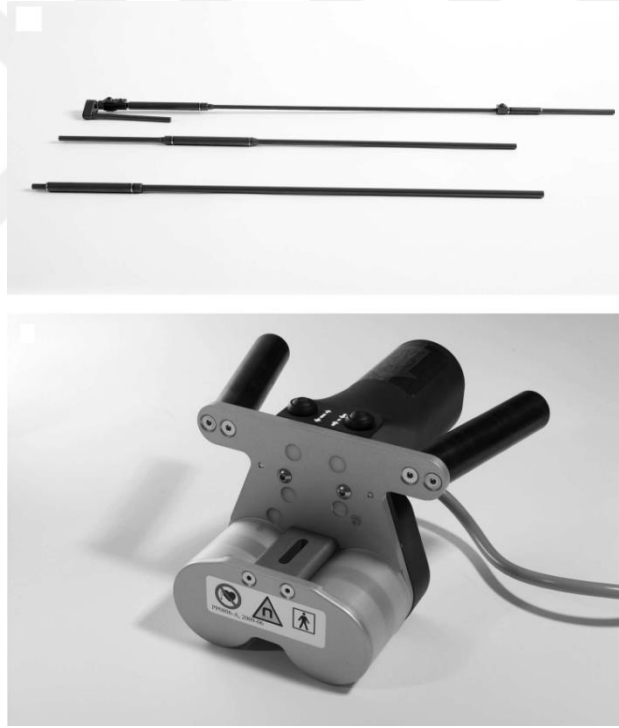
UR tedavisinin güvenilir bir şekilde deformasyonları düzelttiği ve aynı zaman omurganın büyümesine de olanak sağladığı 19 EBS hastasının katıldığı araştırmada da görülmüştür [22]. Ancak, 20 hastanın katıldığı bir diğer araştırmada da uzatma operasyonlarının her seferinde tedavinin etkinliğini azalttığı saptanmıştır [23].

UR tedavisindeki genel komplikasyon çeşitleri; füzyon, cilt (deri), derin ve yüzeysel yara komplikasyonları (en zorlu olanı), implant kaynaklı (en yaygın olanı), yerleştirme ve nörolojik (çok seyrek) komplikasyonlardır [24]. 88 hastanın katıldığı bir araştırmada 538 cerrahi operasyon yapılmış ve bu operasyonların %22' sinde çeşitli nedenlerden komplikasyonlar görülmüştür [25]. Bir diğer araştırmada da UR operasyonlarındaki nörolojik riskler araştırılmış, 252 hasta ve 782 operasyon incelenmiş ve nörolojik sakatlanmaların çok düşük (%0,1) olduğu saptanmıştır [21]. 327 hastanın katıldığı bir diğer araştırmada UR tedavisinde kullanılan rotların güvenilirliği araştırılmış ve rot kırılma riskinin %15 olduğu saptanmıştır. UR tipinin ve çubuk kalınlığının bu komplikasyonların oluşma riskinde etkili olduğu görülmüştür [24].

UR tedavi süresince yapılan açık uzatma ameliyatlarının komplikasyon riskini ortadan kaldırmak için açık ameliyata gereksinim duymayan uzama mekanizmaları geliştirilmiştir. Bu amaçla gerçekleştirilen mekanizmalardan birisi de elektrik kontrollü uzama sistemidir. Ancak, vücuda konulacak batarya ve motor mekanizması hastalar için güvenli değildir ve bu sebepten dolayı elektrikli uzama sistemleri kullanılmamıştır.

Bunun yerine enerji ünitesi barındırmayan pasif kontrollü manyetik çubuklar geliştirilmiştir.

Manyetik kontrollü UR (MKUR); uzayan çubuk sistemine uzaktan kontrol edilebilen uzatma mekanizmasının eklenmiş halidir (Şekil 1.8) [26]. Bu sistemde iki farklı titanyum çubuk birbiri içerisinde teleskopik olarak hareket eder. Dış tarafta kalan çubuğun içerisinde motor olarak hareket eden iki adet kalıcı mıknatıs ve kuvvet kazanım elemanı olarak dişli mekanizması bulunur. Vücut dışından yaratılan manyetik alan yardımıyla, çubuk içerisindeki mıknatıslar döndürülür ve böylece çubuğun boyu değiştirilir [27].



Şekil 1.8: MKUR implant örnekleri ve uzatma aparatı [28].

MKUR tekniğinde, hiçbir ikincil operasyona gereksinim duyulmadan uzatma işlemi gerçekleştirilebilir. Ayrıca bu teknik geleneksel UR tekniğinin aksine daha sık aralıklarda uzatma fırsatı sunar [27]. Tek ve çift UR tekniklerine adapte edilebilir. İki EBS hastasının 24 ay takip edildiği MKUR tedavisinde rot ve yara komplikasyonları gözlemlenmiş ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir [29]. 33 hastanın MKUR uygulamasının incelendiği

araştırmada ise bu tekniğin uzatma işlemlerini çoğaltırken aynı zamanda cerrahi işlemleri azaltması sebebiyle daha etkili olduğu ve komplikasyon sayısındaki azlık nedeniyle de güvenli olduğu sonucuna varılmıştır [27]. Ayrıca, uzatma işlemi sırasında maruz kalınan elektromanyetik alanın insan üzerinde yan etkisinin olmadığı da çalışma kapsamında belirtilmiştir [24].

Yedi aylık 8 domuz yavrusunda tamamlanan bir MKUR çalışmasında haftalık 7mm uzatma işlemlerinin hiçbirinde komplikasyon görülmemiş ve domuzlarda tek UR uygulamasına göre daha fazla omurga gelişimi gözlemlenmiştir [30].

Metamateryaller, doğada bulunmayıp yapay olarak elde edilen, negatif dielektrik sabiti, manyetik geçirgenlik ve negatif kırılma indisine sahip yapılardır [31,32]. Nanotelli plazmonlar, negatif kırılma, gizleme sistemi, antenler, telekomünikasyon, radarlar, tıbbi görüntüleme gibi amaçlarla yaygın kullanımı olan malzemelerdir [31,33].

Metamateryal tabanlı kablosuz gerinim sensörleri mekanik yüklemelere karşı oldukça hassas sensörlerdir. Sensörün alışma prensibi, dışarıdan yük uygulanması ile birlikte çalışma frekansında değişim görülmesi ve bu frekans değişimden gerinimin belirlenmesi esasına dayanır [34]. Bunun için sensörün rezonans frekansı kolay ölçülebilir olmalı, yüksek Q faktörüne sahip ve mekanik deformasyona karşı hassasiyeti yüksek olmalıdır [34-36].

Daha önce yapılan çalışmalarda silikon bazlı metamateryal gerinim ölçen sensörler kullanılmıştır ancak hassasiyeti ve doğrusallığı arttırmak için metamateryallerin daha esnek olması gerekmektedir. Silikon bazlı sensörler ile esnek sensörlerin üretim aşamalarındaki en büyük fark substrat üzerine ilk altın tabakanın kaplanmasıdır. Sensörlerde rezonans frekansında büyük bir düşüş yaratmak için rezonans frekansında absorpsiyonu arttırmak gerekir. Silikonlu tabanlı sensörlerde silikon bu görevi yaptığı için ek bir altın kaplamaya ihtiyaç duyulmaz [34].

Telemetrik gerinim ölçümleri inşaat, sağlık sektörü gibi birçok alanda önemli bir yer tutmaktadır [34]. Özellikle sağlık sektöründe kemik kırıklarında iyileşme sürecinin

takibinde kullanılmaktadır [37]. Stabil olmayan omurgalarda da cerrahi müdahale sonrası füzyon oluşumu, implant ve omurlar arasındaki yük dağılımı tam olarak bilinmemektedir [38]. Omurga üzerinden in vivo olarak alınan az sayıda ölçüm literatürde mevcuttur. Günlük hareketler ya da farklı pozisyonlarda diskler arası basınç, Harrington distraksiyon rodları uygulanan bazı hastalarda aksiyal yük ölçümü, external ve internal fiksator üzerinden ölçüm alınmıştır [39-44]. Önceki çalışmalarda, aktiviteler esnasında omurgada görülen yükler, kas kuvvet kolları, EMG (Elektromiyogram) modelleri, dinamik zincir modelleri, matematiksel modeller ve gerinim ölçer ölçümleri ve bu tekniklerin kombinasyonları gibi in vivo ölçümler kullanılarak tahmin edilmiştir [45].

Ölçümler, en çok kullanılan vida çubuk sistemlerinden modifiye edilmiş Harrington çubuk ve Dick dahili fiksator ile telemetrik olarak posterior stabilizasyon cihazları kullanılarak alınmıştır. Nachemson ve çalışma arkadaşları [43], insan vücudundaki kuvvetlerin kablosuz intravital telemetrik ilk ölçümleri sunmuştur. Çalışmada, skolyozun düzeltilmesinde Harrington çubukları kullanılmış ve basınç ölçme kuvvetine sahip olan bu çubuklardan kuvvetler ölçümleri yapılmıştır. İmplant edilen güç transfer bobini ve vericisi orta hat insizyonunun her iki tarafında fasciaya yerleştirilmiştir. Verici ve basınç düşürücünün elektrik enerjisi, implante edilmiş üniteler ve harici güç aktarma bobini arasındaki elektromanyetik indüksiyon ile sağlanır. Ayrıca, Elfström ve çalışma arkadaşlarının [42], aynı iki parça telemetri sistemi ile enstrümantasyonunu takiben 2 haftalık süre boyunca Harrington çubuklarında eksenel kuvvetler kaydedilmiş ve bu esnada. vücut içinde herhangi bir kablolu bağlantı ve pil olmadan elektrik gücü dışarıdan vücuda iletilmiştir. Rohlmann ve çalışma arkadaşları in vivo implant üzerinde etkili olan kuvvetleri ve momentleri ölçmek için cihazlı bir spinal fiksasyon cihazı geliştirmiştir. Bu çalışmada [45], Dick internal fixator implantı implanta etki eden altı yük bileşeninin tümünü ölçmek için modifiye edilmiştir. Rohlmann ve çalışma arkadaşları da, Modifiye Dick internal fiksatorle omurga üzerindeki yükün ölçümü ile ilgili bazı çalışmalara sahiptir [38,45,46].

Sensörlerin ve ilgili donanımın nispeten büyük boyutundan dolayı, telemetri sistemlerinin çoğu, eklem değiştirme bileşenleri veya büyük iç fiksatorlerin içine

yerleştirilmiştir. Sonuç, bu cihazların, kemik implantı yüklemesini anlamak için yararlı olan veriler üretmiş olmalarıdır, ancak tanısal ve prognostik araçlar olarak büyük ölçekli uygulama için avantajlı değildir

Tez kapsamında esnek metamateryal tabanlı kablosuz ve dışardan enerji ihtiyacı olmayan pasif gerinim ölçen sensörler tasarlanarak üretilmiştir. Bu sensörler, omurga cerrahisinde kullanılan posterior sabitleme elemanlarına entegre edilip ve operasyon sonrası, tasarlanan anten yardımıyla dışardan frekans okunarak ve frekans değişimi ile birlikte omurga üzerindeki gerinim saptanmıştır. Bu sayede, pediatrik skolyoz vakalarında hastanın gelişme hızına göre füzyon derecesi hakkında bilgi alınabilmesini sağlayan ve tüm vida-çubuk sabitlemelerinde vida ya da ayar vidası (nut) çözülmesi, kemik vida ara yüzü entegrasyonunun gelişmemesi gibi durumlarda bilgi verecek akıllı implant çubuk geliştirilmiştir.





## **2. GEREÇ VE YÖNTEM**

### **2.1. Algılayıcı Tümeleşik Çubukların Hazırlanması ve Testleri**

Ölçümlerin alınabilmesi için gerekli olan algılayıcıların, çubuklar üzerinde ölçülmek istenen bölgelere göre tasarlanıp üretilmesi, çubuklar üzerine yerleştirilmesi ve yerleştirildikten sonra elektromanyetik testlerin yapılmasında kullanılan yöntemlerdir.

#### **2.1.1. Çubuklar ile Uyumlu Algılayıcı Tasarımı**

Gerinim algılayıcıların tasarımı için önceden çalıştığımız bildiğimiz dışarıdan yığın elemanı (kapasite ve/veya indüktör) kullanılmadan çalışan başarılı algılayıcılarımızın tasarımından faydalanılmıştır [34].

Öncelikle algılayıcının boyut ve çalışma frekans aralığı tanımlamaları yapılmış ve çalışmada uygun olarak belirlenen boyut 1cm x 1cm'yi geçmeyecek şekilde çalışma frekansının ise 150-250MHz arasında olması uygun görülmüştür. Uygun üretimin yapılabilmesi için elektromanyetik modellemesi ve simülasyonları yapılmış olup belirlenen kriterlere uygun olan yapının ölçüleri belirlenmiştir. Üretimi için maskenin (Şekil 2.1) çizimi yapıp, siparişi verilerek temin edilmiştir.



Şekil 2.1: Tasarımı yapılmış ve üretimde kullanılan maske

#### **2.1.1.1. Algılayıcının Üretimi**

Algılayıcının üretimi, mikro fabrikasyon yöntemleriyle yapılmıştır. Son dönemlerde mikro fabrikasyon modern bilimin ve teknolojinin merkezi haline gelmiştir. Mikro yapıların üretimi ve mevcut yapıları yeniden küçük versiyonda tasarlanması sayesinde teknolojiye birçok fırsat oluşturmaktadır. Mikroçipler ve mikro algılayıcılar bunun için bariz örnekler olarak gösterilmektedir. Şimdiki potansiyel uygulamalar, fabrikasyon teknikleri gelişimi ve aygıtların küçük boyutlarda manipüle edilmesi sonucu elde edilen önemli bulgulardır.

Tezde kullanılacak olan gerinim algılayıcısının fabrikasyonunda çalışma ortamı olarak sınıf-100 olan temiz oda kullanılmıştır (Şekil 2.2). Temiz oda, kontrol ortam sıcaklığı 21°C, nem oranı %45 olarak sabitlenmiş ve yüksek hava filtreleri ile belli partiküllerin minimize edildiği laboratuvarlardır. Böylelikle mikro fabrikasyonda kullanılan kimyasallar ve cihazlar her kullanıldığında değişken dış ortamdan bağımsız aynı sonucu

vermektedir ve bu da fabrikasyon adımlarını farklı zamanlarda tekrar edebilme imkanını sağlamaktadır. Sınıflandırma olarak sınıf-100 ise ft<sup>3</sup>'e (28.3168 litreye) düşen partikül sayısının 100'den az olduğunu göstermektedir.

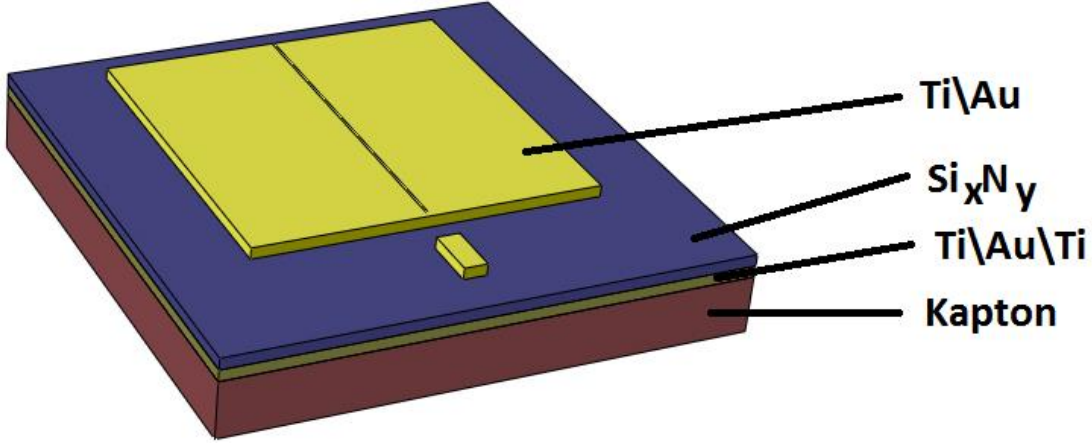


Şekil 2.2: Bilkent Üniversitesi, İleri Araştırma Laboratuvarı, sınıf-100 temiz odasından görüntüler

Alttaş olarak Kapton® poliamid malzemesi kullanılmıştır. Alttaş seçimi için öncelikle gerinim algılayıcı aygıtının esnek olabilmesi, yüzeyi düzgün olmayan metal çubukları sarabilmesi ve tüm yüzeye tutunması açısından önemlidir. Aksi takdirde sadece temas halinde olduğu bölgeden bilgi alınabilecek ve yüzeye yapışmasında ve tutunmasında problemler yaşanacaktır. Bir diğer önemli unsur ise ileriki ölçümlerde kullanılmak üzere bu esnek yapının biyoyumlu olmasıdır. Aynı zamanda mikro fabrikasyonda kullanılan yöntemlerdeki koşullara bu malzeme dayanmakta olduğu için de uygun bir alttaş seçimidir.

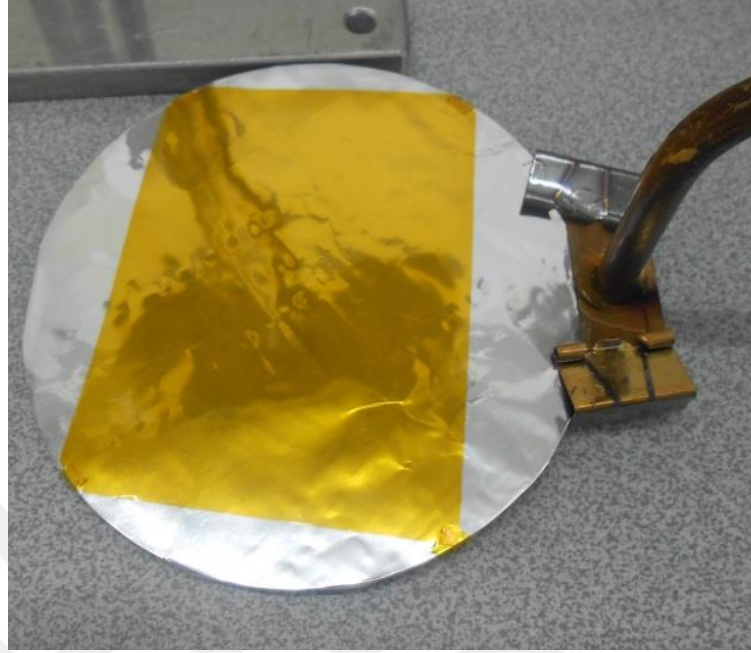
Kapton® poliamidin algılayıcı olarak kullanılabilmesinin başka bir sebebi de kalınlığının sadece ~75 um olması ve bu sebepten yüzey üzerindeki gerinimi üst kısmına üzerinde kayıp yaşamadan iletmesidir.

Algılayıcı yapısının son halinin modeli Şekil 2.3'te gösterilmektedir. Çalışan modelin içerisinde bulunan malzemeler titanyum, altın, silisyum-nitrat ve Kapton poliamid alttaşdır. Bu malzemelerin hepsinin biyoyumlu olduğu literatürde de bilinmektedir [35].

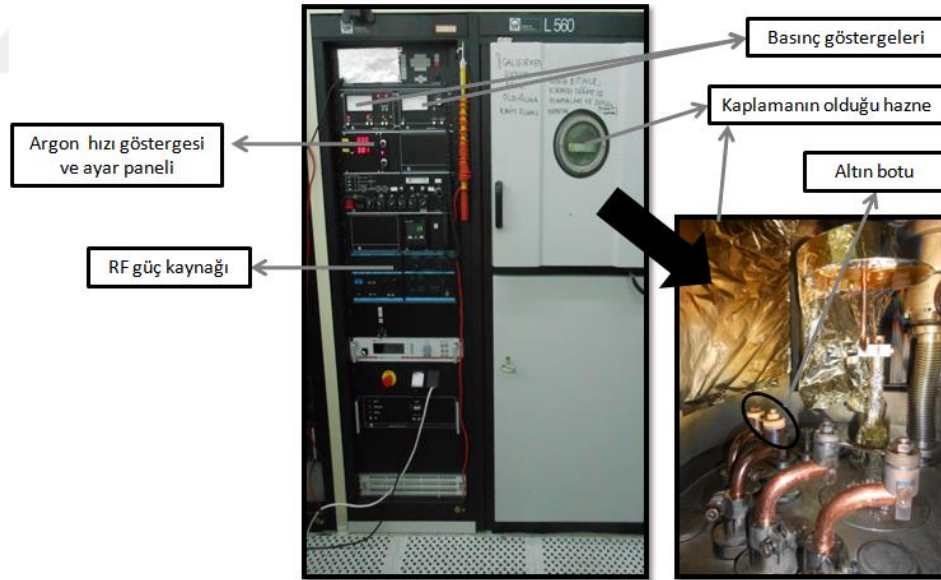


Şekil 2.3: Gerinim algılayıcının son halinin gösterimi

Patern edilmemiş metal tabakaları (Ti/Au/Ti) alttaşın (Şekil 2.4) üstüne kaplamak amacıyla Şekil 2.5'te gösterilen kaplama makinasına yerleştirip bulunduğu ortam yüksek vakuma alınmıştır. İstenilen basınca geldikten sonra altının alttaşa yapışması için titanyumu püskürtme ile büyütme (sputtering) yöntemiyle kaplanmıştır. Bunun için içeriye belirlenen hızda argon gazı basarken rf güç kaynağı yardımıyla titanyum kaynağının üstünde plazma oluşturulmuş olup ve kaynak üzerinden aşındırma başlatılmış olur. Böylelikle saçılan partiküller de malzemeyi kaplamıştır. Kaplama hızını saniyede 2,5 Angstromu geçmeyecek şekilde düşük hızlarda sabitleyip altın malzemesinin yapışmasına yetecek kalınlığa kadar kaplanmıştır. Daha sonra işlem, rf gücünü ve argon gazını keserek sonlandırılıp argon gazının ortamdaki tamamen uzaklaşması beklenmektedir. Daha sonra altın malzemesini termal buharlaştırma ile büyütme yöntemiyle kaplama için altın malzemesinin yerleştirildiği botun üzerinden yüksek akım geçirilmiştir. Altın eriyip buharlaşmaya başladıktan örnek buharın üstüne getirilir ve yine saniyede 2,5 Angstromu geçmeyecek şekilde düşük hızlarda kaplanmıştır. Bu kaplamayı da bitirdikten sonra bir adım sonraki silisyum-nitrati tutması için tekrardan altın malzemesi üzerine titanyumu yukarıda anlatılan adımlar sırayla takip ederek kaplanır.

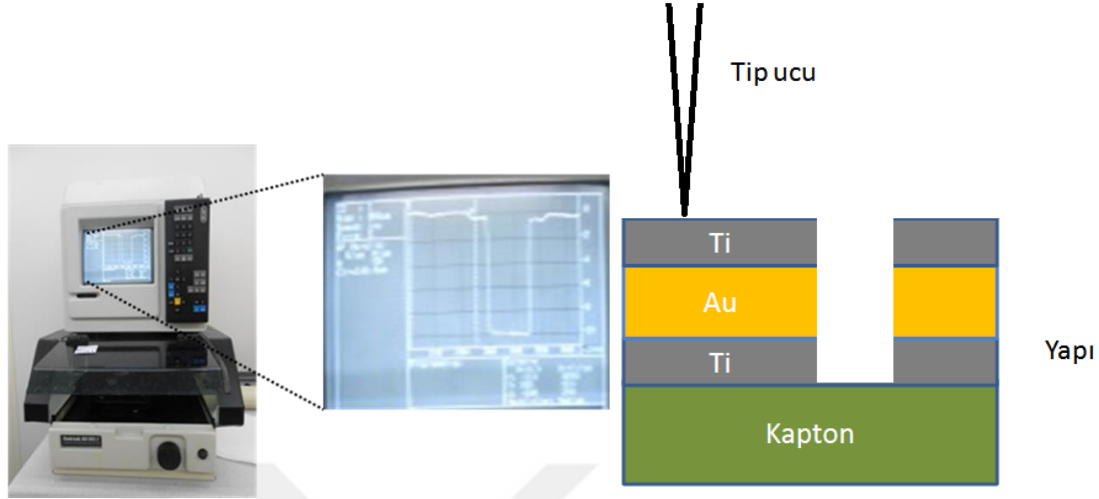


Şekil 2.4: Kapton poliamid alttaşı



Şekil 2.5: Metal kaplama makinesi

Metal kaplamadan çıkardıktan sonra kalınlığından emin olmak için Şekil 2.6’da gösterilen profilometre yardımıyla alttaşı üzerinde kaplı olan ve olmayan iki nokta arasında profilometre tipini çizgi şeklinde taratıp yükseklik farkından kaplanma miktarı kontrol edilmiştir.



Şekil 2.6: Profilometre (solda) ve taraması yapılan örneğin yandan model gösterimi (sağda)

En üst katman olan titanyum, oksidize olmadan üzerine dielektrik tabaka Şekil 2.7’de gösterilmiş olan sistemle kaplanmıştır. Bu kaplama plazma ile güçlendirilmiş kimyasal buharlaştırma (PECVD) tekniği ile yapılmıştır. Bu yöntem hem hızlı, hem de düz bir şekilde kaplama sağlamaktadır.

Silisyum dioksit ( $SiO_2$ ) yerine dielektrik katsayısı (yaklaşık 7,5) daha yüksek olan silisyum-nitrit ( $Si_3N_4$ ) kaplama kullanılmıştır. Bu kaplama için kullanılan gazlar, silan ( $SiH_4$ ) ve amonyak ( $NH_3$ ) gazlarıdır. Yapı haznenin içindeki ısıtıcı tabakanın üstüne yerleştirip, hazne vakuma alınır ve iç kısım  $250^{\circ}C$ ’ye ısıtılmıştır. Sıcaklık sabitlendikten sonra da silan ve amonyak gazları sırasıyla 8’e 1 oranda içeriye gönderilerek ve haznenin iç basıncı 1 Torr olacak şekilde otomatik olarak sabitlenmiştir. Ve ardından 12Watt RF gücü basarak içeride plazma oluşturulup dielektrik tabakanın büyümesi sağlanmıştır.

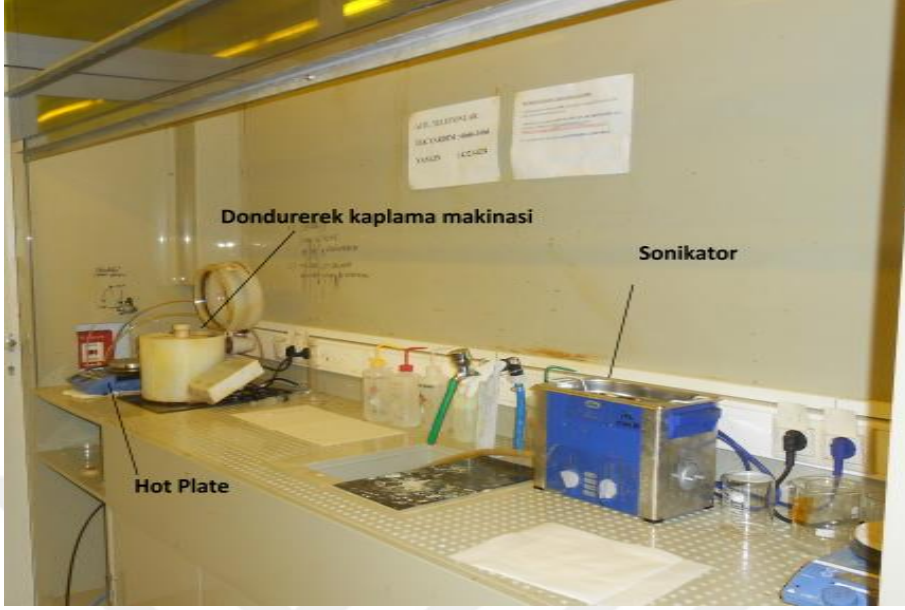
Çıkarılan yapının üstündeki silisyum-nitrit büyümenin miktarını ölçmek için ince film kalınlık ölçme düzeneğini kullanılmıştır. Bu düzenek spektrometre yardımıyla yapının yansıma spektrumunu ölçerek kalınlık bilgisini göstermektedir. Dielektrik film, son yapının rezonansına etkisinden dolayı kalınlık bilgisini kontrol etmek ve eğer istenilenden ince veya kalınsa ekstra adımları yapılarak istenilen kalınlık elde edilmektedir.



Şekil 2.7: PECVD sistemi

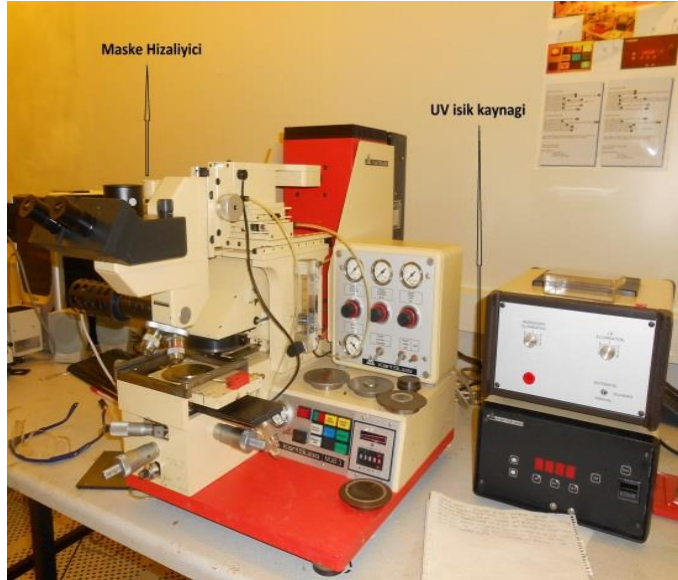
En üst katmandaki yapıyı fotolitografi yöntemi ile çıkarmak için öncelikle ultraviyole (UV) dalga boyunda ışımının olmadığı sarı oda kullanılmaktadır (Şekil 2.8). Sarı oda ismi UV dalga boyunda bileşeni olmayan sarı lambalarla aydınlatılmasından gelmektedir. Bu odanın kullanılma sebebi ise yapıyı maskelemek için UV lamba kullanarak şekillendirilen UV'ye duyarlı fotorezist malzemenin kullanılmasıdır. Silisyum-nitrit kaplanan örnek, fotorezist olarak kullanılan AZ5214 ile hızlı döndürerek kaplanır. Fotorezist çeşidi, dönme hızı ve süresi sayesinde örneğin üzerindeki fotorezist yeterince düz yapılabilir ve fotorezistin kalınlığı istenildiği gibi ayarlanabilir. Kullanılan AZ5214 fotorezisti 5200 rpm (dakikadaki devir sayısı) ile 55 saniye döndürüldüğünde 1,4 um kalınlığında örneği kaplamaktadır.

Kaplanan örnek daha sonra ısıtıcı tablada (hot plate) 110°C'de 1 dakika hafifçe pişirilerek fotorezist sıvı halinden kurtarılmış olur.



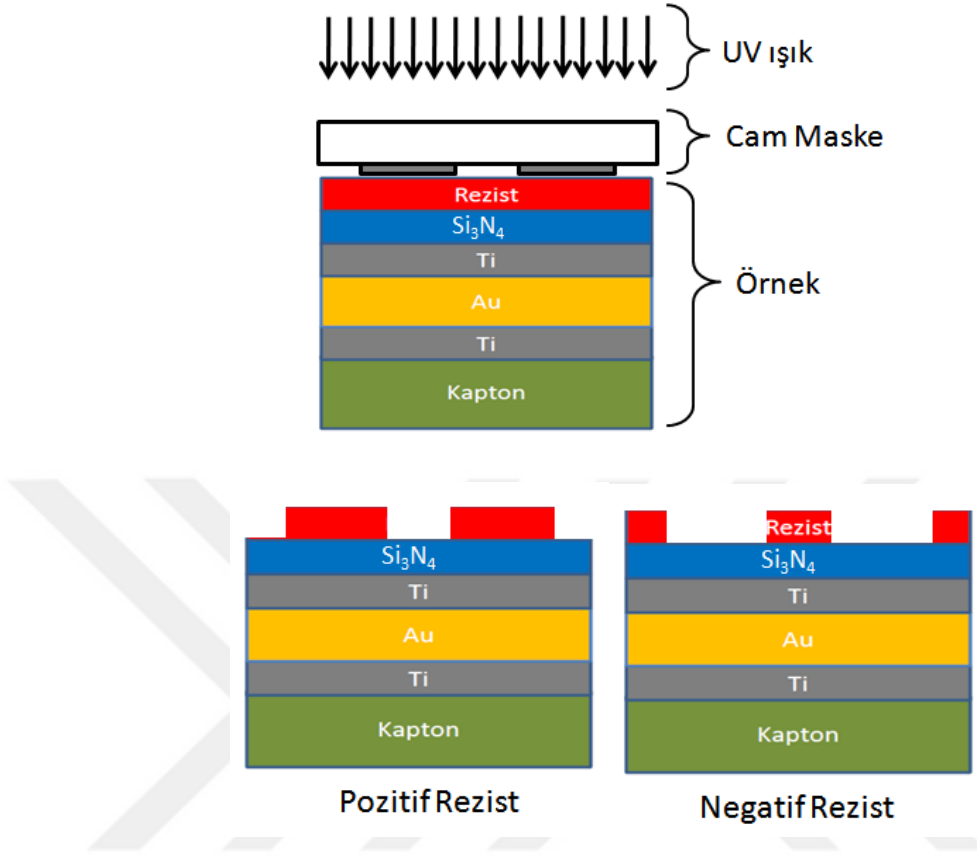
Şekil 2.8: Sarı oda

Maske hizalayıcıya (Şekil 2.9) fotorezist kaplanmış olan örnek ve paterni basmak istenilen maske yerleştirilmiştir. Örneğin ayarlanan yüzeyine istenen patern hizalanıp temas olacak şekilde birbirine yapıştırılarak UV ışıkla örneğin maskedeki kromla kaplı olmayan kısımlarına denk gelen fotorezist yeterli gelecek kadar uyarılır (Şekil 2.10).



Şekil 2.9: Maske hizalayıcı

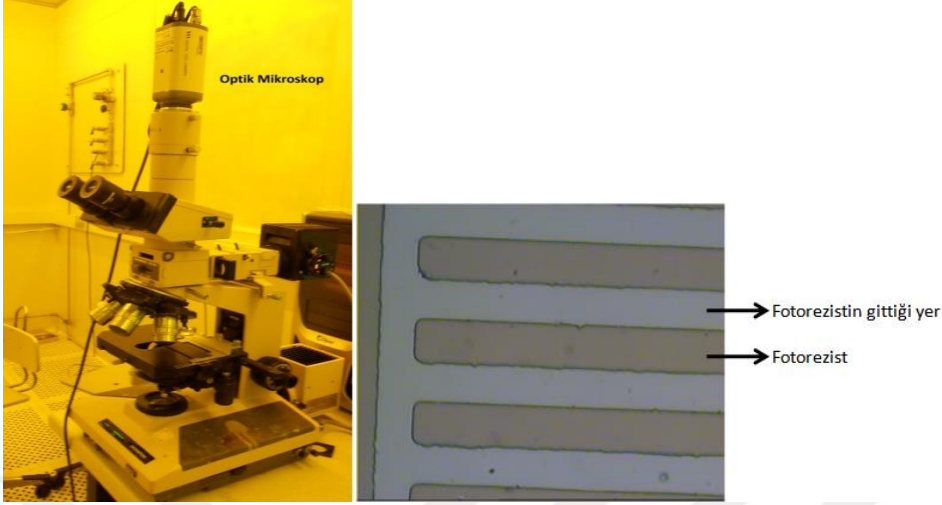




Şekil 2.10: Rezistin kontakt maske ile uyarılımı (üstte) ve rezistin pozitif(alt sağda) ya da negative (alt solda) oluşuna göre kimyasal banyoya sokulup çıkartıldığındaki yandan model gösterimleri

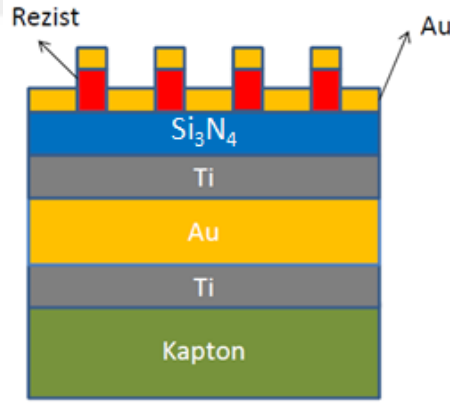
Kullanılan fotorezist AZ5214, hem pozitif hem de negatif olarak kullanılabilir. Üretilen maskede krom olan yerlere denk gelen fotorezistlerin gitmesini için negatif fotorezist olarak kullanılmıştır. Bundan dolayı maskeden geçerek uyarılmış fotorezistli örnek 2 dakika gibi uzun bir süre için 120°C’de ısıtıcı tablada pişirilmiştir. Ardından maske hizalayıcının üzerinden maske çıkartılarak örneğin tüm yüzeyindeki fotorezist UV ışıkla belirlenen süre zarfında uyarılmıştır. Böylece fotorezistin istenmeyen bölgelerden gitmesi için banyo aşamasına hazır duruma gelmiştir.

Banyo olarak AZ400K 1:4 oranında deiyonize su ile seyrelterek kullanılmaktadır. Banyo içerisinde gitmesi istenen yerler gidene kadar bekletilip ardından yine deiyonize su içinde temizlenip azot tabancasıyla kurutulur. Elde edilen yapının optik mikroskopla alınan görüntüsü Şekil 2.11’de gösterilmektedir.



Şekil 2.11: Kameralı optik mikroskop (solda) ve örneğin bir kenarından banyo sonrası alınan görüntü (sağda)

Bu aşamadan sonra daha önce anlatılan titanyum ve altın malzemeleri kaplama prosesi tekrarlanır. Elde edilen son durum Şekil 2.12’de gösterilmiştir.



Şekil 2.12: Ti\Au kaplandıktan sonraki yandan model olarak görüntüsü

Son aşama olan temizleme ile fotorezist ve üzerlerine kaplanmış olan titanyum ve altın kaldırılmıştır. Bunun için fotorezistin çözündüğü aseton içerisinde daldırılıp bekletilmiştir. Temizleme işlemi olmadığı durumlarda sonikatör yardımıyla temizlenmiştir.

### 2.1.1.2. Algılayıcı ile Çubukların Entegrasyonu

Günümüzde hemen hemen her malzeme türü için farklı amaçlara yönelik birçok yapıştırıcı mevcuttur. Yapıştırıcılar, kaynaştırılmak istenilen malzemelerin cinsi, kaynaştırılan malzeme üzerindeki titreşim, sıcaklık, yük taşıma değeri, esneme miktarı gibi mekanik özelliklerine bakılarak seçilirler.

Sensör yapıştırıcılarında, sensörler kadar çeşitlilik gösterirler ve sensör türlerine göre özelleşmişlerdir. Test edilecek algılayıcı, çalışma prensibi açısından gerinim ölçerlere (strain gage) benzer. Her iki sensör türü de entegre oldukları materyal üzerindeki gerilmeden, materyal üzerindeki stresi gösterirler. Bu nedenle malzeme üzerindeki gerilimi bir kayıp olmadan sensöre iletecek özellikte bir yapıştırıcıya ihtiyaç vardır. Bu yapıştırıcıların genel özellikleri, yüksek viskoziteye sahip olmaları ve iki yüzey arasında oldukça ince bir katman halinde kalmalarıdır.



Şekil 2.13: HBM Z70 tek bileşenli sensör yapıştırıcısı

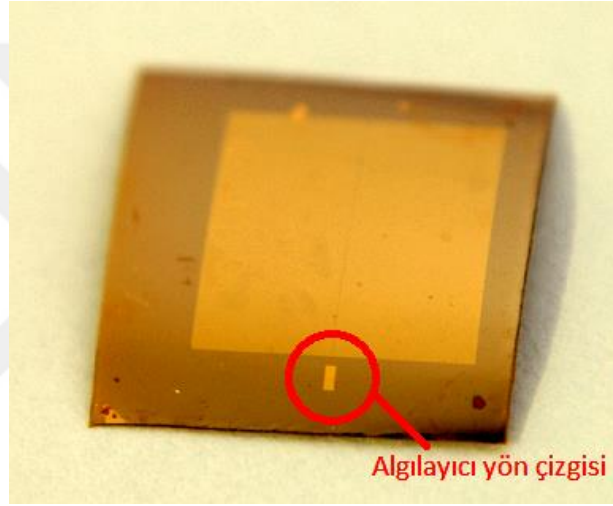
Tez kapsamında üretilen algılayıcıların tekil mekanik testleri için, Şekil 2.13’de gösterilen HBM firmasının Z70 kodlu ürünü seçilmiştir. Yapıştırıcının tek bileşenli olması, oda koşullarında sertleşmesi, sensör üzerine sadece parmak ile uygulanan baskının gerekli inceliği sağlaması ve hızlı donması gibi kolay kullanım özellikleri bu yapıştırıcının seçilmesinde etkili olmuştur.

Sensör üzerinden doğru verilerin elde edilebilmesi için sensör yapıştırıcısı kadar yapıştırıcıların uygulanacağı yüzeylerin hazırlanması da önemlidir. Sensörlerin üretimi temiz odalarda gerçekleştiği için yapıştırılacakları yüzeylerinde herhangi bir kir, toz ve

yağ ve benzeri inorganik kirlilik bulunmamaktadır ve temizlenmesine gerek duyulmamış ancak, tekil mekanik testlere maruz kalacak numunelerin temizlenmiştir.

Numuneler öncelikle ipliksi olmayan bezler ile görsel olarak kirlerinden arındırılmış ve ardından alkol ile inorganik pisliklerden temizlenmiştir.

Sensör, üzerinde bulunan ve Şekil 2.14'de gösterilen çizgi boyunca oluşan gerilimleri ölçmektedir. Bu nedenle, sensör numunenin çekileceği yöne uygun bir şekilde entegre edilmiştir.



Şekil 2.14: Algılayıcının yön çizgisi

İlk olarak sensörün anten kısmı şeffaf banta düzgün olarak yapıştırılarak ve arkasına bir doz yapıştırıcı sürülmüştür. Daha sonra sensör bant yardımıyla hizalanarak numuneye yapıştırılmış ve bant üzerinden baskı yapılarak sabitlenmiştir. 2 dakika boyunca uygulanan baskıdan sonra yapıştırıcı donmuş ve bant sensör ve numuneden sökülmüştür. Böylece, testler için uygun hale gelen algılayıcı tümleşik çubuklar elde edilmiş olunur.

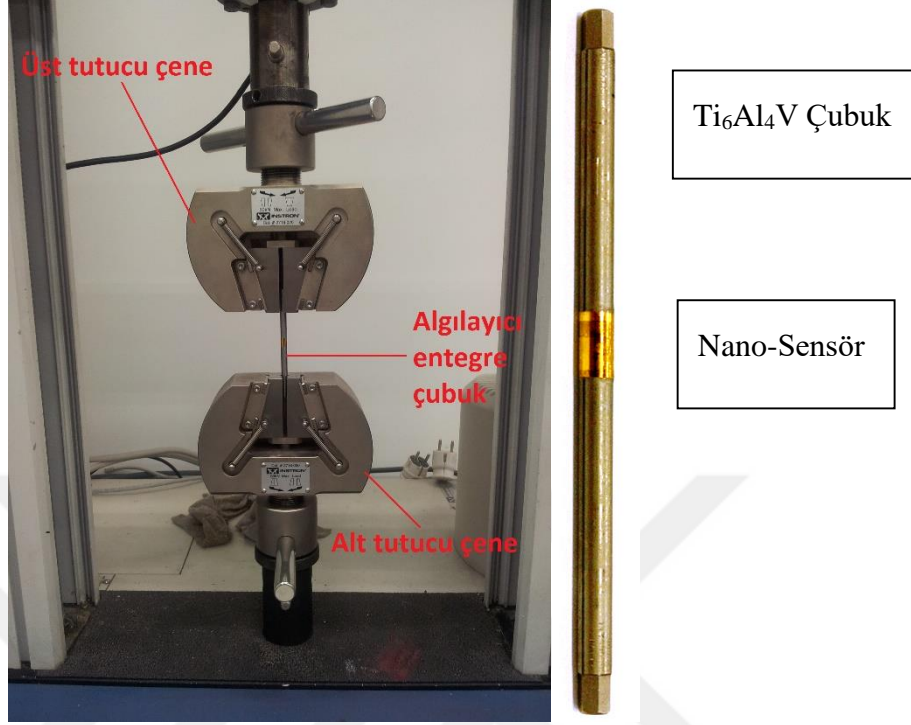
### 2.1.1.3. Algılayıcı Tümleşik Çubukların Elektromanyetik Testleri

Akıllı implant çubuk ile en önemli yeniliklerinden biri, çubuk üzerinden ölçüm alınabilmesidir. Bu yeniliği gerçekleştirmeyi hedefleyen algılayıcıların, doğruluğu, hassaslığı ve güvenilirliği ise algılayıcı tümleşik çubukların testi ile anlaşılacaktır. Bu nedenle, algılayıcı tümleşik çubukların testlerinin amacı algılayıcıların hassaslığının ve doğruluğunun belirlenmesidir.

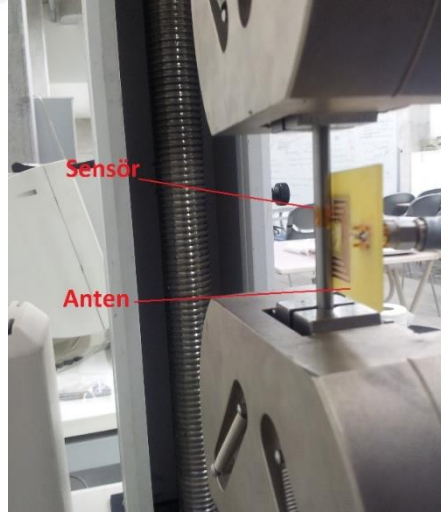
Algılayıcı tmleŒik ubuklar, Instron 3300 (Instron Corporation, Massachusetts, USA). Çekme/basma cihazında test edilmektedir. Bu cihaz sahip olduğu yazılım yardımıyla, uyguladığı deplasmana karŒılık gelen kuvvet değerini sayısal ve grafiksel olarak verebilmektedir. Bu verilerde, test edilen numuneden anten yardımıyla okunan frekans değerleri ile karŒılaŒtırma fırsatı demektir. Anlık olarak eŒleŒtirilen okunan frekans değerleri, deplasman miktarı ve uygulanan kuvvet bizlere sensörün doğruluğu ve hassasiyeti hakkında fikir vermiŒtir.

Farklı uzaklıklara ve farklı konumlara yerleŒtirilen anten ile çok tekrarlı basma/çekme testlerinde, algılayıcının hassasiyetinin ve tutarlılığının nasıl deĐiŒtiĐi gzlemlenmiŒtir. Bu çok tekrarlı testler sırasında uygulanan stres aralığının numune ve sensörün elastik deformasyon bölgelerinde kalmasına dikkat edilmiŒtir. Böylece, aynı algılayıcı tmleŒik çubuklar üzerinde yapılan çekme ve basmalar ile algılayıcıların tutarlılığı da gzlemlenmiŒtir.

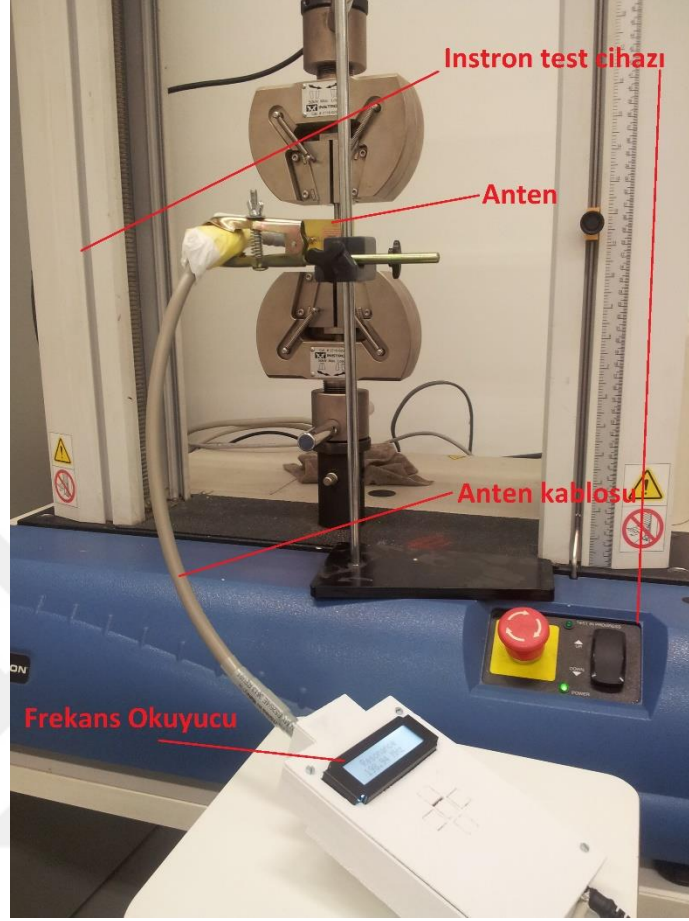
Yapılan testler sırasında numunenin cihaza nasıl monte edildiği, anten ve sensörün konumu ve genel test düzeneği sırasıyla Œekil 2.15, Œekil 2.16 ve Œekil 2.17’de gsterilmiŒtir.



Şekil 2.15: Numunenin test cihazına monte edilmiş hali



Şekil 2.16: Test esnasında antenin ve algılayıcının konumu



Şekil 2.17: Test düzeneği

Yük ve frekans değerleri kaydedilmiş ve yüklerle birlikte frekansla oluşan değişim (shift) hesaplanmıştır. Ölçüm hassasiyeti  $\Delta f_0$  (Rezonans frekansı değişimi (shift))/F (uygulanan kuvvet) ile hesaplanmıştır [36].

## 2.2. Sistemin Mekanik Olarak Modellenerek Test Edilmesi

Posterior sabitleme sistemi uzun segment ve kısa segment modellenmesi olmak üzere iki adımda incelenecektir.

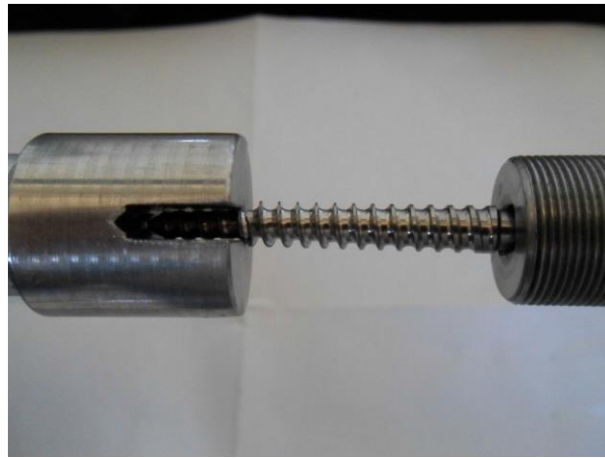
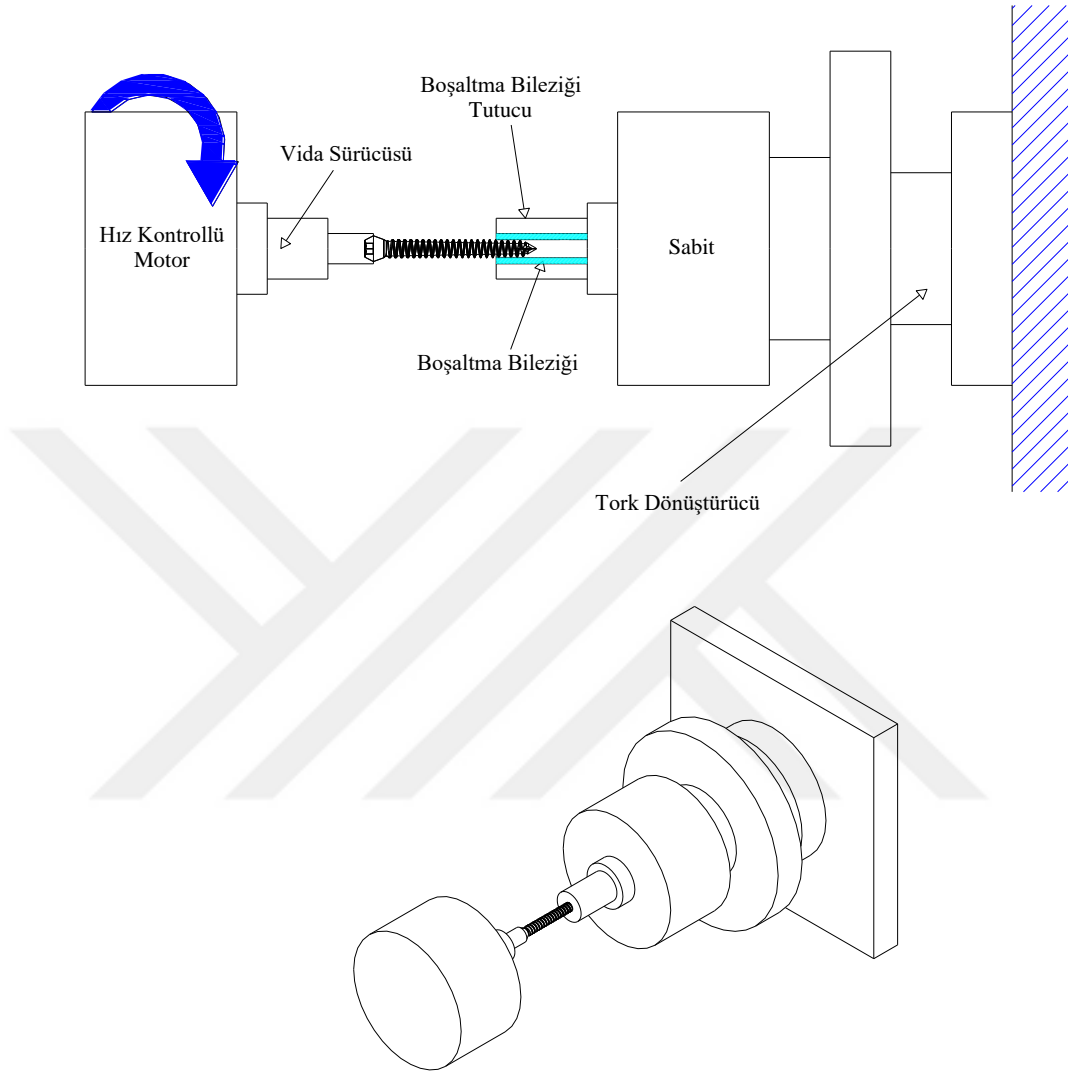
### 2.2.1. Sistem Elemanlarının Test Edilmesi

Sistemin her bir elemanı ilgili standardın gereklerine göre ayrı ayrı ele alınmıştır. Bunun amacı sistemde kullanılacak olan vidaların gerçekte de cerrahi olarak kullanılabilir olduğunu belirlemektir.

### **2.2.1.1. Pedikül Vidaların Test Edilmesi**

Sistemde kullanılan Pedikül vidaları ASTM F543 standardına göre test edilmiştir. Pedikül vidalar, kemiğe gönderildikleri sırada üzerlerinde oluşan burma kuvvetleri yönünden incelenmiştir. Burma deneyinde vida uç tarafından burma cihazının hareketsiz tamburuna sabitlenirken, baş kısmı motorun hareket kabiliyeti kazandırdığı diğer tambura yerleştirilmiştir. Test cihazına yerleştirilmiş vidanın baş kısmındaki tambur motordan gelen güç ile döndürülerek burma kuvvetine maruz bırakılmıştır. Bir ucu sabit tutulup diğer ucundan döndürülen numune kırılana kadar deney devam etmiştir. Bu sırada dönme açısına karşılık gelen tork değeri kaydedilmiştir. Deney düzeneği aşağıdaki Şekil 2.18’de gösterilmiştir. ASTM F 543 standardı her vida çapına göre belirli bir tork değerinden ve kırılma açısından yüksek performans sergileyen vidaların kabul edilebilir olduğunu belirtmektedir [47]. Bu bakımdan üreticinin (Efmed) üretim bandında bulunan tüm vida türleri incelenmiştir. Bunlar içinden en iyi performansı sergileyen vida türü için tüm vida çaplarında deneyler tekrar edilmiştir. Zira bir cerrahi operasyonda, uygulamanın yerine, anatomik uygunluğa ve deformatenin derecesine bağlı olarak çeşitli çaplarda vidalar kullanılması mümkündür. Bu bakımdan öncelikle burma deneyleri en çok kullanılan çap olan 6x45 ve 6,5x45 vidalar için uygulanmış ve bunların içinden performansı en iyi olan vidanın diğer tüm çaplarında da testler tekrar edilmiştir.



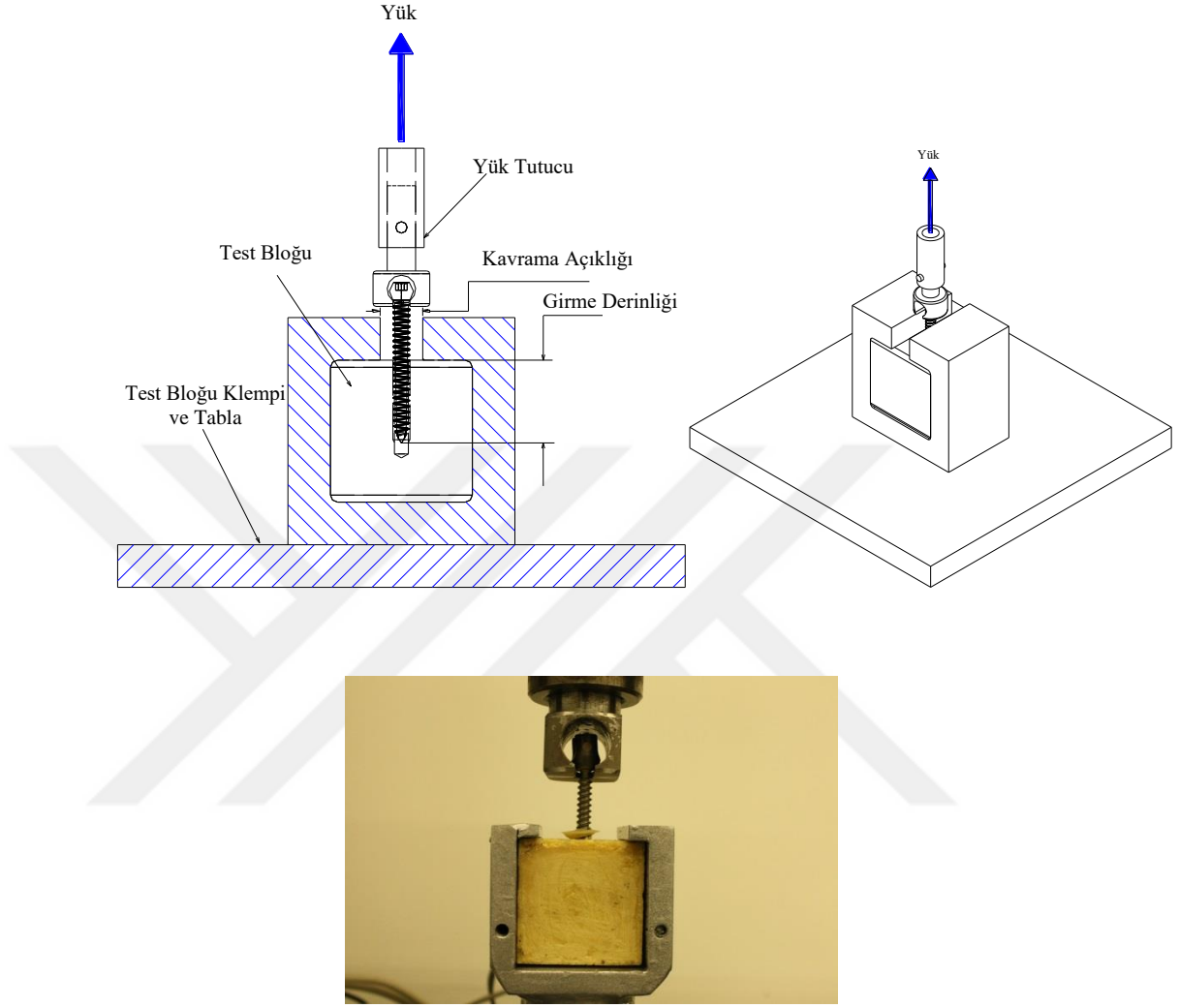


Şekil 2.18: Burma deney düzeneği

Burma deneyinde vidalar 3 devir/dk hız ile döndürülmüş ve testler beş tekrarlı olarak gerçekleştirilmiştir.

İkinci olarak ise füzyonun tam olarak gerçekleşmesinden önceki durumu temsil eden poliüretan köpüklere gönderilen vidaların çekip çıkarma deneyleri yapılmıştır. Çekip çıkarma deneyleri için ASTM F543 standardında yer alan gerekliliklere göre “erken evre” durumunu temsil eden sentetik poliüretan köpükler hazırlanmıştır [48]. Standartta belirtilen azami ölçüler dikkate alınarak hazırlanan poliüretan karışımı sabit hacimli sızdırmaz bir kalıp içerisine konularak poliüretan bloklar elde edilmiştir.

Çekip çıkarma deneyleri için burma özellikleri bilinen vidalar üretilen poliüretan köpüklere gönderilmiştir. Bu safhada cerrahi teknikler birebir uygulanmıştır. Çekip çıkarma deneyi için yeterli olan bu yapının poliüretan kısmı alt çeneye sabitlenirken, pedikül vida baş kısmından üst çeneye tutturulmuştur. Daha sonra üst çene sabit bir ilerleme ile vidayı köpükten çekmeye başlamıştır. Bu sırada yüke karşılık gelen yer değiştirme verileri kaydedilmiştir. Belirli bir yük değerinden sonra vida poliüretan köpükten kurutularak yük hızla düşmüş ve çekip çıkarma (pullout) performansı elde edilmiştir.



Şekil 2.19: Çekip çıkarma deney düzeneği

50 mm x 50 mm x 50 mm boyutlarındaki köpükler Şekil 2.19’da gösterildiği gibi deney düzeneğine yerleştirilmiştir. Vidaların 20 mm’lik bölümü köpük içine gönderilmiştir. Deneyler her bir vida türü için beş tekrarlı olarak gerçekleştirilmiştir.

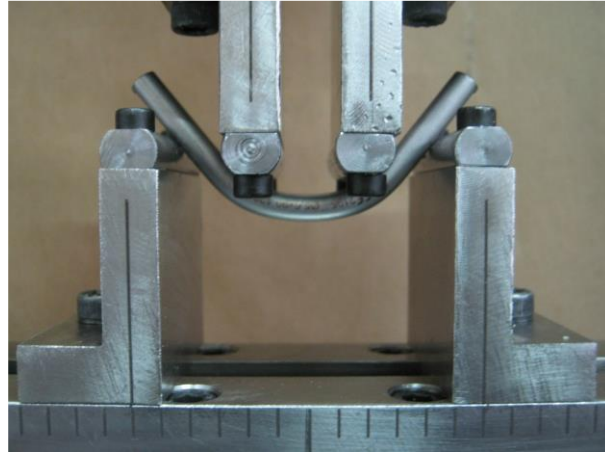
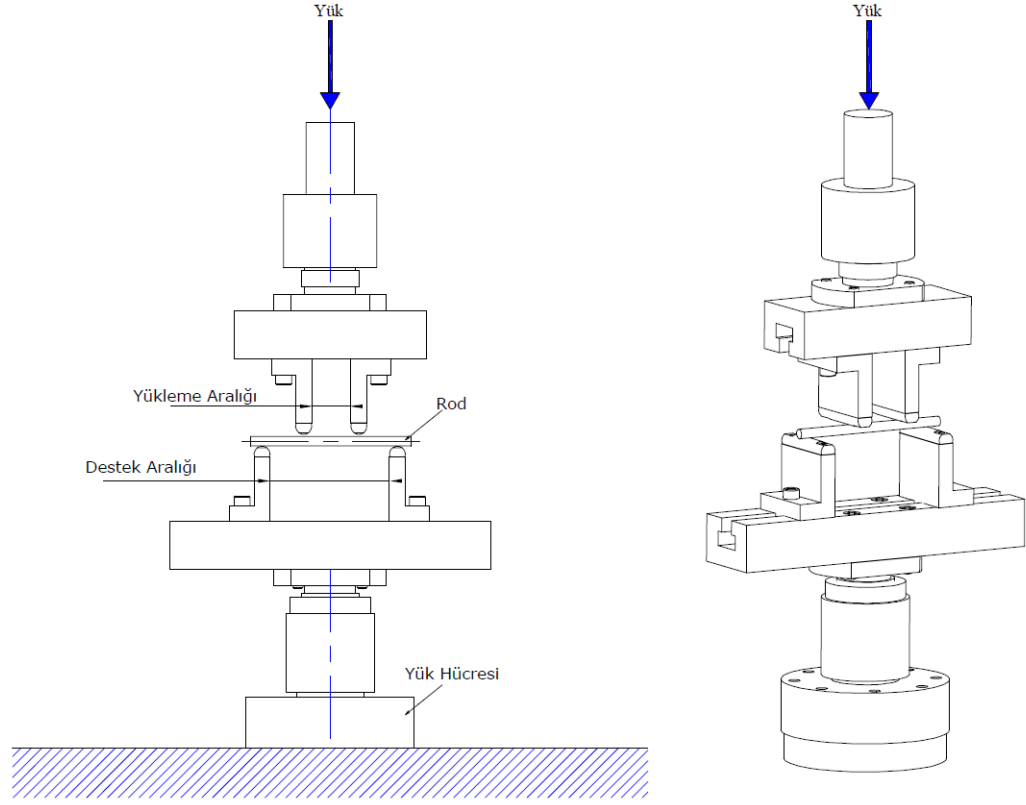
### 2.2.1.2. Çubukların Test Edilmesi

Çubuklar için ASTM F 2198 standardında belirtilen 4 nokta eğme testi ve 4 nokta eğme yükleme koşullarında yorulma testleri gerçekleştirilmiştir [48].

Dört nokta eğme deneyi implant çubukların mukavemeti hakkında önemli verilerin elde edildiği test yöntemlerinden biridir. Bu deneyde basma/çekme test cihazının aparatları değiştirilerek çubuğa iki noktadan temas eden aparatlar bağlanmıştır. Hareketsiz alt

aparatin iki temas noktası arasındaki mesafeye destek aralığı denir. Yükün iletildiği hareketli üst aparatın destek açıklığına ise yükleme aralığı denir. Yükleme aralığı, destek aralığından küçüktür. Test sırasında yukarıdan uygulanan kuvvet ile temas noktaları birbirine yaklaştırılarak çubuğa dört temas noktasından kuvvet uygulanmış ve çubuk bu yükler altında eğilmeye zorlanmıştır. Test yönteminin şematik gösterimi Şekil 2.20’de verilmiştir.





Şekil 2.20: Dört nokta eğme deney düzeneği

Çubuklar dinamik yükleme koşullarında test edilirken dört nokta eğme deneyinde kullanılan test aparatları kullanılmıştır. Ancak bu sefer kademeli olarak akma momentinden düşük değerlerde oluşturulan moment ve bu değerlerin onda birlik büyüklüğü arasında çubuklar sürekli olarak sinüzoidal formda yüklenmiştir. Bu yükleme sırasında en

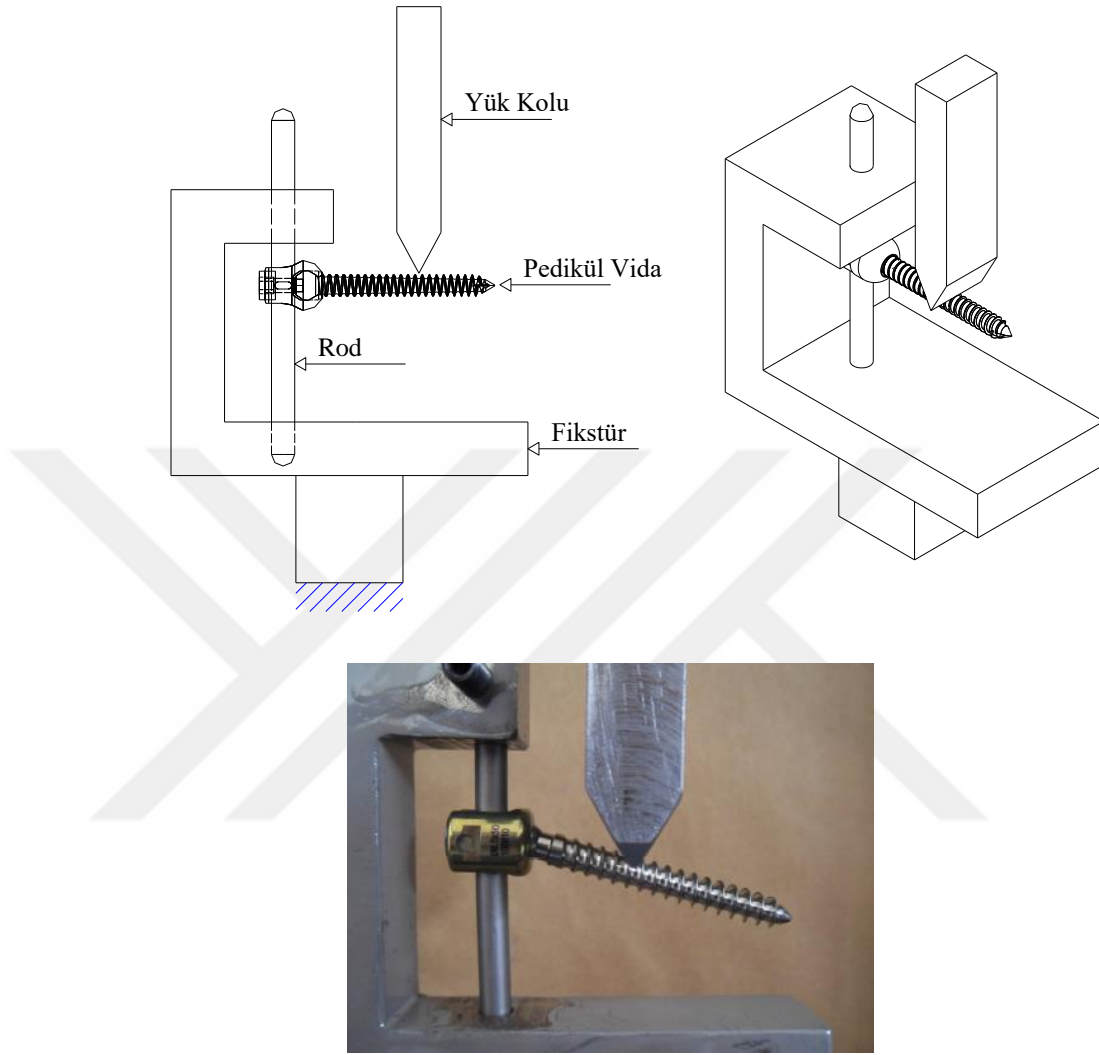
yüksek ve en alçak yüklerin oranı 10 olarak ayarlanmıştır. Eğme esnasında yükleme mesafesi 20 milimetredir.

Kırılmanın oluştuğu döngü sayıları bulunarak çubuğun hangi moment değerinde sonsuz ömrüne ulaştığı bulunmuş ve çubuğun yorulma performansı belirlenmiştir.

### **2.2.1.3. En Küçük Alt Montajların Testleri**

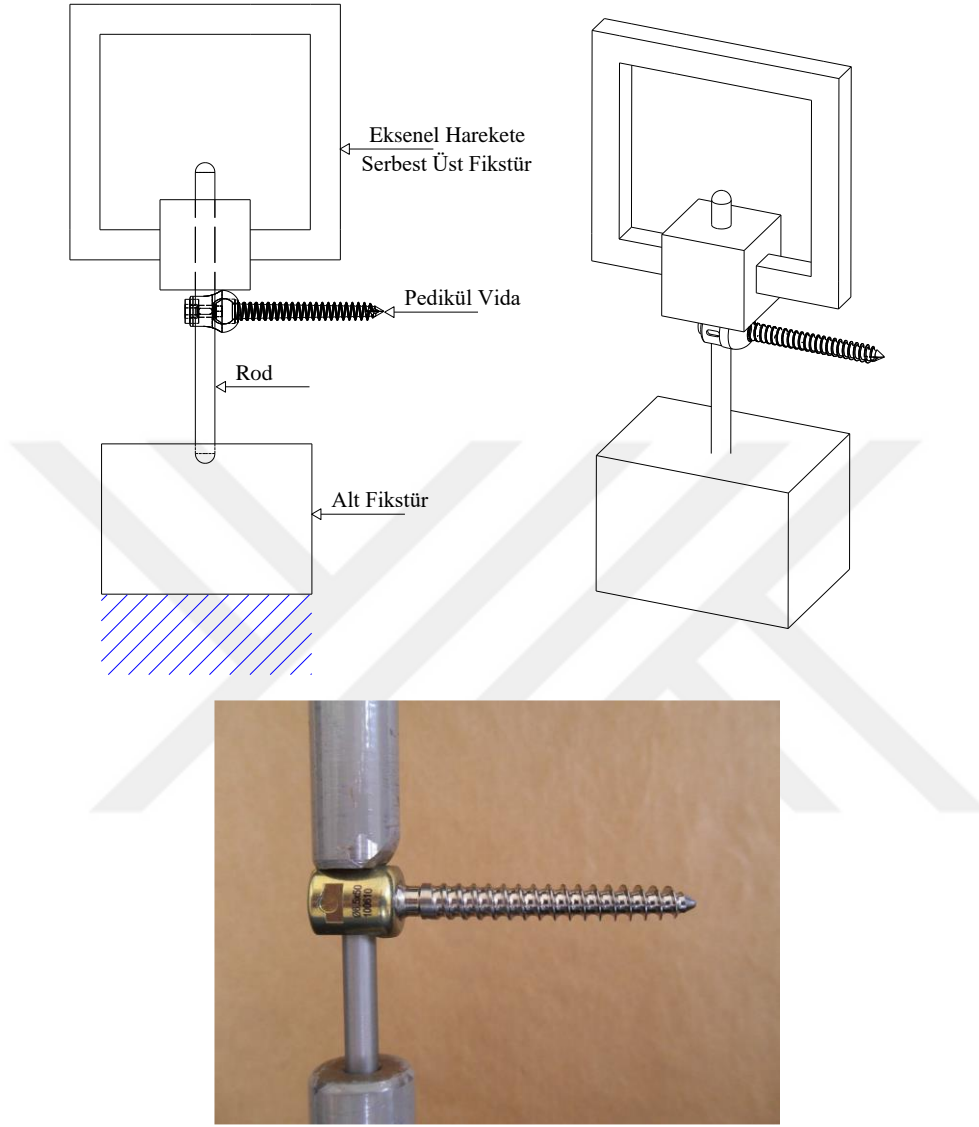
Sistemi oluşturan elemanların testleri gerçekleştirilip doğrulandıktan sonra sistem elemanlarının en küçük alt montajlarının testleri gerçekleştirilmiştir. Bu testler de ASTM F1798'e göre gerçekleştirilmiştir [49].

Öne eğilme arkaya esneme moment deneyinde en küçük alt montajlar test edilmiştir. Bu deney düzeneğinde çubuk sabit tutularak, vidanın dış kısmından çubuğun uzun eksenine doğrultusunda kuvvet uygulanmıştır (Şekil 2.21). Çubuk ile vida arasındaki yer değiştirmesi ve bu yer değiştirmeye karşılık gelen yük kaydedilmiştir.



Şekil 2.21: Öne eğme arkaya esneme moment deneyi test düzeneği

Eksenel tutunma kapasitesi testlerinde de vida ile çubuk arasındaki aksel hareketin rijitlik derecesi gözlemlenmiştir. Ancak bu defa sabit tutulan çubuk üzerine sabitlenmiş vidanın baş kısmından aksel kuvvet uygulanmış ve herhangi bir moment oluşturulmamıştır (Şekil 2.22). Yine aynı şekilde yer değiştirmeye karşılık gelen kuvvet değerleri kaydedilmiştir. Sonuç olarak aksel yüke maruz kalan vida çubuk sisteminin dayanım performansı belirlenmiştir.

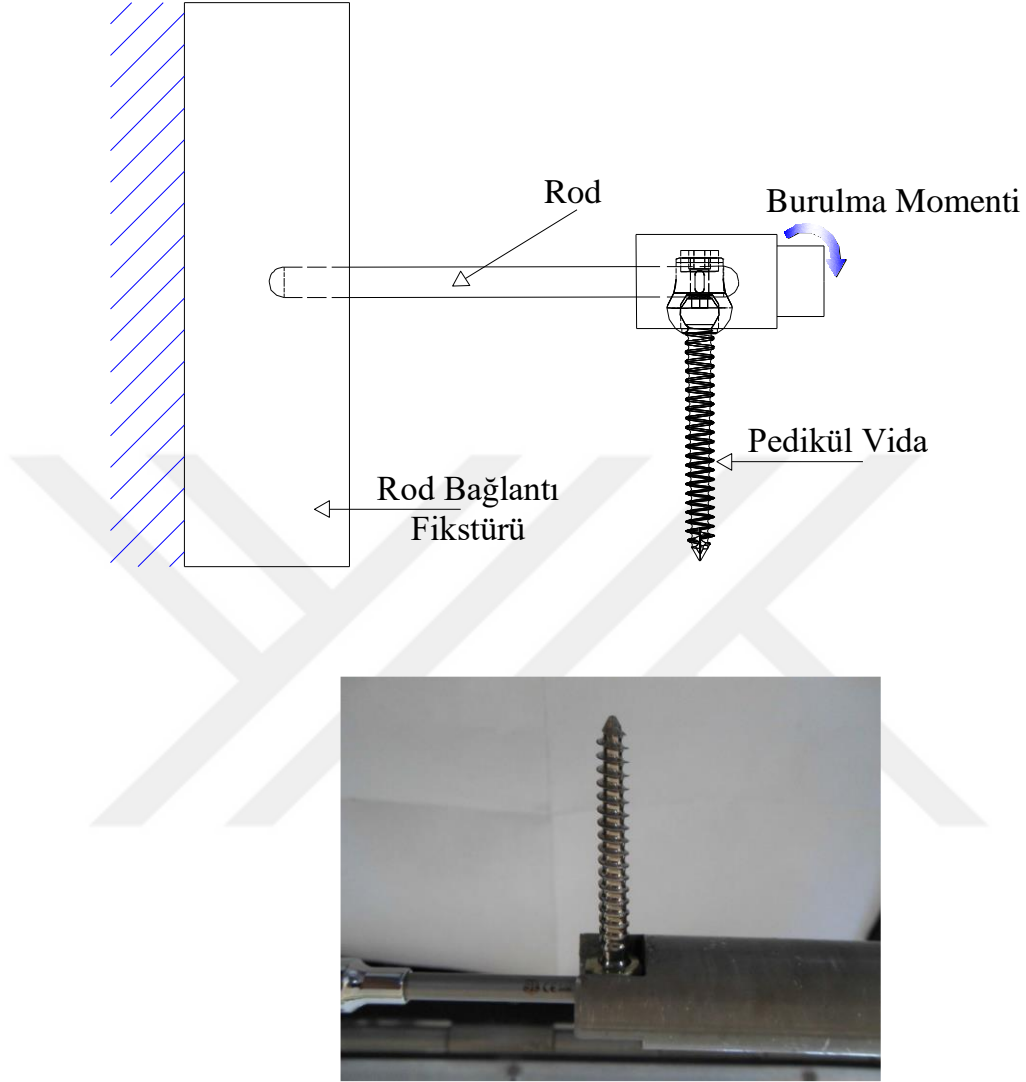


Şekil 2.22: Eksensel tutunma kapasite deneyi test düzeneği

Dakikada 5 mm/dk basma hızı ile yapılan testlerde aynı tipteki vida-çubuk sistemlerinin testleri beş tekrarlı olarak gerçekleştirilmiştir.

Sistem elemanları son olarak burma yükü altında tutunma kapasitesi deneylerine tabi tutulmuştur. Bu deneyde en küçük alt montaj olan çubuğa sabitlenmiş vida kullanılmıştır. Bu deney sırasında çubuk sabit tutularak vidanın baş kısmından sisteme burma torku uygulanmış ve dönme açısına karşılık gelen tork değerleri kaydedilmiştir (Şekil 2.23). Sonuç olarak vida kafasına uygulanan burma yüküne karşı çubuk ile vidanın dayanım performansı belirlenmiştir.





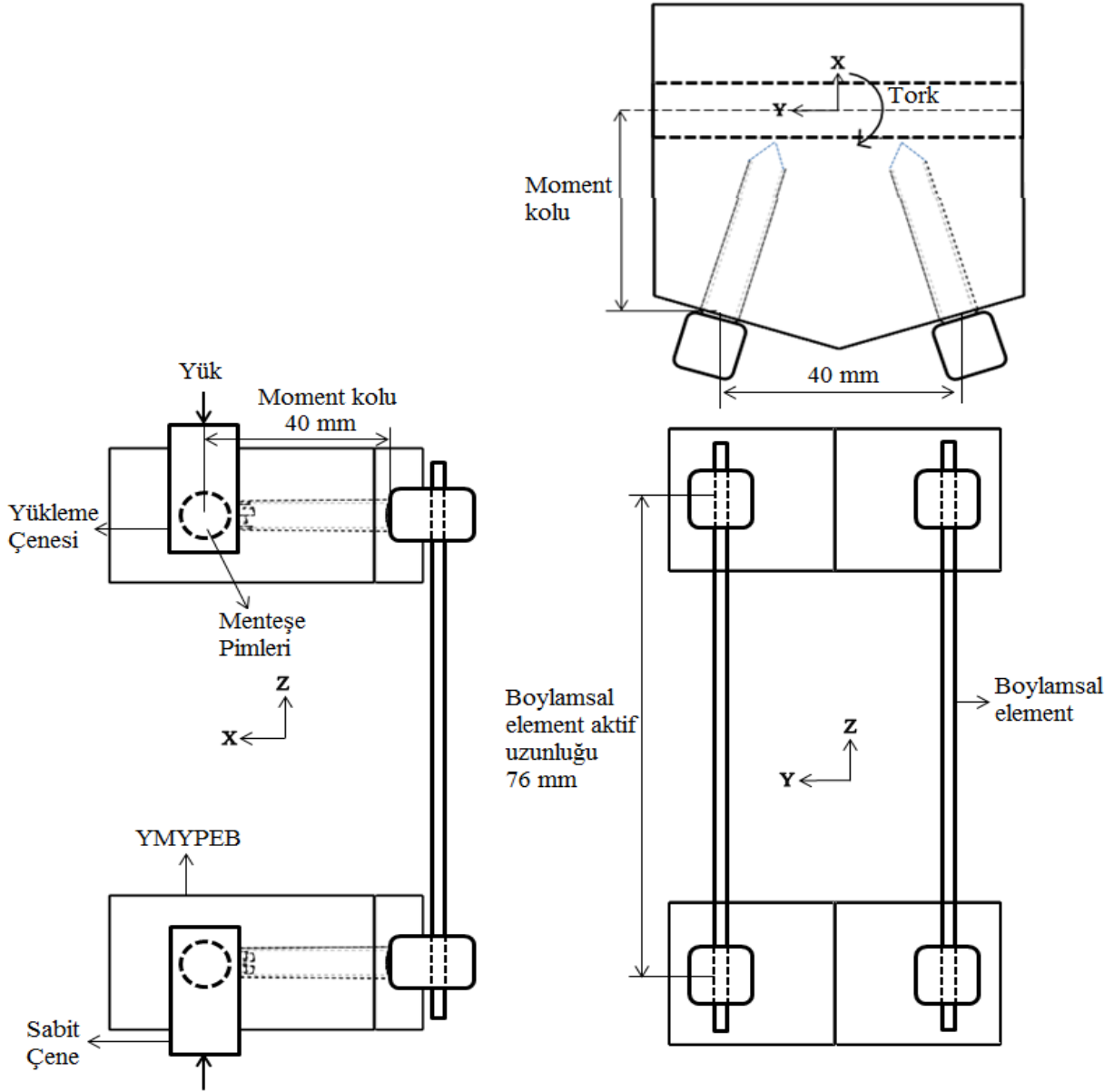
Şekil 2.23: Burma yükü altında tutunma kapasite deneyi test düzeneği

### 2.2.2. Kısa Segment Modelleme

Posterior sabitleme tekniklerinde kullanılan vida-çubuk sistemlerinin toplam performansının belirlenmesinde ASTM F1717 standardı kullanılmaktadır [50]. Bu standart kapsamında, ortadaki segment çıkarılmış üç segment vertebrada, alt ve üst segmentlere ikişer vida yerleştirilerek bilateral sabitleme yapılan vertebrektomi modelleri oluşturulmuştur.

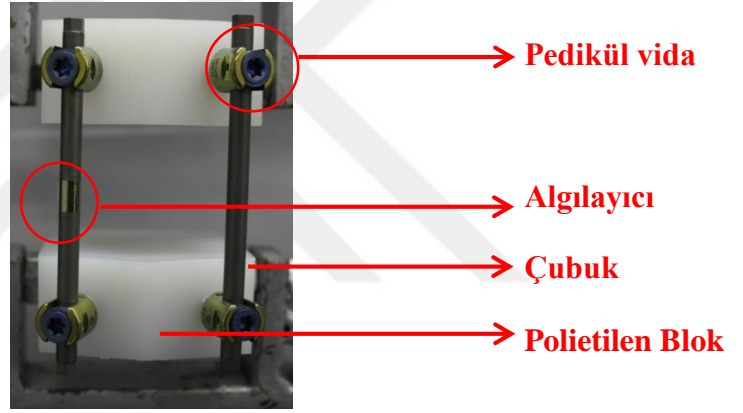
### 2.2.2.1. Kısa Segment Deney Numunelerinin Hazırlanması ve Deney Düzenliğinin Kurulması

Posterior sabitleme tekniklerinde kullanılan vida-çubuk sistemlerinin performansının belirlenmesinde üç segment vertebranın ortadaki segment çıkarılmış ve alt ve üst segmentlere ikişer vida yerleştirilerek bilateral sabitlemesi yapılan vertebrekromi modelleri kurulmuştur. Şekil 2.24'te standart bir vertebrektomi modeli sunulmuş ve aksenal yükleme koşulu gösterilmiştir.



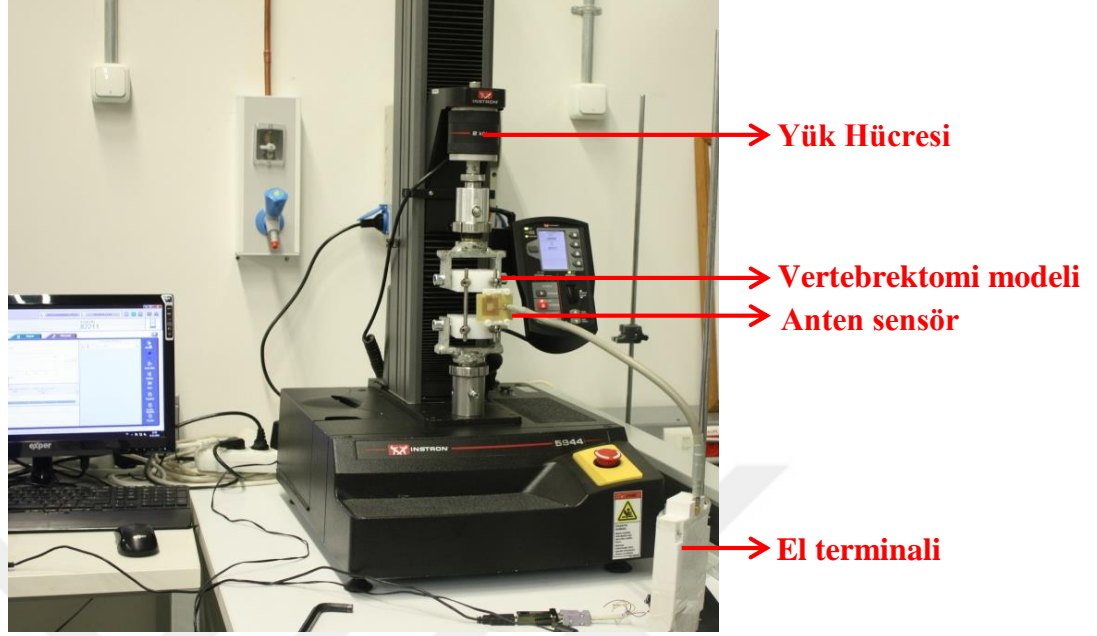
Şekil 2.24: Vertebrektomi model ölçüleri

Şekil 2.25'te gösterilen model, 3 adet omurdan oluşan kısa segment modelidir. Bu modele göre, üç omurun birinci ve üçüncü omurların pedikülleri arasındaki mesafe 76 milimetredir. Vertebrektomi modeller oluşturulurken, birinci ve üçüncü omurları taklit etmek için yüksek molekül yoğunluklu polietilen bloklar kullanılmıştır. Polietilen bloklara, pedikül vidalar standartta belirlendiği şekilde gönderilmiş ve ardından sensörler dışarı bakacak şekilde rodler yerleştirilerek sabitleme işlemi tamamlanmıştır. Vida ve çubuğu sabitlemek için kullanılan tespit vidaları standartta belirlendiği gibi 9 Nm tork ile sıkılmıştır. Son olarak monte edilen çubukların dış yüzeylerine algılayıcılar yapıştırılarak kısa segmentler Şekil 2.25'teki gibi hazırlanmıştır. Deneylede, daha öncesinde mekanik testleri yapılan sistem elemanları kullanılmıştır.



Şekil 2.25: Algılayıcı bütünleşik kısa segment

Kısa segment üzerindeki algılayıcının karşısına okuyucu anten yerleştirilmiş ve bu anten ile veriler el okuyucusu üzerinde işlenerek bilgisayara iletilmiştir (Şekil 2.26). Bilgisayarda bu veriler daha önceden hazırladığımız bir Matlab programında derlenerek zamana bağlı okunan rezonans frekansları eğrilerine dönüştürülmüştür. Saniyede bir frekans değerinin okunduğu bu grafikler daha sonrasında test cihazından alınan zamana bağlı kuvvet değerleri ile karşılaştırılmıştır.



Şekil 2.26: Kısa segment deney düzeneği

#### **2.2.2.2. Kısa Segment Deneylerinin Dinamik Testi**

Kısa segment deneylerinin dinamik test prosedüründe üçer adet algılayıcı bütünlük kısa segment numunelerinden oluşan üç gruba ayrı ayrı basma, çekme ve yana eğme testleri yapılmıştır. 400 Newton (N) kuvvet değerine kadar aralıksız bir şekilde kuvvet uygulanan numunelerden kesintisiz bir şekilde veri okunur.

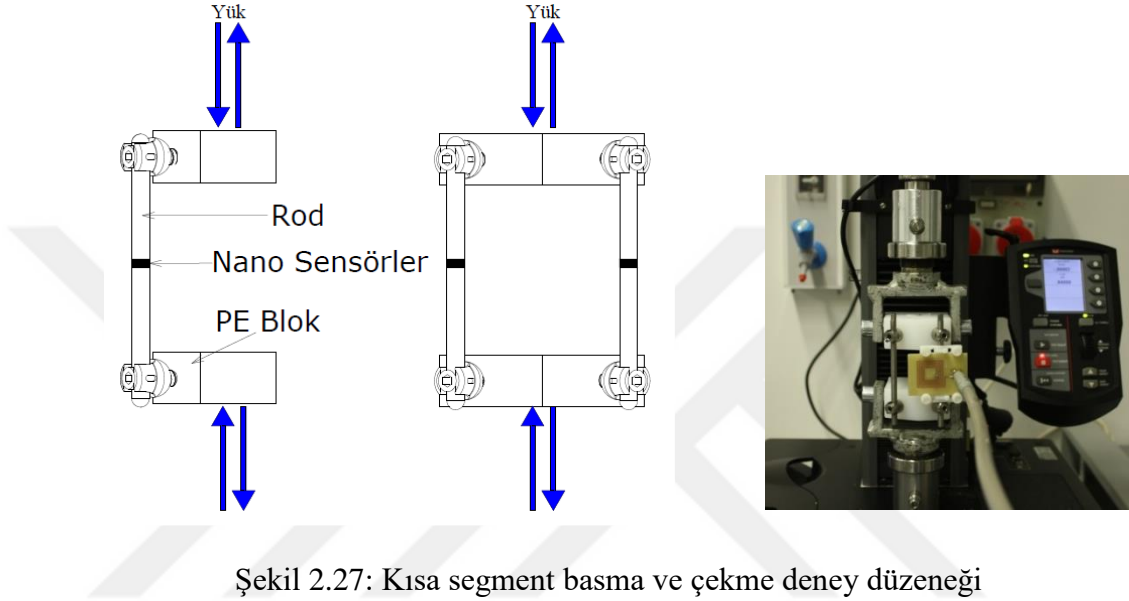
#### **2.2.2.3. Kısa Segment Deneylerinin Beklemeli Testleri**

Çubuk üzerindeki yük sürekli olarak arttırılmamış bunun yerine 50 N'lik dilimler halinde beklenerek arttırılmıştır. Bu bekleme zaman dilimlerinde ise algılayıcıdan bekleme anındaki kuvvete karşılık gelen frekans değerleri toplanmıştır.

#### **2.2.2.4. Kısa Segment Basma ve Çekme Testi**

Üretilen sistemin omurga sabitlemedeki etkisini görebilmek için bir kısa segment vertebrektomi modeli kurularak statik basma ve çekme deneyi yapılmıştır. Şekil 2.27'de gösterildiği gibi vidalar çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen bloklara sabitlenir. Her bir polietilen blok bir omurga kemiğini temsil eder. Daha sonra çubuklar ile iki kemiğe

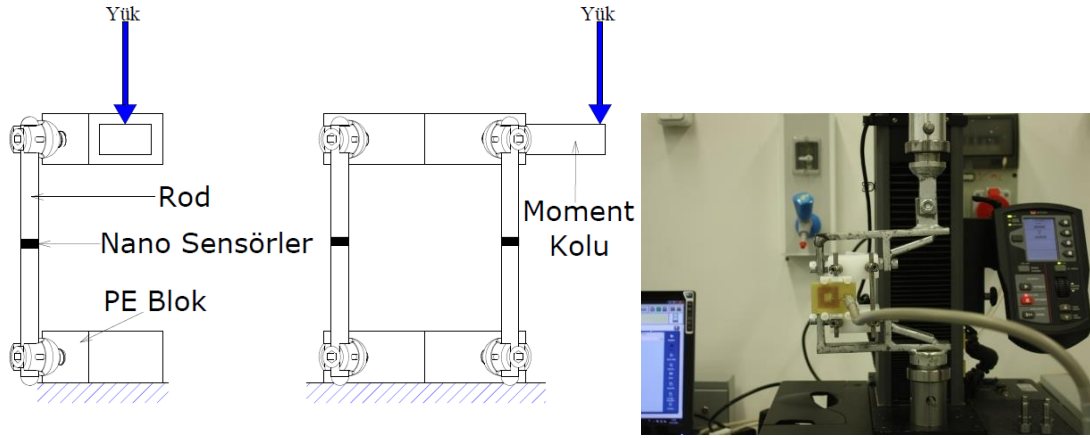
tutturulan vidalar birbirine bağlanır ve vertebrektomi modeli elde edilmiştir. Anlık hareket merkezinden modellere basma yükü uygulanarak sistemin akma mukavemeti belirlenmiştir. Deney sırasında yük-yer değiştirme değerleri kaydedilmiş ve çubuklar üzerine yerleştirilen sensörler aracılığı ile çubuklar üzerinden frekans okunmuştur.



Şekil 2.27: Kısa segment basma ve çekme deney düzeneği

#### 2.2.2.5. Kısa Segment Yana Eğme (Lateral Bending) Deneyi

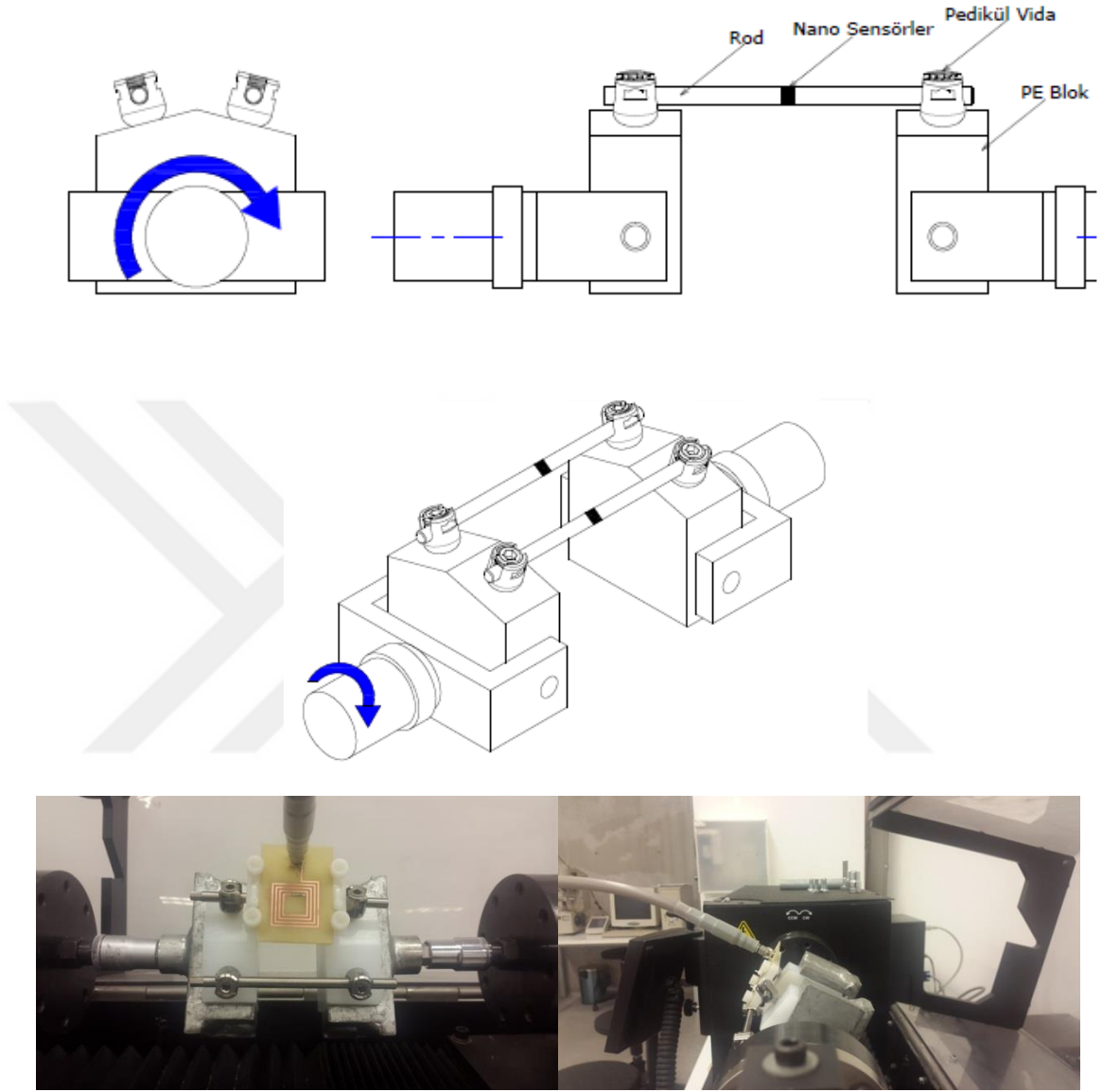
Alt montajlar Şekil 2.27’de gösterildiği gibi hazırlandıktan sonra Şekil 2.28’te gösterilen deney düzeneğine yerleştirilmiştir ve moment kolundan sabit bir ilerleme hızı ile yük uygulanmıştır. Yük uygulayan batıcı ucun arkasında bulunan yük hücresi ile yük değerleri anlık olarak kaydedilmiştir. Sabit uzunluklu moment kolu ile kuvvet ilişkisinden moment-yer değiştirme eğrisi elde edilmiş böylece sistemin yana eğme rijitliği belirlenmiştir. Ayrıca çubuklar üzerine yerleştirilen sensörler aracılığı ile çubuklar üzerinden frekans okunmuştur.



Şekil 2.28: Kısa segment yana eğme (lateral bending) deney düzeneği

#### 2.2.2.6. Kısa Segment Burma Deneyi

Kısa segmentler Şekil 2.27’de gösterildiği gibi hazırlandıktan sonra Şekil 2.29’da gösterilen düzeneğe yerleştirilmiş ve Instron 55 MT burma cihazı yardımıyla bir ucu sabit tutulurken diğer ucundan  $2^\circ$  sabit açısal hızla çevrilmiştir. Bu sırada sabit tutulan ucun arkasında bulunan tork değerleri hücresinden Tork okunmuştur. Deney sırasında açısal yer değiştirmeye karşılık gelen tork değerleri kaydedilerek sistemin rotasyon altındaki rijitliği belirlenmiştir. Ayrıca çubuklar üzerine yerleştirilen sensörler aracılığı ile çubuklar üzerinden frekans değerleri okunmuştur.



Şekil 2.29: Alt montaj burma deneyi düzeneği

### 2.2.3. Uzun Segment Modelleme

Standartlarda uzun segment sabitleme ile ilgili öngörülen bir test protokolü mevcut değildir. Ancak Tang'ın yaptığı çalışmada uzun segment sabitleme ile ilgili literatüre yeni bir yöntem kazandırmıştır [51]. Bu deney konfigürasyonu esas alınarak 4 omurun temsil edildiği uzun segment modelleri kurulmuştur. Bu yapıda birinci ve dördüncü omurların arasındaki mesafe 114 mm'dir. Bu uzayan mesafe nedeniyle polietilenler arasına bir yay konulmuştur. Polietilen blokların boyu iki katına çıkarılmış ve her bir polietilen blok için

dörder adet pedikül vida kullanılmıştır. Polietilen bloklarda yer alan iki sıra pedikül vida arasındaki mesafe 30 mm'dir. Uzun segment modeller hazırlanırken akıllı implant çubuklar, kısa segment modellerde olduğu gibi dışa bakacak şekilde yerleştirilmiş ve kullanılan tespit vidaları standartta belirlendiği gibi 9 Nm tork ile sıkılmıştır. Oluşturulan uzun segment modeli, Şekil 2.30'da gösterilmiştir.

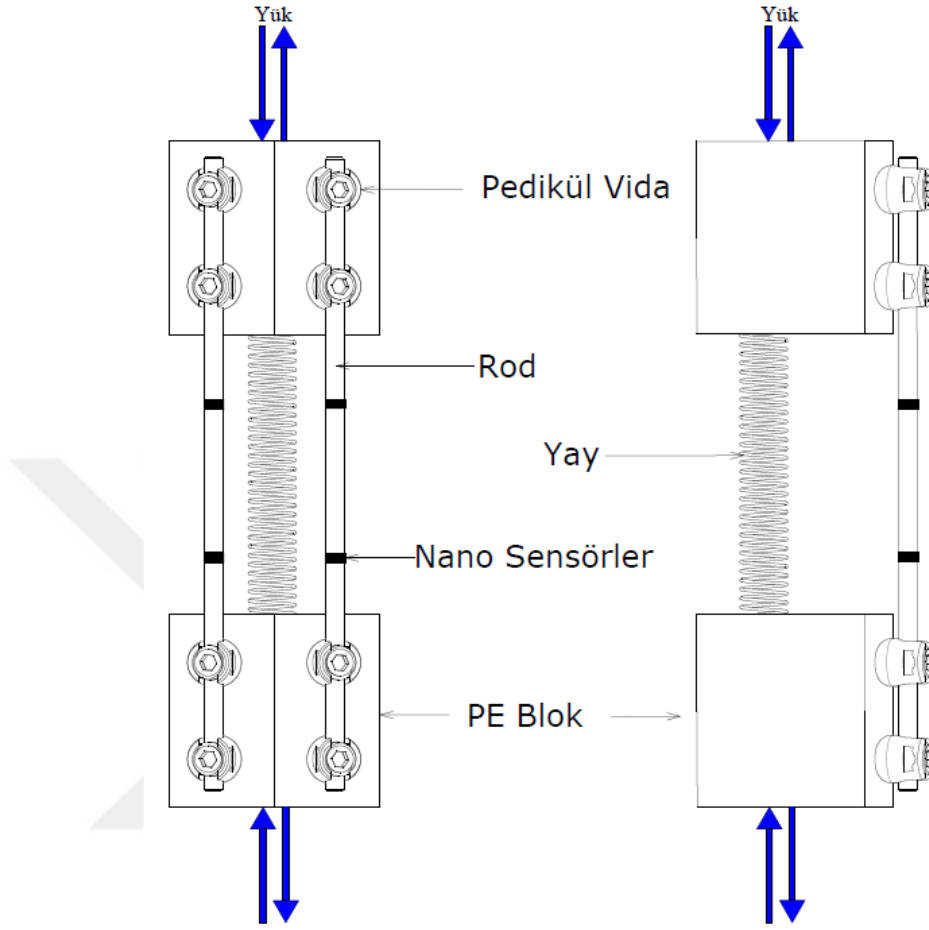


Şekil 2.30: Uzun segment modelleme

### 2.2.3.1. Uzun Segment (US) Basma ve Çekme Testi

Kısa segmentte olduğu gibi üretilen sistemin omurga sabitlemedeki etkisini görebilmek için bir uzun segment vertebrektomi modeli kurularak statik basma deneyi yapılmıştır. Şekil 2.31'de gösterildiği gibi vidalar çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen bloklara sabitlenmiştir. Her bir polietilen blok bir omurga kemiğini temsil eder. Daha sonra çubuklar yardımı ile vidalar birbirine bağlanarak uzun segment vertebrektomi modeli elde edilmiştir. Anlık hareket merkezinden basma ve çekme yükleri uygulanarak sistemin akma mukavemeti belirlenmiştir. Deney sırasında yük-yer değiştirme değerleri kaydedilerek çubuklar üzerine yerleştirilen sensörler aracılığı ile çubuklar üzerinden frekans okunmuştur.





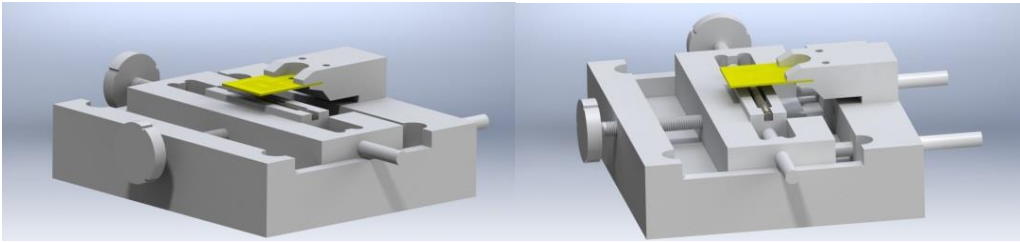
Şekil 2.31: Uzun segment modelde basma ve çekme deney düzeneği

## 2.3. Antenin Optimum Konumunun Belirlenmesi ve Optimum Konumda Testleri Tekrarı

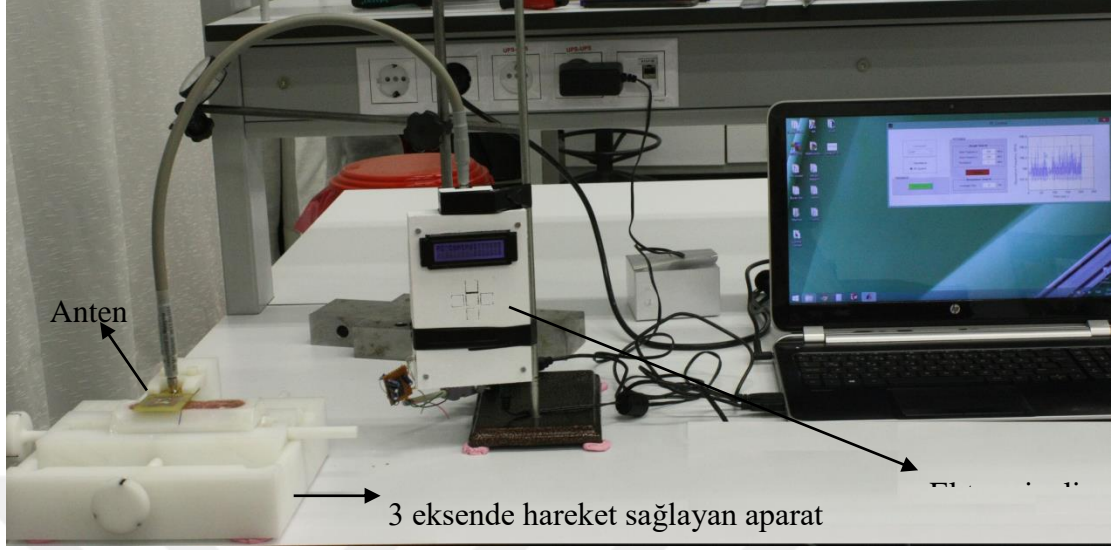
Tez kapsamında, sistem elemanlarının mekanik testlerinin bitmesinin ardından, testler kısa segment modeller üzerinde yapılmıştır. Bu testler sırasında, kuvvet sürekli artırılarak algılayıcıların dinamik performansı ve kuvvetin kademeli olarak artırılmasıyla da statik performansları gözlemlenmiştir. Testler esnasında, anten ve sensörün birbirine olan konumunun değişeceği öngörülmüş ve bunun ölçümleri etkilememesi için en yüksek sinyal alınan bölgenin belirlenmesi için testler yapılmıştır.

### 2.3.1. Antenin Optimum Konumunun Belirlenmesi ve Yumuşak Dokunun Ölçümlere Etkisi

Çubukların sabit, antenin ise 3 eksende milimetrelık, kontrollü hareketini sağlayabilecek, ölçümleri etkileyebilecek metal malzeme içermeyen, polietilenden üretilmiş bir aparat tasarlanmış ve üretilmiştir (Şekil 2.32). Aynı zamanda, ileriki çalışmalarda, canlı hayvan deneylerinde kullanılacak olan sensör ve antenin, aralarında yumuşak doku olmasının ölçümleri nasıl etkileyeceğini belirlemek için 5 mm ve 10 mm kalınlıkta olmak üzere sensörün üzerine yumuşak doku yerleştirilmiş ve anten 3 eksende milimetrelık hareket ettirilerek ölçümler alınıp, yumuşak dokusuz ölçümlerle karşılaştırılmıştır (Şekil 2.33).

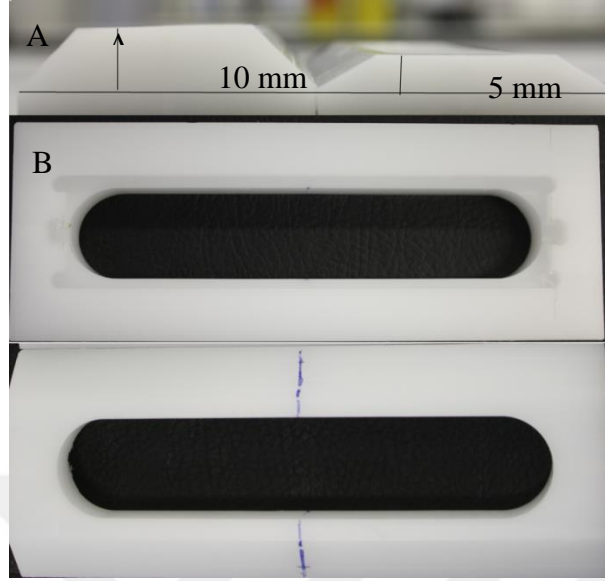


Şekil 2.32: 3 eksende hareketi sağlayan aparat

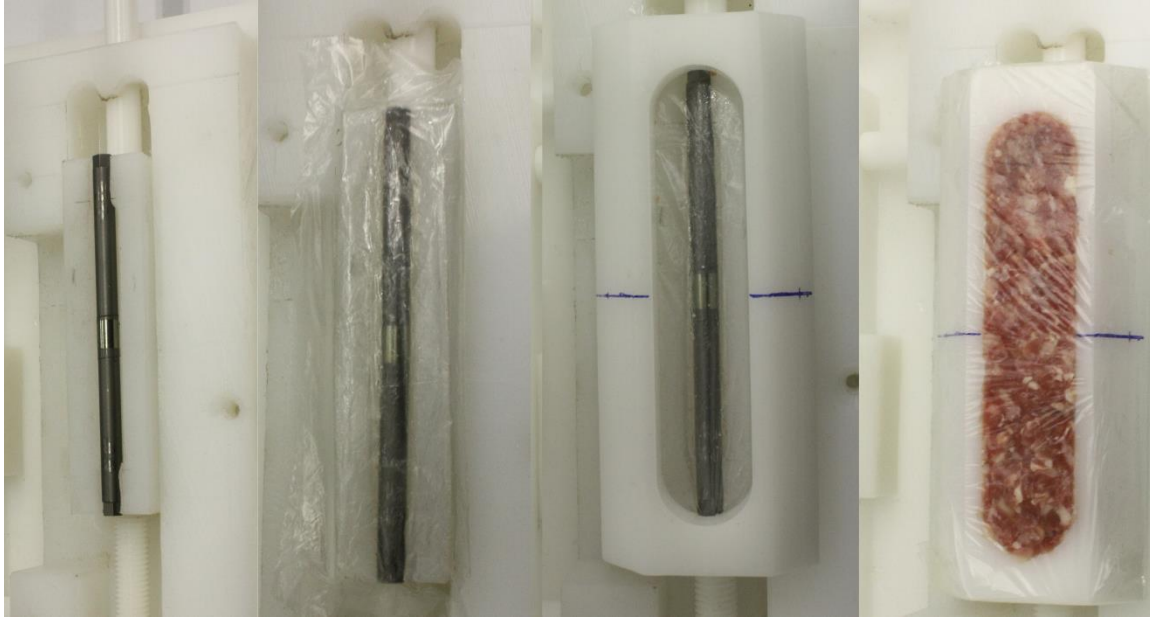


Şekil 2.33: Deney düzeneği

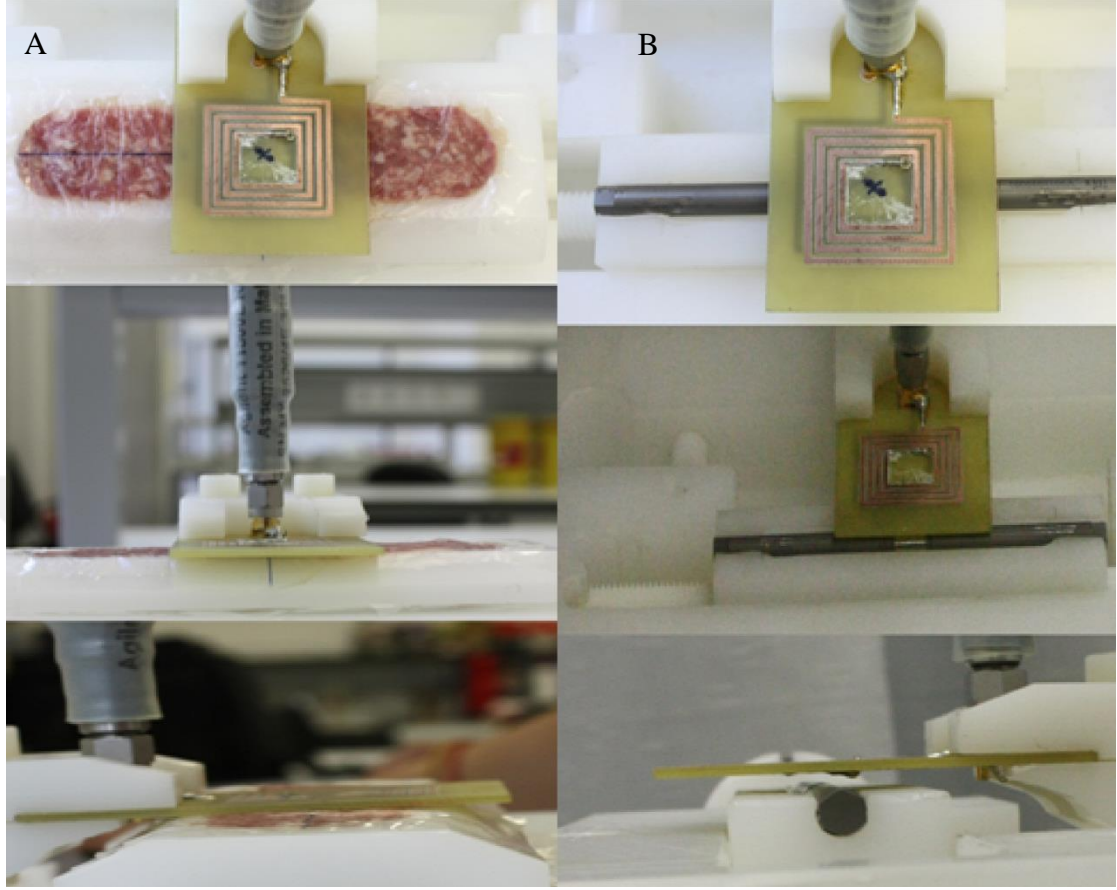
Anten ve sensörün konumları ile ilgili yapılan ölçümler X, Y ve Z eksenlerinde yumuşak dokusuz, 5 mm yumuşak dokulu ve 10 mm yumuşak dokulu olmak üzere yapılmıştır. 5 mm'lik ve 10 mm'lik yumuşak dokulu deney düzeneklerinde, sensörün üzerine bu kalınlıkta yumuşak doku eklenebilmesi için 5 mm'lik ve 10 mm'lik olmak üzere iki aparat üretilmiştir (Şekil 2.34). Bu aparatlar 3 düzlemde hareketi sağlayan sistemde, arka yüzlerindeki çubuk girişleri sayesinde çubuğun üzerine yerleştirildikten sonra hiç hareket etmeyecek şekilde tasarlanmıştır (Şekil 2.35). Çubuğun üzerine ince bir plastik malzeme yerleştirildikten sonra 5 mm veya 10 mm kalınlığında yumuşak doku yerleştirilir ve üzeri yine aynı ince plastik malzemeyle kapatıldıktan sonra anten yerleştirilir (Şekil 2.35). Anten ve sensörün orta noktalarının üst üste geldiği nokta referans noktası olarak kabul edilmiştir (Şekil 2.36). Yumuşak dokunun olmadığı ölçümlerde anten ile sensör arasındaki mesafe antenin çubuk ile temas etmemesi için minimum 2.5 mm olarak belirlenmiş ve o aralıkta tutulmuştur. 5 mm'lik ve 10 mm'lik yumuşak dokulu ölçümlerde ise anten ile yumuşak doku arasında boşluk bırakılmamıştır (Şekil 2.36).



Şekil 2.34: Yumuşak dokulu deney düzeneğinde kullanılan 5 mm'lik ve 10 mm'lik aparatlar B) Aparatın arka ve ön yüzü

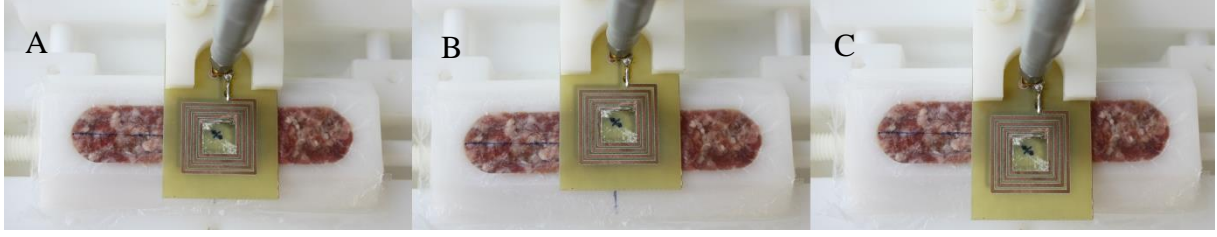


Şekil 2.35: Yumuşak dokulu testler için aparatların hazırlanması

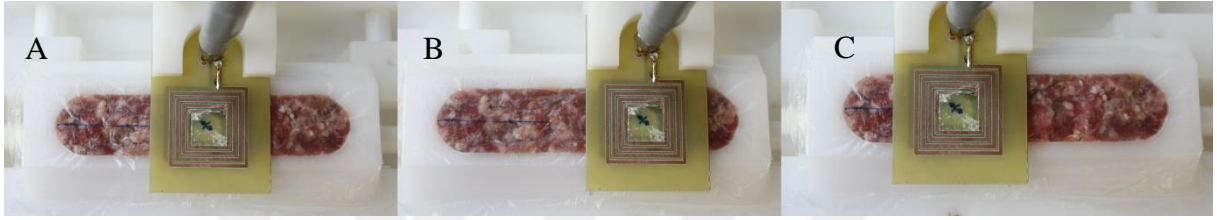


Şekil 2.36: A) Yumuşak dokulu ve B) Yumuşak dokusuz deney düzeneklerinde referans noktaları

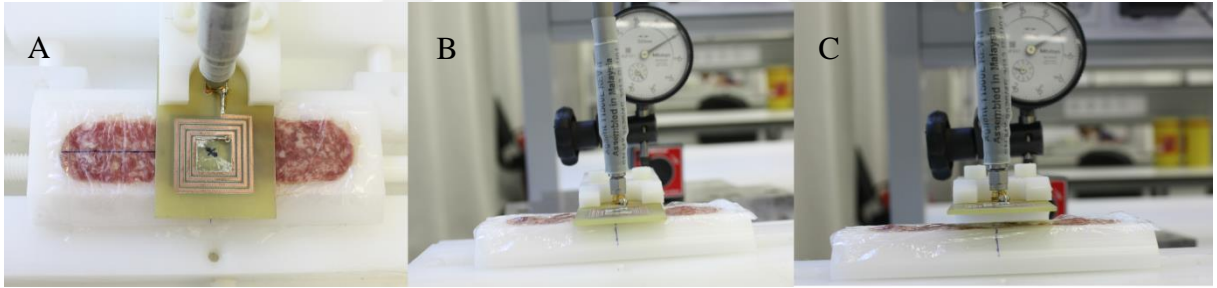
X, Y ve Z eksenlerinde harekete başlamadan önce anten ve sensör referans noktasına getirilmiştir (Şekil 2.37A, 2.38A, 2.39A, 2.40A, 2.41A, 2.42A). X ekseninde, anten referans noktasının 7 mm yukarısına götürülerek oradan itibaren 1 mm de bir olmak üzere 15 adet ölçüm alınmıştır (Şekil 2.37B, 2.37C, 2.40B ve 2.40C). Y ekseninde, anten referans noktasından itibaren 17 mm yukarıya taşınmış, oradan itibaren 1 mm'de bir olmak üzere 35 adet ölçüm alınmıştır (Şekil 2.38B, 2.38C, 2.41B, 2.41C). Z ekseninde, yumuşak dokusuz örneklerde 2,5 mm'den yukarıya 1 mm artışlarda 7 ölçüm alınmıştır (Şekil 26B, 26C). Aynı eksende yumuşak doku ile yapılan ölçümlerde ise anten ile yumuşak doku arasında boşluk bırakılmamış ve yine 7 ölçüm alınmıştır (Şekil 2.39B, 2.39C, 2.42B, 2.42C).



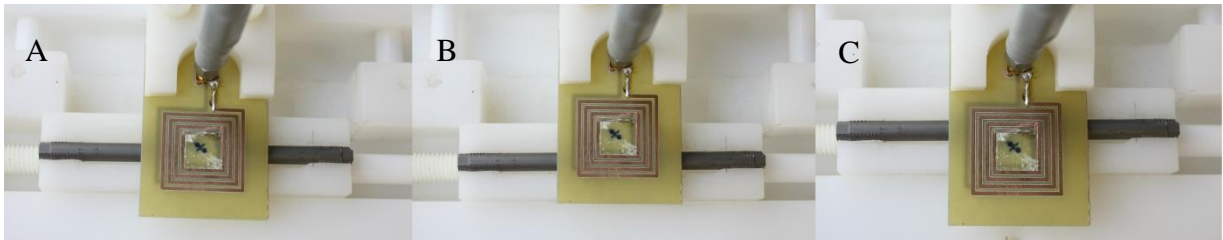
Şekil 2.37: Yumuşak dokulu deney düzeneğinde x ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası



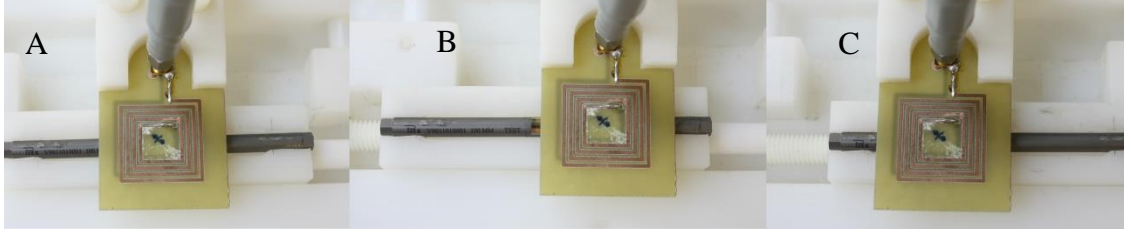
Şekil 2.38: Yumuşak dokulu deney düzeneğinde y ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası



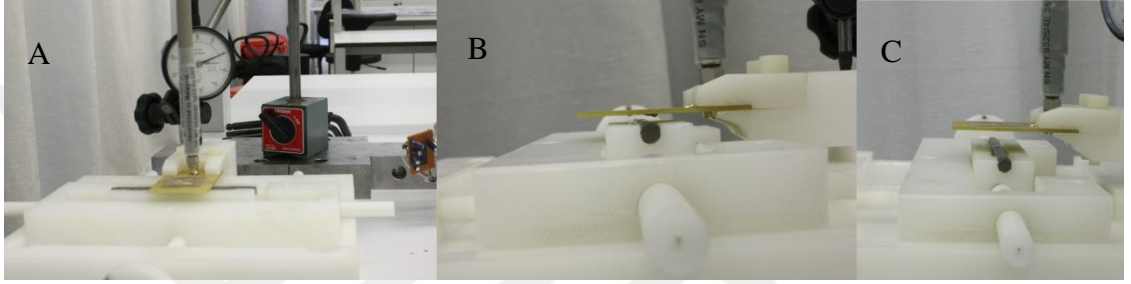
Şekil 2.39: Yumuşak dokulu deney düzeneğinde z ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası



Şekil 2.40: Yumuşak dokusuz deney düzeneğinde x ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası



Şekil 2.41: Yumuşak dokusuz deney düzeneğinde y ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası



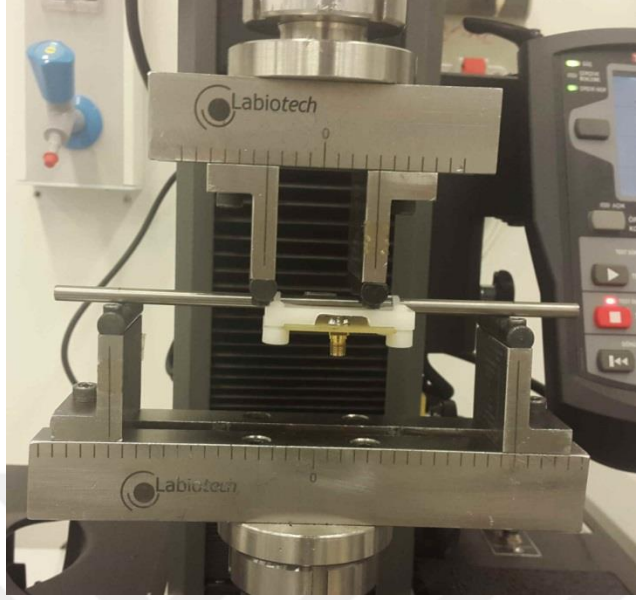
Şekil 2.42: Yumuşak dokusuz deney düzeneğinde z ekseninde A) referans noktası B) deney başlangıç noktası C) deney bitiş noktası

### 2.3.2. Optimum Konum ile Testlerin Tekrarı

Anteni ile en iyi ölçüm alınan noktanın belirlenmesiyle birlikte, testler anten optimum konumdayken tekrar yapılmıştır.

#### 2.3.2.1. Dört Nokta Eğme Testi

Bu deneyde basma/çekme test cihazının aparatları değiştirilerek çubuğa iki noktadan temas eden aparatlar bağlanmıştır. Hareketsiz alt aparatın iki temas noktası arasındaki mesafeye destek aralığı denir. Yükün iletiği hareketli üst aparatın destek açıklığına ise yükleme aralığı denir. Yükleme aralığı, destek aralığından küçüktür. Test sırasında yukarıdan uygulanan kuvvet ile temas noktaları birbirine yaklaştırılarak çubuğa dört temas noktasından kuvvet uygulanmış ve çubuk bu yükler altında eğilmeye zorlanmıştır. Test düzeneği Şekil 2.43'te verilmiştir.



Şekil 2.43: Dört nokta eğme test düzeneği

### 2.3.2.2. Eksensel Çekme Testi

Akıllı implant çubuklarda 50 N'luk kuvvet arttırmaları ile toplamda 400 N'luk çekme kuvveti uygulanmıştır (Şekil 2.44). Yük – yerdeğiştirme verileri ve frekans değerleri kaydedilmiştir.

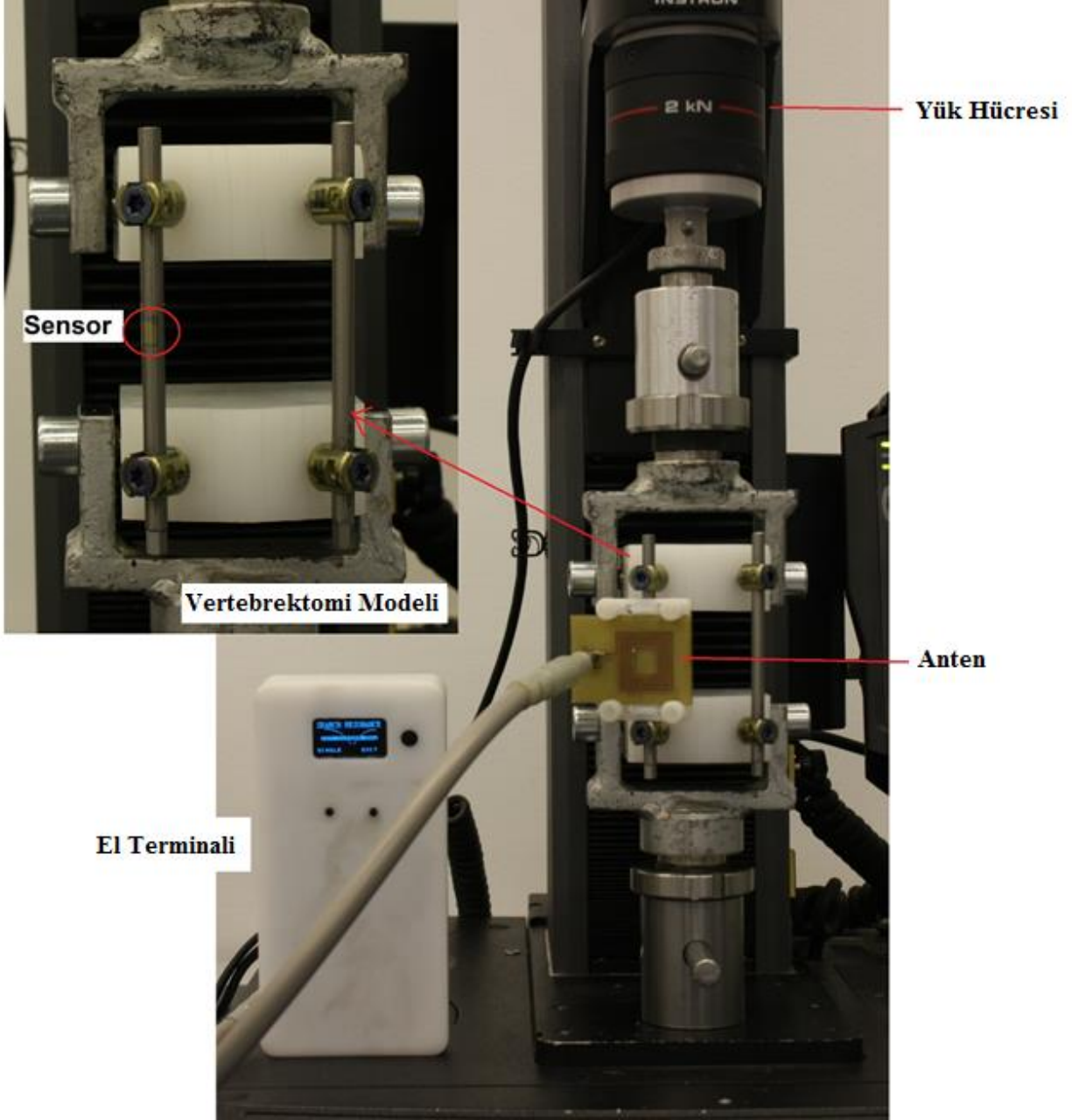


Şekil 2.44: Eksensel çekme test düzeneği



### 2.3.2.3. 300 N'dan Yük Azaltarak Ölçüm Alınması

400 N'a kadar 50 N'da bir olmak üzere ölçüm alınırken, 300 N'dan sonra kısa segment modelinin plastik deformasyona uğradığı tespit edilmiş ve maksimum yükün 300 N olmasına karar verilmiştir. Ayrıca sistemin ilk olarak 300 N yüklenip sonrasında 50 N'luk kuvvet düşürümleriyle ölçüm alınmasıyla sistemin hareketliliği sınırlandırılarak daha iyi sonuçlar elde edilmiştir. Dolayısıyla kısa segment modelindeki tüm testler (basma, çekme, burma, yana eğme testleri) bu yöntemle tekrar yapılmıştır. Ayrıca el terminali yeniden tasarlanarak daha kullanışlı ve sağlam hale getirilmiştir. Yeni el terminali ile kurulan test düzeneği Şekil 2.45'de verilmiştir.

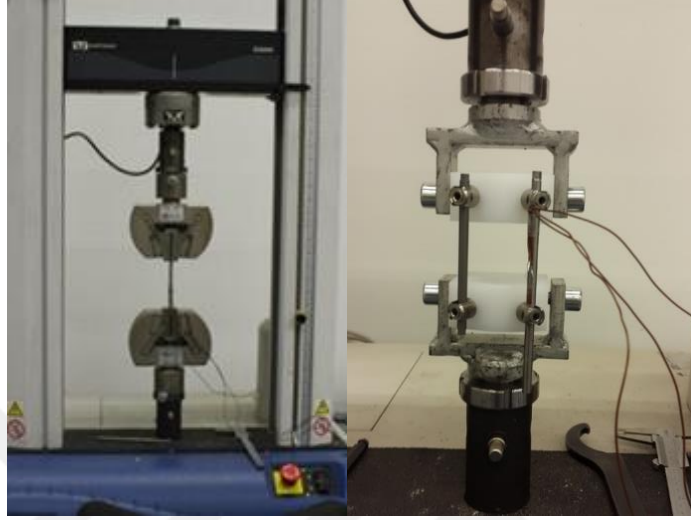


Şekil 2.45: Kısa segment modellerde yeni test düzeneği

### 2.3.3. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Ölçümlerin Karşılaştırılması

Kullanılan basma çekme cihazında herhangi bir sorun olup olmadığının anlaşılması ve çubuğun üzerindeki gerinimin belirlenmesi için gerinim ölçer (Tokyo Sokki Kenkyujo Co., Ltd., Tokyo, Japan with a 2.1 gauge factor) ile aksenal çekme ve kısa segment modelinde basma testleri yapılmıştır. Gerinim ölçer, entegre olduğu materyal üzerindeki

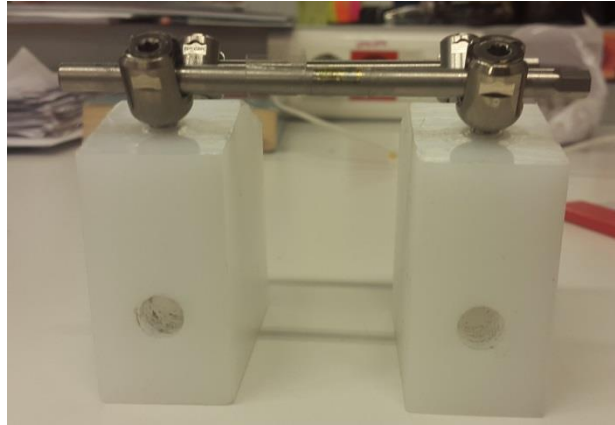
gerilmeden, materyal üzerindeki stresi belirler. 50 N arttırmalarla maksimum yük 300 N olana kadar beklemeli olarak ölçüm alınmıştır. Test düzeneği Şekil 2.46’da verilmiştir.



Şekil 2.46: Gerinim ölçer ile eksenel çekme ve kısa segment basma test düzenekleri

#### 2.3.4. Monoaksiyal Vida

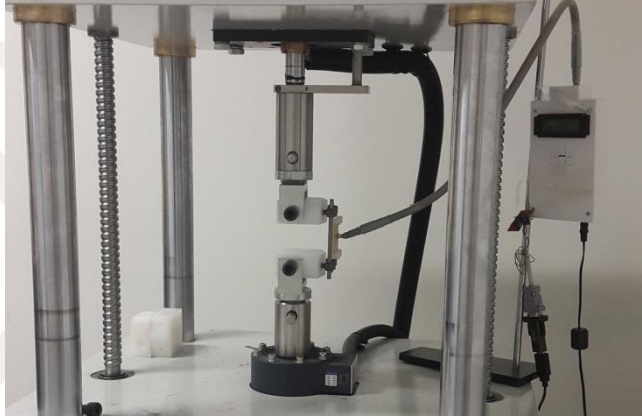
Sistemdeki hareketi önleyebilmek için monoaksiyal vidalar kullanılarak bir test grubu daha oluşturulmuştur (Şekil 2.47). Monoaksiyal vidaların başı, poliaksiyal vidalardaki gibi oynar değildir. Sistemdeki hareketliliğin değişiminin ölçümler üzerindeki etkisini belirleyebilmek için polyaksiyal pedikül vidalar yerine monoaksiyal vidalar kullanılmıştır.



Şekil 2.47: Monoaksiyal vidalarla yapılan kısa segment modeli

## 2.4. Kısa Segment Modellerde Yorulma Deneyi

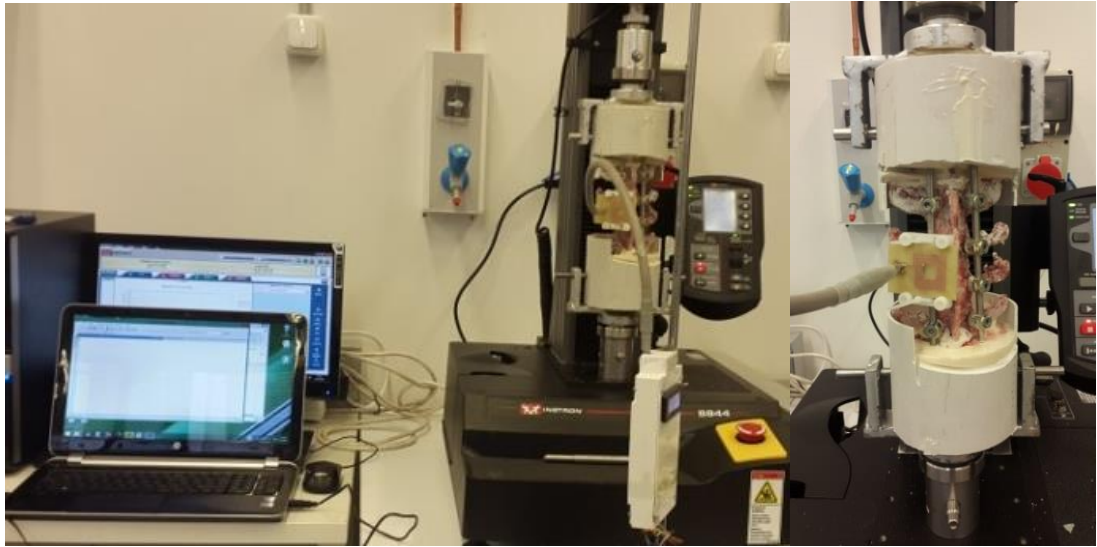
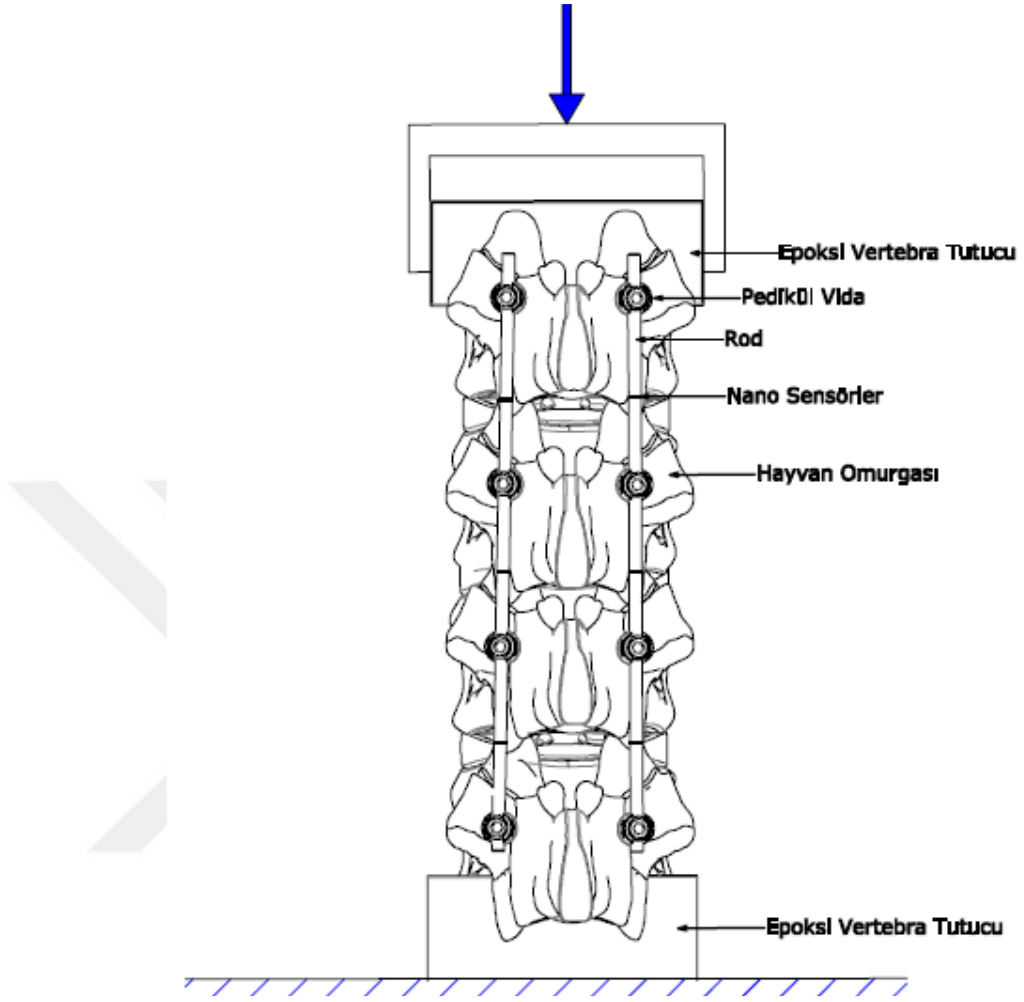
Alt montaj basma ve çekme deneyinde kullanılan ve Şekil 2.48’de sunulan aparatlarla 2015EMY015 yorulma test cihazı (Labiotech, Ankara, TR) kullanılarak deneyler gerçekleştirilmiştir. Çevrimsel yük uygulanmıştır. Yük oranı 10, çevrim frekansı 10 Hz ve başarılı sayılan çevrim sayısı kırılma gerçekleşmeksizin 5.000.000 çevrimdir. Çubuklar üzerine yerleştirilen sensörlerden 5 milyon çevrim yük öncesi ve yükleme sonrası frekans değerleri okunarak karşılaştırılmıştır.



Şekil 2.48: Yorulma testi düzeneği

## 2.5. Sistemin Yeni Kesilmiş/Yeni Donu Çözülmüş Hayvan Omurgalarına Yerleştirilerek Mekanik Yükleme ve Ölçüm Yapılması

Posterior sabitleme için önerilen sistemin mekanik doğrulaması yapıldıktan sonra yumuşak dokuya yerleştirilmesi işlemi gerçekleştirilmiştir. Testlerde insan omurgasına benzerliğinden dolayı koyun vertebra kullanılmıştır. Omurga T13 bölgesinden L7 bölgesine kadar disekte edilmiş ve test tarihine kadar -20 °C de saklanmıştır. Testler yapılmadan önce iki omur üst kısımdan iki omur alt kısımdan poliüretan malzeme içine gömülmüştür. Omurga üzerine yerleştirilen vida-akıllı implant çubuk sistemine mekanik modellerde olduğu gibi aksenal basma, çekme testleri yapılmıştır. Şekil 2.49’da bir koyun vertebra üzerine yerleştirilmiş sistemin test düzeneği şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.49: Yeni kesilmiş/donu çözülmüş koyun omurgasında aksenal çekme deney düzeneği.

Sistem test düzeneğine yerleştirildikten sonra anlık hareket merkezinden 5 mm/dk hızla 50 N'luk arttırmalarla yüklenmiştir. Bu sırada eksenel yükleme için kuvvet-yer değiştirme verileri, frekans verileri kaydedilmiştir.

## 2.6. Canlı Hayvan Deneyleri

### 2.6.1. Operasyon Öncesi Hazırlık ve Anestezi

Koyunlar operasyon öncesi 24 saat aç bırakılmıştır. Vena cephalica antebrachii kateterizasyonu sonrası, premedikasyon için 0,1 mg/kg xylazine hidroklorür (Alfazine® flakon, Egevet) intravenöz yolla uygulanmıştır. İndüksiyon 4 mg/kg ketamine hidroklorür (Alfamine® flakon, Egevet) ün yine intravenöz olarak uygulanması ile gerçekleştirilmiştir. Anestezinin devamı endotrakeal entübasyon sonrası % 100 oksijen ve % 2 izofloranla (Isoflurane® Adeka) sağlanmıştır. Son torakal vertebra ile sakrum arasında kalan bölgenin tıraş ve dezenfeksiyonu sonrası koyunlar ventral yatış pozisyonunda yatırılmıştır (Şekil 2.50).



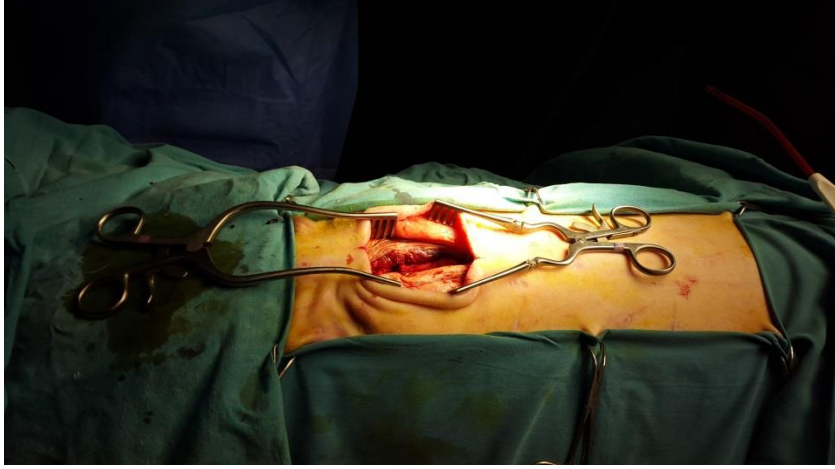
Şekil 2.50:Entübasyon sonrasında ameliyat için hazırlanan koyun

### 2.6.2. Ameliyatlarda Yapılması ve Canlı Hayvanların Postop Bakımı

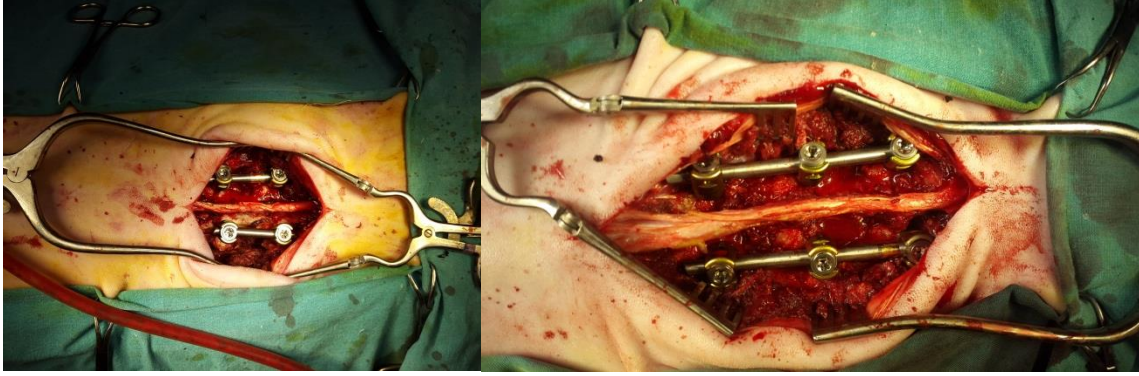
Bölge steril olarak örtüldükten sonra lomber vertebraların spinöz çıkıntıları boyunca longitudinal cilt insizyonu ile açılmıştır (Şekil 2.51). Ciltaltı yağ dokusu geçildikten sonra torakolomber fascia spinöz çıkıntılara tutunma yerinden kesilmiştir. Lomber vertebraların transvers çıkıntıları ile transvers çıkıntıları arasında bulunan longissimus lumborum kasları subperiostal olarak sıyrılmıştır (Şekil 2.52). Kas ekartörleri yerleştirildikten sonra gruplara uygun olarak L4-5 ve L3-4-5 seviyelerine bilateral transpediküler vida yerleştirilmiştir (Şekil 2.53) ve sistem iki adet çubukla birleştirilerek tespit edilmiştir. Cerrahi sonrası ölçümlerin rahat yapılabilmesi için sensör tespit edilmiş çubuk sol tarafa yerleştirilmiştir. Uzun segment enstrümantasyonlarda ise sensör yine sol tarafa ve alt segmente gelecek şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 2.53). Sensörün çubuktan ayrılmaması ve röntgen grafilerinde sensörün yerinin rahat tespit edilebilmesi amacıyla 1 cc PMMA sensör üzerine uygulanmıştır (Şekil 2.54). Füzyon uygulanan gruplarda kemik putty vida ile kemik arasına gelecek şekilde uygulanmıştır. Kanama kontrolü sonrası katlar usulüne uygun kapatılmıştır (Şekil 2.55).



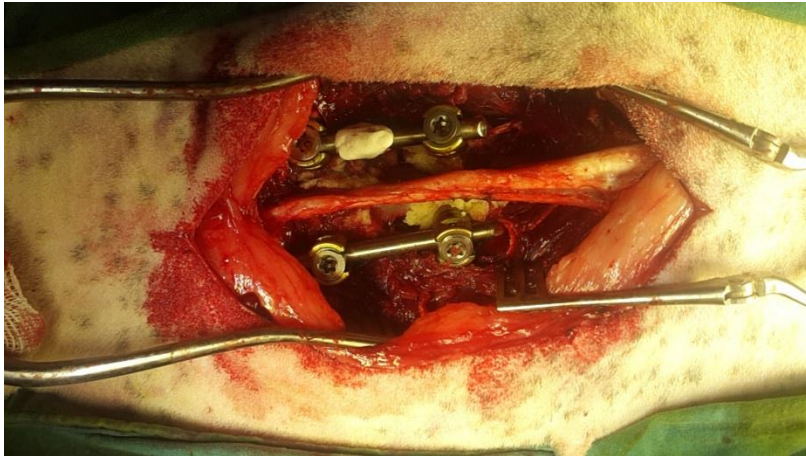
Şekil 2.51: Ameliyat için bölgenin steril olarak örtülmesi



Şekil 2.52: Longissimus lumborum kaslarının subperiostal olarak sıyrılması



Şekil 2.53: L4-5 ve L3-4-5 seviyelerine bilateral transpediküler vida yerleştirilmesi



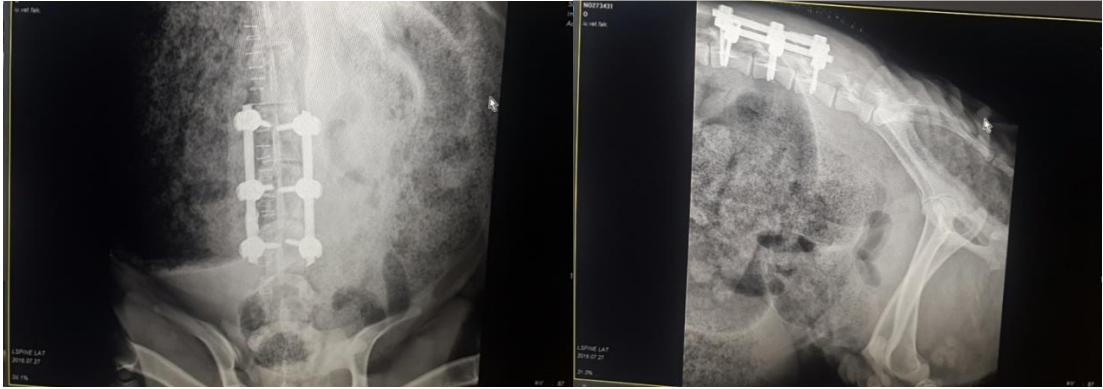
Şekil 2.54: Sensörün üzerinin PMMA ile kapatılması





Şekil 2.55: Kanama kontrolü sonrası katların kapatılması

Koyunlar reanimasyon bölümünde uyandırıldıktan sonra implant yerleştirilen bölgenin dorsoventral ve laterolateral direk radyografileri alınmıştır (Şekil 2.56). Postoperatif dönemde her bir grup, 16 metrekarelik 4 kutuda muhafaza edilmiştir (Şekil 2.58). Koyunlar, operasyondan 12 saat sonra başlanarak ve postoperatif izleme süresi boyunca ad libitum su, pelet yem ve kuru otlarla beslenmiştir. Özel bir beslenme rejimine tabii tutulmamıştır. Akut postoperatif dönemde paraparazi veya paraplaji varlığı açısından kontroller yapılmıştır. Postoperatif beş gün, antibiyotik uygulaması esnasında klinik muayeneleri yapılan koyunların genel durumları değerlendirilmiştir. Ayrıca dikiş bölgesi enfeksiyon açısından kontrol edilmiştir. Cilt sütürleri postop 10. günde alınmıştır.



Şekil 2.56: Ameliyat sonrası dorsoventral ve laterolateral direk radyografileri

### 2.6.3. Ameliyat Sonrası Ölçümlerin Alınması

Ameliyat tamamlandıktan sonra anestezinin etkisi geçmeden önce sensörlerden ilk veri alma işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.57). Koyunlar 6 ay süreyle gözlem altında

tutulmuştur ve ayda bir kez çubuklarda yer alan sensörlerden ölçümler alınmıştır. İlk ve son ayda çekilen röntgen ile vidaların konumu ve kemik doku ile münasebetleri kaydedilmiştir.



Şekil 2.57: Ameliyat sonrası ölçüm alınması



Şekil 2.58: Muhafaza koşulları ve postop bakım

Çalışmanın sonunda koyunlar insan gıdası olarak şartlı kesime tabi tutulmuştur. Kesimden sonra operasyon bölgesi çıkarılmış ve uygulanan enstrümantasyonun makroskopik ve biyomekanik değerlendirmeleri için saklanmıştır.

## 2.7 İstatistiksel Analiz

Veri analizi SPSS 11.5 versiyonu ile yapılmıştır. Gruplar arası karşılaştırma için non parametrik Mann Whitney U Testi kullanılmıştır. Gerinim ve frekans değerlerinin birbiriyle ilişkisini değerlendirmek için Spearman Korelasyon Analizi yapılmıştır. Bağımlı değişkenlerin analizinde Wilcoxon signed rank testi kullanılmıştır. P değeri, değişkenlerin arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için kullanılmış ve p değeri 0.05'ten küçük ise aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu kabul edilmiştir.



### 3. BULGULAR VE TARTIŞMA

#### 3.1. Algılayıcı Tümlleşik Çubukların Testleri

##### 3.1.1. Başarısız Olan Sensör Tasarımının Testleri

Üretilen ilk sensör örnekleri 6 mm çaplı titanyum alaşım ( $Ti_6Al_4V$ ) çubuklara entegre edilmiştir. Çekme testlerinde en yüksek 1000 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Test parametreleri Çizelge 3.1'de verilmiştir.

Çizelge 3.1: Başarısız algılayıcı test parametreleri

<b>Bant genişliği</b>	30 MHz
<b>Zaman Aralığı</b>	300 msn
<b>Merkez Frekans</b>	200 MHz
<b>Sınır Yüğü</b>	1000 N
<b>Hız</b>	0,8 mm/dk

Testler sonrasında, algılayıcıdan okunan değerler ile test cihazından elde edilen kuvvet değerleri karşılaştırılmıştır. Çizelge 3.2'de örnek olarak verilen bir çekme testinin sonucundan anlaşılacağı gibi 1 birimlik frekans değışikliğı için gereken kuvvet miktarının 166 N olduğu görülmüştür. Bu hassasiyet değerinin hedefleri sağlayamayacağı anlaşıldıktan sonra ise daha hassas bir sensör tasarlanmıştır.

Çizelge 3.2: Başarısız algılayıcı test değerleri

<b>Kuvvet (N)</b>	<b>Frekans (MHz)</b>
<b>0</b>	198,52
<b>200</b>	198,54
<b>400</b>	198,55
<b>600</b>	198,55
<b>800</b>	198,56
<b>1000</b>	198,58

### 3.1.2. Başarılı Olan Sensör Tasarımının Testleri

Tasarım değişikliği ile hassasiyeti arttırılmış algılayıcılar aynı basma çekme testlerine tabi tutulmuştur. İlk testler yine 6mm çaplı titanyum alaşım ( $Ti_6Al_4V$ ) çubuklar ile yapılmıştır. Bu testlerin parametreleri Çizelge 3.3'te verilmiştir.

Çizelge 3.3: Başarılı algılayıcının  $Ti_6Al_4V$  numune test parametreleri

<b>Bant genişliği</b>	40 MHz
<b>Zaman Aralığı</b>	100 ms
<b>Merkez Frekans</b>	190 MHz
<b>Sınır Yüğü</b>	500 N
<b>Hız</b>	0,8 mm/dk

Çizelge 3.4'te örnek olarak verilen bir çekme testinin sonucundan anlaşılacağı gibi 1 birimlik frekans değişikliği için gereken kuvvet miktarının 63 N olduğu görülmüştür. Yükleme yapılmadan önce frekans değeri ( $f_0$ )197,923 MHz, 500 N yükleme yapıldıktan sonra frekans değeri 197,915 MHz'dir. Sensörün Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V çubuk üzerindeki ölçüm hassasiyeti 0.016 KHzN<sup>-1</sup> ve göreceli değişimi (shift) % 0.004'tür.

Çizelge 3.4: Başarılı algılayıcının Ti6Al4V numune test değerleri

<b>Kuvvet (N)</b>	<b>Frekans (MHz)</b>
<b>0</b>	197,923
<b>100</b>	197,921
<b>200</b>	197,920
<b>300</b>	197,918
<b>400</b>	197,916
<b>500</b>	197,915

Titanyum alaşım numuneler ile yapılan testlerin başarılı sonuçlar vermesinin ardından, aynı sensörler aynı çaptaki (6 mm) PEEK (polietereterketon) rodlara entegre edilerek testler tekrarlanmıştır.

Çizelge 3.5: Başarılı algılayıcının PEEK numune test parametreleri

<b>Bant genişliği</b>	40 MHz
<b>Zaman Aralığı</b>	100 ms
<b>Merkez Frekans</b>	190 MHz
<b>Sınır Yüğü</b>	250 N
<b>Hız</b>	0,8 mm/dk

Çizelge 3.6’da örnek olarak verilen bir çekme testinin sonucundan anlaşılacağı gibi 1 birimlik frekans değışikliğı için gereken kuvvet miktarının 11 N olduğı görülmüştür.

Çizelge 3.6: Başarılı algılayıcının PEEK numune test değerleri

<b>Kuvvet (N)</b>	<b>Frekans (MHz)</b>
<b>0</b>	197,250
<b>50</b>	197,243
<b>100</b>	197,237
<b>150</b>	197,233
<b>200</b>	197,230
<b>250</b>	197,227



## 3.2. Sistemin Mekanik Olarak Modellenerek Test Edilmesi

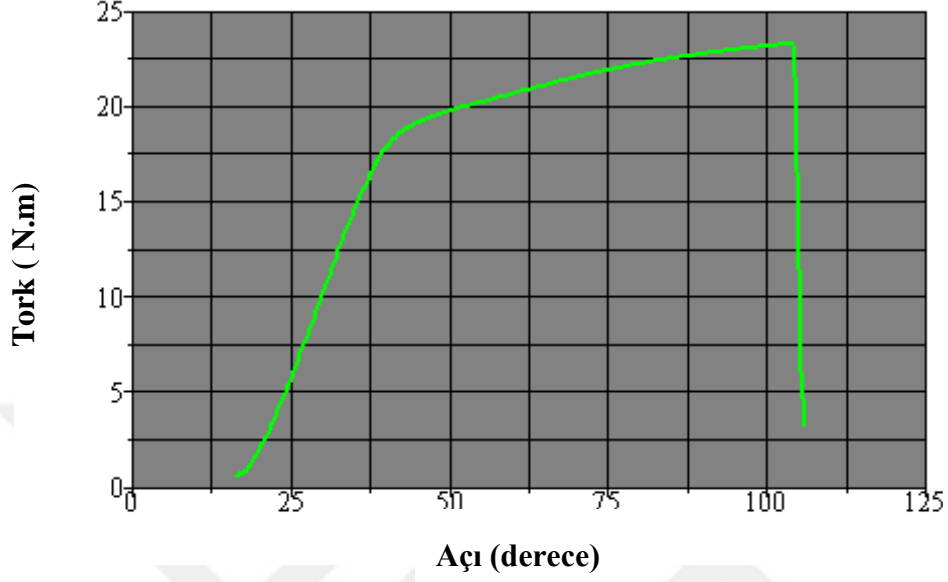
### 3.2.1. Sistem Elemanlarının Test Edilmesi

#### 3.2.1.1. Pedikül Vidaların Testleri

Pedikül vidalar, kemiğe gönderildikleri sırada üzerlerinde oluşan burma kuvvetleri ve füzyonun tam olarak gerçekleşmesinden önceki durumu temsil eden çekip çıkarma deneyleri yapılmıştır. Test edilen vidaların türleri, ölçüleri, akma ve en yüksek tork ortalamaları ve kırılma açıları Çizelge 3.7’de sunulmuştur.

Çizelge 3.7: Pedikül vidaların burma deneyi sonuçları

	Vida #1	Vida #2	Vida #3	Vida #4
Türü	F1 Posterior Poliaksiyal Vida	F2 Poliaksiyal Pedikül Vida	F3 Poliaksiyal Pedikül Vida	Poliaksiyal Minimal İnvaziv Vida
Ölçüsü (mm)	Ø6,0*45	Ø6,5*45	Ø6,5*45	Ø6,0*45
Akma tork ortalaması (Nm)	17,52	15,55	9,7	12,19
En yüksek tork ortalaması (Nm)	23,26	19,28	64,4	14,39
Kırılma açısı (rad)	1,788	2,86	1,198	1,821
Akma torku standart sapma (Nm)	0,32	0,52	0,57	0,53
En yüksek tork standart sapma (Nm)	0,55	1,03	0,44	1,11
Kırılma açısı standart sapma (rad)	0,08	0,69	0,11	1,261



Şekil 3.1: Ø6,0\*45 F1 Posterior poliaksiyal vida tork açı değişim grafiği

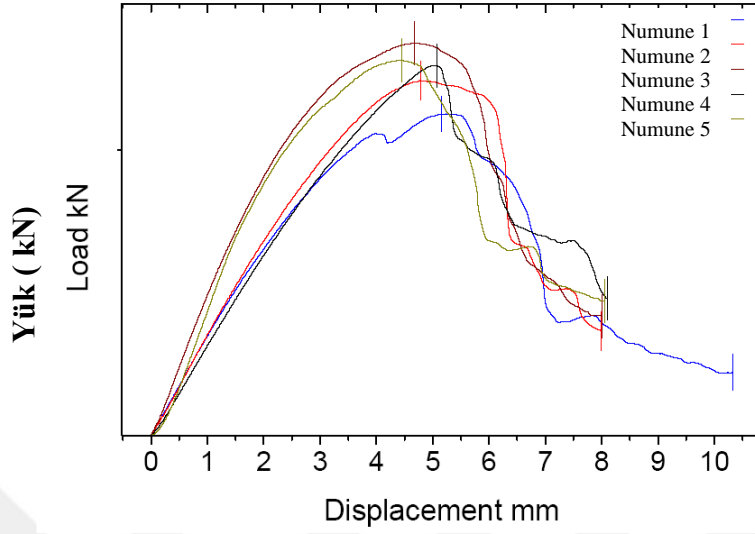
Çizelge 3.7’de görüldüğü üzere çapı 6 mm olmasına rağmen en iyi dayanım değerlerini 1 numaralı vida türü vermiştir. Bir numaralı pedikül vidanın tork-açı değişikliği grafiği Şekil 3.2’de gösterilmiştir.

Çekip çıkarma deneylerinde her bir vida türü için beş tekrarlı olarak gerçekleştirilmiştir. Test edilen vidaların türleri, ölçüleri, çekip çıkarma yükü ve yer değiştirme ortalamaları ve standart sapma değerleri tablo Çizelge 3.8’de sunulmuştur.

Çizelge 3.8: Pedikül vidaların çekip çıkarma deneyi sonuçları

	Vida #1	Vida #2	Vida #3	Vida #4
Türü	<b>F1 Posterior Poliaksiyal Vida</b>	<b>F2 Poliaksiyal Pedikül Vida</b>	<b>F3 Poliaksiyal Pedikül Vida</b>	<b>Poliaksiyal Minimal İnvaziv Vida</b>
Ölçüsü (mm)	Ø6,0*45	Ø6,5*45	Ø6,5*45	Ø6,0*45
Çekip çıkarma kuvveti (N)	636	495	363	2077
Yer değiştirme (mm)	4,83	6,4	6,88	3,058
Çekip çıkarma kuvveti standart sapma (N)	47	73,06	57,18	134,682
Yer değiştirme standart sapma (mm)	0,29	0,82	0,36	0,33

Çizelge 3.8’de görüldüğü üzere çapı 6 mm olmasına rağmen en iyi dayanım değerlerini 1 numaralı vida türü vermiştir. Pedikül vidaların kuvvet-yer değiştirme grafiği Şekil 3.2’de gösterilmiştir.



### Yer değiştirme (mm)

şekil 3.2: Ø6,0\*45 F1 Posterior poliaksiyal vida çekip çıkarma testi kuvvet yer değiştirme grafiği

En iyi vida türünün belirlenmesinden sonra bu vida türünün farklı yarıçap ve uzunluğa sahip olan eşleri de incelenerek en uygun vida saptanmıştır (Çizelge 3.9)

Çizelge 3.9: Farklı ölçülerdeki F1 posterior poliaksiyal vida çekip çıkarma deneyi sonuçları

	Vida#1a	Vida #1b	Vida #1c	Vida #1d	Vida #1e
Ölçüsü (mm)	Ø3,5*16	Ø4,5*35	Ø5,5*40	Ø6,0*45	Ø7,5*40
Çekip çıkarma kuvveti (N)	348	381	721	636	838
Yer değiştirme (mm)	1,5	0,847	0,836	4,83	1,118
Çekip çıkarma yükü standart sapma	33	87	355	47	72
Yer değiştirme standart sapma	0,347	0,205	0,256	0,29	0,088

### 3.2.1.2. Çubukların Test Edilmesi

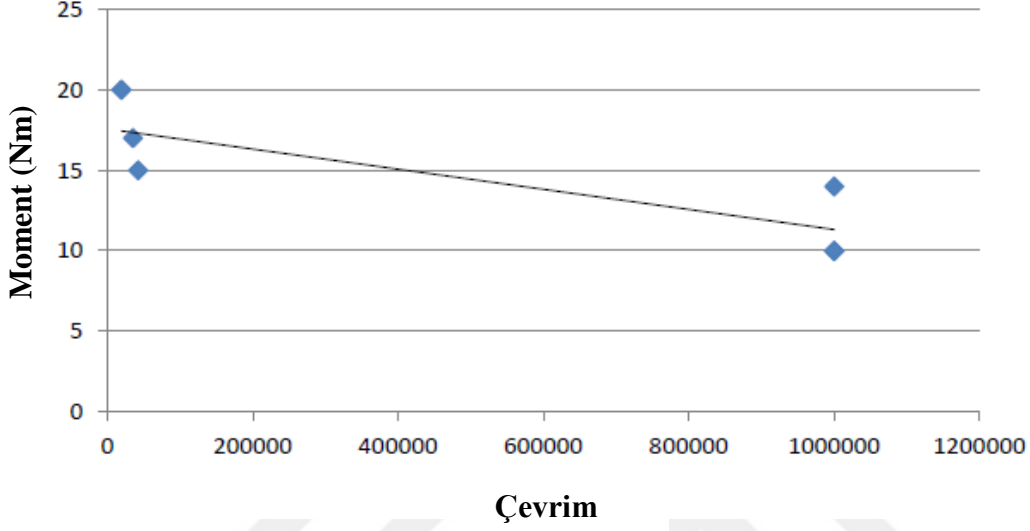
Posterior sabitleme sisteminin bir diğer önemli elemanı olan çubuklar için ise ASTM F 2193 standartlarına göre 4 nokta eğme ve dinamik testleri yapılmıştır.

Dört nokta eğme deneyi implant çubukların mukavemeti hakkında en önemli verilerin elde edildiği test yöntemlerinden biridir. Bu deneyler de aşağıda yer alan iki farklı çubuk test edilmiştir. 5 farklı numunenin testleri sonucunda ortalama akma moment değerleri ve en yüksek moment değerleri hesaplanmış ve standart sapmaları ile birlikte verilmiştir (Çizelge 3.10).

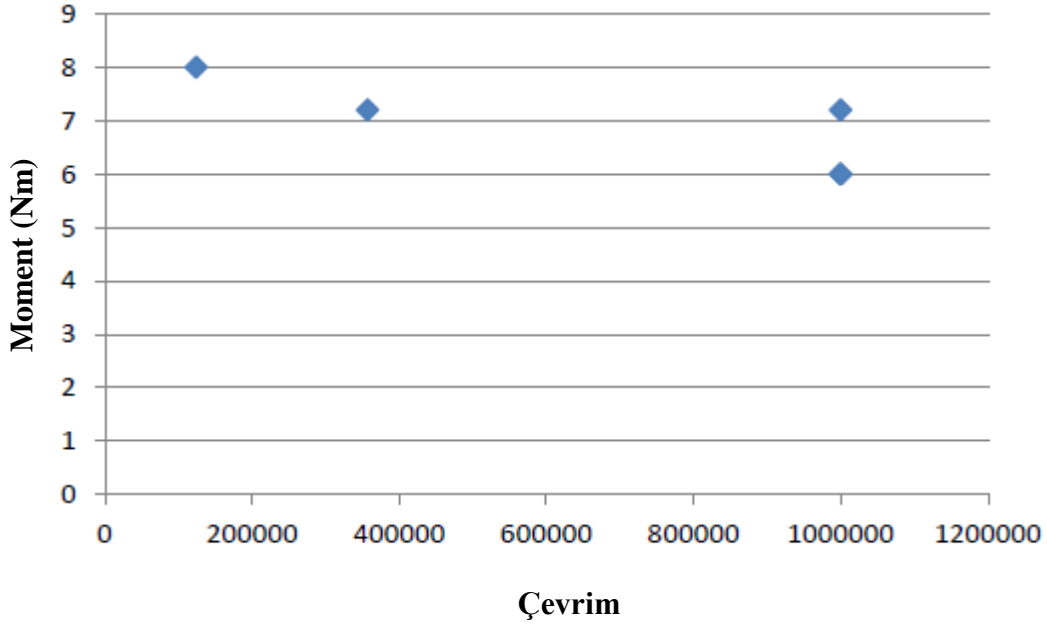
Çizelge 3.10: Dört nokta eğme deneyi sonuçları

	<b>Çubuk #1</b>	<b>Çubuk #2</b>
<b>Malzeme</b>	<b>Ti6Al4V</b>	<b>CoCr</b>
<b>Boyut (mm)</b>	Ø5,6*110 mm	Ø6*100 mm
<b>Ortalama Akma Moment Değeri (Nm)</b>	24,01 Nm	21,29 Nm
<b>Ortalama En Yüksek Moment Değeri (Nm)</b>	57,52 Nm	58,50 Nm
<b>Ortalama Akma Moment Standart Sapma (Nm)</b>	0,93	3,007
<b>Ortalama En Yüksek Moment Standart Sapma (Nm)</b>	1,43	10,071

Dört nokta eğme koşulları altında yorulma deneylerinde iki farklı çubuk test edilmiştir.  $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$  ve  $\text{CoCr}$  çubuğun yorulma deneyi performansı Şekil 3.3 ve 3.4’de verilmiştir.



Şekil 3.3:  $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$  çubuğun yorulma deneyi performansı



Şekil 3.4:  $\text{CoCr}$  çubuğun yorulma deneyi performansı

### 3.2.1.3. En Küçük Alt Montajların Testleri

ASTM F1798 standardına göre gerçekleştirilen öne eğilme arkaya esneme test sonuçları ile vida kafası ve çubuğun birbirleri ile ne kadar rijit bir tutunum sağladıkları belirlenmiştir. Tespit vidalarının en az 8 Nm ile torklanarak sıkıldığı sistemlerde test edilen vidaların türleri, ölçüleri, çubuk boyutları, en yüksek kuvvet ve yer değiştirmelerinin ortalamaları ve standart sapmaları Çizelge 3.11’de sunulmuştur.

Çizelge 3.11: Öne eğilme-arkaya esneme deneyi sonuçları

	Vida #1	Vida #2	Vida #3	Vida #4
Türü	<b>F1 Posterior Poliaksiyal Vida</b>	<b>F2 Poliaksiyal Pedikül Vida</b>	<b>F3 Poliaksiyal Pedikül Vida</b>	<b>Poliaksiyal Minimal İnvaziv Vida</b>
Ölçüsü (mm)	Ø6,0*45	Ø6,5*45	Ø6,5*45	Ø6,0*45
Çubuk ölçüsü (mm)	Ø6,0*100	Ø6,0*100	Ø6*100	Ø6,0*100
En yüksek kuvvet (N)	448	304	250	396
Yer değiştirme (mm)	1,72	2,4	0,62	2,05
En yüksek kuvvet Standart Sapma (N)	10	66,27	40	61,07
Yer değiştirme Standart Sapma (mm)	0,13	0,92	0,09	0,89

Eksenel tutunma kapasitesi testlerinde vida ile çubuk arasındaki eksenel hareketin rijitlik derecesi belirlenmiştir. Test edilen vidaların türleri, ölçüleri, çubuk boyutları, en yüksek kuvvet ve yer değiştirmelerinin ortalamaları Çizelge 3.12’de sunulmuştur.

Çizelge 3.12: Eksenel tutunma kapasitesi deneyi sonuçları

	Vida #1	Vida #2	Vida #3	Vida #4
Türü	<b>F1 Posterior Poliaksiyal Vida</b>	<b>F2 Poliaksiyal Pedikül Vida</b>	<b>F3 Poliaksiyal Pedikül Vida</b>	<b>Poliaksiyal Minimal İnvaziv Vida</b>
Ölçüsü (mm)	Ø6,0*45	Ø6,5*45	Ø6,5*45	Ø6,0*45
Çubuk ölçüsü (mm)	Ø6,0*100	Ø6,0*100	Ø6*100	Ø6,0*100
En yüksek kuvvet (N)	1152	1230	1130	1469
Yer değiştirme (mm)	1,194	0,26	0,32	0,29
En yüksek kuvvet standart sapma (N)	10	120	57	135
Yer değiştirme standart sapma (mm)	0,06	0,05	0,08	0,07

Burma yükü altında tutunma kapasitesi testlerinde vida başına uygulanan burma yüküne karşı çubuk ile vidanın dayanım performansı belirlenmiştir. Test edilen vidaların türleri, ölçüleri, çubuk boyutları, en yüksek burma torku ve yer değiştirme açılarının ortalamaları ve standart sapmaları Çizelge 3.13'te sunulmuştur.



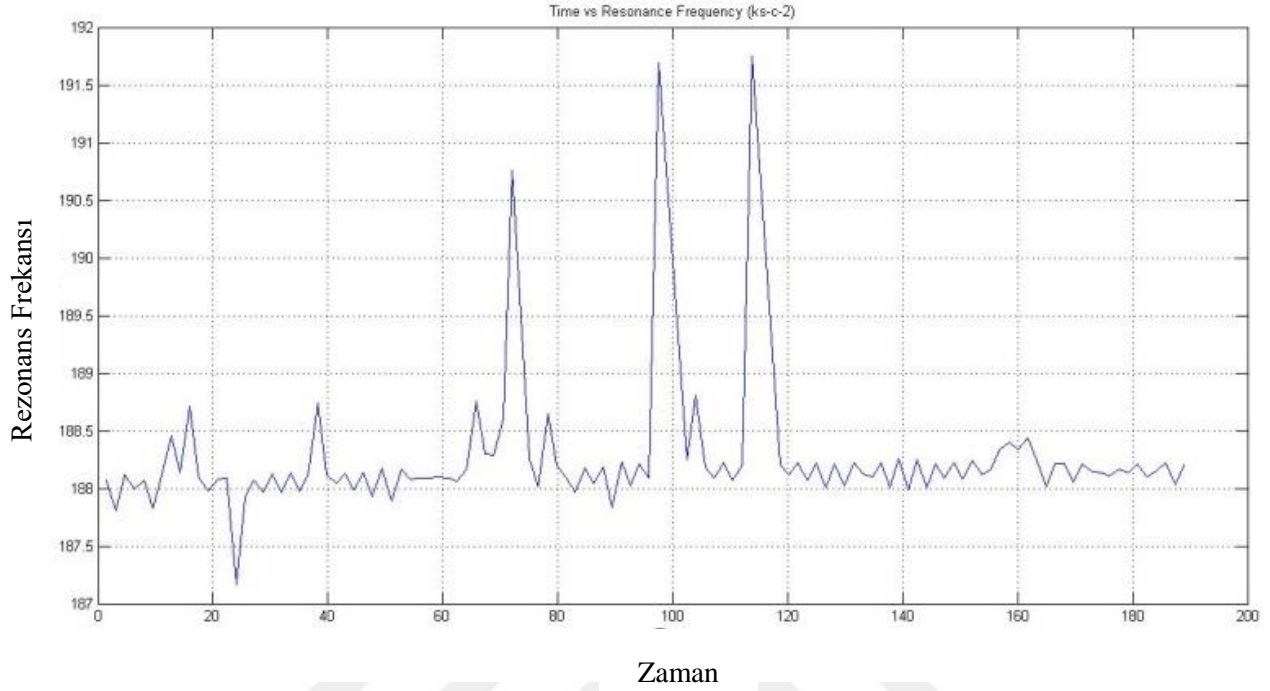
Çizelge 3.13: Burma yükü altında tutunma kapasitesi deneyi sonuçları

	Vida #1	Vida #2	Vida #3	Vida #4
Türü	<b>F1 Posterior Poliaksiyal Vida</b>	<b>F2 Poliaksiyal Pedikül Vida</b>	<b>F3 Poliaksiyal Pedikül Vida</b>	<b>Poliaksiyal Minimal İnvaziv Vida</b>
Ölçüsü (mm)	Ø6,0*45	Ø6,5*45	Ø6,5*45	Ø6,0*45
Çubuk ölçüsü (mm)	Ø6,0*100	Ø6,0*100	Ø6*100	Ø6,0*100
En yüksek burma tork (Nm)	7,32	5,872	5,92	3,54
Yer değiştirme açısı (rad)	3,418	1,47	2,23	1,05
En yüksek burma tork standart sapma (Nm)	1,08	1,19	0,65	1,01
Yer değiştirme açısı standart sapma (rad)	0,47	0,44	0,60	0,33

### 3.2.2. Kısa Segment Modelleme

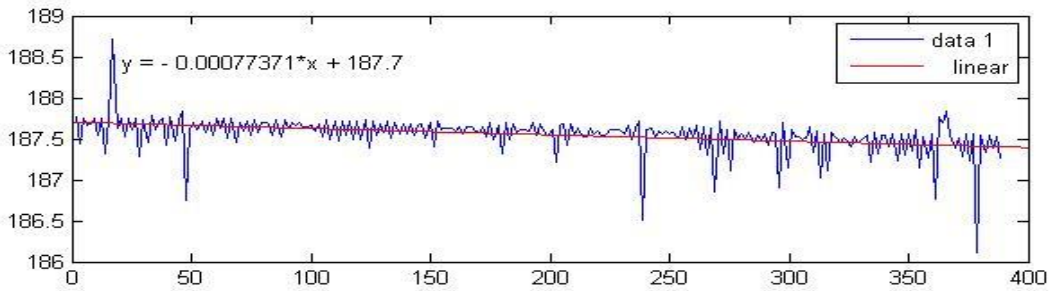
#### 3.2.2.1. Kısa Segment Modellerin Dinamik Testi

400 N kuvvet değerine kadar kesintisiz bir şekilde okunan değerlerden elde edilen veriler incelenmiş ve Şekil 3.5'teki sonuçlar elde edilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde algılayıcıdan okunan anlamlı değişim ortam gürültüsünden daha küçük bir değerde olduğu için başarılı olarak kabul edilmemiştir.



Şekil 3.5: Kısa segment sisteminin 400 N'a kadar olan dinamik basma testi verileri

Dinamik testlerden anlamlı sonuçların elde edildiğinin de gözlemlenmesi için 10 kN kuvvete kadar bir adet bütünleşik çubuk çekme testine alınmıştır ve algılayıcı frekansının zamana bağlı değişimi Şekil 3.6'daki gibi başarılı bir şekilde gözlemlenmiştir.

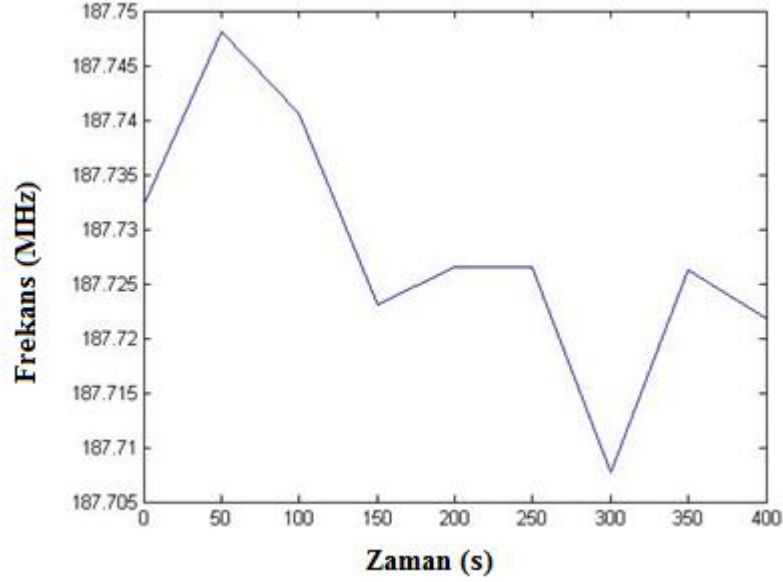


Şekil 3.6: Algılayıcı bütünleşik çubuğun 10 kN'a kadar dinamik çekme testi

### 3.2.2.2. Kısa Segment Modellerin Beklemeli Testleri

Algılayıcıdan gelen ortam gürültülerini en aza indirildikten sonra alınan ölçümlerle aynı kuvvete karşılık gelen frekans değerleri birbirlerine göre karşılaştırılarak en doğru değer

bulunmuştur. Şekil 3.7’de görülebileceği üzere düşük yük değerlerinde daha anlamlı sonuçlar elde edilmiştir.



Şekil 3.7: Kısa segment sisteminin 400 N’a kadar olan beklemeli çekme testi sonuçları

### 3.2.2.3. Kısa Segment Modellerin Basma ve Çekme Deneyleri

Basma deneyleri 3’er farklı kısa segment model ile beş tekrarlı olarak test edilmiştir. Böylece aynı sensörün aynı yükleme koşulları altındaki cevaplarına bakılarak sonuçlar arasındaki tutarlılık gözlemlenmiştir. 3 sensör için basma deneyi sonucunda hesaplanan frekans değerleri Çizelge 3.14, 3.15, 3.16’da verilmiştir. Kısa segment modellerin, her bir sensör için kuvvetle bağlı ortalama frekans değişimleri ve kuvvete bağlı ortalama uzama grafikleri de Şekil 3.8’de verilmiştir.

Çizelge 3.14: Birinci sensör basma deneyi sonuçları

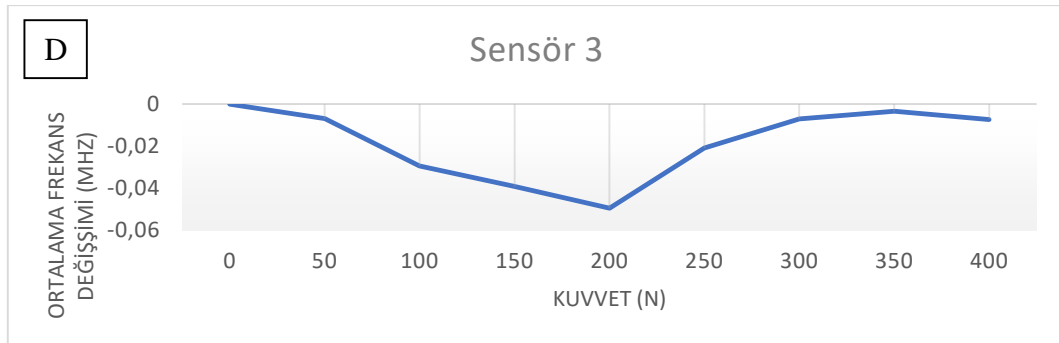
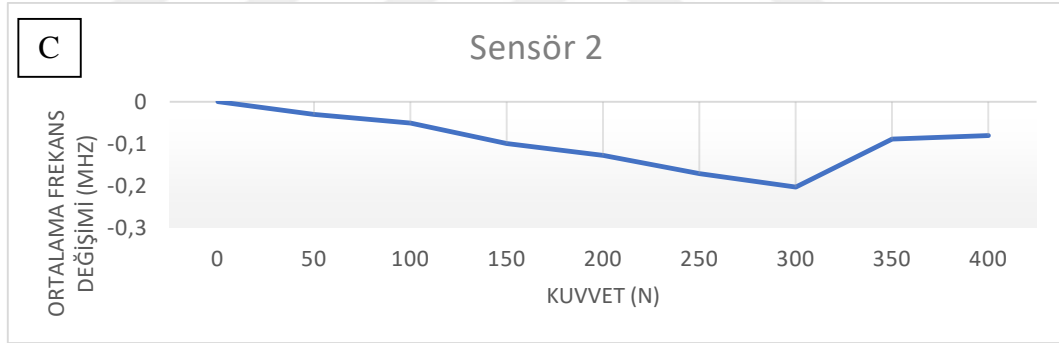
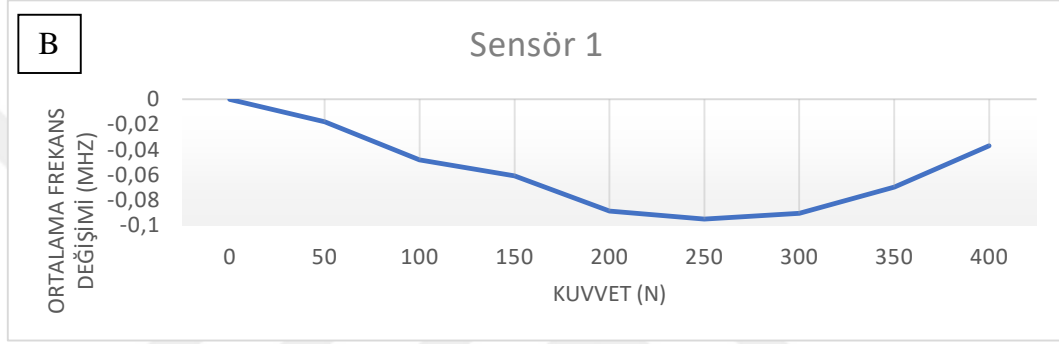
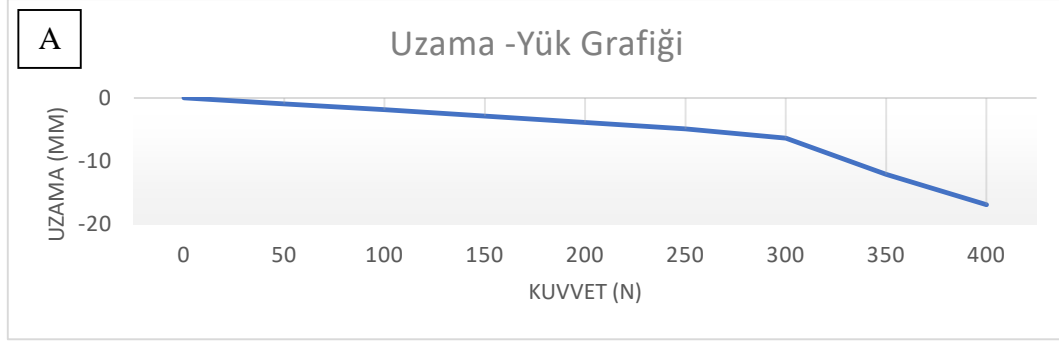
	<b>Deney 1</b>	<b>Deney 2</b>	<b>Deney 3</b>	<b>Deney 4</b>	<b>Deney 5</b>
<b>Kuvvet(N)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>
<b>0</b>	199,084	198,867	199,109	198,942	199,039
<b>50</b>	199,076	198,900	199,131	198,971	199,050
<b>100</b>	199,111	198,910	199,175	198,993	199,090
<b>150</b>	199,101	198,917	199,190	199,001	199,133
<b>200</b>	199,129	198,950	199,223	199,028	199,152
<b>250</b>	199,098	198,920	199,236	199,053	199,208
<b>300</b>	199,076	198,906	199,237	199,102	199,171
<b>350</b>	199,066	198,889	199,184	199,126	199,122
<b>400</b>	199,054	198,837	199,147	199,116	199,070

Çizelge 3.15: İkinci sensör basma deneyi sonuçları

	<b>Deney 1</b>	<b>Deney 2</b>	<b>Deney 3</b>	<b>Deney 4</b>	<b>Deney 5</b>
<b>Kuvvet(N)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>
<b>0</b>	199,048	199,276	199,043	199,043	198,754
<b>50</b>	199,068	199,328	199,085	199,085	198,757
<b>100</b>	199,097	199,383	199,099	199,099	198,761
<b>150</b>	199,157	199,436	199,162	199,162	198,773
<b>200</b>	199,180	199,525	199,169	199,169	198,731
<b>250</b>	199,217	199,587	199,235	199,235	198,746
<b>300</b>	199,194	199,661	199,305	199,305	198,763
<b>350</b>	199,080	199,688	198,784	198,784	198,773
<b>400</b>	198,993	199,720	198,782	198,782	198,793

Çizelge 3.16: Üçüncü sensör basma deneyi sonuçları

	<b>Deney 1</b>	<b>Deney 2</b>	<b>Deney 3</b>	<b>Deney 4</b>	<b>Deney 5</b>
<b>Kuvvet(N)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>
<b>0</b>	198,844	198,787	198,831	198,831	198,747
<b>50</b>	198,852	198,778	198,839	198,839	198,752
<b>100</b>	198,869	198,814	198,871	198,871	198,762
<b>150</b>	198,877	198,846	198,876	198,876	198,759
<b>200</b>	198,871	198,863	198,894	198,894	198,773
<b>250</b>	198,842	198,863	198,841	198,841	198,747
<b>300</b>	198,816	198,830	198,833	198,833	198,758
<b>350</b>	198,823	198,825	198,816	198,816	198,762
<b>400</b>	198,828	198,807	198,849	198,849	198,759



Şekil 3.8: Kısa segment modellerin, her bir sensör için basma yönündeki kuvvete bağlı ortalama frekans değişimleri ve kuvvete bağlı ortalama uzama grafikleri. (A) uzama-kuvvet, (B) birinci sensör, (C) ikinci sensör ve (D) üçüncü sensör

Test cihazına bağlanan kısa segment modellerin üzerindeki çekme yükünün 0, 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350 ve 400 N olduğu değerlerde toplanan veriler her bir sensör için Çizelge 3.17, Çizelge 3.18, Çizelge 3.19 ve Şekil 3.9’da gösterilmiştir. Yapılan testler sırasında anten ve sensör konumlarının değişimi ve kısa segment modellerin nasıl bir deformasyona uğradığının anlaşılabilmesi için deney başlangıcı ve bitişini temsil eden resimler Şekil 3.10’da verilmiştir.

Çizelge 3.17: Birinci sensör çekme deneyi sonuçları

	<b>Deney 1</b>	<b>Deney 2</b>	<b>Deney 3</b>	<b>Deney 4</b>	<b>Deney 5</b>
<b>Kuvvet(N)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>
<b>0</b>	199,691	199,306	199,197	199,408	198,914
<b>50</b>	199,619	199,277	199,118	199,369	198,920
<b>100</b>	199,535	199,238	199,119	199,273	198,858
<b>150</b>	199,477	199,209	199,050	199,152	198,863
<b>200</b>	199,397	199,151	199,045	199,121	198,861
<b>250</b>	199,240	199,132	199,021	199,073	198,796
<b>300</b>	199,131	199,115	199,005	199,026	198,744
<b>350</b>	199,068	199,044	198,991	198,978	198,713
<b>400</b>	199,036	198,959	198,974	198,977	198,691

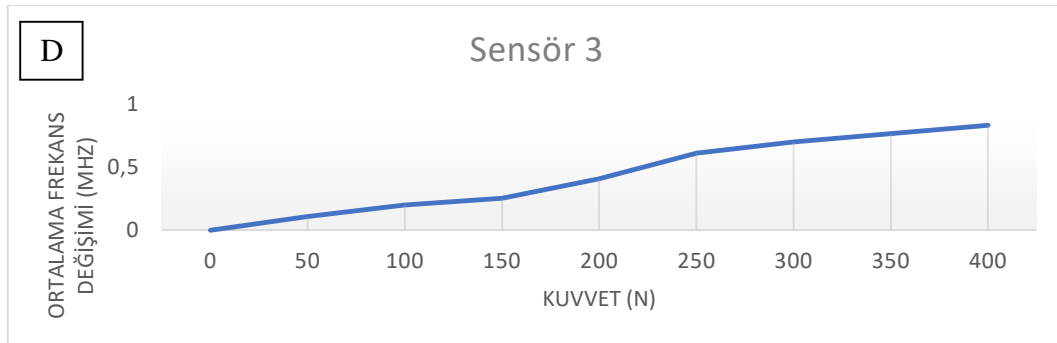
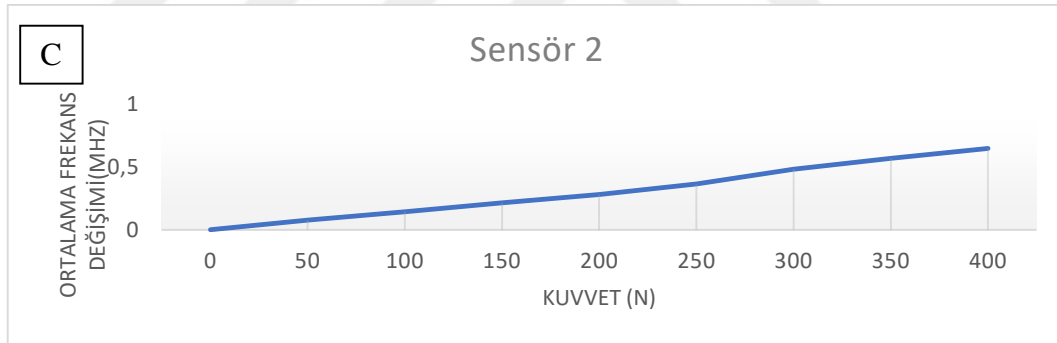
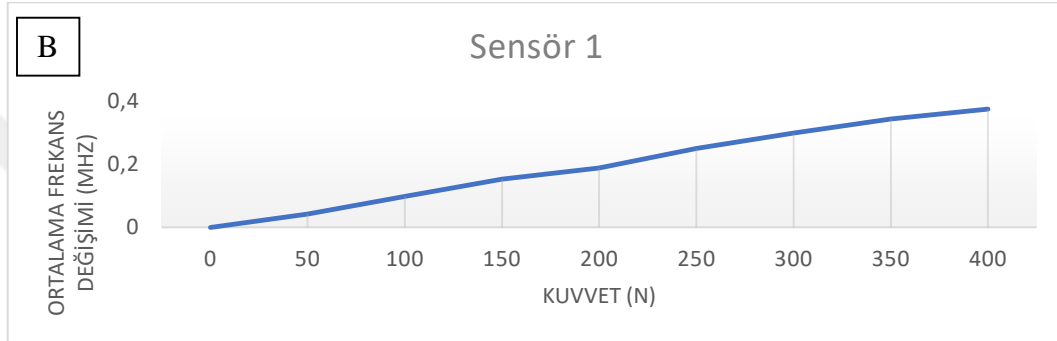
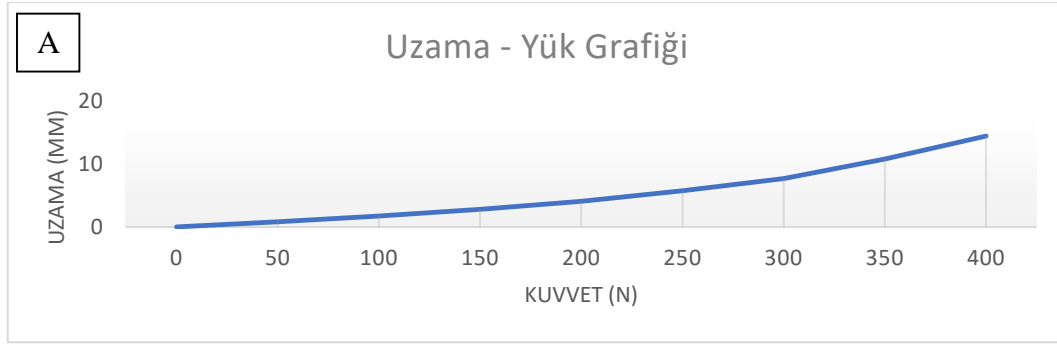


Çizelge 3.18: İkinci sensör çekme deneyi sonuçları

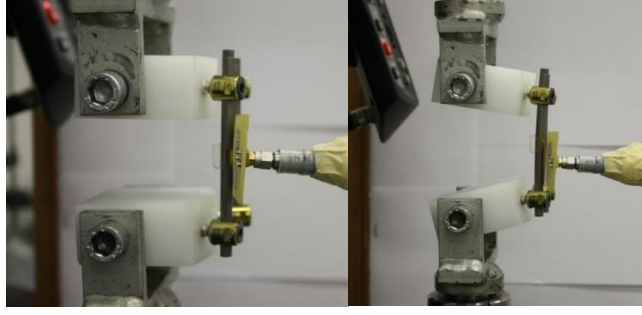
	<b>Deney 1</b>	<b>Deney 2</b>	<b>Deney 3</b>	<b>Deney 4</b>	<b>Deney 5</b>
<b>Kuvvet(N)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>
<b>0</b>	199,691	199,306	199,197	199,408	198,914
<b>50</b>	199,619	199,277	199,118	199,369	198,920
<b>100</b>	199,535	199,238	199,119	199,273	198,858
<b>150</b>	199,477	199,209	199,050	199,152	198,863
<b>200</b>	199,397	199,151	199,045	199,121	198,861
<b>250</b>	199,240	199,132	199,021	199,073	198,796
<b>300</b>	199,131	199,115	199,005	199,026	198,744
<b>350</b>	199,068	199,044	198,991	198,978	198,713
<b>400</b>	199,036	198,959	198,974	198,977	198,691

Çizelge 3.19: Üçüncü sensör çekme deneyi sonuçları

	<b>Deney 1</b>	<b>Deney 2</b>	<b>Deney 3</b>	<b>Deney 4</b>	<b>Deney 5</b>
<b>Kuvvet(N)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>
<b>0</b>	199,691	199,306	199,197	199,408	198,914
<b>50</b>	199,619	199,277	199,118	199,369	198,920
<b>100</b>	199,535	199,238	199,119	199,273	198,858
<b>150</b>	199,477	199,209	199,050	199,152	198,863
<b>200</b>	199,397	199,151	199,045	199,121	198,861
<b>250</b>	199,240	199,132	199,021	199,073	198,796
<b>300</b>	199,131	199,115	199,005	199,026	198,744
<b>350</b>	199,068	199,044	198,991	198,978	198,713
<b>400</b>	199,036	198,959	198,974	198,977	198,691



Şekil 3.9: Kısa segment modellerin her bir sensör için çekme yönündeki kuvvete bağlı ortalama frekans değişimleri ve kuvvete bağlı ortalama uzama grafikleri. (A) uzama-kuvvet, (B) birinci sensör, (C) ikinci sensör ve (D) üçüncü sensör



Şekil 3.10: Deney öncesi ve sonrasında test düzeneği

### 3.2.2.4. Kısa Segment Modellerin Yana Eğme Deneyi

Deney sırasında, 0 N'dan 250N'a kadar 50'er N'luk artırımlar ile yüklemeler yapılmıştır. Bu da eğme momenti olarak 0 Nm'den 25 Nm'ye kadar 5 Nm'lik artırımlara karşılık gelir. Yana eğme deneylerinde 3'er farklı kısa segment modeli, beş tekrarlı olarak test edilmiştir. Böylece aynı sensörün aynı yükleme koşulları altındaki cevaplarına bakılarak sonuçlar arasındaki tutarlılık gözlemlenmiştir (Çizelge 3.20, Çizelge 3.21, Çizelge 3.22). Kısa segment modellerin her bir sensör için kuvvete bağlı ortalama frekans değişimleri ve kuvvete bağlı ortalama uzama grafikleri Şekil 3.11'de verilmiştir.

Çizelge 3.20: Birinci sensör yana eğme deneyi sonuçları

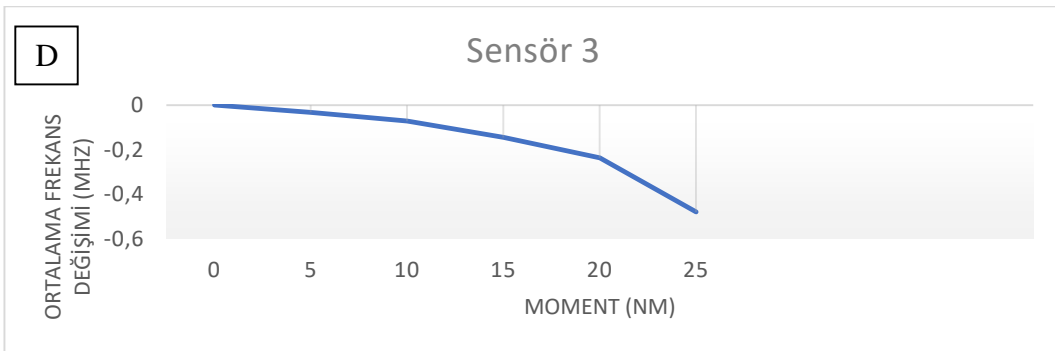
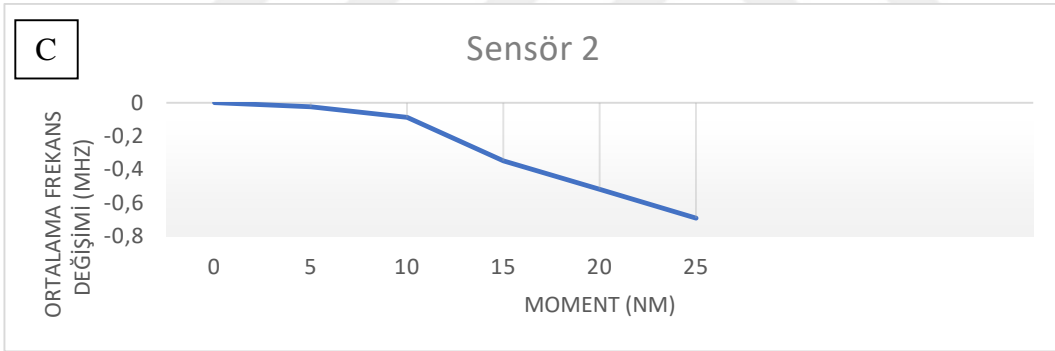
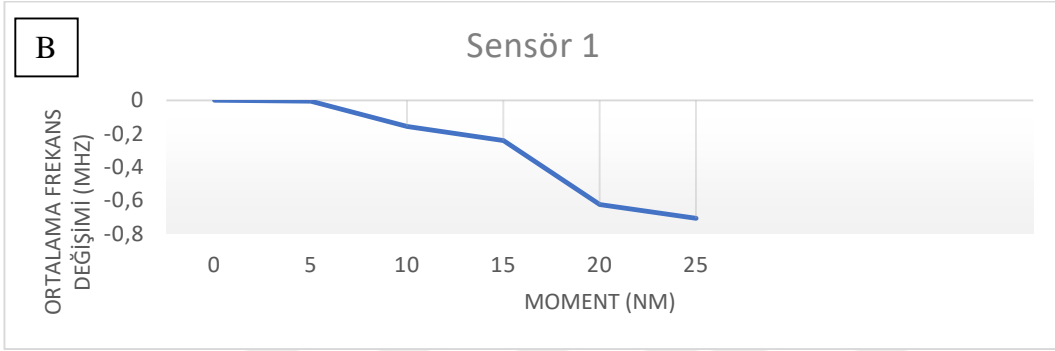
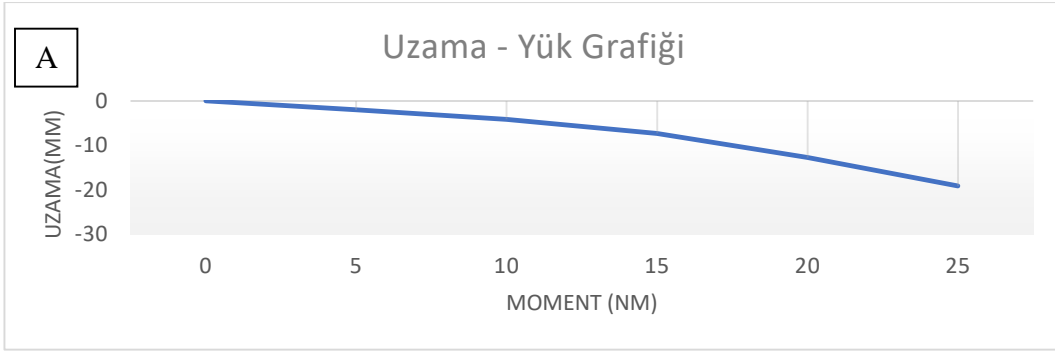
	Deney 1	Deney 2	Deney 3	Deney 4	Deney 5
Moment (Nm)	RF(MHz)	RF(MHz)	RF(MHz)	RF(MHz)	RF(MHz)
0	198,805	198,865	198,975	198,889	199,064
5	198,723	198,956	198,903	198,903	199,167
10	198,735	199,006	198,984	198,984	199,723
15	198,755	199,169	199,119	199,119	199,759
20	198,790	199,492	199,448	199,448	200,808
25	198,852	199,611	199,480	199,480	200,757

Çizelge 3.21: İkinci sensör yana eğme deneyi sonuçları

	<b>Deney 1</b>	<b>Deney 2</b>	<b>Deney 3</b>	<b>Deney 4</b>	<b>Deney 5</b>
<b>Moment (Nm)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>
<b>0</b>	199,925	199,332	199,115	199,485	199,397
<b>5</b>	200,002	199,069	199,416	199,416	199,644
<b>10</b>	199,487	199,205	199,550	199,550	200,030
<b>15</b>	199,811	199,303	199,690	199,690	200,579
<b>20</b>	199,959	199,489	199,908	199,908	200,625
<b>25</b>	200,111	199,609	199,908	199,908	200,874

Çizelge 3.22: Üçüncü sensör yana eğme deneyi sonuçları

	<b>Deney 1</b>	<b>Deney 2</b>	<b>Deney 3</b>	<b>Deney 4</b>	<b>Deney 5</b>
<b>Moment (Nm)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>
<b>0</b>	198,927	198,743	198,897	199,165	199,075
<b>5</b>	198,943	198,932	199,203	199,203	199,099
<b>10</b>	198,979	198,931	199,300	199,300	199,170
<b>15</b>	199,044	199,027	199,419	199,419	199,233
<b>20</b>	199,156	199,056	199,590	199,590	199,321
<b>25</b>	199,574	199,325	199,789	199,789	199,545



Şekil 3.11: Kısa segment modellerin her bir sensör için yana eğme yönündeki kuvvete bağlı ortalama frekans değişimleri ve kuvvete bağlı ortalama uzama grafikleri. (A) uzama-kuvvet, (B) birinci sensör, (C) ikinci sensör ve (D) üçüncü sensör

### 3.2.2.5. Kısa Segment Vertebrektomi Modellerin Burma Deneyi

Deney sırasında, kısa segment modeller, 2 dereceden 12 dereceye kadar 2’şer derecelik artırımlar ile döndürülmüştür ve deneyler 3 farklı kısa segment modeli ile, beş tekrarlı olarak test edilmiştir. Böylece aynı sensörün aynı yükleme koşulları altındaki cevaplarına bakılarak sonuçlar arasındaki tutarlılık gözlemlenmiştir (Çizelge 3.23, Çizelge 3.24, Çizelge 3.25). Kısa segment modellerin her bir sensör için kuvvetlere bağlı ortalama frekans değişimleri ve kuvvete bağlı ortalama uzama grafikleri Şekil 3.12’te verilmiştir. Deney öncesi ve deney sonrası antenin konumu Şekil 3.13’te verilmiştir.

Çizelge 3.23: Birinci sensör burma deneyi sonuçları

	<b>Deney 1</b>	<b>Deney 2</b>	<b>Deney 3</b>	<b>Deney 4</b>	<b>Deney 5</b>
<b>Derece (°)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>
<b>0</b>	198,897	199,061	198,899	198,841	198,875
<b>2</b>	198,893	199,172	198,908	198,892	198,871
<b>4</b>	198,920	199,243	198,918	198,887	198,882
<b>6</b>	198,959	199,382	198,854	198,864	198,829
<b>8</b>	199,014	199,539	198,865	198,885	198,836
<b>10</b>	199,066	199,742	198,846	198,877	198,871

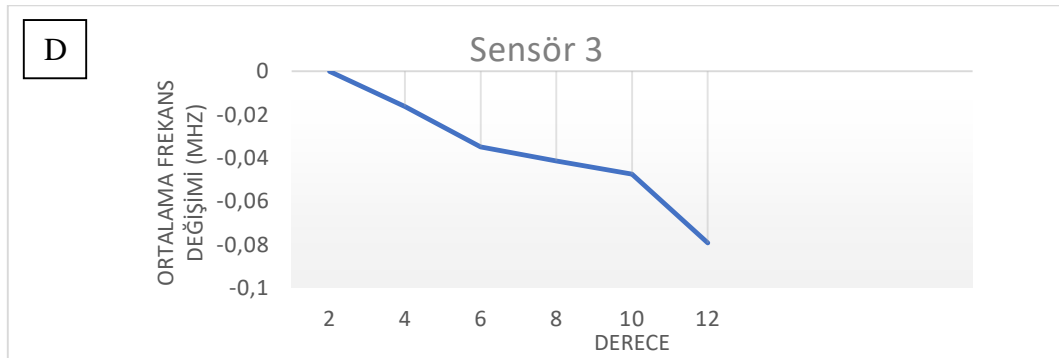
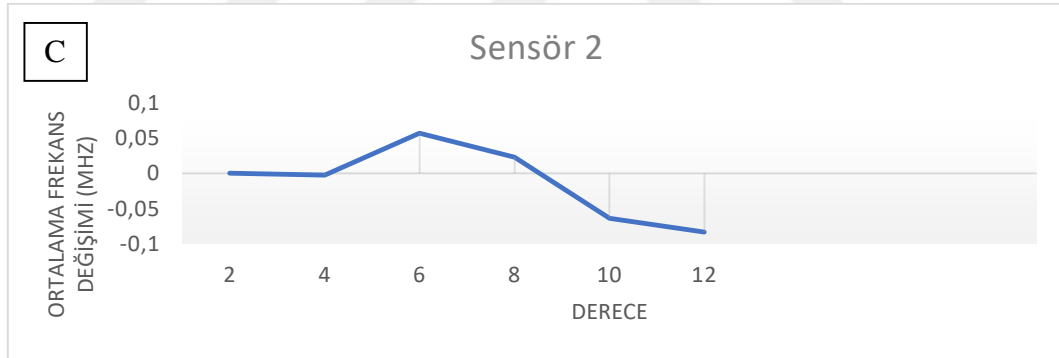
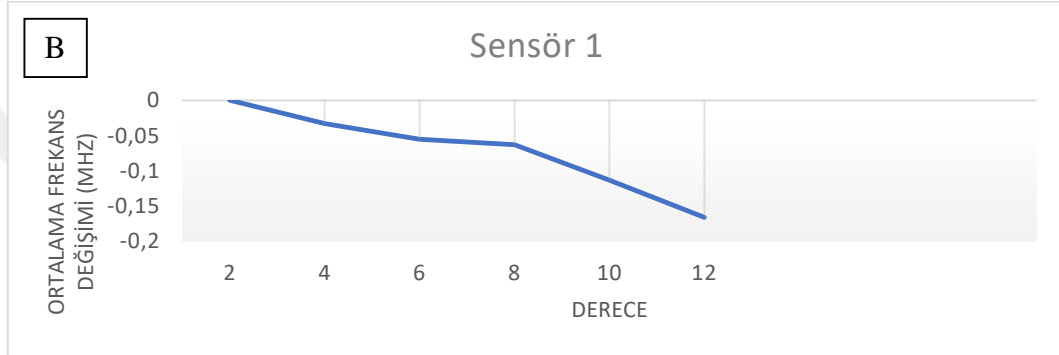
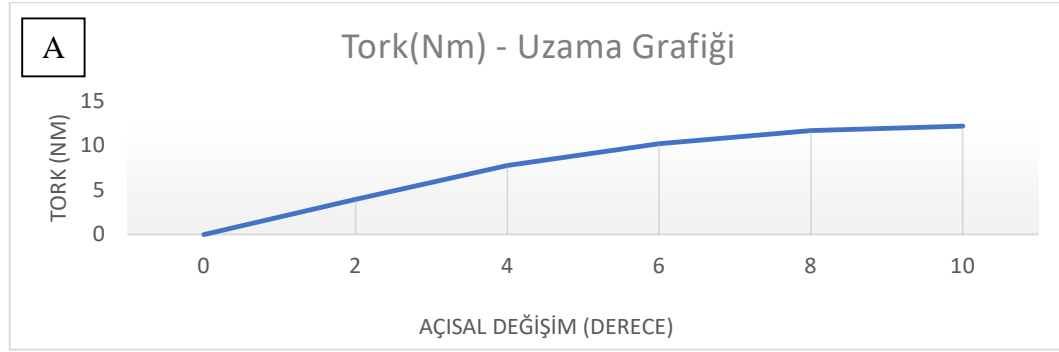
Çizelge 3.24: İkinci sensör burma deneyi sonuçları

	<b>Deney 1</b>	<b>Deney 2</b>	<b>Deney 3</b>	<b>Deney 4</b>	<b>Deney 5</b>
<b>Derece (°)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>
<b>0</b>	199,614	199,171	198,882	198,817	198,794
<b>2</b>	199,366	199,385	198,879	198,842	198,822
<b>4</b>	199,146	199,351	198,885	198,805	198,812
<b>6</b>	199,127	199,511	198,875	198,831	198,821
<b>8</b>	199,080	199,919	198,948	198,837	198,815
<b>10</b>	199,012	200,135	198,869	198,835	198,842

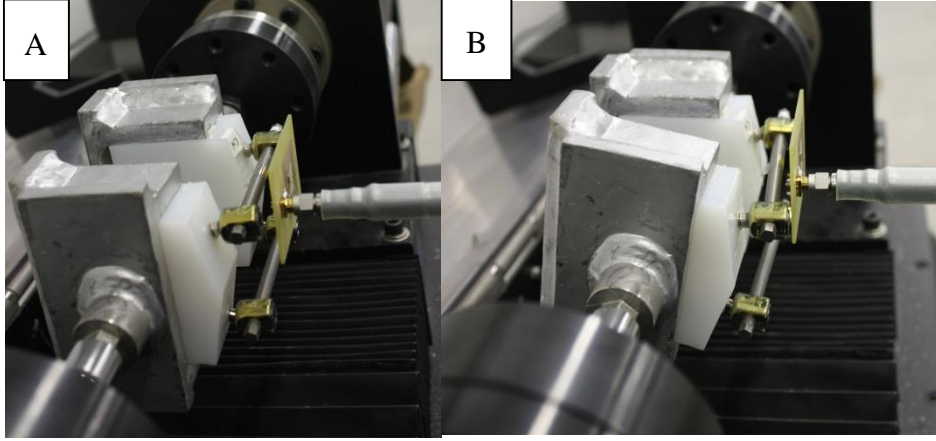
Çizelge 3.25: Üçüncü sensör burma deneyi sonuçları

	<b>Deney 1</b>	<b>Deney 2</b>	<b>Deney 3</b>	<b>Deney 4</b>	<b>Deney 5</b>
<b>Derece (°)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>	<b>RF(MHz)</b>
<b>0</b>	198,850	198,909	198,891	198,824	198,814
<b>2</b>	198,898	198,934	198,890	198,824	198,823
<b>4</b>	198,925	198,997	198,890	198,834	198,817
<b>6</b>	198,939	199,036	198,874	198,844	198,802
<b>8</b>	198,964	199,081	198,896	198,808	198,776
<b>10</b>	198,998	199,165	198,950	198,789	198,782





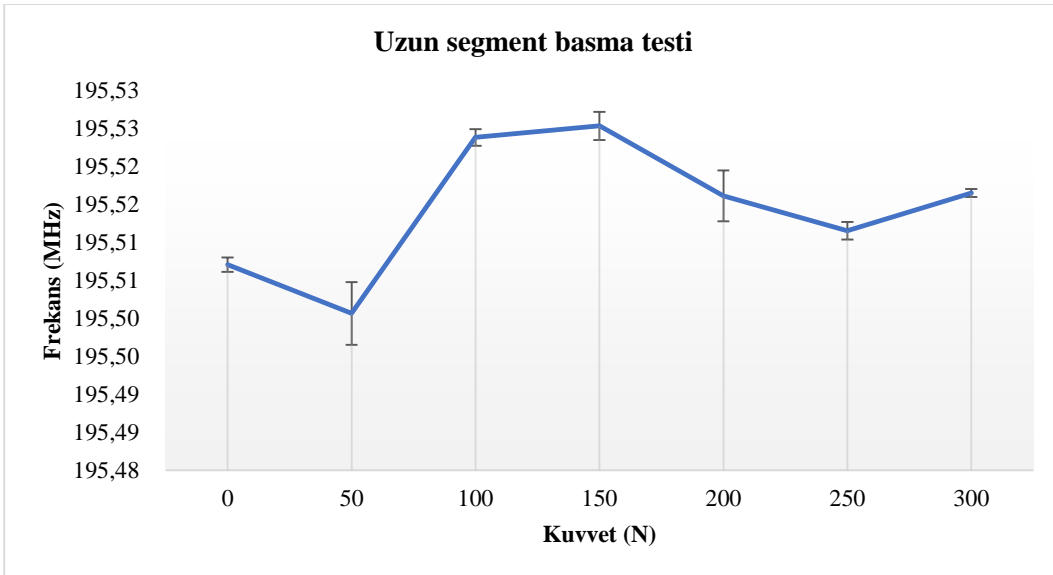
Şekil 3.12: Kısa segment modellerin her bir Sensör için kuvvetlere bağlı ortalama frekans değişimleri ve kuvvete bağlı ortalama uzama grafikleri. (A) uzama-kuvvet, (B) birinci sensör, (C) ikinci sensör ve (D) dördüncü sensör



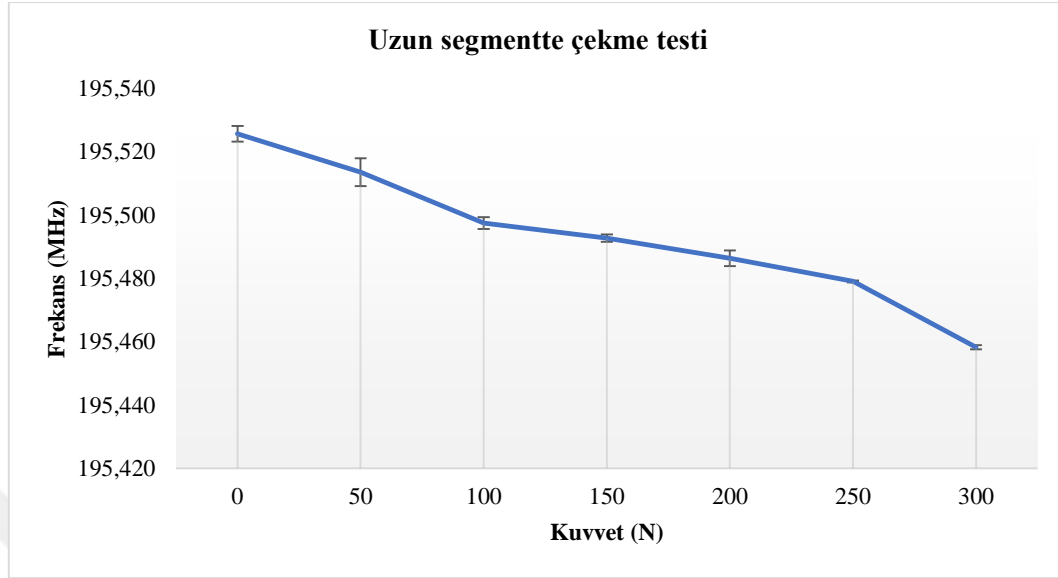
Şekil 3.13: Kısa segment modellerin burma deneyi fotoğrafları. (A) deney öncesi ve (B) deney sonrası

### 3.2.3. Uzun Segment Basma ve Çekme Deneyleri

Kısa segmentte olduğu gibi üretilen sistemin omurga sabitlemedeki etkisini görebilmek için Tang tarafından ortaya konulan uzun segment vertebrektomi modeli kurularak statik basma ve çekme deneyleri yapılmıştır [51]. Deney sırasında kaydedilen yük-yer değiştirme değerleri ile çubuklar üzerine yerleştirilen sensör üzerinden okunan frekans karşılaştırılmıştır. Sonuçlar Çizelge 3.26, Şekil 3.14 ve 3.15’de verilmiştir.



Şekil 3.14: Uzun segment modelde basma testi



Şekil 3.15: Uzun segment modelde çekme testi

Çizelge 3.26: Uzun segment modelde basma ve çekme testi ortalama frekans ve standart sapma değerleri

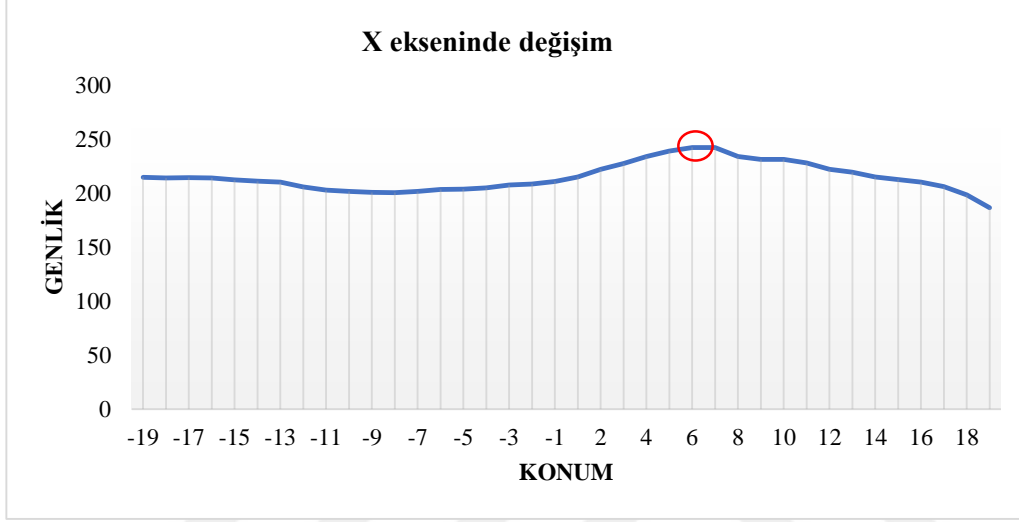
		0 N	50 N	100 N	150 N	200 N	250 N	300 N
<b>BASMA</b>	Ort	195,507	195,501	195,524	195,525	195,516	195,512	195,517
	ST Sapma	0,001	0,004	0,001	0,002	0,003	0,001	0,001
<b>ÇEKME</b>	Ort	195,526	195,514	195,497	195,493	195,486	195,479	195,458
	ST Sapma	0,002	0,004	0,002	0,001	0,002	0,000	0,001

### 3.3. Antenin Optimumu Konumunun Belirlenmesi ve Optimum Konumda Testlerin Tekrarı

#### 3.3.1. Antenin Optimumu Konumunun Belirlenmesi ve Yumuşak Doku ile Yapılan Testler

İlk olarak antenin 3 ekseninde de sinyal gücü en yüksek noktası belirlenmiştir. Ayrıca sinyal gücü yumuşak doku olmadan ve farklı kalınlıklardaki yumuşak dokularla test edilmiş ve karşılaştırılmıştır. X ekseninde, en güçlü etkileşim referans noktasından 6 mm uzaklıkta belirlenmiştir ve genlik değeri 242,48 olarak belirlenmiştir (Şekil 3.16). Y ekseninde

güçlü etkileşim ise referans noktasında 4 mm uzaklıkta belirlenmiştir ve genlik değeri 206,32'dir (Şekil 3.17). Z ekseninde anten ve doku arasındaki mesafe arttıkça sinyal gücü düşmektedir, bu sebeple yumuşak doku ve anten arasındaki mesafenin her zaman minimumda kalması sağlanmıştır.



Şekil 3.16: X ekseninde değişim



Şekil 3.17: Y ekseninde değişim

Yumuşak dokusuz, 5 mm ve 10 mm yumuşak doku kalınlığında alınan ölçümlerin ortalama çalışma frekansı ( $f_0$ ) sırasıyla  $196.82 \pm 0.14$  MHz,  $189.48 \pm 0.07$  MHz,  $184.77 \pm 0.23$  MHz'dir. Yumuşak dokusuz ölçümlerde frekans değişimi 400 N kuvvet arttırımıyla

14 KHz ve hassasiyeti 0.031 KHz N<sup>-1</sup>'dir. 5 mm yumuşak doku ve 10 mm yumuşak doku kalınlığı için sensör hassasiyeti sırasıyla  $0.33 \pm 0.49$  and  $8.69 \pm 0.57$  KHz olarak hesaplanmıştır. 5 mm ve 10 mm yumuşak doku kalınlıklarının frekans değerleri karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmıştır ( $p = 0.009$ , Mann Whitney U Test).

### 3.3.2. Antenin Optimum Konum ile Testlerin Tekrarı

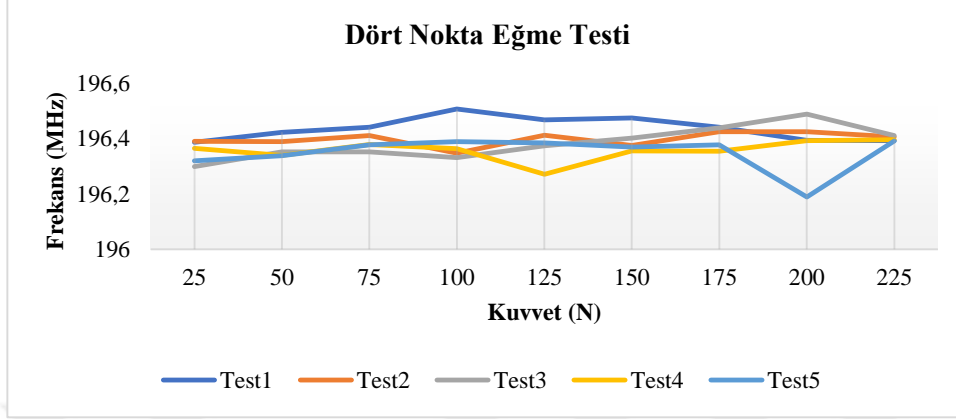
Antenin 3 ekseninde en iyi sinyal aldığı noktalar belirlenmiş ve antenler bu konumda sabitlenerek dört nokta eğme, aksel çekme ve kısa segment deneyleri tekrarlanmıştır.

#### 3.3.2.1. Dört Nokta Eğme Testi

Anten optimum konumdayken çubuklara 4 nokta eğme testi yapılmıştır. Sonuçlar Çizelge 3.27'de ve Şekil 3.18'de verilmiştir.

Çizelge 3.27: Dört nokta eğme test sonuçları

Kuvvet (N)	Test1 (MHz)	Test2 (MHz)	Test3 (MHz)	Test4 (MHz)	Test5 (MHz)
25	196,388	196,391	196,3	196,366	196,32
50	196,424	196,39	196,353	196,34	196,339
75	196,442	196,412	196,353	196,38	196,378
100	196,508	196,348	196,332	196,364	196,39
125	196,469	196,413	196,375	196,272	196,385
150	196,476	196,376	196,403	196,356	196,37
175	196,442	196,426	196,44	196,355	196,378
200	196,395	196,426	196,49	196,393	196,189
225	196,394	196,407	196,412	196,397	196,392



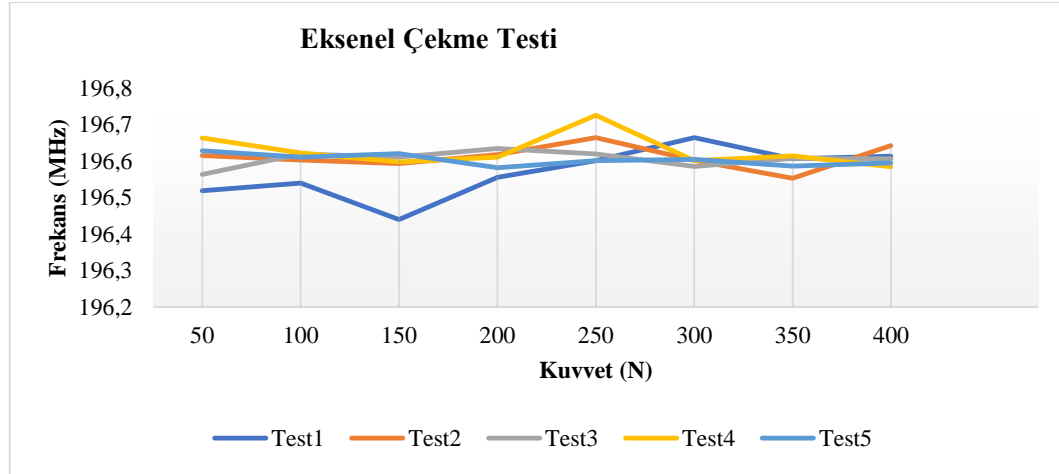
Şekil 3.18: Dört nokta eğme testi sonuçları

### 3.3.2.2. Eksenel Çekme Testi

Anten optimum konumdayken rod üzerinde eksenel çekme testi yapılmıştır. Sonuçlar Çizelge 3.28’de ve Şekil 3.19’da verilmiştir.

Çizelge 3.28: Eksenel çekme testi sonuçları

Kuvvet (N)	Test1 (MHz)	Test2 (MHz)	Test3 (MHz)	Test4 (MHz)	Test5 (MHz)
50	196,519	196,616	196,564	196,664	196,629
100	196,540	196,604	196,620	196,623	196,612
150	196,440	196,594	196,612	196,598	196,621
200	196,556	196,619	196,635	196,612	196,583
250	196,602	196,665	196,62	196,727	196,602
300	196,665	196,603	196,586	196,602	196,605
350	196,607	196,554	196,608	196,615	196,587
400	196,614	196,643	196,607	196,585	196,596

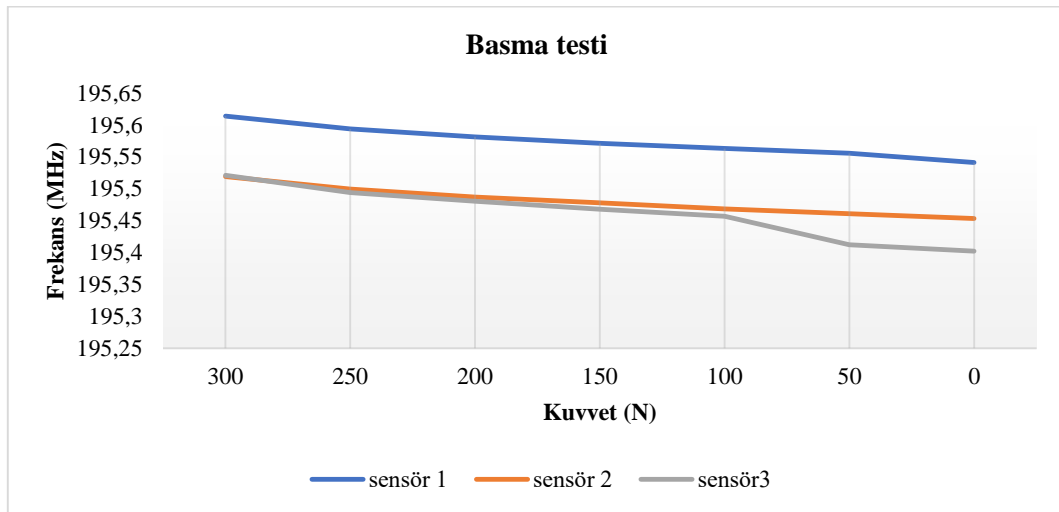


Şekil 3.19: Eksenel çekme testi sonuç grafiği

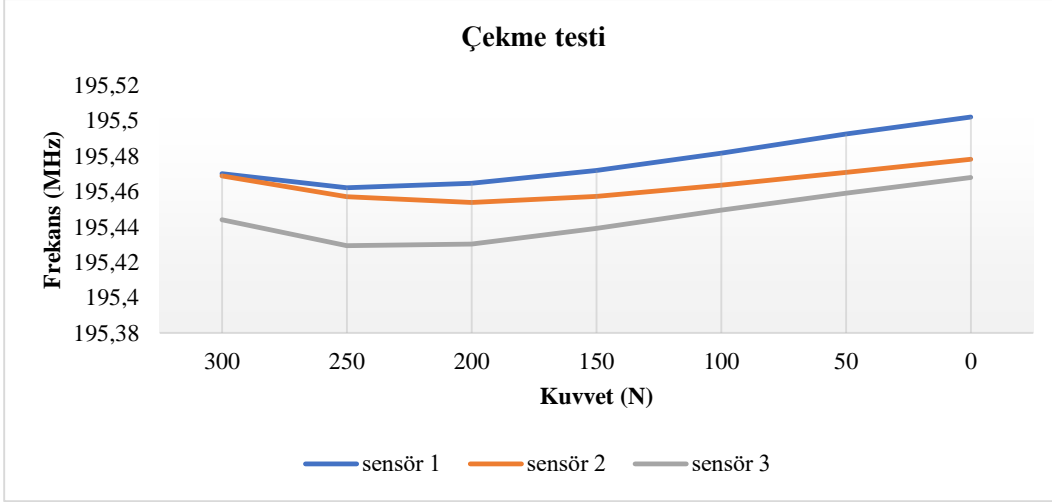
### 3.3.2.3. 300N'dan Geriye Yapılan Testler

Testler yapılırken 300 N'dan sonra alt montaj modellerinin plastik deformasyona uğradığı gözlemlenmiş ve testlerde maksimum yük 300 N olarak belirlenmiştir. Bundan sonraki testlerde sistemin sabitlenmesi için 300 N'luk kuvvet uygulanmış ardından 50 N'luk kuvvet düşürülmesiyle her 50 N'da bir ölçüm alınmıştır.

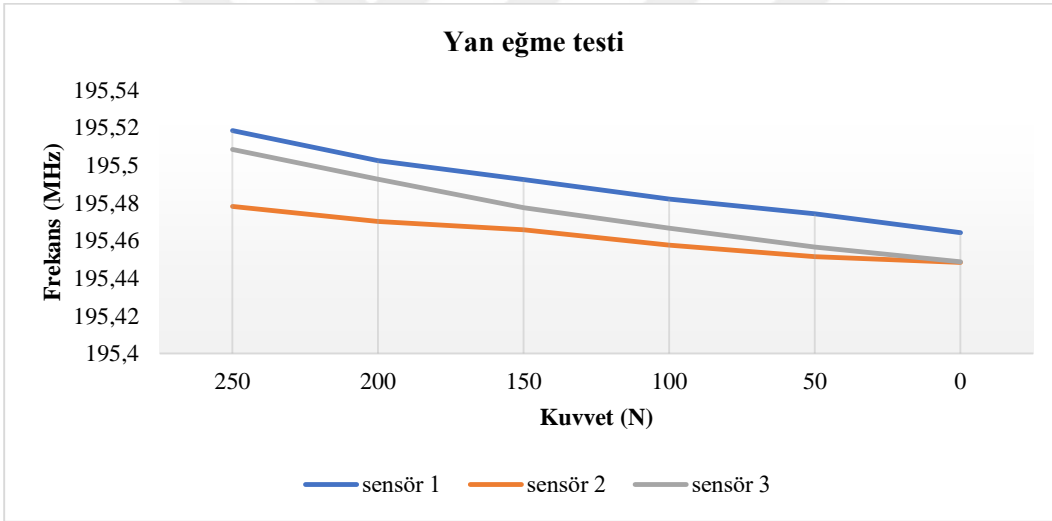
300 N'dan geriye gidildiğinde sistemin hareketliliği sınırlandırılarak daha iyi sonuçlar elde edilmiştir. Dolayısıyla tüm testler bu yöntem ile tekrar yapılmıştır. Kısa segmentte tekrarlanan çekme, basma, yana eğme ve burma testlerinin sonuçları sırasıyla Şekil 3.20, 3.21, 3.22 ve 3.23'te verilmiştir.



Şekil 3.20: Kısa segment modellerde tekrarlanan basma testi sonuçları

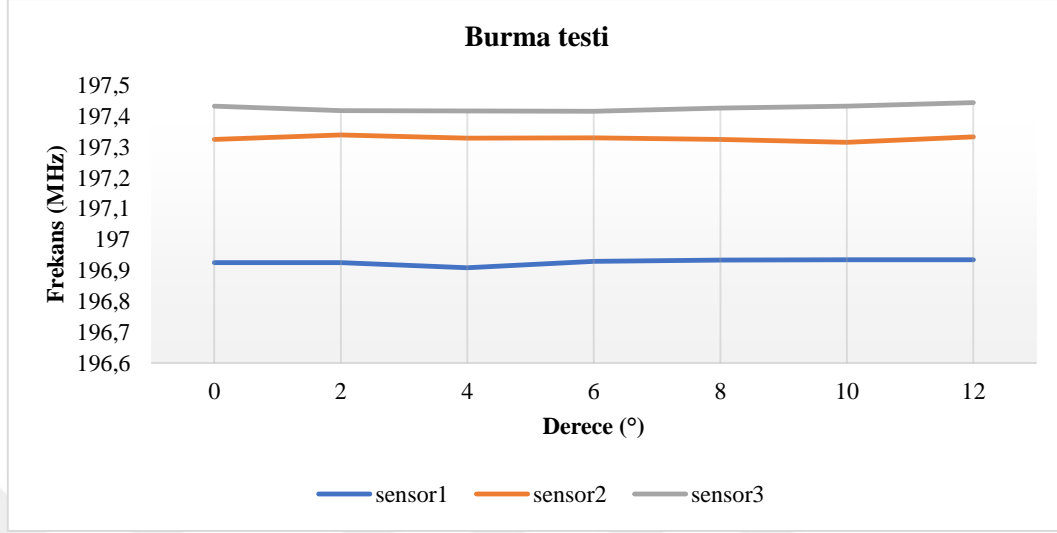


Şekil 3.21: Kısa segment modellerde tekrarlanan çekme testi



Şekil 3.22: Kısa segment modellerde tekrarlanan yan eğme testi sonuçları





Şekil 3.23: Kısa segment modellerde tekrarlanan burma testi sonuçları

### 3.3.3. Gerinim Ölçer ile Yapılan Testler

Eksenel çekme ve kısa segmentte basma testleri gerinim ölçer ile tekrarlanmıştır. Kullanılan basma çekme cihazında herhangi bir sorun olup olmadığının anlaşılması için gerinim ölçer ile eksenel çekme ve basma testleri yapılmıştır.

#### 3.3.3.1. Gerinim Ölçer ile Eksenel Çekme Testi

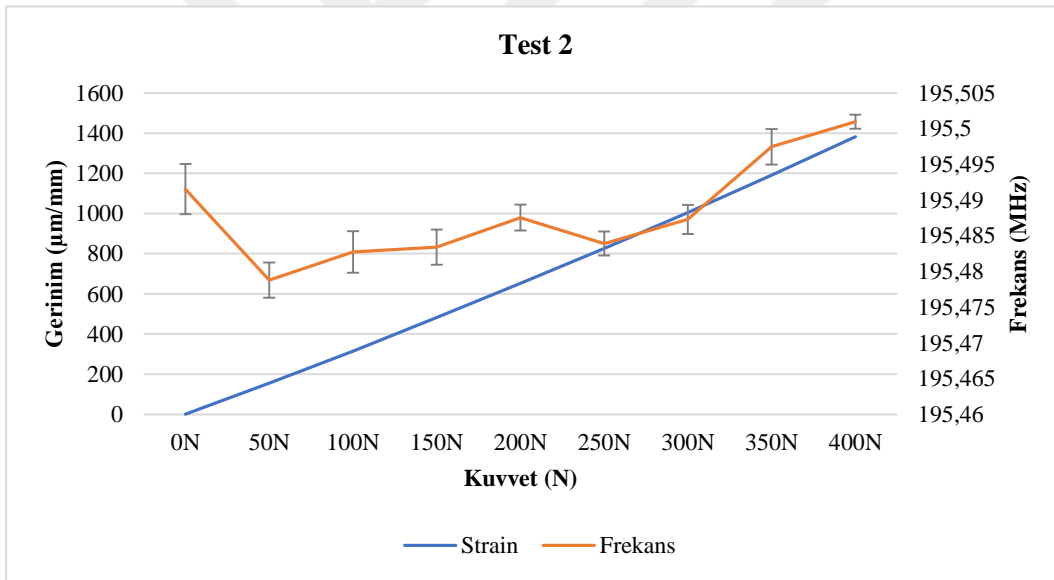
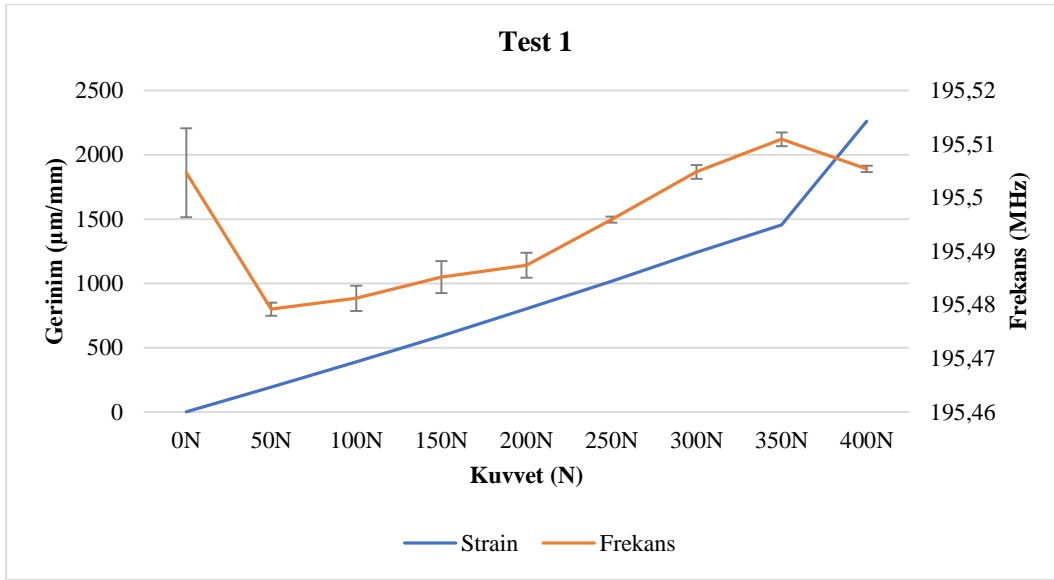
Gerinim ölçer ile birlikte yapılan eksenel çekme testinin sonuçları Çizelge 3.29'da verilmiştir.

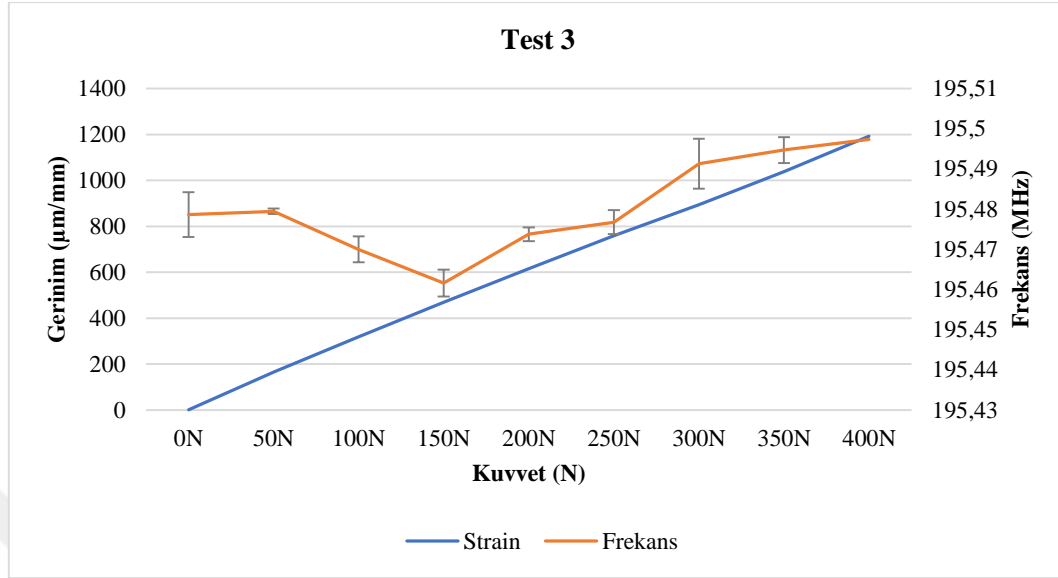
Çizelge 3.29: Gerinim ölçer ile eksenel çekme testi sonuçları

Kuvvet (N)	50	100	150	200	250	300	350	400
Gerinim ( $\mu\text{m/m}$ )	6	13	19	25	31	37	44	50
Frekans (MHz)	196,519	196,54	196,44	196,556	196,602	196,665	196,607	196,614

#### 3.3.3.2. Gerinim ölçer ile Kısa Segment Modellerde Basma Testi

Kısa segment modellerde gerinim ölçer ile yapılan basma testlerinin sonuçları Çizelge 30 ve Şekil 3.24'te verilmiştir.





Şekil 3.24: Gerinim ölçer ile kısa segment modellerde basma testi

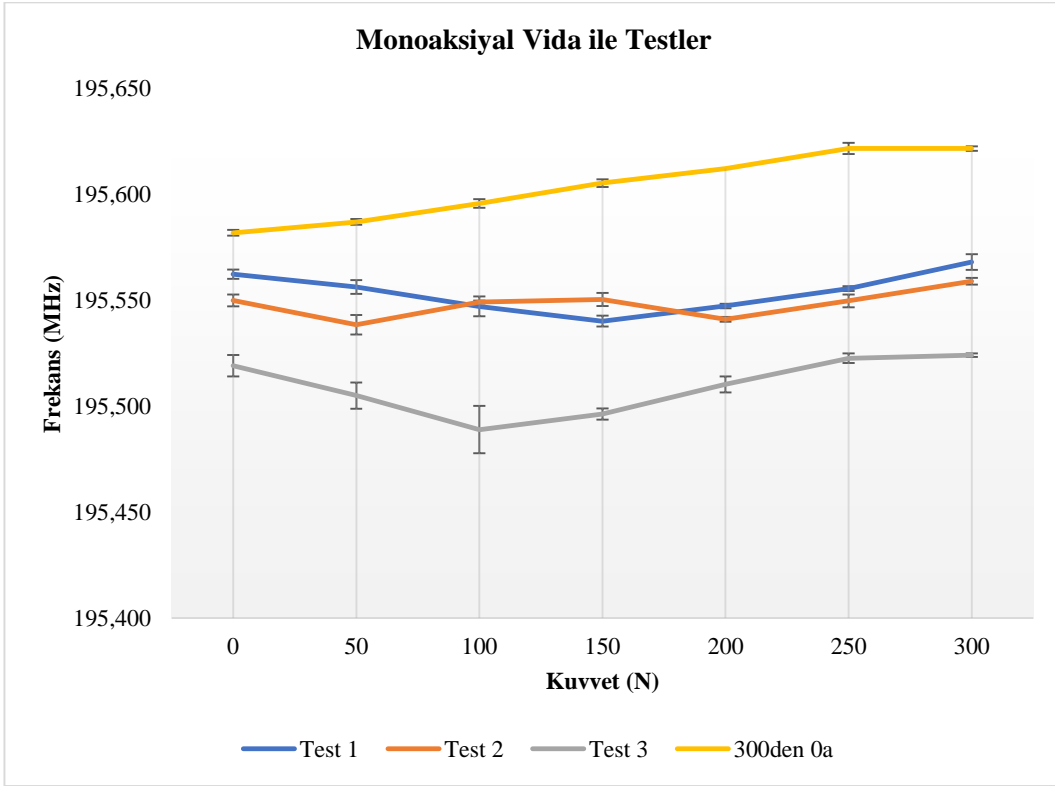
Çizelge 3.30: Gerinim ölçer ile aksenal basma testi sonuçları

	Test 1			Test 2			Test 3		
	Gerinim	ORT Frekans (MHz)	ST Sapma	Gerinim	ORT Frekans (MHz)	ST Sapma	Gerinim	ORT Frekans (MHz)	ST Sapma
<b>0N</b>	1	195,505	0,008	1	195,492	0,004	1	195,479	0,006
<b>50N</b>	192	195,479	0,001	155	195,479	0,002	165	195,479	0,001
<b>100N</b>	390	195,481	0,002	315	195,483	0,003	318	195,470	0,003
<b>150N</b>	592	195,485	0,003	482	195,483	0,002	469	195,462	0,003
<b>200N</b>	803	195,487	0,002	652	195,488	0,002	616	195,474	0,002
<b>250N</b>	1016	195,496	0,001	826	195,484	0,002	759	195,477	0,003
<b>300N</b>	1241	195,505	0,001	1005	195,487	0,002	894	195,491	0,006
<b>350N</b>	1456	195,511	0,001	1190	195,497	0,002	1037	195,495	0,003
<b>400N</b>	2260	195,505	0,001	1382	195,501	0,001	1193	195,497	0,001

Gerinim ve frekans verileri arasındaki ilişki Spearman korelasyon testi ile belirlenmiş ve aralarında kuvvetli ve pozitif bir ilişki olduğu ortaya konmuştur ( $r_s$ : 0.733,  $p=0.025$ ).

### 3.3.4. Monoaksiyal Vida ile Testler

Pedikül vidaları, poliaksiyal vidalar olup, hareket kabiliyetleri sayesinde cerrahların manevra kabiliyetine izin vererek çubukların hizalanmasına yardımcı olur. Ancak bu avantajı yanında bazı durumlarda vidanın başının hareketli olması sorunlara yol açabilir ve bu durumlarda hareketsiz monoaksiyal vida kullanılmaktadır. Mekanik modellememizde sistemdeki hareketi önleyebilmek için monoaksiyal vidalar kullanılarak oluşturulan kısa segment modelin test sonuçları Şekil 3.25 ve Çizelge 3.31’de verilmiştir.



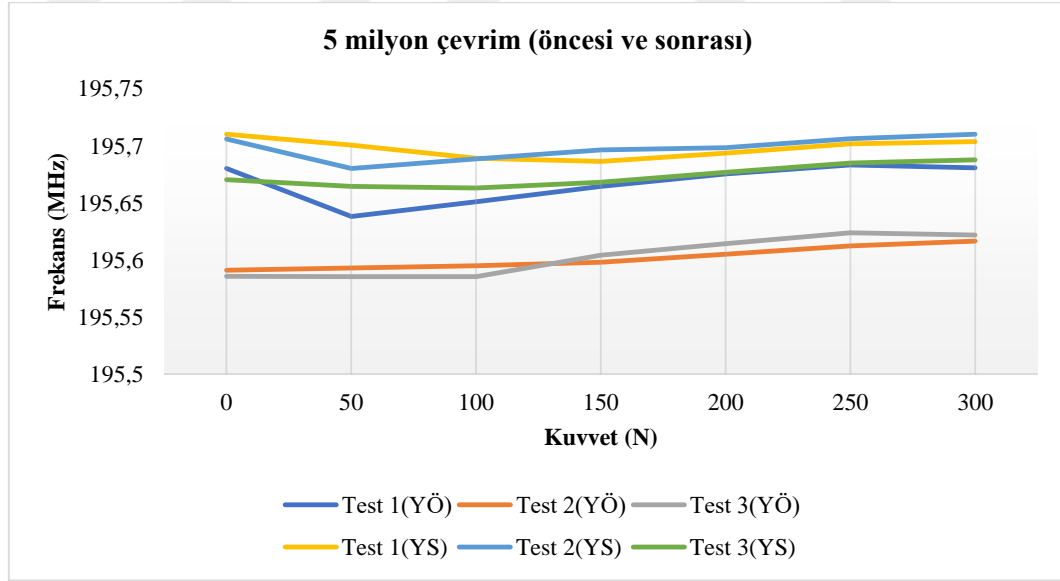
Şekil 3.25: Monoaksiyal vida ile yapılan test sonuçları

Çizelge 3.31: Monoaksiyal vida ile yapılan test sonuçları

		0 N	50 N	100 N	150 N	200 N	250 N	300 N
<b>Test 1</b>	ORT	195,562	195,556	195,547	195,540	195,547	195,556	195,568
	ST Sapma	0,002	0,003	0,005	0,003	0,001	0,001	0,004
<b>Test 2</b>	ORT	195,550	195,539	195,549	195,551	195,541	195,550	195,559
	ST Sapma	0,003	0,005	0,001	0,003	0,001	0,003	0,002
<b>Test 3</b>	ORT	195,519	195,505	195,489	195,496	195,510	195,523	195,524
	ST Sapma	0,005	0,006	0,011	0,003	0,004	0,002	0,001
<b>300 N'dan 0 N'a</b>	ORT	195,582	195,587	195,596	195,605	195,612	195,622	195,622
	ST Sapma	0,001	0,001	0,002	0,002	0,000	0,003	0,001

### 3.4. Kısa Segment Modellerde Yorulma Testleri

5 milyon çevrim yapılmadan önce ve yapıldıktan sonra ölçümler alınarak karşılaştırma yapılmış ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Şekil 3.26 ve Çizelge 3.32).



Şekil 3.26: 5 milyon çevrim öncesi (ÇÖ) ve sonrasında (ÇS) alınan ölçüm sonuçları

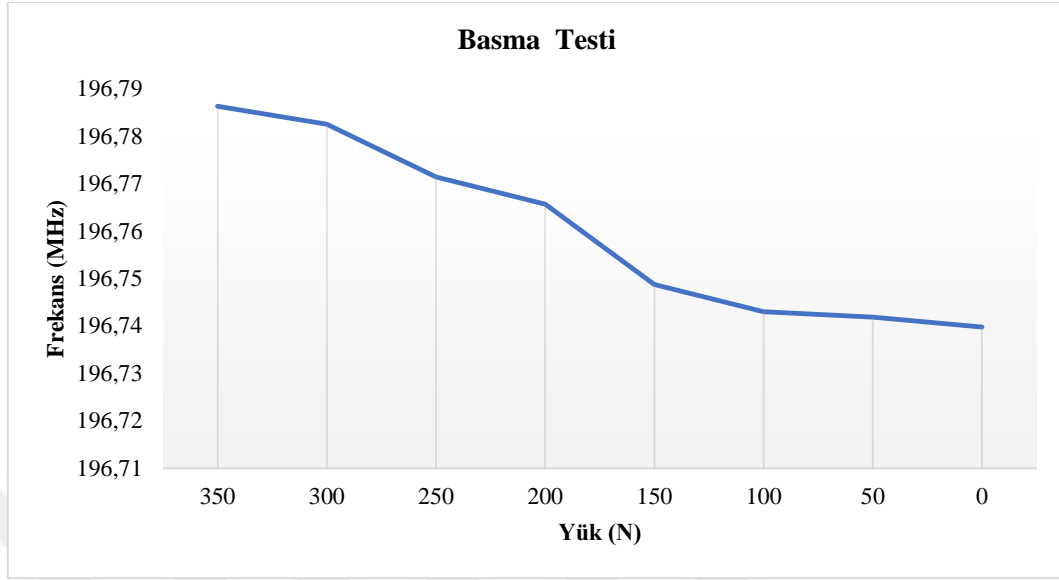
Çizelge 3.32: 5 milyon çevrim öncesi (ÇÖ) ve sonrasında (ÇS) alınan frekans (MHz) değerleri

	0 N			150 N			300 N		
	ÇÖ	ÇS	p değeri <sup>1</sup>	ÇÖ	ÇS	p değeri <sup>1</sup>	ÇÖ	ÇS	p değeri <sup>1</sup>
Test 1	195.68	195.71	0.83	195.66	195.69	0.10	195.68	195.70	0.10
Test 2	195.59	195.71	0.10	195.60	195.70	0.83	195.62	195.71	0.83
Test 3	195.59	195.67	0.10	195.60	195.67	0.08	195.62	195.69	0.10

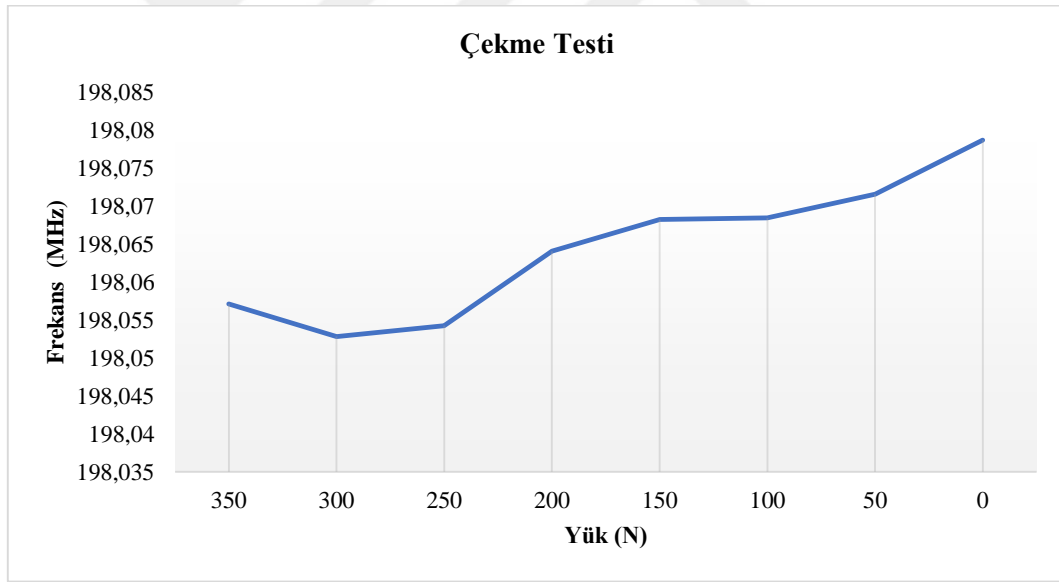
<sup>1</sup> Wilcoxon Signed Ranks Testi

### 3.5.Sistemin Yeni Kesilmiş/Yeni Donu Çözülmüş Hayvan Omurgalarına Yerleştirilerek Mekanik Yükleme ve Ölçüm Yapılması

Koyun vertebraı üzerine yerleştirilmiş sistem test düzeneğine yerleştirildikten sonra anlık hareket merkezinden yüklenmiştir. Bu sırada eksenel yükleme için kuvvet- frekans değerleri kaydedilmiş ve sonuçlar Şekil 3.27, 3.28 ve Çizelge 3.33’de verilmiştir. Basma testi için yükleme öncesi frekans 196.74 MHz iken yükleme sonunda frekans değeri 196,79 MHz’dir. Vertebrektomi modellerdeki basma testi sonuçlarına paralel olarak basma kuvveti arttıķa frekans değerinde de artış görölmüştür. Çekme testinde yükleme öncesi frekans değerı 198,08 MHz iken yükleme sonrası bu değer 198,06 MHz olarak belirlenmiştir. Çekme testinde de vertebrektomi model testine paralel bir sonuç elde edilmiş ve çekme kuvvetinin artmasıyla birlikte frekans değerinde azalma meydana gelmiştir.



Şekil 3.27: Omurgada basma testi sonuçları



Şekil 3.28: Omurgada çekme testi sonuçları

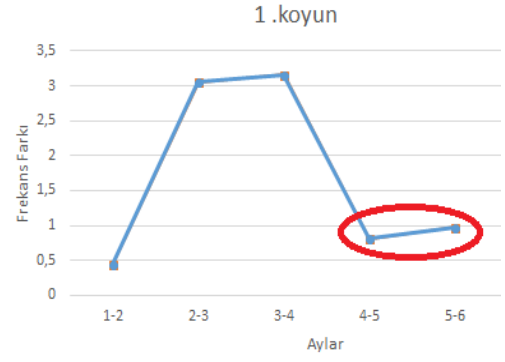
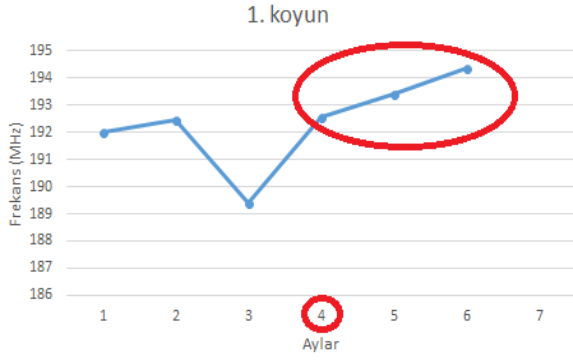
Çizelge 3.33: Omurgada basma ve çekme test sonuçları

<b>Kuvvet (N)</b>	<b>Basma Testi (MHz)</b>	<b>Çekme Testi (MHz)</b>
<b>350</b>	196,786	198,057
<b>300</b>	196,782	198,053
<b>250</b>	196,771	198,054
<b>200</b>	196,766	198,064
<b>150</b>	196,749	198,068
<b>100</b>	196,743	198,068
<b>50</b>	196,742	198,072
<b>0</b>	196,740	198,079

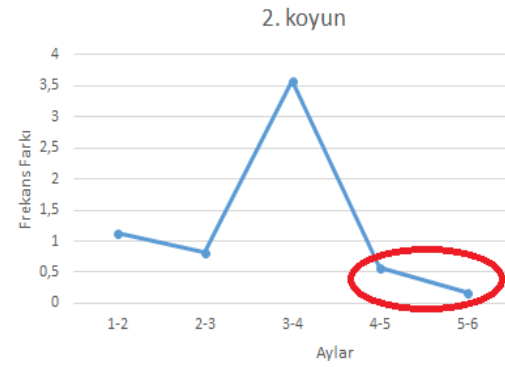
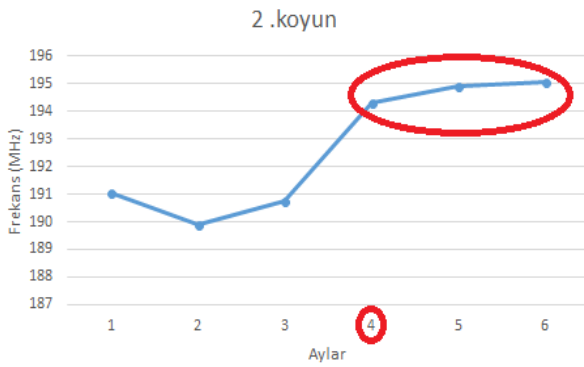
### 3.6 Canlı Hayvan Deneyleri

Koyunların bir kısmına L4-5 ve diğer kısmına L3-4-5 seviyelerine bilateral transpediküler vida yerleştirilmiştir. Koyunlar ameliyat sonrası 6 ay süreyle gözlem altında tutulmuş ve her iki grup için de ayda bir kez çubuklarda yer alan sensörlerden ölçüm alınmıştır. 1 koyunda ameliyat sırasında, 3 koyunda da farklı komplikasyonlar sonucunda ölüm görülmüştür. Aylara göre frekans değişim grafikleri Şekil 3.29, 3.30, 3.31, 3.32, 3.33, 3.34, 3.35, 3.36, 3.37, 3.38, ve 3.39’da gösterilmiştir. Çizelge 3.34’te kuvvete karşılık gelen frekans değeri verilmiştir. Ayrıca koyunlara ait röntgen görüntüleri Şekil 3.40,3.41 3.42, 3.43, 3.44, 3.45, 3.46, 3.47, 3.48, 3.49’da verilmiştir.

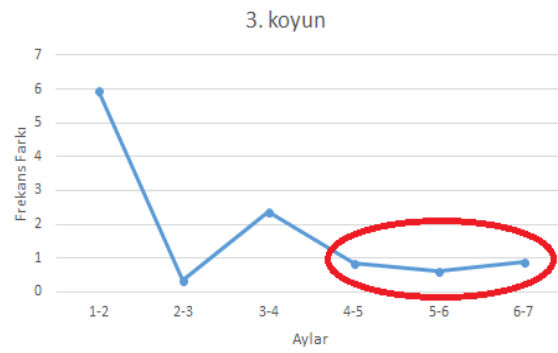
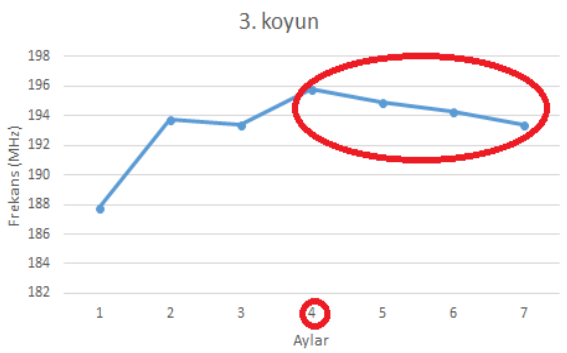




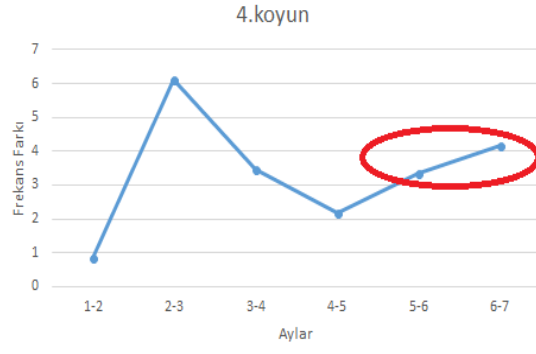
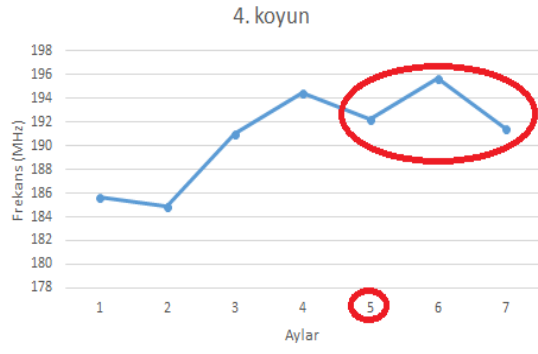
Şekil 3.29: 1. koyun için ölçüm sonuçları



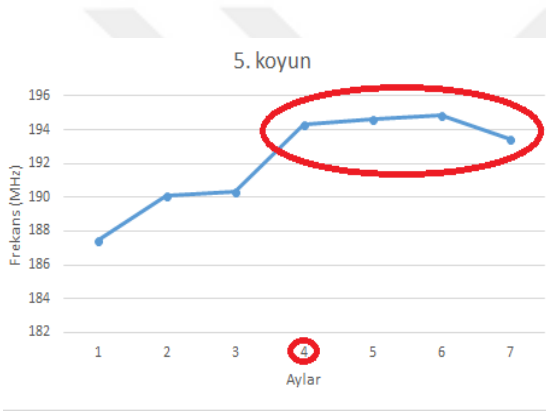
Şekil 3.30: 2. koyun için ölçüm sonuçları



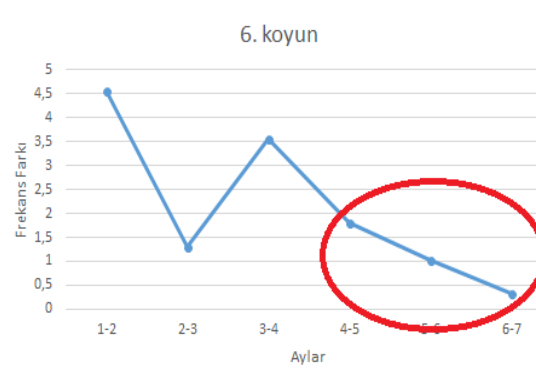
Şekil 3.31: 3. koyun için ölçüm sonuçları



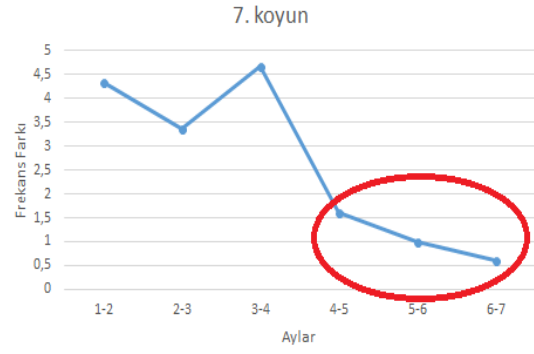
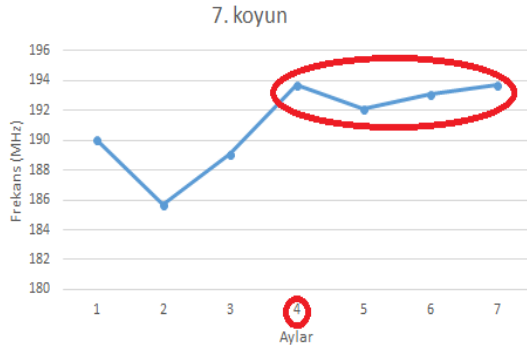
Şekil 3.32: 4. koyun için ölçüm sonuçları



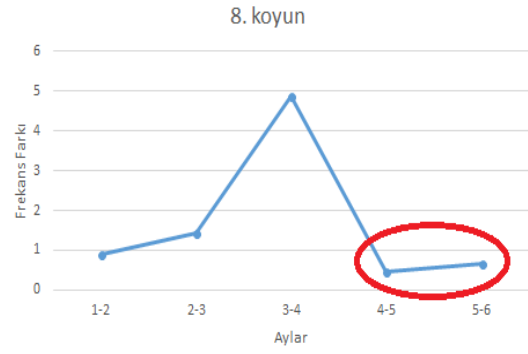
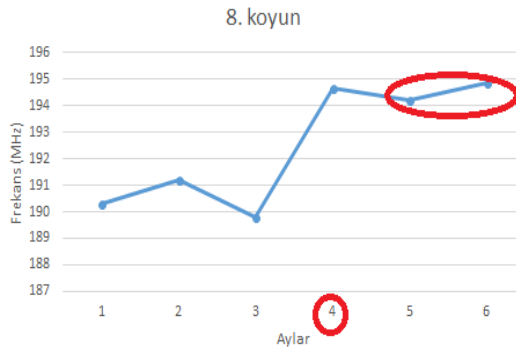
Şekil 3.33: 5. koyun için ölçüm sonuçları



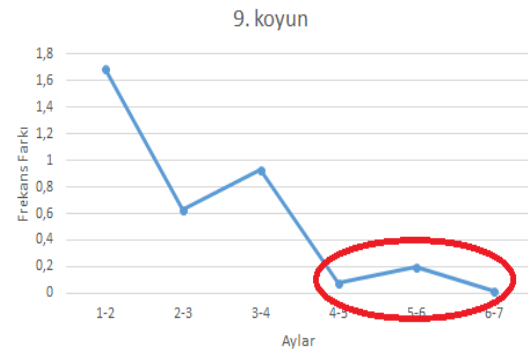
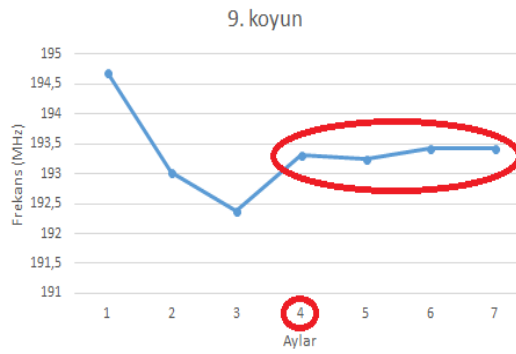
Şekil 3.34: 6. koyun için ölçüm sonuçları



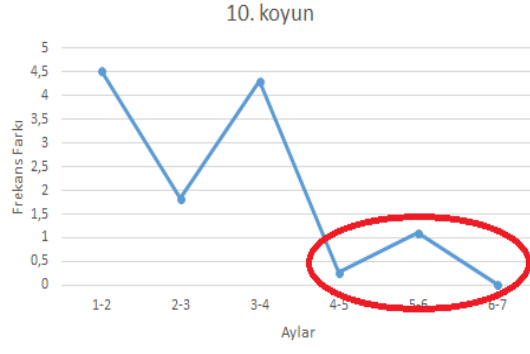
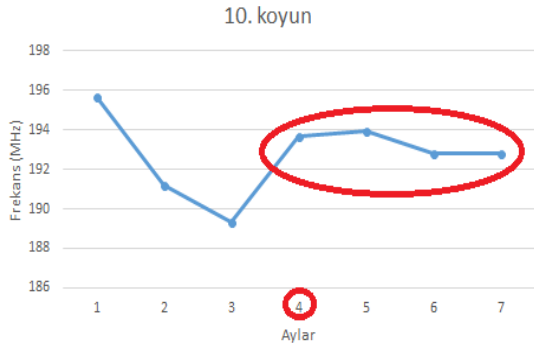
Şekil 3.35: 7. koyun için ölçüm sonuçları



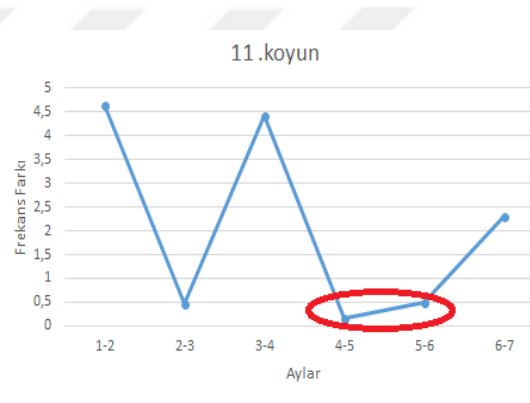
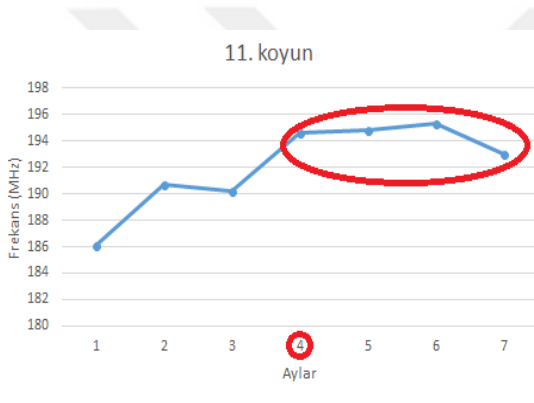
Şekil 3.36: 8. koyun için ölçüm sonuçları



Şekil 3.37: 9. koyun için ölçüm sonuçları



Şekil 3.38: 10. koyun için ölçüm sonuçları



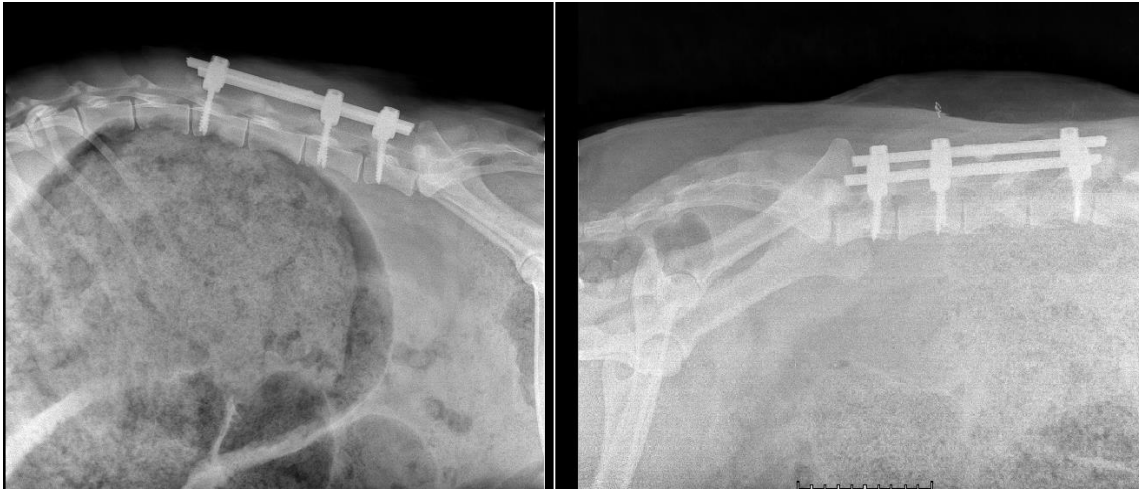
Şekil 3.39: 11. koyun için ölçüm sonuçları

Çizelge 3.34: Canlı hayvan deneylerinde aylara göre frekans değişimi

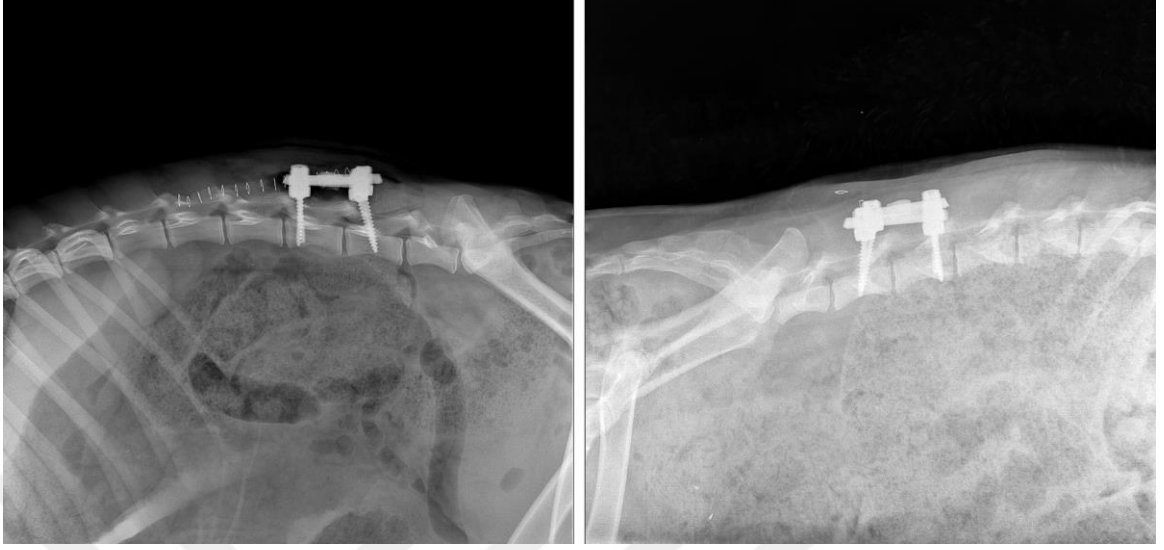
	<b>1. ay</b>	<b>2. ay</b>	<b>3.ay</b>	<b>4.ay</b>	<b>5.ay</b>	<b>6.ay</b>	<b>7.ay</b>
	Frekans (MHz)	Frekans (MHz)	Frekans (MHz)	Frekans (MHz)	Frekans (MHz)	Frekans (MHz)	Frekans (MHz)
<b>1.koyun</b>	192,026	192,472	189,419	192,587	193,402	194,383	-
<b>2.koyun</b>	191,052	189,922	190,745	194,327	194,896	195,069	-
<b>3.koyun</b>	187,765	193,726	193,400	195,770	194,927	194,297	193,415
<b>4.koyun</b>	185,711	184,861	190,995	194,471	192,305	195,661	191,499
<b>5.koyun</b>	187,413	190,073	190,356	194,297	194,625	194,899	193,479
<b>6.koyun</b>	187,425	191,999	193,296	196,863	195,066	194,040	193,724
<b>7.koyun</b>	190,033	185,682	189,063	193,728	192,128	193,140	193,739
<b>8.koyun</b>	190,318	191,215	189,792	194,664	194,208	194,855	-
<b>9.koyun</b>	194,705	193,015	192,383	193,316	193,240	193,434	193,418
<b>10.koyun</b>	195,714	191,172	189,347	193,674	193,949	192,837	192,807
<b>11.koyun</b>	186,059	190,702	190,236	194,664	194,828	195,326	193,011



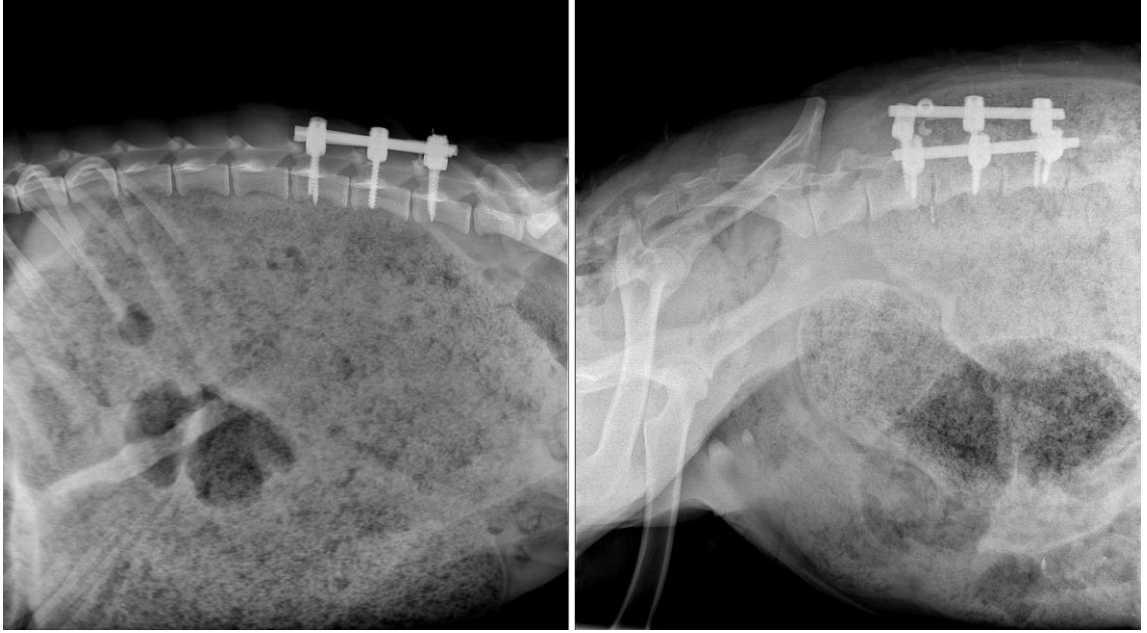
Şekil 3.40: 2. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları



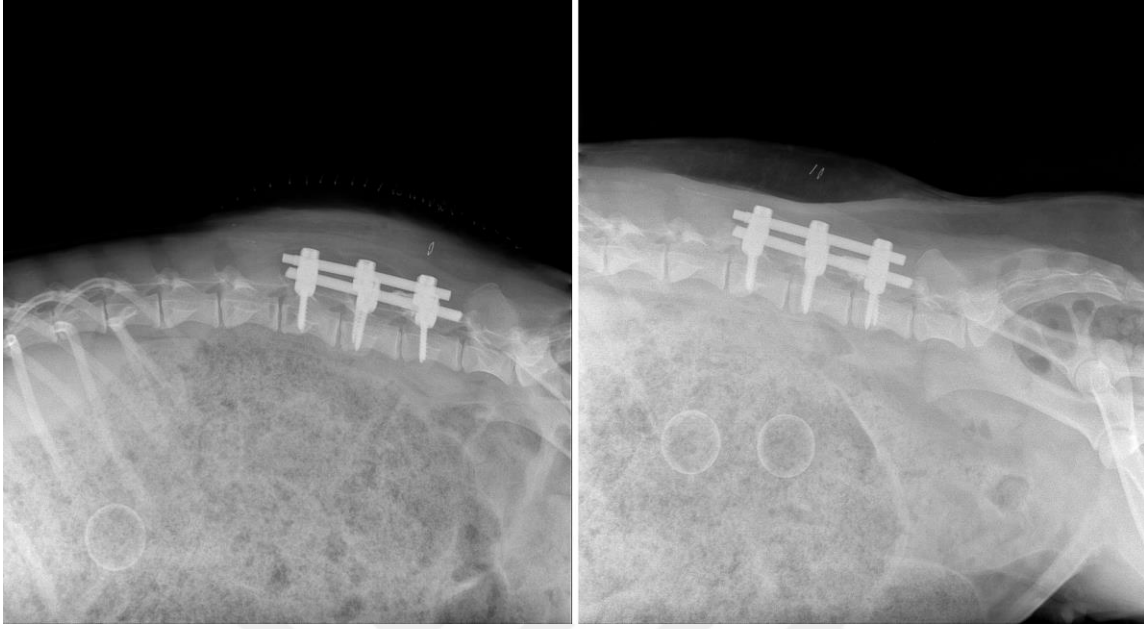
Şekil 3.41: 3. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları



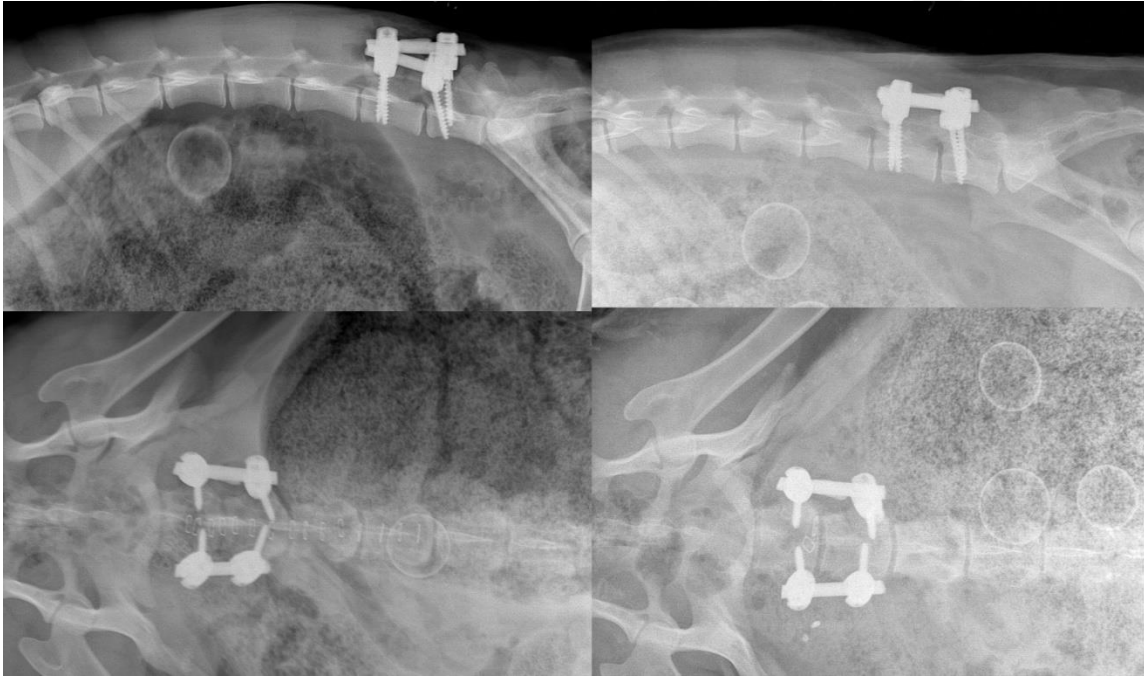
Şekil 3.42: 4. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları



Şekil 3.43: 5. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları

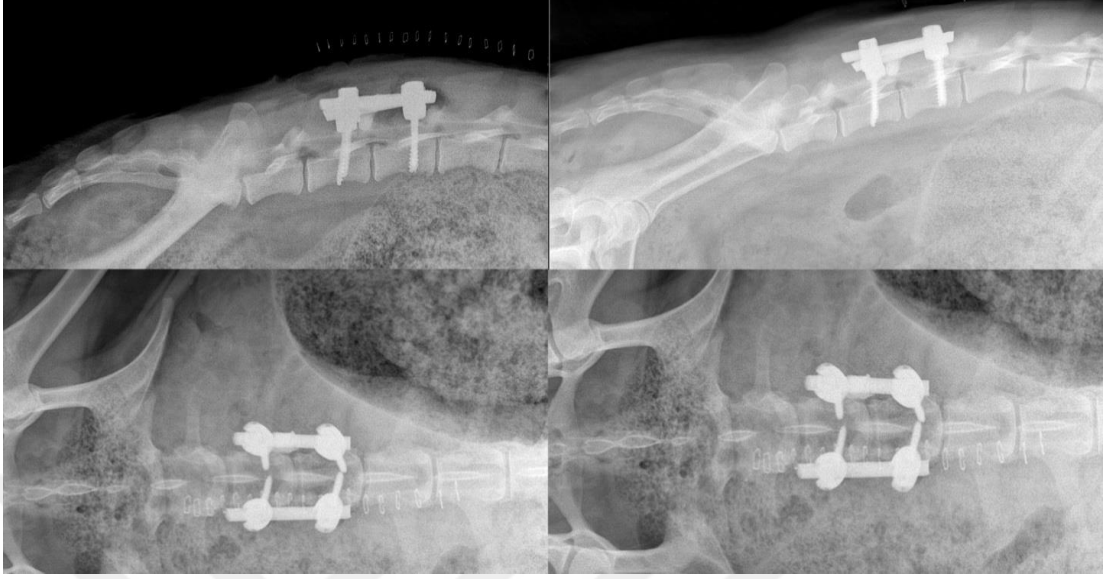


Şekil 3.44: 6. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları

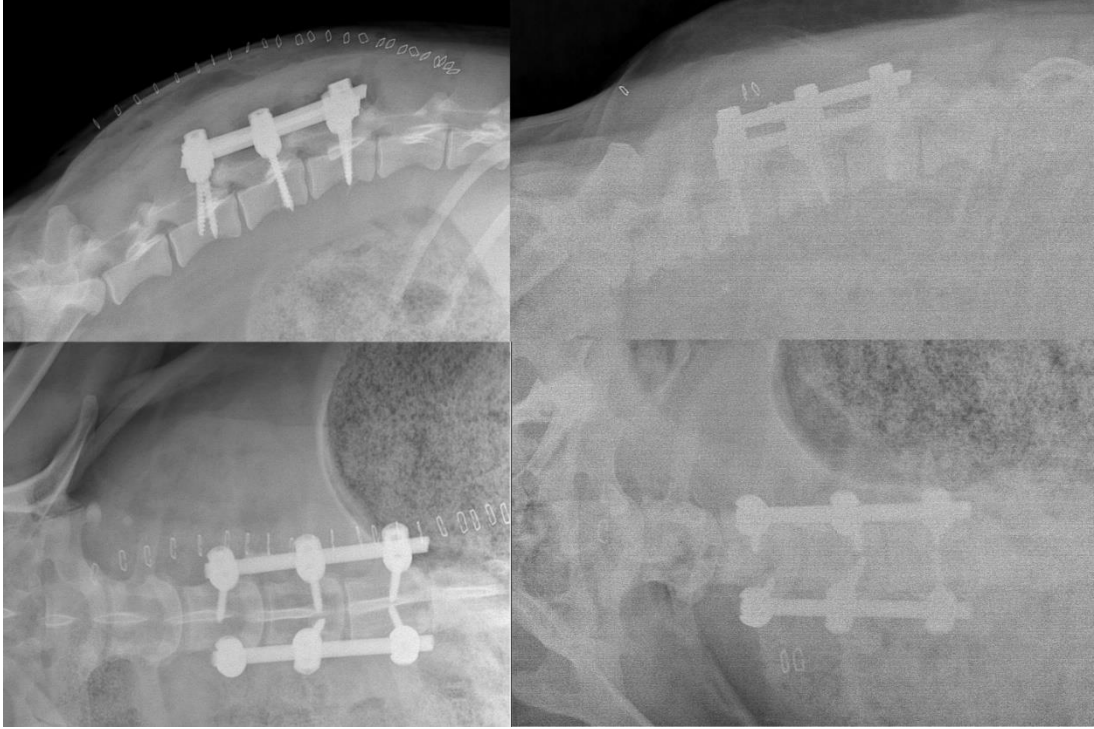


Şekil 3.45: 7. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları

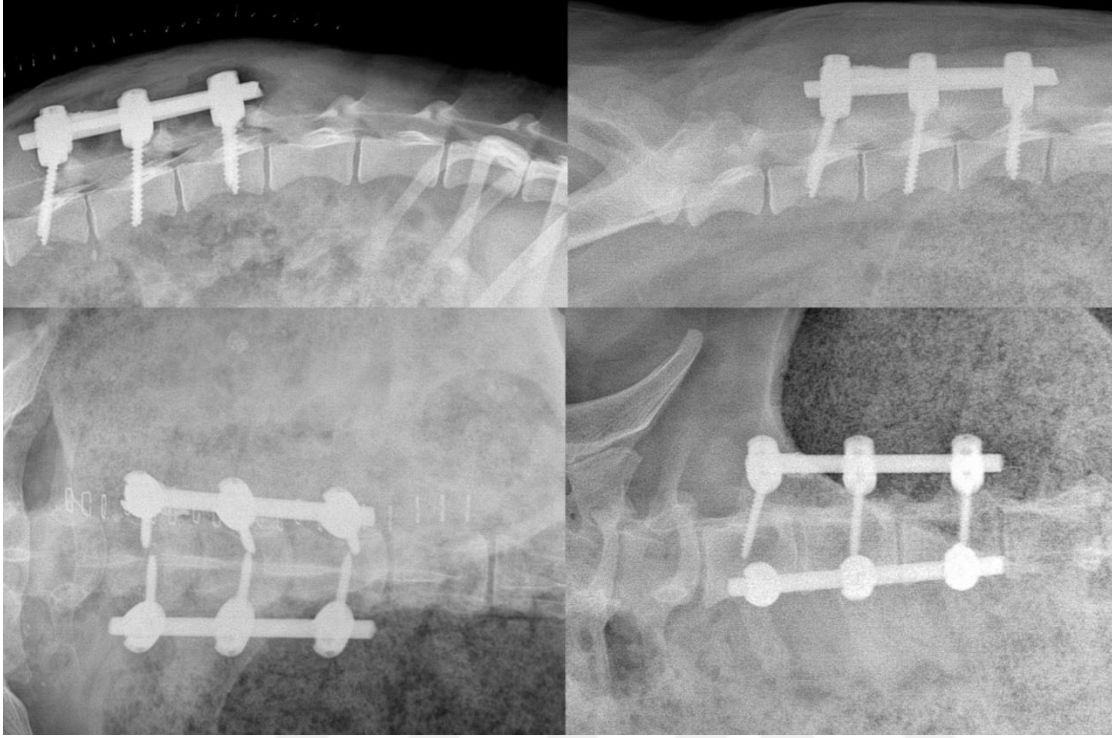




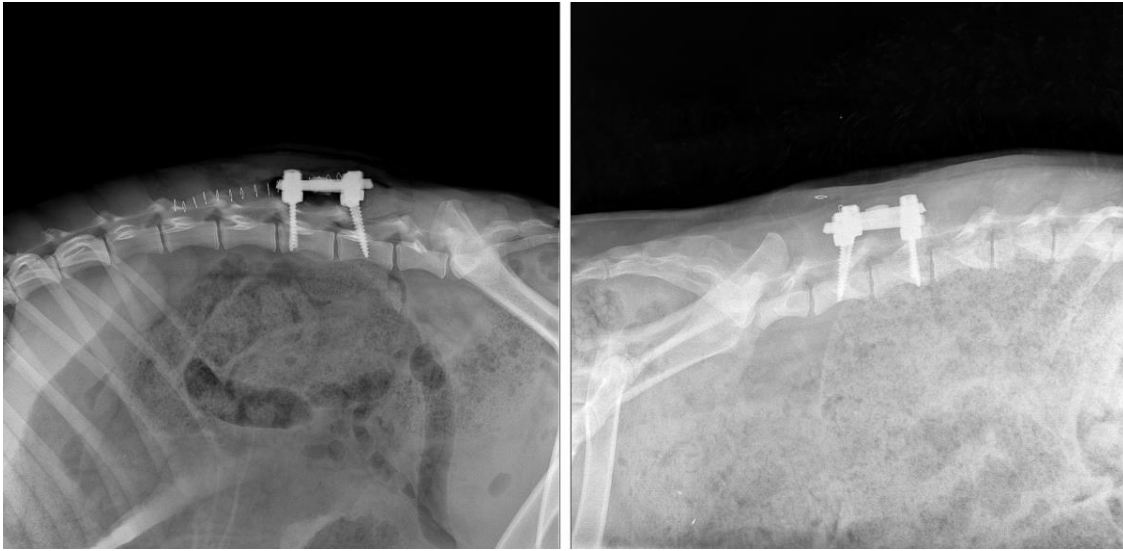
Şekil 3.46: 8. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları



Şekil 3.47: 9. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları



Şekil 3.48: 10. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları



Şekil 3.49: 11. koyunun ameliyat sonrası ve 6 ay sonrasındaki röntgen sonuçları

Ölçümlerin sonucunda genel olarak 4. aydan sonra frekans değişimlerinde azalma görülmekle birlikte 4. ay itibari ile füzyon olduğu düşünülmektedir.

#### 4. TARTIŞMA

Pediyatrik skolyoz vakalarında yapılan revizyon operasyonları, ilk ameliyatı takiben 6 ayda bir rutin olarak yapılmaktadır [52]. Bununla birlikte, her bireyin büyümesi farklı olacağı için, her birey farklı revizyon operasyon planlamasını gerektirecektir. Önceki çalışmalarda, omurgadaki farklı pozisyonlar altında yükler belirlenmiştir. Esasen omurga üzerinde meydana gelen yükler, gerinim ölçer ile ölçülebilir ancak gerinim ölçer enerji kaynağı gerektiren aktif bir sensördür. Dolayısıyla bu enerji kaynağını desteklemek için vücut içinde daha fazla alana ihtiyaç duyulacaktır. Posterior fiksasyon cihazları üzerinde yapılan ölçümler de dâhil olmak üzere omurgada gerilme ölçümü üzerinde yapılan birçok çalışma olmasına rağmen, bu çalışma pasif (enerji ihtiyacı olmayan), esnek ve biyoyumlu bir sensörle posterior fiksasyon cihazlarında ilk ölçümleri sağlayacaktır.

Tez kapsamında ilk olarak iki omurga segmenti arasındaki gerilme ve yüklemenin boyutunun belirlenmesini sağlayacak olan sensörlerin üretimi yapılmış ve çubuklar üzerinde ölçülmek istenen bölgelere göre tasarlanıp üretilmiştir.

İlk olarak üretilen sensörle yapılan hassasiyet testinde 1 birimlik frekans değişikliği için gereken kuvvet miktarının 166 Newton olduğu belirlenmiştir. Bu hassasiyet değerinin hedefleri sağlayamayacağı anlaşıldıktan sonra daha hassas bir sensör tasarımı yapılmış ve yine aynı mikrofabrikasyon yöntemleriyle üretilmiş ve çubuklara yapıştırılmıştır. Yeni yapılan sensörün testleri sonucunda 1 birimlik frekans değişikliği için gereken kuvvet miktarının 63 Newton olduğu görülmüştür. Bunun sonucunda sensörün çalışmadaki ölçüm hassasiyetini karşılayacağı belirlenerek deneylere devam edilmiştir.

Sistem mekanik olarak modellenmeden önce ilk olarak her bir sistem elemanının mekanik testleri standartlara göre yapılarak sistemde kullanılacak olan vidaların ve çubukların gerçekte de cerrahi olarak kullanılabilir olduklarından emin olunmuştur. Posterior sabitleme tekniklerinde kullanılan vida-çubuk sistemlerinin toplam performansının

belirlenmesinde ASTM'nin F1717 standardına göre hazırlanmış, üç segment vertebranın ortadaki segment çıkarılmış ve alt ve üst segmentlere ikişer vida yerleştirilerek bilateral sabitleme yapılmış vertebrektomi modeli ile testler yapılmıştır [50]. Antenle sensörden veri alırken ilk olarak 400 N'luk kuvvet arttırılmış yük arttırımı sırasında beklemeden dinamik ölçümler alınmıştır, daha sonra 50N'luk kuvvet arttırmalarıyla 400 N'a ulaşılmış ve her 50 N da bir 300 saniye beklenerek anlık frekans değerleri kaydedilmiştir. İlk sistemdeki ölçümler sonucunda algılayıcıdan okunan anlamlı değişim ortam gürültüsünden daha küçük bir değerde olduğu için başarısız olarak kabul edilmiştir. Bu sebeple ikinci sistemle frekans okunmasına karar verilmiştir. Omurga üzerinde oluşabilecek yükleri temsilen yapılan basma, çekme, yan eğme ve burma testleri hazırlanan kısa segment modellerde ve uzun segment modellerde yapılmıştır. İki model karşılaştırıldığında birbirine çok yakın değerler bulunmuştur daha yaygın kullanımı olan kısa segment modellerde testlerin devamına karar verilmiştir. X, Y ve Z eksenlerinde anten ve sensörün ilişkisi incelenmiş ve milimetrik değişimlerle 3 eksen de ölçümler alınmış frekanslar kaydedilmiştir. Sonuçlar incelenerek 3 eksen de anten ve sensör arasında en kuvvetli ölçümün alındığı optimum nokta belirlenmiş ve testlere anten bu konumdayken devam edilmiştir. Yumuşak dokusuz ve yumuşak dokulu alınan ölçümler karşılaştırıldığında yumuşak doku ile alınan ölçümlerde daha iyi sonuçlar alınmıştır. Bunun sebebi ise yumuşak dokunun düşük frekansta yüksek dielektrik sabitine sahip olmasıdır. Bu sayede yumuşak doku elektromanyetik dalgalara daha iyi odaklanmaktadır [35]. Ayrıca sensörle anten arasına 5 mm ve 10 mm yumuşak doku konularak ölçüm alınmış ve ileride yapılacak olan canlı hayvan deneylerinde yumuşak dokunun ölçümleri etkileyebileceği belirlenmiştir. Canlı hayvanlardan 6 ay gibi uzun bir süre ölçüm alınacağından sensör ile anten arasındaki yumuşak dokunun boyutunun değişiminin ölçümleri değiştireceği ortaya konmuştur. Dolayısıyla, klinik kullanımda da hastalarda kullanımda kilo alınımına dikkat edilmesi gerekmektedir. Üretilen sensörler ile gerinim ölçerlerin çalışma prensipleri aynıdır, her iki sensör türü de entegre oldukları malzeme üzerindeki gerinimi belirlerler, bu yüzden sensör ile gerinim ölçeri aynı çubuğa entegre ederek aksenel çekme ve basma testleri yapılmıştır. Bu testler sonucunda sensörlerden okunan değerlerle gerinim ölçerlerden okunan değerler paralellik göstermiş ve Spearman korelasyon testi ile aralarında güçlü ve pozitif bir korelasyon olduğu ortaya

konmuştur. Yani kuvvet artımı ile birlikte gerinimde de artış olduğu hem aktif sensörler olan gerinim ölçerler ile hem de akıllı implant çubuklarla belirlenmiştir. Kısa segment modellerle yapılan testlerde sistemde sabitliği sağlamak için vida başları hareketli olmayan monoaksiyal vidalar kullanılarak kısa segment oluşturulmuş ve basma testleri yapılmıştır. Testlerin sonucu poliaksiyal vidalarla yapılan kısa segmentlerde paralellik göstermiştir, o yüzden cerrahide daha çok kullanılan poliaksiyal vidalarla testlere devam edilmiştir. 400 N'a kadar yapılan testlerde kısa segmentlerin plastik deformasyona uğradığı görülmüş ve 300 N yüklenmeden sonra frekans değerlerinde sapma belirlenmiştir. Bu yüzden maksimum yük 300 N'a düşürülmüştür. Ayrıca sistem hareketliliğini engellemek için segmentler 300 N'luk kuvvet ile yüklenip sonrasında 50N'luk azaltımlarla ölçümler alınmıştır. Test sonuçlarında basma, çekme, yan eğme ve burma testlerinde anlamlı veriler elde edilmiştir. Mekanik olarak sensörün kullanıma hazır olduğu belirlenmiştir.

Posterior sabitleme için önerilen sistemin mekanik doğrulaması yapıldıktan sonra yumuşak dokuya yerleştirilmesi işlemi gerçekleşmiştir. Bu kapsamda insan omurgasına benzerliği bilinen koyun vertebraına yerleştirilen vida-akıllı implant çubuk sistemi mekanik modellerde olduğu gibi aksenel basma ve çekme testlerine tabi tutulmuştur [53]. Mekanik testlerdeki sonuçlara benzer ve anlamlı sonuçlar elde edilmiştir. Sensörlerde esnek Kapton alttaşının kullanılması, daha düşük bir Elastisite modülüne sahip olması ile mekanik yükler ile daha büyük şekil değiştirme gerçekleşir [35]. Bir diğer avantajı ise çubuklar gibi düz olmayan yüzeylerde de kullanılabilir olmalarıdır. Basma yükleri, sensörün dielektrik alanında bir artış, kapasitansında ise azalmaya sebep olur ve tüm bu değişiklikler, rezonans frekansında genel bir artışa sebep olur [34]. Çekme testlerinde, bu sistem farklı çalışır ve artan yük ile birlikte frekans değerlerinde azalma görülür. Tez kapsamında yapılan vertebrektomi ve kadavra modellerinde de aynı sonuçlar elde edilmiş, basma testinde yükün artışı ile frekansta artış, çekme testlerinde yükün artmasıyla frekansta azalma belirlenmiştir. Kapasitans alanındaki azalma doğrusal olmadığı için, kapasitans ve rezonans frekansındaki değişimde doğrusal değildir. Bu sebeple uygulanan yük ile frekanstaki değişim doğrusal değildir [34].

Klinik araştırma öncesi son adım olan canlı hayvan deneylerinde, L4-5 ve L3-4-5 seviyelerine bilateral transpediküler vida yerleştirilen koyunlardan ameliyat sonrası ayda

bir olmak üzere ölçümler alınmıştır. Ölçümlerin sonunda ilk 4 aydan sonra frekans değişiminin giderek azaldığı ve stabil hale geldiği belirlenmiştir. Röntgen sonuçlarında rod çıkması, nut gevşemesi gibi herhangi bir aksaklığa rastlanmamış ve beklenildiği üzere füzyona dair hiçbir kanıt da rastlanmamıştır.



## 5. SONUÇLAR

Sonuç olarak, biyouyumlu ve içeriden enerji ihtiyacı olmayan sensörler üretilmiş, spinal çubuklara entegre edilmiş ve çubukta meydana gelen gerilmeler dışarıdan kablosuz olarak okunmuştur. Yumuşak doku ile sensör hassasiyetinin artıp daha iyi ölçümler alındığı belirlenmiştir. Vertebrektomi modelleri ve kadavralarda farklı yükleme koşulları altında frekans ölçümü yapılmış ve değişimleri belirlenmiştir. Basma testlerinde artan kuvvet ile frekans değerlerinde de artış görülürken, çekme testlerinde artan kuvvet değerleriyle birlikte frekans değerlerinde azalma tespit edilmiştir. Sensörün ölçüm hassasiyeti sadece aksenal yüklemelerde görüldüğü için burma testinde burma derecesi arttıkça frekans değerlerinde herhangi bir değişim görülmemiştir. Bunlara ek olarak yorulma testleriyle birlikte sensörün dinamik yüklemelerden etkilenmediği ortaya konmuştur. Canlı hayvan deneylerinde ise sensörlerden alınan aylık ölçümlerin değerlendirilmesiyle genel olarak 4. Ay itibarıyla füzyonun gerçekleştiği belirlenmiştir. Geliştirilen sistemle birlikte İlk kez posterior sabitleme elemanları (akıllı implant çubuk) üzerinden alınmış ölçüm bilgileri canlı dokular için literatüre kazandırılmıştır. Benzer şekilde pediatrik skolyoz cerrahisi ile ilgilenen hekimlerin rutin ameliyat prosedürleri içinde ameliyat gerektiren gerçek zamanlama (füzyonun gerçekleştiği gerçek zaman ya da büyümenin mekanik sınırlara ulaştığı gerçek zaman) ile ilgili fikir sahibi olmaları sağlanabilecek bir sistem geliştirilmiştir. Geliştirilen vida- çubuk sistemi sayesinde vida çözümleri, iyileşme derecesi, ayar vidası (nut) gevşemesi gibi çok sık rastlanan sıkıntıların erkenden teşhis edilmesi ve uygun tedavinin uygun zamanda yapılabilmesi mümkün olabilecektir. Yetişkinler için ise füzyonun derecesi posterior sabitleme elemanları üzerinden alınan ölçümler ile belirlenebilecektir.





## KAYNAKLAR

- [1] Dalbayrak, S, Yaman, O, Spinal Deformiteler, 2015, Türk Nöroşirürji Derneği, Spinal ve Periferik Sinir Cerrahisi Öğretim ve Eğitim Grubu Yayınları No:18, Ankara,
- [2] White AA, Panjabi MM., 1990, Clinical Biomechanics of the Spine, J.B., 2nd Edition, Philadelphia, Pennsylvania, Lippincott Company.
- [3] Skaggs DL, Akbarnia BA, Flynn JM, Myung KS, Sponseller PD, Vitale MG, 2014, Classification of Growth Friendly Spine Implants, J Pediatr Orthop., Volume 34, p 260–274.
- [4] Weiss, HR, Turnbull, D, Tournavitis, N, Borysov, M, 2016, Treatment of Scoliosis- Evidence and Management (Review of the Literature), Middle East J Rehabil Health. 2016 April; 3(2): e35377.
- [5] Lonstein D, Adolescent idiopathic scoliosis. Lancet., 1994;344(8934):1407–12. doi: 10.1016/s0140-6736(94)90572-x, [PubMed: 7968079].
- [6] Weinstein SL., Adolescent idiopathic scoliosis: prevalence and natural history. Instr Course Lect. 1989;38:115–28. [PubMed: 2649564]
- [7] Karachalios T, Sofianos J, Roidis N, Sapkas G, Korres D, and Nikolopoulos K, 1999, Ten-Year Follow-Up Evaluation of a School Screening Program for Scoliosis, Spine, 24-22, 2318–2324.
- [8] Greiner, K, American Family Physician, Adolescent Idiopathic Scoliosis: Radiologic Decision-Making, <http://www.aafp.org/afp/2002/0501/afp20020501p1817-f2.gif> Son erişim tarihi: 20.07.2016.
- [9] Olgun Z. D., Ahmadiadli H., Alanay A., Yazici M., 2012, Vertebral Body Growth During Growing Rod Instrumentation: Growth Preservation or Stimulation, J Pediatr Orthop, 32, 184–189.

- [10] Stehbens WE, Cooper RL, 2003, Regression of Juvenile Idiopathic Scoliosis, *Experimental and Molecular Pathology*, 74, 326–335.
- [11] Ibrahim KN, Newton PO, Sucato DJ, 2012, Safety and Outcome in the Surgery of Adolescent Idiopathic Scoliosis, *Spine Deformity Preview Issue*, 46-52.
- [12] Hebel NM, Tortolani PJ, 2009, Idiopathic Scoliosis in Adults: Classification, Indications, and Treatment Options, *Semin Spine Surg* 21:16-23.
- [13] Matsumoto M, Watanabe K, Hosogane N, Toyama Y, 2013, Updates on surgical treatments for pediatric scoliosis, *The Japanese Orthopaedic Association*, 19:6-14.
- [14] Sahli S, Rebai H, Ghroubi S, Yahia A, Guerhazi M, Elleuch M, 2013, The effects of backpack load and carrying method on the balance of adolescent idiopathic scoliosis subjects, *The Spine Journal* 13, 1835–1842.
- [15] Farrington D., Tatay-Díaz Á, 2013, Early onset scoliosis. What are the options? *Esp Cir Ortop Traumatol*, 57(5), 359-370.
- [16] Ouellet J, 2011, Surgical Technique Modern Luque Trolley, a Self-growing Rod Technique, *The Association of Bone and Joint Surgeons*, Volume 469, 1356–1367.
- [17] The Medical Device Exhibition, Vertical expandable prosthetic titanium rib [http://img.medicalexpo.com/images\\_me/photo-g/pedicatric-rib-prosthesis-human-79814-2947701.jpg](http://img.medicalexpo.com/images_me/photo-g/pedicatric-rib-prosthesis-human-79814-2947701.jpg), Son erişim tarihi: 25.05.2015.
- [18] Üzümcügil O, Atçı Y, Ozturkmen Y., Yalçınkaya M., and Caniklioglu M., 2012, Evaluation of Shoulder Balance Through Growing Rod Intervention for Early-onset Scoliosis, *J Spinal Disord Tech*, 25 ,7.
- [19] Wang S, Zhang J, Qiu G, Wang Y, Weng X, Guo J, 2014, One stage posterior osteotomy with short segmental fusion and dual growing rod technique for severe rigid congenital scoliosis, *Spine*, vol 39, E294-E299.
- [20] Olgun ZD, Ahmadiadli H, Alanay A, Yazici M, 2012, Vertebral Body Growth During Growing Rod Instrumentation: Growth Preservation or Stimulation, *J Pediatr Orthop*, 32, 184–189.

- [21] Sankar WN, Skaggs DL, Emans JB, Marks DS., Dormans J. P., Thompson G. H., Shah S A., Sponseller P.D., Akbarnia B. A. , 2009, ‘Neurologic Risk in Growing Rod Spine Surgery in Early Onset Scoliosis’, *Spine*, 34 (18), 1952–1955.
- [22] Elsebai HB, Yazici M, Thompson GH, Emans JB, Skaggs DL, Crawford AH, Karlin L, McCarthy RE, Poe-Kochert C, Kostial P, Akbarnia BA, 2011, Safety and Efficacy of Growing Rod Technique for Pediatric Congenital Spinal Deformities. *J Pediatr Orthop*, 31, 1.
- [23] Márquez JM, Pérez-Grueso FJ, Fernández-Baíllo N, Fernández AG, 2013, Growing rods in early-onset scoliosis. Do they really help to control the deformity and spinal and thoracic growth? *Rev Esp Cir OrtopTraumatol.*,57(3):178-185.
- [24] Akbarnia BA, Emans JB, 2010, Complications of Growth-Sparing Surgery in Early Onset Scoliosis, *Spine*, 35(25), 2193–2204.
- [25] Watanabe, K, Uno, K, Suzuki, Kawakami, S, Tsuji, T, Yanagida, H, Ito, M, Hirano, T, Yamazaki, K, Minami, S, Kotani, S, Taneichi, H, Imagama, S, Takeshita, K, Yamamoto, T, and Matsumoto, M, 2013, Risk Factors for Complications Associated With Growing-Rod Surgery for Early-Onset Scoliosis, *Spine*, Volume 38, Number 8, pp E464–E468.
- [26] Dede O, Demirkiran G, Yazici M, 2014, Update on the ‘growing spine surgery for young children with scoliosis. *Current Opinion in Pediatrics: February 2014 - Volume 26 - Issue 1 - p 57–63.*
- [27] Akbarnia BA, Cheung K, Noordeen H, Elsebaie H, Yazici M, Dannawi Z, Kabirian N, 2013, Next Generation of Growth-Sparing Techniques, *Spine*, 38(8), 665–670.
- [28] Uhlemann AC, Fidock D. A., 2012, Magnetically controlled growing rods for spinal deformity, *Lancet*, 379.
- [29] Cheung KM, Cheung JP, Samartzis D, Mak KC, Wong Y, Cheung WY, Akbarnia B A, Luk K, 2012, Magnetically controlled growing rods for severe spinal curvature in young children: a prospective case series. *Lancet* 379: 1967–74.

- [30] Akbarnia BA, Mundis, GM, Salari P, Yaszay B, Pawelek JP, 2012, A Study of Safety and Efficacy of a Magnetically Controlled Growing Rod in a Porcine Model, *Spine*, 37(13), 1109.
- [31] Melik, R, Ünal, E, Perkgoz, NK, Puttlitz, C, Demir, HV, 2009, Metamaterial based wireless strain sensors, *Applied Physics Letters* 95.
- [32] Sabah, C, Uçkun, S, Negatif elektriksel ve manyetik geçirgenliğe sahip metamateriyaller ve iletim hattı yaklaşımı.
- [33] Bilim, D, Ünal, E, Karaaslan, M, Halka rezonatör (SRR) içeren metamateriyal yapıların ansoft- HFSS simülatör kullanılarak incelenmesi
- [34] Melik, R, Ünal, E, Perkgoz, NK, Puttlitz, C, Demir, HV, 2009, Flexible metamaterials for wireless strain sensing, *Applied Physics Letters* 95
- [35] Melik, R, Ünal, E, Perkgoz, NK., Santoni, B, Kamstock, D, Puttlitz, C, Demir, HV, 2010, Nested Metamaterials for Wireless Strain Sensing, *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics* (Volume: 16, Issue: 2, March-april 2010)
- [36] Melik, R, Perkgoz, NK, Ünal, E, Puttlitz, C, Demir, HV, 2008, Bio-implantable passive on-chip RF-MEMS strain sensing resonators for orthopaedic applications, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Volume 18, Number 11
- [37] Rohlmann, A, Graichen, F, Kayser, R., Bender, A., Bergmann, G., 2008, Loads on a Telemeterized Vertebral Body Replacement Measured in Two Patients, *Spine*: 15 May 2008 - Volume 33 - Issue 11 - pp 1170-1179
- [38] Rohlmann, A, Graichen, F, Weber, U, Bergmann, G, 2000, Monitoring In Vivo Implant Loads With a Telemeterized Internal Spinal Fixation Device, *Spine*: 1 December 2000 - Volume 25 - Issue 23 - pp 2981-2986.
- [39] Nachemson A, The load on lumbar disks in different positions of the body. *Clin Orthop* 1966;45:107–22.
- [40] Wilke H, Neef P, Hinz B, et al. Intradiscal pressure together with anthropometric data - a data set for the validation of models. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 2001;16:S111–26.

- [41] Wilke HJ, Neef P, Caimi M, et al. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 1999;24:755–62.
- [42] Elfstrom G, Nachemson A, Telemetry recordings of forces in the Harrington distraction rod: a method for increasing safety in the operative treatment of scoliosis patients. *Clin Orthop* 1973;93:158–72.
- [43] Nachemson A, Elfstrom G, Intravital wireless telemetry of axial forces in Harrington distraction rods in patients with idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1971;53:445–65.
- [44] Wilke HJ, Claes L, Worsdorfer O, 1990, In vivo measurements at spinal stabilization implants. Proceedings of the 7th Meeting European Society of Biomechanics. Aarhus, Denmark 1990:3.
- [45] Rohlmann, A, Bergmann, G, Graichen, F, Mayer HM, 1995, Telemeterized load measurement using instrumented spinal internal fixators in a patient with degenerative instability, *Spine*, 20 (1995), p. 2683
- [46] Rohlmann, A, Riley LH, Bergmann, G, Graichen, F, 1996, In vitro load measurement using an instrumented spinal fixation device, *Med. Eng. Phys.*, 18 (1996), pp. 485-488
- [47] ASTM Standards, F543-07. Standard specification and test methods for metallic medical bone screws, 2002.
- [48] ASTM Standards, F2198-07. Standard Specifications and Test Methods for Components Used in the Surgical Fixation of the Spinal Skeletal System, 2012.
- [49] ASTM Standards, F1798-08. Standard Guide for Evaluating the Static and Fatigue Properties of Interconnection Mechanisms and Subassemblies Used in Spinal Arthrodesis Implants, 2012.
- [50] ASTM Standards, F1717-10. Standard test methods for spinal implant constructs in vertebrectomy model, 2012.
- [51] Tang AJ, 2013, Comparison of a novel pedicle subtraction osteotomy model using the traditional American Society of Testing and Materials standard for spinal biomechanics fatigue testing, *Journal of Neurosurgery: Spine*, in press.

[52] Akbarnia, BA, Marks, O. Boachie-Adjei, DS, Thompson, AG, Asher, MA, 2005, Dual growing rod technique for the treatment of progressive early-onset scoliosis: a multicenter study, *Spine (Phila Pa 1976)*, 30 (2005), pp. S46-S57.

[53] Wilke H-J, Kettler A, Wenger KH, et al., 1997, Anatomy of the sheep spine and its comparison to the human spine. *Anat Rec*, 247 (1997), pp. 542–555.



## ÖZGEÇMİŞ

**Ad-Soyad** :Fatma Kübra ERBAY ELİBOL  
**Uyruğu** :T.C.  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 14.06.2018 Polatlı  
**E-posta** : fatmakubra.erbay@gmail.com

### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : Hacettepe Üniversitesi, Fen Fakültesi, Biyoloji Bölümü
- **Yükseklisans** : Hacettepe Üniversitesi, Fen Fakültesi, Biyoloji Bölümü

### MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

Yıl	Yer	Görev
2014-2016	TOBB ETU	Araştırmacı, Asistan
2016- devam ediyor	Labiotech	Kalite Yöneticisi

**YABANCI DİL:** İngilizce

### TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

Çavuşoğlu, A.T., Erbay, F.K., Özsoy,M.H., Demir, T.,2017, Biomechanical comparison of supraacetabular external fixation and anterior pelvic bridge plating, Journal of Engineering in Medicine, Vol 231, Issue 10, 2017.

Mechanical characterization of smart implant rods for scoliosis, 8th World Congress of Biomechanics, Dublin, İrlanda, 8-12 Temmuz 2018.

## **DİĞER YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:**

O.Tanoğlu,K.B.Alemdaroğlu,S.İltar,A.Özmeriç,T.Demir,F. K.Erbay,2018, Comparative Biomechanical Study of Precontoured Angular Plate and Reconstruction Plate in Treating Posterior Wall Fractures of the Acetabulum, Injury, Available online 18 June 2018.

Y.Ozturk,I.Bozkurt,M.E.Yaman,Y.Guven,T.Tolunay,P.Bayram,N.Hayirli,D.Billur,F.K. Erbay,S.Senturk,G.Bozkurt,2018, Histopathologic Analysis of Tamoxifen on Epidural Fibrosis, World Neurosurgery, Volume 111, March 2018, Pages e941-e948

M.E.Yaman,G.Ergöl,Y.Güvenç,Y.Öztürk,F.K.Erbay,T.Tolunay,S.Şentürk,C.Kırçıl,G.Bozkurt,2018, Evaluation of topical Dexmedetomidine administration in postlaminectomy epidural fibrosis rat model, International Journal of Surgery, Volume 53, May 2018, Pages 80-85